

# Diffusionstensor-Magnetresonanztomographie des menschlichen Gehirns zur Rekonstruktion von Nervenfaserbahnen

Jan-Philip Gehrcke

Universität Würzburg

13. Juni 2008

# Übersicht

- 1 Biologie und Diffusion (im Gehirn)
- 2 Grundlagen MRT
- 3 MRT und Diffusion
- 4 Bestimmung und Interpretation des Diffusionstensors
- 5 Experimente und Ergebnisse
- 6 Zusammenfassung/Fazit

# Übersicht

- 1 Biologie und Diffusion (im Gehirn)
- 2 Grundlagen MRT
- 3 MRT und Diffusion
- 4 Bestimmung und Interpretation des Diffusionstensors
- 5 Experimente und Ergebnisse
- 6 Zusammenfassung/Fazit

# Übersicht

- 1 Biologie und Diffusion (im Gehirn)
- 2 Grundlagen MRT
- 3 MRT und Diffusion
- 4 Bestimmung und Interpretation des Diffusionstensors
- 5 Experimente und Ergebnisse
- 6 Zusammenfassung/Fazit

# Übersicht

- 1 Biologie und Diffusion (im Gehirn)
- 2 Grundlagen MRT
- 3 MRT und Diffusion
- 4 Bestimmung und Interpretation des Diffusionstensors
- 5 Experimente und Ergebnisse
- 6 Zusammenfassung/Fazit

# Übersicht

- 1 Biologie und Diffusion (im Gehirn)
- 2 Grundlagen MRT
- 3 MRT und Diffusion
- 4 Bestimmung und Interpretation des Diffusionstensors
- 5 Experimente und Ergebnisse
- 6 Zusammenfassung/Fazit

# Übersicht

- 1 Biologie und Diffusion (im Gehirn)
- 2 Grundlagen MRT
- 3 MRT und Diffusion
- 4 Bestimmung und Interpretation des Diffusionstensors
- 5 Experimente und Ergebnisse
- 6 Zusammenfassung/Fazit

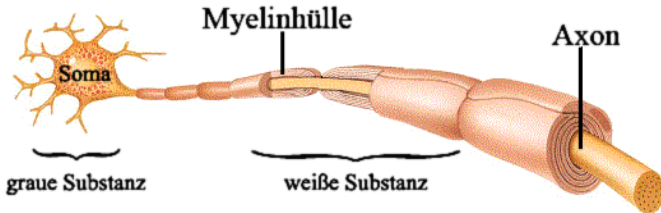
# Übersicht

- 1 Biologie und Diffusion (im Gehirn)
- 2 Grundlagen MRT
- 3 MRT und Diffusion
- 4 Bestimmung und Interpretation des Diffusionstensors
- 5 Experimente und Ergebnisse
- 6 Zusammenfassung/Fazit



## übergeordnete Arten von Materie im Gehirn

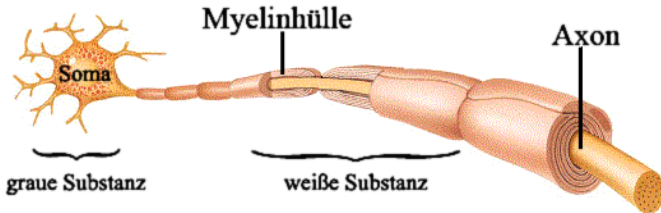
- überwiegend Nervenzellen (Neuronen). Diese bestehen aus Zellkörpern (Soma) und faserartigen Nervenleitungen (Axone)
- graue Substanz: Hirnrinde; bestehend aus Soma
- weiße Substanz: innen; Axone der Neuronen
- Neuronen enthalten viel Wasser und somit Protonen



Eine sog. **Myelinhülle** beschleunigt Übertragungsgeschw. von Reizen

## übergeordnete Arten von Materie im Gehirn

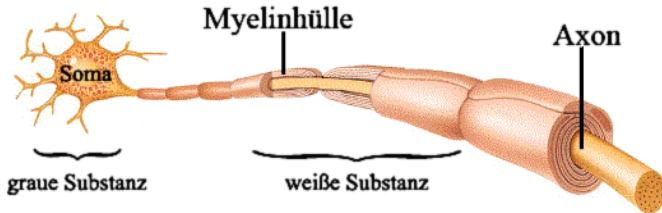
- überwiegend Nervenzellen (Neuronen). Diese bestehen aus Zellkörpern (Soma) und faserartigen Nervenleitungen (Axone)
- graue Substanz: Hirnrinde; bestehend aus Soma
- weiße Substanz: innen; Axone der Neuronen
- Neuronen enthalten viel Wasser und somit Protonen



Eine sog. **Myelinhülle** beschleunigt Übertragungsgeschw. von Reizen

## übergeordnete Arten von Materie im Gehirn

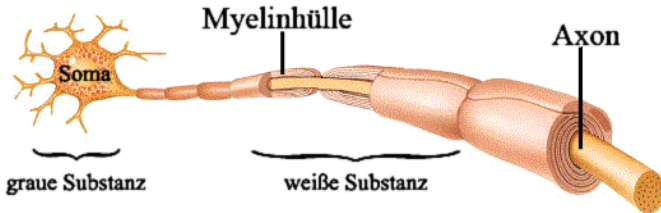
- überwiegend Nervenzellen (Neuronen). Diese bestehen aus Zellkörpern (Soma) und faserartigen Nervenleitungen (Axone)
- graue Substanz: Hirnrinde; bestehend aus Soma
- weiße Substanz: innen; Axone der Neuronen
- Neuronen enthalten viel Wasser und somit Protonen



Eine sog. **Myelinhülle** beschleunigt Übertragungsgeschw. von Reizen

## übergeordnete Arten von Materie im Gehirn

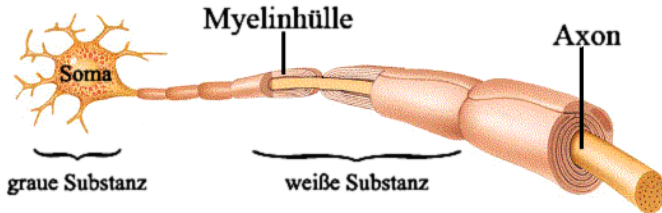
- überwiegend Nervenzellen (Neuronen). Diese bestehen aus Zellkörpern (Soma) und faserartigen Nervenleitungen (Axone)
- graue Substanz: Hirnrinde; bestehend aus Soma
- weiße Substanz: innen; Axone der Neuronen
- Neuronen enthalten viel Wasser und somit Protonen



Eine sog. **Myelinhülle** beschleunigt Übertragungsgeschw. von Reizen

## übergeordnete Arten von Materie im Gehirn

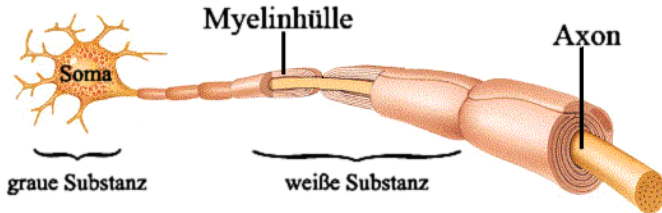
- überwiegend Nervenzellen (Neuronen). Diese bestehen aus Zellkörpern (Soma) und faserartigen Nervenleitungen (Axone)
- graue Substanz: Hirnrinde; bestehend aus Soma
- weiße Substanz: innen; Axone der Neuronen
- Neuronen enthalten viel Wasser und somit Protonen



Eine sog. **Myelinhülle** beschleunigt Übertragungsgeschw. von Reizen

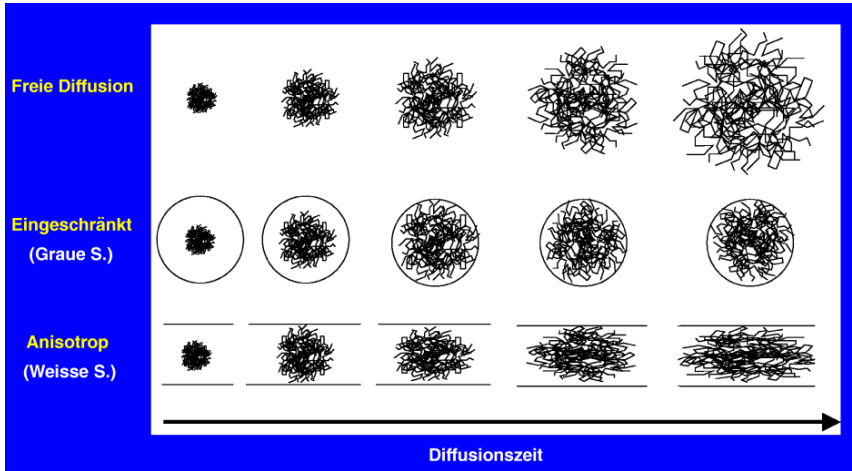
## übergeordnete Arten von Materie im Gehirn

- überwiegend Nervenzellen (Neuronen). Diese bestehen aus Zellkörpern (Soma) und faserartigen Nervenleitungen (Axone)
- graue Substanz: Hirnrinde; bestehend aus Soma
- weiße Substanz: innen; Axone der Neuronen
- Neuronen enthalten viel Wasser und somit Protonen



Eine sog. **Myelinhülle** beschleunigt Übertragungsgeschw. von Reizen

# freie/eingeschränkte/anisotrope Diffusion im Gehirn



bei **Nervenfaserverfolgung** wird ausgenutzt: hohe Diffusionsanisotropie (durch Myelin)  $\leftrightarrow$  Nervenfasern.

# Diffusionskoeffizient und Diffusionstensor

1. FICKSches Gesetz (isotrop)  $\rightarrow D$  ist skalar

$$\vec{j} = -D\nabla\rho$$

1. FICKSches Gesetz (anisotrop)  $\rightarrow \mathbf{D}$  ist Tensor (sym.  $3 \times 3$  - Matrix)

$$\vec{j} = -\mathbf{D}\nabla\rho$$

für **Nervenfaserverfolgung** ist es nötig, die Diffusivität innerhalb eines Voxels für alle Raumrichtungen zu beschreiben. Deswegen muss für jeden Voxel der Diffusionstensor  $\mathbf{D}$  bestimmt werden.



# Diffusionskoeffizient und Diffusionstensor

1. FICKsches Gesetz (isotrop)  $\rightarrow D$  ist skalar

$$\vec{j} = -D\nabla\rho$$

1. FICKsches Gesetz (anisotrop)  $\rightarrow \mathbf{D}$  ist Tensor (sym.  $3 \times 3$  - Matrix)

$$\vec{j} = -\mathbf{D}\nabla\rho$$

für **Nervenfaserverfolgung** ist es nötig, die Diffusivität innerhalb eines Voxels für alle Raumrichtungen zu beschreiben. Deswegen muss für jeden Voxel der Diffusionstensor  $\mathbf{D}$  bestimmt werden.

