



1

---

---

---

---

---

---

---

---



2

---

---

---

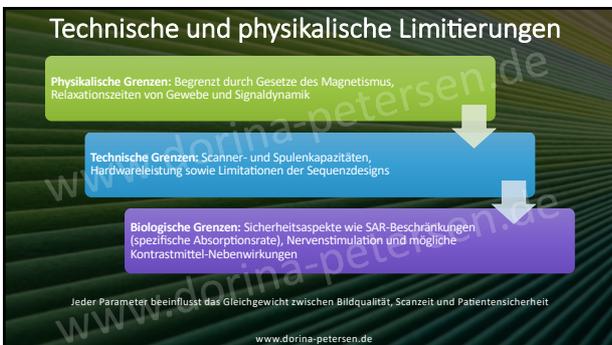
---

---

---

---

---



3

---

---

---

---

---

---

---

---

### Repetitionszeit (TR - Repetition Time)

**Anwendung:** Beeinflusst das Signal in T1-gewichteten und T2-gewichteten Sequenzen

**Beeinflussung:**

- **Scanzeit:** Längere TR → längere Scanzeit
- **Bildkontrast:** Kurze TR → stärkerer T1-Kontrast
- **Auflösung:** Indirekt beeinflusst, da Scanzeit limitierend wirkt

**Limits:** Sehr kurze TRs führen zu geringerem SNR (Signal-zu-Rausch-Verhältnis), lange TRs erhöhen die Scanzeit

**Artefakte:** Zu kurze TRs können Signalverlust und Flow-Artefakte verursachen

**Gefahren:** Kann durch falsche Wahl pathologische Strukturen maskieren (z. B. durch zu starke T1-Betonung)

www.dorina-petersen.de

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

4

### TR - Repetitionszeit

- **Definition:** Zeit zwischen zwei aufeinanderfolgenden Anregungspulsen in einer Sequenz (gemessen in Millisekunden, ms).
- **Bedeutung:** Bestimmt, wie viel Zeit die Protonen für die T1-Relaxation haben.
- **Einfluss auf das Signal:** Kurze TR → T1-Gewichtung, Lange TR → T2- oder PD-Gewichtung.
- **Verständnis:** Vergleichbar mit dem Takt einer Uhr, der die zeitlichen Abstände zwischen den Pulsen regelt.
- **Auswirkungen:**
  - Kurze TR: Schnellere Aufnahme, aber geringeres Signal.
  - Lange TR: Mehr Signal, aber längere Scanzeit.
- **Beispiel:** Bei einer T1-gewichteten Sequenz wird oft ein TR von 400–800 ms gewählt.

www.dorina-petersen.de

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

5

### 1,5T vs. 3T Richtwerte

<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>T1</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 1,5 TR 400 - 700ms</li> <li>• 3 TR 700 - 1000ms</li> </ul> </li> <li>• <b>T2</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 1,5 TR 3000 - 5000ms</li> <li>• 3 TR 5000 - 7000ms</li> </ul> </li> <li>• <b>PD</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 1,5 TR 2000 - 5000ms</li> <li>• 3 TR 3000 - 6000ms</li> </ul> </li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>STIR</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 1,5 TR 4000 - 6000ms</li> <li>• 3 TR 5000 - 8000ms</li> </ul> </li> <li>• <b>FLAIR</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 1,5 TR 6000 - 8000ms</li> <li>• 3 TR 9000 - 12000ms</li> </ul> </li> <li>• <b>T2*</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 1,5 TR 5 - 10ms</li> <li>• 3 TR 60 - 150ms</li> </ul> </li> </ul>
--	--

www.dorina-petersen.de

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

6



7

---

---

---

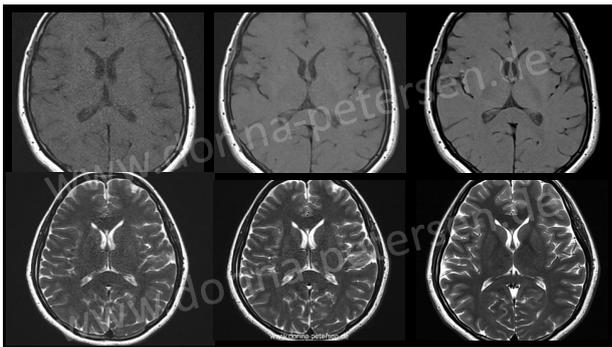
---

---

---

---

---



8

---

---

---

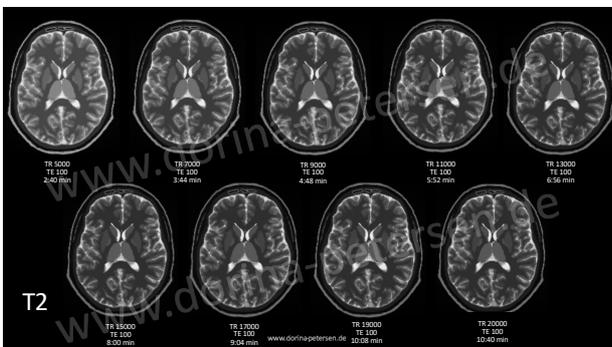
---

---

---

---

---



9

---

---

---

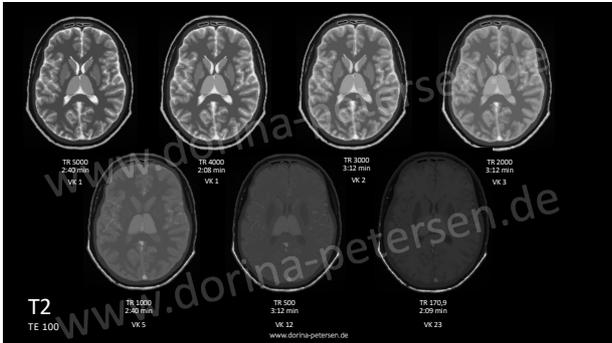
---

---

---

---

---



10

---

---

---

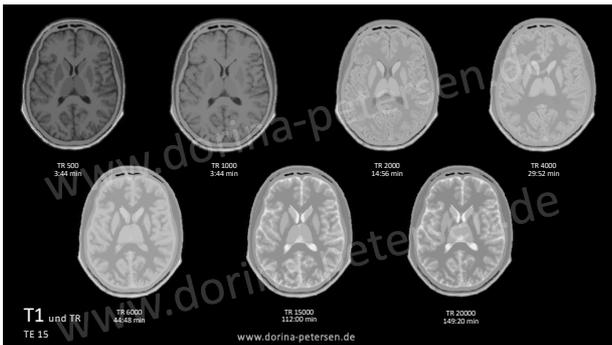
---

---

---

---

---



11

---

---

---

---

---

---

---

---



12

---

---

---

---

---

---

---

---

### Flow Artefakt und TR

1. Phasendekohärenz durch lange TR
2. Inflow-Phänomen bei kurzer TR
3. Flow-Related Dephasing

Lange TR -> mehr Flow-Voids, weniger Inflow-Effekt, stärkere Phasendekohärenz  
Kurze TR -> stärkerer Inflow-Effekt (helles Blut), weniger Flow-Voids, aber mehr Sensitivität für Turbulenzen



www.dorina-petersen.de

13

---

---

---

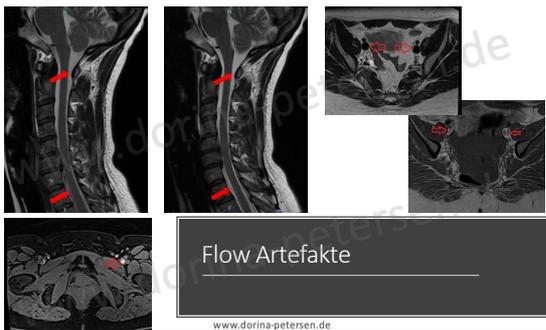
---

---

---

---

---



Flow Artefakte

www.dorina-petersen.de

14

---

---

---

---

---

---

---

---

### Echozeit (TE – Echo Time)

**Anwendung:** Beeinflusst den T2- und Protonendichte-Kontrast

**Beeinflussung:**

- **Scanzeit:** Kaum Einfluss
- **Bildkontrast:** Längere TE → stärkerer T2-Kontrast
- **Auflösung:** Indirekt durch Signalstärke beeinflusst

