G-scan und S-scan

Handbuch der Bildqualität und Sequenzen

350003230 Rev. 05

Esaote S.p.A.
Genua, Italien

Ausgabe

März 2020

Garantie

Die in vorliegendem Dokument enthaltenen Informationen sind im Besitz von Esaote S.p.A. und vertraulich zu behandeln. Es ist verboten, die Informationen in irgendeiner Weise zu kopieren oder zu vervielfältigen und weiterzugeben. Alle Rechte vorbehalten.

Ohne vorherige Einwilligung von Esaote S.p.A. ist es untersagt, diesen Text zu übersetzen.

Wir behalten uns vor, ohne weitere Ankündigung Änderungen an den Informationen vorzunehmen, die in diesem Dokument enthalten sind.

Warenzeichen

Alle Warenzeichen sind durch ihre Besitzer geschützt und werden nur zur Identifikation der betreffenden Produkte verwendet.

INHALTSVERZEICHNIS

Einführung

Einführung 1

Kapitel 1 - Bildqualität in der MR-Technik

Signal und Bildrauschen 1

Ortsauflösung 2

Bildkontrast: 3

Sequenzparameter vs. Bildqualität und Aufnahmedauer 5

- Wiederholungszeit (TR) 5
- Die Echozeit TE 6
- Inversionszeit TI 8
- Der Flip Angle FA 9
- Schichtdicke 11
- Die Schichtanzahl 11
- Der Schichtabstand (Gap) 12
- Die Anzahl der Akquisitionen 12
- Messfeld 13
- Anzahl der Serien 16
- Matrix 18
- Die SpeedUp-Technik 19
- Elliptische Befüllung des K-Raums 21
- Korrektur von Bewegungsartefakten 22

Charakteristische Parameter der Fast Spin Echo-Sequenzen vs Bildqualität 23

- Der Echoabstand (Echo Spacing) 23
- Die Echozuglänge (Echo Train Length) 24
- Die Flusskompensation 24
- Die Relaxation 26
- Erweiterungsfaktor der Abtastrate 27
- X-MAR Technik 28
- Verkürzung der Wiederholungszeit TR 29

Myelografischer Kontrast 30
Die Bildanzeige 31
Systeme mit Standard-Homogenitätsbereich 32
Systeme mit erweitertem Homogenitätsbereich 59
Datenerfassung 93
2D-Mehrschichtaufnahme 93
3D-Messung: 93
3D Isotrop 94
3D Anisotrop 95
Der Qualitätsfaktor 95
Erkennung und Korrektur von Artefakten 95
Artefakte aufgrund von Inhomogenitäten 96
Inhomogenitäten des Magnetfeldes 96
Lokale Inhomogenitäten des Magnetfeldes 98
„Zebra"-Artefakt 99
Artefakte durch Störungen des Magnetfeldes 100
Artefakte aufgrund Hochfrequenzstörungen 100
Artefakte durch Schwankungen der Magnetfrequenz 102
„Edge"-Artefakte 104
„Chemical Shift contours" 104
„Ringing" durch Sampling 105
Artefakte vom Typ „Ghosting" und „Smearing" 106
„Wrap-around"-Artefakte (Überfaltungsartefakte) 109
„Magic Angle"-Artefakte 112
Typische Artefakte der Fast Spin Echo Sequenzen 113
Typische Artefakte der „Steady-State"-Sequenzen 118
Typische Artefakte der „XBONE"-Sequenzen 119
Typische Artefakte infolge der Verwendung der SpeedUp-Technik . . 121

Kapitel 2 - Sequenzen und Untersuchungsprotokolle

Pulssequenzen 1

Sequenzen für den T1-gewichteten Kontrast 2

Die „Spin Echo T1"-Sequenz 4

Die Sequenz „Spin Echo T1 HE" 4

Die Sequenz „Spin Echo T1 HF" 5

Die „Fast Spin Echo T1"-Sequenzen 6

Die „IR"-Sequenz 6

Sequenzen für den T2-gewichteten Kontrast 7

Die Sequenz „Spin Echo T2" 8

Die Sequenz „Spin Echo Proton Density-T2" 8

Die Sequenz „Turbo Multi Echo 3 Echos" 9

Die Sequenz „Turbo Spin Echo" 10

Die Sequenzen „Fast Spin Echo T2" 10

Die Sequenz „FSE Proton Density-T2" 11

Die „Fast FLAIR"-Sequenz 12

Die Sequenz „Turbo Multi Echo" 12

Sequenzen für den „Protonendichte"-gewichteten Kontrast 13

Die Sequenz „SPED" 14

Die Gradient Echo-Sequenzen 18

Die Sequenzen: „Gradient Echo, TE = 6 ms",„Gradient Echo, TE = 10 ms", „Gradient Echo, TE = 14 ms" und „Gradient Echo, TE = 16 ms" 16

Die Sequenz „Gradient Echo T2" 17

Die „XBONE"-Sequenz 18

Die Sequenz „2D HYCE" 19

Die Sequenz „2D HYCE S" 20

Sequenzen zur Fettunterdrückung 20

Die „STIR"-Sequenz 20

Die Sequenz „STIR T2 A" 21

Die Sequenz „Gradient Echo STIR, TE = 25 ms" 22

Die „Fast STIR"-Sequenz 23

Sequenzen zur Erzielung von Mischkontrasten 23

Die Sequenz „Spin Echo T2, TE = 50 ms" 24

Die Sequenz „Turbo Spin Echo T2, TE = 50 ms“ 24
Die dreidimensionalen Sequenzen 24
Die Sequenz „Turbo 3D T1“ 24
Die Sequenz „3D HYCE“ 24
Die Sequenz „3D SST1“ 26
Die Sequenz „3D SST2“ 26
Die Sequenz „3D SHARC“ 26
Untersuchungsprotokolle 27
Protokollverknüpfung 28

Technische Spezifikation

Technische Spezifikation 1
Sequenzen 1

Einführung

Vorliegendes Handbuch 350003230 Rev. 05 enthält nur einen Teil der Anweisungen, die für den sicheren und korrekten Gebrauch der G-scan- und S-scan-Systeme in all ihren Konfigurationen notwendig sind.

Wesentlicher Bestandteil der Bedienungsanleitungen der G-scan- und S-scan-Systeme sind folgende Handbücher, die dem Anwender zusammen mit dem in ihnen beschriebenen Geräten geliefert werden. Der Anwender ist verpflichtet, sich mit den Inhalten dieser Betriebsanleitungen vertraut zu machen.

- Benutzerhandbuch S-scan (nur S-scan)
- Benutzerhandbuch G-scan (nur G-scan)
- Handbuch der Benutzeroberfläche
- Betriebsanleitung des LCD TFT Monitors
- Betriebsanleitung des CD/DVD-Brenners

Die Urfassung aller Benutzerhandbücher der G-scan- und S-scan-Systeme ist in italienischer Sprache abgefasst. Esaote S.p.A. übersetzt diese Handbücher ins Englische, Deutsch, Spanisch und Portugiesisch.
Informieren Sie sich bei Ihrer zuständigen Niederlassung über die Verfügbarkeit dieses Handbuchs in Ihrer Landessprache.

KAPITEL 1
Bildqualität in der MR-Technik

Vorliegendes Kapitel soll dem Anwender alle grundlegenden Informationen zur Verfügung stellen, die zur Auswahl von Untersuchungsprotokollen, Sequenzen und Sequenzparametern erforderlich sind. Ziel ist dabei die Optimierung der Bildqualität und die Minimierung der für MR-Diagnosebilder erforderlichen Aufnahmezeiten.

Die Bildqualität lässt sich durch folgende Größen bestimmen:

- Signal-zu-Rausch-Verhältnis
- Ortsauflösung
- Bildkontrast
- Artefakte (vgl. dazu den Abschnitt „Erkennung und Korrektur von Artefakten", der eine Kurzbeschreibung der typischen Artefakte in der MR-Bildgebung enthält).

Signal und Bildrauschen

MR-Bilder setzen sich aus einer Matrix einzelner Bildelemente, so genannter „Pixel" zusammen. Jedes Pixel besitzt einen eigenen Grauwert, der sich aus zwei Faktoren ergibt:

- MR-Signalintensität in Relation mit dem Volumenelement „Voxel", das dem Pixel zugeordnet ist
- Bildrauschen

Der Begriff des „Voxels" wird im nächsten Abschnitt „Ortsauflösung" näher definiert.

SIGNALINTENSITÄT

Die Signalintensität hängt von folgenden Parametern ab:

- von den charakteristischen Parametern des interessierenden Gewebes: Protonendichte, Relaxationszeiten T1 und T2
- von den Parametern der Pulssequenz: Wiederholungszeit TR, Echozeit TE, Inversionszeit TI, Pulswinkel FA, Schichtdicke, Messfeld FOV, Matrixgröße, Anzahl der Messungen usw.
- von den Parametern der Bildrekonstruktion, d.h. Interpolation usw.
- von den Parametern des Systems: Magnetfeldstärke und verwendeter Empfangsspulentyp.

BILDRAUSCHEN

Unter Bildrauschen ist eine statistische Fluktuation der Signalstärke zu verstehen, die keinen informativen Beitrag zur Bildgebung leistet. Folgende Faktoren bestimmen das Bildrauschen:

☛ die Präsenz des Patienten innerhalb des Magneten

☛ elektrisches Bildrauschen, das vom HF-Empfangssystem generiert wird

☛ externes elektromagnetisches Bildrauschen.

Das Signal-zu-Rausch-Verhältnis wird in der Magnetresonanz als Maßeinheit für die Bildqualität verwendet. Es drückt das Verhältnis zwischen der Messung der realen Signalintensität und dem unerwünschten Hintergrundrauschen aus, welches das Signal überlagert. Wenn das Signal-zu-Rausch-Verhältnis eine Schwelle unterschreitet, die sich aus der verwendeten Sequenz und den eingestellten Parametern ergibt, wird die folgende Meldung angezeigt: „Das Bild wurde mit einem sehr niedrigen Signal-zu-Rausch-Verhältnis akquiriert".

Ortsauflösung

Maßstab für die Fähigkeit des Systems, zwischen zwei benachbarten Punkten im Raum unterscheiden und diese separat abbilden zu können.
Die Ortsauflösung hängt von der Voxelgröße ab: je kleiner das Voxel ist, umso besser ist die Ortsauflösung.
Die Voxeldimensionierung wirkt sich auch auf die Signalintensität aus, die sich proportional zur Anzahl der erregten Protonen verhält: je kleiner die Voxel, desto geringer die Anzahl erregter Protonen und desto schwächer die Signalintensität.

Die Dimensionierung der Voxel wird durch folgende Sequenzparameter bestimmt:

☛ Schichtdicke, d.h. die räumliche Tiefe aller Schichten, in welche die anatomische Untersuchungsregion zerlegt wird

☛ Messfeld (FOV), d.h. der Bereich der Schicht, in dem das System Daten erhebt

☛ Matrix-Größe, d.h. die Anzahl der Zeilen multipliziert mit der Anzahl der Spalten, in welche das Bild zerlegt wird.

Voxel-Dimensionierung = (Pixel-Abmessungen) x (Schichtdicke)

Pixel-Abmessungen = FOV / (Matrix-Größe)

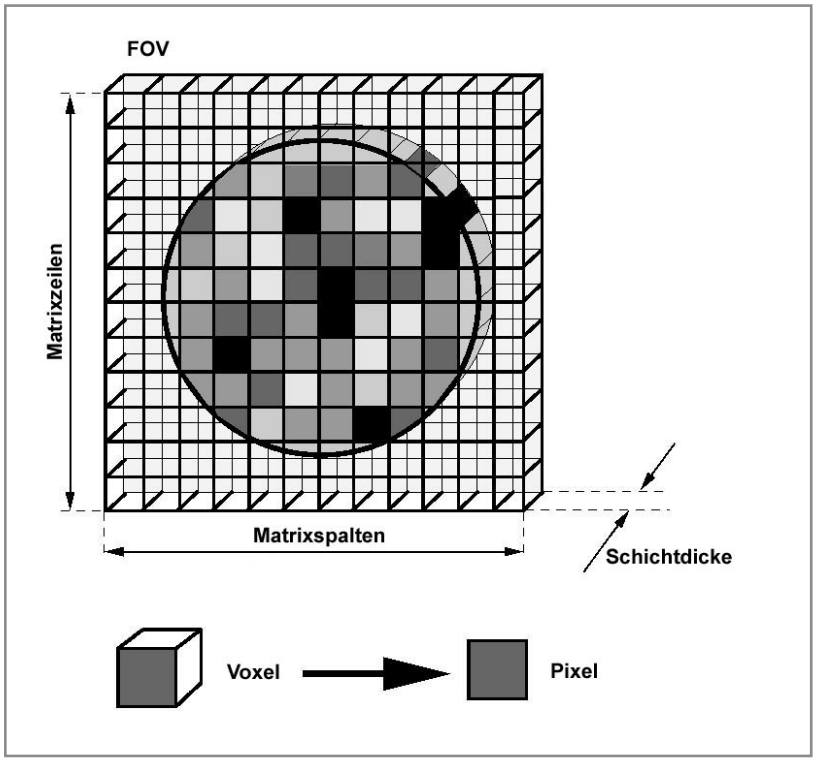

Abb. 1.1 - Die Aufnahmematrix: Voxel und Pixel

Bildkontrast:

Unter Bildkontrast ist die relative Differenz in der Signalintensität zu verstehen, die zwei Gewebetypen in der untersuchten Körperregion unterscheidet. Es handelt sich dabei um ein äußerst wichtiges Kriterium zur Unterscheidung zwischen pathologischen und physiologischen Geweben.

Der Bildkontrast wird durch folgende Aspekte bestimmt:

- Art der Sequenz
- Sequenzparameter: TR, TE, TI, Pulswinkel (Flip Angle)
- Typische Parameter der FSE-Sequenzen: Echo Spacing, Echozuglänge, Flusskompensation, Relaxation
- Kontrastmittel

In der Magnetresonanz hängt der Bildkontrast von den Relaxationszeiten T1 und T2 der verschiedenen Gewebe ab.
Es gibt zahlreiche Techniken der Bildaufnahme (Pulssequenzen), um Gewebe auf Grundlage ihrer Relaxationszeiten zu unterscheiden. Eine Kurzbeschreibung der Sequenzen und der Kontrastverhältnisse, die diese jeweils erzeugen können, finden Sie in Kapitel „Sequenzen und Untersuchungsprotokolle" des vorliegenden Dokuments.

Sequenzparameter vs. Bildqualität und Aufnahmedauer

Wiederholungszeit (TR)

Die Wiederholungszeit (oder Repetitionszeit) TR ist definiert als die Zeitspanne, die zwischen zwei aufeinander folgenden Pulssequenzen liegt.
Eine Pulssequenz ist ein Zug von HF-Pulsen und Gradientpulsen, die zu folgenden Zwecken eingesetzt werden:

☛ zur Anregung des MR-Signals aus der Probe, die dem Magnetfeld ausgesetzt ist

☛ zur Kodierung dieses Signals mit Informationen zur räumlichen Verteilung.

Die TR beeinflusst den Bildkontrast: Der in T1 gewichtete Kontrast hängt vorrangig von dem TR-Wert ab.
Die TR besitzt einen Mindestwert, der von der verwendeten Pulssequenz, der Echozeit TE und der Anzahl der ausgewählten Schichten abhängt.

Auswirkungen bei Variation der TR-Werte

Erhöhung	Verringerung
Verstärkung des T2-Kontrasts mit langen TE-Werten. Gestattet es, einen „Protonendichte“-gewichteten Kontrast mit kurzen TE-Werten zu erzielen.	Verstärkt den T1-Kontrast bei kurzen TE-Werten.
Gestattet eine Erhöhung der Schichtanzahl.	Kann eine Verringerung der Schichtanzahl erfordern.
Erhöht die Dauer der Sequenz, gemäß der im Folgenden dargestellten Gleichung: Messdauer = (Anz. d. Phasenkodierungen) x (Anz. d. Messungen) x TR.	Reduziert die Sequenzdauer.
Erhöht die Signalintensität aller Gewebe aufgrund der Relaxationszeit T1.	Reduziert die Signalintensität aller Gewebe: Die Zeit zur Wiederherstellung der Längsmagnetisierung ist nicht ausreichend.

Die Echozeit TE

Die Echozeit, TE, ist als die Zeitspanne definiert, die zwischen dem Mittelpunkt eines HF-Anregungspulses und dem Mittelpunkt des generierten Echos liegt (Spin Echo und Gradient Echo).
Die TE beeinflusst den Bildkontrast: Der in T2 gewichtete Kontrast hängt vorrangig von dem TE-Wert ab.

Die TE besitzt einen Mindestwert, der von der angewendeten Pulssequenz abhängt und einen Höchstwert, der sowohl von dieser Pulssequenz als auch von dem systemspezifischen zulässigen Mindestwert für das Signal-zu-Rausch-Verhältnis abhängt.

Auswirkungen bei Variation der TE-Werte

Erhöhung	Verringerung
Erhöht den T2-gewichteten Kontrast bei langen TR-Zeiten.	Erhöht den T1-Kontrast bei kurzen TR-Werten. Gestattet es einen „Protonendichte“-gewichteten Kontrast mit langen TR-Zeiten zu erzielen.
Reduziert die Signalintensität sämtlicher Gewebe aufgrund der Relaxationszeit T2.	Erhöht die Signalintensität in Übereinstimmung mit dem T2-Wert der einzelnen Gewebe.
Kann die Dauer der Sequenz erhöhen, denn eine Erhöhung der TE kann eine Erhöhung der TR-Zeit erfordern.	

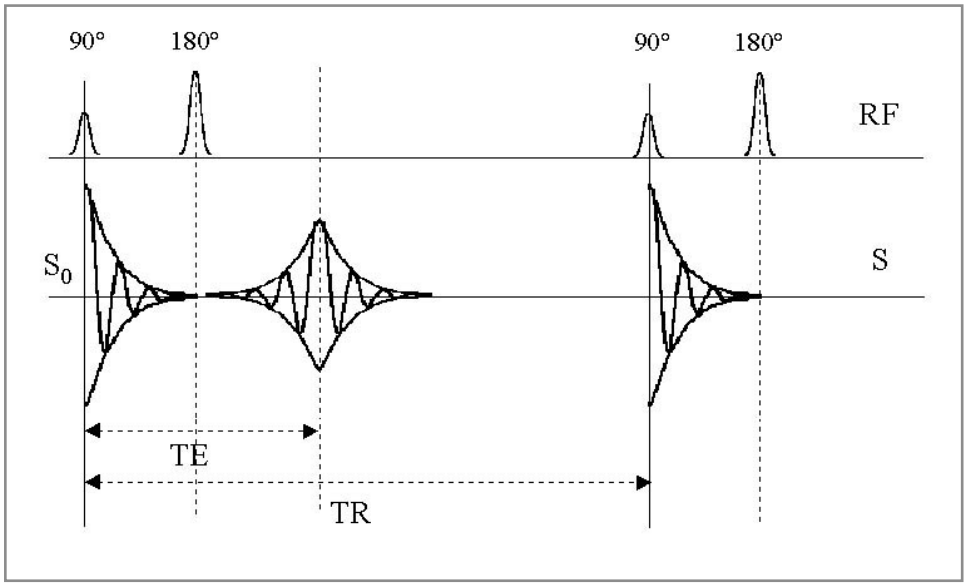

Abb. 1.2 - Die Spin-Echo-Sequenz

Inversionszeit TI

Die Inversionszeit, TI, ist definiert als die Zeitspanne zwischen der Inversion mit einem 180°-HF-Impuls - nach dem die Nettomagnetisierung in umgekehrter Richtung zum statischen Magnetfeld verläuft- und der Anregung durch den darauf folgenden 90°-Impuls, der dazu notwendig ist, um in den Sequenzen „Inversion Recovery" ein MR-Signal zu erhalten.

Die TI beeinflusst den Bildkontrast: Der Umfang der während TI erfolgenden Erholung der Längsmagnetisierung hängt von T1 ab. Wenn der 90°-Anregungsimpuls genau auf den Zeitpunkt gelegt wird, in dem die Relaxationskurve einer bestimmten T1 den Nullpunkt durchläuft, wird das Signal des betreffenden Gewebes unterdrückt.

Eine kurze TI bewirkt die Fettunterdrückung; eine lange TI erhöht den in T1 gewichteten Bildkontrast.

Auswirkungen bei Variation von TI

Erhöhung	Verringerung
Reduziert die Signalintensität aller Gewebe aufgrund der Relaxationszeit T1 der Längsmagnetisierung.	Erhöht die Signalintensität, und zwar aufgrund der umfangreichen Netto-Längsmagnetisierung, die zum Zeitpunkt vorliegt, in welchem der 90°-Anregungsimpuls appliziert wird.

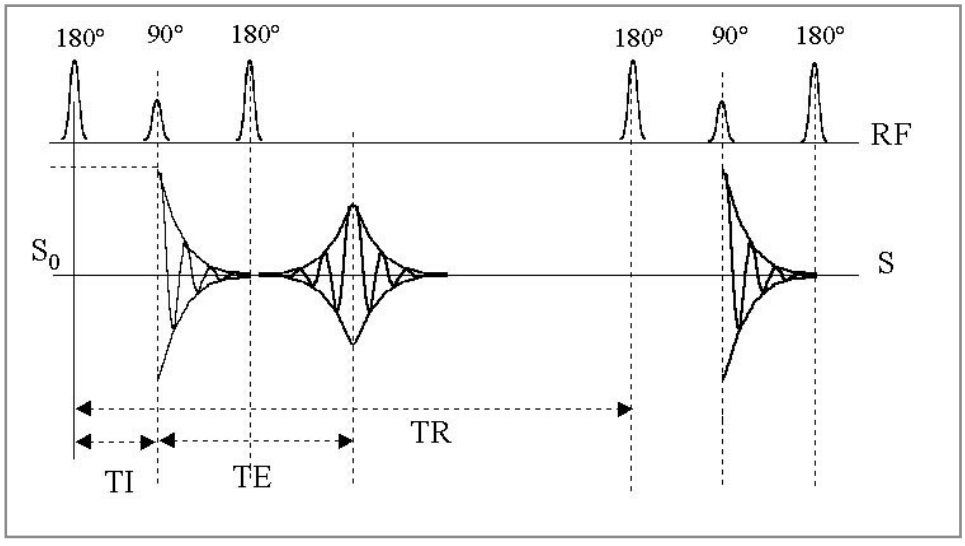

Abb. 1.3 - Die Sequenz Inversion Recovery

Der Flip Angle FA

Der so genannte Flip- oder auch Pulswinkel, FA, ist der - durch den HF-Anregungsimpuls bewirkte - Winkel, um den die Netto-Längsmagnetisierung in Bezug auf das statische Magnetfeld abgelenkt wird.

Der FA beeinflusst den Bildkontrast in den Gradient Echo-Sequenzen, wie im Folgenden beschrieben:

☛ FA-Werte ≥ 75° bei TE-Werten ≤ 14 ms liefern Pseudo-T1-Kontraste

☛ FA-Werte ≤ 45° bei TE-Werten ≥ 18 ms liefern Pseudo-T2-Kontraste.

Die Gradient Echo Sequenzen sind schnelle Sequenzen mit kurzen TR-Werten.
Wird eine kurze TR und FA = 90° angewendet, kann sich nur ein geringfügiger Anteil der Längsmagnetisierung zwischen einem Anregungsimpuls und dem nächsten erholen; daher kann nur ein geringfügiger Anteil der Netto-Magnetisierung auf die transversale Ebene übertragen werden. Das Ergebnis ist eine Abnahme der Signalintensität.
Durch Verwendung einer kurzen Wiederholungszeit TR und Flipwinkeln FA unter 90° erhöht sich der Anteil der rephasierten Längsmagnetisierung zwischen einem Anregungsimpuls und dem nächsten, wobei die Signalintensität steigt.

Denn die Signalintensität hängt von den FA- und TR-Werten ab: Bei gleich bleibender TR maximiert ein bestimmter Pulswinkel FA die Signalintensität.

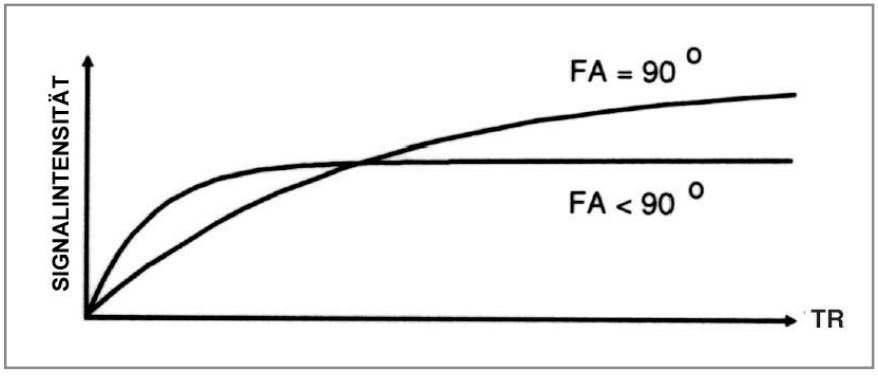

Abb. 1.4 - Signalintensität in Funktion des TR-Wertes bei Variation des FA-Wertes

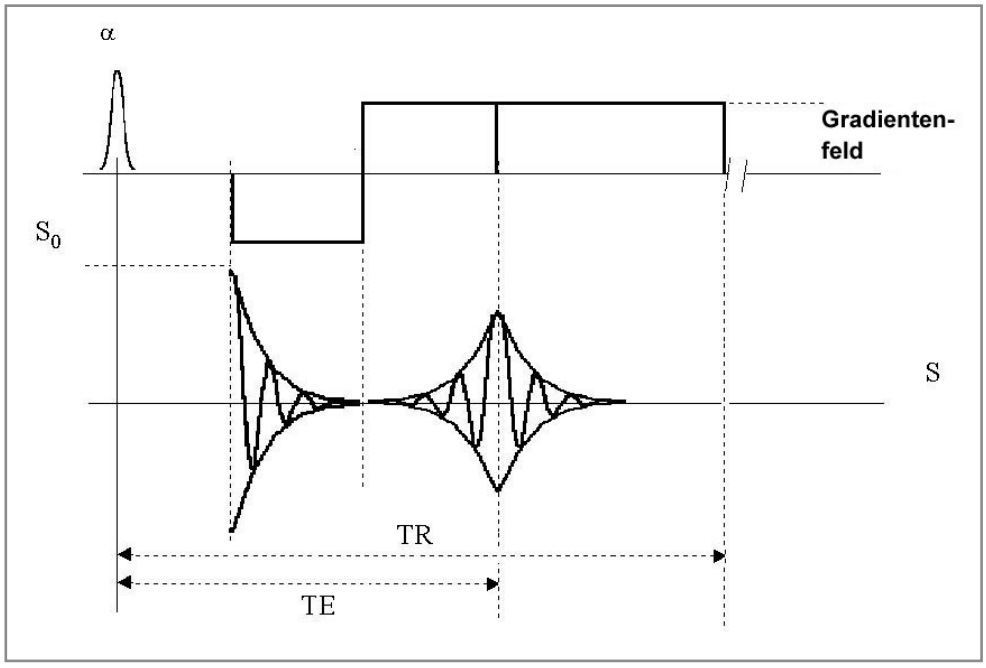

Abb. 1.5 - Die Gradient Echo Sequenz

Schichtdicke

Die Schichtdicke ist die räumliche Tiefe aller Schichten, in welche die anatomische Untersuchungsregion zerlegt wird.

Die Dimensionierung der Voxel steht in Funktion der Schichtdicke:

Voxel-Dimensionierung = (Pixel-Abmessungen) x (Schichtdicke)

Unter normalen MR-Untersuchungsbedingungen ist die Schichtdicke größer als die anderen beiden Dimensionen des Voxels und stammt das gemessene Signal aus unterschiedlichen Geweben („Teilvolumeneffekt").

Auswirkungen bei Variation der Schichtdicke

Erhöhung	Verringerung
Erhöht die Signalintensität pro Pixel aufgrund der Erhöhung der Voxelgröße.	Reduziert die Signalintensität pro Pixel aufgrund der reduzierten Voxelgröße.
Erhöht das bei einer Einzelmessung erfasste Datenvolumen.	Reduziert das bei einer Einzelmessung erfasste Datenvolumen.
Erhöht den „Teilvolumeneffekt", besonders an schrägen Schnittflächen zwischen unterschiedlichen Geweben.	Reduziert den „Teilvolumeneffekt".
Reduziert die Ortsauflösung aufgrund der erhöhten Voxelgröße.	Erhöht die Ortsauflösung aufgrund der reduzierten Voxelgröße.

Die Schichtanzahl

Das von unterschiedlichen Schichten derselben Körperregion stammende MR-Signal kann mit der Mehrschichten-Akquisitionstechnik gemessen werden.

Die zulässige Höchstanzahl von Schichten hängt vom jeweiligen Wert der Wiederholungszeit TR ab und wird darüber hinaus durch den Mindestwert der TR bestimmt, der in der verwendeten Sequenzart gilt.
Um die Anzahl der Schichten über den zulässigen Höchstwert der gewählten TR hinaus zu erhöhen, ist es notwendig, zuerst die TR und erst dann die Schichtanzahl zu erhöhen.
Durch höhere TR-Werte erhöht sich auch die Dauer der Sequenz entsprechend.

Der Schichtabstand (Gap)

Der Schichtabstand (Gap) ist der Abstand zwischen zwei benachbarten Schichten.
Benachbarte Schichten können aneinander grenzen oder durch einen kleinen Zwischenraum, „Gap" genannt, getrennt sein.

Beträgt dieser Abstand weniger als 10 % der Schichtdicke, so treten Interferenzen zwischen den Signalen benachbarter Schichten auf („crosstalk") und reduzieren die Signalintensität pro Schicht.

Auswirkungen bei Variation des Schichtabstands (Gap)

Erhöhung	Verringerung
Erhöht das bei einer Einzelmessung erfasste Datenvolumen.	Reduziert das bei einer Einzelmessung erfasste Datenvolumen.
Reduziert den „Übersprech-Effekt" (cross talk), der durch Interferenzen zwischen benachbarten Schichten entsteht und erhöht folglich die Signalintensität pro Schicht.	Steigert den „Übersprech-Effekt" (cross talk), der durch Interferenzen zwischen benachbarten Schichten entsteht und reduziert folglich die Signalintensität pro Schicht.
Erhöht das Risiko einer Nichterfassung kleiner pathologischer Strukturen, die zwischen den Schichten lokalisiert sind.	Reduziert das Risiko einer Nichterfassung kleiner pathologischer Strukturen, die zwischen den Schichten lokalisiert sind.

Die Anzahl der Akquisitionen

Die Anzahl der Akquisitionen gibt an, wie oft das gleiche Voxel während einer Sequenz einem Anregungsimpuls ausgesetzt wird.

Bei mehrfacher Anregung eines Voxels kann der Mittelwert der Messungen errechnet werden. Dabei wird ein höheres Signal-zu-Rausch-Verhältnis erzielt, als wenn dasselbe Voxel einem einzelnen Anregungsimpuls ausgesetzt wird.
Der Vergrößerungsfaktor ist gleich der Quadratwurzel der Anzahl der Aufnahmen, da sich das Bildrauschen der einzelnen Signale inkohärent summiert.

Auswirkungen bei Variation der Anzahl der Akquisitionen

Erhöhung	Verringerung
Erhöht das Signal-zu-Rausch-Verhältnis sämtlicher Gewebe.	Reduziert das Signal-zu-Rausch-Verhältnis sämtlicher Gewebe.

Erhöhung	Verringerung
Durch die Mittelung des Signals treten sowohl Fluss- als auch Bewegungsartefakte in geringerem Maße auf.	Sowohl Fluss- als auch Bewegungsartefakte treten vermehrt auf.
Erhöht die Dauer der Sequenz, gemäß der im Folgenden dargestellten Gleichung: Messdauer = (Anz. d. Phasenkodierungen) x (Anz. d. Messungen) x TR	Reduziert die Sequenzdauer.

Messfeld

Der für die Akquisition gewählte Bildausschnitt (FOV) bestimmt das Messfeld, aus dem das System seine Informationen bezieht: Es kann sich dabei um ein quadratisch oder rechteckig geformtes Messfeld handeln, wobei die Abmessungen mit den Werten „FOVr" und „FOVe" angegeben werden.

FOV = (FOVr) x (FOVe)

Der FOVr-Wert bestimmt, in welcher Richtung das System zur Ortskodierung abtastet (Frequenz).
Der FOVe-Wert bestimmt die Richtung, in welcher das System zur Phasenkodierung abtastet.
Die Anzahl der Abtastungen in der Richtung der Ortskodierung (Frequenz) und die Anzahl der Kodierschritte in Richtung der Phasenkodierung bestimmen die Dimension der Rohdatenmatrix.

Das Messfeld FOV besitzt einen Mindestwert, der vom Höchstwert der Intensität der Gradienten abhängt.

Auswirkungen bei Variation der Abmessungen von quadratischen Messfeldern (FOV)

Erhöhung	Verringerung
Bei unveränderter Matrixgröße erhöht sich die Signalintensität pro Pixel, wenn die Voxelabmessungen erhöht werden.	Bei unveränderter Matrixgröße reduziert sich die Signalintensität pro Pixel, wenn kleinere Voxelabmessungen gewählt werden.
Erhöht das bei einer Einzelmessung erfasste Datenvolumen.	Reduziert das bei einer Einzelmessung erfasste Datenvolumen.

Erhöhung	Verringerung
	Bei gleich bleibender Matrixgröße können Überfaltungsartefakte (Wrap around) vermehrt auftreten.
Bei gleich bleibender Matrixgröße sinkt die Ortsauflösung aufgrund größerer Voxelabmessungen.	Bei gleich bleibender Matrixgröße steigert sich die Ortsauflösung aufgrund kleinerer Voxelabmessungen.
	Reduziert „Ringing“-Artefakte.

Auswirkungen bei Variation rechteckiger Messfelder (FOV)

Ein rechteckiges FOV kommt ausschließlich dann zustande, wenn der Anwender den FOVe-Wert niedriger wählt als den FOVr-Wert (die umgekehrte Lösung ist nicht mit der Software kompatibel).
Die effektive Anzahl der Phasenkodierungen hängt von den Werten ab, die für FOVe, FOVr und Phasenkodierung gewählt wurden, wie nachfolgend angegeben:

Effektive Anz. Phasenkodierungen =

(Anz. Phasenkodierungen) x (FOVe /Fovr)

Die Ortsauflösung, die mit einem rechteckigen Messfeld erzielt wird, ist die gleiche, die mit einem quadratischen FOV erzielt würde, das durch den größeren der beiden Werte (FOVr) und FOVe des rechteckigen Messfeldes gegeben ist.

Kleinere FOVe-Werte
Verkürzen die Sequenzdauer aufgrund der verringerten effektiven Anzahl von Phasencodierungen: Messdauer = (effektive Anz. d. Phasenkodierungen) x (Anz. d. Messungen) x TR.
Senkt das Signal-zu-Rausch-Verhältnis aufgrund der reduzierten Abmessungen des FOV.

Größere FOVr-Werte
Verkürzen die Sequenzdauer aufgrund der verringerten effektiven Anzahl von Phasencodierungen: Messdauer = (effektive Anz. d. Phasenkodierungen) x (Anz. d. Messungen) x TR.
Steigert das Signal-zu-Rausch-Verhältnis aufgrund der größeren Abmessungen des FOV.

Anzahl der Serien

Die Anzahl der Serien gibt an, wie oft die Sequenz während einer TR automatisch erfasst wird.
Dieser Parameter kann für alle Fast Spin Echo-Sequenzen (FSE) und alle „Steady-State"-Sequenzen direkt vom Benutzer eingestellt werden.
Der Parameter „Serie" verhält sich unterschiedlich, je nachdem auf welchen Sequenztyp er angewandt wird:

Familie der Fast Spin Echo-Sequenzen (FSE)

Für diesen Sequenztyp können derzeit maximal zwei Serien eingestellt werden.

Bei zwei beiden Erfassungen werden zwei verschiedene K-Räume generiert, die sich ergänzen und mittels der Echozeit TE in ihrem jeweiligen Zentrum das vom Anwender ausgewählte Echo hinterlassen; aus der anschließenden korrekten Zusammenfügung der beiden K-Räume ergibt sich das Bild mit dem gewünschten Kontrast.

Auswirkungen der Veränderung der Serienanzahl auf die FSE-Sequenz

Aktiv	Nicht aktiv
Erhöht die Anzahl der Male, in denen die Sequenz automatisch erfasst wird.	Verringert die Anzahl der Male, in denen die Sequenz automatisch erfasst wird.
Verringert die Anzahl der Unschärfeartefakte, indem n K-Räume ergänzend zueinander gefüllt werden.	Erhöht die Anzahl der Unschärfeartefakte.
Erhöht die Sequenzdauer gemäß der im Folgenden dargestellten Gleichung: Messdauer = (Anz. d. Phasenkodierungen) x (Anz. d. Serien) x TR/ETL	Reduziert die Sequenzdauer.

Familie der „Steady-State"-Sequenzen

Für diesen Frequenztyp ist keine Einschränkung der maximalen Anzahl an einstellbaren Serien vorgesehen.

Bei *n* Messungen, denen jeweils eine angemessene Änderung der Impulsphase vorangeht, werden *n* unterschiedliche K-Räume und somit *n* Bilder generiert; am Ende der gesamten Sequenz werden die *n* Bilder zusammengefügt, wodurch sich ein Bild ergibt, in dem das „Banding"-Artefakt minimiert bzw. verschwunden ist.

Auswirkungen der Veränderung der Serienanzahl auf die „Steady-State"-Sequenz

Aktiv	Nicht aktiv
Erhöht die Anzahl der Male, in denen die Sequenz automatisch erfasst wird.	Verringert die Anzahl der Male, in denen die Sequenz automatisch erfasst wird.
Verringern die Anzahl der „Banding"-Artefakte.	Erhöhen die Anzahl der „Banding"-Artefakte.
Erhöht die Sequenzdauer gemäß der im Folgenden dargestellten Gleichung: Messdauer = (Anz. d. Phasenkodierungen) x (Anz. d. Serien) x TR	Reduziert die Sequenzdauer.

Matrix

Es gibt zwei verschiedenen Matrixformen:

☛ die Rohdatenmatrix

☛ die Fourier-Matrix, welche sich aus der Rohdatenmatrix ableitet und dank der Fourier-Transformation zur Anzeigematrix umgeformt wird. Die Pixel der Anzeigematrix des Systems sind immer quadratisch und können folgende Abmessungen aufweisen:

Pixelgröße (1) = FOV / (128 x 128)

Pixelgröße (2) = FOV / (256 x 256)

Pixelgröße (3) = FOV / (512 x 512)

Der Anwender kann die Dimensionierung der Rohdatenmatrix durch die Anzahl der Abtastungen in Richtung der Ortskodierung (Frequenz) und die Anzahl der Kodierschritte in Richtung der Phasenkodierung beeinflussen, um die gewünschte Ortsauflösung zu erhalten.

Auswirkungen bei Variation der Matrix-Dimensionierung

Erhöhung	Verringerung
Bei gleich bleibenden FOV-Abmessungen steigert sich die Ortsauflösung aufgrund kleinerer Voxelabmessungen.	Bei gleich bleibenden FOV-Abmessungen sinkt die Ortsauflösung aufgrund der erhöhten Voxelgröße.
	„Ringing"-Artefakte können vermehrt auftreten.
Bei gleich bleibenden FOV-Abmessungen sinkt die Signalintensität pro Pixel aufgrund der reduzierten Voxelgröße.	Bei gleich bleibenden FOV-Abmessungen steigert sich die Signalintensität pro Pixel aufgrund der erhöhten Voxelgröße.
Erhöht die Sequenzdauer aufgrund der erhöhten effektiven Anzahl der Phasenkodierschritte: Messdauer = (effektive Anz. d. Phasenkodierungen) x (Anz. d. Messungen) x TR.	Reduziert die Sequenzdauer aufgrund der geringeren effektiven Anzahl der Phasenkodierschritte.

Die SpeedUp-Technik

SpeedUp ist eine Bildgebungstechnik, welche die Scangeschwindigkeit erhöht und so die Erfassungszeit reduziert. Die Technik nutzt den gestreuten Charakter der MR-Bilder für ein Downsampling des k-Raums, wodurch inkohärente Artefakte (ähnlich dem Bildrauschen) generiert werden. Durch Verringerung der erfassten Zeilen des k-Raums wird die Erfassungszeit reduziert und das endgültige Bild wird durch eine geeignete nicht-lineare Rekonstruktionsmethode generiert.
Die SpeedUp-Technik kann direkt vom Benutzer und ausschließlich bei den folgenden 2D-Sequenzen und 3D-Sequenzen aktiviert bzw. deaktiviert werden:

2-D-Sequenzen, für die die SpeedUp-Technik verfügbar ist (unter der Lizenz "SpeedUp 2-D-Erfassung")

- ☛ Spinecho T1 (SET1)
- ☛ Spinecho 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

3-D-Sequenzen, für die die SpeedUp-Technik verfügbar ist (unter der Lizenz "SpeedUp 3-D-Erfassung")

- ☛ 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)

3-D-Sequenzen, für die die SpeedUp-Technik niemals verfügbar ist, auch wenn die Lizenz "SpeedUp 3-D-Erfassung" aktiviert ist

Die SpeedUp-Technik ist für Benutzer der folgenden Sequenzen deaktiviert, auch wenn die entsprechende Lizenz "SpeedUp 3-D-Erfassung" vorhanden ist, da die beiden Techniken (SpeedUp und Half Fourier) nicht miteinander kompatibel sind, weshalb nur eine davon bei ein und derselben Sequenz angewendet werden kann.

