

3. Resultate

Im Folgenden werden die Optimierung des AID-Filters und die histogrammbasierte Segmentierung beschrieben. In Abschnitt 3.1 wird der Wertebereich für die Filterparameter σ , t und K bestimmt. Dieser Wertebereich wird in Kapitel 3.2 auf fünf verschiedene Infarkterscheinungsformen angewandt. Mit der Analyse der Segmentierungsergebnisse dieser $5 \times 3 = 15$ verschiedenen Filterungen wird ein optimaler, allgemeiner Filterparametersatz ermittelt und auf den Gesamtdatensatz von 24 verbleibenden Infarktpatienten angewandt. Die Ergebnisse der Segmentierung nach Filterung mit diesen optimierten Filterparametern werden in Kapitel 3.3 und 3.4 beschrieben.

3.1 Filterung mit Anisotroper Diffusion

Zur Segmentierung wurde bereits in vorangegangenen Untersuchungen das Eingangsbildmaterial optimiert³⁵. Es wurden zur Segmentierung T_2 -gewichtete Bilder (T_2w), diffusionsgewichtete Bilder (DWI) und die berechnete ADC-Map eingesetzt. Zur individuellen Anpassung an dieses Bildmaterial fand eine Optimierung der AID-Filterparameter σ (σ), t und K statt. Zielsetzung war, eine Glättung unter Kantenerhalt zu ermöglichen, ohne wichtige Gewebegrenzen zu verwischen. Die Optimierung erfolgte interaktiv unter Kontrolle eines Radiologen, um die Wirkung der einzelnen Parameter und gegenseitige Einflüsse zu ermitteln. Abschließend wurde die so ermittelte Parameterkombination durch bildgestützten Vergleich der erzielten Segmentierungsergebnisse validiert.

Mit Hilfe des Parameters σ wurde die vor der AID stattfindende Glättung der Bilder mit Hilfe eines Gauß'schen Weichzeichners gesteuert. σ zeigte keinen starken Einfluss auf das Endergebnis der AID. Analysen mit fest definierten Parametern K und t ergaben keine signifikanten Unterschiede in den Resultaten für $2 \leq \sigma \leq 20$. Für alle Auswertungen wurde σ auf einen Wert von 3 gesetzt.

Als nächster Parameter wurde die Anzahl t der Filterdurchläufe (Iterationen) optimiert. Eine zu hohe Iterationszahl führt zu einer vollständigen Mittelung aller Grauwerte und so zu einem vollständigen Informationsverlust des Bildmaterials.

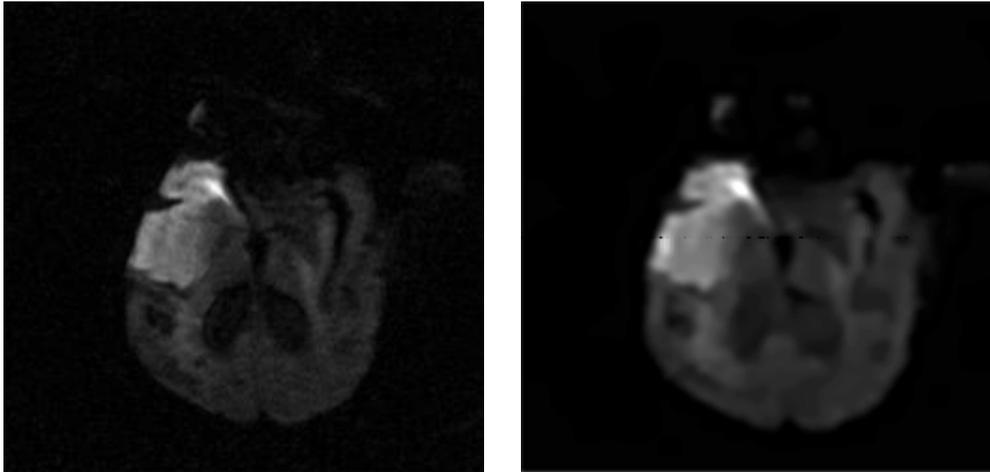


Abbildung 3.1.1: Links das schon bekannte diffusionsgewichtete Bild eines Mediainfarktes; rechts dasselbe nach zu starker Filterung mit $t = 25$ ($\sigma = 3$, $K = 8$).

Aus Abbildung 3.1.1 geht hervor, wie nach zu starker Filterung mit hohem t Kanten zwischen Gewebeklassen verwischen. Dies ist deutlich an der medialen Kante des Infarktgebietes zu sehen, die nach Filterung keine deutliche Abgrenzung zu den anliegenden Strukturen mehr erkennen lässt. Eine Charakterisierung und Berechnung zusammenhängender heterogener Strukturen (z.B. die Berechnung der Verteilung des ADC im Infarktgebiet) mit Hilfe einer automatischen Segmentierung ist dadurch nur noch eingeschränkt möglich.

In der Literatur wurde ein Wertebereich für t vorgeschlagen, der zwischen 1 und 5 liegt^{45, 47}. Komplette Konvergenz der Bildinformation wird etwa ab einem Wert von $t = 50$ erreicht⁴⁷.

Abbildung 3.1.2 ist exemplarisch ein Mediainfarkt *mit* und *ohne* Filterung durch AID (Filterung mit $t = 5$, $\sigma = 3$ und $K = 8$) abgebildet und den korrespondierenden Histogrammen nach Segmentierung gegenübergestellt.

Die Filterungsergebnisse einer Probefilterung von Infarkt Bildern mit variablem t wurden von einem Radiologen visuell beurteilt und anschließend durch Segmentierung quantifiziert. Im Gegensatz zu dem in der Literatur beschriebenen Wertebereich für t erwies sich für das in unserer Arbeit zur Verfügung stehende EPI-Bildmaterial ein Wert von $5 \leq t \leq 7$ als optimal, um eine gute Glättung bei gleichzeitigem Erhalt von Unterstrukturen zu erhalten.

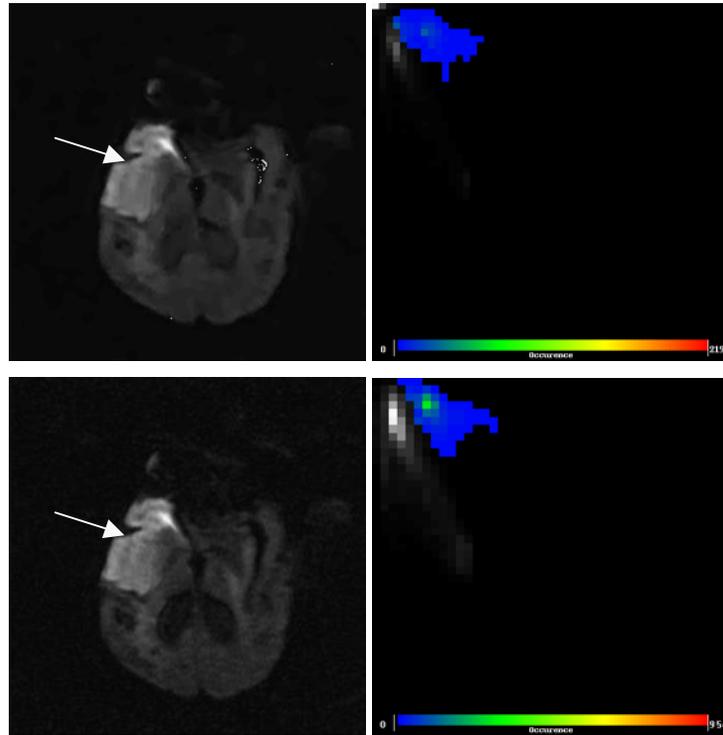


Abbildung 3.1.2: Oben: links das DWI-Bild eines Mediainfarkts (der Pfeil weist auf den Infarkt hin) mit Filterung, daneben der Infarkt als vergrößerter Histogrammanteil. Filterung mit $t = 5$, $\sigma = 3$ und $K = 8$.

Unten: links das DW-Bild des Mediainfarkts (der Pfeil weist auf den Infarkt hin) ohne Filterung, daneben der Infarkt als vergrößerter Histogrammanteil

Die Histogramme repräsentieren die Ergebnisse einer automatischen 3D-Segmentierung (T_2w -, DWI-Bild und ADC-Map). Filterung des T_2w -Bildes mit $t = 5$, $\sigma = 3$ und $K = 4$ und der ADC-Map mit $t = 5$, $\sigma = 3$ und $K = 2$.

Nach visuellem Abgleich der Filterungsergebnisse mit $t = 5$, $t = 6$ und $t = 7$ wurde t auf ein Optimum von $t = 5$ festgelegt.

Den größten Einfluss auf das Ergebnis der AID zeigte der Parameter K , der sich anschaulich als Kantenparameter verstehen lässt. Zur Untersuchung des Einflusses unterschiedlicher Infarkterscheinungsformen wurden von einem Radiologen interaktiv Analysen durchgeführt, um einen optimalen Wert für K zu finden. Es zeigte sich, dass K abhängig von der Aufnahmetechnik des zu filternden Bildes gewählt werden musste. Der optimale Wert von K für T_2w -Aufnahmen betrug 4, für die ADC-Map $8 \leq K \leq 16$ und für DWI -Aufnahmen $2 \leq K \leq 3$.

