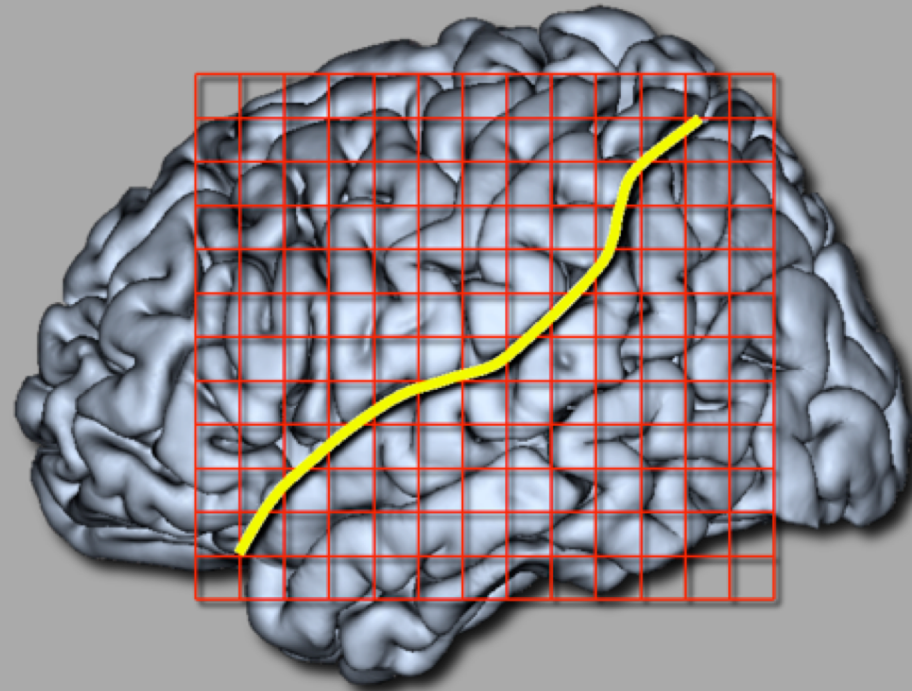


# Räumliche Vorverarbeitung funktioneller Bilddaten

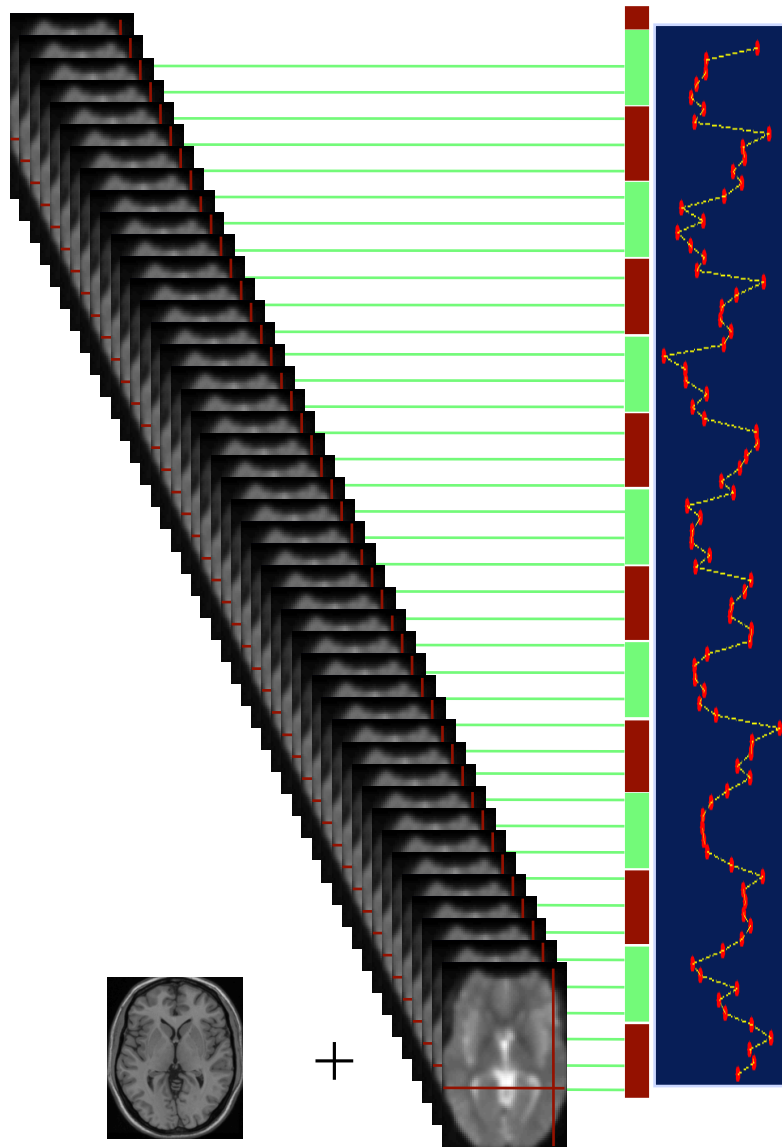


**Christian Gaser**

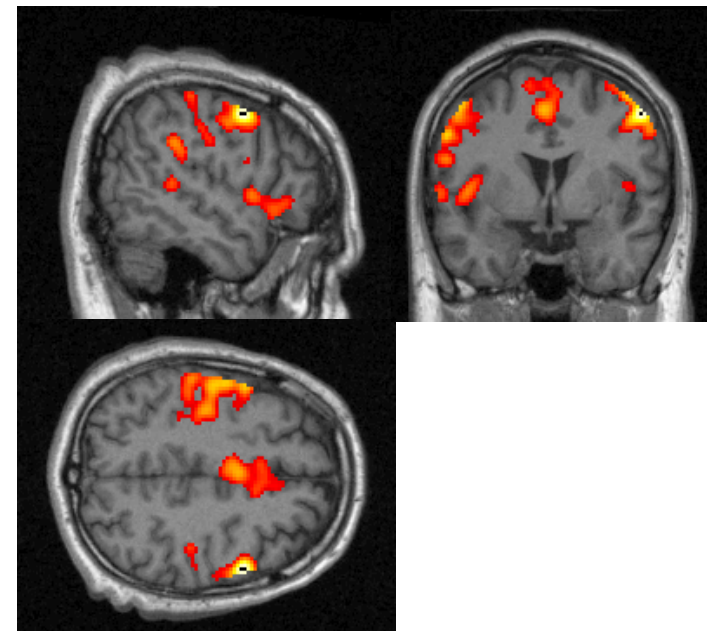
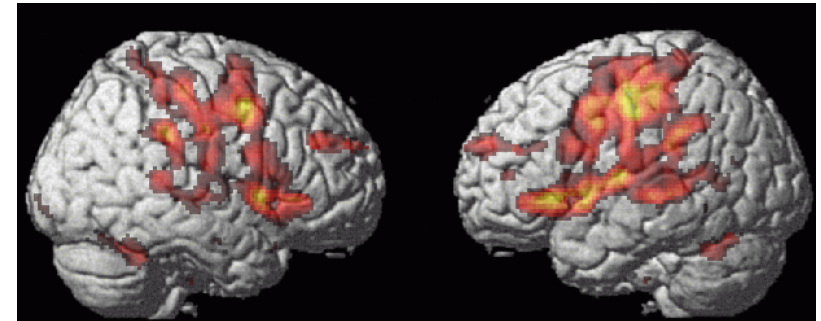
Structural Brain Mapping Group

Kliniken für Neurologie und Psychiatrie | Universitätsklinikum Jena

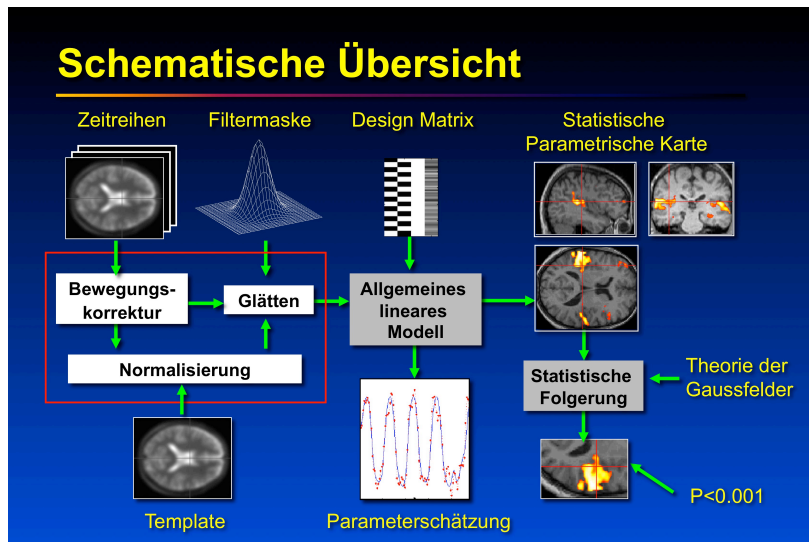
# Vom Rohdatensatz zum Ergebnis



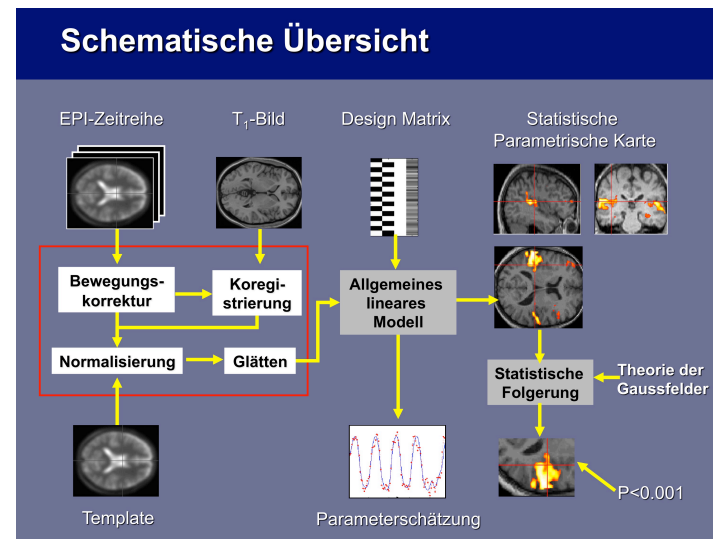
T<sub>1</sub>-Volumen + EPI-Volumen über Zeit