**Limits:** Zu lange TE reduziert SNR, zu kurze TE kann T2-Informationen unterdrücken

**Artefakte:** Zu lange TE → Bewegungsartefakte oder Signalverluste in Flüssigkeiten

**Gefahren:** Mögliche Maskierung von Pathologien bei zu kurzen oder zu langen Werten

www.dorina-petersen.de

15

---

---

---

---

---

---

---

---

### TE - Echozeit

- **Definition:** Zeit zwischen dem Anregungspuls und dem Empfang des maximalen Signals (Echo).
- **Bedeutung:** Bestimmt, wie viel Zeit die Protonen für die T2-Relaxation haben.
- **Einfluss auf das Signal:** Kurze TE → Mehr Signal (weniger T2-Gewichtung), Lange TE → Weniger Signal (mehr T2-Gewichtung).
- **Verständnis:** Vergleichbar mit einem Foto, das zu einem bestimmten Zeitpunkt gemacht wird – je länger man wartet, desto mehr Details (aber auch Rauschen) sieht man.
- **Auswirkungen:**
  - Kurze TE: Schnelle Aufnahme, geringere T2-Information.
  - Lange TE: Höhere T2-Sensitivität, aber schwächeres Signal.
- **Beispiel:** Für T2-gewichtete Sequenzen wird oft ein TE von 80–120 ms verwendet.

www.dorina-petersen.de

---

---

---

---

---

---

---

---

16

### 1,5T vs. 3T Richtwerte

- **T1**
  - 1,5 TE 10 - 20ms
  - 3 TE 10 - 20ms
- **T2**
  - 1,5 TE 80 - 120ms
  - 3 TE 100 - 120ms
- **PD**
  - 1,5 TE 10 - 30ms
  - 3 TE 10 - 30ms
- **STIR**
  - 1,5 TE 50 - 100ms
  - 3 TE 50 - 100ms
- **FLAIR**
  - 1,5 TE 100 - 120ms
  - 3 TE 100 - 140ms
- **T2\***
  - 1,5 TE 2 - 5ms
  - 3 TE 2 - 6ms

www.dorina-petersen.de

---

---

---

---

---

---

---

---

17

www.dorina-petersen.de

---

---

---

---

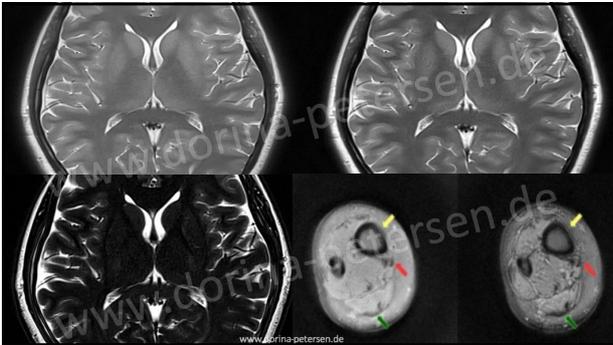
---

---

---

---

18



19

---

---

---

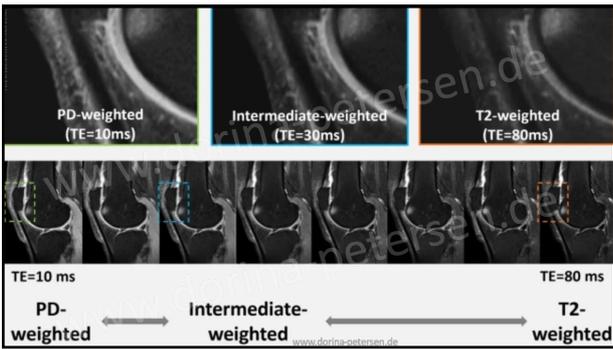
---

---

---

---

---



20

---

---

---

---

---

---

---

---



21

---

---

---

---

---

---

---

---



22

---

---

---

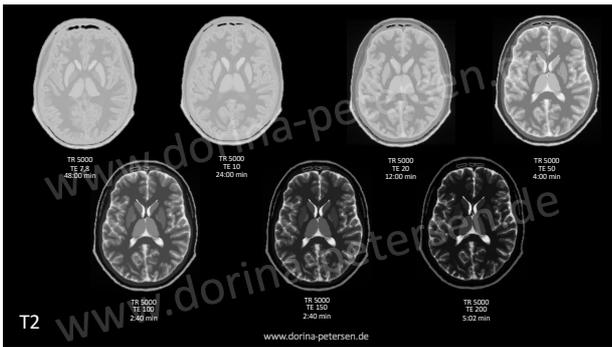
---

---

---

---

---



23

---

---

---

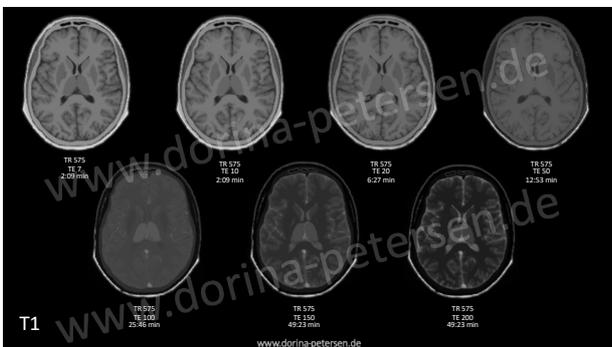
---

---

---

---

---



24

---

---

---

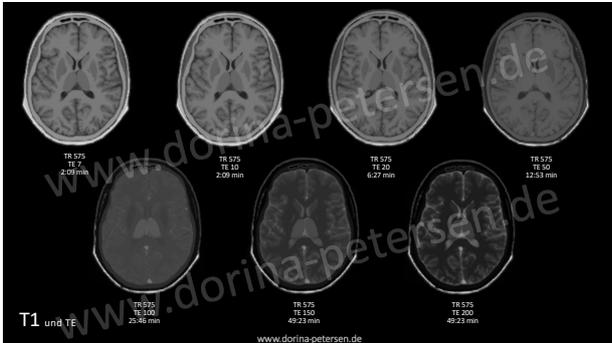
---

---

---

---

---



25

---

---

---

---

---

---

---

---

### Matrix

- **Definition:** Anzahl der Bildpunkte (Pixel) in den beiden Richtungen des Bildes (z. B. 256 x 256 oder 512 x 512).
- **Bedeutung:** Beeinflusst die Bildauflösung – eine höhere Matrix ergibt feinere Details
- **Zusammenhang mit Scanzzeit:** Größere Matrix → längere Aufnahmezeit
- **Verständnis:** Vergleichbar mit der Auflösung eines Fotos – je mehr Pixel, desto detaillierter das Bild
- **Auswirkungen:**
  - **Große Matrix:** Hohe Auflösung, längere Scanzzeit
  - **Kleine Matrix:** Geringere Auflösung, kürzere Scanzzeit
- **Beispiel:** 256 x 256 wird häufig für Routineuntersuchungen verwendet, während 512 x 512 für hochauflösende Bildgebung wie in der Neuroradiologie genutzt wird

26

---

---

---

---

---

---

---

---

### Voxel & Matrix

- **Voxel:** Quadrat aus dem Bild besteht
- **Voxel size:** Länge des Quadrats
- **Matrix:** Anzahl der Voxel
- Die Matrix entspricht der Anzahl der Voxel

