

Aus der Neurochirurgischen Klinik und Poliklinik
der Universität München
Vorstand: Prof. Dr. med. Jörg-Christian Tonn

**Dreidimensionale Visualisierung und anatomische Korrelation
des superfiziellen zerebralen Venensystems**

–

**Eine Möglichkeit zur Verbesserung der Operationsplanung
in der Mikroneurochirurgie**

Eine mikroneurochirurgische und anatomische Studie

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

Vorgelegt von
Nicolas Jorden
aus
München
2005

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

1. Berichterstatter:	Priv. Doz. Dr. P. A. Winkler
2. Berichterstatter:	Prof. Dr. U. Büttner
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. A. Baethmann Prof. Dr. K. J. Pfeifer
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	Dr. Ch. Vollmar
Dekan:	Prof. Dr. med. D. Reinhardt
Tag der mündlichen Prüfung:	17.03.2005

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	6
1.1	Grundlagen der venösen Anatomie der Großhirnkonvexität	6
1.2	Grundlagen der Magnetresonanzbildgebung und Magnetresonanz-Angiografie	7
1.2.1	MPRAGE-Sequenz	8
1.2.2	Magnetresonanzangiografie	9
1.2.2.1	Zweidimensionale Time-of-Flight-Sequenzen	10
1.3	Grundlagen der Bildfusion	12
1.3.1	Schritte auf dem Weg zur Koregistrierung zweier Datensätze	13
1.3.2	Prospektive und retrospektive Koregistrierung von Datensätzen	14
1.3.3	Retrospektive Verfahren und Algorithmen zur Koregistrierung von Datensätzen... ..	15
1.3.3.1	Automatische Registrierung mittels geeigneter Algorithmen.....	16
1.3.3.2	Interaktive manuelle Registrierung	17
1.3.3.3	Genauigkeit der manuellen und automatischen Registrierung.....	19
1.3.4	Anwendungen der medizinischen Bildfusion	19
1.3.4.1	Anwendung der Bildfusion in der zerebralen Tumorchirurgie	20
1.3.4.2	Anwendung der Bildfusion in der Epilepsiechirurgie.....	20
1.4	Brain Shift	22
1.5	Ziele der Arbeit	25
2	Anatomie der superfiziellen zerebralen Venen.....	27
2.1	Aufbereitung der Präparate	27
2.2	Histologische Merkmale der zerebralen Venen	27
2.3	Entwicklung der Drainage der Großhirnhemisphären	27
2.4	Prinzip der venösen Drainage der Großhirnhemisphären	28
2.5	Zuflüsse zu den Sinus durae matris.....	30
2.5.1	Zuflüsse zum Sinus sagittalis superior.....	30
2.5.1.1	Frontallappen.....	32
2.5.1.2	Parietallappen	33
2.5.1.3	Okzipitallappen	34
2.5.2	Zuflüsse zum Sinus transversus	34
2.5.2.1	Temporallappen.....	34
2.5.2.2	Okzipitallappen	35
2.5.3	Zuflüsse zum Sinus cavernosus	37
2.5.3.1	Frontallappen.....	37

2.5.3.2	Parietallappen	38
2.5.3.3	Temporallappen.....	38
2.5.4	Anzahl der Brückenvenen zum Sinus sagittalis superior	38
2.5.5	Große anastomosierende Venen der Großhirnkonvexität	39
2.5.5.1	Vena cerebri media superficialis (Sylvische Vene)	39
2.5.5.2	Vena anastomotica superior (Trolard).....	40
2.5.5.3	Vena anastomotica inferior (Labbé).....	40
2.5.5.4	Drainagemuster der großen anastomosierenden Venen	42
2.5.6	Mündungswinkel der Brückenvenen am Sinus sagittalis superior	43
3	Bedeutung der oberflächlichen zerebralen Venen für die Neurochirurgie.....	46
3.1	Besonderheiten bei der Präparation.....	47
3.2	Pathophysiologie und Klinik venöser Verschlüsse	50
3.2.1	Neurologische Folgen von Venenverschlüssen in spezifischen Arealen.....	52
3.3	Bedeutung des Mündungswinkels.....	54
3.4	Anpassung der Operationsvorbereitung und der Operationsstrategie.....	55
3.4.1	Tumorchirurgie	56
3.4.2	Epilepsiechirurgie	59
4	Material und Methoden.....	63
4.1	Patientengut.....	63
4.2	Magnetresonanzbildgebung	64
4.3	Überlagerung, Koregistrierung und Bearbeitung der Datensätze	65
4.3.1	Interaktive Überlagerung der Datensätze.....	65
4.3.2	Koregistrierung der Datensätze und Anpassung des Schwellenwerts	67
4.3.3	Segmentierung des Datensatzes	68
4.3.4	Bestimmung des geometrischen Fehlers der interaktiven Koregistrierung	70
4.3.5	Zeitbedarf der interaktiven Koregistrierung.....	73
4.4	Validierung der Venendarstellung	73
4.5	Anatomische Untersuchungen.....	76
4.5.1	Bestimmung der Anzahl der Brückenvenen am Sinus sagittalis superior	77
4.5.2	Bestimmung der Häufigkeit der Drainagetypen	77
4.5.3	Bestimmung des Mündungswinkels der Brückenvenen am Sinus sagittalis superior.....	77
5	Ergebnisse.....	79
5.1	Ergebnisse der Korrelation.....	79

5.2 Geometrischer Fehler der interaktiven Koregistrierung.....	79
5.3 Zeitbedarf der interaktiven Koregistrierung.....	80
5.4 Ergebnisse der anatomischen Betrachtungen.....	81
5.4.1 Anzahl der Brückenvenen.....	81
5.4.2 Häufigkeit der Drainagetypen.....	82
5.4.3 Mündungswinkel der Brückenvenen am Sinus sagittalis superior.....	83
6 Diskussion.....	84
6.1 Verfahren zur kombinierten dreidimensionalen Darstellung der superfiziellen Venen und der kortikalen Anatomie.....	84
6.2 Magnetresonanzbildgebung.....	87
6.3 Registrierungsmethode.....	89
6.4 Validierung der Venendarstellung.....	91
6.5 Anatomische Betrachtungen.....	92
7 Zusammenfassung.....	94
8 Literaturverzeichnis.....	96
9 Anhang:.....	102
Berechnung der Mündungswinkel der Brückenvenen am Sinus sagittalis superior.....	102
10 Danksagung.....	112
11 Lebenslauf.....	113

1 Einleitung

Das Gebiet der Neurochirurgie beschäftigt sich mit Eingriffen an einem der komplexesten, fragilsten und zugleich wichtigsten Organe des menschlichen Körpers, dem Gehirn. Um einen möglichst komplikationsarmen Verlauf der Operation und der anschließenden Regenerationsphase gewährleisten zu können, ist die Neurochirurgie auf bildgebende Verfahren angewiesen, deren Aufgabe es ist, die anatomischen Verhältnisse, pathologische und wichtige physiologische Strukturen sowie die Funktion einzelner Areale darzustellen, um eine genaue Planung des Operationsablaufs vorab zu ermöglichen. Bei Operationen an der Großhirnkonvexität spielt die Lage und Funktionalität der großen venösen Blutleiter eine bedeutende Rolle.

1.1 Grundlagen der venösen Anatomie der Großhirnkonvexität

Während die Anatomie der arteriellen Gefäße, die das Gehirn mit dem lebensnotwendigen sauerstoffreichen Blut versorgen, schon früh genauestens untersucht wurde, schenkte man den venösen Strukturen innerhalb der Schädelkalotte lange Zeit verhältnismäßig wenig Beachtung.

