

Preprocessing

Bertram Walter

Unter Verwendung von Abbildungen aus den Schulungen der Programme



<http://www.fmrib.ox.ac.uk/fsl/>

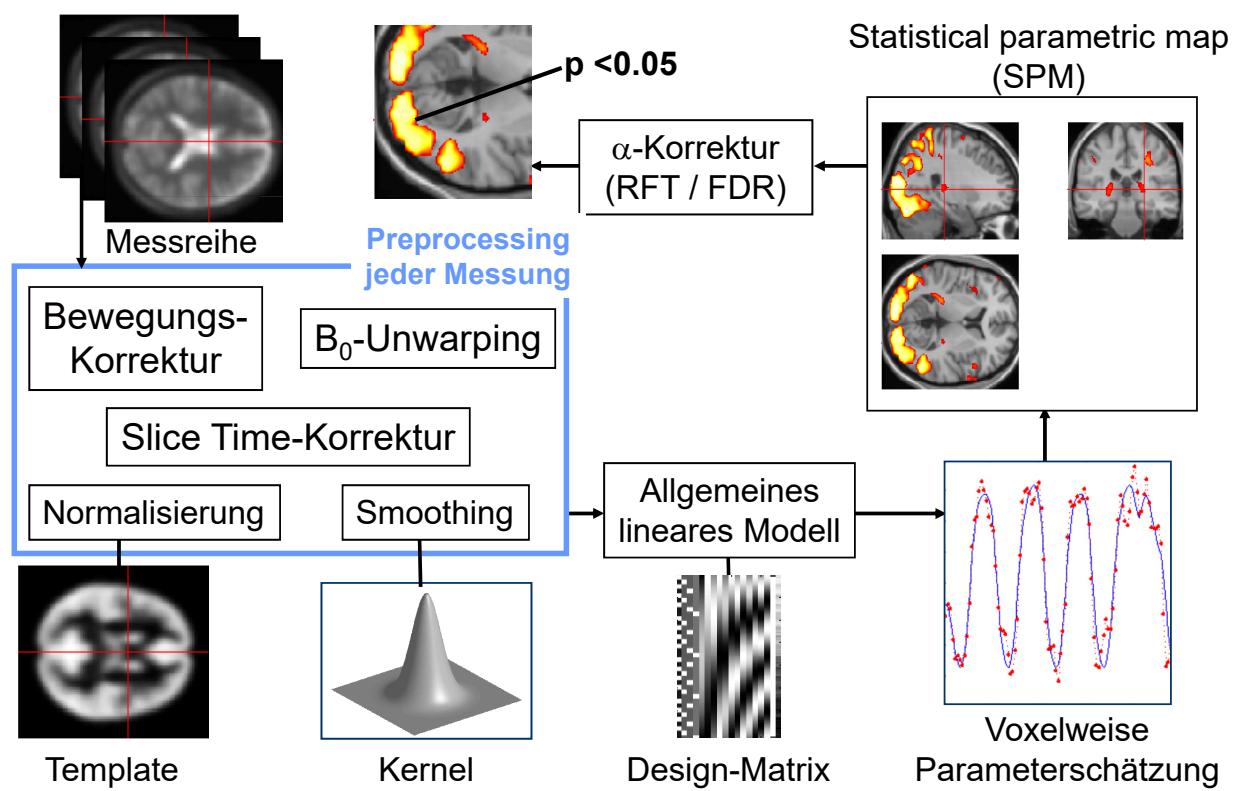


<http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/>

fMRI-Seminar 2017/18

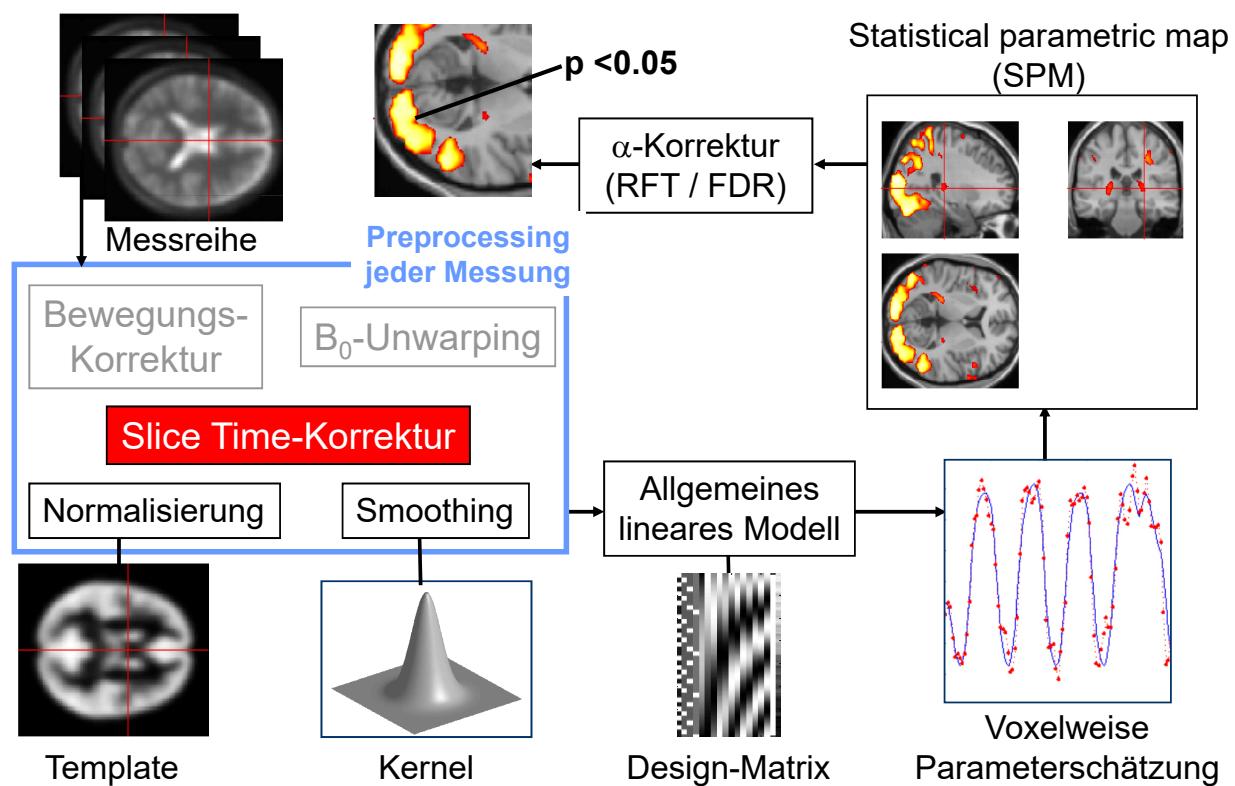


Auswertung im Überblick





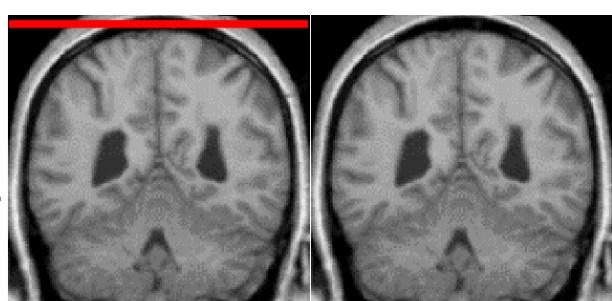
Auswertung im Überblick



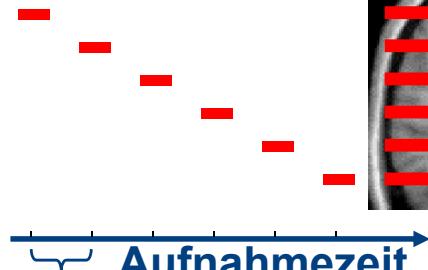
Warum Slice Time-Korrektur?

Problem:

- Schichten werden sukzessive aufgenommen.



Typische Zeitdifferenz:
100 ms

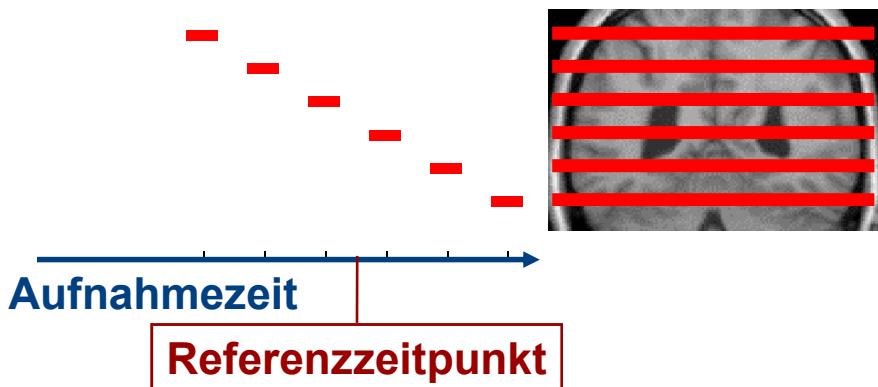


- Bei der Auswertung werden die Schichten eines Volumens so behandelt, als seien sie **gleichzeitig aufgenommen** worden.



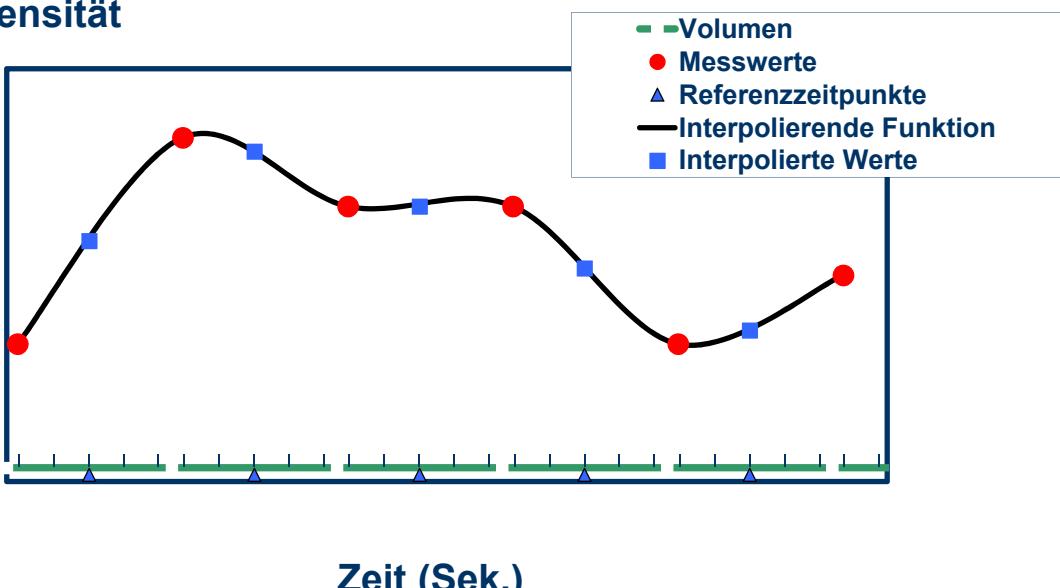
Slice Time-Korrektur: Ziel

- Korrektur der Zeitdifferenzen der Schichtaufnahmen, so dass jede Schicht eines Volumens **denselben Referenzzeitpunkt** repräsentiert.



