



**DGK.**

Deutsche Gesellschaft für Kardiologie  
– Herz- und Kreislaufforschung e.V.



**EACVI**  
European Association of  
Cardiovascular Imaging  
European Society of Cardiology



**ESC**

European Society  
of Cardiology

# Kardiovaskuläre Magnetresonanztomographie

## Physik für Kliniker Pocket Guide

Übersetzt, editiert und adaptiert von

**Theresa Reiter und Wolfgang R. Bauer**

für die Arbeitsgruppe 21 Magnetresonanzverfahren  
in der Kardiologie der DGK

Originalversion von

**David Broadbent, Ananth Kidambi,  
John Biglands**

Endorsed by the European Association of Cardiovascular Imaging  
Series Editors Bernhard A. Herzog, John P. Greenwood and  
Sven Plein



**DGK.**

Deutsche Gesellschaft für Kardiologie  
– Herz- und Kreislaufforschung e.V.



**EACVI**  
European Association of  
Cardiovascular Imaging  
European Society of Cardiology



**ESC**

European Society  
of Cardiology

# Kardiovaskuläre Magnetresonanztomographie

## Physik für Kliniker

Originalversion von

**David Broadbent, Ananth Kidambi,  
John Biglands**

Endorsed by the European Association of Cardiovascular Imaging  
Series Editors Bernhard A. Herzog, John P. Greenwood and Sven Plein

## 2 Glossar

<b>ADC</b>	Analog/Digital-Wandler
<b>B<sub>0</sub></b>	Äußeres Magnetfeld
<b>B<sub>1</sub></b>	Radiofrequenzfeld
<b>bSSFP</b>	Balanced steady-state free precession
<b>CHESS</b>	Chemical shift selective fat suppression
<b>CSPAMM</b>	Complementary spatial modulation of magnetisation
<b>ECV</b>	Extrazelluläres Volumen
<b>EKG</b>	Elektrokardiogramm
<b>EPI</b>	Echo-planare Bildgebung
<b>ETL</b>	Echozuglänge
<b>FE</b>	Frequenzkodierend
<b>FID</b>	Freier Induktionszerfall
<b>FOV</b>	Field of view
<b>f<sub>s</sub></b>	Aufnahmefrequenz
<b>FSE</b>	Fast spin echo
<b>G<sub>SS'</sub> G<sub>PE'</sub> G<sub>FE</sub></b>	Magnetischer Feldgradient in schichtselektiver, phasenkodierender und frequenzkodierender Richtung.
<b>GBCA</b>	Gadolinium-basierte Kontrastmittel
<b>GE</b>	Gradientenecho
<b>IR</b>	Inversion recovery
<b>k<sub>0</sub></b>	Zentrale Zeile des <i>k</i> -Raums
<b>MOLLI</b>	Modified Look-Locker inversion
<b>MR</b>	Magnetische Resonanz
<b>M<sub>xy</sub></b>	Komponente der Magnetisierung in der <i>xy</i> -Ebene
<b>M<sub>z</sub></b>	Komponente der Magnetisierung in der <i>z</i> -Richtung
<b>N<sub>PE</sub></b>	Nummer der phasenkodierenden Schritte
<b>PD</b>	Protonendichte
<b>PE</b>	Phasenkodierend
<b>PPD</b>	Verzögerung des Präparationspulses (preparation pulse delay)
<b>R<sub>1</sub></b>	Relaxationsrate, 1/T <sub>1</sub>
<b>rBW</b>	Empfangsbandbreite
<b>RF</b>	Radiofrequenz
<b>ShMOLLI</b>	Shortened MOLLI
<b>t</b>	Zeit
<b>T<sub>1</sub></b>	Longitudinale (Spin-Gitter) Erholungszeit
<b>T<sub>2</sub></b>	Transversale (Spin-Spin) Zerfallszeit
<b>T<sub>2</sub><sup>*</sup></b>	Transversaler Zerfall einschließlich Effekte der B <sub>0</sub> -Feldinhomogenität
<b>TD</b>	Verzögerung des Trigger
<b>TE</b>	Echozeit
<b>TF</b>	Turbofaktor
<b>TI</b>	Inversionszeit
<b>TR</b>	Repetitionszeit
<b>T<sub>s</sub></b>	Aufnahmezeit
<b>TS</b>	Sättigungszeit (saturation time)
<b>TSE</b>	Turbo Spin Echo
<b>α</b>	Flipwinkel
<b>γ</b>	Gyromagnetische Konstante
<b>VENC</b>	Sensitivität der Geschwindigkeitskodierung (velocity encoding sensitivity)
<b>ω<sub>0</sub></b>	Resonanzfrequenz

Die Physik der kardiovaskulären Magnetresonanz-Bildgebung ist ein sich ständig veränderndes Gebiet, bei dem Innovationen regelmäßig in die klinische Anwendung überführt werden. Dieser „Pocket Guide“, der in englischer Version von den Kollegen Broadbent, Kidambi und Biglands für die EACVI geschrieben wurde, ist als täglicher Begleiter für all die gedacht, die im Bereich der kardialen MRT-Bildgebung tätig sind. Er soll einen kurzen Überblick über die physikalischen Zusammenhänge der wichtigsten Techniken der kardialen MRT bieten, und ist sowohl für Kliniker als auch für Wissenschaftler gedacht. Der Pocket Guide beginnt mit Grundprinzipien der MRT und erläutert im Verlauf Standardtechniken der MRT-Bildgebung, aber auch spezielle, für die kardiale Bildgebung entwickelte Techniken. Im Auftrag des Nukleus der Arbeitsgruppe 21 – Magnetresonanzverfahren in der Kardiologie – der Deutschen Gesellschaft für Kardiologie (DGK) haben wir diesen Pocket Guide übersetzt und hoffen, dass dieser für alle Interessierten eine nützliche Unterstützung im klinischen Alltag ist.

Theresa Reiter und Wolfgang R. Bauer

Die Erstellung des Pocket Guide wurde von der Deutschen Gesellschaft für Kardiologie (DGK) unterstützt.

Die Verantwortung für den Inhalt liegt bei den Autoren der Arbeitsgruppe 21 „Magnetresonanzverfahren in der Kardiologie“ der Deutschen Gesellschaft für Kardiologie (DGK).

Cardiovascular Magnetic Resonance physics is an ever expanding field with new innovations progressing into clinical practice on a regular basis. This pocket guide aims to provide a day-to-day companion for those working in CMR. The aim is to provide a short overview of the physics underlying the main investigations used in CMR in a format that is accessible to both clinicians and scientists. The guide opens with fundamental principles of MRI then progresses through standard imaging techniques and on to techniques specific to CMR.

### **Acknowledgements**

We are grateful to Dr John Ridgway for his invaluable assistance and support with the production of this guide.

David Broadbent  
Ananth Kidambi  
John Biglands

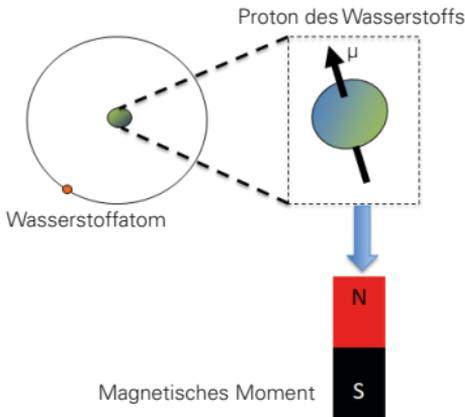
Glossar	2
Vorwort	3
Foreword	4
Der Ursprung des MRT-Signals	7
Transversale Relaxation	10
Relaxation der Längsmagnetisierung	11
Kontrastmittel – Verkürzen von $T_1$ und $T_2$	12
Bildlokalisation	13
Signal-Rausch-Verhältnis	22
Akquisitionszeit	23
Empfängerbandbreite	24
Scanzeit	26
Verkürzen der Scanzeit	27
Verkürzen der Scanzeit – Parallele Bildgebung	31
Gewebekontrast	33
Echozeit	34
Repetitionszeit	35
$T_1$ -Gewichtung	36
$T_2$ oder $T_2^*$ -Gewichtung	37
Protonendichte-Gewichtung (PDw)	38
Zeit-Parameter und Kontrast-Gewichtung	39
Reduzierter Flipwinkel (Gradienten-Echo)	41
Zusammenfassung der Kontrast-Gewichtung	42
Anatomie eines Pulssequenz-Diagramms	43
Spoiled Gradienten-Echo	45
Signal-Sättigung	49
„Bright Blood“-Gradienten-Echo	50
Atembewegung	51
Respiratorisches Gating	52
Kardiale Bewegung	53
Kardiale Synchronisation	54

Cine-Bildgebung	57
Fast/Turbo-Gradienten-Echo	61
Balanced Steady State Free Precession	63
Gradienten-Echo-Varianten	65
Echo-planare Bildgebung	66
Präparationspulse – $T_1$ -Gewichtung	69
Spin-Echo	71
„Black Blood“-Spin-Echo	74
Fast/Turbo-Spin-Echo	75
Double Inversion Recovery Spin-Echo	78
Triple Inversion Recovery Spin-Echo	79
Fettunterdrückung	81
Inversion-Recovery-basierte Fettunterdrückung	82
„Chemical Shift Selective“-Fettunterdrückung	84
Phase Contrast Velocity Encoding	86
Myokardiales Tagging	91
Räumliche Modulation der Magnetisierung	92
Myokardiales Tagging – SPAMM	93
Myokardiale Tagging-Muster	95
Myokardiales Tagging – CSPAMM	96
Vitalitätsbildgebung	98
Myokardiale Perfusionsbildgebung	102
Relaxometrie („Mapping“)	105
$T_2$ & $T_2^*$ -Mapping	106
$T_1$ -Mapping – Look-Locker	109
Modified Look-Locker	110
Modified Look-Locker Inversion Recovery	112
Konventionelle MOLLI	113
MOLLI – Alternative Schemata	114
Shortened MOLLI	119
Extrazelluläres Volumen (ECV)-Mapping	116
ECV-Mapping – Praktische Überlegungen	117
Literatur	118

## Das kernmagnetische Moment

Der Ursprung des MR-Signals liegt im Atomkern des Wasserstoffs, dem sog. Proton. Dieser weist einen Eigendrehimpuls (Spin) auf, d.h. die Ladung bewegt sich, und erzeugt dadurch ein kleines magnetisches Moment  $\mu$ .

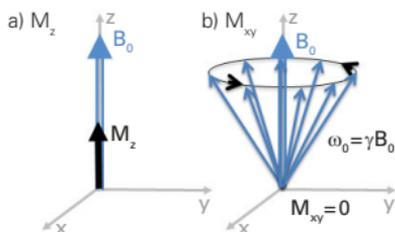
## Das äußere magnetische Feld, $B_0$



In einem starken äußeren Magnetfeld ( $B_0$ ) richten sich minimal mehr Spins parallel als antiparallel zu  $B_0$  aus. Dadurch entsteht eine Gesamtmagnetisierung  $M_z$ , die parallel zu  $B_0$  orientiert ist. Aufgrund ihrer Quantenmechanik sind die Spins nie ganz parallel ausgerichtet, so dass eine Quermagnetisierung entsteht, die um  $B_0$  mit der Resonanzfrequenz  $\omega_0$  (proportional  $B_0$ ) präzediert. Da deren Phasen jedoch zufällig sind, hebt sich die Gesamt-Quermagnetisierung  $M_{xy}$  wieder auf ( $M_{xy} = 0$ ).

## 8 Der Ursprung des MRT-Signals

### Der ausgesendete Radiofrequenz-Puls (RF-Puls)

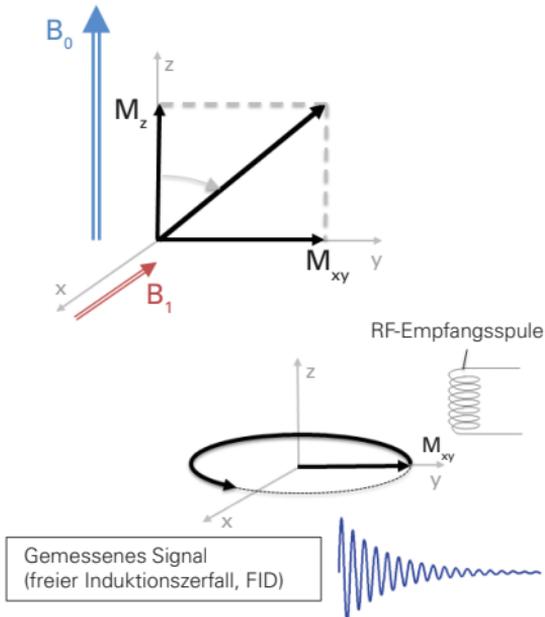


( $\gamma$  = gyromagnetisches Verhältnis)

- Ein senkrecht zu  $B_0$  eingestrahlichtes magnetisches Hochfrequenzfeld ( $B_1$ ) mit der Resonanzfrequenz  $\omega_0$  lässt die Spins um die Richtung von  $B_1$  präzedieren, wodurch die Kernmagnetisierung in die Transversalebene gekippt wird.
- Für klinische MRT-Systeme liegt die Resonanzfrequenz innerhalb des Radiofrequenzbereichs des elektromagnetischen Spektrums (Ultrakurzwele); daher kommen Radiofrequenz-(RF-) Pulse zum Einsatz.

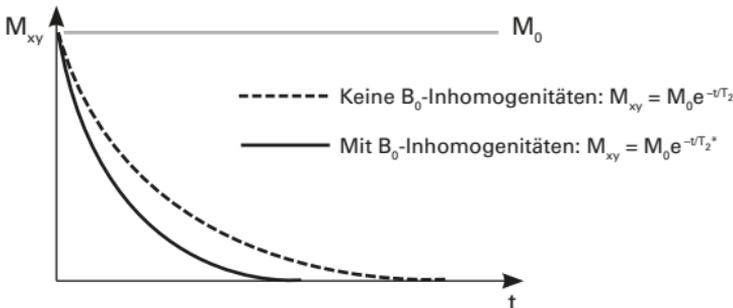
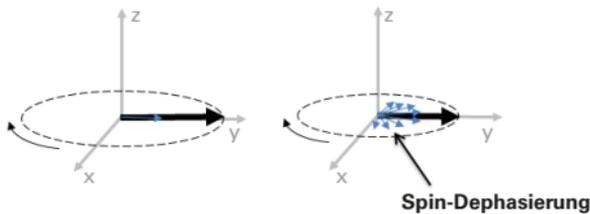
## Das empfangene Radiofrequenz-Signal (RF-Signal)

Nach Abschalten des  $B_1$ -Feldes präzediert die transversale Komponente der netto Magnetisierung  $M_{xy}$  um  $B_0$ . Dies induziert eine Spannung in einer sich in der Nähe befindenden Spule, der sog. RF-Empfangsspule. Diese Spannung ist das gemessene MR-Signal.



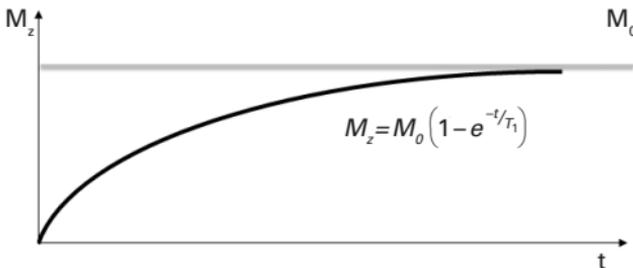
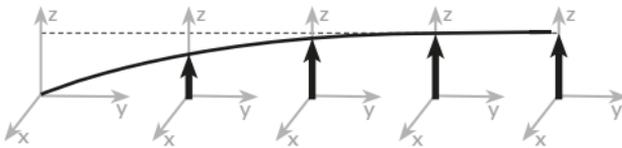
## Relaxation der Transversalen Magnetisierung – $T_2 / T_2^*$

- Unterschiede in den Resonanzfrequenzen einzelner Spins führen mit der Zeit zur Dephasierung und damit zur Abnahme der transversalen Magnetisierung  $M_{xy}$ .
- Diese Frequenzunterschiede entstehen durch zusätzliche inhomogene kleine magnetische Felder, denen eine Spin-Gruppe ausgesetzt ist.
- Diese können statistisch fluktuierend auf den Spin einwirken, z. B. aufgrund von Diffusion. Die dadurch induzierte Dephasierung wird durch die Zerfallskonstante  $T_2$  beschrieben.
- Zusätzlich wirken noch räumlich größere Magnet-Feldinhomogenitäten, z. B. von  $B_0$ . Die kumulative Zerfallsrate wird durch die Zerfallskonstante  $T_2^*$  beschrieben.  $T_2^*$  ist immer kürzer als  $T_2$ .



## Relaxation der Längsmagnetisierung – $T_1$

- Nach Ende eines RF-Pulses kehren die Spins allmählich in ihren Gleichgewichtszustand mit der Magnetisierung  $M_0$  parallel zu  $B_0$  zurück.
- Diese Relaxationsrate wird durch die Zeitkonstante  $T_1$  beschrieben. Sie gibt an, nach welchem Intervall der Betrag der ausgelenkten Längsmagnetisierung,  $|M(0) - M_0|$ ,  $e^{-1} \approx 37\%$  des Ausgangswertes erreicht hat.
- Eine lange  $T_1$  beschreibt eine langsame Relaxation, eine kurze  $T_1$  dagegen eine rasche Relaxation der Längsmagnetisierung.
- $T_1$  ist immer länger als  $T_2$ .



### Hintergrund

- Die Signalintensitäten werden durch die Relaxationszeiten der abgebildeten Gewebe und durch die gewählten Scanparameter bestimmt. Kontrastmittel können genutzt werden, um die  $T_1$  und  $T_2$ -Eigenschaften der Gewebe und damit den Bildkontrast zu verändern.
- Am häufigsten werden Gadolinium-basierte Kontrastmittel (GBCA) genutzt. Dabei ist ein Chelator notwendig, um die Toxizität des Gadoliniums zu neutralisieren.
- GBCA werden intravenös appliziert und verteilen sich im gesamten Körper. Die am häufigsten genutzten extrazellulären GBCA diffundieren durch Kapillaren in das Interstitium, überschreiten jedoch nicht intakte Zell-Membranen.
- Die Kontrastmittel werden (überwiegend) renal eliminiert.

### Physikalischer Effekt

Der Haupteffekt der GBCA ist die Verkürzung der  $T_1$  im umgebenden Gewebe. GBCA verkürzen auch  $T_2/T_2^*$ ; dieser Effekt ist bei den klinisch verwendeten GBCA-Konzentrationen jedoch wesentlich geringer. GBCA werden daher zur Signalverstärkung in  $T_1$ -gewichteten Bildern genutzt.

### Relaxivität

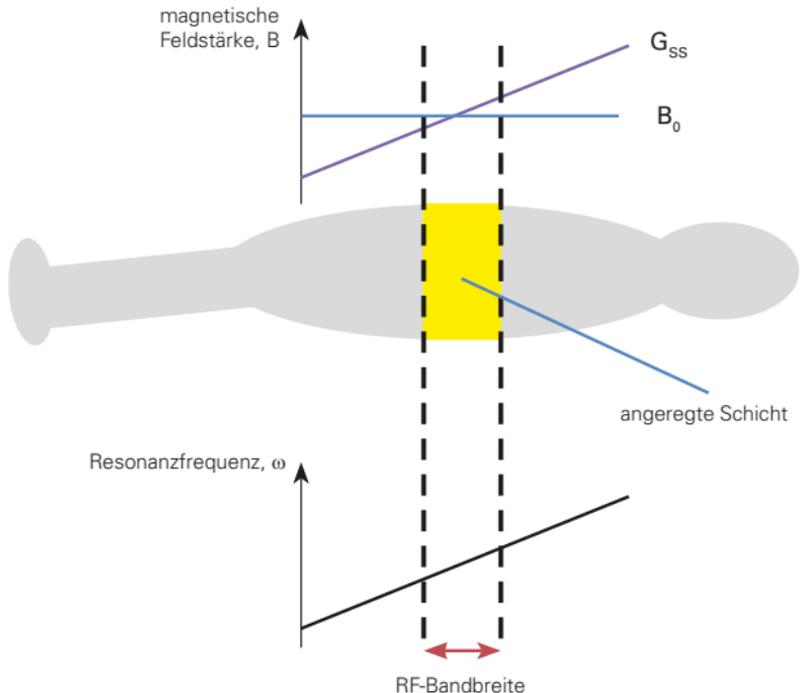
GBCA verursachen eine Zunahme der Relaxationsraten, die proportional zur Relaxivität und Konzentration der Kontrastmittel ist:

$$R_1 = R_1(\text{nativ}) + [\text{GBCA}] \times r_1$$
$$R_2 = R_2(\text{nativ}) + [\text{GBCA}] \times r_2$$

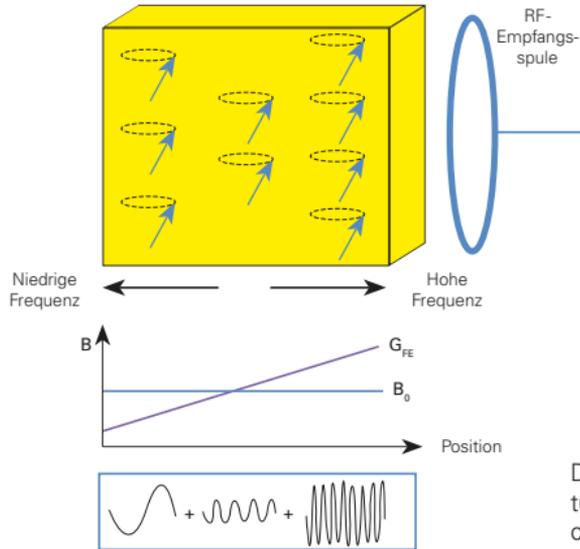
Mit  $R_1$  und  $R_2$  als Relaxationsraten ( $R_1 = 1/T_1$  und  $R_2 = 1/T_2$ ),  $r_1$  und  $r_2$  als longitudinale und transversale Relaxivität, und  $[\text{GBCA}]$  als Kontrastmittel-Konzentration.

## Schicht-Selektion

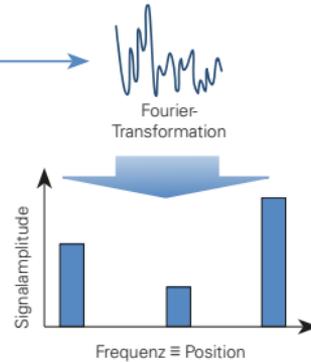
- Eine RF-Anregung ist nur möglich, wenn die RF-Frequenz der Resonanzfrequenz der Spins entspricht.
- Die Resonanzfrequenz der Spins hängt von dem äußeren Magnetfeld ab.
- Ein magnetisches Gradientenfeld  $G_{SS}$  wird während des RF-Pulses so angelegt, dass die Resonanzfrequenzen der Spins räumlich variieren.
- Dadurch wird die Wirkung des RF-Anregungspulses begrenzt, d.h. nur Spins innerhalb einer definierten Schicht werden angeregt.



# Frequenzkodierung



Das empfangene Signal ist die Summe der Frequenzen aller Spins.



Die Fourier-Transformation ergibt die Signalamplitude jeder Frequenzkomponente, die der entsprechenden Raumposition entlang der Frequenzkodierung entspricht.

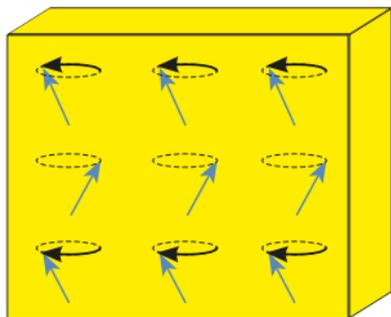
## Frequenzkodierung

- Bei der Frequenzkodierung variieren magnetische Gradientenfelder räumlich die Resonanzfrequenzen der Spins, wodurch deren Position eine bestimmte Frequenz zugeordnet wird.
- Das lineare magnetische Gradientenfeld  $G_{FE}$  wird während der Datenakquisition angelegt. Die Linearität bedingt, dass die Position eines bestimmten Spins und dessen Frequenz proportional sind.
- Das gemessene Signal ist die Summe der Signale von allen Frequenzen innerhalb der Bildschicht.
- Über eine Fourier-Transformation erhält man das Frequenzspektrum dieses Summationssignals, was dann wieder (s.o.) eine räumliche Kodierung der Signalstärke in Richtung des Gradienten erlaubt.

## Phasenkodierung

- Noch vor der Frequenzkodierung wird ein Phasenkodiergradient  $G_{PE}$  parallel der Bildebene geschaltet, der zudem im rechten Winkel zu  $G_{FE}$  steht.
- Während  $G_{PE}$  angelegt ist, ist die Frequenz in der Phasenkodierrichtung proportional zur Position entlang  $G_{PE}$ .
- Nach Abschalten von  $G_{PE}$  zeigt jeder Spin eine Phasenverschiebung proportional zur Frequenzverschiebung, die während der Aktivierung des Phasenkodiergradienten erzeugt wurde.
- Diese Phasenverschiebung ist jetzt in der Phasenkodierrichtung eine Funktion des Ortes.