Charcot beeinflusste durch seine Theorie, die topographische Verteilung von Erkrankungen des Gehirns folge derjenigen der Hirnarterien, die er in seiner Schrift „Lecons sur les localisations dans le maladies du cerveau“ (1876, Paris) veröffentlichte, die Neuropathologie nachhaltig, so dass sorgfältige Beschreibungen der zerebralvenösen Anatomie, die von Anatomen bis Ende des 19. Jahrhunderts verfasst wurden, nur wenig Eingang in die Lehrbücher des frühen 20. Jahrhunderts fanden².

Auch in der zweiten Hälfte des 20. Jahrhunderts, als die Untersuchung mittels Dissektion durch angiografische Verfahren ergänzt und teilweise ersetzt wurde, kam den Venen des Gehirns nur eine untergeordnete Rolle zu, da man glaubte, dass diese aufgrund ihrer Variabilität und häufigen Anastomosenbildung irrelevant für die Entstehung von Erkrankungen seien².

Erst mit dem Aufkommen der modernen Neurochirurgie, die es wagte, ein so wichtiges, unersetzliches und sensibles Organ wie das Gehirn anzugehen, kamen die Venen direkt in das chirurgische „Schussfeld“ und erregten somit verstärkt Interesse. Denn wie man schnell

bemerkte, stellt die Intaktheit des venösen Abflusses des zerebralen Kortex einen entscheidenden Faktor für das Ergebnis der chirurgischen Intervention dar. Die postoperative Funktionalität der venösen Drainage ist mitentscheidend für Erfolg oder Misserfolg der Operation und kann auch bei sogenannten „leichten Operationen“ desaströse Konsequenzen für den Patienten nach sich ziehen.

Daher wird in der präoperativen Vorbereitung immer mehr die moderne Bildgebung gefordert. Sie soll dem Neurochirurgen möglichst genaue Informationen über die anatomischen Verhältnisse des betreffenden Gebietes liefern, inklusive der vorzufindenden venösen Strukturen und deren Relevanz für eine suffiziente Drainage des Kortex.

1.2 Grundlagen der Magnetresonanzbildgebung und Magnetresonanz-Angiografie

Im Jahr 1946 entdeckten Bloch in Stanford und Purcell in Harvard das Prinzip der magnetischen Kernresonanz, wofür sie 1952 mit dem Nobelpreis der Physik geehrt wurden. Anfangs wurde diese Technik hauptsächlich von Chemikern und Physikern verwendet, doch stieß sie auch in der Medizin schnell auf großes Interesse. 1973 gelang es Paul Lauterbur erstmals ein inhomogenes Objekt – er verwendete zwei wassergefüllte Schläuche – mittels Magnetresonanzbildgebung darzustellen. Nur drei Jahre später erstellte Sir Peter Mansfield die ersten Bilder am lebenden Menschen. Man stellte schnell fest, dass man mit dieser Technik in der Lage war, Bilder mit einem höheren Weichteilkontrast zu gewinnen, als es mit bisher verwendeten Verfahren möglich war. Um das Jahr 1983 wurden die ersten Ganzkörper-Magnetresonanztomografen entwickelt, mit denen die Erstellung kontrastreicher Bilder bei einer räumlichen Auflösung von unter einem Millimeter und einer Messzeit im Minutenbereich möglich war⁷⁹. Im Jahr 2003 wurden Paul Lauterbur und Sir Peter Mansfield für ihre Verdienste um die Magnetresonanzbildgebung mit dem Nobelpreis für Medizin ausgezeichnet.

Die Vorteile der Magnetresonanzbildgebung bestehen vor allem in der Nichtinvasivität des Verfahrens sowie in der Unschädlichkeit der verwendeten magnetischen Strahlung, der ein schädigender Einfluss wie der der ionisierenden Strahlung bei der konventionellen Röntgenaufnahme oder der Computertomografie bisher nicht nachzuweisen war, obwohl die heutzutage üblicherweise verwendeten magnetischen Feldstärken bei etwa 1,5 Tesla liegen, was ungefähr der 30000-fachen Stärke des Erdmagnetfeldes entspricht.

Die Magnetresonanztomografie bietet ferner die Möglichkeit, Bilder in beliebiger Schichtführung zu gewinnen, ohne dass eine Umlagerung des Patienten nötig ist.

Auch lassen sich Informationen über die chemische Beschaffenheit von Geweben erheben, die sich mit anderen Verfahren nicht ermitteln lassen ⁷⁹.

Die meisten Magnetresonanzbilder stellen eine topografische Karte der Verteilung von Protonen im Bildausschnitt dar. Um verschiedene Gewebe besser voneinander differenzieren zu können, verändert man bei der Akquisition bestimmte Elemente, um physikochemische Eigenschaften spezifischer Protonen hervorzuheben oder abzuschwächen ⁷⁹. Solche Messungen mit ihren spezifischen Parametern nennt man Sequenzen.

Im Rahmen dieser Dissertation wurden die Patienten mit zwei unterschiedlichen Sequenzen untersucht, von denen die erste (MPRAGE) vor allem der Darstellung anatomischer Strukturen diene und die zweite (2D-TOF-MR-Angiografie) zur möglichst kontrastreichen Abbildung der venösen Gefäße.

1.2.1 MPRAGE-Sequenz

Die MPRAGE-Sequenzen (MPRAGE = Magnetization Prepared Rapid Gradient Echo) sind auf 3D erweiterte TurboFLASH-Sequenzen (FLASH = Fast Low-Angle Shot) ⁹⁵. Die Besonderheit bei den MPRAGE-Sequenzen ist ein 180° -Inversionspuls, der einem kurzen nicht-selektiven Anregungspuls folgt, wobei letzterer eine kurze Wiederholzeit TR erlaubt. Nach einer variablen Verzögerung werden die Daten phasenkodiert ausgelesen ^{95,99}.

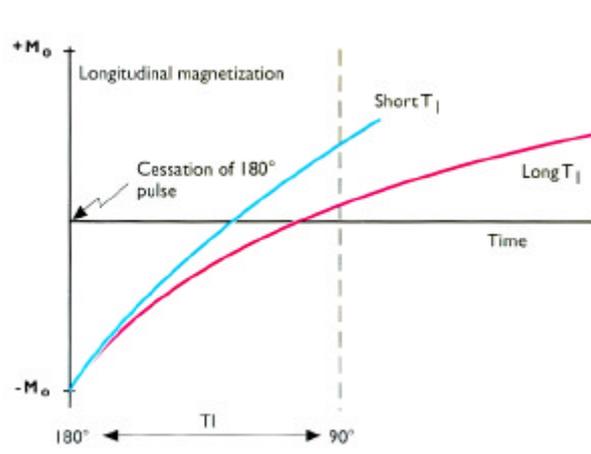


Abb. 1.1: Zunahme der Längsmagnetisierung nach einem 180° -Puls.
(aus Philips Medical Systems, 1996 ⁷⁹)

Durch den Inversionspuls wird die Längsmagnetisierung der Spins um 180° gekippt und kann sich in der folgenden Verzögerungszeit erholen. Da sich die Spins in Geweben mit kurzem T1 schneller erholen, als die Spins in Geweben mit einem längeren T1, weisen erstere bereits wieder eine messbare positive Längsmagnetisierung auf, während letztere eine Längsmagnetisierung nahe Null aufweisen und nicht signalgebend sind (siehe Abb. 1.1) ^{10,79,99}. Es resultiert also eine starke T1-Gewichtung dieser Sequenzen, Strukturen mit einem kurzen T1 stellen sich hyperintens dar. Ferner kommt es bei diesen Sequenzen zu keiner geometrischen Verzerrung, da sie zwei Richtungen der Phasenkodierung und hohe Stärken der Gradientenfelder besitzen ²⁴. Mittels MPRAGE-Sequenzen lassen sich intrakranielle Strukturen, insbesondere das Gehirn kontrastreich abbilden (siehe Abb. 1.2).