27

---

---

---

---

---

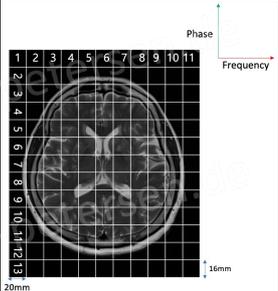
---

---

---

Grundlagen

1. Wie groß ist die Voxelgröße in Frequenzrichtung?
2. Wie groß ist die Voxelgröße in Phasenrichtung?
3. Größe der Frequenzmatrix?
4. Größe der Phasenmatrix?
5. FoV in Frequenzmatrix?
6. FoV in Phasenmatrix?



www.dorina-petersen.de

28

---

---

---

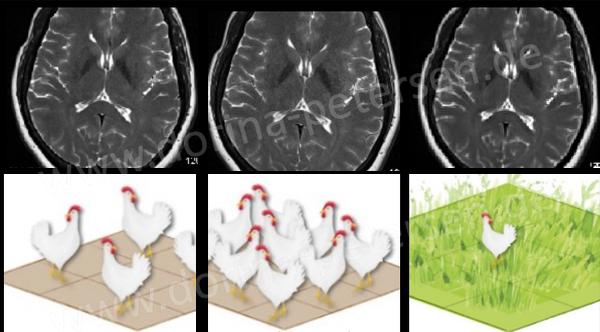
---

---

---

---

---



www.dorina-petersen.de

29

---

---

---

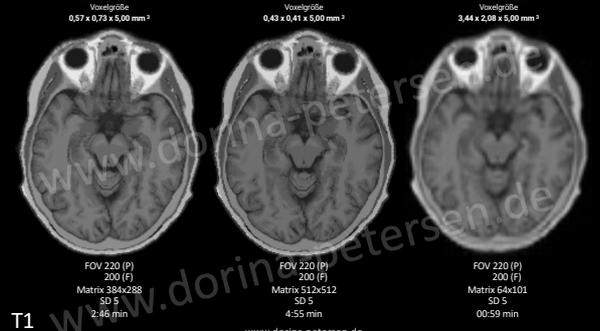
---

---

---

---

---



T1

www.dorina-petersen.de

30

---

---

---

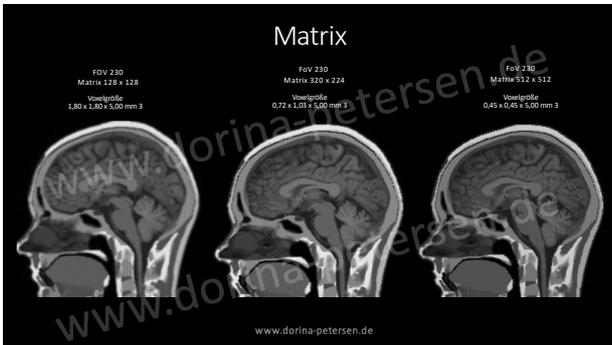
---

---

---

---

---



31

---

---

---

---

---

---

---

---

### FoV – Field of View

- **Definition:** Sichtbarer Bereich in der MRT-Aufnahme, gemessen in mm (z. B. 200 x 200 mm).
- **Bedeutung:** Bestimmt den Ausschnitt des Körpers, der dargestellt wird.
- **Beeinflusst die Auflösung:** Größeres FoV → Größere Pixel (geringere Details).
- **Verständnis:** Vergleichbar mit einem Zoom-Objektiv – ein kleineres FoV zoomt heran und zeigt mehr Details, aber weniger Fläche.
- **Auswirkungen:**
  - **Großes FoV:** Deckung eines größeren Bereichs, aber geringere Auflösung.
  - **Kleines FoV:** Bessere Details, aber kleinerer Bereich.
- **Beispiel:** 450 x 450 mm für Abdomen, 120 x 120 mm für die Bildgebung der Orbita

32

---

---

---

---

---

---

---

---



33

---

---

---

---

---

---

---

---



34

---

---

---

---

---

---

---

---



35

---

---

---

---

---

---

---

---



36

---

---

---

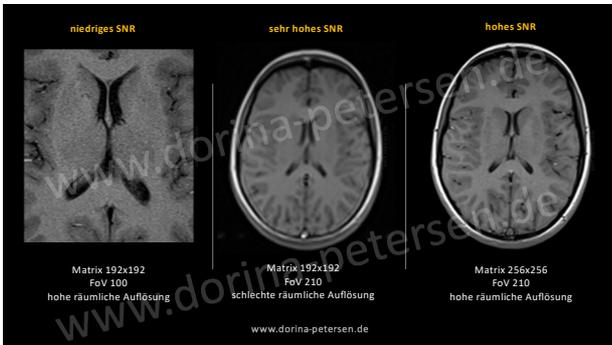
---

---

---

---

---



37

---

---

---

---

---

---

---

---

### SNR und Oversampling

- das Oversampling wird verwendet um Einfaltungsartefakte zu verhindern
- durch das Oversampling wird die Abtastrate in Phasenkodierichtung erhöht
- es werden FoV und Anzahl der Phasenkodierungsschritte in Phasenrichtung erhöht
- es erhöht sich die Messzeit und das SNR durch erhöhen des Oversampling

Beispiel:  
T1\_TSE, FoV 150, SNR 100%, Oversampling 0, - eingefaltete Bilder  
T1\_TSE, FoV 150, SNR 120%, Oversampling 100% - hohes SNR, gute Bilder

Nachteil Messzeit erhöht sich ebenfalls

38

---

---

---

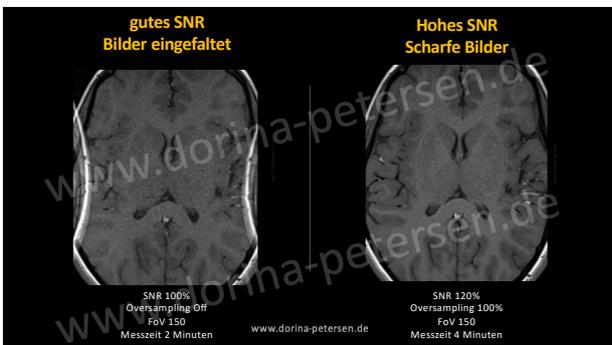
---

---

---

---

---



39

---

---

---

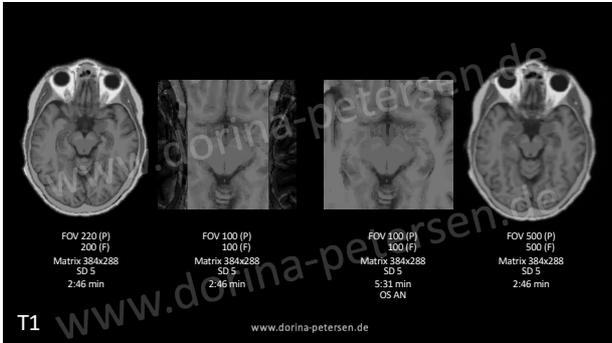
---

---

---

---

---



40

---

---

---

---

---

---

---

---



41

---

---

---

---

---

---

---

---



42

---

---

---

---

---

---

---

---

### Slice/Slice Group

- man hat einen Block mit einer bestimmten Anzahl von Schichten
- Slice Group = Block Anzahl
- Slice = Schichten im Block



www.dorina-petersen.de

43

---

---

---

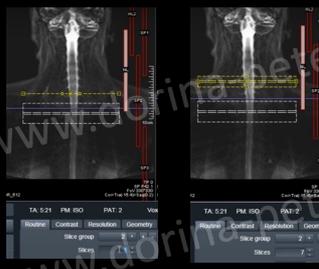
---

---

---

---

---



- erhöht man die Slice Group
- muss man auch die Slice im Block erhöhen, sonst fährt man nur eine Schicht