Die genaue Bestimmung des Filterparameters K wurde mit drei unterschiedlichen Kombinationen von K bei konstantem $t = 5$ und $\sigma = 3$ in den T_2w -, ADC- und diffusionsgewichteten

Bildern von fünf unterschiedlichen Infarktverteilungen durchgeführt. Es handelte sich bei diesen Infarktverteilungen um (1) einen Cortexinfarkt, (2) einen kleinen homogenen Infarkt, (3) einen ausgedehnten Mediainfarkt, (4) einen verteilten gemischt akut-chronischen Infarkt und (5) einen verteilten kleinen Infarkt. In Kombination I wurde $K_{T2w} = 4$, $K_{ADC} = 8$ und $K_{DWI} = 2$ gesetzt. Jeder der folgenden fünf Infarkte wurde außerdem mit $K_{T2w} = 4$, $K_{ADC} = 16$ und $K_{DWI} = 2$ (Kombination II), sowie mit $K_{T2w} = 4$, $K_{ADC} = 16$, $K_{DWI} = 3$ (Kombination III) gefiltert und segmentiert. Im Nachfolgenden sind die Segmentierungsergebnisse zu den einzelnen Infarkt-erscheinungsformen detailliert dargestellt.

3.2 Optimierung des Filterparameters K an unterschiedlich ausgeprägten Hirninfarkten

3.2.1 Filterung und Segmentierung eines kortikalen Infarkts

Die Filterung und Segmentierung eines kortikalen Infarkts liefert bei $K = 4$ für das T_2w -Bild, $K = 8$ für die ADC-Map und $K = 2$ für das DW-Bild (Kombination I) die besten Ergebnisse (Filterungsergebnis in Abbildung 3.2).

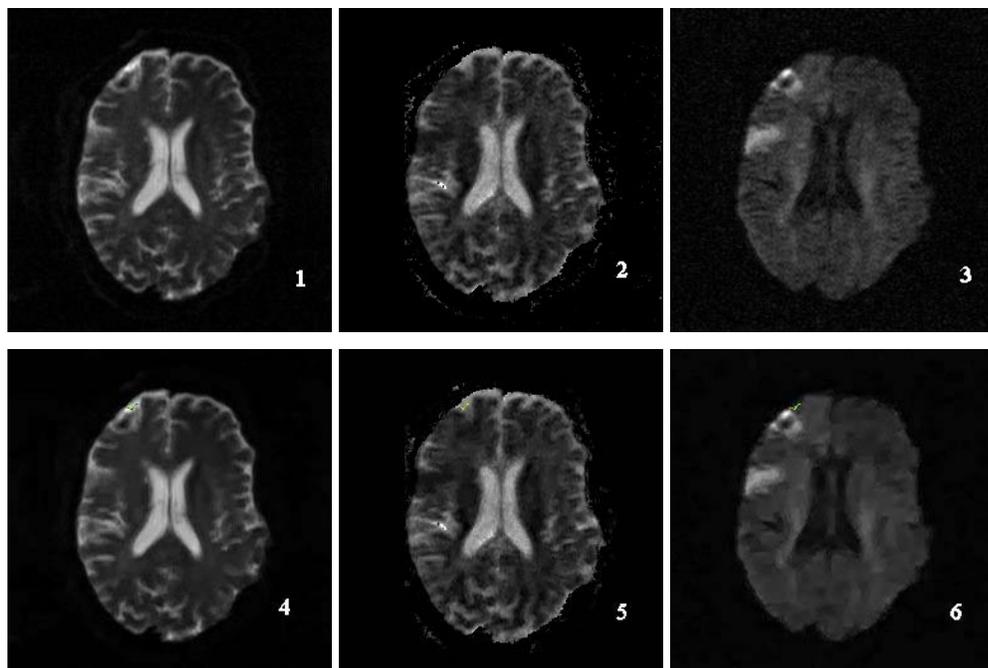


Abbildung 3.2: (1) T_2w -Bild, (2) ADC-Map und (3) DWI-Bild eines kortikalen Infarkts vor Filterung. (4)-(6) dieselben Bilder nach Filterung mit $t = 5$, $\sigma = 3$ [(4) T_2w -Bild ($K = 4$), (5) ADC-Map ($K = 8$) und (6) DW-Bild ($K = 2$, $b = 1001$)].

Abbildung 3.3, Bild 1 zeigt das Ergebnis der Segmentierung, einschließlich einer ödematösen Randzone (siehe Pfeil in Abbildung 3.3, Bild 1). Mit den beiden anderen Kombinationen von K ($K_{T_2w} = 4$, $K_{ADC} = 16$ und $K_{DWI} = 2$, sowie $K_{T_2w} = 4$, $K_{ADC} = 16$ und $K_{DWI} = 3$) wurde die heterogene Struktur des Infarktgebietes zwar wiedergegeben, jedoch teilweise umliegenden Geweben zugeordnet (Abbildung 3.3, Bilder 2+3). Kombination II führte darüber hinaus zur Einbeziehung eines nicht betroffenen Areals (Abbildung 3.3, Bild 2, Pfeil).

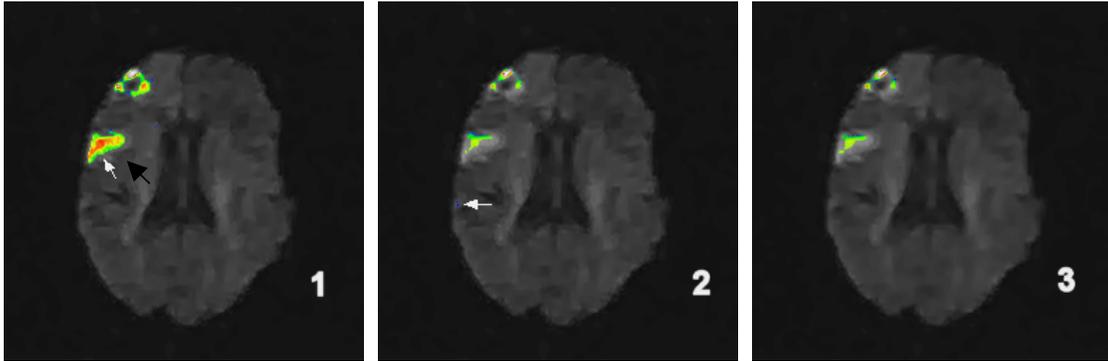


Abbildung 3.3: Segmentierungsergebnis des kortikalen Infarkts als farbiges Overlay auf das in Abbildung 3.2, Bild 6 gezeigte DWI-Eingabebild. Filterung in (1) mit $K = 2$, in (2) mit $K = 2$ und in (3) mit $K = 3$ (bei $t = 5$ und $\sigma = 3$). Der weiße Pfeil in Bild 1 kennzeichnet eine mitsegmentierte ödematöse Randzone; der weiße Pfeil in Bild 2 weist auf eine Fehlsegmentierung hin.

Eine Übersicht über die Segmentierungsergebnisse für den kortikalen Infarkt aufgrund Filterung mit den drei angegebenen Parameterkombinationen von K findet sich in Tabelle 3.1.

Kombination	Gewebe	Anzahl Pixel	K in T_2w	K in DWI	K in ADC	Mittelwert des ADC [$\mu\text{m}^2/\text{s}$]	# Cluster	Sensitivität	Spezifität
I	Infarkt	524	4	8	2	671,3	16	0.88	0.99
	GWM	15613				848,2			
	CSF	1573				3006,8			
II	Infarkt	182	4	16	2	902,5	13	0.22	1.00
	GWM	13420				799			
	CSF	3010				2691,1			
III	Infarkt	172	4	16	3	790,6	17	0.24	1.00
	GWM	14684				830,3			
	CSF	1536				3053,3			
ohne AID	Infarkt	539	-	-	-	637	16	0.90	0.99
	GWM	18014				925			
	CSF	1785				2963			
Goldstandard	Infarkt	380	-	-	-	-	-	-	-

Tabelle 3.1: Segmentierungsergebnisse für einen kortikalen Infarkt für unterschiedliche Werte von K bei $t = 5$ und $\sigma = 3$. GWM = zusammengefasste graue und weiße Hirnsubstanz, CSF = Liquor.

3.2.2 Filterung und Segmentierung eines kleinen homogenen Infarkts

Für die Filterung mit den untersuchten Kombinationen I ($K_{T2w} = 4$, $K_{ADC} = 8$ und $K_{DWI} = 2$) und II ($K_{T2w} = 4$, $K_{ADC} = 16$ und $K_{DWI} = 2$) konnten vergleichbare Ergebnisse erzielt werden. Sie sind in Abbildung 3.4 dargestellt.