1.2.2 Magnetresonanzangiografie

Die Darstellung der intrakraniellen Gefäße durch bildgebende Verfahren blieb lange Zeit auf die konventionelle Röntgenangiografie mit Kontrastmittel beschränkt. Um das Jahr 1990 wurde die zerebrale Magnetresonanzangiografie eingeführt, die sich seitdem einen festen Stellenwert in der klinischen Diagnostik gesichert hat ^{11,58}.

Im Vergleich zur konventionellen Angiografie, die als invasives Verfahren mit einer nicht zu vernachlässigenden Morbidität und Mortalität einhergeht ^{30,53,112}, verfügt man mit der Magnetresonanzangiografie über ein nicht-invasives diagnostisches Hilfsmittel ^{73,116}.

Die gewöhnliche Magnetresonanzbildgebung basiert auf gewebespezifischen Konstanten, den Relaxationszeiten T1 und T2 und der Protonendichte. Da auch die Bewegung von Protonen einen starken Einfluss ausübt, kann man bei Gefäßen Flussartefakte beobachten, die die Bildqualität beeinträchtigen ^{11,51}. Hier sind vor allem sogenannte Time-of-Flight- (TOF) und Phaseneffekte zu beobachten. Diese in der magnetresonanztomografischen Darstellung stationärer Gewebe unerwünschten Effekte macht man sich seit Ende der 80er Jahre des vergangenen Jahrhunderts gezielt zunutze, um die Gefäße selektiv darzustellen, wobei versucht wird, jeweils einen Effekt hervorzuheben, während der andere unterdrückt wird ^{11,51}. Die daraus resultierenden Techniken lassen sich im weiteren Sinne unter dem Begriff MR-Angiografie einordnen ^{11,51}.

Man muss allerdings beachten, dass bei der MR-Angiografie nicht das Blutvolumen selbst dargestellt wird, sondern nur eine bestimmte physikalische Eigenschaft, wie der Magnetisierungszustand oder die lokale Geschwindigkeit. Daher kann sich das Bild des

darzustellenden Gefäßes von dem in einem konventionellen Angiogramm gewonnenen Bild erheblich unterscheiden, da Flussphänomene Unterschiede in Kontrast und dargestellter Gefäßgröße bedingen ¹¹. Auch kann man nicht ein Gefäß selektiv darstellen, sondern nur die Gesamtheit der Gefäße im Bildvolumen ⁹⁵.

In der heutigen Diagnostik werden vor allem zwei Verfahren verwendet, die Time-of-Flight (TOF)-Angiografie und die Phasenkontrast-Angiografie. Beide Verfahren funktionieren auf der Basis von Gradientenechosequenzen, bei denen Gradientenfelder für eine begrenzte Zeit nach dem hochfrequenten Anregungspuls in Ausleserichtung geschaltet und kurz darauf umgekehrt werden und das daraus resultierende Echo registriert wird ⁷⁹.

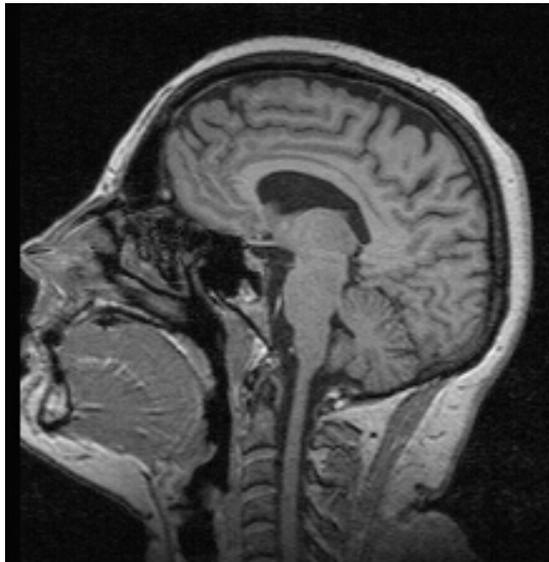


Abb. 1.2: Schichtbild einer MPRAGE-Sequenz. Man erkennt den guten Weichteilkontrast, insbesondere auch zwischen weißer und grauer Hirnsubstanz.

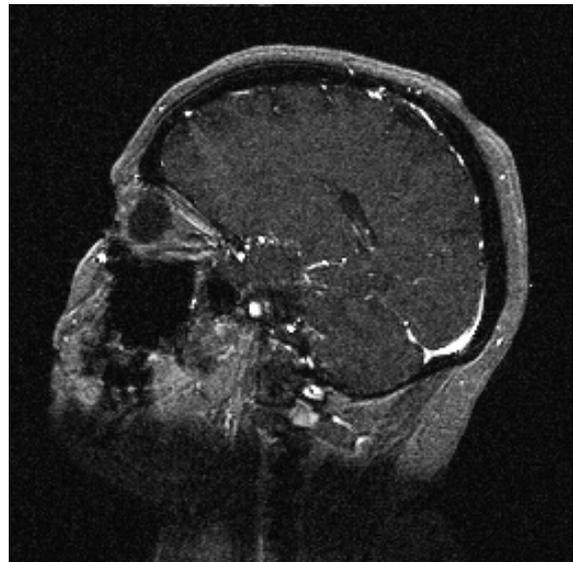


Abb. 1.3: Schichtbild einer FLASH-2D Angiografie-Sequenz. Man sieht die Hyperintensität der Gefäße bei zugleich sehr schlechtem Weichteilkontrast.

1.2.2.1 Zweidimensionale Time-of-Flight-Sequenzen

Die 2D-TOF-Sequenzen sind T1-gewichtet, was erstaunlich erscheint angesichts der Tatsache, dass die T1-Relaxationszeit von Blut eher lang ist. Die Signalverstärkung der Gefäße in der TOF-Angiografie ist jedoch aus dem Inflow-Phänomen zu verstehen, welchem in der Funktionsweise der Inflow-MR-Angiografie-Sequenzen Rechnung getragen wird, zu denen die 2D-TOF-Technik zu rechnen ist ¹¹.