☛ 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)

3-D-Sequenzen, für die die SpeedUp-Technik nicht verwendet werden kann, auch wenn die entsprechende Lizenz aktiviert ist

Die SpeedUp-Technik ist für Benutzer der folgenden Sequenzen deaktiviert, falls bereits die Erfassungstechnik Partial Fourier aktiviert wurde. Diese ist mit der SpeedUp-Technik nicht kompatibel, weshalb nur eine davon bei ein und derselben Sequenz angewendet werden kann.

☛ 3D Hyce (se abilitata la tecnica Partial Fourier).

Je höher der angewandte SpeedUp-Faktor ist, umso mehr führt der Rekonstruktionsalgorithmus zu einer Qualitätsverschlechterung des endgültigen Bildes. Diese Verschlechterung besteht in erster Linie in einer unschärferen Darstellung der anatomischen Strukturen, insbesondere solcher mit geringem Kontrast, was zu einem allgemeinen „Blurring" (Unschärfe)-Effekt des Bildes führt. Bei hohen SpeedUp-Werten kann das endgültige Bild außerdem durch Artefakte beeinträchtigt werden, die den durch das Abschneiden von Daten erzeugten Artefakten (Ringing) gleichen. Diese Probleme treten verstärkt auf Bildern mit T1-gewichtetem Kontrast, „Protonendichte"-gewichtetem Kontrast oder XBONE-Sequenzen und in geringerem Maß auf kontrastreichen Bildern, wie T2-gewichteten Bildern oder Bildern mit Fettunterdrückung, z. B. STIR, auf.
Zur Gewährleistung der optimalen Funktion des Rekonstruktionsalgorithmus und somit der Verringerung von „Blurring"- und „Ringing"-Artefakten auf dem endgültigen Bild empfiehlt es sich, in Übereinstimmung mit den anderen Parametern der Sequenz hohe Matrixgrößen und kleine FOVs zu verwenden und den Oversampling-Faktor zu erhöhen.

Auswirkungen bei Variation des Beschleunigungsfaktors (Speed-up)

Erhöhung	Verringerung
Verringert die Scandauer um eine Größenordnung von SpeedUp-Faktor/100	Erhöht allmählich die Scandauer, bis die Scandauer ohne SpeedUp-Technik erreicht wird
Führt zu „Blurring"-Artefakten und zunehmend zu „Ringing"-Artefakten	/

Elliptische Befüllung des K-Raums

Die Aktivierung des Parameters "Elliptische Befüllung des K-Raums" aktiviert eine Fülltechnik des K-Raums, mit der ausschließlich die Codierung in der 2-D-/3-D-Ebene erfasst wird, die zu der Ellipse gehört, die im Rechteck des Standard-K-Raums angegeben ist.
Die elliptische Befüllung berücksichtigt die Symmetrie des Standard-K-Raums.
Die Form der Ellipse hängt von den vom Benutzer ausgewählten Parametern "NumFasi" und "Fasi 3D" ab, die die Größe der Ellipse hinsichtlich der 2-D- und 3-D-Richtungen der Ebene festlegen.
Die elliptische Fülltechnik des K-Raums kann bei allen 3-D-Sequenzen direkt vom Benutzer aktiviert und deaktiviert werden, ausgenommen die Sequenzen, bei denen bereits die Erfassung mittels der Technik "Half Fourier" oder "Partial Fourier" aktiviert wurde.

Auswirkungen der Technik des elliptischen K-Raums

Wert	Auswirkung
Deaktiviert	Die elliptische Fülltechnik des K-Raums ist nicht aktiviert. Die Dauer der Sequenz und die restlichen Parameter werden nicht geändert.
Aktiviert	Die elliptische Fülltechnik des K-Raums ist aktiviert. Wenn die restlichen Parameter gleich bleiben, ermöglicht dies eine Verkürzung der Scan-Zeit, hat jedoch den Nachteil eines geringeren Auflösungsverlustes des Raums – geringer im Vergleich zu jenem, der bei gleicher Scan-Zeit durch eine Reduktion der Erfassungsmatrix erzielt werden würde.

Korrektur von Bewegungsartefakten

Die Korrektur-Technik von Bewegungsartefakten gestattet es, die Bewegungsartefakte durch zufällige Bewegungen des Patienten zu reduzieren, die kleine unwillkürliche Bewegungen - die durch Kontraktion einer oder mehrerer Nerven- und/oder Muskelstrukturen verursacht werden - und kleine willkürliche Bewegungen innerhalb der Untersuchungsregion aufgrund von Unbehagen oder leichten momentanen Parästhesien zählen (siehe Absatz "Bewegungsartefakte durch zufällige Bewegungen" in vorliegendem Kapitel).

Die oben genannte Technik führt die Verarbeitung der Nacherfassungsdaten, um die typischen Blurring und Ghosting-Auswirkungen von dem zufälligen Bewegungsartefakt auszugleichen.
Diese kann bei sämtlichen 2D-Sequenzen - mit Ausnahme derjenigen, die die Half-Echo und Half-Fourier-Techniken beinhalten und bei den Aufnahmen im Streaming-Verfahren angewendet werden - aber ist mit der oben erwähnten SpeedUp-Technik nicht kompatibel.

Auswirkungen bei der Korrektur-Technik von Bewegungsartefakten

Wert	Auswirkung
Deaktiviert	Die Korrektur-Technik von Bewegungsartefakten ist nicht aktiviert. Keine Auswirkung auf den Bildern.
Aktiviert	Die Korrektur-Technik von Bewegungsartefakten ist aktiviert: das eventuelle Auftreten von Artefakten, die durch kleine Bewegungen des Patienten verursacht ist, wird reduziert. Die Bildrekonstruktionszeit erhöht. Die SpeedUp-Technik kann nicht verwendet werden.

Charakteristische Parameter der Fast Spin Echo-Sequenzen vs Bildqualität

Der Echoabstand (Echo Spacing)

Der Abstand zwischen zwei Echos - Echo Spacing – bezeichnet die Zeitspanne, die zwischen zwei aufeinander folgenden Echos der FSE-Sequenz (Fast Spin Echo) verstreicht.
Entscheidend ist hierbei die spezifische Konstruktion der FSE-Sequenz, deren Kontrast davon abhängt, welches erfasste Echo im Zentrum der zu rekonstruierenden Rohdatenmatrix positioniert wird. Vor diesem Hintergrund bestimmt der Echoabstand ESP (Echo Spacing) die möglichen Echozeiten TE als ein Vielfaches der ESP-Werte:
TE = n x ESP, wobei für n eine Zahl zwischen 1 und ETL in Frage kommt
Entspricht die Erhöhung des ESP-Werts der Erhöhung des ETL (Echozuglänge), so verlängert sich die Zeitdauer, die zur Erfassung einer einzelnen Schicht erforderlich ist.
Der Echoabstand ESP ist ein Parameter, der in Abhängigkeit der gewünschten FSE-Sequenz (FSE, FSE STIR, FSE FLAIR, FSE PD T2) variiert.

Auswirkungen bei Variation des ESP-Wertes

Erhöhung	Verringerung
Kann eine Verringerung der Schichtanzahl erfordern	Gestattet eine Erhöhung der Schichtanzahl
Vergrößert den Abstand zwischen möglichen TE-Werten	Reduziert den Abstand zwischen möglichen TE-Werten

Die Echozuglänge (Echo Train Length)

Die Echozuglänge - Echo Train Length - ist die effektive Anzahl der Echos, die im Rahmen einer Fast Spin Echo-Sequenz erfasst werden. Dank der besonderen Struktur der FSE-Sequenz, bei der jedes erfasste Echo einer unterschiedlichen Phasenkodierung entspricht, kann die Erfassung in dem Maße beschleunigt werden, wie die Echozuglänge ETL (Echo Train Length) erhöht wird.
Entscheidend ist hierbei die spezifische Konstruktion der FSE-Sequenz, deren Kontrast davon abhängt, welches erfasste Echo im Zentrum der zu rekonstruierenden Rohdatenmatrix positioniert wird. Vor diesem Hintergrund bestimmt die Echozuglänge ETL, wie viele TE-Werte als ein Vielfaches der ESP-Werte wählbar sind:
TE = n x ESP, wobei für n eine Zahl zwischen 1 und ETL in Frage kommt
Entspricht die Erhöhung des ETL-Werts der Erhöhung des ESP-Werts, so verlängert sich die Zeitdauer, die zur Erfassung einer einzelnen Schicht erforderlich ist.
Die Echozuglänge ETL ist ein Parameter, der je nach dem vom Anwender gewählten ESP-Wert und der gewünschten FSE-Sequenz (FSE, FSE STIR, FSE FLAIR, FSE PD, T2) von 2 bis 12 variieren kann.

Auswirkungen bei Variation der ETL-Werte

Erhöhung	Verringerung
Es erhöht sich die Anzahl der TE-Werte, die ausgewählt werden können.	Die Anzahl der TE-Werte, die ausgewählt werden können, reduziert sich.
Kann eine Verringerung der Schichtanzahl erfordern.	Gestattet eine Erhöhung der Schichtanzahl
Reduziert die Dauer der Sequenz, gemäß der im Folgenden dargestellten Gleichung: Messdauer = (Anz. d. Phasenkodierungen) x (Anz. d. Messungen) x TR/ETL	Erhöht die Sequenzdauer.

Die Flusskompensation

Die Technik der Flusskompensation gestattet es, Flussartefakte unter besonderen Bedingungen zu reduzieren. Im Rahmen dieser Technik wird die Sequenz Änderungen unterzogen, die eine Herabsetzung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses verursachen können, wie durch den Qualitätsfaktor der Messung angegeben.
Ausschließlich bei folgenden FSE-Sequenzen kann die Funktion der Flusskompensation direkt vom Anwender aktiviert bzw. deaktiviert werden:

☛ FSE (nur wenn ESP=30)

☛ FSE STIR (nur wenn ESP=30)

Auswirkungen der Funktion „Flusskompensation"

Wert	Auswirkung
Bei Deaktivierung der Funktion.	Mögliche Präsenz von Flussartefakten.
Beim Auslesegradienten.	Reduziert Flussartefakte, wenn es sich vorrangig um den Fluss während der Akquisition in Richtung der Ortskodierung handelt.
Beim Auswahlgradienten.	Reduziert Flussartefakte, wenn es sich vorrangig um den Fluss durch die Ebene der Akquisition handelt.

Die Relaxation

Durch die Aktivierung der Funktion „Relaxation" wird der Einsatz einer Akquisitionstechnik möglich, die es gestattet, am Ende der TR der Sequenz einen HF-Impuls zu 90° zuzuschalten. Dieser Impuls verwandelt die restliche Quermagnetisierung in Längsmagnetisierung und beschleunigt somit die Relaxation des Signals. Auf diese Weise können auch Gewebe mit einer hohen T1 (z.B. der cerebrospinale Liquor) unter Einsatz von relativ kurz bemessenen Wiederholungszeiten (TR) hyperintensiv abgebildet werden.
Durch die Aktivierung der Funktion „Relaxation" verlängert sich die Zeitdauer, die zur Erfassung einer einzelnen Schicht erforderlich ist.
Ausschließlich bei folgenden FSE-Sequenzen kann die Funktion „Relaxation" direkt vom Anwender aktiviert bzw. deaktiviert werden:

- ☛ FSE
- ☛ FSE STIR
- ☛ FSE PD-T2

Auswirkungen der Funktion Relaxation

Wert	Auswirkung
Bei Deaktivierung der Funktion	„Herkömmlicher" Kontrast, bedingt durch TR und TE
Bei Aktivierung der Funktion	Ausgesprochen hyperintensives Signal aus Geweben mit langer T1 (Flüssigkeiten); kann im Verhältnis zur „Deaktivierung der Funktion" eine Verringerung der Schichtanzahl erfordern.

Erweiterungsfaktor der Abtastrate

Die Technik zur Erhöhung der Abtastrate ermöglicht die Reduzierung von auf lokale Inhomogenitäten des Magnetfeldes zurückzuführenden Artefakten, die bei Patienten mit für den sicheren oder bedingt sicheren Gebrauch in MR-Umgebungen konzipierten Prothesen oder Clips, Metallteilen oder -rückständen in den zu untersuchenden Bereichen, auftreten können.

Vorsicht

Beachten Sie Kapitel 3 - Abschnitt „Pre-screening der Patienten“ - des Benutzerhandbuchs, um sich über die möglichen Risiken bei der Untersuchung von Patienten mit chirurgischen Klammern oder anderen metallischen Fremdkörpern im Schädelbereich, im Augeninnern oder in den Gefäßen sowie von Patienten mit metallischen Gegenständen im Körper zu informieren.

Im Rahmen dieser Technik wird die Sequenz einer Änderung unterzogen, die eine Herabsetzung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses verursacht, wie durch den Qualitätsfaktor der Messung angegeben.

Der auswählbare Wert liegt zwischen 1 und 10, die maximale Einstellung dieses Parameters kann durch die Auswahl der anderen MRT-Parameter begrenzt werden; wird die Meldung „Fehler bei der Kontrolle der Gradientengrenzwerte“ angezeigt, kann der Wert nicht weiter erhöht werden.

Bei allen FSE-Sequenzen kann die Technik zur Erhöhung der Abtastrate direkt vom Anwender aktiviert bzw. deaktiviert werden:

Auswirkungen des Erweiterungsfaktors der Abtastrate

Wert	Auswirkung
1	Die Abtastrate wird nicht erhöht.
Von 1,1 bis 10 in Schritten zu 0,1.	Die Erhöhung des Werts geht mit einer Verringerung der Artefakte durch lokale Inhomogenitäten des Magnetfelds auf den Bildern und einer Herabsetzung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses einher.

X-MAR Technik

Die X-MAR Technik ermöglicht die Reduzierung von auf lokale Inhomogenitäten des Magnetfeldes zurückzuführenden Artefakten, die bei Patienten mit für den sicheren oder bedingt sicheren Gebrauch in MR-Umgebungen konzipierten Prothesen oder Clips, Metallteilen und/oder -rückständen in den zu untersuchenden Körperbereichen, auftreten können.

Hinweis

Beachten Sie Kapitel 3 - Abschnitt „Pre-screening der Patienten“ - des Benutzerhandbuchs, um sich über die möglichen Risiken bei der Untersuchung von Patienten mit chirurgischen Klammern oder anderen metallischen Fremdkörpern im Schädelbereich, im Augeninnern oder in den Gefäßen sowie von Patienten mit metallischen Gegenständen im Körper zu informieren.

Die X-MAR Technik reduziert die Bildverzerrung auf einer Ebene mit Verwischungseffekt in Richtung in Frequenzkodierung zusätzlich zum Verwischungseffekt in Richtung der typischen Phasenkodierung der FSE Bilder.

Die X-MAR Technik wird nur gemeinsam mit der FSE Sequenz mit Echoabständen gleich 12 verwendet; der Nebeneffekt des eingefügten Verwischens wird in der Tat durch Wahl kurzer Echoabstände gedämpft (in den Sequenzen Fast Spin Echo ist der Verwischungseffekt umso geringer, je kürzer die Echoabstände sind).

Auswirkungen der X-MAR Aktivierung

Wert	Auswirkung
Nein	X-MAR Technik nicht aktiviert
Ja	Die Verwendung der X-MAR Technik stimmt mit geringerem Auftreten von auf lokale Inhomogenitäten des Magnetfeldes zurückzuführenden Artefakten und Zunahme des Verwischungseffektes überein.

Verkürzung der Wiederholungszeit TR

Durch Aktivierung des Parameters zur Verkürzung der Wiederholungszeit TR wird eine Aufnahmetechnik aktiviert, bei der der k-Raum innerhalb der verschiedenen Serien neu organisiert und dadurch die Füllung einiger Zeilen des k-Raums in allen Serien vermieden wird.
Dadurch kann die Sequenz die Erfassung zu Ende führen, wobei die Anzahl der effektiv verwendeten Echos unter der mittels ETL-Parameter eingestellten Anzahl liegt.
Diese Bedingung ermöglicht die automatische Verringerung von TR und folglich die Verringerung der Gesamtdauer der Sequenz.
Bei allen T2-gewichteten oder „Protonendichte"-gewichteten Sequenzen ist der Anwender angehalten, in der Positionierungsumgebung zu überprüfen, dass die automatisch eingestellte Wiederholungszeit nach Aktivierung des Parameters zur Verkürzung der Wiederholungszeit TR nicht unter dem für die Generierung von Bildern mit diesen Kontrasten erforderlichen Mindestwert liegt.

Diese Technik kann nur dann aktiviert werden, wenn der Anwender in der Positionierungsumgebung den Parameter „Serie" auf einen Wert höher als 1 eingestellt hat.

Auswirkungen der Technik zur Verkürzung der Wiederholungszeit TR

Wert	Auswirkung
Keiner	Die Technik zur Verkürzung der Wiederholungszeit TR ist nicht aktiviert TR und die Sequenzdauer werden nicht verändert
Niedrig, Mittel, Hoch, Maximal	Die Technik zur Verkürzung der Wiederholungszeit TR ist aktiviert Der aus den verfügbaren Werten ausgewählten Wert geht mit einer entsprechenden Verringerung von TR bis zum Erreichen des Mindestwerts einher Eine Verringerung von TR entspricht einer Verringerung der Gesamtdauer der Sequenz und des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses

Myelografischer Kontrast

Diese Technik wird zur Untersuchung des Wirbelkanals und des Subarachnoidalraums angewendet und beinhaltet die Verwendung einer Sequenz mit starker T2-Gewichtung, um einen starken Kontrast zwischen dem "dunklen" Bereich des Rückenmarks sowie dessen Nerven und dem umliegenden "leuchtenden" Bereich des Liquor cerebrospinalis (CSF) zu erzeugen.
Diese Art von Kontrast findet vor allem bei der Untersuchung von Nervenwurzeln Anwendung.
Der Liquor cerebrospinalis (CSF) ist jene anatomische Struktur, der eine längere T2-Ralaxationszeit entspricht. Um einen ähnlichen myelografischen Kontrast zu erzielen, müssen daher sehr lange TR und TE angewendet werden, die nur bei der Verwendung eines sehr langen Echozugs (ETL) kompatibel sind.
Die Aktivierung der Lizenz "Myelo Kontrastdarstellung" ermöglicht es dem Benutzer, über den Parameter Echo Train Lenght (ETL) die Anzahl an Echos auszuwählen (höchstens 64).

Auswirkungen der Technik des myelografischen Kontrastes

Wert	Auswirkung
ETL ≤ 16	Die Technik des myelografischen Kontrastes ist nicht verfügbar. Der Höchstwert für den Parameter ETL wird nicht geändert und bleibt somit bei 16.
16 < ETL ≤ 64	Die Technik des myelografischen Kontrastes ist verfügbar. Der Höchstwert für den Parameter ETL wird auf 64 erhöht.

Die Bildanzeige

Es ist wichtig zu klären, in welchem Verhältnis die Begriffe Messfeld (FOV), Homogenitätsbereich des Magneten, Empfindlichkeitsbereich der Spulen 17 und 18 WS (nur für Untersuchungen der Wirbelsäule) beim G-scan Brio-System zur Bildanzeige stehen.

MESSFELD

Die Abmessungen des Messfeldes (FOV) können im Intervall von 100 mm x 100 mm bis 400 mm x 400 mm gewählt werden. In diesem Definitionsbereich ist es möglich, das Signal-zu-Rausch-Verhältnis und die räumliche Auflösung des Diagnosebildes optimal zu gestalten.

ISOZENTRUM DES MAGNETEN IN DER BILDANZEIGE

Alle im vorliegenden Dokument enthaltenen Informationen zur Bildanzeige beziehen sich auf das Isozentrum des Magneten.
Folgendes Verfahren dient zur korrekten Identifikation des Isozentrums des Magneten innerhalb der Bildanzeige:

Öffnen Sie die SCOUT-Sequenz der Untersuchung, zu der die Bildanzeige gehört.

Aktivieren Sie im Menü „Ansicht" die Funktion „Projektion der Referenzschichten" (siehe Abschnitt „Projektion der Referenzschichten" im Kapitel 4 des Handbuchs der Benutzeroberfläche).

Auf dem angezeigten Bild werden zwei rote Geraden, eine vertikale und eine horizontale, angezeigt; das Isozentrum des Magneten wird durch das Kreuz zwischen den beiden Geraden identifiziert.

HOMOGENITÄTSBEREICH DES MAGNETEN

Bei allen Systemen mit Seriennummer bis 5090 oder 7085 (G-scan oder S-scan) einschließlich entspricht der Homogenitätsbereich des Magneten einer Kugel mit einem Durchmesser von 250 mm, deren Mitte mit dem Isozentrum, des Magneten übereinstimmt.

Ab der Seriennummer 5091 oder 7086 (G-scan oder S-scan) wurde der Homogenitätsbereich auf eine Kugel mit einem Durchmesser von 270 mm, dessen Mitte mit dem Isozentrum des Magneten übereinstimmt, ausgeweitet.

Die Seriennummer des Systems befindet sich auf dem Typenschild des Geräts an der Vorderseite des Schaltschranks.

Systeme mit Standard-Homogenitätsbereich

BILDANZEIGE FÜR ALLE ANATOMISCHEN UNTERSUCHUNGSREGIONEN AUSSER DER WIRBELSÄULE UND DEM TEMPOROMANIBULÄREN GELENK

Das Höchstformat für die Bildanzeige entspricht daher bei allen anatomischen Untersuchungsregionen außer der Wirbelsäule und des temporomandibulären Gelenks einem Quadrat von 250 mm x 250 mm. Auf diese wird die Visualisierung von außerhalb des Homogenitätsbereichs liegenden Zonen minimiert, die für Artefakte anfällig sind. Wählt der Anwender ein Messfeld, das kleiner als 250 mm x 250 mm ist, entspricht das angezeigte Bild der erfassten Region.

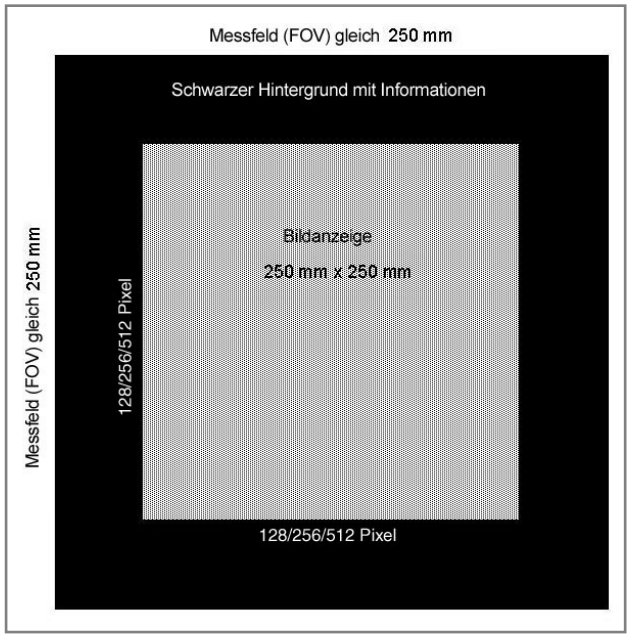

Abb. 1.6 - Bildanzeige bei einem Messfeld FOV gleich 250 mm x 250 mm

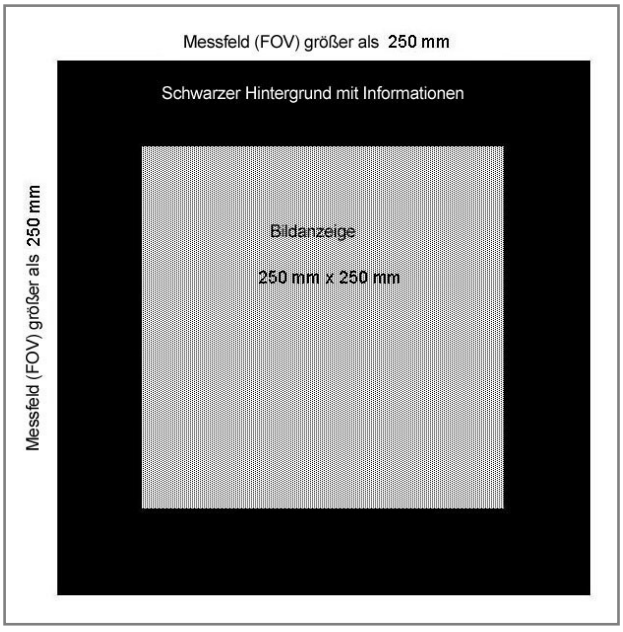

Abb. 1.7 - Höchstformat der Bildanzeige bei einem Messfeld FOV über 250 mm x 250 mm

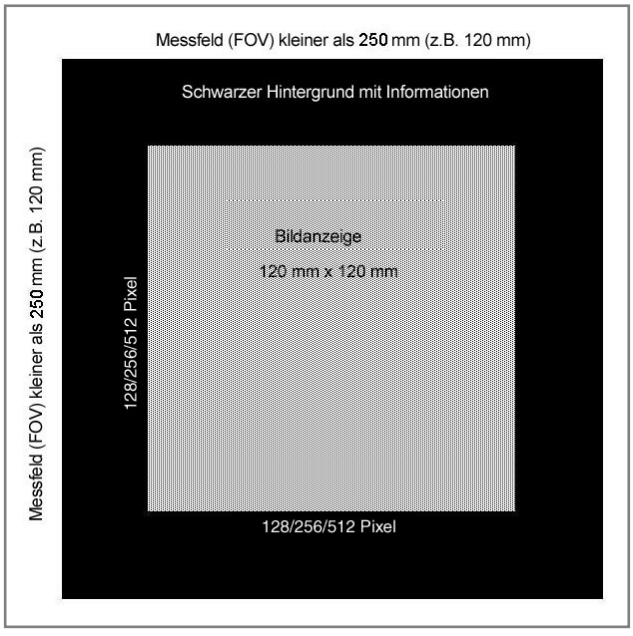

Abb. 1.8 - Bildanzeige bei Messfeld FOV unter 250 mm x 250 mm

EMPFINDLICHKEITSBEREICH DER SPULE TMJ

Bei der Spule TMJ 15 handelt es sich um eine so genannte „Oberflächenspule", die durch einen begrenzten Empfindlichkeitsbereich charakterisiert ist.
Parallel zur Spulenebene verlaufen Isoebenen der Spulenempfindlichkeit, die zu berücksichtigen sind; denn die Intensität des MR-Signals sinkt bei Fortschreiten auf der Achse, die senkrecht zu diesen Ebenen verläuft. Das bedeutet, dass die Bildqualität mit zunehmendem Abstand von der Spule sinkt.

BILDANZEIGE DES TEMPOROMANDIBULÄREN GELENKS

Die Abbildung des temporomandibulären Gelenks ist bis zu einem Höchstformat möglich, das durch zwei unterschiedliche Faktoren bestimmt wird:

☛ Empfindlichkeitsbereich der Spule TMJ 15, der die maximalen Abmessungen der Bildanzeige eingrenzt, um zu gewährleisten, dass die gesamte Fläche der Diagnosebilder eine gleichbleibende Qualität aufweist

☛ Wahl eines Bildausschnitts, in dem bestimmte anatomische Regionen des menschlichen Körpers „ausgeblendet" werden, da diese keine Relevanz für die diagnostische Beurteilung des temporomandibulären Gelenks haben; dies hat den Zweck, die Erfassung von Diagnosebildern zu fördern, die sofort verwendet werden können, ohne dass eine vorherige Editierung (durch Ausschneiden, Vergrößern, usw.) durch den Anwender erforderlich wird (zum Beispiel vor einem Ausdrucken der Bilder).

In Relation zu diesen beiden Faktoren - und den verschiedenen Ausrichtungen des temporomandibulären Gelenks - wurden die auf den folgenden Seiten angegebenen maximalen Bildformate angewendet.

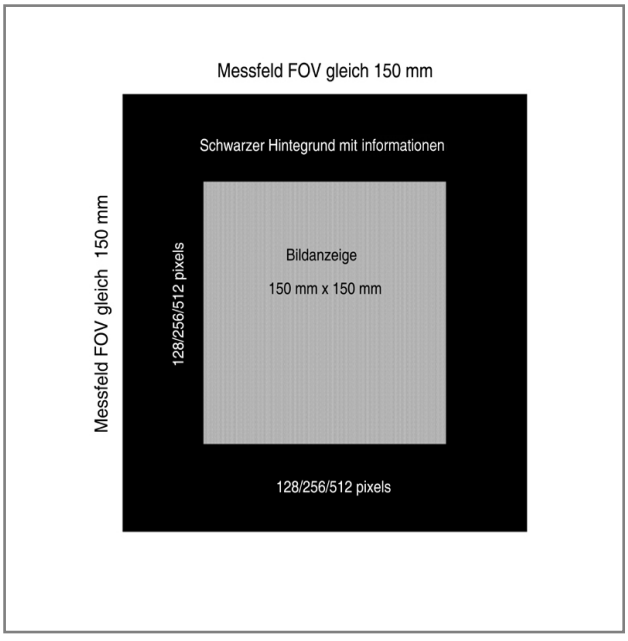

Abb. 1.9 - Bildanzeige bei einem Messfeld FOV gleich 150 mm x 150 mm

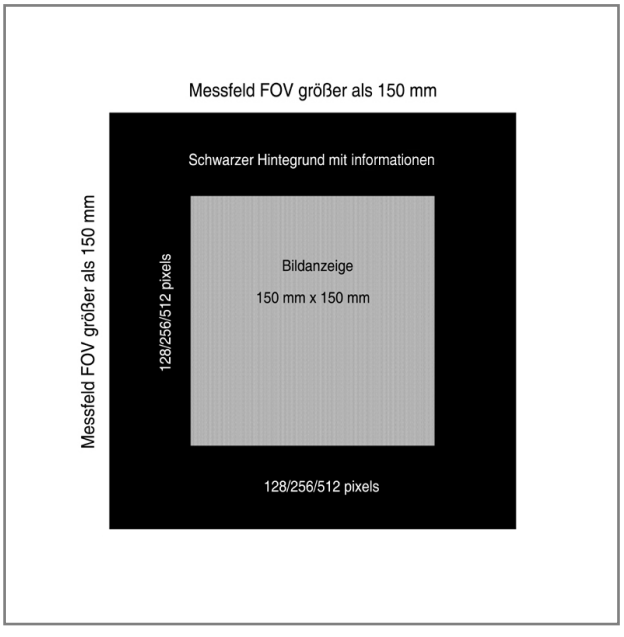

Abb. 1.10 - Höchstformat der Bildanzeige bei einem Messfeld FOV über 150 mm x 150 mm

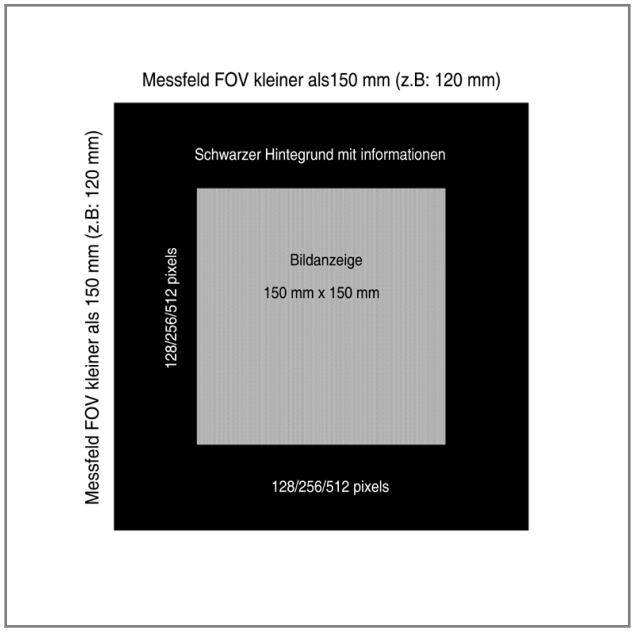

Abb. 1.11 - Bildanzeige bei Messfeld FOV unter 150 mm x 150 mm

EMPFINDLICHKEITSBEREICH DER WS-SPULE

Bei der Spule 10 WS handelt es sich teilweise um eine so genannte „Oberflächenspule", die durch einen begrenzten Empfindlichkeitsbereich charakterisiert ist.
Parallel zur Spulenebene verlaufen Isoebenen der Spulenempfindlichkeit, die zu berücksichtigen sind; denn die Intensität des MR-Signals sinkt bei Fortschreiten auf der Achse, die senkrecht zu diesen Ebenen verläuft. Das bedeutet, dass die Bildqualität mit zunehmendem Abstand von der Spule sinkt.

BILDANZEIGE DER WIRBELSÄULE

Die Abbildung der Wirbelsäule ist daher bis zu einem Höchstformat möglich, das durch drei unterschiedliche Faktoren bestimmt ist:

☛ Die Homogenitätsregion des Magneten, die das Höchstformat der Abbildung auf ein Quadrat von 250 mm x 250 mm begrenzt, um das außerhalb dieses Bereiches fallende Gebiet (wo eine Anfälligkeit gegenüber Bidlartefakten besteht) auf ein Mindestmaß zu begrenzen

☛ Empfindlichkeitsbereich der Spule 10 WS, der die maximalen Abmessungen der Bildanzeige weiter eingrenzt, um zu gewährleisten, dass die gesamte Fläche der Diagnosebilder eine gleichbleibende Qualität aufweist

☛ Wahl eines Bildausschnitts, in dem bestimmte anatomische Regionen des menschlichen Körpers „ausgeblendet" werden, da diese keine Relevanz für die diagnostische Beurteilung der Wirbelsäule haben; dies hat den Zweck, die Erfassung von Diagnosebildern zu fördern, die sofort verwendet werden können, ohne dass eine vorherige Editierung (durch Ausschneiden, Vergrößern, usw.) durch den Anwender erforderlich wird (zum Beispiel vor einem Ausdrucken der Bilder).

In Relation zu diesen drei Faktoren - und den verschiedenen Ausrichtungen der Schnittebene - gelten jeweils die folgenden maximalen Bildformate:

Alle Informationen zu dem von der Akquisition erfassten Messfeld (FOV), sind in Übereinstimmung mit der jeweiligen Ausrichtung auf die standardmäßig mit X. Y und Z bezeichneten Achsen des Gradientensystms bezogen.

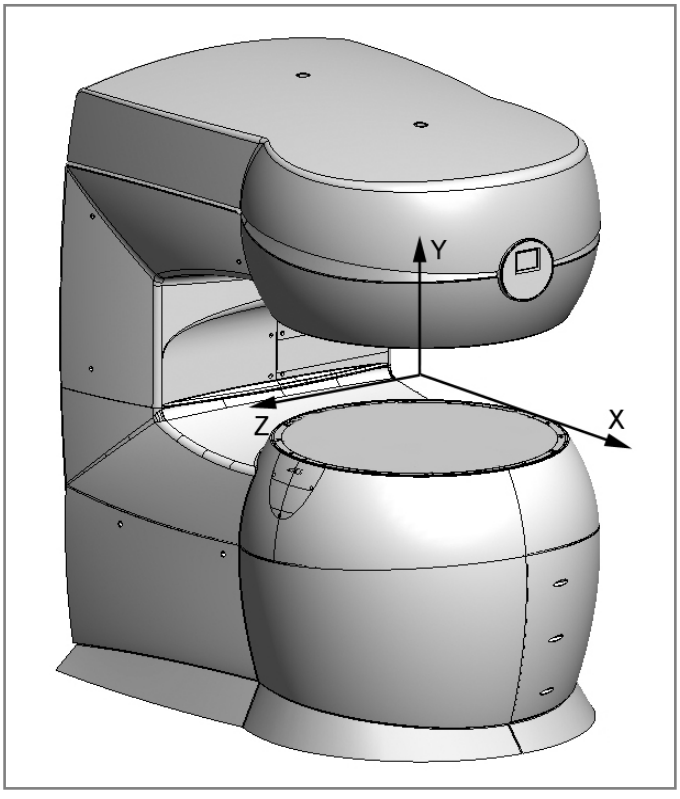

Abb. 1.12 - Achsen des Gradientensystems für die G-scan- und S-scan-Systeme

Sagittale Schnittebene des lumbo-sakralen Trakts

Das Bildfenster im Format 250 mm x 250 mm weist einen weiteren schwarzen Bildrand (Hintergrund bzw. Clip) auf, dessen Abmessungen und Positionierung in folgender Abbildung zu sehen sind.

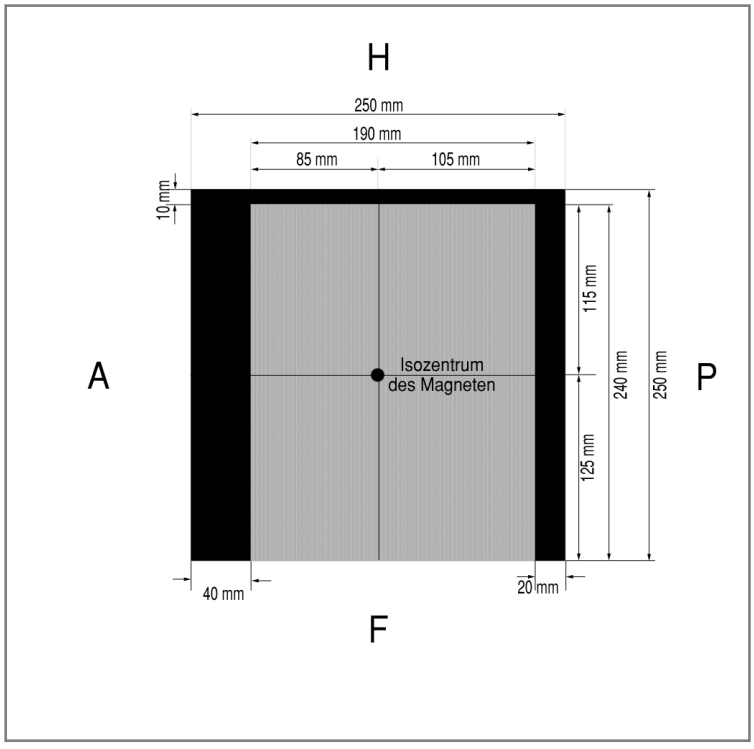

Abb. 1.13 - Sagittale Schnittebene des lumbo-sakralen Trakts: Abmessungen und Dimensionierung des Bildausschnitts im Fenster 250 mm x 250 mm

Das aufgenommene Bild wird in Bezug auf den Mittelpunkt des Fensters (mit den Abmessungen 250 mm x 250 mm) - d.h. im Verhältnis zum Isozentrum des Magneten - zentriert.
In Abhängigkeit von den verschiedenen Konfigurationen können sich dem Anwender daher die im Folgenden beschriebenen Fälle präsentieren; dabei wird sowohl die anterior-posteriore Dimension des Patienten als auch die Dimension der Kopf-Fuß-Achse des Patienten berücksichtigt.

In der anterioren-posterioren Richtung des Patienten entspricht das Messfeld dem FOV entlang der Y-Achse und wird als FOVy bezeichnet.

☛ 1. FALL

- FOVy ≥ 210 mm, d.h. FOVy/2 ≥105 mm
- In Richtung Mittelpunkt-P (posterior) werden 105 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den posterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 105 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in posteriorer Richtung des Patienten über diese 105 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.
- In Richtung Mittelpunkt-A (anterior) werden 85 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den anterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 85 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird Sämtliche Bildanteile, die in anteriorer Richtung des Patienten über diese 85 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.
  Das hängt damit zusammen, dass die Spule in dieser Richtung weniger empfindlich ist. Darüber hinaus handelt es sich bei den von der Visualisierung ausgeschlossenen anatomischen Strukturen (Abdomen) um Aspekte, die für die Diagnose der Wirbelsäule irrelevant sind.

☛ 2. FALL

- 110 mm ≤ FOVy < 210 mm, d.h. FOVy/2 ≥ 55 mm und FOVy/2 < 105 mm
- In Richtung Mittelpunkt-P (posterior) werden (FOVy/2) mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den posterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 105 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Für die Messfelder (FOVy), die im oben angegebenen Bereich gelten, ist der Wert FOVy/2 immer kleiner als 105 mm. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVy/2 kleiner als 105 mm ist, vergrößert sich auf der rechten Bildhälfte der schwarze Hintergrund.
- In Richtung Mittelpunkt-A (anterior) werden 85 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den anterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 85 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird Sämtliche Bildanteile, die in anteriorer Richtung über diese 85 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

☛ 3. FALL

- FOVy = 100 mm, d.h. FOVy/2 = 50 mm
- In Richtung P (posterior) werden (FOVy/2) mm abgebildet.
  Falls der Wert für FOVy/2 gleich 50 mm ist, wird dieser natürlich ganz abgebildet und der schwarze Hintergrund am rechten Bildrand vergrößert sich um 55 mm (d.h. 105 mm - 50 mm).
- In Richtung A (posterior) werden (FOVy/2) mm abgebildet.
  Falls der Wert für FOVy/2 gleich 50 mm ist, wird dieser natürlich ganz abgebildet und der schwarze Hintergrund am linken Bildrand vergrößert sich um 35 mm (d.h. 85 mm - 50 mm).

In der Kopf-Fuß-Richtung des Patienten entspricht das Messfeld dem FOV entlang der Z-Achse und wird als FOVz bezeichnet.

☛ FALL A

- FOVz ≥ 250 mm, d.h. FOVz/2 ≥125 mm
- In Richtung Mittelpunkt-F (Füße) werden 125 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in die Fußrichtung des Patienten gelegt, so stehen 125 mm zur Verfügung, bevor der untere Rand des visualisierten Bildanteils erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in Fußrichtung über diese 125 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.
- In Richtung Mittelpunkt-H (head = Kopf) werden 115 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in die Kopfrichtung des Patienten gelegt, stehen 115 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in Kopfrichtung über diese 115 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

☛ FALL B

- FOVz = 240 mm, d.h. FOVz/2 = 120 mm
- In Richtung Mittelpunkt-F (Füße) werden FOVz/2 abgebildet.
  Falls der Wert für FOVz/2 gleich 120 mm ist, wird dieser natürlich ganz abgebildet und der schwarze Hintergrund am linken Bildrand vergrößert sich um 5 mm (d.h. 125 mm -120 mm).
- In Richtung Mittelpunkt-H (head = Kopf) werden 115 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in die Kopfrichtung des Patienten gelegt, stehen 115 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in Kopfrichtung über diese 115 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

☛ FALL C

- FOVz ≤ 230 mm, d.h. FOVz/2 ≤ 115 mm
- In Richtung Mittelpunkt-F (Füße) werden FOVz/2 abgebildet.
  Für die Messfelder (FOVz), die im oben angegebenen Bereich gelten, ist der Wert FOVz/2 immer kleiner als 125 mm. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVz/2 kleiner als 125 mm ist, vergrößert sich auf der unteren Bildhälfte der schwarze Hintergrund.
- In Richtung Mittelpunkt-H(Kopf) werden FOVz/2 abgebildet.
  Bei dem oben angegebenen Bereich gelten für FOVz-Werte, für die FOVz/2 immer kleiner oder höchstens gleich 115 mm ist. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVz/2 kleiner als 115 mm ist, vergrößert sich auf der oberen Bildhälfte der schwarze Hintergrund.