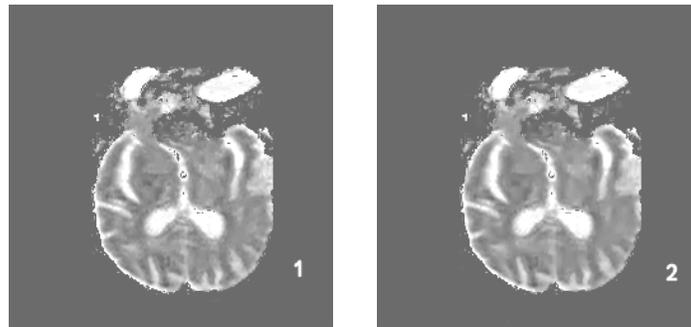


Abbildung 3.4: ADC-Bilder eines kleinen homogenen Infarkts. Filterung mit (1) $K = 8$ und (2) $K = 16$ bei konstanten $t = 5$ und $\sigma = 3$.

Das Infarktgebiet wird nach Segmentierung in seiner Ausdehnung gut wiedergegeben (Abbildung 3.5, Bild 1+2). Bei Kombination III ($K_{T2w} = 4$, $K_{ADC} = 16$ und $K_{DWI} = 3$) wurde ein Gebiet in der Okularregion dem Infarkt zugeordnet, das eindeutig auf ein Aufnahmeartefakt (Abbildung 3.5, Bild 9, der Pfeil deutet auf das Artefakt) zurückzuführen ist. Tabelle 3.2 zeigt wiederum eine Zusammenfassung der Segmentierungsergebnisse.

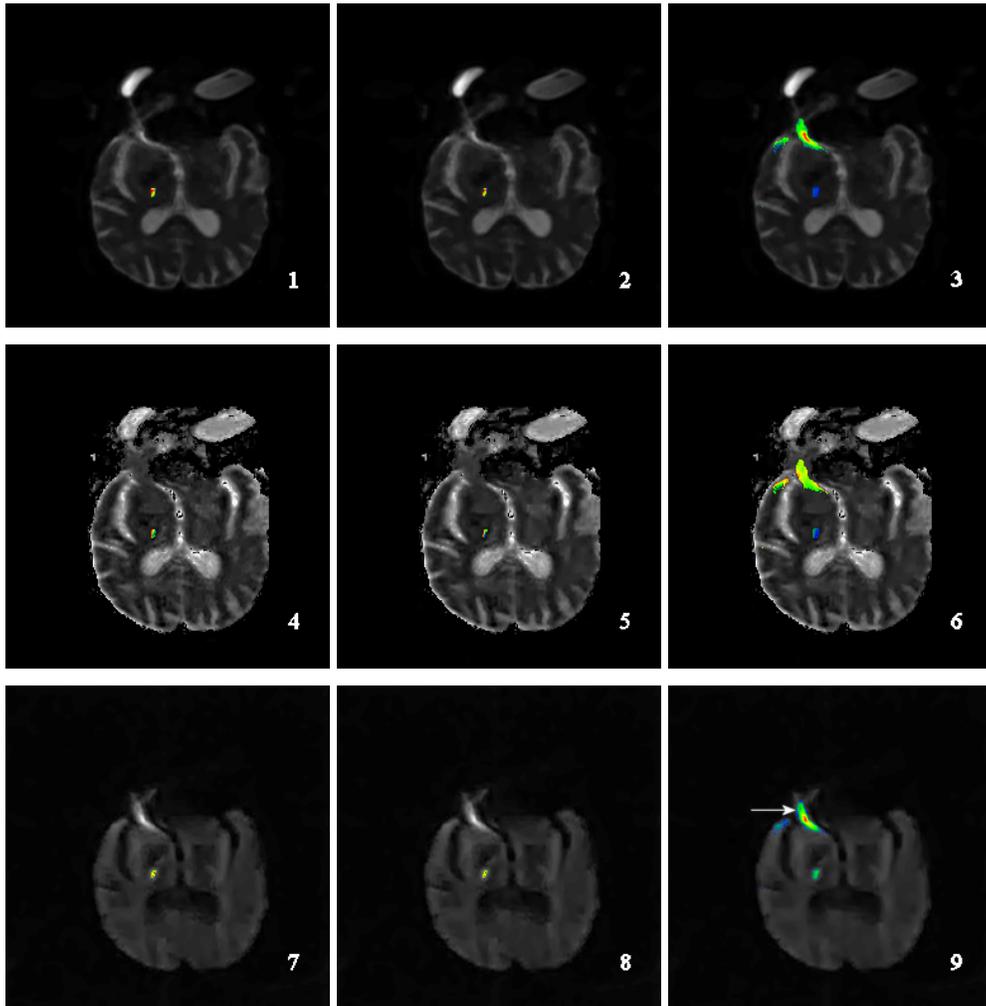


Abbildung 3.5, Bilder 1-3: Segmentierungsergebnis für einen kleinen homogenen Infarkt als farbiges Overlay über die T_{2w} -Eingabebilder (1), (2) und (3) mit $K = 4$.

Bilder 4-6: Segmentierungsergebnis für einen kleinen homogenen Infarkt als farbiges Overlay über die ADC-Eingabebilder. (1) mit $K = 8$, (2) und (3) mit $K = 16$.

Bilder 7-9: Segmentierungsergebnis für einen kleinen homogenen Infarkt als farbiges Overlay über die DWI-Eingabebilder. (1), (2) mit $K = 2$ und (3) mit $K = 3$. Der weiße Pfeil in Bild 3 kennzeichnet eine Fehlsegmentierung in der Okularregion.

Kombination	Gewebe	Anzahl Pixel	K in T_{2w}	K in DWI	K in ADC	Mittelwert des ADC [$\mu\text{m}^2/\text{s}$]	# Cluster	Sensitivität	Spezifität
I	Infarkt	23	4	8	2	324.8	13	0.39	1.00
	GWM	10568				930			
	CSF	974				3157			
II	Infarkt	17	4	16	2	344.5	16	0.29	1.00
	GWM	9112				862.5			
	CSF	2250				3276.9			
III	Infarkt	299	4	16	3	1000	14	0.63	0.99
	GWM	9308				880			
	CSF	2543				3189			
ohne AID	Infarkt	22	-	-	-	337.1	17	0.37	1.00
	GWM	11333				985			
	CSF	1700				3203			
Goldstandard	Infarkt	59	-	-	-	-	-	-	-

Tabelle 3.2: Segmentierungsergebnisse für einen kleinen homogenen Infarkt für unterschiedliche Werte von K bei $t = 5$ und $\sigma = 3$. GWM = zusammengefasste graue und weiße Hirnsubstanz, CSF = Liquor.

3.2.3 Filterung und Segmentierung eines Mediainfarktes

Bei Kombination II ($K_{T_{2w}} = 4$, $K_{ADC} = 16$ und $K_{DWI} = 2$) und Kombination III ($K_{T_{2w}} = 4$, $K_{ADC} = 16$ und $K_{DWI} = 3$) wurden das Infarktgebiet und vereinzelte außerhalb des Infarktes liegende Bildpunkte (Abbildung 3.6, Bild 2+3, weiße Pfeile = Fehlsegmentierung) segmentiert. Kombination I ($K_{T_{2w}} = 4$, $K_{ADC} = 8$ und $K_{DWI} = 2$) erzeugt weniger fehlsegmentierte Bildpunkte (Abbildung 3.6, Bild 1, weiße Pfeile), jedoch wurde eine ödematöse Randzone dem Infarktgebiet zugeordnet (Abbildung 3.6, Bild 1, der rote Pfeil deutet auf das im Overlay blau unterlegte Ödemgebiet). Die Segmentierungsergebnisse sind in Tabelle 3.3 dargestellt.

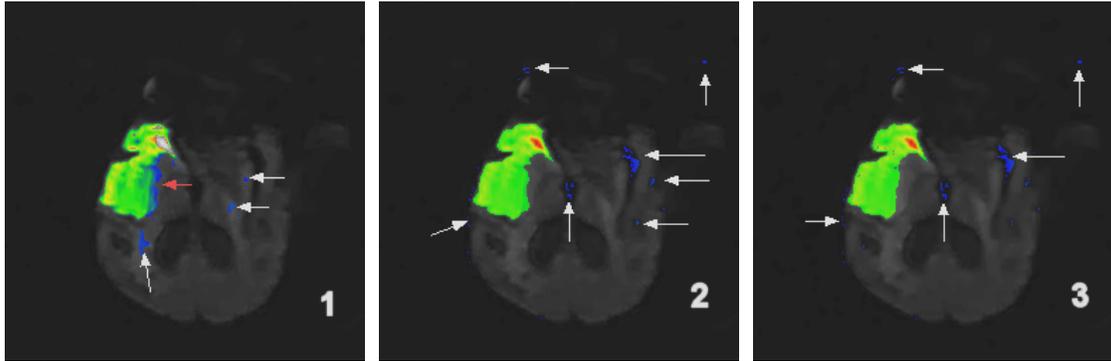


Abbildung 3.6: Segmentierungsergebnis für einen Mediainfarkt als farbiges Overlay über die diffusionsgewichteten Eingabebilder (1) mit $K = 2$, (2) mit $K = 2$ und (3) mit $K = 3$ (bei $t = 5$ und $\sigma = 3$). Der rote Pfeil in Bild 1 kennzeichnet eine ödematöse Randzone; die weißen Pfeile weisen auf Fehlsegmentierungen hin.