Slice Time-Korrektur: Methode

- Ein Voxel über alle Volumen betrachtet: **Voxelzeitreihe**
- Interpolation der Werte zu den Referenzzeitpunkten:
Intensität





Slice Time-Korrektur: Anwendung

- Wichtig bei zeitkritischen Designs
(kurze Darbietung der Stimuli)

Beispiel:

- 30 Schichten x Schichterfassungsdauer (TA=100ms) =
3.0 Sekunden Volumenerfassungsdauer
- Zeitabstand zwischen den Aufnahmen der ersten und der letzten
Schicht = 2.9 Sekunden



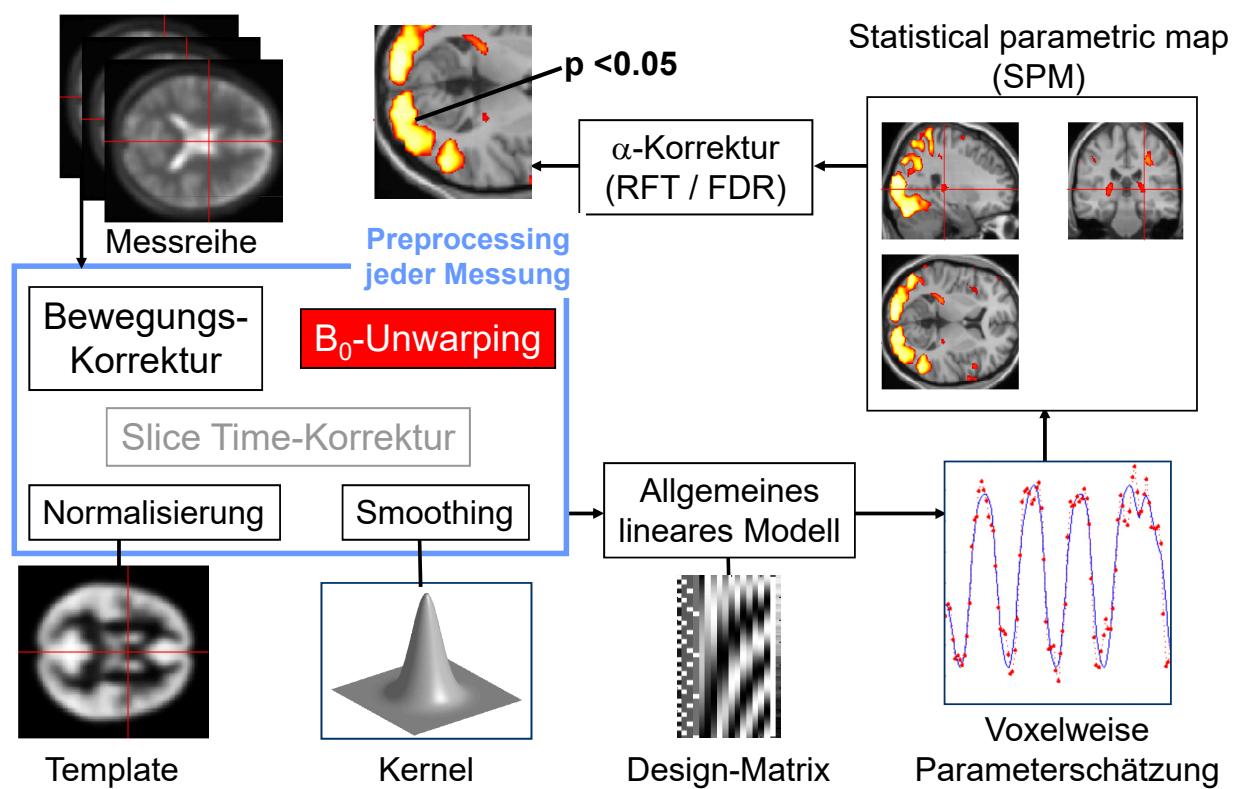
erhebliche Zeitdifferenz

- Weniger wichtig bei andauernder Stimulation

Empfehlung: keine Slice Time-Korrektur, wenn
 $TR > 3$ Sek., da die Interpolation zu
ungenau wird.

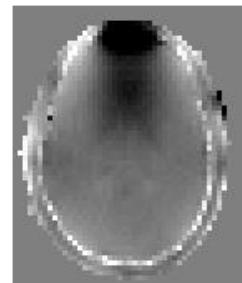
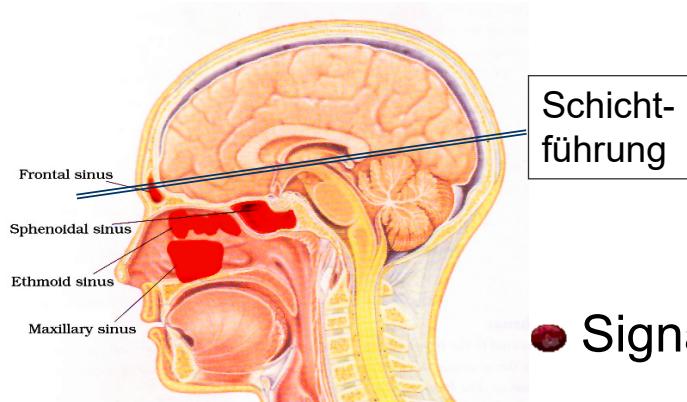


Auswertung im Überblick

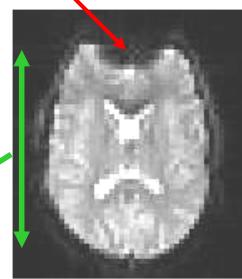




Inhomogenität des B_0 -Feldes



● Signalausfall



● Geometrische Verzerrung in Phasenkodierrichtung

Walter

Preprocessing

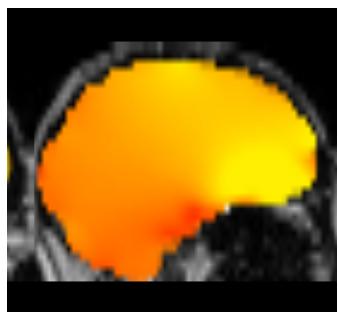
B_0 -Unwarping

9

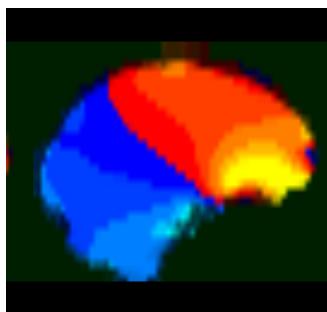


B_0 -Unwarping

Field Map



Shift Map



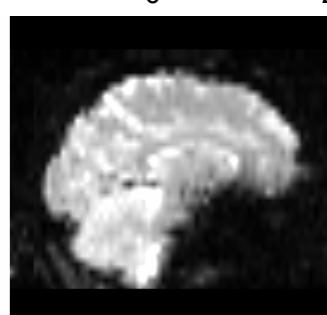
-4.7 0 2.8 Voxel

Unwarping

Qualitätskontrolle:

Überlagerung

1. Original-EPI
2. Unwarped EPI
3. Referenz-Bild



Walter

Preprocessing

B_0 -Unwarping

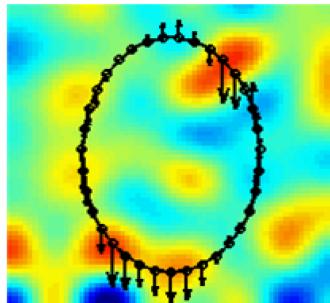
10



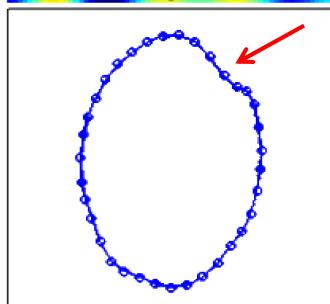
Unwarping dynamischer Verzerrungen

B_0 -Inhomogenität ist abhängig von der Position der Störquellen.

