G-scan/S-scan

Manual de qualidade de imagem e de sequências

350003260 Rev. 05

A Esaote S.p.A.
Gênova

Edição

Março de 2020

Garantia

As informações contidas no presente documento são de propriedade da Esaote S.p.A. e são reservadas. É proibida a reprodução e a difusão em qualquer meio. Todos os direitos reservados.

Não é permitido traduzir este documento sem a autorização da Esaote S.p.A.

As informações contidas neste documento estão sujeitas a modificações sem aviso prévio.

Marcas

Todas as marcas são de propriedade dos respectivos titulares e são usadas somente com a finalidade de identificação.

ÍNDICE

Introdução

Introdução 1

Capítulo 1 - Qualidade de imagem em RM

Sinal e ruído 1

Resolução espacial 2

Contraste da imagem 3

Parâmetros da sequência vs. qualidade da imagem e duração da sequência 4

- Tempo de repetição TR 4
- Tempo de eco TE 5
- Tempo de inversão TI 6
- Flip Angle FA 7
- Espessura da camada 9
- Número de camadas 9
- Gap 10
- Número de aquisições 10
- Campo de visão na aquisição 11
- Número da série 13
- Matriz 15
- Técnica SpeedUp 16
- Preenchimento do elíptico do espaço K 18
- Correção de artefatos de movimento 19

Parâmetros característicos das sequências Fast Spin Echo vs qualidade de imagem 20

- Tempo de intereco (Echo Spacing) 20
- Comprimento do trem de ecos (Echo Train Length) 20
- Compensação de fluxo 21
- Relaxation 22
- Fator multiplicativo da frequência de amostragem 23
- Técnica X-MAR 24

Redução do TR 25
Contraste Mielográfico 26
Imagem visualizada 27
Sistemas com região de homogeneidade padrão 28
Sistemas com região de homogeneidade ampla 55
Modos de aquisição 85
Aquisição 2D multicamada 85
Aquisição 3D 86
3D isotrópica 86
3D anisotrópico 87
Fator de qualidade 87
Reconhecimento e correção de artefatos 88
Artefatos devidos a desomogeneidades 88
Desomogeneidades de campo magnético 88
Desomogeneidades locais de campo magnético 90
Artefato "Zebra" 90
Artefatos ligados a perturbações magnéticos 92
Artefatos ligados a perturbações de radiofrequência 93
Artefatos devido às variações da frequência dos magnetos 94
Artefatos de tipo "Edge" 96
Chemical shift contours 96
Ringing causado pela amostragem 96
Artefatos de tipo "ghosting" e "smearing" 98
Artefatos do tipo "wrap-around" (backfolding) 101
Artefatos devidos ao fenômeno de "magic angle" 104
Artefatos típicos das sequências Fast Spin Echo 105
Artefatos típicos das sequências do tipo "Estado estacionário" 110
Artefatos típicos das sequências do tipo "XBONE" 111
Artefatos típicos devido ao uso da técnica SpeedUp 113

Capítulo 2 - Sequências e protocolos de exame

Sequências por impulsos 1
Sequências para obter o contraste T1 2

Sequência "Spin Echo T1" 4
Sequência "Spin Echo T1 HE" 4
Sequência "Spin Echo T1 HF" 5
Sequências "Fast Spin Echo T1" 6
Sequência "IR" 6
Sequências para obter o contraste T2 7
Sequência "Spin Echo T2" 8
Sequência "Spin Echo Proton Density-T2" 8
Sequência "Turbo Multi Echo 3 Ecos" 9
Sequência "Turbo Spin Echo" 10
Sequências "Fast Spin Echo T2" 10
Sequência "FSE Proton Density T2" 11
Sequência "Fast FLAIR" 11
Sequência "Turbo Multi Echo" 11
Sequências para obter o contraste de "densidade protônica" 12
Sequência "SPED" 12
Sequências Gradient Echo 14
Sequências "Gradient Echo, TE = 6 ms","Gradient Echo, TE = 10 ms", "Gradient Echo, TE = 14 ms" e "Gradient Echo, TE = 16 ms" . . 15
Sequência "Gradient Echo T2" 16
Sequência "XBONE" 17
Sequência "2D HYCE" 18
Sequência "2D HYCE S" 19
Sequências para supressão da gordura 19
Sequência "STIR" 19
Sequência "STIR T2 A" 20
Sequência "Gradient Echo STIR, TE = 25" 20
Sequências "Fast STIR" 21
Sequências para obter contrastes híbridos 21
Sequência "Spin Echo T2, TE = 50 ms" 22
Sequência "Turbo Spin Echo T2, TE = 50 ms" 22
Sequências tridimensionais 22
Sequência "Turbo 3D T1" 22

Sequência "3D HYCE" 23
Sequência "3D SST1" 24
Sequência "3D SST2" 24
Sequência "3D SHARC" 24
Protocolos de exame 25
Escolha dos protocolos 26

Capítulo 3 - Especificações técnicas

Especificações técnicas 1
Sequências 1

Introdução

O presente manual do usuário 350000360 Rev. 05 constitui somente uma parte das instruções necessárias para a utilização segura e correta dos sistemas G-scan e S-scan, em todas as suas configurações.

São parte integrante das instruções para a utilização dos sistemas G-scan e S-scan os manuais a seguir, fornecidos ao usuário junto com os dispositivos descritos nos mesmos e que o usuário deve consultar.

- Manual do usuário G-scan (somente G-scan)
- Manual do usuário S-scan (somente S-scan)
- Manual de interface do usuário
- Manual de uso do monitor LCD TFT
- Manual de uso do gravador de CD/DVD

A versão original de todos os Manuais do usuário dos sistemas G-scan e S-scan é em língua italiana. A Esaote S.p.A. traduz os manuais mencionados em inglês, alemão, espanhol, português.
Verifique com o seu lugar de preferência a disponibilidade deste manual na língua de seu país.

CAPÍTULO 1
Qualidade de imagem em RM

O objetivo deste capítulo é fornecer ao usuário as informações básicas necessárias para selecionar os protocolos de exame, as sequências e os parâmetros das sequências, para otimizar a qualidade de imagem e minimizar o tempo do exame, obtendo imagens diagnósticas por ressonância magnética.

A qualidade da imagem é caracterizada por:

- relação sinal/ruído
- resolução espacial
- contraste da imagem
- artefatos (consulte o parágrafo "Reconhecimento e correção de artefatos" para obter uma breve descrição dos artefatos típicos das imagens obtidas por RM).

Sinal e ruído

A imagem de RM é constituída por uma matriz de elementos de imagem individuais, conhecidos como "pixels". Cada pixel possui um valor de cinza específico que é o resultado de dois fatores:

- A intensidade do sinal de RM relativa ao elemento de volume, "voxel", associado ao pixel
- o ruído.

Para obter a definição de "voxel", consulte o parágrafo "Resolução espacial".

INTENSIDADE DE SINAL

A intensidade do sinal é determinada:

- pelos parâmetros característicos do tecido em exame: densidade protônica, tempos de relaxamento T1 e T2
- pelos parâmetros da sequência de impulsos: tempo de repetição TR, tempo de eco TE, tempo de inversão TI, flip angle FA, espessura de camada, campo de visão FOV, dimensões da matriz, número de aquisições, etc.
- pelos parâmetros de reconstrução: interpolação, etc.
- pelos parâmetros do sistema: intensidade do campo magnético e tipo de bobinas de recepção utilizadas.

RUÍDO

O ruído é uma flutuação estatística da intensidade de sinal que não contribui para a informação da imagem. Os fatores que determinam o ruído são:

- a presença do paciente no magneto
- o ruído elétrico gerado pelo sistema de recepção de RF
- o ruído eletromagnético externo.

A relação sinal/ruído é utilizada em ressonância magnética como uma medida da qualidade da imagem. Ela define a relação entre a medição efetuada da intensidade real do sinal e o ruído de fundo, indesejado, sobreposto à mesma.
Quando a razão Sinal/Ruído resulta ser inferior a um limiar, de acordo com a sequência utilizada e os parâmetros definidos, é visualizada a seguinte mensagem "A imagem foi obtida com uma razão sinal-ruído muito baixa".

Resolução espacial

A resolução espacial é uma medida da capacidade do sistema de distinguir dois pontos próximos no espaço, visualizando-os como separados e distintos
A resolução espacial é função das dimensões do voxel: quanto menor é o voxel, melhor é a resolução espacial.
A intensidade do sinal, que é proporcional ao número de prótons excitados, também é função do voxel: quanto menor é o voxel, menor é o número de prótons excitados e mais baixa é a intensidade do sinal.

A dimensão do voxel é definida pelos seguintes parâmetros da sequência:

- espessura de camada, isto é, a profundidade espacial de cada camada na qual se divide a região anatômica a ser analisada.
- campo de visão (FOV) na aquisição, isto é, a área da camada na qual o sistema adquire informações
- dimensão da matriz, isto é, o número de linhas multiplicado pelo número de colunas nas quais se divide a imagem.

dimensão do voxel = (dimensão do pixel) x (espessura de camada)

dimensão do pixel = FOV / (dimensão da matriz)

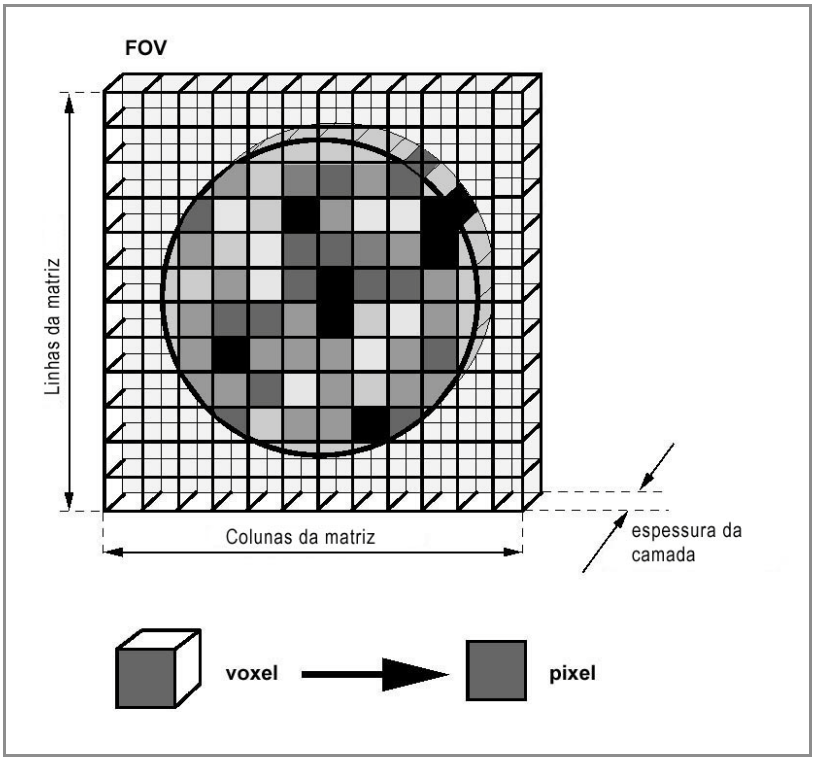

fig. 1.1 - A matriz de aquisição: voxel e pixel

Contraste da imagem

O contraste da imagem é a diferença relativa, em intensidade de sinal, entre dois tipos de tecido da região anatômica examinada. Representa um critério muito importante para diferenciar tecidos com patologia e tecidos saudáveis.

O contraste da imagem é determinado por:

- pelo tipo de sequência utilizado
- pelos parâmetros da sequência: TR, TE, TI, Flip Angle
- parâmetros característicos das sequências FSE: Echo Spacing, Echo Train Length, Compensação de fluxo, Relaxation
- utilização do agente de contraste.

O contraste na RM depende dos tempos de relaxamento T1 e T2 dos diversos tecidos.
Existem muitas técnicas de aquisição de imagem (sequências de impulsos) para diferenciar os tecidos com base em seus tempos de relaxamento: para obter uma breve descrição das sequências e do contraste obtido executando cada uma das mesmas, consulte o capítulo "Sequências e protocolos de exame" deste documento.

Parâmetros da sequência vs. qualidade da imagem e duração da sequência

Tempo de repetição TR

O tempo de repetição, TR, é o intervalo de tempo que decorre entre o início de duas sequências de impulsos consecutivas.
Uma sequência de impulsos é um trem de impulsos de RF e de impulsos por gradientes utilizado para:

☛ excitar o sinal da RM proveniente da amostra colocada sob a influência do campo magnético

☛ codificar esse sinal com informações espaciais.

TR influencia o contraste da imagem: o contraste T1 depende principalmente do valor de TR.
O TR possui um valor mínimo que depende da sequência de impulsos utilizada, do tempo de eco TE e do número de camadas selecionados.

Efeitos induzidos pela variação do TR

Aumento	Diminuição
Aumenta o contraste T2, com TE longos. Permite obter um contraste com "densidade protônica", com TE breves.	Aumenta o contraste T1, com TE breves.
Permite o aumento do número de camadas.	Pode requerer uma diminuição do número de camadas.
Aumenta a duração da sequência, como definido a seguir: duração da varredura = (núm. de codificações de fase) x (núm. de aquisições) x TR	Diminui a duração da sequência.
Aumenta a intensidade do sinal derivada de todos os tecidos, por causa do tempo de relaxamento T2.	Diminui a intensidade do sinal derivada de todos os tecidos: o tempo para recuperar a magnetização longitudinal é insuficiente.

Tempo de eco TE

O tempo de eco, TE, é o tempo que decorre entre o centro do impulso de excitação de RF e o centro do eco gerado (spin eco ou eco de gradiente). TE influencia o contraste da imagem: o contraste T2 depende principalmente do valor de TE.

O TE possui um valor mínimo que depende da sequência de impulsos utilizada e um valor máximo que depende da sequência de impulsos e do valor da relação S/N (sinal/ruído) mínimo aceitável para o sistema.

Efeitos induzidos pela variação do TE

Aumento	Diminuição
Aumenta o contraste T2, com TR longos.	Aumenta o contraste T1, com TR breves. Permite obter um contraste em "densidade protônica", com TR longos.
Diminui a intensidade de sinal derivada de todos os tecidos, em função do tempo de relaxamento T2.	Aumenta a intensidade de sinal, de acordo com o T2 de cada tecido.
Pode aumentar a duração da sequência: um aumento do TE pode exigir um aumento do TR.	

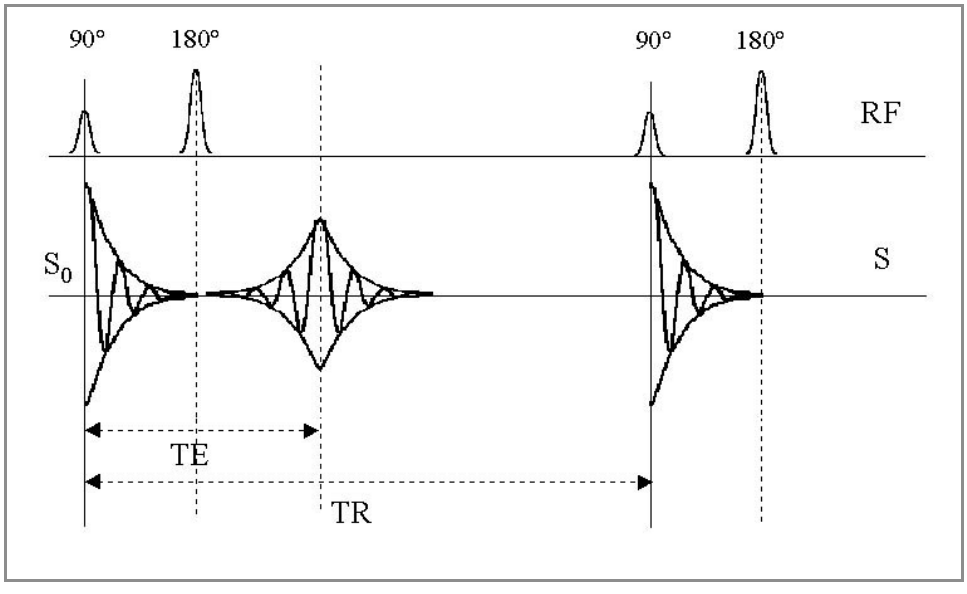

fig. 1.2 - A sequência Spin Echo

Tempo de inversão TI

O tempo de inversão, TI, é o tempo que decorre entre o impulso RF de inversão a 180°, depois do qual a magnetização líquida ocorre na direção oposta ao campo magnético estático, e o impulso de excitação seguinte a 90° necessário para obter o sinal de RM nas sequências "Inversion Recovery".

TI influencia o contraste da imagem: a amplitude da magnetização longitudinal, que se relaxa durante o TI, depende do T1. Se o impulso de excitação a 90° for aplicado no exato momento em que a curva de relaxamento de um T1 em particular passar pelo zero, o sinal desse tecido será suprimido.

Um TI breve produz um efeito de supressão da gordura na imagem; um TI longo aumenta o contraste T1.

Efeitos induzidos pela variação do TI

Aumento	Diminuição
Diminui a intensidade de sinal derivada de todos os tecidos, em função do relaxamento T1 da magnetização longitudinal.	Aumenta a intensidade de sinal, em função da grande quantidade de magnetização longitudinal líquida presente no momento em que se aplica o impulso de excitação a 90°.

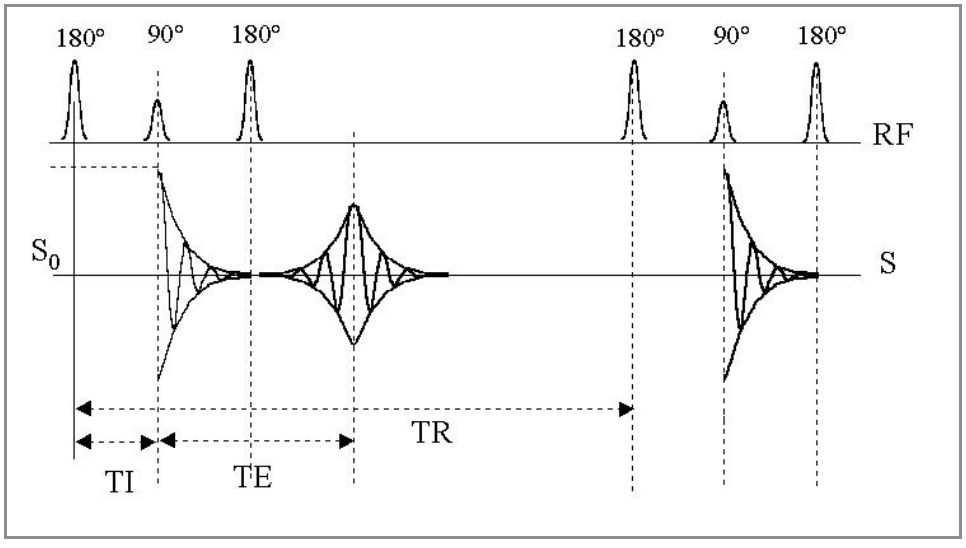

fig. 1.3 - A sequência Inversion Recovery

Flip Angle FA

O Flip Angle, FA, é o ângulo de desvio, causado pelo impulso de excitação RF, da magnetização líquida em relação à direção do campo magnético estático.

O FA influencia o contraste da imagem nas sequências com eco de gradiente (Gradient Echo), como descrito a seguir:

☛ FA $\geq$ 75°, com TE $\leq$ 14 ms, fornecem contrastes pseudo T1

☛ FA $\leq$ 45°, com TE $\geq$ 18 ms, fornecem contrastes pseudo T2.

As sequências Gradient Echo são sequências rápidas que adotam valores de TR breves.
Utilizando-se um TR breve e um FA = 90°, somente uma pequena quantidade de magnetização longitudinal pode ser recuperada entre um impulso de excitação e o sucessivo; assim, somente uma quantidade exígua de magnetização líquida pode ser transferida no plano transversal, causando uma diminuição da intensidade do sinal.
Utilizando-se um TR breve e FA inferiores a 90° entre um impulso de excitação e o sucessivo, recupera-se uma quantidade de magnetização longitudinal maior, produzindo uma intensidade de sinal mais elevada.

A intensidade do sinal depende dos valores de FA e TR: para um TR fixado, um determinado FA maximiza a intensidade do sinal.

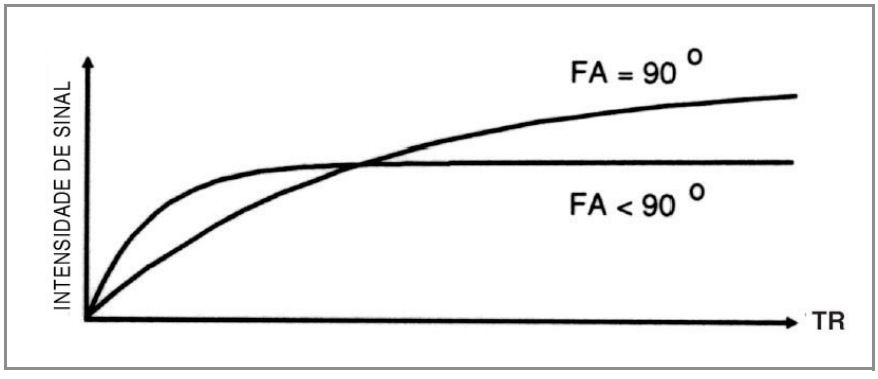

fig. 1.4 - Intensidade de sinal, em função de TR, com a variação de FA

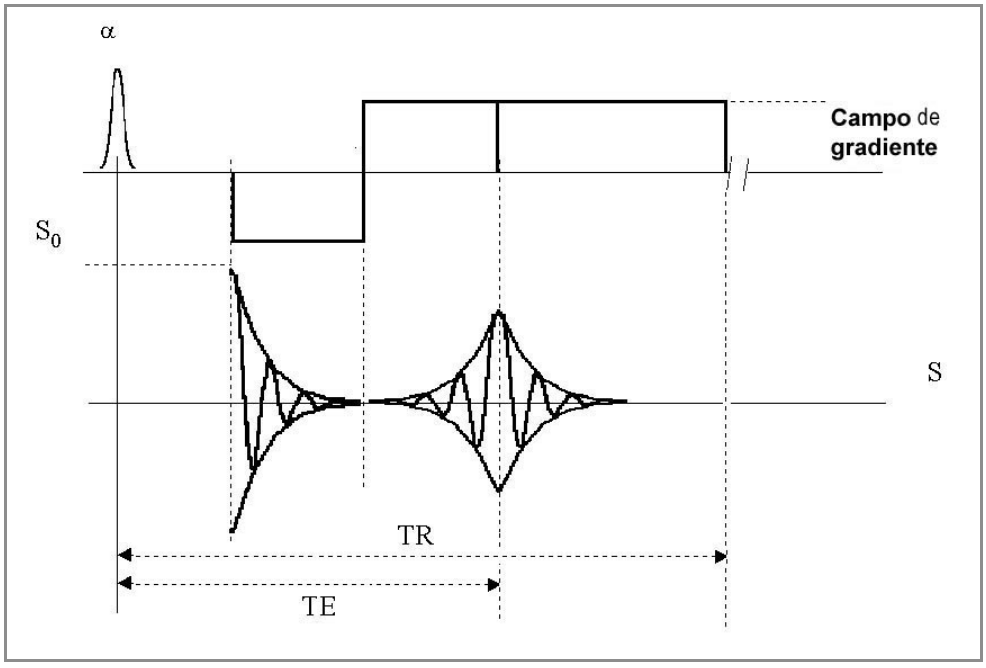

fig. 1.5 - Sequência Gradient Echo

Espessura da camada

A espessura de camada é a profundidade espacial de cada camada em que se divide a região anatômica a ser examinada.

A dimensão do voxel é uma função da espessura da camada:

dimensão do voxel = (dimensão do pixel) x (espessura de camada)

Em condições típicas de exame de RM, a espessura de camada é superior às outras duas dimensões do voxel e o sinal medido deriva de um conjunto de tecidos diferentes (efeito de "volume parcial").

Efeitos induzidos pela variação da espessura de camada

Aumento	Diminuição
Aumenta a intensidade de sinal por pixel, em função do aumento das dimensões do voxel.	Diminui a intensidade de sinal por pixel, em função da diminuição das dimensões do voxel.
Aumenta o volume adquirido com uma única varredura.	Diminui o volume adquirido com uma única varredura.
Aumenta o efeito de "volume parcial", especialmente na interface oblíqua entre tecidos diferentes.	Diminui o efeito de "volume parcial".
Diminui a resolução espacial, em função do aumento das dimensões do voxel.	Aumenta a resolução espacial, em função da diminuição das dimensões do voxel.

Número de camadas

O sinal da RM proveniente de diversas camadas da mesma região anatômica pode ser medido através da técnica de aquisição de multicamadas.

O número máximo de camadas permitido depende do valor do TR selecionado pelo usuário e do valor mínimo de TR característico da sequência em uso.
Para aumentar o número de camadas além do valor máximo permitido do TR selecionado, é necessário primeiro aumentar o TR e, em seguida, aumentar o número de camadas.
Consequentemente, a duração da sequência aumentará com o aumento do TR.

Gap

O gap é a distância entre duas camadas adjacentes.
As camadas adjacentes podem ser contíguas ou divididas por um pequeno espaço, ou gap.

Se o gap for inferior a 10% da espessura de camada, os sinais derivados de camadas adjacentes interferirão entre si (efeito "crosstalk"), causando uma diminuição da intensidade de sinal por camada.

Efeitos induzidos pela variação do gap

Aumento	Diminuição
Aumenta o volume adquirido com uma única varredura.	Diminui o volume adquirido com uma única varredura.
Decresce o efeito "crosstalk" entre camadas adjacentes e, consequentemente, aumenta a intensidade de sinal por camada.	Aumenta o efeito "crosstalk" entre camadas adjacentes e, consequentemente, diminui a intensidade de sinal por camada.
Aumenta o risco de não identificação de patologias de pequena dimensão entre as camadas.	Diminui o risco de não identificação de patologias de pequena dimensão entre as camadas.

Número de aquisições

O número de aquisições representa o número de vezes em que o impulso de excitação é aplicado no mesmo voxel durante uma sequência.

Aplicando-se mais vezes o impulso de excitação a um voxel e fazendo-se a média das medições efetuadas, obtém-se uma relação S/N (sinal/ruído) maior em relação à aplicação única, no mesmo voxel, do impulso de excitação.
O fator de incremento é igual à raiz quadrada do número de aquisições, visto que o ruído de cada sinal se soma de maneira incoerente.

Efeitos induzidos pela variação do número de aquisições

Aumento	Diminuição
Aumenta a relação S/N (sinal/ruído) de todos os tecidos.	Diminui a relação S/N (sinal/ruído) de todos os tecidos.
Diminuem, graças à media do sinal, os artefatos de movimento e os artefatos de fluxo.	Aumentam os artefatos de movimento e os artefatos de fluxo.

Aumento	Diminuição
Aumenta a duração da sequência: duração da varredura = (núm. de codificações de fase) x (núm. de aquisições) x TR	Diminui a duração da sequência.

Campo de visão na aquisição

O campo de visão, FOV, na aquisição determina as dimensões da área na qual o sistema adquire informações. Essa área pode ser quadrada ou retangular, e as suas dimensões são "FOV varredura" e "FOV codificação".

FOV = (FOV varredura) x (FOV codificação)

O FOV varredura determina a direção na qual o sistema executa a amostragem da varredura (frequência).
O FOV codificação determina a direção na qual o sistema executa a amostragem da fase.
O número de amostragens na direção da varredura (frequência) e o número de codificações de fase, na direção da codificação de fase, determinam a dimensão da matriz dos dados brutos.

O FOV possui um valor mínimo que depende da intensidade máxima dos gradientes.

Efeitos induzidos pela variação das dimensões do FOV quadrado

Aumento	Diminuição
Com dimensões da matriz fixas, aumenta a intensidade de sinal por pixel em função do aumento das dimensões do voxel.	Com dimensões da matriz fixas, diminui a intensidade de sinal por pixel em função da diminuição das dimensões do voxel.
Aumenta o volume adquirido com uma única varredura.	Diminui o volume adquirido com uma única varredura.
	Com dimensões da matriz fixas, pode aumentar o artefato "wrap-around".
Com dimensões da matriz fixas, diminui a resolução espacial em função do aumento das dimensões do voxel.	Com dimensões da matriz fixas, aumenta a resolução espacial em função da diminuição das dimensões do voxel.
	Diminui o artefato "ringing".

Efeitos da variação das dimensões do FOV retangular

O usuário pode obter FOV retangulares exclusivamente selecionando um FOV codificação inferior ao FOV varredura (o inverso não é permitido pelo software).
O número efetivo de codificações de fase depende dos valores selecionados de FOV codificação, FOV varredura e codificações de fase, como definido a seguir:

Número efetivo de codificações de fase =

(número de codificações de fase) x (FOV cod/Fov varr)

A resolução espacial que se obtém no caso de um FOV retangular é a mesma que se obteria com um FOV quadrado caracterizado pela dimensão maior entre o FOV varredura e o FOV codificação do campo de visão retangular.

Diminuição do FOV codificação
Diminui a duração da sequência, em função da diminuição do número efetivo de codificações de fase: duração da varredura = (núm. efetivo de codificações de fase) x (núm. de aquisições) x TR.
diminui a relação S/N (sinal/ruído), em função da diminuição das dimensões do FOV.

Aumento do FOV varredura
Diminui a duração da sequência, em função da diminuição do número efetivo de codificações de fase: duração da varredura = (núm. efetivo de codificações de fase) x (núm. de aquisições) x TR
Aumenta a relação S/N (sinal/ruído), em função do aumento das dimensões do FOV.

Número da série

O número de série representa o número de vezes em que a sequência é automaticamente adquirida no tempo de um único TR.
Este parâmetro é definido diretamente pelo usuário em todas as sequências do Fast Spin Echo (FSE) e em todas as sequências do tipo de Estado Estacionário.
O parâmetro da série atua de modo diferente, dependendo do tipo de sequência em que é utilizado:

Família de sequência Fast Spin Echo (FSE)

O número máximo da série atualmente definido por este tipo de sequência é 2.

Durante as duas aquisições, são gerados dois espaços k diferentes, de modo complementar entre si, deixando o eco selecionado pelo usuário, através do TE, no centro de ambos; ao final, os dois espaços k são adequadamente combinados, obtendo-se assim uma imagem com o contraste desejado.

Efeitos induzidos pela variação do número da série no FSE

Ativo	Não ativo
Aumenta o número de vezes em que a sequência é automaticamente adquirida	Diminui o número de vezes em que a sequência é automaticamente adquirida
Diminuiu, devido ao preenchimento de n espaços k, de modo complementar, os artefatos obscurecidos.	Aumentam os artefatos obscurecidos.
Aumenta a duração da sequência: duração da varredura = (núm. de codificações de fase) x (núm. de série) x TR/ETL	Diminui a duração da sequência.

Família de sequência do tipo de Estado estacionário

Para este tipo de sequência não é previsto nenhuma restrição quanto ao número máximo de série definido.

Diante das *n* aquisições, cada uma precedida de uma oportuna mudança da fase de impulso, são gerados *n* diferentes espaços k e, assim, *n* imagens; ao final da sequência inteira, as *n* imagens são combinadas, obtendo-se assim uma imagem na qual esse artefato do tipo Faixa é minimizado e/ou eliminado.

Efeitos induzidos da variação do número da série das sequências do tipo de Estado Estacionário

Ativo	Não ativo
Aumenta o número de vezes em que a sequência é automaticamente adquirida	Diminui o número de vezes em que a sequência é automaticamente adquirida
Diminuem os artefatos de faixa.	Aumentam os artefatos de faixa.
Aumenta a duração da sequência: duração da varredura = (núm. de codificações de fase) x (núm. de série) x TR	Diminui a duração da sequência.

Matriz

Existem dois tipos diferentes de matriz:

- a matriz dos dados brutos
- a matriz da transformada de Fourier, que deriva da matriz dos dados brutos e é a matriz de visualização da imagem. Os pixels da matriz de visualização da imagem do sistema são sempre quadrados e sua dimensão pode ser:

dimensão pixel (1) = FOV / (128 x 128)

dimensão pixel (2) = FOV / (256 x 256)

dimensão pixel (3) = FOV / (512 x 512)

O usuário pode escolher as dimensões da matriz dos dados brutos através do número de amostragens na direção da varredura (frequência) e do número de codificações de fase na direção da codificação de fase, obtendo-se a resolução espacial desejada.

Efeitos induzidos pela variação das dimensões da matriz

Aumento	Diminuição
Com dimensões de FOV fixas, aumenta a resolução espacial em função da diminuição das dimensões do voxel.	Com dimensões de FOV fixas, diminui a resolução espacial em função do aumento das dimensões do voxel.
	Aumenta a possibilidade de ocorrência de artefato "ringing".
Com dimensões de FOV fixas, diminui a intensidade de sinal por pixel em função da diminuição das dimensões do voxel.	Com dimensões de FOV fixas, aumenta a intensidade de sinal por pixel em função do aumento das dimensões do voxel.
Aumenta a duração da sequência, em função do aumento do número efetivo de codificações de fase: duração da varredura = (núm. efetivo de codificações de fase) x (núm. de acquisições) x TR.	Diminui a duração da sequência, em função da diminuição do número efetivo de codificações de fase.

Técnica SpeedUp

SpeedUp é uma técnica de imagem que aumenta a velocidade de varredura reduzindo o tempo de aquisição. A dispersão intrínseca das imagens RM é explorada pela técnica sob a amostragem do espaço k, gerando artefatos inconsistentes (semelhantes a ruídos). Reduzindo o número de linhas do espaço k adquirido se reduz o tempo de aquisição e a imagem final é obtido através de um método adequado de reconstrução não-linear.
A técnica SpeedUp pode ser ativada e desativada diretamente pelo usuário exclusivamente nas seguintes sequências 2D e 3D:

Sequências 2D para os quais a técnica SpeedUp está disponível (sob licença "Speed Up 2D Acquisition")

- Spin Echo T1 (SET1)
- Spin Echo T2 (SET2)
- Multi-Echo (SE_PD_T2)
- Inversion Recovery (IR)
- Short TI Inversion Recovery (STIR)
- Short Time Inversion Recovery Gradient Echo (GE-STIR)
- Gradient Echo (GE)
- Fast Spin Echo (FSET1, FSE STIR, FAST FLAIR, FSE T2, FSE PD, FSE PD T2)
- XBONE
- 2D HYCE

Sequências 3D para os quais a técnica SpeedUp está disponível (sob licença "Speed Up 3D Acquisition")

- Gradient Echo 3D (T3D T1)
- 3D SHARC
- 3D SST1
- 3D SST2
- Spin Echo T1 3D
- Short Time Inversion Recovery 3D (STIR 3D)
- Short Time Inversion Recovery Gradient Echo 3D (GE STIR 3D)
- 3D Hyce (se non è abilitata la tecnica Partial Fourier)

Sequências 3D para os quais a técnica SpeedUp não está mais disponível mesmo se a licença "Speed Up 3D Acquisition" está ativada

A técnica SpeedUo é desativada pelo usuário para as seguintes sequências, mesmo na presença de tal licença "Speed Up 3D Acquisition", já que as duas técnicas (SpeedUp e Half Fourier) são incompatíveis entre si, de modo que apenas uma delas pode ser aplicada com a mesma sequência.

- Spin Echo T1 3D Half Fourier
- Short Time Inversion Recovery 3D Half Fourier(STIR 3D HF)
- Short Time Inversion Recovery Gradient Echo 3D Half Fourier(GE STIR 3DHF)

Sequências 3D para os quais a técnica SpeedUp não é usada mesmo se ativada a licença correspondente

A técnica SpeedUp é desativada pelo usuário, para as seguintes sequências, no caso em que já foi ativada a técnica de aquisição do Partial Fourier. Esta última é incompatível com a técnica SpeedUp, por conseguinte, somente uma delas pode ser aplicada à mesma sequência.

- 3D Hyce (se ativada a técnica Partial Fourier).

O algoritmo de reconstrução causa uma deterioração da imagem final mais significativa quanto maior for o fator de SpeedUp aplicado. Esta deterioração consiste, em primeiro lugar, na perda de definição das estruturas anatômicas, em particular as de baixo contraste, que envolve um efeito geral de desfoque (embaçamento) da imagem. Em valores elevados de SpeedUp, a imagem final pode ser também afetada por artefatos semelhantes aos do truncamento dos dados (toque). Tais problemáticas são mais evidentes em imagens com pedo de contraste T1, densidade protônica ou XBONE em relação a imagens de contraste elevado como T2 ponderado ou imagens de supressão de gordura tipo STIR.
Para permitir o funcionamento ideal do algoritmo de reconstrução e, consequentemente, reduzir os artefatos de "desfoque" e "toque" sobre a imagem final, é aconselhável utilizar, de forma compatível com outros parâmetros da sequência, matrizes de aquisição maiores, FOV reduzidos e aumentar o fator de Oversampling.