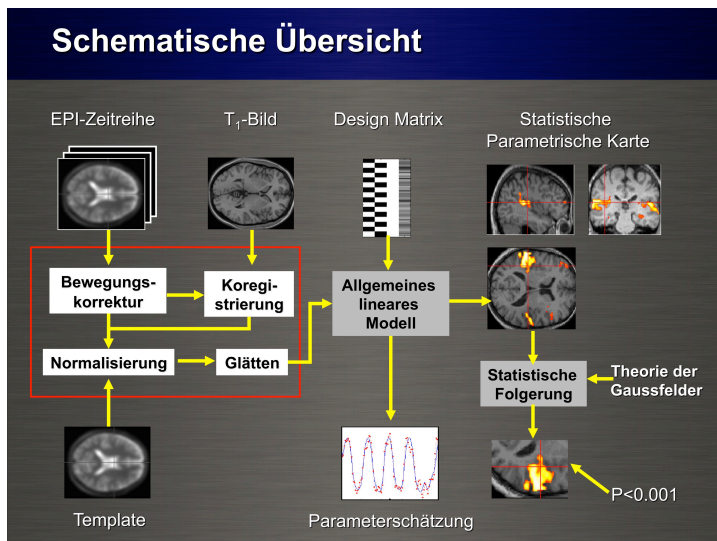
# >20 Jahre SPM-Kurs



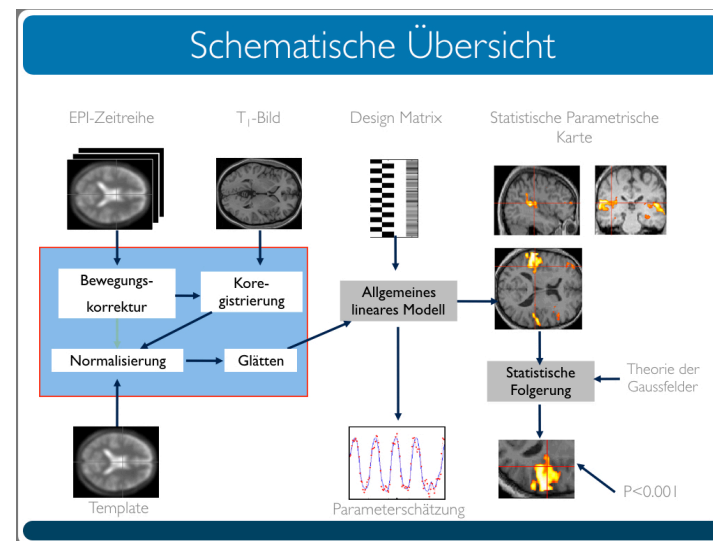
1999



2003



2008



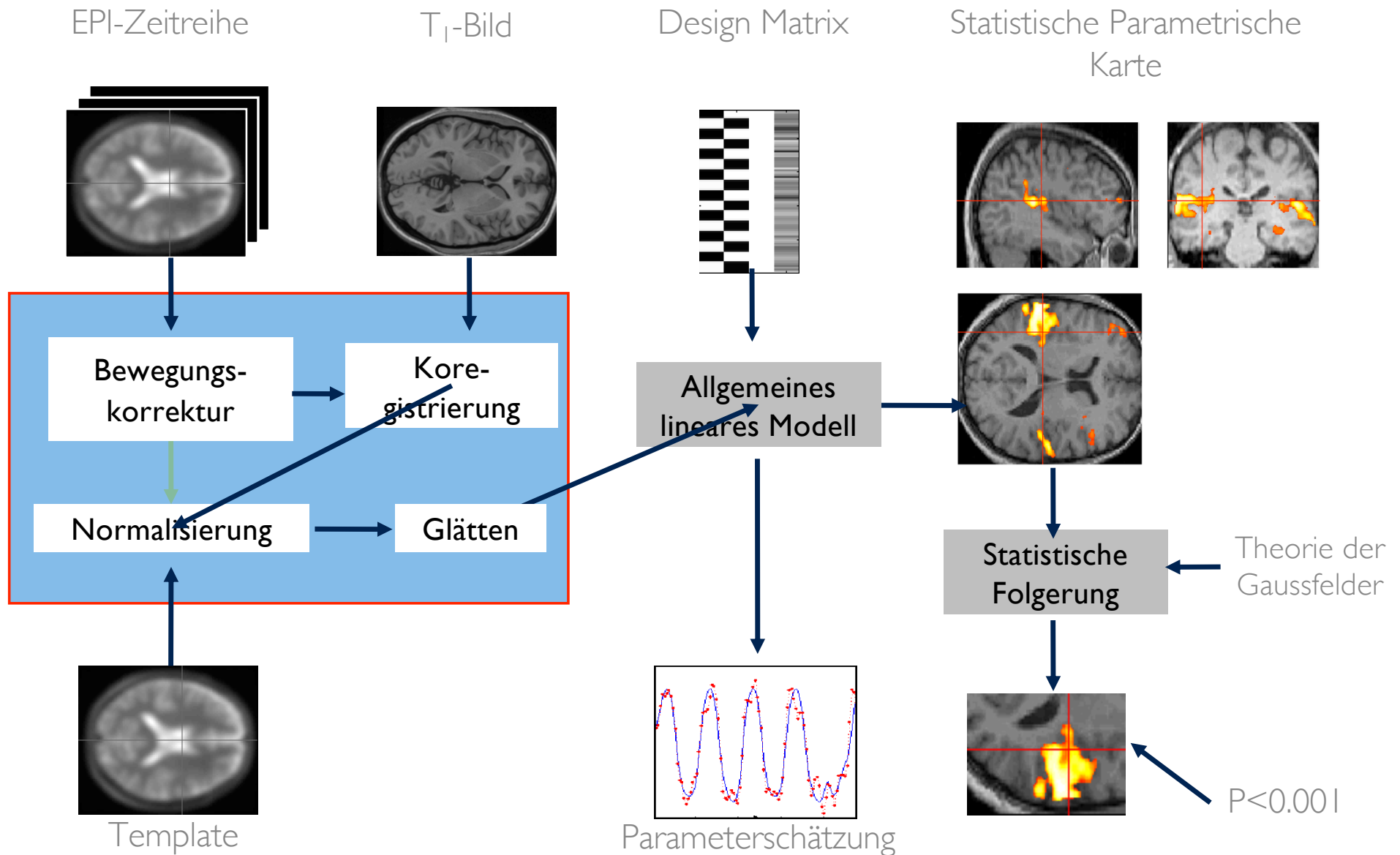
2012

?? Jahre SPM-Kurs



**TÄGLICH GRÜSST DAS  
MURMELTIER**

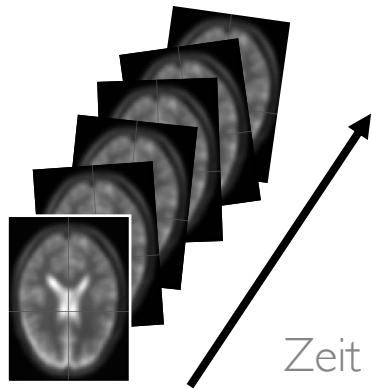
# Schematische Übersicht



# Annahmen für statistische Analyse

- Jedes Voxel enthält das Zeitsignal nur von diesem Voxel
- Alle Voxel in einem MR-Bild sind zum gleichen Zeitpunkt aufgenommen
- Das Paradigma ist die einzige Quelle für Varianz im Zeitsignal
- Alle Gehirne haben die gleiche Anatomie
- Das MR-Bild gibt exakt die Anatomie wieder

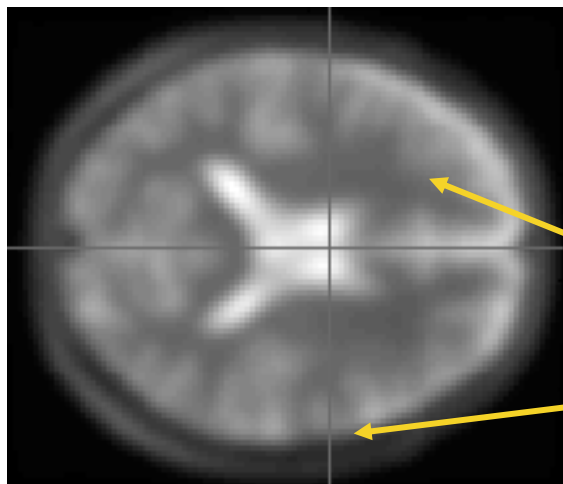
# Bewegungsartefakte



Ursache:

durch Bewegung des Probanden  
während des Versuchs

## Simulation mit $T_2^*$ -Bild (Cox et al.)



Bildkontrast

im Gehirn **10-20%**

an Kanten **70-80%**

Signaländerung:  
durch Bewegung  
um 1/10 Voxel

$\Delta$  1-2%

$\Delta$  7-8%

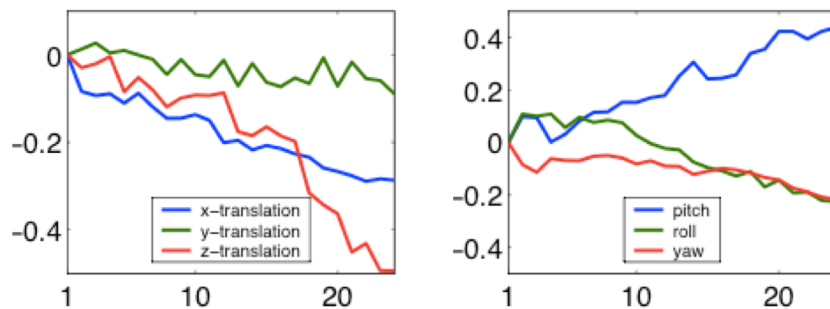
durch Bold-  
Effekt

$\Delta$  5%

# Fehlerarten durch Bewegung

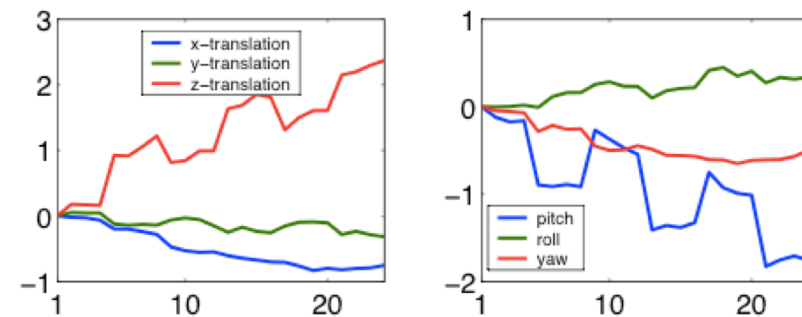
## Zufällige Bewegungen

- Zusätzliches Rauschen
- SNR wird geringer
- Signaldetektion wird schwieriger



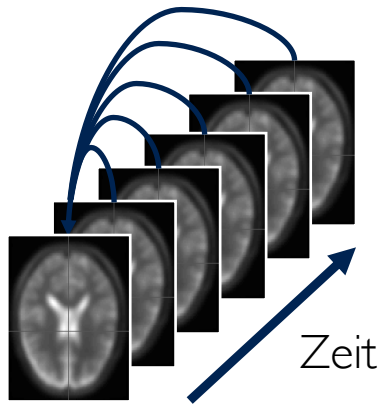
## Stimulus korrelierte Bewegungen

- mit Stimulus-Intervall synchronisiert
- Aktivierung hauptsächlich an Kanten
- nicht mehr von physiologischem Signal unterscheidbar (falsch positive Aktivierungen)





# Bewegungskorrektur



## Paarweise Registrierung

Ein Referenzbild aus der Zeitserie wird ausgewählt und alle anderen darauf abgebildet (registriert)

## Schritte

- Parameterbestimmung von 6 Parametern (rigid body), welche die Transformation zwischen dem jeweiligen Bild und einem Referenzbild beschreiben („Estimate“)
- Transformation anwenden („Reslice“, optional)