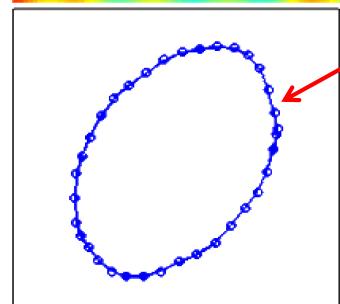
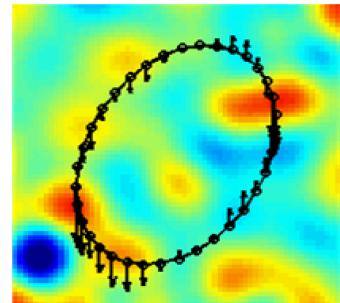
Kopf in Ausgangsposition



Durch B_0 -Inhomogenität verzerrtes Objekt:



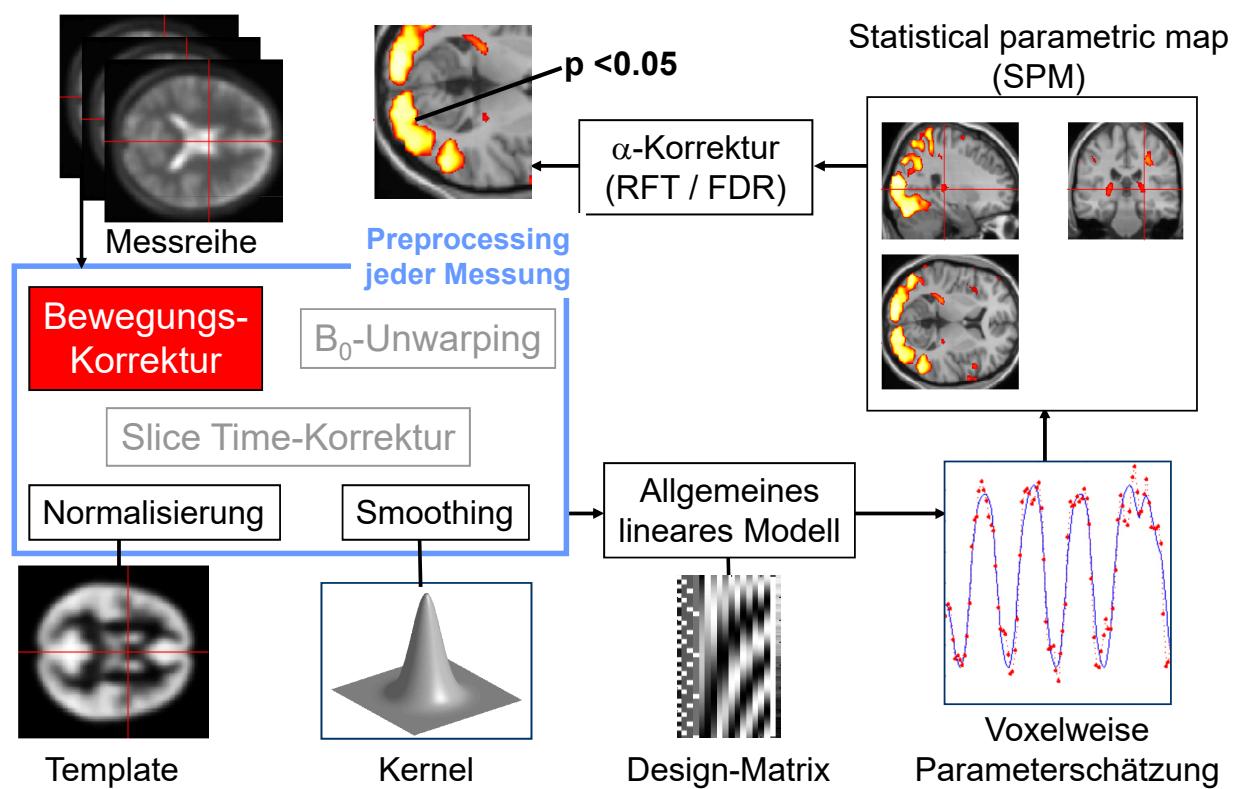
Kopf nach Drehung



SPM berechnet mit Hilfe der Bewegungsparameter für jedes Volumen eine eigene Shift Map.



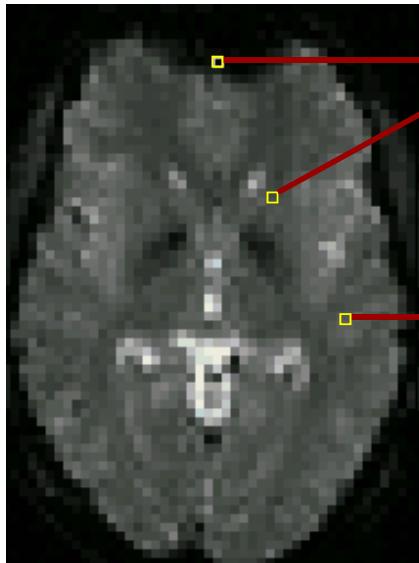
Auswertung im Überblick





Warum Realignment?

Versuchsteilnehmer bewegen sich im Scanner!



Starke Intensitätsschwankungen
in kontrastreichen Bereichen

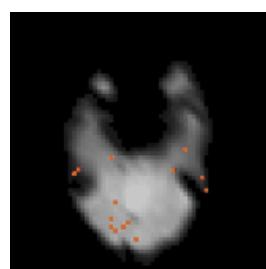
Geringere Intensitätsschwankungen
in kontrastarmen Bereichen



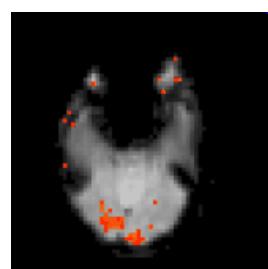
Warum stört Bewegung?

• Sensitivität sinkt:

- Der weitaus größte Teil der Varianz der Zeitreihe geht auf Bewegung zurück!
- Diese Varianz fließt in die Fehlervarianz ein und verringert die Chance, Aktivierung zu entdecken.



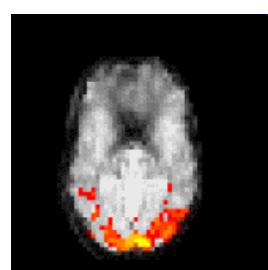
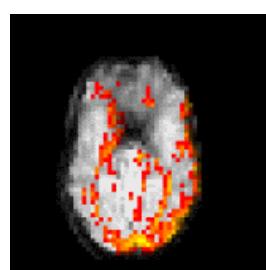
ohne
Realignment



mit
Realignment

• Spezifität sinkt:

- Bewegungen können mit der experimentellen Aufgabe korrelieren.
- Bewegungsartefakte können dann Aktivierung vortäuschen und sind nicht von ihr unterscheidbar!

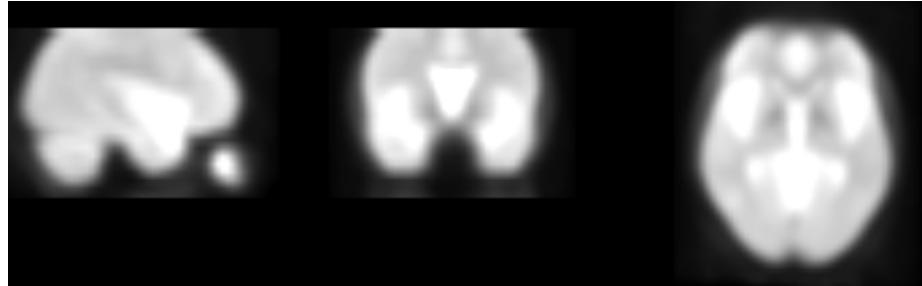




Ziel der Bewegungskorrektur

Konstante Position des Hirns in der gesamten Zeitreihe

vorher



nachher



Walter

Preprocessing

Bewegungskorrektur

15



Wie beschreibt man Bewegung?

- **Rigid body transformation:**

Transformation eines Starrkörpers, innerhalb dessen die Distanz der Punkte unverändert bleibt

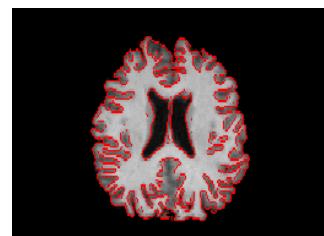
- **6 Bewegungsparameter:**

- 3 Translationen
(in x, y z)

in x



in y



- 3 Rotationen
(um x-, y-, z-Achse)

um z-Achse



Walter

Preprocessing

Bewegungskorrektur

16



Realignment: Methode

1. Registrierung

- Festlegung eines **Referenzvolumens** (z.B. mittleres Bild der Serie)
- Für jedes Volumen Schätzung der **6 Bewegungsparameter**, die die Transformation des Volumens in das Referenzvolumen beschreiben

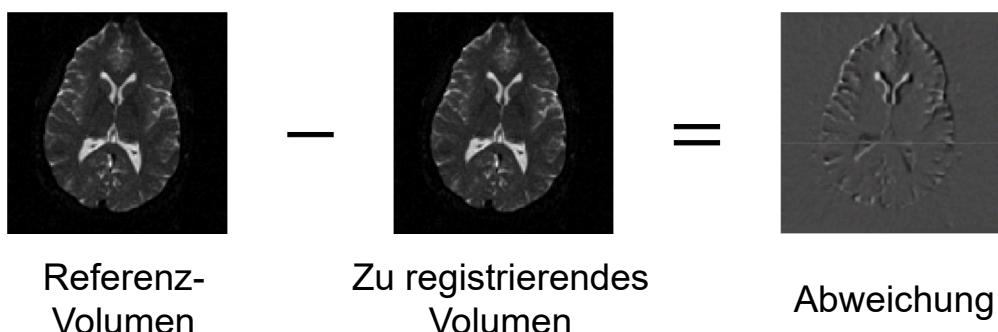
2. Resampling

- **Rekonstruktion** der transformierten Volumen entsprechend den Transformationsparametern