Es folgt ein Beispiel für den Fall 1 + Fall A: FOVy = 250 mm und FOVz = 250 mm.

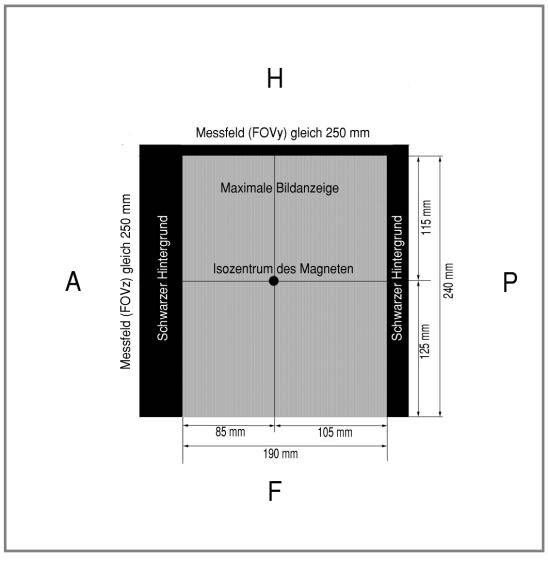

Abb. 1.14 - Sagittale Schnittebene des lumbo-sakralen Trakts: Höchstformat der Bildanzeige bei einem Messfeld FOV über 250 mm x 250 mm

Es folgt ein Beispiel für den Fall 2 + Fall A: FOVy = 180 mm und FOVz = 250 mm.

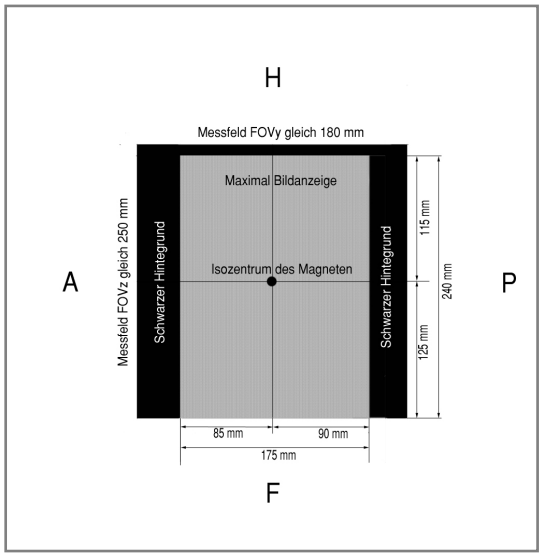

Abb. 1.15 - Sagittale Schnittebene des lumbo-sakralen Trakts: Höchstformat der Bildanzeige bei einem Messfeld FOV von 180 mm x 250 mm

Es folgt ein Beispiel für den Fall 3 + Fall C: FOVy = 100 mm und FOVz = 100 mm.

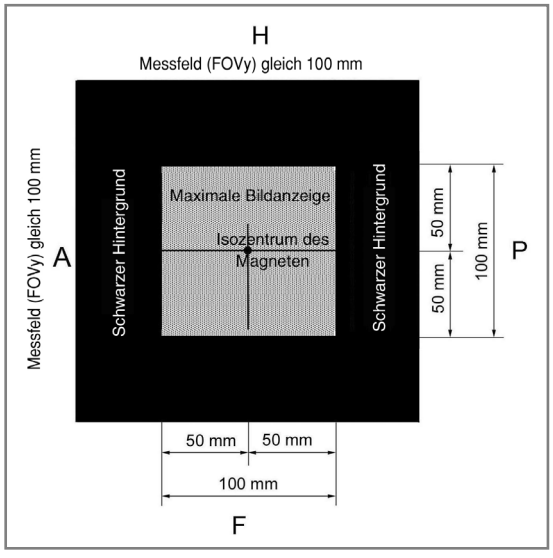

Abb. 1.16 - Sagittale Schnittebene des lumbo-sakralen Trakts: Höchstformat der Bildanzeige bei einem Messfeld FOV von 100 mm x 100 mm

Sagittale Schnittebene der Halswirbelsäule

Das Bildfenster im Format 250 mm x 250 mm weist einen weiteren schwarzen Bildrand (Hintergrund bzw. Clip) auf, dessen Abmessungen und Positionierung in folgender Abbildung zu sehen sind.

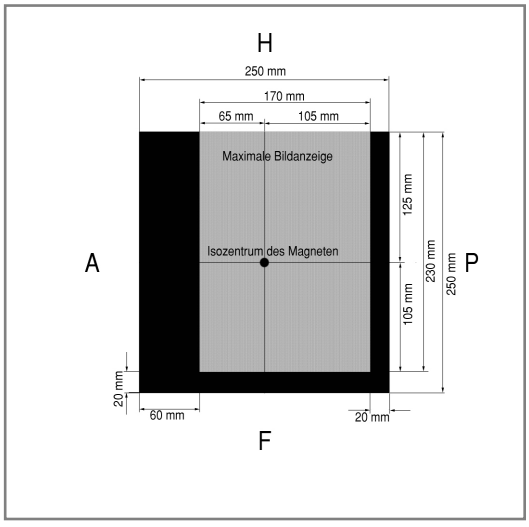

Abb. 1.17 - Sagittale Schnittebene des Zervikaltrakts unter Anwendung der Spule 9: Abmessungen und Dimensionierung des Bildausschnitts im Fenster 250 mm x 250 mm

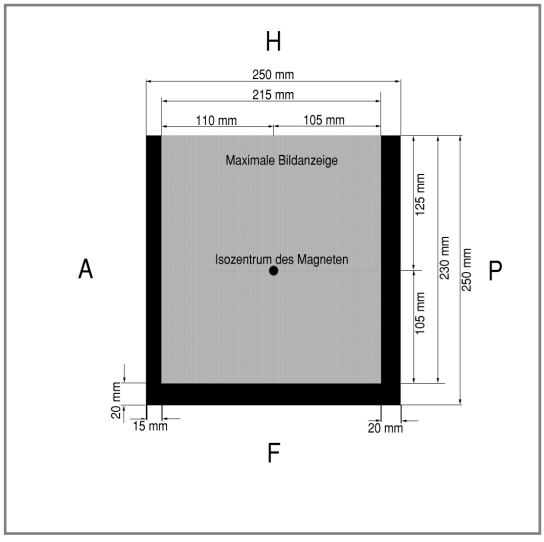

Abb. 1.18 - Sagittale Schnittebene des Zervikaltrakts unter Anwendung der Spule 14 (Optional): Abmessungen und Dimensionierung des Bildausschnitts im Fenster 250 mm x 250 mm

Das aufgenommene Bild wird in Bezug auf den Mittelpunkt des Fensters (mit den Abmessungen 250 mm x 250 mm) - d.h. im Verhältnis zum Isozentrum des Magneten - zentriert.
In Abhängigkeit von den verschiedenen Konfigurationen können sich dem Anwender daher die im Folgenden beschriebenen Fälle präsentieren; dabei wird sowohl die anterior-posteriore Dimension des Patienten als auch die Dimension der Kopf-Fuß-Achse des Patienten berücksichtigt.

Anwendung der Zervikalspule 9

In der anterioren-posterioren Richtung des Patienten entspricht das Messfeld dem FOV entlang der Y-Achse und wird als FOVy bezeichnet.

☛ 1. FALL

- FOVy ≥ 210 mm, d.h. FOVy/2 ≥105 mm
- In Richtung Mittelpunkt-P (posterior) werden 105 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den posterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 105 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in posteriorer Richtung des Patienten über diese 105 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.
- In Richtung Mittelpunkt-A (anterior) werden 65 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den anterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 65 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird Sämtliche Bildanteile, die in anteriorer Richtung des Patienten über diese 65 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.
  Das hängt damit zusammen, dass die Spule in dieser Richtung weniger empfindlich ist. Darüber hinaus handelt es sich bei den von der Visualisierung ausgeschlossenen anatomischen Strukturen (Abdomen) um Aspekte, die für die Diagnose der Wirbelsäule irrelevant sind.

☛ 2. FALL

- 130 mm ≤ FOVy < 210 mm, d.h. FOVy/2 ≥ 65 mm und FOVy/2 < 105 mm
- In Richtung Mittelpunkt-P (posterior) werden (FOVy/2) mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den posterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 105 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Für die Messfelder (FOVy), die im oben angegebenen Bereich gelten, ist der Wert FOVy/2 immer kleiner als 105 mm. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVy/2 kleiner als 105 mm ist, vergrößert sich auf der rechten Bildhälfte der schwarze Hintergrund.

- In Richtung Mittelpunkt-A (anterior) werden 65 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den anterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 65 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird Sämtliche Bildanteile, die in anteriorer Richtung über diese 65 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

☛ 3. FALL

- FOVy < 130 mm, d.h. FOVy/2 < 65 mm
- In Richtung P (posterior) werden (FOVy/2) mm abgebildet.
  Der schwarze Hintergrund am rechten Bildrand vergrößert sich um 105 mm - (FOVy/2) mm.
- In Richtung A (posterior) werden (FOVy/2) mm abgebildet.
  Der schwarze Hintergrund am linken Bildrand vergrößert sich um 65 mm - (FOVy/2) mm.

In der Kopf-Fuß-Richtung des Patienten entspricht das Messfeld dem FOV entlang der Z-Achse und wird als FOVz bezeichnet.

☛ FALL A

- FOVz ≥ 210 mm, d.h. FOVz/2 ≥105 mm
- In Richtung Mittelpunkt-F (Füße) werden 105 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in die Fußrichtung des Patienten gelegt, so stehen 105 mm zur Verfügung, bevor der untere und obere Rand der maximalen Bildanzeige erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in der Kopf-Fußrichtung über diese 105 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.
- In Richtung Mittelpunkt-H (head = Kopf) werden 125 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in die Fußrichtung des Patienten gelegt, so stehen 125 mm zur Verfügung, bevor der untere und obere Rand der maximalen Bildanzeige erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in der Kopf-Fußrichtung über diese 125 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

☛ FALL B

- FOVz < 210 mm, d.h. FOVz/2 < 105 mm
- In Richtung Mittelpunkt-F (Füße) und in Richtung Mittelpunkt-H (head = Kopf) werden FOVz/2 abgebildet.
  Für die Messfelder (FOVcod), die im oben angegebenen Bereich gelten, ist der Wert FOVz/2 immer kleiner als 105 mm. Da der Wert FOVz/2 kleiner als 105 mm ist, vergrößert sich auf der unteren und oberen Bildhälfte der schwarze Hintergrund.

Anwendung der Zervikalspule DPA 14 (Optional)

In der anterioren-posterioren Richtung des Patienten entspricht das Messfeld dem FOV entlang der Y-Achse und wird als FOVy bezeichnet.

☛ 1. FALL

- FOVy ≥ 210 mm, d.h. FOVy/2 ≥105 mm
- In Richtung Mittelpunkt-P (posterior) werden 105 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den posterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 105 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in posteriorer Richtung des Patienten über diese 105 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.
- In Richtung Mittelpunkt-A (anterior) werden 110 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den anterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 110 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird Sämtliche Bildanteile, die in anteriorer Richtung des Patienten über diese 110 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.
  Das hängt damit zusammen, dass die Spule in dieser Richtung weniger empfindlich ist. Darüber hinaus handelt es sich bei den von der Visualisierung ausgeschlossenen anatomischen Strukturen (Abdomen) um Aspekte, die für die Diagnose der Wirbelsäule irrelevant sind.

☛ 2. FALL

- 130 mm ≤ FOVy < 210 mm, d.h. FOVy/2 ≥ 65 mm und FOVy/2 < 105 mm
- In Richtung Mittelpunkt-P (posterior) werden (FOVy/2) mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den posterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 105 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Für die Messfelder (FOVy), die im oben angegebenen Bereich gelten, ist der Wert FOVy/2 immer kleiner als 105 mm. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVy/2 kleiner als 105 mm ist, vergrößert sich auf der rechten Bildhälfte der schwarze Hintergrund.
- In Richtung Mittelpunkt-A (anterior) werden 110 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den anterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 110 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird Sämtliche Bildanteile, die in anteriorer Richtung über diese 110 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

☛ 3. FALL

- FOVy < 130 mm, d.h. FOVy/2 < 65 mm
- In Richtung P (posterior) werden (FOVy/2) mm abgebildet.
  Der schwarze Hintergrund am rechten Bildrand vergrößert sich um 105 mm - (FOVy/2) mm.
- In Richtung A (posterior) werden (FOVy/2) mm abgebildet.
  Der schwarze Hintergrund am linken Bildrand vergrößert sich um 110 mm - (FOVy/2) mm.

In der Kopf-Fuß-Richtung des Patienten entspricht das Messfeld dem FOV entlang der Z-Achse und wird als FOVz bezeichnet.

☛ FALL A

- FOVz ≥ 210 mm, d.h. FOVz/2 ≥105 mm
- In Richtung Mittelpunkt-F (Füße) werden 105 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in die Fußrichtung des Patienten gelegt, so stehen 105 mm zur Verfügung, bevor der untere und obere Rand der maximalen Bildanzeige erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in der Kopf-Fußrichtung über diese 105 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.
- In Richtung Mittelpunkt-H (head = Kopf) werden 125 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in die Fußrichtung des Patienten gelegt, so stehen 125 mm zur Verfügung, bevor der untere und obere Rand der maximalen Bildanzeige erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in der Kopf-Fußrichtung über diese 125 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

☛ FALL B

- FOVz < 210 mm, d.h. FOVz/2 < 105 mm
- In Richtung Mittelpunkt-F (Füße) werden FOVz/2 abgebildet.
  Für die Messfelder (FOVz), die im oben angegebenen Bereich gelten, ist der Wert FOVz/2 immer kleiner als 105 mm. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVz/2 kleiner als 105 mm ist, vergrößert sich auf der unteren Bildhälfte der schwarze Hintergrund.
- In Richtung Mittelpunkt-H (Kopf) werden FOVz/2 abgebildet.
  Für die Messfelder (FOVz), die im oben angegebenen Bereich gelten, ist der Wert FOVz/2 immer kleiner als 125 mm. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVz/2 kleiner als 125 mm ist, vergrößert sich auf der oberen Bildhälfte der schwarze Hintergrund.

Koronare Schnittebene des lumbo-sakralen Trakts

Das Bildfenster im Format 250 mm x 250 mm weist einen weiteren schwarzen Bildrand (Hintergrund bzw. Clip) auf, dessen Abmessungen und Positionierung in folgender Abbildung zu sehen sind.

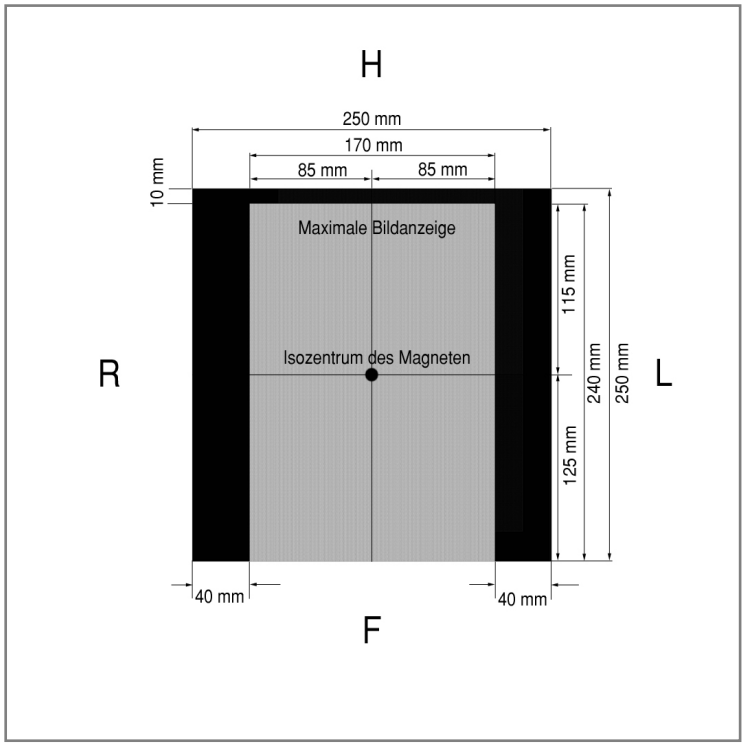

Abb. 1.19 - Koronare Schnittebene des lumbo-sakralen Trakts: Abmessungen und Dimensionierung des Bildausschnitts im Fenster 250 mm x 250 mm

Das aufgenommene Bild wird in Bezug auf den Mittelpunkt des Fensters (mit den Abmessungen 250 mm x 250 mm) - d.h. im Verhältnis zum Isozentrum des Magneten - zentriert.
In Abhängigkeit von den verschiedenen Konfigurationen können sich dem Anwender daher die im Folgenden beschriebenen Fälle präsentieren; dabei wird sowohl die rechts-links-Dimension des Patienten als auch die Dimension der Kopf-Fuß-Achse des Patienten berücksichtigt.

In der rechts-links-Richtung des Patienten entspricht das Messfeld dem FOV entlang der X-Achse und wird als FOVx bezeichnet.
Dabei ist zu berücksichtigen, dass die rechte Körperhälfte des Patienten gemäß DICOM®-Konvention auf der linken Seite des Diagnosebildes abgebildet wird, während die linke Körperhälfte des Patienten auf der rechten Bildseite zu sehen ist.

☛ 1. FALL

- FOVx > 170 mm, d.h. FOVx/2 >85 mm
- In Richtung Mittelpunkt-L (links) werden 85 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in Richtung auf die linke Körperhälfte des Patienten gelegt, stehen 85 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in Richtung auf die linke Körperhälfte des Patienten über diese 85 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.
- In Richtung Mittelpunkt-R (rechts) werden 85 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in Richtung auf die rechte Körperhälfte des Patienten gelegt, stehen 85 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird Sämtliche Bildanteile, die in Richtung auf die rechte Körperhälfte des Patienten über diese 85 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

☛ 2. FALL

- FOVx ≤ 170 mm, d.h. FOVx/2 ≤85 mm
- In Richtung Mittelpunkt-L (links) werden (FOVx/2) mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in Richtung auf die linke Körperhälfte des Patienten gelegt, stehen 85 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Bei dem oben angegebenen Bereich gelten für FOVx Werte, für die FOVx/2 immer kleiner oder höchstens gleich 85 mm ist. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVx/2 kleiner als 85 mm ist, vergrößert sich auf der rechten Bildhälfte der schwarze Hintergrund.
- In Richtung Mittelpunkt-R (rechts) werden (FOVx/2) mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in Richtung auf die rechte Körperhälfte des Patienten gelegt, stehen 85 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird Bei dem oben angegebenen Bereich gelten für FOVx Werte, für die FOVx/2 immer kleiner oder höchstens gleich 85 mm ist. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVx/2 kleiner als 85 mm ist, vergrößert sich auf der linken Bildhälfte der schwarze Hintergrund.

In der Kopf-Fuß-Richtung des Patienten entspricht das Messfeld dem FOV entlang der Z-Achse und wird als FOVz bezeichnet.

☛ FALL A

- FOVz ≥ 250 mm, d.h. FOVz/2 ≥125 mm
- In Richtung Mittelpunkt-F (Füße) werden 125 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in die Fußrichtung des Patienten gelegt, so stehen 125 mm zur Verfügung, bevor der untere Rand des visualisierten Bildanteils erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in Fußrichtung über diese 125 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

- In Richtung Mittelpunkt-H (head = Kopf) werden 115 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in die Kopfrichtung des Patienten gelegt, stehen 115 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in Kopfrichtung über diese 115 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

☛ FALL B

- FOVz = 240 mm, d.h. FOVz/2 = 120 mm
- In Richtung Mittelpunkt-F (Füße) werden FOVz/2 abgebildet.
  Falls der Wert für FOVz/2 gleich 120 mm ist, wird dieser natürlich ganz abgebildet und der schwarze Hintergrund am linken Bildrand vergrößert sich um 5 mm (d.h. 125 mm -120 mm).
- In Richtung Mittelpunkt-H (head = Kopf) werden 115 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in die Kopfrichtung des Patienten gelegt, stehen 115 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in Kopfrichtung über diese 115 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

☛ FALL C

- FOVz ≤ 230 mm, d.h. FOVz/2 ≤ 115 mm
- In Richtung Mittelpunkt-F (Füße) werden FOVz/2 abgebildet.
  Für die Messfelder (FOVz), die im oben angegebenen Bereich gelten, ist der Wert FOVz/2 immer kleiner als 125 mm. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVz/2 kleiner als 125 mm ist, vergrößert sich auf der unteren Bildhälfte der schwarze Hintergrund.
- In Richtung Mittelpunkt-H (Kopf) werden FOVz/2 abgebildet.
  Bei dem oben angegebenen Bereich gelten für FOVcod-Werte, für die FOVz/2 immer kleiner oder höchstens gleich 115 mm ist. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVz/2 kleiner als 115 mm ist, vergrößert sich auf der oberen Bildhälfte der schwarze Hintergrund.

Es folgt ein Beispiel für den Fall 1 + Fall A: FOVx = 250 mm und FOVz = 250 mm.

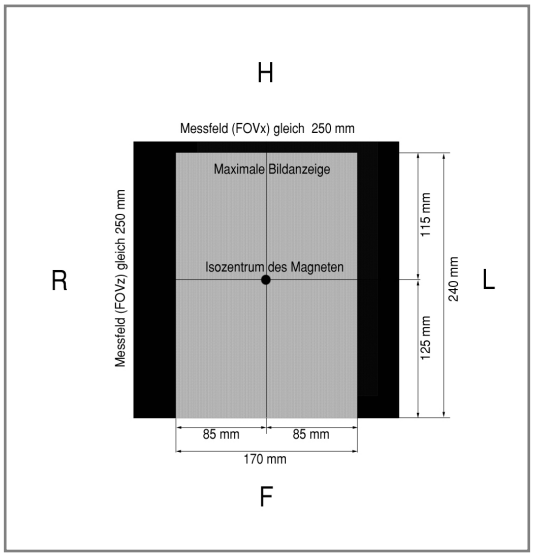

Abb. 1.20 - Koronare Schnittebene des lumbo-sakralen Trakts: Höchstformat der Bildanzeige bei einem Messfeld FOV über 250 mm x 250 mm

Es folgt ein Beispiel für den Fall 2 + Fall C: FOVx = 100 mm und FOVz = 100 mm.

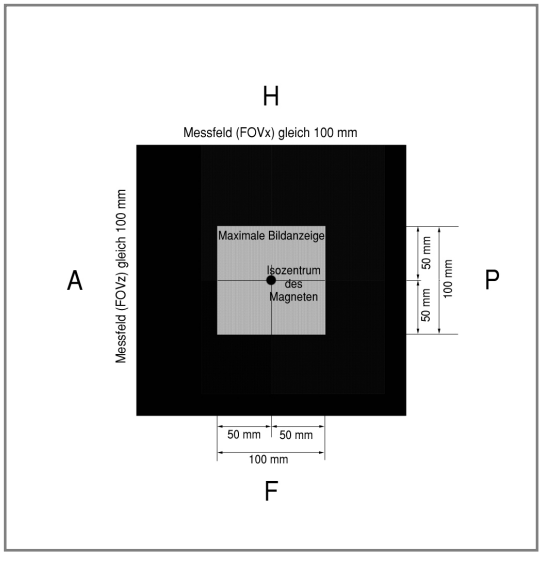

Abb. 1.21 - Koronare Schnittebene des lumbo-sakralen Trakts: Höchstformat der Bildanzeige bei einem Messfeld FOV von 100 mm x 100 mm

Koronare Schnittebene der Halswirbelsäule

Das Bildfenster im Format 250 mm x 250 mm weist einen weiteren schwarzen Bildrand (Hintergrund bzw. Clip) auf, dessen Abmessungen und Positionierung in folgender Abbildung zu sehen sind.

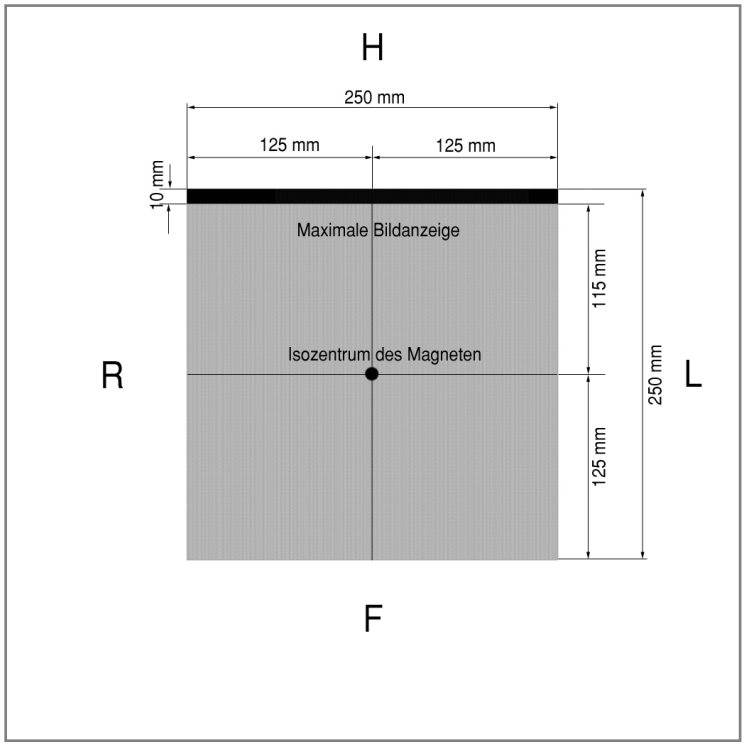

Abb. 1.22 - Koronare Schnittebene des lumbo-sakralen Trakts: Abmessungen und Dimensionierung des Bildausschnitts im Fenster 250 mm x 250 mm

Das aufgenommene Bild wird in Bezug auf den Mittelpunkt des Fensters (mit den Abmessungen 250 mm x 250 mm) - d.h. im Verhältnis zum Isozentrum des Magneten - zentriert.
In Abhängigkeit von den verschiedenen Konfigurationen können sich dem Anwender daher die im Folgenden beschriebenen Fälle präsentieren, wobei sich diese Fälle auf die Dimension der Kopf-Fuß-Achse des Patienten beziehen.

In der Kopf-Fuß-Richtung des Patienten entspricht das Messfeld dem FOV entlang der Z-Achse und wird als FOVz bezeichnet.

☛ FALL A

- FOVz > 250 mm, d.h. FOVz/2 >125 mm

- In Richtung Mittelpunkt-F (Füße) werden 125 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in die Fußrichtung des Patienten gelegt, so stehen 125 mm zur Verfügung, bevor der untere Rand des visualisierten Bildanteils erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in Fußrichtung über diese 125 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.
- In Richtung Mittelpunkt-H (head = Kopf) werden 115 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in die Kopfrichtung des Patienten gelegt, stehen 115 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in Kopfrichtung über diese 115 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

☛ FALL B

- FOVz = 240 mm, d.h. FOVz/2 = 120 mm
- In Richtung Mittelpunkt-F (Füße) werden FOVz/2 abgebildet.
  Falls der Wert für FOVz/2 gleich 120 mm ist, wird dieser natürlich ganz abgebildet und der schwarze Hintergrund am linken Bildrand vergrößert sich um 5 mm (d.h. 125 mm -120 mm).
- In Richtung Mittelpunkt-H (head = Kopf) werden 115 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in die Kopfrichtung des Patienten gelegt, stehen 115 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in Kopfrichtung über diese 115 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

☛ FALL C

- FOVz ≤ 230 mm, d.h. FOVz/2 ≤ 115 mm
- In Richtung Mittelpunkt-F (Füße) werden FOVz/2 abgebildet.
  Für die Messfelder (FOVz), die im oben angegebenen Bereich gelten, ist der Wert FOVz/2 immer kleiner als 125 mm. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVz/2 kleiner als 125 mm ist, vergrößert sich auf der unteren Bildhälfte der schwarze Hintergrund.
- In Richtung Mittelpunkt-H (Kopf) werden FOVz/2 abgebildet.
  Bei dem oben angegebenen Bereich gelten für FOVz-Werte, für die FOVz/2 immer kleiner oder höchstens gleich 115 mm ist. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVz/2 kleiner als 115 mm ist, vergrößert sich auf der oberen Bildhälfte der schwarze Hintergrund.

Transversale Schnittebene des lumbo-sakralen Trakts

Das Bildfenster im Format 250 mm x 250 mm weist einen weiteren schwarzen Bildrand (Hintergrund bzw. Clip) auf, dessen Abmessungen und Positionierung in folgender Abbildung zu sehen sind.

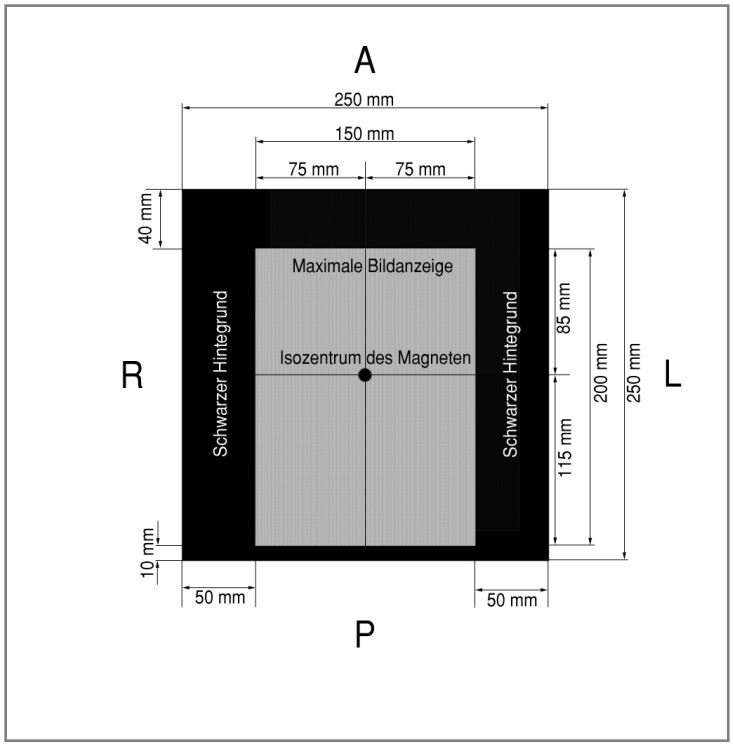

Abb. 1.23 - Transversale Schnittebene des lumbo-sakralen Trakts: Abmessungen und Dimensionierung des Bildausschnitts im Fenster 250 mm x 250 mm

Das aufgenommene Bild wird in Bezug auf den Mittelpunkt des Fensters (mit den Abmessungen 250 mm x 250 mm) - d.h. im Verhältnis zum Isozentrum des Magneten - zentriert.
In Abhängigkeit von den verschiedenen Konfigurationen können sich dem Anwender daher die im Folgenden beschriebenen Fälle präsentieren; dabei wird sowohl die rechts-links-Dimension des Patienten als auch die anteriore-posteriore Dimension des Patienten berücksichtigt.

In der rechts-links-Richtung des Patienten entspricht das Messfeld dem FOV entlang der X-Achse und wird als FOVx bezeichnet.
Dabei ist zu berücksichtigen, dass die rechte Körperhälfte des Patienten gemäß DICOM®-Konvention auf der linken Seite des Diagnosebildes abgebildet wird, während die linke Körperhälfte des Patienten auf der rechten Bildseite zu sehen ist.

☛ 1. FALL

- FOVx > 150 mm, d.h. FOVx/2 >75 mm
- In Richtung Mittelpunkt-L (links) werden 75 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in Richtung auf die linke Körperhälfte des Patienten gelegt, stehen 75 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in Richtung auf die linke Körperhälfte des Patienten über diese 75 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.
- In Richtung Mittelpunkt-R (rechts) werden 75 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in Richtung auf die rechte Körperhälfte des Patienten gelegt, stehen 75 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird Sämtliche Bildanteile, die in Richtung auf die rechte Körperhälfte des Patienten über diese 75 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

☛ 2. FALL

- FOVx ≤ 150 mm, d.h. FOVx/2 ≤75 mm
- In Richtung Mittelpunkt-L (links) werden (FOVx/2) mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in Richtung auf die linke Körperhälfte des Patienten gelegt, stehen 75 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Bei dem oben angegebenen Bereich gelten für FOVx-Werte, für die FOVx/2 immer kleiner oder höchstens gleich 75 mm ist. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVx/2 kleiner als 75 mm ist, vergrößert sich auf der rechten Bildhälfte der schwarze Hintergrund.
- In Richtung Mittelpunkt-R (rechts) werden (FOVx/2) mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in Richtung auf die rechte Körperhälfte des Patienten gelegt, stehen 75 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird Bei dem oben angegebenen Bereich gelten für FOVx-Werte, für die FOVx/2 immer kleiner oder höchstens gleich 75 mm ist. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVx/2 kleiner als 75 mm ist, vergrößert sich auf der linken Bildhälfte der schwarze Hintergrund.

In der anterioren-posterioren Richtung des Patienten entspricht das Messfeld dem FOV entlang der Y-Achse und wird als FOVy bezeichnet.

☛ FALL A

- FOVy ≥ 230 mm, d.h. FOVy/2 ≥115 mm
- In Richtung Mittelpunkt-A (anterior) werden 85 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den anterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 85 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird Sämtliche Bildanteile, die in anteriorer Richtung des Patienten über diese 85 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

- In Richtung Mittelpunkt-P (posterior) werden 115 mm abgebildet. Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den posterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 115 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in posteriorer Richtung des Patienten über diese 115 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

☛ FALL B

- FOVy ≤ 230 mm, d.h. FOVy/2 ≤115 mm
- In Richtung Mittelpunkt-A (anterior) werden 85 mm abgebildet. Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den anterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 85 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird Sämtliche Bildanteile, die in anteriorer Richtung des Patienten über diese 85 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.
- In Richtung Mittelpunkt-P (posterior) werden (FOVy/2) mm abgebildet.
  Bei dem oben angegebenen Bereich gelten für FOVy-Werte, für die FOVy/2 immer kleiner oder höchstens gleich 115 mm ist. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVy/2 kleiner als 115 mm ist, vergrößert sich auf der unteren Bildhälfte der schwarze Hintergrund.

Es folgt ein Beispiel für den Fall 1 + Fall A: FOVx = 250 mm und FOVy = 250 mm.

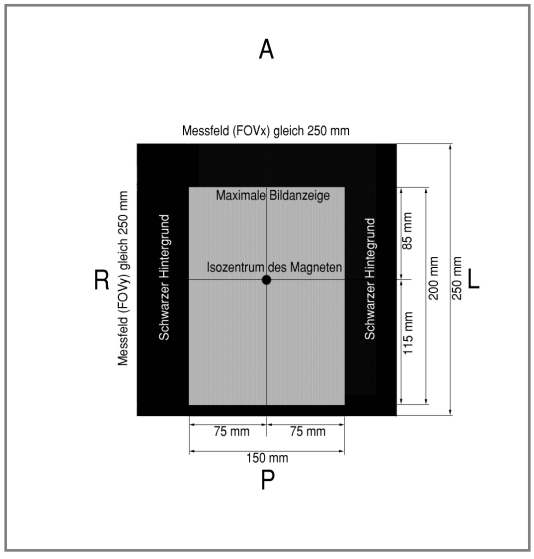

Abb. 1.24 - Transversale Schnittebene des lumbo-sakralen Trakts: Höchstformat der Bildanzeige bei einem Messfeld FOV über 250 mm x 250 mm

Es folgt ein Beispiel für den Fall 2 + Fall B: FOVx = 140 mm und FOVy = 140 mm.

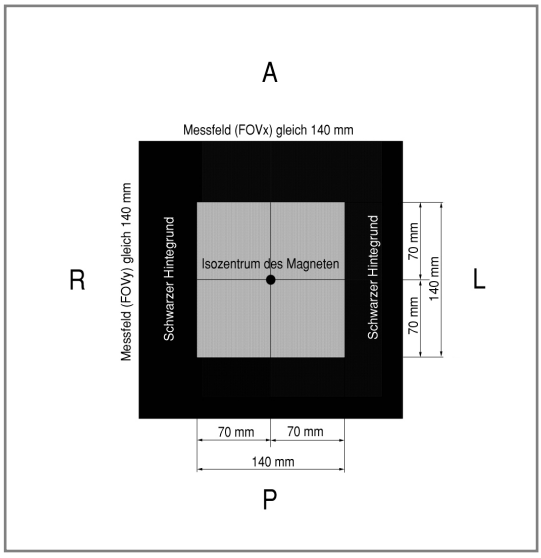

Abb. 1.25 - Transversale Schnittebene des lumbo-sakralen Trakts: Höchstformat der Bildanzeige bei einem Messfeld FOV von 140 mm x 140 mm

Transversale Schnittebene der Halswirbelsäule

Innerhalb des Bildfensters im Format 250 mm x 250 mm, das den Homogenitätsbereich des Magneten darstellt, wird für die transversale Schnittebene der Halswirbelsäule kein weiterer schwarzer Bildrand (Clip) hinzugefügt.

Vorsicht

Die Bildränder im Fenster vom Format 250 mm x 250 mm hängen in Wirklichkeit mit der Empfangsspule zusamen.
Sollte der Anwender entscheiden, die Spule 10, 17 oder 18 LWS zur Untersuchung der Halswirbelsäule einzusetzen, dann entsprächen die Bildränder den Beispielen, die auf den vorherigen Seiten für die Bildränder bei Abbildungen der Lendenwirbelsäule aufgeführt wurden.

Es wird jedoch stark davon abgeraten, die Halswirbelsäule mit der Spule 10, 17 oder 18 LWS zu untersuchen.

Im Hinblick auf das Verhalten der Anzeigefenster, mit denen das Betriebssystem die einzelnen Bildserien visualisiert, ist Folgendes anzumerken:

☛ Für alle anatomischen Untersuchungsregionen außer der Wirbelsäule gilt: Wenn das Messfeld kleiner/gleich 250 mm x 250 mm ist, werden innerhal des maximalen Bildformat alle Pixel angezeigt, die das Bild zusammensetzen (128x128, 256x256 oder 512x512), und zwar auf einem schwarzen Hintergrund, welcher Informationen zu diesem Bild enthält (die Anzahl dieser Daten hängt sowohl von der Fenstergröße als auch von den benutzerdefinierten Einstellungen ab)
Wenn das Messfeld größer als 250 mm x 250 mm ist, wird innerhalb des Anzeigefensters nur der Teil der 128x128, 256x256 oder 512x512 Pixel des erfassten Bildes visualisiert, der sich auf diese 250 mm x 250 mm bezieht.

☛ Für die Wirbelsäule gelten theoretisch gesehen die gleichen Regeln Die Visualisierung der Bildpixel wird jedoch durch die Bildausschnitte begrenzt, die oben beschrieben wurden (sagittal, koronar, transversal oder je nach Ausrichtung der Bildebene).

☛ Das System zeigt dieses Bild immer mit dem größt möglichen, für die betreffende Fenstergröße zulässigen Vergrößerungsfaktor an. Sind die vertikalen und horizontalen Koordinaten unterschiedlich groß, wird der Vergrößerungsfaktor durch den kleineren der beiden Werte bestimmt.

Aufgrund der beschränkten Abmessungen für die Bildanzeige wird davon abgeraten, G-scan- und S-scan-Systeme zur Untersuchung verstreuter bzw. grenzübergreifender Pathologien einzusetzen, die über den Homogenitätsbereich des Magneten - bzw. bei der Wirbelsäule über den Empfindlichkeitsbereich der Spule 10 - hinaus reichen

Zum Beispiel können Tumoren in einem Gebiet lokalisiert sein, das über die maximale Bildanzeige hinaus reicht; eine Beurteilung oder Diagnosestellung kann daher mit G-Scan oder S-scan schwierig oder sogar unmöglich sein.

Gefahrenhinweis

Aufgrund der beschränkten Abmessungen für die Bildanzeige wird davon abgeraten, G-scan- und S-scan-Systeme zur Untersuchung verstreuter bzw. grenzübergreifender Pathologien einzusetzen, da diese u.U. über den Bereich der maximalen Bildanzeige hinaus reichen.

Der Anwender muss definitiv sicher stellen, dass die untersuchten Tumoren - bzw. andere verstreute Pathologien - ganz innerhalb der maximalen Bildanzeige erfasst werden, bevor eine Evaluierung oder Diagnose vorgenommen wird.

Die Beurteilung oder Diagnose von Pathologien, die sich über die maximale Bildanzeige hinaus ausdehnen, kann äußerst schwierig oder sogar unmöglich sein. Denn der Umfang der pathologischen Strukturen ist unter Umständen gar nicht bekannt, so dass wichtige Diagnosestrukturen möglicherweise nicht abgebildet werden.