Efeitos induzidos da variação do fator de aceleração (Speed-up)

Aumento	Diminuição
Diminui a duração da varredura de uma quantidade igual ao Fator SpeedUp/100	Aumenta progressivamente a duração da varredura até o alcance do tempo de varredura sem a técnica SpeedUp
Introduz artefatos do tipo blurring e progressivamente do tipo ringing	/

Preenchimento do elíptico do espaço

A ativação do parâmetro "Preenchimento elíptico do espaço K" ativa uma técnica de preenchimento do espaço K com o qual são adquiridas apenas codificações no plano 2D/3D pertencentes à elipse inscrita no retângulo relativo ao espaço K padrão.
O preenchimento elíptico respeita a simetria do espaço K padrão.
A forma da elipse é dependente dos parâmetros "NumFasi" e "Fasi 3D" selecionados pelo usuário, que determinam o tamanho da elipse, respectivamente, nas direções do plano 2D e 3D.
A técnica de preenchimento elíptico do espaço K pode ser ativado e desativado diretamente pelo usuário em todas as sequências em 3D, com exceção das sequências em que já tenha sido ativada com a técnica de aquisição "Half Fourier" ou "Partial Fourier".

Efeitos induzidos pelo espaço K elíptico

Valor	Efeito
Desativado	A técnica de preenchimento elíptico do espaço K não está ativada. A duração da sequência e os parâmetros restantes não foram modificados.
Ativado	A técnica de preenchimento elíptico do espaço K está ativada. A igualdade dos parâmetros restantes permite uma redução no tempo de verificação à custa de uma menor perda de resolução espacial, inferior ao que seria se obter o mesmo tempo de verificação por meio de uma redução da matriz de aquisição.

Correção de artefatos de movimento

A técnica de correção de artefatos de movimento permite reduzir os artefatos de movimento de tipo random do paciente, que incluem pequenos movimentos involuntários - causados pela contração de uma o mais estruturas nervosas e/ou musculares – e pequenos movimentos voluntários da região anatômica em exame devidos a desconforto ou leves parestesias momentâneas (consulte o parágrafo "Artefatos por movimentos do tipo random" deste capítulo).

A técnica em questão efetua o processamento dos dados pós-aquisição para compensar os efeitos "blurring" e "ghosting", típicos do artefato de movimento de tipo random.
Ela pode ser aplicada a todos os tipos de sequências 2D – à exceção das sequências que implementam as técnicas Half-Echo e Half-Fourier e às aquisições de tipo Streaming – mais é incompatível com a utilização da técnica SpeedUp descrita anteriormente.

Efeitos induzidos pela técnica de correção de artefatos de movimento

Valore	Efeito
Desativado	A técnica de correção de artefatos de movimento não está ativada. Nenhum efeito nas imagens.
Ativado	A técnica de correção de artefatos de movimento está ativada: o aparecimento eventual dos artefatos causados por pequenos movimentos do paciente é reduzido. O tempo de reconstrução das imagens aumenta. A técnica SpeedUp não pode ser utilizada.

Parâmetros característicos das sequências Fast Spin Echo vs qualidade de imagem

Tempo de intereco (Echo Spacing)

O tempo de intereco, Echo Spacing, é o intervalo de tempo que decorre entre dois ecos consecutivos da sequência FSE (Fast Spin Echo).
Devido à construção particular da FSE, na qual o contraste é determinado do eco adquirido que é colocado no centro dos dados brutos a reconstruir, o valor de ESP (Echo Spacing) define os possíveis TE como múltiplos de ESP:
TE = n x ESP, com n = da 1a ETL
Aumentando-se ESP com o mesmo ETL, aumenta-se o tempo necessário para a aquisição de uma única camada.
O ESP é um parâmetro que varia com base no tipo de sequência FSE que se deseja utilizar (FSE, FSE STIR, FSE, FLAIR, FSE, PD T2).

Efeitos induzidos pela variação do ESP

Aumento	Diminuição
Pode requerer uma diminuição do número de camadas	Permite o aumento do número de camadas.
Afasta principalmente os valores possíveis de TE	Aproxima principalmente os valores possíveis de TE

Comprimento do trem de ecos (Echo Train Length)

O comprimento do trem de ecos, Echo Train Length, é o número de ecos efetivamente adquiridos por uma sequência Fast Spin Echo. A estrutura particular da sequência FSE, na qual para cada eco adquirido corresponde uma diferente codificação de fase, permite acelerar a aquisição quanto mais elevado for o ETL (Echo Train Length).
Devido à construção particular da FSE, na qual o contraste é determinado do eco adquirido que é colocado no centro dos dados brutos a reconstruir, o valor de ETL define quantos são os valores possíveis de TE como múltiplos de ESP:
TE = n x ESP, com n = de 1 a ETL
Aumentando-se o ETL com o mesmo ESP, aumenta-se o tempo necessário para a aquisição de uma única camada.
O ETL é um parâmetro que varia de 2 a 16 com base no tipo de sequência FSE que se deseja utilizar (FSE, FSE STIR, FSE FLAIR, FSE PD T2) e no ESP selecionado pelo usuário.

Efeitos induzidos pela variação do ETL

Aumento	Diminuição
Aumenta o número de escolhas possíveis por TE.	Diminui o número de escolhas possíveis por TE.
Pode requerer uma diminuição do número de camadas.	Permite o aumento do número de camadas.
Diminui a duração da sequência, como definido a seguir: duração da varredura = (núm. de codificações de fase) x (núm. de aquisições) x TR / ETL.	Aumenta a duração da sequência.

Compensação de fluxo

A técnica de compensação de fluxo permite reduzir os artefatos de fluxo em condições particulares. Essa técnica implica em modificações na sequência que podem causar uma diminuição da relação sinal/ruído da imagem, como indicado pelo fator de qualidade da varredura
A função de compensação de fluxo pode ser habilitada/desabilitada diretamente pelo usuário somente nas seguintes sequências FSE:

- FSE (somente se ESP=30)
- FSE STIR (somente se ESP=30).

Efeitos induzidos pela função de compensação de fluxo

Valor	Efeito
None.	Possível presença de artefatos de fluxo.
Varredura.	Reduz os artefatos de fluxo caso o fluxo esteja principalmente no plano de aquisição, na direção da varredura.
Seleção	Reduz os artefatos de fluxo caso o fluxo esteja principalmente através do plano de aquisição.

Relaxation

A habilitação do relaxamento ativa uma técnica de aquisição que permite adicionar no final TR da sequência um impulso de RF a 90°, o qual, transformando a magnetização residual transversal em magnetização longitudinal, acelera o relaxamento do sinal, permitindo que os tecidos com T1 alto (por exemplo, o fluido cerebroespinal) fiquem hiperintensos, mesmo com um TR relativamente breve.
A ativação do relaxamento aumenta o tempo necessário para a aquisição de uma única camada.
A função "Relaxation" é habilitada/desabilitada diretamente pelo usuário somente nas seguintes sequências FSE:

- FSE
- FSE STIR
- FSE PD-T2

Efeitos induzidos pela função Relaxation

Valor	Efeito
No	Contraste "tradicional" determinado pelo TR e TE
Yes.	Sinal particularmente hiperintenso de tecidos com T1 longo (líquidos); pode requerer uma diminuição do número de camadas em relação ao caso "No".

Fator multiplicativo da frequência de amostragem

A técnica de aumento da frequência de amostragem permite reduzir os artefatos de heterogeneidade local do campo magnético, que ocorrem nos casos de pacientes com próteses ou grampo seguro para o uso em ambiente RM ou seguro para o uso em ambiente RM em determinadas condições, resíduos ou fragmentos metálicos presentes na zona em exame.

Aviso

Consulte o capítulo 3 - parágrafo "Pré-triagem dos pacientes" - no manual do usuário para conhecer os possíveis riscos relativos ao exame de pacientes com grampos cirúrgicos ou corpos estranhos metálicos implantados em local nobre (intracraniana, intra-ocular ou vascular) e de pacientes com objetos metálicos no corpo.

Tal técnica implica em modificações na sequência que podem causar uma diminuição da relação sinal/ruído da imagem, como indicado pelo fator de qualidade da varredura.

O valor selecionável está entre 1 e 10, a definição máxima deste parâmetro pode ser limitada pela seleção dos outros parâmetros MRI: no caso de aparecer a mensagem "Erro no controle dos limites dos gradientes" e não ser possível aumentar o valor adicional.

A técnica de frequência de amostragem é habilitada/desabilitada diretamente pelo usuário em todas as sequências FSE:

Efeitos induzidos do fator de multiplicação da frequência de amostragem

Valor	Efeito
1	A frequência de amostragem não é aumentada.
De 1,1 a 10, em incrementos de 0,1.	Ao aumento do valor corresponde uma diminuição da presença dos artefatos da heterogeneidade dos locais do campo magnético nas imagens e uma diminuição da relação sinal/ruído.

Técnica X-MAR

A técnica X-MAR permite reduzir os artefatos devido à falta de homogeneidade local do campo magnético que ocorre nos casos de pacientes com próteses ou grampos seguros para uso em ambiente de RM ou seguros para uso em ambiente de RM sob determinadas condições, resíduos ou fragmentos metálicos presentes na região anatômica em exame.

Advertência

Consulte o capítulo 3, parágrafo "Pré-triagem de pacientes", do Manual do Usuário para saber os possíveis riscos relacionados ao exame de pacientes com grampos cirúrgicos ou objetos metálicos implantados nas áreas craniana, ocular e vascular e pacientes com objetos metálicos no corpo.

A técnica X-MAR reduz a distorção da imagem no plano, com a introdução de alguma desfocagem na direção de leitura, além da desfocagem na direção da codificação de fase comumente encontrada em imagens FSE.

A técnica X-MAR é usada apenas em combinação com as sequências FSE com Echo Spacing igual a 12, uma vez que o efeito colateral de desfocagem introduzido pela técnica é atenuado pela seleção de um Echo Spacing curto (nas sequências Fast Spin Echo, quanto mais curto for o Echo Spacing, menor será o efeito de desfocagem).

Efeitos da ativação da X-MAR

Valor	Efeito
Não	A técnica X-MAR não é aplicada.
Sim	O uso da técnica X-MAR corresponde a uma redução no aparecimento de artefatos devido à falta de homogeneidade local do campo magnético nas imagens e a um aumento no efeito de desfocagem.

Redução do TR

A ativação do parâmetro de Redução do TR ativa uma técnica de aquisição em que é reorganizado o espaço k no interior das várias séries, evitando de modo adequado o preenchimento de algumas linhas do espaço k em todas as séries.
Isto permite a sequência de finalizar a aquisição usando um número de ecos efetivos inferiores aos definidos através do parâmetro ETL.
Esta condição permite a redução automática do TR e, consequentemente, a redução da duração total da sequência.
Para todas as sequências ponderadas em T2 ou na Densidade protônica, o usuário é obrigado a verificar, a partir do ambiente de posicionamento, se o Tempo de Repetição definido automaticamente, depois da habilitação do parâmetro de Redução do TR, não é inferior ao valor mínimo solicitado para obter as imagens com estes contrastes.

Esta técnica é ativada somente no caso em que o usuário tenha habilitado, a partir do ambiente de posicionamento, o parâmetro de Série a um valor maior do que 1.

Efeitos induzidos pela técnica de Redução do TR

Valor	Efeito
Nenhum	A técnica de Redução do TR não é habilitada O TR e a duração da sequência não são modificadas.
Baixo, médio, alto, máximo	A técnica de Redução do TR é habilitada O valor selecionado, entre aqueles disponíveis, corresponde uma diminuição do TR diferente, até atingir o valor mínimo. A uma diminuição do TR corresponde uma diminuição da duração total da sequência e da relação Sinal/Ruído.

Contraste Mielográfico

Esta técnica é utilizada para o estudo do canal espinhal e do espaço subaracnóide e consiste na utilização de uma sequência com uma forte ponderação T2 para fornecer um elevado contraste entre a parte "escura" da medula espinhal e sobre os nervos e a parte circundante "brilhante" do líquido cefalorraquidiano (LCR).
Este tipo de contraste é usado principalmente para o estudo dos sacos radiculares.
O líquido cefalorraquidiano (LCR) é a estrutura anatômica que corresponde ao tempo de relaxamento T2 mais longo; portanto, para obter contraste mielográfico semelhante, é necessário usar TR e TE muito longos, compatíveis apenas com a utilização de um trem de ecos (ETL) muito longo.
A ativação da licença "Myelo Contrast Imaging" permite que o usuário selecione, através do parâmetro Echo Train Lenght (ETL), o número de ecos, até um máximo de 64.

Efeitos induzidos da técnica para o Contraste Mielográfico

Valor	Efeito
$ETL \leq 16$	A técnica para o contraste mielográfico não está presente. O limite máximo para o parâmetro ETL não é modificado e é, portanto, igual a 16.
$16 < ETL \leq 64$	A técnica para o contraste mielográfico está presente. O limite máximo para o parâmetro ETL é aumentado para 64.

Imagem visualizada

Em relação ao sistemas G-scan e S-scan, é indispensável esclarecer a relação entre os conceitos de campo de visão (FOV) na aquisição, região de homogeneidade do magneto, região de sensibilidade da bobina 17 e 18 - Coluna (somente para exames da coluna vertebral) e imagem visualizada.

CAMPO DE VISÃO NA AQUISIÇÃO

O campo de visão (FOV) na aquisição vai de 100 mm x 100 mm a 400 mm x 400 mm, permitindo otimizar a relação sinal/ruído e a resolução espacial da imagem.

ISOCENTRO DO MAGNETO NA IMAGEM VISUALIZADA

Qualquer informação relativa à imagem visualizada presente neste documento refere-se ao isocentro do magneto.
Para identificar corretamente o isocentro do magneto dentro da imagem visualizada, é necessário utilizar o seguinte procedimento:

Abrir a sequência SCOUT relativa ao estudo do qual a imagem visualizada faz parte.

Habilitar, no menu visualizado, a função de projeção de camadas (veja o parágrafo "Projeção de camadas" do capítulo 4 do manual de interface do usuário).

Na imagem visualizada aparecem duas grades vermelhas, uma vertical e uma horizontal; o isocentro do magneto é identificado pelo cruzamento das duas grades.

REGIÃO DE HOMOGENEIDADE DO MAGNETO

Para todos os sistemas com número de série até 5090 ou 7085 (G-scan ou S-scan), inclusive, a região de homogeneidade do magneto corresponde a uma esfera com diâmetro de 250 mm centrada no isocentro do magneto.

A partir do número de série 5091 ou 7086 (G-scanou S-scan), a região de homogeneidade do magneto foi ampliada para uma esfera com diâmetro de 270 mm centrada no isocentro do magneto.

O número de série do sistema aparece na placa de dados do aparelho situada na parte traseira do gabinete eletrônico do sistema.

Sistemas com região de homogeneidade padrão

IMAGEM VISUALIZADA PARA TODAS AS REGIÕES ANATÔMICAS, EXCETO A COLUNA VERTEBRAL E A ARTICULAÇÃO TEMPORAL MANDIBULAR

Assim, a imagem visualizada para todas as regiões anatômicas, exceto da coluna vertebral e da articulação temporal mandibular, tem uma dimensão máxima equivalente a um quadrado de 250 mm x 250 mm, com a finalidade de minimizar a área visualizada fora da região de homogeneidade, na qual é possível haver artefatos. Se o usuário selecionar um FOV na aquisição inferior a 250 mm x 250 mm, a imagem visualizada será mostrada com a dimensão com a qual foi adquirida.

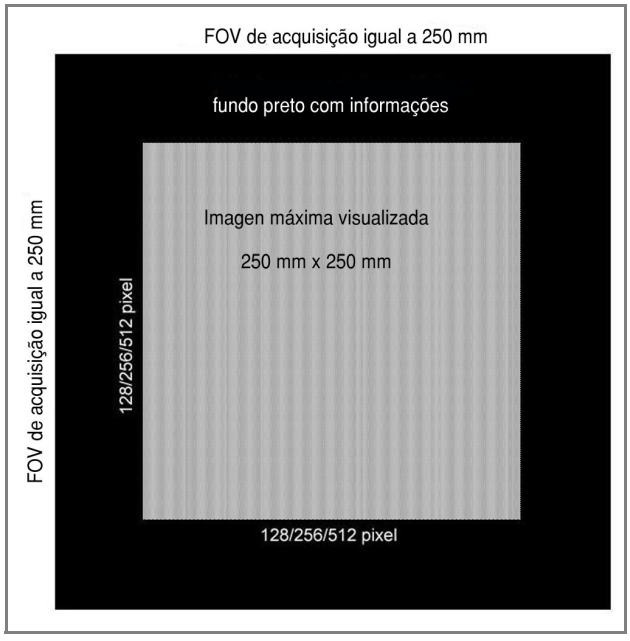

fig. 1.6 - Imagem visualizada, com FOV de aquisição igual a 250 mm x 250 mm

fig. 1.7 - Imagem visualizada máxima, com FOV de aquisição superior a 250 mm x 250 mm

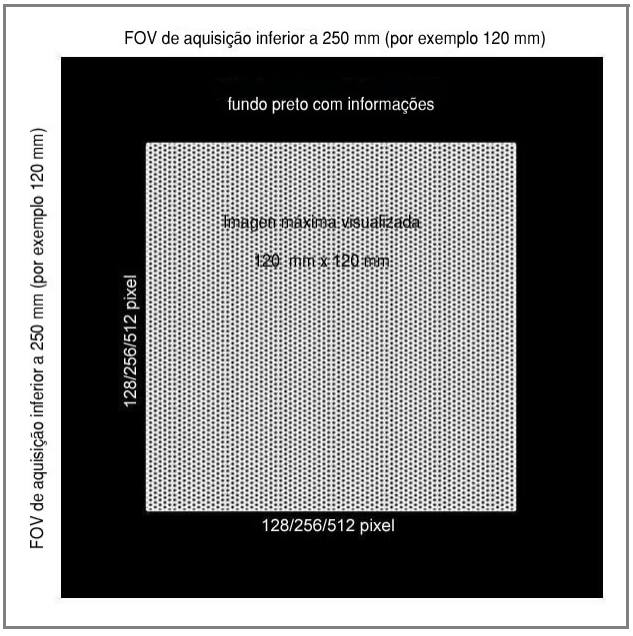

fig. 1.8 - Imagem visualizada, com FOV de aquisição inferior a 250 mm x 250 mm

REGIÃO DE SENSIBILIDADE DA BOBINA TMJ

A bobina TMJ 15 é do tipo "superficial" e, assim, caracteriza-se por uma região de sensibilidade limitada.
É necessário levar em consideração a existência de planos de iso-sensibilidade paralelos ao plano da bobina; o sinal da RM decresce ao longo do eixo perpendicular a esses planos pelo que, afastando-se do plano da bobina, a qualidade da imagem diminui.

IMAGEM VISUALIZADA DA ARTICULAÇÃO TEMPORAL MANDIBULAR

A imagem visualizada tem, assim, para a articulação temporal mandibular, uma dimensão máxima determinada por dois fatores diferentes:

☛ a região de sensibilidade da bobina TMJ 15, a qual limita ainda mais a dimensão máxima da imagem, para manter a qualidade de imagem de diagnóstico em toda a imagem visualizada

☛ a exclusão, da imagem, de regiões anatômicas do corpo humano que não são de interesse na avaliação diagnóstica da articulação temporal mandibular; isto tem a finalidade de favorecer a utilização imediata das imagens, sem que sejam necessárias operações de modificação da imagem (cortes, ampliações, etc.) por parte do operador (por exemplo, antes da impressão das imagens).

Em relação aos três fatores mencionados acima, foram adotadas, para todas as orientações da articulação temporal mandibular, as dimensões da imagem máxima visualizada indicadas nas páginas a seguir.

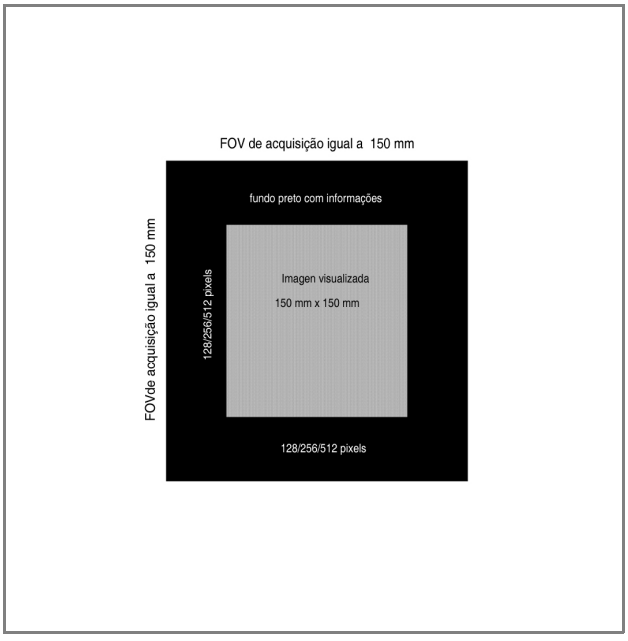

fig. 1.9 - Imagem visualizada, com FOV de aquisição igual a 150 mm x 150 mm

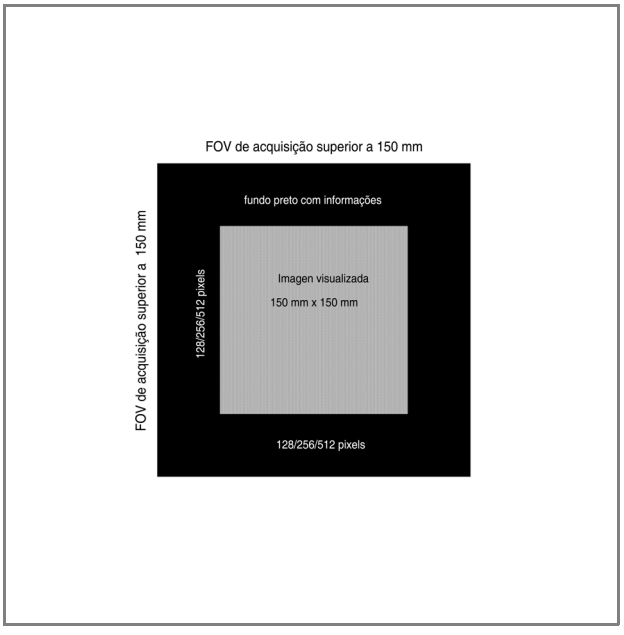

fig. 1.10 - Imagem visualizada máxima, com FOV de aquisição superior a 150 mm x 150 mm

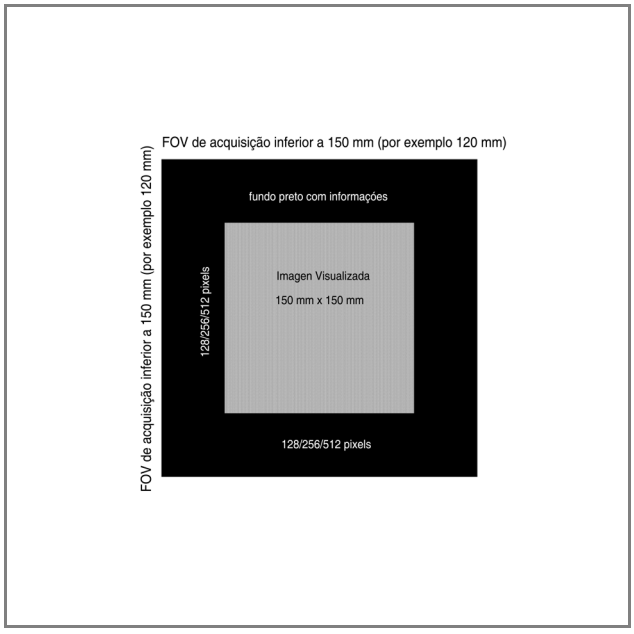

fig. 1.11 - Imagem visualizada, com FOV de aquisição inferior a 150 mm x 150 mm

REGIÃO DE SENSIBILIDADE DA BOBINA PARA A COLUNA

A bobina 10 - Coluna é em parte do tipo "superficial" e, assim, caracteriza-se por uma região de sensibilidade limitada.
É necessário levar em consideração a existência de planos de iso-sensibilidade paralelos ao plano da bobina; o sinal da RM decresce ao longo do eixo perpendicular a esses planos pelo que, afastando-se do plano da bobina, a qualidade da imagem diminui.

IMAGEM VISUALIZADA DA COLUNA VERTEBRAL

A imagem visualizada tem, assim, para a coluna vertebral, uma dimensão máxima determinada por três fatores diferentes:

☛ a região de homogeneidade do magneto, a qual limita a dimensão máxima da imagem a um quadrado de 250 mm x 250 mm, para minimizar a área visualizada externa à mesma (onde é possível haver artefatos)

☛ a região de sensibilidade da bobina 10 - Coluna, a qual limita ainda mais a dimensão máxima da imagem, para manter a qualidade de imagem de diagnóstico em toda a imagem visualizada

☛ a exclusão, da imagem, de regiões anatômicas do corpo humano que não são de interesse na avaliação diagnóstica da coluna vertebral; isto tem a finalidade de favorecer a utilização imediata das imagens, sem que sejam necessárias operações de modificação da imagem (cortes, ampliações, etc.) por parte do operador (por exemplo, antes da impressão das imagens).

Em relação aos três fatores mencionados acima, foram adotadas, para cada trato individual e para a única orientação da coluna vertebral, as dimensões da imagem máxima visualizada indicadas nas páginas a seguir.

Qualquer informação relativa ao campo de visão (FOV) em aquisição presente nas páginas a seguir refere-se, de maneira coerente com cada orientação, aos eixos do sistema de gradientes convencionalmente definidos X, Y e Z.

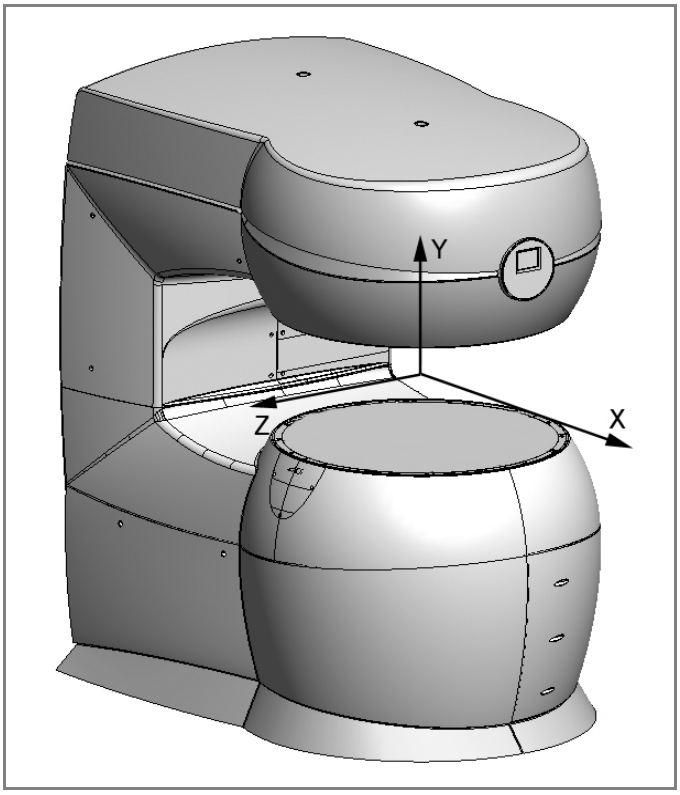

fig. 1.12 - Eixos do sistema de gradientes para os sistemas G-scan e S-scan

Orientação sagital dos tratos lombo-sacrais

Dentro da janela com dimensão de 250 mm x 250 mm, relativa à região de homogeneidade do magneto, aplica-se um fundo preto (clip) adicional, cujas dimensões e posicionamento são mostrados na figura a seguir.

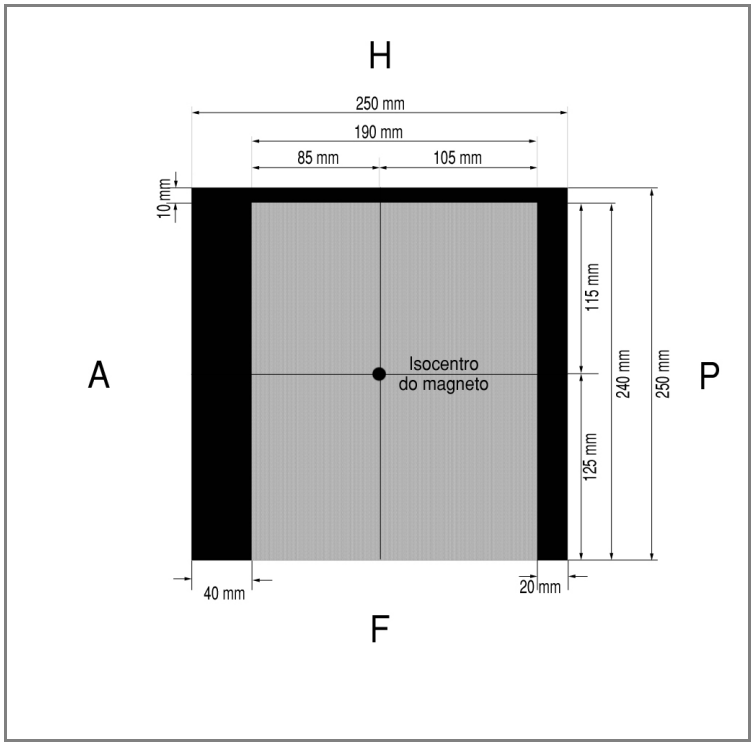

fig. 1.13 - Orientação sagital dos tratos lombo-sacrais: posicionamento do clip na janela de 250 mm x 250 mm e suas dimensões

a imagem adquirida é centrada em relação ao centro da janela de 250 mm x 250 mm, isto é, em relação ao isocentro do magneto.
Assim, podem se apresentar ao usuário os casos definidos a seguir; tais casos referem-se a diferentes configurações, seja da dimensão anterior-posterior do paciente, seja da dimensão cabeça-pés do paciente.

O FOV na direção anterior-posterior do paciente corresponde ao FOV ao longo do eixo Y e é definido FOVy.

☛ CASO 1

- FOVy ≥ 210 mm, isto é, FOVy/2 ≥ 105 mm
- Na direção centro-P (posterior) são visualizados 105 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte posterior do paciente, há 105 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 105 mm, na direção posterior do paciente, será eliminada da visualização.
- Na direção centro-A (anterior) são visualizados 85 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte anterior do paciente, há 85 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 85 mm, na direção anterior do paciente, será eliminada da visualização.
  Nessa direção, a bobina perde sensibilidade e, de qualquer forma, seriam visualizadas partes anatômicas (abdome) sem interesse para a avaliação da coluna vertebral.

☛ CASO 2

- 110 mm ≤ FOVy < 210 mm, isto é, FOVy/2 ≥ 55 mm e FOVy/2 < 105 mm
- Na direção centro-P (posterior) são visualizados (FOVy/2) mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte posterior do paciente, há 105 mm antes de alcançar o clip. Com os FOVy pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVy/2 é sempre inferior a 105 mm. Em relação a quanto FOVy/2 é inferior a 105 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte direita da imagem.
- Na direção centro-A (anterior) são visualizados 85 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte anterior do paciente, há 85 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 85 mm na direção anterior será eliminada da visualização.

☛ CASO 3

- FOVy = 100 mm, isto é, FOVy/2 = 50 mm
- Na direção P (posterior) são visualizados (FOVy/2) mm.
  O FOVy/2 equivalente a 50 mm é visualizado inteiramente e a dimensão do fundo preto na parte direita da imagem é aumentada em 55 mm (isto é, 105 mm - 50 mm).
- Na direção A (anterior) são visualizados (FOVy/2) mm.
  O FOVy/2 equivalente a 50 mm é visualizado inteiramente e a dimensão do fundo preto na parte esquerda da imagem é aumentada em 35 mm (isto é, 85 mm - 50 mm).

O FOV na direção cabeça-pés do paciente corresponde ao FOV ao longo do eixo Z e é definido FOVz.

☛ CASO A

- FOVz ≥ 250 mm, isto é, FOVz/2 ≥ 125 mm
- Na direção centro-F (feet=pés) são visualizados 125 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção dos pés do paciente, há 125 mm antes de alcançar a borda inferior da imagem máxima visualizada. Toda a parte de imagem que ultrapassar 125 mm, na direção dos pés, será eliminada da visualização.
- Na direção centro-H (head=cabeça) são visualizados 115 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da cabeça do paciente, há 115 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 115 mm, na direção da cabeça, será eliminada da visualização.

☛ CASO B

- FOVz = 240 mm, isto é, FOVz/2 = 120 mm
- Na direção centro-F (feet=pés) são visualizados FOVz/2.
  O FOVz/2, equivalente a 120 mm, é visualizado inteiramente e a dimensão do fundo preto, na parte direita da imagem, é aumentada em 5 mm (isto é, 125 mm - 120 mm).
- Na direção centro-H (head=cabeça) são visualizados 115 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da cabeça do paciente, há 115 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 115 mm, na direção da cabeça, será eliminada da visualização.

☛ CASO C

- FOVz ≤ 230 mm, isto é, FOVz/2 ≤ 115 mm
- Na direção centro-F (feet=pés) são visualizados FOVz/2.
  Com os FOVz pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVz/2 é sempre inferior a 125 mm. Em relação a quanto FOVz/2 é inferior a 125 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte inferior da imagem.
- Na direção centro-H (head=cabeça) são visualizados FOVz/2.
  Com os FOVz pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVz/2 é sempre inferior, ou no máximo igual, a 115 mm. Em relação a quanto FOVz/2 é inferior a 115 mm, aumente a dimensão do fundo preto, na parte superior da imagem.

Vejamos a seguir um exemplo de caso 1 + caso A: FOVy = 250 mm e FOVz = 250 mm.

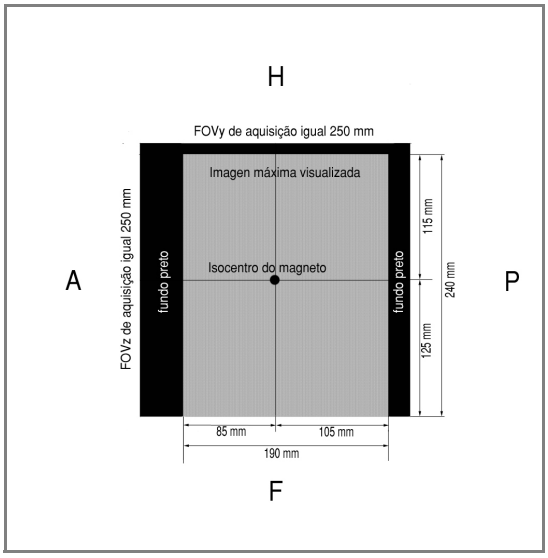

fig. 1.14 - Orient. sagital dos tratos lombo-sacrais: imagem máx. visualizada com FOV de aquisição superior a 250 mm x 250 mm

Vejamos a seguir um exemplo de caso 2 + caso A: FOVy = 180 mm e FOVz = 250 mm.

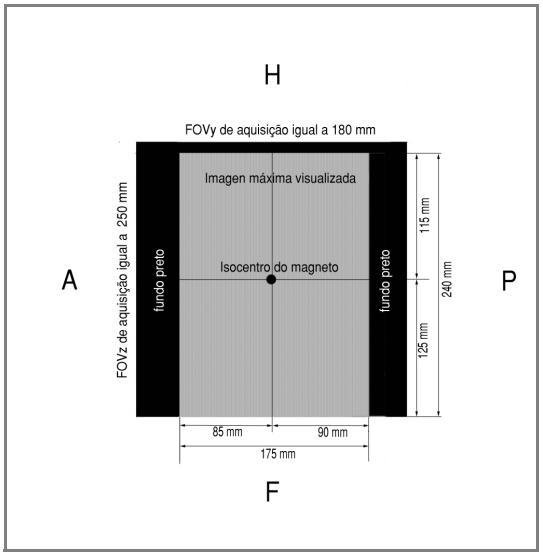

fig. 1.15 - Orient. sagital dos tratos lombo-sacrais: imagem máxima visualizada, com FOV de aquisição igual a 180 mm x 250 mm

Vejamos a seguir um exemplo de caso 3 + caso C: FOVy = 100 mm e FOVz = 100 mm.