www.dorina-petersen.de

44

---

---

---

---

---

---

---

---



T1

www.dorina-petersen.de

45

---

---

---

---

---

---

---

---

### Flipwinkel

- **Definition:** Winkel, um den die Magnetisierung durch den RF-Puls (Radiofrequenz-Puls) ausgelenkt wird
- **Bedeutung:** Bestimmt die Signalstärke und das Kontrastverhältnis zwischen Geweben
- **Typische Werte:** 90° (für Spin-Echo-Sequenzen) und 30°–60° (für Gradientenecho-Sequenzen)
- **Auswirkungen:**
  - **Großer Flipwinkel:** Maximales Signal (bei vollständiger Anregung)
  - **Kleiner Flipwinkel:** Reduziertes Signal, kürzere Erholungszeit
- **Beispiel:** Gradientenecho-Sequenzen nutzen kleinere Flipwinkel (20°–30°), um schnellere Sequenzen zu ermöglichen

www.dorina-petersen.de

---

---

---

---

---

---

---

---

46

www.dorina-petersen.de

---

---

---

---

---

---

---

---

47

www.dorina-petersen.de

---

---

---

---

---

---

---

---

48



49

---

---

---

---

---

---

---

---



50

---

---

---

---

---

---

---

---

### GRAPPA & SENSE (Parallele Bildgebung)

**Wofür?** Beschleunigung der Bildgebung durch weniger K-Raum-Daten und nachträgliche Rekonstruktion

**Anwendung:** Reduktion der Scanzzeit durch Spulensensitivitäten

**Limits:** Höhere Parallelfaktoren verschlechtern SNR

**Beeinflussung:**

- Scanzzeit: Verkürzt sich
- Bildkontrast: Keine direkte Beeinflussung
- Auflösung: Kann reduziert sein, wenn zu hoher Reduktionsfaktor genutzt wird

**Artefakte:** Zu hoher Reduktionsfaktor → Rekonstruktionsfehler

**Gefahren:** Anatomische Details können verloren gehen

www.dorina-petersen.de

51

---

---

---

---

---

---

---

---



52

---

---

---

---

---

---

---

---



53

---

---

---

---

---

---

---

---

**SMS (Simultaneous Multi-Slice Imaging)**

---

**Wofür?** Erfasst mehrere Schichten gleichzeitig zur Beschleunigung.  
**Anwendung:** Besonders nützlich für funktionelle MRT oder Diffusionsbildgebung.  
**Limits:** Höhere Faktoren verschlechtern SNR.  
**Beeinflussung:**

- **Scanzeit:** Reduziert sich
- **Bildkontrast:** Kaum beeinflusst wenn es nicht übertrieben wird
- **Auflösung:** Potenzielle Einbußen durch Überlagerungseffekte

**Artefakte:** Cross-Talk zwischen Schichten, Fehler in der Rekonstruktion.  
**Gefahren:** Signalverlust kann feine Strukturen verschleiern.

www.dorina-petersen.de

54

---

---

---

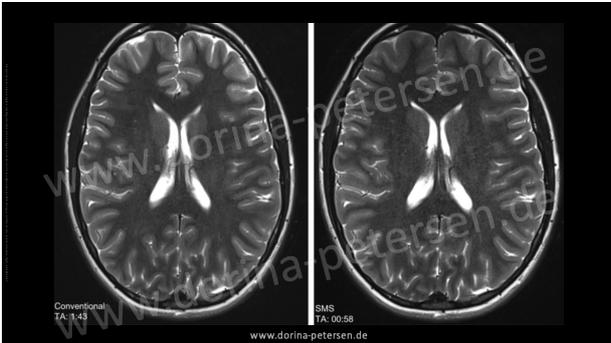
---

---

---

---

---



55

---

---

---

---

---

---

---

---

### Turbofaktor

- **Wofür?** Gibt an, wie viele Spin-Echo-Signale pro TR-Zyklus aufgenommen werden
- **Anwendung:** Wird in Turbo-Spin-Echo-Sequenzen genutzt, um die Scanzeit zu verkürzen
- **Limits:** Zu hoher Turbofaktor reduziert das SNR und kann Unschärfen verursachen
- **Beeinflussung:**
  - **Scanzeit:** Hoher Turbofaktor → kürzere Scanzeit
  - **Bildkontrast:** Kann durch längere Echozeiten beeinflusst werden
  - **Auflösung:** Kann Unschärfen durch Signalverluste erzeugen
- **Artefakte:** Blurring (Unschärfe) bei hohen Turbo-Faktoren
- **Gefahren:** Fehldarstellung feiner anatomischer Strukturen

www.dorina-petersen.de

56

---

---

---

---

---

---

---

---

### Blurring Artefakt

www.dorina-petersen.de

57

---

---

---

---

---

---

---

---

## Bandbreite und Bildqualität

**Einleitung**

- In der Magnetresonanztomographie (MRT) bezeichnet die Bandbreite den Bereich von Frequenzen oder Wellenlängen, die innerhalb eines bestimmten Zeitraums gesendet oder empfangen werden können
- die Bandbreite wird in Hertz (Hz) gemessen
- eine MRT-Sequenz wird mit zwei Arten von Bandbreiten definiert:
  - der Sende-Bandbreite (tBW) und
  - der Empfangs-Bandbreite (rBW)
- Die Sende-Bandbreite beschreibt die Eigenschaften der gesendeten Hochfrequenz-(RF)-Impulse, während die Empfangs-Bandbreite die Qualität des MRT-Signals bestimmt

www.dorina-petersen.de

58

---

---

---

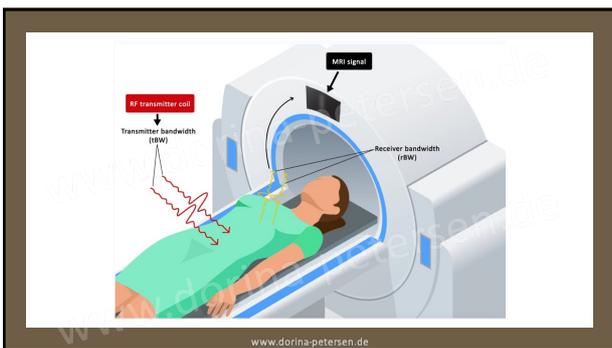
---

---

---

---

---



59

---

---

---

---

---

---

---

---

## Sende-Bandbreite (tBW)

- Die Sende-Bandbreite beeinflusst die Dicke der angeregten Schicht oder des Volumens. Eine höhere Sende-Bandbreite ermöglicht eine dünnere Schichtdicke

**Arten von RF-Impulsen**

- **LOW SAR:** Niedrige Bandbreite, gute Schichtprofile, reduzierte SAR-Werte, jedoch längere Scanzeiten und erhöhte Verzerrungsartefakte
- **NORMAL:** Mittlere Bandbreite, ausgewogene SAR-Werte
- **FAST:** Hohe Bandbreite, kürzere Echozeiten (TE) und Repetitionszeiten (TR), weniger Artefakte, jedoch höhere SAR-Werte und erhöhte Nervenstimulation

**Praktische Anwendungen**

- **LOW SAR-Modus:** Geeignet für Neugeborene, sedierte Patienten und Schwangere, da das Risiko von RF-Schäden minimiert wird
- **FAST-Modus:** Ideal zur Verkürzung der Scanzeit bei klaustrophobischen oder unruhigen Patienten sowie zur Reduzierung von Artefakten bei Metallimplantaten

www.dorina-petersen.de

60

---

---

---

---

---

---

---

---

### Empfangs-Bandbreite (rBW)

- Die Empfangs-Bandbreite bestimmt die Frequenzspanne, in der Signale empfangen werden. Sie wird in Hz/Pixel angegeben und beeinflusst die Abtastzeit sowie das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR)