Systeme mit erweitertem Homogenitätsbereich

BILDANZEIGE FÜR ALLE ANATOMISCHEN UNTERSUCHUNGSREGIONEN AUSSER DER WIRBELSÄULE UND DEM TEMPOROMANIBULÄREN GELENK

Das Höchstformat für die Bildanzeige entspricht daher bei allen anatomischen Untersuchungsregionen außer der Wirbelsäule und des temporomandibulären Gelenks einem Quadrat von 270 mm x 270 mm. Auf diese wird die Visualisierung von außerhalb des Homogenitätsbereichs liegenden Zonen minimiert, die für Artefakte anfällig sind. Wählt der Anwender ein Messfeld, das kleiner als 270 mm x 270 mm ist, entspricht das angezeigte Bild der erfassten Region.

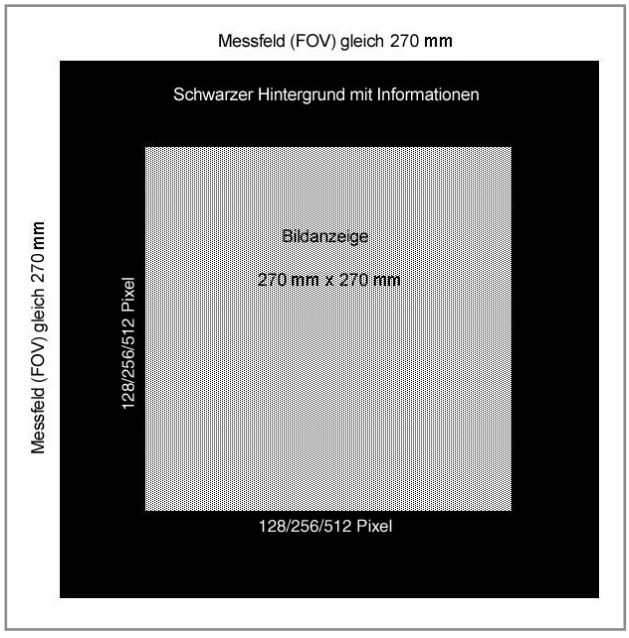

Abb. 1.26 - Bildanzeige bei einem Messfeld FOV gleich 270 mm x 270 mm

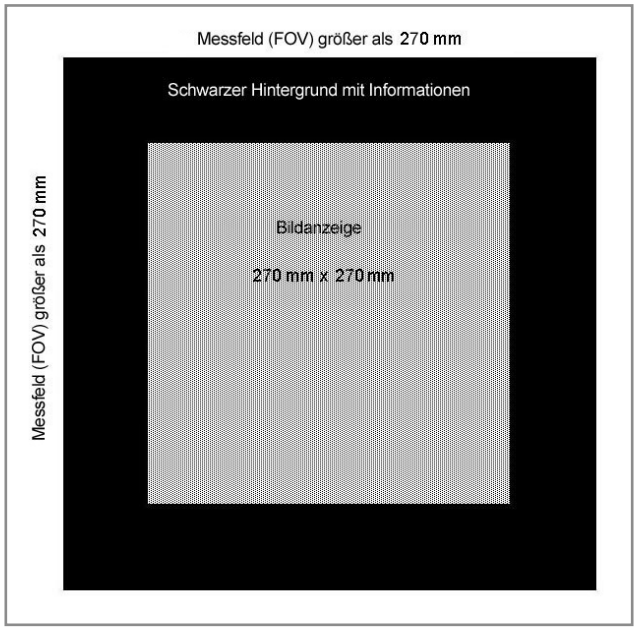

Abb. 1.27 - Höchstformat der Bildanzeige bei einem Messfeld FOV über 270 mm x 270 mm

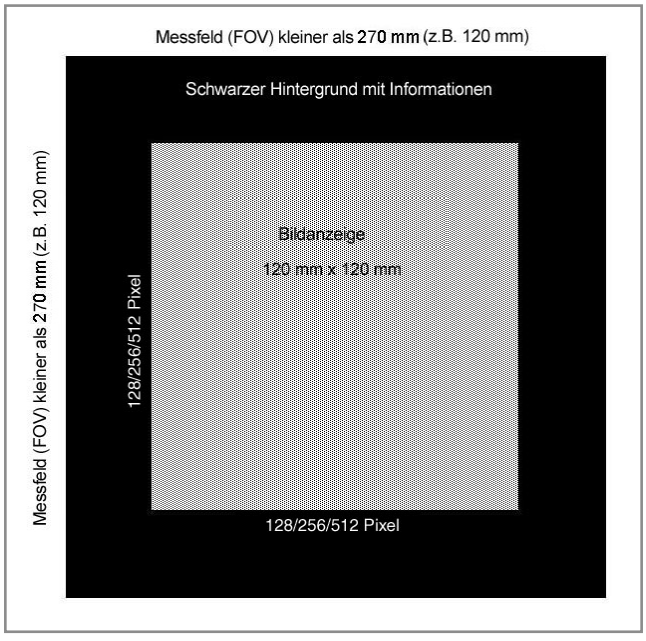

Abb. 1.28 - Bildanzeige bei Messfeld FOV unter 270 mm x 270 mm

EMPFINDLICHKEITSBEREICH DER SPULE TMJ

Bei der Spule TMJ 15 handelt es sich um eine so genannte „Oberflächenspule", die durch einen begrenzten Empfindlichkeitsbereich charakterisiert ist.
Parallel zur Spulenebene verlaufen Isoebenen der Spulenempfindlichkeit, die zu berücksichtigen sind; denn die Intensität des MR-Signals sinkt bei Fortschreiten auf der Achse, die senkrecht zu diesen Ebenen verläuft. Das bedeutet, dass die Bildqualität mit zunehmendem Abstand von der Spule sinkt.

BILDANZEIGE DES TEMPOROMANDIBULÄREN GELENKS

Die Abbildung des temporomandibulären Gelenks ist bis zu einem Höchstformat möglich, das durch zwei unterschiedliche Faktoren bestimmt wird:

☛ Empfindlichkeitsbereich der Spule TMJ 15, der die maximalen Abmessungen der Bildanzeige eingrenzt, um zu gewährleisten, dass die gesamte Fläche der Diagnosebilder eine gleichbleibende Qualität aufweist

☛ Wahl eines Bildausschnitts, in dem bestimmte anatomische Regionen des menschlichen Körpers „ausgeblendet" werden, da diese keine Relevanz für die diagnostische Beurteilung des temporomandibulären Gelenks haben; dies hat den Zweck, die Erfassung von Diagnosebildern zu fördern, die sofort verwendet werden können, ohne dass eine vorherige Editierung (durch Ausschneiden, Vergrößern, usw.) durch den Anwender erforderlich wird (zum Beispiel vor einem Ausdrucken der Bilder).

In Relation zu diesen beiden Faktoren - und den verschiedenen Ausrichtungen des temporomandibulären Gelenks - wurden die auf den folgenden Seiten angegebenen maximalen Bildformate angewendet.

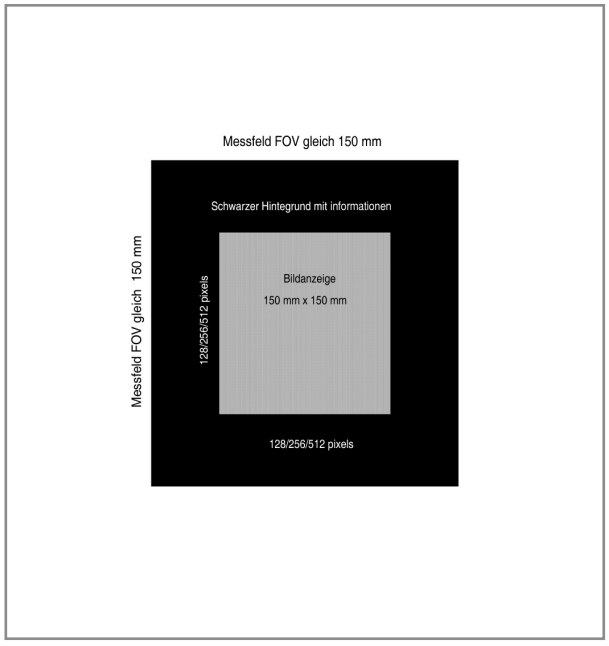

Abb. 1.29 - Bildanzeige bei einem Messfeld FOV gleich 150 mm x 150 mm

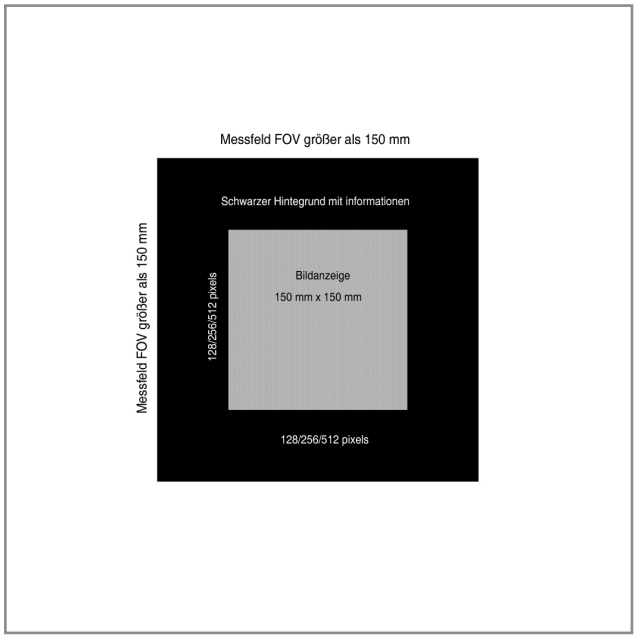

Abb. 1.30 - Höchstformat der Bildanzeige bei einem Messfeld FOV über 150 mm x 150 mm

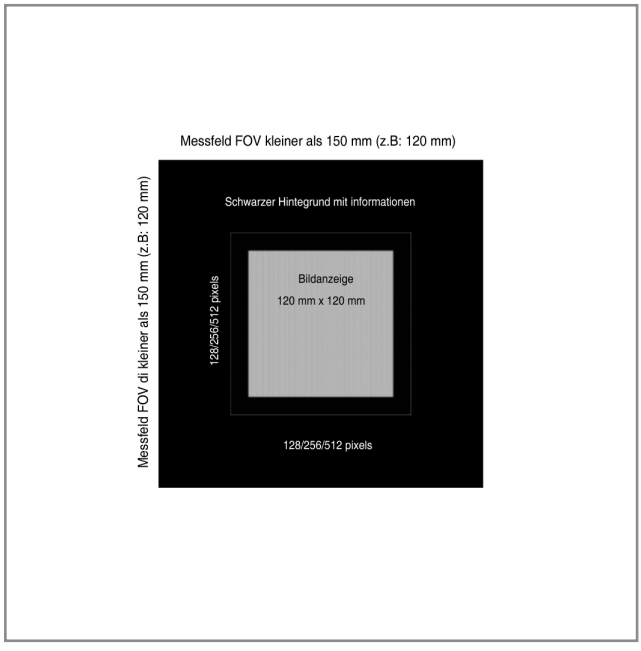

Abb. 1.31 - Bildanzeige bei Messfeld FOV unter 150 mm x 150 mm

BILDANZEIGE DER WIRBELSÄULE

Die Abbildung der Wirbelsäule ist daher bis zu einem Höchstformat möglich, das durch zwei unterschiedliche Faktoren bestimmt ist:

☛ Die Homogenitätsregion des Magneten, die das Höchstformat der Abbildung auf ein Quadrat von 270 mm x 270 mm begrenzt, um das außerhalb dieses Bereiches fallende Gebiet (wo eine Anfälligkeit gegenüber Bildartefakten besteht) auf ein Mindestmaß zu begrenzen

☛ Die Wahl eines Bildausschnitts, in dem bestimmte anatomische Regionen des menschlichen Körpers „ausgeblendet" werden, da diese keine Relevanz für die diagnostische Beurteilung der Wirbelsäule haben; dies hat den Zweck, die Erfassung von Diagnosebildern zu fördern, die sofort verwendet werden können, ohne dass eine vorherige Editierung (durch Ausschneiden, Vergrößern, usw.) durch den Anwender erforderlich wird (zum Beispiel vor einem Ausdrucken der Bilder).

In Relation zu diesen beiden Faktoren - und den verschiedenen Ausrichtungen der Schnittebene - gelten jeweils die auf den folgenden Seiten aufgeführten maximalen Bildformate.

Alle auf den folgenden Seiten enthaltenen Informationen zum Messfeld (FOV) beziehen sich entsprechend der jeweiligen Ausrichtung auf die Achsen des Gradientensystems mit den konventionellen Bezeichnungen X, Y und Z.

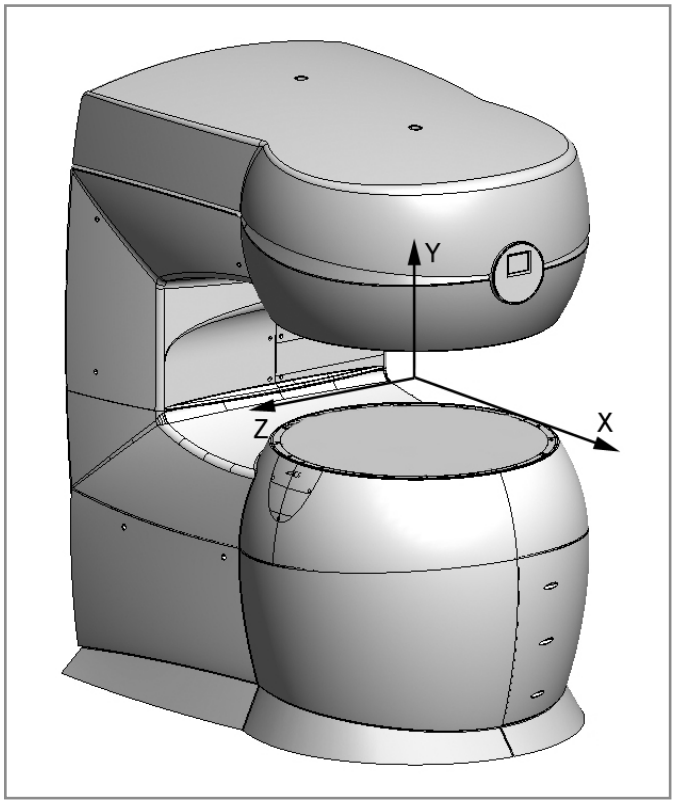

Abb. 1.32 - Achsen des Gradientensystems für die G-scan- Brio-Systeme

Sagittale Schnittebene des lumbo-sakralen Trakts

Das Bildfenster im Format 270 mm x 270 mm weist einen weiteren schwarzen Bildrand (Hintergrund bzw. Clip) auf, dessen Abmessungen und Positionierung in folgender Abbildung zu sehen sind.

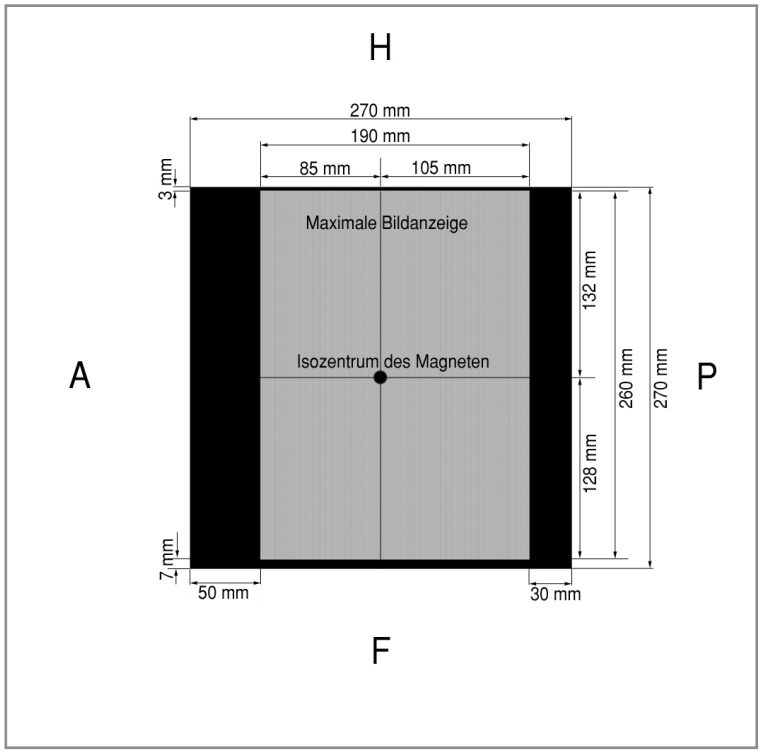

Abb. 1.33 - Sagittale Schnittebene des lumbo-sakralen Trakts: Abmessungen und Dimensionierung des Bildausschnitts im Fenster 270 mm x 270 mm

Das aufgenommene Bild wird in Bezug auf den Mittelpunkt des Fensters (mit den Abmessungen 270 mm x 270 mm) - d.h. im Verhältnis zum Isozentrum des Magneten - zentriert.
In Abhängigkeit von den verschiedenen Konfigurationen können sich dem Anwender daher die im Folgenden beschriebenen Fälle präsentieren; dabei wird sowohl die anterior-posteriore Dimension des Patienten als auch die Dimension der Kopf-Fuß-Achse des Patienten berücksichtigt.

In der anterior-posterioren Richtung des Patienten entspricht das Messfeld dem FOV entlang der Y-Achse und wird als FOVy bezeichnet.

☛ 1. FALL

- FOVy ≥ 210 mm, d.h. FOVy/2 ≥ 105 mm
- In Richtung Mittelpunkt-P (posterior) werden 105 mm abgebildet. Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den posterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 105 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in posteriorer Richtung des Patienten über diese 105 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

- In Richtung Mittelpunkt-A (anterior) werden 85 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den anterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 85 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in anteriorer Richtung des Patienten über diese 85 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.
  Das hängt damit zusammen, dass die Spule in dieser Richtung weniger empfindlich ist. Darüber hinaus handelt es sich bei den von der Visualisierung ausgeschlossenen anatomischen Strukturen (Abdomen) um Aspekte, die für die Diagnose der Wirbelsäule irrelevant sind.

☛ 2. FALL

- 110 mm ≤ FOVy < 210 mm, d.h. FOVy/2 ≥ 55 mm und FOVy/2 < 105 mm
- In Richtung Mittelpunkt-P (posterior) werden (FOVy/2) mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den posterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 105 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Für die Messfelder (FOVy), die im oben angegebenen Bereich gelten, ist der Wert FOVy/2 immer kleiner als 105 mm. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVy/2 kleiner als 105 mm ist, vergrößert sich auf der rechten Bildhälfte der schwarze Hintergrund.
- In Richtung Mittelpunkt-A (anterior) werden 85 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den anterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 85 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in anteriorer Richtung über diese 85 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

☛ 3. FALL

- FOVy = 100 mm, d.h. FOVy/2 = 50 mm
- In Richtung P (posterior) werden (FOVy/2) mm abgebildet.
  Falls der Wert für FOVy/2 gleich 50 mm ist, wird dieser natürlich ganz abgebildet und der schwarze Hintergrund am rechten Bildrand vergrößert sich um 55 mm (d.h. 105 mm - 50 mm).
- In Richtung A (posterior) werden (FOVy/2) mm abgebildet.
  Falls der Wert für FOVy/2 gleich 50 mm ist, wird dieser natürlich ganz abgebildet und der schwarze Hintergrund am linken Bildrand vergrößert sich um 35 mm (d.h. 85 mm - 50 mm).

In der Kopf-Fuß-Richtung des Patienten entspricht das Messfeld dem FOV entlang der Z-Richtung und wird als FOVz bezeichnet.

☛ FALL A

- FOVz ≥ 270 mm, d.h. FOVz/2 ≥ 135 mm

- In Richtung Mittelpunkt-F (Füße) werden 128 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in die Fußrichtung des Patienten gelegt, so stehen 128 mm zur Verfügung, bevor der untere Rand des visualisierten Bildanteils erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in Fußrichtung über diese 128 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.
- In Richtung Mittelpunkt-H (head = Kopf) werden 132 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in die Kopfrichtung des Patienten gelegt, stehen 132 mm zur Verfügung, bevor der untere Rand des visualisierten Bildanteils erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in Kopfrichtung über diese 132 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

☛ FALL B

- FOVz $\leq$ 240 mm, d.h. FOVz/2 $\leq$ 120 mm
- In Richtung Mittelpunkt-F (Füße) werden FOVz/2 abgebildet.
  Bei dem oben angegebenen Bereich gelten für FOVz Werte, für die FOVz/2 immer kleiner oder höchstens gleich 120 mm ist. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVz/2 kleiner als 128 mm ist, vergrößert sich auf der unteren Bildhälfte der schwarze Hintergrund.
- In Richtung Mittelpunkt-H (Kopf) werden FOVz/2 abgebildet.
  Bei dem oben angegebenen Bereich gelten für FOVz Werte, für die FOVz/2 immer kleiner oder höchstens gleich 120 mm ist. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVz/2 kleiner als 132 mm ist, vergrößert sich auf der oberen Bildhälfte der schwarze Hintergrund.

Es folgt ein Beispiel für den Fall 1 + Fall A: FOVy = 270 mm und FOVz = 270 mm.

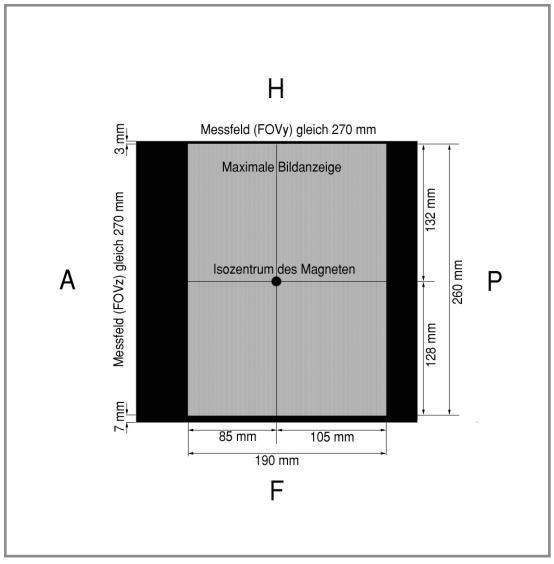

Abb. 1.34 - Sagittale Schnittebene des lumbo-sakralen Trakts: Höchstformat der Bildanzeige bei einem Messfeld FOV über 270 mm x 270 mm

Es folgt ein Beispiel für den Fall 2 + Fall A: FOVy = 180 mm und FOVz = 270 mm.

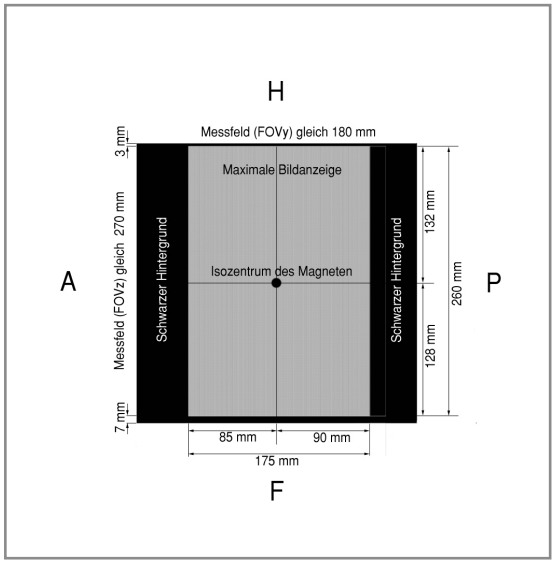

Abb. 1.35 - Sagittale Schnittebene des lumbo-sakralen Trakts: Höchstformat der Bildanzeige bei einem Messfeld FOV von 180 mm x 250 mm

Es folgt ein Beispiel per il caso 3 + caso B: FOVy = 100 mm e FOVz = 100 mm.

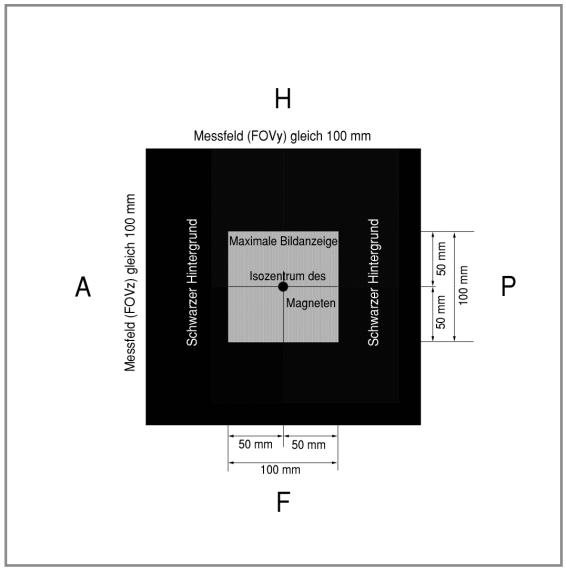

Abb. 1.36 - Sagittale Schnittebene des lumbo-sakralen Trakts: Höchstformat der Bildanzeige bei einem Messfeld FOV von 100 mm x 100 mm

Sagittale Schnittebene der Halswirbelsäule

Das Bildfenster im Format 270 mm x 270 mm weist einen weiteren schwarzen Bildrand (Hintergrund bzw. Clip) auf, dessen Abmessungen und Positionierung in folgender Abbildung zu sehen sind.

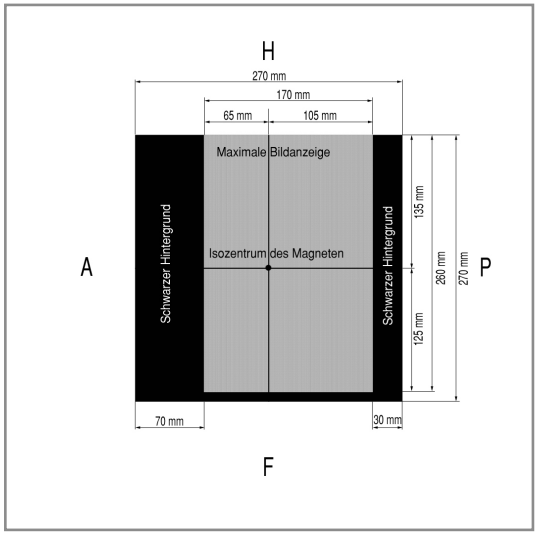

Abb. 1.37 - Sagittale Schnittebene der Halswirbelsäule unter Anwendung der Spule 9: Abmessungen und Dimensionierung des Bildausschnitts im Fenster 270 mm x 270 mm

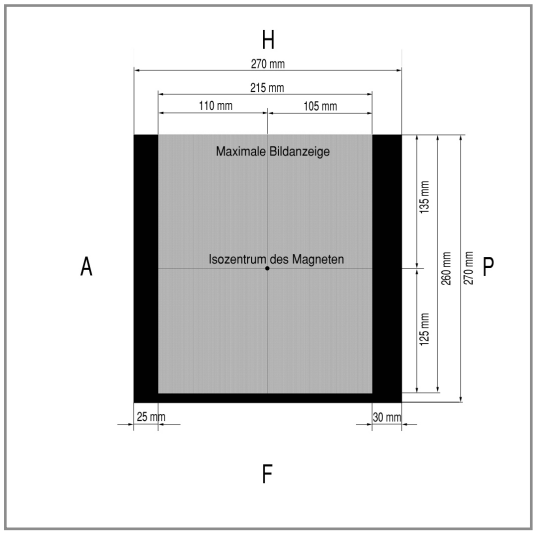

Abb. 1.38 - Sagittale Schnittebene der Halswirbelsäule unter Anwendung der Spule 14: Abmessungen und Dimensionierung des Bildausschnitts im Fenster 270 mm x 270 mm

Das aufgenommene Bild wird in Bezug auf den Mittelpunkt des Fensters (mit den Abmessungen 270 mm x 270 mm) - d.h. im Verhältnis zum Isozentrum des Magneten - zentriert.
In Abhängigkeit von den verschiedenen Konfigurationen können sich dem Anwender daher die im Folgenden beschriebenen Fälle präsentieren; dabei wird sowohl die anterior-posteriore Dimension des Patienten als auch die Dimension der Kopf-Fuß-Achse des Patienten berücksichtigt.

Anwendung der Halswirbelsäulenspule 9

In der anterior-posterioren Richtung des Patienten entspricht das Messfeld dem FOV entlang der Y-Achse und wird als FOVy bezeichnet.

☛ 1. FALL
- FOVy ≥ 210 mm, d.h. FOVy/2 ≥ 105 mm
- In Richtung Mittelpunkt-P (posterior) werden 105 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den posterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 105 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in posteriorer Richtung des Patienten über diese 105 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.
- In Richtung Mittelpunkt-A (anterior) werden 65 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den anterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 65 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in anteriorer Richtung des Patienten über diese 65 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.
  Das hängt damit zusammen, dass die Spule in dieser Richtung weniger empfindlich ist. Darüber hinaus handelt es sich bei den von der Visualisierung ausgeschlossenen anatomischen Strukturen (Abdomen) um Aspekte, die für die Diagnose der Wirbelsäule irrelevant sind.

☛ 2. FALL
- 130 mm ≤ FOVy < 210 mm, d.h. FOVy/2 ≥ 65 mm und FOVy/2 < 105 mm
- In Richtung Mittelpunkt-P (posterior) werden (FOVy/2) mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den posterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 105 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Für die Messfelder (FOVy), die im oben angegebenen Bereich gelten, ist der Wert FOVy/2 immer kleiner als 105 mm. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVy/2 kleiner als 105 mm ist, vergrößert sich auf der rechten Bildhälfte der schwarze Hintergrund.
- In Richtung Mittelpunkt-A (anterior) werden 65 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den anterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 65

mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in anteriorer Richtung über diese 65 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

☛ 3. FALL

- FOVy < 130 mm, d.h. FOVy/2 < 65 mm
- In Richtung P (posterior) werden (FOVy/2) mm abgebildet.
  Der schwarze Hintergrund am rechten Bildrand vergrößert sich um 105 mm - (FOVy/2) mm.
- In Richtung A (posterior) werden (FOVy/2) mm abgebildet.
  Der schwarze Hintergrund am linken Bildrand vergrößert sich um 65 mm - (FOVy/2) mm.

In der Kopf-Fuß-Richtung des Patienten entspricht das Messfeld dem FOV entlang der Z-Richtung und wird als FOVz bezeichnet.

☛ FALL A

- FOVz ≥ 270 mm, d.h. FOVz/2 ≥ 135 mm
- In Richtung Mittelpunkt-F (Füße) werden 125 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in die Fußrichtung des Patienten gelegt, so stehen 125 mm zur Verfügung, bevor der untere und obere Rand der maximalen Bildanzeige erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in Fußrichtung über diese 125 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.
- In Richtung Mittelpunkt-H (head = Kopf) werden 135 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in die Kopfrichtung des Patienten gelegt, so stehen 135 mm zur Verfügung, bevor der untere und obere Rand der maximalen Bildanzeige erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in Kopfrichtung über diese 135 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

☛ FALL B

- 250 mm < FOVz < 270 mm, d.h. 125 < FOVz/2 < 135 mm
- In Richtung Mittelpunkt-F (Füße) werden 125 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in die Fußrichtung des Patienten gelegt, so stehen 125 mm zur Verfügung, bevor der untere und obere Rand der maximalen Bildanzeige erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in Fußrichtung über diese 125 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.
- In Richtung Mittelpunkt-H (Kopf) werden FOVz/2 abgebildet.
  Für die Messfelder (FOVz), die im oben angegebenen Bereich gelten, ist der Wert FOVz/2 immer kleiner als 135 mm. Da der Wert FOVz/2 kleiner als 135 mm ist, vergrößert sich auf der unteren und oberen Bildhälfte der schwarze Hintergrund.

☛ FALL C

- FOVz < 250 mm, d.h. FOVz/2 < 125 mm
- In Richtung Mittelpunkt-F (Füße) werden FOVz/2 abgebildet.
  Für die Messfelder (FOVz), die im oben angegebenen Bereich gelten, ist der Wert FOVz/2 immer kleiner als 125 mm. Da der Wert FOVz/2 kleiner als 125 mm ist, vergrößert sich auf der unteren und oberen Bildhälfte der schwarze Hintergrund.
- In Richtung Mittelpunkt-H (Kopf) werden FOVz/2 abgebildet.
  Für die Messfelder (FOVz), die im oben angegebenen Bereich gelten, ist der Wert FOVz/2 immer kleiner als 135 mm. Da der Wert FOVz/2 kleiner als 135 mm ist, vergrößert sich auf der unteren und oberen Bildhälfte der schwarze Hintergrund.

Anwendung der Halswirbelsäulenspule DPA 14 (Optional)

In der anterior-posterioren Richtung des Patienten entspricht das Messfeld dem FOV entlang der Y-Achse und wird als FOVy bezeichnet.

☛ 1. FALL
- FOVy ≥ 220 mm, d.h. FOVy/2 ≥ 110 mm
- In Richtung Mittelpunkt-P (posterior) werden 105 mm abgebildet. Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den posterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 105 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in posteriorer Richtung des Patienten über diese 105 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.
- In Richtung Mittelpunkt-A (anterior) werden 110 mm abgebildet. Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den anterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 110 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in anteriorer Richtung des Patienten über diese 110 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.
  Das hängt damit zusammen, dass die Spule in dieser Richtung weniger empfindlich ist. Darüber hinaus handelt es sich bei den von der Visualisierung ausgeschlossenen anatomischen Strukturen (Abdomen) um Aspekte, die für die Diagnose der Wirbelsäule irrelevant sind.

☛ 2. FALL
- 210 mm ≤ FOVy < 220 mm, d.h. FOVy/2 ≥ 105 mm und FOVy/2 < 110 mm
- In Richtung Mittelpunkt-P (posterior) werden 105 mm abgebildet. Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den posterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 105 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in posteriorer Richtung des Patienten über diese 105 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.
- In Richtung A (anterior) werden (FOVy/2) mm abgebildet. Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den anterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 110 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Für die Messfelder (FOVy), die im oben angegebenen Bereich gelten, ist der Wert FOVy/2 immer kleiner als 110 mm. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVy/2 kleiner als 110 mm ist, vergrößert sich auf der linken Bildhälfte der schwarze Hintergrund.

☛ 3. FALL
- FOVy < 210 mm, d.h. FOVy/2 < 105 mm

- In Richtung P (posterior) werden (FOVy/2) mm abgebildet.
  Der schwarze Hintergrund am rechten Bildrand vergrößert sich um 105 mm - (FOVy/2) mm.
- In Richtung Mittelpunkt-A (anterior) werden 110 mm abgebildet.
  Der schwarze Hintergrund am linken Bildrand vergrößert sich um 110 mm - (FOVy/2) mm.

In der Kopf-Fuß-Richtung des Patienten entspricht das Messfeld dem FOV entlang der Z-Achse und wird als FOVz bezeichnet.

☛ FALL A
- FOVz ≥ 270 mm, d.h. FOVz/2 ≥ 135 mm
- In Richtung Mittelpunkt-F (Füße) werden 125 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in die Fußrichtung des Patienten gelegt, so stehen 125 mm zur Verfügung, bevor der untere und obere Rand der maximalen Bildanzeige erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in Fußrichtung über diese 125 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.
- In Richtung Mittelpunkt-H (head = Kopf) werden 135 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in die Kopfrichtung des Patienten gelegt, so stehen 135 mm zur Verfügung, bevor der untere und obere Rand der maximalen Bildanzeige erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in Kopfrichtung über diese 135 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

☛ FALL B
- 250 mm < FOVz < 270 mm, d.h. 125 < FOVz/2 < 135 mm
- In Richtung Mittelpunkt-F (Füße) werden 125 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in die Fußrichtung des Patienten gelegt, so stehen 125 mm zur Verfügung, bevor der untere und obere Rand der maximalen Bildanzeige erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in Fußrichtung über diese 125 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.
- In Richtung Mittelpunkt-H (Kopf) werden FOVz/2 abgebildet.
  Für die Messfelder (FOVz), die im oben angegebenen Bereich gelten, ist der Wert FOVz/2 immer kleiner als 135 mm. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVz/2 kleiner als 135 mm ist, vergrößert sich auf der oberen Bildhälfte der schwarze Hintergrund.

☛ FALL C
- FOVz < 250 mm, d.h. FOVz/2 < 125 mm

- In Richtung Mittelpunkt-F (Füße) werden FOVz/2 abgebildet.
  Für die Messfelder (FOVz), die im oben angegebenen Bereich gelten, ist der Wert FOVz/2 immer kleiner als 125 mm. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVz/2 kleiner als 125 mm ist, vergrößert sich auf der unteren Bildhälfte der schwarze Hintergrund.
- In Richtung Mittelpunkt-H (Kopf) werden FOVz/2 abgebildet.
  Für die Messfelder (FOVz), die im oben angegebenen Bereich gelten, ist der Wert FOVz/2 immer kleiner als 135 mm. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVz/2 kleiner als 135 mm ist, vergrößert sich auf der oberen Bildhälfte der schwarze Hintergrund.

Koronare Schnittebene des lumbo-sakralen Trakts

Das Bildfenster im Format 270 mm x 270 mm weist einen weiteren schwarzen Bildrand (Hintergrund bzw. Clip) auf, dessen Abmessungen und Positionierung in folgender Abbildung zu sehen sind.

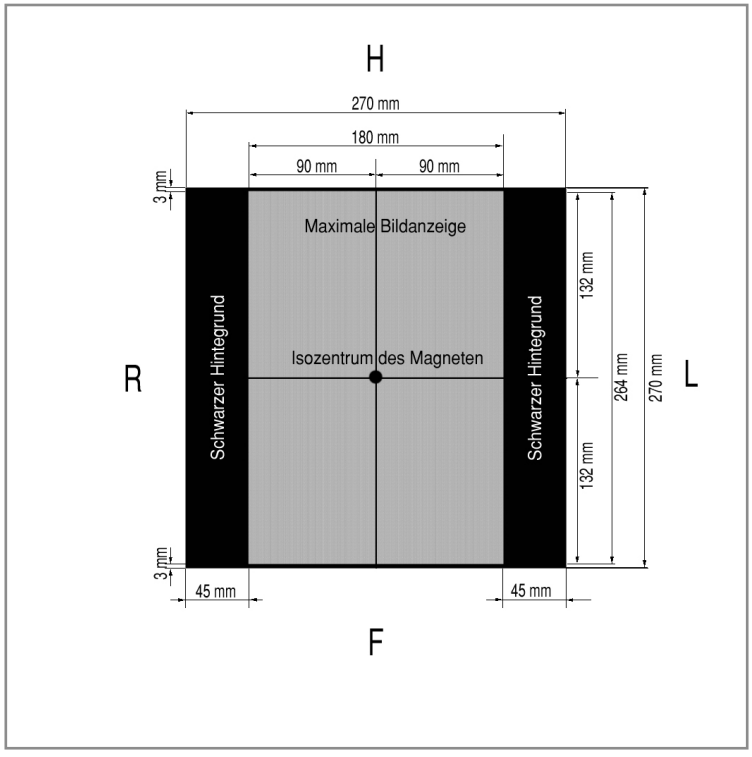

Abb. 1.39 - Koronare Schnittebene des lumbo-sakralen Trakts: Abmessungen und Dimensionierung des Bildausschnitts im Fenster 270 mm x 270 mm

Das aufgenommene Bild wird in Bezug auf den Mittelpunkt des Fensters (mit den Abmessungen 270 mm x 270 mm) - d.h. im Verhältnis zum Isozentrum des Magneten - zentriert.
In Abhängigkeit von den verschiedenen Konfigurationen können sich dem Anwender daher die im Folgenden beschriebenen Fälle präsentieren; dabei wird sowohl die rechts-links-Dimension des Patienten als auch die Dimension der Kopf-Fuß-Achse des Patienten berücksichtigt.

In der rechts-links-Richtung des Patienten entspricht das Messfeld dem FOV entlang der X-Achse und wird als FOVx bezeichnet.
Dabei ist zu berücksichtigen, dass die rechte Körperhälfte des Patienten gemäß DICOM®-Konvention auf der linken Seite des Diagnosebildes abgebildet wird, während die linke Körperhälfte des Patienten auf der rechten Bildseite zu sehen ist.

☛ 1. FALL
- FOVx > 180 mm, d.h. FOVx/2 >90 mm

- In Richtung Mittelpunkt-L (links) werden 90 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in Richtung auf die linke Körperhälfte des Patienten gelegt, stehen 90 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in Richtung auf die linke Körperhälfte des Patienten über diese 90 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.
- In Richtung Mittelpunkt-R (rechts) werden 90 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in Richtung auf die rechte Körperhälfte des Patienten gelegt, stehen 90 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird Sämtliche Bildanteile, die in Richtung auf die rechte Körperhälfte des Patienten über diese 90 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

☛ 2. FALL

- FOVx ≤ 180 mm, d.h. FOVx/2 ≤ 90 mm
- In Richtung Mittelpunkt-L (links) werden (FOVx/2) mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in Richtung auf die linke Körperhälfte des Patienten gelegt, stehen 90 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Bei dem oben angegebenen Bereich gelten für FOVx Werte, für die FOVx/2 immer kleiner oder höchstens gleich 90 mm ist. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVx/2 kleiner als 90 mm ist, vergrößert sich auf der rechten Bildhälfte der schwarze Hintergrund.
- In Richtung Mittelpunkt-R (rechts) werden (FOVx/2) mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in Richtung auf die rechte Körperhälfte des Patienten gelegt, stehen 90 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Bei dem oben angegebenen Bereich gelten für FOVx Werte, für die FOVx/2 immer kleiner oder höchstens gleich 90 mm ist. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVx/2 kleiner als 90 mm ist, vergrößert sich auf der linken Bildhälfte der schwarze Hintergrund.

In der Kopf-Fuß-Richtung des Patienten entspricht das Messfeld dem FOV entlang der Z-Achse und wird als FOVz bezeichnet.

