

DISSERTATION

**Vergleichende Visualisierung neurovaskulärer  
Kompressionssyndrome bei 1,5 und 3,0 Tesla  
Magnetresonanztomographie.**

Der Medizinischen Fakultät  
der Friedrich-Alexander-Universität  
Erlangen-Nürnberg

zur

Erlangung des Doktorgrades  
Doktor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt von

Olga Maliachova

aus Thessaloniki



*Meinen Eltern  
in Dankbarkeit gewidmet*

# INHALTSVERZEICHNIS

<b>1</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>1</b>
1.1	Hintergrund und Ziele .....	1
1.2	Methoden .....	2
1.3	Ergebnisse und Beobachtungen .....	3
1.4	Praktische Schlussfolgerungen .....	3
<b>2</b>	<b>Summary</b>	<b>5</b>
2.1	Background and Goals .....	5
2.2	Methods.....	6
2.3	Results and Observations .....	6
2.4	Practical Conclusions .....	7
<b>3</b>	<b>Grundlagen</b>	<b>8</b>
3.1	Medizinischer Hintergrund.....	8
3.1.1	Trigeminusneuralgie .....	8
3.1.2	Glossopharyngeusneuralgie .....	11
3.1.3	Spasmus Hemifazialis .....	12
3.2	Medizinische Bildgebung.....	15
3.2.1	Magnetresonanztomographie .....	15
3.2.2	Physikalische Grundlagen der MRT .....	17
3.2.3	Erhöhung der Feldstärke .....	23
3.3	Medizinische Visualisierung und Bildverarbeitung .....	24
3.3.1	Volumenvisualisierung .....	26
3.3.2	Weiterführende Verarbeitung.....	30
3.4	Visualisierung und neurovaskuläre Kompressionssyndrome .....	33
<b>4</b>	<b>Material und Methoden</b>	<b>34</b>
4.1	Datenerhebung.....	34
4.2	Datenverarbeitung .....	35
4.3	Evaluierung der Visualisierungsergebnisse .....	44



<b>5</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>47</b>
5.1	Auswertung 1,5 Tesla Daten .....	47
5.1.1	Gefäßdarstellung bei den 1,5 Tesla Daten .....	47
5.1.2	Pulsationsartefakte bei den 1,5 Tesla Daten .....	57
5.1.3	Flussartefakte bei den 1,5 Tesla Daten .....	59
5.2	Auswertung 3,0 Tesla Daten .....	61
5.2.1	Gefäßdarstellung bei den 3,0 Tesla Daten .....	61
5.2.2	Pulsationsartefakte bei den 3,0 Tesla Daten .....	71
5.2.3	Flussartefakte bei den 3,0 Tesla Daten .....	73
5.3	Vergleich zwischen 1,5 und 3,0 Tesla Daten .....	75
<b>6</b>	<b>Diskussion</b>	<b>84</b>
<b>7</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>88</b>
<b>8</b>	<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>93</b>
<b>9</b>	<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>96</b>
<b>10</b>	<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>97</b>
<b>11</b>	<b>Danksagung</b>	<b>98</b>
<b>12</b>	<b>Lebenslauf</b>	<b>99</b>

## 1 Zusammenfassung

### 1.1 Hintergrund und Ziele

Neurovaskuläre Kompressionssyndrome sind pathologische hyperaktive Funktionsstörungen von Nerven, die durch Kompression der Hirnnerven durch Gefäße verursacht werden. Als Kompression bezeichnet man den pathologischen Kontakt von Nerv und Gefäß entlang des Nervenstranges, der sich an verschiedenen Stellen bilden kann. Entscheidend sind nicht nur die Kompression an sich, sondern auch die dauerhaften, pulsatile Signale des Gefäßes an bestimmten sensiblen Stellen der Nervenstrecke. Bei diesen empfindlichen Regionen handelt es sich um Stellen, die sich meistens hirnstammnah befinden und eine geringe Myelinhülle aufweisen. Diese pathologischen Kontakte findet man an der Nervenwurzeintrittszone, Nervenwurzelaustrittszone und an anderen Stellen. Beteiligt sind meistens die A. vertebralis, die A. basilaris, die A. anterior inferior cerebri, die A. posterior inferior cerebri, die A. posterior cerebelli, und die A. superior cerebelli, aber auch in einigen Fällen Venen, die entlang oder sogar durch die Hirnnerven verlaufen<sup>35</sup>. Als Folge dieser Kompression entstehen venöse oder arterielle Durchblutungsstörungen oder neurologische Reizerscheinungen. Zu den neurovaskulären Kompressionssyndromen gehören Krankheitsbilder wie die Trigeminusneuralgie, die Glossopharyngeusneuralgie und der Spasmus Hemifazialis.

Diese Arbeit beschäftigt sich mit den Unterschieden zwischen 3D-Visualisierungen von 1,5 und 3,0 Tesla Daten für die Darstellung neurovaskulärer Kompressionssyndrome. Hierfür wurden die erstellten Visualisierungen sowohl vor Bearbeitung mit Methoden der Bildverarbeitung als auch danach miteinander verglichen. Die 3D-Visualisierungen wurden bezüglich der Darstellung der neurovaskulären Kompression und der Bildqualität ausgewertet. Es ist die erste Arbeit, die dreidimensionale Visualisierungen von 1,5 und 3,0 Tesla Daten bei Patienten mit neurovaskulären Kompressionssyndromen vergleicht, sowie die

Bildverarbeitung und die Bildqualität abhängig vom Auftreten bestimmter Artefakten evaluiert.

## **1.2 Methoden**

In dieser Arbeit wurden insgesamt 25 Patienten eingeschlossen, die in der Neurochirurgischen Klinik des Universitätsklinikum Erlangen untersucht wurden (n=19 Trigemini neuralgie, n=1 Glossopharyngeus neuralgie und n= 5 Spasmus Hemifazialis).

Bei allen Patienten erfolgten Magnetresonanztomographie-Messungen mit 1,5 und 3,0 Tesla, wobei die Aufnahmeprotokolle TOF und die stark T2 gewichtete CISS-Sequenz angewendet wurden. Die Bilddaten wurden mittels Methoden der Bildverarbeitung, wie Segmentierung, Registrierung und Fusion bearbeitet, um dreidimensionale Visualisierungen zu erstellen und die pathologischen Kontakte und anatomischen Auffälligkeiten darzustellen. Durch Segmentierung wurden die anatomischen Strukturen voneinander abgegrenzt. Mit Registrierung wurden die Bilddaten so aufeinander abgebildet, so dass sie im nächsten Schritt fusioniert werden konnten. Am Ende erfolgte eine Optimierung, d.h. eine manuelle Verbesserung der Segmentierung. Mit Volumenvisualisierung wurden die dreidimensionalen Darstellungen erstellt, so dass die Ergebnisse von der 1,5 und 3,0 Tesla verglichen werden konnten.

Mittels eines Punktevergabesystems wurde die Auswertung der Volumendaten bei 1,5 und 3,0 Tesla durchgeführt. Die erstellten 3D-Visualisierungen wurden sowohl vor, als auch Anwendung der Bildverarbeitung analysiert und verglichen.

### **1.3 Ergebnisse und Beobachtungen**

Es hat sich gezeigt, dass sich durch die Fusion der Daten die Beeinträchtigung der 3D-Darstellung durch Flussartefakte vor allem bei den großen Gefäßen signifikant verbessern lässt. Die Optimierung brachte sowohl bei den fusionierten als auch bei den nicht fusionierten Visualisierungen eine vergleichsweise geringfügigere Verbesserung in der Bewertung, eliminierte jedoch die Pulsationsartefakte, was die Bildqualität positiv beeinflusst.

Der Vergleich der 3D-Darstellungen ergab, dass mit den 1,5 Tesla Daten bessere Ergebnisse erzielt werden können, wenn nur die CISS-Daten verwendet werden. Wurden jedoch die CISS- und TOF-Daten im Rahmen der Bildverarbeitung fusioniert, kam es bei den 3,0 Tesla Daten zu verbesserten Ergebnissen in der Bewertung, auf Grund der Unterdrückung der Flussartefakte bei den großen Gefäßen. Wurde zusätzlich die Segmentierung der fusionierten Bilddaten manuell optimiert, konnten die verbliebenen Einschränkungen durch die wenigen Pulsationsartefakte vollständig eliminiert werden. Der Vergleich der 3D-Visualisierung von fusionierten und optimierten 1,5 und 3,0 Tesla Daten führte bei den 3,0 Tesla Daten zu den besten Ergebnissen in der Bewertung. Auf Grund einer klareren Wiedergabe von Gefäßen und Nerven war der erforderliche zeitliche Aufwand für die Bildverarbeitung und 3D-Visualisierung bei den 3,0 Tesla Daten geringer als bei den 1,5 Tesla Daten.

### **1.4 Praktische Schlussfolgerungen**

Durch den Prozess der Bildverarbeitung und 3D-Visualisierung können hirnstammnahe Beziehungen der Anatomie sauber und detailliert reproduziert werden. Abhängig vom Krankheitsbild und den betroffenen Gefäßen kann die Magnetfeldstärke bestimmt werden, die optimal geeignet ist.

Die fusionierten, optimierten 3,0 Tesla 3D-Visualisierungen sind ein ideales Werkzeug, um die anatomischen Zusammenhänge bei neurovaskulären Kompressionssyndromen noch genauer abzubilden und zu verstehen.

Die Kompressionssyndrome sind für die Patienten ein sehr belastendes Krankheitsbild. Eine erfolgreiche und komplikationsarme Therapiemöglichkeit ist die operative Behandlung nach Jannetta. Die Erkenntnisse dieser Arbeit sind eine hilfreiche Unterstützung, NVC sicher zu diagnostizieren und die prä- und intraoperativen Planung zu optimieren.

## 2 Summary

### 2.1 Background and Goals

Neurovascular compression syndromes are pathological hyperactive disorders of nerves caused by compression of the cranial nerves of vessels. Compression is the pathological contact of the nerve and the vessel along the nerve cord, which can develop at various points. Crucial are not only the compression itself, but also the permanent, pulsatile signals of the vessel at certain sensitive parts of the nerve path. These sensitive regions are sites that are mostly close to the brain stem and have a low myelin envelope. These pathological contacts are found at the nerve root entry zone, nerve root exit zone and elsewhere. Involved are mostly the A. vertebralis, the A. basilaris, the A. anterior inferior cerebri, the A. posterior inferior cerebri, the A. posterior cerebelli, and the A. superior cerebelli, but also in some cases veins that go along or even through the cranial nerves<sup>35</sup>. As a result of this compression arise venous or arterial circulatory disorders or neurological irritation. Neurovascular compression syndromes include diseases such as trigeminal neuralgia, glossopharyngeal neuralgia, and spasm hemifacialis.

This thesis deals with the differences between 3D visualizations of 1.5 and 3.0 Tesla data for the presentation of neurovascular compression syndromes. For this purpose, the created visualizations were compared with each other before processing with methods of image processing and afterwards. The 3D visualizations were evaluated for the presentation of neurovascular compression and image quality. It is the first work that compares three-dimensional visualizations of 1.5 and 3.0 Tesla data in patients with neurovascular compression syndromes, and evaluates image processing and image quality depending on the appearance of specific artifacts.

## 2.2 Methods

In this work, a total of 25 patients were enrolled in the Department of Neurosurgery of the University Hospital Erlangen (n = 19 trigeminal neuralgia, n = 1 glossopharyngeal neuralgia and n = 5 spasm hemifacialis).

All patients underwent magnetic resonance imaging measurements at 1.5 and 3.0 Tesla using the TOF recording protocol and the highly T2 weighted CISS sequence. The image data was processed using image processing techniques such as segmentation, registration and fusion to create three-dimensional visualizations and depict pathological contacts and anatomical abnormalities. By segmentation, the anatomical structures were delineated from each other. With registration, the image data were mapped onto each other so that they could be fused in the next step. In the end, optimization, i.e. manual improvement of the segmentation, was done. With volume visualization, the three-dimensional representations were created so that the results of 1.5 and 3.0 Tesla could be compared.

By means of a scoring system, the evaluation of the 3D visualizations at 1.5 and 3.0 Tesla was performed. The generated 3D visualizations were analyzed and compared both before and after using the image processing.

## 2.3 Results and Observations

It has been shown that the impairment of 3D visualization by flow artifacts can be significantly improved by the fusion of the data, especially in the large vessels. Optimization provided a comparatively minor improvement in the score for both fused and unfused visualizations, but eliminated pulsation artifacts, which positively affected image quality.

The comparison of the 3D representations showed that with the 1.5 Tesla data, better results can be achieved if only the CISS data is used. However, when the CISS and TOF data were fused as part of image processing, the 3.0 Tesla data showed improved evaluation results due to the suppression of flow artifacts in the large vessels.

In addition, if the segmentation of the fused image data was optimized manually, the remaining limitations due to the few pulsation artifacts could be completely eliminated. The comparison of the 3D visualization of fused and optimized 1.5 and 3.0 Tesla data led to the best results in the evaluation of the 3.0 Tesla data. Due to a clearer reproduction of vessels and nerves, the time required for image processing and 3D visualization for the 3.0 Tesla data was lower than for the 1.5 Tesla data.

## **2.4 Practical Conclusions**

Through the process of image processing and 3D visualization, brainstem-related anatomical relationships can be reproduced clearly and in detail. Depending on the clinical picture and the affected vessels, the magnetic field strength can be determined, which is optimal.

The fused and optimized 3.0 Tesla 3D visualizations are an ideal tool to more accurately map and understand the anatomical relationships in neurovascular compression syndromes.

The compression syndromes are a very distressing clinical picture for the patients. A successful and low-complication therapy option is microvascular decompression according to Jannetta. The findings of this work are helpful in helping diagnose NVC safely and optimize pre- and intraoperative planning.



### 3 Grundlagen

#### 3.1 Medizinischer Hintergrund

##### 3.1.1 Trigeminusneuralgie

Der Nervus Trigeminus ist der V. Hirnnerv, der aus drei Hauptästen besteht, dem Nervus ophthalmicus, dem Nervus maxillaris und dem Nervus mandibularis. Wie in der Abbildung 1 zu erkennen ist, kommt der N. Trigeminus lateral aus der Brücke in einer engen topographischen Nachbarschaft mit den anderen Hirnnerven und den Hirnarterien. Er lagert sich mit seinem Ganglion (Ganglion Gasseri) auf die Vorderseite der Felsenbeinpyramide. Die motorischen Fasern laufen hier vorbei. Aus dem sensiblen Ganglion treten die drei Hauptäste heraus, die wiederum andere Unteräste ausgeben. Der N. Trigeminus ist der wichtigste sensible Nerv des Kopfes. Er gibt sensible Fasern zu den drei Augenmuskeln und führt außerdem somatomotorische Fasern für die Kaumuskeln und die Mundbodenmuskulatur.

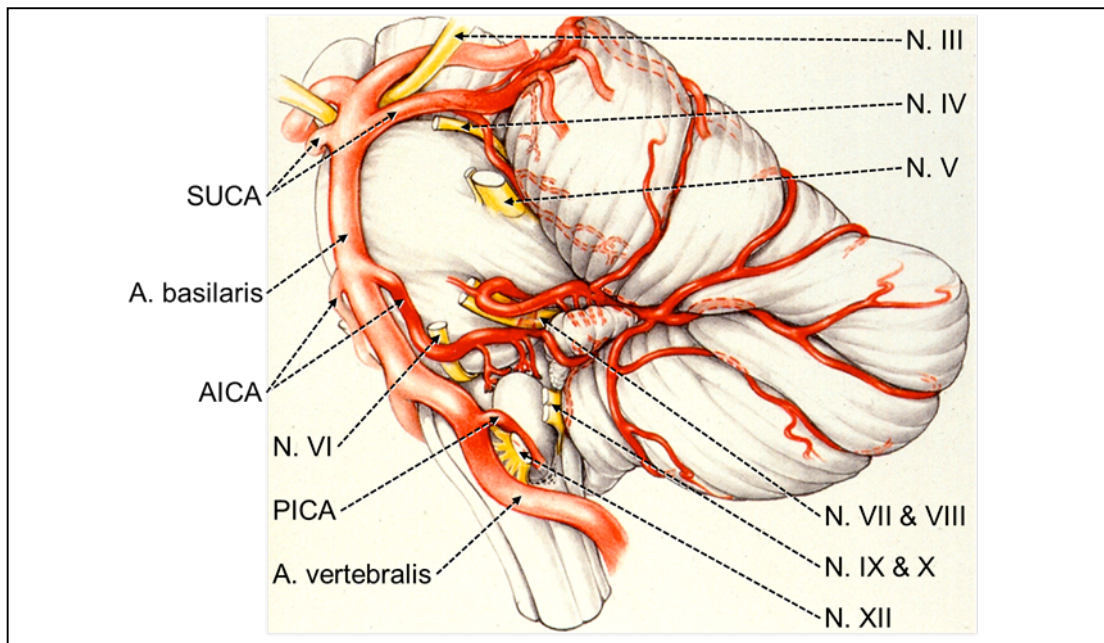


Abbildung 1: Dargestellt ist der Austritt des N. Trigeminus auf der lateralen Seite der Brücke, sowie die beiden Ae. Vertebralis und die A. Basilaris. Aus der Vertebralis tritt die A. inferior posterior cerebelli (PICA) aus und aus der Basilaris die A. inferior anterior cerebelli (AICA) und weiter oben die A. superior cerebelli (SUCA) (modifiziert nach G. Yasargil)

Bei dem Krankheitsbild der Trigeminalneuralgie<sup>47</sup> kommt es zu anfallsartigen, plötzlich auftretenden Schmerzen in den Versorgungsgebieten des N. Trigemini. Die Schmerzepisoden dauern von Sekunden bis zu 2 Minuten und sind meistens einseitig. Es kann zur Kontraktionen der Gesichtsmuskulatur oder Tränensekretion und Schweißsekretion kommen. Die Schmerzen haben eine sehr starke Intensität und betreffen vor allem die Gebiete des 2. und 3. Trigeminalastes. Wie man in der Abbildung 2 erkennt, bekommen nur 4-5% der Patienten die Beschwerden im Innervationsgebiet des Nervus ophthalmicus, wobei bei 20% gleichzeitig der 2. und der 3. Ast betroffen sind. Berührung und Anreiz der Triggerpunkte (z.B. durch Kauen oder Sprechen) führen zum Auslösen der Symptomatik. Häufig ist es so, dass die Patienten mehrere Anfälle an einem Tag oder während einer Woche bekommen und dann folgt meistens im Anschluss ein schmerzfreies Intervall.

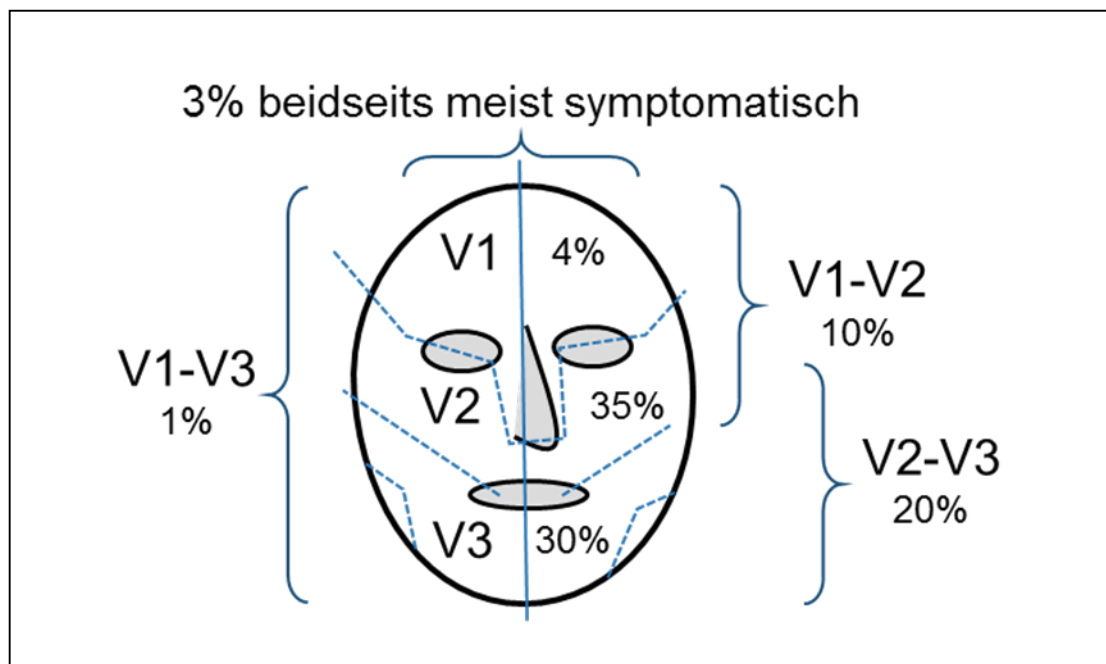


Abbildung 2: Betroffene Äste des N. Trigemini bei der Trigeminalneuralgie. V1 entspricht den Innervationsgebiet des N. ophthalmicus, V2 den des N. maxillaris und V3 denjenigen des N. mandibularis. Die Prozentzahl bezeichnet die Prävalenz der entsprechenden Symptomatik.

Dies ist die symptomatische Trigeminalneuralgie. Davon zu unterscheiden ist das idiopathische Krankheitsbild, wo es nach einer Reaktivierung der Infektion mit dem Herpes Simplex Virus 3 bei einem Zoster Ophthalmicus zu den oben beschriebenen Symptomen kommen kann.

Als Therapiemöglichkeit bieten sich die medikamentöse und die operative Therapie an<sup>47</sup>. Als Medikamente werden Substanzen wie Carbamazepin oder Medikamente aus der Gruppe der Benzodiazepine oder Neuroleptika eingesetzt. Die Erfolgsquote ist fraglich und abhängig von der Dosierung, die wiederum zwischen dem therapeutischen und toxischen Bereich liegen muss. Außerdem treten unter dieser Anwendung häufig allergische Reaktionen und Überempfindlichkeitsreaktionen auf. Leider sprechen die starken Schmerzen der Trigeminalneuralgie auf die üblichen Schmerzmittel nicht an, auch nicht auf die sonst sehr hoch potenten Medikamente.

Wegen der extremen psychischen Belastung der Betroffenen und der damit verbundenen Abnahme ihrer Lebensqualität war die Entwicklung einer operativen Methode sehr gewinnbringend, die zu einer kompletten Revision der Schmerzattacken führen kann. Es handelt sich dabei um die mikrovaskuläre Dekompression nach Jannetta<sup>29,41,46,53,55,56</sup>.

Bei der Operation muss der Chirurg nach Trepanation im Tentorium-Dura-Winkel (der Winkel zwischen dem Sinus sigmoideus und dem Sinus transversus) die Austrittsstelle des N. Trigeminal darstellen. Danach erfolgt die Präparation der für die Symptomatik verantwortliche Arterie oder Vene und ihre Abpolsterung mittels eines Interponats (nicht resorbierbares Teflonmaterial). Die Operation wird in Vollnarkose durchgeführt. Die Mortalität tendiert gegen 0%.

In der Abbildung 3 sieht man den N. Trigeminal, wie er aus dem Hirnstamm austritt und in der Nähe der A. Cerebelli sup. (SUCA) vorbeiläuft. Dabei wird er an einer Stelle durch die Arterie komprimiert, sodass das Gefäß mittels eines Teflon Interponats abgepolstert werden muss, um die Symptomatik zu bekämpfen.

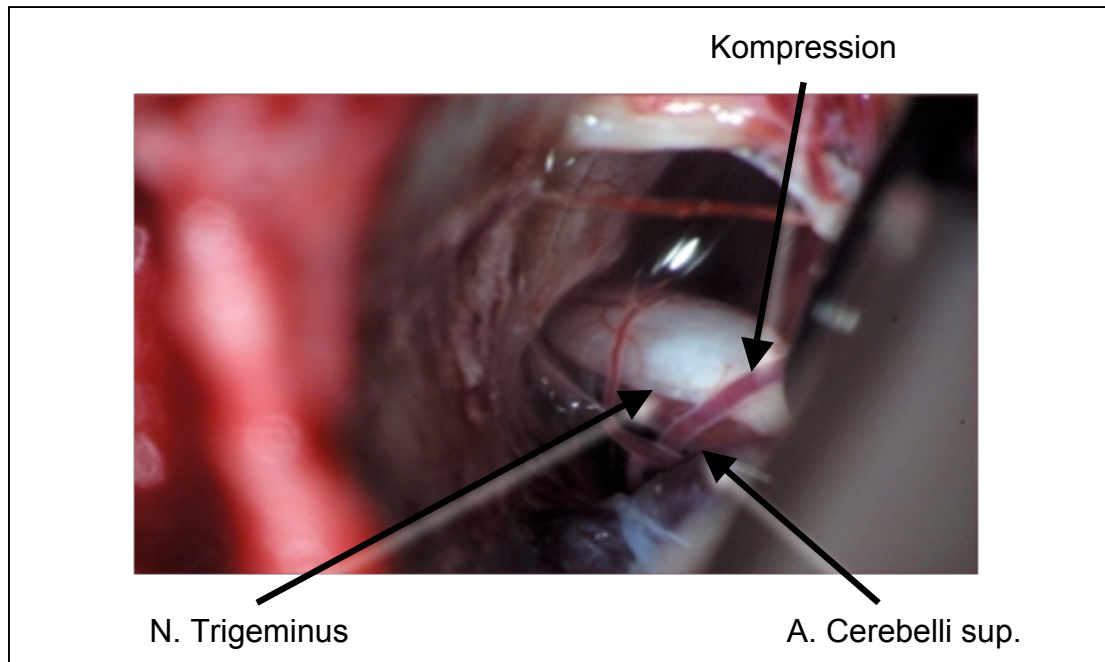


Abbildung 3: Trigemiusneuralgie. Man erkennt die Neurokompression von der A. Cerebelli sup., da der Nerv in der engen Nachbarschaft des Gefäßes läuft.

### 3.1.2 Glossopharyngeusneuralgie

Die Glossopharyngeusneuralgie gehört zur Gruppe der primären Gesichtsschmerzen. Der N. Glossopharyngeus ist der 9. Hirnnerv, der für die sensible Versorgung des hinteren Rachens und für die Geschmacksempfindung des hinteren Drittels der Zunge verantwortlich ist.

Bei der Glossopharyngeusneuralgie kommt es, wie bei der Trigemiusneuralgie, zu heftigen, anfallsartigen Schmerzattacken im Bereich des Zungengrundes, des weichen Gaumens und des hinteren Rachens. Manchmal existiert die Schmerzausstrahlung bis in die Zähne oder bis zum Ohr, in manchen Fällen sogar bis zum Mastoid, was dazu führen kann, dass die Schmerzen mit anderen Neuralgieformen verwechselt werden können. Die Krankheit betrifft vor allem ältere Menschen. Die Schmerzepisoden werden auch in dieser Form der Neuralgie durch Kauen, Gähnen, eine ausgestreckte Zunge, oder abnorme Mundbewegungen ausgelöst. Die Schmerzattacken sind von unterschiedlicher Dauer und können wegen Ihrer Intensität sogar zu Synkopenanfällen oder Herzstillstand führen.

Als Behandlungsmöglichkeit bietet sich in erster Linie die medikamentöse Therapie an. Angesetzt werden Antiepileptika (Carbamazepin), da die anderen üblichen Schmerzmittel eine geringere Wirkung aufweisen. Zur Therapie der Glossopharyngeusneuralgie gibt es auch ergänzende Therapieansätze, die der Patient je nach Schweregrad seiner Symptome in Erwägung ziehen kann<sup>17,18</sup>. Es gibt die Möglichkeit der Oberflächenanästhesie, der Lokalanästhesie, des Schmerzbewältigungstrainings, des psychogenen Trainings oder der speziellen Schmerzakupunktur. Führt diese Behandlung nicht zu dem erwünschten Erfolg, kann die mikrochirurgische Operation nach Jannetta durchgeführt werden.<sup>18</sup> Bei der Operation wird der Nerv von der pulsierenden Gefäßschlinge befreit, die für die Schmerzereignisse verantwortlich ist<sup>28,29,34</sup>. Die Operation wird mikrochirurgisch und mit gleichzeitigem intraoperativem Neuromonitoring durchgeführt.

Die Operation bietet im Vergleich zu den anderen Therapieansätzen die Möglichkeit einer fast kompletten Remission der Symptomatik. Hierfür ist eine entsprechende Bildgebung vor dem Eingriff notwendig, um die Erfolgsquote des mikrochirurgischen Eingriffs zu steigern.

### **3.1.3 Spasmus Hemifazialis**

Der N. Fazialis ist der 7. Hirnnerv, der die wichtigsten motorischen und parasympathischen Fasern enthält. Die Fasern des N. Fazialis entspringen aus dem Nucleus Fazialis in Höhe der Brücke, neben dem Nervus Vestibulocochlearis, wie man auf der Abbildung 4 erkennt. Sie bilden zusammen eine Schleife, das sogenannte innere Fazialisknie. Der Nerv zieht dann zusammen mit dem Nervus Vestibulocochlearis und dem Nervus Intermedius durch den inneren Gehörgang (Meatus acusticus internus) in das Felsenbein. Der N. Fazialis und der N. Intermedius treten in ihrem weiteren Verlauf in den Fazialiskanal ein, was oberhalb des ovalen Fensters liegt. Der Kanal biegt seitlich, am ovalen Fenster vorbei und wendet sich zum Mastoid, durch das Foramen Stylomastoideum, seine Austrittsstelle in der Schädelbasis. Die unterschiedlichen Äste, die der N. Fazialis in seinem Verlauf ausgibt werden in der Abbildung 5 angezeigt. Die motorischen

Endfasern, die der Nerv nach seinem Austritt herausgibt, versorgen komplett die Gesichtsmuskulatur und die Kaumuskulatur (N. auricularis post., Rami temporales, Rami zygomatici, Rami buccales, Ramus colli). Der N. Intermedius folgt dem N. Fazialis bis zum äußeren Fazialisknie, wo das Ganglion Geniculi liegt. Dort verlässt er den Fazialis als petrosus major. Der weitere Anteil des intermedius verlässt die Fazialisfasern am Foramen Stylomastoideum als Chorda tympani. Der Petrosus major enthält die parasymphatischen Fasern für die Tränen- und Gaumendrüse und die Chorda tympani, die parasymphatischen Fasern für die Versorgung der Glandula submandibularis und der Glandula sublingualis. Zusätzlich enthält der Nervus lingualis aus der Chorda tympani die Geschmacksfasern für die vorderen 2/3 der Zunge, und der Nervus Stapedius die Fasern für die motorische Innervation des Muskulus stapedius.

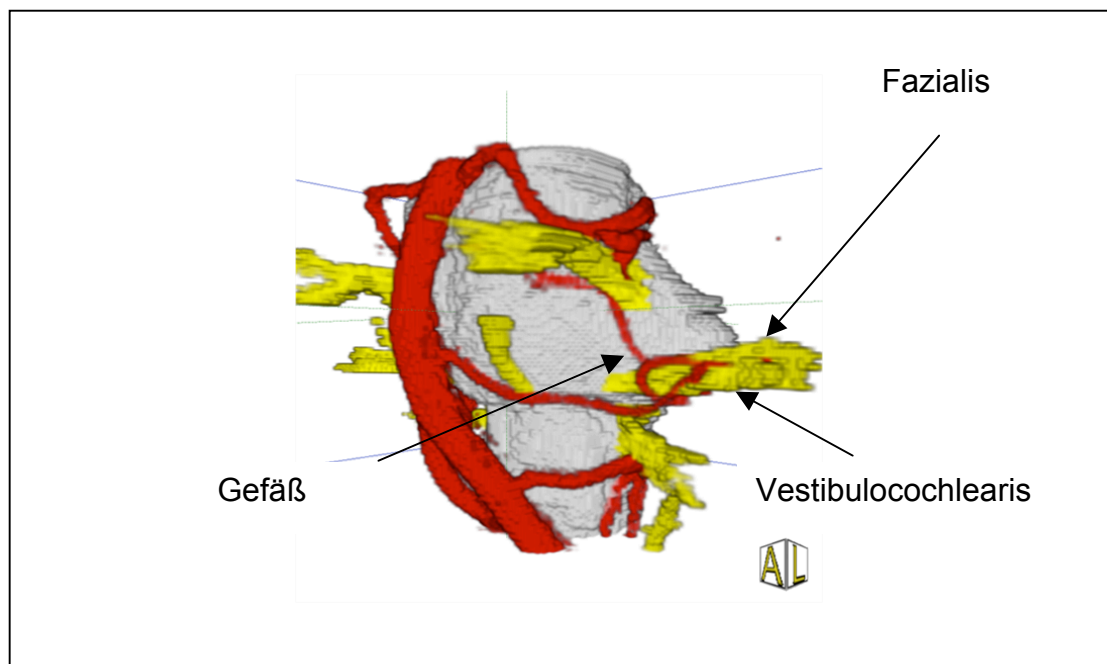


Abbildung 4: Der Pfeil zeigt auf dem N. Fazialis, der zusammen mit dem N. Vestibulocochlearis aus der Brücke austritt

Beim Krankheitsbild des Spasmus Hemifazialis ereignen sich blitzartige, unwillkürliche, meist einseitige Krampfanfälle in dem Innervationsgebiet des N. Fazialis, die von Sekunden bis zu Minuten dauern können. In manchen Fällen kommt es zu dem Phänomen, dass die paroxysmalen Episoden sogar permanent vorhanden sind, der Patient spürt aber währenddessen keine Schmerzen und hat keine Gefühlstörungen. Zur

Diagnostik ist eine Magnetresonanztomographie (MRT) erforderlich, die einerseits eine andere Ursache der Spasmen ausschließt, und andererseits das Gefäß-Nervenbündel zeigt<sup>28</sup>. Neben der nicht invasiven Therapiemöglichkeit mit den verschiedenen medikamentösen Behandlungsstrategien (Haloperidol, Baclofen), oder der lokalen Injektionsbehandlung mit Botulinumtoxin gibt es auch die invasive chirurgische Behandlung mit der gleichen Methode, wie bei den anderen neurovaskulären Kompressionssyndromen (NVK-Syndrome)<sup>28</sup>.

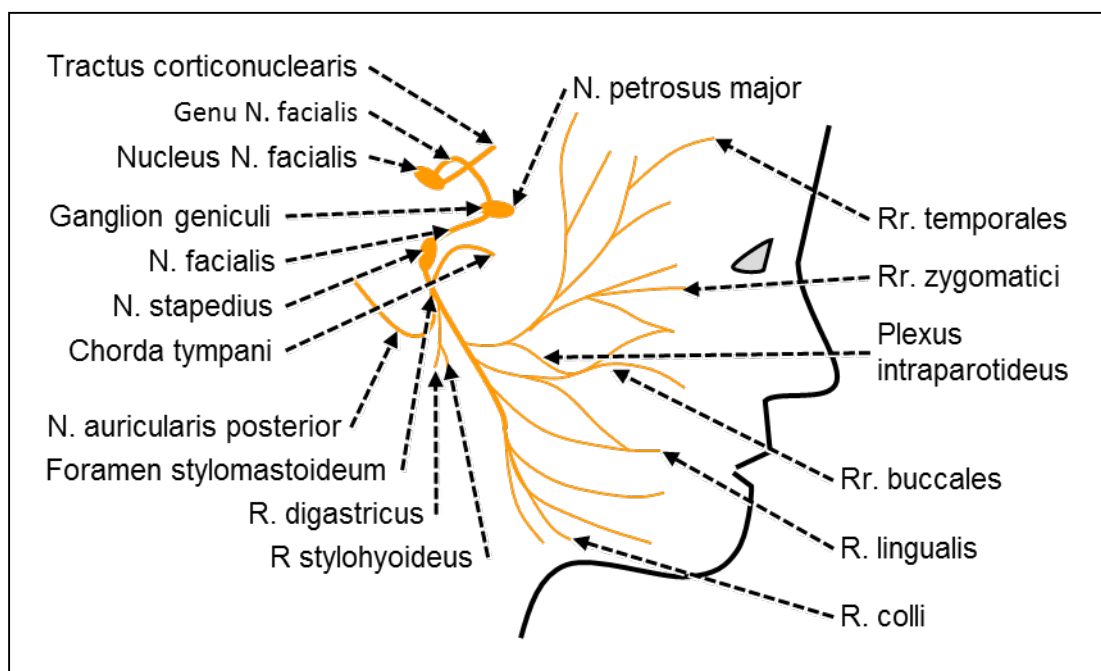


Abbildung 5: Äste des N. Fazialis. Die motorischen Endfasern versorgen die Kaumuskel- und die Gesichtsmuskulatur und die parasympathischen Fasern die Gaumen- und Tränendrüse, sowie als Chorda tympani die Glandulae Sublingualis und Submandibularis. Die Krampfepisodes werden vom Patienten im Innervationsgebiet des Nervus verspürt.