**Zusammenhang zwischen Bandbreite und SNR**

- Höhere rBW:** Verkürzte Scanzeiten, reduzierte Echoabstände, weniger Verzerrungen und Metallartefakte, jedoch geringeres SNR.
- Niedrigere rBW:** Höheres SNR, jedoch längere Scanzeiten und höhere Anfälligkeit für chemische Verschiebungsartefakte

**Praktische Anwendungen**

- Hohe rBW:** Reduziert metallinduzierte Artefakte, verringert chemische Verschiebungsartefakte und verkürzt Scanzeiten
- Niedrige rBW:** Erhöht das SNR, ideal für hochauflösende Scans kleiner Strukturen wie das Kiefergelenk (TMJ)

www.dorina-petersen.de

---

---

---

---

---

---

---

---

61

### Bandbreite

rBW 260,4 TR 5000 2:40 min	rBW 500 TR 5000 2:40 min	rBW 130,2 TR 6000 3:12 min
----------------------------------	--------------------------------	----------------------------------

www.dorina-petersen.de

---

---

---

---

---

---

---

---

62

### T1\_TSE\_axial

Bandbreite 100 TR 550 TE 23 Messzeit 3:45 Minuten Geringeres Fettsignal Unschärfere Bilder	Bandbreite 500 TR 230 TE 8 Messzeit 1:45 Minuten Hohes Fettsignal weniger Unschärfe
---	--

www.dorina-petersen.de

---

---

---

---

---

---

---

---

63

## Manipulation der Bandbreite in der MRT

---

- die Bandbreite kann angepasst, um eine optimale Balance zwischen Scanzeit, Bildqualität und Artefaktminimierung zu erreichen.

**Optimierungstechniken**

- **Bandbreite & Auflösung:** Höhere Bandbreite reduziert Artefakte, erfordert jedoch Anpassungen der Matrixgröße zur Kompensation des SNR-Verlusts.
- **Bandbreite & Averaging (NSA/NEX):** Erhöhte Anzahl von Mittelungen kann SNR-Verluste ausgleichen, jedoch auf Kosten längerer Scanzeiten.
- **Bandbreite & Field of View (FOV):** Ein größeres FOV kann das SNR erhöhen und Artefakte minimieren, jedoch auf Kosten der Bildschärfe.
- **Bandbreite & Oversampling:** Erhöht SNR und reduziert Aliasing-Artefakte, führt aber zu längeren Scanzeiten.

www.dorina-petersen.de

---

---

---

---

---

---

---

---

64

## Echozuglänge (ETL – Echo Train Length)

---

**Wofür?** Gibt an, wie viele Echos in einer Sequenz aufgenommen werden, bevor ein neuer Anregungspuls gesendet wird.

**Anwendung:** Wird in Turbo-Spin-Echo (TSE) oder Fast-Spin-Echo (FSE) Sequenzen genutzt, um die Scanzeit zu verkürzen.

**Limits:** Zu lange ETL reduziert das SNR und kann Kontrastveränderungen verursachen.

**Beeinflussung:**

- **Scanzeit:** Längere ETL → kürzere Scanzeit
- **Bildkontrast:** Höhere ETL → stärkerer T2-Kontrast
- **Auflösung:** Indirekt durch SNR-Verlust beeinflusst

**Artefakte:** Zu lange ETL kann zu Blurring (Unschärfe) führen.

**Gefahren:** Kann feine Strukturen verschleiern, da spätere Echos geringere Signalintensität haben.

www.dorina-petersen.de

---

---

---

---

---

---

---

---

65

## Definition von Echo Train Length (ETL)

Die ETL bezeichnet die Anzahl der Echos, die während einer MRI-Sequenz nach einem einzelnen Anregungsimpuls erfasst werden. Eine erhöhte ETL führt zu verkürzten Scanzeiten.

**Einfluss von ETL auf Bildgebung**

- **Scanzeit:** Eine höhere ETL reduziert die Gesamtaufnahmezeit.
- **Kontrast:** Längere ETLs verstärken das T2-gewichtete Signal.
- **Signal-Rausch-Verhältnis (SNR):** Längere ETLs führen zu einer Abnahme des SNR.
- **Spezifische Absorptionsrate (SAR):** Längere ETLs erhöhen die SAR aufgrund mehrfacher RF-Pulse.

**Beispiele:**

- ETL 5 vs. ETL 10 vs. ETL 25: Vergleich der SNR-Werte.
- T1 SE Gehirnbild (2,5 Min) vs. T1 TSE Gehirnbild (1,2 Min).

www.dorina-petersen.de

---

---

---

---

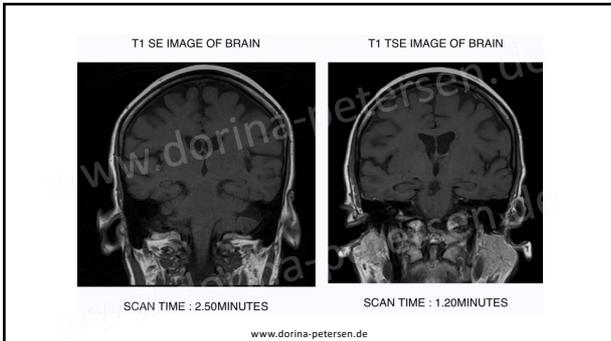
---

---

---

---

66



67

---

---

---

---

---

---

---

---



68

---

---

---

---

---

---

---

---

**K - Raum**

- Steuert und beeinflusst fast alles im MRT
- Untersuchungszeit, Kontrast, Auflösung, Signal und Artefakte
- absolut virtueller Raum (mathematisches Werkzeug)
- aus dem k Raum kann man mittels Fourier Transformation ein Bild rekonstruieren
- mittels Frequenz und Phasenkodierung wird Zeile für Zeile im k Raum gefüllt

X-Gradient (Phasenzodierung)  
X-Gradient (Frequenzkodierung)

69

---

---

---

---

---

---

---

---



70

---

---

---

---

---

---

---

---



71

---

---

---

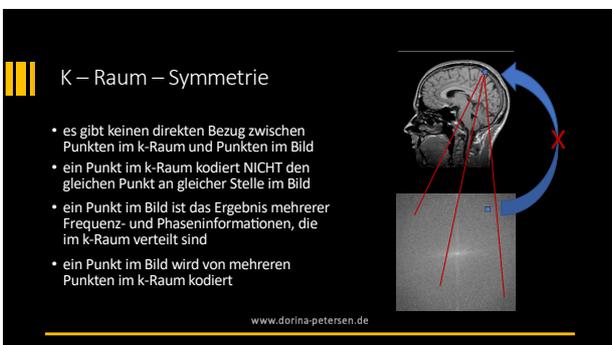
---

---

---

---

---



72

---

---

---

---

---

---

---

---



73

---

---

---

---

---

---

---

---

### Chemische Fettsättigung ( Fat Sat)

<b>Funktionsweise:</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Ein selektiver RF-Puls unterdrückt gezielt das Signal der Fettmoleküle basierend auf deren chemischer Verschiebung.</li> <li>Fett hat eine Resonanzfrequenz, die leicht von Wasser abweicht (3,5 ppm).</li> </ul>
<b>Vorteile:</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Hohe Spezifität für Fettunterdrückung.</li> <li>Signal von Wasser bleibt vollständig erhalten.</li> </ul>
<b>Nachteile:</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Anfällig für Magnetfeldinhomogenitäten.</li> <li>Funktioniert weniger gut bei niedrigen Feldstärken (&lt;1,0 T).</li> </ul>
<b>Anwendungsgebiete:</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Kontrastmittelaufnahmen, Tumorsuche, Gelenkdiagnostik.</li> </ul>
<b>Typische Parameter:</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Zusätzlicher Fettsättigungspuls vor der eigentlichen Sequenz.</li> <li>Funktioniert mit allen Sequenztypen (z. B. T1, T2, FLAIR).</li> </ul>
<b>Herstellerkronyme:</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Siemens: Fat Sat.</li> <li>GE: Fat Sat.</li> <li>Philips: SPIR (Spectral Presaturation with Inversion Recovery).</li> </ul>