Hierbei werden stationäre Spins vielen hochfrequenten Anregungspulsen ausgesetzt, wobei die Repetitionszeit klein im Vergleich zur longitudinalen Relaxationszeit ist. Dadurch werden diese stationären Spins gesättigt und liefern nur wenig Signal. Wenn allerdings Blut in einem Gefäß senkrecht zur angeregten Schicht durch diese fließt, so strömen in dem Gefäß ständig neue, völlig relaxierte Spins in die Schicht ein, die nach einem Anregungspuls – im Gegensatz zum gesättigten stationären Gewebe – ein deutliches Signal hervorrufen (siehe Abb. 1.4). So

entsteht ein starker Kontrast zwischen dem stationären Gewebe und den fließenden Spins innerhalb der Blutgefäße^{10,51,95} (siehe Abb. 1.3). Hieraus ist auch leicht ersichtlich, dass Gefäße, die innerhalb der angeregten Schicht verlaufen, oder diese nur in einem geringen Winkel schneiden, kein oder nur wenig Signal liefern^{11,95}. Ebenso wird deutlich, dass die Schichten nicht zu dick gewählt werden dürfen, da die fließenden Spins sonst vielen Anregungspulsen ausgesetzt sind und gesättigt werden, was zu einer Signalabschwächung führt und schließlich zu einem Kontrastverlust gegenüber dem stationären Gewebe. Soll also ein Gefäß langstreckig untersucht werden, so ist das Gefäß durch viele senkrecht zu seiner Verlaufsrichtung orientierte Schichten darzustellen^{10,51}, wobei die Wahl überlappender Schichten „Treppenstufenartefakte“ vermeiden hilft⁷⁹ (siehe Abb. 1.5).

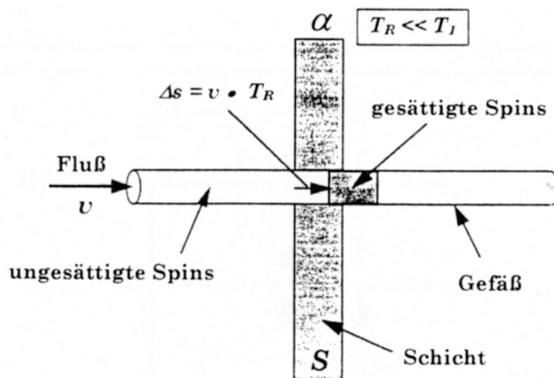


Abb.1.4: Prinzip des Inflow-Effekts. Bei $T_R \ll T_1$ werden die Spins in der Schichtebene gesättigt und liefern wenig Signal, im Gegensatz zu den einfließenden, ungesättigten Spins. Maximaler Kontrast wird erreicht, wenn die Geschwindigkeit des einfließenden Blutes so groß ist, dass die Verschiebung Δs pro T_R -Intervall größer oder gleich der Schichtdicke S ist. (aus Laub, 1994⁵¹)

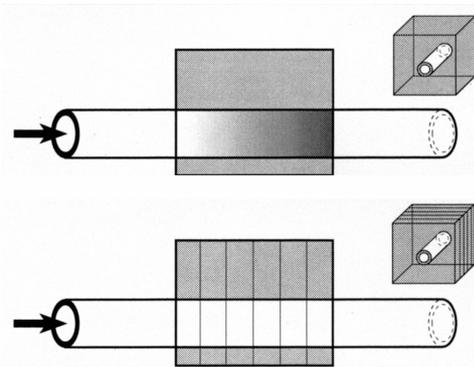


Abb. 1.5: Vermeidung von Sättigung durch Wahl kleiner Schichtdicken. (aus Siemens, 2000⁹⁵)

Durch geeignete Platzierung von Sättigungsfeldern kann man zusätzlich bis zu einem gewissen Grad zwischen Arterien und Venen selektieren, da hierdurch in einem der Gefäßsysteme bereits vorgesättigte Spins einfließen, die nicht signalgebend sind⁷⁹.

Bei der Auswertung der Bilddaten empfiehlt es sich, mittels computerunterstützter Algorithmen das Gefäß in seiner Gesamtheit darzustellen, da eine Auswertung der Einzelschichten große Herausforderungen an Zeit und menschliche Vorstellungskraft stellt⁵¹. Am häufigsten wird hierzu das Verfahren der MIP (Maximum Intensity Projection) verwendet, bei dem alle Schichten zu einem dreidimensionalen Datensatz zusammengefasst werden, durch den eine Schar von zueinander parallelen Strahlen gelegt wird (siehe Abb. 1.6).

Entlang jedes einzelnen Strahls wird dann der Punkt mit der höchsten Intensität ermittelt und in die Projektionsebene, die senkrecht zur Blickrichtung liegt, eingetragen. Auf diese Weise entsteht ein Projektionsbild des Gefäßsystems, da in den Angiografiesequenzen die Gefäße die Strukturen mit der höchsten Intensität darstellen (siehe Abb. 1.7).

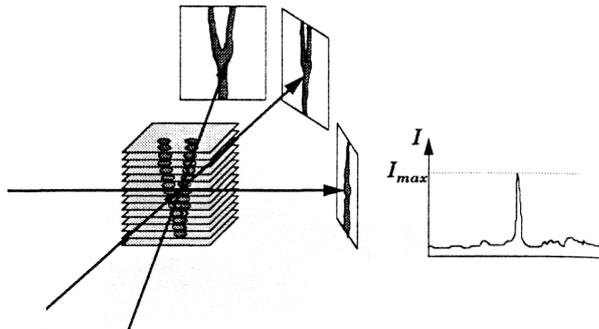


Abb. 1.6: Prinzip der Maximum-Intensity-Projektion (MIP) zur Gefäßdarstellung in der MR-Angiografie. (aus Laub, 1994⁵¹)

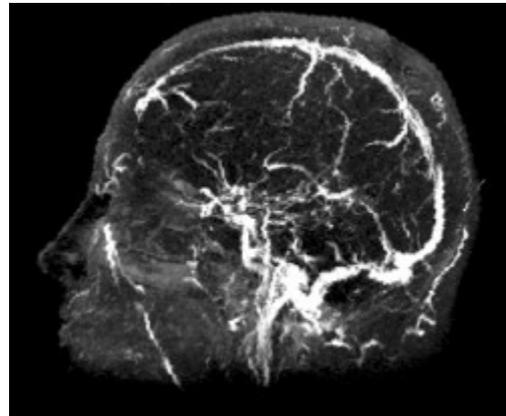


Abb. 1.7: Maximum-Intensity-Projektion, aus einer zweidimensionalen TOF-Angiografie errechnet, wie sie auch in unserer Studie verwendet wurde.

1.3 Grundlagen der Bildfusion

Die moderne Radiologie verfügt heutzutage über ein umfangreiches Arsenal an bildgebenden Verfahren, die sowohl die Anatomie als auch die Funktion von Organen oder Organsystemen darzustellen vermögen. Diese Untersuchungen unterscheiden sich in vielen Faktoren, wie den angewandten physikalischen Prinzipien, der Invasivität, der Strahlenbelastung, der räumlichen Auflösung, dem Kontrastmittelbedarf, dem Zeitaufwand, der Art der Darstellung und natürlich ihrer Aussagekraft in Bezug auf die der Untersuchung zu Grunde liegende Fragestellung. Häufig existieren von einem Patienten multiple Untersuchungen, die in ihrer Kombination zusätzliche Informationen zu den Aussagen der einzelnen Untersuchungen beitragen^{32,113}. Der Radiologe und der behandelnde Arzt haben die Aufgabe, die Ergebnisse der Einzeluntersuchungen zu einem Gesamtbild zusammenzufassen. Bei den Epilepsiepatienten in unserer Studie umfasst dies Röntgenbilder, Computertomografien, Magnetresonanztomografien und nuklearmedizinische Untersuchungen, sowie Ultraschallbilder und Fotografien des Operationssitus im Falle einer vorangegangenen chirurgischen Intervention. Hierbei müssen Projektionsaufnahmen, zweidimensionale Schichtbilder und dreidimensionale Datensätze miteinander in Einklang gebracht werden. Dies wird durch viele

Faktoren wie eventuell unterschiedliche Blickrichtungen, Schichtorientierungen, Schichtdicken, Pixelgrößen oder unterschiedliche Vergrößerungsfaktoren zusätzlich erschwert⁸⁰. Bei der klassischen Art der Darstellung der Bilder betrachtet der Arzt diese auf Papier, auf von hinten durchleuchteten transparenten Folien oder auf einem Bildschirm. In Situationen, wo es von Bedeutung ist, die räumliche Beziehung von zwei Strukturen zu ermitteln, die sich beide in jeweils nur einer Untersuchung deutlich darstellen, kommt dem interpretierenden Arzt die Aufgabe zu, die einzelnen Bilder in seiner Vorstellung zu einem dreidimensionalen Modell zu verknüpfen³². Hierbei muss er sich auf sein räumliches Gefühl verlassen. Dieser subjektive Vorgang kann jedoch mit Fehlern behaftet sein^{26,29,32,80,104}.