## 3.2 Medizinische Bildgebung

Die medizinische Bildgebung beschreibt alle Verfahren, die die Abbildung des menschlichen Körpers und seiner Funktionen ermöglichen. Sie hat ihren Anfang im Jahr 1895, als Wilhelm Konrad Röntgen die nach ihm benannte Röntgenstrahlung entdeckt hat<sup>6,8,13,63</sup>. Röntgen stellte fest, dass verschiedene Materialien die Röntgenstrahlung unterschiedlich stark schwächen und dies auch für den menschlichen Körper und seine Strukturen gilt. Seitdem hat sich die medizinische Bildgebung in den letzten Dekaden rapide entwickelt. Sie ist heutzutage eines der wichtigsten medizinischen Werkzeuge für die nichtinvasive Diagnostik, die genauere Feststellung der Krankheitsursache, die Therapieplanung und die Verlaufskontrolle. Die bildgebenden Verfahren basieren auf verschiedenen Phänomenen, die in der Physik beschrieben sind. Man unterscheidet zwischen Emissions- und Transmissionsverfahren. Bei den Emissionsverfahren<sup>15,32,33</sup> wird zuerst ein radioaktiver Stoff verabreicht und anschließend die Energie gemessen, die vom radioaktiven Substrat aus dem Körperinneren emittiert wird (z.B. bei PET, SPECT). Demgegenüber basiert bei den Transmissionsverfahren die Messung auf der Energie, die von außen einwirkt und durch den Körper hindurchgeht (z.B. bei Radiographie, CT, MRT).

### 3.2.1 Magnetresonanztomographie

Das bildgebende Verfahren der Magnetresonanztomographie (MRT) geht auf Lauterbur und Mansfield zurück und hat seinen Anfang in den 1970er Jahren. Seit dem Beginn der 1980er Jahren wird die MRT in der klinischen Medizin angewendet und nimmt in der heutigen Diagnostik und Therapieplanung als nichtbelastendes und risikoarmes Verfahren eine zentrale Rolle ein<sup>40</sup>. Als Ergebnis der MR-Bildgebung entstehen Schnittbilder mit sagittaler, axialer und koronarer Orientierung, mit denen sich das Körperinnere detailliert beurteilen lässt. Häufig ist die MRT-Untersuchung anderen Untersuchungsmethoden überlegen, da sie eine deutlich bessere Darstellbarkeit des Weichteilgewebes im Vergleich zu den röntgenbasierten



Verfahren gewährleistet. Dadurch lassen sich krankhafte Prozesse, Verletzungen, Infektionen, Tumore oder Regionen mit gestörter Durchblutung besser beurteilen. Strukturen wie z.B. Nerven- oder Hirngewebe werden sogar erst durch die MRT darstellbar. Zusätzlich können durch die Gabe von Kontrastmitteln wie Gadolinium oder Eisenoxid die Gefäße, die ableitenden Gallenwege oder die Pankreasgänge untersucht werden. Abbildung 6 zeigt den Aufbau eines MRT-Geräts.

Neben den Vorteilen ist die MRT-Untersuchung auch mit Nachteilen, Einschränkungen und Kontraindikationen verbunden. Fremdkörper (ferromagnetisch), die innerhalb des Körpers oder in unmittelbarer Umgebung des Gerätes liegen, können durch die äußerst starken magnetischen Einflüsse (Erwärmungs- und Anziehungseffekte) gefährlich und elektrische Geräte (z. B. Herzschrittmacher) können sogar zerstört werden. Die Gabe von Kontrastmitteln kann bei Patienten heftige, allergische Reaktionen auslösen. Aus ökonomischer und organisatorischer Sicht ist die MRT-Untersuchung teurer und zeitaufwändiger als andere Methoden der Bildgebung.

Die heutzutage im klinischen Einsatz verwendeten MRT-Geräte besitzen meist Feldstärken zwischen 1,0 T und 3,0 T (T: Tesla), wobei Geräte mit einer Feldstärke von 7,0 T schon in der klinischen Erprobung sind. Außerdem gibt es kleinere, offene Geräte mit Feldstärken zwischen 0,2 T und 0,5 T, die unter anderem bei Gelenkuntersuchungen oder intraoperativ bei neurochirurgischen Eingriffen zum Einsatz kommen. Um die Messung zu verbessern, werden meist Oberflächenspulen eingesetzt, die direkt am untersuchten Körperbereich angebracht werden (z.B. Kopfspule). Dies führt in vielen Fällen zu einer qualitativen Verbesserung der bildlichen Darstellung.

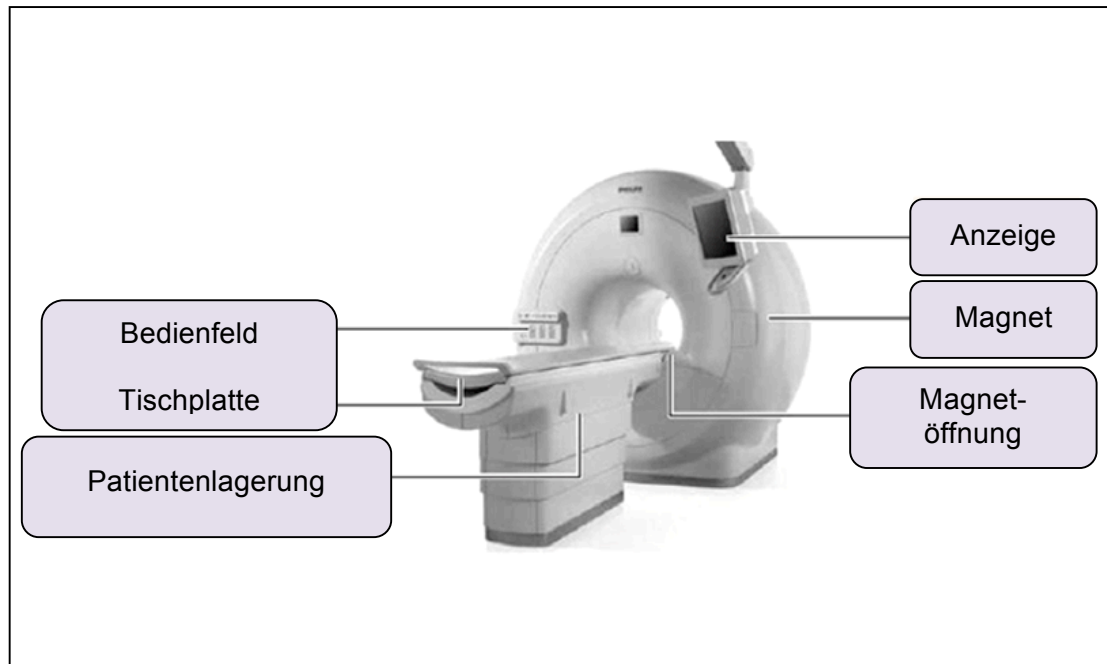


Abbildung 6: Aufbau eines Magnetresonanztomographen (Abbildung aus radiologiemagazin.de)

### 3.2.2 Physikalische Grundlagen der MRT

Für die Analyse unterschiedlicher MRT-Bilddaten sind die zugrunde liegenden physikalischen Grundlagen von Bedeutung<sup>12,14,49,52,62</sup>. Die Basis für die MRT-Aufnahme sind Atomkerne, die eine ungerade Anzahl von Protonen besitzen ( $^1\text{H}$ ,  $^{19}\text{F}$ ,  $^{23}\text{Na}$ ,  $^{31}\text{P}$ ), und dadurch über einen Eigendrehimpuls (Spin)<sup>7,64</sup> (siehe Abbildung 7) verfügen. Diese intrinsische Rotation der elektrischen Ladung erzeugt für jedes Atom ein schwaches magnetisches Feld in Richtung der Drehachse, welches einem Stabmagneten vergleichbar ist (siehe Abbildung 7). Der menschliche Körper umfasst eine sehr große Anzahl an Wasserstoffatomen, da er zu mehr als 60 % aus Wassermolekülen ( $\text{H}_2\text{O}$ ) besteht. Damit können die zugrunde liegenden elektromagnetischen Eigenschaften effektiv für die Erstellung von Bilddaten genutzt werden.

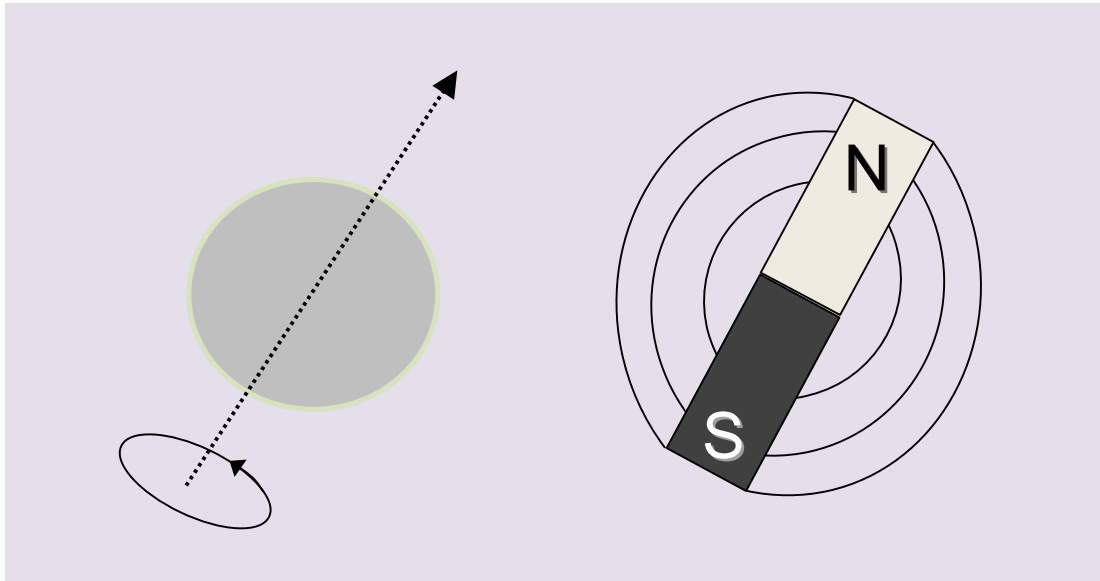


Abbildung 7: Eigendrehimpuls eines Atoms mit ungerader Kernladungszahl führt zur Ausbildung eines Magnetfeldes vergleichbar einem Stabmagneten

Wird von außen ein Magnetfeld angelegt, richten sich die magnetischen Momente entweder parallel oder antiparallel zu diesem äußeren Feld aus. Durch die Summe aller ausgerichteten, magnetischen Momente entsteht die sogenannte Längsmagnetisierung (siehe Abbildung 8). Diese ist in Richtung des äußeren Magnetfeldes ausgerichtet.

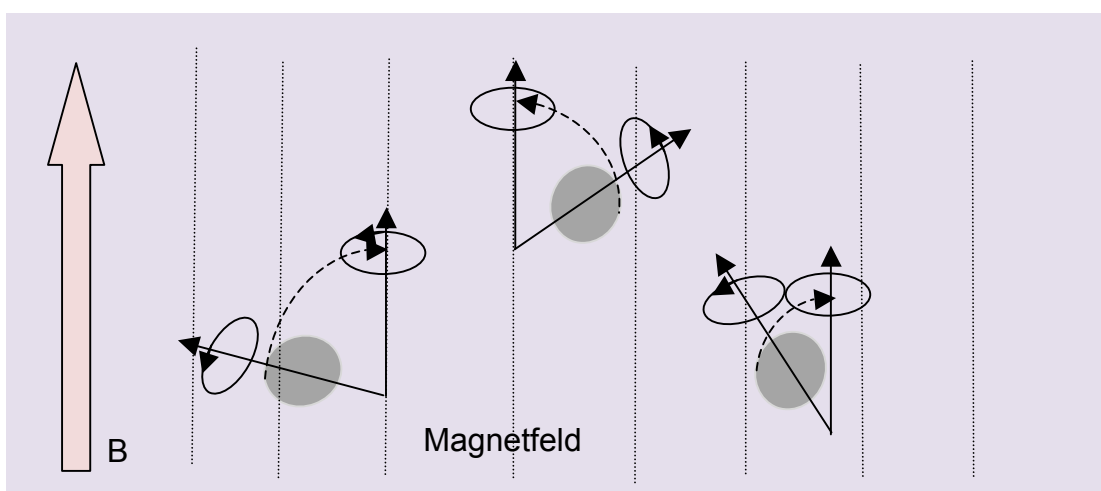


Abbildung 8: Ausrichtung der Magnetisierungsvektoren. Mit dem Gitter wird das Magnetfeld angezeigt. Nach Einschalten des Magnetfeldes sind die Magnetisierungsvektoren einheitlich ausgerichtet.

Neben der intrinsischen Rotation der Atome um ihre eigene Achse ist für die MRT-Bildgebung von Bedeutung, dass der Vektor der Längsmagnetisierung wie ein Kreisel im äußeren Magnetfeld rotiert. Diese Kreiselbewegung wird Präzession genannt<sup>49</sup> und ist mit der Larmorfrequenz  $f_L = (\gamma/2\pi) \cdot B$  beschrieben (siehe Abbildung 9).  $B$  entspricht der Stärke des Magnetfeldes und  $\gamma$  bezeichnet das gyromagnetische Moment, welches für jedes Element spezifisch ist.

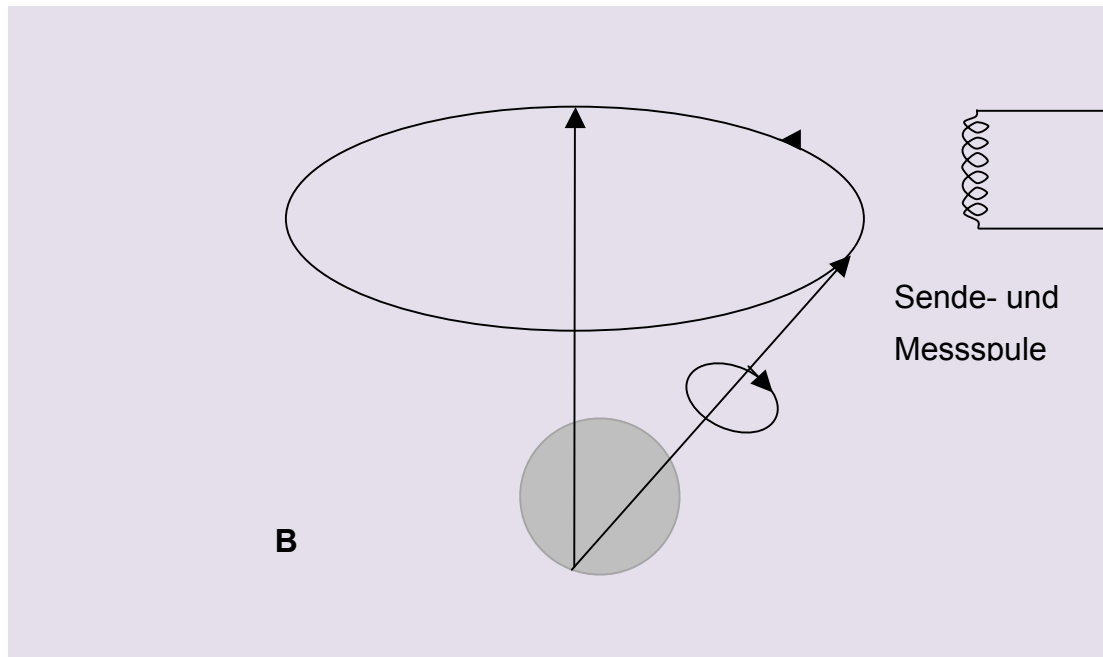


Abbildung 9: Neben ihrer intrinsischen Rotation führen die Atome eine zweite Bewegung aus, sie rotieren wie ein Kreisel im äußeren Magnetfeld

Für die MRT-Messung muss der stabile Ausgangszustand, in dem die Spins im äußeren magnetischen Feld ausgerichtet sind, mit elektromagnetischer Energie angeregt und aus dem Gleichgewicht gebracht werden. Unter dem Einfluss dieser Energie wird die Längsmagnetisierung aus ihrer ursprünglichen Ausrichtung ausgelenkt. In vielen Fällen erfolgt eine Kippung um  $90^\circ$ , sodass sich die Längsmagnetisierung auf null reduziert und sich eine Quermagnetisierung aufbaut (siehe Abbildung 10). Diese Anregung kann nur erfolgen, wenn die Resonanzbedingung  $f_{HF} = f_L$  erfüllt ist. Diese fordert, dass die Frequenz des eingestrahlenen HF-Impulses  $f_{HF}$  genau der Larmorfrequenz  $f_L$  entspricht. Mit Blick auf die Formel für die Larmor Frequenz bedeutet dies andererseits, dass  $f_{HL}$  abhängig vom

Untersuchungsziel eingestellt werden kann, da jedes Element ein spezifisches gyromagnetisches Moment  $\gamma$  besitzt.

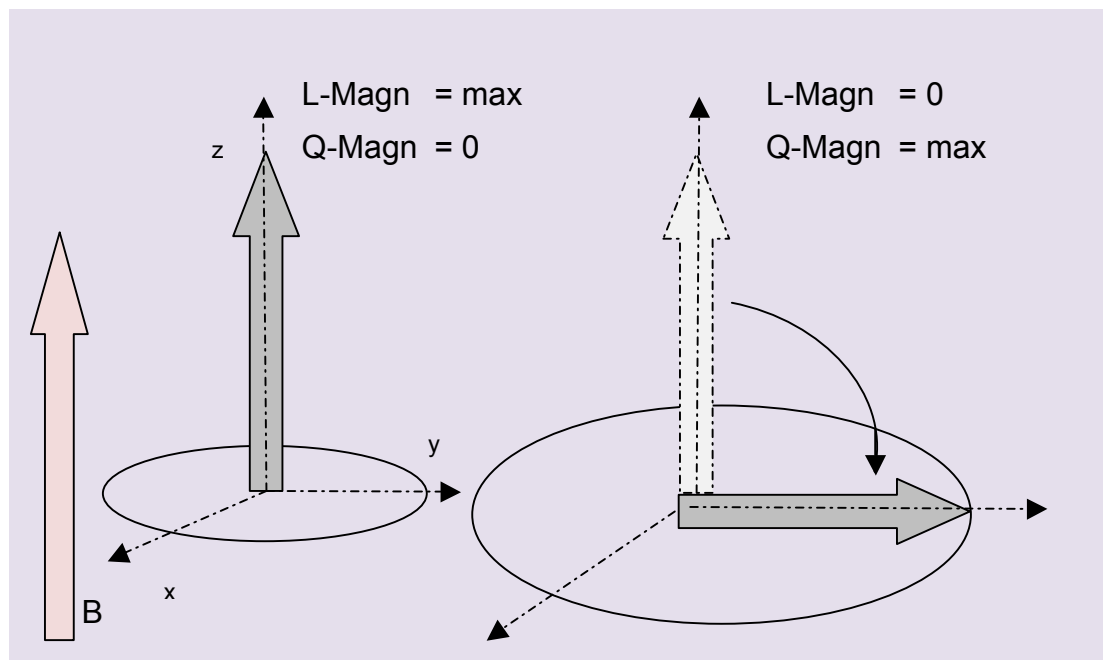


Abbildung 10: Vor Anregung mit elektromagnetischer Energie (L-Magn = max) ist die Längsmagnetisierung maximal und die Quermagnetisierung (Q-Magn) bei 0 (links). Nach Anregung mit einem 90 Grad-Puls ist L-Magn = 0 und Q-Magn = max

Nach Ende des anregenden HF-Impulses finden zwei Prozesse statt, über die die aufgenommene Energie wieder abgegeben wird (Relaxation) und deren Signale gemessen werden können. Einerseits kommt es zu einer Wechselwirkung zwischen den einzelnen magnetischen Momenten, da sich gleichpolige Ladungen abstoßen. Dieser Prozess wird Spin-Spin- oder transversale Relaxation genannt und die zugehörige Zeitkonstante  $T_2$  beträgt zwischen 50 und 200 Millisekunden. Andererseits kehren die Spins unter dem Einfluss des äußeren Magnetfeldes wieder in ihren stabilen Ausgangszustand zurück. Dieser Prozess heißt Spin-Gitter- oder longitudinale Relaxation und die zugehörige Zeitkonstante  $T_1$  beträgt 0,5 bis 2 Sekunden (siehe Abbildung 11).

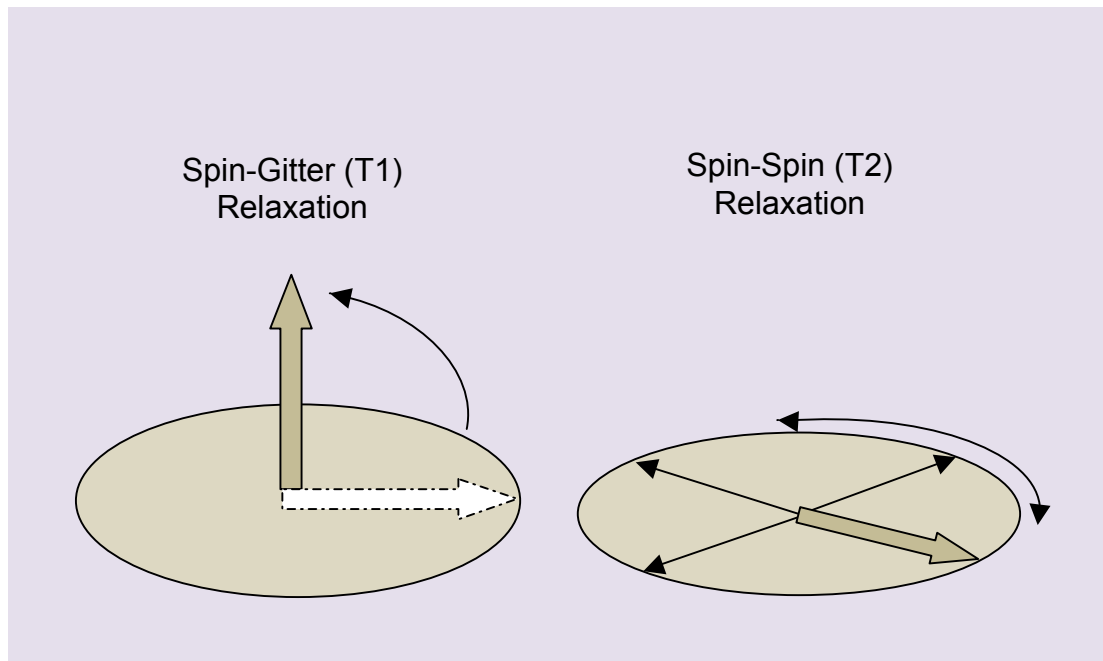


Abbildung 11: Die longitudinale Relaxation (Spin-Gitter) ist durch die Zeitkonstante  $T_1$  charakterisiert und beschreibt die Emission der aufgenommenen Energie an die Umgebung sowie den Wiederaufbau der Längsmagnetisierung. Die transversale Relaxation (Spin-Spin) ist durch die Zeitkonstante  $T_2$  charakterisiert und beschreibt den Verlust der Phasen Kohärenz und resultiert aus der Wechselwirkung der einzelnen Spinnagneten untereinander.

Für die Messung eines Schnittbildes wird zusätzlich eine Ortskodierung<sup>39,65</sup> gebraucht, die es ermöglicht, aus dem gemessenen multispektralen Signal, jedem Voxel des Schnittbildes seinen Anteil zuzuordnen. Hierfür werden dem Hauptmagnetfeld zusätzliche Gradientenfelder in x- y- und z-Richtung überlagert (siehe Abbildung 12). Da die Larmorfrequenz  $f_L$  auch von der Stärke des äußeren Magnetfeldes abhängig ist, lassen sich über die drei Gradientenfelder die einzelnen Voxel des Schnittbildes örtlich gezielt kodieren. Die mathematische Auswertung und Zuordnung der gemessenen Signalanteile erfolgt mit Hilfe der Fouriertransformation.

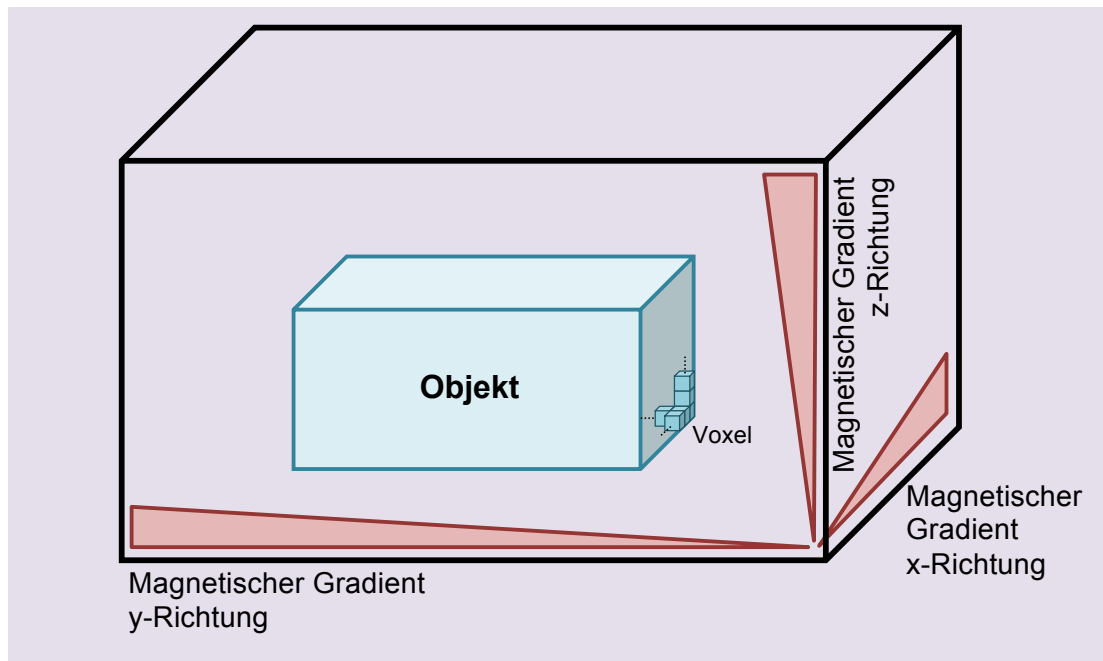


Abbildung 12: Es werden dem Hauptmagnetfeld zusätzliche Gradientenfelder in allen drei Raumrichtungen (X,Y,Z) überlagert. Über die Larmorfrequenz und die Magnetfeldstärke lassen sich über die Fouriertransformation jedem Voxel die entsprechenden Signalanteile örtlich gezielt zuordnen.

Durch die Zeitkonstanten  $T_1$  und  $T_2$  der Relaxationsprozesse lassen sich unterschiedliche Gewichtungen in den MRT-Bildern erzeugen. Hierfür werden unter anderem folgende Parameter verwendet: die Repetitionszeit (TR) und die Echozeit (TE)<sup>3</sup>. TR ist die Zeit zwischen zwei Anregungsimpulsen und TE entspricht der Zeit zwischen der Mitte des Anregungsimpulses und dem Maximum des emittierten Signals bei der Messung. Kurzes TR und kurzes TE werden für die  $T_1$ -Gewichtung verwendet. Langes TR und langes TE kommen für die  $T_2$ -Gewichtung zum Einsatz. Flüssige Strukturen mit einer längeren  $T_1$ - und  $T_2$ -Zeit erscheinen bei der  $T_1$ -Gewichtung dunkel (hypointens) und bei der  $T_2$ -Gewichtung hell (hyperintens), wie z.B. Liquor (CSF: cerebrospinale Flüssigkeit). Feste Strukturen mit einem schnelleren Wiederaufbau der Längsmagnetisierung erscheinen bei der  $T_1$ -Gewichtung hell und bei der  $T_2$ -Gewichtung dunkel (zur weiteren Differenzierung siehe Tabelle 1).

	Flüssigkeit	Feste Strukturen
<b>T1 Zeit</b>	↑	↓
<b>T2 Zeit</b>	↑	↓
<b>Wärmetransfer</b>	Langsam	Schnell
<b>T1 Gewichtung (↓TE / TR)</b>	Hypointens (dunkel)	Hyperintens (hell)
<b>T2 Gewichtung (↑TE / TR)</b>	Hyperintens (hell)	Hypointens (dunkel)

Tabelle 1: Eigenschaften von flüssigen und festen Strukturen bei den T1 und T2 gewichteten Bildern

### 3.2.3 Erhöhung der Feldstärke

Seit einigen Jahren werden MRT-Geräte mit einer Feldstärke von 3,0 T immer häufiger eingesetzt. Diese Erhöhung der Feldstärke führt zu weiteren physikalischen Effekten, die für die MRT-Messung von Bedeutung sind<sup>24,31,36,43</sup>.

Die Zunahme des statischen Hauptmagnetfeldes bewirkt eine Zunahme der longitudinalen Relaxationszeit T1 um 30-50% je nach Gewebeart. Dies führt zu einer zeitlichen Verkürzung der Signale, weil es jedes Mal länger dauert, bis die Kernteilchen ihren stabilen Ausgangszustand wieder erreichen, um sie wieder anregen zu können. Durch die gleichzeitige Verkürzung der Impulszeiten aufgrund der Erhöhung der Feldstärke nimmt die Repetitionszeit der Impulse zu und das oben beschriebene Phänomen lässt sich korrigieren.

Weiterhin kommt es zu einer Verkürzung der transversalen Relaxationszeit T2. Diese Zeit benötigt das Magnetfeld, um die Inhomogenität der Teilchenwechselwirkungen aufgrund eines neuen Impulses zu korrigieren. Das bedeutet, dass die Inhomogenitätseffekte eher einen größeren Einfluss auf die Bildqualität haben, wenn sich die Zeit T2 verkürzt. Wenn zusätzlich zwei verschiedene Gewebearten unmittelbar aneinandergrenzen, kommt es zu vermehrten Artefakten, was die Bildqualität weiter beeinflussen kann.



Die Erhöhung der Feldstärke führt zu einer geänderten Frequenz der Präzession und entsprechend der Resonanzbedingung zu einer Änderung der Frequenz  $f_{HL}$  des Anregungsimpulses. Durch diese Änderung der Präzessionsfrequenz verschiedener Gewebearten entstehen vermehrte Artefakte, die die Bildqualität ebenso negativ beeinflussen können.

Die Erhöhung der Feldstärke des äußeren Magnetfeldes bringt auch erhebliche Vorteile mit sich, da sich das empfangene Signal (engl.: signal=S) quadratisch zur Magnetfeldstärke verhält. Das heißt, durch die Verdopplung von 1,5 T auf 3,0 T kommt es zu einer Vervierfachung der Signalintensität. Im Gegensatz dazu ändert sich das Rauschen (engl.: noise=N) nur linear zur Magnetfeldstärke. Entsprechend der mathematischen Formel für den Signal-Rausch-Abstand  $SNR=S/N$  (engl.: signal-to-noise-ratio=SNR) ergibt sich aus der Erhöhung der Feldstärke ein höherer Wert für  $SNR^{61}$  und damit eine verbesserte Bildqualität.

Insgesamt zielen die 3,0 T MRT-Geräte auf eine detaillierte Darstellung der strukturellen und funktionellen Anatomie. Die bisherige Erfahrung hat gezeigt<sup>16,50,51</sup>, dass 3,0 T MRT-Messungen gerade bei NVK-Syndromen die Möglichkeit einer größeren diagnostischen Sicherheit bietet.

### **3.3 Medizinische Visualisierung und Bildverarbeitung**

Die Medizinische Bildverarbeitung zielt darauf ab, die mit den Verfahren der medizinischen Bildgebung (CT, MRT) erstellten Bilddaten zu analysieren, sie miteinander zu verbinden und anschaulich darzustellen, um die Diagnostik und die Therapie zu unterstützen. Die Entwicklung in der medizinischen Bildverarbeitung wurde wesentlich durch zwei Aspekte vorangetrieben. Einerseits ermöglichte die Einführung der tomographischen Bildgebungstechniken von jedem Patienten eine große Anzahl überlagerungsfreier Schichtaufnahmen des Körperinneren zu erstellen. Andererseits waren ab Mitte der 1980er Jahre zunehmend mehr Computer verfügbar, die insbesondere als „personal computer“ (engl.) universell einsetzbar waren. Wichtige erste Meilensteine für die Bildverarbeitung bilden

die Arbeiten von Michael W. Vannier (1984) und Karl Heinz Höhne (1986) in denen erstmals über die dreidimensionale Darstellung auf Basis zweidimensionale Schnittbilder berichtet wurde.

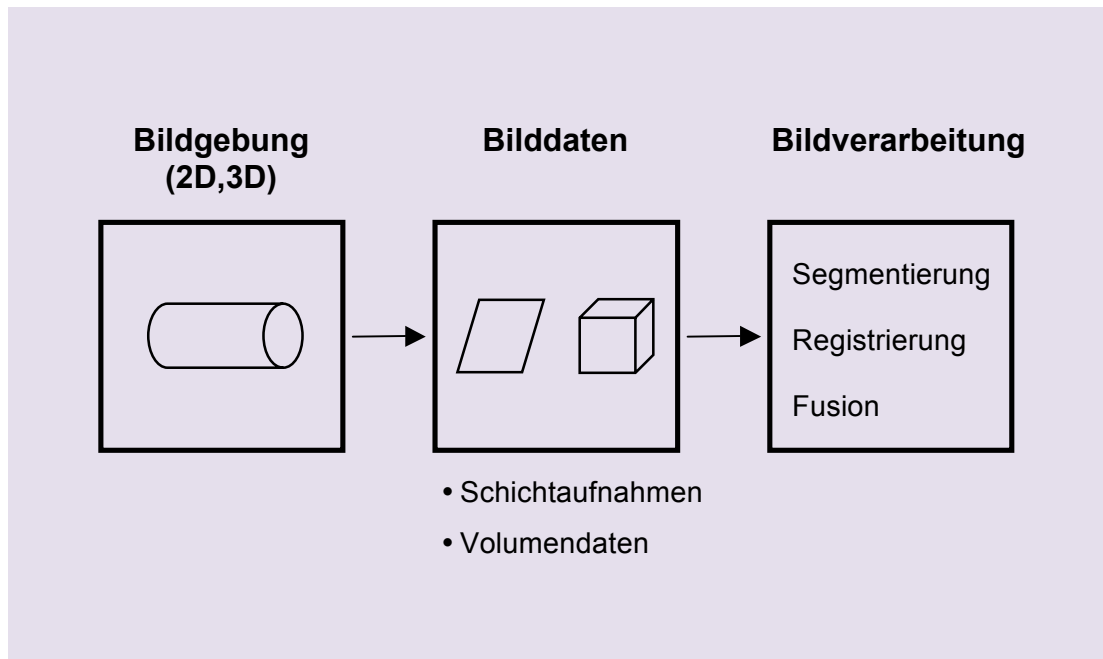


Abbildung 13: Die notwendigen Schritte für die medizinische Visualisierung. Durch die angewendeten Protokolle der Bildgebung entstehen Volumendaten, die im letzten Schritt mittels der medizinischen Bildverarbeitung visuell auf dem Bildschirm dargestellt werden.

Um für die medizinische Anwendung eine tomographische Schichtaufnahme visuell darzustellen sind die folgenden Prozessschritte<sup>60</sup> erforderlich (vgl. Abbildung 13)<sup>60</sup>. Im ersten Schritt erfolgt die Bildgebung, indem durch den Einsatz verschiedener Aufnahmeprotokolle die Bilddaten gemessen werden. Die Aufnahmeprotokolle enthalten alle eingestellten Parameter, wie beispielsweise Pixelgröße, Schichtdicke, TR, TE usw., um das Aufnahmegerät über Software anzusteuern. Als Ergebnis der physikalischen Messung wird jedem Voxel über die Ortskodierung (vgl. Kap. 2.2.2) ein Messwert in Form eines Skalars, Vektors oder Tensors zugewiesen.

Im zweiten Schritt werden die Bilddaten genauer betrachtet, die in der Bildgebung gemessen wurden. Dabei handelt es sich in der Tomographie um räumlich aufeinanderfolgende Schichten, die Schnittbilder genannt werden und aus einer Matrix von Voxeln bestehen. Typische Größen der Matrix sind

256 x 256 Voxel sowie 512 x 512 Voxel in der x- und y-Richtung. Werden die aufeinanderfolgenden Schichten zusammengefasst, entsteht daraus ein Volumen.

Im dritten Schritt werden die Bilddaten mit Hilfe von Methoden der Bildverarbeitung auf dem Bildschirm visuell dargestellt. Im Falle einer einzelnen Schichtaufnahme werden die Werte der Voxel jeweils auf eine Farbe abgebildet (Grauwert), und es entsteht auf dem Bildschirm eine zweidimensionale Darstellung (2D-Visualisierung). Im Falle der Volumendaten werden die Werte der Voxel jeweils auf eine Farbe und zusätzlich auf einen Opazitätswert abgebildet, wodurch sich mit den Methoden der Volumenvisualisierung eine semitransparente räumliche Darstellung erstellen lässt (3D-Visualisierung). Um eine verbesserte Darstellung zu erreichen, kann es erforderlich sein, für die Visualisierung einzelner Strukturen mit Methoden der Segmentierung voneinander zu separieren. Außerdem können mit Hilfe der Registrierung unterschiedliche Bilddaten miteinander fusioniert werden.

### **3.3.1 Volumenvisualisierung**

Die Volumenvisualisierung ist ein Teilgebiet der grafischen Datenverarbeitung, die sich mit Verfahren befasst, wie aus 3D Bilddaten (wie z.B. CT- oder MRT-Bilddaten), 3D Bilder erzeugt werden können<sup>21</sup>. Diese Darstellung erfolgt je nach Vorgang abhängig von den Datenwerten der Voxel, wie Farbe und Opazität.

