



Orientierungsverteilung der Faserdispersion in weißer Hirnsubstanz

Lucian Spitzner, Patricia Ulloa und Martin A. Koch
Institut für Medizintechnik, Universität zu Lübeck



EINFÜHRUNG

Es wurde untersucht, ob mittels diffusionsgewichteter Bildgebung eine Abschätzung der Faserstreuung in weißer Hirnsubstanz möglich ist. Dafür wurde der Einfluss eines zweiten Faserbündels in einem Voxel simuliert und die Ergebnisse auf den gesamten Datensatz angewendet. Die Information über Faserspreizung soll bei der Größenbestimmung der Faserbündel mittels double-diffusion-encoding (DDE) [1] helfen. Für kleine Spreizungswinkel kann Einfluss von zur Ebene schräg stehenden Fasern herausgemittelt werden [2].

METHODEN

Eine Rotationsmatrix wurde auf den Tensor eines Voxels mit hoher fraktioneller Anisotropie (FA) angewendet. Dies entspricht einer Rotation des Diffusionsellipsoides. Voxel mit hoher FA wurden unter der Annahme gewählt, dass die Faserbündel in diesen Voxeln parallel liegen und werden Seedvoxel genannt.

ERGEBNISSE

Die Berechnungen wurden für verschiedene Seedvoxel im yerebralen Cortex sowie in der Pyramidenbahn durchgeführt. Diese ist aufgrund ihrer aufspaltenden Struktur sowie ihrer Rolle in neurodegenerativen Krankheiten von besonderem Interesse [3]. Die Abhängigkeit von Eigenwertverhältnis und Rotationswinkel kann in Abb. 2 gesehen werden.