# Diffusionskoeffizient und Diffusionstensor

1. FICKsches Gesetz (isotrop)  $\rightarrow D$  ist skalar

$$\vec{j} = -D\nabla\rho$$

1. FICKsches Gesetz (anisotrop)  $\rightarrow \mathbf{D}$  ist Tensor (sym.  $3 \times 3$  - Matrix)

$$\vec{j} = -\mathbf{D}\nabla\rho$$

für **Nervenfaserverfolgung** ist es nötig, die Diffusivität innerhalb eines Voxels für alle Raumrichtungen zu beschreiben. Deswegen muss für jeden Voxel der Diffusionstensor  $\mathbf{D}$  bestimmt werden.

# Übersicht

- 1 Biologie und Diffusion (im Gehirn)
- 2 Grundlagen MRT**
- 3 MRT und Diffusion
- 4 Bestimmung und Interpretation des Diffusionstensors
- 5 Experimente und Ergebnisse
- 6 Zusammenfassung/Fazit

# LARMOR-Frequenz

Spin- $\frac{1}{2}$ -Teilchen (Protonen) im externen  $B_0$ -Feld:

- $\Delta E$  zwischen Spinzuständen  $|\uparrow\rangle$  und  $|\downarrow\rangle$  (ZEEMAN-Effekt)
- die entsprechende Resonanzfrequenz heißt LARMOR-Frequenz  $\omega_L$ :

$$\omega_L = \gamma B_0$$

# LARMOR-Frequenz

Spin- $\frac{1}{2}$ -Teilchen (Protonen) im externen  $B_0$ -Feld:

- $\Delta E$  zwischen Spinzuständen  $|\uparrow\rangle$  und  $|\downarrow\rangle$  (ZEEMAN-Effekt)
- die entsprechende Resonanzfrequenz heißt LARMOR-Frequenz  $\omega_L$ :

$$\omega_L = \gamma B_0$$

# LARMOR-Frequenz

Spin- $\frac{1}{2}$ -Teilchen (Protonen) im externen  $B_0$ -Feld:

- $\Delta E$  zwischen Spinzuständen  $|\uparrow\rangle$  und  $|\downarrow\rangle$  (ZEEMAN-Effekt)
- die entsprechende Resonanzfrequenz heißt LARMOR-Frequenz  $\omega_L$ :

$$\omega_L = \gamma B_0$$

# makroskopische Magnetisierung $\vec{M}$

genügend große Magnetfelder  $\rightarrow$  makroskopische Magnetisierung  $\vec{M}$

$\vec{M}$  im Gleichgewichtszustand in  $z$ -Richtung

Manipulation von  $\vec{M}$  mit  $\vec{B}_{HF}(t)$  nach LANDAU-LIFSCITZ-Gleichung:

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma \vec{M} \times (\vec{B}_0 + \vec{B}_{HF}(t))$$

$\rightarrow$  liefert Form der Hochfrequenzpulse bzw.  $\alpha$ -Pulse:

kippen der Magnetisierung um einen Winkel  $\alpha$  zur  $z$  - Achse

# makroskopische Magnetisierung $\vec{M}$

genügend große Magnetfelder  $\rightarrow$  makroskopische Magnetisierung  $\vec{M}$

$\vec{M}$  im Gleichgewichtszustand in z-Richtung

Manipulation von  $\vec{M}$  mit  $\vec{B}_{HF}(t)$  nach LANDAU-LIFSCHITZ-Gleichung:

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma \vec{M} \times (\vec{B}_0 + \vec{B}_{HF}(t))$$

$\rightarrow$  liefert Form der Hochfrequenzpulse bzw.  $\alpha$ -Pulse:

kippen der Magnetisierung um einen Winkel  $\alpha$  zur z – Achse



# makroskopische Magnetisierung $\vec{M}$

genügend große Magnetfelder  $\rightarrow$  makroskopische Magnetisierung  $\vec{M}$

$\vec{M}$  im Gleichgewichtszustand in z-Richtung

Manipulation von  $\vec{M}$  mit  $\vec{B}_{HF}(t)$  nach LANDAU-LIFSCHITZ-Gleichung:

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma \vec{M} \times (\vec{B}_0 + \vec{B}_{HF}(t))$$

$\rightarrow$  liefert Form der Hochfrequenzpulse bzw.  $\alpha$ -Pulse:

kippen der Magnetisierung um einen Winkel  $\alpha$  zur z – Achse

# Messsignal

Präzession der Magnetisierung um  $z$ -Achse mit  $\omega_L$ :

wenn transversale Komponenten  $M_{x,y}$  vorhanden, dann messbar als abgestrahltes Wechselfeld  $\rightarrow$  Messgröße  $S(t) \propto |\vec{M}_{xy}|$

# Relaxationen

$T_1$ : regeneriert  $M_z \rightarrow \text{max.}$

$T_2^*$ : transversale Komponenten  $M_{x,y} \rightarrow 0$

BLOCH-Gleichung (erweiterte LANDAU-LIFSCHITZ-Gleichung):

$$\frac{d\vec{M}_0}{dt} = \gamma \vec{M}_0 \times \vec{B} - \frac{(M_z - M_0)\vec{e}_z}{T_1} - \frac{\vec{M}_{xy}}{T_2^*}$$

# Relaxationen

$T_1$ : regeneriert  $M_z \rightarrow \text{max.}$

$T_2^*$ : transversale Komponenten  $M_{x,y} \rightarrow 0$

BLOCH-Gleichung (erweiterte LANDAU-LIFSCHITZ-Gleichung):

$$\frac{d\vec{M}_0}{dt} = \gamma \vec{M}_0 \times \vec{B} - \frac{(M_z - M_0)\vec{e}_z}{T_1} - \frac{\vec{M}_{xy}}{T_2^*}$$

# Relaxationen

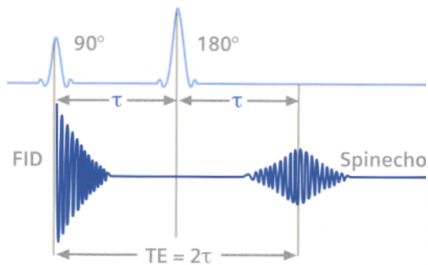
$T_1$ : regeneriert  $M_z \rightarrow \text{max.}$

$T_2^*$ : transversale Komponenten  $M_{x,y} \rightarrow 0$

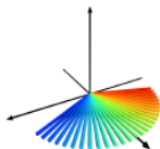
BLOCH-Gleichung (erweiterte LANDAU-LIFSCHITZ-Gleichung):

$$\frac{d\vec{M}_0}{dt} = \gamma \vec{M}_0 \times \vec{B} - \frac{(M_z - M_0)\vec{e}_z}{T_1} - \frac{\vec{M}_{xy}}{T_2^*}$$

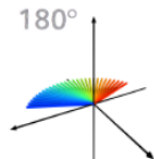
# Spinecho (SE)-Sequenz



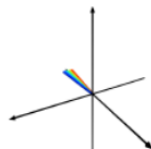
Anregung



Dephasierung



Rephasierung



Echo

# Gradientenfelder und Ortskodierung

Durch  $\vec{G}(\vec{r})$  wird  $\omega_L$  **ortsabhängig**:  $\omega_L = \gamma B_0 + \gamma \vec{G} \cdot \vec{r}$

→ z.B. Ortskodierung:

Bestimmung des Messsignals  $S(t)$  für einzelne Voxel

# Gradientenfelder und Ortskodierung

Durch  $\vec{G}(\vec{r})$  wird  $\omega_L$  **ortsabhängig**:  $\omega_L = \gamma B_0 + \gamma \vec{G} \cdot \vec{r}$

→ z.B. Ortskodierung:

Bestimmung des Messsignals  $S(t)$  für einzelne Voxel

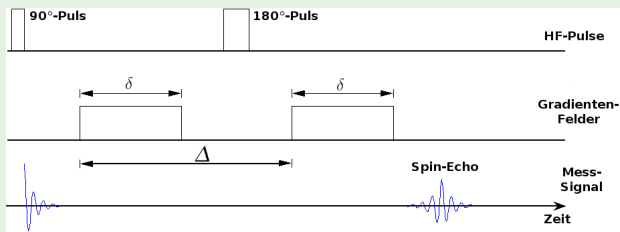


# Übersicht

- 1 Biologie und Diffusion (im Gehirn)
- 2 Grundlagen MRT
- 3 MRT und Diffusion**
- 4 Bestimmung und Interpretation des Diffusionstensors
- 5 Experimente und Ergebnisse
- 6 Zusammenfassung/Fazit

# Sensibilisierung einer MRT-Sequenz für Diffusion

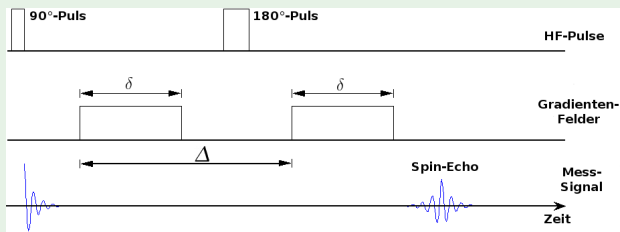
## Erweiterung der SE-Sequenz nach STEIJSKAL und TANNER (1965):



- 1. Gradientenpuls: Aufprägen einer ortsabhängigen Phase
- 2. Gradientenpuls: Rephasierung (wg.  $180^\circ$ -Puls)
- Spins, welche sich in Gradientenfeldrichtung bewegt haben, werden nicht vollständig rephasiert ( $\omega_L$  ortsabhängig!)
- $\rightarrow$  Abfall des SE-Signals in Abhängigkeit der Diffusivität in Richtung des Gradientenfeldes

# Sensibilisierung einer MRT-Sequenz für Diffusion

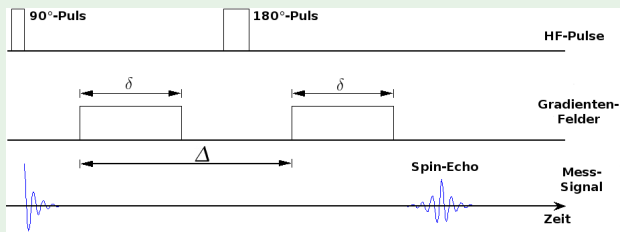
## Erweiterung der SE-Sequenz nach STEIJSKAL und TANNER (1965):