Ergänzend zur 2D-Visualisierung von Schnittbildern ist es das Ziel der Volumenvisualisierung, eine detaillierte 3D-Visualisierung der Strukturen eines Volumendatensatzes zu erstellen<sup>21,59</sup>. Hierfür stehen prinzipiell zwei methodische Ansätze zur Verfügung – die direkte Volumenvisualisierung und die indirekte Volumenvisualisierung<sup>23</sup>. Die beiden Verfahren unterscheiden sich in der Art, wie die Bilddaten auf dem Computermonitor dargestellt werden. Bei der indirekten Volumenvisualisierung wird in den Volumendaten die Oberfläche einer anatomischen Struktur (z.B. Leber oder Kleinhirn)

extrahiert und anschließend durch ein Netz aus grafischen Primitiven (meist Dreiecke) repräsentiert. Dieses polygonale Model wird mit Standardverfahren der grafischen Datenverarbeitung gerendert, das heißt entsprechend der visuellen Attribute, wie Farbe und Beleuchtung auf dem Bildschirm dargestellt. Da die ursprünglichen Bilddaten in eine andere Repräsentation überführt werden, wird von indirekter Visualisierung gesprochen. Demgegenüber werden bei der direkten Volumenvisualisierung die Voxel als ursprüngliche Primitive der Bilddaten für den Prozess der Visualisierung verwendet<sup>4</sup>.

Das Verfahren der direkten Volumenvisualisierung lässt sich anschaulich mit dem in Abbildung 14 gezeigten Model erläutern. Ausgehend vom Blickpunkt wird ein gedachter Sehstrahl nacheinander durch jeden Pixel des Bildschirms berechnet. Schneidet der jeweilige Sehstrahl das Volumen, werden die Werte aller getroffenen Voxel aufintegriert und dem zugehörigen Pixel in der Bildebene zugewiesen. Für die Berechnung des Integrals eines Sehstrahls gibt es unterschiedliche Vorgehensweisen, die für bestimmte medizinischen Bilddaten und medizinischen Fragestellung mehr oder weniger gut geeignet sind. Unterschieden werden die folgenden drei Strategien:

- „Maximum Intensity Projektion“ (MIP),
- „Surface Shaded Display“ (SSD)
- „Direct Volume Rendering“ (dVR).

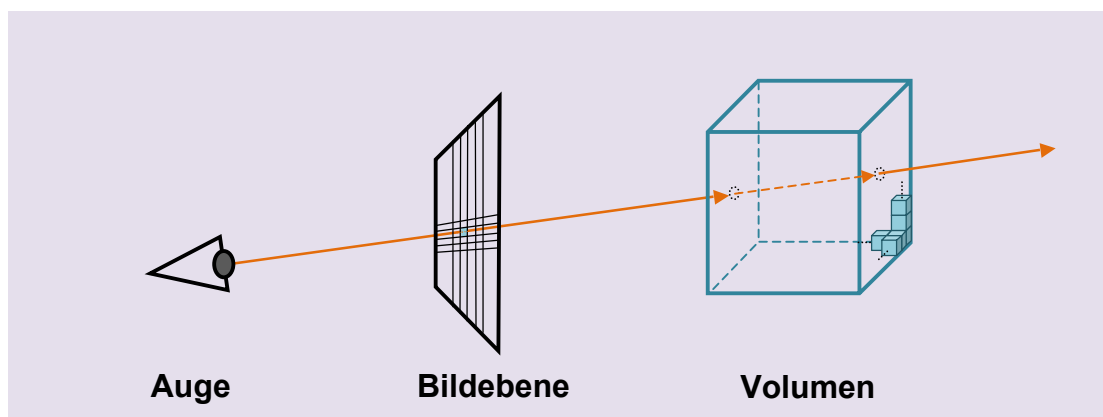


Abbildung 14: Ausgehend vom Blickpunkt läuft ein gedachter Sehstrahl durch jeden Pixel in der Bildebene und schneidet das Volumen. Abhängig von der gewählten Methode der direkten Volumenvisualisierung werden die Datenwerte im Volumen aufintegriert und das Ergebnis im jeweiligen Pixel der Bildebene dargestellt.

Beim MIP Verfahren wird entlang jedes Sehstrahls nach dem Voxel mit der maximalen Intensität gesucht und der zugehörige Datenwert wird dem Pixel in der Bildebene zugeordnet. Dieses Vorgehen ist besonders geeignet für angiografische Bilddaten (z.B. CTA, MRA), da die darin enthaltenen Gefäßstrukturen im Vergleich zu den umgebenden Strukturen durch sehr hohe Datenwerte repräsentiert sind. Nachteilig ist die fehlende Tiefeninformation der entstehenden 3D-Visualisierungen. Eine beispielhafte MIP-Visualisierung zeigt Abbildung 15(a).

Im Rahmen des SSD-Verfahrens wird zu Beginn der Datenwert bestimmt, den der Rand einer anatomischen Struktur besitzt. Dieser Datenwert wird als sogenannter Schwellenwert (Isowert) festgelegt. Während des Visualisierungsprozesses wird auf jedem Sehstrahl überprüft, ob ein Voxel mit dem definierten Schwellenwert getroffen wird. Wenn dies der Fall ist, wird der erste gefundene Voxel im zugehörigen Pixel in der Bildebene abgebildet. Vorteilhaft ist dieser Ansatz, wenn anatomische Strukturen durch einen einheitlichen Datenwert begrenzt werden. Dies ist insbesondere im Rahmen der Gewebeklassen der Hounsfield-Skala in CT-Daten der Fall. Eine beispielhafte SSD-Visualisierung zeigt Abbildung 15(b).

Beim dVR-Verfahren werden alle Datenwerte entlang eines Sehstrahls berücksichtigt und abhängig von ihrer jeweils zugewiesenen Farbe und Opazität aufsummiert. Als Ergebnis entstehen semitransparente 3D-Visualisierungen, die entsprechend den zugewiesenen Opazitätswerten manche Strukturen opaker und andere Strukturen semitransparenter erscheinen lassen. Dieses Vorgehen ist insbesondere für komplexe Bilddaten geeignet, wie beispielweise MRT-Daten in Verbindung mit Gehirntumoren oder NVK-Syndromen. Die Zuweisung der Farb- und Opazitätswerte erfolgt mit jeweils einer Transferfunktion<sup>5,9,58</sup>, wie in Abbildung 16 beispielhaft gezeigt wird. Hierdurch entsteht eine visuelle Separierung der anatomischen Strukturen, die auch implizite Segmentierung genannt wird. Da sie vor allem von der geschickten Zuweisung der Opazitätswerte abhängig ist. Eine beispielhafte dVR-Visualisierung zeigt Abbildung 15(c).

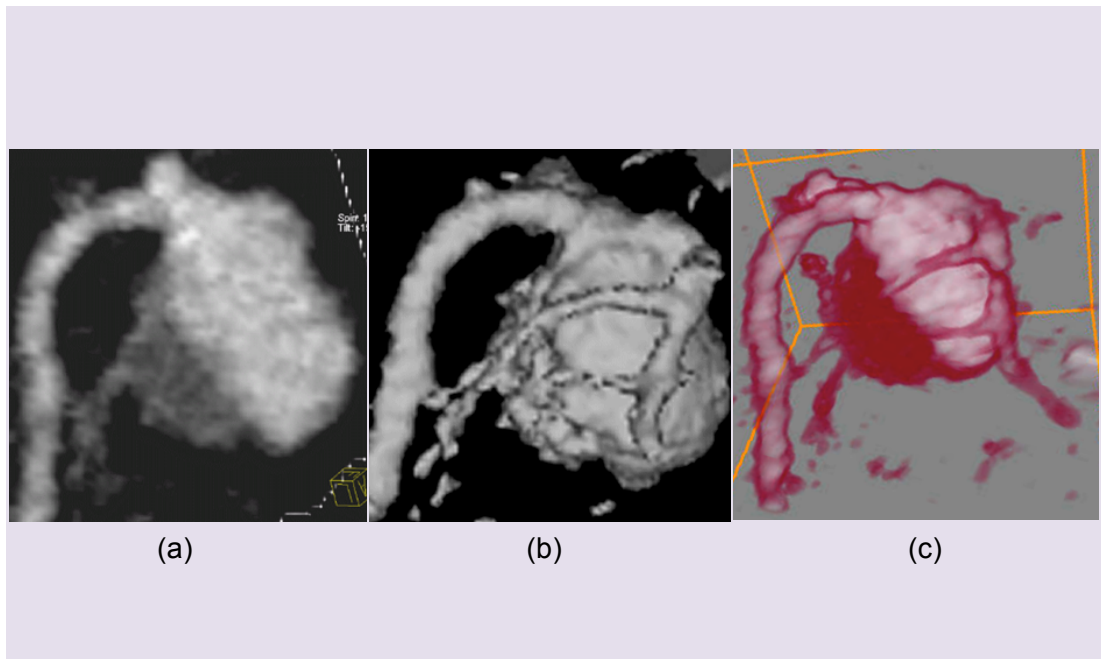


Abbildung 15: Die drei Methoden der direkten Volumenvisualisierung. (a) MIP, (b) SSD und (c) dVR (Bilder entnommen aus „Computerassistierte Chirurgie“, P.M. Schlag, S. Eulenstein, T. Lange (Hrsg.), 2011).

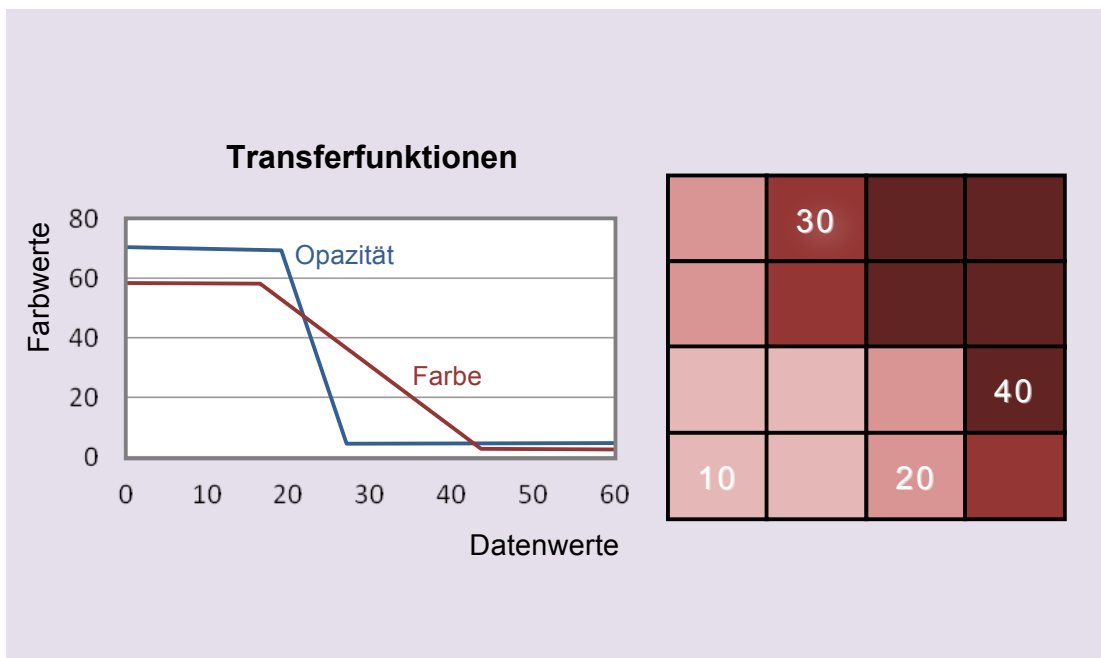


Abbildung 16: Anhand der Transferfunktion wird jedem Datenwert der x Achse ein bestimmter Farbwert und Opazitätswert der y Achse zugeordnet. Entsprechend der Intensität der Farbe und Opazität werden alle Voxel auf dem endgültigen Bild dargestellt.

### 3.3.2 Weiterführende Verarbeitung

Abhängig von der Komplexität der Bilddaten und der klinischen Fragestellung werden zur weiteren Verbesserung der visuellen 2D- und 3D-Darstellungen zusätzliche Verarbeitungsschritte vor der Visualisierung eingesetzt. Diese Methoden haben zum Ziel, anatomische und funktionelle Strukturen im Rahmen von Segmentierung voneinander zu separieren sowie Bilddaten unterschiedlicher Aufnahmeprotokolle über Registrierung und Fusion miteinander zu verknüpfen.

**Segmentierung:** Bei der Verarbeitung medizinischer Bilddaten ist es in vielen Fällen unerlässlich, die genaue räumliche Lage und Größe anatomischer Strukturen zu kennen. Bei der Entfernung eines Tumors im Gehirn ist es beispielsweise wichtig, wo sich funktionell wichtige Areale und Blutgefäße in Relation zum Tumor und zum umliegenden Gewebe befinden. Dazu ist es das Ziel der Segmentierung jeden Voxel explizit zu markieren und der entsprechenden anatomischen Struktur zuzuweisen. Die Methoden zur Segmentierung lassen sich in 4 Gruppen einteilen: pixelbasierte, regionenbasierte, konturbasierte, modelbasierte Verfahren<sup>32</sup>.

Beim pixelbasierten Verfahren wird entweder jedes Voxel einzeln oder alle Voxel mit einem Wert größer einem vordefinierten Schwellenwert betrachtet. Demgegenüber berücksichtigt das regionenbasierte Verfahren die regionalen Zusammenhänge von Voxeln. Hierzu werden ausgehend von einem benutzerdefinierten Startpunkt innerhalb der Zielstruktur alle Voxel miteinander verbunden, die einen Voxelwert größer einem vordefinierten Schwellenwert haben und miteinander benachbart sind. Zu den Vertretern dieser Methode gehören das „Region-Growing“ und das „Volume Growing“<sup>19</sup>. Im Rahmen konturbasierter Verfahren wird nach Kanten oder Übergänge zwischen anatomischen Strukturen gesucht. Hierzu wird die Kante entweder rein manuell markiert oder mit Methoden, wie den Intelligenten Scheren, ausgehend von einem Startpunkt semiautomatisch angepasst (*Intelligent Scissors for Image Composition*, 1995, Mortensen; *Interactive Segmentation of medical images based on intelligent Scissors*, 1997, Vilanova). Alternativ gibt es vollautomatische Verfahren, wie aktive Konturen oder Level Sets.

Bei modelbasierten Verfahren wird ein statistisches Modell verwendet, das die gewünschte anatomische Struktur automatisch segmentiert. Eine Voraussetzung hierfür ist das zugrunde liegende statistische Modell, welches auf Basis einer großen Anzahl an Trainingsdaten erstellt wurde. Beispiele für diesen Ansatz sind „Atlas-Matching“ oder „Point-Distribution-Models“.

In der klinischen Anwendung ist es wünschenswert, für die computergestützte Segmentierung eine vollautomatische Unterstützung durch Software zu haben. Aufgrund geräteabhängiger Inhomogenitäten, vielfältiger Rauscheffekte in den Bilddaten sowie patientenabhängigen Artefakten (z.B. durch Bewegung) ist ein global einsetzbares, allgemeingültiges automatisches Segmentierungsverfahren aktuell nahezu unrealistisch. Als praktikabler Ansatz erscheint es sinnvoll, individuelle Lösungen zu entwickeln, die auf sehr konkrete Problemstellungen eingeschränkt sind. Dadurch ist in vielen Fällen zumindest eine hilfreiche semiautomatische Unterstützung des Segmentierungsprozesses möglich.

**Registrierung:** Im Rahmen der klinischen Untersuchung werden häufig für einen Patienten mehrere Aufnahmen zeitlich versetzt oder mit unterschiedlichen Modalitäten erstellt, um eine Fragestellung optimal klären zu können. Beispielsweise gibt es bei Gehirntumoren die Notwendigkeit strukturelle und funktionelle Aufnahmen oder bei vaskulären Erkrankungen Bilddaten über das Weichgewebe und über die Gefäßsituation zu haben. In diesen Fällen ermöglicht die Registrierung<sup>21</sup> die Berechnung einer Transformation, mit der einer der beiden Datensätze auf den anderen abgebildet wird. Als Ergebnis kommen korrespondierende Strukturen örtlich korrekt aufeinander zu liegen, d.h. Gefäße liegen beispielsweise in räumlich richtiger Relation zu Nervenstrukturen. In Verbindung mit anderen Modulen der Bildverarbeitung benötigt die Registrierung häufig eine explizite Segmentierung korrespondierender Strukturen in den beiden Datensätzen. Nach Berechnung der Transformation und anschließender Fusion der registrierten Datensätze entsteht ein optimierter Datensatz, der wiederum den Input für die abschließende 2D- oder 3D-Visualisierung bildet.

Anschaulich ermöglicht die Registrierung die gemeinsame Darstellung verschiedener Aufnahmen eines Patienten, die z.B. zu unterschiedlichen



Zeitpunkten aufgenommen wurden. Diese Aufnahmen können entweder unterschiedliche oder gleiche Modalität haben – es kann z.B. eine CT- und eine MRT-Aufnahme sein oder sich um unterschiedliche MR-Aufnahmen handeln, wie z.B. MRT-CISS (Constructive Interference in Steady State)<sup>45,48,57</sup> und MRA-TOF (Time Of Flight)<sup>44</sup>. Ziel der Registrierung ist es, aus den unterschiedlichen Koordinatensystemen der beiden Aufnahmen ein gemeinsames Koordinatensystem zu bilden. Dazu wird die eine Aufnahme als Referenzbild und die andere als bewegtes Bild definiert. Hierfür müssen zuvor in beiden Aufnahmen sogenannte korrespondierende Orte festgelegt werden, die als Referenzpunkte gelten. Im Anschluss an die in Software automatisch ablaufende Registrierung erfolgt die Reformatierung, bei der das bewegte Bild durch Interpolation die gleichen Gitterpositionen, wie das Referenzbild erhält (vgl. Abbildung 17). Zum Schluss werden die Aufnahmen über die Fusion in einem Datensatz kombiniert.

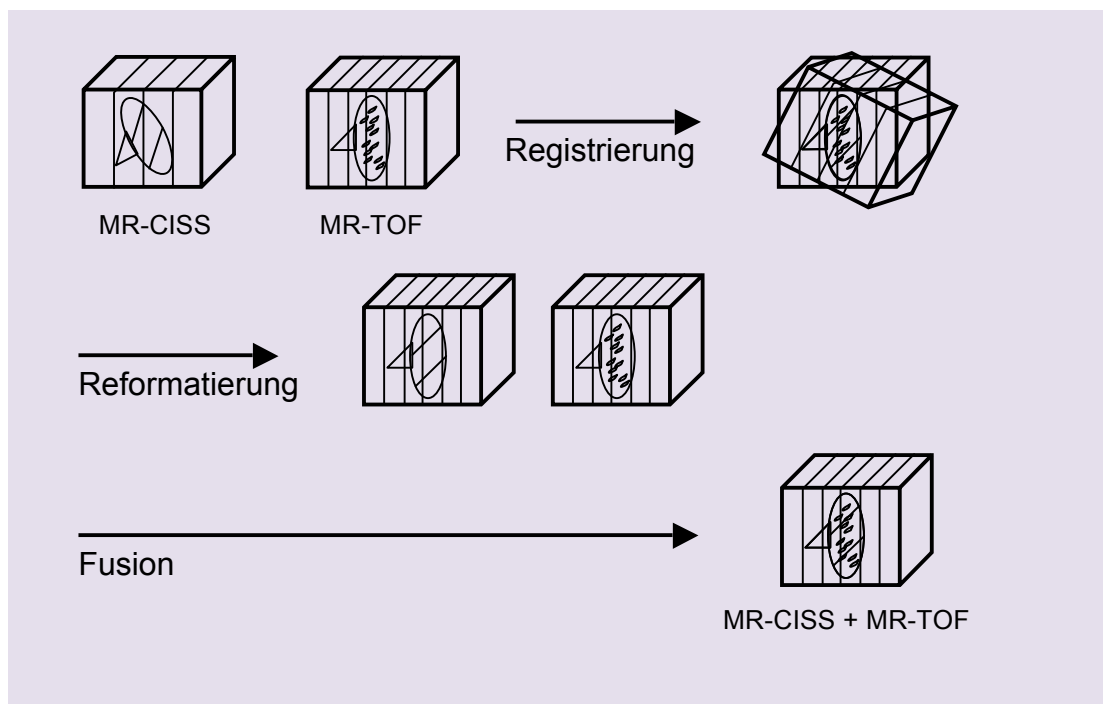


Abbildung 17: Prozess der Registrierung und Fusion – zwei Bilder unterschiedlicher Orientierung werden über die Registrierung optimal aufeinander aufgebracht. Über die Reformatierung erhalten beide Bilder identische Gitterpositionen, sodass abschließend in der Fusion die Datenwerte kombiniert werden können.

**Fusion:** Nach der Registrierung und der Reformatierung liegen zwei Datensätze mit identischer Anzahl und Größe der Voxel vor. Auf Grund der direkten Übereinstimmung von jeweils zwei Voxeln in den beiden Datensätzen können die beiden Aufnahmen fusioniert werden. Das Ergebnis des gesamten Prozesses ist am Ende eine einzige Aufnahme die alle Informationen beider ursprünglicher Aufnahmen enthält (siehe Abbildung 17).

### **3.4 Visualisierung und neurovaskuläre Kompressionssyndrome**

Die Anwendung unterschiedlicher Protokolle in der Kernspintomographie ermöglicht die verbesserte Darstellung hirnstammnaher anatomischer Strukturen, die bei NVK-Syndromen von besonderem Interesse sind. Initial wurden vor allem Sequenzen, wie MRT-CISS bei 1,5 T angewendet. Hierbei haben sich Naraghi et al<sup>44</sup> sowie Tanrikulu et al<sup>57</sup> darauf konzentriert, die anatomischen Verhältnisse der NVK-Syndrome dreidimensional zu visualisieren. In diesem Zusammenhang haben u.a. Selcuk et al<sup>50</sup> die Trigeminalneuralgie mit 3D-Darstellungen analysiert. Die von Hastreiter et al<sup>22,51</sup> vorgestellte Methode zur Fusion multimodaler MR-Bilddaten wurde von Dodenhöft<sup>11</sup> in Verbindung mit 1,5 T Daten verwendet. In der anschließenden Phase wurden zunehmend Aufnahmen bei 3,0 T eingesetzt. Aus radiologischer Sicht haben sich Garcia et al<sup>16</sup>, sowie Haltaufderheide et al<sup>20</sup> mit den unterschiedlichen Darstellungen von Hirnnerven im Bereich des Hirnstamms bei 1,5 und 3,0 T befasst.

In dieser Arbeit werden erstmals die Unterschiede der Bildverarbeitung und 3D-Visualisierung bei der virtuell räumlichen Darstellung von NVK-Syndromen auf Basis von 1,5 und 3 T Daten behandelt.

## 4 Material und Methoden

### 4.1 Datenerhebung

Für diese Studie wurden 25 Patienten mit NVK-Syndromen untersucht: Spasmus Hemifazialis (n=5), Glossopharyngeusneuralgie (n=1) und Trigemini-neuralgie (n=19). Alle Patienten wurden im Zeitraum 2007-2010 in der Neurochirurgischen Klinik des Universitätsklinikums Erlangen Nürnberg untersucht und es wurden jeweils MRT Daten bei 1,5 und 3,0 T mit CISS<sup>50</sup> und TOF Protokoll erstellt<sup>51</sup>. Die Parameter der angewendeten MR-Sequenzen sind in der Tabelle 2 aufgelistet.

MRT-PARAMETER	MRT-CISS	MRT-TOF
<b>Repetitionszeit TR</b>	12,2 msec	40 msec
<b>Echozeit TE</b>	5,9 msec	7,15 msec
<b>Schichtdicke</b>	0,4 mm	0,4 mm
<b>Anzahl der Schichten</b>	96	96
<b>FOV-Wert</b>	200 mm	230 mm
<b>Flipwinkel</b>	70°	45°
<b>Akquisitionszeit</b>	5 min	5,48 min
<b>Matrix Voxelgröße</b>	512 x 512 x 64 Voxel 0,39 x 0,39 x 0,7 mm <sup>3</sup>	512 x 512 x 96 Voxel 0,39 x 0,39 x 0,7 mm <sup>3</sup>
<b>Matrix Voxelgröße</b>	512 x 512 x 96 Voxel 0,4 mm <sup>3</sup>	512 x 512 x 96 Voxel 0,4 mm <sup>3</sup>

Tabelle 2: Parameter der verwendeten MRT- Sequenzen

## 4.2 Datenverarbeitung

Die Bearbeitung aller MRT Daten (MR-CISS und MR-TOF) erfolgte mit der Software „Medalyvis“, die am Lehrstuhl für Grafische Datenverarbeitung und am Neurozentrum der Neurochirurgischen Klinik der Universität Erlangen-Nürnberg von Hastreiter et al entwickelt wurde<sup>11,22,44</sup>. Das Programm bietet verschiedene Funktionen an, wie die Segmentierung mit verschiedenen manuellen und semiautomatischen Methoden, die automatische Registrierung und Fusion mono- und multimodaler Bilddaten sowie die 2D- und 3D-Visualisierung tomographischer Aufnahmen. Einen Überblick über das Navigations- und Darstellungsmenü zeigt Abbildung 18.



Abbildung 18: Medalyvis beim Starten des Programms. In der linken Spalte der Bedienoberfläche befinden sich alle Funktionen für die Segmentierung, Registrierung und Visualisierung. Der rechte Bereich dient der Darstellung und Bearbeitung der medizinischen Bilddaten. Im Beispiel ist ein MRT-CISS Datensatz mit 2D-Visualisierung der axialen, koronalen und sagittalen Schnittebenen gezeigt.

Segmentierung der MRT-CISS Daten: Nach dem Laden eines MRT-CISS Datensatzes wurden schrittweise die neurovaskulären Strukturen im Bereich des Kleinhirnbrückenwinkels segmentiert. Dabei wurde die sogenannte CISS Maske gebildet, die die Segmentierungsinformation jedes Voxels enthält. Im ersten Schritt wurde mit der punktbasierten Methode „Volume Growing“ der Liquorraum explizit segmentiert. Ein oberer und ein unterer Schwellenwert dienten zur Begrenzung des zu berücksichtigenden Intensitätsbereichs. Zusätzlich wurden im Liquorraum beliebige Punkte mit der Maus festgelegt, die im definierten Intensitätsbereich lagen und als Startpunkte für den „Growing“-Prozess dienten. Ergänzend wurde eine Bounding Box verwendet, um den zu berücksichtigenden Bereich einzuschränken. Am Ende wurde der Liquorraum in den Schnittbildern mit grüner Markierung dargestellt (siehe Abbildung 19). In weiteren Schritten erfolgte die explizite Segmentierung der Gefäße, der Hirnnerven und des Hirnstamms entsprechend früherer Arbeiten der Arbeitsgruppe<sup>11,44,48</sup>. Hierfür wurden die zugehörigen Voxel manuell markiert und in den Farben Grün (Gefäße), magenta (Nerven) und cyan (Hirnstamm) kodiert (siehe Abbildung 20) und die zugehörige CISS Maske abgespeichert. Zusätzlich wurde der relevante Volumenbereich mit einer Bounding Box ausgeschnitten (Abbildung 21) und dreidimensional als Volumen dargestellt (Abbildung 22).

Um eine aussagekräftige 3D-Darstellung zu erzielen, wurde für jede anatomische Struktur eine Transferfunktion eingestellt. Analog zu den anatomischen Atlanten wurde für die Gefäße die Farbe Rot und für die Hirnnerven die Farbe Gelb verwendet. Der Hirnstamm erhielt eine graue Darstellung. Die restlichen Strukturen (als Hintergrund bezeichnet), die keine relevante Information für NVK-Syndrome liefern, wurden vollständig transparent gemacht. Abbildung 23 zeigt exemplarische Einstellungen der Transferfunktionen für die genannten anatomischen Strukturen.

Auf Basis der beschriebenen Einstellungen und direkter Volumenvisualisierung wurden die Segmentierungsergebnisse der MRT-CISS Daten visuell beurteilt (siehe Abbildung 24). Diese 3D-Visualisierung der segmentierten MRT-CISS Daten wird im weiteren Verlauf der Arbeit VISCISS genannt.



Abbildung 19: Segmentierung des Liquorraums eines MRT-CISS Datensatzes mit der Methode „Volume Growing“. Der relevante Liquorraum wurde mit einer Bounding Box (blaues Rechteck) abschnittsweise begrenzt. Der grün markierte Bereich zeigt das Ergebnis der Segmentierung

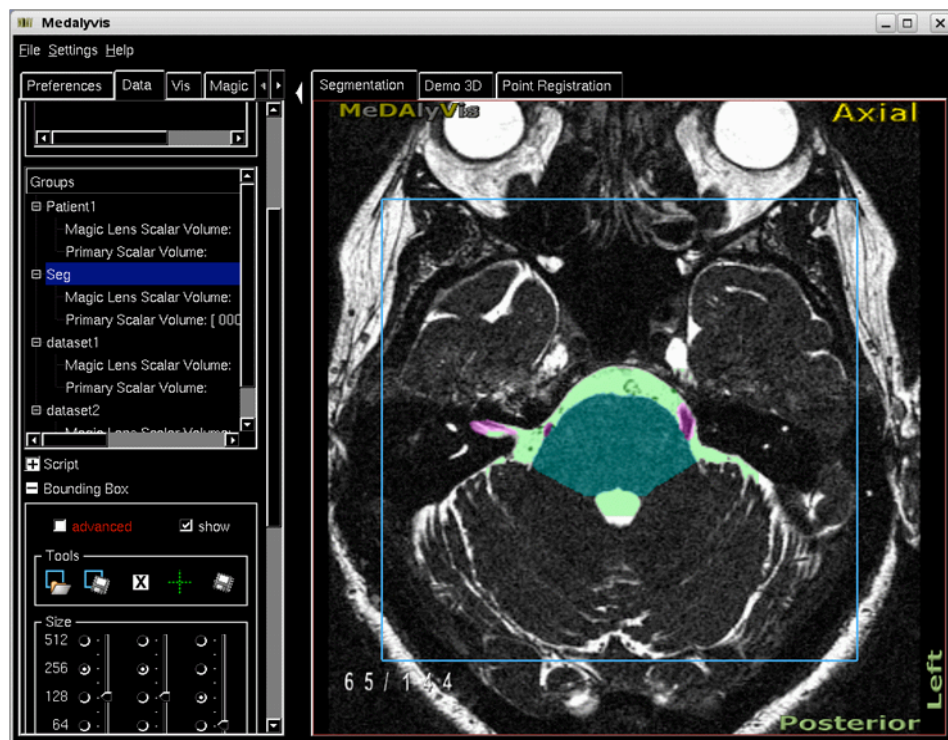


Abbildung 20: Explizite Segmentierung der relevanten anatomischen Strukturen: Liquorbereich inklusive Gefäße (grün), Hirnnerven (magenta), Hirnstamm (cyan).



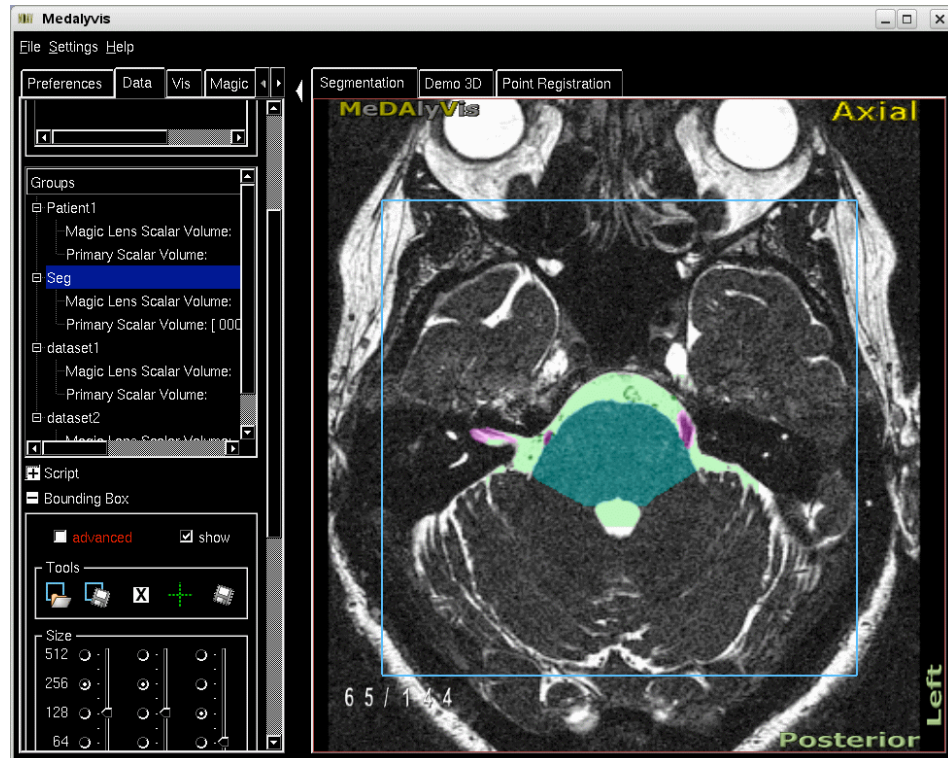


Abbildung 21: Abgrenzung des Volumens auf dem relevanten Bereich mit einer Bounding Box (blaues Rechteck)

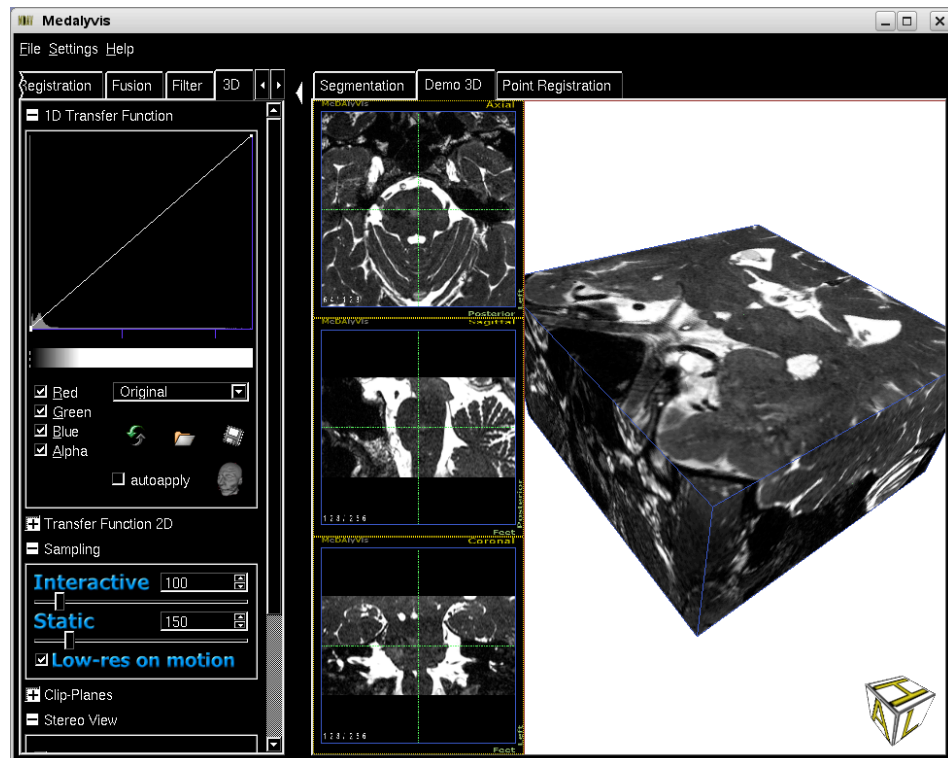


Abbildung 22: 3D-Darstellung des mit der Bounding-Box begrenzten Volumens

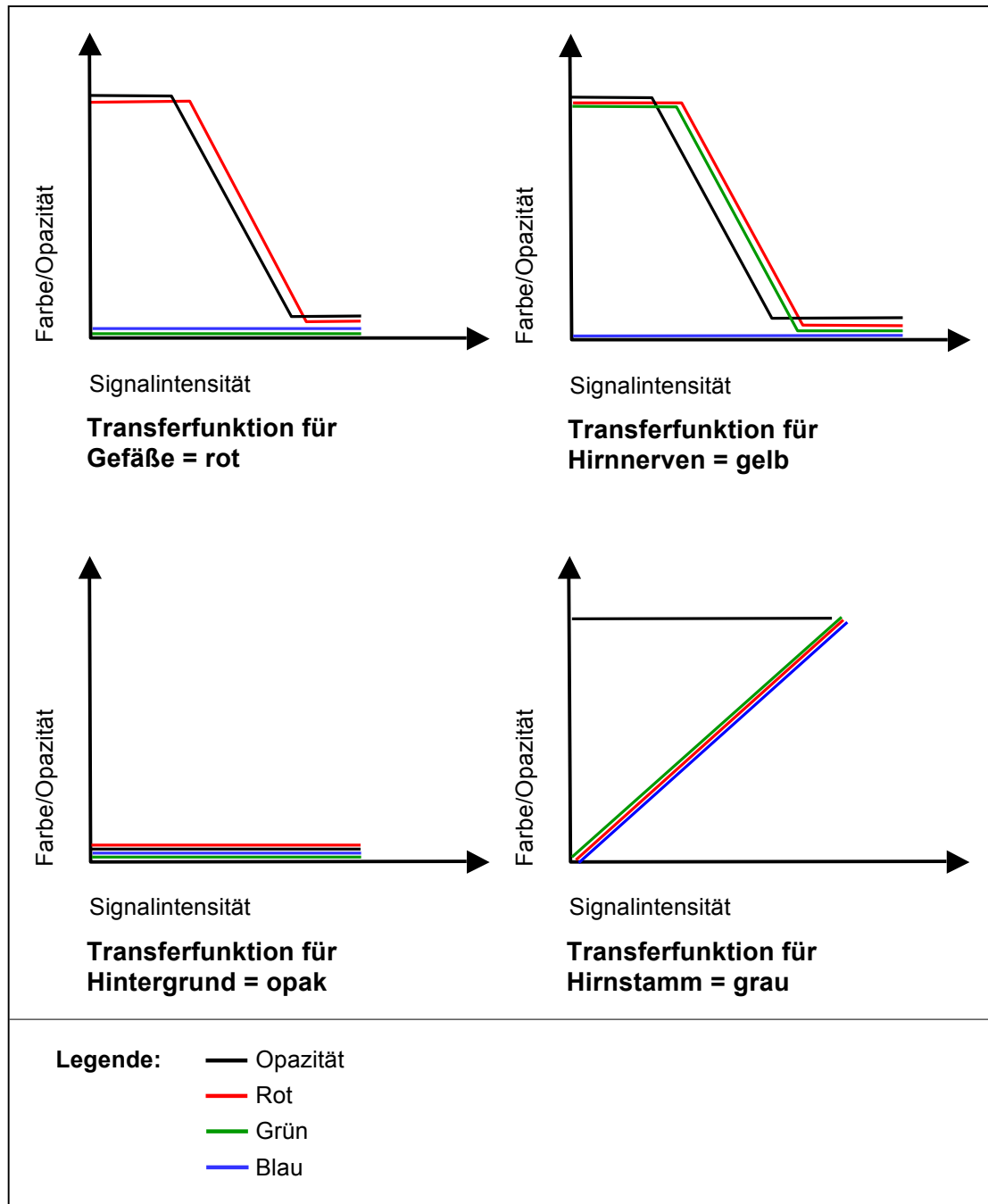


Abbildung 23: Exemplarische Transferfunktionen für die anatomischen Strukturen, die zur Beurteilung von NVK-Syndromen relevant sind: Gefäße wurden in Rot, Hirnnerven in Gelb und der Hirnstamm in grau dargestellt. Die restlichen Strukturen – als Hintergrund bezeichnet – wurden vollständig transparent gemacht. Alle Transferfunktionen wurden individuell für jeden Datensatz angepasst.