# Phasenkodierung



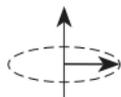
Zunehmende  
Frequenz



Abnehmende  
Frequenz



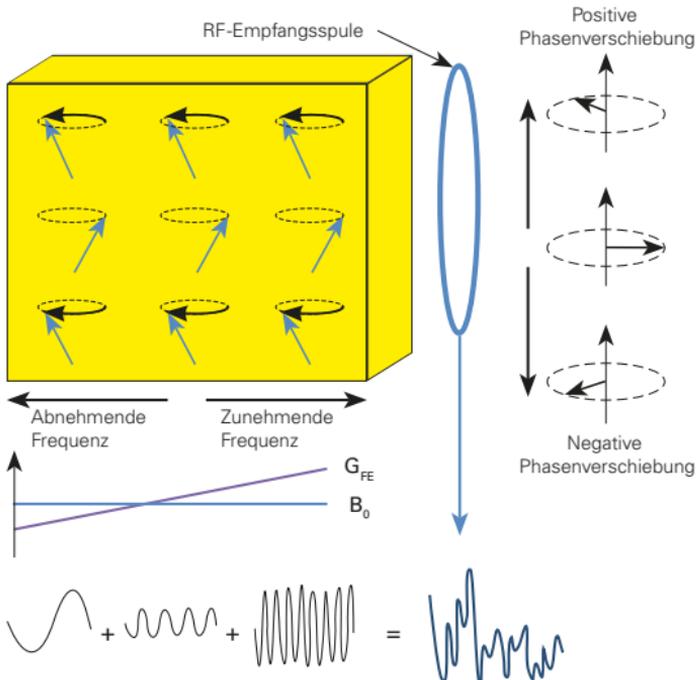
Zunehmende  
Phase



Abnehmende  
Phase

## Phasenkodierung

- Nach der Deaktivierung von  $G_{PE}$  wird der Readout-Gradient für die Frequenzkodierung angelegt.
- Die Spins, die bereits eine Phasenverschiebung in Phasenkodierrichtung aufweisen, erhalten jetzt zusätzlich eine Frequenz, die von ihrer Position in der Frequenzkodierrichtung abhängt.
- Das MR-Signal wird gemessen, während der Frequenzkodiergradient aktiviert ist.
- Innerhalb des gemessenen Signals kodiert die Frequenz die Position des Spins in der  $G_{FE}$ -Richtung und die Phase die Position in  $G_{PE}$ -Richtung.

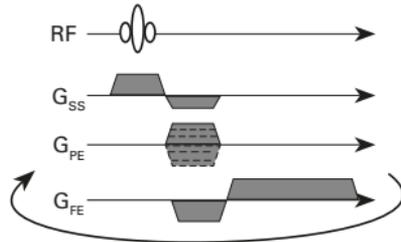


## *k*-Raum

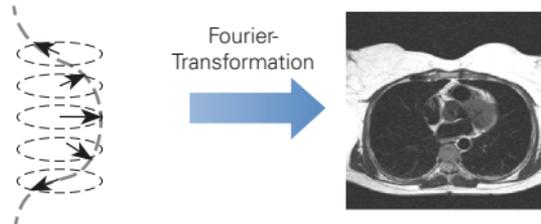
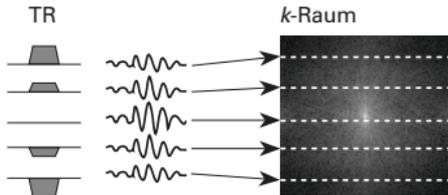
- *k*-Raum bezeichnet den Datenraum, in dem die multiplen Signalmessungen gespeichert werden, die zusammen ein einzelnes MR-Bild ausmachen.
- Die Fourier-Transformation erfordert zeitabhängige Daten. Ein einzelner Phasenkodierschritt mit entsprechender Phasenverschiebung entspricht nur einem Zeitschritt(-intervall). Das MR-Signal muss daher mehrfach mit multiplen Phasenkodierschritten gemessen werden.
- Sukzessive Phasenkodierschritte ändern die Gradientenfeldstärke in gleichmäßigen Abständen und erzeugen damit eine gleichmäßige Zunahme der Phasenverschiebung. Ihr Wert hängt von der Position in Richtung des Phasenkodiergradienten ab.
- In der konventionellen Bildgebung entspricht das Zeitintervall zwischen jeder Aufnahme der TR.
- Die im *k*-Raum aufgenommenen Daten werden über eine zweidimensionale Fourier-Transformation in den Ortsraum zurückgerechnet, d. h. man erhält die Signalstärke am jeweiligen räumlichen Punkt.
- Anstatt mehrere Schichten getrennt aufzunehmen, ist es mit der 3D-Bildgebung möglich, einen Gewebeblock anzuregen und die Ortskodierung mit der Frequenzkodierung in der einen Dimension und der Phasenkodierung in den anderen beiden Dimensionen durchzuführen.

## $k$ -Raum

Die Pulssequenz nimmt das Signal mehrfach mit unterschiedlichen Phasenkodiergradienten auf.



Zeitliche Phasenveränderungen erscheinen als oszillierendes Signal. Aus dieser Oszillationsrate kann über eine Fourier-Transformation die räumliche Information berechnet werden.

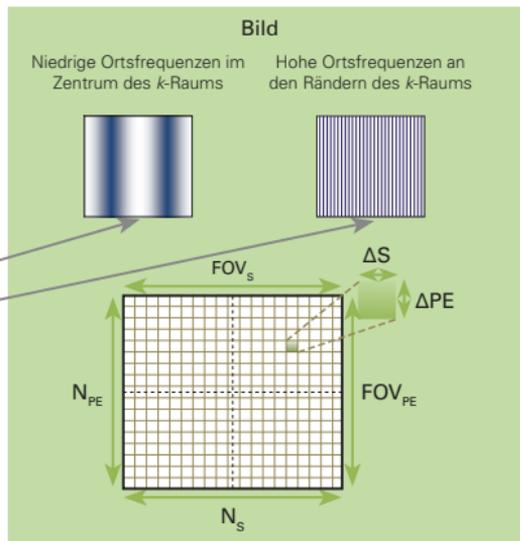
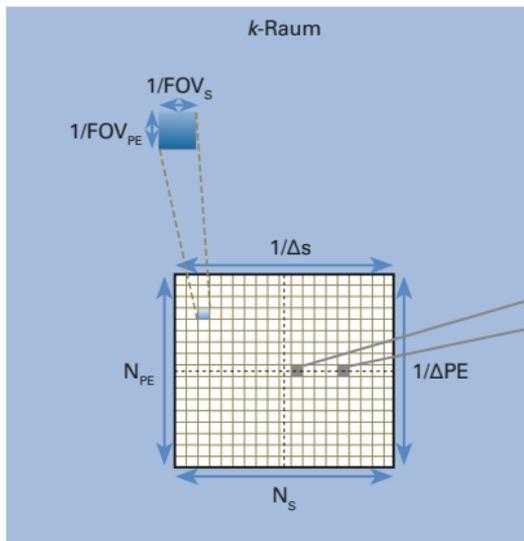


Der Phasenkodiergradient bestimmt, welche Zeile des  $k$ -Raums geschrieben wird.

### *k*-Raum-Eigenschaften

- Jeder Punkt im *k*-Raum entspricht einer einzelnen räumlichen Frequenz des Gesamtbildes. In ähnlicher Weise wird die Signalintensität jedes MR-Voxels durch jede räumliche Frequenzkomponente im *k*-Raum beeinflusst.
- Räumlich niederfrequente Datenpunkte befinden sich im Zentrum des *k*-Raums, hochfrequente Datenpunkte an den Rändern des *k*-Raums.
- Die Anzahl der Datenpunkte im *k*-Raum korrespondieren mit der Anzahl der Voxel im Bild. Die Anzahl der digitalen Datenwerte  $N_s$ , in die jedes Signal umgewandelt wird, entspricht der Anzahl der Voxel in der Frequenzkodierichtung. In der konventionellen Bildgebung entspricht die Anzahl der Phasenkodierschritte,  $N_{PE}$ , der Anzahl der Voxel in Phasenkodierichtung.
- Das „field of view“ (FOV) des Bildes korreliert invers zu dem Abstand zwischen den Datenpunkten des *k*-Raums in jede Richtung.
- Die Voxelgröße im Bild wird durch dessen Ausdehnung im *k*-Raum bestimmt, d. h. wie weit die Datenpunkte vom Zentrum des *k*-Raums entfernt liegen.

## k-Raum-Eigenschaften



### SNR

- Jedes MR-Voxel enthält Signalanteile aber auch Hintergrundrauschen. Das MR-Signal ist die elektrische Spannung, die in der Empfangsspule durch die Präzession der transversalen Magnetisierung  $M_{xy}$  um die longitudinale Achse erzeugt wird. Das Hintergrundrauschen („noise“) entsteht durch unerwünschte zufällige elektrische Fluktuationen aus anderen Quellen. Diese existieren in allen leitenden Materialien, einschließlich der MR-Empfangsspulen und dem menschlichen Gewebe.
- Das sog. Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) ist das Verhältnis dieser beiden Komponenten:

$$SNR = \frac{\text{Signal}}{\text{Hintergrundrauschen}}$$

- Das SNR nimmt mit dem Voxel-Volumen und der Anzahl der Signalaufnahmen (also der Anzahl der Datenpunkte im  $k$ -Raum) zu; mit zunehmender Empfängerbandbreite ( $rBW$ ) nimmt das SNR jedoch ab:

$$SNR \sim \frac{(\text{Voxel-Volumen}) \times \sqrt{(\text{Anzahl der Signalpunkte})}}{\sqrt{rBW}}$$

- Die Anzahl der Signalpunkte ist proportional zu der Anzahl der Phasenkodierschritte.

## Akquisitionszeit

- In der konventionellen Bildgebung ist die Bildakquisitionszeit proportional zur Repetitionszeit und der Zahl der aufgenommenen  $k$ -Raum-Zeilen (also der Anzahl der Phasenkodierschritte):

$$\text{Bildakquisitionszeit} = TR \times N_{PE}$$

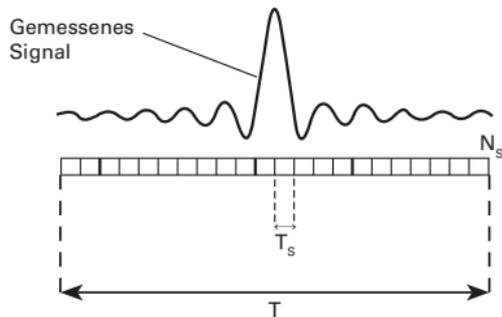
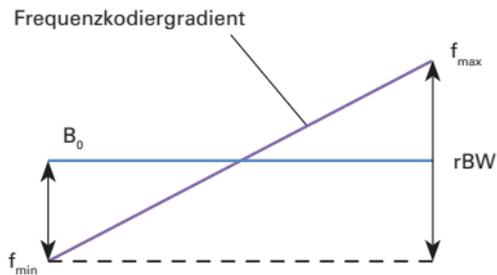
- Eine Verbesserung der Bildauflösung bedingt eine „Zeitstrafe“, da die erhöhte Anzahl von dazu notwendigen Phasenkodierschritten zusätzliche Repetitionen erfordert.
- Die Frequenzkodierung verlängert die Aufnahme nur um die Datenakquisitionszeit bei jedem einzelnen Signalecho. Die Zahl der Repetitionen wird nicht beeinflusst.

## Empfängerbandbreite (rBW)

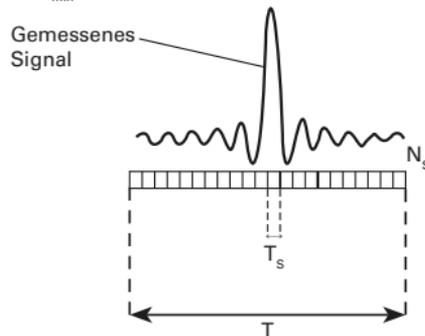
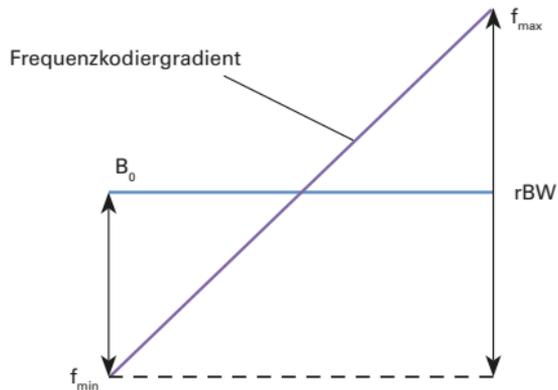
- Die Empfängerbandbreite (rBW) beschreibt den Frequenzbereich, der durch das Bildgebungssystem aufgezeichnet wird.
- Die Empfängerbandbreite wird durch die Stärke des Frequenzkodiergradienten und das FOV bestimmt. Für ein definiertes FOV erzeugt ein größerer Gradient eine höhere maximale Resonanzfrequenz ( $f_{\max}$ ) und vergrößert damit den Frequenzbereich zwischen  $f_{\max}$  und  $f_{\min}$ , was zu einer größeren Bandbreite führt.
- Das gemessene Signal muss mit einer ausreichenden Aufnahme­frequenz aufgezeichnet werden, um  $f_{\max}$  im  $k$ -Raum repräsentieren zu können. Die Aufnahme­frequenz  $f_s$  muss mindestens zweimal  $f_{\max}$  betragen, um das sog. Aliasing zu vermeiden, somit gilt  $f_s = 2f_{\max}$ .
- Die Aufnahmezeit  $T_s$  ist die Zeit zwischen zwei benachbarten Aufzeichnungspunkten, und ist reziprok zu  $f_s$ , d. h.  $T_s = 1/f_s$ .

- Die absolute Aufnahmezeit  $T$  ist die Summe aller Aufnahmeintervalle und begrenzt damit die minimal mögliche Echozeit ( $TE_{\min}$ ).
- Das elektrische Rauschen ist gleichmäßig über alle Frequenzen verteilt. Folglich haben breitere rBW ein geringeres SNR als schmalere rBW, da über ein breiteres Frequenzspektrum mehr Rauschen verteilt ist. Dennoch erlauben hohe rBW-Werte eine kürzere TE und können so Artefakte minimieren (z. B. Chemical Shift, geometrische Distortion).

## Empfängerbandbreite (rBW)



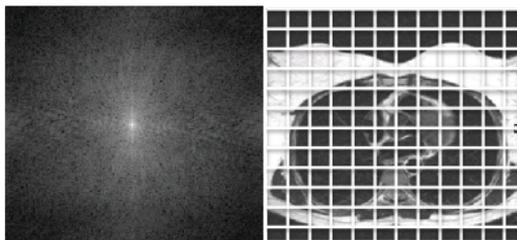
Schmale rBW (schmale rBW erzeugt ein längeres  $T_s$ )



Breite rBW (breite rBW erzeugt ein kürzeres  $T_s$ )

**Volle Aufnahmezeit**

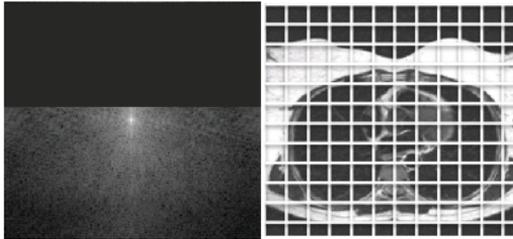
Die Aufnahme des gesamten  $k$ -Raums kann zeitaufwendig sein (entspricht TR multipliziert mit  $N_{PE}$ ). Die Akquisitionszeit kann durch die Verringerung der aufgenommenen  $k$ -Raum-Zeilen reduziert werden. Es gibt unterschiedliche Methoden, diese Unterabtastung des  $k$ -Raums zu erreichen, wobei jeweils spezifische Kompromisse eingegangen werden müssen.



$$SNR \sim \frac{(\text{Voxel-Volumen}) \times \sqrt{(\text{Anzahl der Signale})}}{\sqrt{rBW}}$$

## Unterabtastung des $k$ -Raums – Partial Fourier

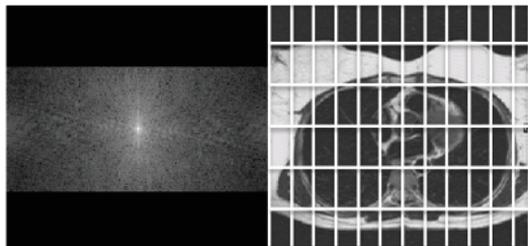
- Bei der Partial-Fourier-Bildgebung wird die Hälfte des  $k$ -Raums aufgenommen, und der Rest unter Ausnutzung von dessen komplex konjugierter Symmetrie berechnet. Der endgültige  $k$ -Raum ist mit allen  $N_{PE}$ -Zeilen beschrieben, so dass die Bildauflösung erhalten bleibt. Da aber weniger  $k$ -Raum-Zeilen tatsächlich aufgezeichnet wurden, ist das SNR reduziert.
- „Zero filling“, also die Zuordnung von Nullwerten für die fehlenden  $k$ -Raum-Zeilen wird häufig als Alternative zum oben beschriebenen Verfahren genutzt.



Auflösung	Unverändert – die $k$ -Raum-Dimensionen werden nicht verändert
SNR	Reduziert – weniger $k$ -Raum-Zeilen werden aufgenommen
Akquisitionszeit	Verkürzt – weniger $k$ -Raum-Zeilen werden aufgenommen

### Unterabtastung des $k$ -Raums – reduzierte Akquisitionsmatrix

Die Verkleinerung der Aufnahmematrix erhält den Abstand zwischen den Zeilen des  $k$ -Raums, so dass der  $k$ -Raum in Phasenkodierichtung keine höheren Ortsfrequenzen mehr hat. Obwohl die Zahl der  $k$ -Raum-Zeilen reduziert wird, vergrößert sich die Voxelgröße in Richtung der Phasenkodierung. Damit erhöht sich das SNR und verringert sich die Auflösung.

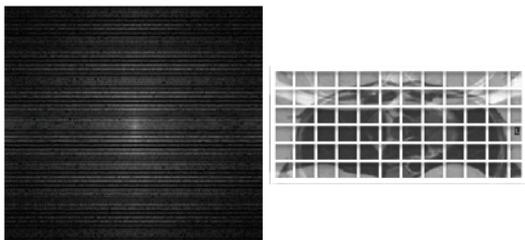


Auflösung	Reduziert – weniger $k$ -Raum-Zeilen werden benötigt
SNR	Erhöht – größere Voxel
Akquisitionszeit	Reduziert – weniger $k$ -Raum-Zeilen werden aufgenommen

Unterabtastung des  $k$ -Raums – Rechteckiges „Field Of View“

- Bei der Aufnahme eines rechteckigen „field of view“ (rFOV) werden die Daten unverändert im  $k$ -Raum aufgezeichnet. Allerdings ist der Abstand zwischen den Zeilen größer, was zu einem reduzierten FOV in der Phasenkodierrichtung führt. Die Pixelgröße (entsprechend der räumlichen Auflösung) bleibt unverändert, aber das SNR ist reduziert, da weniger Datenzeilen aufgenommen werden.
- Wenn das FOV nicht das gesamte signalerzeugende Objekt abdeckt, entstehen die Bildartefakte „Aliasing“ oder „Wrap-around“. Da die räumlichen Kodiergradienten auch außerhalb des FOV fortbestehen, erfahren die magnetischen Momente außerhalb des FOV eine Phasenverschiebung von mehr als  $180^\circ$  (bzw. weniger als  $-180^\circ$ ). Da z.B. eine Phasenverschiebung von  $190^\circ$  nicht von einer von  $-170^\circ$  unterschieden werden kann, werden diese Signale auf dieselbe Position berechnet, und erscheinen damit an der gegenüberliegenden Bildseite.

## 30 Verkürzen der Scanzeit

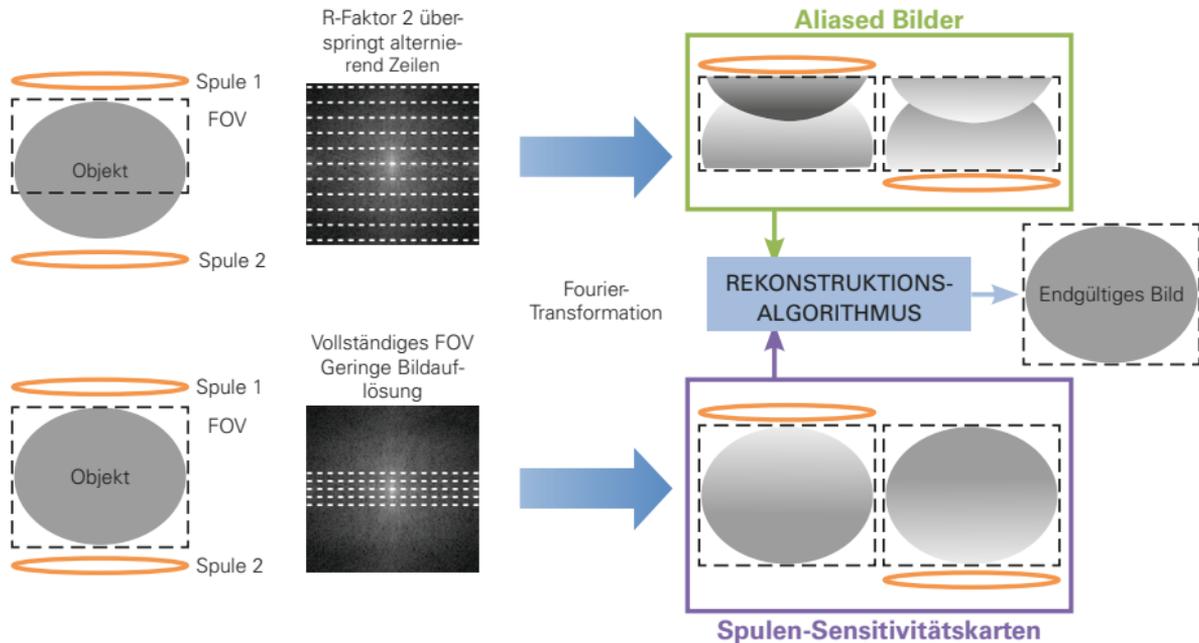


Auflösung	Unverändert – der komplette $k$ -Raum wird aufgenommen.
SNR	Reduziert – es werden weniger $k$ -Raum-Zeilen aufgenommen.
Akquisitionszeit	Reduziert – es werden weniger $k$ -Raum-Zeilen aufgenommen.

## Parallele Bildgebung

- Die parallele Bildaufnahme verwendet mehrere räumlich verteilte Spulen oder Spulenelemente. Zusammen mit deren charakteristischen Sensitivitätskarten für die Ortskodierung lässt sich die Akquisitionszeit durch die Unterabtastung des  $k$ -Raumes verkürzen.
- Das Bild wird mit weniger  $k$ -Raum-Zeilen aufgenommen. Die Auflösung bleibt unverändert, aber das FOV wird unter Entstehung von Einfaltungen („Image aliasing“) verkleinert. Der Faktor, um den die Zahl der  $k$ -Raum-Zeilen reduziert wird, ist der Reduktionsfaktor  $R$ .
- Ein Referenzbild, bei dem nur die zentralen Zeilen des  $k$ -Raumes aufgenommen werden und damit eine nur geringe Auflösung des gesamten FOV zeigt, wird genutzt, um die Spulen-Sensitivitätsprofile jeder einzelnen Spule zu messen.
- Unter Nutzung sowohl der „aliased“ Bilder, die von jeder einzelnen Spule erzeugt werden, als auch zusätzlicher Informationen aus dem Sensitivitätsprofil der Spulen können mehrere unabhängige mathematische Gleichungen für die wahre Voxel-Intensität definiert werden. Dadurch kann ein Bild ohne „Aliasing“ erzeugt werden.
- Das Referenzbild wird entweder vor der eigentlichen parallelen Bildaufnahme (SENSE; ASSET) oder als Teil der parallelen Bildaufnahme (mSENSE, GRAPPA, ARC) aufgenommen. Die Bildkonstruktion kann entweder im Bildraum (SENSE, ASSET) oder im  $k$ -Raum (SMASH, GRAPPA, ARC) erfolgen.

## Parallele Bildgebung



### Quelle des Gewebekontrastes

- Die Signalintensität eines bestimmten Voxels hängt von den folgenden Faktoren ab:
  1. Spulensensitivität an der betreffenden räumlichen Position
  2. Scanner-Hardware-Parameter
  3. Gleichgewichtsmagnetisierung innerhalb des Voxels (Zunahme mit Feldstärke und Protonendichte)
  4. Magnitude der transversalen Magnetisierung zum Zeitpunkt der Signalaufnahme:
    - Diese ist abhängig von Gewebecharakteristika (z. B.  $T_1$ ,  $T_2$  und  $T_2^*$ ) und Scanparametern (z.B. TR, TE, RF Pulsflipwinkel) und der Pulssequenz
  5. Andere Effekte (z.B. Fluss, Diffusion, Signalmittelungen).