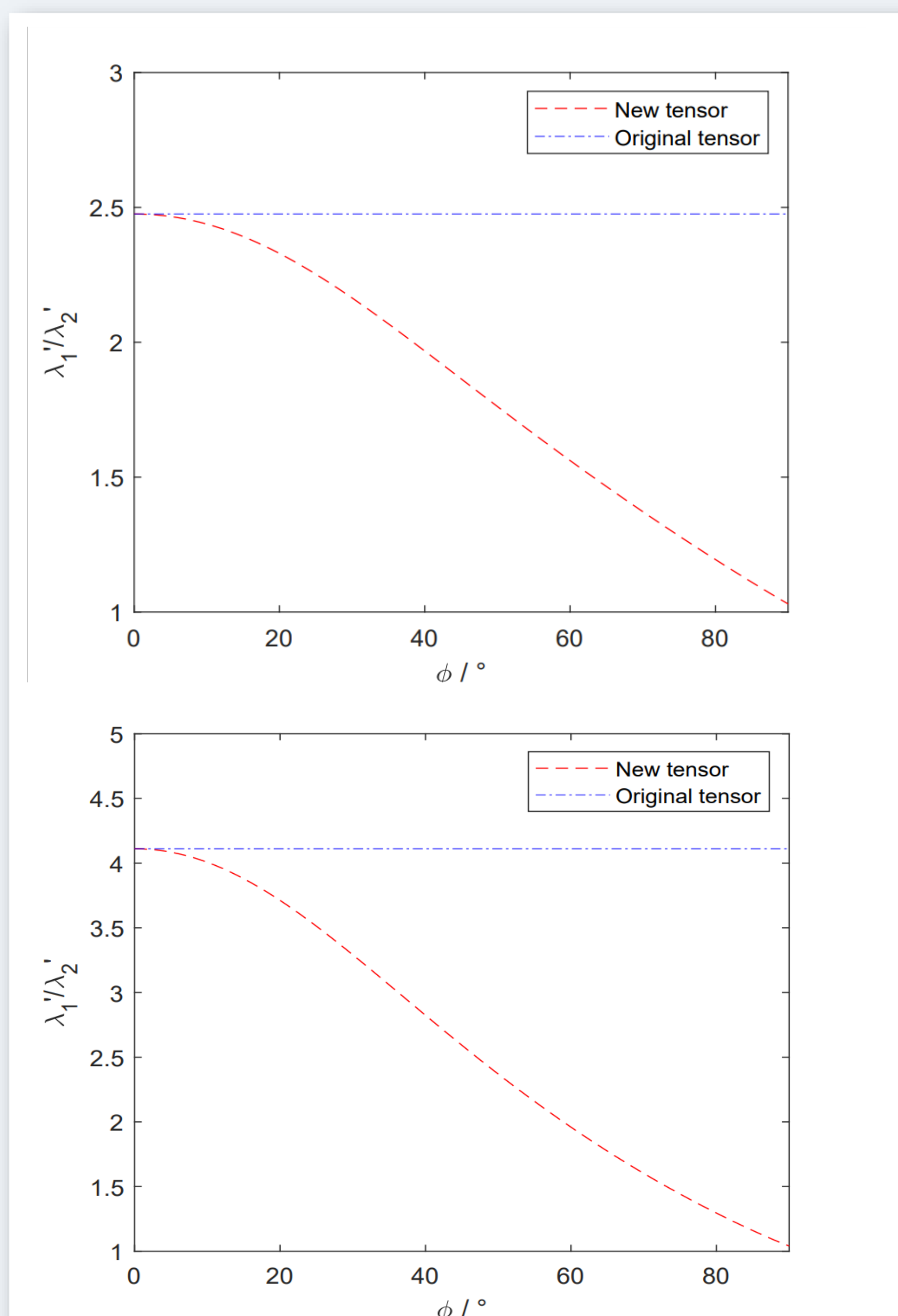


Abb. 2: Eigenwertverhältnis gegenüber Rotationswinkel.

Oben: Seedvoxel in medianer Pyramidenbahn.

Unten: Seedvoxel im Corpus callosum.