Deshalb macht man sich zunehmend die in den letzten Jahren immens gewachsenen Möglichkeiten der Computertechnik zunutze, um die Informationen aus den Einzeluntersuchungen zusammenzufassen, zum Beispiel mittels einer dreidimensionalen computergenerierten Rekonstruktion^{29,32,80,104}. Hierbei ist es von größter Wichtigkeit, dass bei der Fusion der Bilddaten eine exakte Korrelation von identischen anatomischen Strukturen gewährleistet ist. Den Vorgang, bei dem die Daten der einzelnen Untersuchungen geometrisch exakt zueinander angeordnet werden, bezeichnet man in der Literatur als „Registrierung“ oder „Koregistrierung“, „Superimposition“, „geometrische Korrelation“ oder auch einfach als „Bildfusion“ (engl. „image coregistration“, „superimposition“, „matching“, „geometric correlation“, „image fusion“), wobei sich hinter diesen oft synonym verwendeten Begriffen verschiedene Vorgänge des Verfahrens verbergen^{56,100,113}.

1.3.1 Schritte auf dem Weg zur Koregistrierung zweier Datensätze

Die zu kombinierenden Datensätze müssen in digitalem Format vorliegen und sich in einem ausreichend großen Volumen überschneiden. Zu Beginn der Fusion zweier Bilddatensätze wird einer als Referenzdatensatz (Primärdatensatz) definiert und entlang der drei geometrischen Achsen in einem Koordinatensystem orientiert. Der andere Bilddatensatz (aktiver Datensatz, Sekundärdatensatz) wird nun hinzugefügt, wobei auf einen identischen geometrischen Maßstab und eine identische Pixelgröße geachtet werden muss (engl. „scaling“). Nun wird der aktive Datensatz so gegenüber dem Referenzdatensatz verschoben und gedreht, dass identische anatomische Strukturen beider Datensätze übereinander zu liegen kommen. Dieses geometrische Skalieren und Ausrichten der Datensätze fasst man unter dem Begriff „(Ko-)Registrierung“ (engl. „image registration“) zusammen. Nach erfolgreicher Registrierung können Primär- und Sekundärdatensatz nun gemeinsam in einem neuen

Bilddatensatz kombiniert werden, ein Vorgang, der als „Bildfusion“ (engl. „image fusion“) bezeichnet wird^{80,104}.

Zur Vermeidung von Verzerrungen bei der Registrierung verwendet man meist die sogenannte „rigid-body“-Transformation. Das heißt, dass der aktive Datensatz lediglich Verschiebungen entlang der drei Raumachsen und Rotationen um dieselben erfährt und keinerlei Verdrehungen oder Verzerrungen in sich selbst^{32,113}. Dies setzt die Annahme voraus, dass die in den Untersuchungen abgebildete Region keinerlei Änderungen oder Verschiebungen der inneren Anatomie erfahren hat³². Dies ist für die in dieser Dissertation betrachtete Region des Neurokraniums hinreichend erfüllt.

Der Vorgang der Koregistrierung zweier Datensätze kann entweder manuell oder unter Verwendung bestimmter Algorithmen an geeigneten Computer-Arbeitsplätzen (Workstations) durchgeführt werden.

1.3.2 Prospektive und retrospektive Koregistrierung von Datensätzen

Die Techniken der Koregistrierung von zwei Datensätzen beruhen im allgemeinen auf der Verwendung externer oder interner Landmarken. Unter einer Landmarke versteht man eine Struktur mit spezifischer anatomischer Lage, die in beiden Datensätzen eindeutig identifizierbar ist⁵⁶.

Die *prospektive* Bildfusion erfordert, wie der Name bereits andeutet, eine vorausschauende Planung. Hierbei werden *vor* dem Vorgang der Bildgebung häufig Marker am oder im Patienten angebracht, die in den Bildern der verschiedenen Modalitäten eindeutig identifizierbar sind. Im Falle der in der Gehirnchirurgie präoperativ verwendeten Untersuchungen (Schädel-CT und Magnetresonanztomografie des Schädels) können diese Marker zum Beispiel an einem Kopfhalter befestigt sein, der den Kopf des Patienten während der Untersuchungen in der gleichen Stellung immobilisiert, auf die Haut des Patienten aufgeklebt oder mittels Schrauben in der Schädelkalotte verankert werden. Auch die Sicherstellung einer identischen räumlichen Ausrichtung des zu untersuchenden Körperteils in beiden Untersuchungen zählt zu den prospektiven Verfahren^{8,32,78,113}. In dieser Gruppe stellt die Methode der intrakraniell verankerten Marker die zuverlässigste dar, da hier die geringsten Dislokationen der Marker in Relation zu anatomischen Strukturen des Patienten

auftreten³². Werden nun bei der Koregistrierung der Datensätze die Marker geometrisch zur Deckung gebracht, so postuliert man dies auch für die anatomischen Strukturen des Patienten.

Retrospektive Verfahren der Bildfusion können auch im Nachhinein an Datensätzen angewendet werden, die ohne spezifische Marker-Vorrichtungen oder Vorkehrungen zur Patientenpositionierung erstellt wurden. In der Regel wird in einem Datensatz eine bestimmte Anzahl von Bildpunkten bestimmt, und diese manuell oder automatisch mit anatomisch identischen Bildpunkten in dem zweiten Datensatz geometrisch korreliert. Verfahren dieser Art sind häufig zeitaufwändig und erfordern die Überwachung und visuelle Kontrolle des Ergebnisses durch einen Experten^{8,24,29,80,113,115,119}.

Die Genauigkeit beider Verfahren lässt sich durch die Erhöhung der Anzahl der betrachteten Landmarken oder Bildpunkte steigern³².

Mit der Verbesserung der Rechenleistung moderner Computer und der digitalen Grafikverarbeitung gewinnen die rechenaufwändigen retrospektiven Verfahren immer mehr an Bedeutung, während die häufig invasiven prospektiven Verfahren, die eine im klinischen Alltag oft nicht mögliche Planung erfordern, zunehmend verlassen werden^{8,15,56}. Die folgenden Betrachtungen beschäftigen sich daher ausschließlich mit retrospektiven Verfahren, zumal ein solches auch in unserer Studie Anwendung fand.

1.3.3 Retrospektive Verfahren und Algorithmen zur Koregistrierung von Datensätzen

In den letzten Jahren wurden viele Verfahren entwickelt, die eine möglichst genaue Superimposition der einzelnen Untersuchungsergebnisse ermöglichen sollen.