- 1. Gradientenpuls: Aufprägen einer ortsabhängigen Phase
- 2. Gradientenpuls: Rephasierung (wg.  $180^\circ$ -Puls)
- Spins, welche sich in Gradientenfeldrichtung bewegt haben, werden nicht vollständig rephasiert ( $\omega_L$  ortsabhängig!)
- $\rightarrow$  Abfall des SE-Signals in Abhängigkeit der Diffusivität in Richtung des Gradientenfeldes

# Sensibilisierung einer MRT-Sequenz für Diffusion

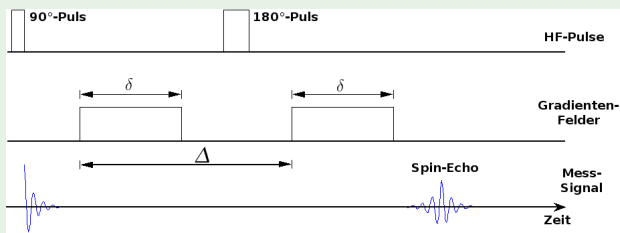
## Erweiterung der SE-Sequenz nach STEIJSKAL und TANNER (1965):



- 1. Gradientenpuls: Aufprägen einer ortsabhängigen Phase
- 2. Gradientenpuls: Rephasierung (wg.  $180^\circ$ -Puls)
- Spins, welche sich in Gradientenfeldrichtung bewegt haben, werden nicht vollständig rephasiert ( $\omega_L$  ortsabhängig!)
- → Abfall des SE-Signals in Abhängigkeit der Diffusivität in Richtung des Gradientenfeldes

# Sensibilisierung einer MRT-Sequenz für Diffusion

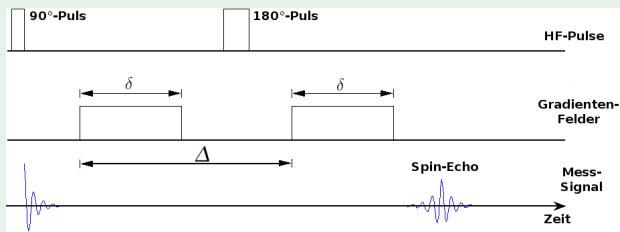
Erweiterung der SE-Sequenz nach STEIJSKAL und TANNER (1965):



- 1. Gradientenpuls: Aufprägen einer ortsabhängigen Phase
- 2. Gradientenpuls: Rephasierung (wg.  $180^\circ$ -Puls)
- Spins, welche sich in Gradientenfeldrichtung bewegt haben, werden nicht vollständig rephasiert ( $\omega_L$  ortsabhängig!)
- $\rightarrow$  Abfall des SE-Signals in Abhängigkeit der Diffusivität in Richtung des Gradientenfeldes

# Sensibilisierung einer MRT-Sequenz für Diffusion

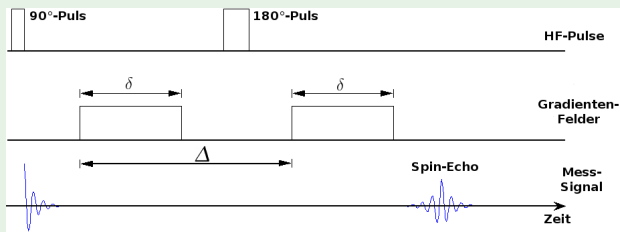
## Erweiterung der SE-Sequenz nach STEIJSKAL und TANNER (1965):



- 1. Gradientenpuls: Aufprägen einer ortsabhängigen Phase
- 2. Gradientenpuls: Rephasierung (wg.  $180^\circ$ -Puls)
- Spins, welche sich in Gradientenfeldrichtung bewegt haben, werden nicht vollständig rephasiert ( $\omega_L$  ortsabhängig!)
- → Abfall des SE-Signals in Abhängigkeit der Diffusivität in Richtung des Gradientenfeldes

# Sensibilisierung einer MRT-Sequenz für Diffusion

## Erweiterung der SE-Sequenz nach STEIJSKAL und TANNER (1965):



- 1. Gradientenpuls: Aufprägen einer ortsabhängigen Phase
- 2. Gradientenpuls: Rephasierung (wg. 180°-Puls)
- Spins, welche sich in Gradientenfeldrichtung bewegt haben, werden nicht vollständig rephasiert ( $\omega_L$  ortsabhängig!)
- → Abfall des SE-Signals in Abhängigkeit der Diffusivität in Richtung des Gradientenfeldes

# Bestimmung des Diffusionskoeffizienten aus dem Signalabfall

Lösung der BLOCH-TORREY-DGL für isotropen Fall (Diff.-Koeffizient  $D$ )

Für den relativen Signalabfall ergibt sich:

$$\frac{S_{\bar{G}}(TE)}{S_0(TE)} = e^{-bD} \quad \text{mit} \quad b = \gamma^2 \int_0^{TE} G(t)^2 dt$$

Bestimmung des Diffusionskoeffizienten:

- mehrere Messungen mit verschiedenen  $b$ -Werten
- gewöhnlich: I)  $b = 0$  II)  $b \neq 0$
- Auftragung  $\ln\left(\frac{S_{\bar{G}}(TE)}{S_0(TE)}\right)$  über  $b$ -Werten
- Ausgleichsgerade  $\rightarrow$  negative Steigung =  $D$



# Bestimmung des Diffusionskoeffizienten aus dem Signalabfall

Lösung der BLOCH-TORREY-DGL für isotropen Fall (Diff.-Koeffizient  $D$ )

Für den relativen Signalabfall ergibt sich:

$$\frac{S_{\vec{G}}(TE)}{S_0(TE)} = e^{-bD} \quad \text{mit} \quad b = \gamma^2 \int_0^{TE} G(t)^2 dt$$

Bestimmung des Diffusionskoeffizienten:

- mehrere Messungen mit verschiedenen  $b$ -Werten
- gewöhnlich: I)  $b = 0$  II)  $b \neq 0$
- Auftragung  $\ln\left(\frac{S_{\vec{G}}(TE)}{S_0(TE)}\right)$  über  $b$ -Werten
- Ausgleichsgerade  $\rightarrow$  negative Steigung =  $D$

# Bestimmung des Diffusionskoeffizienten aus dem Signalabfall

Lösung der BLOCH-TORREY-DGL für isotropen Fall (Diff.-Koeffizient  $D$ )

Für den relativen Signalabfall ergibt sich:

$$\frac{S_{\vec{G}}(TE)}{S_0(TE)} = e^{-bD} \quad \text{mit} \quad b = \gamma^2 \int_0^{TE} G(t)^2 dt$$

Bestimmung des Diffusionskoeffizienten:

- mehrere Messungen mit verschiedenen  $b$ -Werten
- gewöhnlich: I)  $b = 0$  II)  $b \neq 0$
- Auftragung  $\ln\left(\frac{S_{\vec{G}}(TE)}{S_0(TE)}\right)$  über  $b$ -Werten
- Ausgleichsgerade  $\rightarrow$  negative Steigung =  $D$

# Bestimmung des Diffusionskoeffizienten aus dem Signalabfall

Lösung der BLOCH-TORREY-DGL für isotropen Fall (Diff.-Koeffizient  $D$ )

Für den relativen Signalabfall ergibt sich:

$$\frac{S_{\vec{G}}(TE)}{S_0(TE)} = e^{-bD} \quad \text{mit} \quad b = \gamma^2 \int_0^{TE} G(t)^2 dt$$

Bestimmung des Diffusionskoeffizienten:

- mehrere Messungen mit verschiedenen  $b$ -Werten
- gewöhnlich: I)  $b = 0$  II)  $b \neq 0$
- Auftragung  $\ln\left(\frac{S_{\vec{G}}(TE)}{S_0(TE)}\right)$  über  $b$ -Werten
- Ausgleichsgerade  $\rightarrow$  negative Steigung =  $D$

# Bestimmung des Diffusionskoeffizienten aus dem Signalabfall

Lösung der BLOCH-TORREY-DGL für isotropen Fall (Diff.-Koeffizient  $D$ )

Für den relativen Signalabfall ergibt sich:

$$\frac{S_{\vec{G}}(TE)}{S_0(TE)} = e^{-bD} \quad \text{mit} \quad b = \gamma^2 \int_0^{TE} G(t)^2 dt$$

Bestimmung des Diffusionskoeffizienten:

- mehrere Messungen mit verschiedenen  $b$ -Werten
- gewöhnlich: I)  $b = 0$  II)  $b \neq 0$
- Auftragung  $\ln\left(\frac{S_{\vec{G}}(TE)}{S_0(TE)}\right)$  über  $b$ -Werten
- Ausgleichsgerade  $\rightarrow$  negative Steigung =  $D$

# Bestimmung des Diffusionskoeffizienten aus dem Signalabfall

Lösung der BLOCH-TORREY-DGL für isotropen Fall (Diff.-Koeffizient  $D$ )

Für den relativen Signalabfall ergibt sich:

$$\frac{S_{\bar{G}}(TE)}{S_0(TE)} = e^{-bD} \quad \text{mit} \quad b = \gamma^2 \int_0^{TE} G(t)^2 dt$$

Bestimmung des Diffusionskoeffizienten:

- mehrere Messungen mit verschiedenen  $b$ -Werten
- gewöhnlich: I)  $b = 0$  II)  $b \neq 0$
- Auftragung  $\ln\left(\frac{S_{\bar{G}}(TE)}{S_0(TE)}\right)$  über  $b$ -Werten
- Ausgleichsgerade  $\rightarrow$  negative Steigung =  $D$

# Übersicht

- 1 Biologie und Diffusion (im Gehirn)
- 2 Grundlagen MRT
- 3 MRT und Diffusion
- 4 Bestimmung und Interpretation des Diffusionstensors**
- 5 Experimente und Ergebnisse
- 6 Zusammenfassung/Fazit

## Bestimmung des Diffusionstensors

- $\mathbf{D}$  ist symmetrische  $3 \times 3$  - Matrix
- sechs unabhängige Komponenten müssen bestimmt werden
- beschriebenes Experiment muss mit mindestens 6 linear unabhängigen  $\vec{G}_i$  wiederholt werden

Gleichungssystem für anisotropen Fall (aus BLOCH-TORREY-DGL):

$$\ln \left( \frac{S_{\vec{G}_i}}{S_0} \right) = -b_i \vec{g}_i^T \mathbf{D} \vec{g}_i \quad \text{mit} \quad \vec{g}_i = \frac{\vec{G}_i}{|\vec{G}_i|}$$

Numerische Lösung des Gleichungssystems mit Minimierungsverfahren  
 → **Schätzung der Tensorkomponenten**