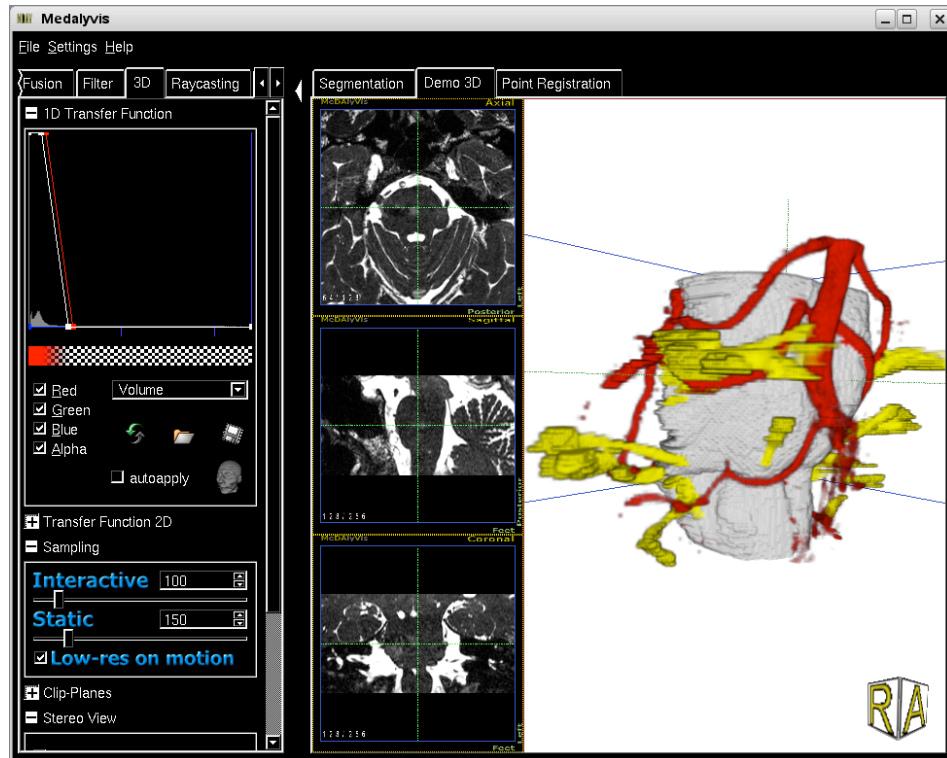


Abbildung 24: 3D-Darstellung der Segmentierungsergebnisse in den MRT-CISS Daten auf Basis der eingestellten Transferfunktionen und direkter Volumenvisualisierung (VISCIS)

Registrierung von MRT-CISS und MRT-TOF Daten: Nach dem Laden der Daten in das Registrierungsmodul von Medalyvis wurden in beiden Datensätzen korrespondierende Punkte gefunden und festgelegt (siehe Abbildung 25). Danach wurde die automatisch ablaufende Registrierung gestartet, die eine Transformation berechnet, um den MRT-TOF auf den MRT-CISS Datensatz abzubilden<sup>11,16,51</sup>. Der transformierte MRT-TOF Datensatz wurde abschließend abgespeichert und als TOFtoCISS bezeichnet.

Segmentierung der TOFtoCISS Daten: Um die TOFtoCISS Daten mit den MRT-CISS Daten im Rahmen der Fusion verbinden zu können, wurden die Gefäßstrukturen in den TOFtoCISS Daten explizit segmentiert (Abbildung 26). Hierfür wurde die Methode „Volume Growing“ verwendet und ein oberer und ein unterer Schwellenwert zur Begrenzung des zu berücksichtigenden Intensitätsbereichs definiert. Zusätzlich wurde mit der Maus in der A.Basilaris ein Startpunkt für den „Growing“-Prozess festgelegt.



Abbildung 25: Registrierungsmodul von Medalyvis mit geladenem MRT-CISS (oben) und MRT-TOF (unten) Datensatz, korrespondierende Punkte wurden manuell festgelegt, wobei die Software zwischen aktiven (kleine rote Kreise) und eingefroren (kleine gelbe Kreise) Punkte unterscheidet.

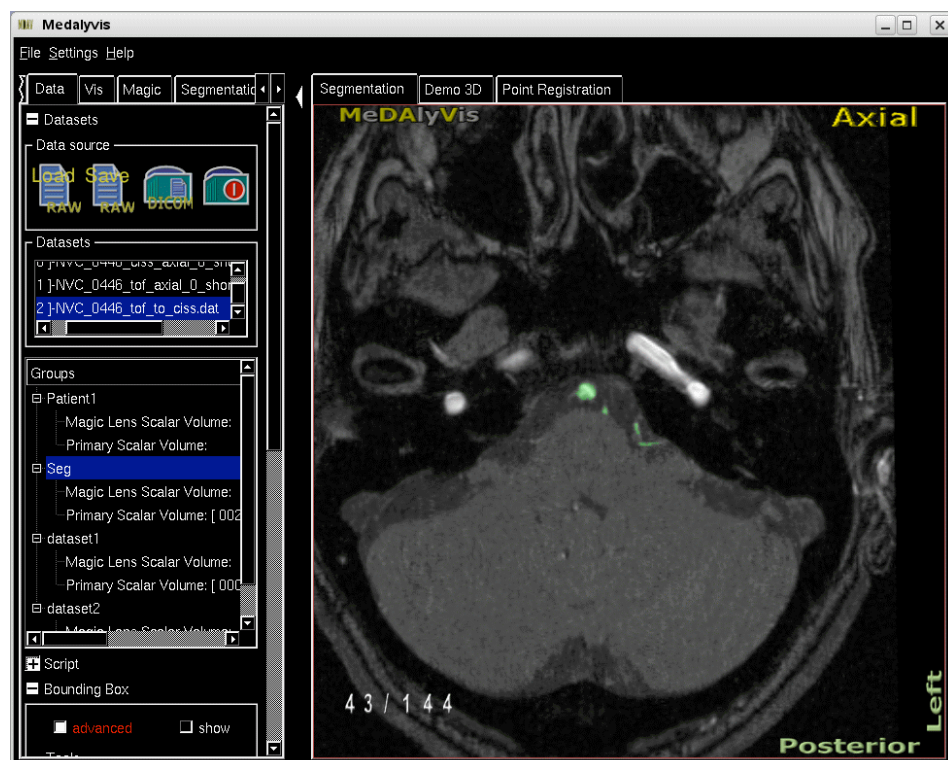


Abbildung 26: Markierung der Gefäße (grün) in den TOFtoCISS Daten im Bereich der Fossa posterior als Ergebnis der Segmentierung

Fusion von TOFtoCISS und MRT-CISS Daten: Auf Basis der vorausgehenden Registrierung und Segmentierung wurden die TOFtoCISS und MRT-CISS Daten miteinander fusioniert. Hierzu wurden in den TOFtoCISS Daten alle Voxel, die im Rahmen der Segmentierung als Gefäße markiert wurden, genommen und in die MRT-CISS Daten übertragen. Als Ergebnis entstand ein fusionierter Datensatz, der VISFUS genannt wird.

Manuelle Optimierung: Da in den Datensätzen verschiedene Artefakte und Rauscheffekte die Bildqualität einschränken, wurde ein zusätzlicher Verarbeitungsschritt verwendet, mit dem die Segmentierungen in den fusionierten Daten optimiert wurden. Im Hinblick auf eine optimale 3D-Darstellung wurden mit Hilfe eines manuellen Editors die Markierungen gezielt reduziert, indem die Segmentierungen in betroffenen Bereichen weggelassen wurden.

3D-Visualisierungen: Für jeden Patienten wurden sowohl 1,5 T als auch 3,0 T Daten mit direkter Volumenvisualisierung dreidimensional dargestellt. Ausgehend von den ursprünglichen Daten und den sich anschließenden Verarbeitungsschritten der Segmentierung, Registrierung und Optimierung wurden die in Tabelle 3 genannten und in Abbildung 27 exemplarisch gezeigten Visualisierungen für die Auswertung verwendet.

<b>3D-Visualisierungen</b>		<b>Beschreibung</b>
<b>1,5 T Daten</b>	<b>3,0 T Daten</b>	
VISCISS	VISCISS	Direkte Volumenvisualisierung der CISS Aufnahme
VISFUS	VISFUS	Direkte Volumenvisualisierung der fusionierten CISS und TOFtoCISS Daten
VISCISSOPT	VISCISSOPT	Direkte Volumenvisualisierung der CISS Aufnahme nach Optimierung der Segmentierung
VISFUSOPT	VISFUSOPT	Direkte Volumenvisualisierung der fusionierten CISS und TOFtoCISS Daten nach Optimierung der Segmentierung

Tabelle 3: Im Rahmen der Auswertung verwendete 3D-Visualisierungen

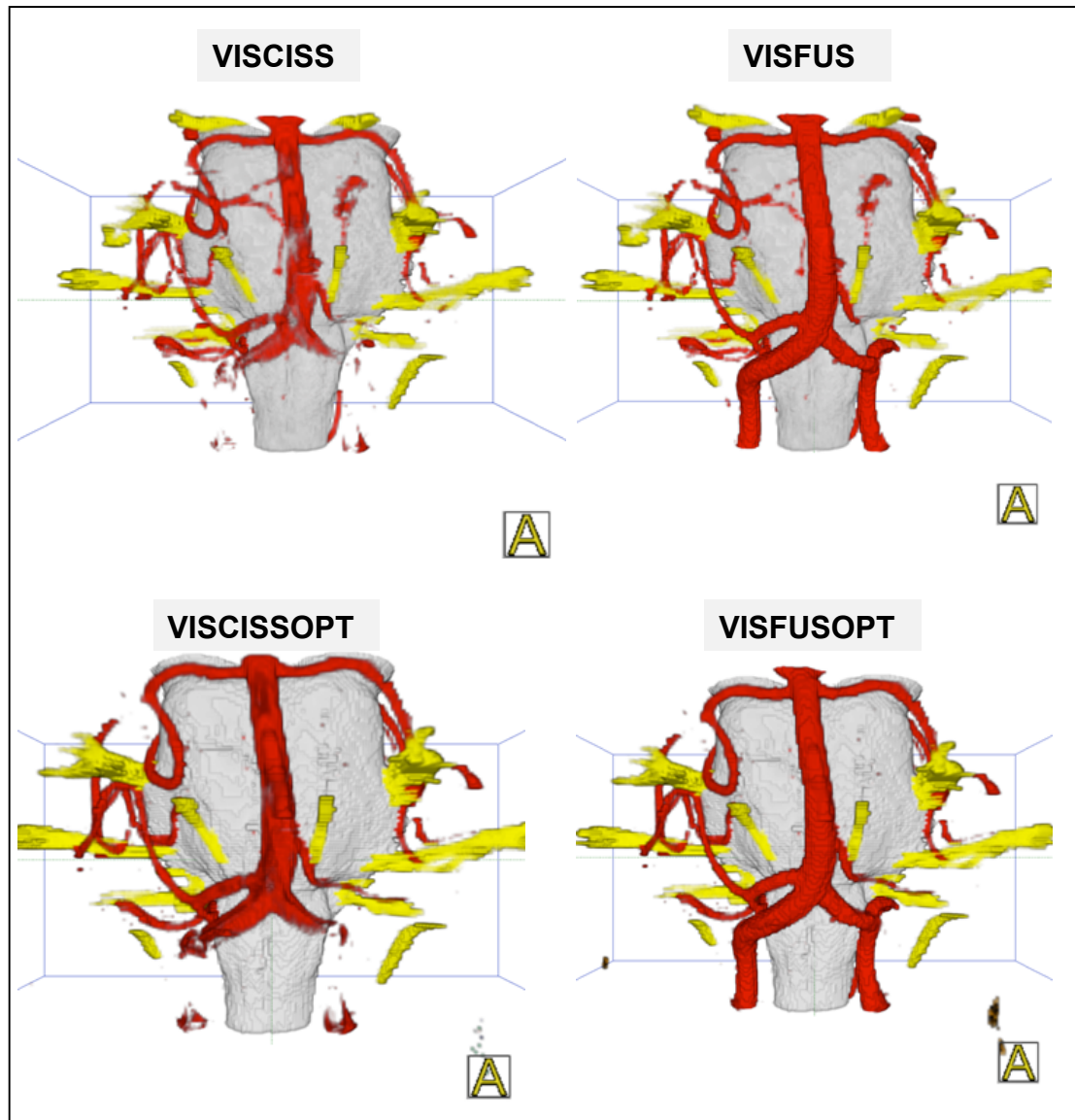


Abbildung 27: Die angewendeten 3D-Visualisierungen entsprechend der Tabelle 3 am Beispiel eines Patienten mit Trigeminusneuralgie auf der linken Seite

### 4.3 Evaluierung der Visualisierungsergebnisse

Im Rahmen der Auswertung wurden für jeden Patienten die in Tabelle 3 und Abbildung 27 genannten 3D-Visualisierungen bei 1,5 und 3,0 T evaluiert und miteinander verglichen. Bewertet wurden die Darstellungsqualität der neurovaskulären Kompression, mögliche Pulsations- und Flussartefakte in den Darstellungen und der notwendige Aufwand für die Bildverarbeitung im Hinblick auf eine qualitativ hochwertige 3D-Visualisierung.

Für die Evaluierung der neurovaskulären Kompression wurde ein bekanntes Scoring Schema<sup>11</sup> verwendet. Abhängig von der Darstellung des Gefäßes, welches die Pulsation verursacht, wurden Bewertungspunkte zwischen 0 und 5 entsprechend Tabelle 4 vergeben. Untersucht wurden sowohl große als auch kleine sowie hirnstammnahe Gefäße. Zu den großen Gefäßen gehören die A. Basilaris, die A. Vertebralis und die A. inferior posterior cerebelli (Pica) und zu den kleinen Gefäßen die A. inferior anterior cerebelli (Aica) und die A. superior cerebelli (Suca). Als hirnstammnahe Gefäße wurden vor allem Venen betrachtet. Es wurden die Minimum- und Maximumwerte, der Mittelwert, der Median und die Standardabweichung der vergebenen Bewertungspunkte evaluiert. Abbildung 28 zeigt ein Beispiel für die Vergabe der Punkte bei den Gefäßen.

Punkte	Bedeutung
0	Gefäß nicht visualisiert
1	Gefäß schlecht, schemenhaft dargestellt
2	Gefäß als solches erkennbar
3	Abgang des Gefäßes dargestellt
4	Entscheidende Gefäßbereiche dargestellt
5	Gefäß komplett dargestellt

Tabelle 4: Das verwendete Scoring Schema<sup>11</sup>

Ein weiterer Gegenstand der Untersuchungen war der Einfluss der Fluss- und Pulsationsartefakte auf die 3D-Visualisierung. Die Pulsationsartefakte sind auf Pulsationen in den Gefäßen zurückzuführen, während die Flussartefakte durch den Fluss vom Blut in den großen Gefäßen hervorgerufen werden. Die Abbildung 29 zeigt ein Beispiel für das Auftreten von Fluss- und Pulsationsartefakte.

Die während der Bildgebung auftretenden Artefakte beeinflussen einerseits die Bildqualität der originalen Schnittbilder und erschweren andererseits die gesamte Prozesskette der Bildverarbeitung im Hinblick auf die abschließende 3D-Visualisierung. In diesem Zusammenhang wurden für jeden Patienten zuerst alle in Tabelle 3 genannten 3D-Visualisierungen separat bei 1,5 und 3 T untersucht. Anschließend erfolgte der Vergleich aller in Tabelle 3 aufgeführten 3D-Visualisierungen zwischen 1,5 und 3 T.

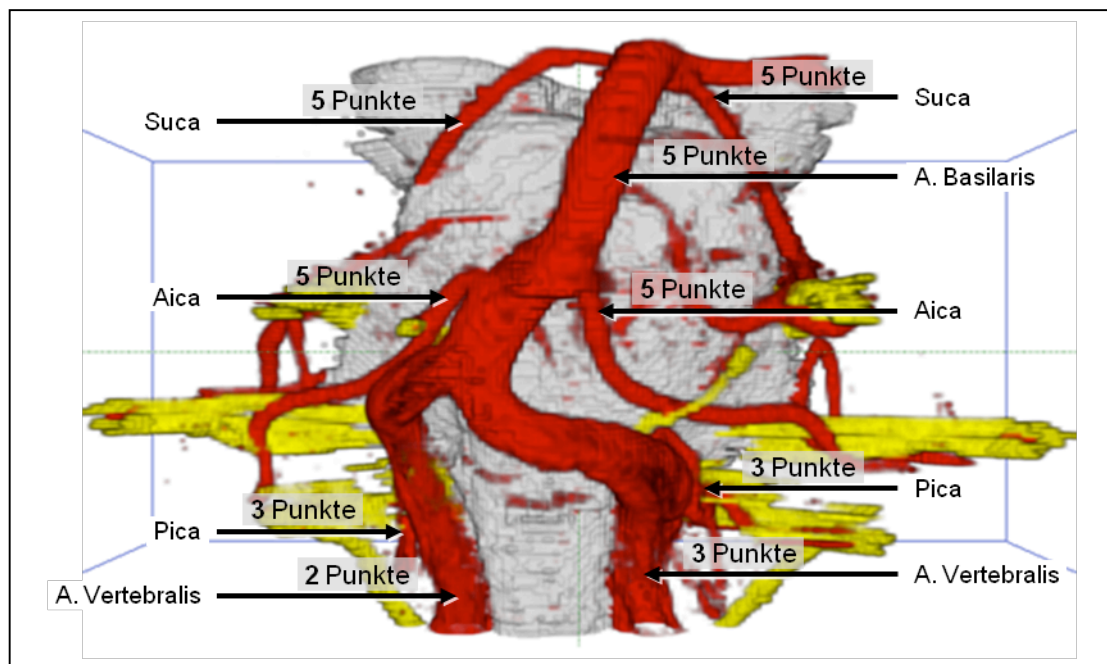


Abbildung 28: Punktevergabe auf Basis des Scoring Schemas in Tabelle 4 bei einem Patient mit Trigemineuralgie verursacht durch die Suca

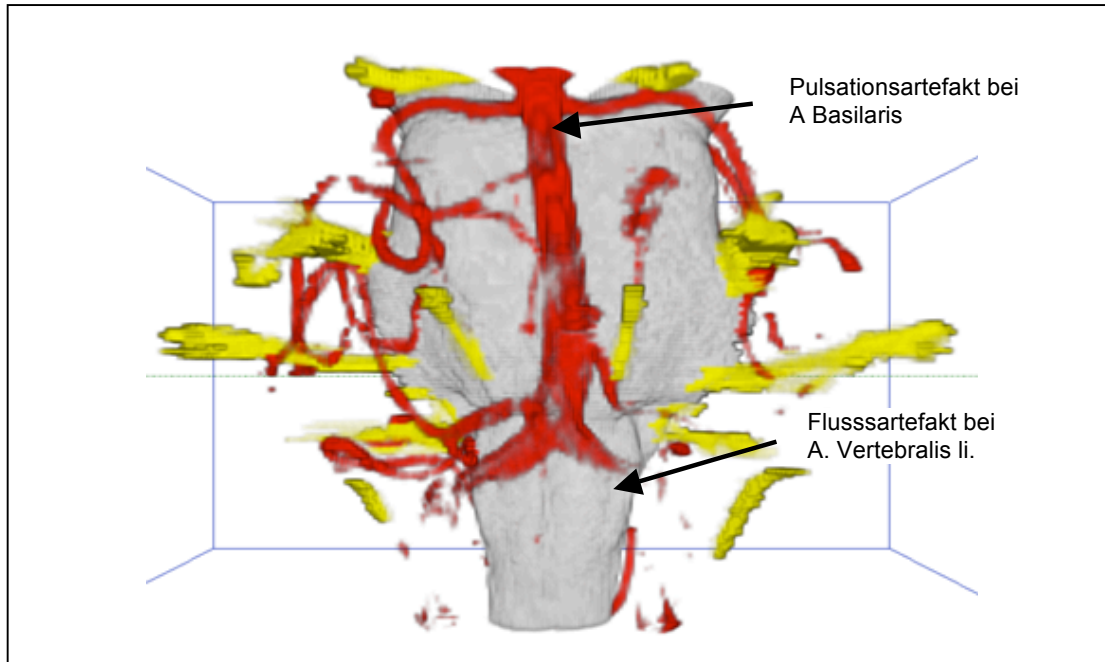


Abbildung 29: Pulsations- und Flussartefakte bei einem Patient mit Trigemiusneuralgie (identischer Patient wie in Abbildung 27)

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Auswertung 1,5 Tesla Daten

#### 5.1.1 Gefäßdarstellung bei den 1,5 Tesla Daten

Um die 3D-Visualisierung neurovaskulärer Kompressionssyndrome basierend auf Magnetresonanztomographie bei 1,5 T zu analysieren, wurden mehrere Vergleiche durchgeführt. Einerseits wurden die initialen und fusionierten (VISCISS-VISFUS) sowie die optimiert initialen und optimiert fusionierten (VISCISSOPT-VISFUSOPT) 3D-Visualisierung verglichen, um den Einfluss der Fusion zu analysieren. Andererseits erfolgte ein Vergleich zwischen initialen und optimiert initialen (VISCISS-VISCISSOPT) sowie zwischen fusionierten und optimiert fusionierten (VISFUS-VISFUSOPT) 3D-Visualisierungen, um die Auswirkung der Optimierung zu beschreiben. Auf Basis des Scoring Schemas der Tabelle 4 wurden alle Gefäße der Volumenvisualisierung mit Punkten entsprechend bewertet (siehe Tabelle 5, Tabelle 6, Tabelle 7 und Tabelle 8).

	n	m	$\theta$	Median	Minimum	Maximum
A.Basilaris	25	4,44	0,91	5	3	5
A.Vertebrealis re.	25	3,44	1,08	3	1	5
A.Vertebrealis li.	25	3,00	1,04	3	1	5
Pica re.	25	2,12	1,73	2	0	5
Pica li.	25	2,68	1,72	3	0	5
Aica re.	25	3,88	1,50	5	1	5
Aica li.	25	3,24	1,73	3	0	5
Suca re.	25	4,52	1,00	5	2	5
Suca li.	25	4,32	1,21	5	1	5

Tabelle 5: Bewertungspunkte bei den initialen Visualisierungen VISCISS bei 1,5 T („n“: Patientenzahl, „m“: Mittelwert, „ $\theta$ “: Standardabweichung)



	n	m	$\theta$	Median	Minimum	Maximum
A.Basilaris	25	4,76	0,87	5	1	5
A.Vertebrealis re.	25	4,68	0,94	5	1	5
A.Vertebrealis li.	25	4,68	0,94	5	1	5
Pica re.	25	3,08	1,91	3	0	5
Pica li.	25	3,76	1,94	5	0	5
Aica re.	25	3,60	1,87	5	0	5
Aica li.	25	4,24	1,45	5	1	5
Suca re.	25	4,68	0,90	5	2	5
Suca li.	25	4,68	0,90	5	2	5

Tabelle 6: Bewertungspunkte bei den fusionierten, nicht optimierten Visualisierungen VISFUS bei 1,5 T („n“: Patientenzahl, „m“: Mittelwert, „ $\theta$ “: Standardabweichung)

	n	m	$\theta$	Median	Minimum	Maximum
A.Basilaris	25	4,60	0,81	5	3	5
A.Vertebrealis re.	25	3,32	1,10	3	1	5
A.Vertebrealis li.	25	3,20	1,11	3	1	5
Pica re.	25	2,36	1,72	2	0	5
Pica li.	25	2,44	1,91	2	0	5
Aica re.	25	4,12	1,36	5	1	5
Aica li.	25	3,32	1,74	3	0	5
Suca re.	25	4,72	0,73	5	2	5
Suca li.	25	4,72	0,61	5	3	5

Tabelle 7: Bewertungspunkte bei den optimierten und nicht fusionierten Visualisierungen VISCISSOPT bei 1,5 T („n“: Patientenzahl, „m“: Mittelwert, „ $\theta$ “: Standardabweichung)

	n	m	$\theta$	Median	Minimum	Maximum
A.Basilaris	25	5,00	0,00	5	5	5
A.Vertebrealis re.	25	4,92	0,40	5	3	5
A.Vertebrealis li.	25	4,92	0,40	5	3	5
Pica re.	25	3,00	2,16	3	0	5
Pica li.	25	3,28	2,35	5	0	5
Aica re.	25	4,48	1,29	5	0	5
Aica li.	25	3,72	1,86	5	0	5
Suca re.	25	4,92	0,27	5	4	5
Suca li.	25	4,84	0,47	5	3	5

Tabelle 8: Bewertungspunkte bei den fusionierten und optimierten Visualisierungen VISFUSOPT bei 1,5 T („n“: Patientenzahl, „m“: Mittelwert, „ $\theta$ “: Standardabweichung)

Gefäß	VISCISS (m / $\theta$ )	VISCISSOPT (m / $\theta$ )	VISFUS (m / $\theta$ )	VISFUSOPT (m / $\theta$ )
A.Basilaris	4,44/0,91	4,60/0,81	4,76/0,87	5,00/0,00
A.Vertebrealis re.	3,44/1,08	3,32/1,10	4,68/0,94	4,92/0,40
A.Vertebrealis li.	3,00/1,04	3,20/1,11	4,68/0,94	4,92/0,40
Pica re.	2,12/1,73	2,36/1,72	3,08/1,91	3,00/2,16
Pica li.	2,68/1,72	2,44/1,91	3,76/1,94	3,28/2,35
Aica re.	3,88/1,50	4,12/1,36	3,60/1,87	4,48/1,29
Aica li.	3,24/1,73	3,32/1,74	4,24/1,45	3,72/1,86
Suca re.	4,52/1,00	4,72/0,73	4,68/0,90	4,92/0,27
Suca li.	4,32/1,21	4,72/0,61	4,68/0,90	4,84/0,47

Tabelle 9: Mittelwerte (m) und Standardabweichung ( $\theta$ ) der Bewertungspunkte der untersuchten Gefäße abhängig vom Typ der Visualisierung bei 1,5 T

Einfluss der Fusion auf die 3D-Visualisierung bei den großen Gefäßen: Für A.Basilaris, A.Vertebalis und Pica ergibt sich im Vergleich vom VISCISS und VISFUS im Mittelwert eine maximale Verbesserung von 1,68 Punkten bei der A.Vertebalis li. und eine minimale Verbesserung von 0,32 Punkten bei der A.Basilaris (siehe Tabelle 5, Tabelle 6). Demgegenüber ergibt sich im Vergleich von VISCISSOPT und VISFUSOPT im Mittelwert eine maximale Verbesserung von 1,72 Punkten bei der A.Vertebalis li. und eine minimale Verbesserung von 0,4 Punkten bei der A.Basilaris (siehe Tabelle 7, Tabelle 8). Zum besseren Vergleich der quantitativen Auswertung zeigt Tabelle 9 die Bewertungsergebnisse für jedes Gefäß in Gegenüberstellung. Zusätzlich stellt Abbildung 32 und Abbildung 34 die Mittelwerte der untersuchten Gefäße graphisch dar. Auch der qualitative Vergleich zwischen fusionierten und nicht fusionierten 3D-Visualisierungen (siehe Abbildung 30) bestätigt den äußerst positiven Einfluss der Fusion auf die großen Gefäße.

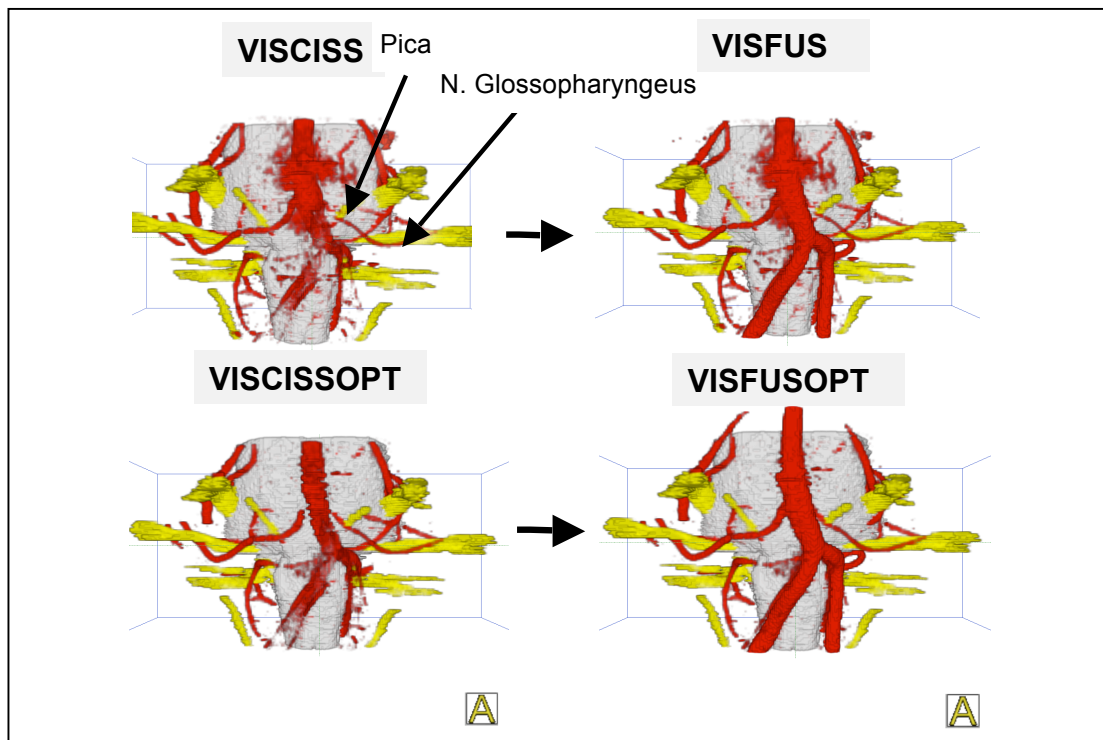


Abbildung 30: 3D-Visualisierungen einer Glossopharyngeusneuralgie verursacht durch Pica li. bei 1,5 T

Einfluss der Fusion auf die 3D-Visualisierung bei den kleinen Gefäßen: Für Aica und Suca ergibt sich im Vergleich von VISCISS und VISFUS im Mittelwert eine maximale Verbesserung bei der Aica li. von 1,00 Punkten und eine minimale Verbesserung bei der Suca re. von 0,16 Punkten (siehe Tabelle 5, Tabelle 6). Demgegenüber ergibt sich im Vergleich von VISCISOPT und VISFUSOPT im Mittelwert eine maximale Verbesserung von 0,4 Punkten bei der Aica li. und eine minimale Verbesserung von 0,12 Punkten bei der Suca li (siehe Tabelle 7, Tabelle 8). Zum besseren quantitativen Vergleich zeigt Tabelle 9 die Bewertungsergebnisse für jedes Gefäß in direkter Gegenüberstellung. Zusätzlich Abbildung 33 und Abbildung 35 die Mittelwerte der untersuchten Gefäße graphisch dar. Der qualitative Vergleich zwischen fusionierten und nicht fusionierten 3D-Visualisierungen (siehe Abbildung 31) zeigt den Effekt der Fusion auf die kleinen Gefäße.