### Kontrast-Gewichtung

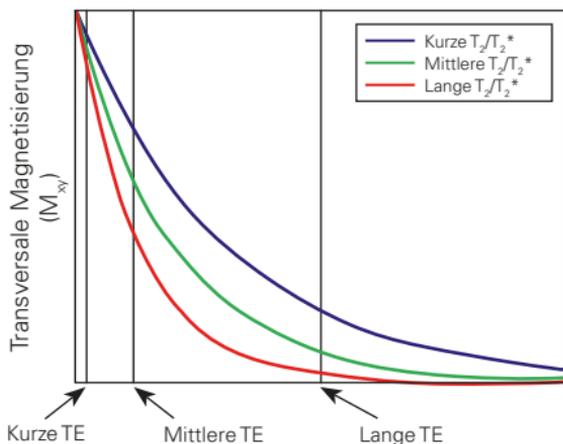
- Die Kontrast-Gewichtung definiert in wieweit eine bestimmte Gewebeeigenschaft den Bildkontrast beeinflusst.
- Die Abhängigkeit des Signalkontrastes von Gewebecharakteristika, wie z. B. der Relaxationszeit, kann durch Veränderung der Scanparameter beeinflusst werden.
- Die Kontrast-Gewichtung wird durch die Auswahl von Sequenzparametern beeinflusst, die die Signalintensität vom höchstmöglichen Wert reduzieren. Folglich ist das SNR in stark gewichteten Sequenzen geringer als in Protonendichtengewichteten Sequenzen. Die Wahl der angemessenen Parameter beruht auf einem Kompromiss zwischen gewünschter Gewichtung und SNR.

## Einfluss der Echozeit (TE)

- Die Echozeit (TE) definiert die Zeit zwischen dem Anregungspuls und der Datenakquisition. Je länger TE ist, desto geringer ist das Signal aller abgebildeten Gewebe, wobei der Signalabfall für Gewebe mit kurzen  $T_2$ -Zeiten (Spin-Echo) oder  $T_2^*$ -Zeiten (Gradienten-Echo) schneller ist.

 $T_2/T_2^*$ -Gewichtung und SNR

- Kurze Echozeiten reduzieren Signaldifferenzen, die durch den transversalen Magnetisierungszerfall bedingt sind und halten sowohl ein hohes Signal und als auch SNR aufrecht.
- Längere Echozeiten verstärken relative Signaldifferenzen, da der transversale Magnetisierungszerfall die  $T_2/T_2^*$ -Wichtung verstärkt.
- Eine größere TE bedingt, dass die Signale selbst kleiner werden, d.h. das SNR sinkt. Daher muss die Echozeit sowohl für die Wichtung als auch das SNR optimiert werden.

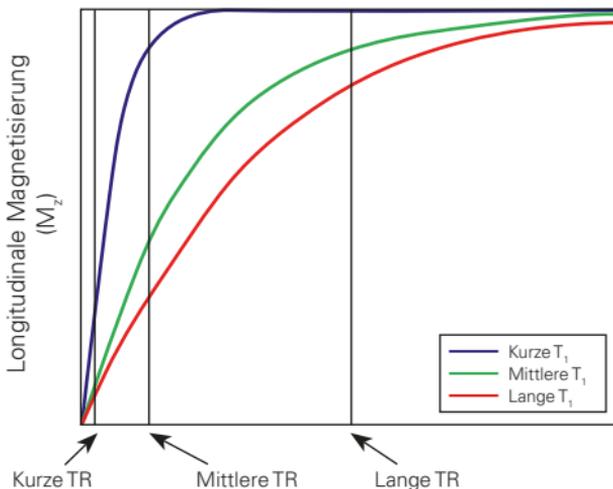


## Einfluss der Repetitionszeit

Die Repetitionszeit (TR) beschreibt das Zeitintervall zwischen zwei Anregungspulsen. Längere TR ermöglichen eine vollständigere longitudinale Relaxation, und somit höhere Signalintensitäten von allen Geweben. Das Signal erholt sich am schnellsten in Geweben mit kurzen  $T_1$ -Zeiten.

## $T_1$ -Gewichtung und SNR

- Eine lange TR erlaubt eine fast vollständige Relaxation für alle Gewebe, so dass  $T_1$ -bedingte Unterschiede klein und das SNR hoch sind.
- Eine kurze TR verstärkt relative Unterschiede im Signal aufgrund der  $T_1$ -Relaxation, und betont damit die  $T_1$ -Gewichtung.
- Je kürzer TR, desto geringer sowohl das Signal als auch das SNR, so dass TR für beide Parameter optimiert werden muss.

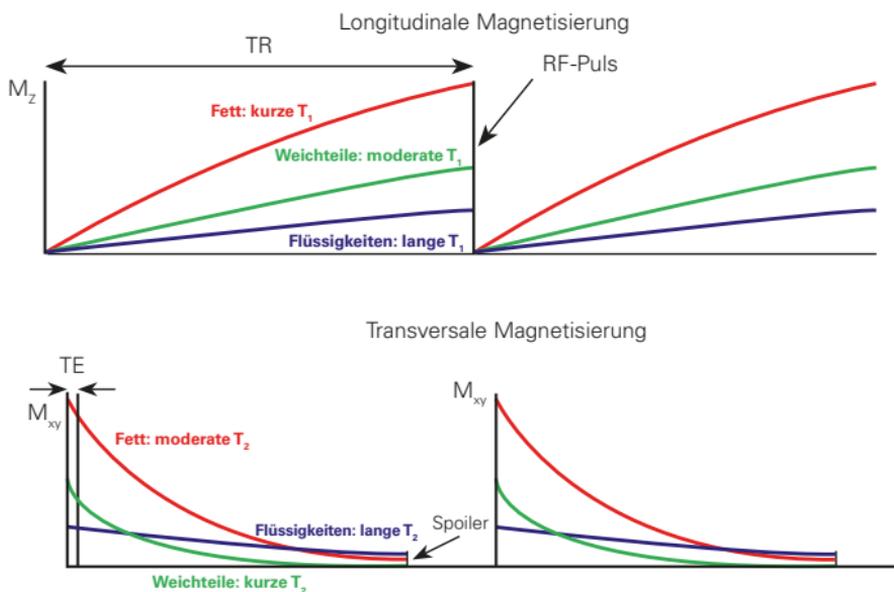


## Mechanismus

Die  $T_1$ -Gewichtung wird durch die Wahl von Scanparametern verstärkt, die die relativen Unterschiede in der longitudinalen Magnetisierung zum Zeitpunkt des Readout-Pulses betonen.

## Verlauf der Magnetisierung

- Kurze TR betonen Unterschiede in der longitudinalen Magnetisierung.
- Kurze TE minimieren Unterschiede, die durch den transversalen Zerfall bedingt sind.
- Signalunterschiede entstehen überwiegend durch Unterschiede im  $T_1$ .

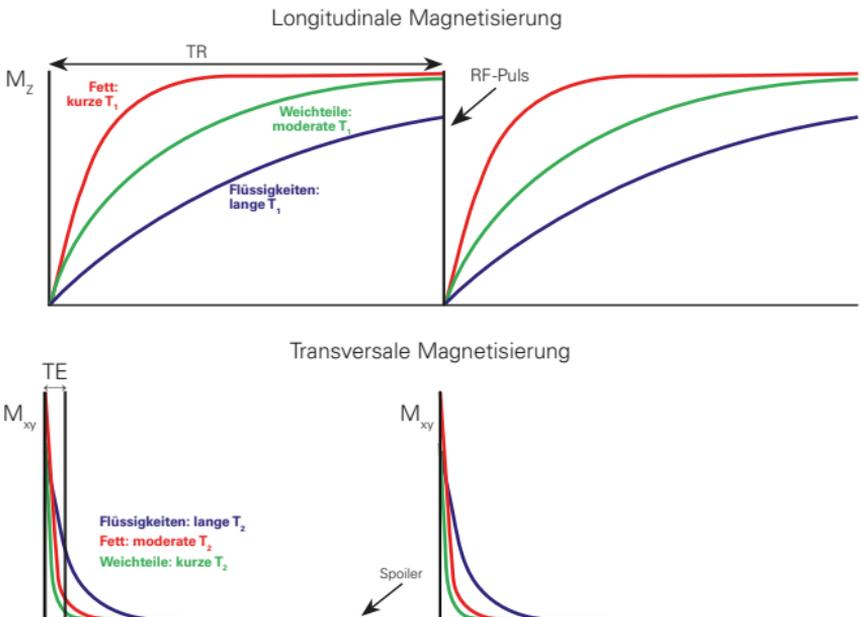


## Mechanismus

Die T<sub>2</sub> oder T<sub>2</sub>\*-Gewichtung wird durch die Wahl von Scanparametern verstärkt, die die relativen Unterschiede in der transversalen Magnetisierung zum Zeitpunkt der Signaldetektion betonen.

## Verlauf der Magnetisierung

- Lange TR minimieren die Unterschiede in der longitudinalen Magnetisierung.
- Durch lange TE zeigen sich Unterschiede, die durch den transversalen Signalzerfall bedingt sind.
- Signalunterschiede entstehen hauptsächlich durch Unterschiede in T<sub>2</sub> oder T<sub>2</sub>\*.

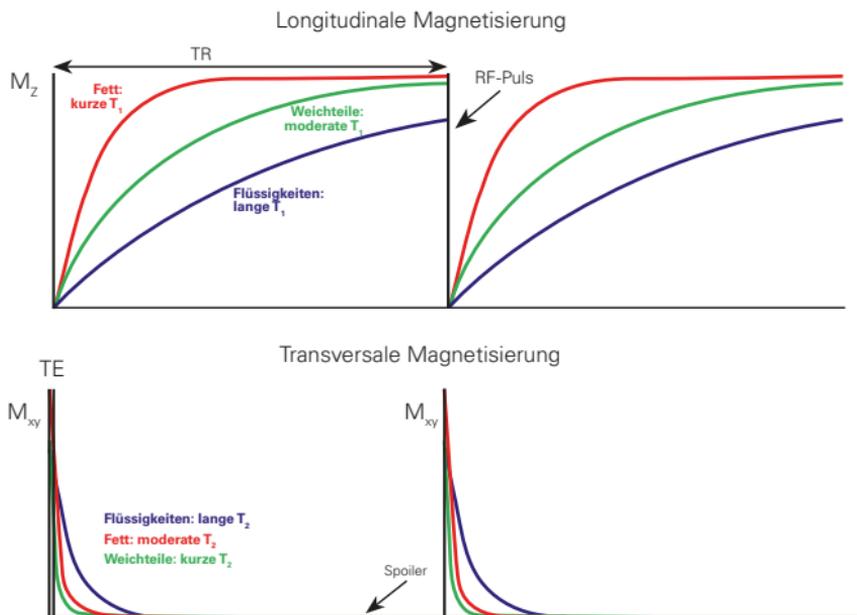


## Mechanismus

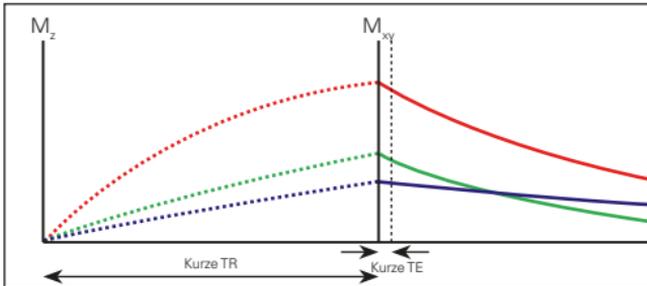
Die Protonendichte-Gewichtung wird durch die Wahl von Scanparametern erreicht, die Signalunterschiede bedingt durch die Relaxationszeiten minimieren.

## Verlauf der Magnetisierung

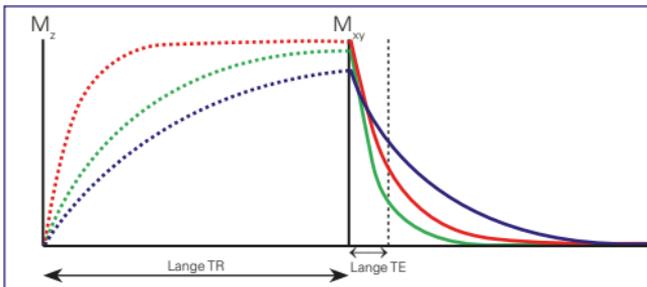
- Lange TR minimieren Unterschiede in der longitudinalen Magnetisierung.
- Kurze TE minimieren Unterschiede im transversalen Signalzerfall.
- Signalunterschiede entstehen überwiegend durch unterschiedliche Protonendichten.



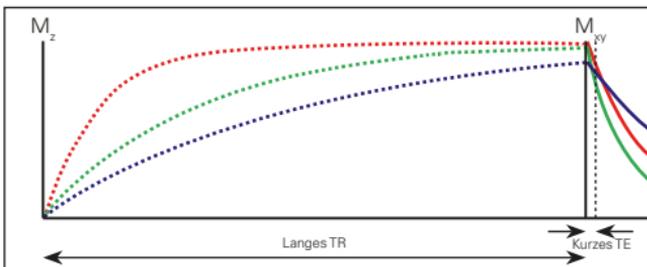
## $T_1$ -Gewichtung



## $T_2/T_2^*$ -Gewichtung



## Protonendichte-Gewichtung



Fett: kurze  $T_1$  & moderate  $T_2/T_2^*$   
 Weichteile: moderate  $T_1$  & kurze  $T_2/T_2^*$   
 Flüssigkeiten: lange  $T_1$  & lange  $T_2/T_2^*$

**Kontrast-Gewichtung**

Die  $T_1$ -Gewichtung hängt von den verschiedenen longitudinalen Relaxationen ab, die  $T_2/T_2^*$ -Gewichtung vom transversalen Zerfall. Bei der Protonendichte-Gewichtung werden sowohl die  $T_1$  als auch die  $T_2/T_2^*$ -Gewichtung minimiert.

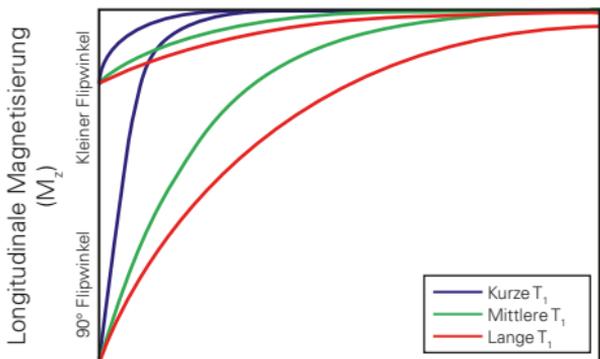
<b>Gewichtung</b>	<b>Kurze TR</b>	<b>Lange TR</b>
<b>Kurze TE</b>	$T_1$	PD
<b>Lange TE</b>	-	$T_2/T_2^*$

## Motivation

Grundsätzlich kann eine Reduktion der Scandauer durch eine Verkürzung der TR erreicht werden, allerdings reduziert sich bei sehr kurzen TR-Zeiten auch das SNR, da nicht mehr genügend Zeit für die longitudinale Relaxation vorhanden ist. Gradienten-Echo-Pulssequenzen reduzieren den Readout-Flipwinkel, so dass ein Teil der Magnetisierung in der longitudinalen Achse verbleibt, während ein anderer Teil in der transversalen Ebene gemessen werden kann.

## $T_1$ -Gewichtung und SNR

- Ein kleiner Flipwinkel reduziert die  $T_1$ -Gewichtung, da weniger Magnetisierung in die Transversalebene ausgelenkt wird, dadurch ist auch das SNR geringer.
- Ein größerer Flipwinkel betont die  $T_1$ -Gewichtung und vergrößert, falls die TR lang genug ist, auch das SNR, da ein größerer Anteil der Magnetisierung in die transversale Ebene kippt, um das Signal zu generieren.
- Wird ein großer Flipwinkel mit einer kurzen TR genutzt, kann das SNR zu gering werden, da sich die longitudinale Magnetisierung zwischen 2 RF-Pulsen nicht ausreichend aufbauen kann.



## Parameter

- Eine  $T_2$  oder  $T_2^*$ -Gewichtung wird durch die Verlängerung der TE erreicht, da durch unterschiedliche transversale Zerfallszeiten größere relative Unterschiede im Signal auftreten.
- $T_1$ -Gewichtung wird durch eine Verkürzung der TR und/oder Vergrößerung des Flipwinkels erreicht, da dies die relativen Unterschiede in der longitudinalen Relaxation hervorhebt.
- Das Signal ist proportional zu der relativen Dichte von signalgenerierenden Protonen, also der Protonendichte. Ein Protonendichte-gewichtetes Bild kann durch Minimieren der  $T_1$  und  $T_2/T_2^*$ -Kontraste erzeugt werden.
- Verstärkung der  $T_1$  oder  $T_2/T_2^*$ -Gewichtung reduziert die Signalintensität und verursacht ein kleineres SNR.

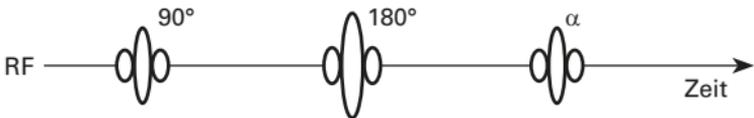
Parameter Veränderung	Effekt auf die Gewichtung	Effekt auf SNR
Verlängerung der TE	$\uparrow T_2$ oder $T_2^*$	$\downarrow$
Verkürzung der TR	$\uparrow T_1$	$\downarrow$
Vergrößern des Flipwinkels	$\uparrow T_1$	TR-abhängig

## Hintergrund

Ein Pulssequenz-Diagramm ist eine graphische Darstellung der zeitlichen Abfolge der einzelnen Komponenten einer MR-Sequenz.

## Übertragene Radiofrequenz- (RF) Pulse

RF-Pulse mit Angabe des Flipwinkels ( $\alpha$  zeigt kleine Flipwinkel ( $< 90^\circ$ ) an, z. B. für Gradienten-Echos).



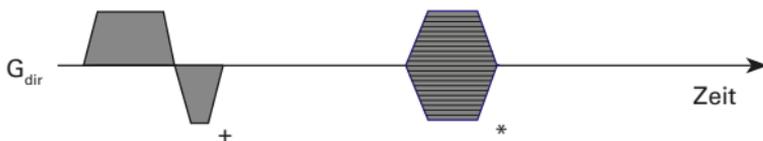
## Empfangene Signale

Das Echo markiert den Zeitpunkt, zu dem der Analog-Digital-Wandler (ADC) angeschaltet und das Signal empfangen wird.



## Gradienten

- Die Gradienten werden durch Trapeze abgebildet (die schiefen Kanten entsprechen der Zeit, die für den Gradienten-Wechsel benötigt wird).
- Der Index „dir“ bezeichnet die Richtung des Gradienten und enthält ggf. auch Informationen zur räumlichen Kodierung (z. B. Schichtselektion (SS), Phasenkodierung (PE) oder Frequenzkodierung (FE)) oder zu geometrischen Richtungsangaben (z. B. x, y oder z).



- + Gradientenpulse beinhalten oft eine Rephasierungskomponente mit der entgegengesetzten Polarität.
- \* Streifen zeigen an, dass der Gradient zwischen den Repetitionen verändert wird (z. B. für die Phasenkodierung). Da die Intention des phasenkodierenden Gradienten eine Phasenverschiebung ist, besitzen diese Pulse keine Rephasierungskomponente.

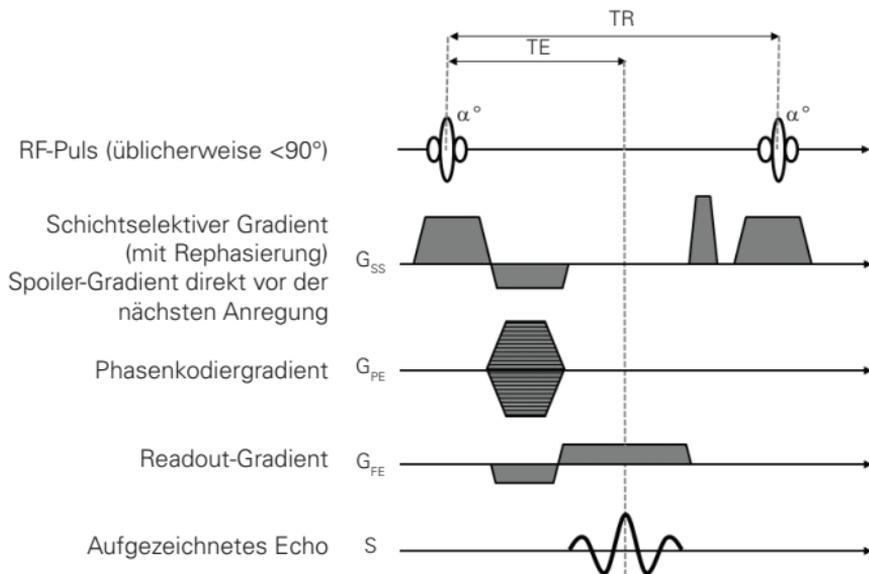
### Spoiled Gradienten-Echo-Sequenz

- Gradienten-Echo-Sequenzen nutzen einen Anregungspuls mit einem kleinen Flipwinkel  $\alpha$  und bipolare Gradienten um ein Echo zu generieren.
- Der RF-Puls mit einem Flipwinkel von  $\alpha < 90^\circ$  lenkt nur einen Teil der Magnetisierung in die  $M_{xy}$ -Richtung ab. Ein Großteil der Magnetisierung verbleibt in der z-Richtung. Daher ist das messbare Signal kleiner als nach einem  $90^\circ$ -Puls, allerdings ist auch die Repetitionszeit TR für eine vollständige Erholung der longitudinalen Relaxation wesentlich kürzer und damit auch die Bildaufnahmezeit verkürzt.
- Um das Signal auszulesen, wird zunächst ein Gradient in der Frequenzkodierichtung angelegt ( $G_{FE}$ ), so dass die Spins mit unterschiedlichen Frequenzen entlang dieses Gradienten präzedieren und die transversale Magnetisierung dephasiert. Anschließend wird ein zweiter Gradient mit der identischen aber gegengerichteten Polarität angelegt. In der Praxis ist dieser doppelt so lange wie der erste, so dass die Spins zu einer maximalen Signalamplitude in der Mitte des Readout-Gradienten (TE) rephasieren und anschließend erneut dephasieren. Dadurch wird ein symmetrisches Gradienten-Echo erzeugt.

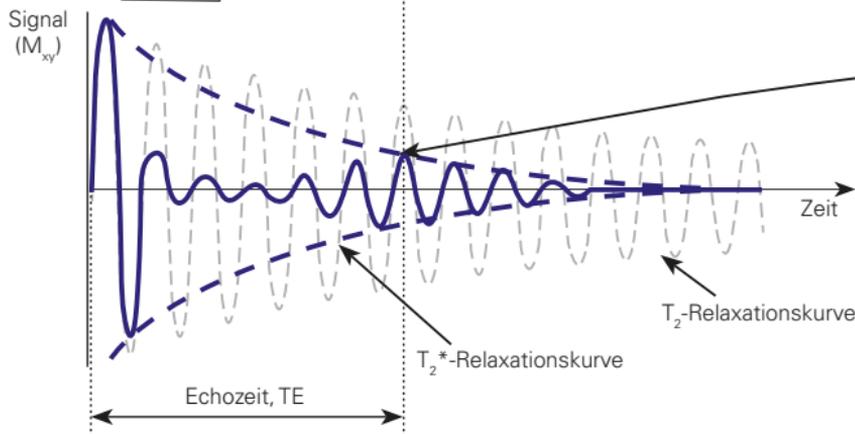
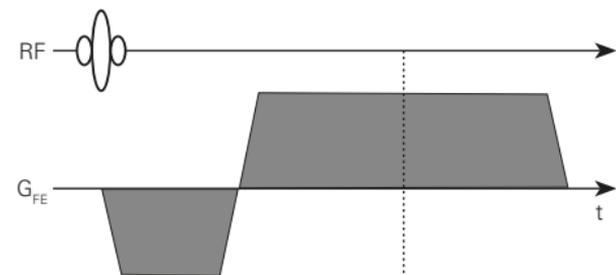
### Zeit-Parameter

- TR = Repetitionszeit (Zeitintervall zwischen zwei Anregungen)
- TE = Echozeit (Zeitintervall zwischen Anregung und Echo; die Datenakquisition erfolgt zum Zeitpunkt des Echos)

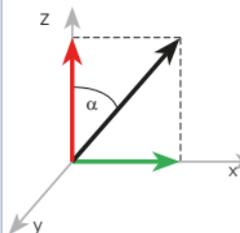
## Pulssequenz-Diagramm



## Echo-Entstehung



### Kleiner ( $\alpha < 90^\circ$ ) Flipwinkel



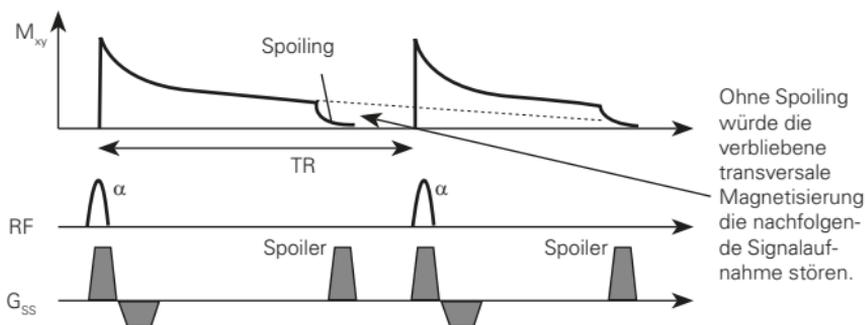
Der größte Anteil von  $M_z$  bleibt bestehen und erlaubt damit eine schnellere Erholung der Magnetisierung und eine kürzere TR.