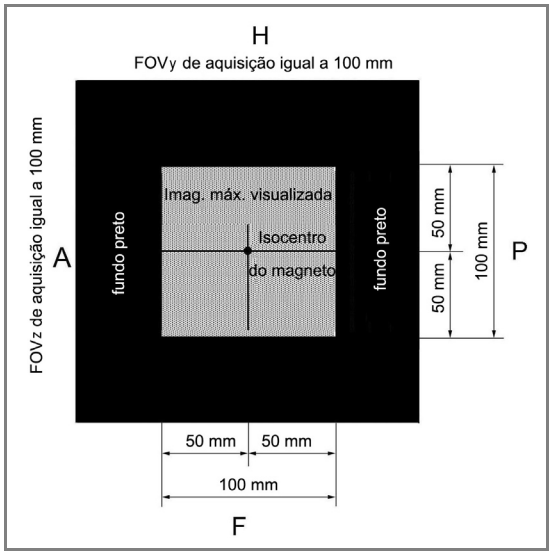

fig. 1.16 - Orient. sagital dos tratos lombo-sacrais: imagem máxima visualizada, com FOV de aquisição igual a 100 mm x 100 mm

Orientação sagital do trato cervical

Dentro da janela com dimensão de 250 mm x 250 mm, relativa à região de homogeneidade do magneto, aplica-se um fundo preto (clip) adicional, cujas dimensões e posicionamento são mostrados na figura a seguir.

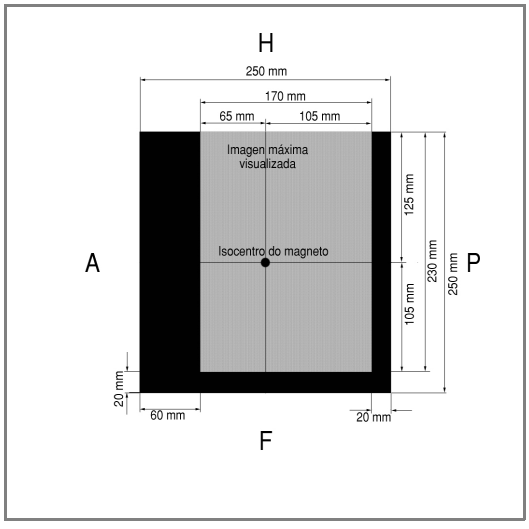

fig. 1.17 - Orientação sagital do trato cervical utilizando-se a bobina 9: posicionamento do clip na janela de 250 mm x 250 mm e suas dimensões

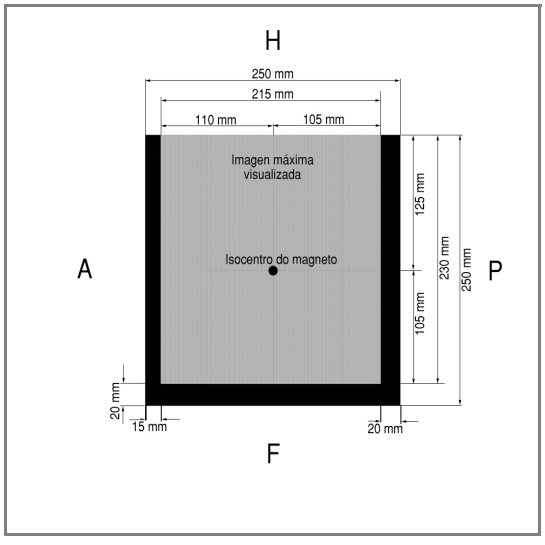

fig. 1.18 - Orientação sagital do trato cervical utilizando-se a bobina 14 (opcional): posicionamento do clip na janela de 250 mm x 250 mm e suas dimensões

A imagem adquirida é centrada em relação ao centro da janela de 250 mm x 250 mm, isto é, em relação ao isocentro do magneto.
Assim, podem se apresentar ao usuário os casos definidos a seguir; tais casos referem-se a diferentes configurações, seja da dimensão anterior-posterior do paciente, seja da dimensão cabeça-pés do paciente.

Utilizando-se a bobina cervical 9

O FOV na direção anterior-posterior do paciente corresponde ao FOV ao longo do eixo Y e é definido FOVy.

☛ CASO 1

- FOVy ≥ 210 mm, isto é, FOVy/2 ≥ 105 mm
- Na direção centro-P (posterior) são visualizados 105 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte posterior do paciente, há 105 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 105 mm, na direção posterior do paciente, será eliminada da visualização.
- Na direção centro-A (anterior) são visualizados 65 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte anterior do paciente, há 65 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 65 mm, na direção anterior do paciente, será eliminada da visualização.
  Nessa direção, a bobina perde sensibilidade e, de qualquer forma, seriam visualizadas partes anatômicas (abdome) sem interesse para a avaliação da coluna vertebral.

☛ CASO 2

- 130 mm ≤ FOVy < 210 mm, isto é, FOVy/2 ≥ 65 mm e FOVy/2 < 105 mm
- Na direção centro-P (posterior) são visualizados (FOVy/2) mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte posterior do paciente, há 105 mm antes de alcançar o clip. Com os FOVy pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVy/2 é sempre inferior a 105 mm. Em relação a quanto FOVy/2 é inferior a 105 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte direita da imagem.
- Na direção centro-A (anterior) são visualizados 65 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte anterior do paciente, há 65 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 65 mm na direção anterior será eliminada da visualização.

☛ CASO 3

- FOVy < 130 mm, isto é, FOVy/2 < 65 mm
- Na direção P (posterior) são visualizados (FOVy/2) mm.
  A dimensão do fundo preto na parte direita da imagem é aumentada de 105 mm - (FOVy/2) mm.

- Na direção A (anterior) são visualizados (FOVy/2) mm.
  A dimensão do fundo preto na parte esquerda da imagem é aumentada de 65 mm - (FOVy/2) mm.

O FOV na direção cabeça-pés do paciente corresponde ao FOV ao longo do eixo Z e é definido FOVz.

☛ CASO A

- FOVz $\geq$ 210 mm, isto é, FOVz/2 $\geq$ 105 mm
- Na direção centro-F (feet=pés) são visualizados 105 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção dos pés e da cabeça do paciente, há 105 mm antes de alcançar as bordas inferior e superior da imagem máxima visualizada. Toda a parte de imagem que ultrapassar 105 mm, na direção dos pés e da cabeça, será eliminada da visualização.
- Na direção centro-H (head=cabeça) são visualizados 125 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção dos pés e da cabeça do paciente, há 125 mm antes de alcançar as bordas inferior e superior da imagem máxima visualizada. Toda a parte de imagem que ultrapassar 125 mm, na direção dos pés e da cabeça, será eliminada da visualização.

☛ CASO B

- FOVz $<$ 210 mm, isto é, FOVz/2 $<$ 105 mm
- Na direção centro-F (feet=pés) e na direção centro-H (head=cabeça) são visualizados FOVz/2.
  Com os FOVcod pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVz/2 é sempre inferior a 105 mm. Em relação a quanto FOVz/2 é inferior a 105 mm, aumente a dimensão do fundo preto nas partes inferior e superior da imagem.

Utilizando-se a bobina cervical DPA 14 (opcional)

O FOV na direção anterior-posterior do paciente corresponde ao FOV ao longo do eixo Y e é definido FOVy.

☛ CASO 1

- FOVy ≥ 210 mm, isto é, FOVy/2 ≥ 105 mm
- Na direção centro-P (posterior) são visualizados 105 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte posterior do paciente, há 105 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 105 mm, na direção posterior do paciente, será eliminada da visualização.
- Na direção centro-A (anterior) são visualizados 110 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte anterior do paciente, há 110 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 110 mm, na direção anterior do paciente, será eliminada da visualização.
  Nessa direção, a bobina perde sensibilidade e, de qualquer forma, seriam visualizadas partes anatômicas (abdome) sem interesse para a avaliação da coluna vertebral.

☛ CASO 2

- 130 mm ≤ FOVy < 210 mm, isto é, FOVy/2 ≥ 65 mm e FOVy/2 < 105 mm
- Na direção centro-P (posterior) são visualizados (FOVy/2) mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte posterior do paciente, há 105 mm antes de alcançar o clip. Com os FOVy pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVy/2 é sempre inferior a 105 mm. Em relação a quanto FOVy/2 é inferior a 105 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte direita da imagem.
- Na direção centro-A (anterior) são visualizados 110 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte anterior do paciente, há 110 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 110 mm na direção anterior será eliminada da visualização.

☛ CASO 3

- FOVy < 130 mm, isto é, FOVy/2 < 65 mm
- Na direção P (posterior) são visualizados (FOVy/2) mm.
  A dimensão do fundo preto na parte direita da imagem é aumentada de 105 mm - (FOVy/2) mm.
- Na direção A (anterior) são visualizados (FOVy/2) mm.
  A dimensão do fundo preto na parte esquerda da imagem é aumentada de 110 mm - (FOVy/2) mm.

O FOV na direção cabeça-pés do paciente corresponde ao FOV ao longo do eixo Z e é definido FOVz.

☛ CASO A

- FOVz ≥ 210 mm, isto é, FOVz/2 ≥ 105 mm
- Na direção centro-F (feet=pés) são visualizados 105 mm. Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção dos pés e da cabeça do paciente, há 105 mm antes de alcançar as bordas inferior e superior da imagem máxima visualizada. Toda a parte de imagem que ultrapassar 105 mm, na direção dos pés e da cabeça, será eliminada da visualização.
- Na direção centro-H (head=cabeça) são visualizados 125 mm. Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção dos pés e da cabeça do paciente, há 125 mm antes de alcançar as bordas inferior e superior da imagem máxima visualizada. Toda a parte de imagem que ultrapassar 125 mm, na direção dos pés e da cabeça, será eliminada da visualização.

☛ CASO B

- FOVz < 210 mm, isto é, FOVz/2 < 105 mm
- Na direção centro-F (feet=pés) são visualizados FOVz/2. Com os FOVz pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVz/2 é sempre inferior a 105 mm. Em relação a quanto FOVz/2 é inferior a 105 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte inferior da imagem.
- Na direção centro-H (head=cabeça) são visualizados FOVz/2. Com os FOVz pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVz/2 é sempre inferior a 125 mm. Em relação a quanto FOVz/2 é inferior a 125 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte superior da imagem.

Orientação coronal do trato lombo-sacral

Dentro da janela com dimensão de 250 mm x 250 mm, relativa à região de homogeneidade do magneto, aplica-se um fundo preto (clip) adicional, cujas dimensões e posicionamento são mostrados na figura a seguir.

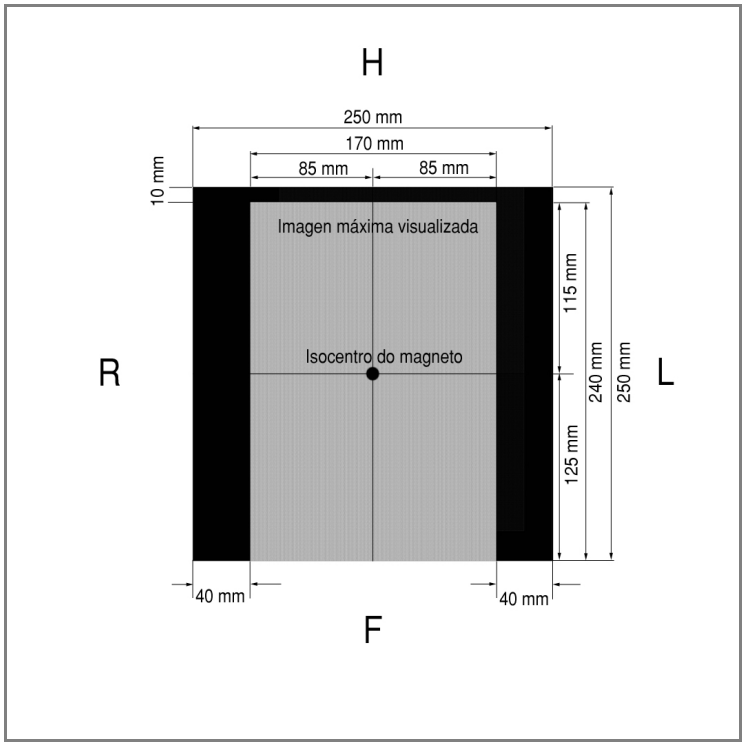

fig. 1.19 - Orient. coronal do trato lombo-sacral: posicionamento do clip na janela de 250 mm x 250 mm e suas dimensões

A imagem adquirida é centrada em relação ao centro da janela de 250 mm x 250 mm, isto é, em relação ao isocentro do magneto.
Assim, podem se apresentar ao usuário os casos definidos a seguir; tais casos referem-se a diferentes configurações, seja da dimensão direita-esquerda do paciente, seja da dimensão cabeça-pés do paciente.

O FOV na direção direita-esquerda do paciente corresponde ao FOV ao longo do eixo X e é definido FOVx.
Observe que, de acordo com as convenções DICOM®, a parte direita do paciente é visualizada na parte esquerda da imagem, e a parte esquerda do paciente é visualizada na parte direita da imagem.

☛ CASO 1

- FOVx >170 mm, isto é, FOVx/2 > 85 mm
- Na direção centro-L (left=esquerda) são visualizados 85 mm. Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção esquerda do paciente, há 85 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar os 85 mm, na direção da esquerda do paciente, será eliminada da visualização.
- Na direção centro-R (right=direita) são visualizados 85mm. Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção direita do paciente, há 85 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar os 85 mm, na direção da direita do paciente, será eliminada da visualização.

☛ CASO 2

- FOVx ≤ 170 mm, isto é, FOVx/2 ≤ 85 mm
- Na direção centro-L (L=esquerda) são visualizados (FOVx/2) mm. Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção esquerda do paciente, há 85 mm antes de alcançar o clip. Com os FOVx pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVx/2 é sempre igual ou inferior a 85 mm. Em relação a quanto FOVx/2 é inferior a 85 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte direita da imagem.
- Na direção centro-R (right=direita) são visualizados (FOVx/2) mm. Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção direita do paciente, há 85 mm antes de alcançar o clip. Com os FOVx pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVx/2 é sempre igual ou inferior a 85 mm. Em relação a quanto FOVx/2 é inferior a 85 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte esquerda da imagem.

O FOV na direção cabeça-pés do paciente corresponde ao FOV ao longo do eixo Z e é definido FOVz.

☛ CASO A

- FOVz ≥ 250 mm, isto é, FOVz/2 ≥ 125 mm
- Na direção centro-F (feet=pés) são visualizados 125 mm. Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção dos pés do paciente, há 125 mm antes de alcançar a borda inferior da imagem máxima visualizada. Toda a parte de imagem que ultrapassar 125 mm, na direção dos pés, será eliminada da visualização.
- Na direção centro-H (head=cabeça) são visualizados 115 mm. Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da cabeça do paciente, há 115 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 115 mm, na direção da cabeça, será eliminada da visualização.

☛ CASO B

- FOVz = 240 mm, isto é, FOVz/2 = 120 mm
- Na direção centro-F (feet=pés) são visualizados FOVz/2.
  O FOVz/2, equivalente a 120 mm, é visualizado inteiramente e a dimensão do fundo preto, na parte direita da imagem, é aumentada em 5 mm (isto é, 125 mm - 120 mm).
- Na direção centro-H (head=cabeça) são visualizados 115 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da cabeça do paciente, há 115 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 115 mm, na direção da cabeça, será eliminada da visualização.

☛ CASO C

- FOVz ≤ 230 mm, isto é, FOVz/2 ≤ 115 mm
- Na direção centro-F (feet=pés) são visualizados FOVz/2.
  Com os FOVz pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVz/2 é sempre inferior a 125 mm. Em relação a quanto FOVz/2 é inferior a 125 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte inferior da imagem.
- Na direção centro-H (head=cabeça) são visualizados FOVz/2.
  Com os FOVcod pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVz/2 é sempre inferior, ou no máximo igual, a 115 mm. Em relação a quanto FOVz/2 é inferior a 115 mm, aumente a dimensão do fundo preto, na parte superior da imagem.

Vejamos a seguir um exemplo de caso 1 + caso A: FOVx = 250 mm e FOVz= 250 mm.

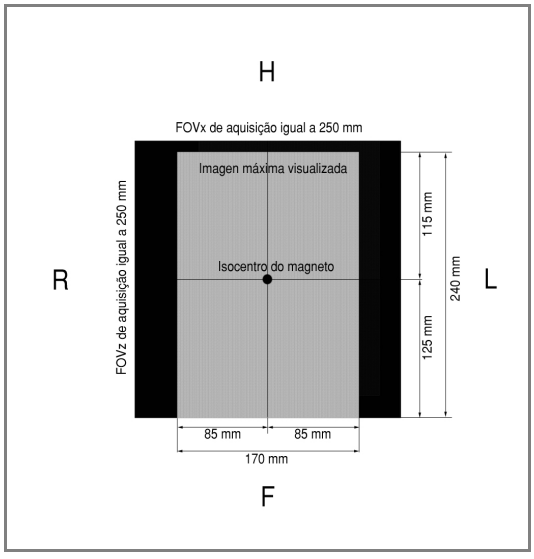

fig. 1.20 - Orient. coronal dos tratos lombo-sacrais: imagem máxima visualizada com FOV de aquisição superior a 250 mm x 250 mm

Vejamos a seguir um exemplo de caso 2 + caso C: FOVx = 100 mm e FOVz = 100 mm.

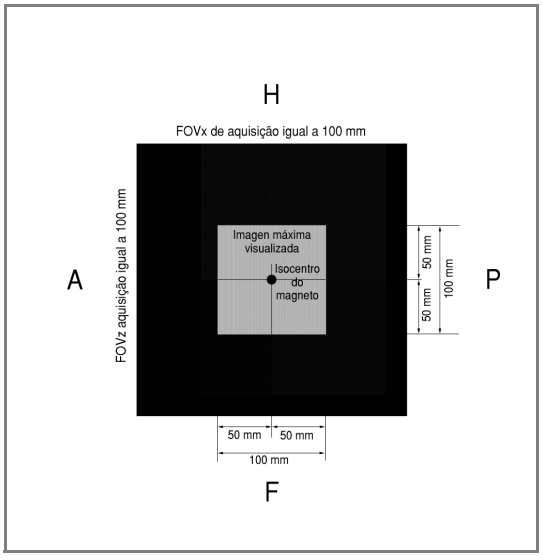

fig. 1.21 - Orient. coronal dos tratos lopmbo-sacrais: imagem máxima visualizada, com FOV de aquisição igual a 100 mm x 100 mm

Orientação coronal do trato cervical

Dentro da janela com dimensão de 250 mm x 250 mm, relativa à região de homogeneidade do magneto, aplica-se um fundo preto (clip) adicional, cujas dimensões e posicionamento são mostrados na figura a seguir.

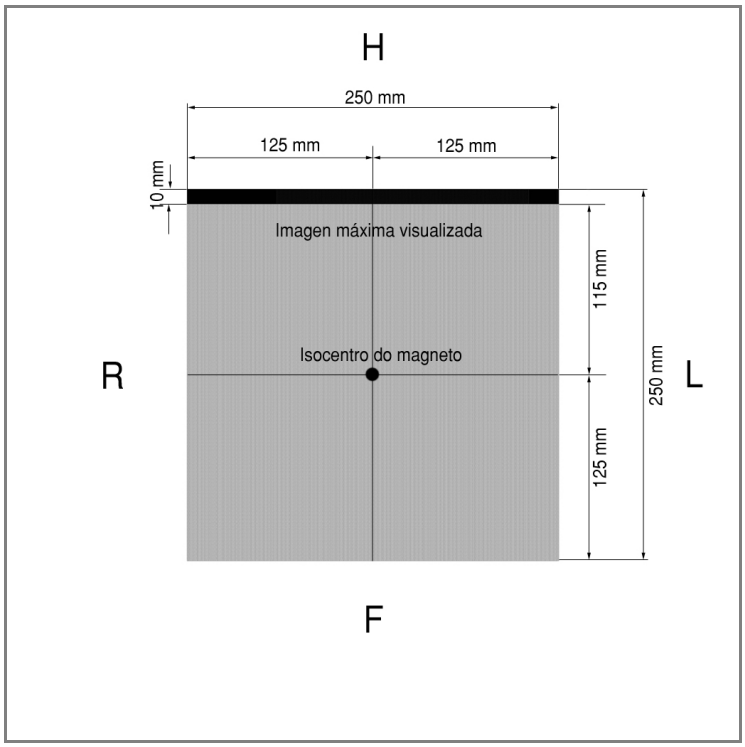

fig. 1.22 - Orientação coronal do trato cervical: posicionamento do clip na janela de 250 mm x 250 mm e suas dimensões

A imagem adquirida é centrada em relação ao centro da janela de 250 mm x 250 mm, isto é, em relação ao isocentro do magneto.
Assim, podem se apresentar ao usuário os casos definidos a seguir; tais casos referem-se a diferentes configurações de dimensão cabeça-pés do paciente.

O FOV na direção cabeça-pés do paciente corresponde ao FOV ao longo do eixo Z e é definido FOVz.

☛ CASO A

- FOVz >250 mm, isto é, FOVz/2 > 125 mm
- Na direção centro-F (feet=pés) são visualizados 125 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção dos pés do paciente, há 125 mm antes de alcançar a borda inferior da imagem máxima visualizada. Toda a parte de imagem que ultrapassar 125 mm, na direção dos pés, será eliminada da visualização.

- Na direção centro-H (head=cabeça) são visualizados 115 mm. Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da cabeça do paciente, há 115 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 115 mm, na direção da cabeça, será eliminada da visualização.

☛ CASO B

- FOVz = 240 mm, isto é, FOVz/2 = 120 mm
- Na direção centro-F (feet=pés) são visualizados FOVz/2. O FOVz/2, equivalente a 120 mm, é visualizado inteiramente e a dimensão do fundo preto, na parte direita da imagem, é aumentada em 5 mm (isto é, 125 mm - 120 mm).
- Na direção centro-H (head=cabeça) são visualizados 115 mm. Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da cabeça do paciente, há 115 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 115 mm, na direção da cabeça, será eliminada da visualização.

☛ CASO C

- FOVz ≤ 230 mm, isto é, FOVz/2 ≤ 115 mm
- Na direção centro-F (feet=pés) são visualizados FOVz/2. Com os FOVz pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVz/2 é sempre inferior a 125 mm. Em relação a quanto FOVz/2 é inferior a 125 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte inferior da imagem.
- Na direção centro-H (head=cabeça) são visualizados FOVz/2. Com os FOVz pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVz/2 é sempre inferior, ou no máximo igual, a 115 mm. Em relação a quanto FOVz/2 é inferior a 115 mm, aumente a dimensão do fundo preto, na parte superior da imagem.

Orientação transversal do trato lombo-sacral

Dentro da janela com dimensão de 250 mm x 250 mm, relativa à região de homogeneidade do magneto, aplica-se um fundo preto (clip) adicional, cujas dimensões e posicionamento são mostrados na figura a seguir.

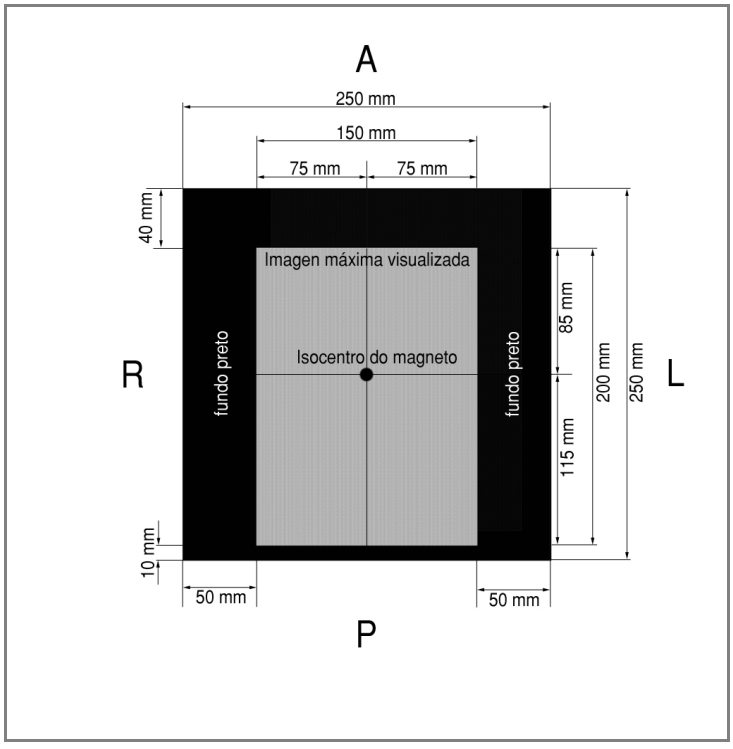

fig. 1.23 - Orientação transversal dos tratos lombo-sacrais: posicionamento do clip na janela de 250 mm x 250 mm e suas dimensões

A imagem adquirida é centrada em relação ao centro da janela de 250 mm x 250 mm, isto é, em relação ao isocentro do magneto.
Assim, podem se apresentar ao usuário os casos definidos a seguir; tais casos referem-se a diferentes configurações, seja da dimensão direita-esquerda do paciente, seja da dimensão anterior-posterior do paciente.

O FOV na direção direita-esquerda do paciente corresponde ao FOV ao longo do eixo X e é definido FOVx.
Observe que, de acordo com as convenções DICOM®, a parte direita do paciente é visualizada na parte esquerda da imagem, e a parte esquerda do paciente é visualizada na parte direita da imagem.

☛ CASO 1

- FOVx >150 mm, isto é, FOVx/2 > 75 mm
- Na direção centro-L (left=esquerda) são visualizados 75 mm. Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção esquerda do paciente, há 75 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar os 75 mm, na direção da esquerda do paciente, será eliminada da visualização.
- Na direção centro-R (right=direita) são visualizados 75 mm. Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção direita do paciente, há 75 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar os 75 mm, na direção da direita do paciente, será eliminada da visualização.

☛ CASO 2

- FOVx ≤ 150 mm, isto é, FOVx/2 ≤ 75 mm
- Na direção centro-L (L=esquerda) são visualizados (FOVx/2) mm. Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção esquerda do paciente, há 75 mm antes de alcançar o clip. Com os FOVx pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVx/2 é sempre inferior, ou no máximo igual, a 75 mm. Em relação a quanto FOVx/2 é inferior a 75 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte direita da imagem.
- Na direção centro-R (right=direita) são visualizados (FOVx/2) mm. Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção direita do paciente, há 75 mm antes de alcançar o clip. Com os FOVx pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVx/2 é sempre inferior, ou no máximo igual, a 75 mm. Em relação a quanto FOVx/2 é inferior a 75 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte esquerda da imagem.

O FOV na direção anterior-posterior do paciente corresponde ao FOV ao longo do eixo Y e é definido FOVy.

☛ CASO A

- FOVy ≥ 230 mm, isto é, FOVy/2 ≥ 115 mm
- Na direção centro-A (anterior) são visualizados 85 mm. Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte anterior do paciente, há 85 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 85 mm, na direção anterior do paciente, será eliminada da visualização.
- Na direção centro-P (posterior) são visualizados 115 mm. Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte posterior do paciente, há 115 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 115 mm, na direção posterior do paciente, será eliminada da visualização.

☛ CASO B

- FOVy ≤ 230 mm, isto é, FOVy/2 ≤ 115 mm
- Na direção centro-A (anterior) são visualizados 85 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte anterior do paciente, há 85 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 85 mm, na direção anterior do paciente, será eliminada da visualização.
- Na direção centro-P (posterior) são visualizados FOVy/2.
  Com os FOVy pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVy/2 é sempre inferior, ou no máximo igual, a 115 mm. Em relação a quanto FOVy/2 é inferior a 115 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte inferior da imagem.

Vejamos a seguir um exemplo de caso 1 + caso A: FOVx = 250 mm e FOVy = 250 mm.

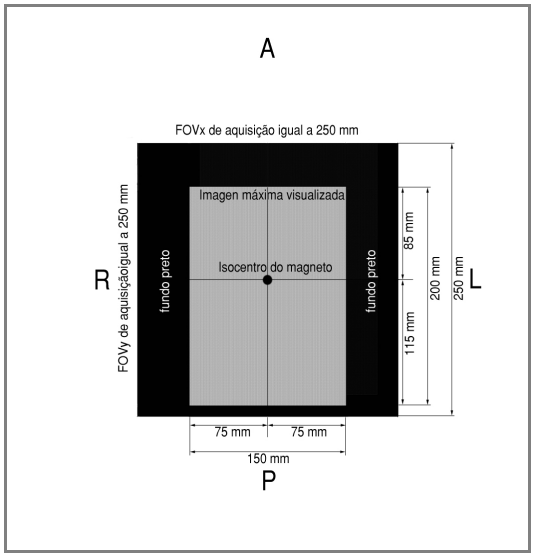

fig. 1.24 - Orientação transversal dos tratos lombo-sacrais: imagem visualizada máxima, com FOV de aquisição superior a 250 mm x 250 mm

Vejamos a seguir um exemplo de caso 2 + caso B: FOVx = 140 mm e FOVy = 140 mm.

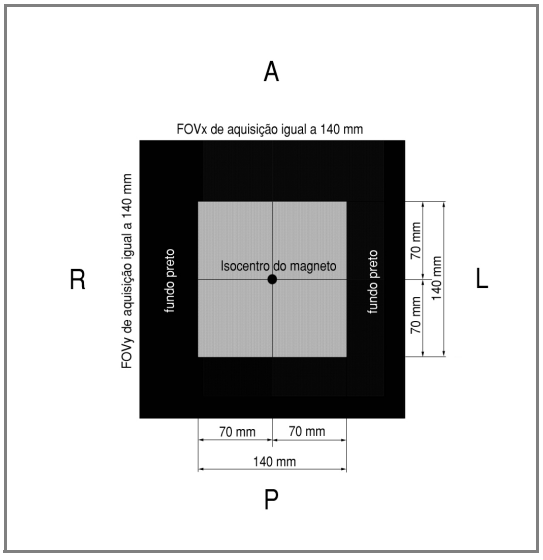

fig. 1.25 - Orientação transversal dos tratos lombo-sacrais: imagem máxima visualizada, com FOV de aquisição igual a 140 mm x 140 mm

Orientação transversal do trato cervical

Dentro da janela com dimensão de 250 mm x 250 mm, relativa à região de homogeneidade do magneto, não é aplicado nenhum fundo preto (clip) adicional para orientação transversal do trato cervical da coluna vertebral.

Aviso

Os clips dentro da janela com dimensão de 250 mm x 250 mm são na verdade vinculados à bobina de recepção.
Caso o usuário decida efetuar um exame do trato cervical da coluna vertebral com a bobina 10, 17 o 18 - Coluna lombar, os clips nas imagens serão aqueles indicados, nas páginas anteriores, como clips dos tratos lombo-sacrais da coluna vertebral.

De qualquer maneira, é fortemente desaconselhado efetuar exames do trato cervical da coluna vertebral utilizando a bobina 10, 17 o 18 - Coluna lombar.

Em relação ao comportamento das janelas do sistema operacional, dentro das quais são visualizadas as séries de imagens individuais, é necessário esclarecer que:

☛ para todas as regiões anatômicas, à exceção da coluna vertebral. Se o FOV de aquisição for menor/igual a 250 mm x 250 mm, dentro da imagem máxima visualizada, serão visualizados todos os pixels que compõem a imagem (128x128, 256x256 ou 512x512) sobre um fundo preto que contém informações relativas à própria imagem (cujo número depende das dimensões da janela e das configurações do usuário).
Se o FOV de aquisição for maior a 250 mm x 250 mm, dentro da janela será visualizada somente a parte dos 128x128, 256x256 ou 512x512 pixels da imagem adquirida relativa aos 250 mm x 250 mm.

☛ para a coluna vertebral valem, teoricamente, as mesmas regras. A visualização dos pixels de imagem é limitada pelos clips (sagital, coronal ou transversal, conforme a orientação da imagem) descritos anteriormente.

☛ o sistema exibe a imagem com um fator de zoom que é o maior possível em relação às dimensões da janela; se a janela tiver dimensões horizontal e vertical diferentes, o fator de zoom será determinado pela menor dentre as duas dimensões.

Em função das dimensões limitadas da imagem visualizada, G-scan e S-scan não são aconselhados para a avaliação de patologias difusas que podem se estender além da região de homogeneidade do magneto e, no caso da coluna vertebral, além da região de sensibilidade da bobina 10.

Os tumores, por exemplo, podem se estender em uma área maior em relação à imagem máxima visualizada; pode ser muito difícil ou até mesmo impossível efetuar uma avaliação ou o diagnóstico utilizando-se o G-scan ou o S-scan.

Atenção

Em função das dimensões limitadas da imagem visualizada, o O-scan não é aconselhável para a avaliação de patologias difusas que possam se estender além da região de homogeneidade do magneto.

O usuário deve determinar de maneira definitiva se os tumores, ou outras patologias difusas, estão contidos inteiramente na imagem máxima visualizada antes de efetuar sua avaliação ou diagnóstico.

Pode ser muito difícil, ou até mesmo impossível, efetuar uma avaliação ou o diagnóstico de patologias que se estendem além da imagem máxima visualizada. Sua ordem de grandeza, efetivamente, pode não ser conhecida e estruturas diagnósticas significativas podem não ser visíveis.

Sistemas com região de homogeneidade ampla

IMAGEM VISUALIZADA PARA TODAS AS REGIÕES ANATÔMICAS, EXCETO A COLUNA VERTEBRAL E A ARTICULAÇÃO TEMPORAL MANDIBULAR

A imagem visualizada para todas as regiões anatômicas, exceto da coluna vertebral e da articulação temporal mandibular, tem uma dimensão máxima equivalente a um quadrado de 270 mm x 270 mm, com a finalidade de minimizar a área visualizada fora da região de homogeneidade, na qual é possível haver artefatos. Se o usuário selecionar um FOV na aquisição inferior a 270 mm x 270 mm, a imagem visualizada será mostrada com a dimensão com a qual foi adquirida.