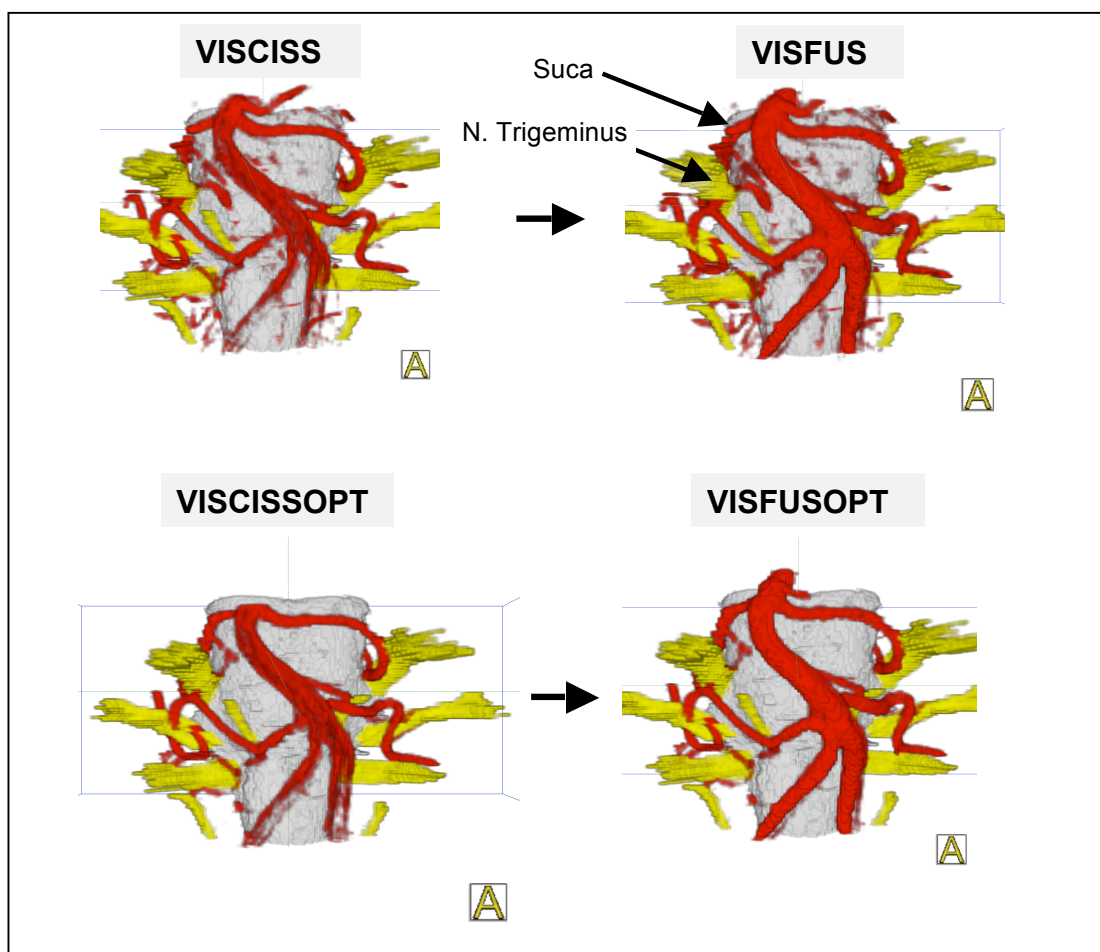


Abbildung 31: 3D-Visualisierungen einer Trigeminalneuralgie verursacht durch Suca re. bei 1,5 T

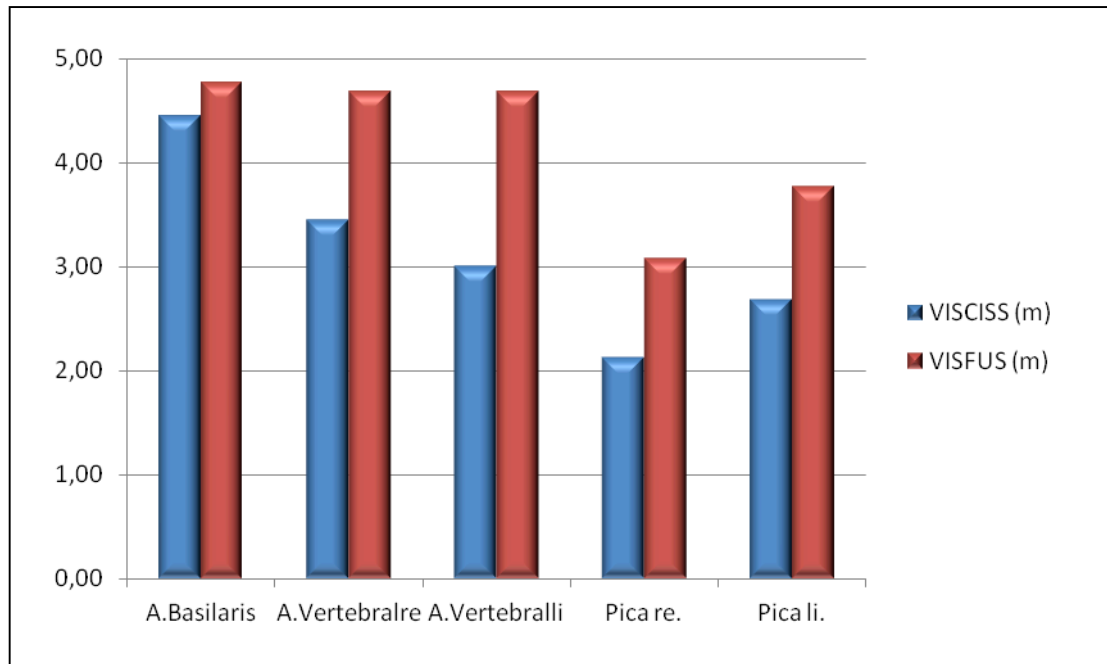


Abbildung 32: Mittelwerte (m) der Bewertungspunkte für die großen Gefäße bei den initialen, fusionierten und nicht fusionierten Visualisierungen VISCISS und VISFUS bei 1,5 T

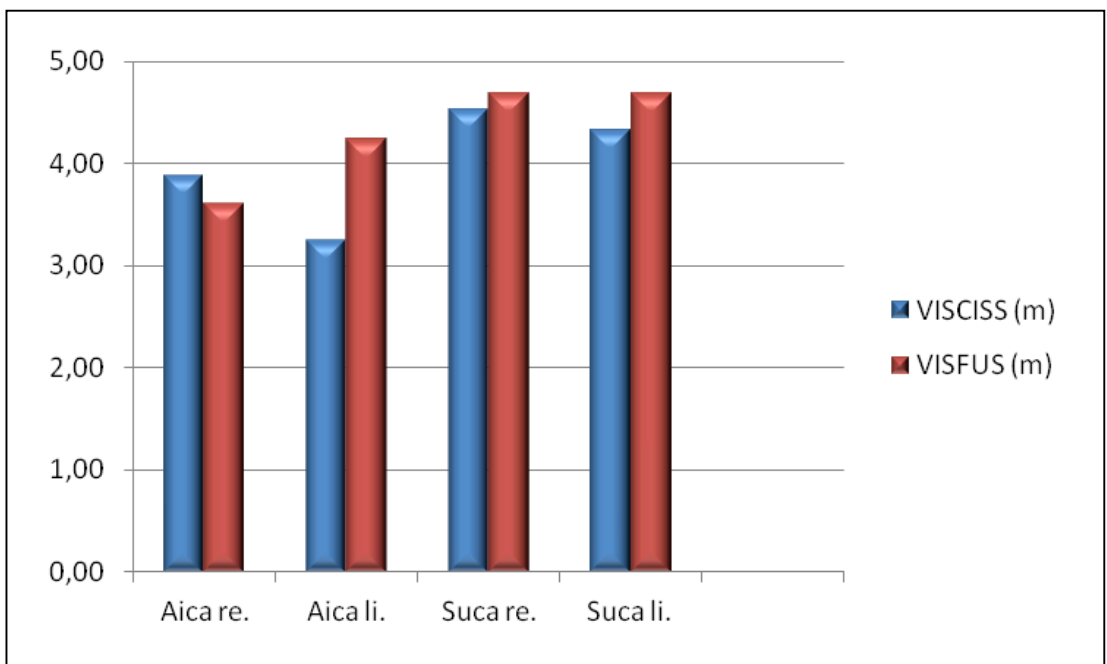


Abbildung 33: Mittelwerte (m) der Bewertungspunkte für die kleinen Gefäße bei den initialen, fusionierten und nicht fusionierten Visualisierungen VISCISS und VISFUS bei 1,5 T

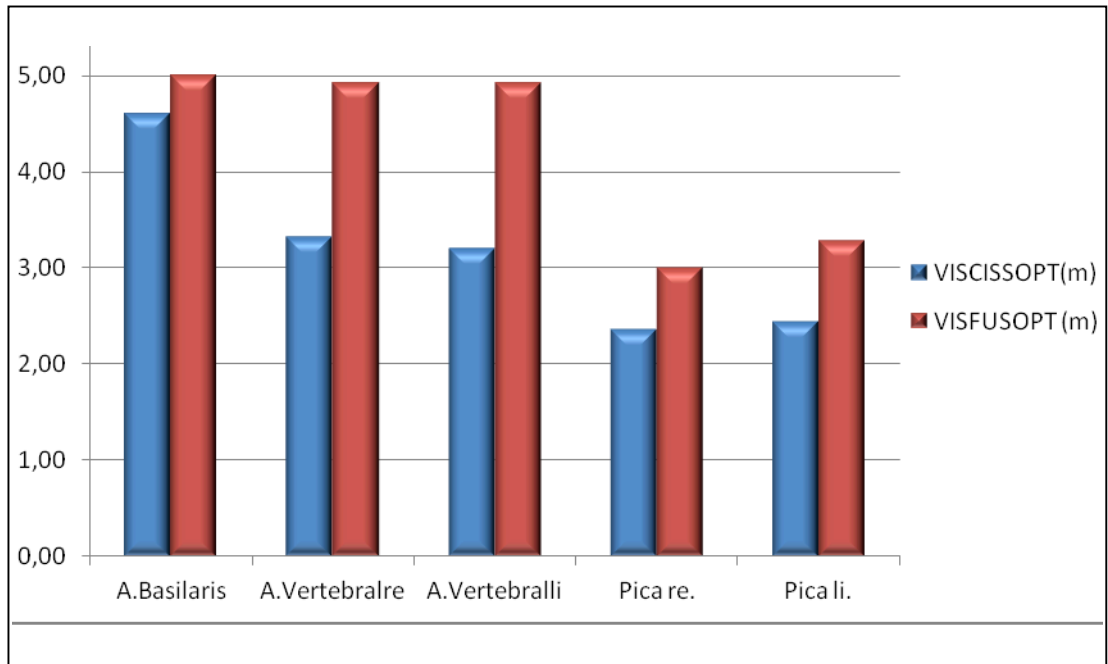


Abbildung 34: Mittelwerte (m) der Bewertungspunkte für die großen Gefäße bei den optimierten, fusionierten und nicht fusionierten Visualisierungen VISCISOPT und VISFUSOPT bei 1,5 T

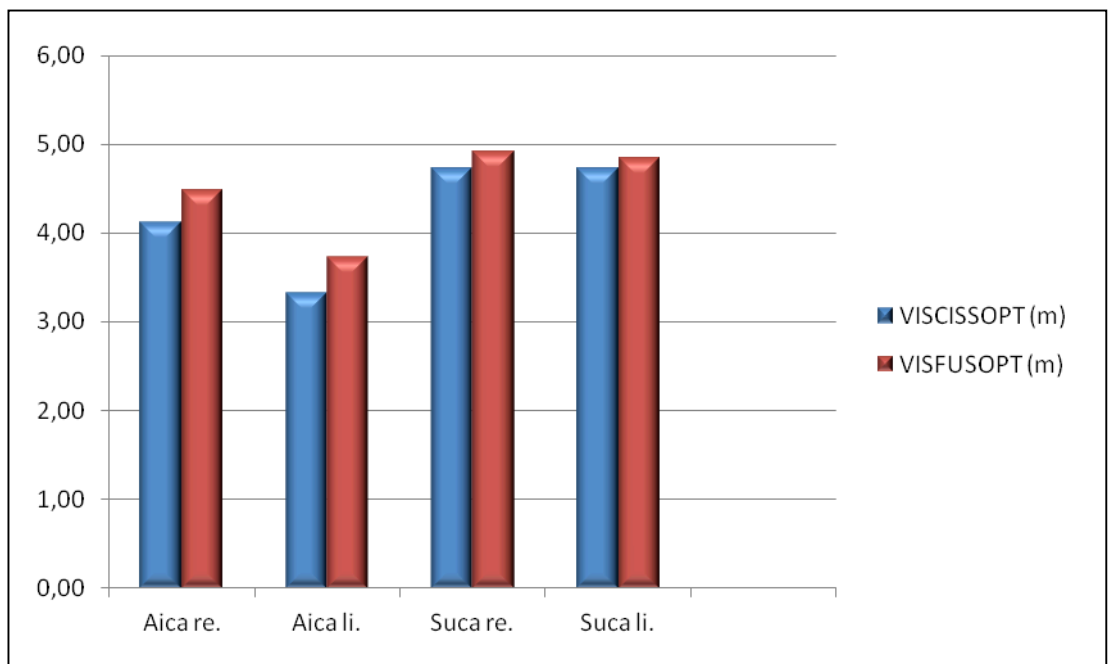


Abbildung 35: Mittelwerte (m) der Bewertungspunkte für die kleinen Gefäße bei den optimierten, fusionierten und nicht fusionierten Visualisierungen VISCISOPT und VISFUSOPT bei 1,5 T

Einfluss der Optimierung auf die 3D-Visualisierung der Gefäße: Für alle Gefäße ergibt der Vergleich von VISCISS und VISCISSOPT sowie der Vergleich von VISFUS und VISFUSOPT im Mittelwert eine Verbesserung von maximal 0,4 Punkten (siehe Tabelle 5, Tabelle 6, Tabelle 7, Tabelle 8). Im Vergleich von VISCISS und VISCISSOPT zeigt sich sogar eine leichte Verschlechterung der Bewertung bei der A. Vertebralis re. um 0,12 Punkte und bei der Pica li. um 0,24 Punkte. Auch im Vergleich von VISFUS und VISFUSOPT zeigen sich leichte Verschlechterungen der Bewertung bei der Pica re. um 0,08 Punkte und bei der Pica li. um 0,48 Punkte. Ergänzend zum quantitativen Vergleich zeigt Tabelle 9 die Bewertungspunkte aller 3D-Visualisierungen für jedes Gefäß. Zusätzlich geben Abbildung 37, Abbildung 38, Abbildung 39 und Abbildung 40 die Mittelwerte der untersuchten Gefäße graphisch wieder. Der qualitative Vergleich zwischen optimierten und nicht optimierten 3D-Visualisierungen (siehe Abbildung 36) zeigt, dass die Optimierung für die Visualisierungsqualität der Gefäße eine untergeordnete Bedeutung hat.

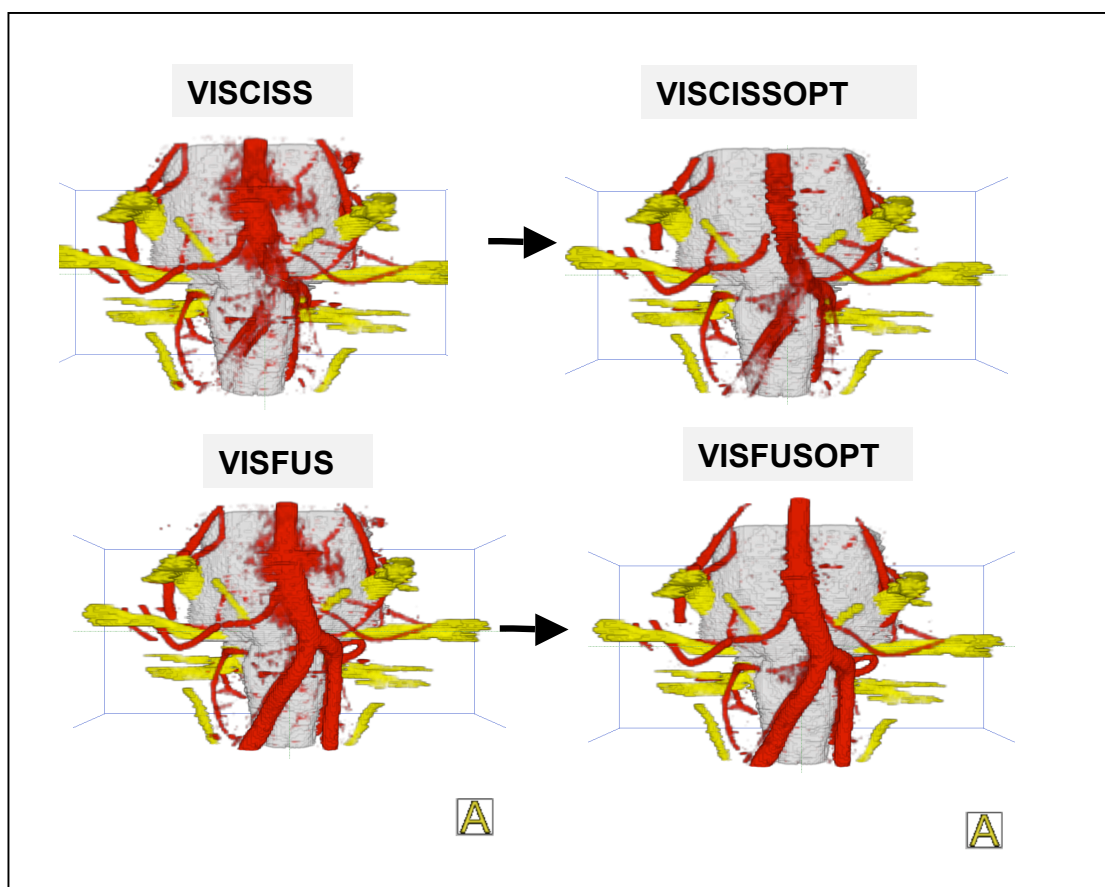


Abbildung 36: 3D-Visualisierungen einer Glossopharyngeusneuralgie verursacht durch Pica li. bei 1,5 T. Es handelt sich um den gleichen Patient der Abbildung 30.

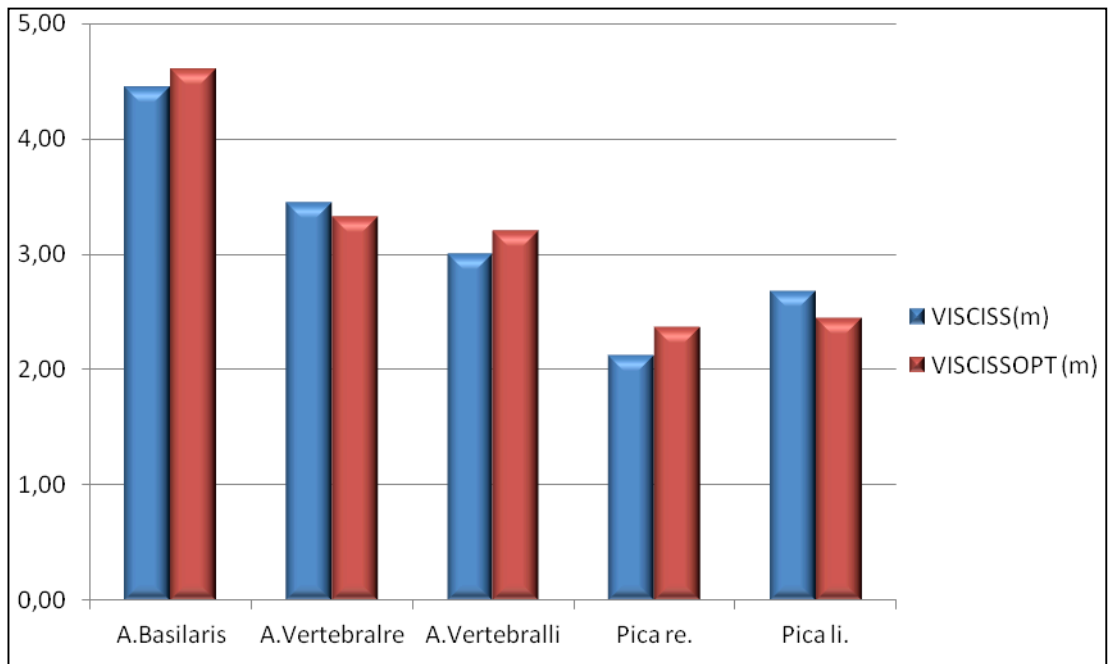


Abbildung 37: Mittelwerte (m) der Bewertungspunkte für die großen Gefäße bei den initialen und optimiert initialen Visualisierungen VISCISS und VISCISOPT bei 1,5 T

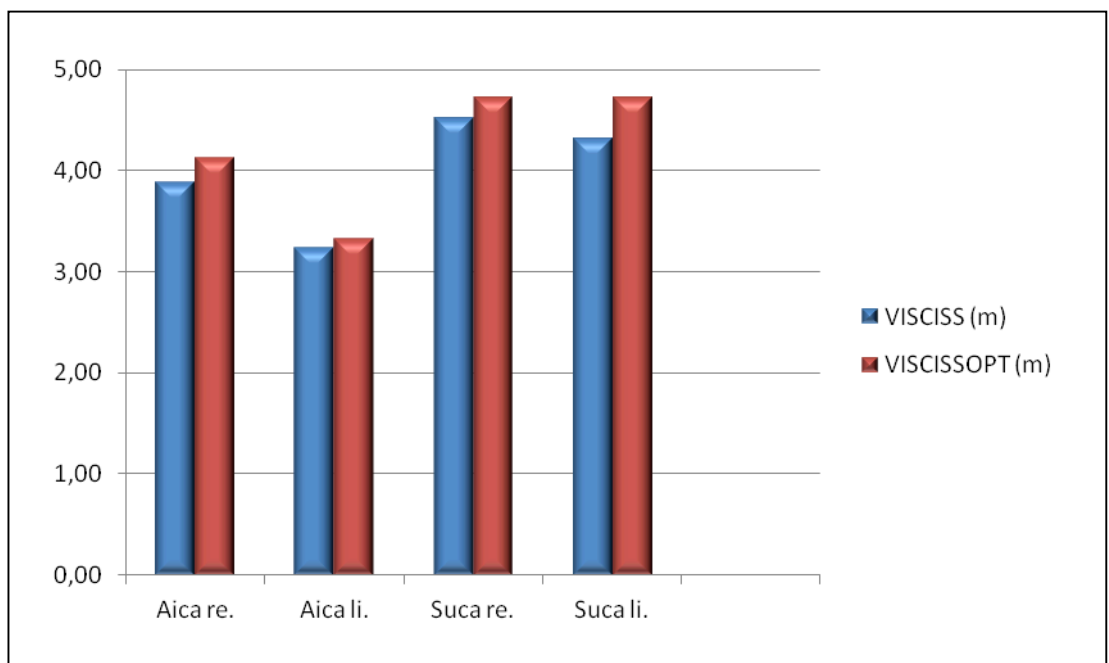


Abbildung 38: Mittelwerte (m) der Bewertungspunkte für die kleinen Gefäße bei den initialen und optimiert initialen Visualisierungen VISCISS und VISCISOPT bei 1,5 T



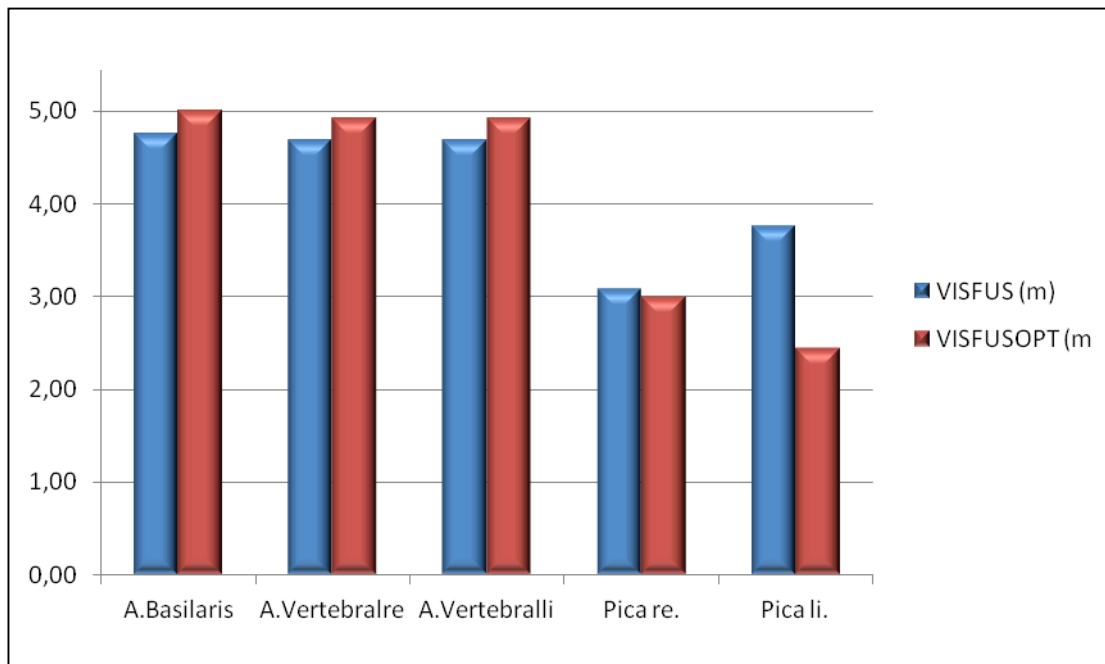


Abbildung 39: Mittelwerte (m) der Bewertungspunkte für die großen Gefäße bei den fusionierten und optimiert fusionierten Visualisierungen VISFUS und VISFUSOPT bei 1,5 T

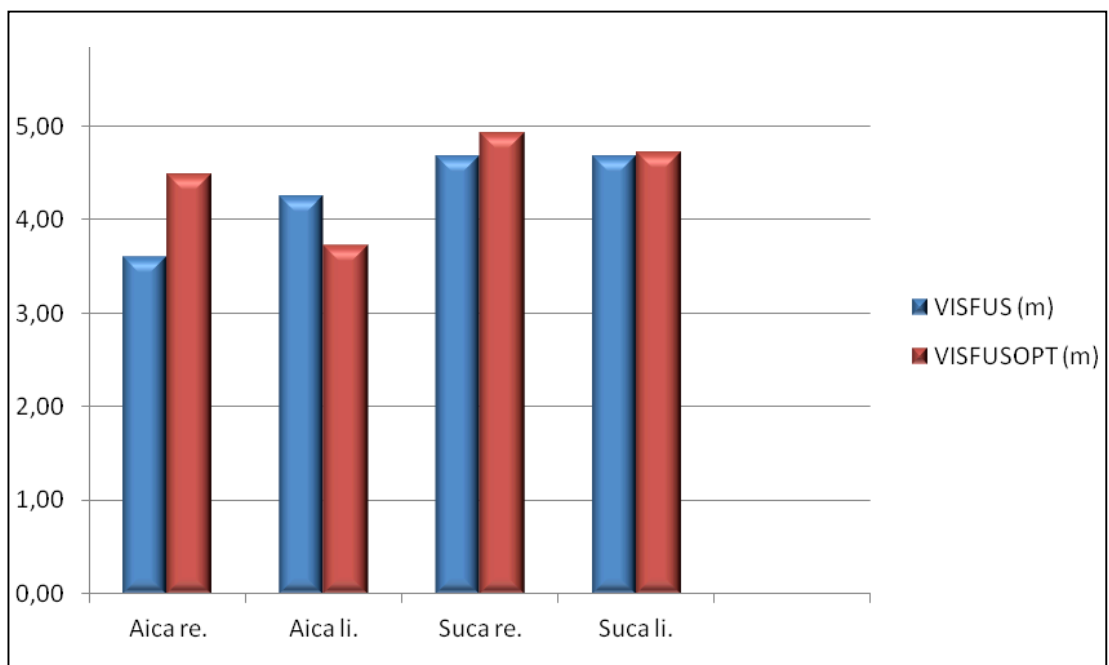


Abbildung 40: Mittelwerte (m) der Bewertungspunkte für die kleinen Gefäße bei den fusionierten und optimiert fusionierten Visualisierungen VISFUS und VISFUSOPT bei 1,5 T

### 5.1.2 Pulsationsartefakte bei den 1,5 Tesla Daten

Die quantitative Auswertung der Pulsationsartefakte in Tabelle 10 zeigt, dass sich durch die Optimierung mit VISCISSOPT die Anzahl der Pulsationsartefakte um 60-80% reduziert. Demgegenüber führt die alleinige Anwendung der Fusion mit VISFUS im Durchschnitt nur zu einer Reduktion um 30-40% und im besten Fall bei der A.Vertebrealis re. um 60%. Aufbauend auf den Ergebnissen der VISFUS werden die Pulsationsartefakte mit der VISFUSOPT bei den meisten Gefäßen auf insgesamt über 90% reduziert, wobei die Suca re. mit 72% und die Suca li. mit 86% Ausnahmen bilden. Der qualitative Vergleich zwischen VISCISS und VISCISSOPT (siehe Abbildung 41) sowie zwischen VISFUS und VISFUSOPT (siehe Abbildung 42) unterstreicht die quantitativen Ergebnisse illustrativ.

Gefäß (n=25)	VISCISS	VISCISSOPT	VISFUS	VISFUSOPT
A.Basilaris	14	4	8	1
A.Vertebrealis re.	13	5	5	0
A.Vertebrealis li.	12	5	5	0
Pica re.	14	4	11	1
Pica li.	14	4	12	1
Aica re.	13	2	10	1
Aica li.	13	2	12	1
Suca re.	7	2	5	2
Suca li.	14	3	9	2

Tabelle 10: Anzahl der Patienten (n) mit Pulsationsartefakten bei den untersuchten Gefäßen in Abhängigkeit vom Typ der 3D-Visualisierung bei 1,5 T

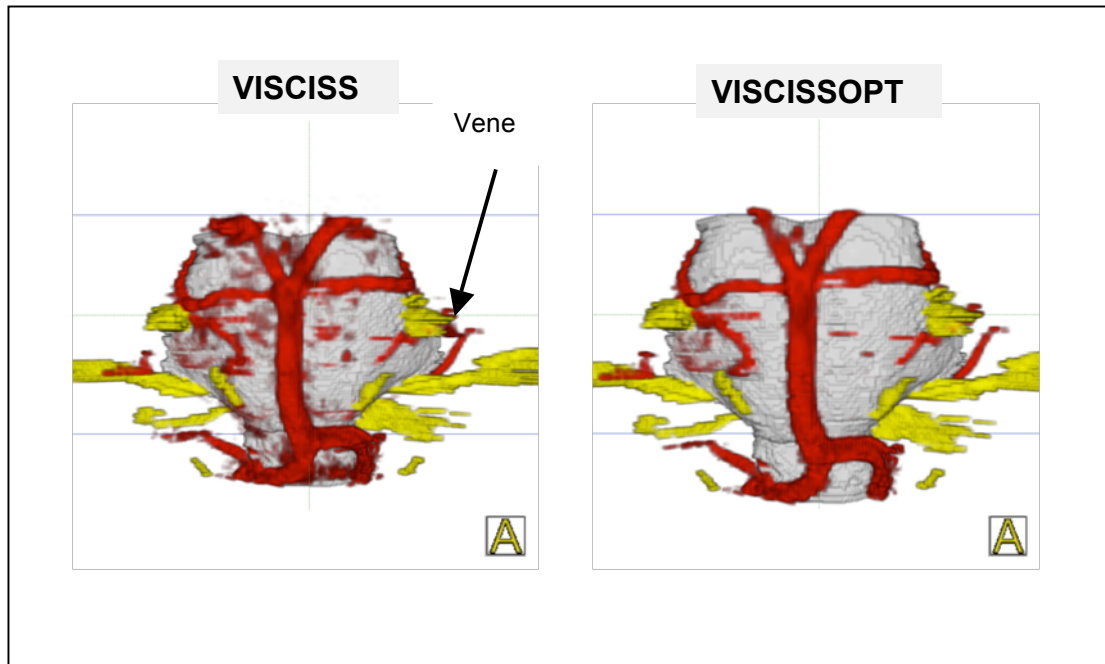


Abbildung 41: 3D-Visualisierung einer Trigeminasneuralgie li. verursacht durch eine Vene bei 1,5 T. Die Optimierung führt zur Reduktion der Pulsationsartefakte.

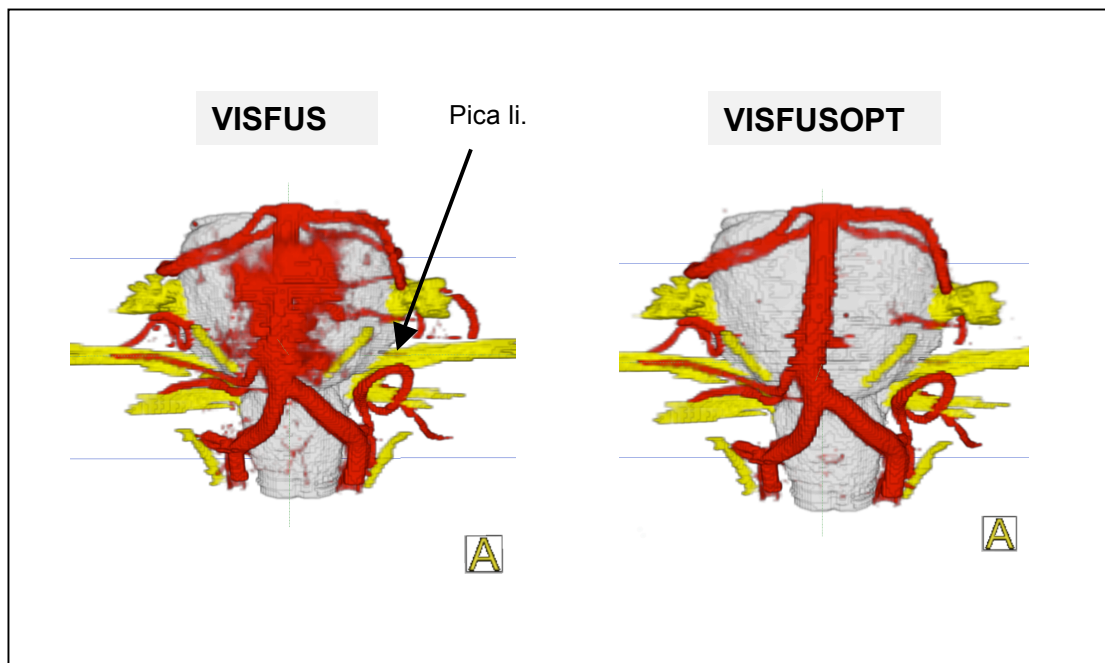


Abbildung 42: 3D-Visualisierung eines Spasmus Hemifazialis li. verursacht durch die Pica li. bei 1,5 T. Die Optimierung führt zu sehr guter Reduktion der Pulsationsartefakte.

### 5.1.3 Flussartefakte bei den 1,5 Tesla Daten

Die quantitative Auswertung der Flussartefakte in Tabelle 11 zeigt, dass die Optimierung mit VISCISOPT zu keiner Verbesserung führt und ausschließlich die Fusion mit VISFUS eine Reduktion der Flussartefakte um 90-100 % ergibt. Eine anschließende Optimierung der Fusion mit VISFUSOPT ermöglicht keine weitere Verbesserung. Der qualitative Vergleich zwischen VISCISS und VISFUS (siehe Abbildung 43) sowie zwischen VISCISOPT und VISFUSOPT (siehe Abbildung 44) unterstreicht die quantitativen Ergebnisse illustrativ.

Gefäß (n=25)	VISCISS	VISCISOPT	VISFUS	VISFUSOPT
A.Basilaris	9	9	0	0
A.Vertebrales re.	19	21	2	2
A.Vertebrales li.	22	22	1	1

Tabelle 11: Anzahl der Patienten mit Flussartefakten bei den untersuchten Gefäßen in Abhängigkeit vom Typ der Visualisierung bei 1,5 T. Das Phänomen der Flussartefakte tritt nur bei den großen Gefäßen auf.

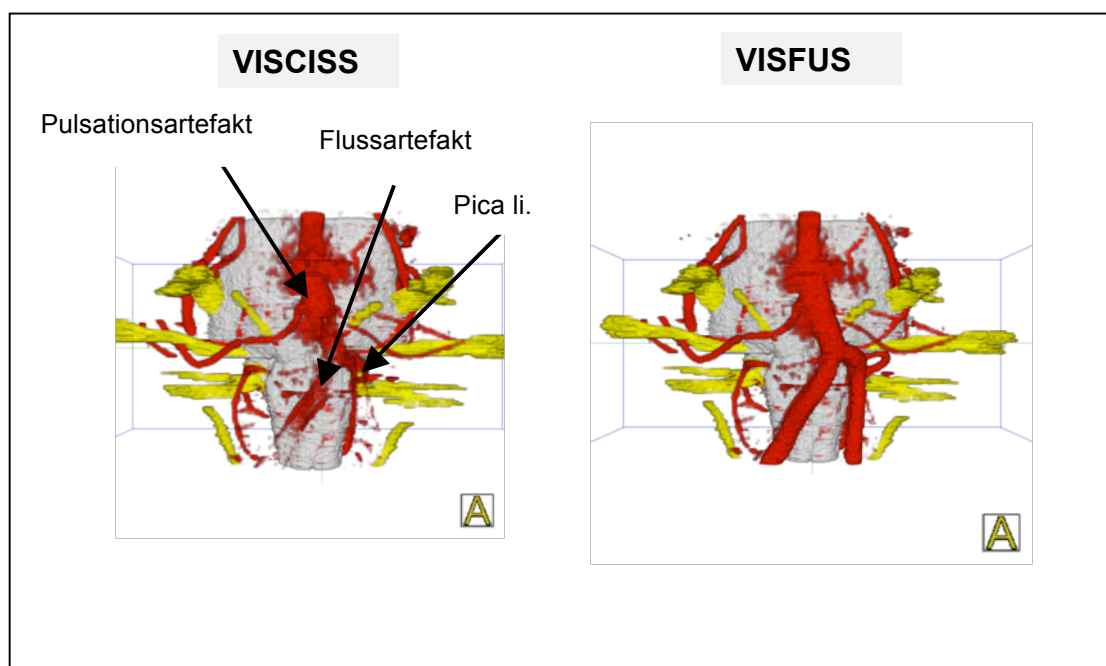


Abbildung 43: 3D-Visualisierungen einer Glossopharyngeusneuralgie li. verursacht durch die Pica bei 1,5 T. Die Pulsationsartefakte bleiben weiterhin bestehen.

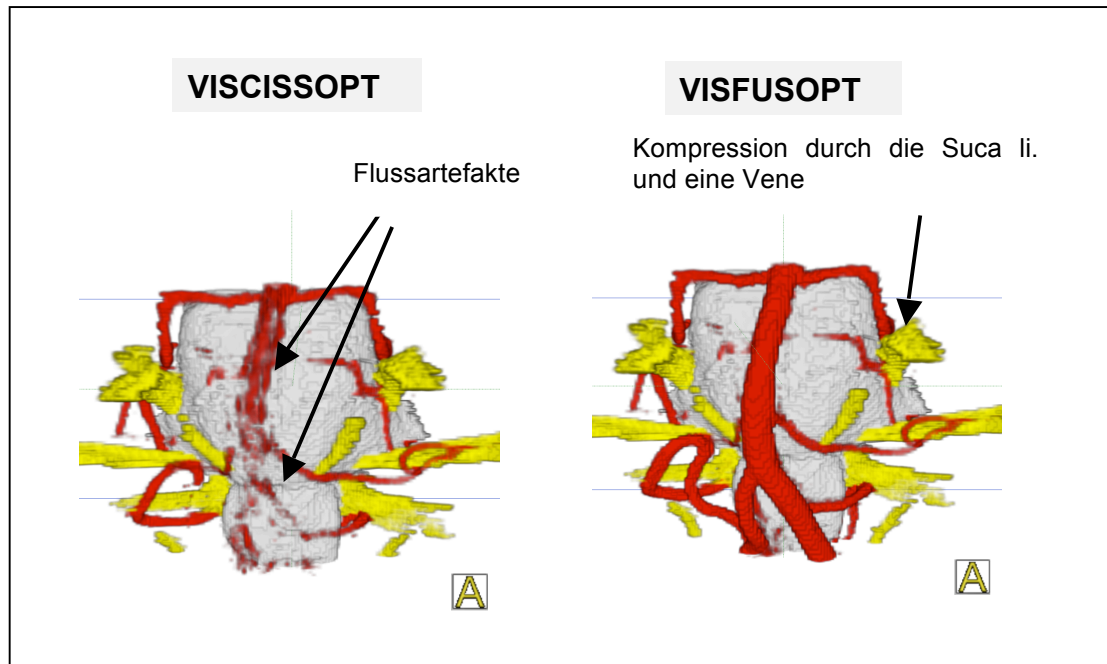


Abbildung 44: 3D-Visualisierungen bei Trigemineuralgie li. verursacht durch die Suca und eine Vene bei 1,5 T. Nach der Fusion kommen die beiden Ae.Vertebrales und die A.Basilaris in Erscheinung.