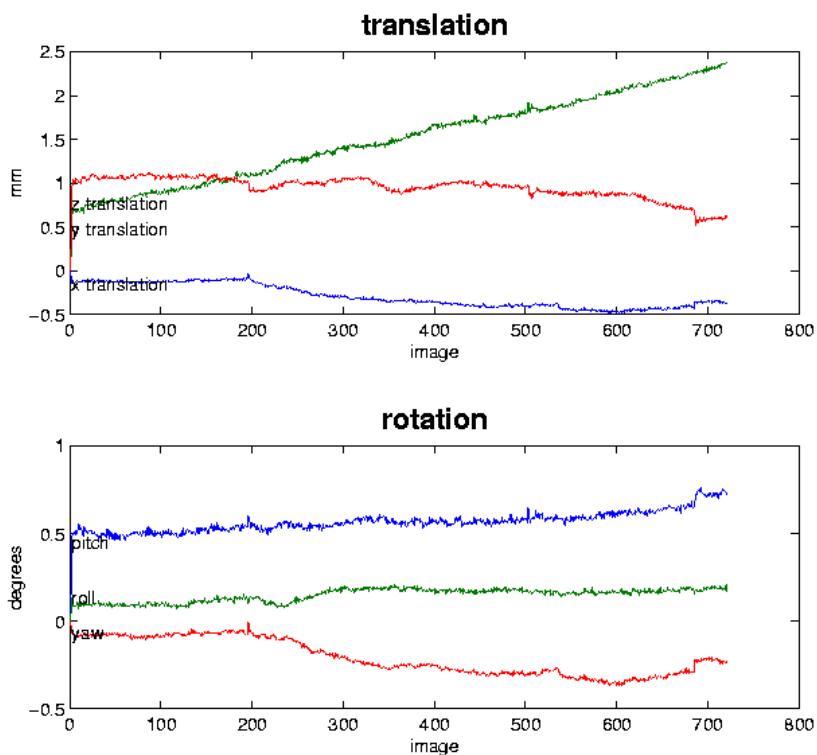
Realignment: Registrieren

- **Ziel:** Minimierung der Summe der quadrierten Abweichungen zwischen Volumen

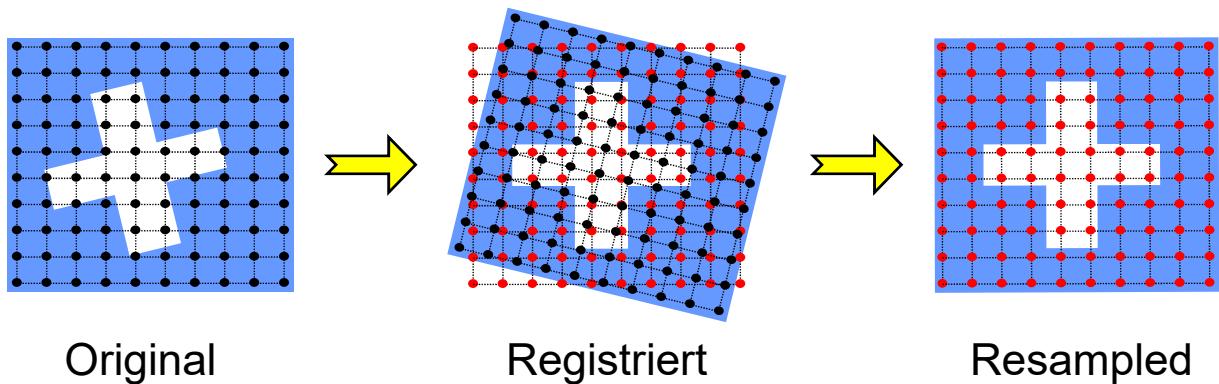


- Alternative: Maximierung der Korrelationen
- Iterative Methode

Realignment: Ergebnis der Registrierung



Realignment: Resampling

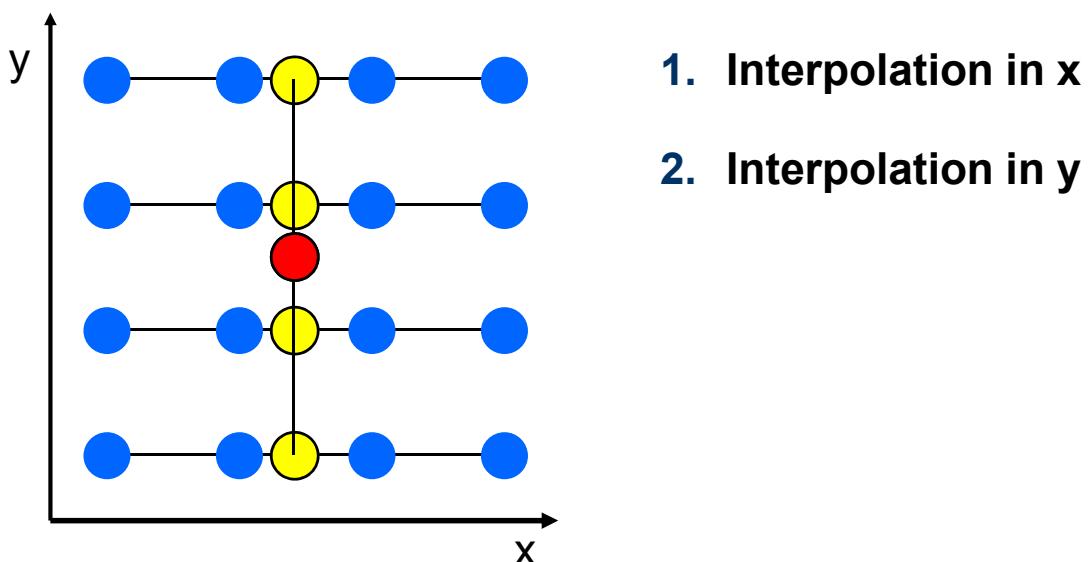


Formen der Interpolation:

- Nearest Neighbour
- Trilinear
- Sinc
- B-Spline

Interpolation in mehreren Dimensionen

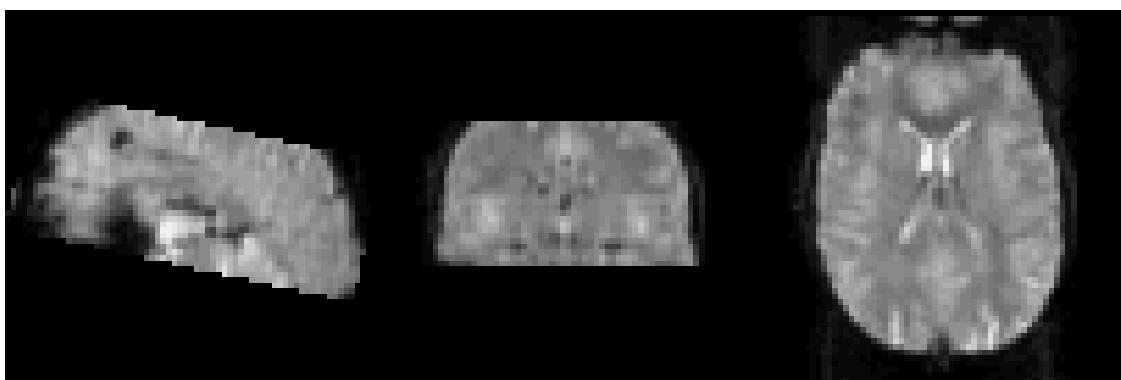
- Die vorgestellten Interpolationsverfahren sind separierbar (sukzessive anwendbar):



1. Interpolation in x

2. Interpolation in y

Realignment: Restfehler



Empfehlung:
Bewegung im Scanner so weit
möglich und zumutbar verhindern!





Realignment: Ursachen der Restfehler

- Schichten werden sukzessive gemessen; **Bewegungen während der Aufnahme eines Volumens** verzerren den Starrkörper.
- **Geister und andere Bildartefakte** bewegen sich nicht in gleicher Weise wie der Starrkörper.
- Bewegungen können dazu führen, dass das aufgenommene Material **in eine andere Schicht wechselt**; damit ändert sich TR und Helligkeit.
- Eine veränderte Position des Kopfes **stört die Homogenität des B_0 -Feldes**. Dies verzerrt die Bilder: je nach Position hat der aufgenommene Kopf eine etwas andere Form.



Realignment: Konsequenzen der Restfehler

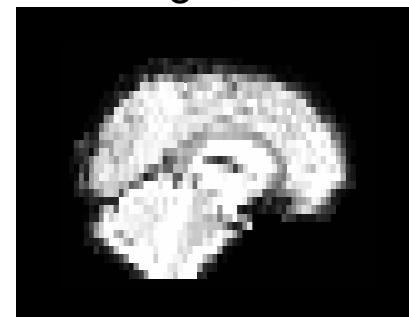
- Auch nach dem Realignment ist ein wesentlicher Teil der **Varianz bewegungsabhängig**.
- Geschätzte Bewegungsparameter sollten in der statistischen Analyse als **Störvariablen** behandelt werden.



Exkurs: Qualitätskontrolle durch Screening der fMRT-Daten

Ansatz:

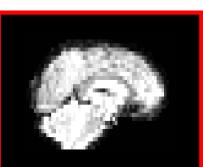
- Intakte Volumen unterscheiden sich kaum voneinander
- Störung eines Volumens bewirkt Unähnlichkeit mit zeitlichem Vorgänger und Nachfolger, auch nach der Bewegungskorrektur