Bei den *automatischen Verfahren* bringen computerunterstützte Algorithmen selbständig beide Datensätze zur Deckung. Im Gegensatz hierzu nimmt bei den manuellen *interaktiven Verfahren* der Benutzer selbst die Registrierung vor, unterstützt durch geeignete Software. *Semiautomatische Verfahren* stellen ein Bindeglied zwischen automatischen und interaktiven Methoden dar. Hier übernimmt der Benutzer die Initialisierung oder Steuerung der Algorithmen^{56,78,80}.

1.3.3.1 Automatische Registrierung mittels geeigneter Algorithmen

Die Anwendung automatisierter Algorithmen ist besonders für Studien geeignet, bei denen zahlreiche ähnliche Bilder derselben Modalität oder Untersuchungen mit ähnlichen Bildcharakteristika fusioniert werden sollen ⁸⁰.

Die generellen Verfahrensschritte bei Anwendung dieser automatischen Algorithmen sind den meisten Vertretern dieser Art gemeinsam.

Zuerst wird eine Extraktion fusionsrelevanter Merkmale der Datensätze vorgenommen. Dies umfasst Merkmale wie Intensitätsverteilungen, die Auswahl bestimmter Bildpunkte oder Linien, Oberflächenmodelle und viele andere Merkmale in einem oder in beiden Datensätzen. Dies geschieht in Abstimmung auf die später verwendete Kostenfunktion (siehe unten). Die eigentliche Merkmalsextraktion erfordert bei vollautomatischen Verfahren kein Eingreifen eines Bedieners, bei den sogenannten semiautomatischen Verfahren erfolgt sie manuell durch interaktive Eingaben eines Benutzers.

Viele Verfahren wenden eine vorherige Segmentierung der Datensätze an, also eine Beschränkung auf gewisse Strukturen innerhalb dieser. Hierdurch können Strukturen wie Meningen, Schädelkalotte oder Kopfschwarte aus anatomischen bildgebenden Verfahren, die in funktionellen Untersuchungen (zum Beispiel PET-Untersuchungen, MR-Angiografie, etc.) kein entsprechendes Korrelat finden, aus dem Datenvolumen entfernt werden. Die nachfolgend angewandten Algorithmen können so schneller und fehlerfreier arbeiten. Diese Segmentierung wird entweder manuell durchgeführt oder erfordert ihrerseits wiederum die Anwendung geeigneter Algorithmen ^{1,8,32,118}.

Anschließend an die Merkmalsextraktion werden die Datensätze in einer Anfangsposition übereinander registriert.

Nun folgt die Berechnung einer Kostenfunktion, die dazu dient, die erreichte Qualität des Fusionsergebnisses zu quantifizieren. Die Kostenfunktion basiert im Wesentlichen auf einer Hypothese über die Ähnlichkeit beider Datensätze im Hinblick auf die Auswahl fusionsrelevanter Merkmale. Dies soll an einem prominenten Beispiel verdeutlicht werden:

Bei dem bekannten Verfahren nach Woods („Woods’ algorithm“ ¹²¹) entspricht die Kostenfunktion der Summe über den Varianzen der Grauwertverteilung aller in einem Datensatz segmentierten Grauwertbereiche. Die zu Grunde liegende Hypothese besagt, dass homogene Grauwertbereiche in dem einen Datensatz ebenfalls eine geringe Grauwertstreuung in dem anderen Datensatz aufweisen sollten ¹¹⁸.

Nach Berechnung der Kostenfunktion erfolgt eine vielfache, anfangs willkürliche, später durch logische Operationen gesteuerte Transformation der Datensätze gegeneinander durch Manöver der „rigid-body“-Transformation (siehe oben). Nach jedem dieser Transformationsschritte wird jeweils die Kostenfunktion berechnet und mit dem vorherigen Wert oder mehreren vorherigen Werten verglichen. Dieses iterative Verfahren läuft mit dem Ziel einer Minimierung der Kostenfunktion so lange ab, bis ein Abbruchkriterium, wie das Erreichen einer bestimmten maximalen Anzahl an Schritten oder eines bestimmten nur noch minimalen Unterschiedes der Ergebnisse der Kostenfunktion, erreicht wird^{32,118}.

Die Datensätze werden in der Position, die ein Minimum der Kostenfunktion aufzeigt, registriert und das Ergebnis gespeichert.

Es besteht jedoch Einigkeit unter den Entwicklern und Anwendern dieser automatischen Algorithmen, dass eine visuelle Kontrolle des Registrierungsergebnisses obligat zu erfolgen hat, da auch Techniken, die regelmäßige gute Registrierungsergebnisse erzielen, im Einzelfall große Abweichungen aufweisen^{24,29,80,115,119}.

1.3.3.2 Interaktive manuelle Registrierung

Die manuelle Registrierung zweier Datensätze wird in der Regel an speziellen Computerarbeitsplätzen mit geeigneter Software durchgeführt. Diese Software ermöglicht dem Bediener eine geeignete Art der visuellen Darstellung der zu fusionierenden Datensätze und eine Anzahl von Werkzeugen zur Bearbeitung derselben⁸⁰. Das Wort „interaktiv“ meint, dass ihm hierbei eine sofortige visuelle Kontrolle der von ihm durchgeführten Aktionen ermöglicht wird.

In der Regel wird der Benutzer zuerst die Datensätze derart „zuschneiden“, dass überflüssige Bildvolumina und unwichtige Strukturen wegfallen, ohne jedoch die sich überschneidenden Volumina zu stark zu begrenzen und wertvolle Leitstrukturen für die visuelle Kontrolle der Überlagerung zu verlieren. Dies spart Rechenzeit und Speicherplatz. Dann werden die beiden Datensätze visuell überlagert, wobei sich der Sekundärdatensatz transparent über dem Primärdatensatz befindet. Die Datensätze lassen sich durch unterschiedliche Farbgebung (z.B. Primärdatensatz in Schwarz-Weiß, Sekundärdatensatz in Farbe) kennzeichnen und mittels verschiedener Algorithmen (z.B. Subtraktionsalgorithmen, Masken, Konturverstärkung, usw.) darstellen. Das Ziel hierbei ist die beste Erkennbarkeit von passender Überlagerung oder Abweichung von derselben¹⁰⁴. Nun wählt sich der Bediener günstige Schnittebenen durch das Bildvolumen in unterschiedlicher räumlicher Ausrichtung, diese werden jeweils in einem

separaten Fenster auf dem Bildschirm dargestellt. Meist werden hierbei Schnittebenen parallel zur Sagittal-, Koronar- und Transversalebene sowie eine frei wählbare schräge Schnittebene verwendet. Auf diese Weise wird die Aufgabe der dreidimensionalen Überlagerung für den Benutzer auf die einer mehrfachen zweidimensionalen Überlagerung reduziert^{29,104}.

Der aktive Datensatz kann mittels der Tastatur oder eines Eingabegerätes wie beispielsweise einer Maus in jedem der Fenster relativ zum Primärdatensatz bewegt und verändert werden. Aufgrund der Anwendung der „rigid-body“-Transformation sind nur Verschiebungen entlang und Rotationen um die drei Raumachsen möglich. Jede Änderung des Bildvolumens wird für die ausgewählten Schnittebenen berechnet und in den jeweiligen Fenstern angezeigt. Durch Beobachtung der transparenten Überlagerung der Strukturen nähert man sich im „Trial-and-Error“-Verfahren derjenigen räumlichen Position des Sekundärdatensatzes an, die die bestmögliche Deckung mit dem Primärdatensatz bietet. Hierbei kann der erfahrene Bediener seine Erfahrung und anatomischen Kenntnisse um eindeutig spezifizierbare Strukturen und charakteristische Konturen einbringen, die ihm eine schnelle und genaue Superimposition der Schnittbilder ermöglichen¹⁰⁴.