Kombination	Gewebe	Anzahl Pixel	K in T_2w	K in DWI	K in ADC	Mittelwert des ADC [$\mu\text{m}^2/\text{s}$]	# Cluster	Sensitivität	Spezifität
I	Infarkt	2106	4	8	2	502.9	16	0.89	0.98
	GWM	8823				836			
	CSF	3236				2601			
II	Infarkt	2113	4	16	2	537.3	15	0.92	0.99
	GWM	8467				831.4			
	CSF	1624				3177.7			
III	Infarkt	1956	4	16	3	550	13	0.86	0.99
	GWM	9484				895			
	CSF	2715				2862			
ohne AID	Infarkt	1733	-	-	-	765.7	15	0.84	1.00
	GWM	9987				913			
	CSF	3863				2519			
Goldstandard	Infarkt	2082	-	-	-	-	-	-	-

Tabelle 3.3: Segmentierungsergebnisse für einen Mediainfarkt für unterschiedliche Werte von K bei $t = 5$ und $\sigma = 3$. GWM = zusammengefasste graue und weiße Hirnsubstanz, CSF = Liquor

3.2.4 Filterung und Segmentierung eines verteilten akut-chronischen Infarkts

Als weitere Erscheinungsform wurde ein humaner Hirninfarkt mit gleichzeitig existierenden verteilten akuten und chronischen Anteilen analysiert. Die Infarktgebiete sind in den unterschiedlich gefilterten diffusionsgewichteten Bildern (Abbildung 3.7) durch Pfeile markiert. Die Anzahl der segmentierten Pixel wurde mit steigendem K (Tabelle 3.4) größer. Mit Hilfe der in Tabelle 3.4 zusammengefassten Segmentierungsergebnisse (s. Abbildung 3.8) konnten die optimalen Filterparameter wie folgt bestimmt werden: $K_{T2w} = 4$, $K_{ADC} = 8$ und $K_{DWI} = 2$.

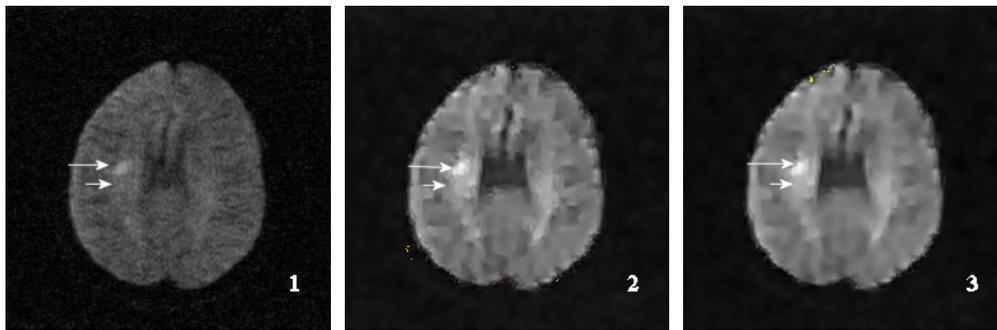


Abbildung 3.7: DWI-Bilder (b -Faktor = 1001) eines verteilten akut-chronischen Infarkts. Filterung mit unterschiedlichen K ($b = 1001$, $t = 5$, $\sigma = 3$). (1) ohne Filterung, (2) $K = 2$, (3) $K = 3$. Die langen Pfeile kennzeichnen jeweils den akuten Teil des Infarktgebiets, die kurzen Pfeile deuten auf den chronischen Infarkt.

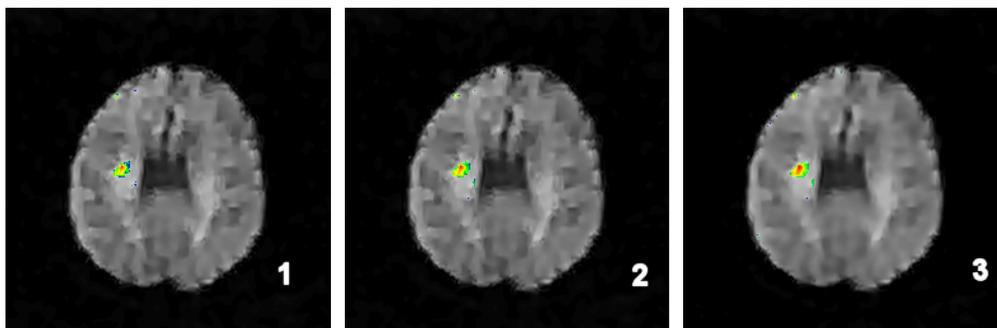


Abbildung 3.8: Segmentierungsergebnis für den verteilten akut-chronischen Infarkt als farbiges Overlay auf die in Abbildung 3.7 gezeigten DWI-Bilder. (1) mit $K = 2$, (2) mit $K = 2$ und (3) mit $K = 3$ (bei $t = 5$ und $\sigma = 3$).

Kombination	Gewebe	Anzahl Pixel	K in T_{2w}	K in DWI	K in ADC	Mittelwert des ADC [$\mu\text{m}^2/\text{s}$]	# Cluster	Sensitivität	Spezifität
I	Infarkt	125	4	8	2	795.8	15	1.00	1.00
	GWM	14129				835			
	CSF	1652				2355			
II	Infarkt	140	4	16	2	804.7	16	1.00	1.00
	GWM	15613				875.8			
	CSF	4903				1842.3			
III	Infarkt	147	4	16	3	816	13	1.00	1.00
	GWM	14983				857			
	CSF	5321				1764			
ohne AID	Infarkt	237	-	-	-	866.6	27	0.98	0.99
	GWM	14713				848			
	CSF	493				2772			
Goldstandard	Infarkt	61	-	-	-	-	-	-	-

Tabelle 3.4: Segmentierungsergebnisse für einen verteilten akut-chronischen Infarkt für unterschiedliche Werte von K bei $t = 5$ und $\sigma = 3$. GWM = zusammengefasste graue und weiße Masse, CSF = Liquor

3.2.5 Filterung und Segmentierung eines kleinen verteilten Infarktes

Die Analyse eines Infarktgebietes mit mehreren kleinen verteilten Anteilen zeigte die deutlichsten Unterschiede für die verschiedenen Kombinationen von K . Bei Kombination I [$K_{T_{2w}} = 4$, $K_{ADC} = 8$ und $K_{DWI} = 2$] wurden das Infarktkerngebiet und der Infarkttrand getrennt segmentiert (Abbildung 3.9, Bild 1+2) und war nach manuellem Zusammenfassen (Merging) dem Ergebnis von Kombination III [$K_{T_{2w}} = 4$, $K_{ADC} = 16$ und $K_{DWI} = 3$] ähnlich (Pixelanzahl des segmentierten Infarkts bei Kombination I nach Merging: 418 Pixel; siehe Tabelle 3.5 und Abbildung 3.9, Bild 4). Kombination II [$K_{T_{2w}} = 4$, $K_{ADC} = 16$ und $K_{DWI} = 2$] ergab eine Segmentierung unter Einbeziehung von gesunden Strukturen (Abbildung 3.9, Bild 3, Pfeile). Das eigentliche Infarktgebiet war in diesem Fall jedoch gut getroffen.

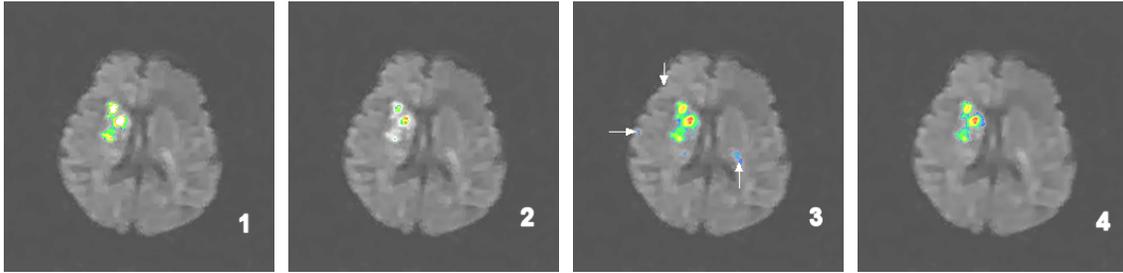


Abbildung 3.9: Segmentierungsergebnis für einen kleinen verteilten Infarkts als Overlay über die diffusionsgewichteten Eingabebilder. (1) mit $K = 2$, (2) mit $K = 2$ und (3) mit $K = 3$ (bei $t = 5$ und $\sigma = 3$). Bild (4) stellt (1) und (2) nach Merging dar. Die weißen Pfeile in Bild 3 weisen auf Fehlsegmentierung einiger weniger Bildpunkte hin.