## Bestimmung des Diffusionstensors

- **D** ist symmetrische  $3 \times 3$  - Matrix
- sechs unabhängige Komponenten müssen bestimmt werden
- beschriebenes Experiment muss mit mindestens 6 linear unabhängigen  $\vec{G}_i$  wiederholt werden

Gleichungssystem für anisotropen Fall (aus BLOCH-TORREY-DGL):

$$\ln \left( \frac{S_{\vec{G}_i}}{S_0} \right) = -b_i \vec{g}_i^T \mathbf{D} \vec{g}_i \quad \text{mit} \quad \vec{g}_i = \frac{\vec{G}_i}{|\vec{G}_i|}$$

Numerische Lösung des Gleichungssystems mit Minimierungsverfahren  
 → **Schätzung der Tensorkomponenten**



## Bestimmung des Diffusionstensors

- **D** ist symmetrische  $3 \times 3$  - Matrix
- sechs unabhängige Komponenten müssen bestimmt werden
- beschriebenes Experiment muss mit mindestens 6 linear unabhängigen  $\vec{G}_i$  wiederholt werden

Gleichungssystem für anisotropen Fall (aus BLOCH-TORREY-DGL):

$$\ln \left( \frac{S_{\vec{G}_i}}{S_0} \right) = -b_i \vec{g}_i^T \mathbf{D} \vec{g}_i \quad \text{mit} \quad \vec{g}_i = \frac{\vec{G}_i}{|\vec{G}_i|}$$

Numerische Lösung des Gleichungssystems mit Minimierungsverfahren  
 → **Schätzung der Tensorkomponenten**

## Bestimmung des Diffusionstensors

- $\mathbf{D}$  ist symmetrische  $3 \times 3$  - Matrix
- sechs unabhängige Komponenten müssen bestimmt werden
- beschriebenes Experiment muss mit mindestens 6 linear unabhängigen  $\vec{G}_i$  wiederholt werden

Gleichungssystem für anisotropen Fall (aus BLOCH-TORREY-DGL):

$$\ln \left( \frac{S_{\vec{G}_i}}{S_0} \right) = -b_i \vec{g}_i^T \mathbf{D} \vec{g}_i \quad \text{mit} \quad \vec{g}_i = \frac{\vec{G}_i}{|\vec{G}_i|}$$

Numerische Lösung des Gleichungssystems mit Minimierungsverfahren  
 → **Schätzung der Tensorkomponenten**

## Bestimmung des Diffusionstensors

- $\mathbf{D}$  ist symmetrische  $3 \times 3$  - Matrix
- sechs unabhängige Komponenten müssen bestimmt werden
- beschriebenes Experiment muss mit mindestens 6 linear unabhängigen  $\vec{G}_i$  wiederholt werden

Gleichungssystem für anisotropen Fall (aus BLOCH-TORREY-DGL):

$$\ln \left( \frac{S_{\vec{G}_i}}{S_0} \right) = -b_i \vec{g}_i^T \mathbf{D} \vec{g}_i \quad \text{mit} \quad \vec{g}_i = \frac{\vec{G}_i}{|\vec{G}_i|}$$

Numerische Lösung des Gleichungssystems mit Minimierungsverfahren  
 → **Schätzung der Tensorkomponenten**

## Bestimmung des Diffusionstensors

- $\mathbf{D}$  ist symmetrische  $3 \times 3$  - Matrix
- sechs unabhängige Komponenten müssen bestimmt werden
- beschriebenes Experiment muss mit mindestens 6 linear unabhängigen  $\vec{G}_i$  wiederholt werden

Gleichungssystem für anisotropen Fall (aus BLOCH-TORREY-DGL):

$$\ln \left( \frac{S_{\vec{G}_i}}{S_0} \right) = -b_i \vec{g}_i^T \mathbf{D} \vec{g}_i \quad \text{mit} \quad \vec{g}_i = \frac{\vec{G}_i}{|\vec{G}_i|}$$

Numerische Lösung des Gleichungssystems mit Minimierungsverfahren  
 → **Schätzung der Tensorkomponenten**

# Interpretation Diffusionstensors

## Diagonalisierung des Tensors liefert universelle Größen für Voxel:

- größter Eigenwert entspricht  $D$  in Faserrichtung
- kleinster Eigenwert entspricht  $D$  senkrecht dazu
- Eigenvektor zum größten Eigenwert → **Main Diffusion Direction** (MDD)
- **Apparent Diffusion Coefficient** ( $ADC$ ) ist Maß für Diffusivität:

$$ADC = \bar{\lambda} = \frac{1}{3}(\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3)$$

- **Fractional Anisotropy** ( $FA$ ) ist Maß für Anisotropie ( $\in [0, 1]$ )

$$FA = \sqrt{\frac{3}{2} \frac{(\lambda_1 - \bar{\lambda})^2 + (\lambda_2 - \bar{\lambda})^2 + (\lambda_3 - \bar{\lambda})^2}{\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2}}$$

# Interpretation Diffusionstensors

Diagonalisierung des Tensors liefert universelle Größen für Voxel:

- größter Eigenwert entspricht  $D$  in Faserrichtung
- kleinster Eigenwert entspricht  $D$  senkrecht dazu
- Eigenvektor zum größten Eigenwert → **Main Diffusion Direction** (MDD)
- **Apparent Diffusion Coefficient (ADC)** ist Maß für Diffusivität:

$$ADC = \bar{\lambda} = \frac{1}{3}(\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3)$$

- **Fractional Anisotropy (FA)** ist Maß für Anisotropie ( $\in [0, 1]$ )

$$FA = \sqrt{\frac{3}{2} \frac{(\lambda_1 - \bar{\lambda})^2 + (\lambda_2 - \bar{\lambda})^2 + (\lambda_3 - \bar{\lambda})^2}{\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2}}$$

# Interpretation Diffusionstensors

Diagonalisierung des Tensors liefert universelle Größen für Voxel:

- größter Eigenwert entspricht  $D$  in Faserrichtung
- kleinster Eigenwert entspricht  $D$  senkrecht dazu
- Eigenvektor zum größten Eigenwert → **Main Diffusion Direction** (MDD)
- **Apparent Diffusion Coefficient (ADC)** ist Maß für Diffusivität:

$$ADC = \bar{\lambda} = \frac{1}{3}(\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3)$$

- **Fractional Anisotropy (FA)** ist Maß für Anisotropie ( $\in [0, 1]$ )

$$FA = \sqrt{\frac{3}{2} \frac{(\lambda_1 - \bar{\lambda})^2 + (\lambda_2 - \bar{\lambda})^2 + (\lambda_3 - \bar{\lambda})^2}{\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2}}$$

# Interpretation Diffusionstensors

Diagonalisierung des Tensors liefert universelle Größen für Voxel:

- größter Eigenwert entspricht  $D$  in Faserrichtung
- kleinster Eigenwert entspricht  $D$  senkrecht dazu
- Eigenvektor zum größten Eigenwert → **Main Diffusion Direction (MDD)**
- **Apparent Diffusion Coefficient (ADC)** ist Maß für Diffusivität:

$$ADC = \bar{\lambda} = \frac{1}{3}(\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3)$$

- **Fractional Anisotropy (FA)** ist Maß für Anisotropie ( $\in [0, 1]$ )

$$FA = \sqrt{\frac{3}{2} \frac{(\lambda_1 - \bar{\lambda})^2 + (\lambda_2 - \bar{\lambda})^2 + (\lambda_3 - \bar{\lambda})^2}{\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2}}$$



# Interpretation Diffusionstensors

Diagonalisierung des Tensors liefert universelle Größen für Voxel:

- größter Eigenwert entspricht  $D$  in Faserrichtung
- kleinster Eigenwert entspricht  $D$  senkrecht dazu
- Eigenvektor zum größten Eigenwert → **Main Diffusion Direction** (MDD)
- **Apparent Diffusion Coefficient** ( $ADC$ ) ist Maß für Diffusivität:

$$ADC = \bar{\lambda} = \frac{1}{3}(\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3)$$

- **Fractional Anisotropy** ( $FA$ ) ist Maß für Anisotropie ( $\in [0, 1]$ )

$$FA = \sqrt{\frac{3}{2} \frac{(\lambda_1 - \bar{\lambda})^2 + (\lambda_2 - \bar{\lambda})^2 + (\lambda_3 - \bar{\lambda})^2}{\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2}}$$

# Interpretation Diffusionstensors

Diagonalisierung des Tensors liefert universelle Größen für Voxel:

- größter Eigenwert entspricht  $D$  in Faserrichtung
- kleinster Eigenwert entspricht  $D$  senkrecht dazu
- Eigenvektor zum größten Eigenwert → **Main Diffusion Direction** (MDD)
- **Apparent Diffusion Coefficient** ( $ADC$ ) ist Maß für Diffusivität:

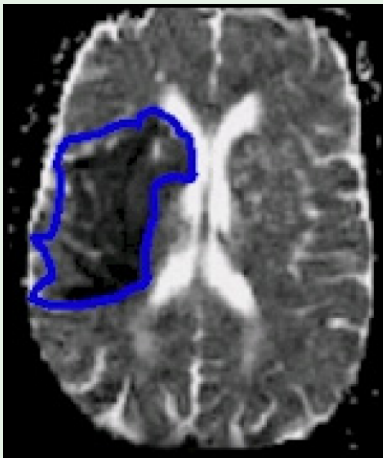
$$ADC = \bar{\lambda} = \frac{1}{3}(\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3)$$

- **Fractional Anisotropy** ( $FA$ ) ist Maß für Anisotropie ( $\in [0, 1]$ )

$$FA = \sqrt{\frac{3}{2} \frac{(\lambda_1 - \bar{\lambda})^2 + (\lambda_2 - \bar{\lambda})^2 + (\lambda_3 - \bar{\lambda})^2}{\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2}}$$

## Anwendungsbeispiel aus der Klinik

ADC-Map kurz nach Schlaganfall:



## vielleicht zukünftige Anwendung in der Klinik

### Nervenfaserverfolgung:

- Aufnahme eines kompletten Tensordatensatzes eines Gehirns
- einem Algorithmus wird dann ein Startgebiet vorgegeben
- ausgehend von diesem werden Wege unter Beachtung von Abbruchkriterien gesucht
- Abbruchkriterien z.B.  $FA < const$  und  $\alpha(alteMDD, neueMDD) > const$

### könnte dienen zur...

- ... Vorbereitung von kritischen OPs im Gehirn
- ... Erforschung von Erkrankungen des ZNS
- ... Erforschung der Funktionsweise des Gehirns