Walter



Preprocessing



Qualitätskontrolle mit FACT



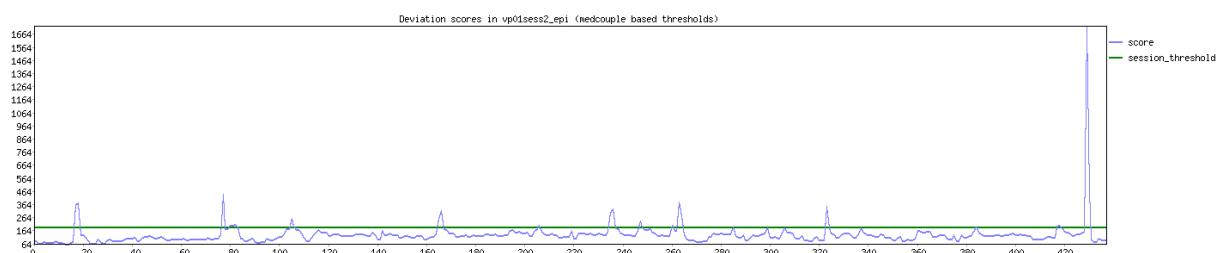
25



Exkurs: Qualitätskontrolle durch Screening der fMRT-Daten

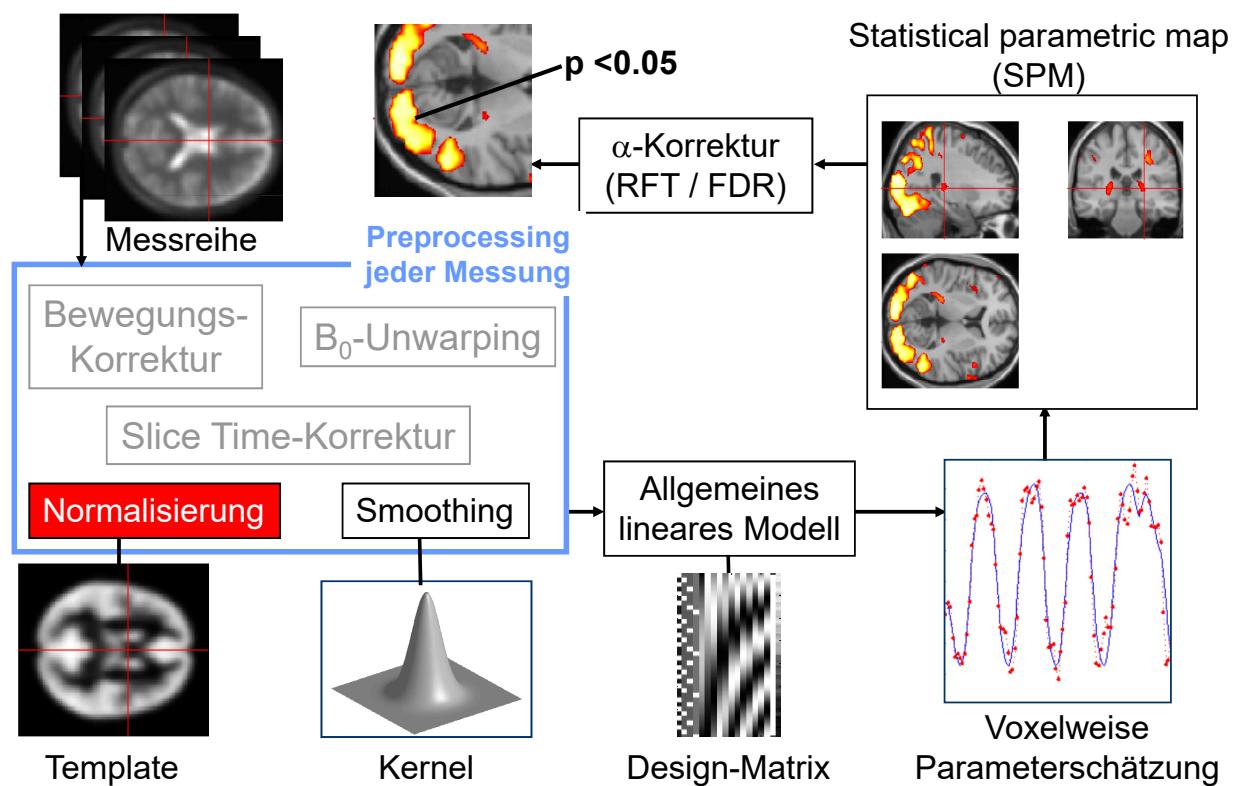
Methode:

1. Bewegungskorrektur
2. Quantifizieren der Unähnlichkeiten mit zeitlichem Vorgänger und Nachfolger
Minimum der beiden Werte = Abweichungsscore
3. Schwelle für Ausreißer dieser Scores festlegen



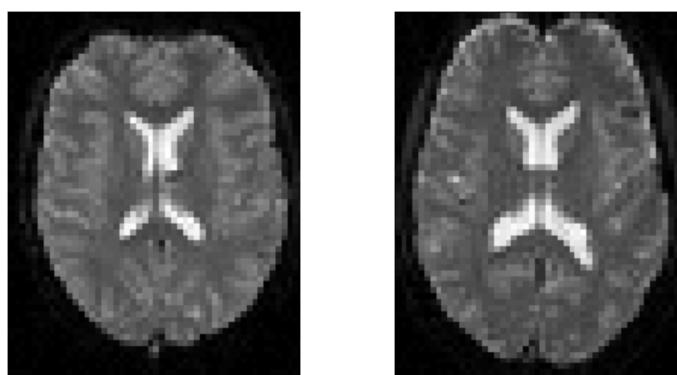


Auswertung im Überblick



Warum Normalisierung?

- Gehirne sind sehr verschieden:



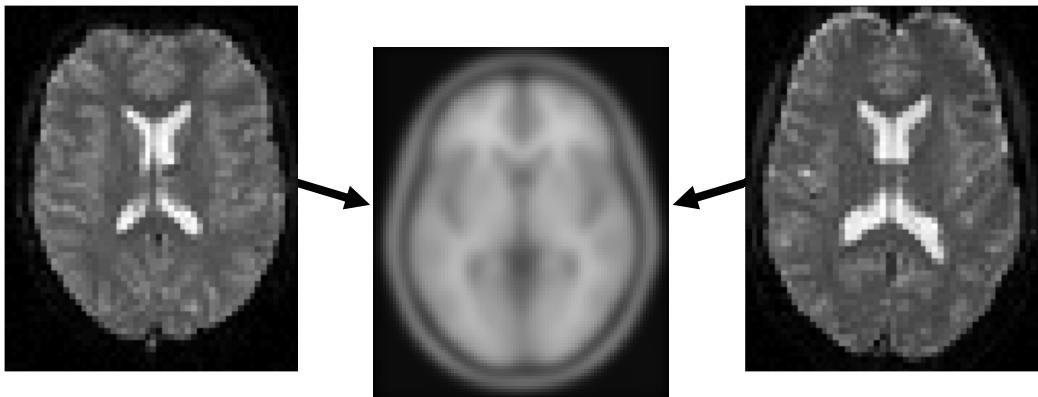
- Die Transformation in einen Standardraum...

- macht es möglich, auch in einer Einzelfallstudie die Ergebnisse in Standard-Raumkoordinaten (x,y,z) zu berichten, und
- ist notwendig, wenn über mehrere Personen aggregiert wird.



Normalisierung: Ziel

Anpassung der Bilder an ein **Referenz-Template**:



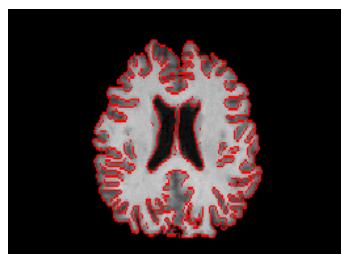
ICBM-Brain
(International Consortium for Human Brain Mapping)



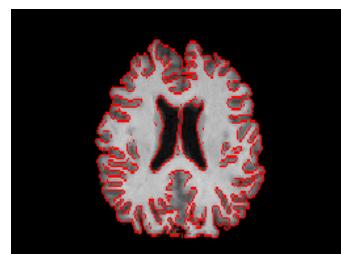
Lineare affine Transformation

12-Parameter:

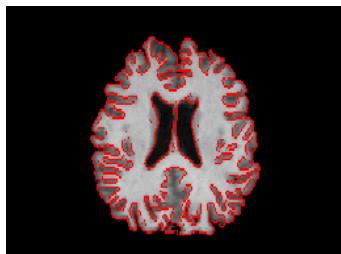
3 Translationen



3 Zooms



3 Rotationen



3 Scherungen



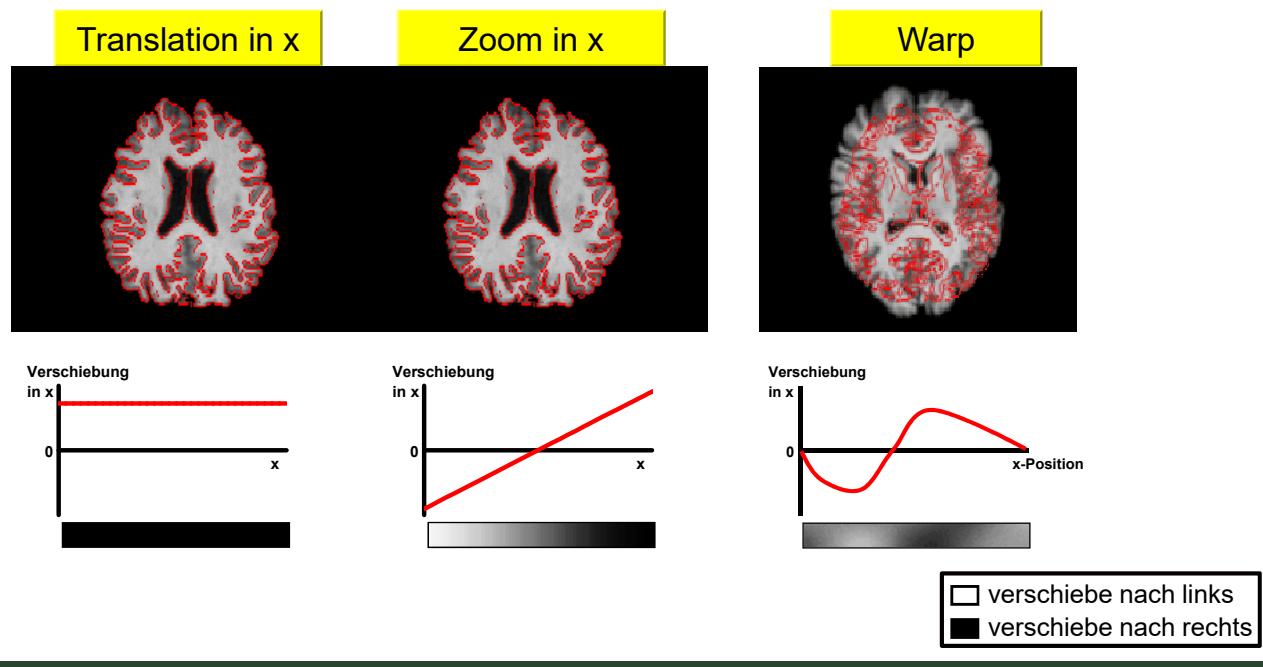


Lineare und nichtlineare Transformationen

Verschiebungen in Abhangigkeit von der Position

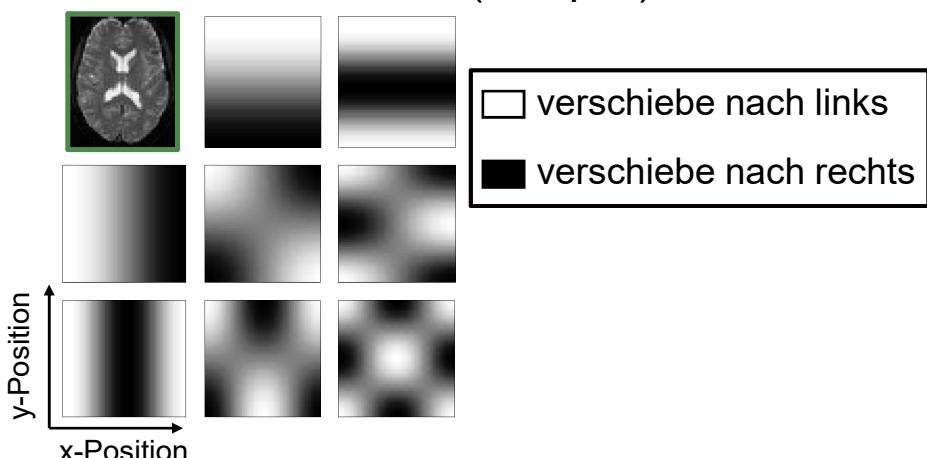
• Lineare Transformationen

• Nichtlineare Transformation



Basisfunktionen: Prototypen fur Transformationen

• Cosinus-Set fur Transformation in x (Beispiel):