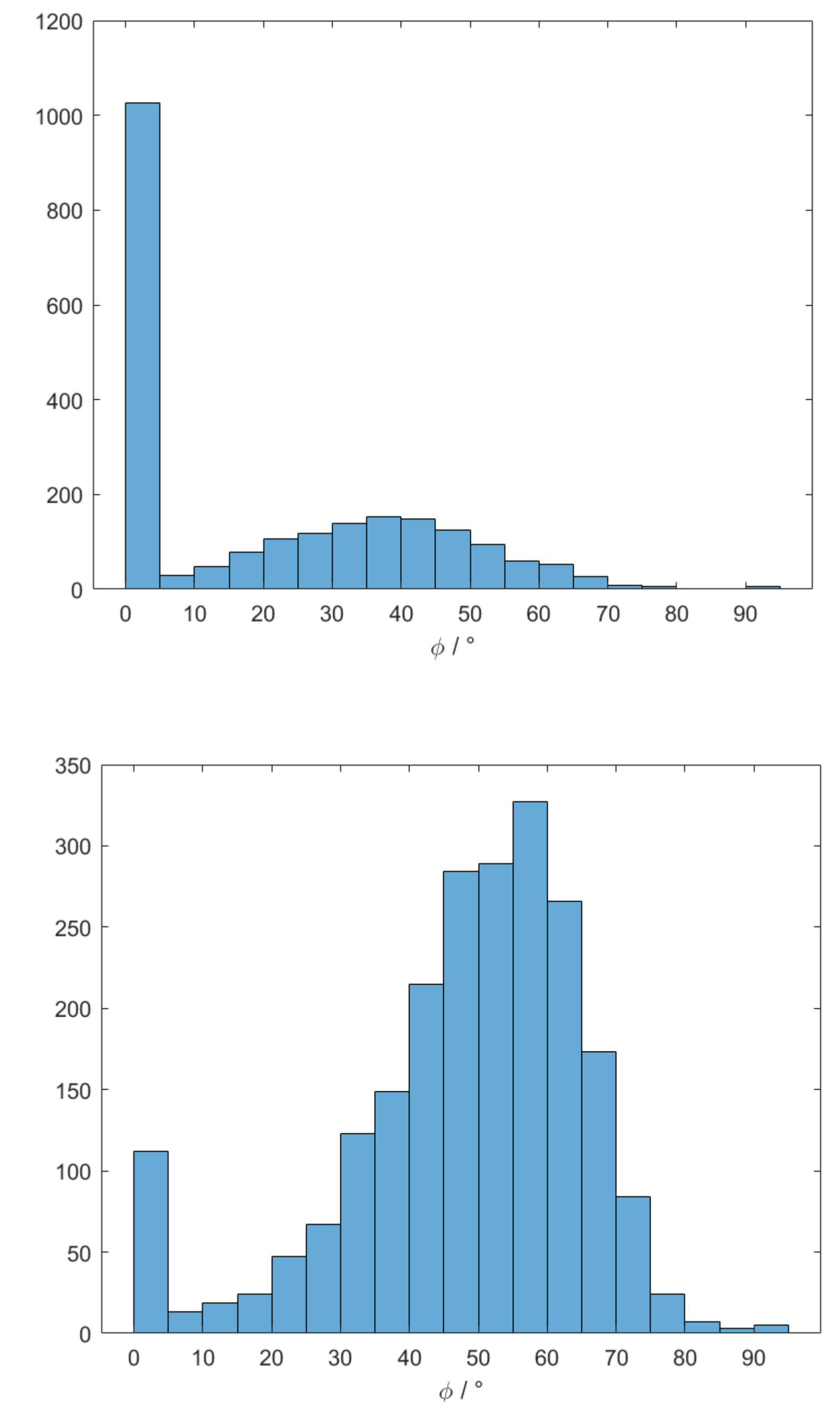


Abb. 4: Histogramm der zugewiesenen Winkel für Voxel in der Pyramidenbahn.