## vielleicht zukünftige Anwendung in der Klinik

### Nervenfaserverfolgung:

- Aufnahme eines kompletten Tensordatensatzes eines Gehirns
- einem Algorithmus wird dann ein Startgebiet vorgegeben
- ausgehend von diesem werden Wege unter Beachtung von Abbruchkriterien gesucht
- Abbruchkriterien z.B.  $FA < const$  und  $\alpha(alteMDD, neueMDD) > const$

### könnte dienen zur...

- ... Vorbereitung von kritischen OPs im Gehirn
- ... Erforschung von Erkrankungen des ZNS
- ... Erforschung der Funktionsweise des Gehirns

## vielleicht zukünftige Anwendung in der Klinik

### Nervenfaserverfolgung:

- Aufnahme eines kompletten Tensordatensatzes eines Gehirns
- einem Algorithmus wird dann ein Startgebiet vorgegeben
- ausgehend von diesem werden Wege unter Beachtung von Abbruchkriterien gesucht
- Abbruchkriterien z.B.  $FA < const$  und  $\alpha(alteMDD, neueMDD) > const$

### könnte dienen zur...

- ... Vorbereitung von kritischen OPs im Gehirn
- ... Erforschung von Erkrankungen des ZNS
- ... Erforschung der Funktionsweise des Gehirns

## vielleicht zukünftige Anwendung in der Klinik

### Nervenfaserverfolgung:

- Aufnahme eines kompletten Tensordatensatzes eines Gehirns
- einem Algorithmus wird dann ein Startgebiet vorgegeben
- ausgehend von diesem werden Wege unter Beachtung von Abbruchkriterien gesucht
- Abbruchkriterien z.B.  $FA < const$  und  $\alpha(alteMDD, neueMDD) > const$

### könnte dienen zur...

- ... Vorbereitung von kritischen OPs im Gehirn
- ... Erforschung von Erkrankungen des ZNS
- ... Erforschung der Funktionsweise des Gehirns

## vielleicht zukünftige Anwendung in der Klinik

### Nervenfaserverfolgung:

- Aufnahme eines kompletten Tensordatensatzes eines Gehirns
- einem Algorithmus wird dann ein Startgebiet vorgegeben
- ausgehend von diesem werden Wege unter Beachtung von Abbruchkriterien gesucht
- Abbruchkriterien z.B.  $FA < const$  und  $\alpha(alteMDD, neueMDD) > const$

### könnte dienen zur...

- ... Vorbereitung von kritischen OPs im Gehirn
- ... Erforschung von Erkrankungen des ZNS
- ... Erforschung der Funktionsweise des Gehirns



## vielleicht zukünftige Anwendung in der Klinik

### Nervenfaserverfolgung:

- Aufnahme eines kompletten Tensordatensatzes eines Gehirns
- einem Algorithmus wird dann ein Startgebiet vorgegeben
- ausgehend von diesem werden Wege unter Beachtung von Abbruchkriterien gesucht
- Abbruchkriterien z.B.  $FA < const$  und  $\alpha(alteMDD, neueMDD) > const$

### könnte dienen zur...

- ... Vorbereitung von kritischen OPs im Gehirn
- ... Erforschung von Erkrankungen des ZNS
- ... Erforschung der Funktionsweise des Gehirns

## vielleicht zukünftige Anwendung in der Klinik

### Nervenfaserverfolgung:

- Aufnahme eines kompletten Tensordatensatzes eines Gehirns
- einem Algorithmus wird dann ein Startgebiet vorgegeben
- ausgehend von diesem werden Wege unter Beachtung von Abbruchkriterien gesucht
- Abbruchkriterien z.B.  $FA < const$  und  $\alpha(alteMDD, neueMDD) > const$

### könnte dienen zur...

- ... Vorbereitung von kritischen OPs im Gehirn
- ... Erforschung von Erkrankungen des ZNS
- ... Erforschung der Funktionsweise des Gehirns

## vielleicht zukünftige Anwendung in der Klinik

### Nervenfaserverfolgung:

- Aufnahme eines kompletten Tensordatensatzes eines Gehirns
- einem Algorithmus wird dann ein Startgebiet vorgegeben
- ausgehend von diesem werden Wege unter Beachtung von Abbruchkriterien gesucht
- Abbruchkriterien z.B.  $FA < const$  und  $\alpha(alteMDD, neueMDD) > const$

### könnte dienen zur...

- ... Vorbereitung von kritischen OPs im Gehirn
- ... Erforschung von Erkrankungen des ZNS
- ... Erforschung der Funktionsweise des Gehirns

## vielleicht zukünftige Anwendung in der Klinik

### Nervenfaserverfolgung:

- Aufnahme eines kompletten Tensordatensatzes eines Gehirns
- einem Algorithmus wird dann ein Startgebiet vorgegeben
- ausgehend von diesem werden Wege unter Beachtung von Abbruchkriterien gesucht
- Abbruchkriterien z.B.  $FA < const$  und  $\alpha(alteMDD, neueMDD) > const$

### könnte dienen zur...

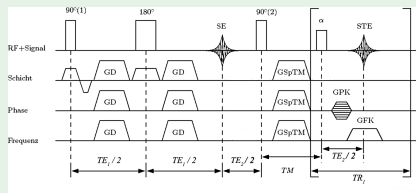
- ... Vorbereitung von kritischen OPs im Gehirn
- ... Erforschung von Erkrankungen des ZNS
- ... Erforschung der Funktionsweise des Gehirns

# Übersicht

- 1 Biologie und Diffusion (im Gehirn)
- 2 Grundlagen MRT
- 3 MRT und Diffusion
- 4 Bestimmung und Interpretation des Diffusionstensors
- 5 Experimente und Ergebnisse**
- 6 Zusammenfassung/Fazit

# Das experimentelle Setup

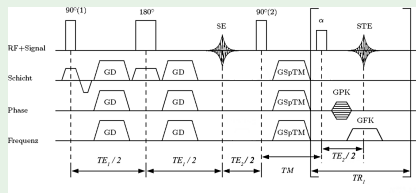
## die tSTEAM-Sequenz (entwickelt am MPI Göttingen):



- schnell durch single-shot Technik (eine Anregung, komplette Schichtakquisition mit stimulierten Echos STE)
- anatomie-getreu (keine Artefakte durch Suszeptibilitätsschwankungen)
- wegen single-shot und STE schlechtes SNR

# Das experimentelle Setup

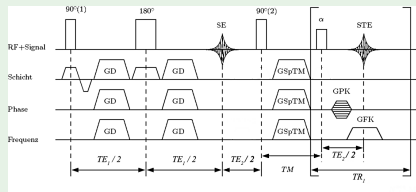
die tSTEAM-Sequenz (entwickelt am MPI Göttingen):



- schnell durch single-shot Technik (eine Anregung, komplette Schichtakquisition mit stimulierten Echos STE)
- anatomie-getreu (keine Artefakte durch Suszeptibilitätsschwankungen)
- wegen single-shot und STE schlechtes SNR

# Das experimentelle Setup

die tSTEAM-Sequenz (entwickelt am MPI Göttingen):

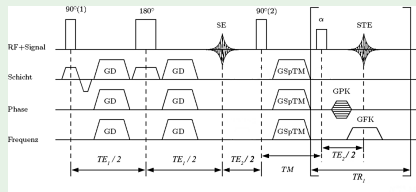


- schnell durch single-shot Technik (eine Anregung, komplette Schichtakquisition mit stimulierten Echos STE)
- anatomie-getreu (keine Artefakte durch Suszeptibilitätsschwankungen)
- wegen single-shot und STE schlechtes SNR



# Das experimentelle Setup

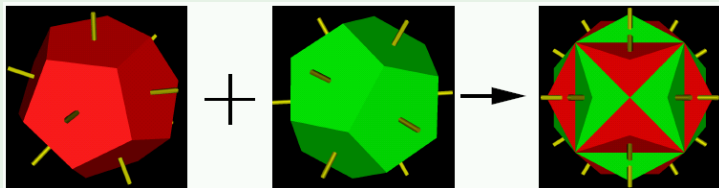
## die tSTEAM-Sequenz (entwickelt am MPI Göttingen):



- schnell durch single-shot Technik (eine Anregung, komplette Schichtakquisition mit stimulierten Echos STE)
- anatomie-getreu (keine Artefakte durch Suszeptibilitätsschwankungen)
- wegen single-shot und STE schlechtes SNR

# Das experimentelle Setup

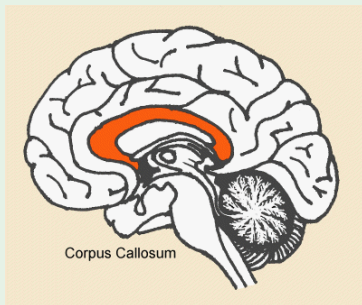
das Gradientenschema (entwickelt am MPI Göttingen):



24 bidirektionale Gradientenfelder (12 linear unabhängige Richtungen)

# Faserverfolgung ausgehend vom Corpus Callosum (CC)

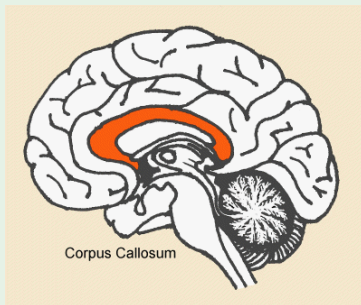
## Anatomie:



- verbindet linke mit rechter Hemisphäre
- hohe Anisotropie und damit hohe *FA*-Werte
- grober anatomischer Aufbau bekannt (Kontrollmöglichkeit)
- → eignet sich gut zu Testzwecken

# Faserverfolgung ausgehend vom Corpus Callosum (CC)

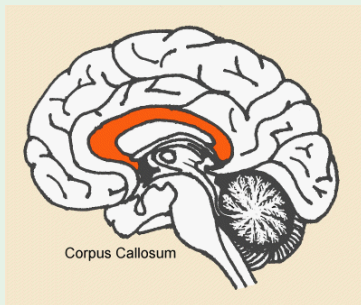
## Anatomie:



- verbindet linke mit rechter Hemisphäre
- hohe Anisotropie und damit hohe *FA*-Werte
- grober anatomischer Aufbau bekannt (Kontrollmöglichkeit)
- → eignet sich gut zu Testzwecken

# Faserverfolgung ausgehend vom Corpus Callosum (CC)

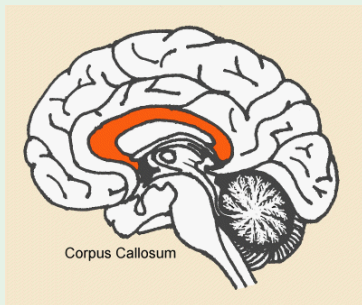
## Anatomie:



- verbindet linke mit rechter Hemisphäre
- hohe Anisotropie und damit hohe *FA*-Werte
- grober anatomischer Aufbau bekannt (Kontrollmöglichkeit)
- → eignet sich gut zu Testzwecken

# Faserverfolgung ausgehend vom Corpus Callosum (CC)

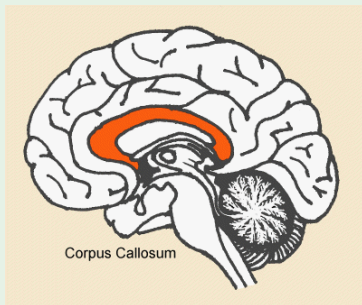
## Anatomie:



- verbindet linke mit rechter Hemisphäre
- hohe Anisotropie und damit hohe *FA*-Werte
- grober anatomischer Aufbau bekannt (Kontrollmöglichkeit)
- → eignet sich gut zu Testzwecken

# Faserverfolgung ausgehend vom Corpus Callosum (CC)

## Anatomie:



- verbindet linke mit rechter Hemisphäre
- hohe Anisotropie und damit hohe *FA*-Werte
- grober anatomischer Aufbau bekannt (Kontrollmöglichkeit)
- → eignet sich gut zu Testzwecken

# Messung

ein paar Daten einer gewöhnlichen Messung...