- Typischer Set von 3D-Basisfunktionen fur die Transformation in einer Richtung: $7 \times 8 \times 7 = 392$ Basisfunktionen
- Set fur Verschiebungen in 3 Raumrichtungen:
 $3 \times 392 = 1176$ Basisfunktionen

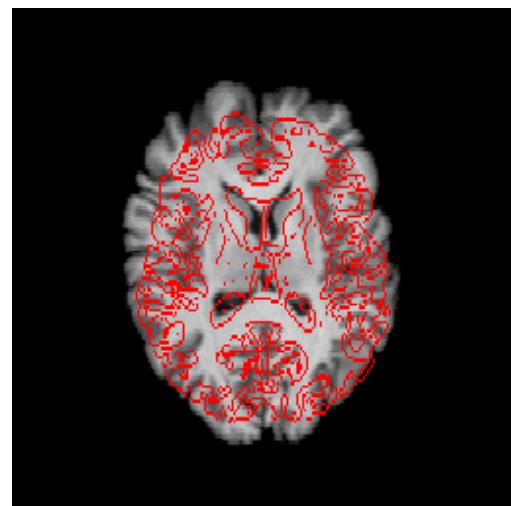


Iterative Optimierung nichtlinearer Basisfunktionen

- **Registrierung:**
Bildung einer optimalen Linearkombination der Basisfunktionen

● z.B.

$$\begin{aligned} & \beta_{12} \quad + \beta_{13} \quad + \dots \\ & \beta_{21} \quad + \beta_{22} \quad + \beta_{23} \quad + \dots \\ & \beta_{31} \quad + \beta_{32} \quad + \beta_{33} \quad + \dots = \text{ optimierte Transformation} \end{aligned}$$



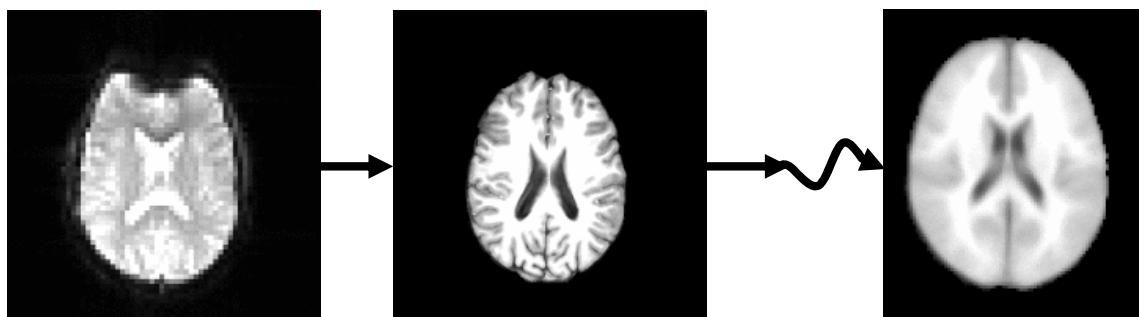
- mit dem **Ziel der Minimierung der Abweichungen** von individuellem Volumen und Template.



Normalisierung in FSL

Anpassung an ein T₁-Template in 4 Schritten

1. Lineare Registrierung der EPIS auf das individuelle T₁-Bild
2. Lineare + nichtlineare Registrierung des individuellen T₁-Bildes auf das T₁-Template
3. Kombination der Registrierungen
4. Resampling

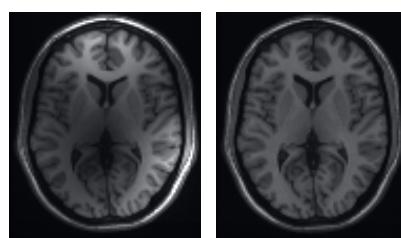




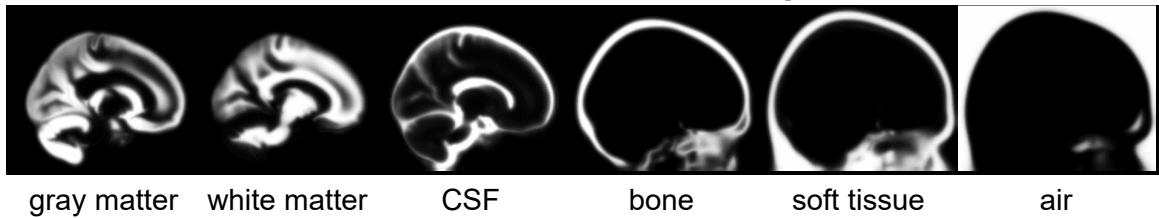
Normalisierung in SPM12: 'Unified Model'

Warum unterscheiden sich individuelles T₁-Bild und Template?

1. Helligkeitsunterschiede der Aufnahmen

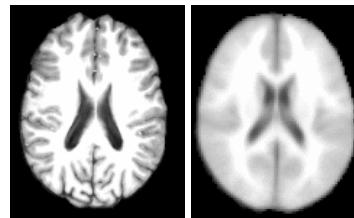


2. Unterschiede in der Dichte der Signalquellen



gray matter white matter CSF bone soft tissue air

3. Formunterschiede



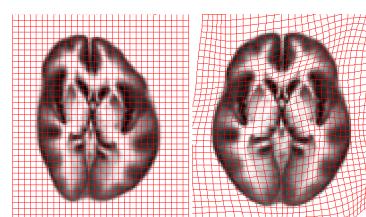
Normalisierung in SPM12

Kombination von affiner und nichtlinearer Registrierung

1. **Affine Registrierung** der EPI auf T₁-Bild
2. Iterative Schätzung des **Unified Model**:

$$\begin{aligned} \text{Template} = f_1(T_I) + & \quad \text{Helligkeitsunterschiede} \\ f_2(T_I) + & \quad \text{individuelle Gewebeklassendichte} \\ f_3(T_I) + e & \quad \text{Formunterschiede} = \\ & \quad \text{nichtlineare Registrierung} \end{aligned}$$

3. Kombination von affiner Registrierung und f_3
4. Resampling der EPI





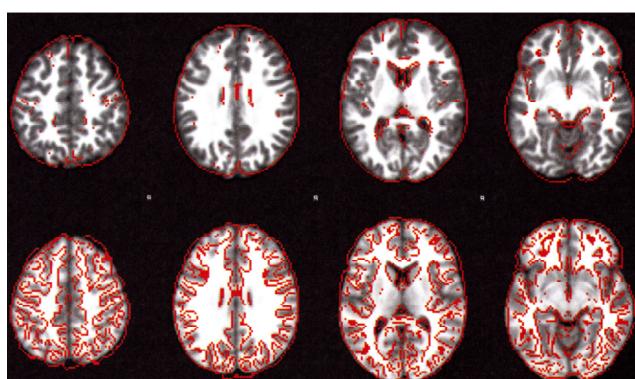
Normalisierung: Probleme

- Technische Probleme:
 - Algorithmus konvergiert bei lokalem Minimum.
⇒ Vorherige Reorientierung an AC
 - EPIs enthalten zu wenig Schichten.
⇒ Mehr Schichten aufnehmen
⇒ Affine Registrierung auf eine Ganzkopf-EPI zwischenschalten
- Interindividuelle Unterschiede der Hirnmorphologie (z.B. Läsionen)
⇒ maskieren, gewichten

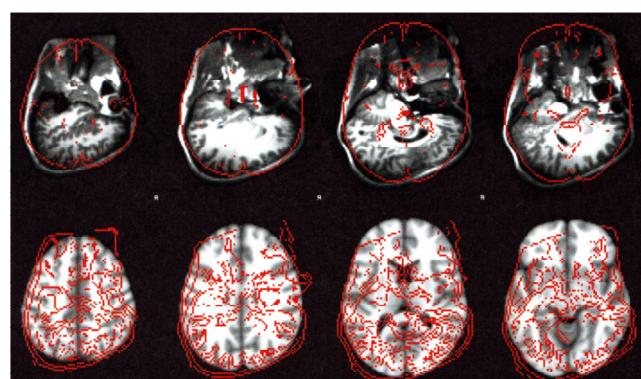


Normalisierung: Qualitätskontrolle

Gelungen



Misslungen

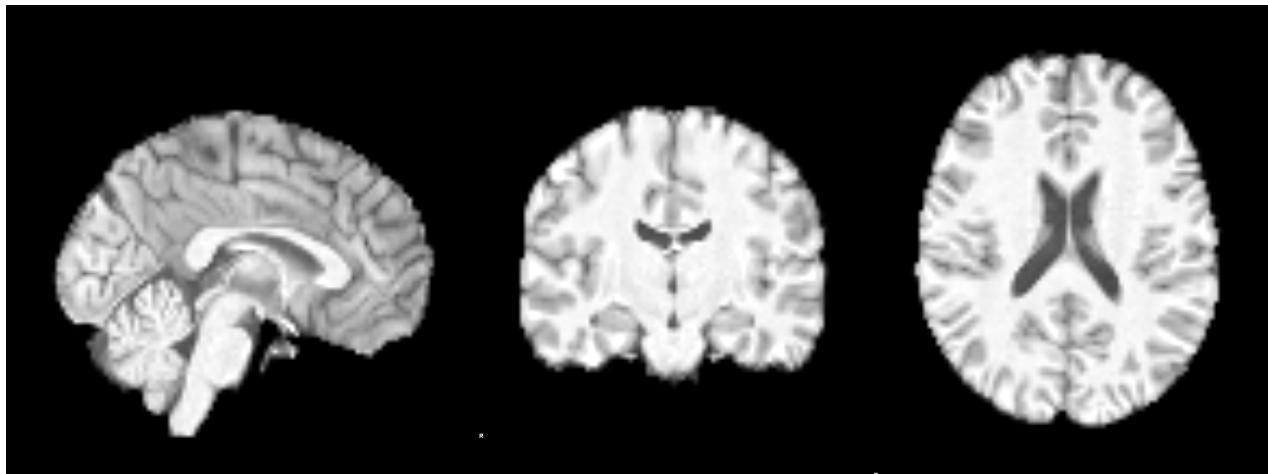


Aus Poldrack et al. (2011). *Handbook of fMRI data analysis*.



Was kann Normalisierung leisten?