74

---

---

---

---

---

---

---

---

### STIR – Short Tau Inversion Recovery

- 1
- 2
- 3
- 4
- 5
- 6

<b>Funktionsweise:</b>	<b>Vorteile:</b>	<b>Nachteile:</b>	<b>Anwendungsgebiete:</b>	<b>Typische Parameter:</b>	<b>Herstellerkronyme:</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>Inversion-Recovery Sequenz mit kurzer Inversionszeit (TI), um das Signal von Fett gezielt zu unterdrücken.</li> <li>Fett erreicht bei der gewählten TI den Nullpunkt der Magnetisierung und liefert kein Signal.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Unabhängig von Feldinhomogenitäten (z. B. in Regionen mit Metallimplantaten).</li> <li>Funktioniert bei allen Feldstärken.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Reduziertes Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR).</li> <li>Kontrastmittelanreicherung kann ebenfalls unterdrückt werden.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Ödeme (z. B. Trauma, Tumore, entzündliche Veränderungen).</li> <li>Muskel-Skelett-Diagnostik.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>TI: 150-180 ms (abhängig von der Feldstärke).</li> <li>TR: Lang (2000-3000 ms).</li> <li>TE: variabel, abhängig von der Gewichtung (T1 oder T2).</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Siemens: STIR.</li> <li>GE: STIR.</li> <li>Philips: STIR.</li> </ul>

75

---

---

---

---

---

---

---

---

### SPAIR – Spectral Attenuated Inversion Recovery

**Funktionsweise:**

- Kombination aus chemischer Fettsättigung und Inversion-Recovery-Technik.
- Unterdrückt Fett basierend auf chemischer Verschiebung und verbessert die Homogenität.

**Vorteile:**

- Weniger anfällig für Magnetfeldinhomogenitäten im Vergleich zu Fat Sat.
- Gute Signal-zu-Rausch-Verhältnisse.

**Nachteile:**

- Längere Sequenzzeit durch den zusätzlichen Puls.

**Anwendungsgebiete:**

- Gelenkdiagnostik (Schulter, Knie).
- Nachweis von Ödemen und entzündlichen Prozessen.

**Typische Parameter:**

- TI: Angepasst an die Feldstärke.
- Funktioniert mit T1-, T2- und FLAIR-Sequenzen.

**Herstellerakronyme:**

- Siemens: SPAIR.
- GE: PROSET (Spectral Selection).
- Philips: SPAIR.

www.dorina-petersen.de

---

---

---

---

---

---

---

---

76

### SNR und TI

- ermöglicht das unterdrücken bestimmter Signale
- Inversion-Recovery unterdrückt das Signal bestimmter Gewebe in Abhängigkeit von ihrer Relaxationszeit T1
- durch die Wahl einer kurzen Inversionszeit (TI) wird also das kurze T1-Gewebesignal unterdrückt
- der der Fettsignalunterdrückung entsprechende TI beträgt 150 ms bei 1,5 T Die Sequenzen, die diesen TI verwenden, sind STIR-Sequenzen.

www.dorina-petersen.de

---

---

---

---

---

---

---

---

77

### Einfluss des TI auf das MRT Bild

**Signalnullung**

- Der TI ist der zeitliche Abstand zwischen dem Inversionspuls und dem Beginn der Datenerfassung
- Wird der TI so gewählt, dass er exakt dem Zeitpunkt entspricht, an dem das Magnetisierungsniveau eines bestimmten Gewebes den Nullpunkt erreicht, erscheint dieses Gewebe auf dem Bild schwarz
- Dadurch können Sie gezielt störende Signale (z. B. Fett oder CSF) unterdrücken.

www.dorina-petersen.de

---

---

---

---

---

---

---

---

78

### Kontrastoptimierung

Eine korrekte TI-Einstellung hebt den Kontrast zwischen dem unterdrückten Gewebe und den benachbarten Strukturen hervor

Bei falscher Wahl – sei es zu kurz oder zu lang – kann entweder ein Restsignal bestehen bleiben oder es kommt zur Reaktivierung des Signals, was den diagnostischen Kontrast beeinträchtigt

79

---

---

---

---

---

---

---

---

### Indikationen

➤ Besonders in der Darstellung von pathologischen Prozessen ist die Nullung des Normalgewebes entscheidend, um Schäden (wie Narben oder Infarkte) sichtbar zu machen.

**Spezifische Indikationen:**

- **Neurologische Bildgebung (FLAIR):** Zur optimalen Unterdrückung des Liquors, um periphere Läsionen besser darzustellen.
- **Myokardbildgebung (LGE & Black Blood):** Anpassung des TI ermöglicht die klare Abgrenzung von normalem und krankhaft veränderten Myokard.
- **Fettunterdrückung (STIR):** Optimale TI-Werte helfen, Fettsignale zu eliminieren und dadurch den Kontrast zu pathologischen Prozessen in der Weichteilbildgebung zu verbessern.

80

---

---

---

---

---

---

---

---

### Wann sollte man die Finger davon lassen?

**Standardisierte Protokolle:**  
In bewährten Routinen, in denen der TI bereits optimal auf die Scannercharakteristika und typische Patientenvariabilitäten abgestimmt ist, sollte ohne triftigen Grund keine Änderung vorgenommen werden. Das gewährleistet die Vergleichbarkeit von Studien und verhindert unbeabsichtigte Bildqualitätsverluste.

**Stabile Gewebeverhältnisse:**  
Wenn keine pathologische Veränderung der T1-Eigenschaften vorliegt und das gewünschte Kontrastverhältnis bereits erreicht wird, ist eine Anpassung des TI in der Regel nicht erforderlich.

81

---

---

---

---

---

---

---

---

### Wann ist eine Änderung hilfreich?

**Myokardinfarkt und -fibrose:**  
Durch Anpassung des TI in LGE-Sequenzen kann das normale Myokard effektiv unterdrückt werden, sodass Narbenbereiche (die einen veränderten Kontrastmittelaufbau haben) besser sichtbar werden.

**Multiple Sklerose und andere neurologische Erkrankungen:**  
Bei FLAIR-Sequenzen kann eine optimale TI zur Unterdrückung des Liquors beitragen und die Detektion von kleinen Läsionen in der periventrikulären Region verbessern.

**Tumordiagnostik und entzündliche Prozesse:**  
Eine gezielte TI-Anpassung kann helfen, die Darstellung von Tumorgewebe oder Entzündungsherden zu verbessern, wenn diese sich in ihren T1-Eigenschaften von umliegendem Gewebe unterscheiden.

---

---

---

---

---

---

---

---

82

Unterdrücktes Tissue/Flüssigkeit	Sequenz/Technik	1,5 T (ms)	3 T (ms)	Bemerkungen
Fett	STIR (Short TI Inversion Recovery)	ca. 140-160	ca. 180-220	Optimiert zur Fettunterdrückung. Werte können je nach gewünschtem Kontrast variieren.
Liquor (CSF)	FLAIR (Fluid-Attenuated Inversion Recovery)	ca. 2000-2500 (z. B. ~2200)	ca. 2500-3000 (z. B. ~2700)	Essentiell zur Nullung des Liquors bei der Darstellung parenchymaler Pathologien im Gehirn.
Myokard (Normalmyokard bei LGE)	Late-Gadolinium-Enhancement (Inversion Recovery)	ca. 250-300	ca. 350-400	TI wird individuell kalibriert, um das normale Myokard zu nullen und Narben sichtbar zu machen.
Weißer Substanz	Double Inversion Recovery (DIR, erster Inversionspuls)	ca. 400-450	ca. 500-550	Oft in DIR-Sequenzen zur besseren Darstellung von Läsionen in der weißen Substanz eingesetzt.
Graue Substanz	DIR (seltener Zielbereich, erster Inversionspuls)	ca. 900-1000	ca. 1100-1200	Wird seltener direkt nulliert; Parameter variieren stark und sind meist individuell angepasst.
Blut (Black Blood - Timyo)	Black Blood Sequenz (z. B. Timyo) zur Blutunterdrückung	ca. 400-450 (600-800) 60bpm	ca. 500-550 (800-1000) 60bpm	Spezifisch zur Unterdrückung des Blutflusses in Myokard- oder Gefäßaufnahmen; Parameter sind stark von Patient, Puls und Sequenz abhängig.