- Hauptmagnetfeld: 3 T
- Sequenz: tSTEAM bei  $2\text{ mm} \times 2\text{ mm} \times 2\text{ mm}$  isotroper Auflösung
- 50 Schichten
- jede Schicht wird einmal mit  $b = 0 \frac{\text{s}}{\text{mm}^2}$  vermessen ( $b_0$ -Bild)
- jede Schicht wird 24 mal mit  $b = 1000 \frac{\text{s}}{\text{mm}^2}$  vermessen
- Gesamtzeit dann: 9:40 min



# Messung

ein paar Daten einer gewöhnlichen Messung...



- Hauptmagnetfeld: 3 T
- Sequenz: tSTEAM bei  $2\text{ mm} \times 2\text{ mm} \times 2\text{ mm}$  isotroper Auflösung
- 50 Schichten
- jede Schicht wird einmal mit  $b = 0 \frac{\text{s}}{\text{mm}^2}$  vermessen ( $b_0$ -Bild)
- jede Schicht wird 24 mal mit  $b = 1000 \frac{\text{s}}{\text{mm}^2}$  vermessen
- Gesamtzeit dann: 9:40 min

# Messung

ein paar Daten einer gewöhnlichen Messung...



- Hauptmagnetfeld: 3 T
- Sequenz: tSTEAM bei  $2\text{ mm} \times 2\text{ mm} \times 2\text{ mm}$  isotroper Auflösung
- 50 Schichten
- jede Schicht wird einmal mit  $b = 0 \frac{\text{s}}{\text{mm}^2}$  vermessen ( $b_0$ -Bild)
- jede Schicht wird 24 mal mit  $b = 1000 \frac{\text{s}}{\text{mm}^2}$  vermessen
- Gesamtzeit dann: 9:40 min

# Messung

ein paar Daten einer gewöhnlichen Messung...



- Hauptmagnetfeld: 3 T
- Sequenz: tSTEAM bei  $2\text{ mm} \times 2\text{ mm} \times 2\text{ mm}$  isotroper Auflösung
- 50 Schichten
- jede Schicht wird einmal mit  $b = 0 \frac{\text{s}}{\text{mm}^2}$  vermessen ( $b_0$ -Bild)
- jede Schicht wird 24 mal mit  $b = 1000 \frac{\text{s}}{\text{mm}^2}$  vermessen
- Gesamtzeit dann: 9:40 min

# Messung

ein paar Daten einer gewöhnlichen Messung...



- Hauptmagnetfeld: 3 T
- Sequenz: tSTEAM bei  $2\text{ mm} \times 2\text{ mm} \times 2\text{ mm}$  isotroper Auflösung
- 50 Schichten
- jede Schicht wird einmal mit  $b = 0 \frac{\text{s}}{\text{mm}^2}$  vermessen ( $b_0$ -Bild)
- jede Schicht wird 24 mal mit  $b = 1000 \frac{\text{s}}{\text{mm}^2}$  vermessen
- Gesamtzeit dann: 9:40 min

# Messung

ein paar Daten einer gewöhnlichen Messung...



- Hauptmagnetfeld: 3 T
- Sequenz: tSTEAM bei  $2\text{ mm} \times 2\text{ mm} \times 2\text{ mm}$  isotroper Auflösung
- 50 Schichten
- jede Schicht wird einmal mit  $b = 0 \frac{\text{s}}{\text{mm}^2}$  vermessen ( $b_0$ -Bild)
- jede Schicht wird 24 mal mit  $b = 1000 \frac{\text{s}}{\text{mm}^2}$  vermessen
- Gesamtzeit dann: 9:40 min

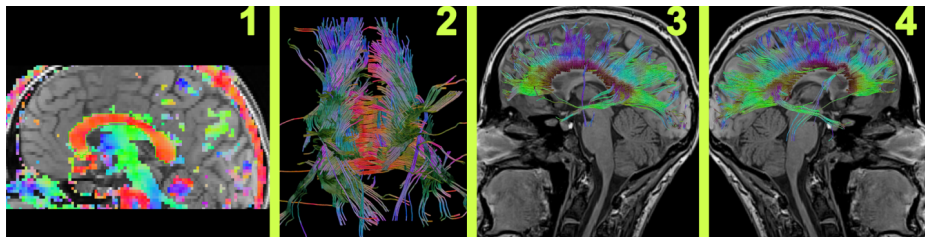
# Messung

ein paar Daten einer gewöhnlichen Messung...



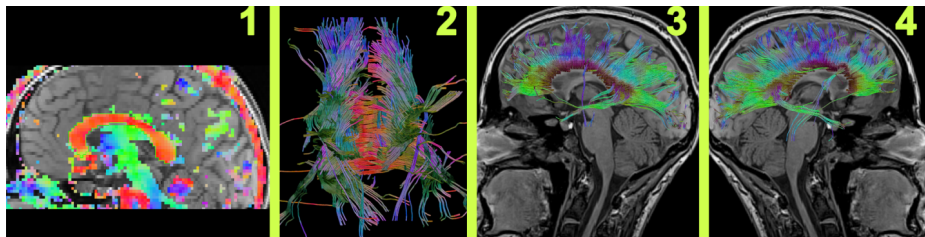
- Hauptmagnetfeld: 3 T
- Sequenz: tSTEAM bei  $2 \text{ mm} \times 2 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$  isotroper Auflösung
- 50 Schichten
- jede Schicht wird einmal mit  $b = 0 \frac{\text{s}}{\text{mm}^2}$  vermessen ( $b_0$ -Bild)
- jede Schicht wird 24 mal mit  $b = 1000 \frac{\text{s}}{\text{mm}^2}$  vermessen
- Gesamtzeit dann: 9:40 min

# CC-Verfolgung mit DEFFCON (Auswertemethodik)



- 1) Mittsagittale Schicht; MDD-Karte vor Anatomiehintergrund;  $FA > 0.15$ ; CC als Startgebiet markiert
- 2) Frontansicht Fibertrack mit Startgebiet aus 1)
- 3) linke Seitenansicht Fibertrack mit Anatomie
- 4) rechte Seitenansicht Fibertrack mit Anatomie

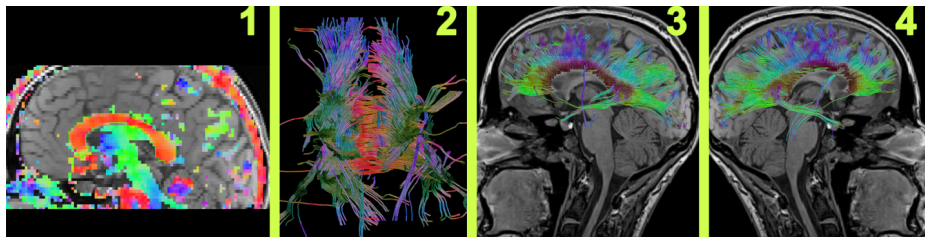
# CC-Verfolgung mit DEFFCON (Auswertemethodik)



- 1) Mittsagittale Schicht; MDD-Karte vor Anatomiehintergrund;  $FA > 0.15$ ; CC als Startgebiet markiert
- 2) Frontansicht Fibertrack mit Startgebiet aus 1)
- 3) linke Seitenansicht Fibertrack mit Anatomie
- 4) rechte Seitenansicht Fibertrack mit Anatomie

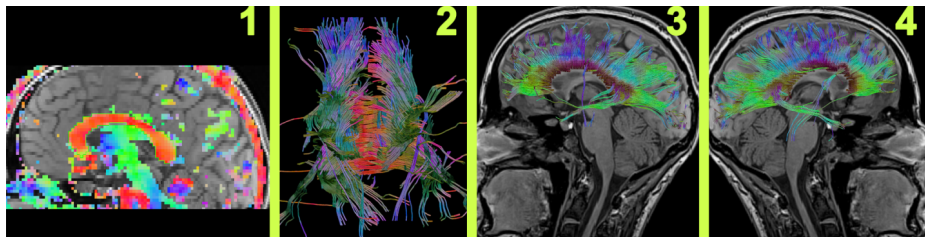


# CC-Verfolgung mit DEFFCON (Auswertemethodik)



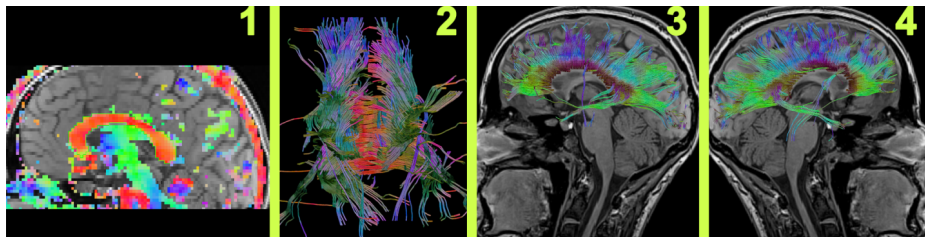
- 1) Mittsagittale Schicht; MDD-Karte vor Anatomiehintergrund;  $FA > 0.15$ ; CC als Startgebiet markiert
- 2) Frontansicht Fibertrack mit Startgebiet aus 1)
- 3) linke Seitenansicht Fibertrack mit Anatomie
- 4) rechte Seitenansicht Fibertrack mit Anatomie

# CC-Verfolgung mit DEFFCON (Auswertemethodik)



- 1) Mittsagittale Schicht; MDD-Karte vor Anatomiehintergrund;  $FA > 0.15$ ; CC als Startgebiet markiert
- 2) Frontansicht Fibertrack mit Startgebiet aus 1)
- 3) linke Seitenansicht Fibertrack mit Anatomie
- 4) rechte Seitenansicht Fibertrack mit Anatomie

# CC-Verfolgung mit DEFFCON (Auswertemethodik)



- 1) Mittsagittale Schicht; MDD-Karte vor Anatomiehintergrund;  $FA > 0.15$ ; CC als Startgebiet markiert
- 2) Frontansicht Fibertrack mit Startgebiet aus 1)
- 3) linke Seitenansicht Fibertrack mit Anatomie
- 4) rechte Seitenansicht Fibertrack mit Anatomie

# Optimierungsmöglichkeiten

Die Qualität/Zuverlässigkeit der bestimmten Diffusionstensenoren soll verbessert werden. Dies ist die Basis für erfolgreiche Nervenfaserverfolgung.