$M_{xy}$  ist reduziert, was zu einem geringeren Signal und SNR führt als bei einem  $90^\circ$ -Puls.

Signal, das durch den 2. Gradienten rephasiert wurde und ein symmetrisches Gradienten-Echo bildet.

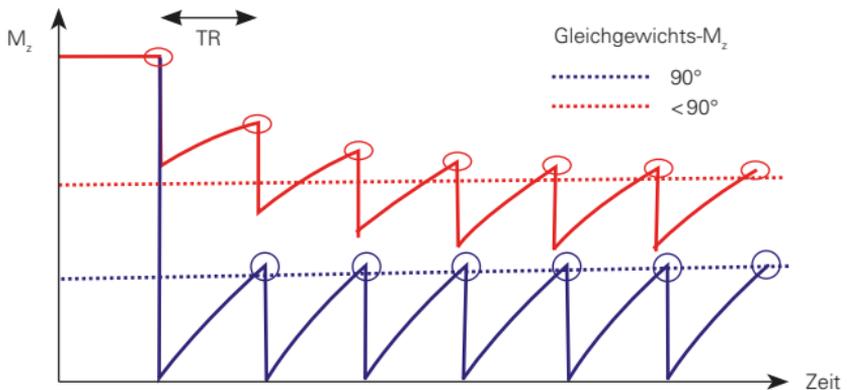
### Spoiler-Gradienten

- Beim Gradienten-Echo kann aufgrund des kleinen Flipwinkels eine so kurze TR gewählt werden, dass die transversale Magnetisierung in der  $M_{xy}$ -Richtung noch nicht vollständig dephasiert ist, bevor der nächste RF-Puls appliziert wird.
- Beim „spoiled“ Gradienten-Echo wird diese verbleibende transversale Magnetisierung vor dem Ende der Repetitionszeit durch einen sog. spoiler Gradienten (der sog. „crusher gradient“) oder durch einen spoiler RF-Puls „vernichtet“, so dass diese keinen Effekt auf die nachfolgenden Zeilen des k-Raums hat.
- Das „spoiled“ Gradienten-Echo hängt von den bipolaren Gradienten ab, wodurch es sehr anfällig für Blutfluss mit hohen Geschwindigkeiten ist, da diese durch ihre große Spannweite von Geschwindigkeiten innerhalb eines Voxels eine Dephasierung erzeugen. Diese flussbedingte Dephasierung ist auf dem Bild als Signalauslöschung sichtbar.



## Wiederholte Anregung

- Bei einer „gespoilten“ Gradienten-Echo-Sequenz werden die Spins wiederholt in so engen Abständen angeregt, dass die longitudinale Relaxation zwischen den Pulsen nicht in ihren Gleichgewichtszustand zurückkehren kann. Nach der ersten Anregung verändert sich also die longitudinale Magnetisierung vor jedem weiteren RF-Puls.
- Nach einem  $90^\circ$ -Puls steht für das erste Signal die maximal mögliche Längsmagnetisierung ( $M_0$ ) zur Verfügung, für alle nachfolgenden Signale aber lediglich die Längsmagnetisierung, die sich zwischen den Readout-Pulsen wieder aufgebaut hat. Dabei fängt die Remagnetisierung jedes Mal wieder bei Null an.
- Bei kleineren Flipwinkeln reduziert sich die longitudinale Magnetisierung zunächst durch jeden weiteren Anregungspuls, bis sie letztlich einen dynamischen Gleichgewichtszustand, den sog. steady state, erreicht.

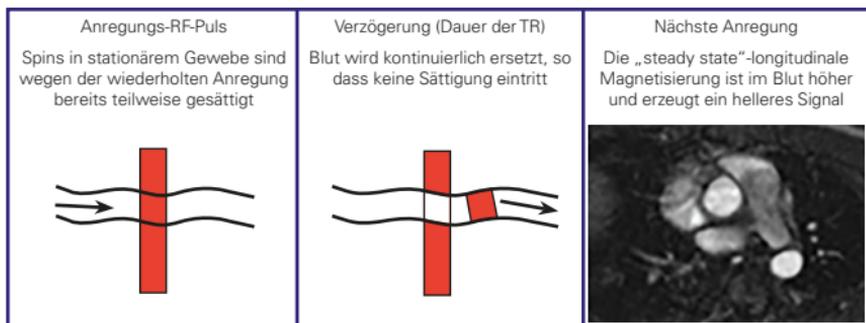


### Spoiler-Gradienten

- Wenn dasselbe Gewebe wiederholt angeregt wird, entsteht ein Sättigungsplateau, da sich die longitudinale Magnetisierung nur unvollständig zwischen den RF-Pulsen wieder aufbauen kann.
- Nach mehreren Pulsen hat die longitudinale Magnetisierung ihren sog. „steady state“-Wert erreicht.

### Frisches Blut

- Die longitudinale Magnetisierung in stationären Geweben ist nach einer solchen Gruppe von Pulsen wegen dieses Sättigungseffektes reduziert und befindet sich im „steady state“.
- Blut, das in das Bildvolumen hineinfließt, hat die vorherigen RF-Pulse noch nicht „miterlebt“ und ist daher noch nicht gesättigt. Die longitudinale Magnetisierung dieses hineinfließenden Blutes ist also größer als die von stationären oder langsam beweglichen Geweben.
- Durch den Einstrom von „frischem“ Blut und der damit verbundenen relativen Signalverstärkung erscheint fließendes Blut in GE-Bildern hell (= „bright blood“).



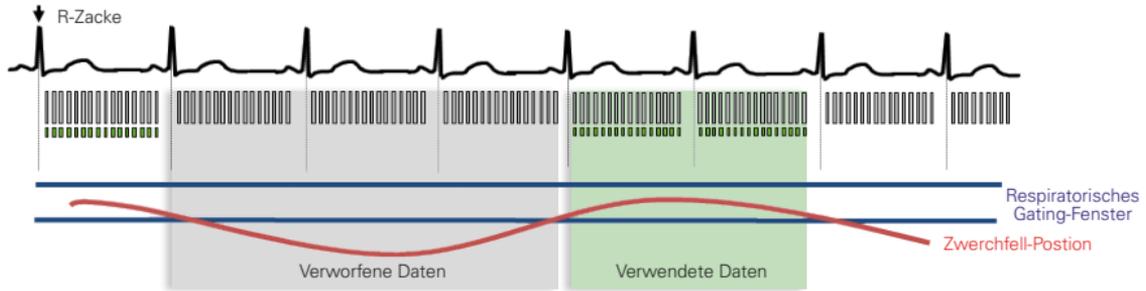
### „Non-Gated“-Techniken

- Ausgeprägte Atembewegung während der Bildaufnahme verursacht sog. „Ghosting“-Artefakte.
- Ideal wäre eine so schnelle Bildaufnahme, dass während der Aufnahme keine signifikante Atembewegung auftritt. Eine solche ultrakurze Aufnahmezeit limitiert aber die mögliche Bildauflösung und das SNR sehr stark.
- Häufig erfolgt daher die Aufnahme während der Patient die Luft anhält, was bei guter Mitarbeit ein Zeitfenster von 10–15 sek für die Aufnahme artefaktfreier Bilder schafft. Allerdings können nicht alle Patienten den Atemkommandos folgen, und manche Aufnahmetechniken benötigen Akquisitionszeiten, die länger sind als ein Patient normalerweise die Luft anhalten kann.

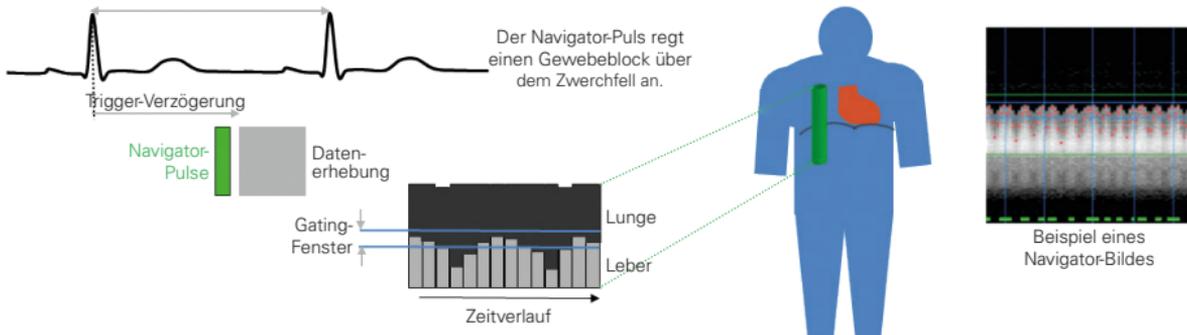
### Respiratorisches „Gating“

- „Respiratory gated“-Aufnahmetechniken verfolgen die Atembewegung des Thorax z. B. mit Hilfe von sog. „Atemkissen“ und nehmen Daten nur innerhalb eines vorab definierten Abschnitts der Atembewegung auf.
- Alternativ können vor der Aufnahme jedes Bildes sog. MR-Navigator-Echos genutzt werden, bei denen durch einen speziellen RF-Puls ein separater Gewebblock im Thorax angeregt wird. Dieser Gewebblock wird zumeist senkrecht zum Zwerchfell positioniert, so dass bei der eindimensionalen Bildrekonstruktion eine klare Hell-Dunkel-Kante zwischen der Lunge und der Leber verfolgbar ist. Die Position dieser Grenze kann dann bestimmt und als Maß für die Zwerchfellbewegung genutzt werden.

## Respiratorisches Gating



## Navigator-Echos

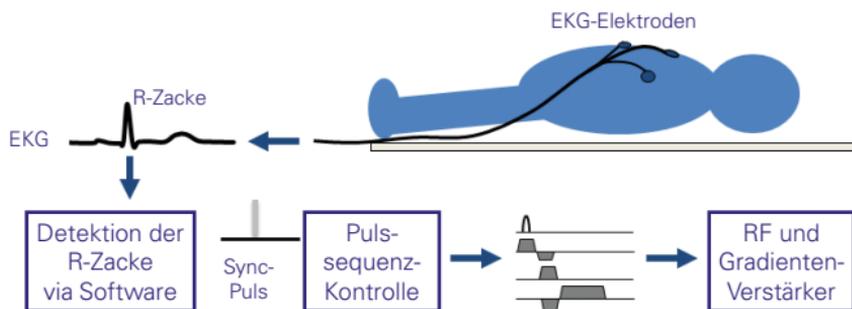


## Kardiale Bewegung

- Das Herz führt eine zyklische komplexe Bewegungsabfolge von Kontraktion, Verdrehung und Verkürzung durch.
- Zusätzlich zur Myokardbewegung fließt im Herz Blut mit z.T. hohen Geschwindigkeiten in unterschiedlichen Richtungen.
- Die Kombination von bewegtem Gewebe und fließendem Blut stellt eine Herausforderung an die Bildgebung des Herzens dar. Würde man diese Bewegungen nicht berücksichtigen, würden Artefakte die klinische Anwendung stark beschränken.
- Daher wird die kardiale Bildgebung auf den Herzschlag synchronisiert. Die Bilder werden so schnell wie möglich aufgenommen, um die Bewegung „einzufrieren“. Normalerweise wird hierzu ein Elektrokardiogramm (EKG) genutzt, das in die Bedienoberfläche des Scanners integriert ist.

## EKG-Synchronisation

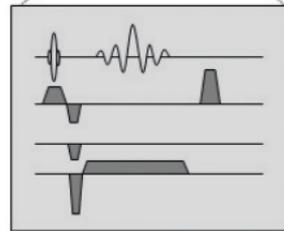
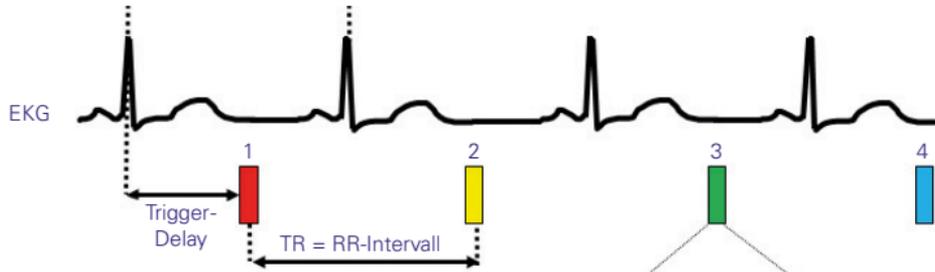
- Vor der Untersuchung werden am Patienten MR-kompatible EKG-Elektroden angebracht.
- Spezielle Software analysiert die EKG-Aufzeichnungen und generiert einen Synchronisationspuls, der auf den QRS-Komplex abgestimmt ist.
- Dieser aktiviert die Steuerung der Pulssequenz, die nach einem definierten Zeitintervall nach der R-Zacke abgegeben wird. Diese zeitliche Verzögerung wird als „Trigger delay“ bezeichnet.



### Konventionelle EKG-getriggerte Pulssequenz

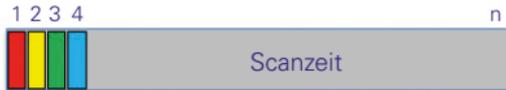
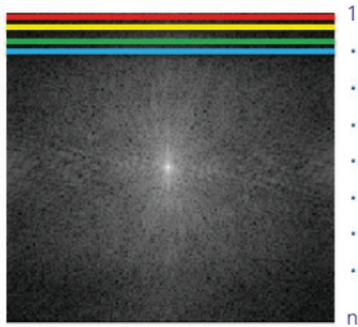
- Während einer konventionellen EKG-getriggerten Bildaufnahme wird eine  $k$ -Raum-Zeile pro RR-Intervall geschrieben.
- Der Trigger-Delay definiert die Phase im Herzzyklus, die nach der R-Zacke aufgenommen wird (kurzer Trigger-Delay: Abbildung der Systole, langer Trigger-Delay: Abbildung der Diastole).
- Die Repetitionszeit TR muss ein Vielfaches des RR-Intervalls sein, da die Zeit zwischen zwei Bildaufnahmen durch die Herzrate bestimmt wird.
- Diese Technik erzeugt pro Aufnahme ein einzelnes Bild an einem einzelnen Zeitfenster im kardialen Zyklus. Eine hochaufgelöste Bildgebung ist möglich, da das Gesamtbild über mehrere kardiale Zyklen aufgezeichnet wird. Allerdings wird hierfür eine lange Scanzeit benötigt (TR x Anzahl der  $k$ -Raum-Zeilen).
- In der tatsächlichen Anwendung wird eine konventionelle Bildaufnahme einzelner kardialer Phasen nicht genutzt, da eine großer Anteil der Aufnahmezeit ohne Datenaufnahme „verschwendet“ wird.

## Konventionelle EKG-getriggerte Pulssequenz



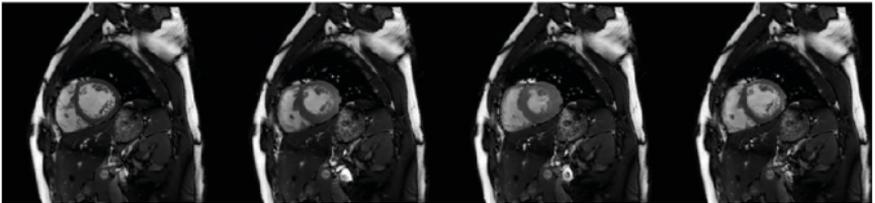
Daten-Akquisition

Scanzeit =  $n \times TR$



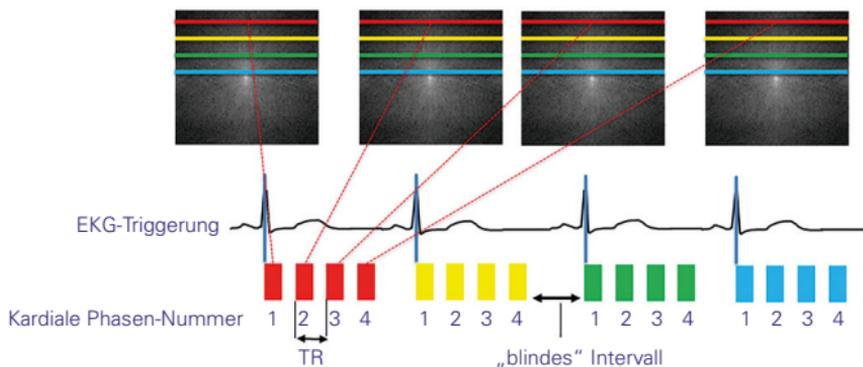
## Methode

- Die „Cine“-Bildgebung erzeugt eine bewegte Abfolge aller Herzphasen von einer einzelnen Schicht/Schnittebene des Herzens.
- Im Herzzyklus werden alle Herzphasen nacheinander mit demselben Phasenkodierschritt aufgenommen. Die Daten werden jeweils einem eigenen  $k$ -Raum zugeordnet, d. h. jede Herzphase hat ihren eigenen  $k$ -Raum.
- Um alle Phasen vollständig aufzuzeichnen, wird die Phasenkodierung über mehrere RR-Intervalle verteilt.
- Die aus dem jeweiligen  $k$ -Raum berechneten Bilder werden in einer Filmschleife dargestellt.
- Die Technik erfordert kurze TR-Zeiten und kann daher nur mit Gradienten-Echo-Sequenzen durchgeführt werden.

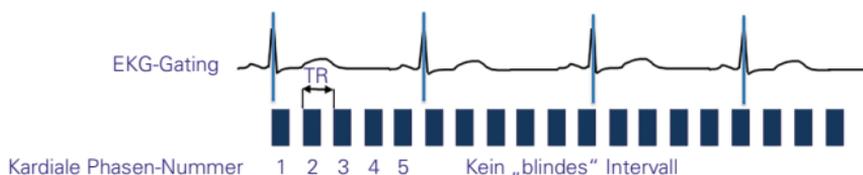


Kardiale Phase →

## Cine-Bildgebung mit prospektiver Triggerung



## Cine-Bildgebung mit retrospektivem Gating



## Prospektive Triggerung

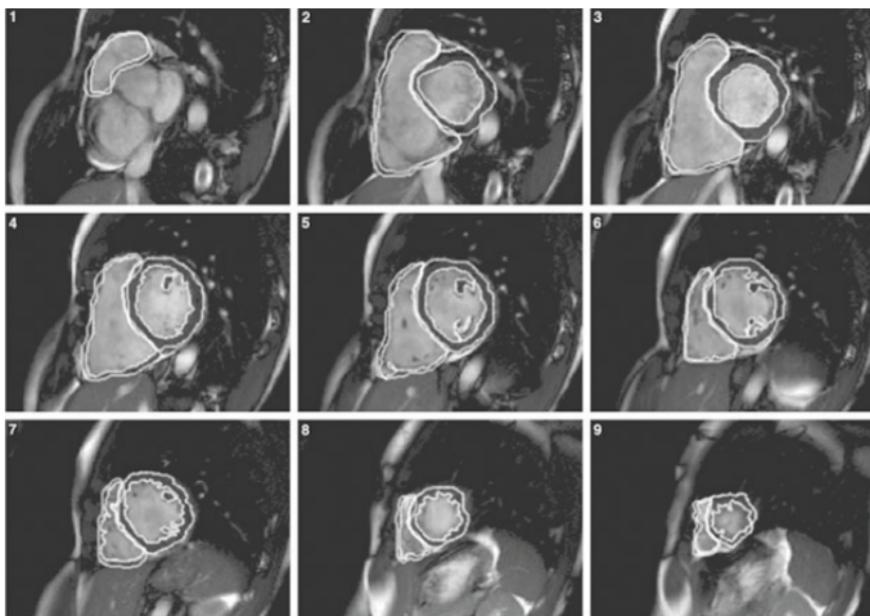
- Bei der prospektiven Triggerung wird vor der Bildaufnahme das mittlere RR-Intervall abgeschätzt, um die Anzahl der aufzunehmenden kardialen Phasen zu bestimmen.
- Die Datenaufnahme für die erste Phase wird durch die Identifikation der R-Zacke getriggert, danach werden in definierten Abständen die nachfolgenden Herzphasen aufgenommen.
- Nach der Aufnahme der letzten Phase wird die Datenakquirierung bereits vor Detektion der nächsten R-Zacke beendet, was ein „blindes“ Intervall ohne Datenaufzeichnung verursacht.

## Retrospektives Gating

- Eine Alternative zum prospektiven Triggern ist das retrospektive Gating, bei dem die Daten kontinuierlich während des gesamten kardialen Zyklus aufgezeichnet werden.
- Während der Bildrekonstruktion wird eine durchschnittliche Herzrate berechnet und die Datenpunkte von längeren und kürzeren RR-Intervallen in dieses gemittelte RR-Intervall extrapoliert. Die Bildinformationen werden somit auf eine vorab bestimmte Anzahl von kardialen Phasen verteilt.
- Da alle kardialen Phasen aufgezeichnet werden, entfällt das Problem des „blinden“ Intervalls.
- Retrospektives Gating funktioniert bei großen Variationen der RR-Intervallen nur unzureichend, so dass in diesem Fall das retrospektive Gating gemieden und stattdessen die prospektive Triggerung genutzt werden sollte.

## Analyse

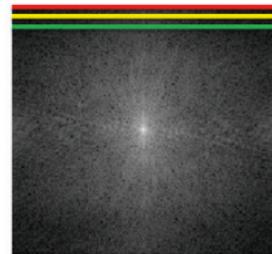
- Die visuelle Analyse von Cine-Bildern kann Wandbewegungsstörungen während des kardialen Zyklus identifizieren.
- Signalauslöschungen im Blutvolumen, die durch hohe Geschwindigkeitsgradienten oder turbulenten Fluss verursacht werden, können genutzt werden, um qualitativ den Blutfluss im Herz zu beurteilen und Stenosen, Regurgitationen oder Fluss-Jets zu identifizieren.
- Quantitative funktionelle Parameter wie ventrikuläre Volumina und Auswurffraktion können berechnet werden, indem die endokardialen und epikardialen Konturen während des gesamten kardialen Zyklus markiert werden.



## Fast/Turbo-Gradienten-Echo – Segmentierte Akquisition

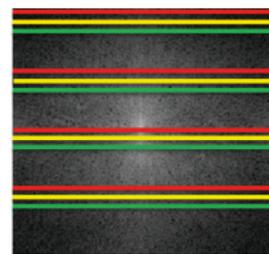
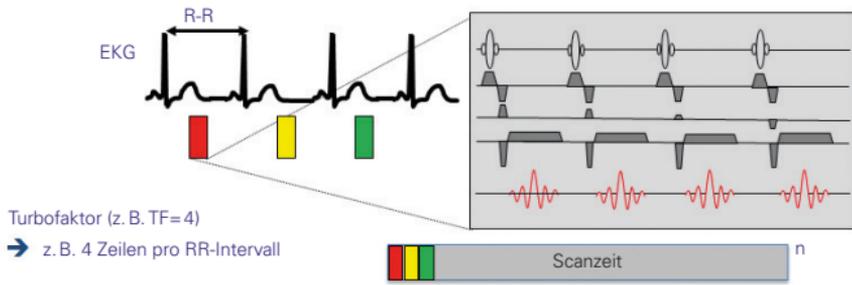
- Während konventionelle Gradienten-Echos eine einzelne Zeile des  $k$ -Raums pro RR-Intervall aufzeichnen, werden bei schnellen, sogenannten Turbo-Gradienten-Echos mehrere Zeilen zeitgleich geschrieben und der kardiale Zyklus segmentiert aufgenommen.
- Bei den Turbo-Gradienten-Echos wird ein RF-Puls genutzt, der nur einen geringen Flipwinkel hat und rasch mehrfach wiederholt wird. Dadurch wird eine definierte Anzahl von Gradienten-Echos mit unterschiedlichen phasenkodierenden Gradientenfeldstärken erzeugt, die ihrerseits eine definierte Anzahl von  $k$ -Raum-Zeilen pro RR-Intervall aufnehmen können.
- Der Turbofaktor (TF) beschreibt, wie viele Zeilen des  $k$ -Raumes mit einem „Single shot“ innerhalb eines RR-Intervalls aufgenommen werden.
- Für einen  $k$ -Raum mit  $N_{PE}$  Zeilen berechnet sich die Scanzeit für die konventionelle Aufnahmetechnik nach  $N_{PE} \times TR$ , wobei  $TR$  dem RR-Intervall entspricht.
- Schnelle bzw. Turbo-Gradienten-Echos reduzieren die Scanzeit um den Faktor TF, so dass die neue Scanzeit  $(N_{PE} \times TR) / TF$  beträgt.