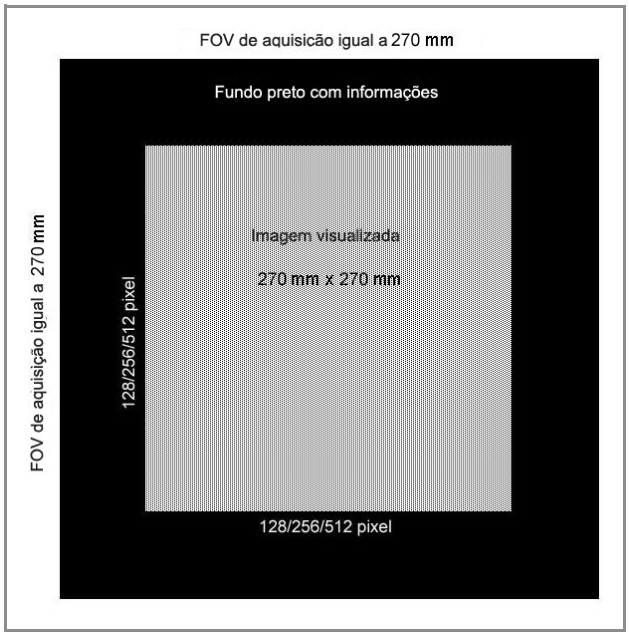

fig. 1.26 - Imagem visualizada, com FOV de aquisição igual a 270 mm x 270 mm

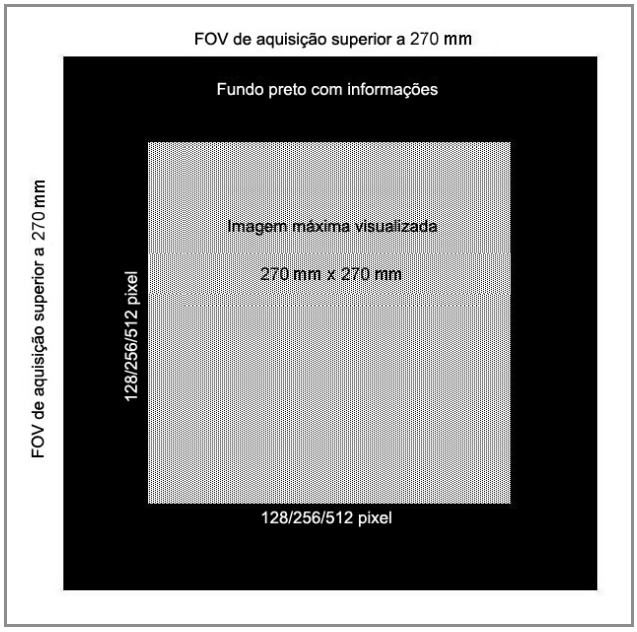

fig. 1.27 - Imagem visualizada máxima, com FOV de aquisição superior a 270 mm x 270 mm

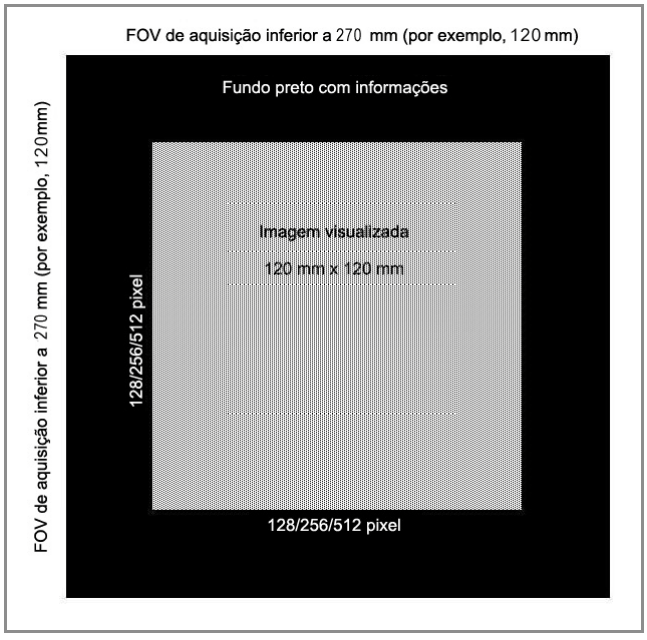

fig. 1.28 - Imagem visualizada, com FOV de aquisição inferior a 270 mm x 270 mm

REGIÃO DE SENSIBILIDADE DA BOBINA TMJ

A bobina TMJ 15 é do tipo "superficial" e, assim, caracteriza-se por uma região de sensibilidade limitada.
É necessário levar em consideração a existência de planos de iso-sensibilidade paralelos ao plano da bobina; o sinal da RM decresce ao longo do eixo perpendicular a esses planos pelo que, afastando-se do plano da bobina, a qualidade da imagem diminui.

IMAGEM VISUALIZADA DA ARTICULAÇÃO TEMPORAL MANDIBULAR

A imagem visualizada tem, assim, para a articulação temporal mandibular, uma dimensão máxima determinada por dois fatores diferentes:

☛ a região de sensibilidade da bobina TMJ 15, a qual limita ainda mais a dimensão máxima da imagem, para manter a qualidade de imagem de diagnóstico em toda a imagem visualizada

☛ a exclusão, da imagem, de regiões anatômicas do corpo humano que não são de interesse na avaliação diagnóstica da articulação temporal mandibular; isto tem a finalidade de favorecer a utilização imediata das imagens, sem que sejam necessárias operações de modificação da imagem (cortes, ampliações, etc.) por parte do operador (por exemplo, antes da impressão das imagens).

Em relação aos três fatores mencionados acima, foram adotadas, para todas as orientações da articulação temporal mandibular, as dimensões da imagem máxima visualizada indicadas nas páginas a seguir.

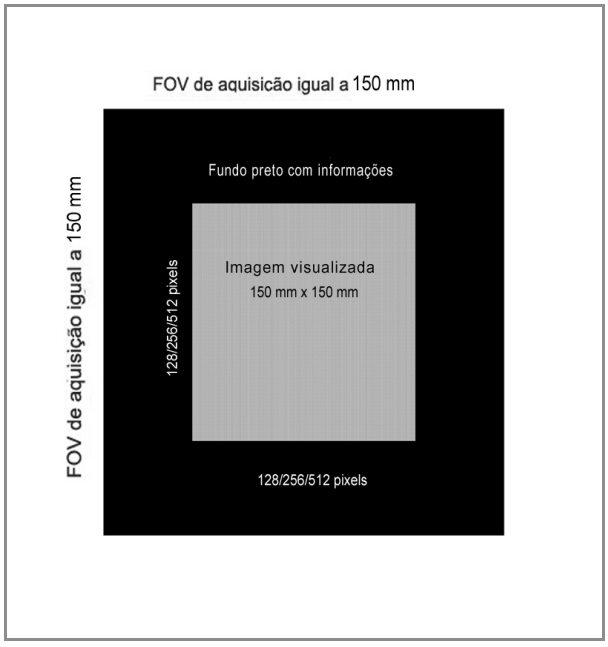

fig. 1.29 - Imagem visualizada, com FOV de aquisição igual a 150 mm x 150 mm

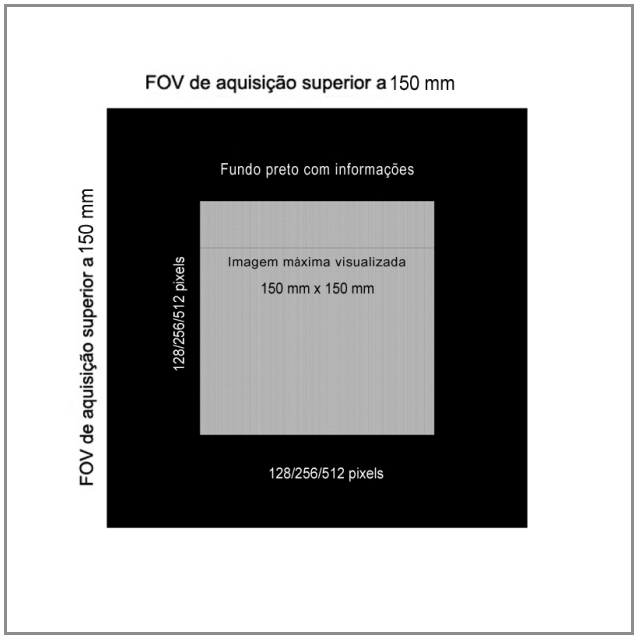

fig. 1.30 - Imagem visualizada máxima, com FOV de aquisição superior a 150 mm x 150 mm

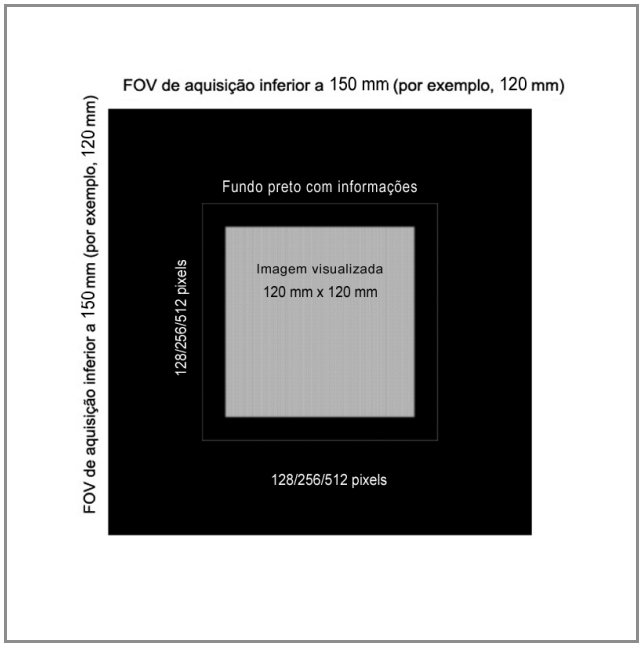

fig. 1.31 - Imagem visualizada, com FOV de aquisição inferior a 150 mm x 150 mm

REGIÃO DE SENSIBILIDADE DA BOBINA PARA A COLUNA

A bobina 10 - Coluna é em parte do tipo "superficial" e, assim, caracteriza-se por uma região de sensibilidade limitada.
É necessário levar em consideração a existência de planos de iso-sensibilidade paralelos ao plano da bobina; o sinal da RM decresce ao longo do eixo perpendicular a esses planos pelo que, afastando-se do plano da bobina, a qualidade da imagem diminui.

IMAGEM VISUALIZADA DA COLUNA VERTEBRAL

A imagem visualizada tem, assim, para a coluna vertebral, uma dimensão máxima determinada por dois fatores diferentes:

☛ a região de homogeneidade do magneto, a qual limita a dimensão máxima da imagem a um quadrado de 270 mm x 270 mm, para minimizar a área visualizada externa à mesma (onde é possível haver artefatos)

☛ a exclusão, da imagem, de regiões anatômicas do corpo humano que não são de interesse na avaliação diagnóstica da coluna vertebral; isto tem a finalidade de favorecer a utilização imediata das imagens, sem que sejam necessárias operações de modificação da imagem (cortes, ampliações, etc.) por parte do operador (por exemplo, antes da impressão das imagens).

Em relação aos dois fatores mencionados acima, foram adotadas, para cada trato individual e para a única orientação da coluna vertebral, as dimensões da imagem máxima visualizada indicadas nas páginas a seguir.

Qualquer informação relativa ao campo de visão (FOV) em aquisição presente nas páginas a seguir se refere, de maneira coerente com cada orientação, aos eixos do sistema de gradientes convencionalmente definidos como X, Y e Z.

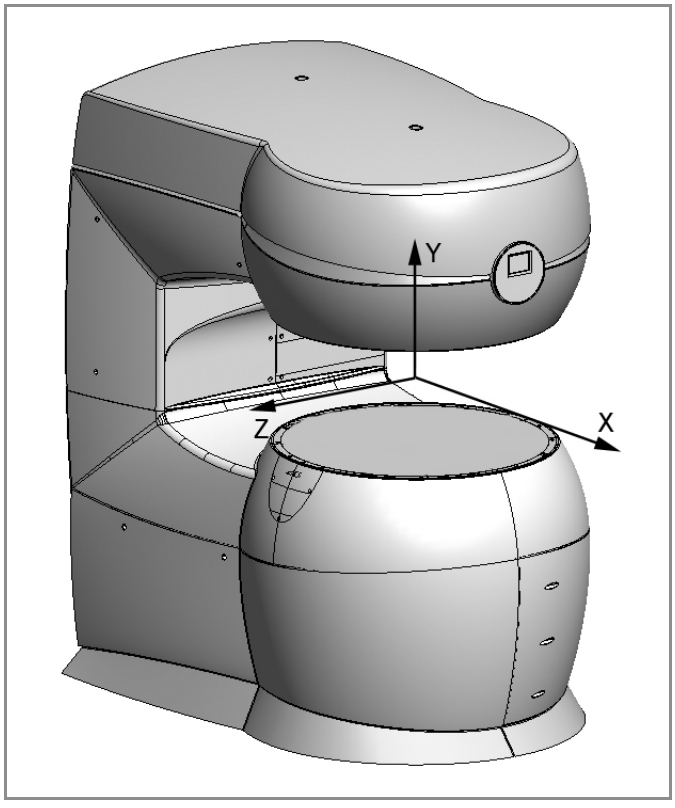

fig. 1.32 - Eixos do sistema de gradientes para os sistemas G-scan e S-scan

Orientação sagital dos tratos lombo-sacrais

Dentro da janela com dimensão de 270 mm x 270 mm, relativa à região de homogeneidade do magneto, aplica-se um fundo preto (clip) adicional, cujas dimensões e posicionamento são mostrados na figura a seguir.

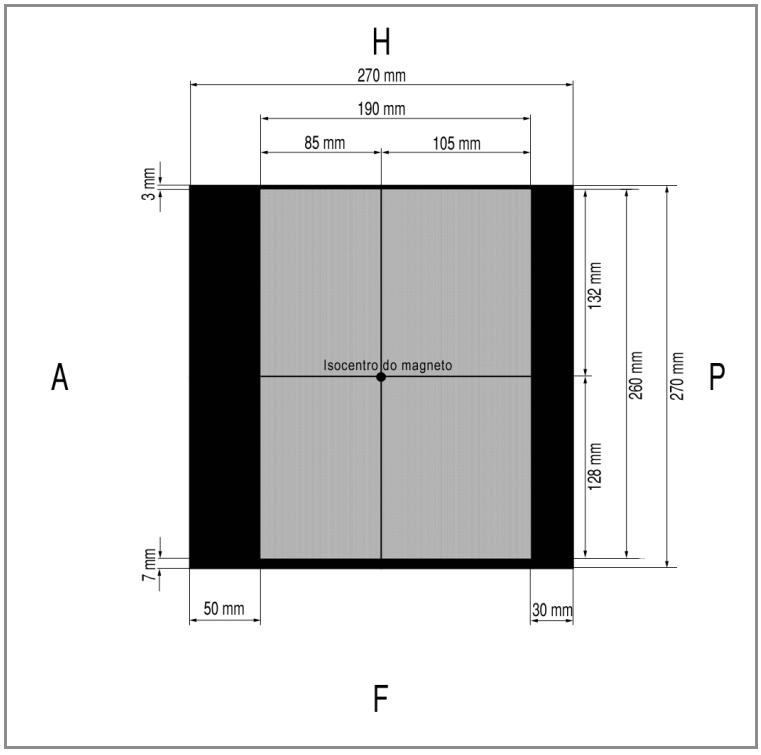

fig. 1.33 - Orientação sagital dos tratos lombo-sacrais: posicionamento do clip na janela de 270 mm x 270 mm e suas dimensões

A imagem adquirida é centrada em relação ao centro da janela de 270 mm x 270 mm, isto é, em relação ao isocentro do magneto.
Assim, podem se apresentar ao usuário os casos definidos a seguir; tais casos referem-se a diferentes configurações, seja da dimensão anterior-posterior do paciente, seja da dimensão cabeça-pés do paciente.

O FOV na direção anterior-posterior do paciente corresponde ao FOV ao longo do eixo Y e é definido FOVy.

☞ CASO 1

- FOVy ≥ 210 mm, isto é, FOVy/2 ≥ 105 mm
- Na direção centro-P (posterior) são visualizados 105 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte posterior do paciente, há 105 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 105 mm, na direção posterior do paciente, será eliminada da visualização.
- Na direção centro-A (anterior) são visualizados 85 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte anterior do paciente, há 85 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 85 mm, na direção anterior do paciente, será eliminada da visualização.

Nessa direção, a bobina perde sensibilidade e, de qualquer forma, seriam visualizadas partes anatômicas (abdome) sem interesse para a avaliação da coluna vertebral.

☛ CASO 2

- 110 mm ≤ FOVy < 210 mm, isto é, FOVy/2 ≥ 55 mm e FOVy/2 < 105 mm
- Na direção centro-P (posterior) são visualizados (FOVy/2) mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte posterior do paciente, há 105 mm antes de alcançar o clip. Com os FOVy pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVy/2 é sempre inferior a 105 mm. Em relação a quanto FOVy/2 é inferior a 105 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte direita da imagem.
- Na direção centro-A (anterior) são visualizados 85 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte anterior do paciente, há 85 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 85 mm na direção anterior será eliminada da visualização.

☛ CASO 3

- FOVy = 100 mm, isto é, FOVy/2 = 50 mm
- Na direção P (posterior) são visualizados (FOVy/2) mm.
  O FOVy/2 equivalente a 50 mm é visualizado inteiramente e a dimensão do fundo preto na parte direita da imagem é aumentada em 55 mm (isto é, 105 mm - 50 mm).
- Na direção A (anterior) são visualizados (FOVy/2) mm.
  O FOVy/2 equivalente a 50 mm é visualizado inteiramente e a dimensão do fundo preto na parte direita da imagem é aumentada em 35 mm (isto é, 85 mm - 50 mm).

Por padrão, o FOV na direção cabeça-pés do paciente corresponde ao FOV ao longo da direção Z e é definido como FOVz.

☛ CASO A

- FOVz ≥ 270 mm, isto é, FOVz/2 ≥ 135 mm
- Na direção centro-F (feet=pés) são visualizados 128 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção dos pés do paciente, há 128 mm antes de alcançar a borda inferior da imagem máxima visualizada. Toda a parte de imagem que ultrapassar 128 mm, na direção dos pés, será eliminada da visualização.
- Na direção centro-H (head=cabeça) são visualizados 132 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da cabeça do paciente, há 132 mm antes de alcançar o clip.

☛ CASO B

- FOVz ≤ 240 mm, isto é, FOVz/2 ≤ 120 mm

- Na direção centro-F (feet=pés) são visualizados FOVz/2.
  Com os FOVz pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVz/2 é sempre igual ou inferior a 120 mm. Em relação a quanto FOVz/2 é inferior a 128 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte inferior da imagem.
- Na direção centro - H (head = cabeça) são visualizados FOVz/2.
  Com os FOVz pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVz/2 é sempre igual ou inferior a 120 mm. Em relação a quanto FOVz/2 é inferior a 132 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte superior da imagem.

Vejamos a seguir um exemplo de caso 1 + caso A: FOVy= 270 mm e FOVz = 270 mm.

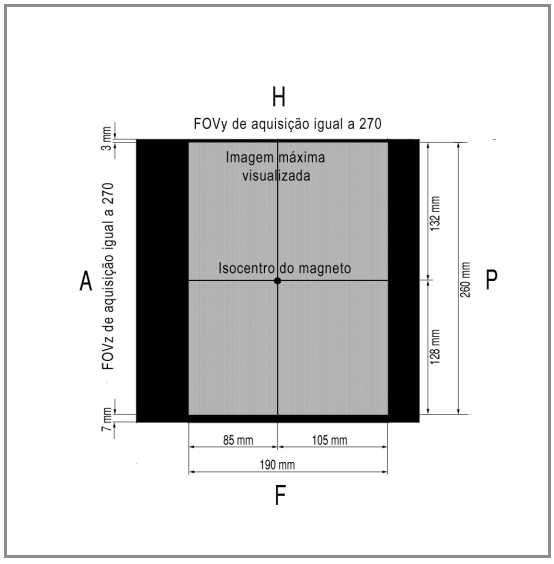

fig. 1.34 - Orient. sagital dos tratos lombo-sacrais: imagem máx. visualizada com FOV de aquisição superior a 270 mm x 270 mm

Vejamos a seguir um exemplo de caso 2 + caso A: FOVy = 180 mm e FOVz= 270 mm.

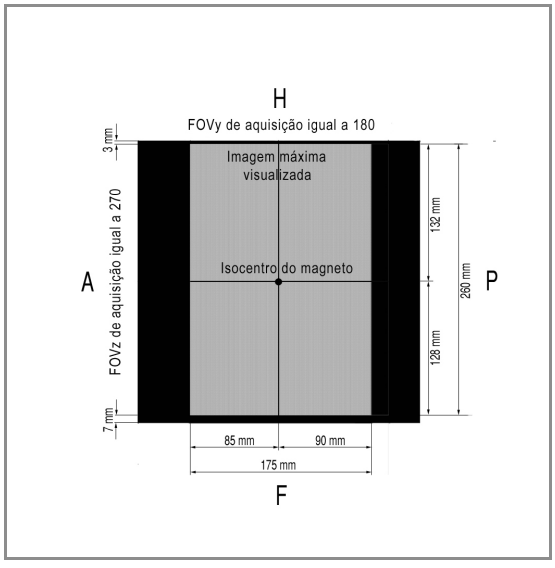

fig. 1.35 - Orient. sagital dos tratos lombo-sacrais: imagem máxima visualizada, com FOV de aquisição igual a 180 mm x 250 mm

Vejamos a seguir um exemplo de caso 3 + caso B: FOVy = 100 mm e FOVz = 100 mm.

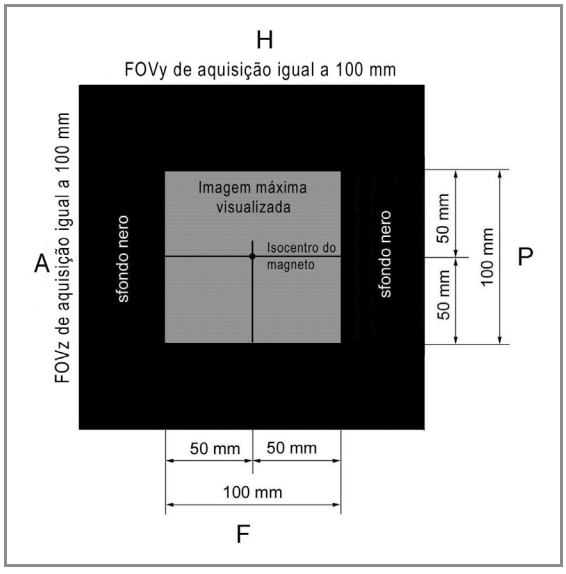

fig. 1.36 - Orient. sagital dos tratos lombo-sacrais: imagem máxima visualizada, com FOV de aquisição igual a 100 mm x 100 mm

Orientação sagital do trato cervical

Dentro da janela com dimensão de 270 mm x 270 mm, relativa à região de homogeneidade do magneto, aplica-se um fundo preto (clip) adicional, cujas dimensões e posicionamento são mostrados na figura a seguir.

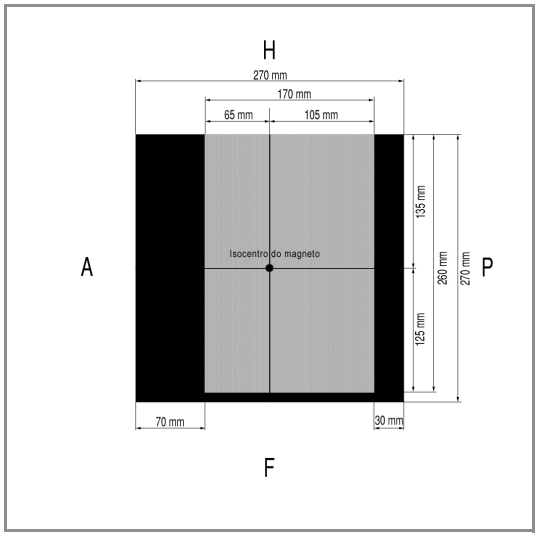

fig. 1.37 - Orientação sagital do trato cervical utilizando-se a bobina 9: posicionamento do clip na janela de 270 mm x 270 mm e suas dimensões

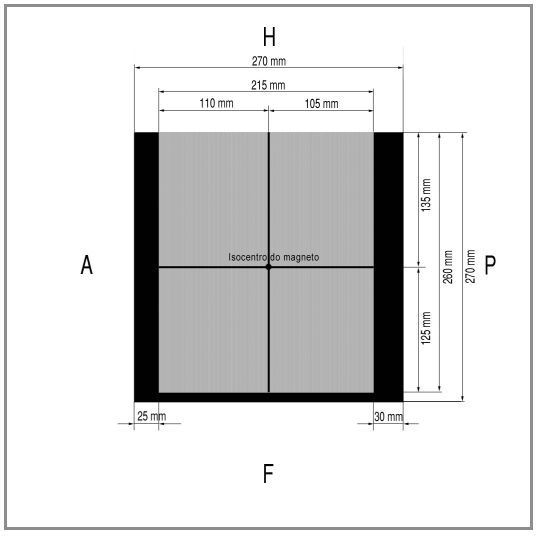

fig. 1.38 - Orientação sagital do trato cervical utilizando-se a bobina 14: posicionamento do clip na janela de 270 mm x 270 mm e suas dimensões

A imagem adquirida é centrada em relação ao centro da janela de 270 mm x 270 mm, isto é, em relação ao isocentro do magneto.
Assim, podem se apresentar ao usuário os casos definidos a seguir; tais casos referem-se a diferentes configurações, seja da dimensão anterior-posterior do paciente, seja da dimensão cabeça-pés do paciente.

Utilizando-se a bobina cervical 9

O FOV na direção anterior-posterior do paciente corresponde ao FOV ao longo do eixo Y e é definido FOVy.

☛ CASO 1

- FOVy ≥ 210 mm, isto é, FOVy/2 ≥ 105 mm
- Na direção centro-P (posterior) são visualizados 105 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte posterior do paciente, há 105 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 105 mm, na direção posterior do paciente, será eliminada da visualização.
- Na direção centro-A (anterior) são visualizados 65 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte anterior do paciente, há 65 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 65 mm, na direção anterior do paciente, será eliminada da visualização.
  Nessa direção, a bobina perde sensibilidade e, de qualquer forma, seriam visualizadas partes anatômicas (abdome) sem interesse para a avaliação da coluna vertebral.

☛ CASO 2

- 130 mm ≤ FOVy < 210 mm, isto é, FOVy/2 ≥ 65 mm e FOVy/2 < 105 mm
- Na direção centro-P (posterior) são visualizados (FOVy/2) mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte posterior do paciente, há 105 mm antes de alcançar o clip. Com os FOVy pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVy/2 é sempre inferior a 105 mm. Em relação a quanto FOVy/2 é inferior a 105 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte direita da imagem.
- Na direção centro-A (anterior) são visualizados 65 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte anterior do paciente, há 65 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 65 mm na direção anterior será eliminada da visualização.

☛ CASO 3

- FOVy < 130 mm, isto é, FOVy/2 < 65 mm
- Na direção P (posterior) são visualizados (FOVy/2) mm.
  A dimensão do fundo preto na parte direita da imagem é aumentada de 105 mm - (FOVy/2) mm.

- Na direção A (anterior) são visualizados (FOVy/2) mm.
  A dimensão do fundo preto na parte esquerda da imagem é aumentada de 65 mm - (FOVy/2) mm.

Por padrão, o FOV na direção cabeça-pés do paciente corresponde ao FOV ao longo da direção Z e é definido como FOVz.

☛ CASO A

- FOVz ≥ 270 mm, isto é, FOVz/2 ≥ 135 mm
- Na direção centro-F (feet=pés) são visualizados 125 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção dos pés do paciente, há 125 mm antes de alcançar as bordas inferior e superior da imagem máxima visualizada. Toda a parte de imagem que ultrapassar 125 mm, na direção dos pés, será eliminada da visualização.
- Na direção centro-H (head=cabeça) são visualizados 135 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da cabeça do paciente, há 135 mm antes de alcançar as bordas inferior e superior da imagem máxima visualizada. Toda a parte de imagem que ultrapassar 135 mm, na direção da cabeça, será eliminada da visualização.

☛ CASO B

- 250 mm < FOVz < 270 mm, isto é, 125 < FOVz/2 < 135 mm
- Na direção centro-F (feet=pés) são visualizados 125 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção dos pés do paciente, há 125 mm antes de alcançar as bordas inferior e superior da imagem máxima visualizada. Toda a parte de imagem que ultrapassar 125 mm, na direção da cabeça, será eliminada da visualização.
- Na direção centro-H (head=cabeça) são visualizados FOVz/2.
  Com os FOVz pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVz/2 é sempre inferior a 135 mm. Em relação a quanto FOVz/2 é inferior a 135 mm, aumente a dimensão do fundo preto nas partes inferior e superior da imagem.

☛ CASO C

- FOVz < 250 mm, isto é, FOVz/2 < 125 mm
- Na direção centro-F (feet=pés) são visualizados FOVz/2.
  Com os FOVz pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVz/2 é sempre inferior a 125 mm. Em relação a quanto FOVz/2 é inferior a 125 mm, aumente a dimensão do fundo preto nas partes inferior e superior da imagem.

- Na direção centro-H (head=cabeça) são visualizados FOVz/2. Com os FOVz pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVz/2 é sempre inferior a 135 mm. Em relação a quanto FOVz/2 é inferior a 135 mm, aumente a dimensão do fundo preto nas partes inferior e superior da imagem.

Utilizando-se a bobina cervical DPA 14 (opcional)

O FOV na direção anterior-posterior do paciente corresponde ao FOV ao longo do eixo Y e é definido FOVy.

☛ CASO 1

- FOVy ≥ 220 mm, isto é, FOVy/2 ≥ 110 mm
- Na direção centro-P (posterior) são visualizados 105 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte posterior do paciente, há 105 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 105 mm, na direção posterior do paciente, será eliminada da visualização.
- Na direção centro-A (anterior) são visualizados 110 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte anterior do paciente, há 110 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 110 mm, na direção anterior do paciente, será eliminada da visualização.
  Nessa direção, a bobina perde sensibilidade e, de qualquer forma, seriam visualizadas partes anatômicas (abdome) sem interesse para a avaliação da coluna vertebral.

☛ CASO 2

- 210 mm ≤ FOVy < 220 mm, isto é, FOVy/2 ≥ 105 mm e FOVy/2 < 110 mm
- Na direção centro-P (posterior) são visualizados 105 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte posterior do paciente, há 105 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 105 mm, na direção posterior do paciente, será eliminada da visualização.
- Na direção centro-A (anterior) são visualizados (FOVy/2) mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte anterior do paciente, há 110 mm antes de alcançar o clip. Com os FOVy pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVy/2 é sempre inferior a 110 mm. Em relação a quanto FOVy/2 é inferior a 110 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte esquerda da imagem.

☛ CASO 3

- FOVy < 210 mm, isto é, FOVy/2 < 105 mm
- Na direção P (posterior) são visualizados (FOVy/2) mm.
  A dimensão do fundo preto na parte direita da imagem é aumentada de 105 mm - (FOVy/2) mm.
- Na direção centro-A (anterior) são visualizados 110 mm.
  A dimensão do fundo preto na parte esquerda da imagem é aumentada de 110 mm - (FOVy/2) mm.

O FOV na direção cabeça-pés do paciente corresponde ao FOV ao longo do eixo Z e é definido FOVz.

☛ CASO A

- FOVz ≥ 270 mm, isto é, FOVz/2 ≥ 135 mm
- Na direção centro-F (feet=pés) são visualizados 125 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção dos pés e da cabeça do paciente, há 125 mm antes de alcançar as bordas inferior e superior da imagem máxima visualizada. Toda a parte de imagem que ultrapassar 125 mm, na direção dos pés, será eliminada da visualização.
- Na direção centro-H (head=cabeça) são visualizados 135 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção dos pés e da cabeça do paciente, há 135 mm antes de alcançar as bordas inferior e superior da imagem máxima visualizada. Toda a parte de imagem que ultrapassar 135 mm, na direção da cabeça, será eliminada da visualização.

☛ CASO B

- 250 mm < FOVz < 270 mm, isto é, 125 < FOVz/2 < 135 mm
- Na direção centro-F (feet=pés) são visualizados 125 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção dos pés e da cabeça do paciente, há 125 mm antes de alcançar as bordas inferior e superior da imagem máxima visualizada. Toda a parte de imagem que ultrapassar 125 mm, na direção dos pés, será eliminada da visualização.
- Na direção centro-H (head=cabeça) são visualizados FOVz/2.
  Com os FOVz pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVz/2 é sempre inferior a 135 mm. Em relação a quanto FOVz/2 é inferior a 135 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte superior da imagem.

☛ CASO C

- FOVz < 250 mm, isto é, FOVz/2 < 125 mm
- Na direção centro-F (feet=pés) são visualizados FOVz/2.
  Com os FOVz pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVz/2 é sempre inferior a 125 mm. Em relação a quanto FOVz/2 é inferior a 125 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte inferior da imagem.
- Na direção centro-H (head=cabeça) são visualizados FOVz/2.
  Com os FOVz pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVz/2 é sempre inferior a 135 mm. Em relação a quanto FOVz/2 é inferior a 135 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte superior da imagem.

Orientação coronal do trato lombo-sacral

Dentro da janela com dimensão de 270 mm x 270 mm, relativa à região de homogeneidade do magneto, aplica-se um fundo preto (clip) adicional, cujas dimensões e posicionamento são mostrados na figura a seguir.

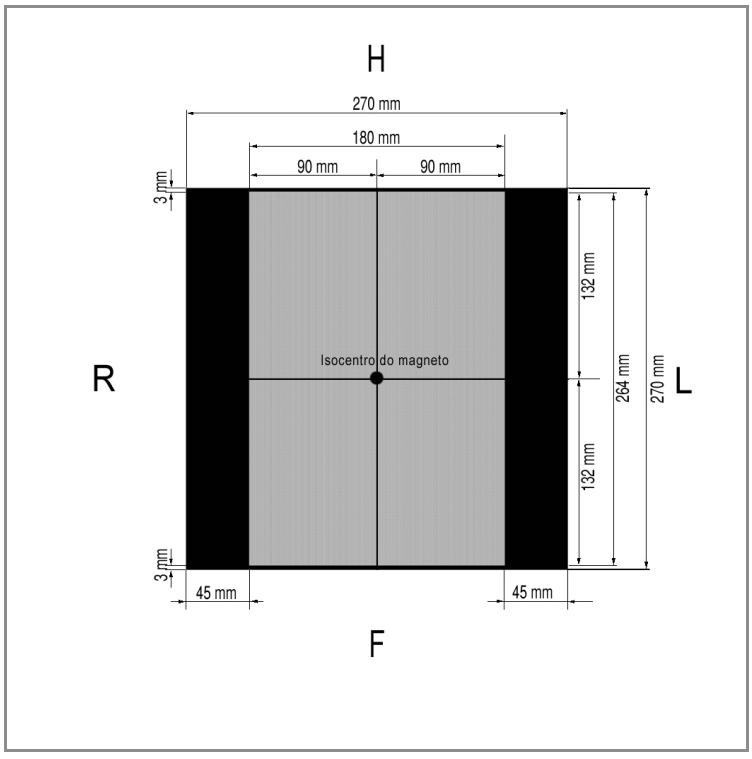

fig. 1.39 - Orient. coronal do trato lombo-sacral: posicionamento do clip na janela de 270 mm x 270 mm e suas dimensões

A imagem adquirida é centrada em relação ao centro da janela de 270 mm x 270 mm, isto é, em relação ao isocentro do magneto.
Assim, podem se apresentar ao usuário os casos definidos a seguir; tais casos referem-se a diferentes configurações, seja da dimensão direita-esquerda do paciente, seja da dimensão cabeça-pés do paciente.

O FOV na direção direita-esquerda do paciente corresponde ao FOV ao longo do eixo X e é definido FOVx.
Observe que, de acordo com as convenções DICOM®, a parte direita do paciente é visualizada na parte esquerda da imagem, e a parte esquerda do paciente é visualizada na parte direita da imagem.

☛ CASO 1

- FOVx >180 mm, isto é, FOVx/2 > 90 mm

- Na direção centro-L (left=esquerda) são visualizados 90 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção esquerda do paciente, há 90 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar os 90 mm, na direção da esquerda do paciente, será eliminada da visualização.
- Na direção centro-R (right=direita) são visualizados 90 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção direita do paciente, há 90 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar os 90 mm, na direção da direita do paciente, será eliminada da visualização.

☛ CASO 2

- FOVx ≤ 180 mm, isto é, FOVx/2 ≤ 90 mm
- Na direção centro-L (L=esquerda) são visualizados (FOVx/2) mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção esquerda do paciente, há 90 mm antes de alcançar o clip. Com os FOVx pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVx/2 é sempre igual ou inferior a 90 mm. Em relação a quanto FOVx/2 é inferior a 90 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte direita da imagem.
- Na direção centro-R (right=direita) são visualizados (FOVx/2) mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção direita do paciente, há 90 mm antes de alcançar o clip. Com os FOVx pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVx/2 é sempre igual ou inferior a 90 mm. Em relação a quanto FOVx/2 é inferior a 90 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte esquerda da imagem.

O FOV na direção cabeça-pés do paciente corresponde ao FOV ao longo do eixo Z e é definido FOVz.

☛ CASO A

- FOVz ≥ 270 mm, isto é, FOVz/2 ≥ 135 mm
- Na direção centro-F (feet=pés) e na direção centro-H (head=cabeça) são visualizados 132 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção dos pés do paciente, há 132 mm antes de alcançar a borda inferior da imagem máxima visualizada. Toda a parte de imagem que ultrapassar 132 mm, na direção dos pés, será eliminada da visualização.

☛ CASO B

- FOVz ≤ 240 mm, isto é, FOVz/2 ≤ 120 mm
- Na direção centro-F (feet=pés) e na direção centro-H (head=cabeça) são visualizados FOVz/2.
  Com os FOVz pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVz/2

é sempre inferior a 120 mm. Em relação a quanto FOVz/2 é inferior a 120 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte inferior da imagem.

Vejamos a seguir um exemplo de caso 1 + caso A: FOVx = 270 mm e FOVz = 270 mm.