## 5.2 Auswertung 3,0 Tesla Daten

### 5.2.1 Gefäßdarstellung bei den 3,0 Tesla Daten

Um die 3D-Visualisierung neurovaskulärer Kompressionssyndrome basierend auf Magnetresonanztomographie bei 3,0 T zu analysieren, wurden mehrere Vergleiche durchgeführt. Einerseits wurden die initialen und fusionierten (VISCISS-VISFUS) sowie die optimiert initialen und optimiert fusionierten (VISCISSOPT-VISFUSOPT) 3D-Visualisierungen verglichen, um den Einfluss der Fusion zu analysieren. Andererseits erfolgte ein Vergleich zwischen initialen und optimiert initialen (VISCISS-VISCISSOPT) sowie zwischen fusionierten und optimiert fusionierten (VISFUS-VISFUSOPT) 3D-Visualisierungen, um die Auswirkung der Optimierung zu beschreiben. Auf Basis des Scoring Schemas von Tabelle 4 wurden alle Gefäße der Volumenvisualisierung mit Punkten entsprechend bewertet (siehe Tabelle 12, Tabelle 13, Tabelle 14, Tabelle 15, Tabelle 16).

	n	m	$\theta$	Median	Minimum	Maximum
A. Basilaris	25	3,84	1,40	5	1	5
A. Vertebralis re.	25	2,34	1,38	3	0	5
A. Vertebralis li.	25	2,34	1,38	3	0	5
Pica re.	25	0,80	0,74	1	0	2
Pica li.	25	1,50	1,50	1	0	5
Aica re.	25	2,96	1,88	3	0	5
Aica li.	25	2,57	2,04	2	0	5
Suca re.	24	4,04	1,51	5	1	5
Suca li.	24	4,16	1,40	5	1	5

Tabelle 12: Bewertungspunkte bei den Visualisierungen VISCISS vor Optimierung und Fusion bei 3,0 T („n“: Patientenzahl, „m“: Mittelwert, „ $\theta$ “: Standardabweichung). Bei der Suca re. und li. beträgt n=24, da bei einem Patienten die oberen, kranialen Gefäße nicht erfasst waren.

	n	m	$\theta$	Median	Minimum	Maximum
A. Basilaris	25	4,84	0,55	5	3	5
A.Vertebrealis re.	25	4,68	0,94	5	1	5
A.Vertebrealis li.	25	4,84	0,55	5	3	5
Pica re.	25	2,76	2,29	3	0	5
Pica li.	25	2,80	2,20	3	0	5
Aica re.	25	3,80	1,80	5	0	5
Aica li.	25	3,12	2,16	5	0	5
Suca re.	24	4,45	1,14	5	2	5
Suca li.	24	4,58	0,92	5	2	5

Tabelle 13: Bewertungspunkte bei den fusionierten und nicht optimierten Visualisierungen VISFUS bei 3,0 T („n“: Patientenzahl, „m“: Mittelwert, „ $\theta$ “: Standardabweichung)

	n	m	$\theta$	Median	Minimum	Maximum
A. Basilaris	24	4,08	1,31	5	1	5
A.Vertebrealis re.	24	2,25	1,25	3	0	5
A.Vertebrealis li.	24	2,25	1,25	3	0	5
Pica re.	24	1,33	1,60	1	0	5
Pica li.	24	1,33	1,73	1	0	5
Aica re.	24	3,12	1,84	3	0	5
Aica li.	24	2,75	2,17	3	0	5
Suca re.	23	4,47	1,16	5	1	5
Suca li.	23	4,60	0,83	5	2	5

Tabelle 14: Bewertungspunkte bei den initialen optimierten Visualisierungen VISCISSOPT bei 3,0 T („n“: Patientenzahl, „m“: Mittelwert, „ $\theta$ “: Standardabweichung)

	n	m	$\theta$	Median	Minimum	Maximum
A. Basilaris	24	5,00	0,00	5	5	5
A. Vertebralis re.	24	4,83	0,56	5	1	5
A. Vertebralis li.	24	5,00	0,00	5	5	5
Pica re.	24	3,20	2,26	5	0	5
Pica li.	24	3,20	2,08	3,5	0	5
Aica re.	24	4,33	1,49	5	0	5
Aica li.	24	3,70	1,87	5	0	5
Suca re.	23	4,95	0,20	5	2	5
Suca li.	23	4,82	0,49	5	2	5

Tabelle 15: Bewertungspunkte bei den fusionierten, optimierten Visualisierungen VISFUSOPT bei 3,0 T („n“: Patientenzahl, „m“: Mittelwert, „ $\theta$ “: Standardabweichung)

Gefäß	VISS (m / $\theta$ )	VISSOPT (m / $\theta$ )	VISFUS (m / $\theta$ )	VISFUSOPT (m / $\theta$ )
A. Basilaris	3,84/1,40	4,08/1,31	4,84/0,55	5,00/0,00
A. Vertebralis re.	2,34/1,38	2,25/1,25	4,68/0,94	4,83/0,56
A. Vertebralis li.	2,34/1,38	2,25/1,25	4,84/0,55	5,00/0,00
Pica re.	0,80/0,74	1,35/1,60	2,76/2,29	3,20/2,26
Pica li.	1,50/1,50	1,33/1,73	2,80/2,20	3,20/2,08
Aica re.	2,96/1,88	3,12/1,84	3,80/1,80	4,33/1,49
Aica li.	2,57/2,04	2,75/2,17	3,12/2,16	3,70/1,87
Suca re.	4,04/1,51	4,47/1,16	4,45/1,14	4,95/0,20
Suca li.	4,16/1,40	4,60/0,83	4,58/0,92	4,82/0,49

Tabelle 16: Mittelwerte (m) und Standardabweichung ( $\theta$ ) der Bewertungspunkte bei den 3,0 T Datensätzen. Rosa sind die großen und blau die kleinen Gefäße markiert



Einfluss der Fusion auf die 3D-Visualisierung bei den großen Gefäßen: Für A.Basilaris, A.Vertebalis und Pica ergibt sich im Vergleich von VISCISS und VISFUS im Mittelwert eine maximale Verbesserung von 2,5 Punkten bei der A.Vertebalis li und eine minimale Verbesserung von 0,1 Punkten bei der A.Basilaris (siehe Tabelle 12, Tabelle 13). Demgegenüber ergibt sich im Vergleich von VISCISSOPT und VISFUSOPT im Mittelwert eine maximale Verbesserung von 2,75 Punkten bei der A.Vertebalis li. und eine minimale Verbesserung von 0,92 Punkten bei der A.Basilaris (siehe Tabelle 12, Tabelle 13). Zum besseren Vergleich der quantitativen Auswertung zeigt Tabelle 16 die Bewertungsergebnisse aller 3D-Visualisierungen für jedes Gefäß. Zusätzlich stellen Abbildung 47 und Abbildung 49 die Mittelwerte der untersuchten Gefäße graphisch dar. Auch der qualitative Vergleich zwischen fusionierten und nicht fusionierten 3D-Visualisierungen (siehe Abbildung 45) bestätigt den positiven Einfluss der Fusion auf die großen Gefäße.

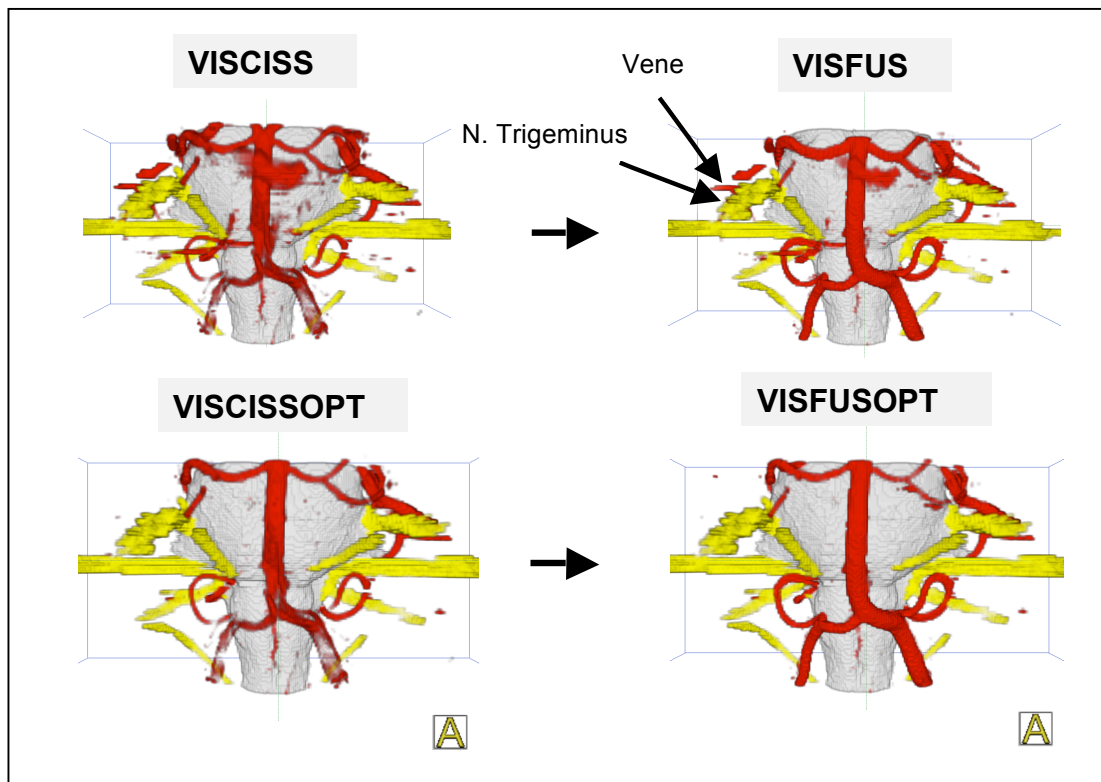


Abbildung 45: 3D-Visualisierungen einer Trigeminalneuralgie re. verursacht durch eine Vene bei 3,0 T

Einfluss der Fusion auf die 3D-Visualisierung bei den kleinen Gefäßen: Für Aica und Suca ergibt sich im Vergleich von VISCISS und VISFUS im Mittelwert eine maximale Verbesserung bei der Aica re. von 0,84 Punkten und eine minimale Verbesserung bei der Suca re. von 0,41 Punkten (siehe Tabelle 12 und Tabelle 13). Demgegenüber ergibt sich im Vergleich von VISCISSOPT und VISFUSOPT im Mittelwert eine maximale Verbesserung von 1,21 Punkten bei der Aica re. und eine minimale Verbesserung von 0,22 Punkten bei der Suca li. (siehe Tabelle 12 und Tabelle 13). Zum besseren Vergleich der quantitativen Auswertung zeigt Tabelle 16 die Bewertungsergebnisse für jedes Gefäß in Gegenüberstellung. Zusätzlich stellen Abbildung 48 und Abbildung 50 die Mittelwerte der untersuchten Gefäße graphisch dar. Der qualitative Vergleich zwischen fusionierten und nicht fusionierten 3D-Visualisierungen (siehe Abbildung 46) zeigt den Effekt der Fusion auf die kleinen Gefäße.

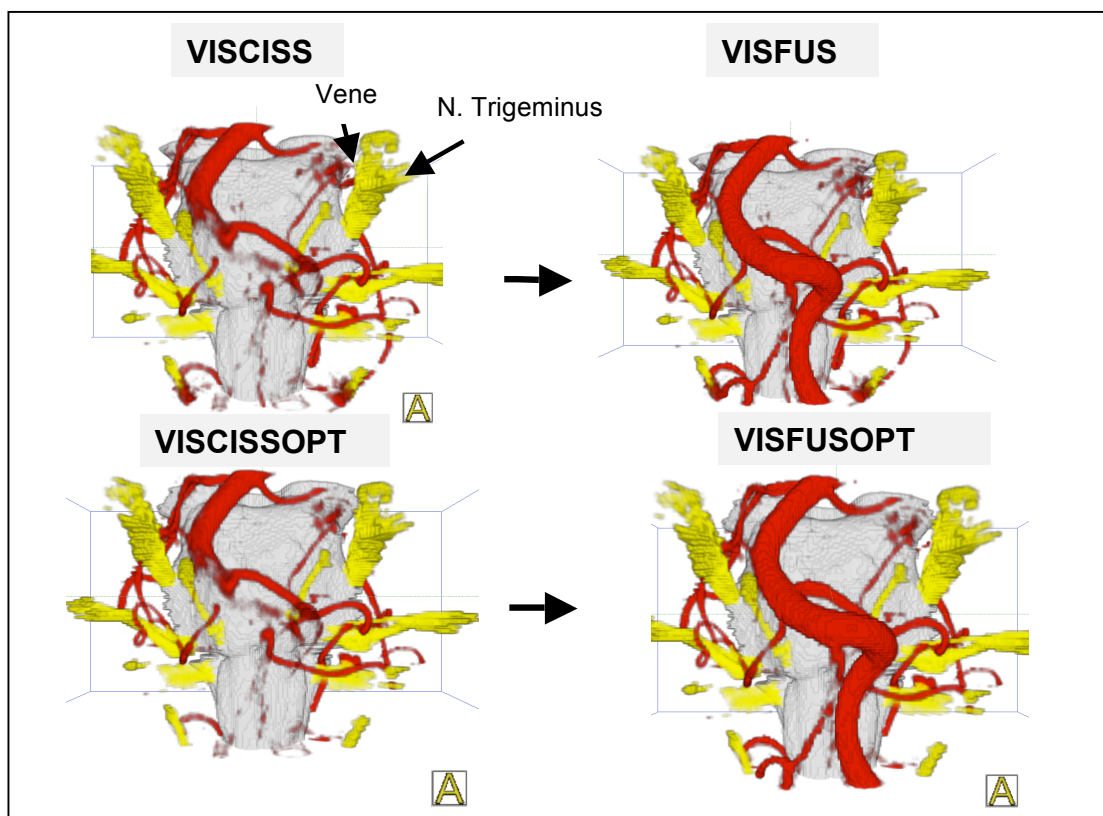


Abbildung 46: 3D-Visualisierungen einer Trigeminalneuralgie li. verursacht durch eine Vene bei 3,0 T

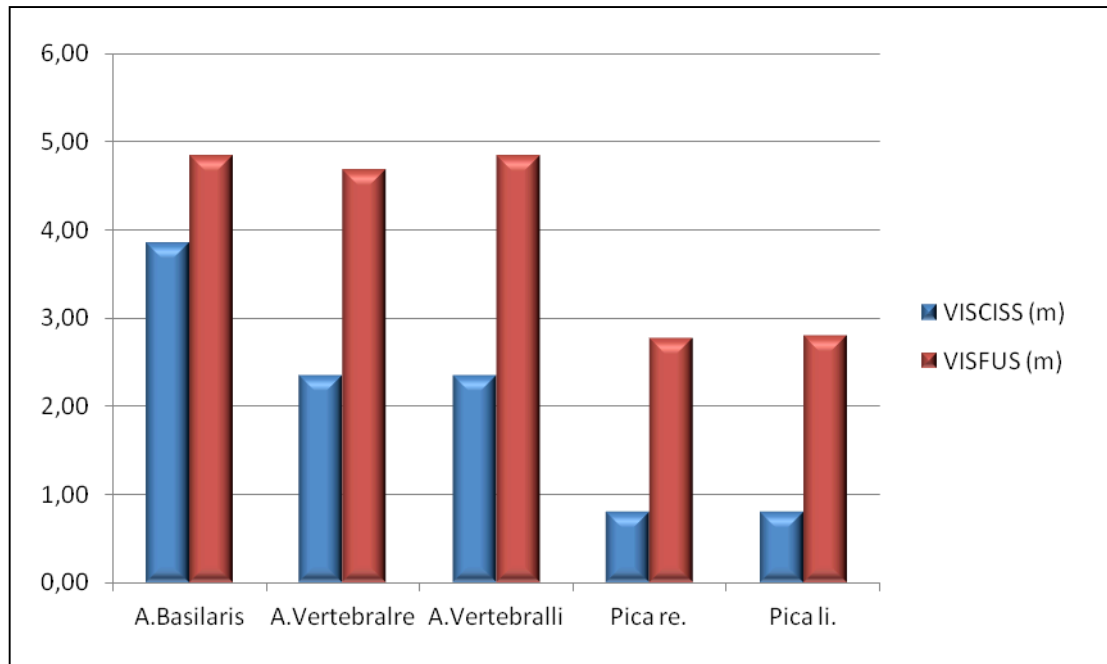


Abbildung 47: Mittelwerte (m) der Bewertungspunkte für die großen Gefäße bei den initialen, fusionierten und nicht fusionierten Visualisierungen VISCISS und VISFUS bei 3,0 T

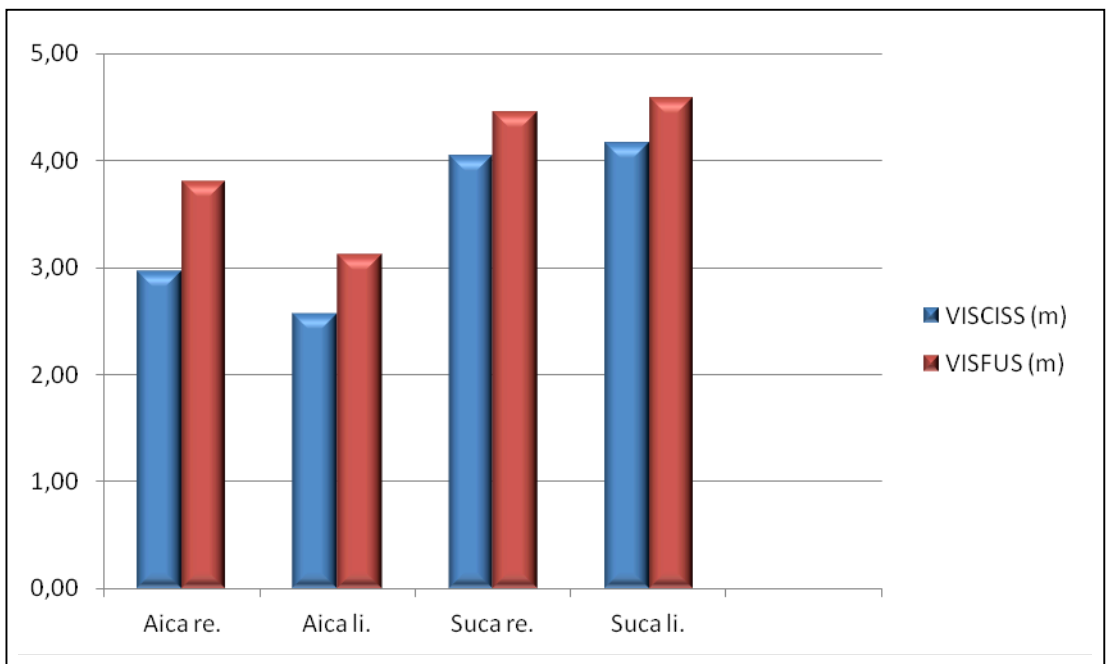


Abbildung 48: Mittelwerte (m) der Bewertungspunkte für die kleinen Gefäße bei den initialen, fusionierten und nicht fusionierten Visualisierungen VISCISS und VISFUS bei 3,0 T

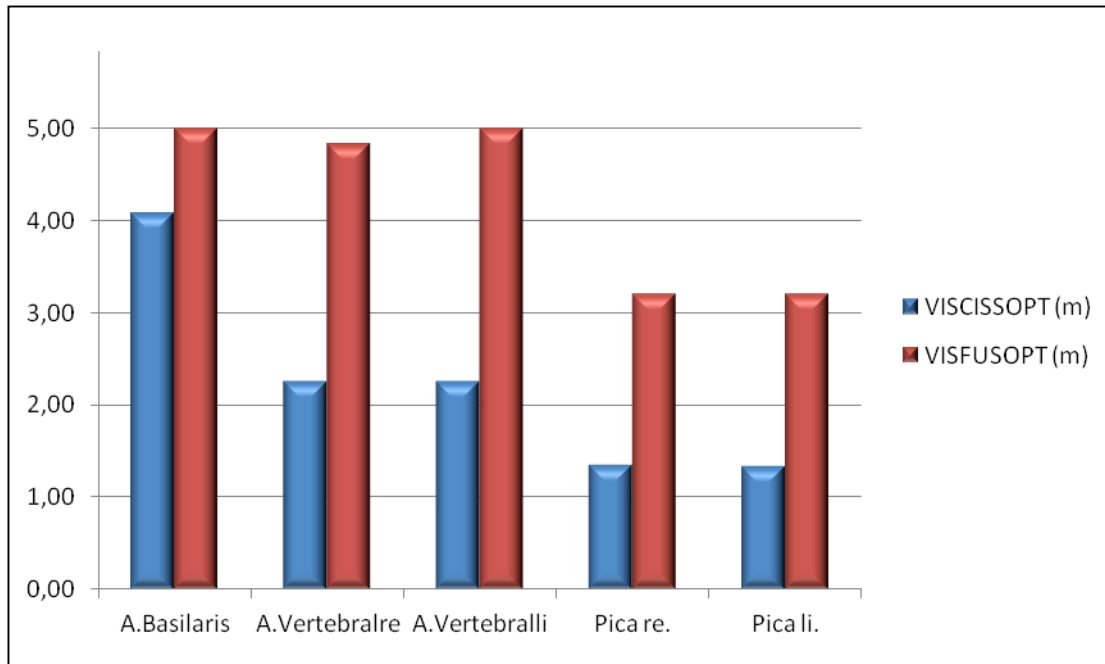


Abbildung 49: Mittelwerte (m) der Bewertungspunkte für die großen Gefäße bei den optimierten, fusionierten und nicht fusionierten Visualisierungen VISCISOPT und VISFUSOPT bei 3,0 T

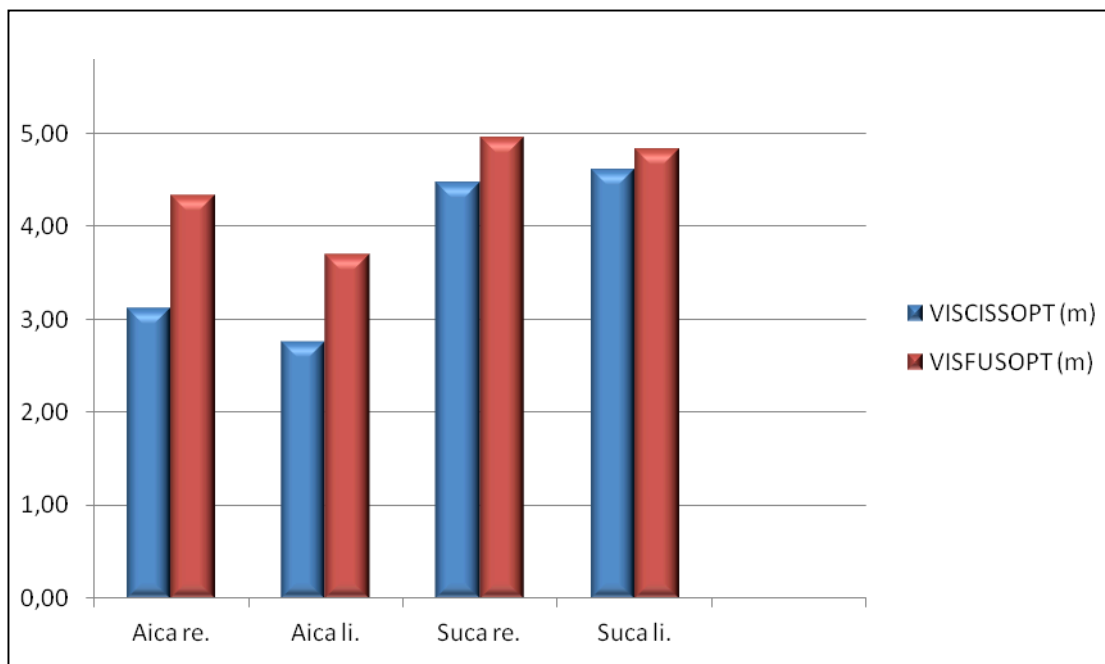


Abbildung 50: Mittelwerte (m) der Bewertungspunkte für die kleinen Gefäße bei den optimierten, fusionierten und nicht fusionierten Visualisierungen VISCISOPT und VISFUSOPT bei 3,0 T

Einfluss der Optimierung auf die 3D-Visualisierung der Gefäße: Für alle Gefäße ergibt der Vergleich von VISCISS und VISCISSOPT sowie der Vergleich von VISFUS und VISFUSOPT im Mittelwert eine Verbesserung von maximal 0,55 Punkten (siehe Tabelle 16). Im Vergleich von VISCISS und VISCISSOPT zeigen sich sogar leichte Verschlechterungen der Bewertung bei der A.Vertebalis li. und re. um 0,09 Punkte und bei der Pica li um 0,17 Punkte. Im Vergleich von VISFUS und VISFUSOPT zeigt sich nur eine minimale Verbesserung bei der A.Vertebalis re. und li. sowie bei der A.Basilaris um 0,16 Punkte. Die Abbildung 52, Abbildung 53, Abbildung 54 und Abbildung 55 geben die Mittelwerte der untersuchten Gefäße graphisch wieder. Der qualitative Vergleich zwischen optimierten und nicht optimierten 3D-Visualisierungen (siehe Abbildung 51) zeigt, dass die Optimierung für die Visualisierungsqualität der Gefäße von geringer Bedeutung ist.

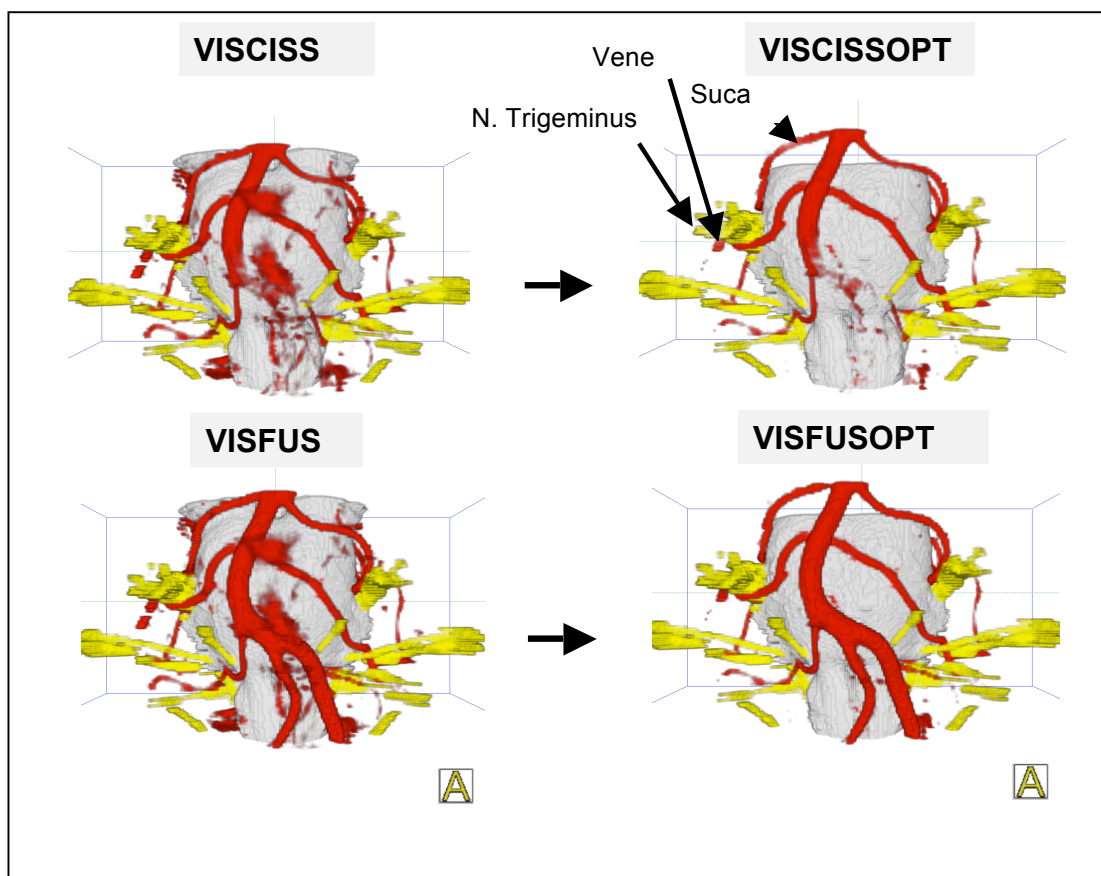


Abbildung 51: 3D-Visualisierungen einer Trigeminalneuralgie re. verursacht durch die Suca und eine Vene bei 3,0 T

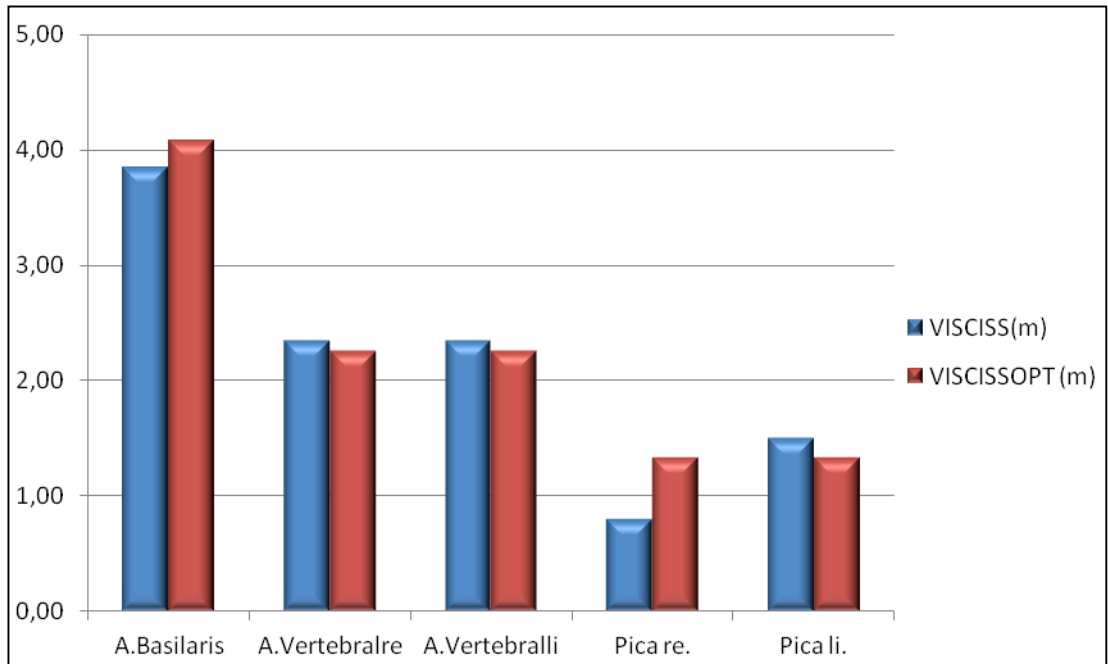


Abbildung 52: Mittelwerte (m) der Bewertungspunkte für die großen Gefäße bei den initialen und optimiert initialen Visualisierungen VISCISS und VISCISSOPT bei 3,0 T

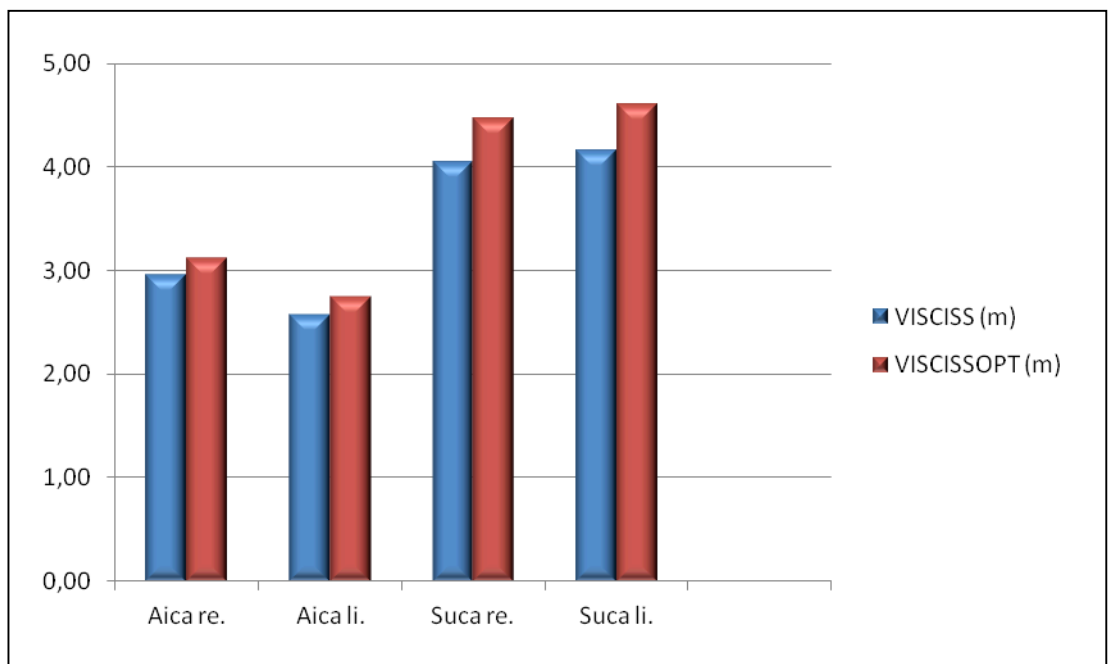


Abbildung 53: Mittelwerte (m) der Bewertungspunkte für die kleinen Gefäße bei den initialen und optimiert initialen Visualisierungen VISCISS und VISCISSOPT bei 3,0 T

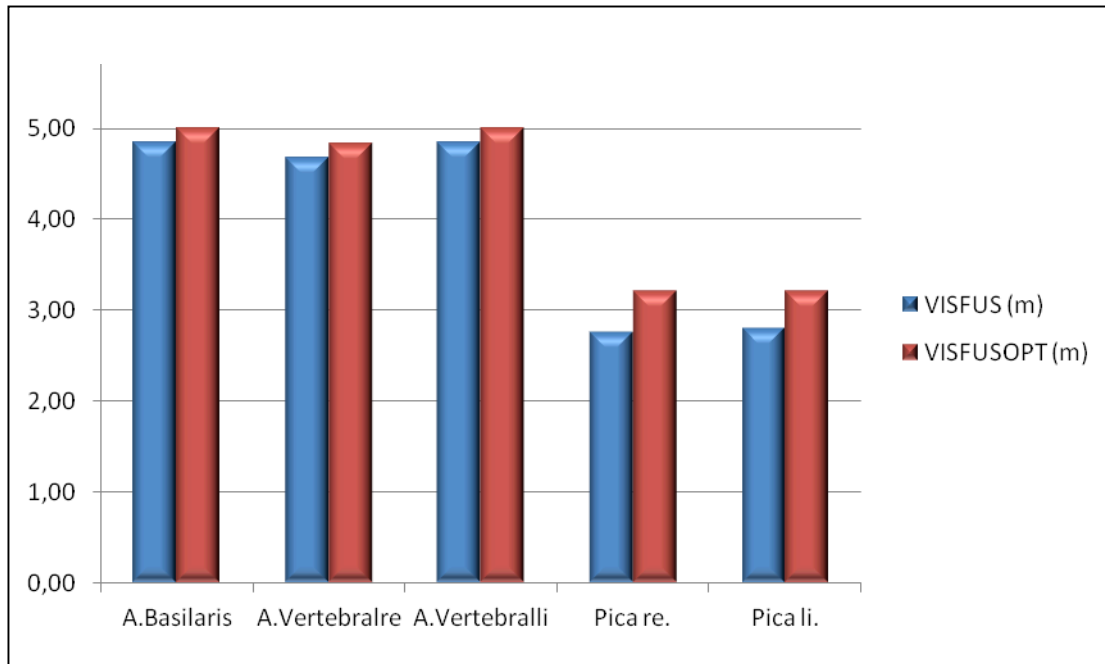


Abbildung 54: Mittelwerte (m) der Bewertungspunkte für die großen Gefäße bei den fusionierten, optimiert und nicht optimiert Visualisierungen VISFUS und VISFUSOPT bei 3,0 T

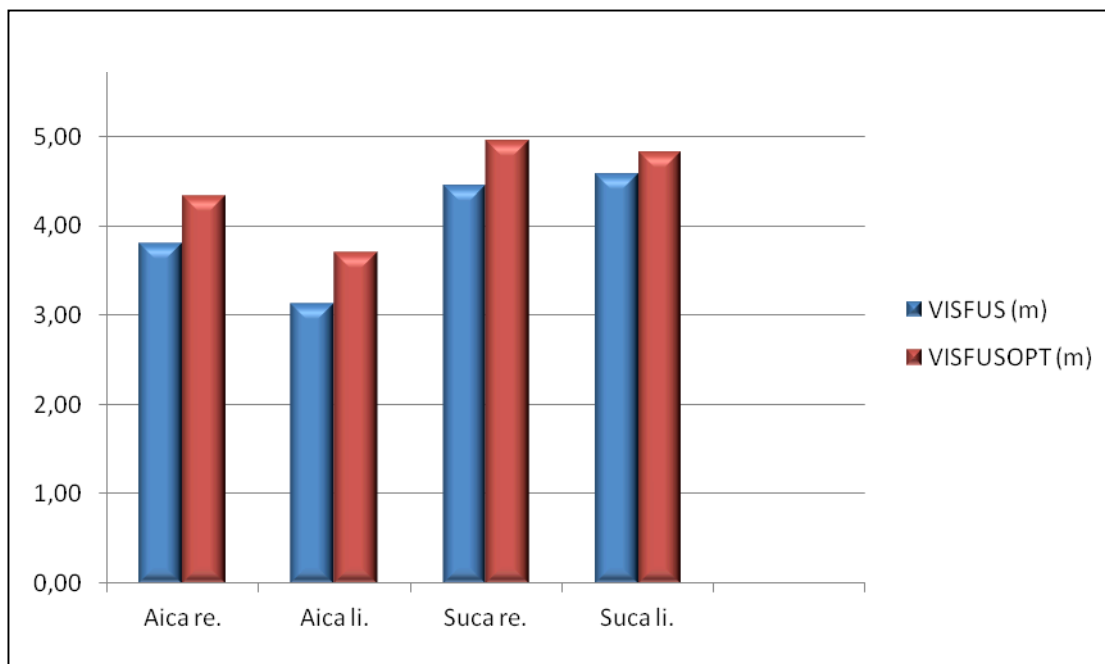


Abbildung 55: Mittelwerte (m) der Bewertungspunkte für die kleinen Gefäße bei den fusionierten optimiert und nicht optimiert Visualisierungen VISFUS und VISFUSOPT bei 3,0 T

### 5.2.2 Pulsationsartefakte bei den 3,0 Tesla Daten

Die quantitative Auswertung der Pulsationsartefakte in Tabelle 17 zeigt, dass sich durch die Optimierung mit VISCISSOPT die Anzahl der Pulsationsartefakte bis auf einzelne wenige Gefäße deutlich reduziert. Demgegenüber führt die alleinige Anwendung der Fusion mit VISFUS nur zu einer geringen oder keiner Reduktion. Im Vergleich zu den Ergebnissen von VISCISSOPT werden die Pulsationsartefakte mit der VISFUSOPT bei den verbliebenden wenigen Beeinträchtigungen nochmals um die Hälfte reduziert. Der qualitative Vergleich zwischen VISCISS und VISCISSOPT (siehe Abbildung 56) sowie zwischen VISFUS und VISFUSOPT unterstreicht die quantitativen Ergebnisse illustrativ. Insgesamt waren bei drei Patienten nur geringste und bei einem Patient überhaupt keine Optimierung notwendig (siehe Abbildung 57).