---

---

---

---

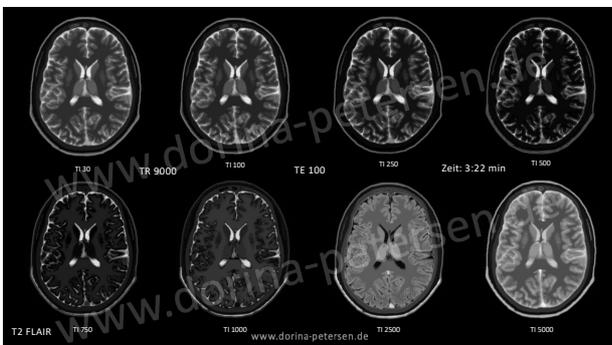
---

---

---

---

83




---

---

---

---

---

---

---

---

84

### Dixon Technik

<b>Funktionsweise:</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Bildet separat Fett- und Wasserbilder, indem die chemische Verschiebung zwischen Fett und Wasser ausgenutzt wird.</li> <li>Es werden mehrere Echozeiten verwendet (z. B. In-Phase und Out-Phase).</li> </ul>
<b>Vorteile:</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Sehr homogen, unabhängig von Magnetfeldinhomogenitäten.</li> <li>Ermöglicht die Rekonstruktion von Fett-, Wasser- und Summenbildern.</li> </ul>
<b>Nachteile:</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Längere Scanzeit durch mehrere Bildaufnahmen.</li> <li>Höhere Rechenanforderungen für die Bildrekonstruktion.</li> </ul>
<b>Anwendungsgebiete:</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Abdomen-Bildgebung (z. B. Leberdiagnostik).</li> <li>Muskel-Skelett-Bildgebung.</li> </ul>
<b>Typische Parameter:</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Echozeiten: Abhängig von der Feldstärke (z. B. 2,2 ms und 4,4 ms bei 1,5 T).</li> </ul>
<b>Herstellertypen:</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Siemens: Dixon, mDixon.</li> <li>GE: IDEAL (Iterative Decomposition of Water and Fat with Echo Asymmetry and Least-Squares Estimation).</li> <li>Philips: Dixon.</li> </ul>

www.dorina-petersen.de

85

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

### Dual Echo

- auch bekannt unter In-Phase (IP) und Out-Phase (OOP)
- nutzt die unterschiedliche Resonanzfrequenz von Wasser und Fett aus
- T1 GRE Sequenzen mit derselben TR aber unterschiedlichen TE
- GRE Bilder bei 1,5 T mit einem TE von 2,2, 6,6, 11,0 msec werden out-of-Phase (OOP) genannt
- diejenigen, die bei 4,4, 8,8 usw. gemessen werden, werden als In-Phase (IP) bezeichnet
- In Phase (Wasser+Fett) Out of Phase (Wasser-Fett)

www.dorina-petersen.de

86

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

### IP und OOP nützlich

- Fettleber
- Leberdiagnostik allgemein
- Nebennierenadenomen (zur Unterscheidung Karzinom Metastase)
- Hämatochromatose
- Wirbelsäule
- Metallische Objekte (Cholezystektomieclips)

www.dorina-petersen.de

87

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

**Wasseranregung (Water Excitation)**

**Funktionsweise:**

- Nur das Signal von Wasser wird durch einen selektiven RF-Puls angeregt, ohne das Fett zu beeinflussen.

**Vorteile:**

- Sehr spezifisch für wasserreiche Gewebe.
- Weniger anfällig für Inhomogenitäten als Fat Sat.

**Nachteile:**

- Nicht für alle Sequenzen verfügbar.
- Reduziertes Signal-zu-Rausch-Verhältnis.

**Anwendungsgebiete:**

- Gelenkbildgebung.
- MR-Angiographie.

**Herstellerakronyme:**

- Siemens: Water Excitation.
- GE: WE.
- Philips: WE.

www.dorina-petersen.de

88

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

**Hybridtechniken**

**Beispiele:** Kombination aus Dixon und SPAIR oder Fat Sat.

**Funktionsweise:**

- Kombiniert mehrere Fettsättigungsmethoden, um die Vorteile beider Ansätze zu nutzen.

**Vorteile:**

- Sehr spezifische Fettunterdrückung bei gleichzeitiger Homogenität.

**Nachteile:**

- Höher technischer Aufwand.

**Anwendungsgebiete:**

- Spezielle onkologische Fragestellungen.
- Hochfeld-MRT (3 T oder mehr).

www.dorina-petersen.de

89

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

**Zusammenfassung/ Übersicht**

Methode	Funktionsweise	Vorteile	Nachteile	Anwendungsgebiete	Herstellerakronyme
STIR	Inversionszeit nullt Fettsignal aus	Funktioniert bei Inhomogenitäten	Reduziertes SNR	Trauma, Ödeme	STIR (alle Hersteller)
Fat Sat	Selektiver RF-Puls für Fettsättigung	Spezifisch, flexibel	Anfällig für Inhomogenitäten	Tumore, Gelenke	Fat Sat (alle Hersteller)
SPAIR	Kombination chemischer und spektraler Puls	Homogen, weniger anfällig	Längere Sequenzzeit	Ödeme, Gelenke	SPAIR, PROSET
Dixon	Trennung von Fett- und Wassersignalen	Homogen, vielseitig	Längere Aufnahmezeit	Abdomen, Muskuloskelett	Dixon, IDEAL
Water Excitation	Selektive Wasseranregung	Spezifisch, gute Homogenität	Reduziertes SNR	Angiographie, Gelenke	Water Excitation (alle Hersteller)

www.dorina-petersen.de

90

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

### Fettsättigung

- man kann einmal wählen welche Art von Fettsättigung man möchte
- wie stark die Fettsättigung sein soll
- auf was sie sich beziehen soll



www.dorina-petersen.de

---

---

---

---

---

---

---

---

91

### Diffusionsbildgebung

- ermöglicht es zwischen einer schnellen Diffusion (uneingeschränkte Diffusion) von Protonen und einer langsamen Diffusion (eingeschränkte Diffusion) von Protonen zu unterscheiden
- Verwendet wird entweder eine schnelle GRE Sequenz oder eine echo - planare Sequenz
- werden in Verbindung mit einer ADC Kartierung verwendet



www.dorina-petersen.de

---

---

---

---

---

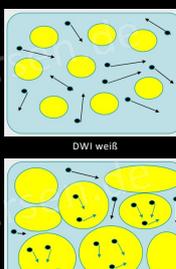
---

---

---

92

- die DWI-MRT misst die Brown-Molekularbewegung im Extrazellulärraum
- In der Frühphase der Ischämie kommt es durch das intrazelluläre Ödem zu einer Schwellung der Zelle und damit zur Verkleinerung des EZR, dadurch nimmt die Diffusionsbewegung im EZR deutlich ab
- als Folge davon steigt das Signal auf den sog. Diffusionsbildern deutlich an.