☛ FALL A

- FOVz ≥ 270 mm, d.h. FOVz/2 ≥ 135 mm
- In Richtung Mittelpunkt-F (Füße) und in Richtung Mittelpunkt-H (head = Kopf) werden 132 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in die Fußrichtung des Patienten gelegt, so stehen 132 mm zur Verfügung, bevor der untere Rand des visualisierten Bildanteils erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in Fußrichtung über diese 132 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

☛ FALL B

- FOVz ≤ 240 mm, d.h. FOVz/2 ≤ 120 mm
- In Richtung Mittelpunkt-F (Füße) und in Richtung Mittelpunkt-H (head = Kopf) werden FOVz/2 abgebildet.
  Für die Messfelder (FOVz), die im oben angegebenen Bereich gelten, ist der Wert FOVz/2 immer kleiner als 120 mm. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVz/2 kleiner als 120 mm ist, vergrößert sich auf der unteren Bildhälfte der schwarze Hintergrund.

Es folgt ein Beispiel für den Fall 1 + Fall A: FOVx = 270 mm und FOVz = 270 mm.

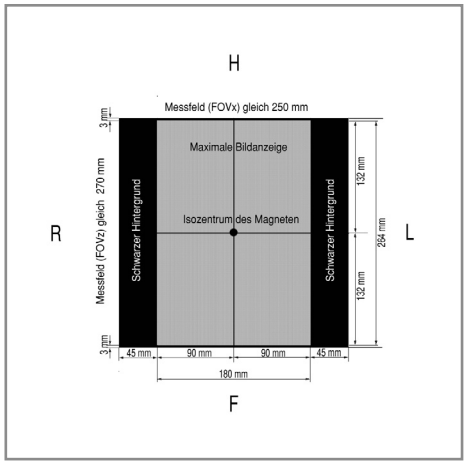

Abb. 1.40 - Koronare Schnittebene des lumbo-sakralen Trakts: Höchstformat der Bildanzeige bei einem Messfeld FOV über 270 mm x 250 mm

Es folgt ein Beispiel für den Fall 2 + Fall B: FOVx = 100 mm und FOVz = 100 mm.

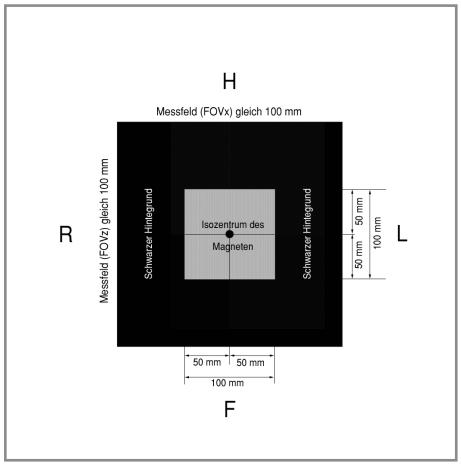

Abb. 1.41 - Koronare Schnittebene des lumbo-sakralen Trakts: Höchstformat der Bildanzeige bei einem Messfeld FOV von 100 mm x 100 mm

Koronare Schnittebene der Halswirbelsäule

Das Bildfenster im Format 270 mm x 270 mm weist einen weiteren schwarzen Bildrand (Hintergrund bzw. Clip) auf, dessen Abmessungen und Positionierung in folgender Abbildung zu sehen sind.

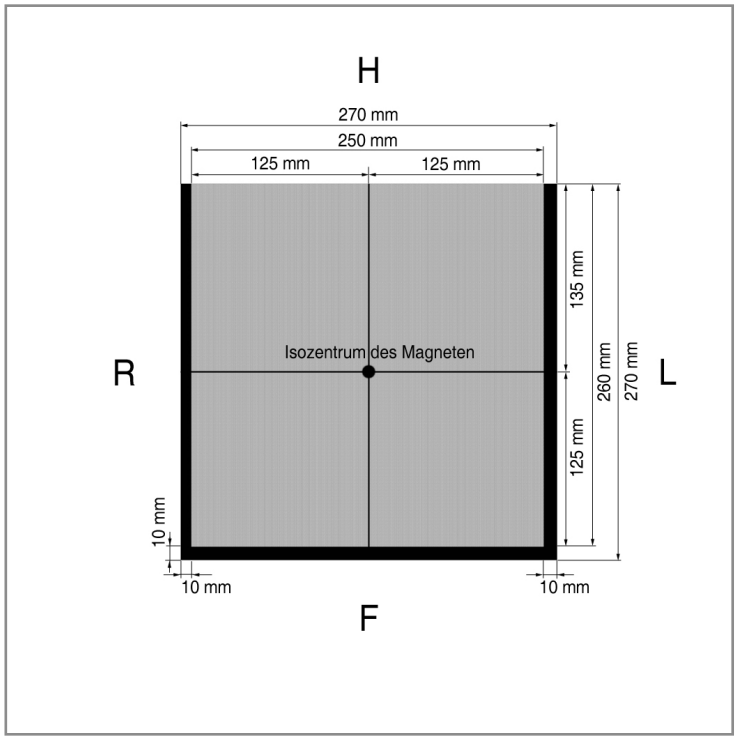

Abb. 1.42 - Koronare Schnittebene des lumbo-sakralen Trakts: Abmessungen und Dimensionierung des Bildausschnitts im Fenster 270 mm x 270 mm

Das aufgenommene Bild wird in Bezug auf den Mittelpunkt des Fensters (mit den Abmessungen 270 mm x 270 mm) - d.h. im Verhältnis zum Isozentrum des Magneten - zentriert.
In Abhängigkeit von den verschiedenen Konfigurationen können sich dem Anwender daher die im Folgenden beschriebenen Fälle präsentieren; dabei wird sowohl die rechts-links-Dimension des Patienten als auch die Dimension der Kopf-Fuß-Achse des Patienten berücksichtigt.

In der rechts-links-Richtung des Patienten entspricht das Messfeld dem FOV entlang der X-Achse und wird als FOVx bezeichnet.
Dabei ist zu berücksichtigen, dass die rechte Körperhälfte des Patienten gemäß DICOM®-Konvention auf der linken Seite des Diagnosebildes abgebildet wird, während die linke Körperhälfte des Patienten auf der rechten Bildseite zu sehen ist.

☛ 1. FALL
- FOVx > 250 mm, d.h. FOVx/2 >125 mm
- In Richtung Mittelpunkt-L (links) werden 125 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in Richtung auf die linke Körperhälfte des Patienten gelegt, stehen 125 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche

Bildanteile, die in Richtung auf die linke Körperhälfte des Patienten über diese 125 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

- In Richtung Mittelpunkt-R (rechts) werden 125 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in Richtung auf die rechte Körperhälfte des Patienten gelegt, stehen 125 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in Richtung auf die rechte Körperhälfte des Patienten über diese 125 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

☛ 2. FALL

- FOVx ≤ 250 mm, d.h. FOVx/2 ≤ 125 mm
- In Richtung Mittelpunkt-L (links) werden (FOVx/2) mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in Richtung auf die linke Körperhälfte des Patienten gelegt, stehen 125 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Bei dem oben angegebenen Bereich gelten für FOVx Werte, für die FOVx/2 immer kleiner oder höchstens gleich 125 mm ist. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVx/2 kleiner als 125 mm ist, vergrößert sich auf der rechten Bildhälfte der schwarze Hintergrund.
- In Richtung Mittelpunkt-R (rechts) werden (FOVx/2) mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in Richtung auf die rechte Körperhälfte des Patienten gelegt, stehen 125 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Bei dem oben angegebenen Bereich gelten für FOVx Werte, für die FOVx/2 immer kleiner oder höchstens gleich 125 mm ist. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVx/2 kleiner als 125 mm ist, vergrößert sich auf der linken Bildhälfte der schwarze Hintergrund.

In der Kopf-Fuß-Richtung des Patienten entspricht das Messfeld dem FOV entlang der Z-Achse und wird als FOVz bezeichnet.

☛ FALL A

- FOVz > 270 mm, d.h. FOVz/2 >135 mm
- In Richtung Mittelpunkt-F (Füße) werden 125 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in die Fußrichtung des Patienten gelegt, so stehen 125 mm zur Verfügung, bevor der untere Rand des visualisierten Bildanteils erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in Fußrichtung über diese 125 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.
- In Richtung Mittelpunkt-H (head = Kopf) werden 135 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in die Kopfrichtung des Patienten gelegt, stehen 135 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in Kopfrichtung über diese 135 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

☛ FALL B

- 250 mm < FOVz < 270 mm, d.h. 125 < FOVz/2 < 135 mm
- In Richtung Mittelpunkt-F (Füße) werden 125 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in die Fußrichtung des Patienten gelegt, so stehen 125 mm zur Verfügung, bevor der untere Rand des visualisierten Bildanteils erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in Fußrichtung über diese 125 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.
- In Richtung Mittelpunkt-H (Kopf) werden FOVz/2 abgebildet.
  Für die Messfelder (FOVz), die im oben angegebenen Bereich gelten, ist der Wert FOVz/2 immer kleiner als 135 mm. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVz/2 kleiner als 135 mm ist, vergrößert sich auf der oberen Bildhälfte der schwarze Hintergrund.

☛ FALL C

- FOVz ≤ 250 mm, d.h. FOVz/2 ≤ 125 mm
- In Richtung Mittelpunkt-F (Füße) werden FOVz/2 abgebildet.
  Für die Messfelder (FOVz), die im oben angegebenen Bereich gelten, ist der Wert FOVz/2 immer kleiner als 125 mm. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVz/2 kleiner als 125 mm ist, vergrößert sich auf der unteren Bildhälfte der schwarze Hintergrund.
- In Richtung Mittelpunkt-H (Kopf) werden FOVz/2 abgebildet.
  Für die Messfelder (FOVz), die im oben angegebenen Bereich gelten, ist der Wert FOVz/2 immer kleiner als 135 mm. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVz/2 kleiner als 135 mm ist, vergrößert sich auf der oberen Bildhälfte der schwarze Hintergrund.

Transversale Schnittebene des lumbo-sakralen Trakts

Das Bildfenster im Format 270 mm x 270 mm weist einen weiteren schwarzen Bildrand (Hintergrund bzw. Clip) auf, dessen Abmessungen und Positionierung in folgender Abbildung zu sehen sind.

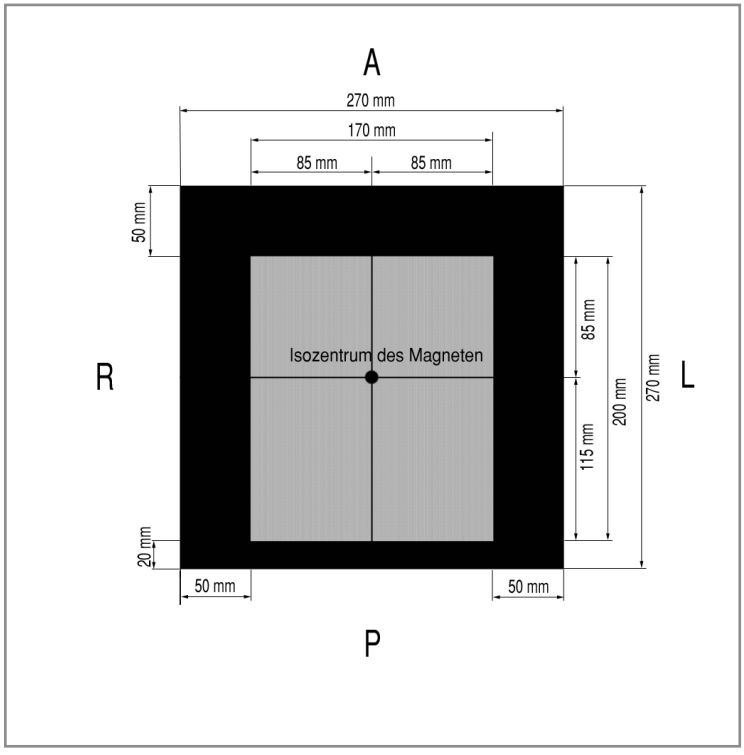

Abb. 1.43 - Transversale Schnittebene des lumbo-sakralen Trakts: Abmessungen und Dimensionierung des Bildausschnitts im Fenster 270 mm x 270 mm

Das aufgenommene Bild wird in Bezug auf den Mittelpunkt des Fensters (mit den Abmessungen 270 mm x 270 mm) - d.h. im Verhältnis zum Isozentrum des Magneten - zentriert.
In Abhängigkeit von den verschiedenen Konfigurationen können sich dem Anwender daher die im Folgenden beschriebenen Fälle präsentieren; dabei wird sowohl die rechts-links-Dimension des Patienten als auch die anteriore-posteriore Dimension des Patienten berücksichtigt.

In der rechts-links-Richtung des Patienten entspricht das Messfeld dem FOV entlang der X-Achse und wird als FOVx bezeichnet.
Dabei ist zu berücksichtigen, dass die rechte Körperhälfte des Patienten gemäß DICOM®-Konvention auf der linken Seite des Diagnosebildes abgebildet wird, während die linke Körperhälfte des Patienten auf der rechten Bildseite zu sehen ist.

☛ 1. FALL
- FOVx > 170 mm, d.h. FOVx/2 >85 mm

- In Richtung Mittelpunkt-L (links) werden 85 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in Richtung auf die linke Körperhälfte des Patienten gelegt, stehen 85 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in Richtung auf die linke Körperhälfte des Patienten über diese 85 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.
- In Richtung Mittelpunkt-R (rechts) werden 85 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in Richtung auf die rechte Körperhälfte des Patienten gelegt, stehen 85 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in Richtung auf die rechte Körperhälfte des Patienten über diese 85 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

☛ 2. FALL

- FOVx ≤ 170 mm, d.h. FOVx/2 ≤ 85 mm
- In Richtung Mittelpunkt-L (links) werden (FOVx/2) mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in Richtung auf die linke Körperhälfte des Patienten gelegt, stehen 85 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Bei dem oben angegebenen Bereich gelten für FOVx-Werte, für die FOVx/2 immer kleiner oder höchstens gleich 85 mm ist. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVx/2 kleiner als 85 mm ist, vergrößert sich auf der rechten Bildhälfte der schwarze Hintergrund.
- In Richtung Mittelpunkt-R (rechts) werden (FOVx/2) mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in Richtung auf die rechte Körperhälfte des Patienten gelegt, stehen 85 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Bei dem oben angegebenen Bereich gelten für FOVx-Werte, für die FOVx/2 immer kleiner oder höchstens gleich 85 mm ist. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVx/2 kleiner als 85 mm ist, vergrößert sich auf der linken Bildhälfte der schwarze Hintergrund.

In der anterior-posterioren Richtung des Patienten entspricht das Messfeld dem FOV entlang der Y-Achse und wird als FOVy bezeichnet.

☛ FALL A

- FOVy ≥ 230 mm, d.h. FOVy/2 ≥ 115 mm
- In Richtung Mittelpunkt-A (anterior) werden 85 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den anterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 85 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in anteriorer Richtung des Patienten über diese 85 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

- In Richtung Mittelpunkt-P (posterior) werden 115 mm abgebildet. Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den posterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 115 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in posteriorer Richtung des Patienten über diese 115 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

☛ FALL B

- FOVy ≤ 230 mm, d.h. FOVy/2 ≤ 115 mm
- In Richtung Mittelpunkt-A (anterior) werden 85 mm abgebildet. Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den anterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 85 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in anteriorer Richtung des Patienten über diese 85 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.
- In Richtung Mittelpunkt-P (posterior) werden (FOVy/2) mm abgebildet.
  Bei dem oben angegebenen Bereich gelten für FOVy-Werte, für die FOVy/2 immer kleiner oder höchstens gleich 115 mm ist. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVy/2 kleiner als 115 mm ist, vergrößert sich auf der unteren Bildhälfte der schwarze Hintergrund.

Es folgt ein Beispiel für den Fall 1 + Fall A: FOVx = 250 mm und FOVy = 250 mm.

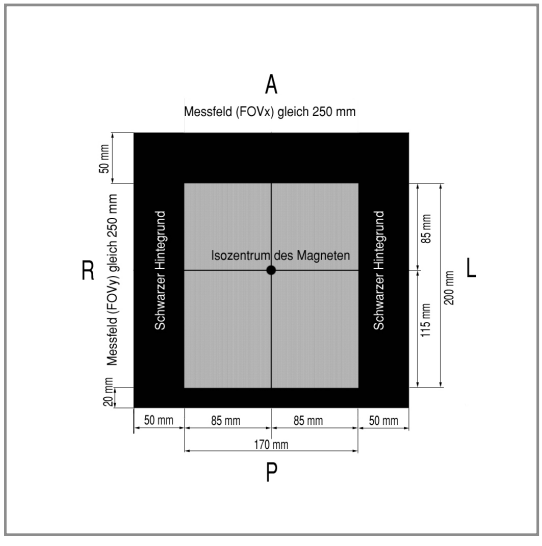

Abb. 1.44 - Transversale Schnittebene des lumbo-sakralen Trakts: Höchstformat der Bildanzeige bei einem Messfeld FOV über 250 mm x 250 mm

Es folgt ein Beispiel für den Fall 2 + Fall B: FOVx = 140 mm und FOVy = 140 mm.

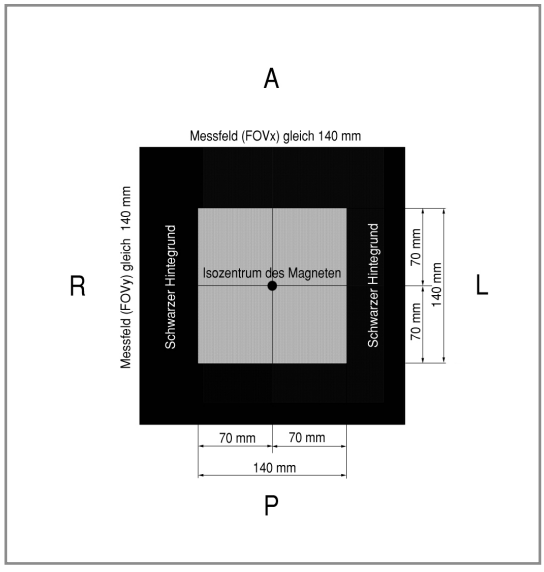

Abb. 1.45 - Transversale Schnittebene des lumbo-sakralen Trakts: Höchstformat der Bildanzeige bei einem Messfeld FOV von 140 mm x 140 mm

Transversale Schnittebene der Halswirbelsäule

Das Bildfenster im Format 270 mm x 270 mm weist einen weiteren schwarzen Bildrand (Hintergrund bzw. Clip) auf, dessen Abmessungen und Positionierung in folgender Abbildung zu sehen sind.

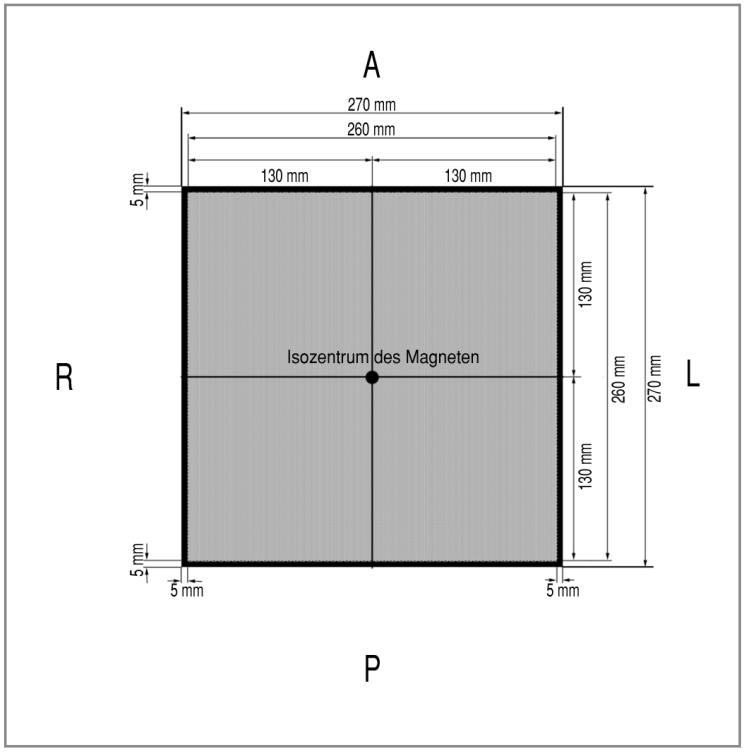

Abb. 1.46 - Transversale Schnittebene des lumbo-sakralen Trakts: Abmessungen und Dimensionierung des Bildausschnitts im Fenster 270 mm x 270 mm

Das aufgenommene Bild wird in Bezug auf den Mittelpunkt des Fensters (mit den Abmessungen 270 mm x 270 mm) - d.h. im Verhältnis zum Isozentrum des Magneten - zentriert.
In Abhängigkeit von den verschiedenen Konfigurationen können sich dem Anwender daher die im Folgenden beschriebenen Fälle präsentieren; dabei wird sowohl die rechts-links-Dimension des Patienten als auch die anterior-posteriore Dimension des Patienten berücksichtigt.

In der rechts-links-Richtung des Patienten entspricht das Messfeld dem FOV entlang der X-Achse und wird als FOVx bezeichnet.
Dabei ist zu berücksichtigen, dass die rechte Körperhälfte des Patienten gemäß DICOM®-Konvention auf der linken Seite des Diagnosebildes abgebildet wird, während die linke Körperhälfte des Patienten auf der rechten Bildseite zu sehen ist.

☛ 1. FALL

- FOVx > 260 mm, d.h. FOVx/2 > 130 mm
- In Richtung Mittelpunkt-L (links) werden 130 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in Richtung auf die linke Körperhälfte des Patienten gelegt, stehen 130 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in Richtung auf die linke Körperhälfte des Patienten über diese 130 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.
- In Richtung Mittelpunkt-R (rechts) werden 130 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in Richtung auf die rechte Körperhälfte des Patienten gelegt, stehen 130 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in Richtung auf die rechte Körperhälfte des Patienten über diese 130 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

☛ 2. FALL

- FOVx ≤ 260 mm, d.h. FOVx/2 ≤ 130 mm
- In Richtung Mittelpunkt-L (links) werden (FOVx/2) mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in Richtung auf die linke Körperhälfte des Patienten gelegt, stehen 130 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Bei dem oben angegebenen Bereich gelten für FOVx-Werte, für die FOVx/2 immer kleiner oder höchstens gleich 130 mm ist. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVx/2 kleiner als 130 mm ist, vergrößert sich auf der rechten Bildhälfte der schwarze Hintergrund.
- In Richtung Mittelpunkt-R (rechts) werden (FOVx/2) mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in Richtung auf die rechte Körperhälfte des Patienten gelegt, stehen 130 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip) erreicht wird. Bei dem oben angegebenen Bereich gelten für FOVx-Werte, für die FOVx/2 immer kleiner oder höchstens gleich 130 mm ist. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVx/2 kleiner als 130 mm ist, vergrößert sich auf der linken Bildhälfte der schwarze Hintergrund.

In der anterior-posterioren Richtung des Patienten entspricht das Messfeld dem FOV entlang der Y-Achse und wird als FOVy bezeichnet.

☛ FALL A

- FOVy > 260 mm, d.h. FOVy/2 > 130 mm
- In Richtung Mittelpunkt-A (anterior) und in Richtung Mittelpunkt-P (posterior) werden 130 mm abgebildet.
  Wird der Bildausschnitt - vom Bildzentrum ausgehend - in den anterioren oder posterioren Körperabschnitt des Patienten gelegt, stehen also 130 mm zur Verfügung, bevor der Bildrand (Clip)

erreicht wird. Sämtliche Bildanteile, die in anteriorer oder posteriorer Richtung des Patienten über diese 130 mm hinausragen, sind von der Visualisierung ausgeschlossen.

☛ FALL B

- FOVy ≤ 260 mm, d.h. FOVy/2 ≤ 130 mm
- In Richtung A (anterior) werden (FOVy/2) mm abgebildet.
  Bei dem oben angegebenen Bereich gelten für FOVy-Werte, für die FOVy/2 immer kleiner oder höchstens gleich 130 mm ist. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVy/2 kleiner als 130 mm ist, vergrößert sich auf der linken und rechten Bildhälfte der schwarze Hintergrund.
- In Richtung Mittelpunkt-P (posterior) werden (FOVy/2) mm abgebildet.
  Bei dem oben angegebenen Bereich gelten für FOVy-Werte, für die FOVy/2 immer kleiner oder höchstens gleich 130 mm ist. In Abhängigkeit von der Tatsache, dass der Wert FOVy/2 kleiner als 130 mm ist, vergrößert sich auf der linken und rechten Bildhälfte der schwarze Hintergrund.

Vorsicht

Die Bildränder im Fenster vom Format 270 mm x 270 mm hängen in Wirklichkeit mit der Empfangsspule zusammen.
Sollte der Anwender entscheiden, die Spule 10, 17 oder 18 LWS zur Untersuchung der Halswirbelsäule einzusetzen, dann entsprächen die Bildränder den Beispielen, die auf den vorherigen Seiten für die Bildränder bei Abbildungen der Lendenwirbelsäule aufgeführt wurden.

Es wird jedoch stark davon abgeraten, die Halswirbelsäule mit der Spule 10, 17 oder 18 LWS zu untersuchen.

Im Hinblick auf das Verhalten der Anzeigefenster, mit denen das Betriebssystem die einzelnen Bildserien visualisiert, ist Folgendes anzumerken:

☛ Für alle anatomischen Untersuchungsregionen außer der Wirbelsäule gilt:
Wenn das Messfeld kleiner/gleich 270 mm x 270 mm ist, werden innerhalb des maximalen Bildformat alle Pixel angezeigt, die das Bild zusammensetzen (128x128, 256x256 oder 512x512), und zwar auf einem schwarzen Hintergrund, welcher Informationen zu diesem Bild enthält (die Anzahl dieser Daten hängt sowohl von der Fenstergröße als auch von den benutzerdefinierten Einstellungen ab).
Wenn das Messfeld größer als 270 mm x 270 mm ist, wird innerhalb des Anzeigefensters nur der Teil der 128x128, 256x256 oder 512x512 Pixel des erfassten Bildes visualisiert, der sich auf diese 270 mm x 270 mm

bezieht.
☛ Für die Wirbelsäule gelten theoretisch gesehen die gleichen Regeln. Die Visualisierung der Bildpixel wird jedoch durch die Bildausschnitte begrenzt, die oben beschrieben wurden (sagittal, koronar, transversal oder je nach Ausrichtung der Bildebene).
☛ Das System zeigt dieses Bild immer mit dem größtmöglichen, für die betreffende Fenstergröße zulässigen Vergrößerungsfaktor an. Sind die vertikalen und horizontalen Koordinaten unterschiedlich groß, wird der Vergrößerungsfaktor durch den kleineren der beiden Werte bestimmt.
Aufgrund der beschränkten Abmessungen für die Bildanzeige wird davon abgeraten, G-scan- und S-scan-Systeme zur Untersuchung verstreuter bzw. grenzübergreifender Pathologien einzusetzen, die über den Homogenitätsbereich des Magneten - bzw. bei der Wirbelsäule über den Empfindlichkeitsbereich der Spule 10 - hinaus reichen.

Zum Beispiel können Tumoren in einem Gebiet lokalisiert sein, das über die maximale Bildanzeige hinaus reicht; eine Beurteilung oder Diagnosestellung kann daher mit G-Scan oder S-scan schwierig oder sogar unmöglich sein.

Gefahrenhinweis

Aufgrund der beschränkten Abmessungen für die Bildanzeige wird davon abgeraten, G-scan- und S-scan-Systeme zur Untersuchung verstreuter bzw. grenzübergreifender Pathologien einzusetzen, da diese u.U. über den Bereich der maximalen Bildanzeige hinausreichen.

Der Anwender muss definitiv sicher stellen, dass die untersuchten Tumoren - bzw. andere verstreute Pathologien - ganz innerhalb der maximalen Bildanzeige erfasst werden, bevor eine Evaluierung oder Diagnose vorgenommen wird.

Die Beurteilung oder Diagnose von Pathologien, die sich über die maximale Bildanzeige hinaus ausdehnen, kann äußerst schwierig oder sogar unmöglich sein. Denn der Umfang der pathologischen Strukturen ist unter Umständen gar nicht bekannt, so dass wichtige Diagnosestrukturen möglicherweise nicht abgebildet werden.

Datenerfassung

2D-Mehrschichtaufnahme

Die Standardmethode der G-scan- und S-scan-Systeme besteht in der 2D-Mehrschichtaufnahme. Hierbei werden verschiedene Schichten mit einer Stärke zwischen 2 und 10 mm gleichzeitig gemessen.
Jede dieser Schichten enthält den Bereich, in dem das System durch Abtastung in Frequenz- und Phasenkodierung auf angemessene Weise Daten erhebt. Die Schichtwahl erfolgt durch einen selektiven HF-Impuls, der gezielt die Portion des Samples anregt, die zur Erzeugung des Signals für das MR-Diagnosebild beiträgt.
Je stärker der Anregungsimpuls ist, desto stärker tendiert das Schichtprofil zum Rechteck.
Jede Sequenz ist durch eine typische Pulsdauer der Anregung gekennzeichnet, die nicht vom Anwender modifiziert werden kann.

Die möglichen 2D-Messmatrizen sehen 128, 160, 192, 224, 256, 288, 320, 352, 384, 416, 448, 480 oder 512 Stichproben und von 64 bis 512 Kodierungsschritte vor, die in Intervallen zu 8 Schritten ausgewählt werden können. Die größte Matrix beträgt daher 512x512 und die kleinste 128x128.

3D-Messung:

Bei der 3D-Messung erregt der HF-Impuls in einem Durchgang ein Gewebevolumen mit einer Stärke von einigen Zentimetern. Dies geschieht anhand einer zusätzlichen Phasenkodierung in Richtung der Schichtdicke, die als 3D-Phasen-Kodierung bezeichnet wird, um sie von der normalen Phasenkodierung unterscheiden zu können.
Während der Bildrekonstruktion sorgt eine weitere Fourier-Transformation in Richtung der 3D-Kodierung für das dreidimensionale Bild des Untersuchungsobjektes. Dieses Bild kann als eine Reihe zweidimensionaler Schichten betrachtet werden, in die das Volumen des Untersuchungsobjektes zerlegt wurde.

Da das Signal aus einem ganzen Gewebevolumen erzeugt wird, ist die Signalintensität bei der 3D-Akquisition hoch und das Signal-zu-Rausch-Verhältnis gut.

Die 3D-Messtechnik erzeugt rechteckige Schichtprofile und eine Schichtdicke von mindestens 0,6 mm. Dies ist auf die Tatsache zurückzuführen, dass Schichtauswahl durch die zusätzliche Fourier-Transformation bestimmt wird und nicht durch einen selektiven HF-Impuls. Dadurch lassen sich Bilder mit einer hohen Ortsauflösung (die Voxelgröße kann kleiner sein als ein mm^3) sowie geringeren „Übersprech-Effekten" (crosstalk) und Teilvolumeneffekten erstellen.

Bei 3D-Messungen ist die Messdauer aufgrund der 3D-Phasenkodierung länger als bei 2D-Mehrschichtmessungen:

Messdauer =

(Anz. d. Phasenkodierungen) x (Anz. d. 3D-Phasenkodierungen) x (Anz. d. Messungen) x TR

Daraus folgt, dass für TR ein relativ kurzer Wert gewählt werden muss, wenn die Dauer der Sequenz reduziert werden soll. Zur Verkürzung der Wiederholungszeit TR werden Gradient Echo-Sequenzen herangezogen, die typischerweise kurze TR-Werte aufweisen.

Beim 3D-Verfahren sind Matrixgrößen mit 192 oder 256 Bildelementen vorgesehen, wobei 64 bis 256 Schritte für die erste Kodierung und 24 bis 128 Schritte für die zweite Kodierung anfallen, jeweils im Intervall zu 8 Schritten anwählbar. Die größte Matrix beträgt daher 256x256x128 und die kleinste 192x64x24.

3D Isotrop

Mit der isotropen 3D-Bildgebungstechnik wird das Messvolumen der Untersuchungsregion im Datenspeicher des Systems als dreidimensionale Matrix abgelegt, die als „Datenwürfel" bezeichnet wird.

Diese Technik gestattet es dem Anwender, 2D-Mehrschichtaufnahmen jeder Schichtdicke und Ausrichtung zu rekonstruieren, wobei lediglich der bereits erfasste Datenwürfel neu wieder „aufgeschichtet" wird.

Um eine mit 2D-Mehrschichtmessungen vergleichbare Bildgüte zu erzielen, müssen die drei Voxelabmessungen in jeder der drei Raumkoordinaten vergleichbar sein. Zu diesem Zweck wird die Anzahl der 3D-Phasenkodierschritte erhöht. Allerdings ist zu berücksichtigen, dass eine hohe Anzahl von 3D-Phasenkodierschritten die Untersuchungszeiten verlängert.

Eine Voxel-Größe von ungefähr 1 mm - in der Richtung der 3D-Phasenkodierung - liefert i.d.R. einen vernünftigen Kompromiss zwischen Bildgüte und kurzen Untersuchungszeiten (natürlich ist dabei auch der reale Umfang der untersuchten Struktur d.h. der betreffenden Körperregion zu berücksichtigen).
Bei der isotropen 3D-Bildgebung ist die Qualität der im Nachhinein rekonstruierbaren Bilder - unabhängig von der gewählten Projektion - ähnlich, auch wenn eine bevorzugte Richtung - die der 3D-Kodierung - bestehen bleibt.

Bei der isotropen 3D-Bildgebung bewirkt eine Erhöhung der Schichtdicke ein höheres Signal-zu-Rausch-Verhältnis, denn der Beitrag unterschiedlicher Voxel summiert sich in der Richtung der gewählten Projektion.

3D Anisotrop

Von sämtlichen 3D-Sequenzen existiert auch eine anisotrope Version.
Die anisotrope 3D-Bildgebungstechnik gestattet es, nach der Akquisition eine automatische Bildrekonstruktion der zweidimensionalen Mehrschichtenaufnahmen in der Richtung der 3D-Phasenkodierung vorzunehmen. Daraufhin wird der Datenwürfel entfernt, um eine weitere Nachbearbeitung der Schichten zu verhindern.

Die anisotrope 3D-Messtechnik ist als Alternative zur 2D-Mehrschichtmessung zu verstehen. Als Vorteile sind dabei die geringere Schichtdicke (bis zu einem Mindestwert von 0,6 mm) und das bessere Signal-zu-Rausch-Verhältnis zu betrachten.

Der Qualitätsfaktor

Der Qualitätsfaktor liefert Hinweise über die Bildgüte, im Hinblick auf das Signal-zu-Rausch-Verhältnis.
Der Wert dieser Größe hängt von der Art der Sequenz und von den für diese Sequenz gewählten Parametern ab (TR, TE, Schichtdicke, FOV, Matrix-Größe, usw.).
Bei Variationen der aufgelisteten Parameter ermittelt das System den jeweils resultierenden Qualitätsfaktor und zeigt ihn in Echtzeit an.
Der Qualitätsfaktor wird in der Positionierungsumgebung angezeigt.

Erkennung und Korrektur von Artefakten

Unter Artefakten versteht man Signale, die im Bild vorhanden sind und nicht der effektiven Anordnung der Gewebe in der angeregten Schicht entsprechen. Zur korrekten Diagnosestellung ist es von grundlegender Bedeutung, Artefakte auf dem Bild zu erkennen und ihren negativen Einfluss zu minimieren.

Die Bildgebung durch Magnetresonanztechniken beinhaltet zahlreiche Formen von Artefakten. Im Hinblick auf die Ursachen ist zwischen physiologischen und technologischen Aspekten zu unterscheiden. Bild-Artefakte sind im Allgemeinen unter ihrer englischen Bezeichnung bekannt und werden in den folgenden Begriffserklärungen meist mit diesem internationalen Namen aufgeführt: Es werden folgende Arten von Artefakt unterschieden:

- ☛ Artefakte aufgrund von Inhomogenitäten und Störungen
- ☛ Artefakte durch Schwankungen der Magnetfrequenz
- ☛ Edge Artefacts, das heißt Randverzerrungen wie Ghosting, Smearings, Chemical shift contours, Ringing
- ☛ „Wrap-around"-Artefakte
- ☛ „Magic Angle"-Artefakte
- ☛ Typische Artefakte der Fast Spin Echo-Sequenzen
- ☛ Typische Artefakte der „Steady-State"-Sequenzen
- ☛ Typische Artefakte der „XBONE"-Sequenzen
- ☛ Typische Artefakte infolge der Verwendung der SpeedUp-Technik .

In folgenden Abschnitten werden Beispiele für Artefakte und die wichtigsten Ursachen ihrer Entstehung aufgeführt. Abschließend werden Hinweise auf mögliche Strategien zur Korrektur oder Minimierung dieser Probleme gegeben.

Artefakte aufgrund von Inhomogenitäten

Inhomogenitäten des Magnetfeldes

Manchmal können die Aufnahmen durch Artefakte in Form von Streifen überlagert sein, vor allem wenn große Spulen verwendet werden. Sie können folgende Formen annehmen:

- ☛ eingezogene Messfeld-Ränder
- ☛ Streifen im Bild
- ☛ wellenförmige glänzende Strukturen
- ☛ Signalausfälle in den Bildern, die mit Gradient Echo erstellt werden

URSACHEN

Das Magnetfeld ist auf eine Kugel mit folgendem Durchmesser optimiert worden:
250 mm für Systeme mit Standard-Homogenitätsbereich
270 mm für Systeme mit erweitertem Homogenitätsbereich
Streifenförmige Artefakte werden durch Gewebe generiert, die sich außerhalb dieser Homogenitätsregion befinden.
Je größer das sensible Volumen der Spule ist, desto höher das Risiko, dass dieses Phänomen auftritt.

Inhomogenitäten des Magnetfeldes produzieren bei Spinecho-Bildern hyperintensive Zonen, wie sie in folgender Abbildung an der mit Pfeil markierten Stelle zu sehen sind (T2-gewichtetes Bild). Bei wachsender Inhomogenität äußert sich diese Form von Artefakt in Bildverzerrungen, welche in der gleichen Abbildung unterhalb der hyperintensiven Zone zu sehen ist.

Abb. 1.47 - Artefakte aufgrund von Inhomogenitäten des Magnetfeldes in einem Spinecho-Bild (T2-gewichtet)

Bei Gradient Echo-Aufnahmen erzeugen Artefakte, die durch Inhomogenitäten des Magnetfeldes bedingt sind, Bildzonen mit Signalausfall (siehe die beiden Pfeile in folgender Abbildung).

Abb. 1.48 - Artefakte aufgrund von Inhomogenität des Magnetfeldes in einer Gradientecho-Aufnahme

TIPPS ZUR FEHLERBEHEBUNG

☛ Kontrollieren Sie Homogenität des Magnetfeldes.
Denn im Laufe der Zeit kann die Homogenität des Magnetfeldes nachlassen und oben beschriebenes Artefakt verursachen. Wenden Sie sich an den autorisierten Kundendienst von Esaote, um die Homogenität des Magnetfelds überprüfen zu lassen.

☛ Wählen Sie kurze Werte für TE:
Denn kurze TE-Werte sind typisch für Sequenzen mit hoher Bandbreite. So können diese Artefakte durch Verwendung von Sequenzen mit einer größeren Aufnahmebandbreite reduziert werden.

☛ Verwenden Sie kleinere Messfelder oder dünnere Schichten.

Lokale Inhomogenitäten des Magnetfeldes

Metallische Elemente, die unter der Wirkung eines Magnetfeldes stehen, bewirken lokale Verzerrungen.

URSACHEN

Bei Untersuchungen von Patienten, die Prothesen, Clips, Metallteile oder -rückstände in den zu untersuchenden Bereichen aufweisen, entstehen Artefakte. Es handelt sich dabei um lokale Verzerrungen des Magnetfeldes, die aufgrund dieser metallischen Teile entstehen.

Vorsicht

Beachten Sie Kapitel 3 - Abschnitt „Pre-screening der Patienten“ - des Benutzerhandbuchs, um sich über die möglichen Risiken bei der Untersuchung von Patienten mit chirurgischen Klammern oder anderen metallischen Fremdkörpern im Schädelbereich, im Augeninnern oder in den Gefäßen sowie von Patienten mit metallischen Gegenständen im Körper zu informieren.

Abb. 1.49 - Artefakt aufgrund metallischer Rückstände nach einer Verpflanzung des vorderen Kreuzbandes

TIPPS ZUR FEHLERBEHEBUNG

☛ Es wird empfohlen, die Bilder mit kurzer TE, hoher Matrixgröße und kleinen FOVs aufzunehmen.
Da es jedoch keine eigentlichen Lösungen zum Beheben dieser Artefakte gibt, müssen sie bei der Diagnose des Patienten berücksichtigt werden.

☛ Außerdem sollte bei den FSE-Sequenzen und wenn die Option „Metal Artefact Reduction (MAR) technique“ aktiviert ist, der Erweiterungsfaktor der Abtastrate in der Positionierungsumgebung der Sequenz, Etikett „Spezielle“, auf einen Wert höher als 1 eingestellt werden (siehe Abschnitt „Erweiterungsfaktor der Abtastrate“, Kapitel „Bildqualität in der MR-Technik“ des vorliegenden Dokuments).

„Zebra“-Artefakt

Wie der Name Zebra bereits sagt, handelt es sich hierbei um eine Vielzahl von parallelen, weißen und schwarzen Streifen, die das Bild überlagern und die Diagnosestellung stark erschweren.

URSACHEN

Diese Form von Artefakt entsteht durch Spitzenpotenziale in der Versorgungsleitung.

TIPPS ZUR FEHLERBEHEBUNG

Wenden Sie sich an den autorisierten Kundendienst von Esaote, um den Aufstellungsort für das System überprüfen zu lassen.

Artefakte durch Störungen des Magnetfeldes

Niederfrequente elektromagnetische Störungen (LF) können Fluktuationen des statischen Magnetfeldes hervorrufen. Auf dem Bild erzeugen diese so genannte „Ghost"-Artefakte (Geisterbilder) oder „Blur"-Bilder, die verschwommen bzw. verwackelt wirken.