# Probleme, Probleme ...

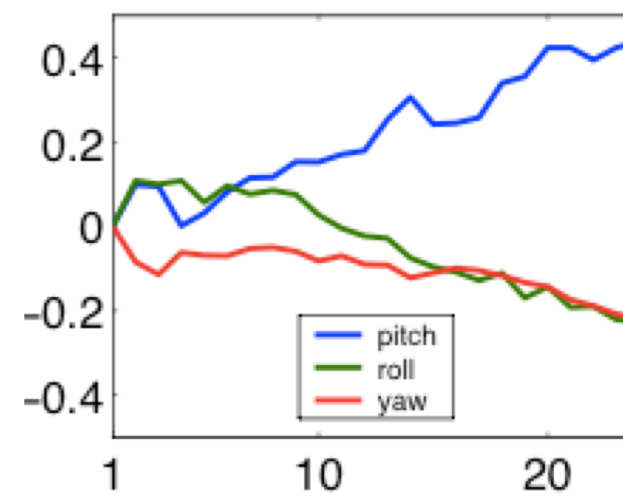
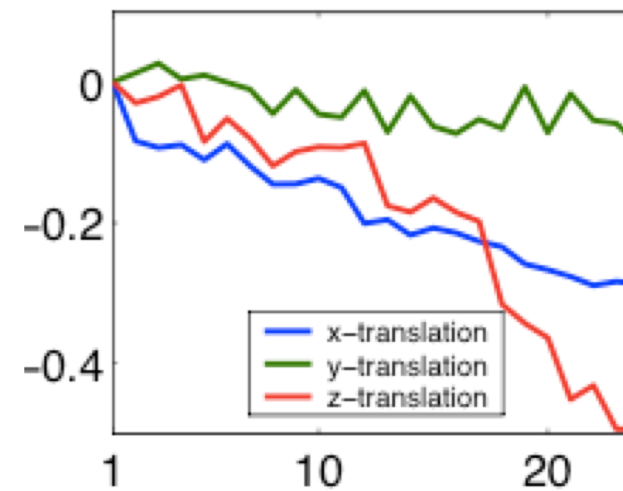
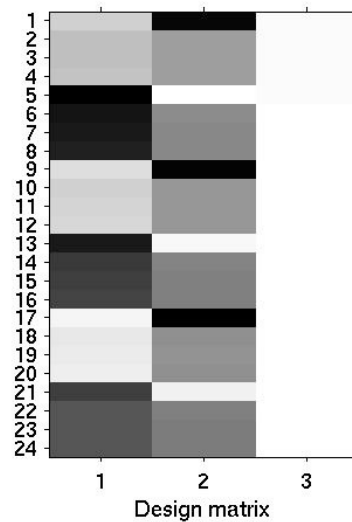
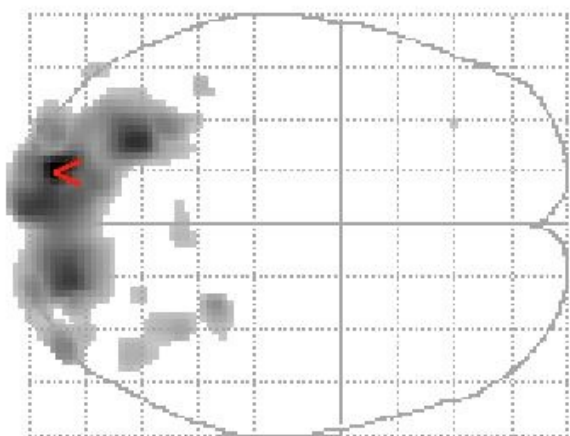
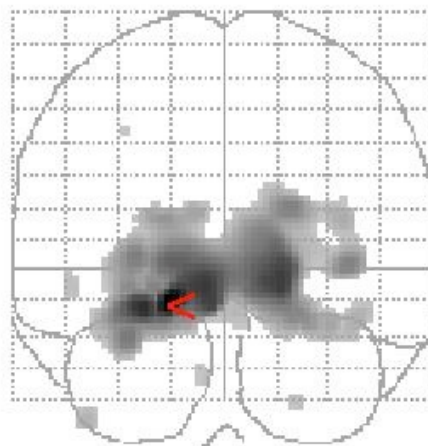
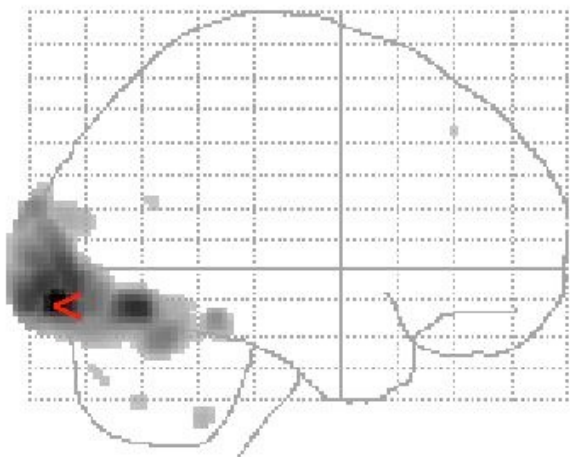
## Trotz Bewegungskorrektur bis zu 90% der Varianz durch:

- Bewegungen zwischen bzw. innerhalb der Schichten
- Interpolationsartefakte
- Spin excitation history
- Nichtlineare Verzerrungen durch Inhomogenitäten

## Verzerrungen (Korrektur durch Unwarp)

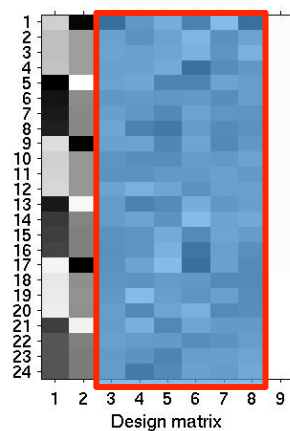
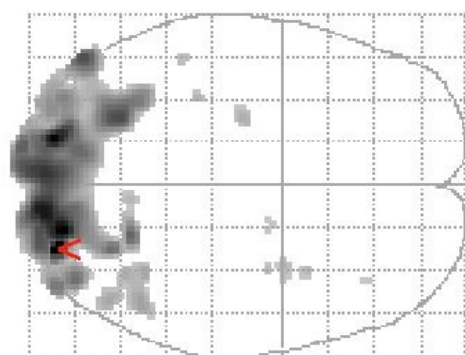
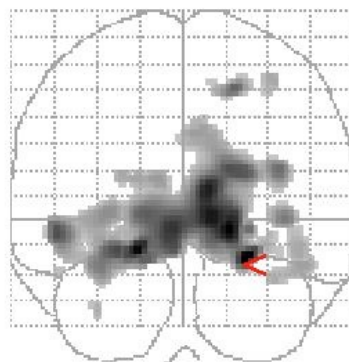
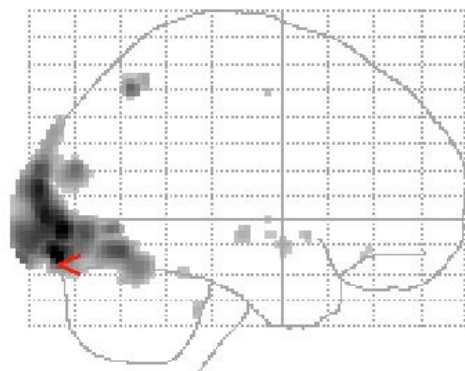
- Kopf erzeugt Inhomogenitäten im  $B_0$  Feld
- daraus resultieren räumliche Verzerrungen der EPI Bilder
- Verzerrungen sind abhängig von Kopfposition

# Zufällige Bewegungen

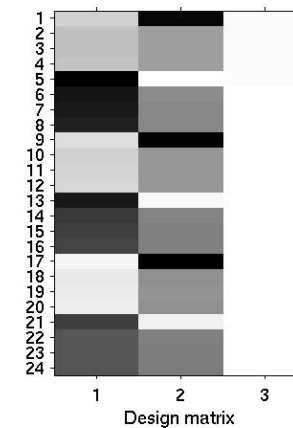
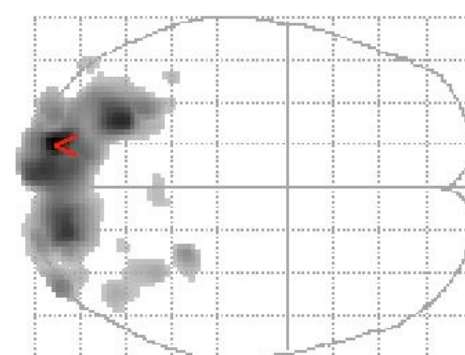
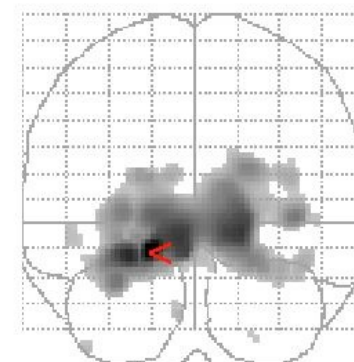
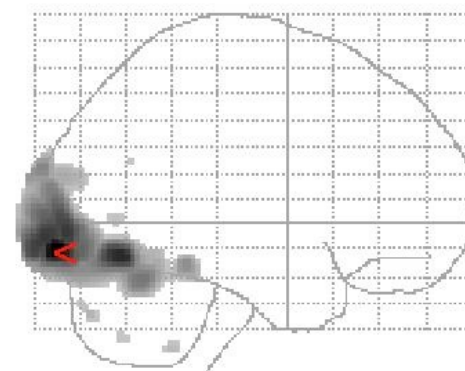


# Zufällige Bewegungen

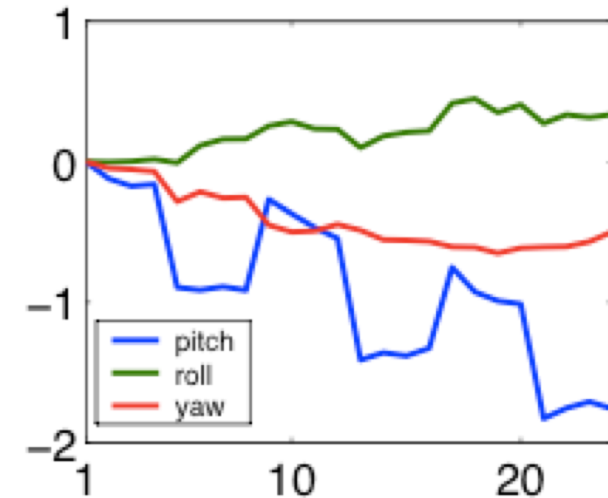
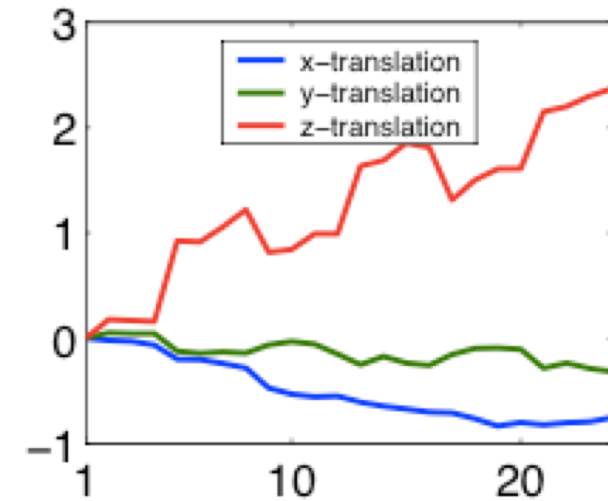
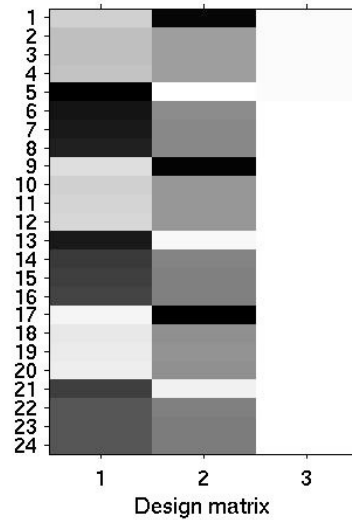
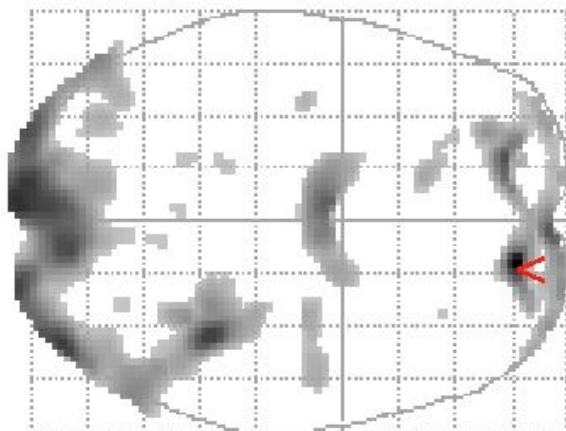
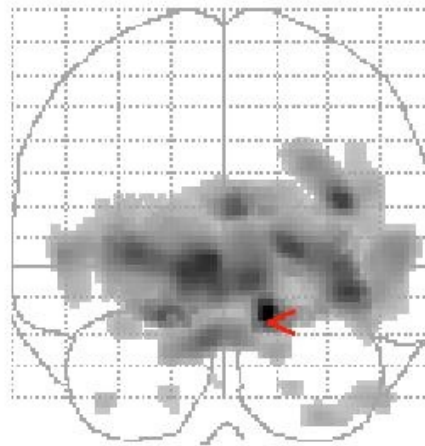
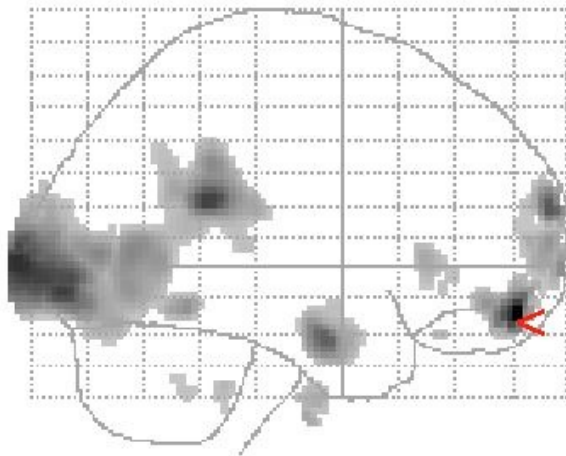
## Regression