Bei der interaktiven manuellen Koregistrierung zweier Datensätze ist es nicht notwendig, spezifische Landmarken oder Referenzpunkte exakt zu lokalisieren und zur Deckung zu bringen. Es ist dem Benutzer möglich, auf die gesamte Bandbreite der dargestellten Strukturen und Konturen in den zu Grunde liegenden Bildern zurückzugreifen⁸⁰. Durch die Möglichkeit einer Darstellung beliebiger Schnittebenen durch die überlagerten Datensätze können Ansichten ausgewählt werden, die sehr sensitiv für Ausrichtungsfehler sind. Auch ein schnelles „Durchblättern“ des gesamten Datensatzes zur endgültigen Überprüfung des Registrierungsergebnisses ist innerhalb kurzer Zeit möglich.

Die manuelle interaktive Registrierung ist der automatischen im Fall von Datensätzen vorzuziehen, deren Bilder keine große strukturelle Ähnlichkeit miteinander aufweisen. Dies gilt vor allem für die Fusion der Darstellung von anatomischen Verhältnissen im Vergleich zu dynamischen Messungen wie der Darstellung von Kontrastmittelaufnahme, Perfusion und Ähnlichem. Ein Beispiel hierfür ist die in der Neuroradiologie häufig verwendete Kombination von T₁-gewichteten Magnetresonanztomografien mit PET-Untersuchungen oder im Falle unserer Studie mit magnetresonanzangiografischen Untersuchungen.

1.3.3.3 Genauigkeit der manuellen und automatischen Registrierung

Da in der Medizin oftmals schwerwiegende Entscheidungen auf Untersuchungsergebnissen bildgebender Verfahren beruhen, muss jeder Prozess, der eine Manipulation an medizinischen Bilddaten beinhaltet, auf seine Genauigkeit und Zuverlässigkeit hin untersucht werden ³².

Da die richtigen Registrierungsparameter von klinischen Daten niemals exakt in vivo zu bestimmen sind, fehlt ein einheitlicher Goldstandard in diesem Bereich. Daher müssen Messungen zur Genauigkeit von Registrierungsergebnissen durch Vergleich mit kontrollierten Phantomstudien, Simulationen oder anderen Registrierungsmethoden erfolgen, wobei jede dieser Methoden wiederum mit Fehlern behaftet ist ^{56,78}. Der Versuch, den Fehler bei der räumlichen Überlagerung genau zu quantifizieren, erscheint paradox, da exakte Messmethoden zur Quantifizierung des Fehlers, wenn sie existierten, in den eigentlichen Registrierungsverfahren Anwendung finden würden. Das heißt also, dass eine exakte Messung der Abweichungen bei der Registrierung nicht möglich ist. Durch Fehlermessung in Bezug auf verschiedene Referenzen kann man jedoch Intervalle angeben, die der tatsächliche Fehler nur in unwahrscheinlichen Fällen überschreiten wird ⁵⁶.

Grundsätzlich ist das Ergebnis jedes Verfahrens zur Koregistrierung von Datensätzen zum einen von der Lage und Größe des untersuchten Areal, den verwendeten Modalitäten und deren räumlicher Auflösung abhängig, und zum anderen von der Erfahrung der Benutzer, ihrer Vorgehensweise und der verwendeten Software ²⁴.

1.3.4 Anwendungen der medizinischen Bildfusion

Die Methoden der Bildregistrierung und Bildfusion sind verhältnismäßig junge Verfahren, die sich aus der Kombination aus klinischem Bedürfnis und verbesserten technischen Möglichkeiten entwickelt haben. Daher existieren in diesem Bereich auch noch keine verbindlichen Standards. An verschiedensten Einrichtungen in vielen Ländern wurden Vorgehensweisen entwickelt, die auf die jeweiligen Anforderungen zugeschnitten waren ¹⁰⁴.

Heute wird die Bildfusion angewendet bei Patienten mit so unterschiedlichen Krankheitsbildern wie Epilepsie, zerebralen Tumoren, zerebrovaskulären Erkrankungen, Myokardperfusionsstörungen, extrazerebralen Tumoren und vielen anderen. Mit der Reifung und Weiterentwicklung dieser Methoden steigert sich neben der Qualität des Ergebnisses und der Effektivität des Verfahrens (z.B. durch Verringerung des Zeitaufwands) auch die Anzahl der möglichen Anwendungen ¹⁰⁴.

Die medizinische Bildfusion dient dem Zweck, Informationen aus einzelnen Untersuchungen integrativ zu vereinen und in einem neuen Bild mit gesteigertem Informationsgehalt wiederzugeben. Interessant ist in diesem Verständnis vor allem die Koregistrierung von morphologischen und funktionellen Bildern ^{80,104}.

1.3.4.1 Anwendung der Bildfusion in der zerebralen Tumorchirurgie

Magnetresonanztomografische und computertomografische Untersuchungen weisen eine hohe Sensitivität und Spezifität in der Diagnostik zerebraler Tumorerkrankungen auf. Jedoch zeigen diese Verfahren Schwächen, wenn es um die Bestimmung vitaler Anteile des Tumors geht, vor allem nach einer vorangegangenen Bestrahlungstherapie oder Operation. Hier bieten nuklearmedizinische Untersuchungen (z.B. ²⁰¹Th-SPECT, ^{99m}Tc-MIBI-SPECT oder ¹¹C-FET-PET) die Möglichkeit, aktive Anteile von Tumoren wie Gliomen, Medulloblastomen oder Oligodendrogliomen zu erkennen, die sich anhand ihres Metabolismus vom umgebenden Gewebe unterscheiden ^{17,61,62,86}. Jedoch bieten diese Untersuchungen zu wenig anatomische Details, um eine exakte Lokalisation des Tumors oder Aussagen über seine Beziehung zu anderen anatomischen Strukturen zu ermöglichen ¹¹⁸.

Die Kombination mit hochauflösenden MR-Untersuchungen mittels Bildfusion lässt jedoch exakte Aussagen über Lage und Ausdehnung vitaler Tumorzellverbände zu und bietet die Möglichkeit einer exakten Planung einer Intervention wie zum Beispiel einer stereotaktischen Biopsie, einer Bestrahlungstherapie oder einer neurochirurgischen Operation mit palliativem oder kurativem Ansatz ^{17,80,104}.

1.3.4.2 Anwendung der Bildfusion in der Epilepsiechirurgie

Besonders hilfreich ist der Beitrag der Bildfusion im Bereich der Epilepsiechirurgie, da hier in der Regel Daten aus vielen verschiedenen Untersuchungen und Untersuchungsmodalitäten bei einem Patienten vorliegen ⁵⁶.