Oben: Seedvoxel in der medianen Pyramidenbahn

Unten: Seedvoxel in der inferioren Pyramidenbahn

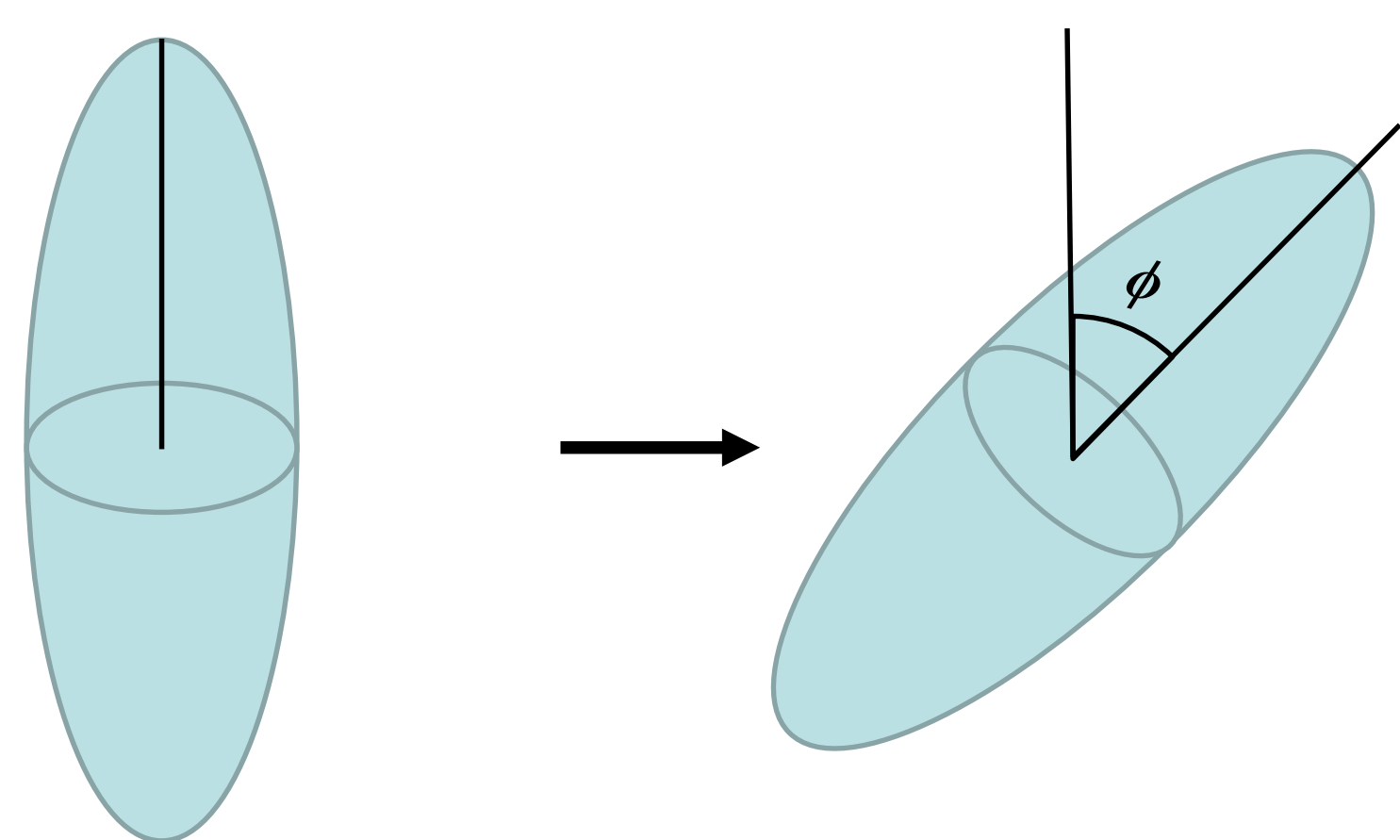


Abb. 1: Rotation des Diffusionsellipsoides

Mithilfe der bekannten b-Matrix [2] lässt sich das Signal ausrechnen, welches der gedrehte Tensor unter gleichen Versuchsbedingungen in dem Voxel erzeugen würde. Die Addition des originalen Signals und des simulierten Signals erlaubt es, einen neuen Tensor auszurechnen, welcher nun Anteile von zwei verschiedenen Signalen enthält und somit zwei verschiedene Orientierungen von Faserbündeln darstellen soll. Aus diesem neuen Tensor werden dann wieder Eigenwerte und Eigenvektoren berechnet. Dabei ist das Verhältnis der größten Eigenwerte abhängig vom Rotationswinkel. Der Zusammenhang zwischen Eigenwerten und Rotationswinkeln erlaubt dann eine Zuweisung eines Winkels für Voxel mit passenden Eigenwerten.