## Unwarp

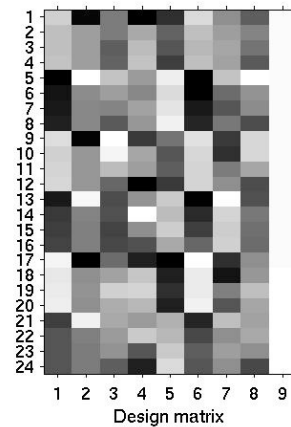
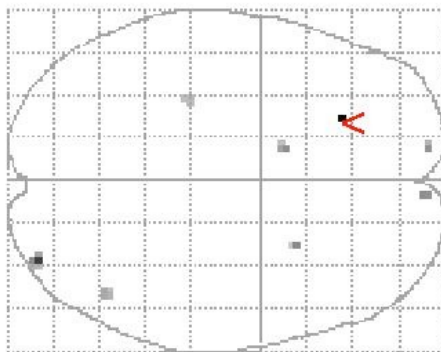
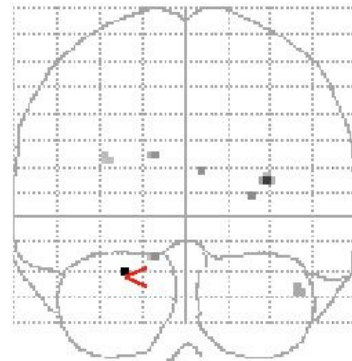
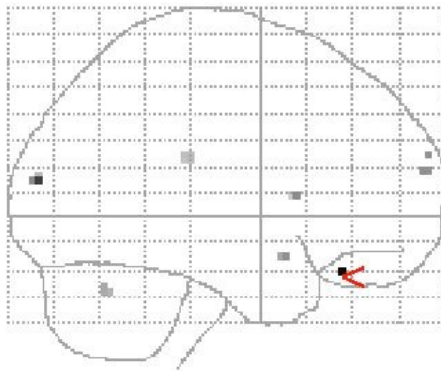


# Stimulus-korrelierte Bewegungen

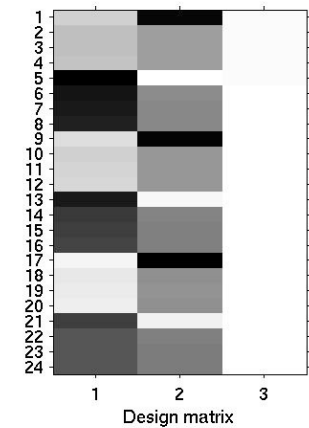
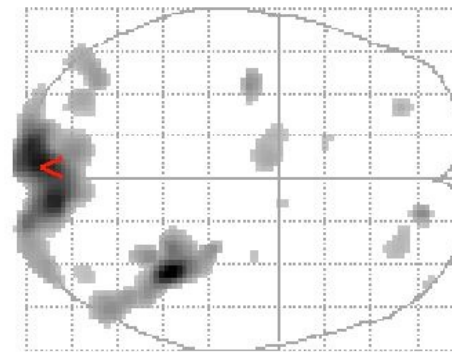
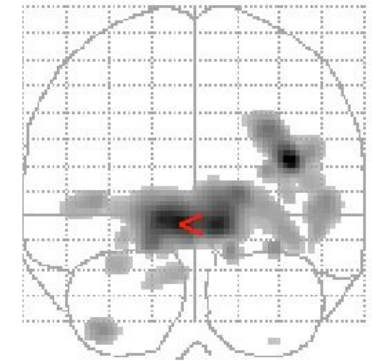
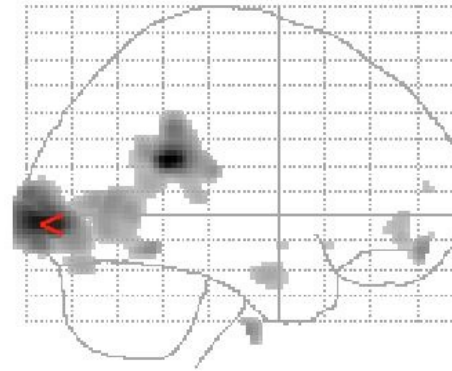


# Stimulus-korrelierte Bewegungen

## Regression



## Unwarp



# Bewegungskorrektur - Hinweise

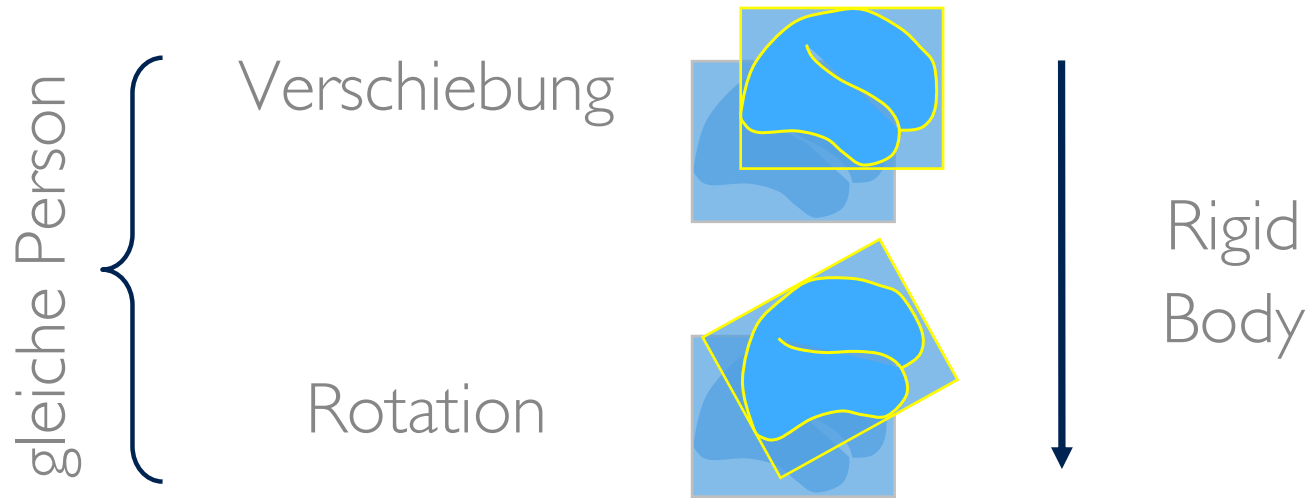
- keine Bilder mit „scan equilibration effect“ (erste Bilder der Zeitserie mit  $T_1$ -Effekt) bei Bewegungskorrektur verwenden
- Kontrolle für Bewegungsartefakte immer notwendig

## optional

- geschätzte Bewegungsparameter als Kovariate in ALM eingeben (matlab: `params=spm_load`)
- Unwarp (nur bei großen Verzerrungen)



# Parameterbestimmung



4x4 Transformations-Matrix

1.03	-0.01	0.07	-73
0.01	1.02	-0.03	-119
0.00	-0.04	0.99	-89
0.00	0.00	0.00	1

Nifti-Header

Transformationen sofort  
anwenden (Daten  
schreiben)

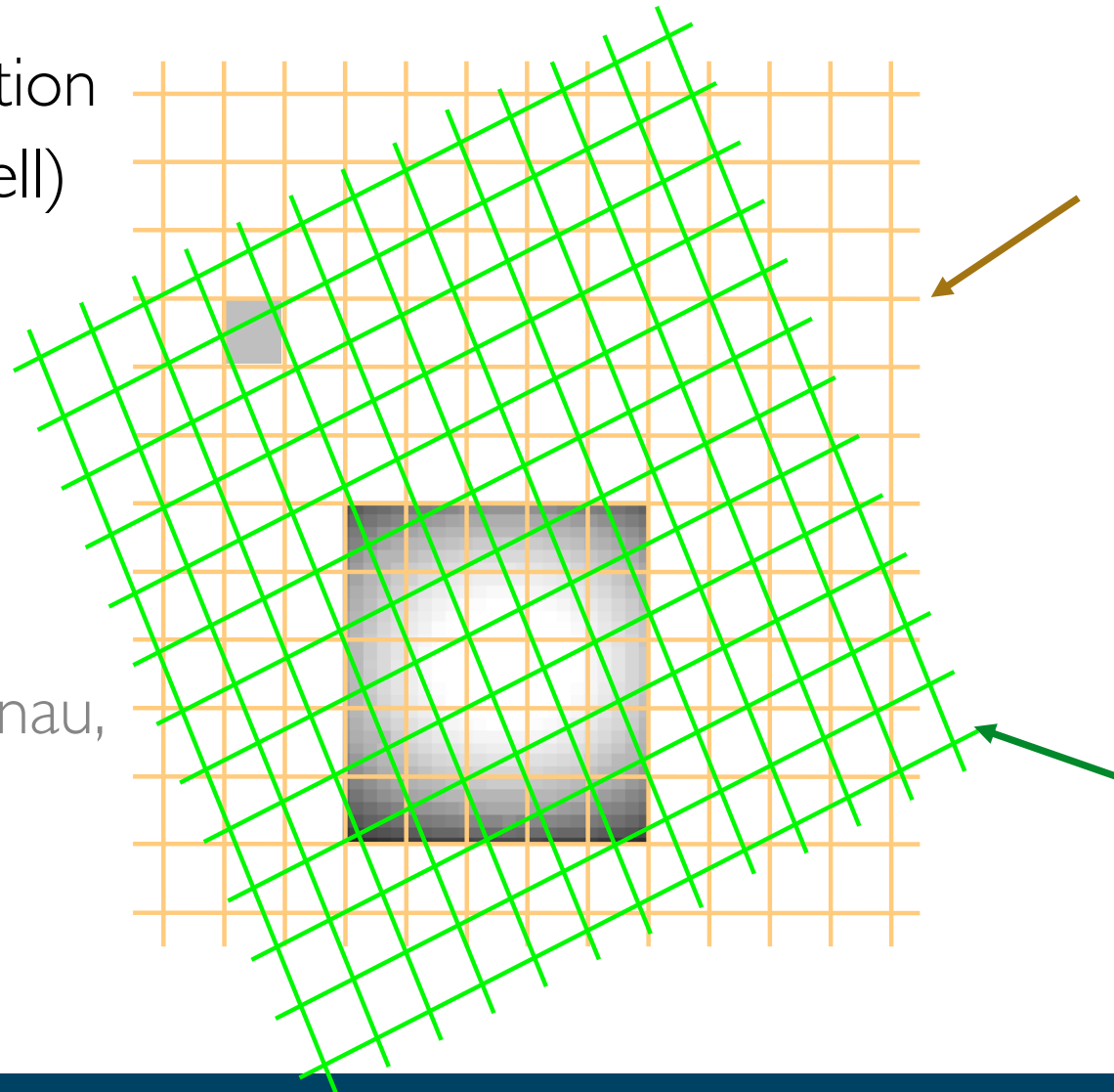
Transformationen erst  
bei Normalisierung  
anwenden



# Interpolation

lineare Interpolation  
(ungenau, schnell)

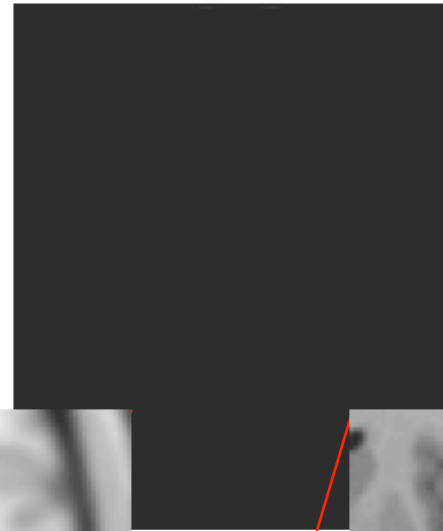
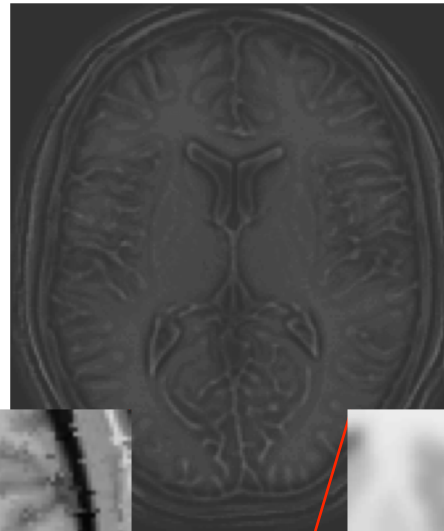
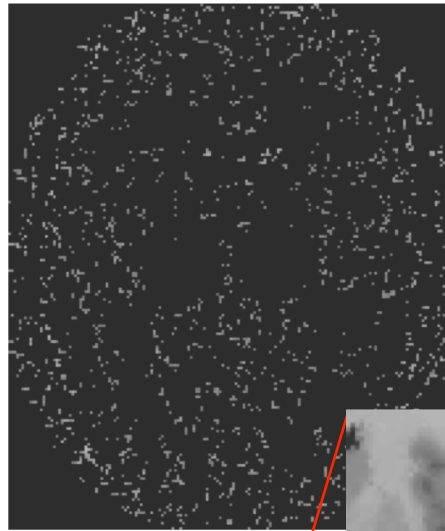
B-Spline  
Interpolation (genau,  
langsam)