'Gelingene' Normalisierungen von sechs Probanden



Walter

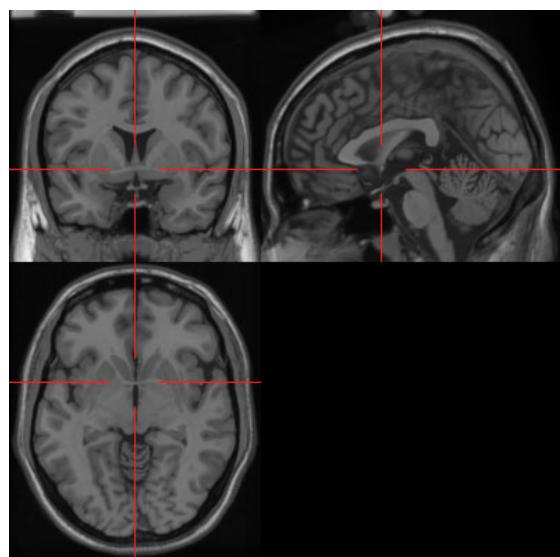
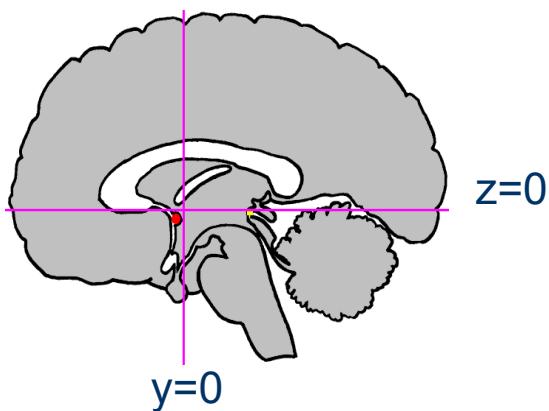
Preprocessing

Normalisierung

39



Bei misslungener Normalisierung: Reorientierung an der Anterioren Kommissur



Die Anteriore Kommissur ist
der Koordinatenursprung der
Templates.

Walter

Preprocessing

Normalisierung

40



Standard-Raum des Montreal Neurological Institute

Talairach & Tournoux Atlas (Talairach-Space)

- Individuelles weibliches Hirn
- Alter: 60 Jahre
- Bezug zu Brodmann-Arealen

- 241 MR-Scans
- manuell affin registriert
- gemittelt

MNI-305-Brain

- 305 MR-Scans
(239 Männer, 66 Frauen,
Alter $23,4 \pm 4,1$ Jahre)
- automatisch affin registriert
- gemittelt
- definiert den **MNI-Raum**

SPM-EPI-Template

- 13 EPI-Scans
- segmentiert in GM
- GM automatisch affin und nichtlinear registriert
- gemittelt

Nicht benutzen!

ICBM-152-Brain

- 152 MR-Scans
(86 Männer, 66 Frauen,
Alter: $25,0 \pm 4,9$ Jahre)
- automatisch affin registriert
- gemittelt
- existiert als T₁, T₂, PD, GM

Walter

Preprocessing

Normalisierung

41



Umrechnung MNI-TAL - neue Version -

Talairach & Tournaux (Talairach-Space)

TAL-Registrierung

ICBM-152-Brain (MNI-Space)

MNI-Registrierung

**Gemeinsame Referenz:
100 Scans**

$$\text{MNI to TAL} = \text{TAL} \cdot \text{MNI}^{-1}$$

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix}_{\text{Tal}} = \begin{bmatrix} .9355 & .0031 & -.0071 & -2.48 \\ -.0068 & .9392 & -.0728 & -.08 \\ .0103 & .0755 & .8974 & 4.79 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix}_{\text{MNI}}$$

(nach Lancaster et al., 2006)

Walter

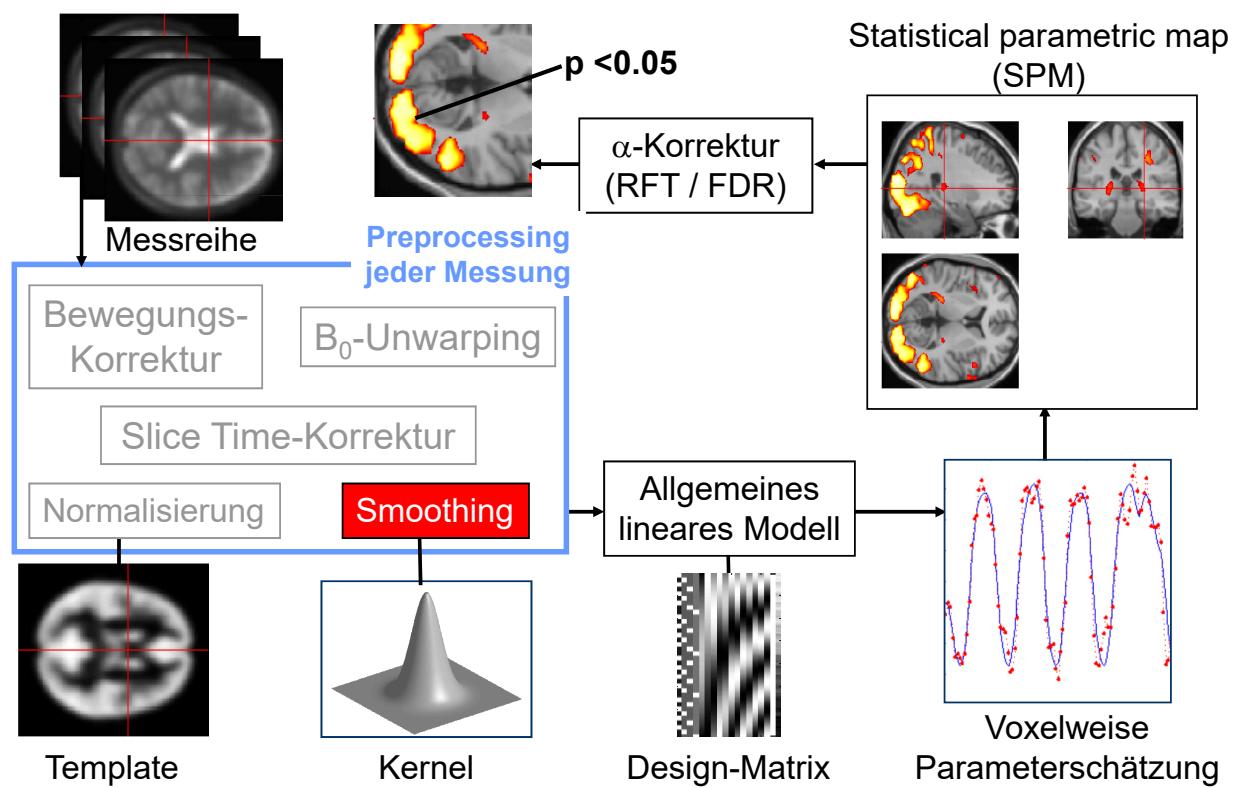
Preprocessing

Normalisierung

42

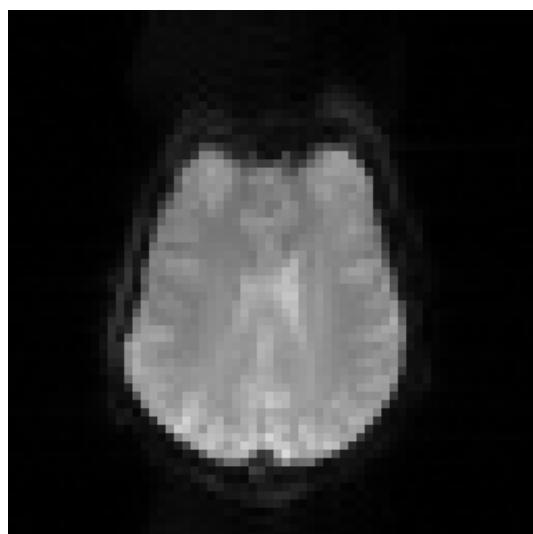


Auswertung im Überblick



Was ist Smoothing?

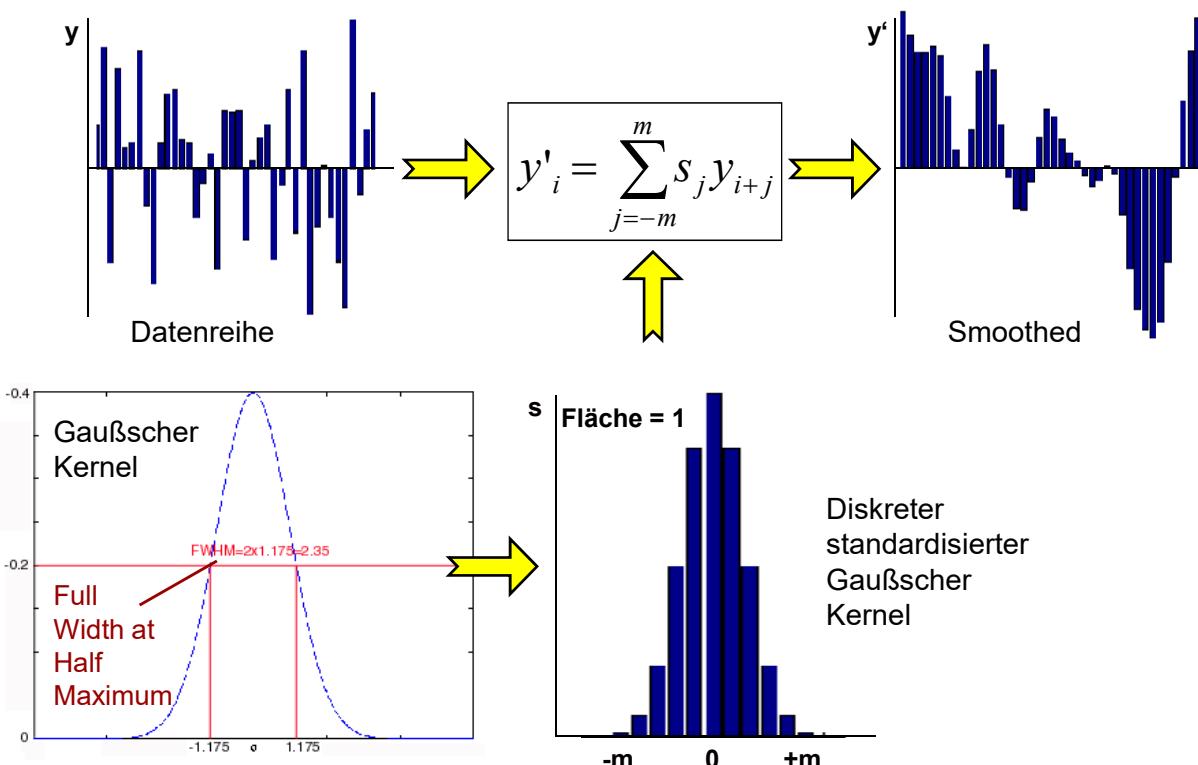
Räumliches low pass-Filtern der Daten
("Weichzeichnen")



Warum Smoothing?