Gefäß (n=25)	VISCISS	VISCISSOPT	VISFUS	VISFUSOPT
A.Basilaris	13	2	12	1
A.Vertebrales re.	7	2	5	1
A.Vertebrales li.	7	2	6	1
Pica re.	4	0	3	0
Pica li.	5	0	4	0
Aica re.	0	0	0	0
Aica li.	0	0	0	0
Suca re.	3	1	3	0
Suca li.	3	1	3	1

Tabelle 17: Anzahl der Patienten mit Pulsationsartefakten bei den untersuchten Gefäßen in Abhängigkeit vom Typ der 3D-Visualisierung bei 3,0 T



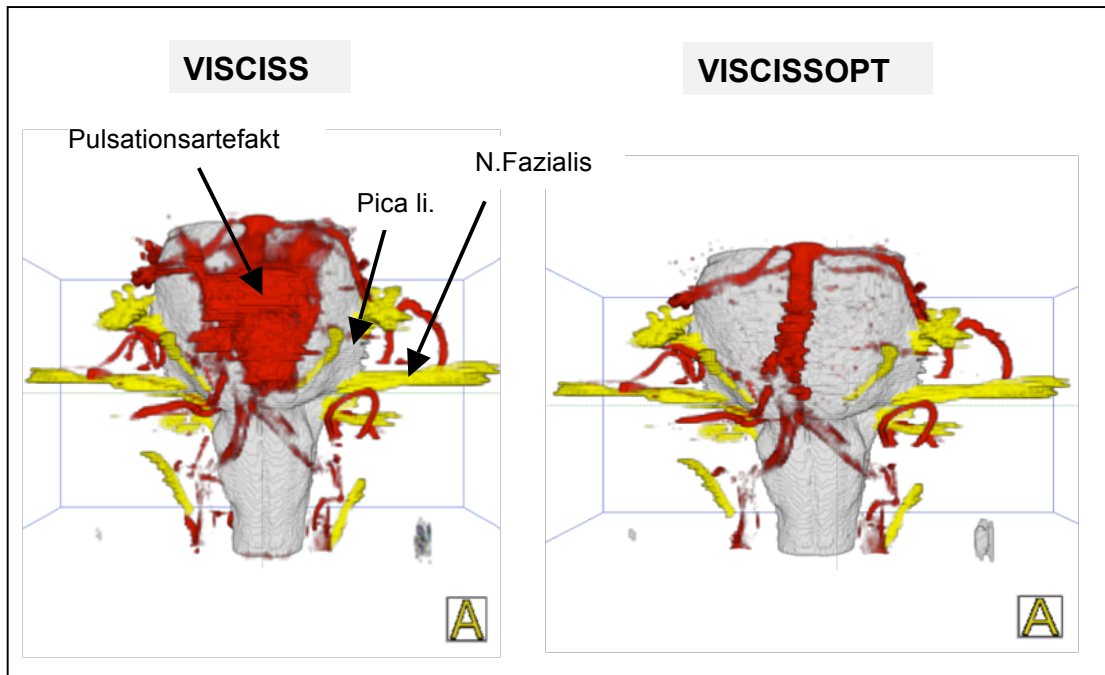


Abbildung 56: 3D-Visualisierungen eines bei Spasmus Hemifazialis li. verursacht durch die Pica li. bei 3,0 T. Bereits die manuelle Optimierung führt zur nahezu vollständigen Unterdrückung der Pulsationsartefakte.

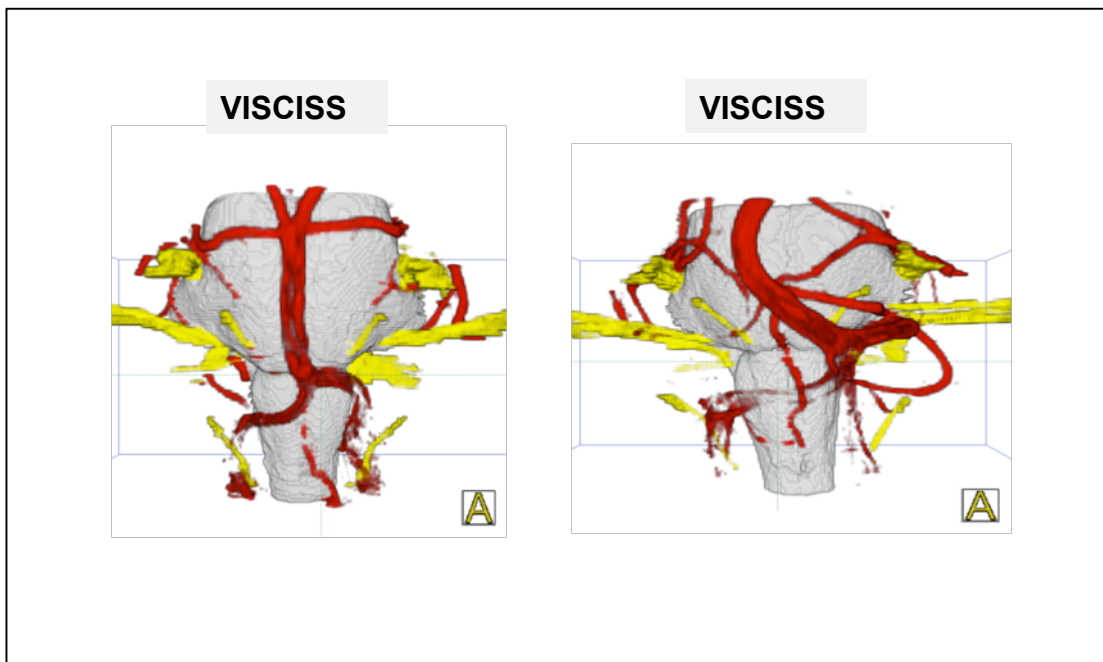


Abbildung 57: VISCISS mit wenigen Pulsationsartefakten (links) und ohne Pulsationsartefakte (rechts) in der initialen 3D-Visualisierung bei 3,0 T.

### 5.2.3 Flussartefakte bei den 3,0 Tesla Daten

Die quantitative Auswertung der Flussartefakte in Tabelle 18 zeigt, dass die Optimierung mit VISCISOPT zu nahezu keiner Verbesserung führt und die Fusion mit VISFUS eine vollständige Eliminierung der Flussartefakte zur Folge hat. Eine weiterführende Optimierung mit VISFUSOPT war somit überflüssig. Der qualitative Vergleich zwischen VISCISS und VISFUS (siehe Abbildung 58) sowie zwischen VISCISOPT und VISFUSOPT (siehe Abbildung 59) unterstreicht die quantitativen Ergebnisse illustrativ.

Gefäß (n=25)	VISCISS	VISCISOPT	VISFUS	VISFUSOPT
A.Basilaris	16	15	0	0
A.Vertebrales re.	22	21	0	0
A.Vertebrales li.	23	22	0	0

Tabelle 18: Anzahl der Patienten mit Flussartefakten bei den untersuchten Gefäßen im Abhängigkeit vom Typ der Visualisierung bei 3,0 T

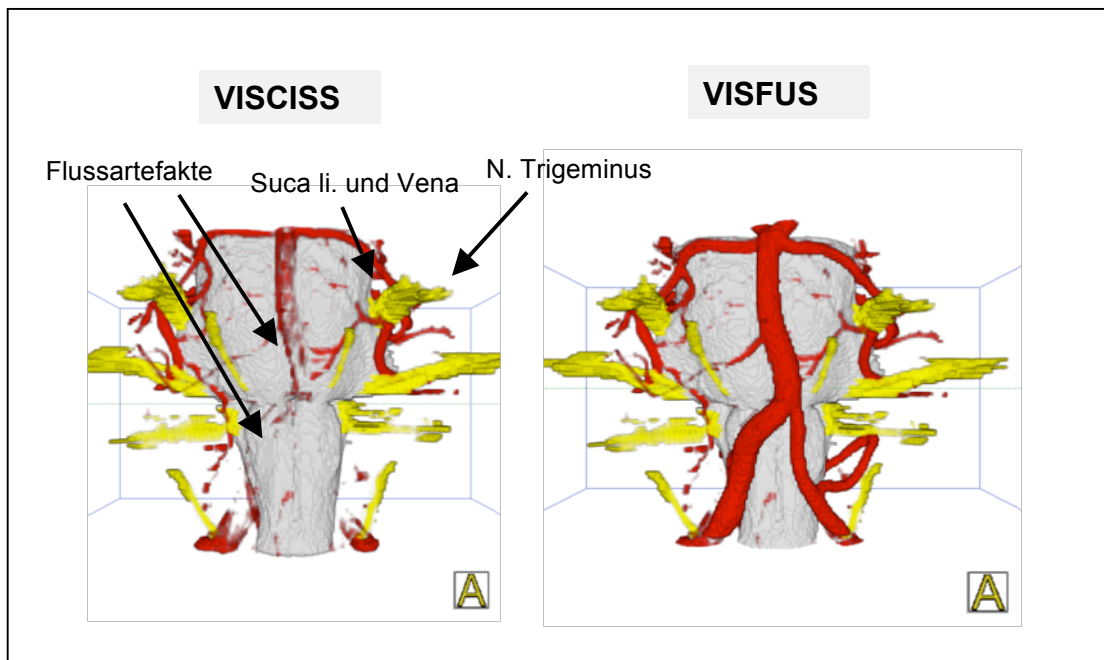


Abbildung 58: 3D-Visualisierungen einer Trigeminalneuralgie li. verursacht durch die Suca und eine Vene bei 3,0 T. Die Fusion führt zur Eliminierung der Flussartefakte und ermöglicht erst die Darstellung der A.Basilaris und der beiden A.Vertebrales.

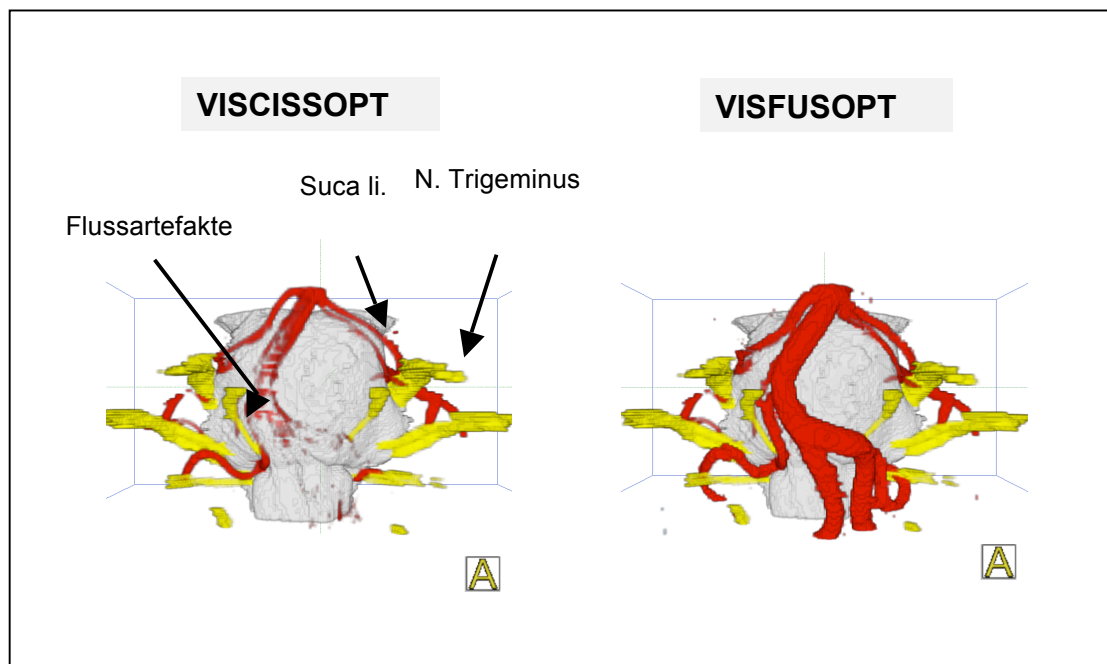


Abbildung 59: 3D-Visualisierungen einer Trigeminalneuralgie li. verursacht durch die Suca li. bei 3,0 T. Durch die Fusion kommen die beiden A. Vertebralis sowie die A. Basilaris zur Darstellung.

### 5.3 Vergleich zwischen 1,5 und 3,0 Tesla Daten

Für den direkten Vergleich der unterschiedlichen 3D-Visualisierungen bei 1,5 und 3,0 T wurden die Mittelwerte (m) der Bewertungspunkte der 3D-Visualisierungen in Tabelle 19 und Tabelle 20 übersichtlich zusammengefasst.

	1,5 T	1,5 T	3,0 T	3,0 T
<b>Gefäß</b>	<b>VISCISS (m)</b>	<b>VISFUS (m)</b>	<b>VISCISS (m)</b>	<b>VISFUS (m)</b>
A.Basilaris	4,44	4,76	3,84	4,84
A.Vertebrales re.	3,44	4,68	2,34	4,68
A.Vertebrales li.	3,00	4,68	2,34	4,84
Pica re.	2,12	3,08	0,80	2,76
Pica li.	2,68	3,76	1,50	2,88
Aica re.	3,88	4,24	1,88	3,80
Aica li.	3,24	3,60	2,57	3,12
Suca re.	4,52	4,68	4,04	4,45
Suca li.	4,32	4,68	4,16	4,58

Tabelle 19: Mittelwerte (m) der Bewertungspunkte der initialen und fusionierten Visualisierungen VISCISS und VISFUS bei 1,5 und 3,0 T.

Vergleich von VISCISS bei 1,5 und 3,0 T: Für die großen Gefäße zeigt sich eine Differenz der Mittelwerte von 0,6 Punkten bei der A.Basilaris bis zu 1,32 Punkten bei der Pica re., wobei die Visualisierungen der 1,5 T Daten für alle großen Gefäße im Durchschnitt um 0,97 Punkte besser bewertet sind (siehe Tabelle 19). Für die kleinen Gefäße zeigt sich eine Differenz der Mittelwerte von 0,16 Punkten bei der Suca li. bis zu 2,0 Punkten bei der Aica re., wobei die Visualisierungen der 1,5 T Daten für alle kleinen Gefäße im Durchschnitt um 0,82 Punkte besser bewertet sind (siehe Tabelle 19). Der qualitative Vergleich von VISCISS bei 1,5 und 3,0 T bestätigt die quantitativen Ergebnisse und zeigt, dass bei 3,0 T viele Gefäße nicht wiedergegeben werden (siehe Abbildung 60 und Abbildung 61).

Vergleich von VISFUS bei 1,5 und 3,0 T.: Für die großen Gefäße zeigt sich eine Differenz der Mittelwerte von 0,0 Punkten bei der A.Vertebalis re. und bis zu 0,88 Punkten bei der Pica li., wobei die Visualisierungen bei der A.Basilaris und A.Vertebalis li. bei 1,5 T leicht besser und bei den verbleibenden großen Gefäße bei 1,5 T leicht schlechter als bei 3,0 T sind (siehe Tabelle 19). Für die kleinen Gefäße zeigt sich eine Differenz der Mittelwerte von 0,1 Punkten bei der Suca li. und bis zu 1,44 Punkten bei der Aica re., wobei die Visualisierungen der 1,5 T Daten für alle kleinen Gefäße im Durchschnitt um 0,56 Punkte besser bewertet werden (siehe Tabelle 19). Der qualitative Vergleich von VISFUS bei 1,5 und 3,0 T illustriert die unterschiedlichen Auswirkungen der Fusion auf die großen und kleinen Gefäße. Während die A.Basilaris und beide A.Vertebalis-Äste grundsätzlich durch die Fusion sehr gut dargestellt werden, bleiben der Abgang und der Verlauf der Pica häufig auch nach der Fusion unklar, wenn sie in den initialen Daten nicht abgebildet wurden (siehe Abbildung 60 und Abbildung 61).

	1,5 T	1,5 T	3,0 T	3,0 T
<b>Gefäß</b>	<b>VISCISSOPT (m)</b>	<b>VISFUSOPT (m)</b>	<b>VISCISSOPT (m)</b>	<b>VISFUSOPT (m)</b>
A.Basilaris	4,60	5,00	4,08	5,00
A.Vertebalis re.	3,32	4,92	2,25	4,83
A.Vertebalis li.	3,20	4,92	2,25	5,00
Pica re.	2,36	3,00	1,33	3,20
Pica li.	2,44	3,28	1,33	3,20
Aica re.	4,12	4,48	3,12	4,33
Aica li.	3,32	3,72	2,75	3,70
Suca re.	4,72	4,92	4,47	4,95
Suca li.	4,72	4,84	4,60	4,82

Tabelle 20: Mittelwerte (m) der Bewertungspunkte der optimierten und optimiert fusionierten Visualisierungen VISCISSOPT und VISFUSOPT bei 1,5 und 3,0 T.

Vergleich von VICISSOPT bei 1,5 und 3,0 T: Für die großen Gefäße zeigt sich eine Differenz der Mittelwerte von 0,52 Punkten bei der A.Basilaris und bis zu 1,1 Punkten bei der Pica li., wobei die Visualisierungen der 1,5 T Daten für alle Gefäße im Durchschnitt um 0,94 Punkte besser bewertet sind (siehe Tabelle 20). Für die kleinen Gefäße zeigt sich eine Differenz der Mittelwerte von 0,12 Punkten der Suca li. und bis zu 1,0 Punkten bei der Aica re., wobei die Visualisierungen der 1,5 T Daten für alle Gefäße im Durchschnitt um 0,49 Punkte besser bewertet sind (siehe Tabelle 20). Der qualitative Vergleich von VISCISSOPT bei 1,5 und 3,0 T bestätigt die quantitativen Ergebnisse und zeigt, dass die Darstellung bei 1,5 T detailliertere Gefäßinformationen liefert (siehe Abbildung 60 und Abbildung 61).

Vergleich von VISFUSOPT bei 1,5 und 3,0 T: Sowohl für die großen als auch für die kleinen Gefäße zeigt sich nur eine kleine Differenz der Mittelwerte von durchschnittlich 0,1 Punkten (siehe Tabelle 20). Der Mittelwert bei 1,5 T ist bei 3 Gefäßen (A.Vertebalis li., Pica re. und Suca re.) leicht schlechter und bei 4 Gefäßen (A.Vertebalis re., Pica li., Aica re. und Aica li.) leicht besser als bei 3,0 T. Bei 2 Gefäßen (A.Basilaris und Suca li.) ergibt sich der gleiche Mittelwert bei 1,5 und 3,0 T. Der qualitative Vergleich von VISFUSOPT bei 1,5 und 3,0 T zeigt, dass im Vergleich zu VISCISS, VISFUS und VISCISSOPT gegenläufige Phänomen, dass die Visualisierung bei 3,0 T leicht besser ist (siehe Abbildung 60 und Abbildung 61).

Qualitativer Vergleich bei 1,5 und 3,0 T: Am Beispiel eines Patienten mit Trigeminusneuralgie zeigen Abbildung 60 und Abbildung 61 bei 1,5 und 3,0 T die Visualisierungen VISCISS, VISFUS, VISCISSOPT und VISFUSOPT sowie den Effekt von Pulsations- und Flussartefakten. Ausgehend von der initialen Visualisierung VISCISS führt die fusionierte Visualisierung VISFUS bei 1,5 T zu einer mittleren und bei 3,0 T zu einer sehr starken Verbesserung in der Darstellungsqualität. Dieser Unterschied ist auf die initial unterschiedliche vaskuläre Darstellung zurückzuführen, da insbesondere die großen Gefäße bei 1,5 T rudimentär erkennbar sind, während sie bei 3,0 T fast überhaupt nicht dargestellt werden. Demgegenüber führt wiederum ausgehend von der initialen Visualisierung VISCISS die optimierte

Visualisierung VISCISSOPT bei 1,5 T zu einer sehr deutlichen und bei 3,0 T zu einer eher geringen Verbesserung in der Darstellungsqualität. In diesem Fall ist der Unterschied auf der deutlich stärkeren Existenz von Artefakten in den 1,5 T Daten zurückzuführen. Werden schließlich Optimierung und Fusion zusammen ausgeführt, liefert die optimierte und fusionierte Visualisierung VISFUSOPT sowohl bei 1,5 als auch bei 3,0 T ein sehr gutes Ergebnis. Entscheidend für dieses Ergebnis ist bei 1,5 T die erfolgreiche Bewältigung der Optimierung und bei 3,0 T die unbedingt durchzuführende Fusion (siehe Abbildung 60 und Abbildung 61).

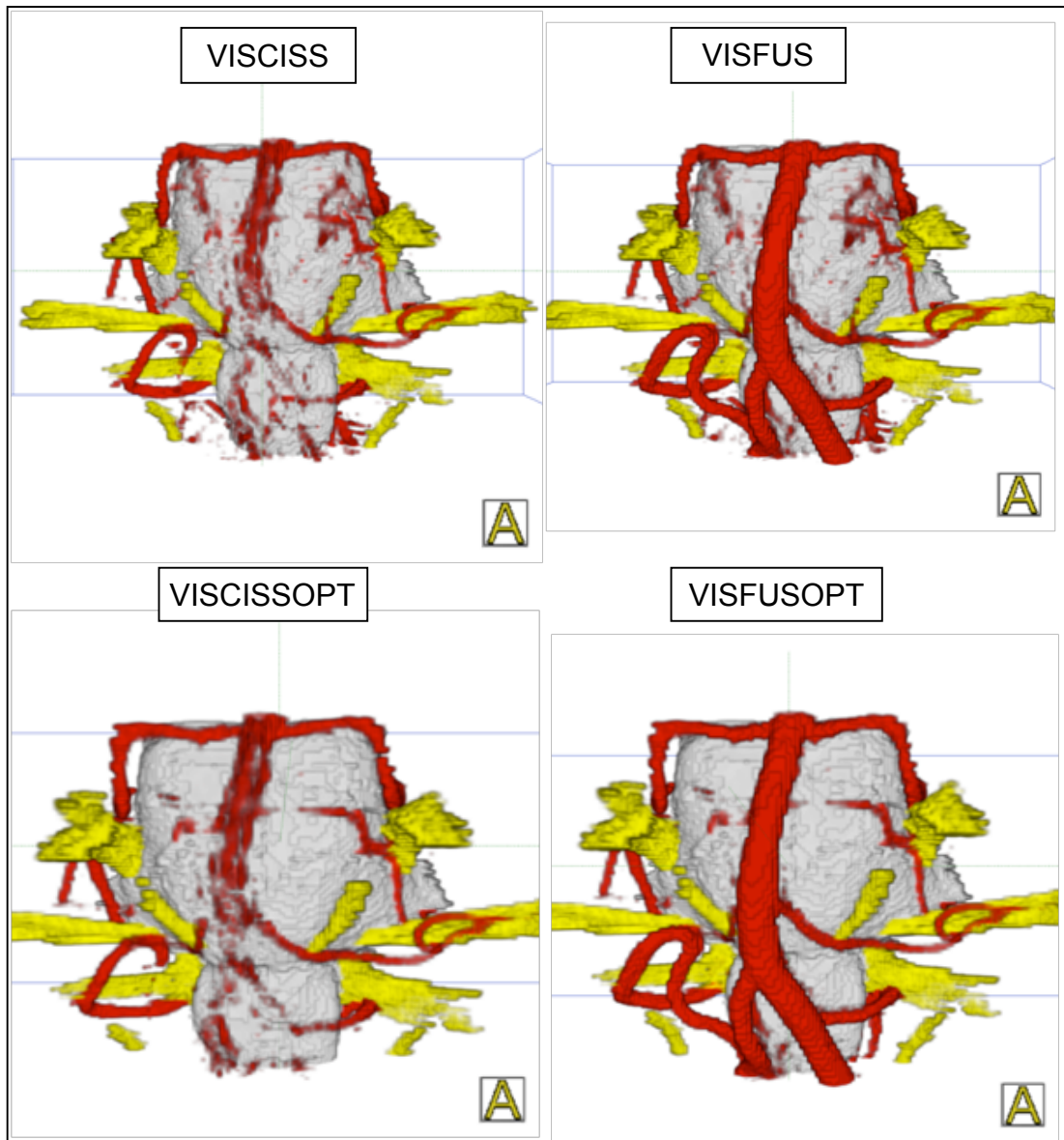


Abbildung 60: 3D-Visualisierungen einer Trigeminalneuralgie li. verursacht durch die Suca und eine Vene bei 1,5 T.



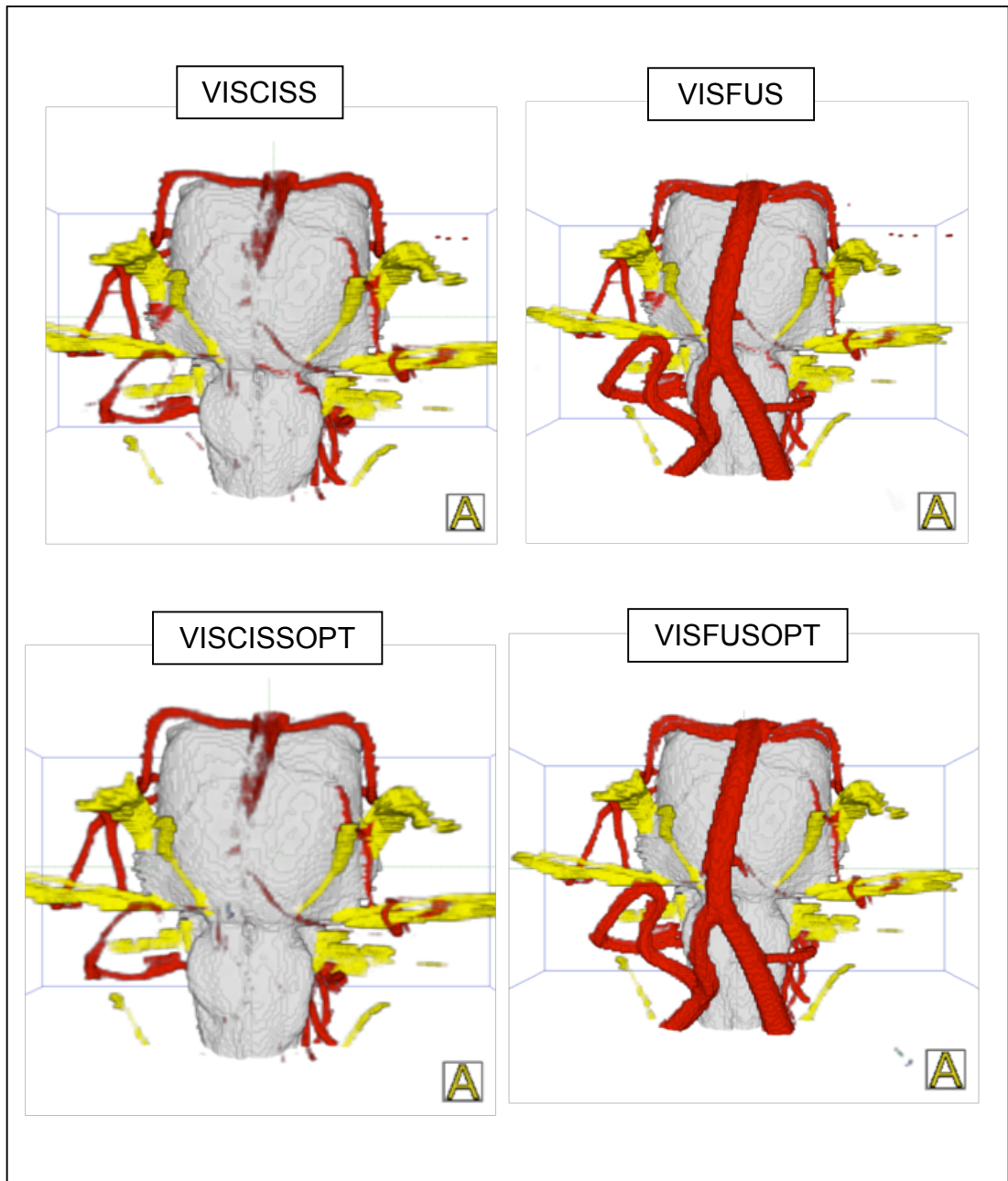


Abbildung 61: 3D-Visualisierungen bei 3,0 T. Es handelt sich um den gleichen Patient der Abbildung 60.

Vergleich der Pulsationsartefakte bei 1,5 und 3,0 T: In der initialen Visualisierung VISCISS bei 1,5 T zeigen sich deutlich mehr Pulsationsartefakte als bei 3,0 T. Wie die optimierte Visualisierung VISCISSOPT veranschaulicht, lassen sich diese Artefakte durch die Optimierung bei 1,5 T eliminieren. Erkauft wird dies jedoch mit einem aufwändigen und komplexen Prozess der Bildverarbeitung mit einer Dauer von 1-3 Stunden abhängig vom Schwierigkeitsgrad. Bei 3,0 T ist die Optimierung meist unkritisch, da die initialen Daten mit Blick auf die Visualisierung meist keine störenden Pulsationsartefakte aufweisen. Wie der Tabelle 21 zu entnehmen ist, führt auch die Visualisierung VISFUS zu einer leicht reduzierten Anzahl der Pulsationsartefakte, was nach der Fusion durch die höhere Signalstärke vaskulärer Strukturen und einer damit verbundenen besseren Abgrenzung zu Pulsationsartefakte zu erklären ist. Ein Beispiel mit Pulsationsartefakte in den Schnittbildern bei 1,5 und 3,0 T Daten zeigt Abbildung 62.

<b>Gefäß (n=25)</b>	<b>VISCISS</b>	<b>VISCISSOPT</b>	<b>VISFUS</b>	<b>VISFUSOPT</b>
	<i>1,5 T / 3,0 T</i>	<i>1,5 T / 3,0 T</i>	<i>1,5 T / 3,0 T</i>	<i>1,5 T / 3,0 T</i>
A.Basilaris	14 / 13	4 / 2	8 / 12	1 / 1
A.Vertebrales re.	13 / 7	5 / 2	5 / 5	0 / 1
A.Vertebrales li.	12 / 7	5 / 2	5 / 6	0 / 1
Pica re.	14 / 4	4 / 0	11 / 3	1 / 0
Pica li.	14 / 5	4 / 0	12 / 4	1 / 0
Aica re.	13 / 0	2 / 0	10 / 0	1 / 0
Aica li.	13 / 0	2 / 0	12 / 0	1 / 0
Suca re.	7 / 3	2 / 1	5 / 3	2 / 0
Suca li.	14 / 3	3 / 1	9 / 3	2 / 1

Tabelle 21: Anzahl der Patienten mit Pulsationsartefakten bei den untersuchten Gefäße in Abhängigkeit vom Typ der 3D-Visualisierung bei 1,5 und 3,0 T.

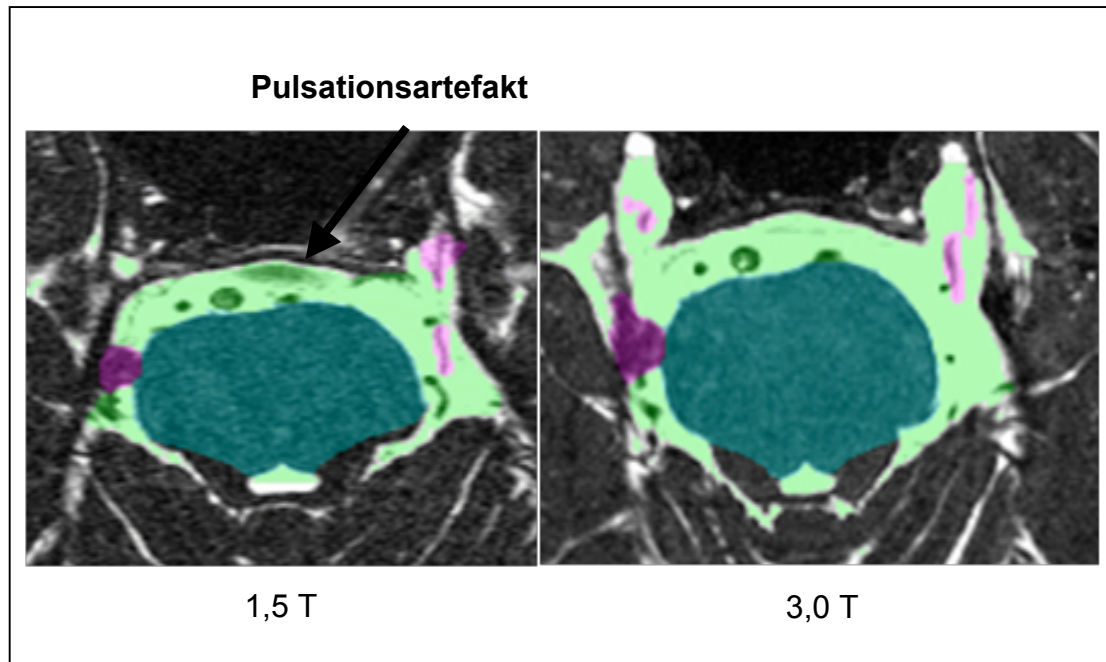


Abbildung 62: Pulsationsartefakte um die A.Basilaris in Schnittbildern des gleichen Patienten bei 1,5 und 3,0 T

Vergleich der Flussartefakte bei 1,5 und 3,0 T: Bereits in der initialen Visualisierung VISCISS bei 3,0 T sind Flussartefakte, die insbesondere bei den großen Gefäßen zu einer Signalauslöschung führen, eindrucksvoll erkennbar – A.Basilaris und A.Vertebrales sind nicht diagnostizierbar. Demgegenüber sind die großen Gefäße bei 1,5 T immerhin ansatzweise erkennbar. Mit Hilfe der Fusion lassen sich die Flussartefakte sowohl bei 1,5 als auch bei 3,0 T wirkungsvoll überwinden, wie aus den Ergebnissen für VISFUS hervorgeht (siehe Tabelle 22). Ein Beispiel für Flussartefakte bei 1,5 und 3,0 T Daten zeigt Abbildung 63.

<b>Gefäß (n=25)</b>	<b>VISCISS</b>	<b>VISCISSOPT</b>	<b>VISFUS</b>	<b>VISFUSOPT</b>
	<i>1,5 T/3,0 T</i>	<i>1,5 T/3,0 T</i>	<i>1,5 T/3,0 T</i>	<i>1,5 T/3,0 T</i>
A.Basilaris	9 / 16	9 / 15	0 / 0	0 / 0
A.Vertebrales re.	19 / 22	21 / 21	2 / 0	2 / 0
A.Vertebrales li.	22 / 23	22 / 22	1 / 0	1 / 0

Tabelle 22: Anzahl der Flussartefakte bei den untersuchten Gefäße in Abhängigkeit vom Typ der 3D-Visualisierung bei 1,5 und 3 T.