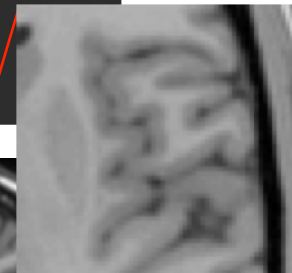
originales  
Gitter

neues  
Gitter

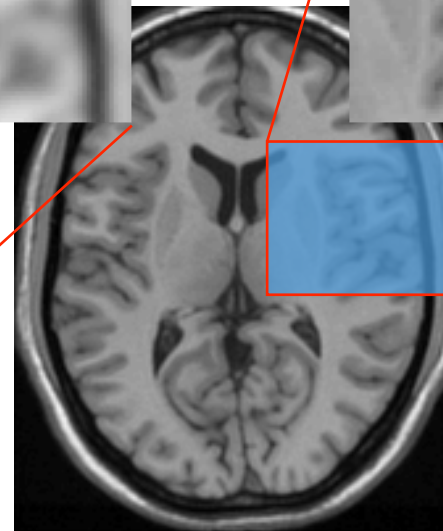
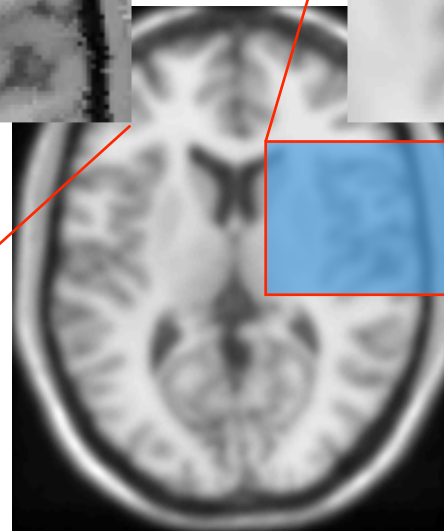
# Interpolation - Simulation



Fehler



Zoom



Ergebnis nach 10  
Drehungen um  
jeweils 5° und  
zurück

NN

Bilinear

B-Spline

# Interpolation - Hinweise

## Warum unbedingt B-Spline-Interpolation bei fMRI ?

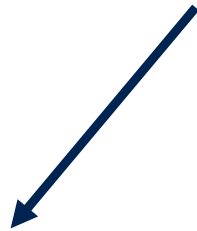
- Interpolation ist immer fehlerbehaftet
- Interpolationsfehler ist Funktion des Ortes
- bei unterschiedlicher Transformation für jedes Bild (Bewegungskorrektur) -> Funktion des Ortes und der Zeit

## Hinweis

- nur unmittelbar nach Bewegungskorrektur ist B-Spline-Interpolation notwendig
- Fourier-Interpolation nur bei isotropen Daten möglich

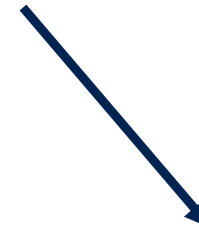
# Stand der Vorverarbeitung

6 Parameter (rigid body) für Bewegungskorrektur jedes Bildes  
auf erstes Bild der Zeitserie -> Header Information  
modifizieren



- Transformationen sofort anwenden -> Daten schreiben (r\*.nii)

- B-Spline-Interpolation verwenden



- Transformationen erst bei Normalisierung anwenden

# Koregistrierung

## Ziel

- Korrektur der unterschiedlichen Position von  $T_1$ -Bild und funktionellen (EPI/ $T_2$ /PET)-Bildern

## Problem

- Registrierung von Bildern unterschiedlicher Modalität durch Minimierung der Abstandskquadrate nicht möglich

## Prinzip

- Mutual Information Registration

# Koregistrierung - Mutual Information

## Joint histograms (2D)

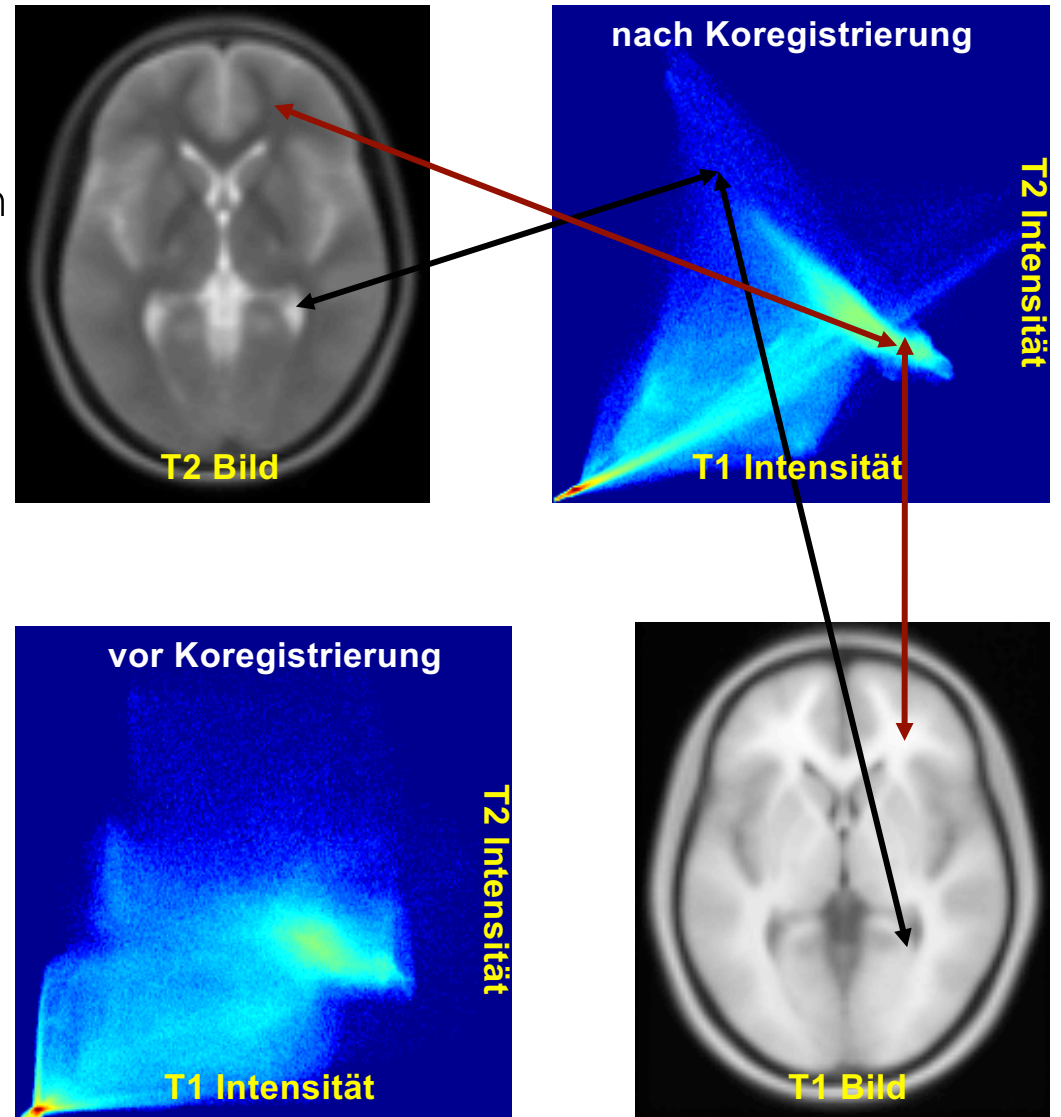
- voxelweise Abtastung der Intensitäten in T1 und T2

## Mutual Information (MI)

- quantifiziert Abhängigkeit (Informationsgehalt) zwischen den Bildern

## Maximierung von MI

als Optimierungskriterium



# Stand der Vorverarbeitung

- Bewegungskorrektur -> Header Information modifiziert bzw. r\*.img geschrieben
- Position von T<sub>1</sub>-Bild und funktionellen Bilder ist angeglichen -> Header Information aktualisiert

# Stereotaktische Normalisierung

## Ziel

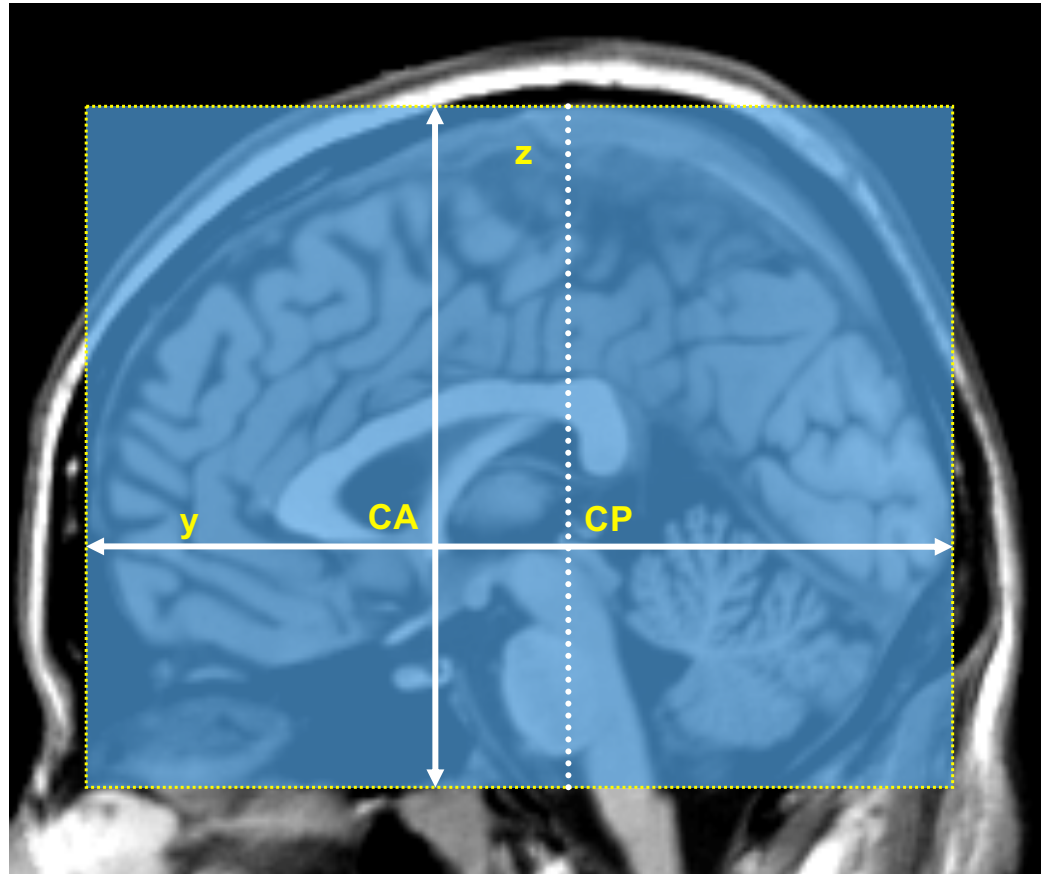
- Abbildung eines anatomischen Raumes auf einen anderen (standardisierten) Raum

## Anwendung

- Koordinatenangabe im Talairach-Raum, Meta-Analysen
- Datenbanken (Atlanten)
- funktionelle Gruppenstudien
  - statistische Aussage für eine Gesamtgruppe
  - Erhöhung der Anzahl der Freiheitsgrade (PET)
- Morphometrische Studien