Möglichkeiten außerhalb von Sequenz und Hardware:

- 1) Mittelung ganzer Diffusionsdatensätze (Rauschen  $\propto \sqrt{N}$ )
- 2) Optimierung der Diffusionswichtung
- 3) Mittelung der nicht diffusionsgewichteten Bilder (Verbesserung der Referenz)

**Problem:**

Die Qualität und Zuverlässigkeit von Verfolgungsergebnissen ist schlecht/nicht quantifizierbar.

# Optimierungsmöglichkeiten

Die Qualität/Zuverlässigkeit der bestimmten Diffusionstensenoren soll verbessert werden. Dies ist die Basis für erfolgreiche Nervenfaserverfolgung.

## Möglichkeiten außerhalb von Sequenz und Hardware:

- 1) Mittelung ganzer Diffusionsdatensätze (Rauschen  $\propto \sqrt{N}$ )
- 2) Optimierung der Diffusionswichtung
- 3) Mittelung der nicht diffusionsgewichteten Bilder (Verbesserung der Referenz)

## Problem:

Die Qualität und Zuverlässigkeit von Verfolgungsergebnissen ist schlecht/nicht quantifizierbar.

# Optimierungsmöglichkeiten

Die Qualität/Zuverlässigkeit der bestimmten Diffusionstensenoren soll verbessert werden. Dies ist die Basis für erfolgreiche Nervenfaserverfolgung.

## Möglichkeiten außerhalb von Sequenz und Hardware:

- 1) Mittelung ganzer Diffusionsdatensätze (Rauschen  $\propto \sqrt{N}$ )
- 2) Optimierung der Diffusionswichtung
- 3) Mittelung der nicht diffusionsgewichteten Bilder (Verbesserung der Referenz)

## Problem:

Die Qualität und Zuverlässigkeit von Verfolgungsergebnissen ist schlecht/nicht quantifizierbar.

## Optimierungsmöglichkeiten

Die Qualität/Zuverlässigkeit der bestimmten Diffusionstensenoren soll verbessert werden. Dies ist die Basis für erfolgreiche Nervenfaserverfolgung.

### Möglichkeiten außerhalb von Sequenz und Hardware:

- 1) Mittelung ganzer Diffusionsdatensätze (Rauschen  $\propto \sqrt{N}$ )
- 2) Optimierung der Diffusionswichtung
- 3) Mittelung der nicht diffusionsgewichteten Bilder (Verbesserung der Referenz)

### Problem:

Die Qualität und Zuverlässigkeit von Verfolgungsergebnissen ist schlecht/nicht quantifizierbar.

# Optimierungsmöglichkeiten

Die Qualität/Zuverlässigkeit der bestimmten Diffusionstensenoren soll verbessert werden. Dies ist die Basis für erfolgreiche Nervenfaserverfolgung.

## Möglichkeiten außerhalb von Sequenz und Hardware:

- 1) Mittelung ganzer Diffusionsdatensätze (Rauschen  $\propto \sqrt{N}$ )
- 2) Optimierung der Diffusionswichtung
- 3) Mittelung der nicht diffusionsgewichteten Bilder (Verbesserung der Referenz)

## Problem:

Die Qualität und Zuverlässigkeit von Verfolgungsergebnissen ist schlecht/nicht quantifizierbar.



# Optimierungsmöglichkeiten

Die Qualität/Zuverlässigkeit der bestimmten Diffusionstensenoren soll verbessert werden. Dies ist die Basis für erfolgreiche Nervenfaserverfolgung.

## Möglichkeiten außerhalb von Sequenz und Hardware:

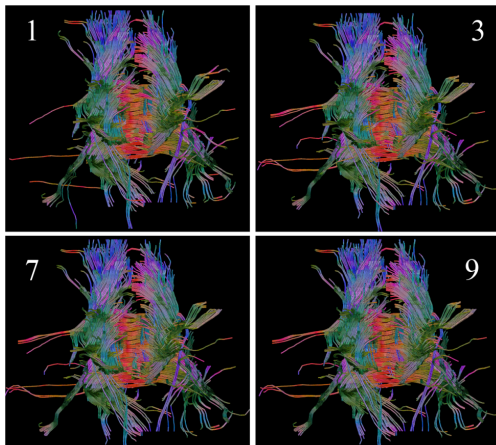
- 1) Mittelung ganzer Diffusionsdatensätze (Rauschen  $\propto \sqrt{N}$ )
- 2) Optimierung der Diffusionswichtung
- 3) Mittelung der nicht diffusionsgewichteten Bilder (Verbesserung der Referenz)

## Problem:

Die Qualität und Zuverlässigkeit von Verfolgungsergebnissen ist schlecht/nicht quantifizierbar.

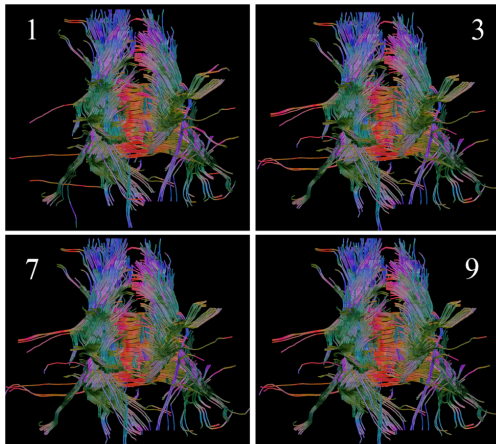
# Experiment

- Messung:  $9 \times b = 0$ ,  $1 \times b = 500$ ,  $1 \times b = 1000$
- Erstellung von Datensätzen mit 1, 3, 5, 7, 9  $b_0$ -Bildern
- gleiche Auswertung aller Datensätze (selbe Startgebiete)



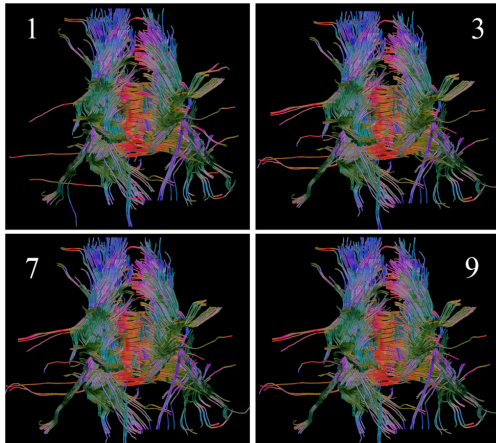
# Experiment

- Messung:  $9 \times b = 0$ ,  $1 \times b = 500$ ,  $1 \times b = 1000$
- Erstellung von Datensätzen mit 1, 3, 5, 7, 9  $b_0$ -Bildern
- gleiche Auswertung aller Datensätze (selbe Startgebiete)



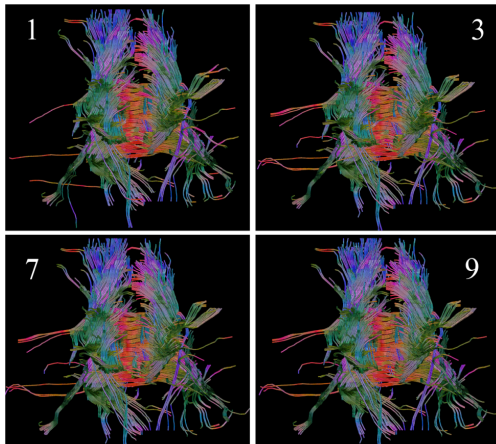
# Experiment

- Messung:  $9 \times b = 0$ ,  $1 \times b = 500$ ,  $1 \times b = 1000$
- Erstellung von Datensätzen mit 1, 3, 5, 7, 9  $b_0$ -Bildern
- gleiche Auswertung aller Datensätze (selbe Startgebiete)



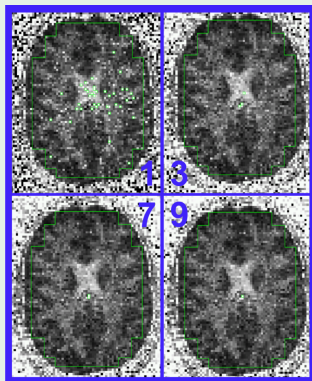
# Experiment

- Messung:  $9 \times b = 0$ ,  $1 \times b = 500$ ,  $1 \times b = 1000$
- Erstellung von Datensätzen mit 1, 3, 5, 7, 9  $b_0$ -Bildern
- gleiche Auswertung aller Datensätze (selbe Startgebiete)



# Idee: sicher fehlerhafte Tensoren zählen

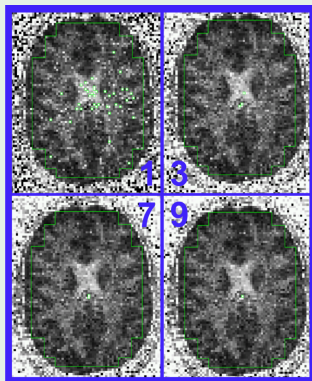
Quantifizierung anhand von *FA*-Karten:



- wähle in allen Datensätzen exakt gleiches Gebiet
- messe relativen Fehler  $\frac{N_{err.}}{N_{korr}}$

# Idee: sicher fehlerhafte Tensoren zählen

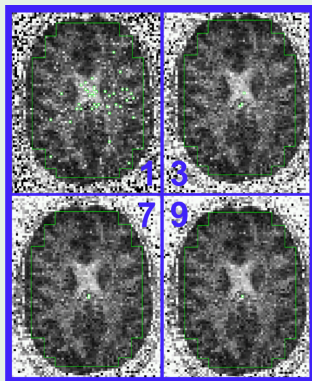
Quantifizierung anhand von *FA*-Karten:



- wähle in allen Datensätzen exakt gleiches Gebiet
- messe relativen Fehler  $\frac{N_{err.}}{N_{korr}}$