URSACHEN

☛ AC-Störungen (Wechselstrom), die durch externe elektromagnetische Felder zu 50/60 Hertz und 16.6 Hertz bedingt sind, können Artefakte vom Typ „Ghost" hervorrufen.

☛ AC-Störungen (Wechselstrom), die durch systeminterne Fehlfunktionen von Hardware-Modulen der LF-Kette bedingt sind, können Artefakte vom Typ „Ghost" hervorrufen.

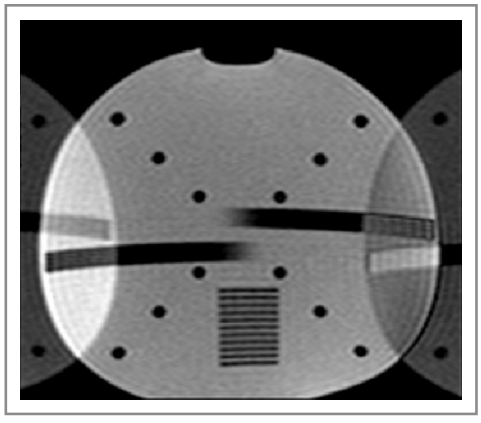

Abb. 1.50 - „Ghost"-Artefakt auf einem Phantombild

☛ Durch DC-Störungen (Gleichstrom) bedingte Interferenzen, die durch Fehlfunktionen von Hardware-Komponenten und thermische Instabilität hervorgerufen sind, können so genannte „Blur"-Artefakte hervorrufen.

☛ DC-Störungen (Gleichstrom), die durch große und bewegte ferromagnetische Objekte verursacht sind, (Autobahnen, Aufzug), können so genannte „Blur"-Artefakte hervorrufen.

☛ Quasi-DC-Störungen (Gleichstrom), die durch Spitzenstromaufnahme

in den Gleichstromleitungen von U-Bahnen, Zügen usw. hervorgerufen werden, können so genannte „Blur"-Artefakte hervorrufen.

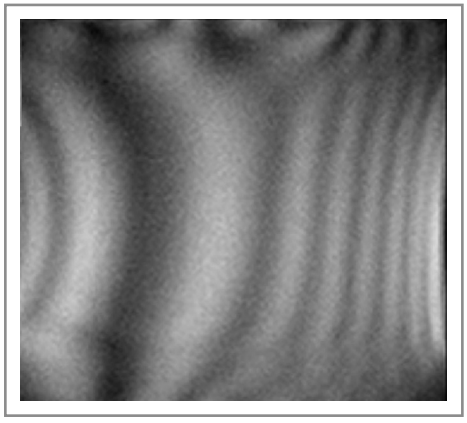

Abb. 1.51 - „Blur"-Artefakt auf einem Phantombild

☛ DC-Störungen (Gleichstrom), die durch große, in der Nähe des Systems lokalisierte Eisenmassen hervorgerufen werden, können Verzerrungen in der Homogenität des Magnetfeldes bewirken.

TIPPS ZUR FEHLERBEHEBUNG

☛ Überprüfen Sie, ob der Aufstellungsstandort den Anforderungen entspricht, die im Wartungshandbuch aufgeführt sind.

☛ Wenden Sie sich an autorisierte Kundendiensttechniker von Esaote, um eine magnetische AC/DC-Kompensation auszuführen.

Artefakte aufgrund von Hochfrequenzstörungen

Die Probleme, die aufgrund von HF-Störungen auftreten, erscheinen als Linien, Lichtpunkte usw. auf den Abbildungen.

URSACHEN

☛ Externe HF-Quellen

☛ Systeminterne HF-Quellen, die auf Betriebsstörung bei einem Hardware-Modul der HF-Kette zurückzuführen sind.

Abb. 1.52 - Artefakt aufgrund einer HF-Störung

TIPPS ZUR FEHLERBEHEBUNG

Wenden Sie sich an den autorisierten Kundendienst von Esaote.

Artefakte durch Schwankungen der Magnetfrequenz

Wenn die Magnetfrequenz nicht der Spezifikation entspricht, wird ein Artefakt generiert, bei dem das erfasste Bild in Leserichtung in Bezug auf das Isozentrum des Magneten verlagert wird.
Die Verlagerung des erfassten Bildes vom Isozentrum weg erfolgt proportional zur Differenz zwischen der aktuell vom Magneten verwendeten Frequenz und der Frequenz gemäß Spezifikation.
Bei Magnetfrequenzen, die extrem von der Spezifikation abweichen, wird das NMR-Signal nicht erfasst und das Bild setzt sich ausschließlich aus Rauschen zusammen.

URSACHEN

Die Verlagerung der Magnetfrequenz im Vergleich zu ihrem zentralen Wert ist auf eine falsche Magnettemperatur zurückzuführen. Dies kann folgende Gründe haben:

☛ Die Raumtemperatur liegt außerhalb der Spezifikation, dadurch ist die Temperatursteuerung nicht in der Lage, die Temperatur des Magneten innerhalb des erforderlichen Bereichs zu halten.

☛ Ausfall der Elektronik, welche die Temperatursteuerung des Magneten regelt.

Abb. 1.53 - Artefakt durch Schwankungen der Magnetfrequenz

TIPPS ZUR FEHLERBEHEBUNG

☛ Stellen Sie sicher, dass die Raumtemperatur und die Temperatur des Magneten den im Wartungshandbuch spezifizierten Anforderungen entsprechen.

☛ Wenden Sie sich an autorisierte Kundendiensttechniker von Esaote, um eine Störung der Temperatursteuerung zu überprüfen und ggf. zu beheben.

„Edge“-Artefakte

„Chemical Shift contours“

Diese Form von Artefakten der „chemischen Verschiebung“ tritt nur bei Gradient Echo-Sequenzen auf und ist durch einen schwarzen Rand an der Grenze zwischen Fett und Wasser gekennzeichnet.

URSACHEN

Die Protonen von Wasser und Fett unterscheiden sich geringfügig im Hinblick auf die Resonanzfrequenz der Präzession. Die Signalphase verhält sich daher zyklisch.
Bei 0,24 T sind die Spins von Fett und Wasser jeweils 14,0 ms nach dem Impuls in Phase und Antiphase. Die Intensität des Signals von einem Voxel, das sowohl Fett als auch Wasser enthält, schwingt mit der Zeitzunahme der Echozeit TE. Die Intensität dieser Schwingung hängt von dem Fett- und Wasseranteil des betreffenden Gewebes ab.

Abb. 1.54 - „Chemical shift“-Artefakte, die an der Schnittstelle zwischen verschiedenen Geweben sichtbar sind

TIPPS ZUR FEHLERBEHEBUNG

Diese Form des Artefakts kann ausschließlich durch Echozeiten mit den Werten TE kleiner als 10 ms (unrealistische Bedingungen für die G-scan- und S-scan-Systeme) und TE = 28,0 ms (wenn die Fett- und Wasseranteile der Gewebe beide in Phase sind) ausgeräumt werden.

„Ringing“ durch Sampling

Oft sind MR-Abbildungen durch Artefakte gestört, welche die Schnittflächen zwischen parallel verlaufenden Geweben reproduzieren.

Dieser Effekt ist an allen Schnittstellen zwischen Geweben in Form von abwechselnd hellen und dunklen Signalbändern anzutreffen. Diese Bänder ähneln normalen anatomischen Strukturen und können zu Fehlinterpretationen führen.

URSACHEN

Die unter Ringing bekannten Artefakte sind im Erhebungsprozess des analogen Signals begründet und hängen mit dem Sampling zusammen. Zu ihrer Behebung käme nur die Verwendung einer unendlichen Aufnahmebandbreite in Frage. Dies entspricht jedoch nicht der Realität, bei der die Bandbreite der Untersuchung an Grenzen stößt und immer irgendwelche Daten „ausgrenzt". Man spricht deshalb auch von *Unterbrechungsartefakten***.**

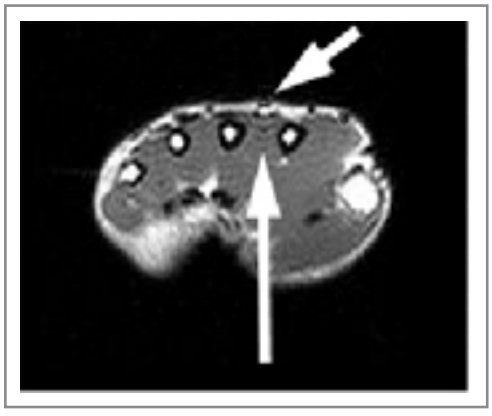

Abb. 1.55 - „Ringing"-Artefakt

TIPPS ZUR FEHLERBEHEBUNG

☛ Setzen Sie den Hamming-Filter ein.
Der von Hamming entwickelte digitale Filter kann bei der Erfassung der Rohdaten eingesetzt werden, um Artefakte vom Ringing-Typ zu reduzieren. Vgl. Kapitel „Die Untersuchungsumgebung" des Handbuchs der Benutzeroberfläche.

☛ Erhöhung der Matrixgröße

Abb. 1.56 - Die Abbildung zeigt denselben Bildausschnitt wie die vorhergehende Aufnahme, diesmal mit Hamming-Filter

Artefakte vom Typ „Ghosting“ und „Smearing“

Artefakte werden häufig durch zufällige oder unbeabsichtigte Bewegungen verursacht, wie z.B.:

☛ Bewegungen des Patienten

☛ Atembewegungen

☛ Herzbewegungen und Blutfluss.

Bewegungsartefakte sind ausschließlich in Richtung der Phasenkodierung sichtbar und stellen sich als „Geisterbilder“ oder verschwommene Zonen in der Aufnahme dar.

Bewegungsartefakte durch zufällige Bewegungen

URSACHEN

Während der MR-Untersuchung kommt es beim Patienten möglicherweise zu:

☛ kleinen unbeabsichtigten Bewegungen, die durch Kontraktion einer oder mehrerer Nerven- und/oder Muskelstrukturen innerhalb der Untersuchungsregion (nervöse Muskelzuckungen, Bewegungsstörungen) verursacht werden.

☛ beabsichtigten Bewegungen in der Untersuchungsregion in einer von oben nach unten und/oder von rechts nach links verlaufenden Richtung aufgrund der folgenden Faktoren:

- Unbehagen infolge der langen Dauer der Untersuchung.

- Auftreten leichter vorübergehender Parästhesien durch eventuelle, übermäßige (und falsche) Kompression der Gefäß- bzw. Nervenstrukturen in der Untersuchungsregion zum Zwecke ihrer Immobilisierung.

Abb. 1.57 - Bewegungsartefakt durch zufällige Bewegungen

TIPPS ZUR FEHLERBEHEBUNG

☛ Verwenden Sie, wenn die Untersuchungsart das mögliche AuftretenArt von Artefakten vermuten läßt, die Korrektur-Technik von Bewegungsartefakten (auszuwählende vor der Aufnahme, wie im Kapitel 3 im Handbuch der Benutzeroberfläche beschrieben).

☛ Begrenzen Sie die Untersuchungsdauer auf max. 45 Minuten.

☛ Vermeiden Sie bei der Immobilisierung der Untersuchungsregion eine übermäßige Kompression der betroffenen Gefäße bzw. Nerven.

Artefakte durch unbeabsichtigte periodische Bewegungen

URSACHEN FÜR DAS GHOSTING

Aufgrund einer falschen Registrierung dieser fast periodischen Bewegung wird der Bildausschnitt in regelmäßigen Intervallen etwas versetzt angezeigt. Strukturen mit erhöhter Signalintensität, wie die Fettschicht unter der Haut, erzeugen die so genannten Geisterbilder als Ergebnis dieser Bewegungen. Das Intervall zwischen den Geisterbildern hängt von der Periode der Wiederholung der Bewegung ab (TR). Das Intervall zwischen den Geisterbildern hängt von der Periode der Wiederholung der Bewegung und von TR ab.

URSACHEN FÜR DAS SMEARING

Mögliche Gründe für das „Smearing" sind Veränderungen des lokalen Signals während der Messung. Zum Beispiel verändert sich das Bild eines Blutgefäßes, das senkrecht zur Aufnahmeschicht verläuft, mit der Zeit aufgrund der Pulsbewegung des in ihm enthaltenen Blutes. Geisterbilder der großen Gefäße können in axialen Aufnahmen des Patienten entstehen. Der Blutfluss in der Aufnahmeebene, die in Richtung des Ablesegradienten verläuft, führt hingegen zu einem Signalverlust beim Gefäß selbst. Wenn der Blutfluss bei der Systole langsam ist, entsteht trotzdem ein Restsignal mit periodischen Fluktuationen. Aus diesem Grund ist das Geisterbild auch in Abbildungen von Blutgefäßen sichtbar, die auf der Ebene des Bildes verlaufen.

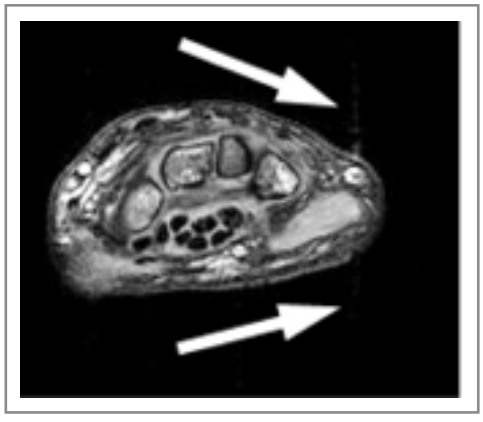

Abb. 1.58 - Artefakt aufgrund des Blutflusses

TIPPS ZUR FEHLERBEHEBUNG

☛ Führen Sie Akquisitionen mit dem so genannten Pseudo-Gating durch.
Bei dieser Technik wird die TR so gewählt, dass sie ein Vielfaches der Herzfrequenz darstellt, falls diese bekannt ist. Auf diese Weise wird die Entstehung von durch Blutfluss bedingten Geisterbildern stark eingeschränkt.

☛ Erhöhen Sie Anzahl der Aufnahmen.
Die Bilddaten werden kontinuierlich während kompletter Atem- oder Herzschlagzyklen erfasst. Durch große Messdatensätze können Geisterbilder vermieden oder wesentlich reduziert werden.
Es muss jedoch berücksichtigt werden, dass die Gesamtdauer der Untersuchung steigt, wenn die Anzahl der Aufnahmen erhöht wird. Ein Patient, der für lange Zeit gezwungen wird, sich nicht zu bewegen, kann ungewollte Bewegungen ausführen, die sich negativ auf die Aufnahmen auswirken. Es ist also Aufgabe des Arztes, den Zustand des Patienten, den interessierenden Bereich und das zu erwartenden Ausmaß von Bewegungsartefakten periodischer Natur zu analysieren und von Fall zu Fall zu entscheiden, wie viele Aufnahmen ausgeführt werden sollen.

„Wrap-around“-Artefakte (Überfaltungsartefakte)

Körperzonen außerhalb der Messzone FOV, aber innerhalb des sensiblen Volumens der Spule können über der im FOV gelegenen Körperzone zu liegen kommen; im Bild erscheint ein Artefakt von der der Messzone FOV gegenüberliegenden Seite in Bezug auf die Seite, auf der sich die Spin befinden, die das Signal erzeugen.

URSACHEN

Artefakte vom Typ „Aliasing“ oder „Wrap-around“ treten jedes Mal dann auf, wenn ein zeitvariables Signal mit einer Samplingrate f_c, diskretisiert wird, die weniger als doppelt so groß ist wie die im Signal enthaltene Aufnahmebandbreite.
Denn jede Frequenz, die höher ist als die Hälfte von f_c ($f_c/2$ ist als Nyquist-Frequenz bekannt) lässt sich nicht mehr von den niedrigeren unterscheiden.
Daher umfasst ein Frequenzspektrum, das aus dem diskreten Sampling von Daten stammt, keine Werte, die über die Nyquist-Frequenz hinausgehen und alle oberhalb der Nyquist-Frequenz liegenden Frequenzen eines zeitvariablen Signals werden innerhalb dieses Spektrums umgeklappt.

Bei der Magnetresonanzbildgebung, bei der das Signal mit Phasenkohärenz empfangen wird, wird ein Signal aus Frequenzen, die über die Nyquist-Frequenz hinausgehen, nicht einfach innerhalb des Spektrums umgeklappt, sondern der entsprechenden negativen Frequenz zugeordnet. Im erweiterten Sinne führt der Begriff des „Aliasing“ zum „Wrap-around“-Effekt: Objekte, die jenseits der Bildgrenze liegen, werden jeweils auf der Gegenseite des Bildes positioniert.

☛ In der Richtung der Ortskodierung sollte f_c mindestens doppelt so groß wie die Signalfrequenz gewählt werden, um zu vermeiden, dass der Ablesegradient das Signal, das aus Regionen außerhalb des Messfeldes stammt, fälschlicherweise innerhalb des angezeigten Bildes positioniert.

☛ In der Richtung der Phasenkodierung können die innerhalb des gewählten Messfeldes liegenden Spins auf dem höchsten Kodierschritt maximal eine Verschiebung von 360 Grad erfahren.
In der Peripherie des Messfeldes liegende Spins akkumulieren somit eine Verschiebung, die größer ist als der komplette Zyklus ($\beta = \alpha + k$ 360 Grad): Sie erfahren dabei dieselbe Kodierung wie Spins, die eine analoge Verschiebung von α Grad zeigen.

☛ In 3D-Abbildungen können bestimmte Zonen der Bildperipherie innerhalb des gewählten Volumens aufgrund dieses Phänomens (Aliasing) in Richtung der Schichtwahl dunkel erscheinen. In diesem Fall ist das Aliasing darauf zurückzuführen, dass die Anregung nicht perfekt auf das ausgewählte 3D-Volumen abgestimmt wurde.

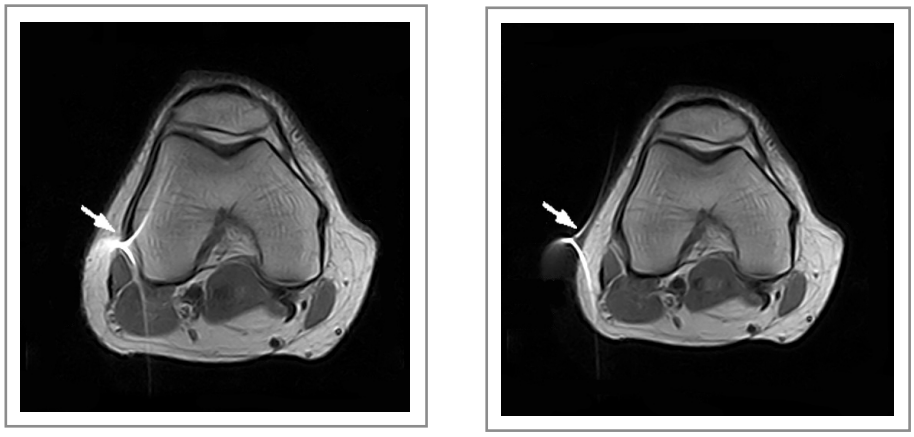

Abb. 1.59 - Artefakt aufgrund anatomischer Strukturen, die außerhalb des FOV, aber innerhalb des sensiblen Spulenvolumens liegen (Bilder, die mit einem FOV von 160x160 und FOV 180x180 aufgenommen wurden, wobei das nicht untersuchte Knie sehr nah bei der Spule positioniert wurde).

TIPPS ZUR FEHLERBEHEBUNG

☛ Verwenden Sie größere Messfelder (FOV), um die gesamte untersuchte Körperregion im Bildausschnitt abzubilden.

☛ Die nicht untersuchte Körperregion muss in einem Abstand von mindestens 6 cm von der Spule positioniert werden (das gilt insbesondere für Knie-Untersuchungen).

☛ Ein Bandpassfilter des Systems eliminiert die „Wrap-around"-Effekte in Richtung der Ortskodierung.

☛ Ein „Anti wrap-around"-Filter eliminiert diese Art von Effekten in der Richtung der Ortskodierung.
Unter Berücksichtigung der verwendeten Sequenz, der Richtung des Gradienten der Phasenkodierung und der ausgewählten Parameter bestimmt das System, ob dieser Algorithmus verwendet werden muss.
Der „Anti Wrap-around"-Filter wirkt folgendermaßen:

- Durch die Erhöhung des Messfelds zur Eliminierung des Artefakts
- Durch die Erhöhung des Messfelds, um die gleiche Ortsauflösung aufrechtzuerhalten
- Durch die Reduktion der Akquisitionen, um die gleiche Messdauer beizubehalten
- Durch die Gewährleistung der Bildqualität, die durch die vom Anwender festgelegten Parameter bestimmt wird.

Jedes Mal, wenn der Filter aktiviert wird, informiert die Benutzeroberfläche informiert den Anwender durch eine Textmeldung in der Positionierungsumgebung.
Falls das System die Notwendigkeit sieht, den Filter einzusetzen, wobei sich die vom Anwender festgelegte Anzahl der Messungen als zu niedrig herausstellt, wird eine Meldung eingeblendet. Hierin wird der Anwender über die Notwendigkeit informiert, die Anzahl der Messungen zu erhöhen und den Filter einzuschalten.

☛ Setzen Sie alternativ zum „Anti Wrap-around”-Filter die Technik der Überabtastung (Oversampling) ein, um Fehler in der Richtung der Kodierung zu umgehen.
Diese Funktion kann vom Anwender aktiviert und deaktiviert werden; sie ist auch einsetzbar, wenn nur eine einzige Akquisition vorgesehen ist (vgl. Kapitel 3 des Handbuchs der Benutzeroberfläche, Abschnitt „Die Überabtastung (Oversampling)“).

☛ Dunkle Bildzone in der Peripherie von 3D-Bildern werden größtenteils durch die Systemsoftware beseitigt. Einige in der Peripherie liegende Schichten können jedoch trotzdem durch dieses Artefakt erfasst werden.

Abb. 1.60 - Das Bild weist keine Wrap Around-Artefakte (Überfaltungsartefakte) auf, da die nicht untersuchte Körperregion (das Knie) in 6 cm Abstand von der untersuchten Region positioniert wurde.

„Magic Angle“-Artefakte

Einige Gewebe des menschlichen Körpers, wie zum Beispiel Bänder und Sehnen, bestehen aus einer anisotropen Kollagenstruktur.

In diesen Geweben hängt die Relaxationszeit T2 stark von dem Winkel ab, den die Gewebeausrichtung mit der Richtung des Magnetfeldes bildet.

URSACHEN

Die betroffenen Strukturen (Bänder/Sehnen) sind meistens hypointensiv - wenn keine pathologischen Zustande vorliegen - in allen Sequenzen, es sei denn, dass es zur als „Magic Angle“ bezeichneten Situation kommt, wobei der Winkel zwischen dem Magnetfeld und der Gewebestruktur etwa 55 Grad beträgt.
In dieser Situation erreicht die Relaxationszeit T2 ihren Höchstwert und ist ausreichend lang, um eine Signalsteigerung zu verursachen.

Bei T1-gewichteten Sequenzen mit kurzer TE kann diese Signalsteigerung eine Pathologie der betreffenden Strukturen simulieren, es handelt sich jedoch nur um das als „Magic Angle“ bekannte Artefakt.

Abb. 1.61 - Artefakt, das auf das „Magic angle“-Phänomen zurückzuführen ist, in einem Bild mit T1 Gewichtung

TIPPS ZUR FEHLERBEHEBUNG

☛ Korrigieren Sie die Positionierung des Patienten. Aufgrund der Geometrie der G-scan- und S-scan-Systeme ist dies nicht immer leicht in die Praxis umzusetzen.

☛ Verwenden Sie Sequenzen mit ausreichend langen TE-Werten, um das Problem langer Aufnahmezeiten zu umgehen. Zu diesem Zweck wurden insbesondere die Sequenzen „Spin Echo, TE=50 ms“ und „Turbo Spin Echo, TE=50 ms“ konzipiert.

Abb. 1.62 - Bild, das mit der Sequenz „Spinecho, TE=50 ms" erstellt wurde: Das „Magic Angle"-Artefakt ist verschwunden

Typische Artefakte der Fast Spin Echo Sequenzen

Die Artefakte, die bei diesem Sequenztyp auftreten können, werden hauptsächlich durch drei Faktoren verursacht:

☛ Der k-Raum wird von unterschiedlichen Echos ausgehend gefüllt.

☛ Jedes erfasste Echo ist die Summe aus Hauptecho (Spinecho) und stimuliertem Echo.

☛ Funktionsstörung der Relaxationstechnik.

Artefakte, die auf die Füllung des k-Raums mittels unterschiedlicher Echos zurückzuführen sind

URSACHEN

Diese Artefakttypen werden durch eine Reihe von Faktoren verursacht, wie z.B.:

☛ Diskontinuität im k-Raum aufgrund von Echofehlern, die von internen FAST-Technik-Fehlern hervorgerufen werden; eine Faktorisierung wie bei normalen Sequenzen (Spin Echo, Gradient Echo, usw.) ist nicht möglich und daher wirken sich die Fehler auf die Bildqualität aus und erzeugen folgende Artefakte:

- „Ringing"
- Ghosting

☛ Diskontinuität innerhalb des k-Raums aufgrund des T_2-Zerfalls zwischen zwei aufeinanderfolgenden Echos, die die folgenden Artefakte verursachen kann:

- Blurring: Jedes Digitalbild ist die Darstellung eines physischen Gegenstands. In einer idealen Situation wird jeder Punkt des Gegenstands von einem genau definierten Punkt im Bild dargestellt; in einem realen System wird der Punkt des

Gegenstands im Bild unscharf aufgenommen (verwischt) oder wiederholt (Ringing). Dieser Effekt wird mathematisch durch die PSF-Funktion (englisch: Point Spread Function) ausgedrückt, deren Breite das Blurring quantifiziert; bei einer FSE-Sequenz wird die PSF durch den Verfall von T_2 erweitert. Dieser Effekt wirkt sich auf die Bildqualität aus: je höher die Unschärfe ist, umso geringer ist die Bildqualität und umso höher ist die Wahrscheinlichkeit von Fehlinterpretationen.
Dieses Artefakt ist ausgeprägter bei Strukturen mit kurzen Relaxationszeiten T_2.

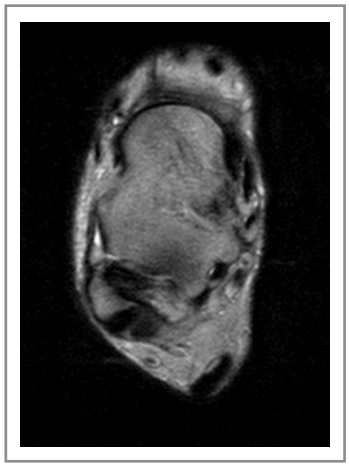

Abb. 1.63 - Typisches Unschärfeartefakt, das in einem mit der Sequenz „Fast Spin Echo", ETL=16 erstellten Bild sichtbar ist

- „Cusp"-Artefakt: durch hyperintensive Strukturen verursachtes Artefakt, das durch Inhomogenitäten des Magneten induziert wird, die sich außerhalb des Homogenitätsbereichs befinden und auf dem Bild repliziert werden.

Abb. 1.64 - Typisches „Cusp"-Artefakt, das in einem mit der Sequenz „Fast Spin Echo", ETL=16 erstellten Bild sichtbar ist

TIPPS ZUR FEHLERBEHEBUNG

☛ „Ringing": Zur Korrektur dieses Artefakts empfiehlt es sich, den Parameter „Serie" auf einen Wert höher als 1 einzustellen; der Parameter „Serie" befindet sich in der Programmierumgebung der Sequenz.
Diese Methode gilt nur für Sequenzen, deren Echozeit (TE) größer als die Zeit zwischen den Echos (ESP) ist.

☛ Unschärfe („Blurring"): Zur Abschwächung dieses Artefakts, empfiehlt es sich, niedrige Echozugwerte (ETL) zu verwenden und den Parameter „Serie" auf einen Wert größer 1 einzustellen.

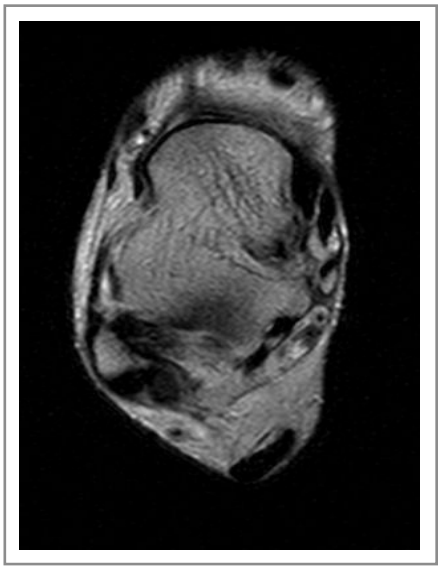

Abb. 1.65 - Bild, das mit der Sequenz „Fast Spin Echo, ETL=8" erstellt wurde: Das Unschärfeartefakt ist verschwunden.

☛ „Cusp"-Artefakte: Um dieses Artefakt auszuschließen, empfiehlt es sich, bei der Programmierung der Sequenz ein Vorsättigungsband zu positionieren, um das aus hyperintensiven Strukturen stammende Signal aufzuheben.

Artefakte durch die nicht-übereinstimmende Summe zwischen dem Hauptecho (Spin Echo) und den stimulierten Echo

URSACHEN

Wenn das stimulierte Echo in Bezug auf die Echozeit nicht mit dem Hauptecho übereinstimmt, ist die Summe der beiden Echos nicht mehr kohärent, wodurch ein Artefakt entstehen kann, das zu einer veränderten Helligkeit entlang der Richtung des Lesegradienten führt.
Je mehr das stimulierte Echo vom Hauptecho abweicht, umso ausgeprägter ist der „Zebra"-Effekt des Artefakts.

Abb. 1.66 - Artefakt vom Typ „veränderte Helligkeit" in einem mit einer „Fast Spin Echo"-Sequenz erzeugten Bild

TIPPS ZUR FEHLERBEHEBUNG

Wenn das Artefakt so stark sichtbar ist, dass es sich in ein „Zebra"-Artefakt verwandelt:

☛ Wenden Sie sich an den autorisierten Kundendienst von Esaote, um den Aufstellungsort für das System überprüfen und das System ggf. neu kalibrieren zu lassen.

Funktionsstörung der Relaxationstechnik

URSACHEN

Die Ursache einer eventuellen Funktionsstörung der Relaxationstechnik liegt in der Methode selbst begründet.
Wenn die Kalibrierung der Relaxationstechnik nicht perfekt erfolgt ist, ist es möglich, dass durch Aktivierung dieser Technik der am Ende von TR gelegene HF-Impuls zu 90° nicht so gesendet wird, dass er perfekt mit der übrigen Sequenz synchronisiert ist. Dadurch ist keine Beschleunigung der Relaxation des Signals möglich und es kommt zu einer teilweisen oder vollständigen Verschlechterung des T2-Kontrastes auf dem Bild.

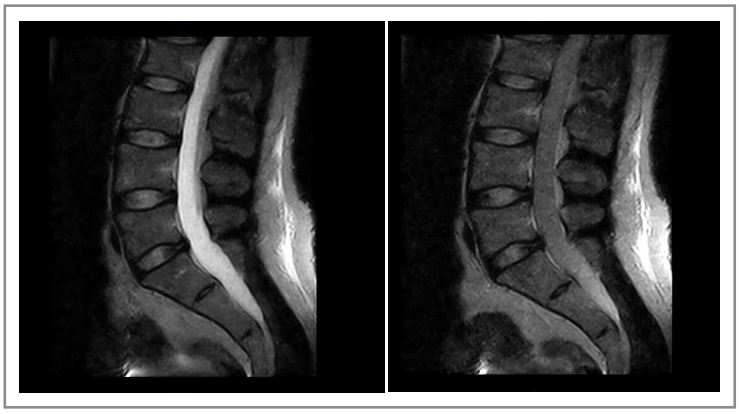

Abb. 1.67 - FSE-Sequenz mit funktionierender Relaxationstechnik (links) und FSE-Sequenz mit nicht funktionierender Relaxationstechnik (rechts).

TIPPS ZUR FEHLERBEHEBUNG

Wenden Sie sich an den autorisierten Kundendienst von Esaote, um den Aufstellungsort für das System überprüfen und das System ggf. neu kalibrieren zu lassen.

Typische Artefakte der „Steady-State“-Sequenzen

Diese Art von Sequenzen unterliegt normalerweise den zuvor beschriebenen, typischen Artefakten der Gradient Echo Sequenzen, wie z.B.:

- Artefakte vom Typ „Signalausfall“, die in erster Linie auf eine lokale Inhomogenität des Magnetfeldes zurückzuführen sind.
- „Wrap-around“-Artefakte (Überfaltungsartefakte)

Insbesondere die Familie der „Hyce“-Sequenzen (2D Hyce, 3D Hyce) kann für „Banding“-Artefakte anfällig sein.

URSACHEN

Das Artefakt ist in der verwendeten Technik der Sequenz begründet und im Wesentlichen auf deren Suszeptibilität gegenüber lokalen Inhomogenitäten des Magnetfeldes zurückzuführen.
Dieses Artefakt stellt sich als ein oder mehrere schwarze Bänder dar, die im Zentrum oder in den Randbereichen des Bildes liegen und mit den Punkten übereinstimmen, an denen das Ausmaß der Inhomogenität Werte besitzt, die von der verwendeten Wiederholungszeit (TR) abhängen.

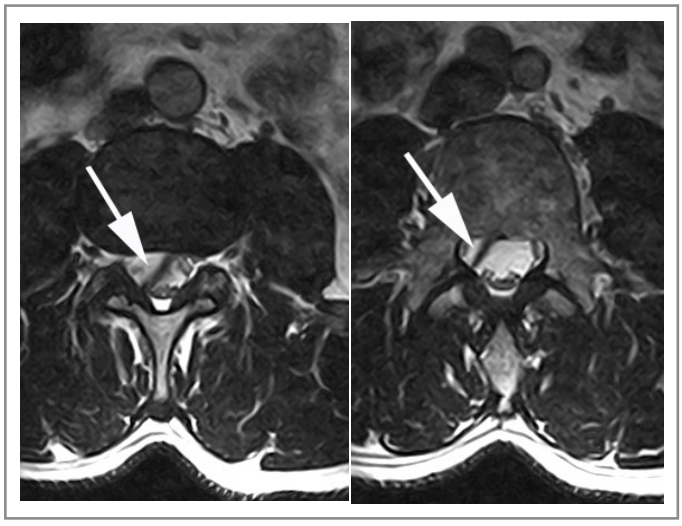

Abb. 1.68 - In zwei verschiedenen Schichten der Serie sichtbares, mit einer „3D-Hyce"-Sequenz erzieltes „Banding"-Artefakt

TIPPS ZUR FEHLERBEHEBUNG

☛ Stellen Sie den Parameter „Serie" auf einen Wert höher als 1 ein; der Parameter „Serie" befindet sich in der Programmierumgebung der Sequenz.
Durch Eingabe einer Zahl über 1 in den Parameter "Serie" wird die Sequenz automatisch n Mal gemessen, wobei *n* für den vom Anwender eingestellten Wert steht.
Bei *n* Messungen, denen jeweils eine angemessene Änderung der Impulsphase vorangeht, werden *n* unterschiedliche K-Räume und somit *n* Bilder generiert; am Ende der gesamten Sequenz werden die *n* Bilder zusammengefügt, wodurch sich ein Bild ergibt, in dem das „Banding"-Artefakt minimiert bzw. verschwunden ist.

☛ Da das Phänomen der schwarzen Bänder umso weniger sichtbar ist, je niedriger der TR-Wert ist, empfiehlt es sich, kurze TR zu verwenden, wobei dabei die anderen Parameter unter Beibehaltung der Kohärenz unverändert bleiben.

Typische Artefakte der „XBONE"-Sequenzen

Dieser Sequenztyp ist normalerweise anfällig für typische Artefakte bei Gradient Echo-Sequenzen, die auf den vorherigen Seiten behandelt wurden, wie z.B.:

- Artefakte der Art „Signalausfall" sind in erster Linie auf eine örtliche Inhomogenität des Magnetfeldes zurückzuführen, wie sie vor allem an den Rändern des Messfeldes der nativen Bilder auftritt.

- Artefakte der Art „Inversion der Wasser-Fett-Unterdrückung" (Swap).

URSACHEN

Der erste Artefaktentyp steht in Verbindung mit der von der Sequenz verwendeten Technik und ist vorwiegend auf die Sensibilität dieser Technik gegenüber den örtlichen Ungleichmäßigkeiten des Magnetfelds zurückzuführen.
Dieses Artefakt erscheint wie ein mehr oder weniger offensichtlicher Signalverlust in Abhängigkeit der verwendeten Akquisitionsparameter, insbesondere Echozeit (TE) und Schichtdicke.

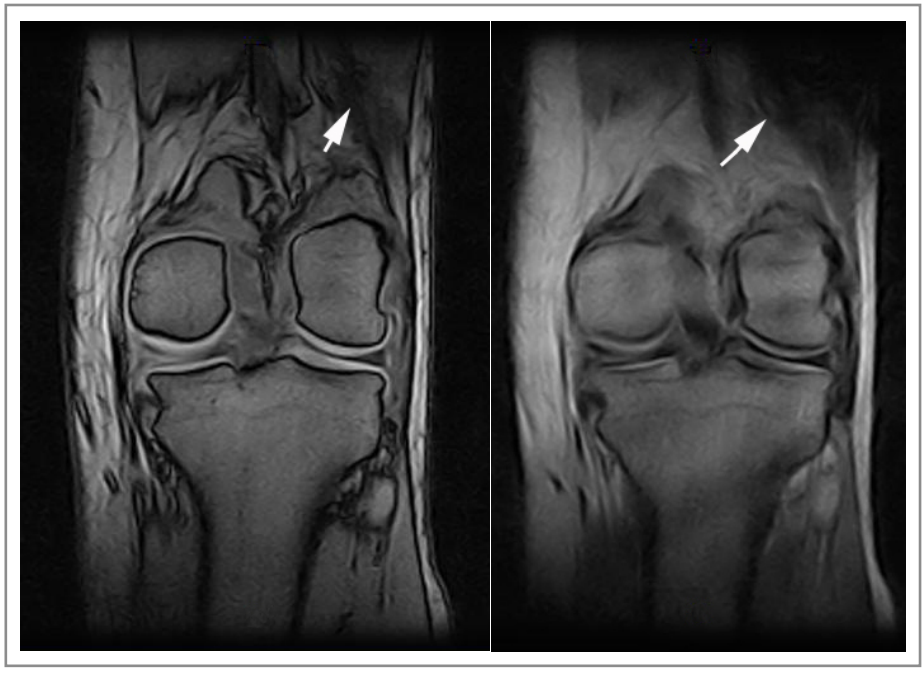

Abb. 1.69 - Artefakt der Art „örtliche Inhomogenität", sichtbar auf den beiden Bildern der nativen Echos der XBONE-Sequenz (1. Echo links und 2. Echo rechts)

Der zweite Artefaktentyp erscheint wie eine Inversion der Wasser- und Fettgewebeunterdrückung; dieses Artefakt ist nur auf von den beiden nativen Bildern abgeleiteten Summen- und Subtraktionsbildern der Phase sichtbar.
Die Inversion wird durch einen Berechnungsfehler des Phasenentfaltungsalgorithmus erzeugt, der durch zu starke Phasendrehungen des gemessenen NMR-Signals verursacht wird.

Abb. 1.70 - Artefakt der Art „Inversion der Wasser- und Fettgewebeunterdrückung", sichtbar auf den von den beiden nativen Bildern abgeleiteten Summen- und Subtraktionsbildern der Phase.

Typische Artefakte infolge der Verwendung der SpeedUp-Technik

Diese Art von Technik kann Artefakten infolge einer falschen Phasenmodulation bei der Übertragung unterliegen, wie etwa:

- Artefakte des Typs "leuchtende Punkte" und/oder "sternförmige Strukturen" im Zentrum des Bildes.

URSACHEN

Diese Art von Artefakten wird von einem Fehler bei der SpeedUp-Erfassung verursacht, der wiederum zu einer falschen Phasenmodulation bei der Übertragung führt.

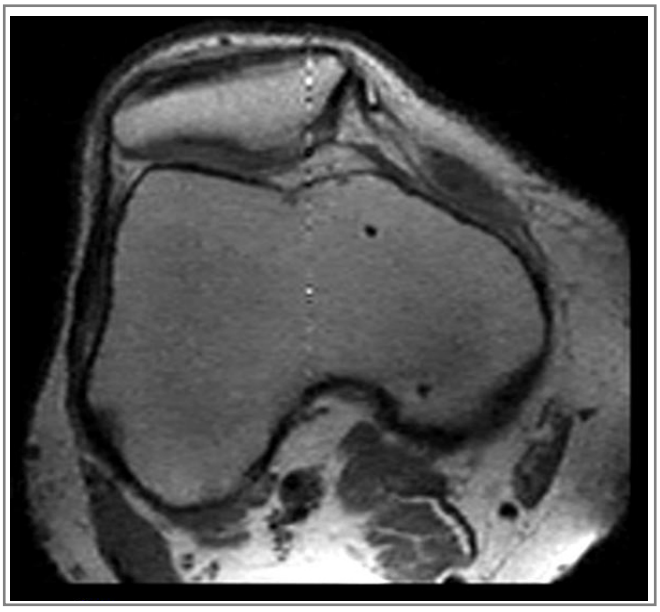

Abb. 1.71 - Artefakte des Typs "leuchtende Punkte" und/oder "sternförmige Strukturen" im Zentrum des Bildes, die auf einem mittels der SpeedUp-Technik erfassten Bild sichtbar sind.

LÖSUNGEN

☛ Deaktivieren Sie die SpeedUp-Erfassung und wiederholen Sie die Sequenz.
Um diese Technik zu deaktivieren, muss das entsprechende Kästchen im Feld SpeedUp mit einem Klick deaktiviert werden. Dieses befindet sich in den Sonderparametern im Bereich Ändern/Scan-Programmierung.