Kombination	Gewebe	Anzahl Pixel	K in T_2w	K in DWI	K in ADC	Mittelwert des Mittelwert des ADC [$\mu\text{m}^2/\text{s}$]	# Cluster	Sensitivität	Spezifität
I	Infarkt, Kern	88	4	8	2	376,8	17	0.89	1.00
	Infarkt, Rand	330				429			
	GWM	17182				892			
	CSF	1700				3420,5			
II	Infarkt	633	4	16	2	461	11	1.00	0.99
	GWM	15234				845			
	CSF	2006				3294			
III	Infarkt	465	4	16	3	450	14	0.95	1.00
	GWM	14550				816			
	CSF	1566				3115			
ohne AID	Infarkt	435	-	-	-	426.4	28	0.92	1.00
	GWM	16379				858			
	CSF	1349				2552			
Goldstandard	Infarkt	406	-	-	-	-	-	-	-

Tabelle 3.5: Segmentierungsergebnisse für einen kleinen verteilten Infarkt für unterschiedliche Werte von K bei $t = 5$ und $\sigma = 3$. GWM = zusammengefasste graue und weiße Hirnsubstanz, CSF = Liquor

3.2.6 Zusammenfassung der Ergebnisse

Tabelle 3.6 zeigt zusammenfassend die Ergebnisse der Segmentierung nach Filterung mit unterschiedlichen Kombinationen von K im Vergleich mit der Segmentierung ohne Filterung. Im Vergleich mit den Kombinationen II [$K_{T2w} = 4$, $K_{ADC} = 16$ und $K_{DWI} = 2$] und III [$K_{T2w} = 4$, $K_{ADC} = 16$ und $K_{DWI} = 3$] und mit der Segmentierung ohne Filterung weist Kombination I [$K_{T2w} = 4$, $K_{ADC} = 8$ und $K_{DWI} = 2$] eine höhere Sensitivität bezüglich der Segmentierung des Infarktes auf (Sensitivität = 0.81). Die Spezifität wird durch die Filterung kaum verändert (Spezifität = 0.99). Die Anzahl der unterschiedlich segmentierten Cluster wird durch die Filterung mit AID im Mittel um ca. 25% reduziert.

Die Analyse der 15 durchgeführten Untersuchungen von fünf unterschiedlichen Infarkttypen gibt einen repräsentativen Überblick über die in allen Untersuchungen vorgefundenen Infarkt-erscheinungsformen. Da die Segmentierungsergebnisse für die erste Kombination von K [$K_{T2w} = 4$, $K_{ADC} = 8$ und $K_{DWI} = 2$] bessere Ergebnisse lieferte als die beiden anderen Kombinationen, wurde Kombination I als einheitlicher Parametersatz für die nachfolgenden automatischen Segmentierungen der 24 Patientendatensätze eingesetzt. Die Werte für t und σ ($t = 5$ und $\sigma = 3$) wurden beibehalten.

	MW Cluster	MW Sensitivität	MW Spezifität
Kombination I	15.40	0.81	0.99
Kombination II	14.20	0.69	0.99
Kombination III	14.20	0.73	0.99
Ohne AID	20.60	0.80	1.00

Tabelle 3.6: Zusammenfassung der Ergebnisse der Optimierung der Filterparameter an unterschiedlich ausgeprägten Hirninfarkten. Es wird die Segmentierung nach Filterung mit drei verschiedenen Kombinationen von K mit der Segmentierung ohne AID verglichen. Es werden die jeweiligen mittleren Sensitivitäten und Spezifitäten und die mittlere Zahl der segmentierten Cluster verglichen (MW = Mittelwert).

3.3 Histogrammbasierte Segmentierung

Die ermittelten Parameter für K , σ und t wurden für die Filterung mittels AID und der nachfolgenden Segmentierung von MRT-Aufnahmen eines Kollektivs von 24 Patienten eingesetzt. Für die histogrammbasierte Analyse (siehe Abb. 3.10) wurde immer eine Kombination der drei unterschiedlichen Eingabebilder ADC-Maps, T_2w - und diffusionsgewichtete Bilder mit $b = 736 \text{ s/mm}^2$ oder $b = 1001 \text{ s/mm}^2$ eingesetzt. Die Verwendung von DW-Aufnahmen mit $b = 736 \text{ s/mm}^2$ oder $b = 1001 \text{ s/mm}^2$ orientierte sich an einer bereits durchgeführten Voruntersuchung³⁵ ohne Bildfilterung und wurde aus Gründen der besseren Vergleichbarkeit nicht verändert.

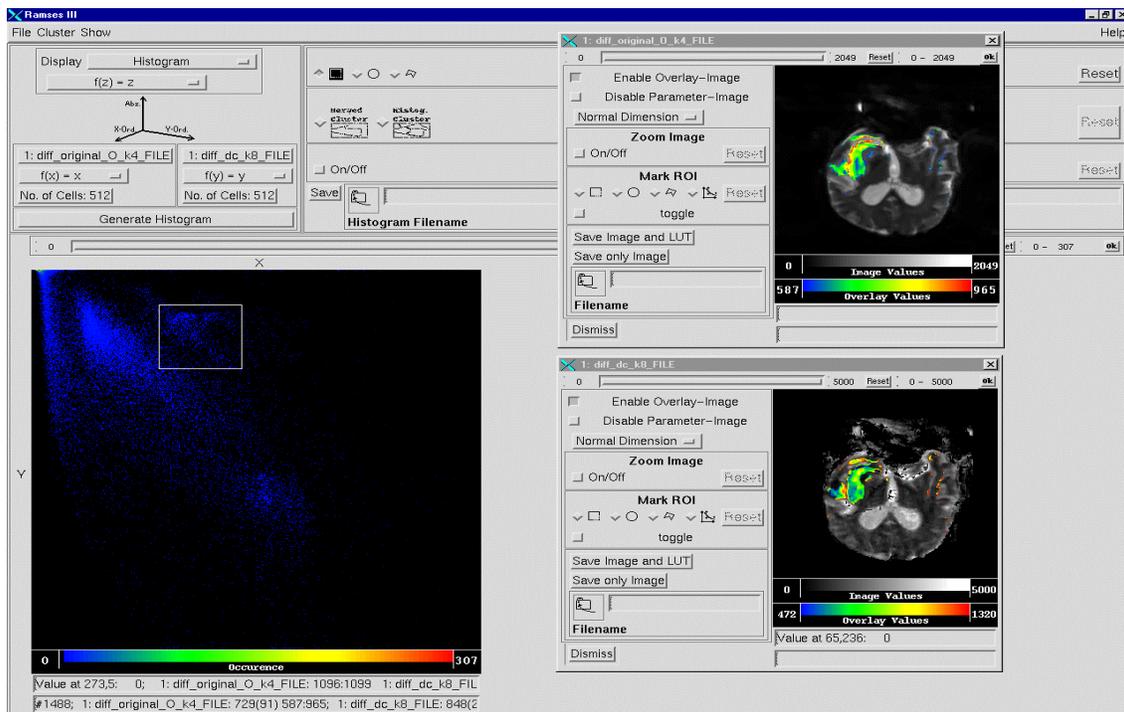


Abbildung 3.10: Beispiel einer interaktiven histogrammbasierten Segmentierung: links 2D-Histogramm (T_2w -Werte entlang der x-Achse, ADC-Werte entlang der Y-Achse, Koordinatenursprung in der linken oberen Ecke). Das weiße Rechteck wurde mit der Maus platziert und aufgezogen. Die Inhalte der in dieser ROI befindlichen Histogrammzellen können per Mausklick in den Bildraum übertragen werden. Die Darstellung erfolgt dann in Form farbkodierter Overlays über den Eingabebildern. Die Eingabebilder werden als Grauwertbilder dargestellt. Der direkt unter den Bildern dargestellte Grauwertkeil korreliert die Grauwerte mit dem entsprechenden Bildparameter (T_2w , ADC-Map). Der Farbkeil kodiert analog die Farbe des Overlays mit den Bildparametern.

Die einheitliche Selektion von T₂w-, ADC- und DWI-Bildern wurde von folgenden Erwägungen bestimmt:

T₂w-Bilder lassen eine Differenzierung zwischen akuten und chronischen Infarkten zu. In T₂w-Bildern werden akute Infarkte jedoch meist schlecht oder gar nicht dargestellt. Chronische Infarkte hingegen äußern sich in einer hyperdensen Zone⁶¹.

DWI-Bilder gelten als das zur Zeit sensibelste Verfahren zur Detektierung von akuten Hirninfarkten^{38, 39} mit gutem Bildkontrast und sind deshalb zur Diagnose von Hirninfarkten im Frühstadium prädestiniert.

ADC-Maps bieten den Vorteil, dass sie durch Darstellung von Reduktion oder Erhöhung des ADC Aussagen über die Pathophysiologie des Infarktgebietes zulassen^{24, 27, 33, 34, 38, 39, 55, 63-68}.