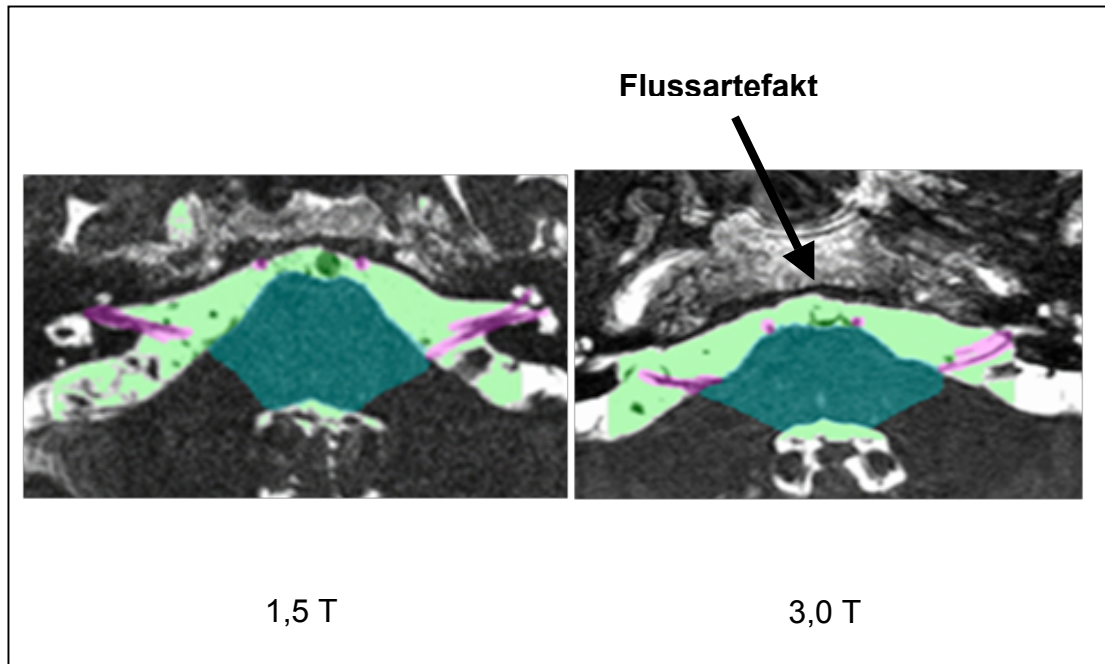


Abbildung 63: Flussartefakte um die A.Basilaris in Schnittbildern des gleichen Patienten bei 1,5 und 3,0 T

## 6 Diskussion

In der Forschung wurde immer versucht, die neurovaskuläre Kompression und die daraus resultierenden symptomatischen Krankheitsbilder genau abzugrenzen. 1975 erfolgte durch Jannetta et al<sup>25,26</sup> der erste Versuch, die NVK Syndrome als Ursache von Funktionsstörungen und Spasmus Hemifazialis zu definieren. 1977 präsentierten Morales et al<sup>42</sup> die neurovaskuläre Kompression als Ursache von Glossopharyngeusneuralgie und Vagus-Neuralgie. Lesinski et al<sup>38</sup> zeigten 1979 die mögliche kausale Rolle der neurovaskulären Kompression bei der Entstehung von Tinnitus durch die Kompression des 8. Hirnnerven. 1985 wurde durch Jannetta et al<sup>30</sup> die neurogene Hypertension als eine besondere Entität erwähnt, die durch vaskuläre Kompression entsteht. 1985 wurde durch Jannetta et al<sup>27</sup> die neurovaskuläre Dekompression mittels einer mikrochirurgischen operativen Behandlung als kausale Therapie der NVK Syndrome etabliert. Dabei wird der betroffene Hirnnerv unter mikrochirurgischen Bedingungen dargestellt und an der identifizierten Kontaktstelle zwischen Gefäßschlinge und Hirnnerv ein Stück Teflonwatte eingelagert, um das Zurückfallen der Gefäßschlinge zu vermeiden. Die mikrovaskuläre Dekompression nach Jannetta zeichnet sich durch die gegenwärtig höchste Erfolgsquote aus. Die anatomischen Verhältnisse bei NVK und die Analyse der Kompressionssyndrome sind weiterhin Gegenstand der Forschung<sup>10</sup>. Dabei werden höhere Magnetfeldstärken und unterschiedliche Aufnahmesequenzen zur Darstellung der pathologischen anatomischen Kontakte untersucht.

In dieser Arbeit wurden 25 Patienten mit unterschiedlichen NVK Syndromen sowohl bei 1,5 T als auch bei 3,0 T untersucht, die CISS und TOF Bilddaten mit Methoden der Bildverarbeitung verarbeitet und die resultierenden 3D-Visualisierungen verglichen, um das Potential der beiden verwendeten Magnetfeldstärken zu beurteilen. Jede 3D-Visualisierung wurde separat betrachtet, um die Auswirkung der Fusion, die Optimierung bei der Segmentierung und das Vorkommen von Pulsations- und Flussartefakten genau analysieren zu können. Die 3D-Visualisierungen der initialen CISS Daten (VISCISS) erzielten bei 1,5 T eine höhere Bewertung als bei 3,0 T.

Bemerkenswert ist die Tatsache, dass in VISCISS bei 1,5 T sogar die feinsten anatomischen Strukturen wiedergeben werden, allerdings auch mehr Pulsationsartefakte enthalten sind, die die Bildverarbeitung erschweren und die Bildqualität beeinträchtigen.

Demgegenüber weisen die 3D-Visualisierungen der 3,0 T Bilddaten mehr Flussartefakte sowie eine schlechtere Darstellung der großen Gefäße auf, und gleichzeitig gehen die kleinsten Strukturen (wie z.B. der genaue Verlauf der Aica oder Pica) verloren. Nach der Optimierung und Fusion gleichen sich die Phänomene bei 1,5 T und 3,0 T aus und die 3D-Visualisierungen VISFUSOPT bei 3,0 T werden höher bewertet als bei 1,5 T. Verbunden damit ist eine „sauberere“ Darstellung ohne Fluss- und Pulsationsartefakte, in der alle relevanten Strukturen enthalten sind.

Für die Beurteilung der Trigeminalneuralgie bedeuten die Ergebnisse, dass 3D-Visualisierungen bei 1,5 T besser geeignet sind, da häufig kleine Gefäße relevant sind. Sie können in diesem Fall ohne Einschränkungen angewendet werden. Durch Optimierung der Segmentierung werden die Pulsationsartefakte eliminiert, wodurch auch die kleinsten vaskulären Strukturen dargestellt werden. Erfolgt eine Fusion der initialen CISS Daten mit anderen Aufnahmen (z.B. die TOF Daten), erzielen die 3D-Visualisierungen bei 3,0 T eine höhere Bewertung, da sie alle wichtigen Informationen umfassend enthalten. Es treten dann fast keine Pulsationsartefakte auf und alle zuvor fehlenden Gefäße erscheinen. Ergänzend ist zu erwähnen, dass sich der Prozess der Bildverarbeitung aufgrund geringerer Pulsationsartefakte in den 3,0 T Daten einfacher und schneller durchführen lässt als bei 1,5 T.

In verschiedenen Arbeiten wurden T1- und T2 gewichtete MRT und MRA Daten eingesetzt, um neurovaskuläre Kompression zu visualisieren. Ein erster Versuch wurde 1989 von Wong et al<sup>66</sup> unternommen, um eine anatomische Kompression zwischen Hirnnerven und Gefäßen bei TN mittels MRT darzustellen. Anderson et al<sup>2</sup> haben bei TN Patienten mit einer Sensitivität von 76% und Spezifität von 75% neurovaskuläre Kompressionen durch Verwendung von 3D-TOF und 3D-Gad (MRT Untersuchung mit Gadolinium als Kontrastmittel) identifiziert. Yoshino et al<sup>67</sup> haben Patienten

mittels 3D-TOF und 3D-CISS bei 1,5 T untersucht und die Verfahren untereinander verglichen. Es stellte sich heraus, dass sich venöse Kompressionen, die häufig Ursache eines NVK Syndroms sind, nur mit 3D-TOF detektieren lassen. Nach Fusion von 3D-TOF und 3D-FAST bei 1,5 T berichten Satoh et al<sup>54</sup> von einer Sensitivität von 85% bei der Detektion der Kompression bei TN.

Alle diese Arbeiten basieren auf 2D-Visualisierungen und der entsprechenden Evaluierung von Schnittbildern. Hierbei erweist sich als nachteilig, dass 2D-Visualisierungen nicht alle relevanten Informationen bezüglich der Anatomie zwischen Hirnnerven und Gefäßen liefern<sup>45</sup>. Die vorliegende Arbeit stellt einen alternativen Ansatz für die Darstellung neurovaskulärer Kompressionen dar, indem die MR-Protokolle CISS und TOF bei 1,5 T und 3,0 T angewendet und die Bilddaten mit Blick auf eine optimale 3D-Visualisierung fusioniert wurden.

Von Naraghi et al<sup>44,45</sup> wurden 3D-Visualisierungen von CISS Daten bei 1,5 T verwendet, um verschiedene NVK Syndrome im Rahmen der präoperativen Planung zu analysieren. Hastreiter et al<sup>48,51</sup> haben zum ersten Mal CISS und TOF Daten zur besseren 3D-Darstellung von NVK Syndromen fusioniert und visualisiert. Dieses Verfahren wurde auch in der Arbeit von Dodenhöft verwendet<sup>11</sup>, um die Verbindung von NVK und arterieller Hypertonie zu analysieren. Akimoto et al<sup>1</sup> haben die beiden Aufnahmesequenzen 3D-CISS und 3D-FISP mit zufriedenstellenden Ergebnissen angewendet, um 3D-Visualisierungen zur präoperative Evaluierung von TN-Patienten zu rekonstruieren. Von Tanrikulu et al<sup>57</sup> wurden 3D-Visualisierungen von MRT-Bilddaten zur intraoperative Steuerung der mikrovaskulären Dekompression eingesetzt. Aufbauend auf den Ergebnissen der Arbeitsgruppe<sup>11,44,51,57</sup> entstand die Fragestellung, welche Magnetfeldstärke für die 3D-Visualisierung einer NVK besser geeignet ist und ob die höhere Magnetfeldstärke bessere Ergebnisse liefert. In diesem Kontext haben Leal et al<sup>37</sup> anatomische MR und TOF Daten bei 3,0 T angewendet, um die NVK postoperativ zu evaluieren. Von Selcuk et al<sup>50</sup> wurden mit CISS-Daten 3D-Visualisierungen bei 3,0 T erzeugt, um NVK Syndrome darzustellen. Es zeigte sich, dass die 3,0 T Visualisierungen bei einer höheren

Magnetfeldstärke ohne weitere Bildverarbeitung der erstellten Bilddaten eine optimale Darstellung anatomischer Strukturen liefern können.

Bei Garcia et al<sup>16</sup> findet sich erstmals ein Vergleich von 1,5 T und 3,0 T Bilddaten, der zeigt, dass 3,0 T Bilddaten bessere Ergebnisse liefern. Der Vergleich wurde jedoch ausschließlich mit 2D-Visualisierungen auf der Basis von Schnittbildern durchgeführt. Außerdem erfolgten keine Optimierung der Segmentierung und auch keine Fusion.

In der vorliegenden Arbeit wurde erstmals ein Vergleich der 3D-Visualisierungen von NVK Syndromen bei 1,5 T und 3,0 T durchgeführt. Die Beurteilung ist insbesondere aufgrund der Tatsache bedeutend, dass die Bilddaten in jedem Schritt der Bildverarbeitung auf Basis von 3D-Visualisierung ausgewertet und dabei alle auftretenden Artefakte berücksichtigt wurden, die die Bildqualität beeinflussen können.

Zusammenfassend ist das vorgestellte Verfahren der Bildverarbeitung bestehend aus Segmentierung, Fusion und 3D-Visualisierung für die präoperative Analyse und Beurteilung von NVK-Syndromen sehr hilfreich. Insbesondere wird die Qualität der 3D-Visualisierung durch Fusion von CISS- und TOF-Daten deutlich verbessert. Um optimale Ergebnisse für eine einfache und schnelle Beurteilung von NVK-Syndromen zu erzielen, kann die Wahl von 1,5 T oder 3,0 T verbunden mit einer Fusion von CISS- und TOF-Daten entscheidend sein. Insgesamt führen 3,0 T Bilddaten zu 3D-Visualisierungen mit optimaler Qualität und Detailtiefe, die sich jedoch nur dann entfalten kann, wenn die CISS- und TOF-Daten fusioniert werden und abschließend die Segmentierung optimiert wird. Demgegenüber sind 3D-Visualisierungen auf Basis von 1,5 T Bilddaten eine sehr gute Alternative bei Trigeminusneuralgie und insbesondere, wenn kleine Gefäße von Interesse sind.



## 7 Literaturverzeichnis

1. Akimoto H, Nagaoka T, Nariai T, Takada Y, Ohno K, Yoshino N. Preoperative evaluation of neurovascular compression in patients with trigeminal neuralgia by use of three-dimensional reconstruction from two types of high-resolution magnetic resonance imaging. *Neurosurgery*, 2002;51:956-61
2. Anderson VC, Berryhill PC, Sandquist MA, Ciaverella DP, Nesbit GM, Burchiel KJ. High-resolution three-dimensional magnetic resonance angiography and three-dimensional spoiled gradient-recalled imaging in the evaluation of neurovascular compression in patients with trigeminal neuralgia: a double-blind pilot study. *Neurosurgery*, 2006;58:666-73
3. Ärztefortbildung Bayerische Landesärztekammer 2005. Diagnostische Radiologie, Grundkurs Magnetresonanztomographie im Rahmen MR. 2005
4. Bernhard P, Peitgen H-O. Interaktive Volumenvisualisierung - ein Überblick. Springer Verlag, 2000
5. Blank M, Kalender WA. Medical volume exploration: gaining insights virtually. *Eur J Radiol*, 2000;33:161-9
6. Bryc S. In honor of the centennial anniversary of the discovery of X-rays by Wilhelm Conrad Roentgen, *Ann Univ Mariae Curie Sklodowska. Med*, 1995;50:1-7
7. Bücheler E K-JL, Thelen M. Einführung in die Radiologie. Thieme Verlag, 1998
8. Busch U. 110 years ago: Wilhelm Conrad Roentgen received the first Nobel Prize. *Z Med Phys*, 2011;21:159-60
9. Calhoun PS, Kuszyk BS, Heath DG, Carley JC, Fishman EK. Three-dimensional volume rendering of spiral CT data: theory and method. *Radiographics*, 1999;19:745-64
10. Dehgani Mobaraki P, Lapenna R, Ricci G, Magnan J. Hemifacial spasm and neurovascular compression syndrome. *BMJ Case Rep*, 2017;2017
11. Dodenhöft-Sirtl N. Verbesserte Darstellung von Hirnnerven und Gefäßen durch Registrierung und Fusion, Dissertation. Universität Erlangen-Nürnberg, 2009
12. Dr. Pabst C. Magnetresonanztomographie, Lernskript für Mediziner: Grundlagen der Magnetresonanztomographie. UGuM, Januar 2013
13. Dunn PM. Wilhelm Conrad Roentgen (1845-1923): the discovery of x rays and perinatal diagnosis. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed*, 2001;84:F138-9
14. Forsting M, Jansen O. MR Neuroimaging. Thieme Verlag, 2017
15. Friedrich L. Positronen-Emissions-Tomographie. Springer Verlag, 2014
16. Garcia M, Naraghi R, Zumbrunn T, Rosch J, Hastreiter P, Dorfler A. High-resolution 3D-constructive interference in steady-state MR imaging

- and 3D time-of-flight MR angiography in neurovascular compression: a comparison between 3T and 1.5T. *AJNR Am J Neuroradiol*, 2012;33:1251-6
17. Gaul C, Hastreiter P, Duncker A, Naraghi R. Improvement of diagnosis and treatment of glossopharyngeal neuralgia. *Schmerz*, 2008;22 Suppl 1:41-6
  18. Gaul C, Hastreiter P, Duncker A, Naraghi R. Diagnosis and neurosurgical treatment of glossopharyngeal neuralgia: clinical findings and 3-D visualization of neurovascular compression in 19 consecutive patients. *J Headache Pain*, 2011;12:527-34
  19. Handels H, Tolxdorff T. *Bildverarbeitung für die Medizin*, Heidelberg. Springer Verlag, 2013; 2013
  20. Haltaufderheide K. *Darstellung von Hirnnerven im Bereich des Hirnstamms mit dem 3.0 Tesla MRT im Vergleich zum 1.5 Tesla MRT*. Dissertation Universitätsmedizin Berlin, 2009
  21. Handels H. *Medizinische Bildverarbeitung*. Springer Verlag, 2009
  22. Hastreiter P, Naraghi R, Tomandl B, Bonk A, Fahlbusch R. Analysis and 3-dimensional visualization of neurovascular compression syndromes. *Acad Radiol* 2003;10:1369-79
  23. Heath DG, Soyer PA, Kuszyk BS. Three-dimensional spiral CT during arterial portography: comparison of three rendering techniques. *Radiographics*, 1995;15:1001-11
  24. Heidemann RM. *Magnetresonanztomographie bei hohen Feldstärken: Ist stärker besser?*. Max-Planck-Gesellschaft, 2007
  25. Jannetta PJ. Neurovascular cross-compression in patients with hyperactive dysfunction symptoms of the eighth cranial nerve. *Surg Forum*, 1975;26:467-9
  26. Jannetta PJ. Trigeminal neuralgia and hemifacial spasm--etiology and definitive treatment. *Trans Am Neurol Assoc*, 1975;100:89-91
  27. Jannetta PJ. Microsurgical management of trigeminal neuralgia. *Arch Neurol*, 1985;42:800
  28. Jannetta PJ, Abbasy M, Maroon JC, Ramos FM, Albin MS. Etiology and definitive microsurgical treatment of hemifacial spasm. Operative techniques and results in 47 patients. *J Neurosurg*, 1977;47:321-8
  29. Jannetta PJ, McLaughlin MR, Casey KF. Technique of microvascular decompression. Technical note, *Neurosurg Focus*, 2005;18:E5
  30. Jannetta PJ, Segal R, Wolfson SK, Jr. Neurogenic hypertension: etiology and surgical treatment. I. Observations in 53 patients. *Ann Surg*, 1985;201:391-8
  31. Kangarlu BK, Heverhagen JT, Knopp MV. *Clinical high- and ultrahigh-field MR and its interaction with biological systems*. Der Radiologe, Springer Link, 2004
  32. Kramme R. *Medizintechnik*. Springer Verlag, 2011

33. Krukenmeyer MG. Strahlenmedizin. Springer Verlag, 2004
34. Laha RK, Jannetta PJ. Glossopharyngeal neuralgia. *J Neurosurg*, 1977;47:316-20
35. Langner S, Schroeder HW, Hosten N, Kirsch M. Diagnosing neurovascular compression syndromes. *Rofo*, 2012;184:220-8
36. Lazik LS, Schulte P, Kraff O, Lauenstein TC, Theysohn JM. Usefulness of metal artifact reduction with WARP technique at 1.5 and 3T MRI in imaging metal-on-metal hip resurfacings. *Skeletal Radiology*, Springer Link, 2015
37. Leal PR, Hermier M, Souza MA, Cristino-Filho G, Froment JC, Sindou M. Visualization of vascular compression of the trigeminal nerve with high-resolution 3T MRI: a prospective study comparing preoperative imaging analysis to surgical findings in 40 consecutive patients who underwent microvascular decompression for trigeminal neuralgia. *Neurosurgery*, 2011;69:15-25
38. Lesinski SG, Chambers AA, Komray R, Keiser M, Khodadad G. Why not the eighth nerve? Neurovascular compression--probable cause for pulsatile tinnitus. *Otolaryngol Head Neck Surg* (1979), 1979;87:89-94
39. Martin L, Pfannmöller J. Grundlage funktionelle MRT (fMRT), funktionelle Bildgebung. Baltic Imaging Center, Universität Greifswald, 2009
40. <http://hirnforschung.kyb.mpg.de/methoden/magnetresonanztomographie-mrt/funktionsweise-von-magnetresonanztomographie-mrt.html>
41. McLaughlin MR, Jannetta PJ, Clyde BL, Subach BR, Comey CH, Resnick DK. Microvascular decompression of cranial nerves: lessons learned after 4400 operations. *J Neurosurg*, 1999;90:1-8
42. Morales F, Albert P, Alberca R, de Valle B, Narros A. Glossopharyngeal and vagal neuralgia secondary to vascular compression of the nerves. *Surg Neurol*, 1977;8:431-3
43. Mühlenweg SG, Trattng S. Safety aspects in high-field magnetic resonance imaging. *Der Radiologe*, 2008
44. Naraghi R, Hastreiter P, Tomandl B, Bonk A, Huk W, Fahlbusch R. Three-dimensional visualization of neurovascular relationships in the posterior fossa: technique and clinical application. *J Neurosurg*, 2004;100:1025-35
45. Naraghi R, Tanrikulu L, Troescher-Weber R. Classification of neurovascular compression in typical hemifacial spasm: three-dimensional visualization of the facial and the vestibulocochlear nerves. *J Neurosurg*, 2007;107:1154-63
46. Nurmikko T, Miles J, Eldridge P, Bowsher D. Treatment for trigeminal neuralgia. Pathophysiological mechanisms of trigeminal neuralgia need to be explored. *BMJ*, 1997;314:519
47. Nurmikko TJ, Eldridge PR. Trigeminal neuralgia--pathophysiology, diagnosis and current treatment. *Br J Anaesth*, 2001;87:117-32

48. PD Hastreiter P, Tomandl B, Bauer M, Fahlbusch R. 3D-Visualization and Registration for Neurovascular Compression Syndrome Analysis. Surg Neurology, 2007
49. Pabst C. Grundlagen der Magnetresonanztomographie, Lernskript für Mediziner. Klinik für diagnostische und interventionelle Radiologie, Universitätsklinikum Giessen und Marburg, 2013
50. Peker Selcuk DA, Necmettin Pamir M. Vascular compression of the trigeminal nerve is a frequent finding in asymptomatic individuals: 3-T MR imaging of 200 trigeminal nerves using 3D CISS sequences. Acta Neurochir (Wien), 2009 Sep;151(9)
51. PD Hastreiter P, Tomandl B, Fahlbusch R, Naraghi R. Advanced and standardized evaluation of neurovascular compression syndromes. Proceedings Vol 5367, Medical Imaging, 2004
52. Prof. Willi Kalender. Computertomographie: Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität und Anwendungen. Publicis Verlag, 2006
53. Sarsam Z, Garcia-Finana M, Nurmikko TJ, Varma TR, Eldridge P. The long-term outcome of microvascular decompression for trigeminal neuralgia. Br J Neurosurg, 2010;24:18-25
54. Satoh T, Omi M, Ohsako C, Onoda K, Date I. Assessment of neurovascular compression in patients with trigeminal neuralgia with a boundary fusion three-dimensional magnetic resonance cisternogram/angiogram. No Shinkei Geka, 2007;35:33-41
55. Sekula RF, Frederickson AM, Jannetta PJ, Bhatia S, Quigley MR, Abdel Aziz KM. Microvascular decompression in patients with isolated maxillary division trigeminal neuralgia, with particular attention to venous pathology. Neurosurg Focus, 2009;27:E10
56. Sekula RF, Jr., Frederickson AM, Jannetta PJ, Quigley MR, Aziz KM, Arnone GD. Microvascular decompression for elderly patients with trigeminal neuralgia: a prospective study and systematic review with meta-analysis. J Neurosurg, 2011;114:172-9
57. Tanrikulu L, Hastreiter P, Troescher-Weber R, Buchfelder M, Naraghi R. Intraoperative three-dimensional visualization in microvascular decompression. J Neurosurg, 2007;107:1137-43
58. Tomandl BF, Hastreiter P, Eberhardt KE, Naraghi R. Rapid interactive 3-D imaging of the temporal bone with "direct volume rendering". HNO, 2001;49:618-25
59. Tomandl BF, Hastreiter P, Rezk-Salama C. Local and remote visualization techniques for interactive direct volume rendering in neuroradiology. Radiographics, 2001;21:1561-72
60. Udupa JK. Three-dimensional visualization and analysis methodologies: a current perspective. Radiographics, 1999;19:783-806
61. Vu AT, Auerbach E, Lenglet C. High resolution whole brain diffusion imaging at 7 T for the Human Connectome Project. Neuroimage, 2015

62. Wachsmuth L. Einführung in die Grundlagen der Medizinischen Physik, Magnetresonanztomographie. Skript, Institute of Medical Physics Erlangen, 2017
63. Weber AL. History of head and neck radiology: past, present, and future. Radiology, 2001;218:15-24
64. Weihaupt, Köchli, Marincek. Wie funktioniert MRI. 7. Auflage, Springer Verlag, 2014
65. Weishaupt, Marincek. Wie funktioniert MRI. 5. Auflage, Springer Verlag, 2006
66. Wong BY, Steinberg GK, Rosen L. Magnetic resonance imaging of vascular compression in trigeminal neuralgia. Case report J Neurosurg, 1989;70:132-4
67. Yoshino N, Akimoto H, Yamada I, Nagaoka T, Tetsumura A, Kurabayashi T, Honda E, Nakamura S, Sasaki T. Trigeminal neuralgia: evaluation of neuralgic manifestation and site of neurovascular compression with 3D CISS MR imaging and MR angiography. Radiology, 2003;228:539-45

## 8 Abbildungsverzeichnis

<b>Abb. 1:</b> Verlauf des N. Trigemini	8
<b>Abb. 2:</b> Betroffene Äste des N. Trigemini	9
<b>Abb. 3:</b> Trigemini neuralgie	11
<b>Abb. 4:</b> Verlauf des N. Fazialis	13
<b>Abb. 5:</b> Äste des N. Fazialis	14
<b>Abb. 6:</b> Aufbau eines Magnetresonanztomographen	17
<b>Abb. 7:</b> Eigendrehimpuls eines Atoms	18
<b>Abb. 8:</b> Ausrichtung der Magnetisierungsvektoren	18
<b>Abb. 9:</b> Die intrinsische Rotation und die Bewegung der Atome	19
<b>Abb. 10:</b> Längsmagnetisierung und Quermagnetisierung	20
<b>Abb. 11:</b> Die longitudinale und transversale Relaxation	21
<b>Abb. 12:</b> Gradientenfelder im Hauptmagnetfeld	22
<b>Abb. 13:</b> Die Schritte für die medizinische Visualisierung	25
<b>Abb. 14:</b> Der gedachte Sehstrahl	27
<b>Abb. 15:</b> Die drei Methoden der direkten Volumenvisualisierung	29
<b>Abb. 16:</b> Die Transferfunktion	29
<b>Abb. 17:</b> Prozess der Registrierung und Fusion	32
<b>Abb. 18:</b> Medalyvis beim Starten des Programms	35
<b>Abb. 19:</b> Segmentierung des Liquorraums mit „Volume Growing“	37
<b>Abb. 20:</b> Explizite Segmentierung	37
<b>Abb. 21:</b> Abgrenzung des Volumens mit der Bounding Box	38
<b>Abb. 22:</b> 3D-Darstellung mit der Bounding-Box	38
<b>Abb. 23:</b> Exemplarische Transferfunktionen	39
<b>Abb. 24:</b> 3D-Darstellung der Segmentierung in den VISCISS Daten	40
<b>Abb. 25:</b> Registrierungsmodul von Medalyvis	41
<b>Abb. 26:</b> Markierung der Gefäße	41
<b>Abb. 27:</b> Die angewendeten 3D-Visualisierungen	43
<b>Abb. 28:</b> Punktevergabe auf Basis des Scoring Schemas	45
<b>Abb. 29:</b> Pulsations- und Flussartefakte	46
<b>Abb. 30:</b> 3D-Visualisierungen einer Glossopharyngeusneuralgie bei 1,5 T	50
<b>Abb. 31:</b> 3D-Visualisierungen einer Trigemini neuralgie bei 1,5 T	51

<b>Abb. 32:</b> Bewertungspunkte für die großen Gefäße bei VISCISS und VISFUS bei 1,5 T .....	52
<b>Abb. 33:</b> Bewertungspunkte für die kleinen Gefäße bei VISCISS und VISFUS bei 1,5 T .....	52
<b>Abb. 34:</b> Bewertungspunkte für die großen Gefäße bei VISCISSOPT und VISFUSOPT bei 1,5 T .....	53
<b>Abb. 35:</b> Bewertungspunkte für die kleinen Gefäße bei VISCISSOPT und VISFUSOPT bei 1,5 T .....	53
<b>Abb. 36:</b> 3D-Visualisierungen bei 1,5 T .....	54
<b>Abb. 37:</b> Bewertungspunkte für die großen Gefäße bei VISCISS und VISCISSOPT bei 1,5 T .....	55
<b>Abb. 38:</b> Bewertungspunkte für die kleinen Gefäße bei VISCISS und VISCISSOPT bei 1,5 T .....	55
<b>Abb. 39:</b> Bewertungspunkte für die großen Gefäße bei VISFUS und VISFUSOPT bei 1,5 T .....	56
<b>Abb. 40:</b> Bewertungspunkte für die kleinen Gefäße bei VISFUS und VISFUSOPT bei 1,5 T .....	56
<b>Abb. 41:</b> 3D-Visualisierung bei 1,5 T. Die Optimierung führt zur Reduktion der Pulsationsartefakte. ....	58
<b>Abb. 42:</b> 3D-Visualisierung bei 1,5 T. Die Optimierung führt zu sehr guter Reduktion der Pulsationsartefakte. ....	58
<b>Abb. 43:</b> 3D-Visualisierungen bei 1,5 T. Die Pulsationsartefakte bleiben weiterhin bestehen. ....	59
<b>Abb. 44:</b> 3D-Visualisierungen bei 1,5 T. Nach der Fusion kommen die beiden Ae.Vertebrales und die A.Basilaris in Erscheinung. ....	60
<b>Abb. 45:</b> 3D-Visualisierungen bei 3,0 T .....	64
<b>Abb. 46:</b> 3D-Visualisierungen bei 3,0 T .....	65
<b>Abb. 47:</b> Bewertungspunkte für die großen Gefäße bei VISCISS und VISFUS bei 3,0 T .....	66
<b>Abb. 48:</b> Bewertungspunkte für die kleinen Gefäße bei VISCISS und VISFUS bei 3,0 T .....	66
<b>Abb. 49:</b> Bewertungspunkte für die großen Gefäße bei VISCISSOPT und VISFUSOPT bei 3,0 T .....	67

<b>Abb. 50:</b> Bewertungspunkte für die kleinen Gefäße bei VISCISSOPT und VISFUSOPT bei 3,0 T .....	67
<b>Abb. 51:</b> 3D-Visualisierungen bei 3,0 T .....	68
<b>Abb. 52:</b> Bewertungspunkte für die großen Gefäße bei VISCISS und VISCISSOPT bei 3,0 T .....	69
<b>Abb. 53:</b> Bewertungspunkte für die kleinen Gefäße bei VISCISS und VISCISSOPT bei 3,0 T .....	69
<b>Abb. 54:</b> Bewertungspunkte für die großen Gefäße bei VISFUS und VISFUSOPT bei 3,0 T .....	70
<b>Abb. 55:</b> Bewertungspunkte für die kleinen Gefäße bei VISFUS und VISFUSOPT bei 3,0 T .....	70
<b>Abb. 56:</b> 3D-Visualisierungen bei 3,0 T. Die manuelle Optimierung führt zur Unterdrückung der Pulsationsartefakte. ....	72
<b>Abb. 57:</b> VISCISS mit und ohne Pulsationsartefakte bei 3,0 T. ....	72
<b>Abb. 58:</b> 3D-Visualisierungen bei 3,0 T. Die Fusion führt zur Eliminierung der Flussartefakte. ....	73
<b>Abb. 59:</b> 3D-Visualisierungen bei 3,0 T. Durch die Fusion kommen die beiden A.Vertebrales sowie die A.Basilaris zur Darstellung. ....	74
<b>Abb. 60:</b> 3D-Visualisierungen bei 1,5 T. ....	79
<b>Abb. 61:</b> 3D-Visualisierungen bei 3,0 T. ....	80
<b>Abb. 62:</b> Pulsationsartefakte bei 1,5 und 3,0 T .....	82
<b>Abb. 63:</b> Flussartefakte bei 1,5 und 3,0 T .....	83



## 9 Tabellenverzeichnis

<b>Tab. 1:</b> Eigenschaften von flüssigen und festen Strukturen bei T1 und T2..	23
<b>Tab. 2:</b> Parameter der verwendeten MRT- Sequenzen .....	34
<b>Tab. 3:</b> Im Rahmen der Auswertung verwendete 3D-Visualisierungen.....	42
<b>Tab. 4:</b> Das verwendete Scoring Schema <sup>11</sup> .....	44
<b>Tab. 5:</b> Bewertungspunkte bei VISCISS bei 1,5 T .....	47
<b>Tab. 6:</b> Bewertungspunkte bei VISFUS bei 1,5 T.....	48
<b>Tab. 7:</b> Bewertungspunkte bei VISCISSOPT bei 1,5 T .....	48
<b>Tab. 8:</b> Bewertungspunkte bei VISFUSOPT bei 1,5 T .....	49
<b>Tab. 9:</b> Bewertungspunkte bei 1,5 T .....	49
<b>Tab. 10:</b> Pulsationsartefakte der Visualisierungen bei 1,5 T .....	57
<b>Tab. 11:</b> Flussartefakte der Visualisierungen bei 1,5 T .....	59
<b>Tab. 12:</b> Bewertungspunkte bei VISCISS bei 3,0 T .....	61
<b>Tab. 13:</b> Bewertungspunkte bei VISFUS bei 3,0 T.....	62
<b>Tab. 14:</b> Bewertungspunkte bei VISCISSOPT bei 3,0 T .....	62
<b>Tab. 15:</b> Bewertungspunkte bei VISFUSOPT bei 3,0 T .....	63
<b>Tab. 16:</b> Bewertungspunkte bei 3,0 T .....	63
<b>Tab. 17:</b> Pulsationsartefakten der Visualisierungen bei 3,0 T .....	71
<b>Tab. 18:</b> Flussartefakte der Visualisierungen bei 3,0 T .....	73
<b>Tab. 19:</b> Bewertungspunkte der VISCISS und VISFUS bei 1,5 und 3,0 T...	75
<b>Tab. 20:</b> Bewertungspunkte der VISCISSOPT und VISFUSOPT bei 1,5 und 3,0 T.....	76
<b>Tab. 21:</b> Pulsationsartefakte der Visualisierungen bei 1,5 und 3,0 T. ....	81
<b>Tab. 22:</b> Flussartefakte der Visualisierungen bei 1,5 und 3,0 T. ....	82

## 10 Abkürzungsverzeichnis

A.Basilaris	Arteria Basilaris
Aica	Arteria inferior anterior cerebelli
A.Vertebrales	Arteria Vertebralis
CISS	Constructive Interference in Steady State
CSF	Cerebrospinale Flüssigkeit
CT	Computertomographie
dVR	direct Volume Rendering (dt.: direkte Volumenvisualisierung)
GN	Glossopharyngeusneuralgie
HFS	Spasmus Hemifazialis
MIP	Maximum Intensity Projection
MRT	Magnetresonanztomographie
NVK	Neurovaskuläre Kompression
Pica	Arteria inferior posterior cerebelli
REZ	Root-entry-zone (dt.: Nervenwurzeleintrittszone)
SNR	Signal-to-Noise-Ratio (dt.: Signal-Rausch-Verhältnis)
SSD	Surface Shaded Display
Suca	Arteria superior cerebelli
T	Tesla
TE	Echo-time (dt: Echozeit)
TN	Trigeminusneuralgie
TOF	Time-of-Flight
TR	Repetition-time (dt.: Repetitionszeit)
2D	zweidimensional
3D	dreidimensional

## 11 Danksagung

Ich bedanke mich bei Herrn Prof. Dr. med. Buchfelder für die Möglichkeit, meine Dissertation in der Neurochirurgie Abteilung der Universität Erlangen-Nürnberg durchführen zu können.

Mein besonderer Dank gilt Herrn PD Dr.-Ing. P. Hastreiter für die Überlassung des Themas und unsere ganz herzliche Zusammenarbeit sowie seine Geduld und Unterstützung bei der Erstellung der Arbeit.

Ebenso bedanke ich mich bei PD Dr. R. Naraghi für seine herzliche Unterstützung und Hilfsbereitschaft bei den unterschiedlichen Fragenstellungen während der Erstellung dieser Arbeit.

Des Weiteren geht mein herzlicher Dank auch an Herrn Prof. Dr. Dörfler für die Erhebung der tomographischen Bilddaten in der Abteilung für Neuroradiologie des Universitätsklinikums Erlangen-Nürnberg.

An dieser Stelle danke ich allen Mitarbeitern der Neurochirurgischen Klinik der Universität Erlangen-Nürnberg für Ihre Hilfsbereitschaft und Freundlichkeit bei den verschiedenen Problemen in der Niederschrift der Dissertation.

Schließlich bedanke ich mich bei meiner Familie für ihre tatkräftige Unterstützung.

## 12 Lebenslauf

### Persönliche Daten

- Familienname, Vorname: Maliachova, Olga
- Geburtsdatum: 16/01/1986
- Geburtsort: Thessaloniki
- Staatsangehörigkeit: griechisch, deutsch
- Familienstand: ledig

### Berufserfahrung

- **Assistenzärztin** **Seit 07/2017**  
Kinderheilkunde, A' Pädiatrische Klinik, „Agia Sofia“  
Krankenhaus, Universitätsklinik Athen
- **Assistenzärztin** **10/2014-07/2017**  
Kinderheilkunde, A' Pädiatrische Klinik, Hippokration  
Krankenhaus, Aristoteles Universität, Thessaloniki
- **Assistenzärztin** **01/2014-09/2014**  
Innere Medizin, Universitätsspital, Zürich
- **Assistenzärztin** **05/2012-02/2014**  
Innere Medizin, Krankenhaus Rummelsberg,  
Friedrich-Alexander Universität Erlangen-Nürnberg

### Ausbildung

- **Swiss Diplom** (Swiss Confederation) **01/2014**
- **Approbation** **10/2011**  
Friedrich-Alexander Universität, Erlangen-Nürnberg
- **Medizinstudium** **04/2005-10/2011**  
Friedrich-Alexander Universität Erlangen-Nürnberg
- **Apolyterion Einheitlichen Lyzeums (Abitur)** **2003**
- **Experimentelles Lyzeum, Gymnasium** Thessaloniki,  
Griechenland **1997-2003**