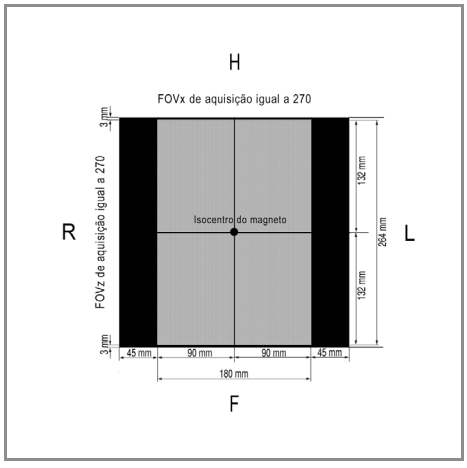

fig. 1.40 - Orient. coronal dos tratos lombo-sacrais: imagem máxima visualizada com FOV de aquisição superior a 270 mm x 250 mm

Vejamos a seguir um exemplo de caso 2 + caso B: FOVx = 100 mm e FOVz = 100 mm.

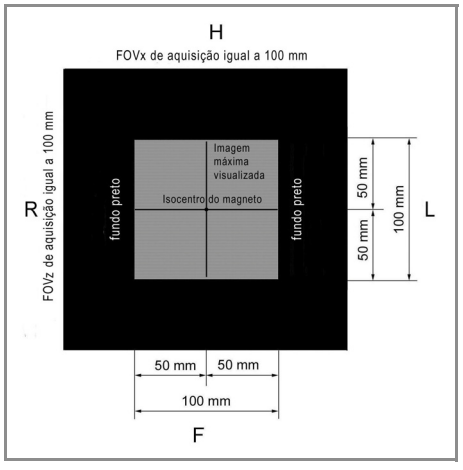

fig. 1.41 - Orient. coronal dos tratos lopmbo-sacrais: imagem máxima visualizada, com FOV de aquisição igual a 100 mm x 100 mm

Orientação coronal do trato cervical

Dentro da janela com dimensão de 270 mm x 270 mm, relativa à região de homogeneidade do magneto, aplica-se um fundo preto (clip) adicional, cujas dimensões e posicionamento são mostrados na figura a seguir.

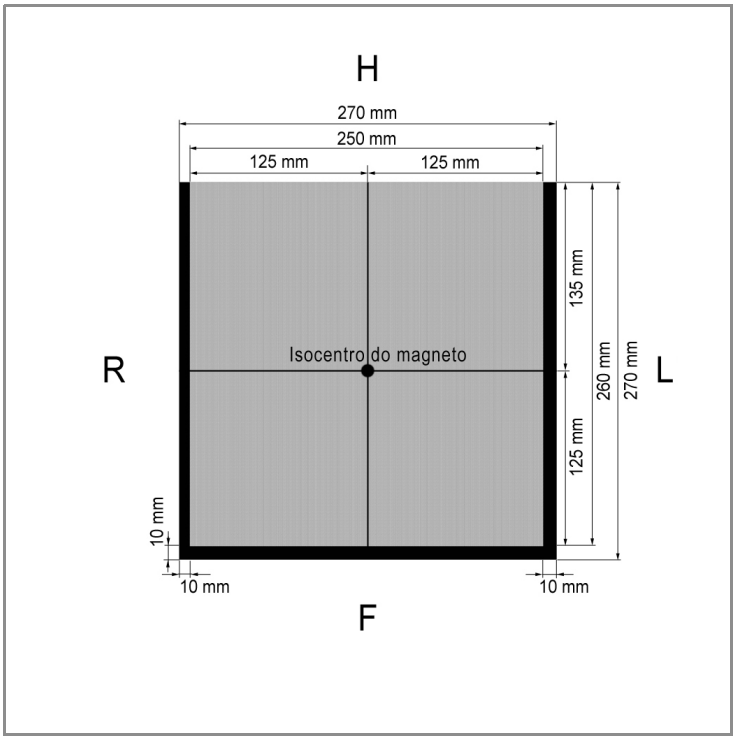

fig. 1.42 - Orientação coronal do trato cervical: posicionamento do clip na janela de 270 mm x 270 mm e suas dimensões

A imagem adquirida é centrada em relação ao centro da janela de 270 mm x 270 mm, isto é, em relação ao isocentro do magneto.
Assim, podem se apresentar ao usuário os casos definidos a seguir; tais casos referem-se a diferentes configurações, seja da dimensão direita-esquerda do paciente, seja da dimensão cabeça-pés do paciente.

O FOV na direção direita-esquerda do paciente corresponde ao FOV ao longo do eixo X e é definido FOVx.
Observe que, de acordo com as convenções DICOM®, a parte direita do paciente é visualizada na parte esquerda da imagem, e a parte esquerda do paciente é visualizada na parte direita da imagem.

☛ CASO 1

- FOVx >250 mm, isto é, FOVx/2 > 125 mm

- Na direção centro-L (left=esquerda) são visualizados 125 mm. Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção esquerda do paciente, há 125 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar os 125 mm, na direção da esquerda do paciente, será eliminada da visualização.
- Na direção centro-R (right=direita) são visualizados 125 mm. Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção direita do paciente, há 125 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar os 125 mm, na direção da direita do paciente, será eliminada da visualização.

☛ CASO 2

- FOVx ≤ 250 mm, isto é, FOVx/2 ≤ 125 mm
- Na direção centro-L (L=esquerda) são visualizados (FOVx/2) mm. Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção esquerda do paciente, há 125 mm antes de alcançar o clip. Com os FOVx pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVx/2 é sempre igual ou inferior a 125 mm. Em relação a quanto FOVx/2 é inferior a 125 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte direita da imagem.
- Na direção centro-R (right=direita) são visualizados (FOVx/2) mm. Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção direita do paciente, há 125 mm antes de alcançar o clip. Com os FOVx pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVx/2 é sempre igual ou inferior a 125 mm. Em relação a quanto FOVx/2 é inferior a 125 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte esquerda da imagem.

O FOV na direção cabeça-pés do paciente corresponde ao FOV ao longo do eixo Z e é definido FOVz.

☛ CASO A

- FOVz >270 mm, isto é, FOVz/2 > 135 mm
- Na direção centro-F (feet=pés) são visualizados 125 mm. Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção dos pés do paciente, há 125 mm antes de alcançar a borda inferior da imagem máxima visualizada. Toda a parte de imagem que ultrapassar 125 mm, na direção dos pés, será eliminada da visualização.
- Na direção centro-H (head=cabeça) são visualizados 135 mm. Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da cabeça do paciente, há 135 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 135 mm, na direção da cabeça, será eliminada da visualização.

☛ CASO B

- 250 mm < FOVz < 270 mm, isto é, 125 < FOVz/2 < 135 mm
- Na direção centro-F (feet=pés) são visualizados 125 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção dos pés do paciente, há 125 mm antes de alcançar a borda inferior da imagem máxima visualizada. Toda a parte de imagem que ultrapassar 125 mm, na direção dos pés, será eliminada da visualização.
- Na direção centro-H (head=cabeça) são visualizados FOVz/2.
  Com os FOVz pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVz/2 é sempre inferior a 135 mm. Em relação a quanto FOVz/2 é inferior a 135 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte superior da imagem.

☛ CASO C

- FOVz ≤ 250 mm, isto é, FOVz/2 ≤ 125 mm
- Na direção centro-F (feet=pés) são visualizados FOVz/2.
  Com os FOVz pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVz/2 é sempre inferior a 125 mm. Em relação a quanto FOVz/2 é inferior a 125 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte inferior da imagem.
- Na direção centro-H (head=cabeça) são visualizados FOVz/2.
  Com os FOVz pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVz/2 é sempre inferior a 135 mm. Em relação a quanto FOVz/2 é inferior a 135 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte superior da imagem.

Orientação transversal do trato lombo-sacral

Dentro da janela com dimensão de 270 mm x 270 mm, relativa à região de homogeneidade do magneto, aplica-se um fundo preto (clip) adicional, cujas dimensões e posicionamento são mostrados na figura a seguir.

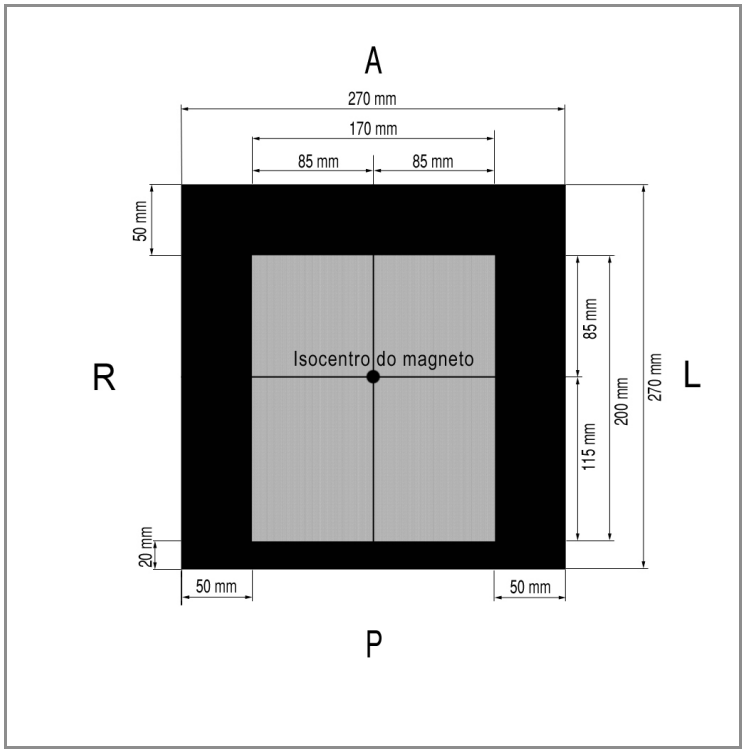

fig. 1.43 - Orientação transversal dos tratos lombo-sacrais: posicionamento do clip na janela de 270 mm x 270 mm e suas dimensões

A imagem adquirida é centrada em relação ao centro da janela de 270 mm x 270 mm, isto é, em relação ao isocentro do magneto.
Assim, podem se apresentar ao usuário os casos definidos a seguir; tais casos referem-se a diferentes configurações, seja da dimensão direita-esquerda do paciente, seja da dimensão anterior-posterior do paciente.

O FOV na direção direita-esquerda do paciente corresponde ao FOV ao longo do eixo X e é definido FOVx.
Observe que, de acordo com as convenções DICOM®, a parte direita do paciente é visualizada na parte esquerda da imagem, e a parte esquerda do paciente é visualizada na parte direita da imagem.

☛ CASO 1

- FOVx >170 mm, isto é, FOVx/2 > 85 mm

- Na direção centro-L (left=esquerda) são visualizados 85 mm. Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção esquerda do paciente, há 85 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar os 85 mm, na direção da esquerda do paciente, será eliminada da visualização.
- Na direção centro-R (right=direita) são visualizados 85 mm. Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção direita do paciente, há 85 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar os 85 mm, na direção da direita do paciente, será eliminada da visualização.

☛ CASO 2

- FOVx ≤ 170 mm, isto é, FOVx/2 ≤ 85 mm
- Na direção centro-L (L=esquerda) são visualizados (FOVx/2) mm. Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção esquerda do paciente, há 85 mm antes de alcançar o clip. Com os FOVx pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVx/2 é sempre inferior, ou no máximo igual, a 85 mm. Em relação a quanto FOVx/2 é inferior a 85 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte direita da imagem.
- Na direção centro-R (right=direita) são visualizados (FOVx/2) mm. Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção direita do paciente, há 85 mm antes de alcançar o clip. Com os FOVx pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVx/2 é sempre inferior, ou no máximo igual, a 85 mm. Em relação a quanto FOVx/2 é inferior a 85 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte esquerda da imagem.

O FOV na direção anterior-posterior do paciente corresponde ao FOV ao longo do eixo Y e é definido FOVy.

☛ CASO A

- FOVy ≥ 230 mm, isto é, FOVy/2 ≥ 115 mm
- Na direção centro-A (anterior) são visualizados 85 mm. Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte anterior do paciente, há 85 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 85 mm, na direção anterior do paciente, será eliminada da visualização.
- Na direção centro-P (posterior) são visualizados 115 mm. Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte posterior do paciente, há 115 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 115 mm, na direção posterior do paciente, será eliminada da visualização.

☛ CASO B

- FOVy ≤ 230 mm, isto é, FOVy/2 ≤ 115 mm

- Na direção centro-A (anterior) são visualizados 85 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte anterior do paciente, há 85 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 85 mm, na direção anterior do paciente, será eliminada da visualização.
- Na direção centro-P (posterior) são visualizados FOVy/2.
  Com os FOVy pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVy/2 é sempre inferior, ou no máximo igual, a 115 mm. Em relação a quanto FOVy/2 é inferior a 115 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte inferior da imagem.

Vejamos a seguir um exemplo de caso 1 + caso A: FOVx = 250 mm e FOVy = 250 mm.

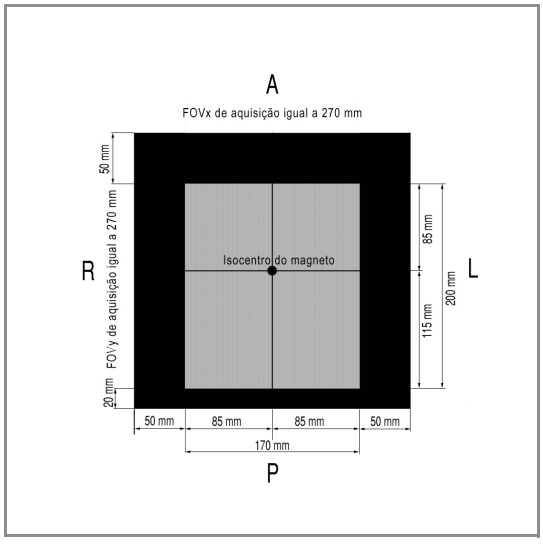

fig. 1.44 - Orientação transversal dos tratos lombo-sacrais: imagem visualizada máxima, com FOV de aquisição superior a 250 mm x 250 mm

Vejamos a seguir um exemplo de caso 2 + caso B: FOVx = 140 mm e FOVy = 140 mm.

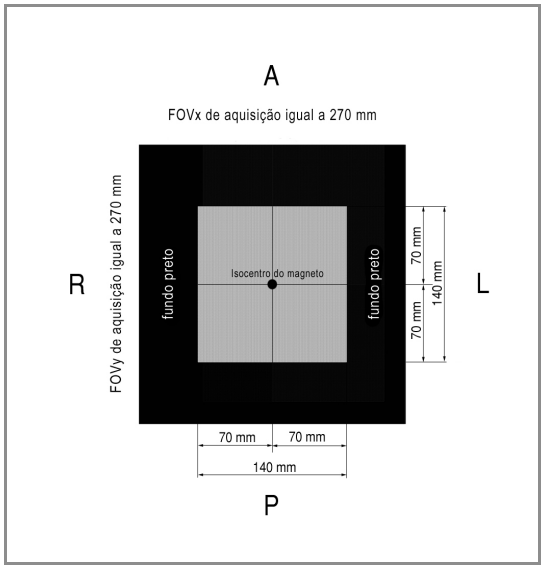

fig. 1.45 - Orientação transversal dos tratos lombo-sacrais: imagem máxima visualizada, com FOV de aquisição igual a 140 mm x 140 mm

Orientação transversal do trato cervical

Dentro da janela com dimensão de 270 mm x 270 mm, relativa à região de homogeneidade do magneto, aplica-se um fundo preto (clip) adicional, cujas dimensões e posicionamento são mostrados na figura a seguir.

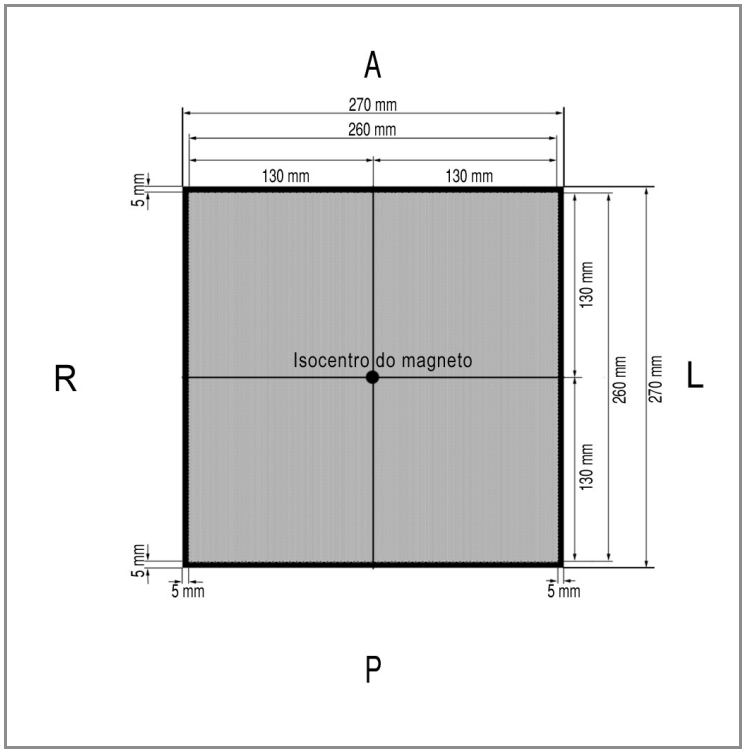

fig. 1.46 - Orientação transversal do trato cervical: posicionamento do clip na janela de 270 mm x 270 mm e suas dimensões

A imagem adquirida é centrada em relação ao centro da janela de 270 mm x 270 mm, isto é, em relação ao isocentro do magneto.
Assim, podem se apresentar ao usuário os casos definidos a seguir; tais casos referem-se a diferentes configurações, seja da dimensão direita-esquerda do paciente, seja da dimensão anterior-posterior do paciente.

O FOV na direção direita-esquerda do paciente corresponde ao FOV ao longo do eixo X e é definido FOVx.
Observe que, de acordo com as convenções DICOM®, a parte direita do paciente é visualizada na parte esquerda da imagem, e a parte esquerda do paciente é visualizada na parte direita da imagem.

☛ CASO 1

- FOVx > 260 mm, isto é, FOVx/2 > 130 mm
- Na direção centro-L (left=esquerda) são visualizados 130 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção esquerda do paciente, há 130 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar os 130 mm, na direção da esquerda do paciente, será eliminada da visualização.
- Na direção centro-R (right=direita) são visualizados 130 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção direita do paciente, há 130 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar os 130 mm, na direção da direita do paciente, será eliminada da visualização.

☛ CASO 2

- FOVx ≤ 260 mm, isto é, FOVx/2 ≤ 130 mm
- Na direção centro-L (L=esquerda) são visualizados (FOVx/2) mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção esquerda do paciente, há 130 mm antes de alcançar o clip. Com os FOVx pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVx/2 é sempre inferior, ou no máximo igual, a 130 mm. Em relação a quanto FOVx/2 é inferior a 130 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte direita da imagem.
- Na direção centro-R (right=direita) são visualizados (FOVx/2) mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção direita do paciente, há 130 mm antes de alcançar o clip. Com os FOVx pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVx/2 é sempre inferior, ou no máximo igual, a 130 mm. Em relação a quanto FOVx/2 é inferior a 130 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte esquerda da imagem.

O FOV na direção anterior-posterior do paciente corresponde ao FOV ao longo do eixo Y e é definido FOVy.

☛ CASO A

- FOVy > 260 mm, isto é, FOVy/2 > 130 mm
- Na direção centro-A (anterior) e na direção centro-P (posterior) são visualizados 130 mm.
  Partindo-se do centro e distribuindo a imagem na direção da parte anterior ou posterior do paciente, há 130 mm antes de alcançar o clip. Toda a parte de imagem que ultrapassar 130 mm, nas direções anterior e posterior do paciente, será eliminada da visualização.

☛ CASO B

- FOVy ≤ 260 mm, isto é, FOVy/2 ≤ 130 mm

- Na direção centro-A (anterior) são visualizados (FOVy/2) mm. Com os FOVy pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVy/2 é sempre inferior, ou no máximo igual, a 130 mm. Em relação a quanto FOVy/2 é inferior a 130 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte esquerda e na parte direita da imagem.
- Na direção centro-P (posterior) são visualizados (FOVy/2) mm. Com os FOVy pertencentes ao intervalo mencionado acima, FOVy/2 é sempre inferior, ou no máximo igual, a 130 mm. Em relação a quanto FOVy/2 é inferior a 130 mm, aumente a dimensão do fundo preto na parte esquerda e na parte direita da imagem.

Aviso

Os clips dentro da janela com dimensão de 270 mm x 270 mm são na verdade vinculados à bobina de recepção.
Caso o usuário decida efetuar um exame do trato cervical da coluna vertebral com a bobina 10 - Coluna lombar, os clips nas imagens serão aqueles indicados, nas páginas anteriores, como clips dos tratos lombo-sacrais da coluna vertebral.

De qualquer maneira, é fortemente desaconselhado efetuar exames do trato cervical da coluna vertebral utilizando a bobina 10 - Coluna lombar.

Em relação ao comportamento das janelas do sistema operacional, dentro das quais são visualizadas as séries de imagens individuais, é necessário esclarecer que:

☛ para todas as regiões anatômicas, à exceção da coluna vertebral.
Se o FOV de aquisição for menor/igual a 270 mm x 270 mm, dentro da imagem máxima visualizada, serão visualizados todos os pixels que compõem a imagem (128x128, 256x256 ou 512x512) sobre um fundo preto que contém informações relativas à própria imagem (cujo número depende das dimensões da janela e das configurações do usuário).
Se o FOV de aquisição for maior a 270 mm x 270 mm, dentro da janela será visualizada somente a parte dos 128x128, 256x256 ou 512x512 pixels da imagem adquirida relativa aos 270 mm x 270 mm.

☛ para a coluna vertebral valem, teoricamente, as mesmas regras. A visualização dos pixels de imagem é limitada pelos clips (sagital, coronal ou transversal, conforme a orientação da imagem) descritos anteriormente.

☛ o sistema exibe a imagem com um fator de zoom que é o maior possível em relação às dimensões da janela; se a janela tiver dimensões horizontal e vertical diferentes, o fator de zoom será determinado pela menor dentre as duas dimensões.

Em função das dimensões limitadas da imagem visualizada, o G-scan e S-scan não é aconselhado para a avaliação de patologias difusas que podem se estender além da região de homogeneidade do magneto e, no caso da coluna vertebral, além da região de sensibilidade da bobina 10.

Os tumores, por exemplo, podem se estender em uma área maior em relação à imagem máxima visualizada; pode ser muito difícil ou até mesmo impossível efetuar uma avaliação ou o diagnóstico utilizando-se o G-scan ou o S-scan.

Atenção

Em função das dimensões limitadas da imagem visualizada, o G-scan e S-scan não é aconselhável para a avaliação de patologias difusas que possam se estender além da imagem máxima visualizada.

O usuário deve determinar de maneira definitiva se os tumores, ou outras patologias difusas, estão contidos inteiramente na imagem máxima visualizada antes de efetuar sua avaliação ou diagnóstico.

Pode ser muito difícil, ou até mesmo impossível, efetuar uma avaliação ou o diagnóstico de patologias que se estendem além da imagem máxima visualizada. Sua ordem de grandeza, efetivamente, pode não ser conhecida e estruturas diagnósticas significativas podem não ser visíveis.

Modos de aquisição

Aquisição 2D multicamada

O método de aquisição padrão dos sistemas G-scan e S-scan é o 2D multicamadas, que permite obter imagens em diversas camadas, cuja espessura pode variar de 2 mm a 10 mm.
Cada camada contém a área da qual o sistema adquire informações utilizando um processo de amostragem apropriado na direção da frequência e na direção da codificação de fase. A seleção da camada ocorre através de um impulso de excitação RF seletivo, que identifica assim, a porção de amostra que contribuirá a gerar o sinal do qual se obterá a imagem.
Quanto maior for o impulso de excitação, mais o perfil de camada tenderá a ser retangular.
A duração do impulso de excitação é típica para cada sequência e não pode ser modificada pelo usuário.

As possíveis matrizes de aquisição 2D prevêem 128, 160, 192, 224, 256, 288, 320, 352, 384, 416, 448, 480 ou 512 amostras e de 64 a 512 incrementos de codificação, selecionáveis a intervalos de 8. Portanto, a matriz máxima é 512x512, enquanto a mínima é 128x128.

Aquisição 3D

No caso da aquisição 3D, o impulso de RF excita um volume de tecido com espessura de alguns centímetros em apenas uma vez, e o sinal é adquirido do volume utilizando uma codificação de fase adicional na direção da espessura da camada, denominada codificação de fase 3D para diferenciá-la da codificação de fase normal.
Durante a reconstrução, uma transformada de Fourier adicional na direção da codificação 3D permite obter uma imagem tridimensional da amostra, que pode ser visualizada como uma série de camadas bidimensionais do volume de amostra analisado.

Devido ao fato que o sinal é obtido por um volume inteiro de tecido, a intensidade de sinal na aquisição 3D é elevada e a relação S/N (sinal/ruído) é boa.

O método de aquisição 3D produz camadas com perfil retangular e uma espessura de até 0,6 mm, devido ao fato que a seleção de camada é determinada pela transformada de Fourier adicional e não por um impulso de RF seletivo. Isto permite obter imagens caracterizadas por uma alta resolução espacial (a dimensão do voxel pode ser inferior a um mm^3) e menores efeitos de "crosstalk" e de volume parcial.

As aquisições 3D são caracterizadas por uma duração da varredura maior em relação à aquisição 2D multicamadas, em função da codificação de fase 3D:

duração da varredura =

(núm. cod. fase) x (núm. cod. fase 3D) x (núm. aquisições) x TR

O resultado é que, para reduzir a duração da sequência, o TR deve ser limitado. A redução do TR é obtida através da utilização das sequências Gradient Echo, cujo TR é tipicamente breve.

No caso de 3D, as possíveis matrizes de aquisição prevêem 192 ou 256 amostras, de 64 a 256 incrementos para a primeira codificação e de 24 a 128 incrementos para a segunda codificação, ambas selecionáveis a intervalos de 8. Portanto a matriz máxima é 256x256x128, enquanto a mínima é 192x64x24.

3D isotrópica

Com o método de aquisição 3D isotrópica, o volume adquirido da região anatômica examinada é armazenado na memória do sistema sob forma de matriz tridimensional, denominada "cubo de dados".

A finalidade desta técnica é permitir ao usuário reconstruir imagens 2D multicamadas, com qualquer espessura e orientação, "refatiando" o cubo dos dados adquiridos anteriormente.

Para se obter uma qualidade de imagem comparável àquela que se pode obter com a técnica de 2D multicamadas, em cada uma das três direções espaciais, as três dimensões do voxel devem ser comparáveis; isto é obtido aumentando-se o número das codificações da fase 3D. Observe que o aumento das codificações de fase 3D implica um aumento da duração da varredura.

Uma dimensão do voxel, na direção da codificação de fase 3D, de até aproximadamente 1 mm em geral é aceitável (naturalmente depende das dimensões reais da estrutura em exame e, dessa forma, da região) para poder obter uma boa qualidade de imagem e um tempo de exame mínimo.
No caso de 3D isotrópica, a qualidade das imagens reconstruíveis posteriormente é semelhante, independentemente da projeção selecionada, embora permaneça uma direção preferencial, que é aquela da codificação de fase 3D.

Na técnica 3D isotrópica, um aumento da espessura da camada implica um aumento da relação S/N: a contribuição de voxels diferentes soma-se na direção da projeção selecionada.

3D anisotrópico

Todas as sequências 3D existem também em versão anisotrópica.
A técnica de aquisição 3D anisotrópica permite, depois da aquisição, a reconstrução automática das imagens multicamadas 2D na direção da codificação de fase 3D. Assim, o cubo de dados é removido, impedindo qualquer reelaboração sucessiva das camadas.

A técnica de aquisição 3D anisotrópica deve ser considerada como alternativa à 2D multicamadas, seja pela menor espessura de camada (até um mínimo de 0,6 mm), seja pela elevada relação S/N (sinal/ruído) que é possível se obter.

Fator de qualidade

O fator de qualidade fornece uma indicação relativa à qualidade da imagem em termos de relação S/N (sinal/ruído).
O valor do fator de qualidade depende do tipo de sequência e dos parâmetros selecionados da sequência (TR, TE, espessura de camada, FOV, dimensões da matriz, etc.).
Com a variação dos parâmetros listados, o sistema calcula o fator de qualidade resultante e o exibe em tempo real.
O fator de qualidade é visualizado no ambiente de posicionamento.

Reconhecimento e correção de artefatos

Os artefatos são sinais presentes na imagem que não correspondem à disposição real dos tecidos na camada de aquisição. O reconhecimento dos artefatos é fundamental para minimizar as influências negativas na interpretação do diagnóstico da imagem.

Existe um grande número de artefatos associados às imagens por ressonância magnética. Em geral, esses são originados por causas de tipo fisiológico e tecnológico. Os artefatos são conhecidos internacionalmente com seus nomes em inglês, razão pela qual as definições a seguir, na maioria das vezes, não serão traduzidas. Os tipos de artefato podem ser classificados como segue:

- artefatos devidos a desomogeneidades e perturbações
- artefatos devido à variação da frequência do magneto.
- artefatos de tipo Edge (ghosting, smearings, chemical shift contours, ringing)
- artefatos de tipo Wrap-around
- artefatos devidos ao fenômeno de "magic angle".
- artefatos típicos das sequências Fast Spin Echo
- artefatos típicos das sequências do tipo "estado estacionário"
- Artefatos típicos das sequências do tipo "XBONE"
- Artefatos típicos devido ao uso da técnica SpeedUp

Nos parágrafos a seguir são indicados exemplos de artefatos e são indicadas as causas principais que concorrem para a sua criação. Finalmente, são indicadas as possíveis soluções para corrigir ou minimizar tais artefatos.

Artefatos devidos a desomogeneidades

Desomogeneidades de campo magnético

Podem estar presentes na imagem artefatos de tipo estriado, principalmente se forem utilizadas bobinas grandes. O aspecto que assumem pode ser:

- como contornos denteados na borda do FOV
- como estrias na imagem
- como estruturas brilhantes com forma de onda
- como vazios de sinal nas imagens Gradient Echo.

CAUSAS

O campo magnético foi otimizado em uma esfera com diâmetro de 270 mm
O artefato que se apresenta como estria é causado por tecidos que se encontram fora dessa região de homogeneidade.
Quanto maior for o volume sensível da bobina, mais alto será o risco que esse fenômeno ocorra.

As desomogeneidades de campo magnético produzem nas imagens Spin Echo das zonas hiperintensas, como aquela indicada pela seta na figura a seguir (imagem T2 ponderada). Aumentando essa desomogeneidade, o artefato adiciona uma deformação na imagem, visível debaixo da zona hiperintensa na mesma figura.

fig. 1.47 - Artefato por desomogeneidades de campo magnético em uma imagem Spin Echo (ponderada T2)

Nas imagens Gradient Echo, o artefato por desomogeneidades de campo magnético produz zonas caracterizadas por ausência de sinal, como aquelas indicadas pelas duas setas na figura a seguir.

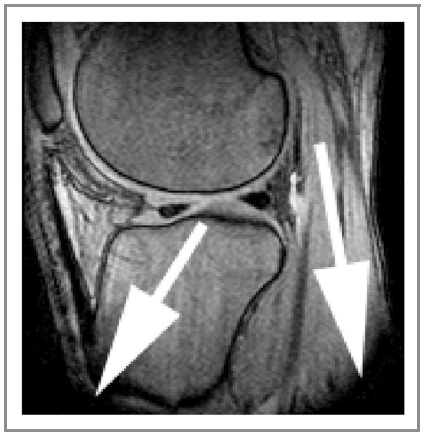

fig. 1.48 - Artefatos por desomogeneidades de campo magnético em uma imagem Gradient Echo

SOLUÇÕES

☛ Verificar o estado de homogeneidade do campo magnético.
O artefato pode de fato ser causado por uma deterioração, ao longo do tempo, das condições de homogeneidade do campo magnético. Requer a intervenção do pessoal de assistência técnica autorizado da Esaote para verificar a homogeneidade.

☛ Selecionar TE breves.
TE breves caracterizam as sequências com largura elevada da banda de aquisição. A utilização de sequências contendo uma maior largura da banda de aquisição reduz esse tipo de artefato.

☛ Utilizar FOV menores ou camadas mais finas.

Desomogeneidades locais de campo magnético

Elementos metálicos submetidos à influência do campo magnético produzem distorções locais do mesmo.

CAUSAS

No caso de exame de pacientes com próteses, clips, resíduos ou fragmentos metálicos presentes na região a ser analisada, verificam-se artefatos devidos às distorções locais de campo magnético que tais elementos metálicos produzem.

Aviso

Consulte o capítulo 3 - parágrafo "Pré-triagem dos pacientes" - no manual do usuário para conhecer os possíveis riscos relativos ao exame de pacientes com grampos cirúrgicos ou corpos estranhos metálicos implantados em local nobre (intracraniana, intra-ocular ou vascular) e de pacientes com objetos metálicos no corpo.

fig. 1.49 - Artefato devido a resíduos metálicos depois de transplante de ligamento cruzado anterior

SOLUÇÕES

☛ É aconselhável adquirir as imagens com TE breve, matrizes de aquisição elevadas e FOV pequenos.
De qualquer maneira, não existindo soluções propriamente ditas para eliminar esse tipo de artefato, é necessário levá-lo em consideração ao efetuar o diagnóstico do paciente.

☛ Além disso, apenas para as sequências FSE e no caso em que a opção "Metal Artefact Reduction (MAR) tecnique" está habilitada, definir o fator multiplicado pela frequência de amostragem, desde o ambiente de posicionamento da sequência - etiqueta especial, a um valor maior de 1 (ver parágrafo "Fator de multiplicação da frequência de amostragem", capítulo "Qualidade da imagem no RM" do presente documento).

Artefato "Zebra"

O artefato "Zebra" é caracterizado, como diz o nome, por várias linhas paralelas com intensidade alternada que se sobrepõem na imagem, tornando o diagnóstico muito difícil.

CAUSAS

Esse artefato normalmente é devido a fortes picos de sinal na linha de alimentação.

SOLUÇÕES

Solicitar a intervenção do pessoal de assistência técnica autorizado da Esaote para verificar o ambiente no qual o sistema está instalado.

Artefatos ligados a perturbações magnéticos

As perturbações eletromagnéticas de baixa frequência (LF) podem gerar flutuações do campo magnético estático que aparecem na imagem como artefato "ghost" (efeito fantasma) ou artefato "blur" (efeito mexido/desfocado).

CAUSAS

☛ Perturbações de CA (corrente alternada), causadas por campos eletromagnéticos externos com 50/60 Hz e 16,6 Hz, podem causar artefatos "ghost".

☛ Perturbações de CA (corrente alternada), dentro do sistema e causadas por mau funcionamento de módulos de hardware da cadeia de LF, podem causar artefatos "ghost".

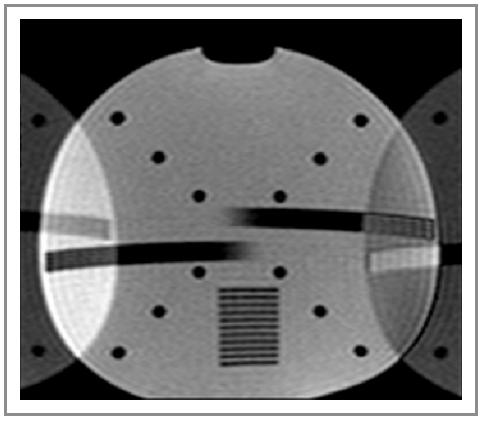

fig. 1.50 - Artefato "ghost" visualizado em um modelo

☛ Interferências devidas a perturbações de CC (corrente contínua), causadas por mau funcionamento de hardware e por instabilidade térmica, podem causar artefatos "blur".

☛ Perturbações de CC (corrente contínua), causadas por grandes objetos ferromagnéticos em movimento (autoestradas, elevadores, etc.), podem

causar artefatos "blur".

☛ Perturbações quase-CC, causadas por picos de absorção de corrente na linha de alimentação de corrente contínua de metropolitanos, trens, etc., podem causar artefatos "blur".

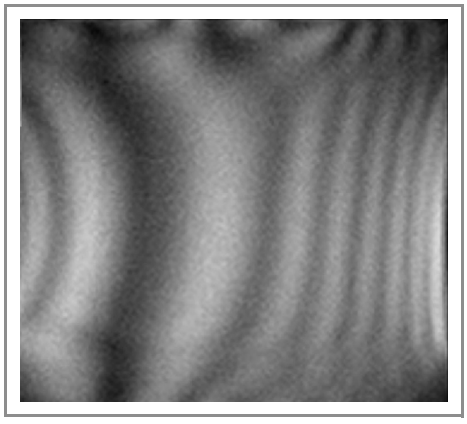

fig. 1.51 - Artefato "blur" visualizado em um modelo

☛ Perturbações de CC (corrente contínua), causadas por grandes massas ferrosas próximas do sistema podem distorcer a homogeneidade do campo magnético.