KAPITEL 2
Sequenzen und Untersuchungsprotokolle

Pulssequenzen

G-scan- und S-scan-Systeme sind Niederfeld-Tomographen (0,24 T), und folglich ist das vom Magnetfeld erzeugte Signal-zu-Rausch-Verhältnis niedriger als bei Geräten mit höherer Feldstärke. Durch die Optimierung der Elektronik und insbesondere der Empfangsspulen, sowie durch eine angemessene Strategie der Planung der Sequenzen und ihres Einsatzes kann eine Bildqualität erzielt werden, die der eines mittelstarken Feldes entspricht.

G-scan- und S-scan-Systeme sind für zwei- und dreidimensionale Sequenzen ausgelegt.
Das System optimiert das Signal-zu-Rausch-Verhältnis jeder Sequenz durch die Wahl der Aufnahmebandbreite, die am besten für die ausgewählten Parameter geeignet ist.
Die für jede Sequenz voreingestellten Parameter wurden gezielt zur Optimierung der Bildqualität und der Verkürzung der Aufnahmezeiten konzipiert.

Folgende Abschnitte beschreiben sämtliche mit G-scan und S-scan verfügbaren Sequenzen unter Berücksichtigung der Wirkung, die jede dieser Sequenzen auf den Bildkontrast hat. Dieser Aspekt der MR-Bildgebung ist von grundlegender Bedeutung, um die klinischen Kapazitäten des Systems voll ausschöpfen zu können.
Zusätzlich wird dem Anwender empfohlen, die behandelte Thematik in Fortbildungskursen und in der Fachliteratur zu vertiefen.

Sequenzen für den T1-gewichteten Kontrast

T1-gewichtete Bilder sind durch einen Kontrast gekennzeichnet, der vorwiegend durch die gewebespezifische Relaxationszeit T1 bedingt ist. Jedes Gewebe generiert ein von T1 abhängiges Signal: Je kürzer T1 ist, desto stärker ist die Signalintensität.

Bei dieser Art der Bildgebung ist das Signal-zu-Rausch-Verhältnis i.d.R. hoch und gestattet daher eine klar erkennbare Abbildung der wichtigsten anatomischen Strukturen.

Ein T1-gewichteter Kontrast kann folgendermaßen erzielt werden:

☛ Durch kurze Echozeiten (d.h. TE ist kleiner als 30 ms, i.d.R. TE = 24 ms), da diese die Wirkungen der T2-Relaxation minimieren und damit auch die T2-Gewichtung der Bilder reduzieren.

☛ Durch Wiederholungszeiten, die im Verhältnis zur gewebespezifischen T1 relativ kurz sind (d.h. TR = 500 ms oder kleiner).

T1-Kontrast ⇔ **TE kurz**
TR kurz

Zur Erhöhung des T1-Kontrastes können Sie auf die Parameter der Sequenzen einwirken, indem Sie Echozeit (TE) und Wiederholungszeit (TR) verringern.

Reduzierte Echozeiten wirken sich folgendermaßen aus:

☛ Da das Echosignal in geringerem Ausmaß reduziert wird, als die T2-Relaxation, wird das MR-Signal verstärkt.

☛ Die Verkürzung der Messzeiten führt zur Erhöhung der Aufnahmebandbreite und verstärkt dementsprechend das Bildrauschen. Das Signal-zu-Rausch-Verhältnis des Bildes ist daher ein Kompromiss zwischen diesen beiden Phänomenen.

Bei der Verwendung kurzer TE zur Untersuchung von Bänderstrukturen können „Magic Angle"-Phänomene auftreten (vgl. Abschnitt „Erkennung und Korrektur von Artefakten", Kapitel „Bildqualität in der MR-Technik" des vorliegenden Dokuments).

Darüber hinaus kann der T1-Kontrast durch paramagnetische Kontrastmittel erhöht werden, die den T1-Wert einiger Gewebe reduzieren und den Kontrast in den umliegenden Geweben steigern.

Gefahrenhinweis

Generell sind die Gebrauchsinformationen des Herstellers zu lesen, bevor ein Kontrastmittel verabreicht werden darf.

Kontrastmittel können schwere unerwünschte Wirkungen – wie anaphylaktische Reaktionen – oder andere Nebenwirkungen – wie Hautausschläge – nach sich ziehen.

Achtung

Es dürfen ausschließlich paramagnetische Kontrastmittel (Gadoliniumverbindungen) verwendet werden, die von den zuständigen Regulierungsbehörden für den Gebrauch mit der Magnetresonanzbildgebung zugelassen sind.

Generell sind die Gebrauchsinformationen des Herstellers zu lesen, bevor ein Kontrastmittel verabreicht werden darf.

Kontrastmittel können schwere unerwünschte Wirkungen – wie anaphylaktische Reaktionen – oder andere Nebenwirkungen – wie Hautausschläge – nach sich ziehen.

Achtung

Patienten, die an schwerer Niereninsuffizienz leiden und gadoliniumhaltige Kontrastmittel erhalten, können eine debilitierende und potentiell tödlich verlaufende Erkrankung entwickeln, die unter der Bezeichnung „nephrogene systemische Fibrosen“ (NSF) bekannt ist.

Darüber hinaus besteht auch bei Patienten, die gerade einer Lebertransplantation unterzogen wurden oder bald unterzogen werden sollen, die Gefahr, NSF zu entwickeln, wenn eine Niereninsuffizienz jeglichen Schweregrads vorliegt, das gilt auch für Patienten mit chronischem Leberleiden.

Die „Spin Echo T1“-Sequenz

Bei Spin Echo-Sequenzen folgt auf den HF-Impuls zu 90° ein HF-Impuls 180° zur Rephasierung. Dies ist notwendig, um die Inhomogenität des statischen Magnetfeldes zu auszuräumen und T1- sowie T2-gewichtete Bilder zu erzeugen.

Bei der „Spin Echo T1“ handelt sich um eine Spin Echo-Sequenz mit einer kurzen TE, die von 18 bis 34 ms variieren kann. Die Aufnahmebandbreite wird dabei automatisch auf die zulässige Mindestzeit für die gewählte TE reduziert, um ein besseres Signal-zu-Rausch-Verhältnis zu erzielen.

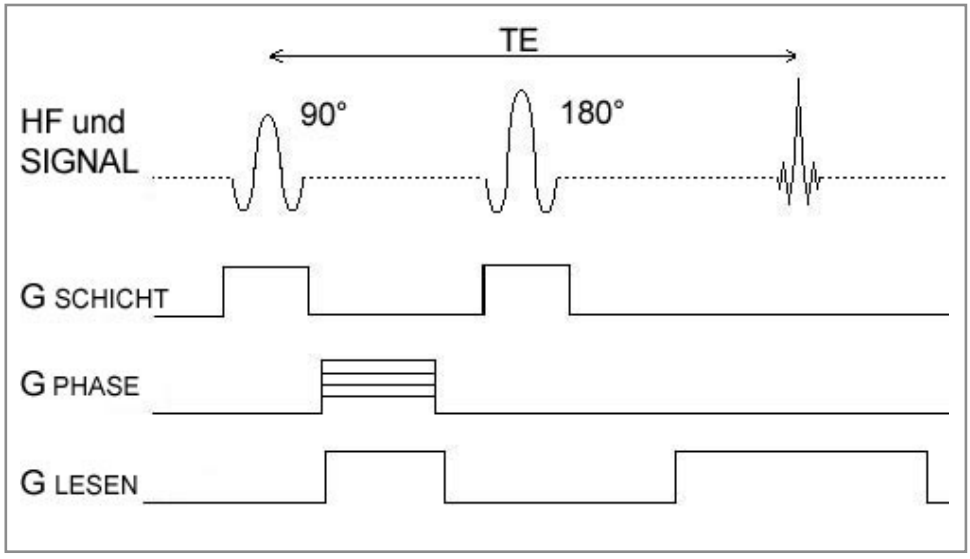

fig. 2.1 - Zeitlicher Verlauf der HF-Impulse und Gradienten für Spin Echo-Sequenzen. Der Begriff der „G Schicht“ bezeichnet den Gradienten zur Schichtauswahl. „G Phase“ ist der Gradient der Phasenkodierung. „G Lesen“ ist der Gradient zur Frequenzkodierung.

Die Sequenz „Spin Echo T1 HE“

Es handelt sich um eine Spin Echo-Sequenz mit sehr kurzer TE.
Im Vergleich zu einer „Spin Echo T1“-Sequenz wird hier die TE reduziert, und zwar anhand der „Half Echo“-Technik, die es gestattet, nur die Hälfte des MR-Signals zu erfassen, um dann den fehlenden Teil mithilfe eines spezifischen Algorithmus zu rekonstruieren.
Diese Sequenz liefert den höchsten T1-Beitrag und ist daher für das „Magic Angle“-Phänomen stärker anfällig (vgl. Abschnitt „Erkennung und Korrektur von Artefakten“, Kapitel „Bildqualität in der MR-Technik“ des vorliegenden Dokuments).

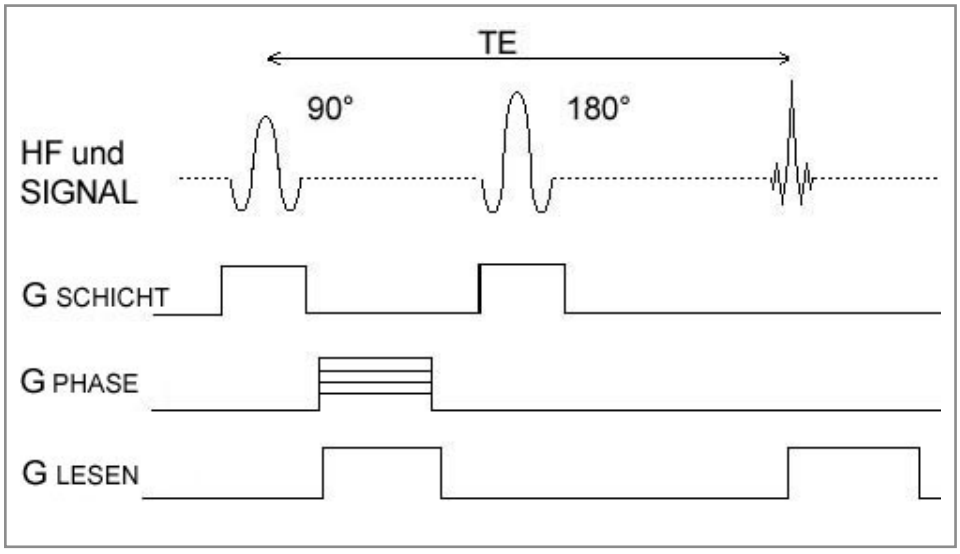

fig. 2.2 - Zeitlicher Verlauf der HF-Impulse und Gradienten für Spin Echo Half Echo-Sequenzen Der Begriff der „G Schicht" bezeichnet den Gradienten zur Schichtauswahl. „G Phase" ist der Gradient der Phasenkodierung. „G Lesen" ist der Gradient zur Frequenzkodierung.

Die Sequenz „Spin Echo T1 HF"

Es handelt sich um die „Spin Echo T1"-Sequenz unter Anwendung der „Half Fourier"-Technik zur Verkürzung der Messzeiten: Dabei wird etwa die Hälfte der Phasenkodierungen erfasst, während die andere Hälfte mit einem spezifischen Rekonstruktionsalgorithmus berechnet wird.
Diese Technik kann in folgenden Fällen zur Reduktion der Akquisitionszeiten eingesetzt werden:

☛ als Alternative zur Reduktion der Anzahl der Akquisitionen
☛ zur Akquisitionen von „Protonendichte"-gewichteten Bildern, wo sehr lange TR-Zeiten erforderlich sind.

Unter „Half Fourier" ist eine konventionelle Technik der MR-Bildgebung zu verstehen, die folgendermaßen definiert werden kann: *„Rekonstruktion eines Bildes aus MR-Datensätzen, die eine asymmetrischen Abtastung des k-Raumes beinhalten. Diese Technik kann beispielsweise zur Verkürzung der Bildaufnahmezeiten eingesetzt werden oder um die Anzahl der erforderlichen Phasenkodierungen zu reduzieren bzw. um die Echozeit TE zu verkürzen und das Echo aus dem Mittelpunkt des Aufnahmefensters zu verschieben. In allen drei Fällen wird das Signal-zu-Rausch-Verhältnis reduziert, während die Auflösung bis auf den Höchstwert erhöht werden kann, der bei MR-Daten verfügbar ist."*

Die „Fast Spin Echo T1“-Sequenzen

Fast Spin Echo T1 (FSE T1) sind Fast Spin Echo-Sequenzen (vgl. Abschnitt „Fast Spin Echo T2-Sequenzen“ für eine ausführliche Beschreibung) mit fixem ESP und einer vom Anwender auswählbaren Echozuglänge (ETL; vgl. Abschnitt „Fast Spin Echo T2-Sequenzen“ für eine ausführliche Beschreibung).

Die „IR“-Sequenz

Die „Inversion Recovery“ ist eine Pulssequenz, bei der vor der Akquisition ein 180°-Impuls zur Inversion der Längsmagnetisierung eingesetzt wird.
Auf diese Weise ist das Magnetresonanz-Signal nur durch die Relaxationszeit T1 gekennzeichnet und die mit dieser Technik erfassten Bilder liefern einen „reinen“ T1-Kontrast.
Diese Sequenz kann dazu verwendet werden, Richtmessungen für T1 zu erheben.
Wenn der 90°-Anregungsimpuls genau auf den Zeitpunkt gelegt wird, in dem die Relaxationskurve einer bestimmten T1 den Nullpunkt durchläuft, wird das Signal des betreffenden Gewebes unterdrückt (für Details zur STIR-Sequenz, vgl. Abschnitt „Sequenzen zur Fettunterdrückung“).

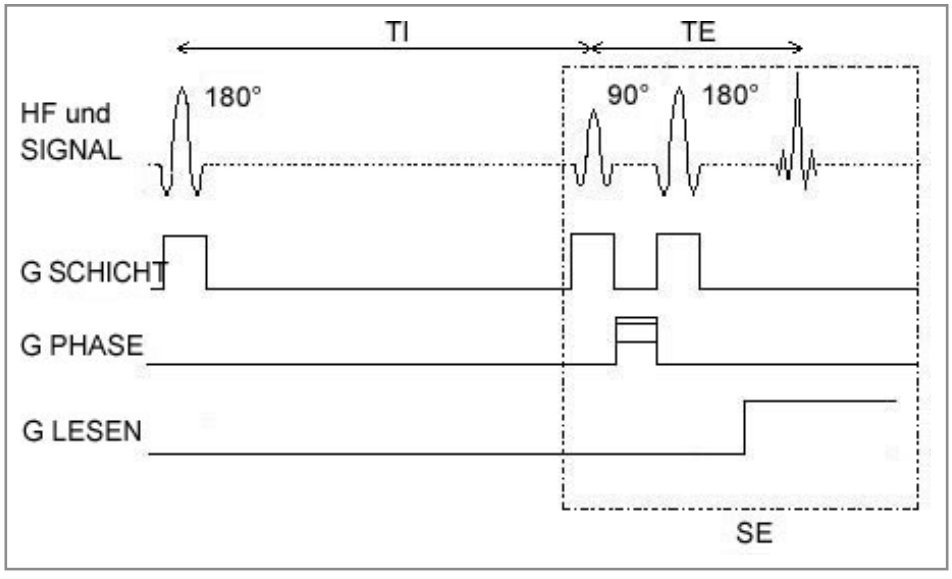

fig. 2.3 - Zeitlicher Verlauf der HF-Impulse und Gradienten für Inversion Recovery-Sequenzen. Der Begriff der „G Schicht“ bezeichnet den Gradienten zur Schichtauswahl. „G Phase“ ist der Gradient der Phasenkodierung. „G Lesen“ ist der Gradient zur Frequenzkodierung.

Sequenzen für den T2-gewichteten Kontrast

In T2 gewichtete Bilder sind durch einen Kontrast gekennzeichnet, der vorwiegend durch die Relaxationszeit T2 der Gewebe gekennzeichnet ist. Jedes Gewebe generiert ein von T2 abhängiges Signal: Je länger T2 ist, desto stärker ist die Signalintensität.

Um einen T2-Kontrast zu erzielen, müssen Echozeiten gewählt werden, die im Verhältnis zur T2 der Gewebe lang sind. Auch die Wiederholungszeiten müssen lang sein, und zwar im Verhältnis zu T1, um die Auswirkungen dieser Zeitkonstanten auf den Bildkontrast zu minimieren.

T2-Kontrast ⇔ **TE lang**
Lange TR

Durch die Erhöhung der Echozeit (TE) nimmt das MR-Signal ab. Dies ist auf die Auswirkungen der T2-Relaxation zurückzuführen.

Das Signal-zu-Rausch-Verhältnis ist bei dieser Art der Bildgebung niedriger als bei T1-gewichteten Aufnahmen, obwohl eine Abnahme des Bildrauschens zu beobachten ist. Dies ist der Tatsache zuzuschreiben, dass das System in Sequenzen mit langen TR reduzierte Aufnahmebandbreiten verwendet.

Da bei dieser Form der Akquisition sehr lange Wiederholungszeiten (TR) erforderlich sind (2500 - 3000 ms), ist die Aufnahmedauer sehr hoch.

T2-gewichtete Bilder reagieren besonders empfindlich auf viele pathologische Veränderungen, die in einigen Fällen mit T1-gewichteten Sequenzen nicht abgebildet werden können, darunter synoviale Flüssigkeiten, Ödeme und entzündetes Gewebe.

Wichtiger Hinweis

Bei der Verwendung langer Echozeiten (TE) treten keine „Magic Angle“-Phänomene auf (vgl. Abschnitt „Erkennung und Korrektur von Artefakten“, Kapitel „Bildqualität in der MR-Technik“ des vorliegenden Dokuments).

Die Sequenz „Spin Echo T2“

Bei Spin Echo-Sequenzen folgt auf den HF-Impuls zu 90° ein HF-Impuls 180° zur Rephasierung. Dies ist notwendig, um die Inhomogenität des statischen Magnetfeldes zu auszuräumen und T1- sowie T2-gewichtete Bilder zu erzeugen.

Die „Spin Echo T2“-Sequenz zeichnet sich durch lange TE aus. Die Aufnahmebandbreite ist dabei auf ein Mindestmaß beschränkt, um das Signal-zu-Rausch-Verhältnis zu verbessern, und wird somit für jeden TE-Wert festgelegt.
Diese Sequenz zeichnet sich durch eine lange TE aus, die von 80 bis 120 ms variieren kann.

Vgl. fig. 2.1 zum zeitlichen Verlauf von HF-Impuls und Gradienten

Die Sequenz „Spin Echo Proton Density-T2“

Bei dieser Form der Sequenz wird das Signal nach dem anfänglichen 90°-HF-Impuls dreimal durch drei aufeinander folgende 180°-Impulse rephasiert, wobei drei Echos mit unterschiedlichem TE-Wert erzeugt werden.
Auf diese Weise werden zwei verschiedene Bilder erzielt:

☛ Das erste Bild wird ausschließlich aus dem ersten Echo ermittelt und ist Protonen-gewichtet.

☛ Das zweite Bild ist T2-gewichtet und wird aus allen drei Echos gebildet. Der effektive TE-Wert dieses Bildes ist ein Wert, der eine Optimierung des Bildkontrastes gestattet.

Diese Sequenz ist besonders nützlich, um die Gewebe im Hinblick auf ihren spezifischen Kontrastwechsel zwischen dem ersten und dem zweiten Echo abzubilden.

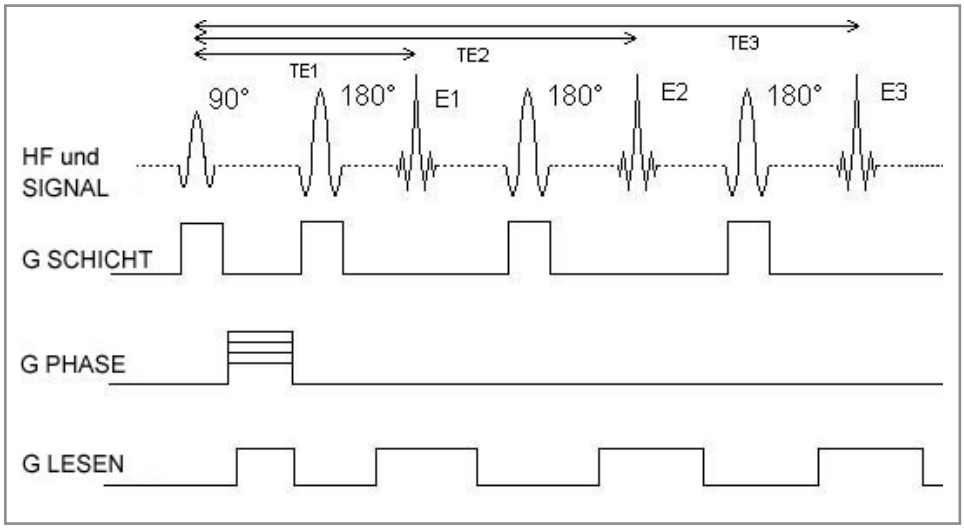

Abb. 2.4 - Zeitlicher Verlauf der HF-Impulse und Gradienten für Multiecho-Sequenzen. Der Begriff der „G Schicht" bezeichnet den Gradienten zur Schichtauswahl. „G Phase" ist der Gradient der Phasenkodierung. „G Lesen" ist der Gradient zur Frequenzkodierung.

Die Sequenz "Turbo Multi Echo 3 Echos"

Bei dieser Form der Sequenz - die eine ähnliche Technik wie beim "Half Fourier" verwendet - wird das Signal nach dem anfänglichen 90°-HF-Impuls dreimal durch drei aufeinander folgende 180°-Impulse rephasiert, wobei drei Echos mit unterschiedlichem TE-Wert erzeugt werden. (siehe das vorherige Bild zum zeitlichen Verlauf von HF-Impuls und Gradienten).

Auf diese Weise werden drei verschiedene Bilder erzielt:

☛ Das erste Bild wird ausschließlich aus dem ersten Echo ermittelt und ist Protonen-gewichtet.

☛ Das zweite Bild ist T2-gewichtet und wird ausschließlich aus dem zweiten Echo ermittelt

☛ Das dritte Bild ist T2- stark gewichtet und wird ausschließlich aus dem dritten Echo ermittelt.

Diese Sequenz ist besonders nützlich, um die Gewebe im Hinblick auf ihren spezifischen Kontrastwechsel zwischen den Echos abzubilden.

Die Sequenz „Turbo Spin Echo“

In dieser Sequenz werden die Signale der 3 Echos so kombiniert, dass Bilder mit T2-gewichtetem Kontrast erzielt werden. Dabei werden ähnliche Techniken wie beim „Half Fourier“ eingesetzt. Gleichzeitig ist die Dauer der Messung im Vergleich zur Standardsequenz „Spin Echo T2“ reduziert.
Der TE-Wert ist als „wirksam“ zu betrachten und besteht aus der Kombination der 3 Echos.

Die Sequenzen „Fast Spin Echo T2“

Unter Fast Spin Echo (FSE) ist eine Sequenz zu verstehen, die durch die Präsenz mehrerer Echos charakterisiert ist, welche durch einen Rephasierungs-Pulszug (180°) generiert werden.
Jedes Echo wird auf unterschiedliche Weise kodifiziert; daher wird die Aufnahmezeit pro Bild um einen Faktor reduziert (Turbo Factor), die der Anzahl der verwendeten Echos entspricht. Der Abstand zwischen zwei aufeinander folgenden Echos heißt ESP (Eco Spacing).
Die Auswahl der TE bestimmt, welches Echo sich im Zentrum des k-Raums befindet und auf diese Weise wird der T2-Bildkontrast beeinflusst.
FSE-Bilder können unter einer gewissen Unschärfe (Blurring) leiden, das hängt von der jeweiligen T2 der Gewebe und von der Dauer der Echozüge

ab. Es ist möglich, den ESP-Wert (Echo Spacing oder Echoabstand) zu wählen, und in Abhängigkeit des ESP-Werts die Anzahl der Echos festzulegen.
Für jede Wahl der Anzahl der Samples wird die Samplingrate optimiert, um ein möglichst hohes Signal-zu-Rausch-Verhältnis des Bildes zu erhalten.
Darüber hinaus ist es möglich die Flusskompensation in Richtung der Ortskodierung oder der Gradientenauswahl zu aktivieren oder zu deaktivieren.

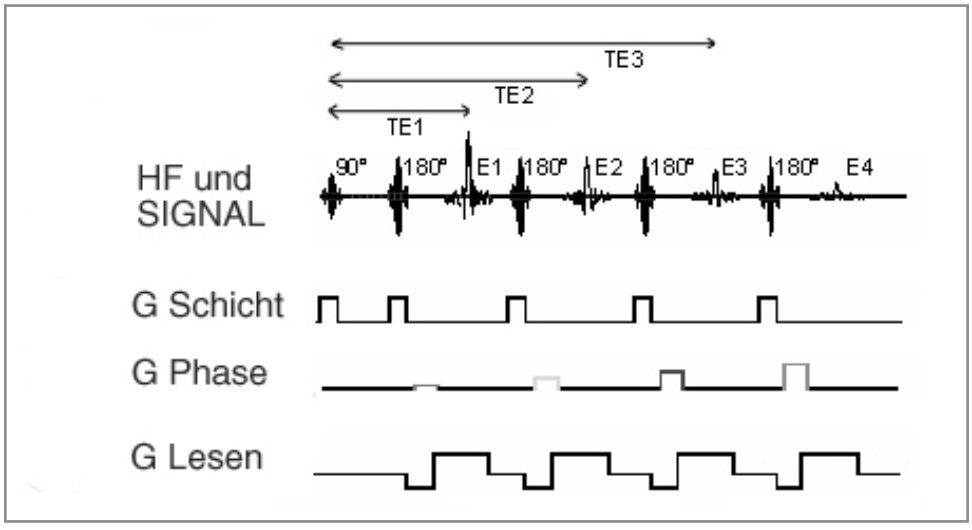

fig. 2.5 - Zeitlicher Verlauf der HF-Impulse und Gradienten für Fast Spin Echo-Sequenzen. Der Begriff der „G Schicht" bezeichnet den Gradienten zur Schichtauswahl. „G Phase" ist der Gradient der Phasenkodierung. „G Lesen" ist der Gradient zur Frequenzkodierung.

Die Sequenz „FSE Proton Density-T2"

Hierbei handelt es sich um eine Fast Spin Echo-Sequenz mit fixem ESP und ETL, bei der mittels angemessener Steuerung während der Kodierphase zwei verschiedene Bilder erzeugt werden; dabei besitzt das erste Bild mit einer Echozeit von 30 einen „Protonendichte"-gewichteten Kontrast, während das zweite mit einer Echozeit von 120 einen T2-Kontrast besitzt.
Jedes Echo wird auf unterschiedliche Weise kodifiziert; daher wird die Aufnahmezeit der Bilder um einen Faktor reduziert (Turbo Factor), der der Hälfte der verwendeten Echos entspricht.

Die „Fast FLAIR“-Sequenz

Die Fast Spin Echo FLAIR Sequenz (Fast FLAIR) ist eine Fast STIR Sequenz, bei der hohe Inversionszeiten verwendet werden, um das von Flüssigkeiten mit langen T1-Relaxationszeiten stammende Signal zu unterdrücken.
Der Anwender hat die Möglichkeit, Echo Spacing – und unabhängig vom jeweiligen ESP-Wert – die Anzahl der Echos (Echozuglänge) frei zu wählen.
Nur mit Echo Spacing (ESP) 30 kann außerdem die Flusskompensation in Leserichtung aktiviert bzw.deaktiviert werden.

Die Sequenz „Turbo Multi Echo“

Bei dieser Sequenzart werden die Signale der 3 Echos so kombiniert, dass Bilder mit T2-gewichtetem Kontrast erzielt werden. Dabei werden ähnliche Techniken wie beim „Half Fourier“ eingesetzt. Gleichzeitig ist die Dauer der Messung im Vergleich zur „Spin Echo Proton Density-T2“-Standardsequenz reduziert.

Sequenzen für den „Protonendichte"-gewichteten Kontrast

Der „Protonendichte"-Kontrast gestattet es, die Gewebe im Hinblick auf ihren unterschiedlichen Wasseranteil abzubilden, da der Einfluss der Relaxationszeiten T1 und T2 minimiert wird.

Um diese Form des Kontrasts zu erzielen, müssen einerseits kurze Echozeiten (TE) verwendet werden, um die Auswirkungen von T2 zu reduzieren. Andererseits müssen die Wiederholungszeiten (TR) lang sein, damit sich die Auswirkungen von T1 reduzieren.

„Protonen-gewichteter" Kontr. ⇔ **TE kurz**
Lange TR

Mit dieser Form des Kontrastes sind Bilder zu erzielen, die sich durch hohe Auflösung mit einem guten Signal-zu-Rausch-Verhältnis auszeichnen und eine klare anatomische Abgrenzung der Gewebe gestatten.

Alle Sequenzen mit kurzer T1 - die in den vorhergehenden Absätzen beschrieben wurden - können (mit einer angemessenen langen TR) für diese Art von Kontrast benutzt werden. Gleiches gilt für die Doppelecho-Sequenzen, bezogen auf das erste Echo.

Die Sequenz „SPED“

SPED ist eine Spin Echo-Sequenz mit zwei Echos. Dabei werden die Echozeiten automatisch von der Software ermittelt, und zwar in Abhängigkeit von der Resonanzfrequenz und vom *chemical shift* zwischen Fett und Wasser. Auf diese Weise werden zwei Bilder generiert, wobei Wasser- und Fett-Signale jeweils in Outphase bzw. in Inphase resultieren. Daraufhin verarbeitet die Software diese Daten und generiert zwei Bilder, in denen jeweils nur Fett- oder nur Wasser-Signale berücksichtigt werden, wodurch eine Trennung von Fett- und Wasserphase bewirkt wird.

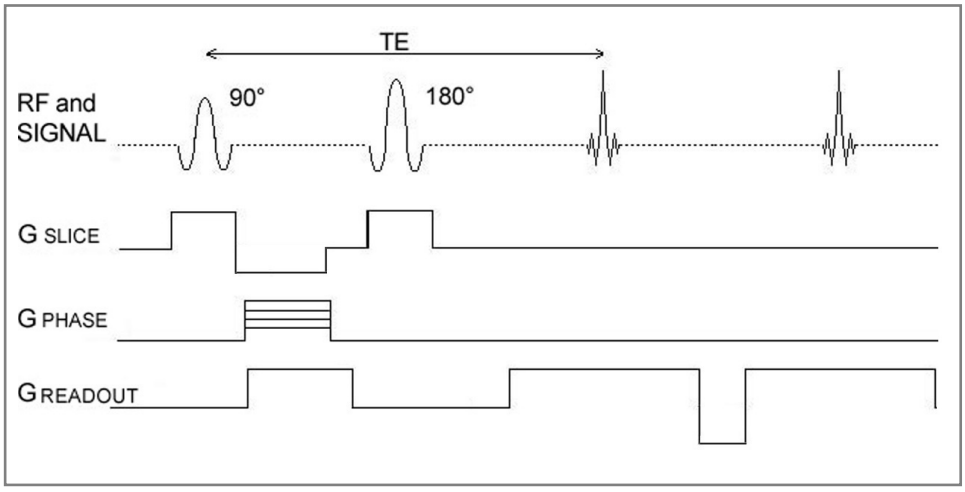

fig. 2.6 - Zeitlicher Verlauf der HF-Impulse und Gradienten für SPED-Sequenzen. Der Begriff der „G Schicht" bezeichnet den Gradienten zur Schichtauswahl. „G Phase" ist der Gradient der Phasenkodierung. „G Lesen" ist der Gradient zur Frequenzkodierung.

Die Gradient Echo-Sequenzen

Bei dieser Art von Sequenz wird das MR-Signal nicht durch einen 180°-Impuls „rephasiert", wie er bei Spin Echo-Sequenzen zur Neutralisierung von lokalen Inhomogenitäten des statischen Magnetfelds eingesetzt wird, sondern durch die Umkehrung des Gradienten. Aufgrund dieser Inhomogenität sind die Protonen durch größere Unterschiede in der Magnetfeldstärke gekennzeichnet. Daraus folgt eine beschleunigte Dephasierung, welche wiederum eine Verkürzung der Relaxationszeiten für die Quermagnetisierung bewirkt. Diese kürzere Relaxationszeit heißt T2* (Spin-Spin-Wechselwirkungen des lokalen Magnetfelds, siehe Anhang A - „Allgemeine Grundlagen der Magnetresonanzbildgebung" im Benutzerhandbuch).

Der quantitative Anteil des Signals, der in die transversale Ebene umklappt, ist durch den „Flip Angle" bzw. Pulswinkel bestimmt. Bei gleich bleibender Wiederholungszeit verstärkt die Erhöhung des Pulswinkels den T1-Kontrast, da die Zeit für eine vollständige T1-Relaxation des Signals in der Längsrichtung nicht ausreicht. Ein kleinerer Pulswinkel reduziert den T1-Kontrast, da die T1-Relaxation des Signals in der Längsrichtung dank der geringfügigen Signalgröße, die sich erholen muss, komplett ist.

Die Kontrasteinstellung erfolgt bei diesen Sequenzen durch Einwirken auf den Winkel des Anregungsimpulses (FA = Flip Angle oder Flip- bzw. Pulswinkel) und durch Veränderung der Echozeit (TE).

Pseudo-T1-gewichteter Kontrast	⇔	**TE ≤ 14 ms** **FA ≥ 75°**
Pseudo-T2-gewichteter Kontrast	⇔	**TE 18 ms** **FA ≤ 45°**

Die Gradient Echo-Sequenzen sind in der Regel durch ein hohes Signal-zu-Rausch-Verhältnis gekennzeichnet und werden typischerweise für schnelle Akquisitionen eingesetzt, insbesondere für 3D-Bilder.

Gradient Echo-Sequenzen reagieren empfindlich auf lokale Inhomogenitäten des statischen Magnetfelds, weshalb auf den Bildern Artefakte zu erkennen sind, die mit diesem Phänomen verbunden sind (vgl. Abschnitt „Erkennung und Korrektur von Artefakten" im Kapitel „Bildqualität in der MR-Technik" des vorliegenden Dokuments).

Darüber hinaus ruft die unterschiedliche Resonanzfrequenz von Wasser und Fett, bekannt als „Chemical Shift", eine Signalverschiebung zwischen diesen beiden Komponenten hervor. Dadurch heben sich die Signale der Voxel, die beide Gewebekomponenten enthalten, gegenseitig auf. Dieses Phänomen äußert sich als dunkler Rand an der Schnittstelle zwischen Wasser und Fett (vgl. Abschnitt „Erkennung und Korrektur von Artefakten", Kapitel „Bildqualität in der MR-Technik" des vorliegenden Dokuments).

Die Sequenzen: „Gradient Echo, TE = 6 ms",„Gradient Echo, TE = 10 ms", „Gradient Echo, TE = 14 ms" und „Gradient Echo, TE = 16 ms"

Es handelt sich um Gradient Echo-Sequenzen, die es gestatten, Bilder mit „Pseudo-T1"-Kontrast zu erstellen.
Sie sind durch Pulswinkel von annähernd 90° gekennzeichnet, die den T1-Kontrast erhöhen.

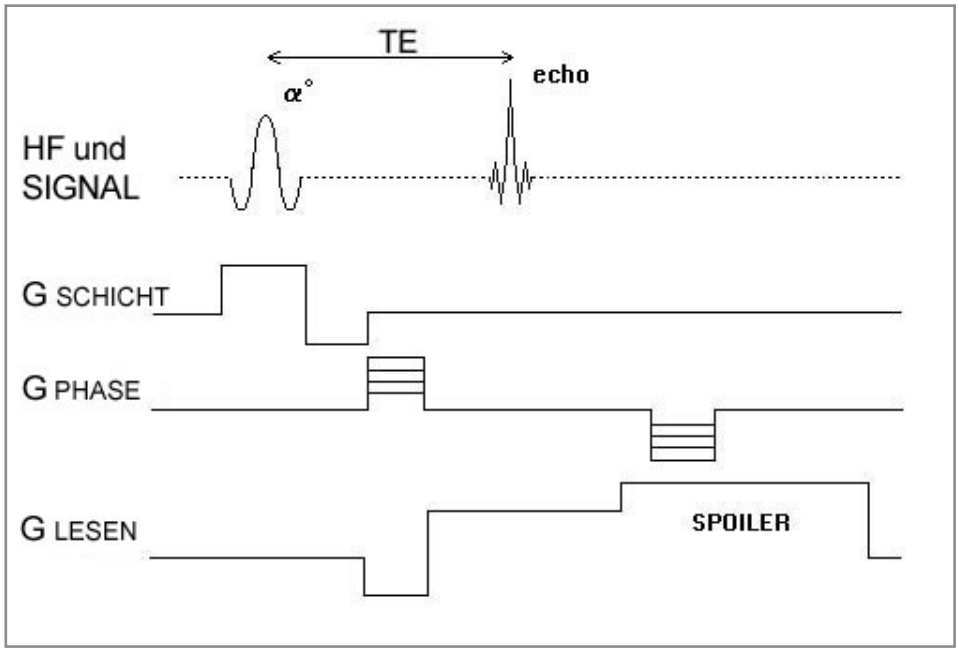

fig. 2.7 - Zeitlicher Verlauf der HF-Impulse und Gradienten für Gradient Echo-Sequenzen. Der Begriff der „G Schicht" bezeichnet den Gradienten zur Schichtauswahl. „G Phase" ist der Gradient der Phasenkodierung. „G Lesen" ist der Gradient zur Frequenzkodierung.

Die Sequenz „Gradient Echo T2“

Es handelt sich um Gradient Echo-Sequenzen, die es gestatten, Bilder mit „Pseudo-T2" -Kontrast zu erstellen.
Da es möglich ist, Echozeiten einzusetzen, die länger als 22 ms dauern, während gleichzeitig engere Flip Angle-Werte (zwischen 30° und 45°) gewählt werden, kann der T2-Kontrast stärker ausfallen, als dies bei Sequenzen vom Typ „Gradient Echo, TE = 18 ms“ und „Gradient Echo, TE = 22 ms“ der Fall ist.
Vgl. fig. 2.6 zum zeitlichen Verlauf von HF-Impuls und Gradienten.

Die „XBONE“-Sequenz

XBONE ist eine Gradient Echo-Sequenz mit zwei Echos. Dabei werden die Echozeiten automatisch von der Software ermittelt, und zwar in Abhängigkeit von der Resonanzfrequenz und vom *chemical shift* zwischen Fett und Wasser. Auf diese Weise werden zwei Bilder generiert, wobei Wasser- und Fett-Signale jeweils in Outphase bzw. in Inphase resultieren. Daraufhin verarbeitet die Software diese Daten und generiert zwei Bilder, in denen jeweils nur Fett- oder nur Wasser-Signale berücksichtigt werden, wodurch eine Trennung von Fett- und Wasserphase bewirkt wird.

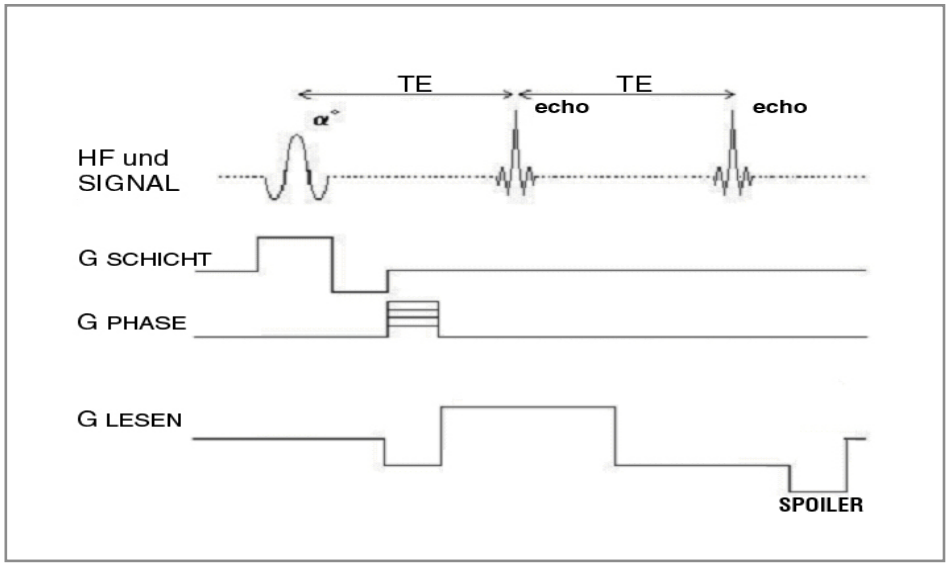

fig. 2.8 - Zeitlicher Verlauf der HF-Impulse und Gradienten für XBONE-Sequenzen. Der Begriff der „G Schicht“ bezeichnet den Gradienten zur Schichtauswahl. „G Phase“ ist der Gradient der Phasenkodierung. „G Lesen“ ist der Gradient zur Frequenzkodierung.

Die Sequenz „2D HYCE“

Die Sequenz „2D HYCE“ ist eine Gradient Echo-Sequenz mit ausgewogenem Fließgleichgewicht („steady state”). Jede TR ist auf angemessene Weise zweidimensional kodifiziert. Das es sich um ein überlagertes Signal handelt, ist diese Sequenz für Inhomogenitäten des Magnetfeldes anfällig, darunter die statischen Inhomogenitäten in B0 oder Auswirkungen der Suszeptibilität des Feldes. Es können Interferenzstreifen auf dem Bild entstehen, daher muss die Wiederholungszeit TR möglichst niedrig gehalten werden.
Bei jeder Auswahl eines TR-Wertes, wird die Samplingrate im Hinblick auf den HF-Impuls und die Fähigkeit des Feldgradienten optimiert, um ein möglichst hohes Signal-zu-Rausch-Verhältnis für das Bild zu erzielen. Die Echozeit beträgt TR/2.