# Talairach-Koordinaten



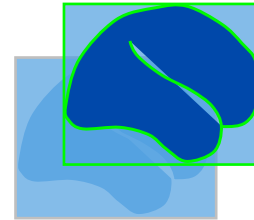
- Koordinatenursprung: Commissura anterior
- Angabe in mm
- MNI-Template

# Lineare (affine) Normalisierung

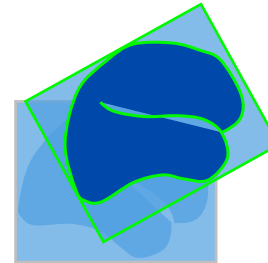
unterschiedliche Personen

gleiche Person

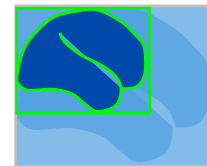
Verschiebung



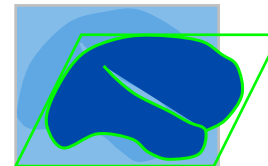
Rotation



Skalierung



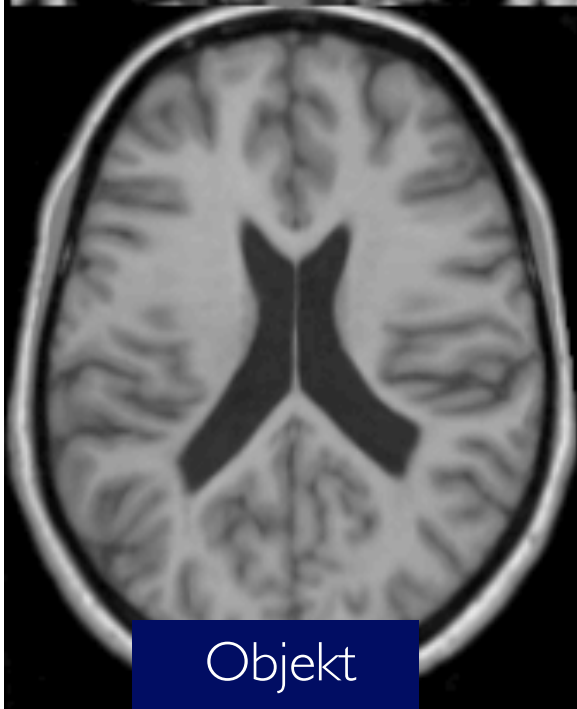
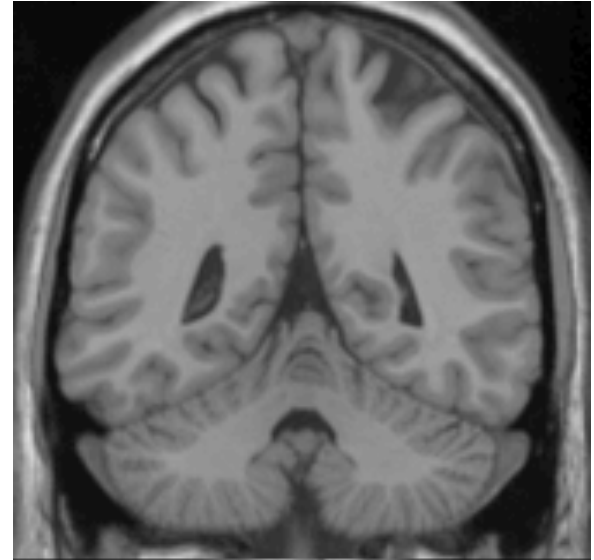
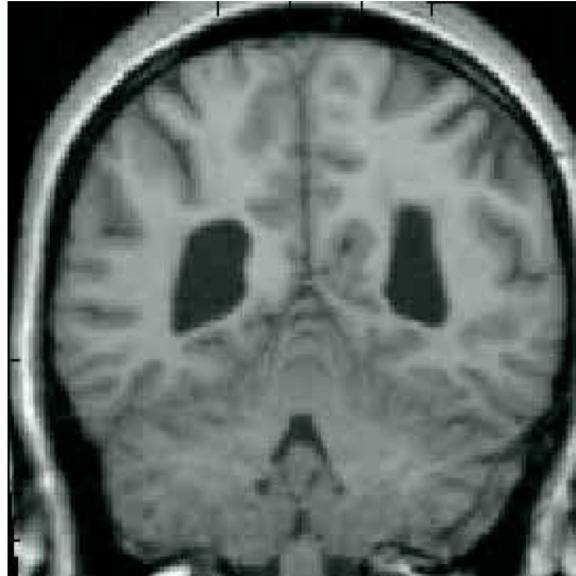
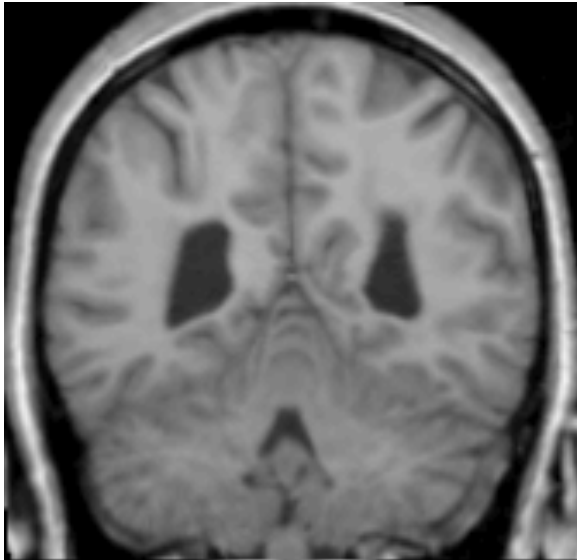
Scherung



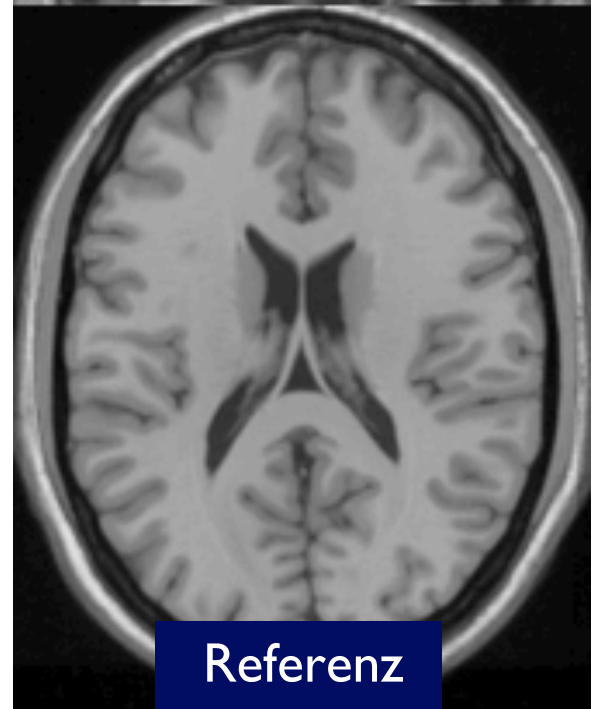
Rigid  
Body

Affin

# Nichtlineare Normalisierung

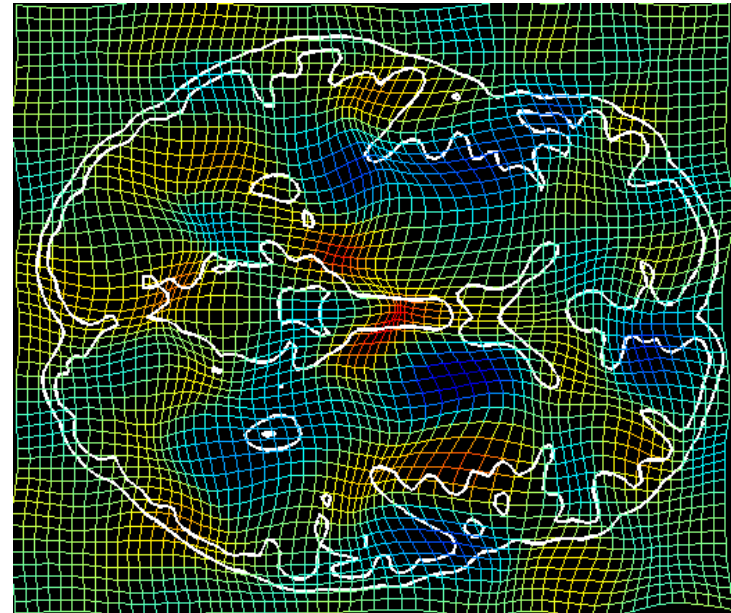
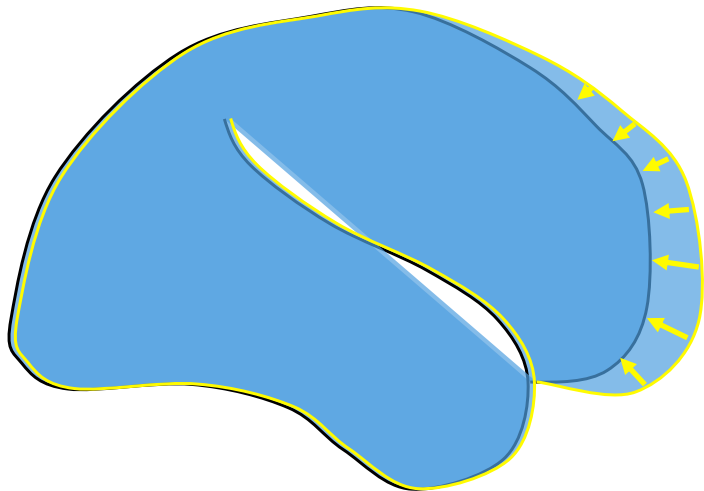


Objekt



Referenz

# Nichtlineare Normalisierung



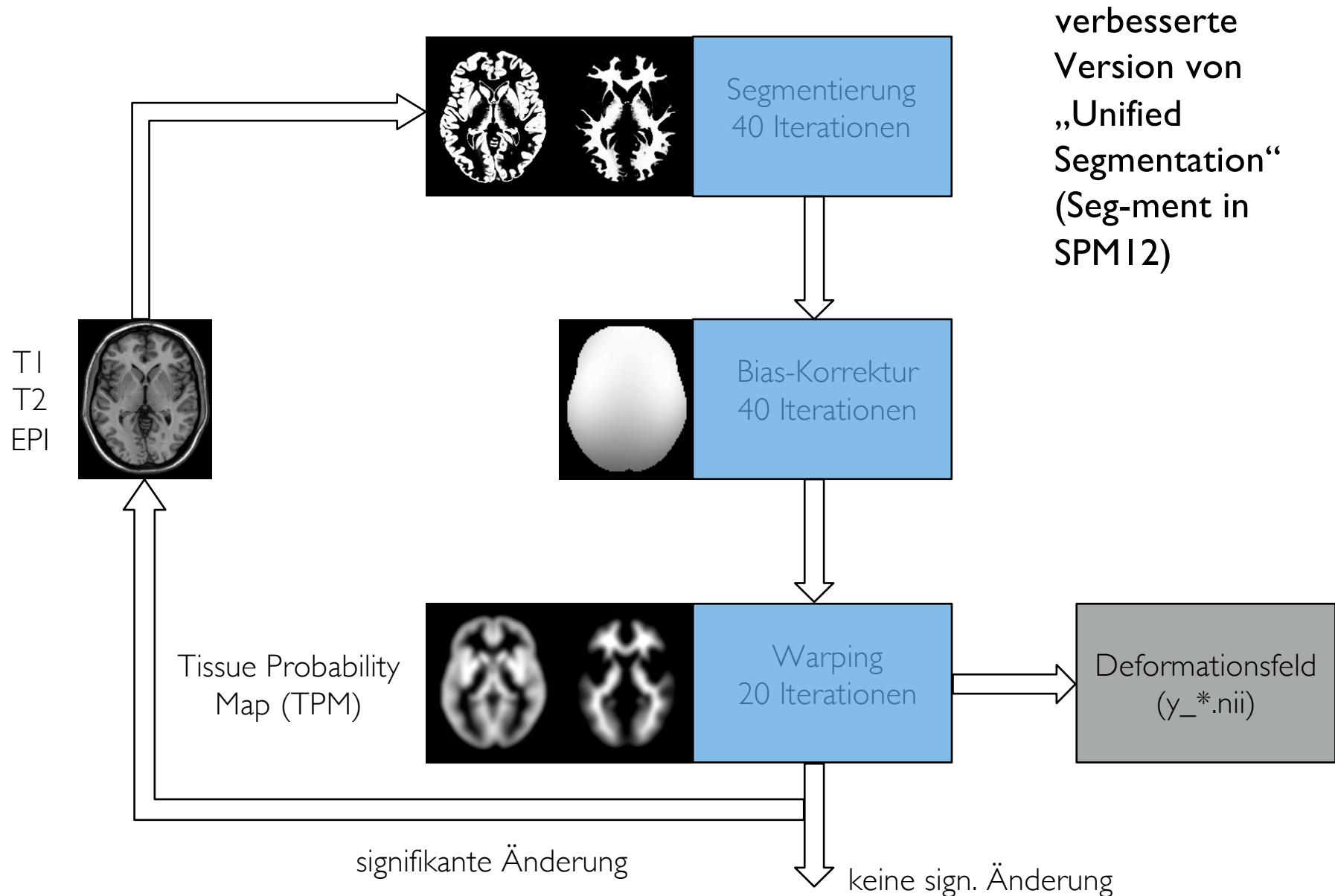
+

Deformationen (Warps)