SOLUÇÕES

☛ Certificar-se de que o local de instalação do sistema respeite os requisitos especificados no manual de serviço.

☛ Solicitar a intervenção do pessoal de assistência técnica autorizado da Esaote para efetuar a compensação magnética CA/CC.

Artefatos ligados a perturbações de radiofrequência

Os problemas ligados a perturbações de RF, como linhas, pontos luminosos, etc., podem aparecer na imagem.

CAUSAS

☛ Frequências de RF externas.

☛ Frequências de RF dentro do sistema devidas ao mau funcionamento de algum módulo de hardware da cadeia de RF.

fig. 1.52 - Artefato devido a perturbação de RF

SOLUÇÕES

Solicitar a intervenção do pessoal de assistência técnica autorizado da Esaote.

Artefatos devido às variações da frequência dos magnetos

Se a frequência dos magnetos não é a específica, se gera um artefato que consiste no deslocamento, na direção da leitura, da imagem adquirida em relação ao isocentro dos magnetos.
O deslocamento da imagem adquirida pelo isocentro é proporcional à distância entre a frequência atualmente utilizada pelo magneto e ao da especificação.
Para a frequência da imagem adquirida pelo isocentro é proporcional à distância entre a frequência atualmente utilizada pelo magneto e ao da especificação.

CAUSAS

O deslocamento da frequência do magneto em relação ao seu valor central é determinado por uma temperatura não correta do magneto. Isso pode acontecer pelos seguintes motivos:

- Temperatura ambiente fora das especificações e, consequentemente, impossibilidade do controle térmico em manter a temperatura do magneto no interior do intervalo desejado.
- Falha no sistema eletrônico que manipula o controle térmico do magneto.

fig. 1.53 - Artefato devido à variação da frequência dos magnetos

SOLUÇÕES

☛ Verificar se a temperatura ambiente e a temperatura do magneto respeitam os requisitos especificados no Manual de Serviço.

☛ Solicita a intervenção do pessoal da assistência técnica autorizada Esaote para verificar e eventualmente reparar o mau funcionamento relativo ao controle térmico.

Artefatos de tipo "Edge"

Chemical shift contours

Esse tipo de artefato apresenta-se exclusivamente com as sequências Gradient Echo e é caracterizado por uma borda preta na interface entre a água e a gordura.

CAUSAS

Os prótons da água e da gordura têm frequências ressonantes de precessão ligeiramente diferentes. A fase do sinal apresenta portanto um comportamento cíclico.
Com 0,24 T, os spins da gordura e da água estão em fase e antifase a cada 14,0 ms depois do impulso. A intensidade do sinal de um voxel que contenha gordura e água oscila com o aumento do tempo de eco TE. A intensidade dessa oscilação depende da porcentagem de gordura e de água contida no tecido.

fig. 1.54 - Artefatos por "chemical shift" visíveis na interface entre tecidos diferentes

SOLUÇÕES

O artefato desaparece completamente exclusivamente para TE inferiores a 10 ms (condições não realísticas com os sistemas G-scan e S-scan) e TE = 28,0 ms (os spins de gordura e de água estão em fase).

Ringing causado pela amostragem

As imagens de RM podem ser afetadas por artefatos que reproduzem as interfaces entre tecidos paralelos entre si.

Todas as interfaces entre tecidos são sujeitas a esse efeito constituído por bandas de sinal claro e escuro alternadas. Essas bandas se assemelham a estruturas anatômicas normais e podem causar interpretações erradas da imagem.

CAUSAS

Os artefatos por ringing são característicos do processo de amostragem de um sinal analógico. Teoricamente, o único modo de eliminá-los seria adquirindo uma largura de banda infinita; como na prática são amostradas sempre bandas delimitadas, algum dado será sempre "truncado", gerando um artefato no objeto. É por isso que esse tipo de artefato às vezes é denominado *artefato por truncamento.*

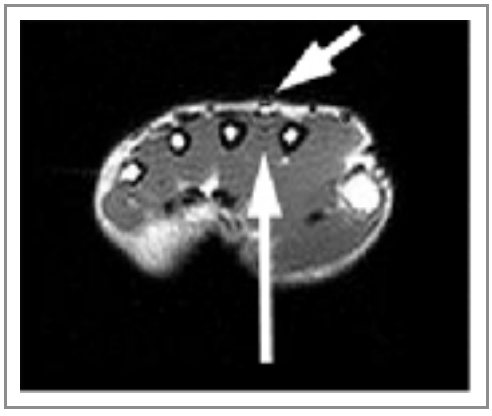

fig. 1.55 - Artefato de tipo "ringing"

SOLUÇÕES

☛ Utilizar o filtro Hamming.
O filtro Hamming aplica-se na aquisição de dados brutos exatamente para reduzir os artefatos de tipo ringing. Consulte o capítulo "O ambiente do exame" do manual da interface do usuário.

☛ Utilizar matrizes de aquisição maiores

fig. 1.56 - Imagem anterior adquirida com filtro Hamming

Artefatos de tipo "ghosting" e "smearing"

Os artefatos muitas vezes são causados por movimentos de tipo aleatório ou involuntário, como:

- movimentos do paciente
- movimento respiratório
- movimento cardíaco e de fluxo hemático.

Os artefatos de movimento são visíveis exclusivamente na direção da codificação de fase e se apresentam como fantasmas da imagem ou como rebarbas.

Artefatos por movimentos do tipo random

CAUSAS

Durante o exame de RM é possível que o paciente realiza:

- pequenos movimentos involuntários, causados pela contração de uma ou mais estruturas nervosas e/ou musculares (tics nervosos, distúrbios do movimento), que se encontram dentro da região anatômica sendo examinada.

- faça movimentos voluntários da região anatômica em exame na(s) direção(ções) para cima-para baixo e/ou para a direita-esquerda, devidos aos seguintes fatores:

  - sensação de desconforto causada pela eventual duração excessiva do exame.
  - o aparecimento de leves parestesias momentâneas causadas por eventual e excessiva (além de incorreta) compressão de estruturas vasculares ou nervosas da região anatômica em exame com a finalidade de imobilização da mesma.

fig. 1.57 - Artefato devido a movimentos do tipo random

SOLUÇÕES

☛ Utilizar, se o tipo de exame fizesse pressupor o possível aparecimento desse tipo de artefatos, a técnica de correção dos artefatos de movimento (a selecionar antes da aquisição, como indicado no capítulo 3 do manual de interface do usuário).

☛ Limitar a duração do exame a um máximo de 45 minutos.

☛ Evitar excessivas compressões vasculares e/ou nervosas da região anatômica em exame durante a imobilização da mesma.

Artefatos por movimentos involuntários periódicos

CAUSAS DO ARTEFATO GHOSTING

Durante movimentos fisiológicos periódicos, como o movimento respiratório, linhas de dados brutos são adquiridas alternativamente em inspiração e expiração. Em função de um registro errado desse movimento quase periódico, a região é visualizada como ligeiramente deslocada a intervalos regulares. Estruturas com elevada intensidade de sinal, como a gordura subcutânea, geram portanto imagens denominadas fantasma em resposta a esses movimentos. O intervalo que decorre entre as imagens fantasma depende do período de repetição do movimento e do TR.

CAUSAS DO ARTEFATO SMEARING

Os artefatos "smearing" são causados por modificações no sinal local durante a varredura. Por exemplo, o aspecto de um vaso sanguíneo perpendicular à camada de aquisição muda ao longo do tempo em função do movimento pulsátil do sangue na parte interna. Nas imagens axiais do paciente, podem ser gerados sinais fantasma de grandes vasos sanguíneos. Por outro lado, o fluxo sanguíneo no plano da imagem na direção do gradiente de varredura leva a uma perda de sinal do próprio vaso. Quando o fluxo é lento na fase de sístole, existe de qualquer maneira um sinal residual com flutuações periódicas. Portanto, esse tipo de fantasma também é visível em imagens de vasos contidos no plano da imagem.

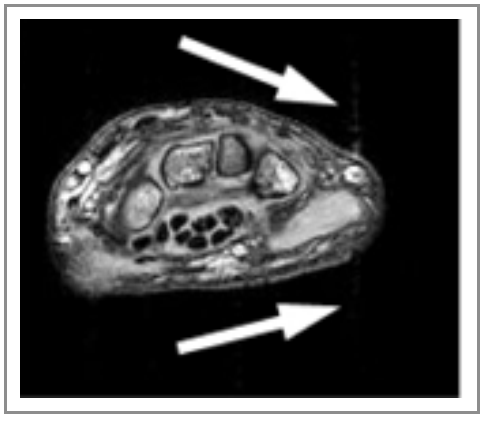

fig. 1.58 - Artefato devido ao fluxo sanguíneo

SOLUÇÕES

☛ Fazer aquisições usando o denominado pseudogating.
Essa técnica prevê a utilização de um TR múltiplo da frequência cardíaca, caso esta seja conhecida. Desse modo, as imagens fantasma devidas ao fluxo sanguíneo são bem reduzidas.

☛ Aumentar o número de aquisições.
Os dados da imagem são adquiridos de maneira contínua durante os ciclos respiratórios ou cardíacos completos. Se for efetuado um grande número de aquisições, as imagens fantasma poderão ser eliminadas ou reduzidas consideravelmente.
De qualquer maneira, deve-se considerar que um grande número de aquisições aumenta o tempo global do exame. O paciente obrigado por muito tempo à imobilidade pode ser induzido a movimentos, mesmo involuntários, que podem influir negativamente na imagem produzida. Portanto, é obrigação do médico avaliar, com base nas condições do paciente, na região sendo examinada e na relevância das artefatos de movimento periódico, quantas aquisições efetuar.

Artefatos do tipo "wrap-around" (backfolding)

Estruturas anatômicas situadas fora do FOV, mas dentro do volume sensível da bobina, podem ficar sobrepostas à região anatômica contida no FOV: um artefato aparece sobre a imagem, na parte oposta do FOV em relação àquela na qual se localizam os spins que originam o próprio sinal.

CAUSAS

Os artefatos de "aliasing" ou "wrap-around" verificam-se sempre que um sinal variável ao longo do tempo é discretizado com uma frequência de amostragem, f_c, inferior ao duplo da banda de frequências contidas no sinal.
Efetivamente, qualquer frequência superior à metade de f_c ($f_c/2$ é conhecida como frequência de Nyqvist) não é diferenciável daquelas mais baixas.
Assim, um espectro de frequências derivadas da amostragem discreta de dados, não compreenderá valores além daquele de Nyqvist; todas as frequências de um sinal variável ao longo do tempo que ultrapassam aquela de Nyqvist são revertidas dentro do próprio espectro.

Na aquisição de imagens por ressonância magnética, na qual o sinal é recebido com coerência de fase, o sinal relativo a frequências que ultrapassam a de Nyqvist não será simplesmente colocado dentro do espectro, mas será atribuído à respectiva frequência negativa. A extensão do conceito de aliasing produz o efeito "wrap-around": os objetos que se estendem além de um limite em uma imagem são posicionados no limite oposto (em relação àquele que ultrapassarem) da própria imagem.

☛ Na direção da varredura, f_c deve ser pelo menos o duplo da frequência do sinal, para evitar que o gradiente de leitura posicione, incorretamente, o sinal proveniente da região além do FOV dentro da imagem visualizada.

☛ Na direção da codificação de fase, os spins contidos dentro do FOV selecionado podem sofrer no máximo um deslocamento (shift) equivalente a 360 graus pelo passo mais elevado da codificação.
Portanto, os spins periféricos em relação ao FOV acumulam um shift superior a um ciclo completo ($\beta = \alpha + k\ 360$ graus): estes são codificados como aqueles que sofrem um shift análogo de α graus.

☛ Nas imagens de 3D, as regiões periféricas em relação ao volume selecionado podem ser escurecidas em função do fenômeno de aliasing na direção de seleção da camada. Nesse caso, o fenômeno de aliasing é devido à excitação imperfeita para a seleção do volume de 3D.

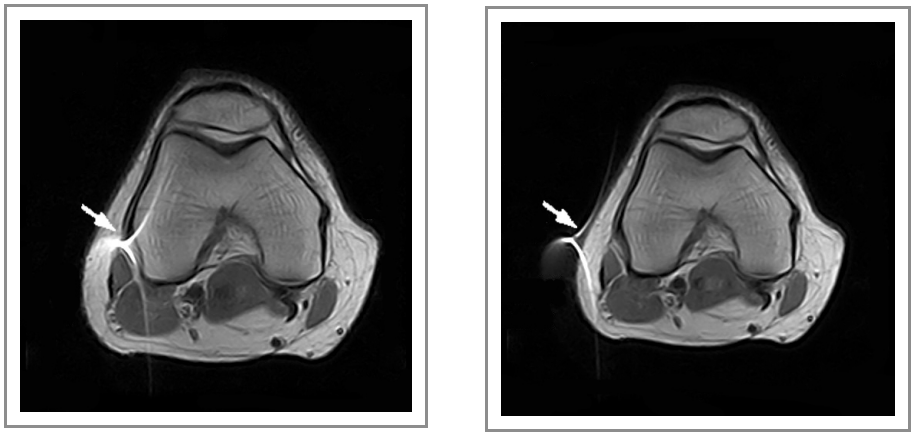

fig. 1.59 - Artefato devido a estruturas anatômicas situadas fora do FOV, mas dentro do volume sensível da bobina (imagens adquiridas respectivamente com FOV 160x160 e FOV 180x180 e joelho não examinado posicionado muito próximo da bobina.

SOLUÇÕES

☛ Utilizar dos FOV maiores para procurar incluir no campo de visão toda a região anatômica em exame.

☛ Manter a região anatômica não examinada distante pelo menos 6 cm da bobina (isto vale em particular para exames dos joelhos).

☛ Um filtro passa-banda do sistema elimina os efeitos de "wrap-around" na direção da varredura.

☛ Um filtro "anti wrap-around" elimina esse tipo de efeito na direção da codificação.
O sistema determina, em relação à sequência em utilização, à direção do gradiente de codificação e aos parâmetros selecionados, a necessidade ou não da utilização desse algoritmo.
O filtro anti wrap-around atua:

- aumentando o FOV da aquisição, com a finalidade de eliminar o artefato
- aumentando a matriz de aquisição, para manter a mesma resolução espacial
- reduzindo o número de aquisições, com a finalidade de manter o mesmo tempo de varredura
- garantindo a mesma qualidade da imagem determinada pela escolha dos parâmetros efetuada pelo usuário.

A interface avisa o usuário, através de uma mensagem no ambiente de posicionamento, sempre que o filtro é ativado.
Caso o sistema determine a necessidade de utilizar o filtro e o número de aquisições selecionado pelo usuário seja baixo demais, aparecerá uma mensagem avisando que é necessário aumentá-lo para que o filtro seja ativado.

☛ Utilize a técnica de superamostragem como alternativa ao filtro "anti wrap-around" para eliminar o defeito na direção da codificação.
A função pode ser habilitada/desabilitada pelo usuário e pode funcionar mesmo que seja configurada apenas uma aquisição (consulte o capítulo 3 do manual de interface do usuário, parágrafo "A superamostragem").

☛ O software do sistema elimina, em grande parte, as regiões periféricas escurecidas nas imagens de 3D. Algumas camadas periféricas podem de qualquer maneira ser afetadas por esse artefato.

fig. 1.60 - Imagem sem artefato de wrap-around (backfolding) porque a região anatômica não examinada (joelho) foi colocada a uma distância de 6 cm daquela em exame.

Artefatos devidos ao fenômeno de "magic angle"

Algum tecidos do corpo humano, como por exemplo ligamentos e tendões, são constituídos por uma estrutura colagênica anisotrópica.

Em tais tecidos, o tempo de relaxamento T2 é depende fortemente do ângulo que a direção dos mesmos forma com a direção do campo magnético.

CAUSAS

As estruturas em questão (ligamentos/tendões) são geralmente hipointensas, na ausência de estados patológicos, em todas as sequências, a menos que não se verifique a condição, denominada "magic angle", na qual o ângulo entre o campo magnético e a direção dos tecidos seja de aproximadamente 55 graus.
Nessa situação, o tempo de relaxamento T2 é máximo e suficientemente longo para provocar um aumento do sinal.

Em sequências T1 ponderadas em TE breve, esse aumento do sinal pode simular uma patologia de tais estruturas que na realidade não são mais que o artefato de "magic angle".

fig. 1.61 - Artefato devido ao fenômeno de "magic angle" visível em uma imagem T1 ponderada

SOLUÇÕES

☛ Mudar a posição do paciente: essa solução nem sempre pode ser realizada facilmente em função da geometria dos sistemas G-scan e S-scan.

☛ Utilizar sequências com TE suficientemente longo para evitar o problema dos tempos de aquisição longos; foram estudadas especificamente as sequências "Spin Echo, TE=50 ms" e "Turbo Spin Echo, TE=50 ms".

fig. 1.62 - Imagem obtida com sequência "Spin Echo, TE=50 ms": o artefato por "magic angle" desapareceu

Artefatos típicos das sequências Fast Spin Echo

Os artefatos que podem ser encontrados nesse tipo de sequência são causados por três fatores principais:

☛ o espaço K é preenchido a partir de ecos diferentes.

☛ cada eco adquirido é a soma do eco principal (spin echo) e do eco estimulado.

☛ mau funcionamento da técnica Relaxation.

Artefatos devidos ao preenchimento do espaço K utilizando ecos diferentes

CAUSAS

Esse tipo de artefato é devido a um conjunto de fatores, como:

☛ descontinuidade dentro do espaço K determinada por erros nos ecos que, por motivos intrínsecos à técnica FAST, não é possível fatorizar como nas sequências normais (Spin Echo, Gradient Echo, etc.) e, consequentemente, se refletem na qualidade da imagem, dando lugar aos seguintes artefatos:

- ringing
- ghosting

☛ descontinuidade dentro do espaço K, determinada pelo decaimento T_2 que ocorre entre um eco e aquele sucessivo, que pode causar os seguintes artefatos:

- blurring: cada imagem digital é a representação de um objeto físico. em uma situação ideal, cada ponto de objeto físico é representado por um ponto bem definido na imagem; em um sistema real, o ponto individual do objeto é desfocado (espalhado)

ou repetido (ringing) na imagem. Esse efeito é expresso matematicamente com a função PSF (do inglês Point Spread Function) cuja largura quantifica o blurring; no caso de uma sequência FSE, a PSF é ampliada com o decaimento T_2. Esse efeito incide na qualidade da imagem: quanto mais alto for o blurring mais baixa será a qualidade da imagem, com possíveis consequências relativas a interpretações erradas.
Esse artefato é realçado ainda mais por aquelas estruturas que têm tempos de relaxamento T_2 baixos.

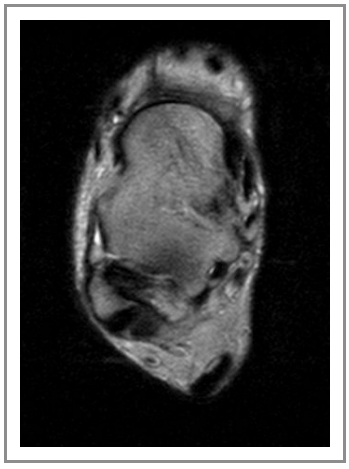

fig. 1.63 - Artefato de tipo blurring visível em uma imagem obtida com sequência "Fast Spin Echo", ETL=16

- artefatos "cusp": artefato causado por estruturas hiperintensas, induzidas por desomogeneidades do magneto, que se encontram fora da região de homogeneidade e são replicadas dentro da imagem.

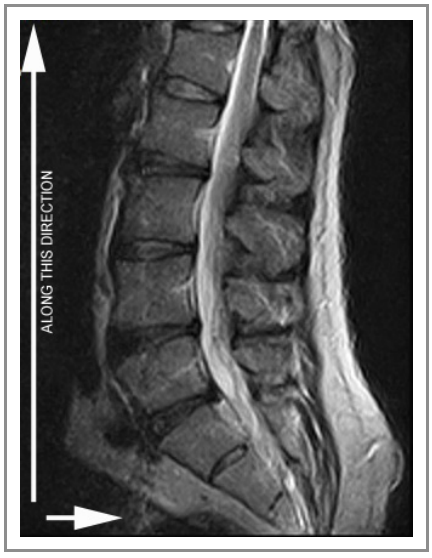

fig. 1.64 - Artefato de tipo cusp visível em uma imagem obtida com sequência "Fast Spin Echo"

SOLUÇÕES

☛ ringing: para corrigir esse artefato é recomendável definir, com um valor superior a 1, o parâmetro "Série" que se encontra dentro do ambiente de programação da sequência.
Isto é válido somente para as sequências nas quais o Tempo de Eco (TE) é superior ao tempo de intereco (ESP).

☛ blurring: para atenuar esse tipo de artefato é recomendável utilizar valores baixos do trem de ecos (ETL) e configurar o parâmetro "Série" com um valor superior a 1.

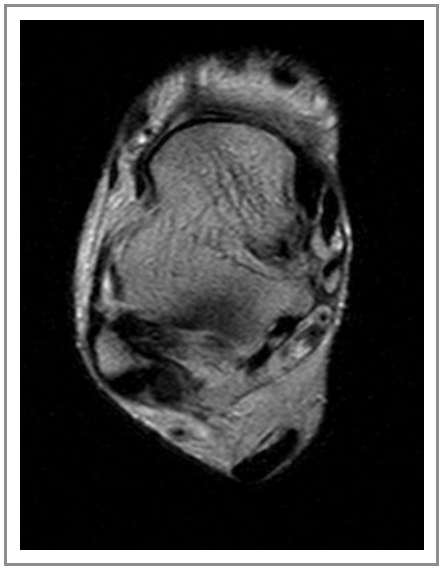

fig. 1.65 - Imagem obtida com sequência "Fast Spin Echo, ETL=8": o artefato blurring desaparece.

☛ artefatos "cusp": para excluir esse tipo de artefato, é recomendável posicionar, na fase de programação da sequência, uma banda de pré-saturação para anular o sinal proveniente das estruturas hiperintensas.

Artefatos devidos à soma não coerente entre o eco principal (spin echo) e o eco estimulado.

CAUSAS

Caso o eco estimulado não coincida, em termos de tempo, com o eco principal, a soma dos dois ecos não é mais coerente e pode causar um artefato que leva a uma mudança de luminosidade ao longo da direção do gradiente de leitura.
Quanto mais o eco estimulado não for coincidente com o eco principal, mais esse artefato se transformará em um artefato do tipo "Zebra".

fig. 1.66 - Artefato do tipo "mudança de luminosidade" visível em uma imagem obtida com sequência "Fast Spin Echo"

SOLUÇÕES

Caso o artefato seja tão fortemente visível que se transforme em um artefato do tipo "Zebra":

☛ Solicite a intervenção do pessoal de assistência técnica autorizado da Esaote para verificar o ambiente no qual o sistema está instalado e a sua eventual recalibragem.

Mau funcionamento da técnica Relaxation

CAUSAS

A causa de um eventual mau funcionamento da técnica Relaxation é intrínseco ao método em si.
No caso em que a calibragem da técnica Relaxation não é perfeita, habilitando esta técnica é possível que o impulso RF de 90°, colocado no final da TR, não é enviado de modo a ser perfeitamente sincronizado com a parte restante da sequência, não permitindo a aceleração do relaxamento do sinal e causando a deterioração parcial e/ou total do contraste T2 na imagem.

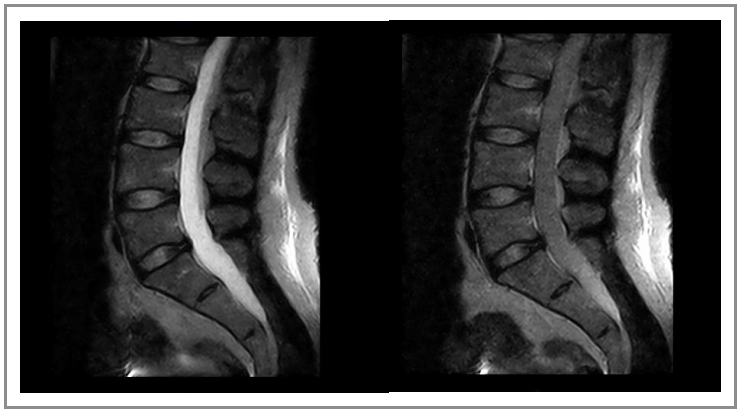

fig. 1.67 - Sequência FSE com técnica Relaxation funcionante (esq.) e Sequência FSE com técnica Relaxation não funcionante (dir.)

SOLUÇÕES

Solicite a intervenção do pessoal de assistência técnica autorizado da Esaote para verificar o ambiente no qual o sistema está instalado e a sua eventual recalibragem.

Artefatos típicos das sequências do tipo "Estado estacionário"

Esse tipo de sequência é normalmente sujeita a artefatos típicos das sequências Gradient Echo, tratados nas páginas anteriores, como:

- artefatos do tipo "ausência de sinal", essencialmente devidos a uma desomogeneidade local do campo magnético.
- artefatos do tipo "wrap-around" (backfolding)

Em particular, a família das sequências "Hyce" (2D Hyce, 3D Hyce) pode ser sujeita ao artefato do tipo "Banding".

CAUSAS

O artefato é intrínseco da técnica utilizada pela sequência, e é substancialmente devido à suscetibilidade da mesma às desomogeneidades locais do campo magnético.
Esse artefato se apresenta como uma ou mais bandas pretas, posicionadas no centro ou nas partes periféricas da imagem, correspondentes aos pontos nos quais a quantidade de desomogeneidades assume valores que dependem do Tempo de repetição (TR) utilizado.

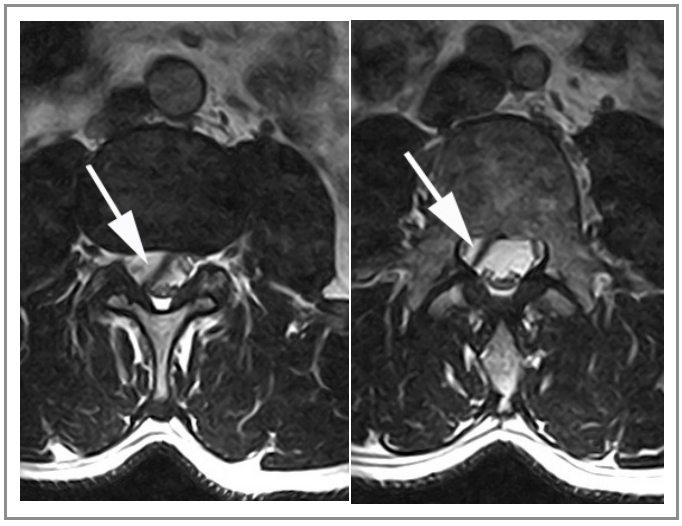

fig. 1.68 - artefato do tipo "banding" visível em duas camadas diferentes da série obtida com uma sequência "3D Hyce"

SOLUÇÕES

☛ Configure, com um valor superior a 1, o parâmetro "Série" que se encontra dentro do ambiente de programação da sequência.
Introduzindo no parâmetro "Série" um número superior a 1, a sequência é adquirida automaticamente *n* vezes, onde *n* é o número definido pelo usuário.
Diante das *n* aquisições, cada uma precedida de uma oportuna mudança da fase de impulso, são gerados *n* diferentes espaços k e, assim, *n* imagens; ao final da sequência inteira, as *n* imagens são combinadas, obtendo-se assim uma imagem na qual esse artefato é minimizado e/ou eliminado.

☛ mantendo inalterados, de maneira coerente, os demais parâmetros, é recomendável utilizar TR breves porque, abaixando-se o TR, o fenômeno das bandas pretas tende a não ser visível.

Artefatos típicos das sequências do tipo "XBONE"

Esse tipo de sequência é normalmente sujeita a artefatos típicos das sequências Gradient Echo, tratados nas páginas anteriores, como:

- artefatos do tipo "ausência de sinal", devidos essencialmente a uma desomogeneidade local do campo magnético, presente principalmente nas bordas do campo de visão das imagens nativas.
- artefatos do tipo "Inversão da supressão água-gordura" (Swap).

CAUSAS

O primeiro tipo de artefato é intrínseco da técnica utilizada pela sequência, e é substancialmente devido à suscetibilidade da mesma às desomogeneidades locais do campo magnético.
Esse artefato se apresenta como uma perda de sinal mais ou menos evidente em função dos parâmetros de aquisição utilizados, em particular o tempo de eco (TE) e a espessura da camada.

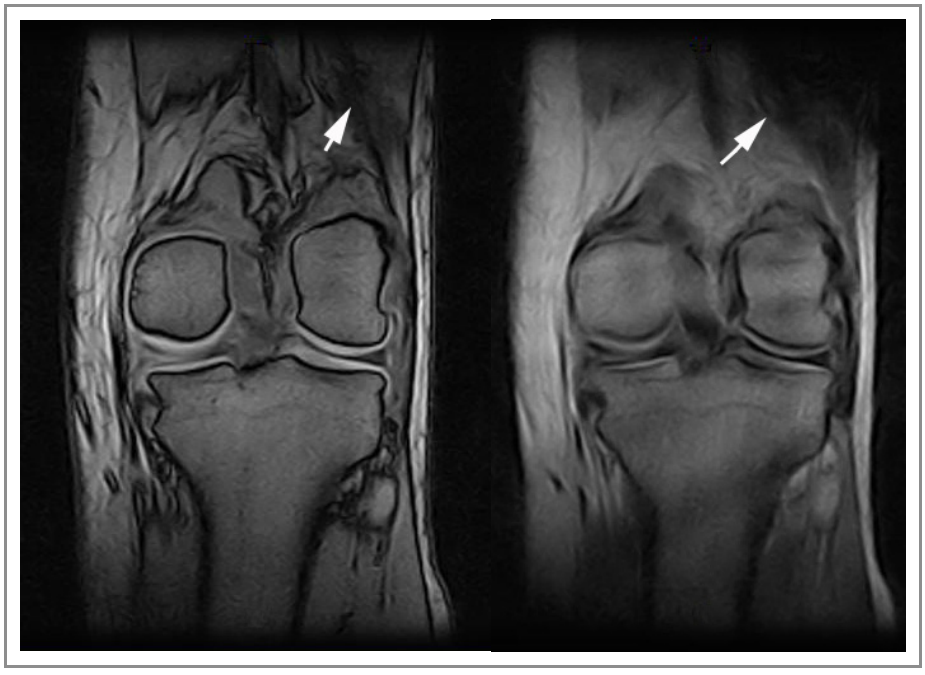

fig. 1.69 - Artefato do tipo "desomogeneidade local", visível nas duas imagens que representam os dois ecos nativos da sequência XBONE (1°eco à esquerda e 2°eco à direita).

O segundo tipo de artefato se apresenta como uma inversão da supressão do tecido adiposo e da água; tal artefato é evidenciado somente nas imagens de soma e de subtração da fase derivadas das duas imagens nativas.
Tal inversão é gerada por um cálculo errado do algoritmo de phase unwrapping causado por giros de fase excessivos do sinal de NMR adquirido.

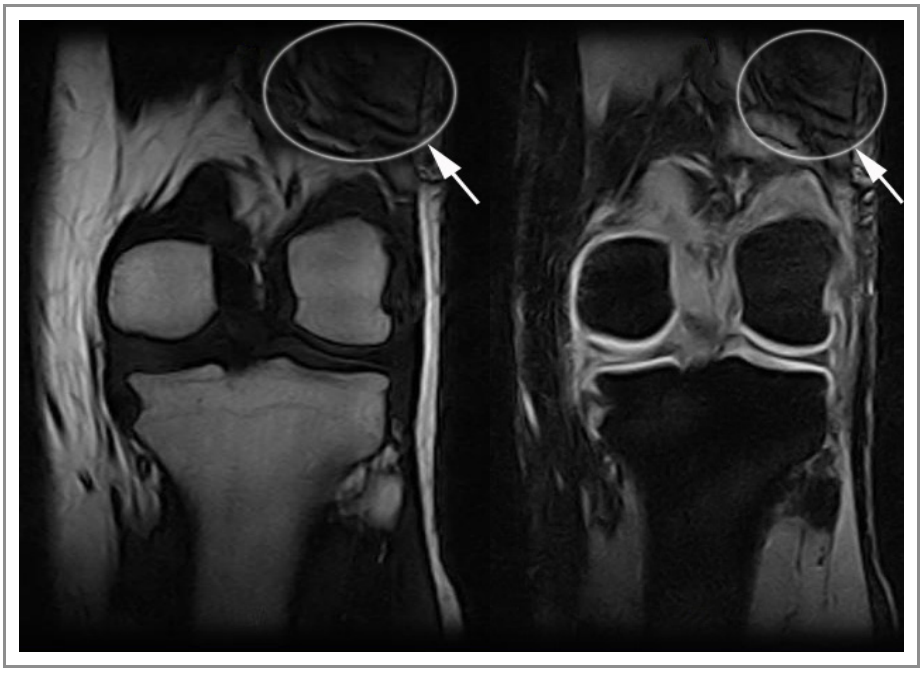

fig. 1.70 - Artefato do tipo "inversão da supressão do tecido adiposo e da água", visível nas duas imagens de soma e de subtração da fase derivadas das duas imagens nativas da XBONE.

Artefatos típicos devido ao uso da técnica SpeedUp

Este tipo de técnica pode estar sujeita aos artefatos devido a um erro de modulação da fase de transmissão, tais como:

- artefato do tipo "pontos luminosos" e/ou "estruturas em forma de estrela", posicionados no centro da imagem.

CAUSAS

Estes tipos de artefatos são determinados por um erro na aquisição do SpeedUp, que por sua vez leva a um erro de modulação na fase de transmissão.

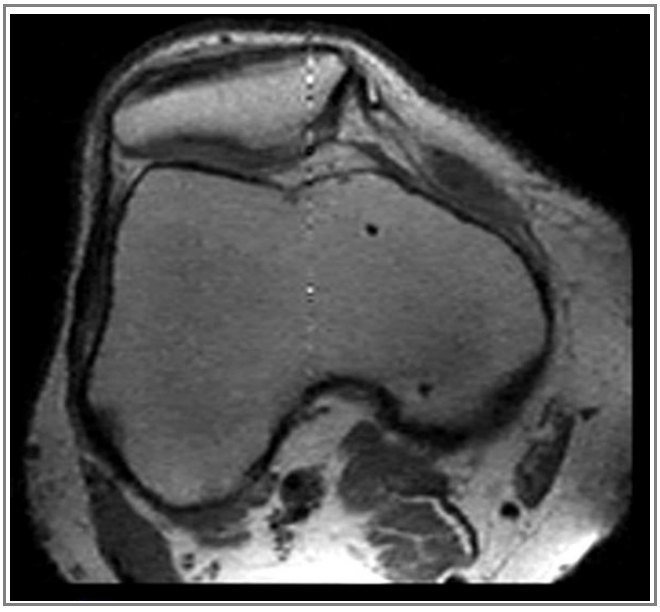

fig. 1.71 - Artefato do tipo "pontos luminosos" e/ou "estruturas em forma de estrela", posicionados no centro da imagem, visíveis sobre a imagem adquirida com a técnica SpeedUp.

SOLUÇÕES

☛ repetir a sequência, desativando a aquisição do SpeedUp.
Para desativar esta técnica de aquisição, apenas desmarcar, com um clique de mouse, a caixa no campo SpeedUp, localizada na parte de dentro dos parâmetros especiais no ambiente de Modificação/programação das verificações.

CAPÍTULO2
Sequências e protocolos de exame

Sequências por impulsos

O G-scan e S-scan são tomógrafos de baixo campo (0,24 T) e, portanto, a relação sinal/ruído derivada do campo magnético é inferior àquela das máquinas de campo mais elevado. A otimização do sistema eletrônico, e em particular das bobinas de recepção, além de uma estratégia adequada de projeto e de utilização das sequências, permite alcançar uma qualidade de imagem comparável àquela que se pode obter com máquinas de campo médio.

O sistema G-scan e S-scan são dotado de sequências 2D e de sequências 3D.
O sistema maximiza a relação S/N (sinal/ruído) de cada sequência através da escolha da banda de aquisição mais apropriada em relação aos parâmetros selecionados.
Os parâmetros predefinidos de cada sequência foram estudados com a finalidade de otimizar a qualidade de imagem e minimizar a duração do exame.