www.dorina-petersen.de

---

---

---

---

---

---

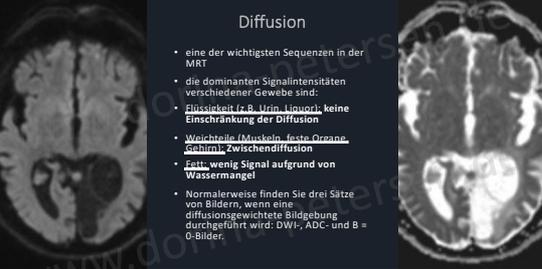
---

---

93

### Diffusion

- eine der wichtigsten Sequenzen in der MRT
- die dominanten Signalintensitäten verschiedener Gewebe sind:
  - Flüssigkeit (z.B. Urin, Liquor): keine Einschränkung der Diffusion
  - Weichteile (Muskeln, feste Organe, Gehirn): Zwischendiffusion
  - Fett: wenig Signal aufgrund von Wassermangel
- Normalerweise finden Sie drei Sätze von Bildern, wenn eine diffusionsgewichtete Bildgebung durchgeführt wird: DWI-, ADC- und b = 0-Bilder.



www.dorina-petersen.de

94

---

---

---

---

---

---

---

---

### T2 Durchscheineffekt

- bezieht sich auf ein hohes Signal in den DWI Bildern welches nicht auf eine eingeschränkte Diffusion zurückzuführen ist
- ein hohes T2 Signal „scheint durch“
- tritt häufig bei vasogenen Infarkten auf
- DWI muss mit dem ADC verglichen werden



www.dorina-petersen.de

95

---

---

---

---

---

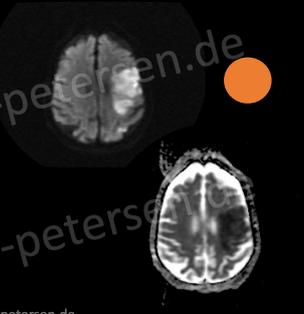
---

---

---

### Früherkennung ischämischer Schlaganfälle

- ischämischer Schlaganfall führt typischerweise zu einem schnell einsetzenden neurologischen Defizit
- häufig nur sichtbar in der DWI und in der ADC Karte, während in den anderen Sequenzen kaum etwas zu sehen ist
- erhöhtes Signal in der DWI bei verringertem ADC Wert.



www.dorina-petersen.de

96

---

---

---

---

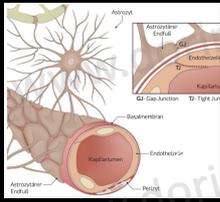
---

---

---

---

### Blut - Hirn - Schranke



- selektive Diffusionsbarriere der Gefäße des Gehirns
- sie verhindert den Austritt von Stoffen aus den Gefäßen ins Hirnparenchym und andersherum
- Störungen der BHS werden hauptsächlich durch Infektionen, Entzündungen sowie Metastasen und Tumoren ausgelöst

www.dorina-petersen.de

97

---

---

---

---

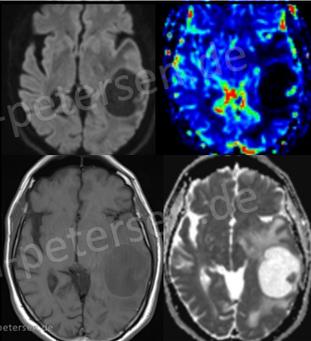
---

---

---

---

### Vasogenes Ödem



- ist eine Form des Hirnödems bei dem die Blut-Hirn Schranke gestört ist
- extrazelluläres Ödem was hauptsächlich die weiße Substanz beeinflusst
- ein vasogenes Ödem zeigt keine Beeinträchtigung der Diffusion

www.dorina-petersen.de

98

---

---

---

---

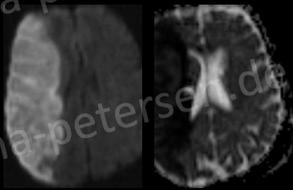
---

---

---

---

### Zytotoxisches Ödem



- tritt am häufigsten bei einem Infarkt auf
- extrazelluläres Wasser gelangt in die Zellen und führt zu deren Schwellung
- Intakte Blut-Hirn-Schranke
- Betrifft hauptsächlich die graue Substanz
- die DWI ist die einzige Sequenz die empfindlich genug ist das ZTO sofort zu zeigen

www.dorina-petersen.de

99

---

---

---

---

---

---

---

---

Unterscheidung Epidermoidzyste von Arachnoidalzyste

- Epidermoidzyste
  - sehr hell bei DWI
  - ähnliche ADC-Werte im Vergleich zum angrenzenden Hirnparenchym
  - erhöhtes Signal bei DWI
- Arachnoidalzyste
  - folgen dem Liquor
  - die Wand ist sehr dünn
  - kaum Signal

www.dorina-petersen.de

100

---

---

---

---

---

---

---

---

b - Wert

- die Empfindlichkeit der Sequenz für Diffusionseffekte wird durch
  - die Gradientenamplitude,
  - die Dauer des angewandten Gradienten
  - und das Zeitintervall zwischen den Gradientenpaaren beeinflusst.
- die Stärke der Diffusionswichtung wird durch den b-Wert beschrieben,
- Dieser ist proportional zu den genannten drei Faktoren und besitzt die Einheit  $s/mm^2$
- Je höher der b- Wert, umso stärker ist der Kontrast zwischen Geweben mit unterschiedlicher Diffusivität

www.dorina-petersen.de

101

---

---

---

---

---

---

---

---

Die Stärke der Diffusionswichtung - b Werte

- **$b = 0 s/mm^2$**  :
  - es liegt ein reiner T2-Kontrast ohne Diffusionswichtung vor, d.h. Gewebsvoxel mit eingeschränkter Diffusion erscheinen signalreich
- hyperintens

www.dorina-petersen.de

102

---

---

---

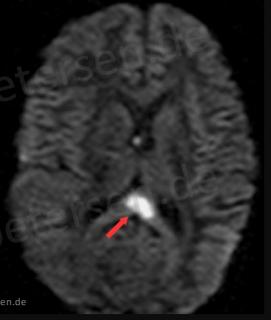
---

---

---

---

---



- **b = 500-1000 s/mm<sup>2</sup>** : bei hohen b-Werten erscheinen nur noch Gewebe mit hoher Zelldichte, und damit deutlich eingeschränkter Diffusion, signalreich,
- z.B. Gehirn und Rückenmark, normales lymphatisches Gewebe, Gonaden und zell-dichte Tumoren

www.dorina-petersen.de

103

---

---

---

---

---

---

---

---

### DWI – B1000 Bild

- es ist ein Bild mit relativ niedriger Auflösung und folgendem Erscheinungsbild:
- **graue Substanz**:
  - mittlere Signalintensität (grau)
- **weiße Substanz**:
  - im Vergleich zur grauen Substanz leicht hypointens
- **CSE (Liquor)**:
  - niedriges Signal (schwarz)
- **Fett**:
  - wenig Signal aufgrund von Wassermangel
- **andere Weichteile**:
  - mittlere Signalintensität (grau)

www.dorina-petersen.de

104

---

---

---

---

---

---

---

---

### ADC

- Es handelt sich um Bilder mit relativ niedriger Auflösung und folgendem Erscheinungsbildern.
- **graue Substanz**:
  - mittlere Signalintensität (grau)
- **weiße Substanz**:
  - im Vergleich zur grauen Substanz leicht hyperintens
- **CSE (Liquor)**:
  - hohes Signal (weiß)
- **Fett**:
  - wenig Signal aufgrund von Wassermangel
- **andere Weichteile**:
  - mittlere Signalintensität (grau)

www.dorina-petersen.de

105

---

---

---

---

---

---

---

---



106

---

---

---

---

---

---

---