## Konventionelles Gradienten-Echo



$$\text{Scanzeit} = N_{PE} \times TR$$

## Fast/Turbo-Gradienten-Echo (segmentiert)



$$\text{Scanzeit} = (N_{PE} \times TR) / TF$$

## bSSFP – balanced steady state free precession

- Die kleinen Flipwinkel, die bei den Gradienten-Echo-Sequenzen genutzt werden, erlauben so kurze TR-Zeiten, dass der nächste RF-Puls appliziert werden kann, bevor die transversale Magnetisierung in der  $M_{xy}$ -Richtung vollständig dephasiert ist. In der balanced SSFP wird diese verbleibende Magnetisierung nicht zerstört („spoiled“), sondern durch zusätzliche rephasierende und dephasierende Gradientenfelder aufrecht erhalten.
- Jede einzelne Dephasierung durch positive Gradienten wird durch negative, aber ansonsten identische Rephasierungs-Gradienten aufgehoben. Zu diesen Gradienten gehören auch sog. „rewinder“-Gradienten, die den Effekt des phasenkodierenden Gradienten aufheben.
- Das Signal wird genau in der Mitte der Sequenz aufgenommen, so dass die Echozeit der halben TR-Zeit ( $TR/2$ ) entspricht, wodurch der Bildkontrast durch das Verhältnis von  $T_2$  zu  $T_1$  bestimmt wird.
- Das kohärente Signal verbleibt für die nachfolgenden Repetitionen, deren Pulse in der Summe dann einen „steady state“ mit größerer Signalstärke als bei einer „gespoilten“ Sequenz aufbauen. Das SNR wird damit größer als beim „gespoilten“ Gradienten-Echo, das die verbleibende Quermagnetisierung vor jeder Repetition verwirft.

## Eigenschaften der bSSFP

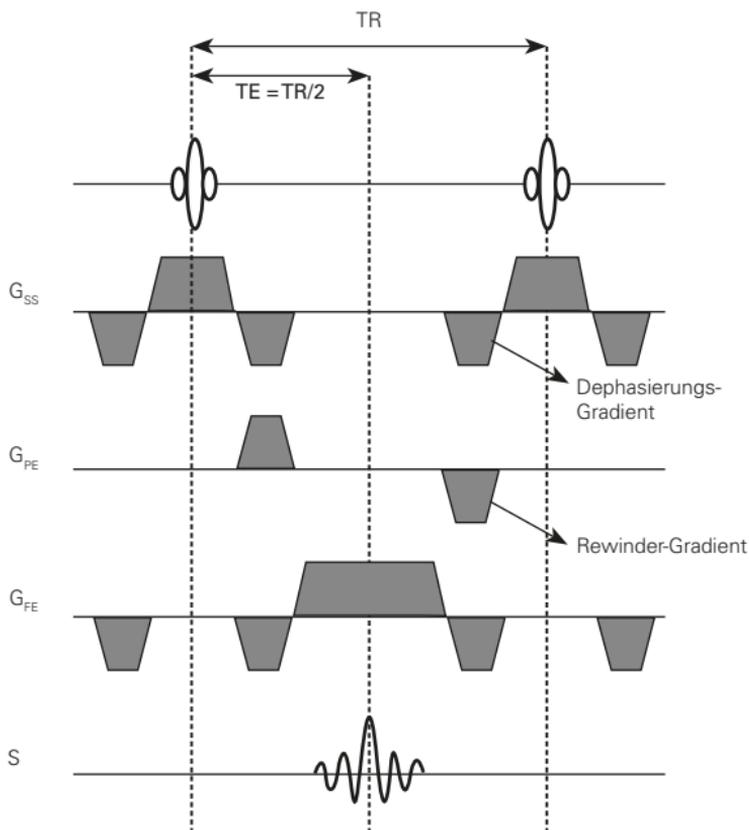
- bSSFP erfordert ein akkurates, patientenbezogenes Shimming. Sollte das Magnetfeld nicht homogen sein, kann die rephasierende transversale Magnetisierung vorangegangener

## 64 Balanced Steady State Free Precession

Repetitionen störend auf das neue generierte Signal einwirken und dunkle „banding“-Artefakte im Bild erzeugen.

- Die bei der bSSFP genutzten balancierten Gradienten reduzieren signifikant das Fluss-bedingte Dephasieren, so dass bSSFP-Sequenzen weniger Fluss-empfindlich sind als „gespoilte“ Gradienten-Echo-Sequenzen.

### bSSFP Pulssequenz-Diagramm



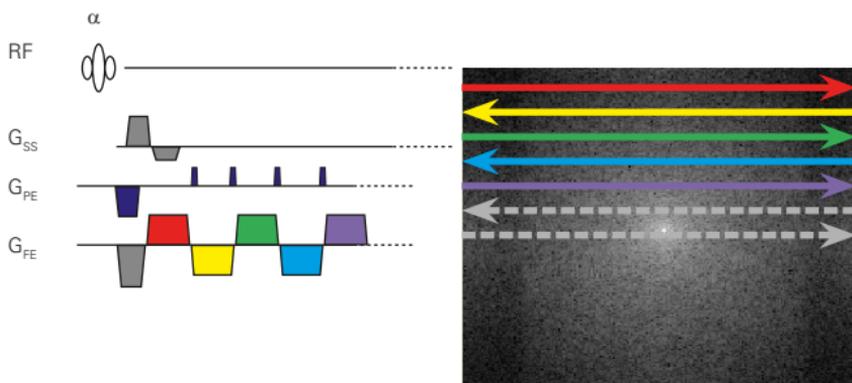
## Spoiled und Balanced Sequenzen

- Es gibt zwei unterschiedliche Typen von Gradienten-Echo-Sequenzen für die CINE-Bildgebung: „gespoilte“ Gradienten-Echo-Sequenzen und sog. balanced Steady State Free Precession (bSSFP).
- Bei „gespoilten“ Gradienten-Echo-Sequenzen wird die verbliebene transversale Magnetisierung vor dem Ende der Repetitionszeit durch einen Spoiler-Gradienten oder RF-Puls aufgehoben, so dass es nicht zu Störungen in den nachfolgenden  $k$ -Raum-Zeilen kommt.
- Bei bSSFP wird die verbleibende Magnetisierung mittels eines kompensierenden Gradientenschema aufrecht erhalten, so dass diese verbliebene Magnetisierung auf nachfolgende Readouts übertragen wird, womit sich das SNR verbessert.
- bSSFP benötigt ein homogenes Magnetfeld, sodass ein gutes dynamisches Shimming notwendig ist, welches durch Gradientenspulen erreicht wird. Adäquates Shimming kann bei höheren Feldstärken schwierig durchzuführen sein, was den Einsatz von bSSFP beschränken kann.

Bildeigenschaft	Spoiled Gradienten-Echo	bSSFP
Blut-/Myokard-Kontrast	Variabel – nutzt den Blutfluss durch die Bildebene	Gut – $T_2/T_1$ -Verhältnis
Fluss-Anfälligkeit	Hoch – kann Fluß-Jets darstellen	Gering – nutzt balanced Gradienten
Bildqualität	niedriges SNR – kein Shimming benötigt	Hohes SNR – Gutes Shimming benötigt

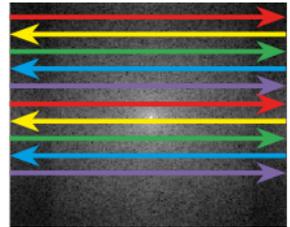
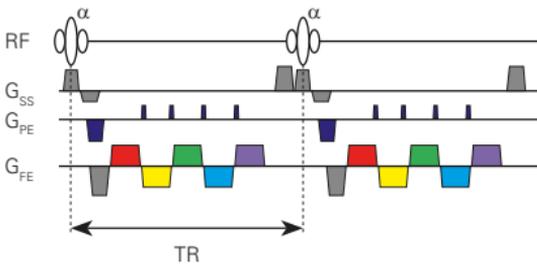
## „Single Shot Echo Planar Imaging“ (EPI)

- EPI erzeugt nach einem einzelnen RF-Anregungspuls mehrere Gradienten-Echos.
- Nach dem initialen RF-Puls werden mehrere Gradienten mit alternierenden Amplituden genutzt, um wiederholt das Signal zu rephasieren.
- Alle Zeilen des  $k$ -Raumes werden zeitgleich in einem „single shot“ ausgelesen.
- Sog. sehr kurze ‚Blipped‘-Phasenkodier-Gradienten werden zwischen den positiv und negativ geschalteten frequenzkodierenden Gradienten gelegt, um so schnell wie möglich den  $k$ -Raum zu beschreiben.
- EPI-Bildgebung kann eine erhebliche Beschleunigung der Bildaufnahme ermöglichen. Allerdings führt die Technik zur Suszeptibilitäts- ( $T_2^*$ ) Gewichtung und es kann zu Artefakten kommen, wenn sich Fehler in der Phase akkumulieren.



## Hybrid (Segmentierte)-EPI

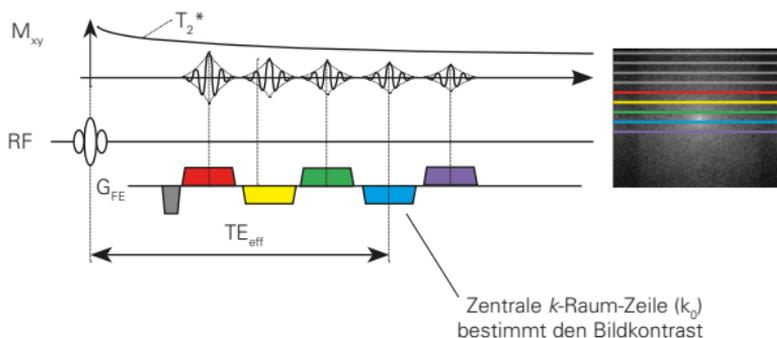
- Tatsächlich ist es häufig so, dass durch die  $T_2^*$ -Dephasierung nach einem RF-Puls nicht genug Signal vorhanden ist, um den gesamten  $k$ -Raum auszulesen.
- Hybrid-EPI ist ein Kompromiss zwischen EPI und dem „gespoilten“ Gradienten-Echo. Nach einem RF-Puls werden über eine sog. Echozuglänge (ETL)  $k$ -Raum-Zeilen mit Hilfe von EPI gelesen, bevor ein neuer RF-Puls genutzt wird, um das nächste Signal zu generieren. Die Echozuglänge gibt dabei an, wie viele  $k$ -Raum-Zeilen geschrieben werden.



Echozuglänge („Echo train length“, ETL) = 5

## Effektive Echozeit bei EPI

- Die Echozeit, und damit der  $T_2/T_2^*$ -Kontrast, weicht für jeden Readout leicht ab.
- Der  $T_2^*$ -Kontrast des Bildes wird durch die TE der zentralen  $k$ -Raum-Zeile bestimmt, die die geringste räumliche Frequenz aufweist. Diese TE wird als die effektive TE ( $TE_{\text{eff}}$ ) bezeichnet.

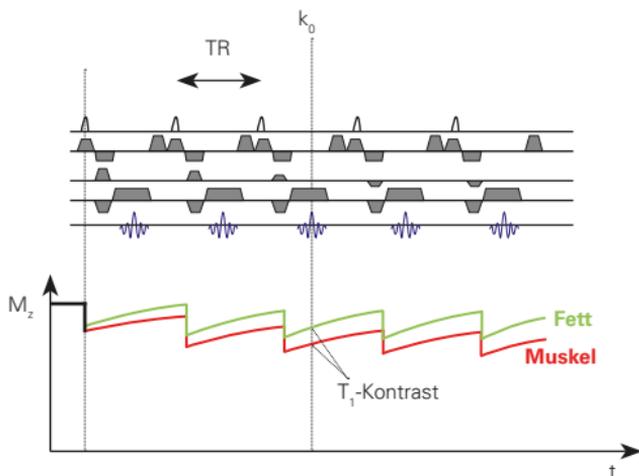


## Präparationspulse

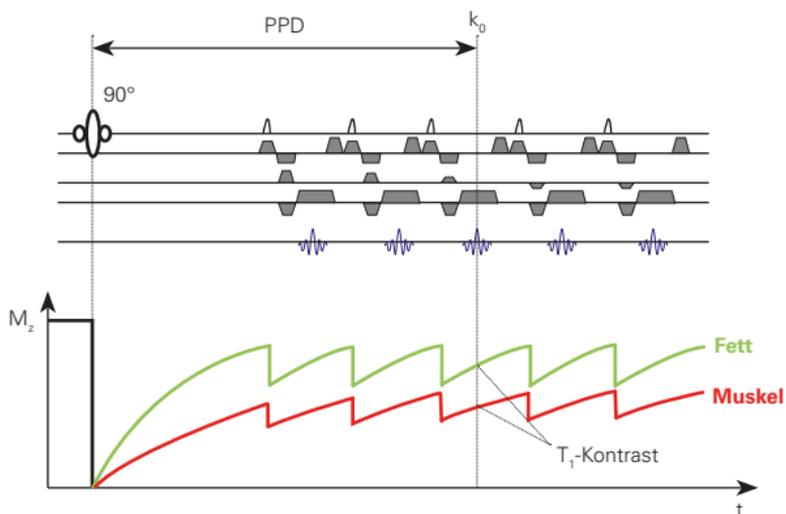
- Wegen der kleinen Flipwinkel, die für die Gradienten-Echos genutzt werden, ist der Signalkontrast zwischen Geweben mit unterschiedlichen  $T_1$ -Werten gering und damit auch der Bildkontrast gering.
- Werden größere Flipwinkel genutzt, kann ein größerer Kontrast erreicht werden. Allerdings ist dann eine längere TR notwendig, um eine ausreichende Erholung der longitudinalen Magnetisierung zu erreichen. Das bedeutet jedoch auch eine verlängerte Scanzeit.
- Um sowohl den Kontrast zu maximieren als auch kurze Scanzeiten beizubehalten wird ein initialer Präparationspuls (z. B. ein Sättigungspuls) verwendet, dem eine Wartezeit (sog. preparation pulse delay PPD oder saturation time (Sättigungszeit) TS) folgt. Durch diesen Präparationspuls wird eine große Magnetisierungsdifferenz entlang der longitudinalen Achse gespeichert.
- Nach der Wartezeit wird ein schneller Gradienten-Echo Readout-Zug genutzt, um das  $T_1$ -gewichtete Signal auszu-lesen.
- Der Präparationspuls ist üblicherweise entweder ein  $90^\circ$ -Sättigungspuls oder ein  $180^\circ$ -Inversionspuls, wobei grundsätzlich auch andere Flipwinkel genutzt werden können.

# 70 Präparationspulse – $T_1$ -Gewichtung

## Schnelle GE – Keine Präparationspulse



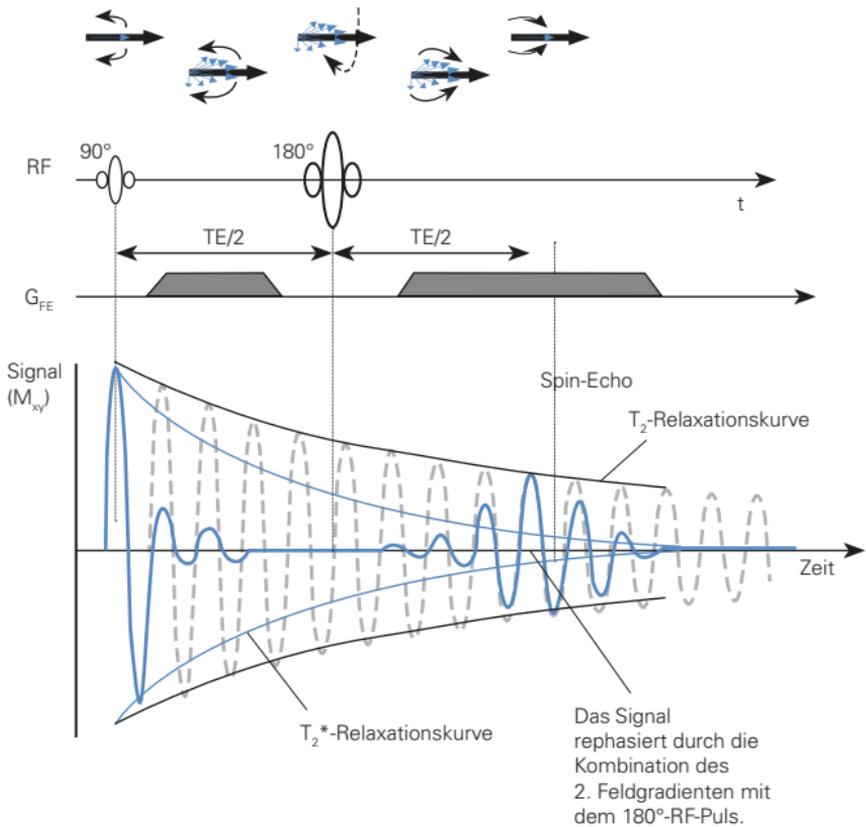
## Schnelle GE – mit Präparationspulsen



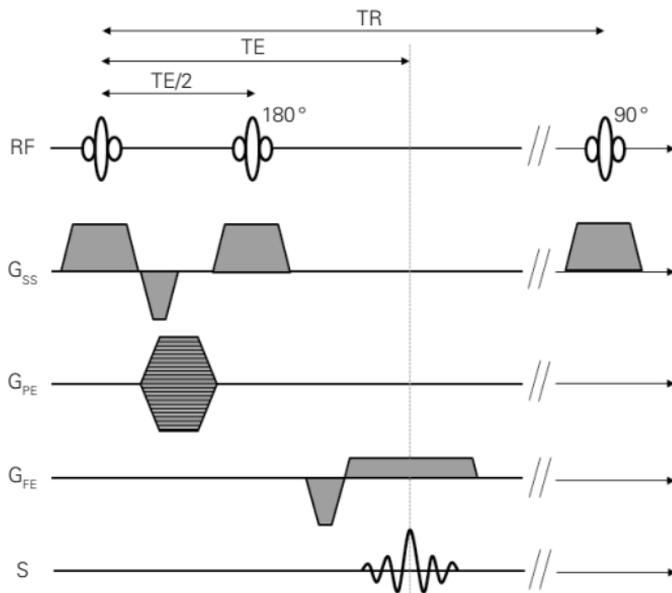
## Spin-Echo-Sequenz

- Beim Spin-Echo wird ein  $180^\circ$ -Refokussierungspuls genutzt, um den Effekt der Inhomogenitäten im äußeren Magnetfeld aufzuheben. Dadurch entsteht ein Signal, das vor allem von  $T_2$  anstatt von  $T_2^*$  abhängt.
- Nachdem ein initialer  $90^\circ$ -Puls die Gesamtmagnetisierung in die transversale Ebene ausgelenkt hat, dephasieren die individuellen magnetischen Momente bedingt z. B. durch Spin-Spin-Interaktionen ( $T_2$ ) und Inhomogenitäten, die z. B. von  $B_0$  herrühren ( $T_2^*$ ).
- Spins, die einem größerem  $B_0$  ausgesetzt sind, präzedieren mit einer höheren Frequenz und erfahren damit eine größere Phasenverschiebung innerhalb einer definierten Zeit als Spins in einem geringerem  $B_0$ -Feld.
- Der Refokussierungspuls wird genau zur Hälfte der Echozeit ( $TE/2$ ) appliziert, wodurch die Spins um ihre Achse gekippt werden. Damit ändert sich das Vorzeichen der relativen Phasenveränderung in der Transversalebene. Eine große positive Phase wird dadurch eine große negative Phase und umgekehrt.
- Die Spins gewinnen oder verlieren weiterhin Phase in derselben Richtung wie zuvor, da diese Phasenveränderungen von den Magnetfeldinhomogenitäten abhängen. Somit sind alle Spins zum Zeitpunkt  $TE$  wieder in Phase.
- Während der Spin-Echo-Sequenz wirken allerdings zusätzlich noch die zur irreversiblen Dephasierung führenden Spin-Spin-Wechselwirkungen. Diese Dephasierung lässt sich nicht durch die Refokussierungspulse rückgängig machen und drückt sich im  $T_2$ -Zerfall des Signals aus.
- $T_2$ -Zeiten sind länger als  $T_2^*$ -Zeiten, so dass das Signal von Spin-Echo-Sequenzen gewöhnlich ein besseres SNR hat als das der Gradienten-Echo-Sequenzen, die von  $T_2^*$ -Dephasierungsprozessen abhängen.

## Spin-Echo-Entstehung

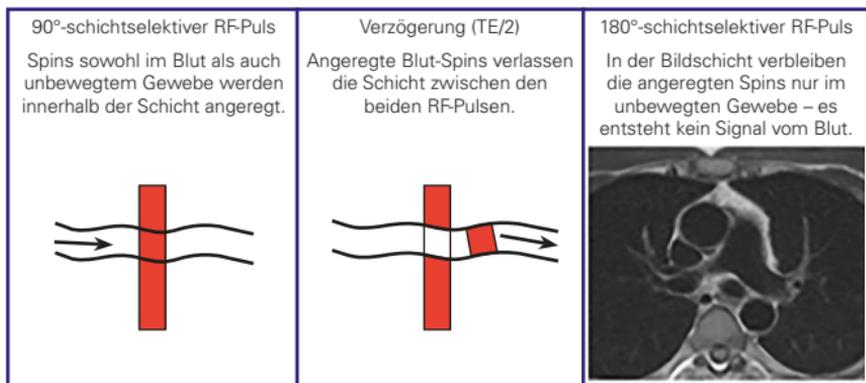


## Spin-Echo-Pulssequenz-Diagramm



## Spin Wash-out

- Spins, die sich durch die Bildebene bewegen, z. B. in fließendem Blut, werden, abhängig von der Bewegungsrichtung und -Geschwindigkeit, nicht immer von beiden schichtselektiven RF-Pulsen der Spinecho (SE)-Sequenz beeinflusst.
- Spins, die durch den schichtselektiven  $90^\circ$ -Puls einer SE-Sequenz angeregt werden, können sich aus der Bildschicht herausbewegen, bevor der schichtselektive  $180^\circ$ -Refokussierungspuls abgegeben wird.
- Diese Spins werden durch frische, nicht-angeregte Spins ersetzt, die folglich auch kein Signal abgeben.
- Daher erscheint fließendes Blut üblicherweise in SE-Bildern schwarz. Derselbe Effekt beeinflusst auch sog. FAST oder Turbo-Spin-Echo-Sequenzen.
- Tatsächlich wird meist nicht das gesamte Blut aus der Bildgebungsschicht „ausgewaschen“ bevor der zweite RF-Puls abgegeben wird, so dass das Blutsignal nur unvollständig unterdrückt wird.



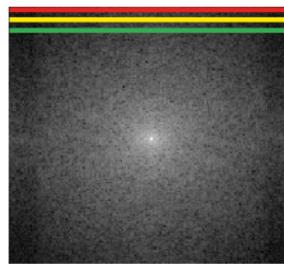
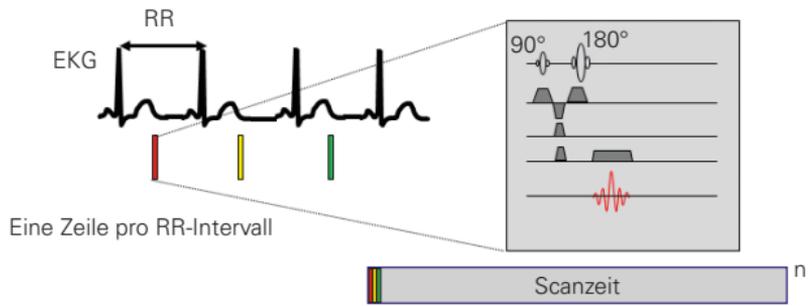
### Konventionelles Spin-Echo

- Beim konventionellen Spin-Echo wird eine einzelne  $k$ -Raum-Zeile pro RR-Intervall aufgenommen.
- Jede Zeile nutzt einen eigenen  $90^\circ$ -Puls, um die Magnetisierung in die transversale Ebene zu kippen, und einen  $180^\circ$ -Puls um die dephasierten Spins nach Verstreichen der Echozeit zu refokussieren und ein Echo zu erzeugen.