Os parágrafos seguintes descrevem todas as sequências disponíveis com o G-scan e S-scan e os efeitos de cada sequência no contraste da imagem. Esse aspecto da aquisição de imagens por ressonância magnética é essencial para uma utilização completa dos recursos clínicos do sistema.
Aconselhamos o usuário a se aprofundar nos assuntos através de cursos de formação e de textos encontrados na literatura.

Sequências para obter o contraste T1

As imagens ponderadas T1 são caracterizadas por um contraste que depende principalmente do tempo de relaxamento T1 dos tecidos. Cada tecido fornece um sinal que depende do T1: o sinal é mais intenso quanto mais breve é o T1.

Nesse tipo de imagens, a relação S/N (sinal/ruído) é geralmente elevada e permite, assim, diferenciar facilmente as estruturas anatômicas principais.

O contraste T1 pode ser obtido utilizando-se:

☛ tempos de eco breves (TE inferiores a 30 ms, tipicamente TE = 24 ms), que permitem minimizar os efeitos do relaxamento T2 e, consequentemente, o peso T2 na imagem

☛ tempos de repetição breves em relação aos T1 dos tecidos (TR aproximadamente 500 ms ou menores).

contraste T1 ⇔ TE breve
TR breve

Para aumentar o contraste T1, é possível modificar os parâmetros das sequências, reduzindo o tempo de eco (TE) e o tempo de repetição (TR).

Uma redução do tempo de eco implica em:

☛ um incremento do sinal de RM, devido ao fato que o sinal de eco é reduzido em quantidade inferior ao relaxamento T2

☛ uma redução dos tempos de aquisição, que se traduz em um aumento da banda de aquisição e o consequente aumento do ruído. A relação S/N (sinal/ruído) da imagem, portanto, será o resultado de um compromisso entre esses dois fenômenos.

Ao utilizar TE breves para o estudo de estruturas ligamentosas, é possível que ocorra o fenômeno de "Magic Angle" (consulte o parágrafo "Reconhecimento e correção de artefatos", capítulo "Qualidade de imagem em RM" deste documento).

Além disso, o contraste T1 pode ser aumentado através da utilização de meios de contraste paramagnéticos que reduzem o valor de T1 de algum tecidos aumentando seu contraste em relação aos tecidos adjacentes.

Atenção

Antes de utilizar qualquer meio de contraste, consulte as informações dos produtores.

Os meios de contraste podem causar graves efeitos negativos, como choques anafiláticos ou outros efeitos colaterais, como erupções cutâneas.

Atenção

Utilize exclusivamente meios de contraste paramagnéticos (compostos de gadolínio) aprovados para utilização em aquisição de imagens por ressonância magnética das agências reguladoras competentes.

Antes de utilizar qualquer meio de contraste, consulte as informações dos produtores.

Os meios de contraste podem causar graves efeitos negativos, como choques anafiláticos ou outros efeitos colaterais, como erupções cutâneas.

Atenção

Os pacientes com grave insuficiência renal que receberem um meio de contraste à base de gadolínio poderão desenvolver uma enfermidade debilitante e potencialmente fatal, conhecida como fibrose sistêmica nefrogênica (NSF).

Além disso, pacientes que tenham acabado ou que estejam para sofrer um transplante de fígado, ou pacientes com enfermidades crônicas do fígado, correm o risco de desenvolver NSF caso tenham uma insuficiência renal de qualquer relevância.

Sequência "Spin Echo T1"

Nas sequências Spin Echo, o impulso de excitação de RF a 90° é seguido de um impulso de RF de refocalização a 180°, necessário para eliminar as desomogeneidades do campo magnético estático e produzir imagens ponderadas em T1 e ponderadas em T2.

A "Spin Echo T1" é uma sequência Spin Echo com TE breve, variável de 18 a 34 ms; a banda de aquisição é reduzida automaticamente ao mínimo possível para o TE selecionado, para se obter uma melhor relação S/N.

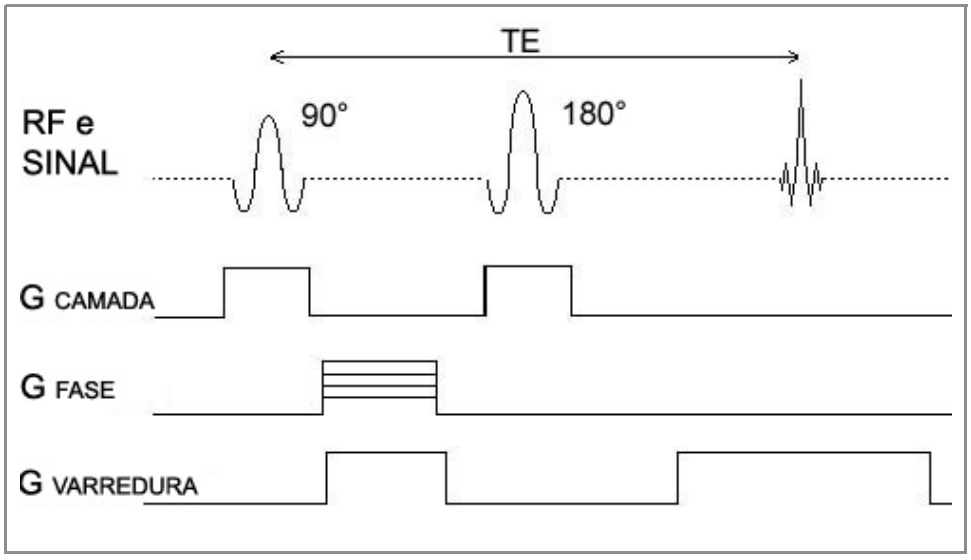

fig. 2.1 - Evolução temporal de RF e gradientes para sequências Spin Echo. "G camada" é o gradiente de seleção da camada. "G fase" é o gradiente de codificação de fase. "G varredura" é o gradiente de codificação da frequência.

Sequência "Spin Echo T1 HE"

Trata-se de uma sequência Spin Echo com TE muito breve.
Em relação a uma sequência "Spin Echo T1", o TE é reduzido graças à técnica "Half Echo", que permite adquirir somente metade do sinal de RM para, em seguida, reconstruir a parte que falta por meio de um algoritmo apropriado.
Essa sequência fornece a máximo contribuição de T1 e também é mais sujeita ao fenômeno de "magic angle" (consulte o parágrafo "Reconhecimento e correção de artefatos", capítulo "Qualidade de imagem em RM" deste documento).

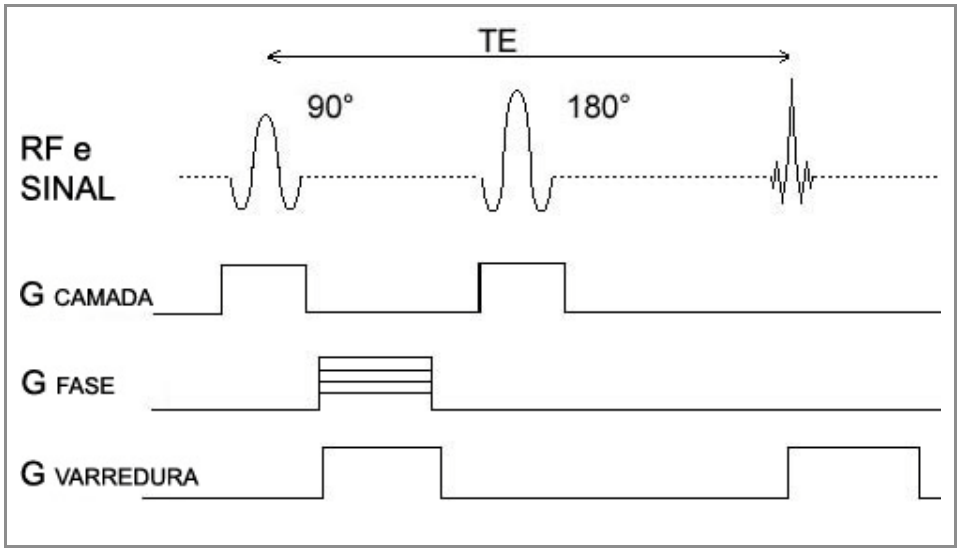

fig. 2.2 - Evolução temporal de RF e gradientes para sequências Spin Echo Half Echo. "G camada" é o gradiente de seleção da camada. "G fase" é o gradiente de codificação de fase. "G varredura" é o gradiente de codificação da frequência.

Sequência "Spin Echo T1 HF"

Trata-se da sequência "Spin Echo T1" com a aplicação da técnica "Half-Fourier" para a redução do tempo de aquisição. É adquirida aproximadamente a metade das codificações de fase, enquanto a outra metade é reconstruída mediante um algoritmo específico.
Esta técnica pode ser utilizada para reduzir o tempo do exame:

- ☛ como alternativa à redução do número de aquisições
- ☛ para adquirir imagens em densidade protônica, onde deve-se utilizar TR muito longo.

A técnica "Half Fourier" é uma técnica convencional de aquisição de imagens por ressonância magnética, definida como segue: *"A reconstrução de uma imagem a partir de um conjunto de dados de RM compreendendo uma amostragem assimétrica do espaço k. Por exemplo, essa técnica pode ser utilizada para reduzir o tempo de aquisição da imagem, para reduzir o número necessário de codificações de fase ou para reduzir o tempo de eco TE, deslocando o eco do centro da janela de aquisição. Em todos os três casos, a relação S/N (sinal/ruído) é reduzida e a resolução pode ser aumentada até a resolução máxima disponível nos dados de RM"*

Sequências "Fast Spin Echo T1"

A sequência Fast Spin Echo T1 (FSE T1) é uma sequência do tipo Fast Spin Echo (consulte o parágrafo "Sequências Fast Spin Echo T2" para obter a descrição detalhada) caracterizada por ESP fixo e por ETL (o número de ecos) selecionável pelo usuário (consulte o parágrafo "Sequências Fast Spin Echo T2" para obter a descrição detalhada).

Sequência "IR"

Nas sequências "Inversion Recovery", utiliza-se um impulso a 180 graus para inverter a magnetização longitudinal antes da aquisição.
Desse modo, o sinal de RM é caracterizado somente por um tempo de relaxamento T1, razão pela qual as imagens adquiridas com essa técnica fornecem um contraste T1 "puro".
Essa sequência pode ser usada para efetuar medições indicativas de T1.
Além disso, se o impulso de excitação a 90° for aplicado no momento exato em que a curva de relaxamento de um T1 em particular passar pelo zero, o sinal do tecido correspondente será suprimido (sequência STIR, consulte o parágrafo "Sequências para a supressão de gordura").

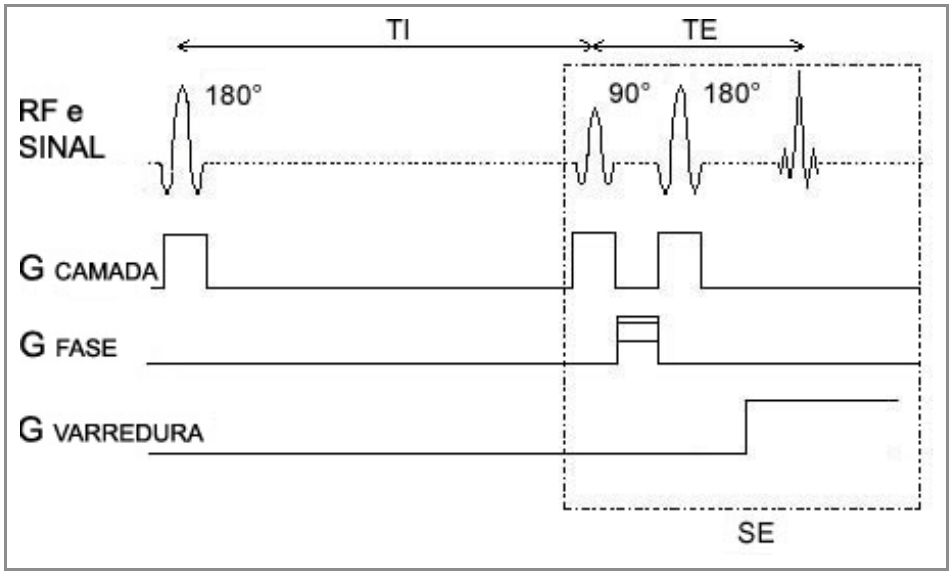

fig. 2.3 - Evolução temporal de RF e gradientes para sequências Inversion Recovery. "G camada" é o gradiente de seleção da camada. "G fase" é o gradiente de codificação de fase. "G varredura" é o gradiente de codificação da frequência.

Sequências para obter o contraste T2

As imagens ponderadas por T2 são caracterizadas por um contraste que depende principalmente do tempo de relaxamento T2 dos tecidos. Cada tecido fornece um sinal que depende do T2: o sinal é mais intenso quanto mais elevado é o T2.

O contraste T2 pode ser obtido mediante tempos de eco longos em relação aos T2 dos tecidos e com tempos de repetição longos em relação aos T1, para reduzir os efeitos do mesmo no contraste das imagens.

contraste T2 ⇔ TE longo
TR longo

Aumentando o tempo de eco (TE), o sinal da RM diminui em função dos efeitos de relaxamento T2.

A relação S/N (sinal/ruído) desse tipo de imagens é menor em relação àquela das imagens ponderadas em T1, embora haja uma diminuição do ruído devido ao fato que o sistema utiliza, nas sequências com TR longos, bandas de aquisição com largura reduzida.

Além disso, como essa aquisição necessita de tempos de repetição (TR) muito longos (de 2500 a 3000 ms), os tempos de aquisição são elevados.

As imagens ponderadas em T2 são particularmente sensíveis a muitas lesões patológicas que, em alguns casos, não são visíveis utilizando sequências ponderadas em T1, e à presença de líquido sinovial, edemas e tecido inflamatório.

Nota

Utilizando tempos de eco TE longos, não se incorre no fenômeno do "Magic Angle" (consulte o parágrafo "Reconhecimento e correção de artefatos", capítulo "Qualidade de imagem em RM" neste documento).

Sequência "Spin Echo T2"

Nas sequências Spin Echo, o impulso de excitação de RF a 90° é seguido de um impulso de RF de refocalização a 180°, necessário para eliminar as desomogeneidades do campo magnético estático e produzir imagens ponderadas em T1 e ponderadas em T2.

A "Spin Echo T2" é uma sequência Spin Echo com TE longo; a banda de aquisição é a mínima possível para melhorar a relação S/N e é, assim, fixada para cada TE.
Essa sequência é caracterizada por um TE longo, variável de 80 a 120 ms.

Consulte fig. 2.1 para obter a evolução temporal de RF e os gradientes.

Sequência "Spin Echo Proton Density-T2"

Nesse tipo de sequência, depois do impulso RF inicial a 90°, o sinal é refocalizado três vezes por três impulsos sucessivos a 180° que produzem três ecos com três diferentes TE.
São obtidas duas imagens diferentes:

☛ A primeira imagem é ponderada pela densidade protônica e é obtida exclusivamente no primeiro eco

☛ a segunda imagem é ponderada em T2 e é obtida em todos os três ecos. O TE efetivo dessa imagem é um valor que permite obter um contraste ótimo.

Essa sequência é particularmente útil para caracterizar os tecidos em função de sua mudança de contraste entre o primeiro e o segundo ecos.

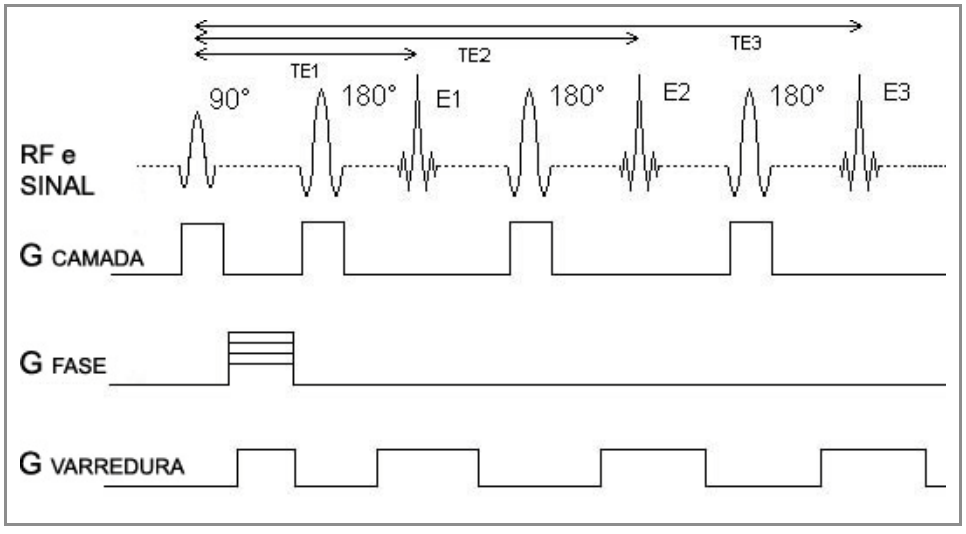

fig. 2.4 - Evolução temporal de RF e gradientes para sequências multieco. "G camada" é o gradiente de seleção da camada. "G fase" é o gradiente de codificação de fase. "G varredura" é o gradiente de codificação da frequência.

Sequência “Turbo Multi Echo 3 Ecos”

Nesse tipo de sequência - que utiliza uma técnica semelhante à “Half Fourier” - depois do impulso RF inicial a 90°, o sinal é refocalizado três vezes por três impulsos sucessivos a 180° que produzem três ecos com três diferentes TE (consulte a imagem anterior para obter a evolução temporal de RF e os gradientes).
São obtidas três imagens diferentes:

☛ a primeira imagem é ponderada pela densidade protônica e é obtida exclusivamente no primeiro eco

☛ a segunda imagem é ponderada em T2 e é obtida exclusivamente no segundo eco

☛ a terceira imagem é fortemente ponderada em T2 e é obtida exclusivamente no terceiro eco.

Essa sequência é particularmente útil para caracterizar os tecidos em função de sua mudança de contraste entre os ecos.

Sequência "Turbo Spin Echo"

Nessa sequência, os sinais de 3 ecos são combinados de maneira adequada, com técnicas semelhantes à "Half Fourier", para se obter imagens com contraste ponderado em T2 com um tempo de aquisição reduzido em relação à sequência "Spin Echo T2" padrão.
O valor de TE deve ser considerado "eficaz" e representa a combinação dos três ecos.

Sequências "Fast Spin Echo T2"

A sequência Fast Spin Echo (FSE) é uma sequência de tipo Spin Echo caracterizada pela presença de mais ecos gerados por um trem de impulsos de refocalização (180°).
Cada eco é codificado de maneira diferente, razão pela qual o tempo de aquisição de uma imagem é reduzido por um fator equivalente ao número de ecos utilizados (Turbo Factor). A distância entre um eco e aquele sucessivo é denominada ESP (Eco Spacing).
A seleção do TE determina qual eco é colocado no centro do espaço k, definindo assim o contraste T2 da imagem.
As imagens FSE podem sofrer desfocagem (blurring), que depende do T2 do tecido e da duração do trem de ecos. É possível selecionar o valor de ESP (Echo Spacing) e, conforme o ESP, selecionar o número de ecos.
A frequência de amostragem é otimizada para cada escolha do número de amostras, de modo a maximizar a relação S/N (sinal/ruído) da imagem.
Além disso, é possível habilitar/desabilitar a compensação de fluxo na direção da varredura ou na direção da seleção do gradiente.

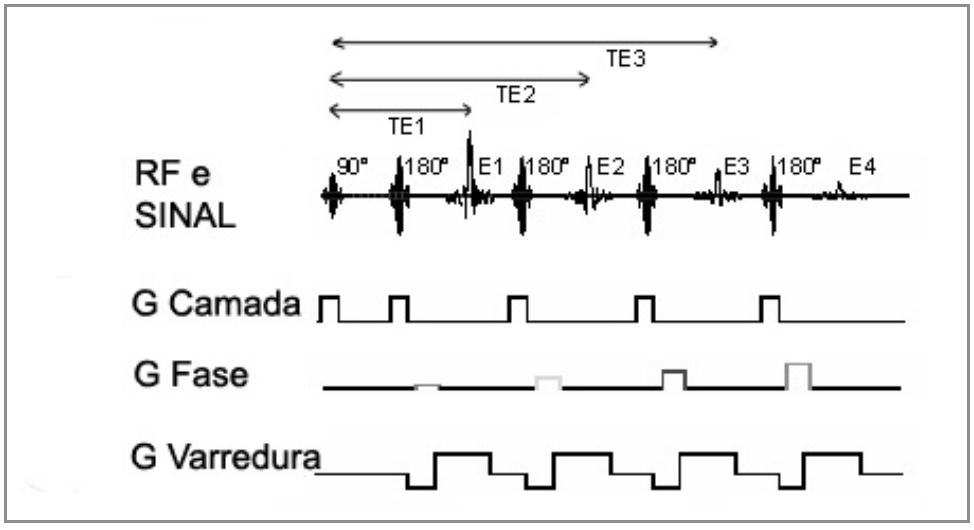

fig. 2.5 - Evolução temporal de RF e gradientes para sequências Fast Spin Echo. "G camada" é o gradiente de seleção da camada. "G fase" é o gradiente de codificação de fase. "G varredura" é o gradiente de codificação da frequência.

Sequência "FSE Proton Density T2"

Trata-se de uma sequência Fast Spin Echo com ESP e ETL fixos na qual, por meio de um gerenciamento oportuno durante a fase de codificação, são geradas duas imagens diferentes: a primeira, com tempo de eco 30, apresenta um contraste em densidade protônica, enquanto a segunda, com tempo de eco 120, apresenta um contraste T2.
Cada eco é codificado de maneira diferente, razão pela qual o tempo de aquisição das imagens é reduzido por um fator equivalente à metade do número de ecos utilizados (Turbo Factor).

Sequência "Fast FLAIR"

A sequência Fast Spin Echo FLAIR (Fast FLAIR) é uma sequência de tipo Fast STIR na qual são utilizados tempos de inversão altos para suprimir o sinal proveniente dos fluidos com tempos de relaxamento T1 longos.
O usuário tem a possibilidade de selecionar o tempo de eco (ESP) e, conforme o ESP escolhido, o número de ecos (Echo Train Length).
Além disso, é possível, somente com o tempo de intereco (ESP) 30, habilitar/desabilitar a compensação de fluxo na direção da varredura.

Sequência "Turbo Multi Echo"

Nessa sequência, os sinais de 3 ecos são combinados de maneira adequada, com técnicas semelhantes à "Half Fourier", para obter duas imagens, das quais a primeira com contraste de densidade protônica, e a segunda ponderada em T2, com um tempo de aquisição reduzido em relação à sequência "Spin Echo Proton Density-T2" padrão.

Sequências para obter o contraste de "densidade protônica"

O contraste de "densidade protônica" permite distinguir os tecidos em função de seu conteúdo de água, graças à minimização da influência dos tempos de relaxamento T1 e T2.

Para obter esse contraste, é necessário utilizar tempos de eco (TE) breves, para reduzir os efeitos do T2, e tempos de repetição (TR) longos, para reduzir os efeitos do T1.

contraste de densidade protô. ⇔	**TE breve** **TR longo**

Esse tipo de contraste fornece imagens de alta resolução, com uma boa relação S/N (sinal/ruído), permitindo uma clara distinção anatômica dos tecidos.

Todas as sequências com T1 breve, descritas nos parágrafos anteriores, podem ser utilizadas (com um TR adequadamente longo) para obter esse tipo de contraste. O mesmo argumento vale para as sequências com eco duplo, em relação ao primeiro eco.

Sequëncia "SPED"

A sequëncia SPED uma sequência do tipo Spin Echo com dois ecos, na qual os tempos de eco são determinados automaticamente pelo software, de acordo com a frequência da ressonância e o *deslocamento químico* entre água e gordura para gerar duas imagens onde os sinais de água e gordura são, respectivamente, contrafase e fase.
O subsequente processamento dos dados pelo software leva à geração de duas imagens que contêm, respectivamente, somente o sinal de gordura e somente o sinal de água, obtendo a separação água/gordura.

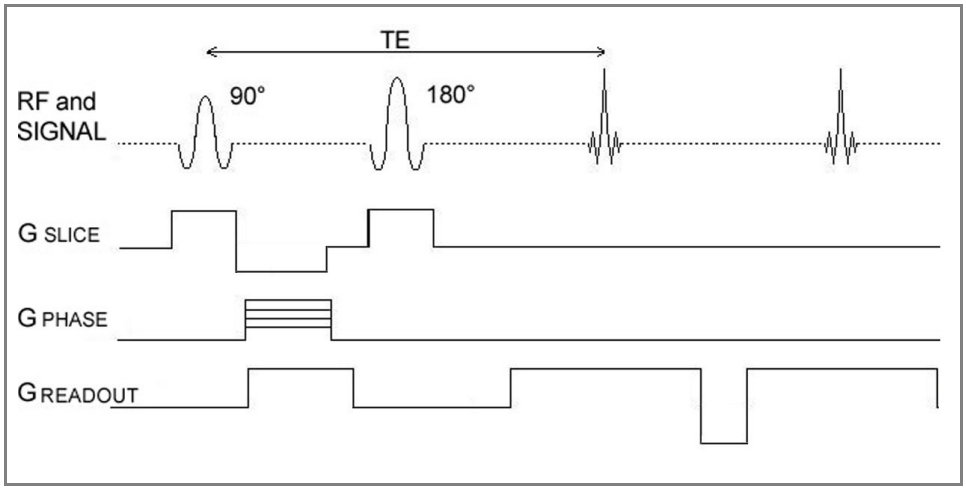

fig. 2.6 - Evolução do tempo de gradientes e FR para sequências SPED. "G slice" é o gradiente de seleção de fatia "G phase" é o gradiente de codificação de fase. "G readout" é o gradiente de codificação (ou leitura) de frequência.

Sequências Gradient Echo

Nesse tipo de sequência, o sinal de RM é refocalizado por meio de inversão de gradiente, em vez de utilizar um impulso de RF a 180° o qual, nas sequências Spin Echo, neutraliza as desomogeneidades locais do campo magnético estático. Em função dessas desomogeneidades, os prótons serão caracterizados por diferenças maiores em intensidade de campo magnético e, assim, sairão de fase com maior rapidez; consequentemente, o tempo de relaxamento da magnetização transversal será menor. Esse tempo de relaxamento breve é denominado T2* (interações de spins de campo magnético local, consulte o Apêndice A - Princípios gerais de aquisição de imagens por ressonância magnética do manual do usuário).

A quantidade de sinal colocado no plano transversal é determinada pelo Flip Angle. Para um tempo de repetição fixo, um aumento do valor de Flip Angle implica um aumento do contraste T1, porque não há tempo suficiente para um relaxamento T1 completo do sinal na direção longitudinal. Uma diminuição do Flip Angle implica uma diminuição do contraste T1 porque o relaxamento T1 do sinal na direção longitudinal é completo, graças à reduzida quantidade de sinal a ser recuperado.

Nessas sequências, o contraste é manipulado atuando-se na amplitude do ângulo de excitação (FA = Flip Angle) e no tempo de eco (TE).

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

As sequências Gradient Echo geralmente são caracterizadas por uma elevada relação S/N (sinal/ruído), razão pela qual são utilizadas também para efetuar aquisições rápidas, em particular em 3D.

As sequências Gradient Echo são sensíveis às desomogeneidades locais de campo magnético estático, e assim é possível identificar, nas imagens, artefatos ligados a esse fenômeno (consulte o parágrafo "Reconhecimento e correção de artefatos", capítulo "Qualidade de imagem em RM" neste documento).

Além da frequência de ressonância diferente da água e da gordura, conhecida como "Chemical Shift", provoca uma defasagem do sinal entre esses dois componentes, com a consequente anulação do sinal dos voxels que contêm tais componentes de tecido: tal fenômeno se manifesta, assim, como uma borda escura na interface entre a água e a gordura (consulte o parágrafo "Reconhecimento e correção de artefatos", capítulo "Qualidade da imagem em RM" deste documento).

Sequências "Gradient Echo, TE = 6 ms","Gradient Echo, TE = 10 ms", "Gradient Echo, TE = 14 ms" e "Gradient Echo, TE = 16 ms"

Trata-se de sequências com eco de gradiente que permitem obter imagens com contraste ponderado em "pseudo T1".
São caracterizadas por valores de Flip Angle próximos de 90°, que aumentam o contraste T1.

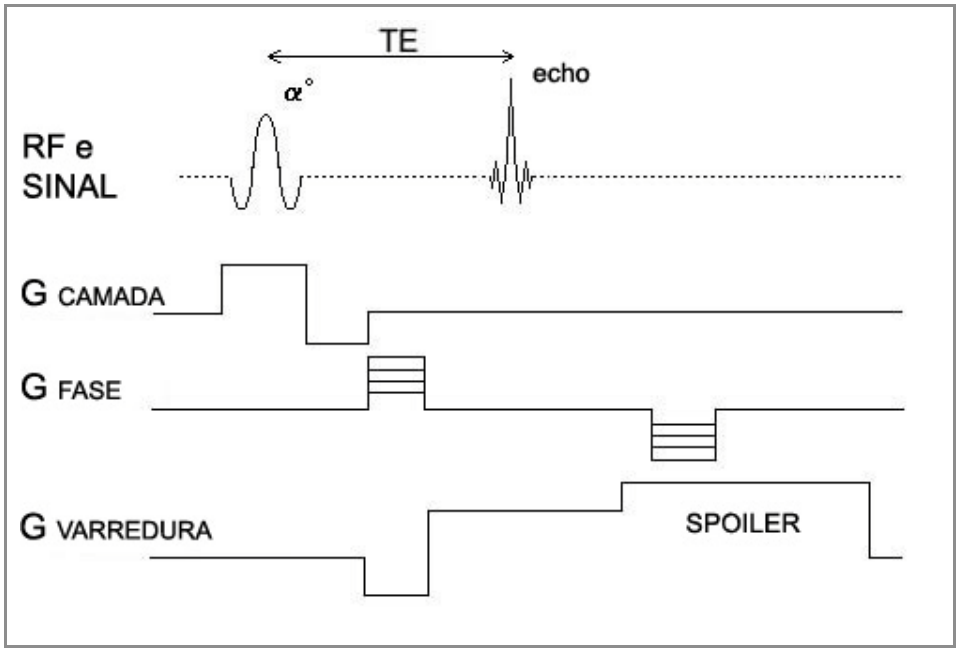

fig. 2.7 - Evolução temporal de RF e gradientes para sequências Gradient Echo. "G camada" é o gradiente de seleção da camada. "G fase" é o gradiente de codificação de fase. "G varredura" é o gradiente de codificação da frequência.

Sequência "Gradient Echo T2"

Trata-se de uma sequência com eco de gradiente que permite obter imagens com contraste ponderado em "pseudo T2".
Sendo possível utilizar tempos de eco superiores a 22 ms, junto com valores de Flip Angle baixos (compreendidos entre 30° e 45°), o contraste T2 pode ser maior em relação àquele que se obtém com as sequências "Gradient Echo, TE = 18 ms" e "Gradient Echo, TE = 22 ms".
Consulte fig. 2.6 para obter a evolução temporal de RF e os gradientes.

Sequência "XBONE"

A sequência XBONE é uma sequência de tipo Gradient Echo, caracterizada pela presença de dois ecos, cujos tempos de eco são determinados automaticamente pelo software em função da frequência de ressonância e pelo *chemical shift* entre a água e a gordura, de modo a gerar duas imagens nas quais os sinais de água e de gordura ficam respectivamente em contra-fase e em fase.
O processamento dos dados posterior por parte do software gera duas imagens derivadas contendo respectivamente somente o sinal da gordura e somente o sinal da água, obtendo-se uma separação água/gordura.

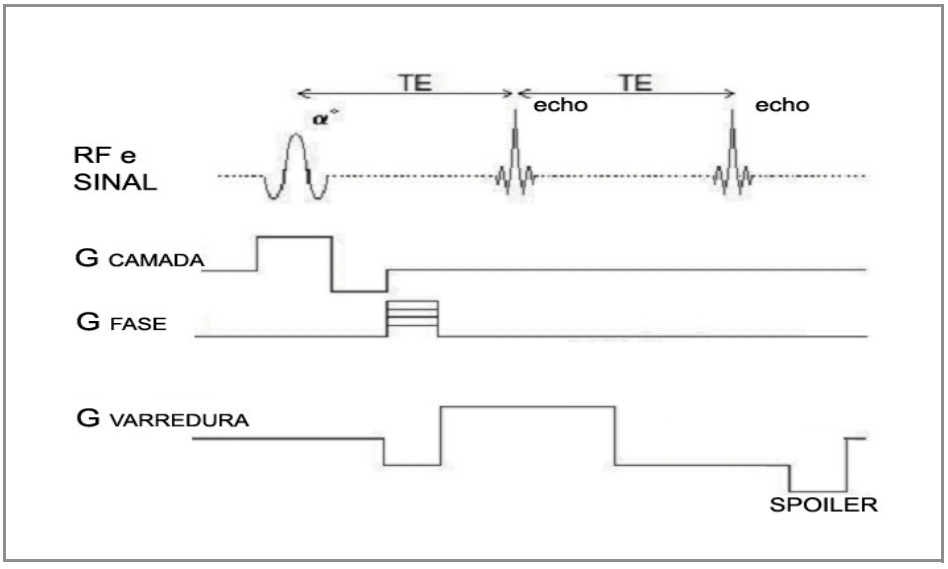

fig. 2.8 - A evolução temporal de RF e os gradientes para sequências XBONE "G camada" são o gradiente de seleção da camada. "G fase" é o gradiente de codificação de fase. "G varredura" é o gradiente de codificação da frequência.

Sequência "2D HYCE"

A sequência 2D HYCE é uma sequência tipo Gradient Echo "estado estacionário" balanceada. Cada TR é codificada apropriadamente em 2D. Como o sinal é sobreposto, essa sequência é sensível às desomogeneidades do campo magnético, como as desomogeneidades estáticas de B0 ou os efeitos ligados à suscetibilidade do campo. A imagem pode conter faixas de interferência e, por esse motivo, o TR é mantido o mais baixo possível.
A frequência de amostragem é otimizada para qualquer seleção do TR, de maneira coerente com o impulso de RF e as capacidades do gradiente do campo, para maximizar a relação sinal/ruído da imagem. O tempo de echo equivale a TR/2.

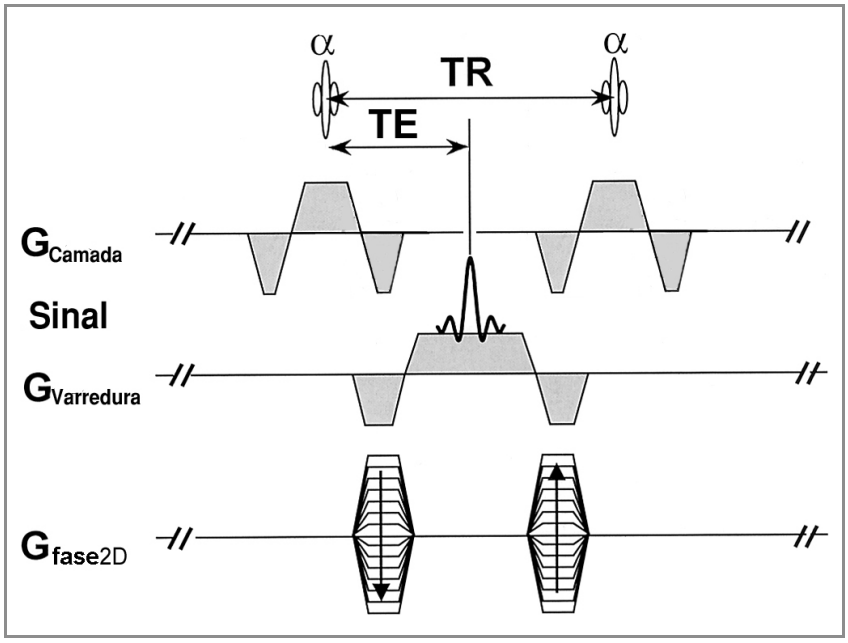

fig. 2.9 - Evolução temporal de RF e gradientes para sequências 2D HYCE. "G camada" é o gradiente de seleção da camada. "G fase 2D" é o gradiente da codificação de fase. "G varredura" é o gradiente de codificação da frequência.