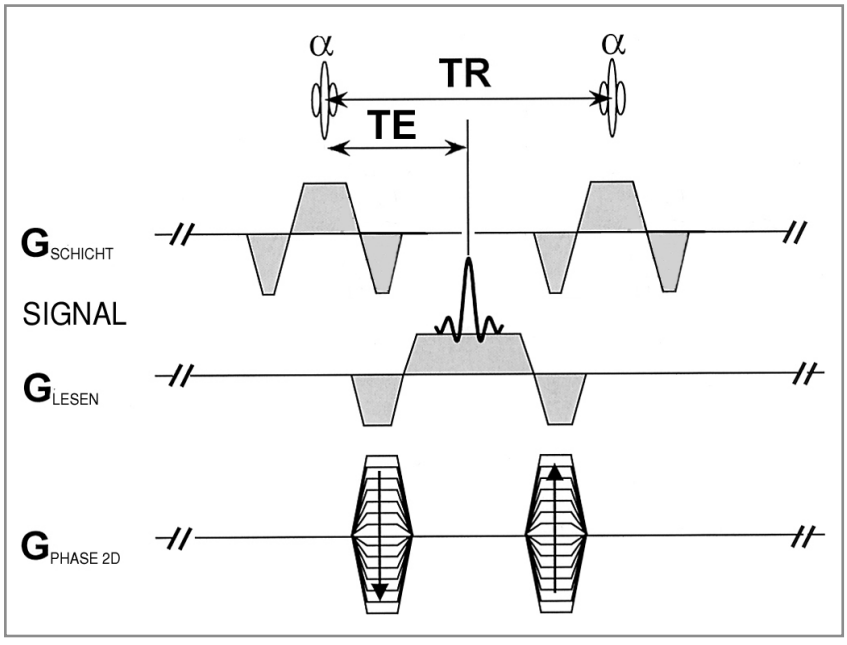

fig. 2.9 - Zeitlicher Verlauf der HF-Impulse und Gradienten für 2D HYCE-Sequenzen. Der Begriff der „G Schicht“ bezeichnet den Gradienten zur Schichtauswahl. „G Phase2D“ ist der Gradient der Phasenkodierung. „G Lesen“ ist der Gradient zur Frequenzkodierung.

Die Sequenz „2D HYCE S”

Hierbei handelt es sich um eine 2DHYCE-Sequenz, bei der eine spezielle Methode eingesetzt wird, mit der kontinuierlich und wiederholt Bilder derselben, vom Anwender ausgewählten Schicht erfasst werden können.
Je nach den vom Anwender eingestellten Parametern (TR, N_Wasser, N_Serie e N_Phasen) können sehr schnelle Aufnahmen gemacht werden, und zwar bis zu maximal circa 1 Bild (Frame) pro Sekunde.
Die Sequenz beginnt nach einer kurzen Kalibrierzeit mit der kontinuierlichen Akquisition; zum Beenden der Akquisition und somit der Sequenz, drücken Sie die Taste „Abort“.

Sequenzen zur Fettunterdrückung

Bei den Inversion Recovery Sequenzen mit einem Impuls bei 180° wird die Längsmagnetisierung umgekehrt und kehrt nach einer Relaxationszeit T1 wieder in ihr Gleichgewicht zurück.

Während dieser Phase durchläuft die Magnetisierung notwendigerweise einen Nullpunkt, nach T1*log2 ms von der Anwendung des 180°-Impulses.
Wird genau in diesem Augenblick – das heißt bei TI = T1*log2 ms – ein Anregungsimpuls angelegt, wird das mit dieser besonderen T1 verbundene Signal auf dem Bild unterdrückt (aufgehoben).
Normalerweise wird die T1 für Fett gewählt, welches auch den Hauptbestandteil des Knochengewebes bildet, das - von daher - auf dem Bild typischerweise sehr dunkel ist.

Aufgrund ihrer Beschaffenheit liefert diese Technik Bilder, die sich durch ein niedriges Signal-zu-Rausch-Verhältnis und hohen diagnostischen Aussagewert auszeichnen, da Fremdstrukturen im Inneren einer adipösen Struktur aufgezeigt werden können.

Fettunterdrückung	⇔	**TI ≅= 85 ms stir** **TI ≅= 75 ms se stir**

Die „STIR“-Sequenz

Es handelt sich um eine Inversion Recovery-Sequenz mit kurzem Inversionsimpuls TI (Short Tau Inversion Recovery).
Nach dem Inversionsimpuls wird eine Sequenz vom Spin-Echo-Typ zur Signalerfassung eingesetzt.

Vgl. fig. 2.3 zum zeitlichen Verlauf von HF-Impuls und Gradienten.

Die Sequenz „STIR T2 A“

Es handelt sich um eine Inversion Recovery-Sequenz mit kurzem Inversionsimpuls TI (Short Tau Inversion Recovery).
Nach dem Inversionsimpuls wird eine Sequenz vom Spin-Echo-Typ zur Signalerfassung eingesetzt.

Diese Sequenz zeichnet sich durch eine lange TE aus, die von 80 bis 120 ms variieren kann.

Vgl. fig. 2.3 zum zeitlichen Verlauf von HF-Impuls und Gradienten

Die Sequenz „Gradient Echo STIR, TE = 25 ms“

Bei dieser Sequenz wird nach dem Inversionsimpuls eine Gradient Echo-Sequenz eingesetzt, um das Signal zu erfassen.
Im Vergleich zur „STIR“-Sequenz lässt sich ein geringfügiger Unterschied im Kontrast feststellen, und im Hinblick auf das Signal-zu-Rausch-Verhältnis wird in leicht reduzierten Zeiten eine bessere Bildqualität erzielt.

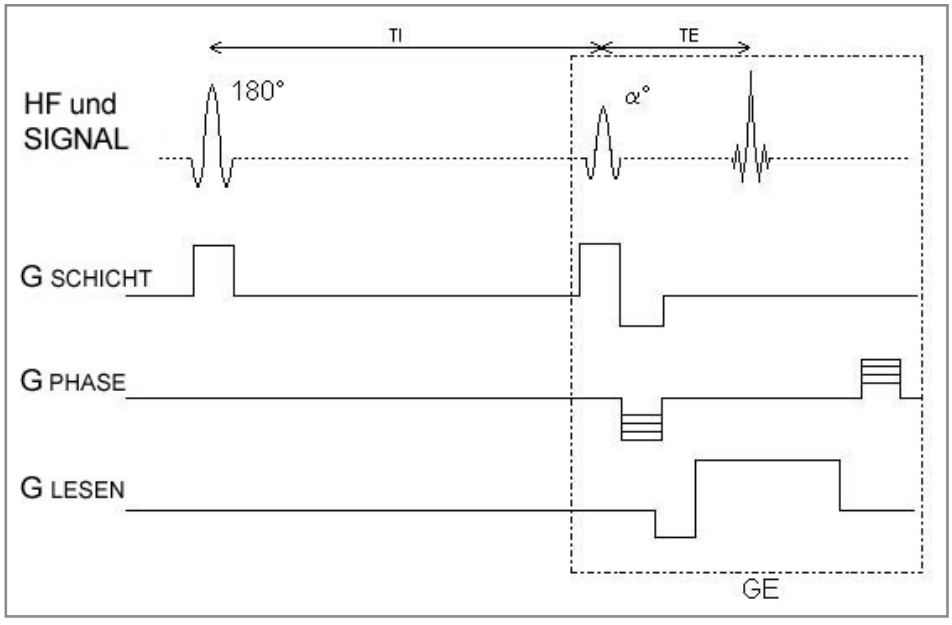

fig. 2.10 - Zeitlicher Verlauf von HF-Impuls und Gradienten für Sequenzen vom Typ Gradient Echo STIR. Der Begriff der „G Schicht“ bezeichnet den Gradienten zur Schichtauswahl. „G Phase“ ist der Gradient der Phasenkodierung. „G Lesen“ ist der Gradient zur Frequenzkodierung.

Die „Fast STIR“-Sequenz

Die Fast Spin Echo STIR (Fast STIR) ist eine Fast Spin Echo-Sequenz; ähnlich wie bei Inversion Recovery-Sequenzen wird hierbei vor der Akquisition ein 180°-HF-Impuls zur Längsmagnetisierung angewendet.
Diese Technik erzeugt Bilder mit niedrigem Signal-zu-Rausch-Verhältnis, gestattet aber eine gute Abgrenzung der Strukturen im Vergleich zum Fettgewebe. Der Anwender hat die Möglichkeit, Echo Spacing – und unabhängig vom jeweiligen ESP-Wert – die Anzahl der Echos (Echozuglänge) frei zu wählen.
Darüber hinaus ist es möglich die Flusskompensation in Richtung der Ortskodierung oder der Gradientenauswahl zu aktivieren oder zu deaktivieren.

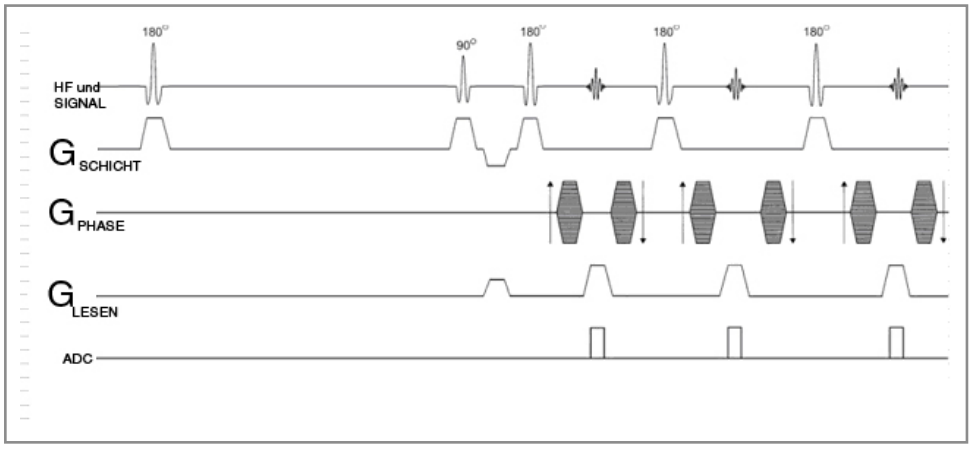

fig. 2.11 - Zeitlicher Verlauf von HF-Impuls und Gradienten für Sequenzen vom Typ Gradient Echo STIR. Der Begriff der „G Schicht“ bezeichnet den Gradienten zur Schichtauswahl. „G Phase“ ist der Gradient der Phasenkodierung. „G Lesen“ ist der Gradient zur Frequenzkodierung.

Sequenzen zur Erzielung von Mischkontrasten

Sequenzen zur Erzielung von „Mischkontrasten“ sind mit einer ausreichend langen Echozeit (TE) ausgestattet, um „Magic Angle“-Phänomene zu vermeiden (vgl. den Abschnitt „Erkennung und Korrektur von Artefakten“ im Kapitel „Bildqualität in der MR-Technik“). Sie sind dazu konzipiert, ein hohes Signal-zu-Rausch-Verhältnis bei starken Kontrasten und akzeptabler Expositionsdauer zu liefern.

Die mit dieser Sequenzart erstellten Bilder sind weder T1- noch T2-gewichtet noch auf Protonendichte fokussiert.

Die Sequenz „Spin Echo T2, TE = 50 ms“

Es handelt sich um eine Spin Echo-Sequenz mit mittelgroßer, auf 50 ms festgesetzter TE.
Die Anwendung empfiehlt sich, wenn das Auftreten von „Magic Angle"-Phänomenen reduziert werden soll. Dabei wird eine gute Bildqualität aufrecht erhalten und der Kontrast ist ähnlich wie bei Protonendichte.

Die Sequenz „Turbo Spin Echo T2, TE = 50 ms“

Es handelt sich um eine Sequenz, die mit ähnlichen Charakteristiken wie die Sequenz „Spin Echo T2, TE =50 ms" ausgestattet ist. Dank der Technik, die auch bei den Sequenzen „Turbo Spin Echo" und „Turbo Multi Echo" zum Einsatz kommen, sind allerdings die Bildaufnahmezeiten halbiert.

Die dreidimensionalen Sequenzen

Die Sequenz „Turbo 3D T1“

Es handelt sich um eine Gradient Echo-Sequenz, bei der eine günstige zweite Kodierung des Signals in der Richtung des Auswahlgradienten für die 3D-Rekonstruktion eingesetzt wird. Auf diese Weise wird das Signal von einem Volumen und nicht von einzelnen Schichten empfangen.
Im Unterschied zur Gradient Echo-Sequenz ist die TR ausgesprochen kurz, der Kontrast ist auch hier T1-gewichtet. Unter Verwendung eines sogenannten „HF-Spoilers" wird der Kontrast ähnlich eingestellt wie bei der Spin Echo-Sequenz mit kurzer TE.
Der Flip Angle hat bei dieser Sequenz einen größeren Einfluss auf das Signal-zu-Rausch-Verhältnis als auf den Kontrast; Werte um 40-60 Grad maximieren es, während der T1-Kontrast gleich bleibt; Werte unter 30 Grad verringern hingegen den T1-Kontrast.

Die Sequenz „3D HYCE“

Die Sequenz „3D HYCE" ist eine dreidimensionale Gradient Echo-Sequenz mit ausgewogenem Fließgleichgewicht („steady state”). Jeder TR ist auf angemessene Weise zwei- und dreidimensional kodifiziert. Das es sich um ein überlagertes Signal handelt, ist diese Sequenz für Ungleichmäßigkeiten im Magnetfeld anfällig, darunter die statischen Ungleichmäßigkeiten in B0 oder Auswirkungen der Suszeptibilität des Feldes. Es können Interferenzstreifen auf dem Bild entstehen, daher muss die Wiederholungszeit TR möglichst niedrig gehalten werden.
Bei jeder Auswahl eines TR-Wertes, wird die Samplingrate im Hinblick auf den HF-Impuls und die Fähigkeit des Feldgradienten optimiert, um ein

möglichst hohes Signal-zu-Rausch-Verhältnis für das Bild zu erzielen. Die Echozeit beträgt TR/2.
Der Kontrast hängt im Wesentlichen vom Flip Angle ab. Es ist ein myelographischer Effekt zu beobachten, wobei der cerebrospinale Liquor strahlend weiß abgebildet wird und mit den Nervenwurzeln kontrastiert, während Bandscheiben und Wirbelkörper mit dunkler Farbe visualisiert werden. Um diese myelographische Darstellung zu erzielen, sind große Pulswinkel bei der Anregung erforderlich (mit FA-Werten bis zu 90°). Bei engeren Pulswinkeln (d.h. bei FA-Werten von circa 40°) steigt hingegen die Signalintensität von nicht flüssigen Geweben.

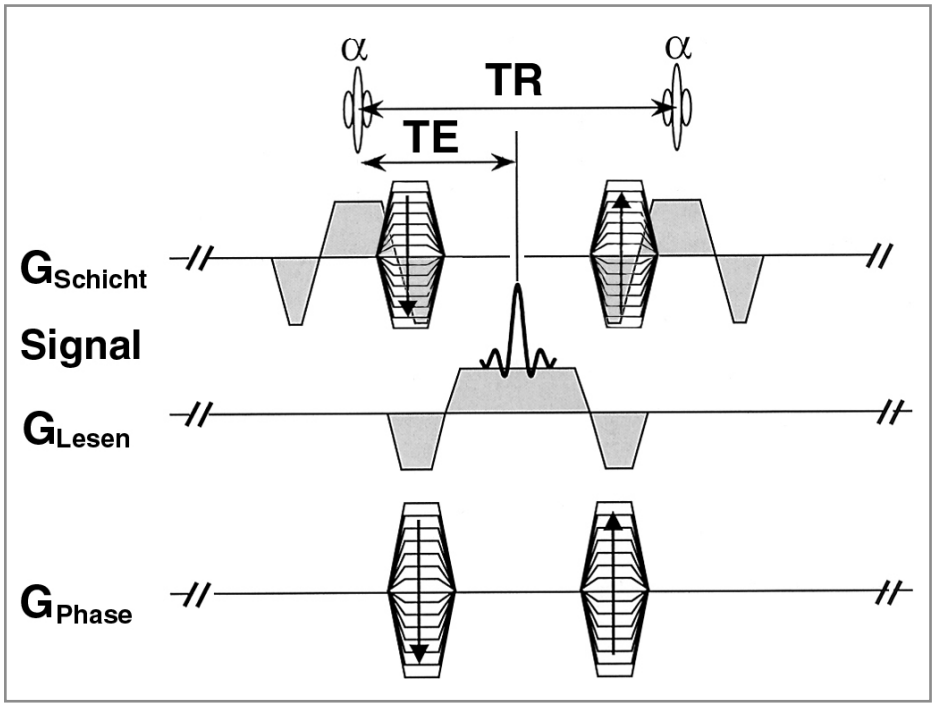

fig. 2.12 - Zeitlicher Verlauf der HF-Impulse und Gradienten für 3D HYCE-Sequenzen. Der Begriff der „G Schicht" bezeichnet den Gradienten zur Schichtauswahl. „G Phase" ist der Gradient der Phasenkodierung. „G Lesen" ist der Gradient zur Frequenzkodierung.

Die Sequenz „3D SST1“

Es handelt sich um eine Gradient Echo-Sequenz, bei der eine günstige zweite Kodierung des Signals in der Richtung des Auswahlgradienten für die 3D-Rekonstruktion eingesetzt wird. Auf diese Weise wird das Signal von einem Volumen und nicht von einzelnen Schichten empfangen.
Im Gegensatz zur Gradient Echo-Sequenz liefert diese Sequenz bei Verwendung einer äußerst kurzen TR zusammen mit einem sogenannten „HF-Spoiler“ und engen Flip Angle-Werten einen T1-Kontrast.
In dieser Sequenz hat der Flip Angle aufgrund des HF-Spoilers einen größeren Einfluss auf das Signal-zu-Rausch-Verhältnis als auf den Kontrast.

Die Sequenz „3D SST2“

Es handelt sich um eine Gradient Echo-Sequenz, bei der eine günstige zweite Kodierung des Signals in der Richtung des Auswahlgradienten für die 3D-Rekonstruktion eingesetzt wird. Auf diese Weise wird das Signal von einem Volumen und nicht von einzelnen Schichten empfangen.
Das besondere Schema der Gradienten verleiht der Sequenz eine starke T2-Gewichtung, obwohl die TE in der Regel kurz ist.
Der Flip Angle hat in dieser Sequenz mehr Einfluss auf das Signal-zu-Rausch-Verhältnis als auf den Kontrast selbst.

Die Sequenz „3D SHARC“

Die Sequenz „3D SHARC“ besitzt einen zusätzlichen Phasenkodiergradienten längs der Richtung der Schichtwahl, durch den die Sequenz dreidimensional wird.
Die Verwendung einer speziellen HF-Technik im stationären Zustand ermöglicht die Akquisition zweier Echos in einer einzelnen Sequenz: das Resultat sind zwei Bilder mit unterschiedlicher Kontrastart, die mit angemessener Gewichtung addiert werden (normalerweise jeweils 1/2).
Diese Sequenz erzeugt Bilder, die weder T1- noch T2-gewichtet sind, sich jedoch durch einen hohen Kontrast zwischen dem Knorpelgewebe und der Flüssigkeit der Körperregion auszeichnen; sie wird bei klinischen Anwendungen eingesetzt, die zur Abklärung von Problemen mit Gelenkknorpelgewebe dienen.

Untersuchungsprotokolle

Zum Öffnen/Schließen des Fensters mit der Liste der Protokolle/Sequenzen gehen Sie folgendermaßen vor:

1. MODUS 1: Wählen Sie im Hauptmenü **Ansicht** → **Arbeitsbereich**, oder klicken Sie das entsprechende (seitl. abgebildete) Symbol an.
2. MODUS 2: Klicken Sie mit der rechten Maustaste auf den Desktop, um das Kontextmenü aufzurufen. Wählen Sie anschließend **Ansicht** → **Arbeitsbereich**.

Das Arbeitsfenster ist auf der linken Seite des Desktop angeordnet und enthält eine Liste der Protokolle/Sequenzen (oder die Patientenliste). Es ist mit zwei Tasten ausgestattet:

☛ Wenn Sie auf **Protokolle** klicken, erhalten Sie Zugriff auf die Liste der vorstrukturierten Untersuchungsprotokolle.

Ein „Untersuchungsprotokoll" ist als ein Repertoire von Messungen mit bereits optimierter Parametereinstellung zu verstehen, welches nach anatomischer Region und relevanter Pathologie gegliedert ist. Der Name eines jeden Protokolls bezieht sich auf die Körperregion, für deren Untersuchung es konzipiert ist.

Der Rückgriff auf werkseitig vorprogrammierte Protokolle für Standarduntersuchungen erspart Zeit bei der Auswahl der interessierenden Messungen, Schichtpositionierung und Parameterauswahl. Dadurch minimiert sich die Möglichkeit, während der Untersuchung operative Fehler zu begehen.
Wenn der Anwender ein vorprogrammiertes Untersuchungsprotokoll verwendet, läuft die Ausführung der Messungen automatisch ab. Erst nach Abschluss der Untersuchung ist wieder ein Eingriff des Bedieners notwendig, um den Patienten zu unterstützen (vgl. Kapitel „Die Untersuchungsumgebung" des Handbuchs der Benutzeroberfläche).

Darüber hinaus haben Sie die Möglichkeit, die Sequenzen und Parameter nach eigenem Wunsch festzulegen und abzuspeichern, um ein benutzerdefiniertes Protokoll zu erstellen (vgl. Abschnitt „Erstellen eines Benutzerprotokolls", Kapitel „Die Untersuchungsumgebung").

Protokollverknüpfung

Der Einsatz der vorprogrammierten Protokolle sollte in Abhängigkeit von der anatomischen Region und der untersuchten Pathologie erfolgen. Um die Anzahl der Messungen für eine Untersuchung zu bestimmen, muss ein angemessener Kompromiss gefunden werden, und zwar zwischen der Zeit, die der Arzt zur Verfügung hat und der Datenmenge, die er zur Diagnose als notwendig erachtet.

KAPITEL 3
Technische Spezifikation

Technische Spezifikation

Die aufgeführten Daten und Merkmale können jederzeit ohne Vorankündigung geändert werden.

Sequenzen

Verfügbare Sequenzen:

Orthogonaler Multiplanarer Scout
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

Optionale Sequenzen

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

Sequenzparameter:

Protokoll „2D-Sequenzen"

Spinecho T1
Wiederholungszeit: von 50 bis 5000 in Schritten zu 10.
Echozeit: von 16 bis 34 in Schritten zu 2.
Flip Angle 90°.
Messfeld in Kodierrichtung: von 100 mm bis

400 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 100 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: von 192 bis 512 in Schritten zu 32. Für TE = 26 die Anzahl der Samples zu abfahrt ist 128.
Anzahl der Phasen: von 128 bis 256 in Schritten zu 8.
Schichtdicke: von 2 mm bis 10 mm in Schritten zu 0,5 mm.

Spinecho T1 HF
Wiederholungszeit: von 50 bis 5000 in Schritten zu 10.
Echozeit: von 16 bis 34 in Schritten zu 2.
Flip Angle 90°.
Messfeld in Kodierrichtung: von 100 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 100 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: von 192 bis 512 in Schritten zu 32. Für TE = 26 die Anzahl der Samples zu abfahrt ist 128.
Anzahl der Phasen: von 128 bis 256 in Schritten zu 8.
Schichtdicke: von 2 mm bis 10 mm in Schritten zu 0,5 mm.

Spinecho T1 HE
Wiederholungszeit: von 50 bis 5000 in Schritten zu 10.
Echozeit: von 12 bis 24 in Schritten zu 2.
Flip Angle 90°.
Messfeld in Kodierrichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: 192, 224, 256, 288. Für TE = 26 die Anzahl der Samples zu abfahrt ist 128.
Anzahl der Phasen: von 128 bis 256 in Schritten zu 8.
Schichtdicke: von 2 mm bis 10 mm in Schritten zu 0,5 mm.

Spinecho T2, TE = 50 ms
Wiederholungszeit: von 200 bis 5000 in Schritten zu 10.
Echozeit (TE): 50.
Flip Angle 90°.
Messfeld in Kodierrichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.

Messfeld in Leserichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: von 128 bis 512 in Schritten zu 32.
Anzahl der Phasen: von 128 bis 512 in Schritten zu 8.
Schichtdicke: von 3 mm bis 10 mm in Schritten zu 0,5 mm.

Turbo-Spinecho, TE = 50 ms
Wiederholungszeit: von 200 bis 5000 in Schritten zu 10.
Echozeit (TE): 50.
Flip Angle 90°.
Messfeld in Kodierrichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: von 128 bis 512 in Schritten zu 32.
Anzahl der Phasen: von 128 bis 512 in Schritten zu 8.
Schichtdicke: von 3 mm bis 10 mm in Schritten zu 0,5 mm.

Spinecho T2
Wiederholungszeit: von 200 bis 5000 in Schritten zu 10.
Echozeit: von 80 bis 120 in Schritten zu 10.
Flip Angle 90°.
Messfeld in Kodierrichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: von 128 bis 512 in Schritten zu 32.
Anzahl der Phasen: von 128 bis 512 in Schritten zu 8.
Schichtdicke: von 3 mm bis 10 mm in Schritten zu 0,5 mm.

Turbo Spin Echo
Wiederholungszeit: von 200 bis 5000 in Schritten zu 10.
Echozeit: von 80 bis 120 in Schritten zu 10.
Flip Angle 90°.
Messfeld in Kodierrichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: von 128 bis 512 in Schritten zu 32.
Anzahl der Phasen: von 128 bis 512 in

Schritten zu 8.
Schichtdicke: von 3 mm bis 10 mm in Schritten zu 0,5 mm.

Spin Echo Proton Density-T2
Wiederholungszeit: von 200 bis 5000 in Schritten zu 10.
Echozeit (TE): 28, 90.
Flip Angle 90°.
Messfeld in Kodierrichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: von 128 bis 512 in Schritten zu 32.
Anzahl der Phasen: von 128 bis 512 in Schritten zu 8.
Schichtdicke: von 3 mm bis 10 mm in Schritten zu 0,5 mm.

Turbo-Multiecho
Wiederholungszeit: von 200 bis 5000 in Schritten zu 10.
Echozeit (TE): 28, 90.
Flip Angle 90°.
Messfeld in Kodierrichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: von 128 bis 512 in Schritten zu 32.
Anzahl der Phasen: von 128 bis 512 in Schritten zu 8.
Schichtdicke: von 3 mm bis 10 mm in Schritten zu 0,5 mm.

Turbo-Multiecho 3 Echoes
Wiederholungszeit: von 200 bis 5000 in Schritten zu 10.
Echozeit (TE): 28, 75, 136 ms..
Flip Angle 90°.
Messfeld in Kodierrichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: von 128 bis 512 in Schritten zu 32.
Anzahl der Phasen: von 128 bis 512 in Schritten zu 8.
Schichtdicke: von 3 mm bis 10 mm in Schritten zu 0,5 mm.

Gradient Echo, TE = 6 ms
Wiederholungszeit: von 30 bis 5000 in Schritten zu 5.
Echozeit (TE): 6.
Flip Angle: von 10° bis 90°, in Schritten zu 5°.
Messfeld in Kodierrichtung: von 150 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 150 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: 160, 192.
Anzahl der Phasen: von 128 bis 192 in Schritten zu 8.
Schichtdicke: von 4 mm bis 10 mm in Schritten zu 0,5 mm.

Gradient Echo, TE = 10 ms
Wiederholungszeit: von 30 bis 5000 in Schritten zu 5.
Echozeit (TE): 10.
Flip Angle: von 10° bis 90°, in Schritten zu 5°.
Messfeld in Kodierrichtung: von 180 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 180 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: von 192 bis 352 in Schritten zu 32.
Anzahl der Phasen: von 128 bis 256 in Schritten zu 8.
Schichtdicke: von 2 mm bis 10 mm in Schritten zu 0,5 mm.

Gradient Echo, TE = 14 ms
Wiederholungszeit: von 30 bis 5000 in Schritten zu 5.
Echozeit (TE): 14.
Flip Angle: von 10° bis 90°, in Schritten zu 5°.
Messfeld in Kodierrichtung: von 150 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 150 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: von 192 bis 352 in Schritten zu 32.
Anzahl der Phasen: von 128 bis 256 in Schritten zu 8.
Schichtdicke: von 2 mm bis 10 mm in Schritten zu 0,5 mm.

Gradient Echo, TE = 16 ms
Wiederholungszeit: von 30 bis 5000 in

Schritten zu 5.
Echozeit (TE): 16.
Flip Angle: von 10° bis 90°, in Schritten zu 5°.
Messfeld in Kodierrichtung: von 130 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 130 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: von 128 bis 448 in Schritten zu 32.
Anzahl der Phasen: von 128 bis 512 in Schritten zu 8.
Schichtdicke: von 2 mm bis 10 mm in Schritten zu 0,5 mm.

Gradient Echo T2
Wiederholungszeit: von 30 bis 5000 in Schritten zu 5.
Echozeit: von 18 bis 30 in Schritten zu 2.
Flip Angle: von 10° bis 90°, in Schritten zu 5°.
Messfeld in Kodierrichtung: von 130 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 130 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: 192, 256, 288.
Anzahl der Phasen: von 128 bis 256 in Schritten zu 8.
Schichtdicke: von 2 mm bis 10 mm in Schritten zu 0,5 mm.

GE T2 FC
Wiederholungszeit: von 30 bis 5000 in Schritten zu 5.
Echozeit: von 22 bis 34 in Schritten zu 4.
Flip Angle: von 10° bis 90°, in Schritten zu 5°.
Messfeld in Kodierrichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: von 192 bis 512 in Schritten zu 16.
Anzahl der Phasen: von 128 bis 352 in Schritten zu 8.
Schichtdicke: von 2 mm bis 10 mm in Schritten zu 0,5 mm.

IR
Wiederholungszeit: von 100 bis 5000 in Schritten zu 10.
Echozeit: von 18 bis 34 in Schritten zu 2.

Inversionszeit: von 200 ms bis 2000 ms in Schritten zu 10 ms.
Flip Angle 90°.
Messfeld in Kodierrichtung: von 140 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 140 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: 192, 256.
Anzahl der Phasen: von 128 bis 256 in Schritten zu 8.
Schichtdicke: von 3 mm bis 10 mm in Schritten zu 0,5 mm.

Gradient Echo STIR, TE = 25 ms
Wiederholungszeit: von 150 bis 5000 in Schritten zu 10.
Echozeit (TE): 25.
Inversionszeit: von 20 ms bis 200 ms in Schritten zu 5 ms.
Flip Angle 90°.
Messfeld in Kodierrichtung: von 130 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 130 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: von 128 bis 448 in Schritten zu 32.
Anzahl der Phasen: von 128 bis 512 in Schritten zu 8.
Schichtdicke: von 3 mm bis 10 mm in Schritten zu 0,5 mm.

STIR
Wiederholungszeit: von 100 bis 5000 in Schritten zu 10.
Echozeit: von 18 bis 34 in Schritten zu 2.
Inversionszeit: von 50 ms bis 200 ms in Schritten zu 5 ms.
Flip Angle 90°.
Messfeld in Kodierrichtung: von 140 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 140 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: 192, 256.
Anzahl der Phasen: von 128 bis 256 in Schritten zu 8.
Schichtdicke: von 3 mm bis 10 mm in Schritten zu 0,5 mm.

STIR T2 S
Wiederholungszeit: von 200 bis 10000 in Schritten zu 10.
Echozeit: von 120 bis 130 in Schritten zu 10.
Inversionszeit: von 50 ms bis 2000 ms in

Schritten zu 5 ms.
Flip Angle 90°.
Messfeld in Kodierrichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: von 192 bis 288 in Schritten zu 32.
Anzahl der Phasen: von 128 bis 256 in Schritten zu 8.
Schichtdicke: von 3 mm bis 10 mm in Schritten zu 0,5 mm.

STIR T2 A
Wiederholungszeit: von 200 bis 10000 in Schritten zu 10.
Echozeit: von 80 bis 120 in Schritten zu 10.
Inversionszeit: von 50 ms bis 2000 ms in Schritten zu 5 ms.
Flip Angle 90°.
Messfeld in Kodierrichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: von 128 bis 512 in Schritten zu 32.
Anzahl der Phasen: von 128 bis 256 in Schritten zu 8.
Schichtdicke: von 3 mm bis 10 mm in Schritten zu 0,5 mm.

FSE
Wiederholungszeit: von 100 bis 10000 in Schritten zu 10.
Echozeit:
- ESP 12 (under license): von 12 bis 180 iin Schritten zu 12
- ESP 20: von 20 bis 300 in Schritten zu 20
- ESP 25: von 25 bis 375 in Schritten zu 25
- ESP 30: von 30 bis 450 in Schritten zu 30
Flip Angle 90°.
Messfeld in Kodierrichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: von 192 bis 512 in Schritten zu 16.
Anzahl der Phasen: 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.
Schichtdicke: von 3 mm bis 7 mm in

S

chritten zu 0,5 mm.
Relaxation: 0, 1 (0=Nein, 1=Ja).
Seriennummer: 1 bis 2 in Schritten von 1.
Die Lizenz "Myelo Contrast Imaging" ermöglicht 64 Echos Zulänge mit einer Stufe von 1 Echo.
Die Lizenz "MAR-Technik" ermöglicht die Verwendung von ESP=12ms und die X-MAR Technik für Metall-induzierte Artefakte Reduktion.

Fast STIR
Wiederholungszeit: von 100 bis 10000 in Schritten zu 10.
Echozeit:
- ESP 12 (under license): von 12 bis 180 iin Schritten zu 12
- ESP 20: von 20 bis 300 in Schritten zu 20
- ESP 25: von 25 bis 375 in Schritten zu 25
- ESP 30: von 30 bis 450 in Schritten zu 30
Inversionszeit: von 60 ms bis 300 ms in Schritten zu 5 ms.
Flip Angle 90°.
Messfeld in Kodierrichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: von 160 bis 512 in Schritten zu 16.
Anzahl der Phasen: 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.
Schichtdicke: von 3 mm bis 7 mm in Schritten zu 0,5 mm.
Relaxation: 0, 1 (0= Nein, 1=Ja).
Die Lizenz "Myelo Contrast Imaging" ermöglicht 64 Echos Zulänge mit einer Stufe von 1 Echo.
Die Lizenz "MAR-Technik" ermöglicht die Verwendung von ESP=12ms und die X-MAR Technik für Metall-induzierte Artefakte Reduktion.

Fast FLAIR
Wiederholungszeit: von 100 bis 10000 in Schritten zu 10.
Echozeit:
- ESP 12 (under license): von 12 bis 180 iin Schritten zu 12
- ESP 20: von 20 bis 300 in Schritten zu 20
- ESP 25: von 25 bis 375 in Schritten zu 25
- ESP 30: von 30 bis 450 in Schritten zu 30

Inversionszeit: von 20 ms bis 4000 ms in Schritten zu 5 ms.
Flip Angle 90°.
Messfeld in Kodierrichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: von 160 bis 512 in Schritten zu 16.
Anzahl der Phasen: 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.
Schichtdicke: von 3 mm bis 7 mm in Schritten zu 0,5 mm.
Relaxation: 0, 1 (0= Nein, 1=Ja).
Die Lizenz "Myelo Contrast Imaging" ermöglicht 64 Echos Zulänge mit einer Stufe von 1 Echo.
Die Lizenz "MAR-Technik" ermöglicht die Verwendung von ESP=12ms und die X-MAR Technik für Metall-induzierte Artefakte Reduktion.

Fast PD T2
Echoabstand (ESP): 20, 25, 30 ms.
Länge der Impulszüge (ETL): 8.
Echozeit (TE): 20, 80 oder 25, 100 oder 30, 120 (in Abhängigkeit des eingestellten ESP-Werts).
Wiederholungszeit: von 100 bis 10000 in Schritten zu 10.
Flip Angle 90°.
Messfeld in Kodierrichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: von 192 bis 512 in Schritten zu 16.
Anzahl der Phasen: 128, 144, 160, 176, 192, 208, 224, 240, 256,
Schichtdicke: von 3 mm bis 7 mm in Schritten zu 0,5 mm.
Relaxation: 0, 1 (0= Nein, 1=Ja).
Die Lizenz "MAR-Technik" ermöglicht die Verwendung von ESP=12ms und die X-MAR Technik für Metall-induzierte Artefakte Reduktion.

Real Time:
TR 12 ms
TE 5 ms

FA 65°
minimum FOV 160 mm

XBONE (optional, unter der Lizenz „Fat & Water Separation")
Wiederholungszeit: von 50 bis 5000 in Schritten zu 10.
Echozeit (TE): 14 und 28.
Flip Angle: von 10° bis 90°, in Schritten zu 5°.
Messfeld in Kodierrichtung: von 100 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 100 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: von 192 bis 384 in Schritten zu 32.
Anzahl der Phasen: von 128 bis 384 in Schritten zu 8.
Schichtdicke: von 2 mm bis 10 mm in Schritten zu 0,5 mm.

SPED (optional, unter der Lizenz „Spin Echo Fat & Water Separation")
Wiederholungszeit: von 50 bis 5000 in Schritten zu 10.
Echozeit (TE): von 20 ms bis 30 ms in Schritten zu 1 ms.
Flip Angle: 90°.
Messfeld in Kodierrichtung: von 100 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 100 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: von 192 bis 512 in Schritten zu 32.
Anzahl der Phasen: von 128 bis 384 in Schritten zu 8.
Schichtdicke: von 2 mm bis 10 mm in Schritten zu 0,5 mm.

Protokoll "3D-Sequenzen"

Turbo 3D T1
Wiederholungszeit: von 25 bis 5000 in Schritten zu 1.
Echozeit: von 10 bis 24 in Schritten zu 2.
Flip Angle: von 10° bis 90°, in Schritten zu 5°.
Messfeld in Kodierrichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 120 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in 3D-Codierungsrichtung: von 40

mm bis 200 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: 192, 256.
Anzahl der Phasen: von 128 bis 256 in Schritten zu 8.
Anzahl der 3D-Phasen: von 24 bis 128 in Schritten zu 8.
Schichtdicke: von 0,6 mm bis 20 mm in Schritten zu 0,1 mm.

Optionale Sequenzen unter der Lizenz „3D Steady State Sequences"

3D HYCE
Wiederholungszeit: von 10 bis 20 in Schritten zu 0,1.
Echozeit (TE): TR/2.
Flip Angle: von 10° bis 90°, in Schritten zu 5°.
Highest resolution: 1.1 mm (TR 8 ms), 1.0 mm (TR 9 ms), 0.9 mm (TR > = 10 ms) in alle 3 Richtungen

3D SHARC
Wiederholungszeit: von 27 bis 40 in Schritten zu 1.
Echozeit: von 13 bis 20 in Schritten zu 0,1.
Flip Angle: von 30° bis 90°, in Schritten zu 5°.
Highest resolution: 1.1 mm (TR 8 ms), 1.0 mm (TR 9 ms), 0.9 mm (TR > = 10 ms) in alle 3 Richtungen

3D SST1
Wiederholungszeit: von 20 bis 40 in Schritten zu 1.
Echozeit: von 8 bis 15 in Schritten zu 0,5.
Flip Angle: von 5° bis 90°, in Schritten zu 5°.
Highest resolution: 0.8mm (TR < 14 ms), 0.6 mm (TR < 22 ms), 0.55 mm (TR > = 22 ms) in alle 3 Richtungen

3D SST2
Wiederholungszeit: von 20 bis 40 in Schritten zu 1.
Echozeit: von 8 bis 15 in Schritten zu 0,5.
Flip Angle: von 10° bis 90°, in Schritten zu 5°.
Highest resolution: 0.6 mm (TR < 22 ms), 0.55 mm (TR > = 22 ms) in alle 3 Richtungen

Optionale Sequenzen unter Lizenz „

***2DHyce & Streaming Acq.*"**

2D HYCE
Wiederholungszeit: von 10 bis 20 in Schritten zu 1.
Echozeit: von 5 bis 10 in Schritten zu 0,1.
Flip Angle: von 10° bis 90°, in Schritten zu 5°.
Messfeld in Kodierrichtung: von 180 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 180 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: von 160 bis 200 in Schritten zu 4.
Anzahl der Phasen: von 128 bis 200 in Schritten zu 2.
Schichtdicke: von 5 mm bis 20 mm in Schritten zu 0,1 mm.

2D HYCE S
Wiederholungszeit: von 7 bis 20 in Schritten zu 1.
Echozeit (TE): 3,5 bis 10 in Schritten zu 0,1.
Flip Angle: von 10° bis 90°, in Schritten zu 5°.
Messfeld in Kodierrichtung: von 180 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 180 mm bis 400 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: von 160 bis 224 in Schritten zu 2.
Anzahl der Phasen: von 128 bis 224 in Schritten zu 2.
Schichtdicke: von 5 mm bis 20 mm in Schritten zu 0,1 mm.

Protokoll „Dynamic Acquisition sequences" (optional, unter Lizenz „MRI Dynamic Analysis")

Spinecho T1:
TR 50 - 5000 ms, in Schritten zu 10 ms
TE 16 ms
FA 90°
Messfeld in Kodierrichtung: von 100 mm bis 300 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 100 mm bis 300 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: 160.
Anzahl der Phasen: von 128 bis 160 in Schritten zu 8.
Schichtdicke: von 2 mm bis 10 mm in Schritten zu 0,5 mm.

Gradient Echo T1:
TR von 30 ms bis 5000 ms in Schritten zu 5 ms
TE 6 ms
FA 10° - 90° in Schritten zu 5°
Messfeld in Kodierrichtung: von 130 mm bis 300 mm in Schritten zu 10 mm.
Messfeld in Leserichtung: von 130 mm bis 300 mm in Schritten zu 10 mm.
Anzahl der Sample: 160.
Anzahl der Phasen: von 128 bis 160 in Schritten zu 8.
Schichtdicke: von 4 mm bis 10 mm in Schritten zu 0,5 mm.