Glätte ~ Regularisierung

-

# Normalisierung in SPM12



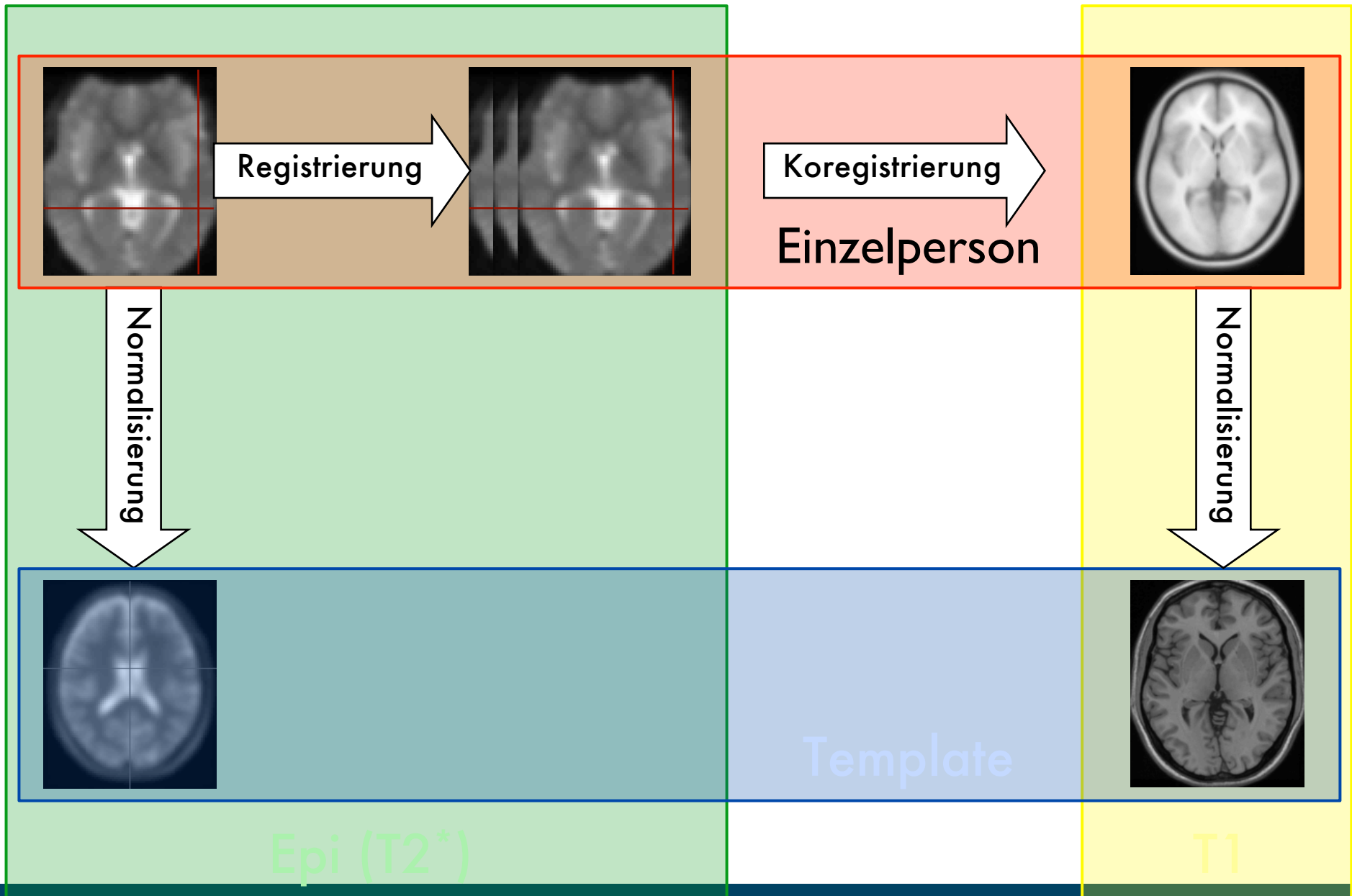
# Normalisierung - Hinweise

- Voxelgröße beim Schreiben der Daten mindestens so klein wählen, daß mit 2-3-facher FWHM geglättet werden kann
- B-Spline-Interpolation beim allerersten Schreiben von bewegungskorrigierten Daten
- Bei fehlerhafter Normalisierung Koordinatenursprung setzen (in Display „set Origin“), evtl. Orientierung grob korrigieren
- Alternative (auch für Dartel/Shooting-Normalisierung): VBM8/CAT12 Toolbox

# Stand der Vorverarbeitung

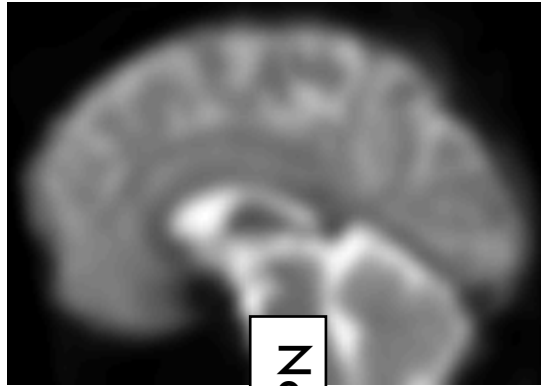
- Bewegungskorrektur -> Header Dateien modifiziert bzw. r\*.img geschrieben
- Position von T<sub>1</sub>-Bild und funktionellen Bilder ist zueinander angeglichen -> Header Dateien aktualisiert
- Position und Größe von T<sub>1</sub>-Bild und funktionellen Bilder ist zum Referenzgehirn (Template, TPM) angeglichen -> Bilder sind geschrieben (wr\*.img bzw. w\*.img)

# Übersicht

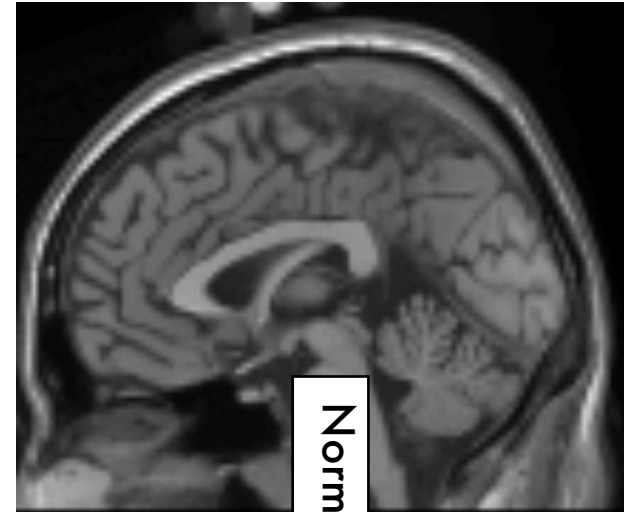




# Separate Normalisierung

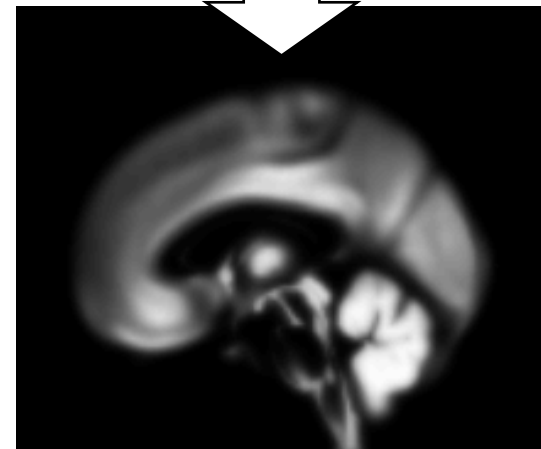
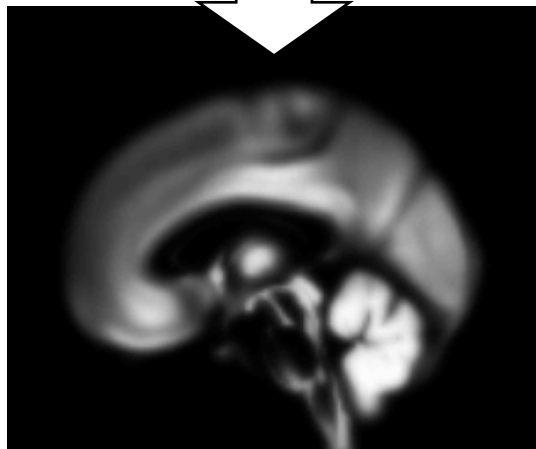


Gehirn darf  
nicht ange-  
schnitten sein!