Sequência "2D HYCE S"

Essa é uma sequência 2DHYCE na qual se utiliza uma técnica particular que permite adquirir repetidamente imagens da mesma camada, selecionada pelo usuário, de modo contínuo.
Com base em parâmetros selecionados pelo usuário (TR, N_acq, N_serie e N_fasi), é possível efetuar aquisições muito rápidas até um máximo de aproximadamente 1 imagem (frame) por segundo.
A sequência, depois de um breve tempo dedicado às calibrações, inicia a aquisição de maneira contínua; para terminar a aquisição e, assim, a sequência, o usuário deve utilizar a tecla Abort.

Sequências para supressão da gordura

Nas sequências Inversion Recovery, um impulso a 180° inverte a magnetização longitudinal, que retorna ao equilíbrio conforme um tempo de relaxamento T1.

Durante essa recuperação, a magnetização atravessa necessariamente um ponto zero, depois de T1*log2 ms da aplicação do impulso a 180°.
Aplicando-se um impulso de excitação exatamente nesse momento, ou seja, TI = T1*log2 ms, o sinal relativo àquele T1 em particular será suprimido (cancelado) na imagem.
Tipicamente, o T1 predefinido é aquele da gordura, que constitui também o maior componente do tecido ósseo, que aparecerá, assim, normalmente muito escuro na imagem.

Essa técnica, por sua própria natureza, fornece imagens caracterizadas por uma baixa relação S/N (sinal/ruído), mas de interesse diagnóstico particular, porque permite distinguir, dentro de uma estrutura adiposa, estruturas de outra natureza.

supressão da gordura	⇔	**TI ≅ 85 ms**	**stir**
		TI ≅ 75 ms	**ge stir**

Sequência "STIR"

Trata-se de uma sequência Inversion Recovery com impulso de inversão TI breve (Short Tau Inversion Recovery).
Depois do impulso de inversão, é utilizada uma sequência de tipo Spin Echo para adquirir o sinal.

Consulte fig. 2.3 para obter a evolução temporal de RF e os gradientes.

Sequência "STIR T2 A"

Trata-se de uma sequência Inversion Recovery com impulso de inversão TI breve (Short Tau Inversion Recovery).
Depois do impulso de inversão, é utilizada uma sequência de tipo Spin Echo para adquirir o sinal.

Essa sequência é caracterizada por um TE longo, variável de 80 a 120 ms.

Consulte fig. 2.3 do manual para obter a evolução temporal de RF e os gradientes.

Sequência "Gradient Echo STIR, TE = 25"

Nesta sequência, depois do impulso de inversão, é utilizada uma sequência de tipo Gradient Echo para adquirir o sinal.
Em relação à sequência "STIR", oferece um contraste ligeiramente diferente e uma melhor qualidade de imagem, em termos de relação S/N (sinal/ruído), em um tempo ligeiramente inferior.

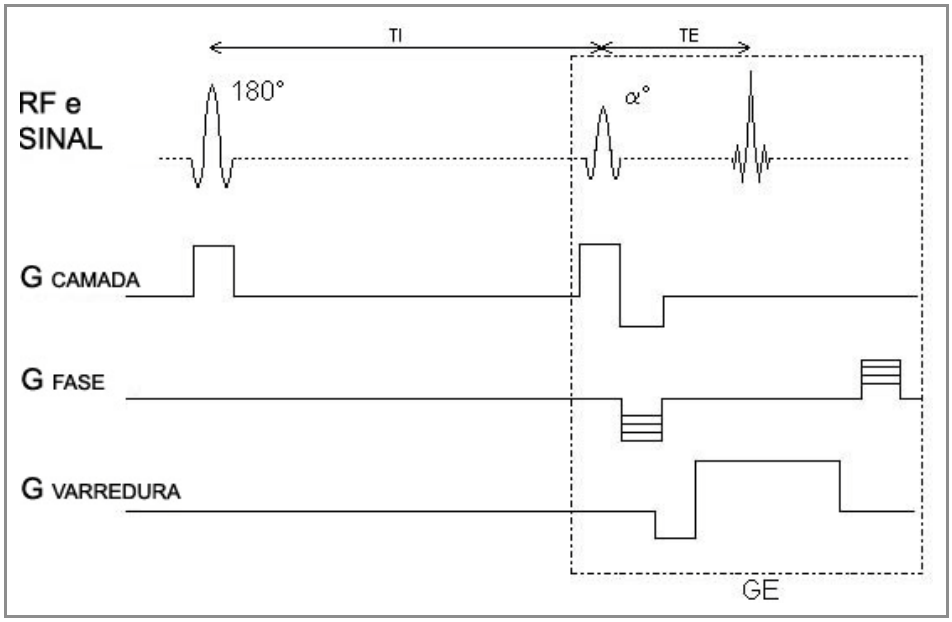

fig. 2.10 - Evolução temporal de RF e gradientes para sequências Gradient Echo STIR. "G camada" é o gradiente de seleção da camada. "G fase" é o gradiente de codificação de fase. "G varredura" é o gradiente de codificação da frequência.

Sequências "Fast STIR"

A sequência Fast Spin Echo STIR (Fast STIR) é uma sequência de tipo Fast Spin Echo na qual, como ocorre nas sequências de tipo Inversion Recovery, utiliza-se um impulso RF a 180° para inverter a magnetização longitudinal antes da aquisição.
Essa técnica produz imagens que têm uma baixa relação S/N (sinal/ruído), mas permite obter uma boa diferenciação das estruturas em relação ao tecido adiposo. O usuário tem a possibilidade de selecionar o Echo Spacing e, conforme o ESP escolhido, o número de ecos (Echo Train Length).
Além disso, é possível habilitar/desabilitar a compensação de fluxo na direção da varredura ou na direção da seleção do gradiente.

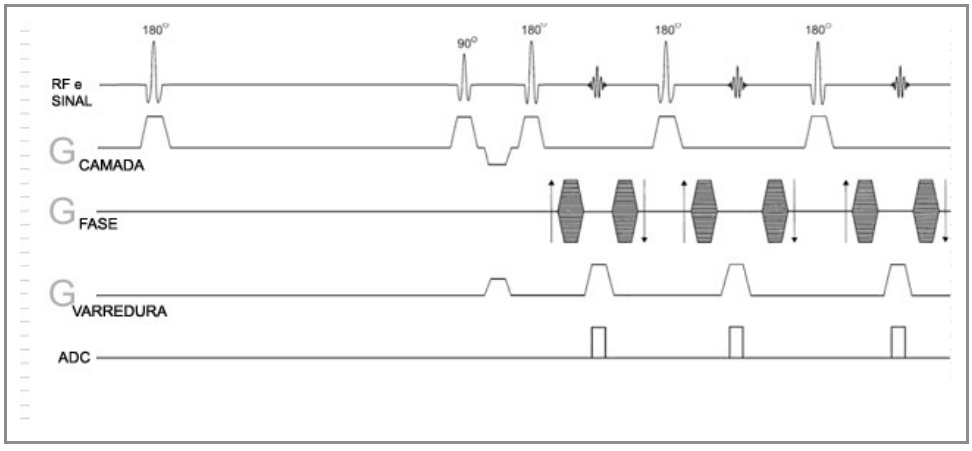

fig. 2.11 - Evolução temporal de RF e gradientes para sequências Gradient Echo STIR. "G camada" é o gradiente de seleção da camada. "G fase" é o gradiente de codificação de fase. "G varredura" é o gradiente de codificação da frequência.

Sequências para obter contrastes híbridos

As sequências para obtenção de "contrastes híbridos" possuem um tempo de eco (TE) suficientemente longo para evitar a ocorrência do fenômeno de "magic angle" (consulte o parágrafo "Reconhecimento e correção de artefatos", capítulo "Qualidade de imagem em RM" neste documento); essas sequências são concebidas para fornecerem uma elevada relação S/N e um contraste elevado, com um tempo de aquisição razoável.

Os contrastes obtidos com esse tipo de sequência não são nem ponderadas em T1, nem ponderadas em T2, nem resultam em densidade protônica.

Sequência "Spin Echo T2, TE = 50 ms"

Trata-se de uma sequência Spin Echo com TE médio, fixado em 50 ms. Pode ser utilizada sempre que é necessário reduzir o fenômeno de "magic angle", mantendo uma boa qualidade de imagem e um contraste semelhante à densidade protônica.

Sequência "Turbo Spin Echo T2, TE = 50 ms"

Trata-se de uma sequência com características semelhantes à "Spin Echo T2, TE = 50 ms", mas com tempo de aquisição dividido, graças à utilização da mesma técnica usada para as sequências "Turbo Spin Echo" e "Turbo Multi Echo".

Sequências tridimensionais

Sequência "Turbo 3D T1"

Trata-se de uma sequência Gradient Echo na qual uma segunda codificação apropriada do sinal na direção do gradiente de seleção permite reconstrução em modo 3D, ou obter o sinal de um volume, e não de camadas individuais.
Ao contrário da sequência Gradient Echo, sendo o TR extremamente breve, o contraste é sempre ponderado em T1; graças à utilização de um denominado "Spoiler RF", o contraste se assemelha mais àquele de uma Spin Echo com TE breve.
O Flip Angle, nessa sequência, tem mais influência sobre a relação S/N do que sobre o próprio contraste: valores ao redor de 40-60 graus o maximizam, mantendo o contraste T1, enquanto valores inferiores a 30 graus reduzem o contraste T1.

Sequência "3D HYCE"

A sequência 3D HYCE é uma sequência tipo 3D Gradient Echo "estado estacionário" balanceada. Cada TR é codificado apropriadamente em 2D e 3D. Como o sinal é sobreposto, essa sequência é sensível às desomogeneidades do campo magnético, como as desomogeneidades estáticas de B0 ou os efeitos ligados à suscetibilidade do campo. A imagem pode conter faixas de interferência e, por esse motivo, o TR é mantido o mais baixo possível.
A frequência de amostragem é otimizada para qualquer seleção do TR, de maneira coerente com o impulso de RF e as capacidades do gradiente do campo, para maximizar a relação sinal/ruído da imagem. O tempo de echo equivale a TR/2.
O contraste é essencialmente guiado pelo Flip Angle: o efeito mielográfico (no qual o CSF é branco brilhante, em contraste com as raízes nervosas, as vértebras e os discos, que são visualizados com cor escura) é obtido para grandes ângulos de impulsos de excitação (FA de até 90°), enquanto para FA breves outros tecidos, que não sejam fluidos, ganham uma maior intensidade de sinal (FA 40° aproximadamente).

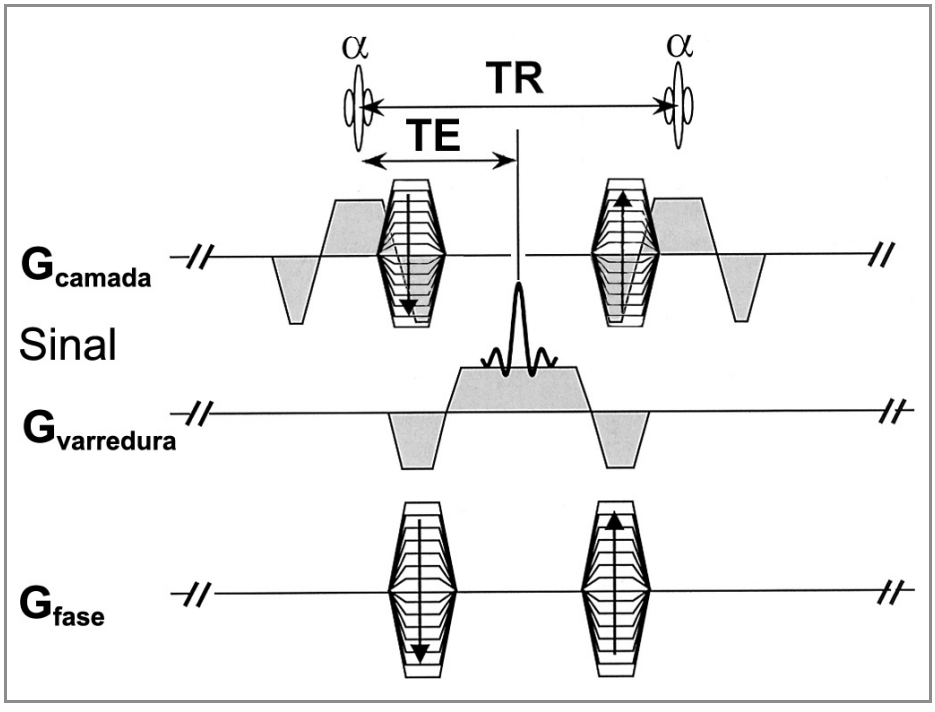

fig. 2.12 - Evolução temporal de RF e gradientes para sequências 3D HYCE. "G camada" é o gradiente de seleção da camada. "G fase" é o gradiente de codificação de fase. "G varredura" é o gradiente de codificação da frequência.

Sequência "3D SST1"

Trata-se de uma sequência Gradient Echo na qual uma segunda codificação apropriada do sinal na direção do gradiente de seleção permite reconstrução em modo 3D, ou obter o sinal de um volume, e não de camadas individuais.
Ao contrário da sequência Gradient Echo, utilizando-se um TR extremamente breve junto com o denominado "Spoiler RF" e baixos valores de Flip Angle, fornece um contraste de tipo T1.
Nessa sequência, o Flip Angle tem uma maior influência na relação S/N (sinal/ruído) e não sobre o contraste; isto é devido à utilização do spoiler RF.

Sequência "3D SST2"

Trata-se de uma sequência Gradient Echo na qual uma segunda codificação apropriada do sinal na direção do gradiente de seleção permite reconstrução em modo 3D, ou obter o sinal de um volume, e não de camadas individuais.
O esquema dos gradientes, em particular, confere à sequência uma forte ponderação em T2, embora o TE seja geralmente breve.
Nessa sequência, o Flip Angle tem uma maior influência na relação S/N (sinal/ruído) e não sobre contraste.

Sequência "3D SHARC"

A sequência "3D SHARC" é estruturada com um gradiente de codificação de fase suplementar ao longo da direção da seleção de camada, que torna a sequência tridimensional.
A utilização de uma técnica de RF particular no estado estacionário permite obter, em uma única sequência, a aquisição simultânea de dois ecos: obtém-se duas imagens do tipo de contraste diferente, que são somadas com a ponderação apropriada (geralmente 1/2 para cada uma).
Essa sequência produz imagens que não são nem ponderadas em T1, nem ponderadas em T2, mas caracterizadas por um elevado contraste entre a cartilagem e o líquido da região; é utilizada em aplicações clínicas com a finalidade de verificar problemas na cartilagem articular.

Protocolos de exame

Para acessar a janela contendo a lista dos protocolos de exame, é possível seguir os seguintes modos:

1. MODO 1, selecione do menu principal **Visualizza** → **Area Lavoro** (Visualizar área de trabalho) ou clique no ícone respectivo da barra de ferramentas visualizada ao lado.
2. MODO 2, clique dentro da área de trabalho com o botão direito do mouse para exibir o menu de contexto e escolha **Visualizza** → **Area Lavoro**. (Visualizar área de trabalho)

A janela trabalho à esquerda do desktop, e que contém a lista dos protocolos/sequências (ou o banco de dados de pacientes), apresenta duas teclas:

☞ clicando em **Lista Protocolli** (Lista de protocolos), tem-se acesso à lista dos protocolos de exame predefinidos.

Por "protocolo de exame" entende-se uma lista de varreduras com os parâmetros já otimizados, agrupados por região e por patologia de interesse. O nome de cada protocolo reflete a área anatômica à qual é dedicado.

A utilização dos protocolos de exame predefinidos para exames padrão reduz o tempo necessário para selecionar as varreduras de interesse, posicionar as camadas e selecionar os parâmetros, reduzindo a possibilidade de cometer erros operacionais durante o procedimento.
Quando o usuário utiliza um protocolo de exame predefinido, a execução das varreduras é automática, sem a intervenção adicional do operador, a não ser no final do exame, para a assistência ao paciente (consulte o capítulo "O ambiente do exame" do manual da interface do usuário).

Além disso, é possível criar um protocolo personalizado, salvando no mesmo as sequências desejadas com os parâmetros desejados (consulte o parágrafo "Como criar um protocolo personalizado", capítulo "O ambiente do exame" do manual da interface do usuário).

Escolha dos protocolos

É oportuno utilizar os protocolos predefinidos conforme a região e a patologia a ser examinada. Observe que o número de varreduras efetuadas em um exame depende de um compromisso perfeito entre o tempo à disposição do médico e a quantidade de informações que este considera necessárias para a formulação do diagnóstico.

CAPÍTULO 3
Especificações técnicas

Especificações técnicas

As especificações a seguir podem ser sujeitas a mudanças sem aviso prévio.

Sequências

Sequências disponíveis:

Scout Ortogonal Multiplanar
Spin Echo T1 (SET1)
Spin Echo T2
Multi Echo (SE_PD_T2)
Inversion Recovery (IR)
Short TI Inversion Recovery (STIR, STIR T2 S, STIR T2 A)
Spin Echo Half Echo (SET1HE)
Spin Echo Half Scan (SET1HF)
Turbo SE T2 weighted (TSE)
Turbo Multi Echo 3 Echoes
Turbo ME (TME)
Gradient Echo (GE)
Short Time Inversion Recovery Gradient Echo (GE-STIR)
Gradient Echo 3D (T3D_T1)
Fast Spin Echo (FSE T1, FSE STIR, FAST FLAIR, FSE T2, FSE PD, FSE PD T2)
3D HYCE
Real Time

Optional sequences:

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

Parâmetros de sequência:

Protocolo "Sequências 2D"

Spin Echo T1
Tempo de repetição: de 50 a 5.000, em incrementos de 10.
Tempo de eco: de 16 a 34, em incrementos de 2.

Flip angle: 90°.
Campo de visão na direção da codificação: de 100 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 100 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Número de amostras: de 192 a 512, em incrementos de 32. Para TE = 26, o número de amostras iniciais é 128.
Número de fases: de 128 a 256, em incrementos de 8.
Espessura da camada: de 2 mm a 10 mm, em incrementos de 0,5 mm.

Spin Echo T1 HF
Tempo de repetição: de 50 a 5.000, em incrementos de 10.
Tempo de eco: de 16 a 34, em incrementos de 2.
Flip angle: 90°.
Campo de visão na direção da codificação: de 100 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 100 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Número de amostras: de 192 a 512, em incrementos de 32. Para TE = 26, o número de amostras iniciais é 128.
Número de fases: de 128 a 256, em incrementos de 8.
Espessura da camada: de 2 mm a 10 mm, em incrementos de 0,5 mm.

Spin Echo T1 HE
Tempo de repetição: de 50 a 5.000, em incrementos de 10.
Tempo de eco: de 12 a 24, em incrementos de 2.
Flip angle: 90°.
Campo de visão na direção da codificação: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Número de amostras: 192, 224, 256, 288. Para TE = 26, o número de amostras iniciais é 128
Número de fases: de 128 a 256, em incrementos de 8.
Espessura da camada: de 2 mm a 10 mm,

em incrementos de 0,5 mm.

Spin Echo T2, TE = 50 ms
Tempo de repetição: de 200 a 5.000, em incrementos de 10.
Tempo de eco: 50.
Flip angle: 90°.
Campo de visão na direção da codificação: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Número de amostras: de 128 a 512, em incrementos de 32.
Número de fases: de 128 a 512, em incrementos de 8.
Espessura da camada: de 3 mm a 10 mm, em incrementos de 0,5 mm.

Turbo Spin Echo, TE = 50 ms
Tempo de repetição: de 200 a 5.000, em incrementos de 10.
Tempo de eco: 50.
Flip angle: 90°.
Campo de visão na direção da codificação: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Número de amostras: de 128 a 512, em incrementos de 32.
Número de fases: de 128 a 512, em incrementos de 8.
Espessura da camada: de 3 mm a 10 mm, em incrementos de 0,5 mm.

Spin Echo T2
Tempo de repetição: de 200 a 5.000, em incrementos de 10.
Tempo de eco: de 80 a 120, em incrementos de 10.
Flip angle: 90°.
Campo de visão na direção da codificação: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Número de amostras: de 128 a 512, em incrementos de 32.
Número de fases: de 128 a 512, em

incrementos de 8.
Espessura da camada: de 3 mm a 10 mm, em incrementos de 0,5 mm.

Turbo Spin Echo
Tempo de repetição: de 200 a 5.000, em incrementos de 10.
Tempo de eco: de 80 a 120, em incrementos de 10.
Flip angle: 90°.
Campo de visão na direção da codificação: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Número de amostras: de 128 a 512, em incrementos de 32.
Número de fases: de 128 a 512, em incrementos de 8.
Espessura da camada: de 3 mm a 10 mm, em incrementos de 0,5 mm.

Spin Echo Proton Density-T2
Tempo de repetição: de 200 a 5.000, em incrementos de 10.
Tempo de eco: 28, 90.
Flip angle: 90°.
Campo de visão na direção da codificação: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Número de amostras: de 128 a 512, em incrementos de 32.
Número de fases: de 128 a 512, em incrementos de 8.
Espessura da camada: de 3 mm a 10 mm, em incrementos de 0,5 mm.

Turbo Multi Echo
Tempo de repetição: de 200 a 5.000, em incrementos de 10.
Tempo de eco: 28, 90.
Flip angle: 90°.
Campo de visão na direção da codificação: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Número de amostras: de 128 a 512, em

incrementos de 32.
Número de fases: de 128 a 512, em incrementos de 8.
Espessura da camada: de 3 mm a 10 mm, em incrementos de 0,5 mm.

Turbo Multi Echo 3 Echoes
Tempo de repetição: de 200 a 5.000, em incrementos de 10.
Tempo de eco: 28, 75, 136 ms.
Flip angle: 90°.
Campo de visão na direção da codificação: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Número de amostras: de 128 a 512, em incrementos de 32.
Número de fases: de 128 a 512, em incrementos de 8.
Espessura da camada: de 3 mm a 10 mm, em incrementos de 0,5 mm.

Gradient Echo, TE = 6 ms
Tempo de repetição: de 30 a 5.000, em incrementos de 5.
Tempo de eco: 6.
Flip angle: de 10° a 90°, em incrementos de 5°.
Campo de visão na direção da codificação: de 150 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 150 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Número de amostras: 160, 192.
Número de fases: de 128 a 192, em incrementos de 8.
Espessura da camada: de 4 mm a 10 mm, em incrementos de 0,5 mm.

Gradient Echo, TE = 10 ms
Tempo de repetição: de 30 a 5.000, em incrementos de 5.
Tempo de eco: 10.
Flip angle: de 10° a 90°, em incrementos de 5°.
Campo de visão na direção da codificação: de 180 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 180 mm a 400 mm, em incrementos de 10

mm.
Número de amostras: de 192 a 352, em incrementos de 32.
Número de fases: de 128 a 256, em incrementos de 8.
Espessura da camada: de 2 mm a 10 mm, em incrementos de 0,5 mm.

Gradient Echo, TE = 14 ms
Tempo de repetição: de 30 a 5.000, em incrementos de 5.
Tempo de eco: 14.
Flip angle: de 10° a 90°, em incrementos de 5°.
Campo de visão na direção da codificação: de 150 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 150 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Número de amostras: de 192 a 352, em incrementos de 32.
Número de fases: de 128 a 256, em incrementos de 8.
Espessura da camada: de 2 mm a 10 mm, em incrementos de 0,5 mm.

Gradient Echo, TE = 16 ms
Tempo de repetição: de 30 a 5.000, em incrementos de 5.
Tempo de eco: 16.
Flip angle: de 10° a 90°, em incrementos de 5°.
Campo de visão na direção da codificação: de 130 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 130 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Número de amostras: de 128 a 448, em incrementos de 32.
Número de fases: de 128 a 512, em incrementos de 8.
Espessura da camada: de 2 mm a 10 mm, em incrementos de 0,5 mm.

Gradient Echo T2
Tempo de repetição: de 30 a 5.000, em incrementos de 5.
Tempo de eco: de 18 a 30, em incrementos de 2.
Flip angle: de 10° a 90°, em incrementos de 5°.

Campo de visão na direção da codificação: de 130 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 130 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Número de amostras: 192, 256, 288.
Número de fases: de 128 a 256, em incrementos de 8.
Espessura da camada: de 2 mm a 10 mm, em incrementos de 0,5 mm.

GE T2 FC
Tempo de repetição: de 30 a 5.000, em incrementos de 5.
Tempo de eco: de 22 a 34, em incrementos de 4.
Flip angle: de 10° a 90°, em incrementos de 5°.
Campo de visão na direção da codificação: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Número de amostras: de 192 a 512, em incrementos de 16.
Número de fases: de 128 a 352, em incrementos de 8.
Espessura da camada: de 2 mm a 10 mm, em incrementos de 0,5 mm.

IR
Tempo de repetição: de 100 a 5.000, em incrementos de 10.
Tempo de eco: de 18 a 34, em incrementos de 2.
Tempo de inversão: de 200 ms a 2.000 ms, em incrementos de 10 ms.
Flip angle: 90°.
Campo de visão na direção da codificação: de 140 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 140 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Número de amostras: 192, 256.
Número de fases: de 128 a 256, em incrementos de 8.
Espessura da camada: de 3 mm a 10 mm, em incrementos de 0,5 mm.

Gradient Echo STIR, TE = 25 ms
Tempo de repetição: de 150 a 5.000, em incrementos de 10.
Tempo de eco: 25.
Tempo de inversão: de 20 ms a 2.000 ms, em incrementos de 5 ms.
Flip angle: 90°.
Campo de visão na direção da codificação: de 130 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 130 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Número de amostras: de 128 a 448, em incrementos de 32.
Número de fases: de 128 a 512, em incrementos de 8.
Espessura da camada: de 3 mm a 10 mm, em incrementos de 0,5 mm.

STIR
Tempo de repetição: de 100 a 5.000, em incrementos de 10.
Tempo de eco: de 18 a 34, em incrementos de 2.
Tempo de inversão: de 50 ms a 2.000 ms, em incrementos de 5 ms.
Flip angle: 90°.
Campo de visão na direção da codificação: de 140 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 140 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Número de amostras: 192, 256.
Número de fases: de 128 a 256, em incrementos de 8.
Espessura da camada: de 3 mm a 10 mm, em incrementos de 0,5 mm.

STIR T2 S
Tempo de repetição: da 200 a 10.000, em ncrementos de 10.
Tempo de eco: de 120 a 130, em incrementos de 10.
Tempo de inversão: de 50 ms a 2.000 ms, em incrementos de 5 ms.
Flip angle: 90°.
Campo de visão na direção da codificação: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10

mm.
Número de amostras: de 192 a 288, em incrementos de 32.
Número de fases: de 128 a 256, em incrementos de 8.
Espessura da camada: de 3 mm a 10 mm, em incrementos de 0,5 mm.

STIR T2 A
Tempo de repetição: da 200 a 10.000, em incrementos de 10.
Tempo de eco: de 80 a 120, em incrementos de 10.
Tempo de inversão: de 50 ms a 2.000 ms, em incrementos de 5 ms.
Flip angle: 90°.
Campo de visão na direção da codificação: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Número de amostras: de 128 a 512, em incrementos de 32.
Número de fases: de 128 a 256, em incrementos de 8.
Espessura da camada: de 3 mm a 10 mm, em incrementos de 0,5 mm.

FSE
Tempo de repetição: de 100 a 10.000, em incrementos de 10.
Tempo de eco:
- *ESP 12 (sob licença): de 12 a 180 em incrementos de 12*
- ESP 20: de 20 a 300 em incrementos de 20
- ESP 25: de 25 a 375 em incrementos de25
- ESP 30: de 30 a 450 em incrementos de30

Flip angle: 90°.
Campo de visão na direção da codificação: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Número de amostras: de 192 a 512, em incrementos de 16.
Número de fases: 4, 16, 30, 60, 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.
Espessura da camada: de 3 mm a 7 mm, em incrementos de 0,5 mm.

Relaxation: 0, 1 (0=Não, 1=Sim).
Espaçamento dos ecos (ESP): 20, 25, 30 ms.
Comprimento do trem de ecos (ETL): de 2 a 16, em incrementos de 1.
The license "Myelo Contrast Imaging" enables 64 echoes train length with a step of 1 echo.
The license "MAR Technique" enables the use of ESP=12 ms and the X-MAR t

Fast STIR
Tempo de repetição: de 100 a 10.000, em incrementos de 10.
Tempo de eco
- *ESP 12 (sob licença): de 12 a 180 em incrementos de 12*
-ESP 20: de 20 a 300 em incrementos de 20
-ESP 25: de 25 a 375 em incrementos de 25
-ESP 30: de 30 a 450 em incrementos de 30.
Tempo de inversão: de 60 ms a 300 ms, em incrementos de 5 ms.
Flip angle: 90°.
Campo de visão na direção da codificação: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Número de amostras: de 160 a 512, em incrementos de 16.
Número de fases: 4, 16, 30, 60, 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.
Espessura da camada: de 3 mm a 7 mm, em incrementos de 0,5 mm.
Relaxation: 0, 1 (0=Não, 1=Sim).
Espaçamento dos ecos (ESP): 20, 25, 30 ms.
Comprimento do trem de ecos (ETL): de 2 a 16, em incrementos de 1.
The license "Myelo Contrast Imaging" enables 64 echoes train length with a step of 1 echo.
The license "MAR Technique" enables the use of ESP=12 ms and the X-MAR technique for metal-induced artifacts reduction.

Fast FLAIR
Tempo de repetição: de 100 a 10.000, em incrementos de 10.
Tempo de eco
- *ESP 12 (sob licença): de 12 a 180 em incrementos de 12*

-ESP 20: de 20 a 300 em incrementos de 20
-ESP 25: de 25 a 375 em incrementos de 25
-ESP 30: de 30 a 450 em incrementos de 30.
Tempo de inversão: de 60 ms a 4000 ms, em incrementos de 5 ms.
Flip angle: 90°.
Campo de visão na direção da codificação: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Número de amostras: de 160 a 512, em incrementos de 16.
Número de fases: 4, 16, 30, 60, 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.
Espessura da camada: de 3 mm a 7 mm, em incrementos de 0,5 mm.
Relaxation: 0, 1 (0=Não, 1=Sim).
Espaçamento dos ecos (ESP): 20, 25, 30 ms.
Comprimento do trem de ecos (ETL): de 2 a 16, em incrementos de 1.
The license "Myelo Contrast Imaging" enables 64 echoes train length with a step of 1 echo.
The license "MAR Technique" enables the use of ESP=12 ms and the X-MAR technique for metal-induced artifacts reduction.

Fast PD T2
Espaçamento dos ecos (ESP): 20, 25, 30 ms.
Comprimento do trem de ecos (ETL): de 2 a 16 iem incrementos de 1.
Tempo de eco: 20, 80 ou 25, 100 ou 30, 120 (conforme o ESP selecionado).
Tempo de repetição: de 100 a 10.000, em incrementos de 10.
Flip angle: 90°.
Campo de visão na direção da codificação: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Número de amostras: de 192 a 512, em incrementos de 16.
Número de fases: 4, 16, 30, 60, 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.
Espessura da camada: de 3 mm a 7 mm, em

incrementos de 0,5 mm.
Relaxation: 0, 1 (0=Não, 1=Sim).
The license "MAR Technique" enables the use of ESP=12 ms and the X-MAR technique for metal-induced artifacts reduction.

Real Time
TR 12 ms
TE 5 ms
FA 65º
FOV mínimo 160 mm

XBONE (opcional, sob licença "Fat & Water Separation")
Tempo de repetição: de 50 a 5.000, em incrementos de 10.
Tempo de eco: 14 e 28.
Flip angle: de 10º a 90º, em incrementos de 5º.
Campo de visão na direção da codificação: de 100 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 100 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Número de amostras: de 192 a 256, em incrementos de 32.
Número de fases: de 128 a 384, em incrementos de 8.
Espessura da camada: de 2 mm a 10 mm, em incrementos de 0,5 mm.

SPED (opcional, sob licença "Spin Echo Fat & Water Separation")
Tempo de repetição: de 50 a 5.000, em incrementos de 10.
Tempo de eco: de 20 ms a 5.30 ms, em incrementos de 1 ms.
Flip angle: 90º.
Campo de visão na direção da codificação: de 100 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 100 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Número de amostras: de 192 a 512, em incrementos de 32.
Número de fases: de 128 a 384, em incrementos de 8.
Espessura da camada: de 2 mm a 10 mm, em incrementos de 0,5 mm.

Protocolo "Sequências 3D"

Turbo 3D T1
Tempo de repetição: de 25 a 5.000, em incrementos de 1.
Tempo de eco: de 10 a 24, em incrementos de 2.
Flip angle: de 10° a 90°, em incrementos de 5°.
Campo de visão na direção da codificação: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 120 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da codificação 3D: de 40 mm a 200 mm, em incrementos de 10 mm.
Número de amostras: 192, 256.
Número de fases: de 128 a 256, em incrementos de 8.
Número de fases 3D: de 24 a 128, em incrementos de 8.
Espessura da camada: de 0,6 mm a 20 mm, em incrementos de 0,1 mm.

Sequências opcionais sob licença "3D Steady State Sequences"

3D HYCE
Tempo de repetição: de 8 a 20, em incrementos de 0,1
Tempo de eco: de 4 a 10, em incrementos de 0,05
Flip angle: de 10° a 90°, em incrementos de 5°.
Maior resolução: 1.1 mm (TR 8 ms), 1.0 mm (TR 9 ms), 0.9 mm (TR > = 10 ms) em todas as 3 direções

3D SHARC
Tempo de repetição: de 20 a 40, em incrementos de 1.
Tempo de eco: de 10a 20, em incrementos de 0,1.
Flip angle: de 30° a 90°, em incrementos de 5°.
Maior resolução: 0.6 mm (TR < 22 ms), 0.55 mm (TR > = 22 ms) em todas as 3 direções

3D SST1
Tempo de repetição: de 12 a 40, em incrementos de 1.

Tempo de eco: de 8 a 15, em incrementos de 0,5.
Flip angle: de 5° a 90°, em incrementos de 5°.
Maior resolução: 0.8mm (TR < 14 ms), 0.6 mm (TR < 22 ms), 0.55 mm (TR > = 22 ms) em todas as 3 direções

3D SST2
Tempo de repetição: de 14 a 40, em incrementos de 1.
Tempo de eco: de 8 a 15, em incrementos de 0,5.
Flip angle: de 10° a 90°, em incrementos de 5°.
Maior resolução: 0.6 mm (TR < 22 ms), 0.55 mm (TR > = 22 ms) em todas as 3 direções

Sequências opcionais sob licença "2DHyce & Streaming Acq."

2D HYCE
Tempo de repetição: de 10 a 20, em incrementos de 1.
Tempo de eco: de 5 a 10, em incrementos de 0,1.
Flip angle: de 10° a 90°, em incrementos de 5°.
Campo de visão na direção da codificação: de 180 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 180 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Número de amostras: de 160 a 200, em incrementos de 4.
Número de fases: de 128 a 200, em incrementos de 2.
Espessura da camada: de 5 mm a 20 mm, em incrementos de 0,1 mm.

2D HYCE S
Tempo de repetição: de 7 a 20, em incrementos de 1.
Tempo de eco: de 3,5 a 10, em incrementos de 0,1.
Flip angle: de 10° a 90°, em incrementos de 5°.
Campo de visão na direção da codificação: de 180 mm a 400 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 180 mm a 400 mm, em incrementos de 10

mm.
Número de amostras: de 160 a 224, em incrementos de 2.
Número de fases: de 128 a 224, em incrementos de 2.
Espessura da camada: de 5 mm a 20 mm, em incrementos de 0,1 mm.

Protocolo "Dynamic Acquisition sequences" (opcional, sob licença "MRI Dynamic Analysis")

***Spin Echo T1**:*
TR de 50 ms a 5.000 ms, em passos de 10 ms
TE 16 ms
FA 90°
Campo de visão na direção da codificação: de 100 mm a 300 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 100 mm a 300 mm, em incrementos de 10 mm.
Número de amostras: 160.
Número de fases: de 128 a 160, em incrementos de 8.
Espessura da camada: de 2 mm a 10 mm, em incrementos de 0,5 mm.

Gradient Echo T1:
TR de 30 ms a 5.000 ms, em incrementos de 5 ms
TE 6 ms
FA de 10° a 90°, em incrementos de 5°
Campo de visão na direção da codificação: de 130 mm a 300 mm, em incrementos de 10 mm.
Campo de visão na direção da leitura: de 130 mm a 300 mm, em incrementos de 10 mm.
Número de amostras: 160.
Número de fases: de 128 a 160, em incrementos de 8.
Espessura da camada: de 4 mm a 10 mm, em incrementos de 0,5 mm.