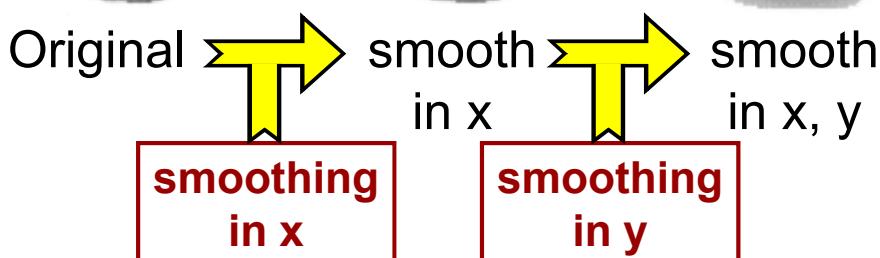
- Verbesserung des **Signal/Rauschen-Verhältnisses**:
 - Rauschen ist unabhängig für jedes Voxel
 - Signal (BOLD) ist voxelübergreifend
- **Funktionale Homologien** für Mittelung über Personen werden angenähert durch Smoothing.
- Bessere Annäherung der Daten an das **Gaußsche Feld-Modell**

Smoothing: Methode





Smoothing in mehreren Dimensionen



Erweiterung in 3D durch Smoothing in z

Walter

Preprocessing

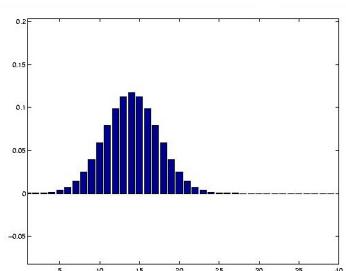
Smoothing

47

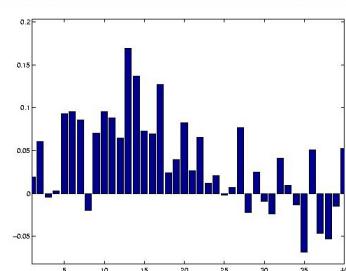


Smoothing: Welche FWHM?

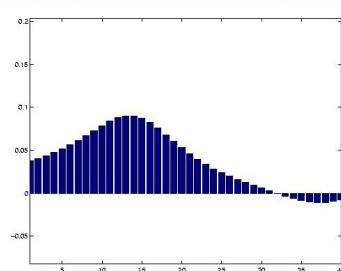
- Matched-filter-Theorem:
 - Ist der Filter von gleicher Form und Größe wie das Signal, dann wird das Rauschen maximal gefiltert.



Signal = FWHM 8 Pixel



Signal + Rauschen



Signal + Rauschen
gesmoothed mit FWHM 8 Pixel

- Random Field-Theorie:
 - FWHM mindestens 2 x Voxelgröße des analysierten Volumens

Walter

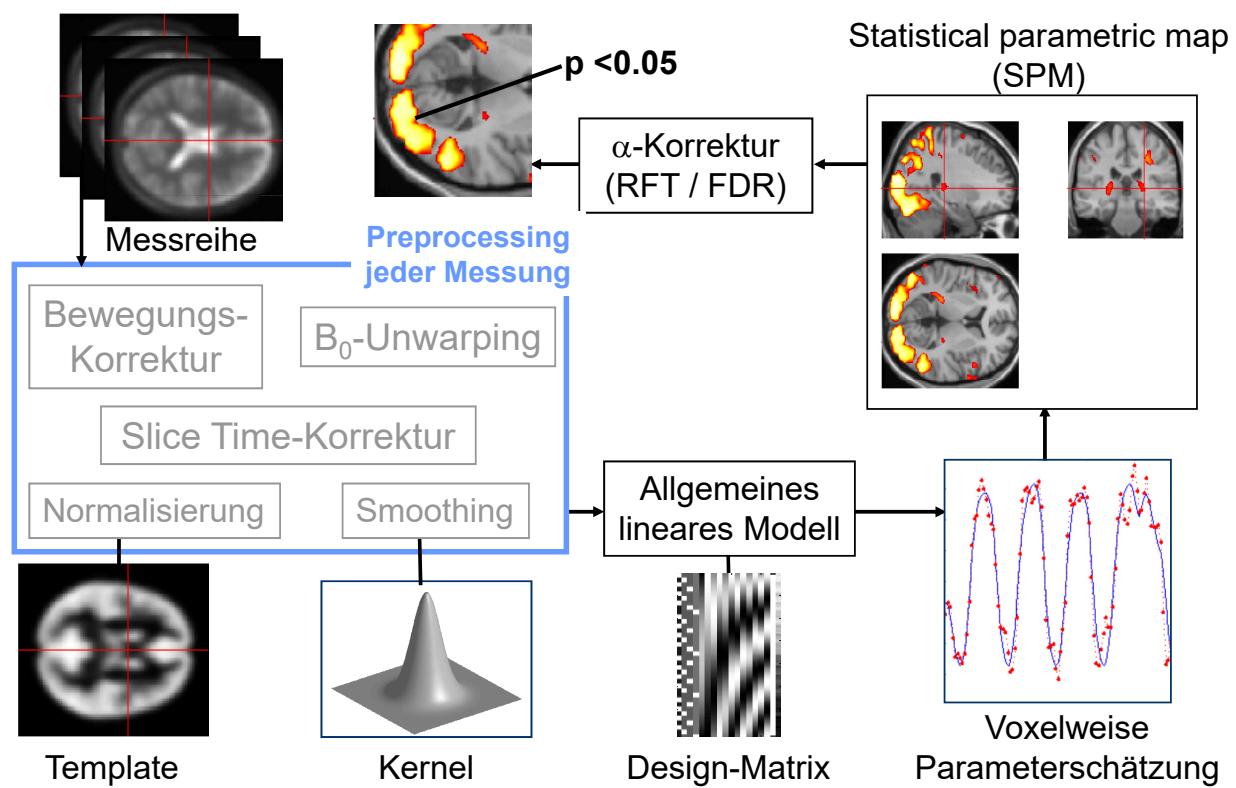
Preprocessing

Smoothing

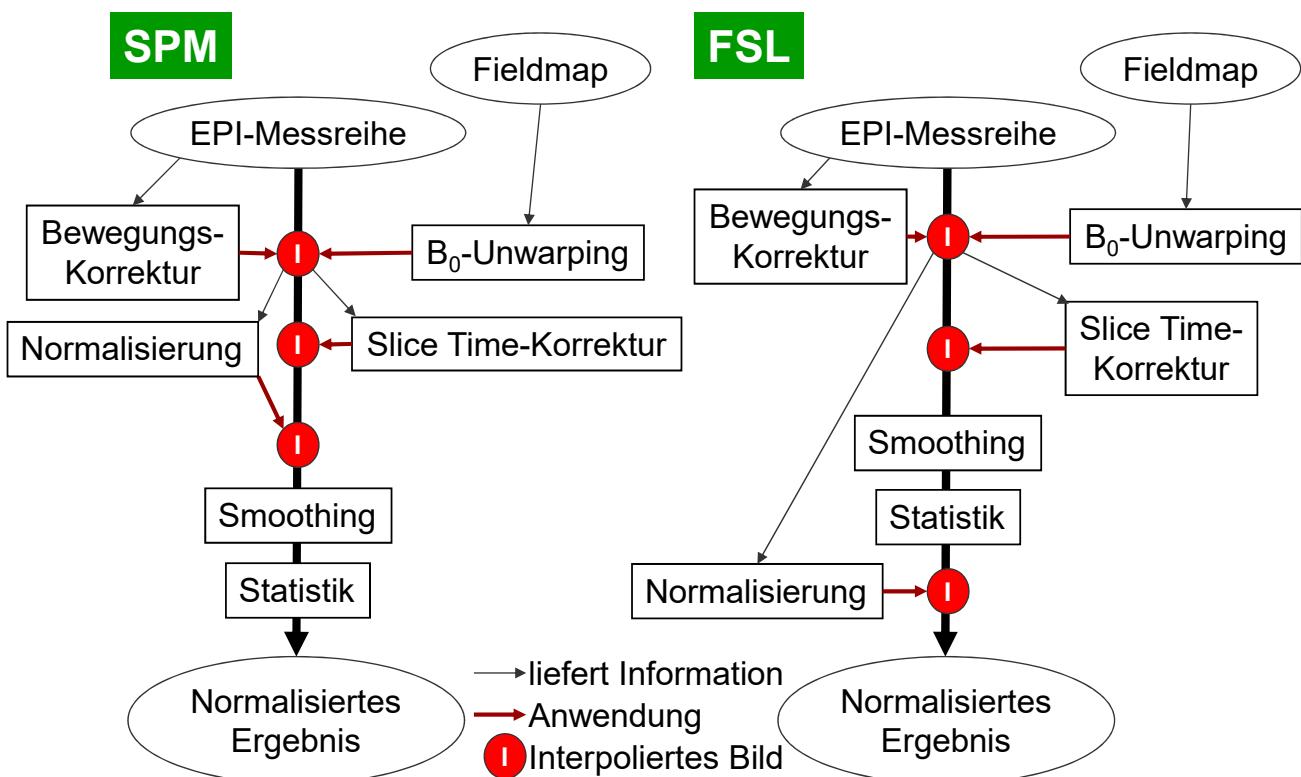
48



Auswertung im Überblick



Varianten des Preprocessing





Qualitätskontrolle von fMRT-Daten

- **Beim Scannen:** Online-Display beobachten
- **Vor dem Preprocessing:** Screening der EPI
- **Nach Unwarping:** Vergleich vor vs. nach Unwarping muss Verbesserung der Ähnlichkeit von EPI und anatomischer Aufnahme zeigen
- **Nach Normalisierung:** EPI muss Template ähnlich sehen