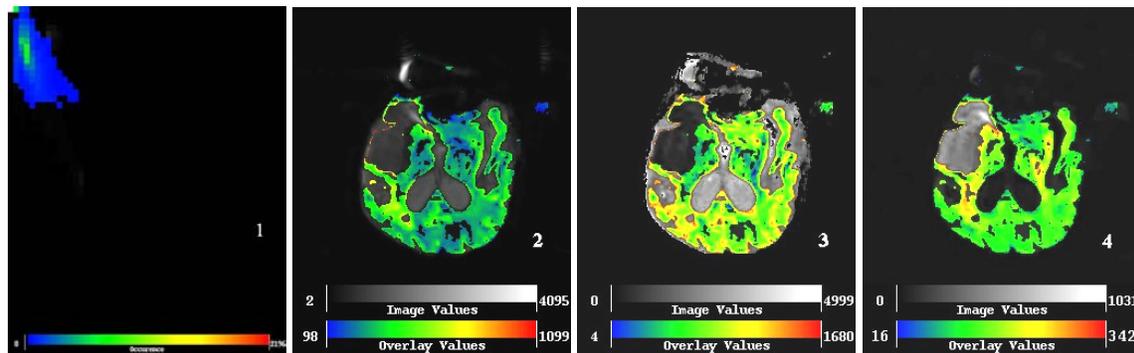


Abbildung 3.11: repräsentatives Segmentierungsergebnis von gesunder Grauer- und Weißer Hirnsubstanz (GWM) auf Basis eines 3D-Datensatzes. (1): Zu GWM korrespondierende Cluster im Histogrammraum als Projektion in die xy-Ebene. x-Achse: Grauwerte des T₂w-Bildes; y-Achse: Grauwerte der ADC-Map; z-Achse: Grauwerte des DWI-Bildes. Nullpunkt: oben links. Die Farbverteilung der als Overlay über dem Histogramm dargestellten Cluster definiert über den unten im Bild sichtbaren Farbkeil die Häufigkeit einer Grauwertkombination. Blau bedeutet eine niedrige Besetzung der Histogrammzellen, rot bedeutet eine hohe Besetzungszahl. Bilder 2,3 und 4: Zum Eigenschaftsraum (1) korrespondierende Darstellungen im Bildraum mit Hilfe der farbkodierten Overlaytechnik. Der Zusammenhang zwischen farbigem Overlay und Grauwertbildern ist durch den Farb- bzw. Grauwertkeil gegeben. Die segmentierten GWM-Bereiche sind in (2) über dem T₂w-Bild, in (3) über der ADC-Map und in (4) über dem DWI-Bild dargestellt. Die Orientierung der Nervenbahnen bewirkt in den Bildern einen richtungsabhängigen Bildkontrast. Aufsteigende Nervenbahnen, die senkrecht zur Schnittführung verlaufen, besitzen andere Grauwerte als parallel zur Schichtorientierung verlaufende Bahnen.

Insgesamt führte die histogrammbasierte Analyse je nach Lokalisation der Schicht zu einer Segmentierung von 6 - 8 klassifizierbaren Geweben. Darunter waren der Infarkt selbst, CSF, Hirnstammanteile, Graue und Weiße Substanz und Übergangsbereiche von eng angrenzenden Geweben in Form von Partialvolumeneffekten. Graue und Weiße Substanz wurden in allen Versuchen gemeinsam segmentiert (Abbildung 3.11) und als Referenz für ungeschädigtes Gewebe eingesetzt. Eine Trennung der beiden Gewebetypen war bei den gestellten Anforderungen nicht erforderlich, ist jedoch mit der histogrammbasierten Analyse möglich. Der Infarkt ist meist als zusammenhängender Cluster getroffen (Abbildung 3.12). In manchen Fällen war das Infarktareal in zwei oder mehr Segmente unterteilt.

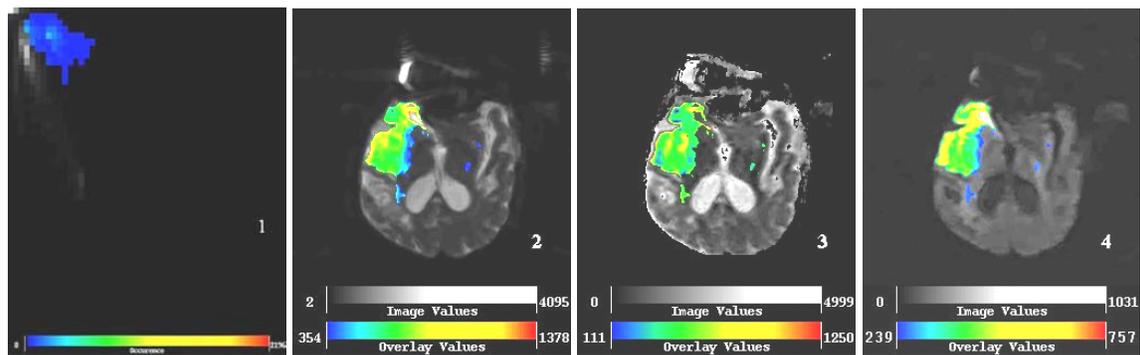


Abbildung 3.12: repräsentatives Segmentierungsergebnis für einen Hirninfarkt. (1): Zum Infarkt korrespondierende Cluster im Histogrammraum. x-Achse: Grauwerte des T_2w -Bildes; y-Achse: Grauwerte der ADC-Map; z-Achse: Grauwerte des DWI-Bildes. Nullpunkt: oben links. Bei der Darstellung handelt es sich um eine Projektion des Segmentierungsergebnisses im 3D-Histogramm auf die xy-Ebene. Bilder 2,3 und 4: Zum Eigenschaftsraum (1) korrespondierende Darstellungen im Bildraum mit Hilfe der farbkodierten Overlaytechnik. Die segmentierten Infarkt-Bereiche sind in (2) über dem T_2w -Bild, in (3) über der ADC-Map und in (4) über dem DWI-Bild dargestellt.

Partialvolumeneffekte, die durch Anwesenheit zweier Gewebe in einem Aufnahmevolumenelement (Voxel) entstehen, wurden in der Regel als eigenständige Strukturen behandelt (Abbildung 3.13).

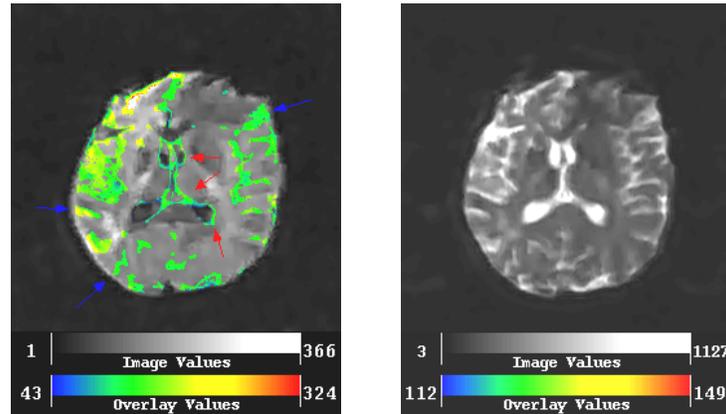


Abbildung 3.13: Links Darstellung von Partialvolumeneffekten auf einem diffusionsgewichteten Bild. Rote Pfeile: Partialvolumeneffekte in an CSF angrenzenden Bereichen, blaue Pfeile: schmale CSF-Strukturen, wie sie in Hirnwindungen auftreten, werden ebenfalls als Partialvolumen segmentiert. Rechts das originale T_2w -Bild.

Abbildung 3.14 zeigt ein repräsentatives Segmentierungsergebnis für CSF. Hier fällt auf, dass das rechte Auge aufgrund der Ähnlichkeit der Grauwertintensitäten von Liquor und Hyaluronsäure im Auge in allen Eingabebildern mit in die CSF einbezogen wurde.

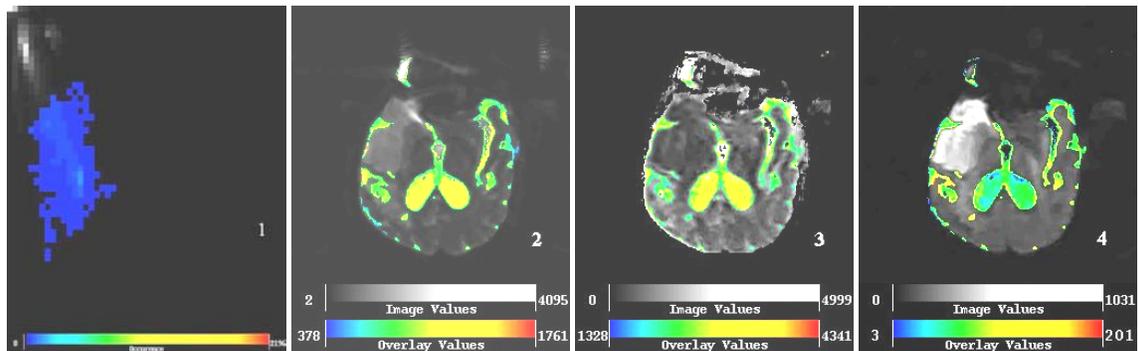


Abbildung 3.14: repräsentatives Segmentierungsergebnis für CSF. (1): Zu CSF korrespondierende Cluster im Histogrammraum. x-Achse: Grauwerte des T_2w -Bildes; y-Achse: Grauwerte der ADC-Map; z-Achse: Grauwerte des DWI-Bildes. Nullpunkt: oben links. Bei der Darstellung handelt es sich um eine Projektion des Segmentierungsergebnisses im 3D-Histogramm auf die xy-Ebene. Bilder 2,3 und 4: Zum Eigenschaftsraum (1) korrespondierende Darstellungen im Bildraum mit Hilfe der farbkodierten Overlaytechnik. Die segmentierten CSF-Bereiche sind in (2) über dem T_2w -Bild, in (3) über der ADC-Map und in (4) über dem DWI-Bild dargestellt.