### Fast/Turbo-Spin-Echo (FSE/TSE)

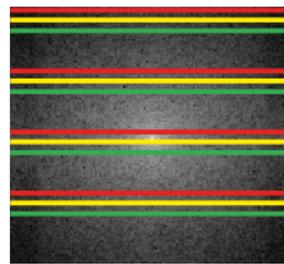
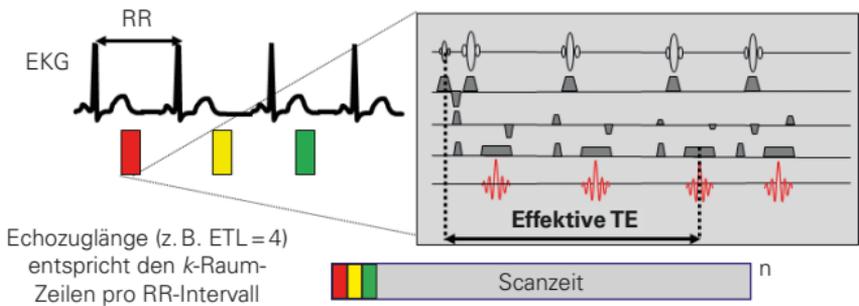
- Nachdem die erste Zeile des  $k$ -Raums geschrieben ist, werden mehrere  $180^\circ$ -Pulse abgegeben, um damit die transversale Magnetisierung wiederholt zu fokussieren.
- Vor jedem Echo wird ein phasenkodierender Gradient mit unterschiedlicher Amplitude aktiviert.
- Nach jedem Echo werden gleich- und gegengerichtete Gradienten genutzt, um die Dephasierung durch den phasenkodierenden Gradienten aufzuheben und ein Signal zu erhalten.
- Die Anzahl der  $k$ -Raum-Zeilen, die nach jedem  $90^\circ$ -Puls aufgenommen werden, werden als Echozuglänge (ETL, echo train length) bezeichnet.
- Die Scandauer wird für schnelle Spin-Echo-Sequenzen im Vergleich zu normalen Spin-Echos um den Faktor ETL verkürzt.
- Der  $T_2$ -Zerfall persistiert auch während eines gegebenen Echozugs, so dass jede aufgenommene  $k$ -Raum-Zeile eine andere Signalstärke und einen anderen  $T_2$ -Kontrast hat.
- Die dominante Quelle des Bildkontrastes ist die zentrale  $k$ -Raum-Zeile; deswegen wird die effektive TE ( $TE_{\text{eff}}$ ) durch die Echozeit der zentralen  $k$ -Raum-Zeile bestimmt.

### Konventionelles Spin-Echo



Scanzzeit =  $N_{PE} \times TR$

### Fast/Turbo-Spin-Echo

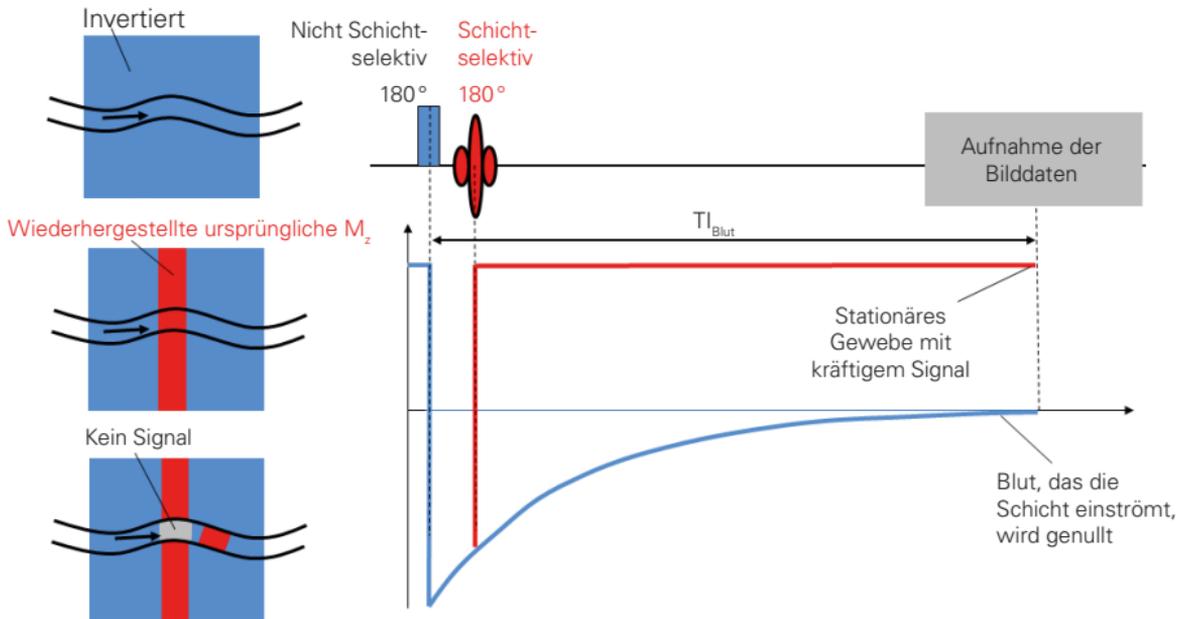


Scanzzeit =  $(N_{PE}/ETL) \times TR$

### Double Inversion Recovery (IR)-SE

- Der „Black-Blood“-Kontrast in Spin-Echo-Bildern funktioniert nicht zuverlässig, da er flussabhängig ist und ein ausreichender Anteil der Spins innerhalb des Intervalls  $TE/2$  die Bildebene verlassen muss.
- Die Double IR berücksichtigt dies, indem nicht nur das Signal von Blut, das in die Schicht hineinfließt, genullt wird, sondern aus dem Zeitintervall, innerhalb dessen das Blut die Schicht verlassen kann, verlängert wird.
- Zwei aufeinanderfolgende Inversionspulse werden genutzt, wobei der erste Puls nicht schichtselektiv ist. Alle Spins innerhalb des Systems werden durch diesen nicht-schichtselektiven Puls invertiert, also sowohl die innerhalb als auch die außerhalb der Bildschicht.
- Der zweite, schichtselektive Puls reinvertiert alle Spins innerhalb der Schicht, so dass die Spins außerhalb der Schicht invertiert, und die innerhalb der Schicht in ihren ursprünglichen Zustand zurückgekehrt sind.
- Die Aufnahme der Bilddaten erfolgt nach einer Inversionszeit (TI), die so gewählt ist, dass die longitudinale Magnetisierung des hineinfließenden invertierten Bluts zum Zeitpunkt der Bildaufnahme Null ist.
- Zum Zeitpunkt der Bildaufnahme ist das meiste Blut innerhalb der Bildschicht durch invertiertes Blut, das von außerhalb der Schicht hineingeflossen ist, ersetzt worden.
- Da die Verzögerung, also die Inversionszeit ( $T_1$ -Prozess), deutlich länger als die Echozeit ( $T_2$ -Prozess) ist, ist der Blutaustausch in der Bildschicht vollständiger, auch bei langsamen Flussraten. Der Effekt der Double-IR-Präparation und des Spin-Washout wird daher kombiniert um die Blutsuppression zu verbessern.

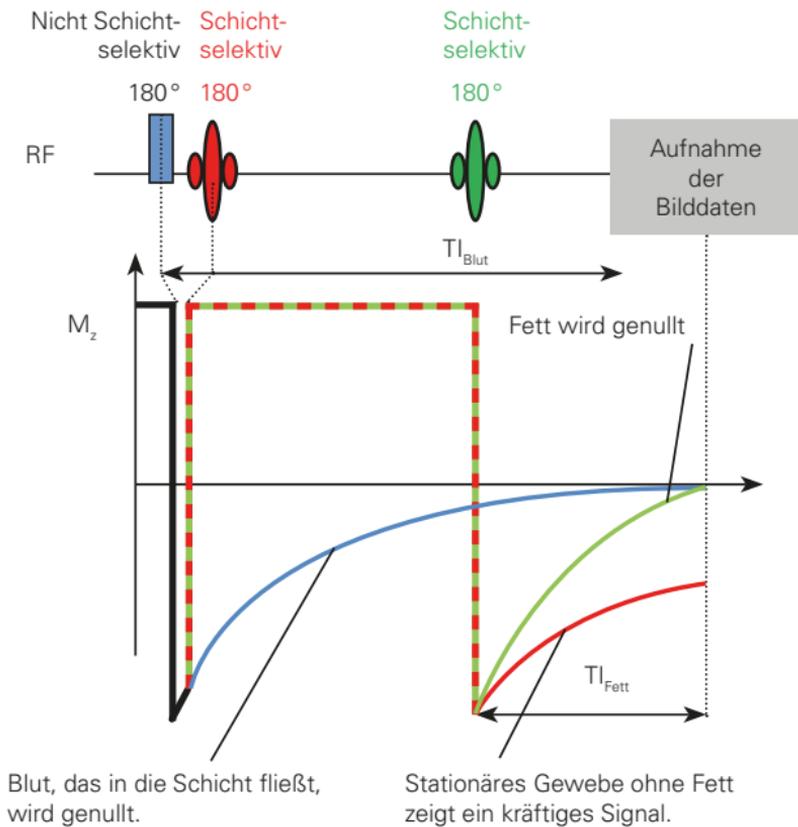
# IR-basiertes Nullen und Spin-Wash-out



## Triple-IR-SE – Blut- und Fettunterdrückung

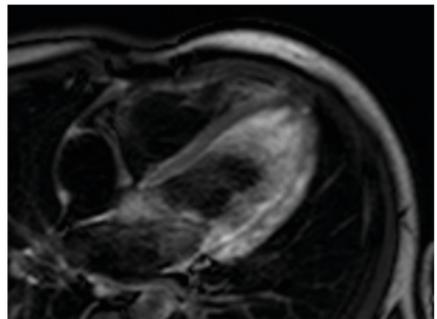
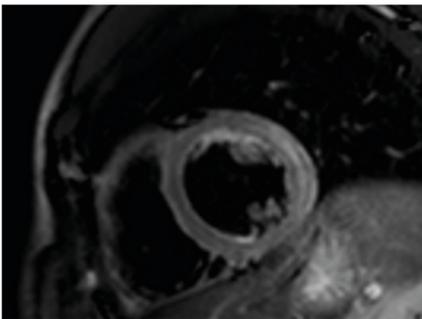
- Bei manchen Fragestellungen ist es notwendig, sowohl das Signal von Blut als auch von Fett zu unterdrücken (z. B. Ödembildgebung). Hierfür kann ein dritter schichtselektiver Puls zwischen der Double-IR-Präparation und der Datenaufnahme genutzt werden.
- Die Inversionszeit ( $TI_{\text{Fett}}$ ) des dritten Inversionspulses ist so gewählt, dass die longitudinale Magnetisierung von Fett zum Aufnahmezeitpunkt Null ist.
- Diese Technik wird oft mit einer langen TE für die  $T_2$ -Gewichtung genutzt, um Ödeme darzustellen (entsprechend der Darstellung von Flüssigkeit, die sowohl lange  $T_1$  als auch lange  $T_2$ -Zeiten hat, und damit hell erscheint).

# 80 Triple Inversion Recovery Spin-Echo



## Hintergrund

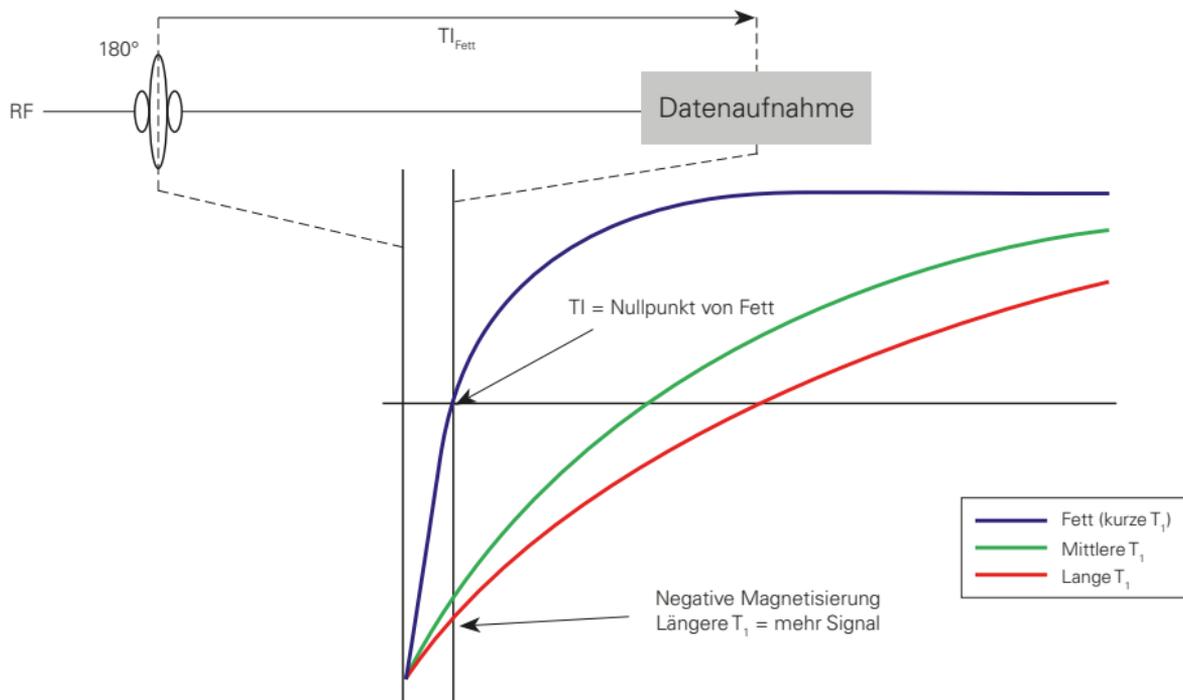
- Das MRT-Signal entsteht durch Wasserstoffkerne. Die dominierenden Signalquellen sind dabei Wasser und Fett. Aufgrund der unterschiedlichen umgebenden chemischen Bedingungen präzedieren die Wasserstoffkerne im Fett geringfügig langsamer als die im Wasser. Diese sog. chemische Verschiebung beträgt ca 3,5 parts per million (ppm), oder anders ausgedrückt 220 Hz bei 1,5T bzw. 440 Hz bei 3T.
- Es kann sinnvoll sein, das Signal des Fettgewebes zu unterdrücken, um damit die Darstellung von nicht-fetthaltigem Gewebe zu verbessern. Alternativ kann es sinnvoll sein, Bilder mit und ohne Fettunterdrückung zu vergleichen, um fetthaltige Läsionen, z.B. Lipome von anderen Gewebetypen zu unterscheiden.
- Es gibt mehrere Methoden, um das Signal von Fett zu unterdrücken. Dazu zählt die schon beschriebene triple-IR prepared SE-Sequenz. Die Methoden zur Fettunterdrückung nutzen entweder das kurze  $T_1$  von Fett oder dessen chemische Verschiebung, manchmal aber auch beides.



## Short Inversion Time Inversion Recovery – STIR

- STIR nutzt einen  $180^\circ$ -Inversionspuls, gefolgt von einer Inversionszeit  $T_I$ , bevor das Signal ausgelesen wird.
- Nach der Inversion kehrt die longitudinale Magnetisierung in den Gleichgewichtszustand zurück und durchschreitet dabei den Nullpunkt.
- Fett hat eine kürzere  $T_1$ -Zeit als andere Gewebe und Flüssigkeiten (falls kein Kontrastmittel genutzt wird), und durchschreitet daher den Nullpunkt als erstes.
- Die Fettunterdrückung kann durch die Aufnahme von Bild-daten zum Nullpunkt von Fett erreicht werden, da dann die Magnetisierung der anderen Gewebe noch invertiert ist.
- Die Signalintensität ist proportional zur longitudinalen Magnetisierung unmittelbar vor der Datenaufnahme. Folglich erzeugt – anders als bei der üblichen  $T_1$ -Gewichtung – das Gewebe mit der längsten  $T_1$  das höchste Signal.
- STIR kann mit einer „black blood“-Präparation kombiniert werden, um sowohl das Signal von Blut als auch von Fett zu unterdrücken (Triple-IR-Bildgebung). Diese Technik kann insbesondere bei der Detektion von Ödemen nützlich sein, wenn sie mit einer langen TR (2–3 RR-Intervalle) und einer langen TE für die  $T_2$ -Gewichtung kombiniert wird.

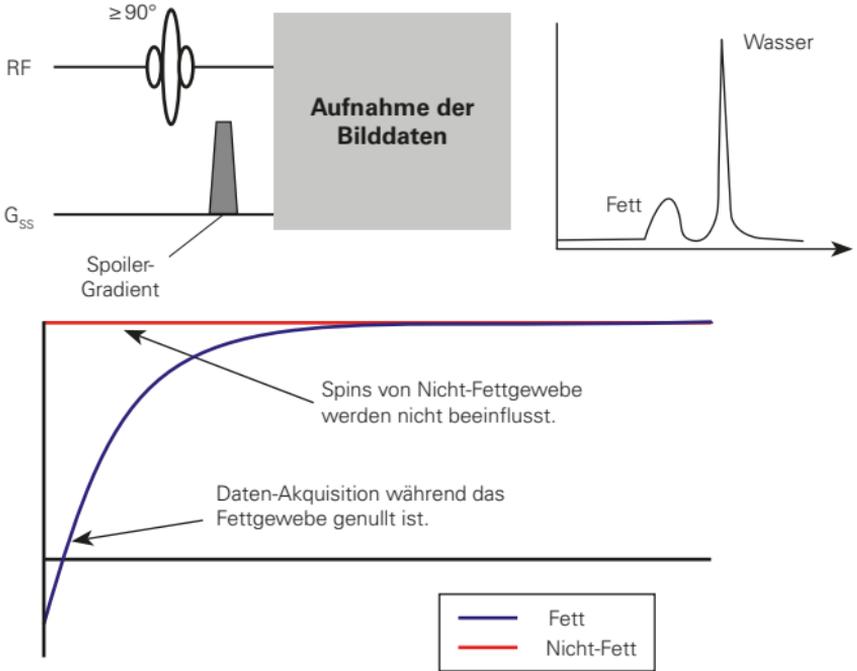
## STIR – Das Fettsignal wird unterdrückt



### Chemical Shift Selective (CHESS)- Magnetisierungspräparation

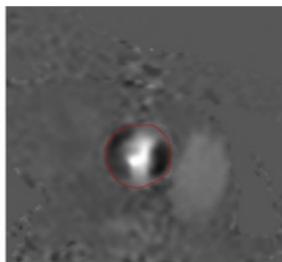
- Aufgrund der  $T_1$ -Relaxation ist neben der Unterdrückung des Fettsignals auch das Signal von Geweben und Flüssigkeiten mit längeren  $T_1$ -Zeiten bei der STIR reduziert, wodurch sich die  $T_1$ -Gewichtung verändert und das SNR kleiner wird.
- Dieser Effekt kann vermieden werden, indem statt der unterschiedlichen  $T_1$ -Zeiten der Unterschied in den Resonanzfrequenzen von Fett und Wasser ausgenutzt wird.
- Durch einen spektral selektiven Präparationspuls wird die longitudinale Magnetisierung von Fett verändert, wohingegen die von Wasser unverändert bleibt. Nach diesem Präparationspuls sind die Fettsignale auf den Bildern unterdrückt, da ihre longitudinale Magnetisierung kleiner ist.
- Die Chemical Shift Selective (CHESS)-Präparation ist in hohem Maße von magnetischen Feldinhomogenitäten abhängig und erfordert ein gutes Shimming. Obwohl ein gutes Shimming bei höheren Feldstärken schwierig sein kann, ist die Technik insgesamt einfacher, da auch der Abstand zwischen den Peaks von Fett und Wasser größer ist.
- Ein Sättigungspuls, dem unmittelbar die Datenaufnahme folgt (sog. „fat sat“), ist für die Fettunterdrückung geeignet. Allerdings kann sich die Magnetisierung des Fettgewebes teilweise schnell erholen (kurze  $T_1$  von Fett), noch bevor die zentralen  $k$ -Raum-Daten aufgenommen werden. Darum können alternativ eine Inversionspräparation und eine ausreichende Zeitverzögerung genutzt werden. Oft wird ein mittelgroßer Flipwinkel von etwa  $120^\circ$  verwendet, so dass die Magnetisierung nur teilweise invertiert wird (Spectral Presaturation with Inversion Recovery, SPIR), was eine kürzere Zeitverzögerung ermöglicht.

CHES-Fettunterdrückung



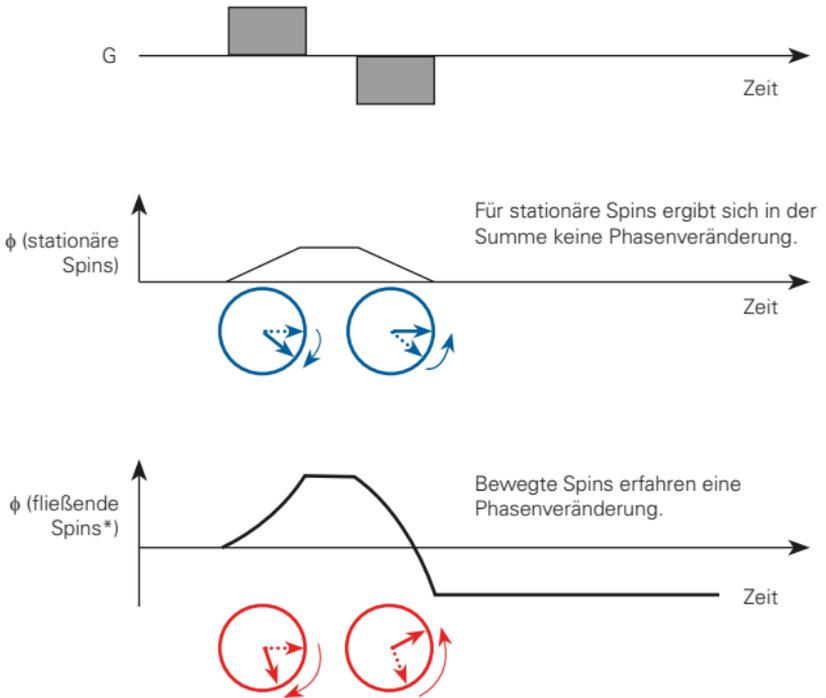
## Hintergrund

- Geschwindigkeiten können in der Phase der transversalen Magnetisierung kodiert werden und auf der zur Bildrekonstruktion aufgenommenen Phasenkarte ablesen werden. Diese Karte wird normalerweise verworfen, und nur die Signalstärke für die Bilderzeugung genutzt.
- Bei Gradienten-Echos werden bipolare Gradientenpulse genutzt, so dass die Gesamtphasendifferenz von stationären Geweben während des Echos Null ist. Bei bewegten Spins heben die Gradienten die jeweiligen Phasen nicht vollständig auf, so dass eine Phasendifferenz entsteht.
- Bei einem bipolaren rechteckigen Gradientenpaar und einem konstanten Fluss ist diese Phasendifferenz proportional zur Geschwindigkeit. Die Flussempfindlichkeit kann durch Steigerung der Feldstärke, sowie Dauer oder Trennung der bipolaren Gradienten erhöht werden.
- Das Phasenbild (oben) zeigt den Blutfluss durch die Aortenklappe. Helle Voxel zeigen eine Flussrichtung aus dem Ventrikel heraus, dunkle Voxel eine Flussrichtung in den Ventrikel hinein an. Stationäres Gewebe erscheint grau. Das untere Bild zeigt die korrespondierende anatomische Ansicht (Magnitudenbild).



## Velocity Encoding

Die Geschwindigkeit wird in der Phase  $\phi$  mittels eines bipolaren Gradientenpaares kodiert. Der Gesamteffekt dieses Gradientenpaares auf die Phase von stationären Spins ist Null, wohingegen er sich bei bewegten Spins nicht ausgleicht.