# Idee: sicher fehlerhafte Tensoren zählen

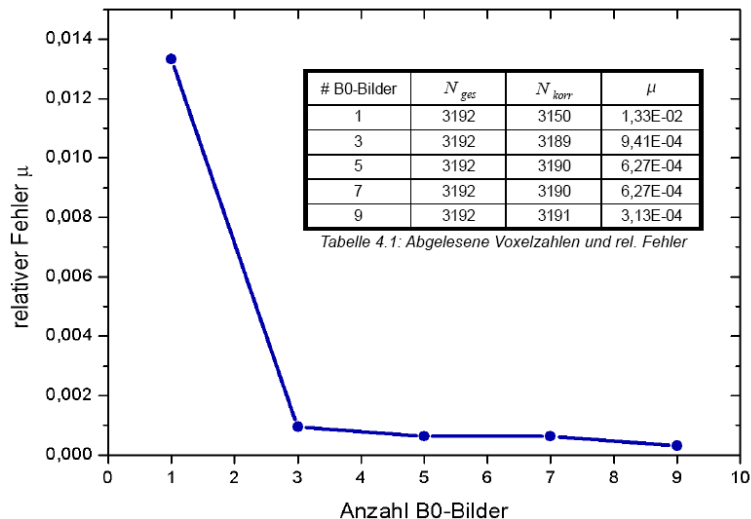
Quantifizierung anhand von *FA*-Karten:



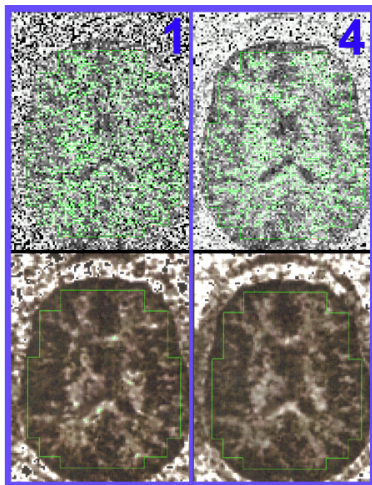
- wähle in allen Datensätzen exakt gleiches Gebiet
- messe relativen Fehler  $\frac{N_{err}}{N_{korr}}$



## Ergebnis



## Aber bei 1,5 mm isotrop:



Ohne Gaußfilter

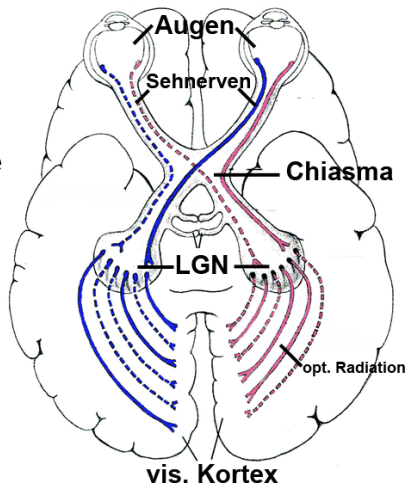
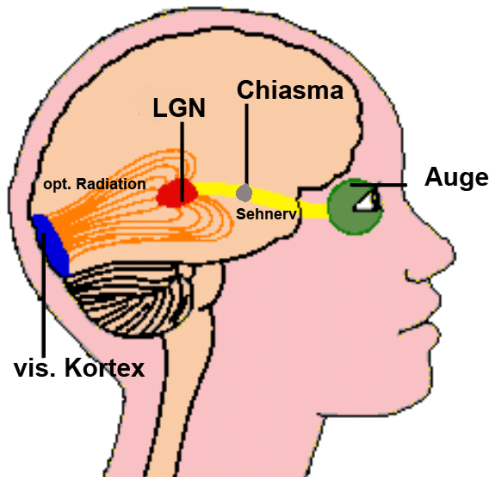
# B0-Bilder	$N_{err}$
1	1106
4	980

Mit Gaußfilter

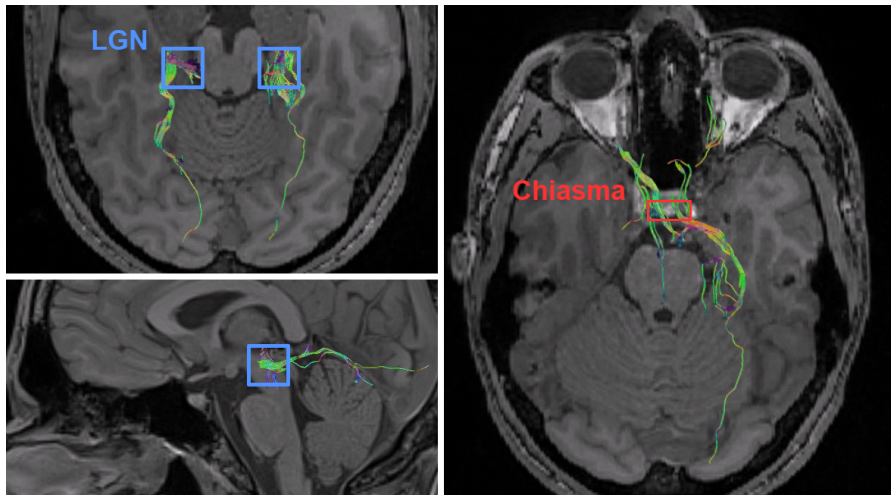
# B0-Bilder	$N_{err}$
1	9
4	0

- Mehrere  $b_0$ -Bilder können sehr schlechte Daten nicht retten
- Gaußfilter überwiegt den Einfluss der Anzahl der  $b_0$ -Bilder

# visuelles System: wäre Durchbruch für tSTEAM



# Track des visuellen Systems bei 1,5 mm + Gaußfilter



→ Gaußfilter macht aus schlechtesten Daten noch "Verfolgbares"

# Übersicht

- 1 Biologie und Diffusion (im Gehirn)
- 2 Grundlagen MRT
- 3 MRT und Diffusion
- 4 Bestimmung und Interpretation des Diffusionstensors
- 5 Experimente und Ergebnisse
- 6 Zusammenfassung/Fazit**

# Fazit

- gute Schätzung der Tensorkomponenten erfordert hohes SNR
- tSTEAM hat schlechtes SNR
- tSTEAM ist schnell und anatomisch korrekt → motiviert Optimierung!
- der Einfluss der Anzahl der  $b_0$ -Bilder ist messbar aber gering
- mit "Tricks" lässt sich Qualität der Rohdaten erheblich verbessern (Gaußfilter!)
- visuelles System schon teilweise verfolgbar (hier scheitern andere Sequenzen an Suszeptibilitätssprüngen)
- von klinischer Anwendung der Faserverfolgung noch weit entfernt, aber mit tSTEAM auf einem guten Weg dorthin

# Fazit

- gute Schätzung der Tensorkomponenten erfordert hohes SNR
- tSTEAM hat schlechtes SNR
- tSTEAM ist schnell und anatomisch korrekt → motiviert Optimierung!
- der Einfluss der Anzahl der  $b_0$ -Bilder ist messbar aber gering
- mit "Tricks" lässt sich Qualität der Rohdaten erheblich verbessern (Gaußfilter!)
- visuelles System schon teilweise verfolgbar (hier scheitern andere Sequenzen an Suszeptibilitätssprüngen)
- von klinischer Anwendung der Faserverfolgung noch weit entfernt, aber mit tSTEAM auf einem guten Weg dorthin

# Fazit

- gute Schätzung der Tensorkomponenten erfordert hohes SNR
- tSTEAM hat schlechtes SNR
- tSTEAM ist schnell und anatomisch korrekt → motiviert Optimierung!
- der Einfluss der Anzahl der  $b_0$ -Bilder ist messbar aber gering
- mit "Tricks" lässt sich Qualität der Rohdaten erheblich verbessern (Gaußfilter!)
- visuelles System schon teilweise verfolgbar (hier scheitern andere Sequenzen an Suszeptibilitätssprüngen)
- von klinischer Anwendung der Faserverfolgung noch weit entfernt, aber mit tSTEAM auf einem guten Weg dorthin



# Fazit

- gute Schätzung der Tensorkomponenten erfordert hohes SNR
- tSTEAM hat schlechtes SNR
- tSTEAM ist schnell und anatomisch korrekt → motiviert Optimierung!
- der Einfluss der Anzahl der  $b_0$ -Bilder ist messbar aber gering
- mit "Tricks" lässt sich Qualität der Rohdaten erheblich verbessern (Gaußfilter!)
- visuelles System schon teilweise verfolgbar (hier scheitern andere Sequenzen an Suszeptibilitätssprüngen)
- von klinischer Anwendung der Faserverfolgung noch weit entfernt, aber mit tSTEAM auf einem guten Weg dorthin

# Fazit

- gute Schätzung der Tensorkomponenten erfordert hohes SNR
- tSTEAM hat schlechtes SNR
- tSTEAM ist schnell und anatomisch korrekt → motiviert Optimierung!
- der Einfluss der Anzahl der  $b_0$ -Bilder ist messbar aber gering
- mit "Tricks" lässt sich Qualität der Rohdaten erheblich verbessern (Gaußfilter!)
- visuelles System schon teilweise verfolgbar (hier scheitern andere Sequenzen an Suszeptibilitätssprüngen)
- von klinischer Anwendung der Faserverfolgung noch weit entfernt, aber mit tSTEAM auf einem guten Weg dorthin

# Fazit

- gute Schätzung der Tensorkomponenten erfordert hohes SNR
- tSTEAM hat schlechtes SNR
- tSTEAM ist schnell und anatomisch korrekt → motiviert Optimierung!
- der Einfluss der Anzahl der  $b_0$ -Bilder ist messbar aber gering
- mit "Tricks" lässt sich Qualität der Rohdaten erheblich verbessern (Gaußfilter!)
- visuelles System schon teilweise verfolgbar (hier scheitern andere Sequenzen an Suszeptibilitätssprüngen)
- von klinischer Anwendung der Faserverfolgung noch weit entfernt, aber mit tSTEAM auf einem guten Weg dorthin

# Fazit

- gute Schätzung der Tensorkomponenten erfordert hohes SNR
- tSTEAM hat schlechtes SNR
- tSTEAM ist schnell und anatomisch korrekt → motiviert Optimierung!
- der Einfluss der Anzahl der  $b_0$ -Bilder ist messbar aber gering
- mit "Tricks" lässt sich Qualität der Rohdaten erheblich verbessern (Gaußfilter!)
- visuelles System schon teilweise verfolgbar (hier scheitern andere Sequenzen an Suszeptibilitätssprüngen)
- von klinischer Anwendung der Faserverfolgung noch weit entfernt, aber mit tSTEAM auf einem guten Weg dorthin

DANKE!

Vielen Dank für die Aufmerksamkeit!