Normalisierung

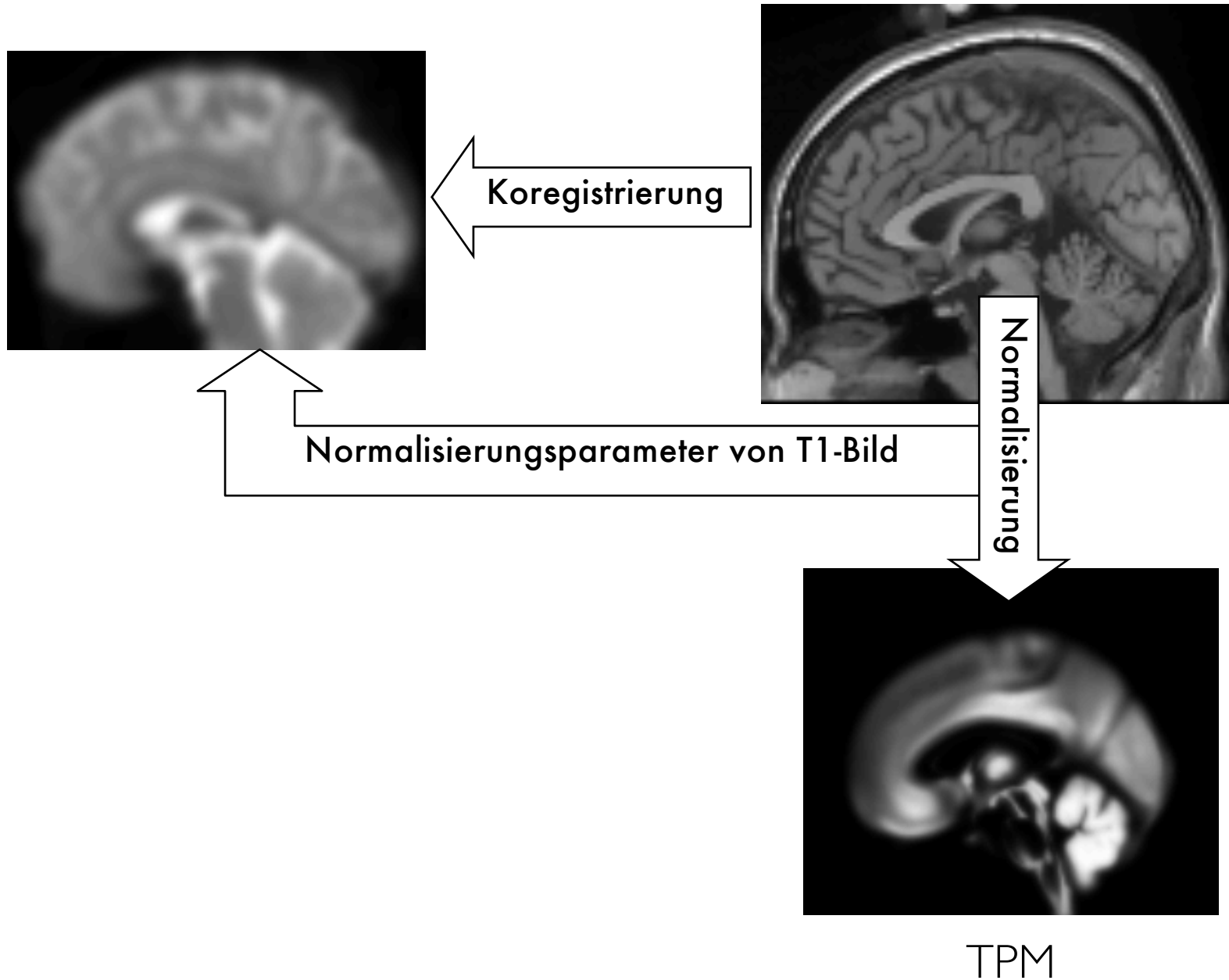
Normalisierung



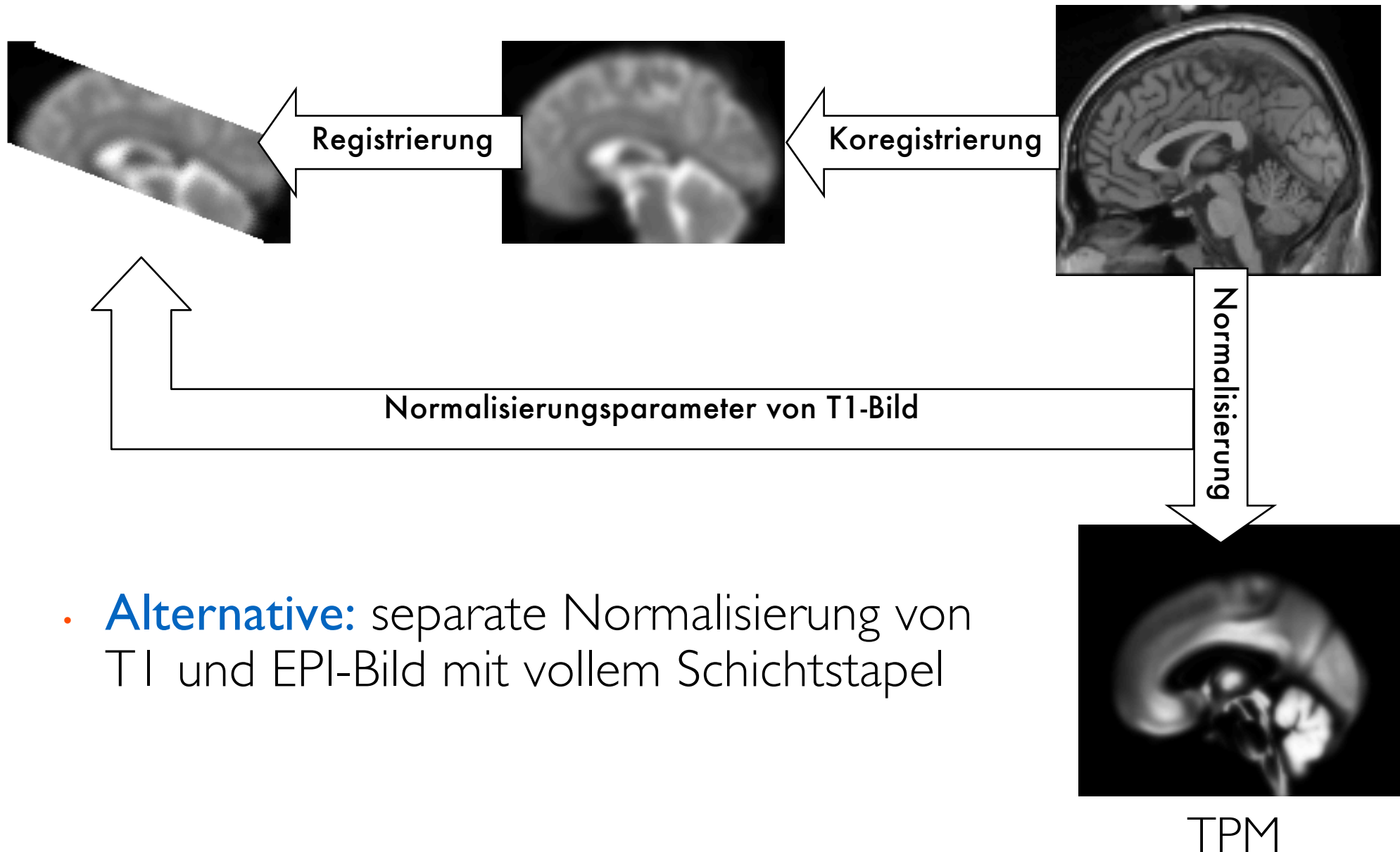
TPM

TPM

# Koregistrierung T1->EPI



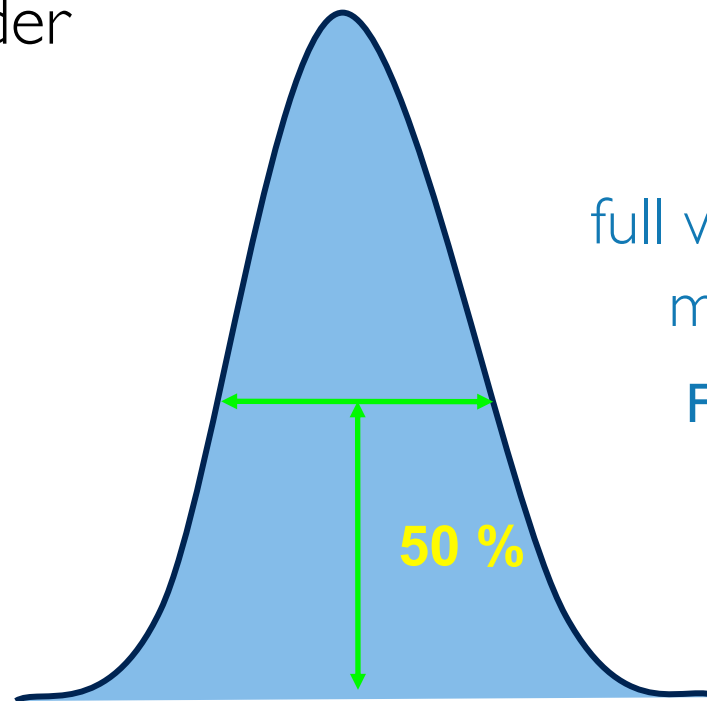
# Limitierter Schichtstapel



# Glätten - Definition

- gewichtete, additive Verknüpfung eines Bildpunktes mit benachbarten Bildpunkten
- Festlegung der Wichtung der Nachbarschaft durch Filtermaske (Kernel)

Gauss-  
Filtermaske



full width at half  
maximum  
**FWHM**

# Glätten - Anwendung

## Ziel

- Verbesserung Signal-Rausch-Verhältnis
- Voraussetzung für Theorie der Gauss-Felder
- Berücksichtigung der inter-individuellen Variabilität

## Beispiel zur Rauschunterdrückung



Weisses  
Rauschen

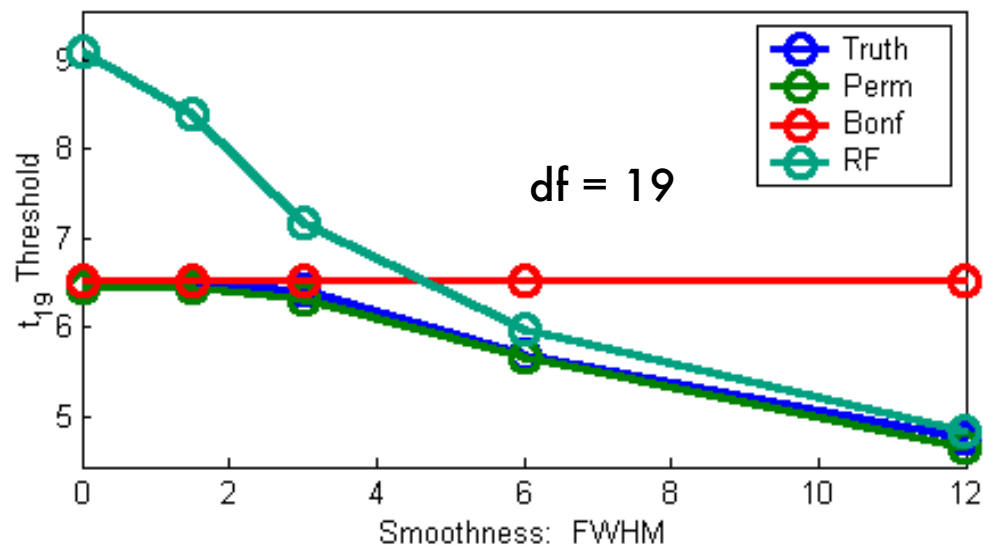
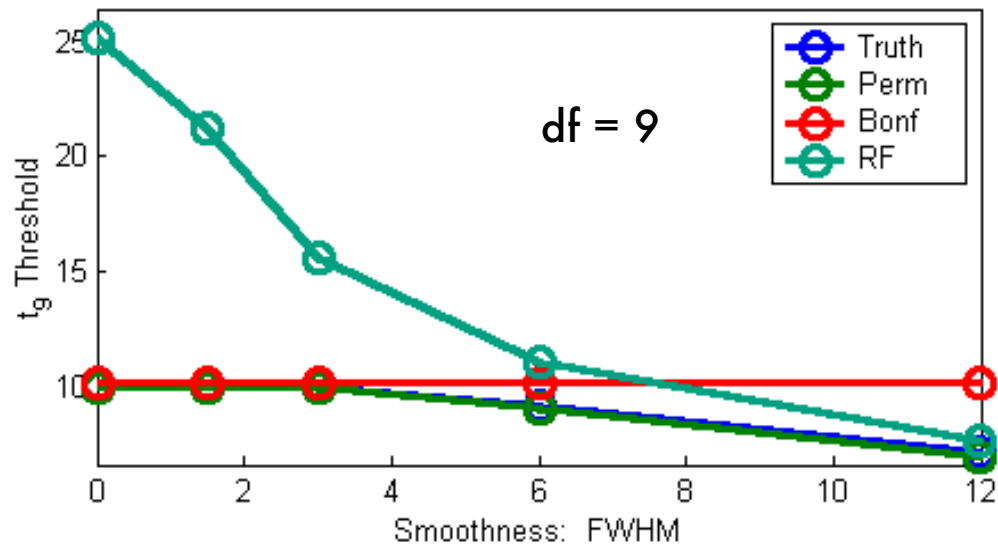


Geglättetes  
Bild

# Glätten - Hinweise

- FWHM  $>$  2-3 Voxel
- Spezifität vs. Sensitivität
- Matched Filter Theorem
- Richtwerte:
  - Einzelstudie 4-8 mm
  - Gruppenstudie 6-10 mm

# Glätten - Hinweise



- GRF benötigt viele Freiheitsgrade und große FWHM, um valide zu sein
- SnPM als Alternative bei kleinem df

# Stand der Vorverarbeitung

- Bewegungskorrektur -> Header Dateien modifiziert bzw. r\*.img geschrieben
- Position von T<sub>1</sub>-Bild und funktionellen Bilder ist zueinander angeglichen -> Header Dateien aktualisiert
- Position und Größe von T<sub>1</sub>-Bild und funktionellen Bilder ist zum Referenzgehirn (Template) angeglichen -> Bilder sind geschrieben (wr\*.img bzw. w\*.img)
- Bilder sind mit Gauss-Filter gefiltert (swr\*.img bzw. sw\*.img)