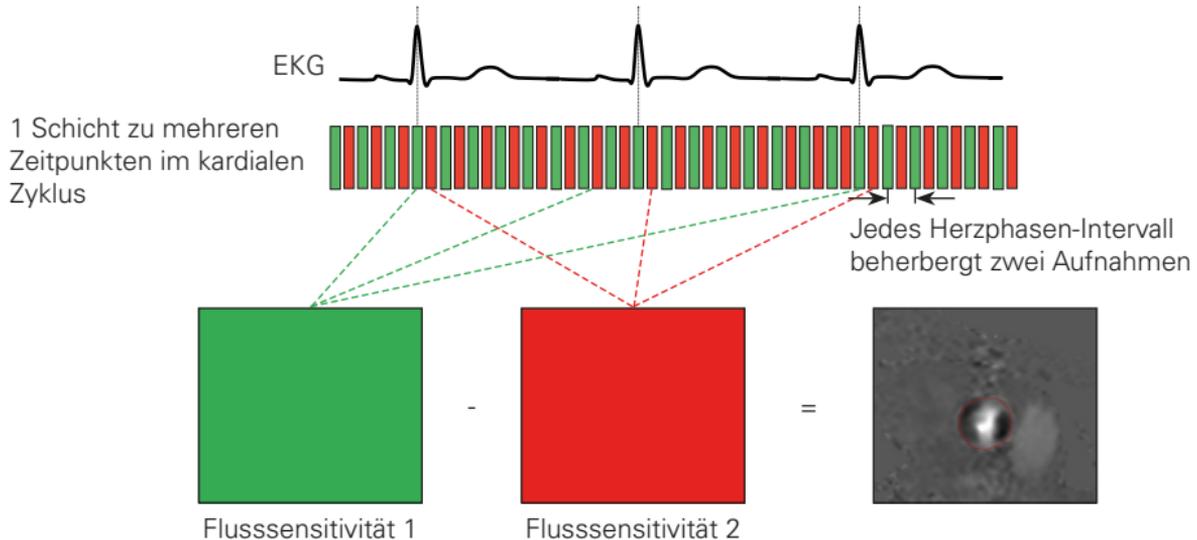


\*Fluss in Richtung der phase contrast velocity Kodierung

### Aufnahme

- Geschwindigkeitskodierte Bilder werden üblicherweise im Rahmen einer Cine-Bildgebung aufgenommen, so dass Geschwindigkeitsveränderungen innerhalb des kardialen Zyklus gesehen werden können.
- Phasenverschiebungen können allerdings auch durch Bewegung in eine andere Richtung als der Geschwindigkeitskodierrichtung sowie durch Magnetfeldinhomogenitäten erzeugt werden.
- Um Phasenverschiebungen allein aufgrund von Bewegung in der gewünschten Richtung zu untersuchen, werden zwei aufeinander folgende Akquisitionen mit unterschiedlichen Flussempfindlichkeiten durchgeführt, eine für jede Phase des kardialen Zyklus.
- Magnetische Feldinhomogenitäten und Bewegung in nicht geschwindigkeitskodierender Richtung sollten für beide Aufnahmen konstant sein. Folglich sollte die Subtraktion beider Phasenkarten voneinander in einem Bild resultieren, in dem Phasenverschiebungen nur durch Bewegung in der Geschwindigkeitskodierrichtung entstanden sind.
- Das maximal messbare Geschwindigkeitsspektrum (auch als VENC bezeichnet) wird durch die Differenz in den Flussempfindlichkeiten der beiden Akquisitionen bestimmt.

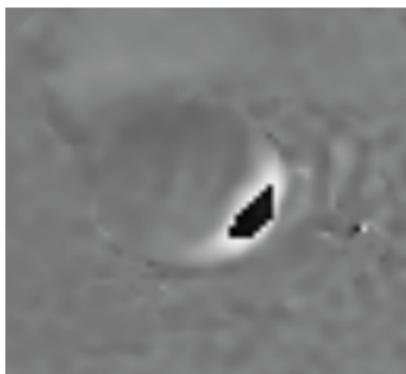
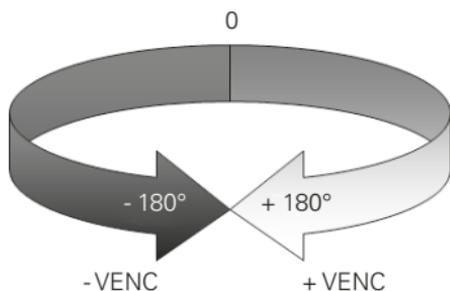
## Datenakquisition



Jedes Bild wird mit zwei unterschiedlichen Flusssensitivitäten aufgenommen, die von einander abgezogen werden, um ein Phasen-Offset aufgrund anderer Ursachen zu vermeiden, bevor die endgültige Phasenkarte erstellt wird.

## VENC und Aliasing

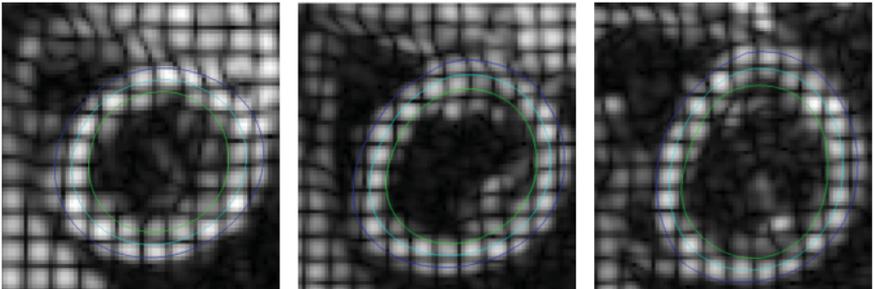
Wenn der VENC korrekt eingestellt ist, fällt die Geschwindigkeitskodierte Phase in den Bereich von  $-180^\circ$  bis  $+180^\circ$ . Ist der VENC allerdings zu niedrig eingestellt, sind Phasenverschiebungen außerhalb dieses Bereichs möglich. Eine Phasenverschiebung von  $+190^\circ$  kann nicht von einer Phasenverschiebung von  $-170^\circ$  unterschieden werden. Geschwindigkeiten oberhalb des VENC werden daher „aliased“, d.h. positive Phasenverschiebungen, die größer als der VENC sind, werden wie ein negativer Fluss dargestellt.



Phasen-Bild, das mit einem VENC von 250 cm/s aufgenommen wurde. Höhere Flussgeschwindigkeiten werden als „Aliasing“-Artefakt dargestellt.

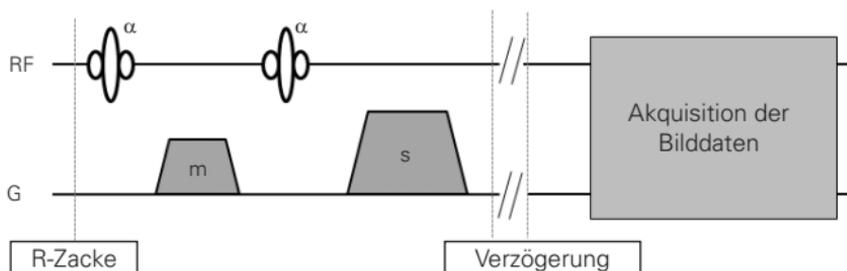
## Hintergrund

- Eine Tagging-Sequenz (z. B. Spatial Modulation of Magnetisation, SPAMM) erzeugt ein geometrisches Magnetisierungsmuster im Gewebe, das für einen kurzen Zeitraum im aufgenommenen Bild sichtbar ist.
- Die Bewegung des Magnetisierungsmusters visualisiert so die myokardiale Bewegung und erlaubt deren Quantifizierung.
- Die Bewegung des Taggingmusters ermöglicht es, quantitative Parameter, wie z. B. den myokardialen Strain, zu berechnen.
- Tagging ermöglicht die Beurteilung der radialen Bewegung, die bei der konventionellen Cine-Bildgebung so nicht sichtbar ist.



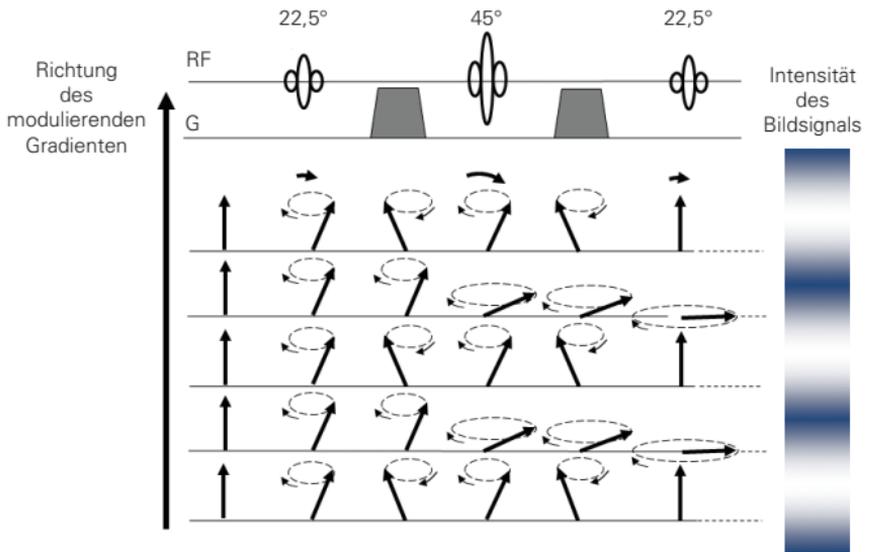
## SPAMM – Pulssequenz-Diagramm

- Das SPAMM-Präparationsschema besteht aus einem Verbund mehrerer RF-Pulse und modulierender Gradienten.



- Bei der einfachsten, oben abgebildeten SPAMM-Implementierung kippt der erste RF-Puls die Magnetisierung aus der longitudinalen Achse heraus. Der modulierende Gradient (m) erzeugt anschließend eine periodische Phasenveränderungen über die Bildebene. Der zweite RF-Puls kippt die Magnetisierung weiter bis zu dem Punkt, an dem die Phase Null ist, und hebt den Effekt des ersten RF-Pulses für Spins mit gegensätzlicher Phase auf. Üblicherweise wird ein Gesamt-Flipwinkel von  $90^\circ$  genutzt, weswegen die Magnetisierung in manchen Bildregionen saturiert ist. Dies kann auch durch eine größere Anzahl von RF-Pulsen und modulierenden Gradienten erreicht werden.
- Ein (oder mehrere) Spoiler-Gradient(en) zerstört die transversale Magnetisierung bevor die Standard-Cine-Bildaufnahme während des kardialen Zyklus erfolgt.

## Modulation der Magnetisierung – 1-2-1 SPAMM

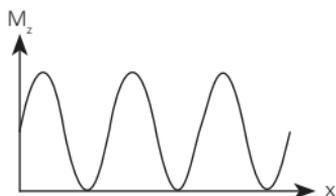


1-2-1 Flipwinkel-Schema –  
 Es können auch mehrere  
 Pulse mit Flipwinkeln  
 entsprechend eines  
 binominalen Musters  
 (z.B. 1-3-3-1) genutzt  
 werden, um klarere  
 „tag lines“ zu erzeugen.

## Tagging-Kontrast

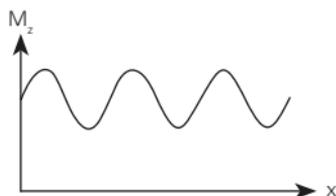
- Der Tagging-Kontrast nimmt mit der Zeit ab, da es zur Erholung der longitudinalen Magnetisierung ( $T_1$ ) in den markierten Regionen kommt. Das führt zu einer Abnahme der „tag lines“ und zu einer zunehmenden Sichtbarkeit der zugrundeliegenden Anatomie während des kardialen Zyklus.
- Tags bestehen länger, je länger die  $T_1$ -Zeit des Gewebes ist. Daher überdauern die „tags“ bei höheren Feldstärken ebenfalls länger, da auch hier die  $T_1$  länger ist.
- Das Verblasen der „tags“ erfolgt wesentlich schneller, wenn eine Tagging-Sequenz nach Gabe von Kontrastmitteln genutzt wird, da dann die  $T_1$  deutlich kürzer wird.

Unmittelbar post-SPAMM



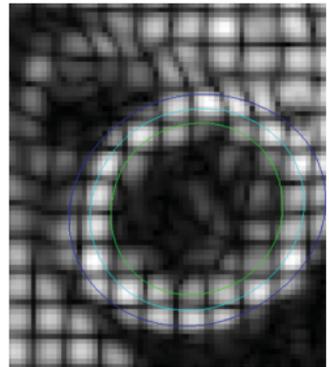
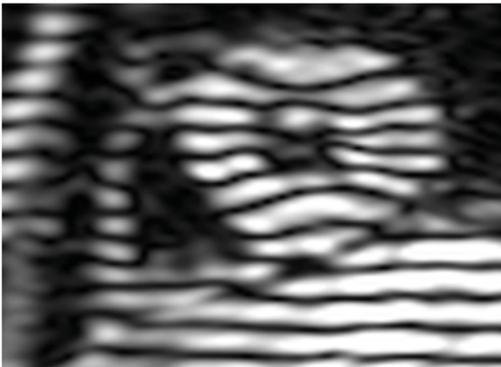
Tag-Kontrast  
 →  
 verblasst

Verzögert post-SPAMM



## Tagging-Muster

- Das Basis-SPAMM-Schema erzeugt ein Muster von parallelen „tag lines“, deren Abstand durch die Stärke des modulierenden Gradienten bestimmt wird (ein stärkerer Gradient erzeugt schmalere Abstände der „tag lines“).
- Eine zweite Präparationsphase mit einem modulierenden Gradienten senkrecht zum ersten kann genutzt werden, um ein Gitter-Muster zu erzeugen.
- Alternative Tagging-Muster (z. B. radial) können auch genutzt werden.
- In den unten stehenden Bildern sind die „tag lines“ im Myokard durch die Bewegung zwischen Tagging und Bildaufnahme verformt, zeigen aber noch ihr ursprüngliches Muster im angrenzenden nicht bewegten Gewebe.



### Complementary Image Subtraction „CSPAMM“

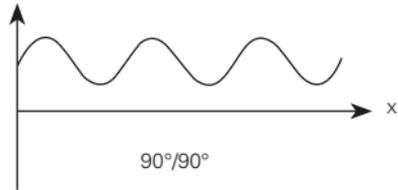
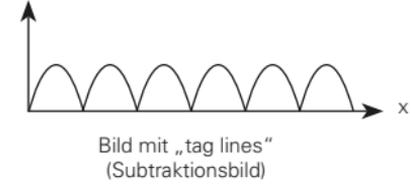
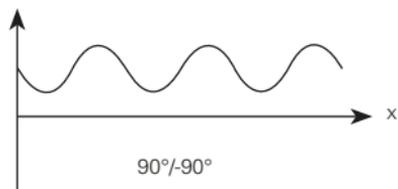
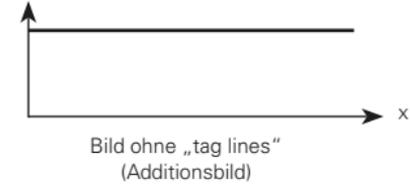
- Beim „Complementary Spatial Modulation of Magnetisation“ (CSPAMM) werden zwei Bilder mit entgegengesetzten Tag-Mustern aufgenommen.
- Während das erste Bild ein  $90^\circ/90^\circ$ -RF-Pulspaar verwendet, wird beim zweiten Bild ein  $90^\circ/-90^\circ$ -Paar angewandt. Durch Subtraktion beider Bilder entsteht ein Tag-Bild mit:
  - Konstantem „Nullen“ des „getaggen“ Myokards während des kardialen Zyklus.
  - Verbessertem SNR und Tag-Kontrast im Vergleich zur SPAMM.
- Allerdings ist zu berücksichtigen:
  - Der Tag-Kontrast verblasst mit der Zeit.
  - Die Aufnahme jeder kardialen Phase dauert doppelt so lange.
- Ein Bild ohne „tag lines“ kann durch Addieren der komplementären Bilder berechnet werden.

### Ansteigende Flipwinkel

- Das Auslenken der Magnetisierung in die transversale Ebene während der Bildaufnahme beschleunigt das Verblässen des Tag-Kontrastes.
- Wird während des kardialen Zyklus der Readout-Flipwinkel zunehmend vergrößert, kann die Persistenz der „tag lines“ verbessert werden. Die optimale Zusammenstellung der genutzten Flipwinkel hängt von der benutzten Bildsequenz ab.

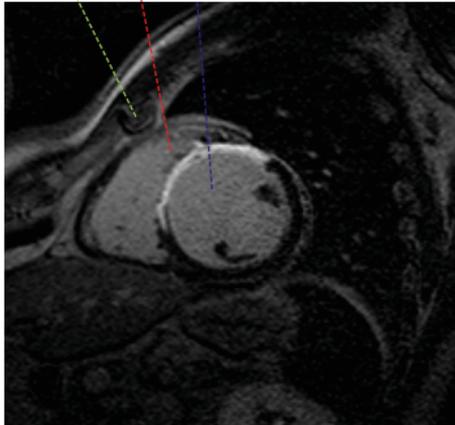
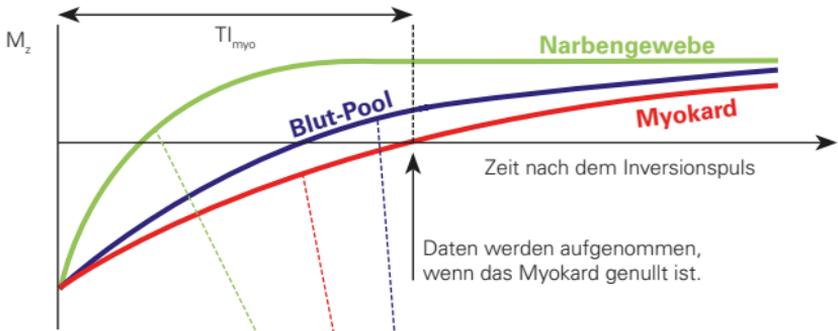
## Konstantes „Nullen“

- Ein vollständiges „Nullen“ des Signals in den markierten Regionen ist auch nach einer Verzögerung bei CSPAMM möglich, indem Bilder mit phasenverschobenen Tagging-Mustern von einander abgezogen werden.
- Zusätzlich kann ein unmarkiertes Bild erzeugt werden, in dem die beiden „getaggtten“ Bilder addiert werden.

Magnetisierung (lange Verzögerung)	Signal-Intensität (Rekonstruktion der Magnitude)
<p><math>M_z</math></p>  <p>90°/90°</p>	<p>Signal</p>  <p>Bild mit „tag lines“ (Subtraktionsbild)</p>
<p><math>M_z</math></p>  <p>90°/-90°</p>	<p>Signal</p>  <p>Bild ohne „tag lines“ (Additionsbild)</p>

### Late Gadolinium Enhancement

- Im infarzierten Gewebe nimmt das Verteilungsvolumen für Kontrastmittel zu, da die Integrität der Zellmembranen verletzt und damit auch, anders als im Gesunden, der intrazelluläre Raum für das Kontrastmittel zugänglich ist. Bei der Vitalitätsbildung mittels Late Gadolinium Enhancement (LGE) wird dies ausgenutzt.
- Wird eine ausreichende Wartezeit nach der Kontrastmittel-Gabe gewahrt (ca. 15 min), kann in den  $T_1$ -gewichteten LGE-Bildern das Narbengewebe hell abgebildet werden.
- Vitalitätsbildung wird mit Hilfe eines nicht selektiven  $180^\circ$ -Inversions-Präparationspuls durchgeführt. Die Bilddaten werden aufgenommen, wenn das Signal des normalen Myokards Null ist, um so den Kontrast zwischen dem hellen hyperkontrastierten Narbengewebe und dem normalen Myokard zu optimieren. Da die  $T_1$  des normalen Myokards individuell variiert (wegen Abweichungen in Kontrastmitteldosierung, Protokoll und physiologischen Parametern), wird ein TI-Scout, eine sog. Look-Locker-Sequenz mit multiplen TI verwendet, um visuell den besten TI-Wert für die LGE-Sequenz zu bestimmen.

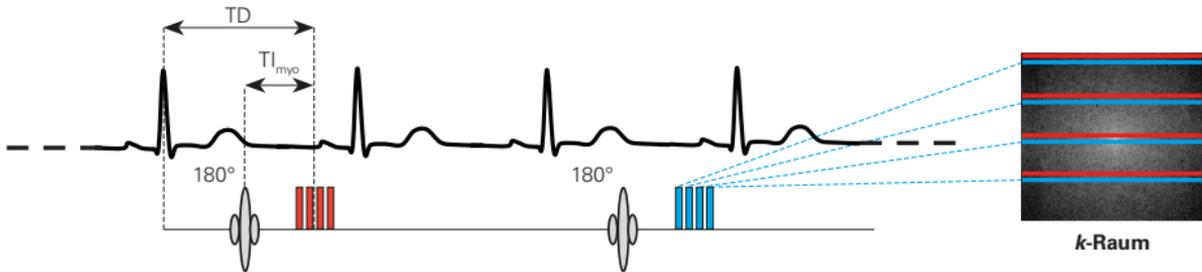


Das Signal von vitalem Gewebe wird im endgültigen Bild „genullt“ – es erscheint schwarz.

## LGE-Akquisition

- Die aufgenommenen Bilder müssen  $T_1$ -gewichtet sein, eine hohe räumliche Auflösung haben und das gesamte Herz abdecken, was mehrere aneinander angrenzende Schichten erfordert. Eine segmentierte Readout-Sequenz nimmt hierfür die Daten über mehrere Herzschläge auf.
- Üblicherweise werden  $180^\circ$ -Pulse durch zwei RR-Intervalle getrennt, um eine ausreichende Erholung von  $M_z$  sicher zu stellen.
- Pro Atemanhalten wird eine einzelne Schicht aufgenommen, so dass mehrfach Atemanhaltenmanöver benötigt werden, um das gesamte Herz abzudecken. Die Dauer des Atemanhaltenmanövers begrenzt die räumliche Auflösung.
- $T_{1_{\text{myo}}}$  muss während der Untersuchung angepasst werden, um die  $T_1$ -Veränderungen durch das allmähliche Auswaschen des Kontrastmittels aus dem Myokard zu berücksichtigen.

## LGE-Akquisition

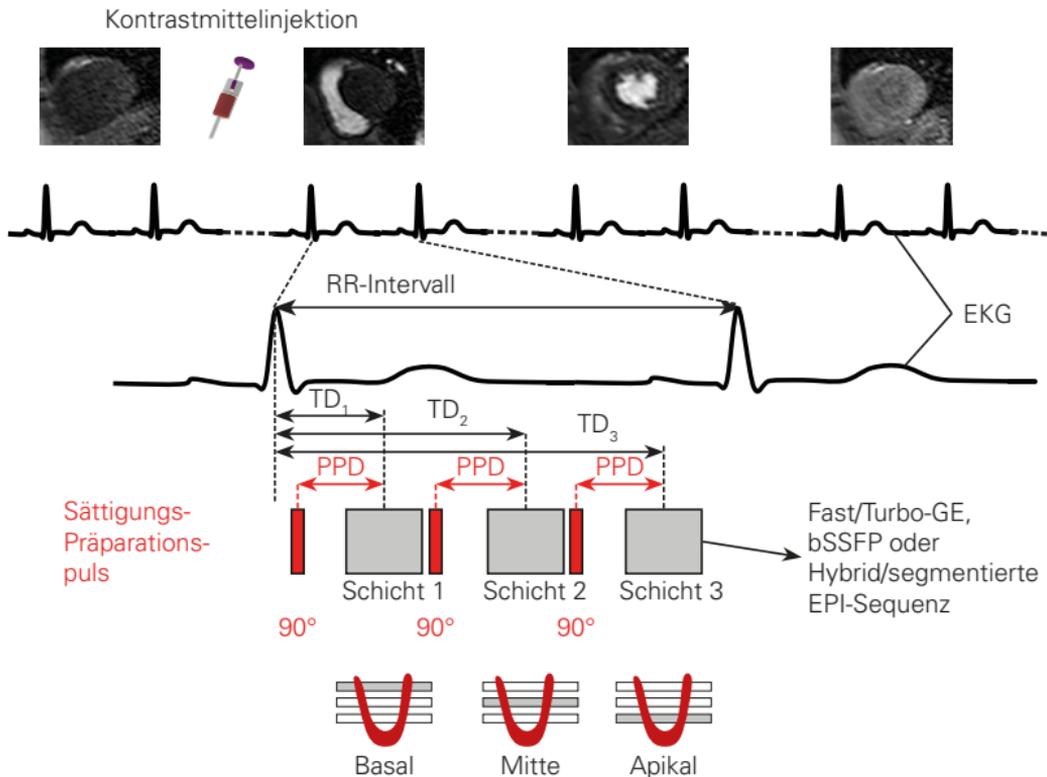


Die segmentierte Aufnahme konstruiert den  $k$ -Raum über mehrere Herzschläge.

## Grundlage der myokardialen Perfusionsbildgebung

- Die myokardiale Perfusionsbildgebung ist so konstruiert, dass sie die Kontrastmittelpassage in einer festen Schicht des Herzens zu einer festen Phase im Herzzyklus darstellt. Bilder von aufeinanderfolgenden Herzschlägen werden als Film dargestellt, und zeigen die zunehmende Signalintensität während des First Pass des Kontrastmittels durch das Myokard. Hypointense Areale auf dem so erzeugten Film zeigen eine myokardiale Ischämie an.
- Um eine myokardiale Ischämie darzustellen, muss die Bildaufnahme unter Stressbedingungen (üblicherweise pharmakologisch induziert) erfolgen. Eine Ruheaufnahme kann für Vergleichszwecke aufgenommen werden.
- Um die Kontrastmittelpassage durch das Herz darzustellen, müssen die Bilder in jedem RR-Intervall aufgenommen werden. Außerdem müssen mindestens drei Schichten abgebildet werden, um so das Herz ausreichend abzudecken. Ermöglicht wird das durch sehr schnelle Readout-Sequenzen (Fast/Turbo-Gradient-Echo, bSSFP oder Hybrid-EPI), die zusätzlich zu anderen Beschleunigungsverfahren wie parallele Bildgebung oder Partial Fourier angewendet werden.
- Die Bilder müssen  $T_1$ -gewichtet sein, um den  $T_1$ -verkürzten Effekt des Kontrastmittels darzustellen. Hierfür wird eine Sequenz mit Sättigungspräparation verwendet.