Der Rest der segmentierten Gewebe bestand im allgemeinen nur aus einigen wenigen Pixel. Die korrespondierenden Bildpunkte lagen in der Regel knapp außerhalb des Kopfes und rüh-

ren von durch Bewegungsartefakten erhöhten, und daher nicht von der Rauschvorverarbeitung eliminierten Signalanteilen her.

In einigen Fällen kam es bei der Segmentierung zum Einschluss von durch Suszeptibilitätssprüngen bedingten Verzerrungen. Dieses Problem konnte durch manuellen Ausschluss der leicht als Aufnahmeartefakt erkennbaren Regionen gelöst werden (Abbildung 3.15).

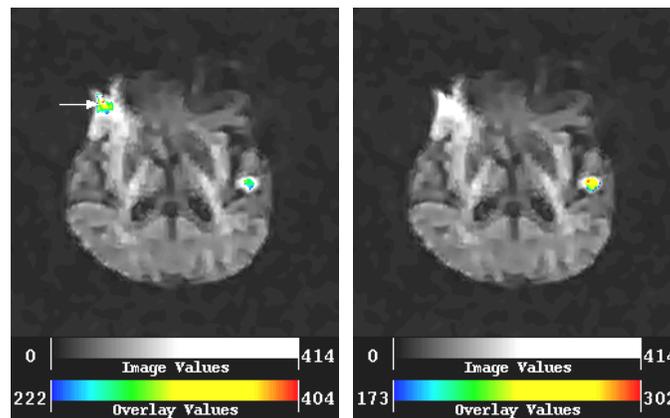


Abbildung 3.15: Links Artefaktsegmentierung (Pfeil), rechts das Segmentierungsergebnis nach Ausschluss des Artefaktes, das nicht mehr in die Resegmentierung miteinbezogen wurde.

In 12 von 82 Fällen war die Segmentierung von Infarktgebieten aufgrund zu schlechten Bildmaterials oder aufgrund eines durch den Radiologen nicht bestimmbaren Goldstandards nicht möglich.

3.4 Ergebnistabellen

Eine Übersicht über die Segmentierungsergebnisse *nach* Filterung mit Anisotroper Diffusion gibt Tabelle 3.7 (Seite 59-61). Vergleichend werden dazu in Tabelle 3.8 (Seite 62-64) die Segmentierungsergebnisse *ohne* Filterung dargestellt. Details zur Bestimmung der in Tabelle 3.8 dargestellten Daten finden sich in ³⁵.

Tabelle 3.7 bietet einen Vergleich des Segmentierungsergebnisses mit dem von einem Radiologen definierten Goldstandard. In der ersten Spalte findet sich die laufende Patientenummer. Die zweite Spalte gibt die vom Radiologen manuell bestimmte Anzahl von Pixeln und somit die Infarktgröße an. In Spalte 3 folgt die Auflistung des ADC-Mittelwertes für den Infarkt und in Spalte vier die zugehörige Standardabweichung. Spalte fünf stellt die relative Änderung des ADC bezogen auf ein kontralateral segmentiertes Kontrollgebiet dar.

Die Spalten 6-9 entsprechen inhaltlich den Spalten 2-5, diesmal bezogen auf das nach AID-Filterung automatisch segmentierte Infarktareal. Der Vergleich pathologisches/gesundes Gewebe erfolgte hier unter Einbeziehung des gesamten, automatisch segmentiertem, nicht pathologisch verändertem Hirngewebe (GWM). Spalte 10 gibt die Anzahl der segmentierten Cluster, d.h. die Zahl der unterschiedenen Gewebestrukturen, wieder. Die Spalten 11 und 12 beschreiben die Sensitivität bzw. Spezifität der Segmentierungsmethode (vgl. Gleichung 12, Seite 39), gemessen an dem vom Radiologen definierten Goldstandard.

Der Aufbau von Tabelle 3.8 entspricht der von Tabelle 3.7, hier sind zum Vergleich die Segmentierungsergebnisse für die gleichen Patienten ohne Filterung mit AID zusammengefaßt.

Tabelle 3.9 gibt eine Zusammenfassung über die *mit* und *ohne* Filterung erhaltenen Werte von Clusterzahl, der Sensitivität und der Spezifität wider.

Die Segmentierung führte *nach* Filterung im Mittel zu einer Segmentierung von $16,15 \pm 2,82$ verschiedenen Geweben. *Ohne* Filterung wurden im Mittel $19,66 \pm 5,62$ Gewebe segmentiert. Der mittlere ADC liegt unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Infarktalter von 4 Stunden bis zu 11 Tagen in guter Übereinstimmung mit Literaturdaten ^{24, 27, 33, 34, 38, 39, 55, 63-68}. Das Gleiche gilt für die relativen ADC-Werte der Infarkte bezogen auf gesundes Gewebe ^{31, 86, 87, 88}. Die mittlere Sensitivität der Segmentierung *mit* Filterung lag gemessen am Goldstandard bei $0,56 \pm 0,22$; die Spezifität bei $1 \pm 0,01$. *Ohne* Filterung betrug die Sensitivität $0,58 \pm 0,22$. Die mittlere Spezifität von $1,00 \pm 0,01$ blieb durch Filterung unverändert.

Pat	Radiologe				Automatische Segmentierung nach Filterung mit AID						
	# Pixel	MW ADC	Std ADC	% c-lat	# Pixel	MW ADC	Std ADC	%GWM	#Cluster	Se	Sp
1	254	914	217	101	131	944	139	100	15	0.41	1
	246	681	200	80	404	715	129	93	15	0.71	0.99
2	164	585	158	59	80	483	90	42	14	0.46	1
	80	584	225	49	44	518	140	44	14	0.55	1
	93	550	234	44	24	498	152	53	14	0.26	1
	107	642	173	53	77	584	180	65	12	0	1
	197	600	246	45	93	468	99	49	14	0.47	1
3	41	549	182	43	25	795	272	95	14	0.61	1
	46	816	358	87	9	972	227	100	19	0.15	1
4	456	847	332	77	538	878	238	89	19	0.75	0.99
	1463	880	234	86	1387	886	157	96	18	0.77	0.99
	1309	709	224	83	1068	722	205	96	12	0.75	1
	1315	832	254	80	800	817	131	79	15	0.59	1
	436	802	222	67	329	765	188	83	19	0.67	1
	259	979	284	68	151	988	239	111	17	0.55	1
	152	962	401	88	111	917	273	107	18	0.62	1
5	214	1073	335	174	150	1240	351	151	13	0.62	1
	76	1009	319	111	46	1057	273	117	18	0.58	1
6	111	1094	327	99	29	1247	116	123	17	0.21	1
	574	656	366	56	418	469	133	46	16	0.59	1
	238	649	354	72	281	762	166	94	18	0.21	0.99
	97	417	292	37	44	215	131	24	16	0.41	1
	85	1394	275	108	29	1314	187	123	15	0.34	1
7	59	442	156	40	38	320	178	28	15	0.46	1
8	170	542	99	74	58	496	68	54	18	0.34	1
	133	535	245	53	56	814	403	93	13	0.41	1
9	431	600	297	68	235	720	278	86	19	0.48	1
	212	808	278	67	243	957	289	110	16	0.6	1
	143	594	157	99	95	668	154	82	13	0.46	1
	237	594	353	63	467	452	138	64	12	0.72	0.99