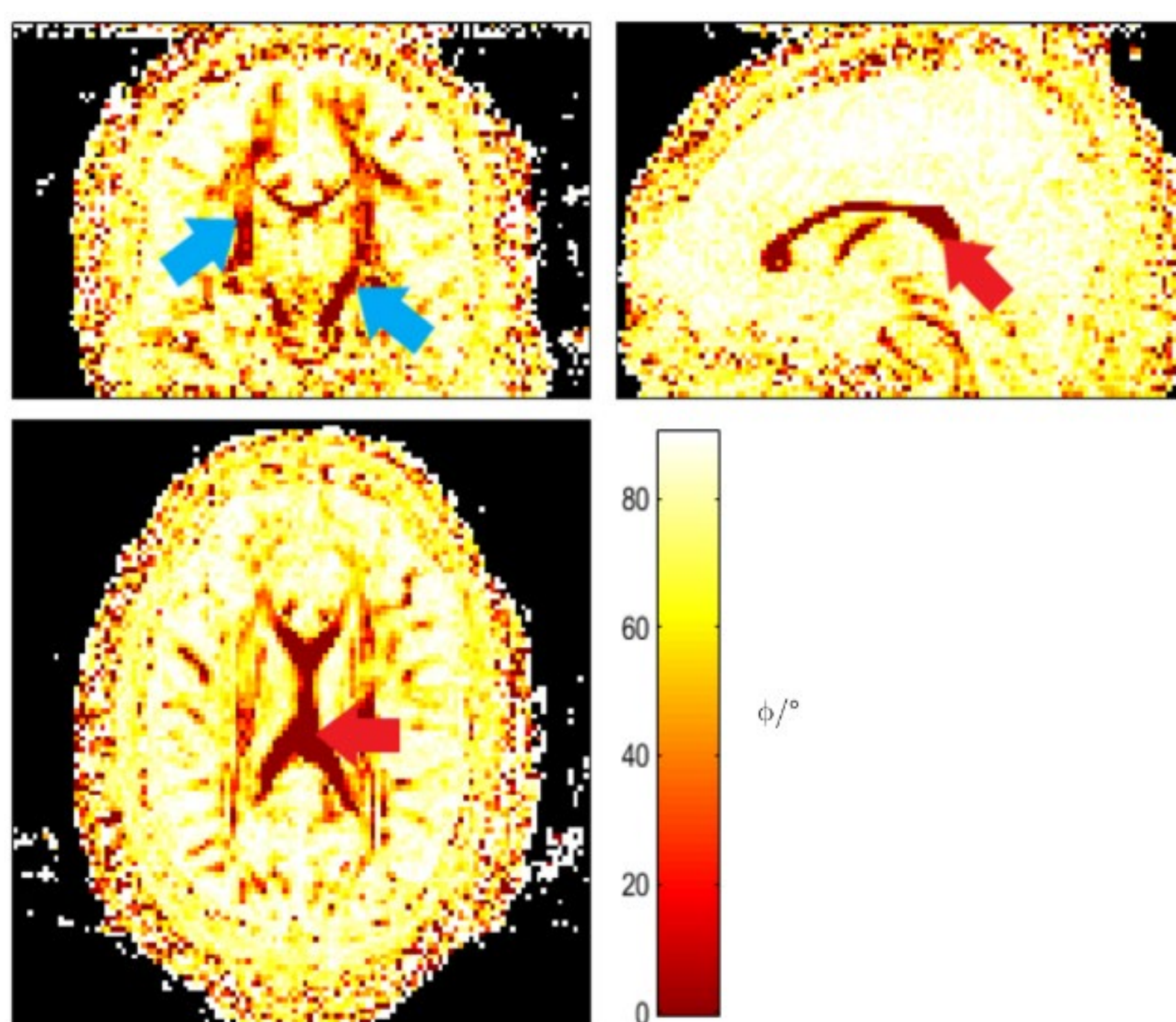


Abb. 3: Berechneter Winkel zwischen den zwei angenommenen Faserorientierungen je Voxel. Die roten Pfeile zeigen das Corpus Callosum, die blauen Pfeile zeigen die Pyramidenbahn.

DISKUSSION UND AUSBLICK

Die Ergebnisse spiegeln erwartete Eigenschaften wider, insbesondere die Struktur der Pyramidenbahn. Jedoch sind die zugewiesenen Winkel ungenau. Zu sehen ist dies an den Unterschieden der Histogramme in Abb. 4. Diese Ungenauigkeiten können z. B. daher stammen, dass die FA kein gutes Maß für die Struktur im Gewebe ist. Dies könnte u. A. daran liegen, dass die verschiedenen Faserbündel nicht durch den Tensor dargestellt werden können

Grobe Strukturen der weißen Hirnsubstanz werden durch die verwendete Methode ersichtlich. Für genauere Ergebnisse ist jedoch eine genauere Untersuchung und Ausarbeitung der Methode notwendig.

[1] Mitra P P, Multiple wave-vector extensions of the NMR pulsed-field-gradient spin-echo measurement. Magn. Res. Med. 1195;60:90–101.

[2] Basser P, The b-matrix in diffusion tensor echo-planar imaging. Magn. Res. Med. 1997;37:292-300

[3] Ulloa P, Wottschel V, Koch MA, Studying the extracellular contribution to the double wave vector diffusion-weighted signal. Curr. Dir. Biomed. Eng. 2015;1:240–244.

[4] Koch MA, Finsterbusch J, Double Wave Vector Diffusion Weighting in Wallerian Degeneration. Proc. 20th Annual Meeting ISMRM 2012;3564.