# Grundlage der myokardialen Perfusionsbildgebung



## Myokardiale Perfusionsbildgebung – Bildgebung bei hohen Herzfrequenzen

Da die Aufnahme unter (pharmakologischen) Stressbedingungen erfolgt, kann das RR-Intervall zu kurz für die Pulssequenz sein. Die Scanzeit muss dann durch folgende Maßnahmen verkürzt werden:

- Verkürzen von PPD – dies ist nur möglich, wenn es ungenutzte Zeit zwischen den Saturationspulsen und dem Readout-Zug gibt, wobei allerdings die  $T_1$ -Gewichtung in den Bildern reduziert wird.
- Reduzieren der Bildauflösung – dies erhöht das Risiko, subendokardiale Defekte zu übersehen.
- Reduzieren der Schichtanzahl – möglicherweise werden Regionen mit Ischämie nicht gesehen.
- Ausdehnen der Bildaufnahme über zwei RR-Intervalle – dies führt zu einer reduzierten zeitlichen Auflösung.

## Analyse

- Myokardiale Perfusionsbilder können visuell analysiert werden, um Regionen mit Minderperfusion zu identifizieren.
- Semiquantitative Parameter können aus der Dynamik der Signalintensität im Myokard bestimmt werden.
- Quantitative Parameter des myokardialen Blutfluss können über die Dynamik der Signale im Myokard und linksventrikulärem Blut bestimmt werden. Aufgrund der höheren Kontrastmittel-Konzentration im Blutpool kann es notwendig sein, das Aufnahmeprotokoll bzw. die Gabe des Kontrastmittels zu modifizieren, z.B. mittels „Dual bolus“ oder „Dual Sequenz“-Methoden.

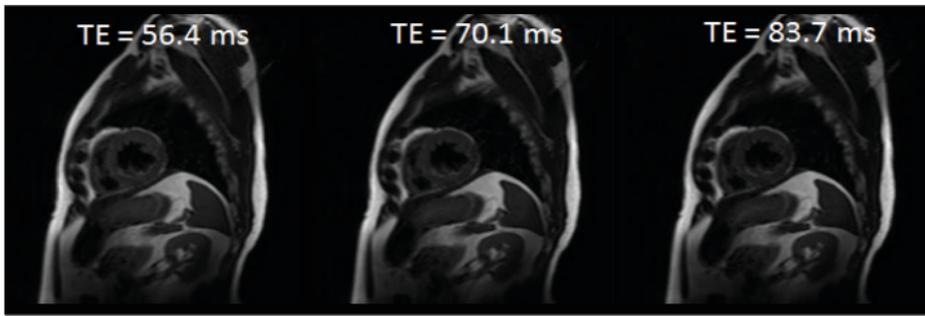
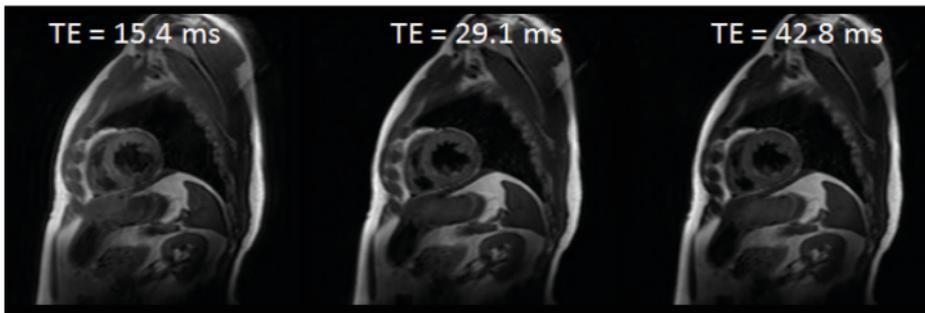
## Hintergrund

- Über Veränderungen der Scanparameter kann der Anteil der  $T_1$  und  $T_2$  (Spin-Echo) bzw.  $T_2^*$  (Gradienten-Echo) Gewichtung kontrolliert werden. Allerdings hängt die Signalintensität (in frei wählbaren Einheiten) zusätzlich von allen anderen Relaxationskonstanten bzw. der Dichte der signalgebenden Spins (Protonendichte) im Gewebe ab.
- Unter Umständen ist es sinnvoll, quantitative Bilder oder Karten zu erzeugen, in denen die Voxelintensität direkt die Relaxationszeitkonstanten abbilden.

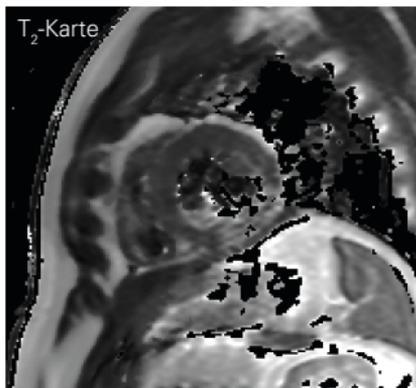
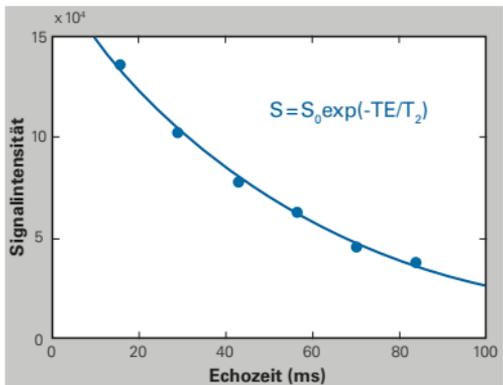
## Allgemeine Methodik

- Im Allgemeinen nehmen Verfahren, welche Relaxationszeiten quantitativ erfassen, mehrere Bilder auf, die mit einem entsprechenden „Postprocessing“ weiter bearbeitet werden. Folgende Schritte werden durchgeführt:
  - Aufnahme von Bildern mit unterschiedlicher Kontrastgewichtung zu unterschiedlichen Zeitpunkten während der Relaxation.
  - Falls notwendig, Durchführen von Bewegungskorrekturen oder Bildregistrierungen zur Bewegungskorrektur.
  - Fitten der Signalintensitäten entsprechend eines Modells, das die Pulssequenz beschreibt.
  - Extrahieren der Relaxationszeiten aus dem Fit um eine Parameterkarte zu berechnen.

- SE werden mit variierender TE aufgenommen (damit variiert auch die  $T_2$ -Gewichtung).

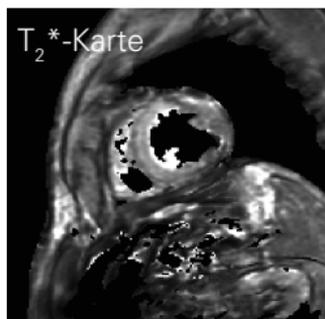


- Ein exponentielles Zerfallsmodell wird entsprechend der aufgenommenen Signalintensitäten für jedes Voxel gefittet.



## Anwendungen

- $T_2$ -Mapping kann myokardiales Ödem oder Einblutungen darstellen, wird zur Zeit allerdings noch eher wissenschaftlich genutzt.
- $T_2^*$ -Karten werden ähnlich wie  $T_2$ -Karten erzeugt, nutzen aber GE (statt SE) Bilder mit unterschiedlicher TE.  $T_2^*$ -Karten können z. B. Prozesse wie myokardiale Eisenablagerung darstellen.



## T2 und T2\*-Mapping-Überlegungen

### TE-Auswahl

- Eine ausreichende Anzahl von unterschiedlichen TE-Werten ist notwendig, um akkurat und präzise den transversalen Magnetisierungs-Zerfall darzustellen.
- Werden Bilder mit langen Echozeiten und folglich geringem Signal genutzt, kann es zu Fehlern bei der Schätzung der  $T_2$  oder  $T_2^*$ -Werten kommen.

### Suszeptibilitätsartefakte

- Suszeptibilitätsunterschiede in der Nähe von Venen können  $T_2$  oder  $T_2^*$ -Werte verfälschen. Das tritt häufig im inferolateralen Myokard in der Nähe der posterioren Vene auf.

## Ursprüngliche Theorie der Look-Locker-Methode

- Die Look-Locker-Methode war ursprünglich für Messungen von T<sub>1</sub> in der MR-Spektroskopie entwickelt worden.
- Die Daten werden kontinuierlich nach einem Inversionspuls aufgenommen, um so die longitudinale Relaxation abzubilden. Die erhobenen Daten werden dann zu einer exponentiellen Zerfallskurve gefittet.

## Signal-Modell

- Für eine ungestörte Relaxation nach dem Inversionspuls wird folgendes Signal-Zeit-Modell verwendet:
  - $S = S_0 (1 - 2 \exp(-TI/T_1))$
  - Zwei unbekannte Parameter (S<sub>0</sub>, das Signal nach vollständiger Erholung und T<sub>1</sub>) werden im Fit geschätzt.
  - Um eine unvollständige Inversion zu berücksichtigen, kann ein dritter unbekannter Parameter, λ, eingeführt werden:  
 $S = S_0 (1 - \lambda \exp(-TI/T_1))$   
λ = 2 für die perfekte Inversion
- Für den Look-Locker wird das folgende 3-Parameter-Modell genutzt:
  - $S = A - B \exp(-TI/T_1^*)$
  - T<sub>1</sub><sup>\*</sup> ist die beobachtete Erholungszeit und ist kürzer als das wahre T<sub>1</sub> (bedingt durch die Readout-Pulse).
  - T<sub>1</sub> wird entsprechend der Gleichung  $T_1 = (B/A - 1) T_1^*$  abgeschätzt.

## Modified Look-Locker für die kardiale MR

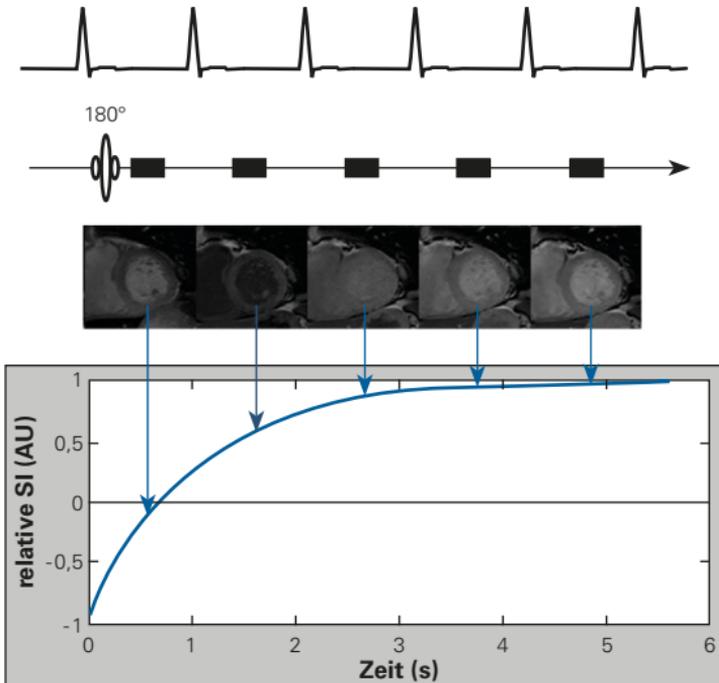
- Nach dem Inversionspuls werden Bilder der gleichen kardialen Phase über mehrere aufeinanderfolgende RR-Intervalle aufgenommen. Das ermöglicht die Aufnahme von Bildern mit unterschiedlichen Inversionszeiten (TI) in der gleichen Zyklusphase des Herzens.
- Für die Bilder, die während desselben RR-Zyklus wie der Inversionspuls aufgenommen werden, wird dieser Vorgang mehrfach mit unterschiedlichen TI-Werten wiederholt.

## Wiederherstellung der Polarität

- Die Signale von kurzen TI-Werten entstehen aus einer negativen longitudinalen Magnetisierung. Die aufgenommenen Bilder sind jedoch üblicherweise aus den Betragsbildern (Magnitude) berechnet, daher „sortiert“ ein Algorithmus in der Mapping-Software, welchen Daten negative Werte zuzuordnen sind.

## Single Inversion Modified Look-Locker

- Nach jedem Inversionspuls wird ein Bild pro RR-Intervall aufgenommen, um die Relaxation der longitudinalen Magnetisierung abzufragen.
- Der Abstand zwischen aufeinander folgenden TI-Werten entspricht daher dem RR.
- Die damit erzeugten Daten reichen aus, um lange (z. B. native)  $T_1$ -Zeiten abzuschätzen. Bei kurzen (z. B. Kontrastmittel-verstärkten)  $T_1$ -Zeiten ist jedoch  $M_z$  bereits mit dem zweiten RR-Intervall im Gleichgewichtszustand. Die  $T_1$ -Schätzung besitzt also eine nur geringe Genauigkeit, da der initiale Verlauf der Erholung nicht ausreichend dokumentiert wird.



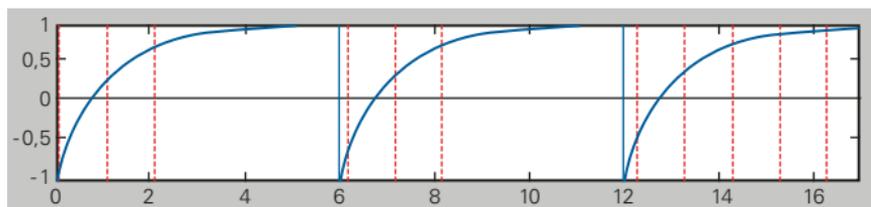
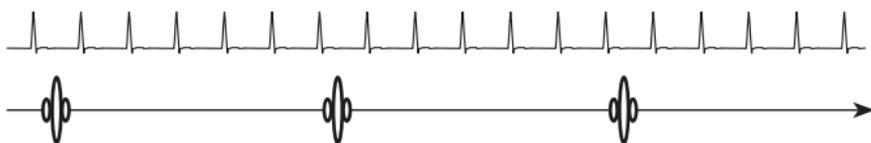
## Multiple Inversionen

Werden mehrere aufeinander folgende „Modified Look-Locker“-Akquisitionen (mit unterschiedlichen TI-Werten nach jedem Inversionspuls) durchgeführt, kann eine größere Dichte von Datenpunkten während der frühen Phase der longitudinalen Relaxation aufgenommen werden. Es muss jedoch Zeit zwischen den Inversionen eingeplant werden, so dass die Längsmagnetisierung vor der nächsten Inversion nahezu den Gleichgewichtswert erreicht hat.

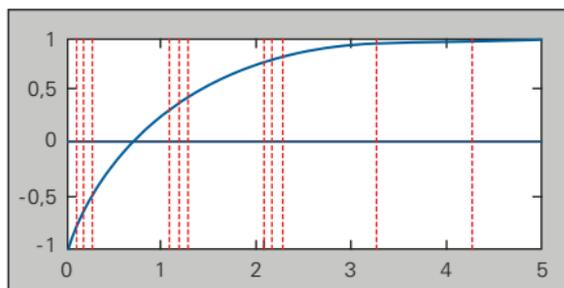
## Originales MOLLI-Schema

- Das ursprünglich entwickelte „Modified Look-Locker-Inversion-Recovery“ (MOLLI)-Schema sah die Aufnahme von 11 Bildern während 17 RR-Intervallen mit 3 Inversionspulsen vor:
  - Inversion 1–3 Bilder gefolgt von 3 RR-Intervallen zur Erholung der Magnetisierung
  - Inversion 2–3 Bilder gefolgt von 3 RR-Intervallen zur Erholung der Magnetisierung
  - Inversion 3–5 Bilder
- Dieses Schema wird so notiert:
  - 3(3)3(3)5  
Die Zahl in Klammern gibt die Wartezeit in RR-Intervallen an. Während der Wartezeit werden keine Daten aufgenommen.

## 3(3)3(3)5 Schema



Zusammengeführte Daten



**Limitationen des originalen Schemas**

Die originale MOLLI hat folgende Nachteile:

- Länge des Atemanhalters – unter Umständen können Patienten den Atem nicht für 17 Herzschläge anhalten, so dass es zu Atembewegungen kommen kann.
- Unterschätzen von langen  $T_1$ -Zeiten – die ursprüngliche Form unterschätzt lange  $T_1$ -Zeiten.
- Abhängigkeit von der Herzfrequenz – die Genauigkeit der Methode variiert mit der Herzfrequenz, dabei ist bei höheren Herzfrequenzen die Unterschätzung des  $T_1$ -Wertes größer.

**Verkürzte Schemata**

Es gibt alternative Schemata mit kürzeren Atemanhaltern. Die optimale Wahl hängt von den zu erwartenden  $T_1$ -Werten ab. Für lange (z.B. native)  $T_1$ -Werte muss eine ausreichende Zeit zwischen den Inversionspulsen eingehalten werden, um eine möglichst vollständige Längsrelaxation zu erhalten. Für kurze (z.B. kontrastmittelverstärkte)  $T_1$ -Zeiten wird zwar die vollständige longitudinale Magnetisierung schneller erreicht, dafür müssen aber mehr Daten bei kurzen TI-Werten (innerhalb des RR-Intervalls nach Inversion) aufgenommen werden. Es gibt folgende verkürzte Akquisitionsschemata

- 5(3)3 für native  $T_1$ -Zeiten :  
8 Herzschläge zwischen den Inversionspulsen, 2 Aufnahmen mit kurzem TI
- 4(1)3(1)2 für kontrastmittelverstärkte  $T_1$ -Zeiten:  
4 oder 5 Herzschläge zwischen den Inversionspulsen,  
3 Aufnahmen mit kurzem TI

Alternativ kann die Wartezeit zwischen den Inversionen statt mehreren Herzschlägen auch Sekunden betragen, was eine bessere Datenqualität bieten kann.

### ShMOLLI

- Ein Aufnahme-Schema mit 9 Herzschlägen (5(1)1(1)1), bekannt als „Shortened“ MOLLI oder ShMOLLI, kann sowohl für kurze als auch lange  $T_1$ -Werte verwendet werden. Für die Auswertung wird ein konditioneller Fit-Algorithmus genutzt, der nur bei kurzen  $T_1$ -Zeiten alle Datenpunkte verwendet (siehe unten). Würden Daten aus der zweiten und dritten Inversion für die Abschätzung längerer  $T_1$ -Zeiten direkt verwendet, würden aufgrund der unvollständigen longitudinalen Relaxation Fehler bei der Abschätzung der  $T_1$ -Zeiten entstehen.

### Konditioneller Fit-Algorithmus der ShMOLLI

$T_1$	Verwendete Inversion	Begründung
Lang	Nur die erste (5 Bilder)	Die longitudinale Magnetisierung ist zur zweiten Inversion noch nicht wiederhergestellt.
Kurz	Die ersten beiden (6 Bilder)	Die longitudinale Magnetisierung hat sich zur zweiten Inversion erholt, jedoch nicht zwischen zweiter und dritter Inversion.
Sehr kurz	Alle (7 Bilder)	Die longitudinale Magnetisierung hat sich sowohl zur zweiten als auch zur dritten Inversion erholt.

## Hintergrund

- Die  $T_1$ -Verkürzung im Myokard nach Kontrastmittelgabe hängt von dessen Konzentration im extrazellulären Volumen ab.
- Über die Differenz der  $T_1$ -Zeiten vor und nach Kontrastmittelgabe im Blut und Myokard kann der Anteil des extrazellulären Volumens abgeschätzt werden.

## Methode

- $T_1$  bzw.  $R_1 = 1/T_1$  wird vor und nach Kontrastmittelgabe im Blut und Myokard mittels  $T_1$ -Mapping bestimmt.
- Der Verteilungskoeffizient  $\lambda$  wird wie folgt berechnet:  
 $\lambda = (\text{Differenz des myokardialen } R_1) / (\text{Differenz des } R_1 \text{ im Blut})$
- Um das ECV aus  $\lambda$  zu erhalten, muss noch der Hämatokrit (Hct) berücksichtigt werden:

$$ECV = (1 - Hct) \lambda$$



Abbildung (Von links nach rechts): Native  $T_1$ -Karte, Kontrastmittel-verstärkte  $T_1$ -Karte und berechnete ECV-Karte.

Pfeil: Areal mit erhöhtem ECV

## Erreichen eines Gleichgewichts in der Kontrastmittelverteilung

Die quantitative ECV-Messung ist nur dann gültig, wenn ein Gleichgewicht in der Kontrastmittelverteilung zwischen Blut und dem Interstitium erreicht wird. Dieses kann durch die Dauerinfusion von Kontrastmittel, oder etwas praktischer, durch eine ausreichende Wartezeit nach einer Bolusgabe des Kontrastmittels erreicht werden. Im gesunden Myokard sollten 15 Minuten ausreichen; allerdings kann für einzelne Erkrankungen eine längere Wartezeit notwendig sein.

## Bewegung

Bewegung innerhalb eines Atemanhalters kann die  $T_1$ -Karten beeinträchtigen, zudem können abweichende Atem-Positionen zwischen nativen und kontrastverstärkten  $T_1$ -Karten zu einer Verschlechterung der ECV-Karten führen, wenn diese Abweichungen nicht ausgeglichen werden. Anstelle der Berechnung des ECV für jedes einzelne Voxel kann das ECV auch regional bestimmt werden, indem die identischen Regionen auf den nativen und kontrastverstärkten  $T_1$ -Karten definiert werden.

Dieser Pocket Guide ist als schnelle Übersicht gedacht. Für weitere Details empfiehlt sich die Lektüre der folgenden open access Review-Artikel sowie der Artikel, die diesen Reviews zu Grunde liegen:

- **Ridgway JP.** 2010. Cardiovascular magnetic resonance physics for clinicians: part I. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance* **12**:71.
- **Biglands JD, Radjenovic A and Ridgway JP.** 2012. Cardiovascular magnetic resonance physics for clinicians: part II. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance* **14**:66.

**Bei Fragen und Anregungen:**  
**cmr.pocket.guide@gmail.com**

## **Autoren**

**Theresa Reiter \***  
**Wolfgang R. Bauer \***

## **Autoren des originalen Pocket Guides**

**David Broadbent**<sup>1,2</sup>  
**Ananth Kidambi**<sup>1</sup>  
**John Biglands**<sup>1,2</sup>

## **Editoren der originalen Serie**

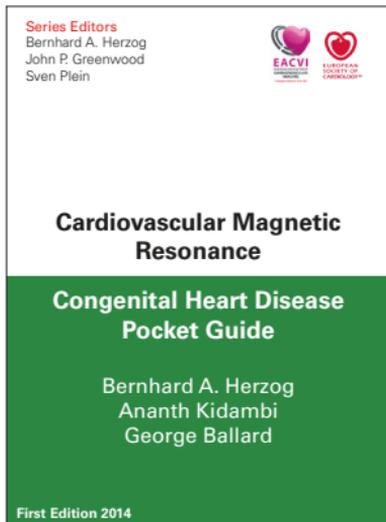
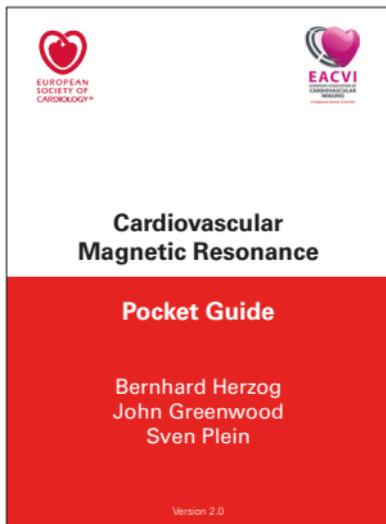
**Bernhard A. Herzog**<sup>1,3</sup>  
**John P. Greenwood**<sup>1</sup>  
**Sven Plein**<sup>1</sup>

\*University Hospital Würzburg  
Department for Internal Medicine I  
Cardiology  
Oberdürrbacher Straße 6a  
97080 Würzburg  
Deutschland

<sup>1</sup> Multidisciplinary Cardiovascular Research Centre &  
Department of Biomedical Imaging Science,  
Leeds Institute of Cardiovascular and Metabolic Medicine,  
University of Leeds, Leeds LS2 9JT,  
United Kingdom

<sup>2</sup> Department of Medical Physics and Engineering,  
Leeds Teaching Hospitals,  
Great George Street,  
Leeds LS1 3EX,  
United Kingdom

<sup>3</sup> University Hospital Zurich  
Cardiac Imaging, C NUK 40  
Rämistrasse 100  
CH-8901 Zürich  
Switzerland



The first and only  
dedicated CMR app



Zum download: [cmr-guide.com](http://cmr-guide.com), [eacvi.org](http://eacvi.org), [leitlinien.dgk.org](http://leitlinien.dgk.org) und App store

**Deutsche Gesellschaft für Kardiologie –  
Herz- und Kreislaufforschung e.V.**  
*German Cardiac Society*

**Grafenberger Allee 100 · D-40237 Düsseldorf  
Tel.: +49 (0)211600 692-0 · Fax: +49 (0)211600 692-10  
E-Mail: [info@dgk.org](mailto:info@dgk.org) · Internet: [www.dgk.org](http://www.dgk.org)**

**Mehr Infos unter: [www.dgk.org](http://www.dgk.org)**