Pat	Radiologe				Automatische Segmentierung nach Filterung mit AID						
	# Pixel	MW ADC	Std ADC	% c-lat	# Pixel	MW ADC	Std ADC	%GWM	#Cluster	Se	Sp
	127	648	368	46	46	915	312	108	11	0.18	1
	30	595	491	49	41	476	221	62	12	0	1
	557	633	188	70	418	621	155	72	16	0.71	1
10	209	1201	383	49	107	995	201	118	9	0.42	1
	168	661	252	59	149	626	153	73	15	0.86	1
	196	908	314	56	224	1054	173	99	16	0.75	1
	225	908	471	92	196	550	184	71	15	0.46	1
11	351	567	207	75	169	461	109	50	19	0.48	1
	371	470	299	107	274	348	136	44	14	0.74	1
12	121	334	119	50	54	344	107	35	15	0.45	1
13	337	455	357	64	262	307	101	37	18	0.7	1
14	87	338	205	46	73	483	166	54	20	0.57	1
	60	378	160	100	35	266	129	34	23	0.55	1
15	89	499	255	64	73	236	213	21	16	0.52	1
16	53	371	266	61	29	245	169	30	14	0.47	1
17	1535	770	246	77	1611	800	197	99	17	0.8	0.98
	1982	738	225	80	2394	757	252	102	15	0.92	0.97
	1587	817	271	81	1364	842	195	104	18	0.65	0.98
	1792	826	224	75	2353	855	193	103	20	0.94	0.97
18	259	795	255	92	295	818	187	91	18	0.72	0.99
	336	776	168	82	278	780	159	82	25	0.76	1
19	124	555	128	78	128	582	133	77	17	0.9	1
	123	551	241	92	63	489	80	61	17	0.46	1
	70	389	234	68	36	263	114	30	20	0.44	1
20	1574	746	276	67	1804	777	251	82	19	0.94	0.98
	2082	545	228	67	2219	536	192	60	14	0.89	0.98
	2482	634	215	64	2096	597	209	59	17	0.7	0.98
	2051	577	271	57	1534	518	146	70	18	0.67	0.99
	1592	695	217	65	1349	697	200	62	17	0.77	0.99
	1385	620	244	51	1379	638	157	67	17	0.89	0.99

Pat	Radiologe				Automatische Segmentierung nach Filterung mit AID						
	# Pixel	MW ADC	Std ADC	% c-lat	# Pixel	MW ADC	Std ADC	%GWM	#Cluster	Se	Sp
	858	726	279	63	651	699	155	78	14	0.74	1
21	55	458	287	54	29	296	52	38	11	0.51	1
	128	408	226	46	100	369	136	42	17	0.74	1
22	48	736	107	114	22	803	122	86	16	0.33	1
23	455	818	321	97	200	649	110	73	18	0.3	1
	832	969	360	112	710	1050	222	135	19	0.3	0.98
24	40	492	132	64	10	414	136	45	17	0.23	1

Tabelle 3.7: Segmentierungsergebnisse nach Filterung (# Pixel = Anzahl Pixel des Infarktgebietes; MW, Std ADC = Mittelwert und Standardabweichung des ADC für den Infarkt; % c-lat, % GWM = Relative ADC-Änderung im Vergleich zu einem kontralateralen Kontrollgebiet bzw. zu nicht betroffenen Hirngewebe (Graue und Weiße Hirnsubstanz als GWM zusammengefasst); Se, Sp = Sensitivität, Spezifität nach Gleichung 12 auf Seite 38).

Pat	Radiologe				Automatische Segmentierung vor Filterung mit AID						
	# Pixel	MW ADC	Std ADC	% c-lat	# Pixel	MW ADC	Std ADC	%GWM	#Cluster	Se	Sp
1	254	914	217	101	76	872	64	86	18	0.21	1
	246	681	200	80	264	566	99	73	22	0.5	0.99
2	164	585	158	59	58	453	71	43	29	0.35	1
	80	584	225	49	67	563	178	59	20	0.8	1
	93	550	234	44	38	547	203	56	21	0.31	1
	107	642	173	53	54	562	105	64	15	0.5	1
	197	600	246	45	91	482	113	48	27	0.46	1
3	41	549	182	43	31	472	253	52	13	0.89	1
	46	816	358	87	14	504	114	49	23	0.23	1
4	456	847	332	77	419	845	216	83	18	0.66	1
	1463	880	234	86	1686	894	219	83	17	0.87	0.98
	1309	709	224	83	1450	728	198	91	23	0.88	0.99
	1315	832	254	80	1361	804	165	85	26	0.83	0.99
	436	802	222	67	350	751	163	76	21	0.74	1
	259	979	284	68	279	981	257	107	13	0.8	1
	152	962	401	88	127	839	254	91	15	0.78	1
5	214	1073	335	174	174	1249	340	141	22	0.64	1
	76	1009	319	111	80	1002	283	115	18	0.82	1
6	111	1094	327	99	534	906	204	97	25	0.35	0.98
	574	656	366	56	397	461	137	43	17	0.6	1
	238	649	354	72	92	388	124	47	24	0.19	1
	97	417	292	37	36	252	151	33	34	0.33	1
	85	1394	275	108	132	1402	290	166	30	0.42	0.99
7	59	442	156	40	22	337	100	34	14	0.37	1
8	170	542	99	74	146	531	85	55	22	0.79	1
	133	535	245	53	78	491	251	55	13	0.5	1
9	431	600	297	68	231	552	207	63	20	0.47	1
	212	808	278	67	174	892	281	107	13	0.55	1
	143	594	157	99	109	694	163	88	19	0.52	1

Pat	Radiologe				Automatische Segmentierung vor Filterung mit AID						
	# Pixel	MW ADC	Std ADC	% c-lat	# Pixel	MW ADC	Std ADC	%GWM	#Cluster	Se	Sp
	237	594	353	63	125	498	206	56	10	0.49	1
	127	648	368	46	45	682	108	78	20	0.13	1
	30	595	491	49	48	271	153	30	12	0.3	1
	557	633	188	70	407	622	148	66	30	0.7	1
10	209	1201	383	49	130	979	186	105	21	0.56	1
	168	661	252	59	151	616	176	63	22	0.87	1
	196	908	314	56	174	707	207	93	30	0.59	1
	225	908	471	92	113	601	203	85	25	0.31	1
11	351	567	207	75	297	526	148	58	21	0.81	1
	371	470	299	107	305	390	181	46	14	0.81	1
12	121	334	119	50	100	366	195	38	14	0.76	1
13	337	455	357	64	209	534	180	61	9	0.52	1
14	87	338	205	46	104	343	135	38	19	0.56	1
	60	378	160	100	85	412	148	54	28	0.72	1
15	89	499	255	64	31	378	66	37	20	0.3	1
16	53	371	266	61	134	946	338	96	14	0.57	1
17	1535	770	246	77	903	834	223	102	26	0.51	0.99
	1982	738	225	80	2007	741	198	88	18	0.8	0.98
	1587	817	271	81	1105	843	198	107	16	0.55	0.99
	1792	826	224	75	1819	854	204	98	13	0.88	0.99
18	259	795	255	92	190	697	137	75	16	0.64	1
	336	776	168	82	264	767	149	84	14	0.75	1
19	124	555	128	78	120	550	134	54	13	0.88	1
	123	551	241	92	58	512	97	64	17	0.4	1
	70	389	234	68	31	359	235	37	11	0.41	1
20	1574	746	276	67	1701	766	239	84	25	0.92	0.99
	2082	545	228	67	1733	524	173	60	21	0.82	1
	2482	634	215	64	1719	616	229	68	16	0.66	1
	2051	577	271	57	1947	634	284	72	19	0.76	0.98
	1592	695	217	65	1505	722	216	69	17	0.82	0.99

Pat	Radiologe				Automatische Segmentierung vor Filterung mit AID						
	# Pixel	MW ADC	Std ADC	% c-lat	# Pixel	MW ADC	Std ADC	%GWM	#Cluster	Se	Sp
	1385	620	244	51	1329	607	155	58	15	0.87	0.99
	858	726	279	63	911	744	189	82	17	0.83	0.99
21	55	458	287	54	22	288	57	33	27	0.4	1
	128	408	226	46	75	348	119	41	23	0.59	1
22	48	736	107	114	10	866	285	100	24	0.19	1
23	455	818	321	97	149	858	203	92	16	0.22	1
	832	969	360	112	700	1204	217	139	28	0.36	0.98
24	40	492	132	64	18	389	72	40	24	0.43	1

Tabelle 3.8: Segmentierungsergebnisse ohne Filterung (# Pixel = Anzahl Pixel des Infarktgebietes; MW, Std ADC = Mittelwert und Standardabweichung des ADC für den Infarkt; % c-lat, % GWM = Relative ADC-Änderung im Vergleich zu einem kontralateralen Kontrollgebiet bzw. zu einem nicht betroffenen Hirngewebe (Graue und Weiße Hirnsubstanz als GWM zusammengefasst); Se, Sp = Sensitivität, Spezifität nach Gleichung 12 auf Seite 38).

	#Cluster	Sensitivität	Spezifität
Segmentierungsergebnisse vor Filterung			
MW ± Std	19.66 ± 5.62	0.58 ± 0.22	1 ± 0.01
Min – Max	9 – 34	0.13 - 0.92	0.98 - 1
Segmentierungsergebnisse nach Filterung			
MW ± Std	16.15 ± 2.82	0.56 ± 0.22	1 ± 0.01
Min – Max	9 - 25	0 - 0.94	0.97 - 1

Tabelle 3.9: Vergleich der Segmentierungsergebnisse vor und nach Filterung mit AID. Es sind jeweils sowohl die Mittelwerte (MW) der Clusterzahl, der Sensitivität und der Spezifität (nach Gleichung 12 auf Seite 38), der Standardabweichung (Std), und den Minimal- (Min) und Maximal-Werten (Max) angegeben.