Fokale Epilepsien, die medikamentös nicht einstellbar sind, lassen sich unter günstigen Umständen chirurgisch angehen. Hierbei ist die exakte Lokalisation epileptogener Areale von größter Wichtigkeit. Nicht immer lassen sich diese durch morphologische Veränderungen direkt in magnetresonanztomografischen Untersuchungen erkennen. Sie demaskieren sich jedoch in funktionellen Untersuchungen durch regionale Veränderungen in Durchblutung und Metabolismus und lassen sich so durch nuklearmedizinische Verfahren (¹⁸F-FDG-PET, iktales und interiktales ^{99m}Tc-ECD-SPECT, ¹¹C-Flumazenil-PET) darstellen ^{17,33,104}. Koregistriert man die Daten dieser nuklearmedizinischen Untersuchungen mit denen der

morphologischen MR-Untersuchungen, so lassen sich die funktionell pathologischen Areale ihrem morphologischen Korrelat zuordnen^{80,104} (siehe Abb. 1.8). Zusätzlich lassen sich durch Superimposition von MR-Bildern mit CT-Bildern subdural implantierte Streifen- oder Gitterelektroden exakt lokalisieren und den Ergebnissen der invasiven EEG-Ableitung auf der Kortexoberfläche millimetergenau zuordnen^{104,117} (siehe Abb. 1.9).

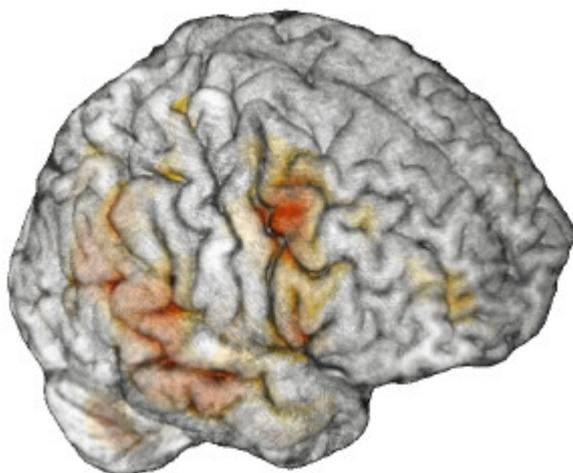


Abb. 1.8: Lokalisation von Arealen mit iktaler Hyperperfusion im ^{99m}Tc-ECD-SPECT (orange) durch Überlagerung mit einer T₁-gewichteten MR-Untersuchung. (C. Vollmar, 2000)

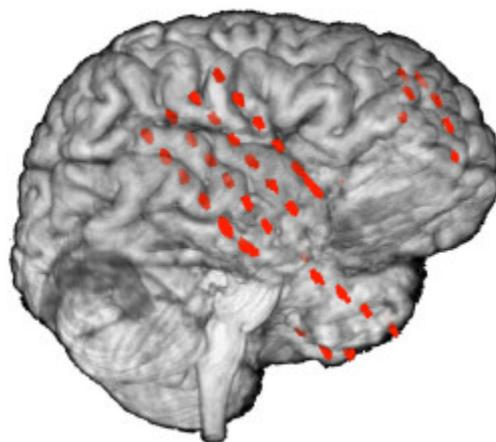
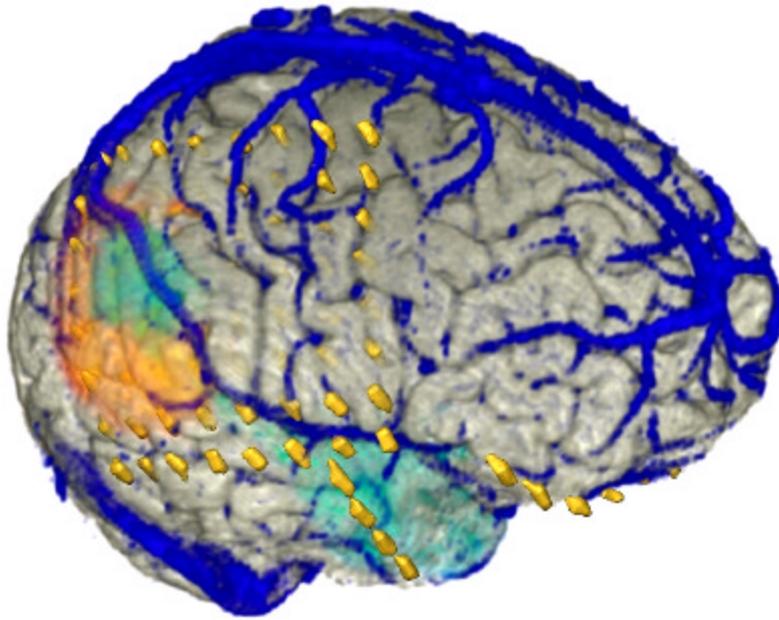


Abb. 1.9: Lokalisation von subdural implantierten Gitter- und Streifenelektroden durch Überlagerung von CT und MR. (C. Vollmar, 2000)

Lässt sich aus der Kombination der Informationen aus Morphologie, Elektrodenlokalisierung und Fokuslokalisierung eine günstige Prognose für eine neurochirurgische Ablation des epileptogenen Hirngewebes ableiten, ist eine genaue Operationsplanung notwendig, um gesundes Hirngewebe bestmöglich zu schonen, während der Anfallsursprung weitest möglich entfernt werden soll. Hierbei kann die in dieser Dissertation vorgestellte Methode der Visualisierung des zerebralen Kortex hilfreich sein, intra- und postoperative Komplikationen (siehe Kapitel 3) zu vermeiden. Die Informationen aus morphologischen, funktionellen und angiografischen Untersuchungen können durch wiederholte Bildfusion in *einer* Abbildung zusammengefasst werden (siehe Abb. 1.10).

Das Ergebnis solch sorgfältig geplanter Eingriffe ist ermutigend. In etwa 75% der Fälle sind die Patienten nach einer Ablation des epileptogenen Hirngewebes anfallsfrei, oder weisen eine deutliche Reduktion der Anfallsrate auf^{14,41,64,69,96}.



*Abb. 1.10: Vereinigung der Informationen aus morphologischem MR (grau), CT (gold), funktionellen nuklearmedizinischen Untersuchungen (orange und türkis) und MR-Angiografie (blau) in einem Bild.
(C. Vollmar, 2003)*

1.4 Brain Shift

Wir vergleichen in dieser Dissertation die präoperative Rekonstruktion des Verlaufs von superfiziellen kortikalen Gefäßen mit intraoperativ erstellten Fotografien der Kortexoberfläche. Für die vergleichende Auswertung der beiden Darstellungen ist es notwendig, auf den Faktor der Verformung der kortikalen Oberfläche mitsamt der darauf verlaufenden Gefäße hinzuweisen, den man auch als „Brain Shift“ bezeichnet. Hierunter versteht man die Deformation von Hirngewebe während und aufgrund einer neurochirurgischen Intervention⁶⁵. Neben offensichtlichen Ursachen, wie einer Resektion von Gewebe durch den Neurochirurgen oder einer Liquordrainage aus den Ventrikeln, spielt auch das von der Kohlendioxidkonzentration abhängige zerebrale Blutvolumen sowie die Gabe von osmotisch wirksamen Medikamenten (z.B. Mannitol), von Anästhetika und Steroiden eine Rolle³⁵.

Nach Eröffnung der Dura mater findet eine Verformung der Kortexoberfläche statt. Diese beträgt im Mittel etwa 1 cm und zeigt keine signifikante Abhängigkeit von der Größe der Duraeröffnung⁸⁵. Der größte Brain Shift findet dabei in Richtung der Gravitation statt, im Sinne eines Absinkens des Hirngewebes (siehe Abb. 1.11)^{35,65,85}. Da dieses Absinken jedoch

nicht homogen geschieht, finden sich auch deutliche Verschiebungen in anderen Richtungen (siehe Abb. 1.12).

In einigen Fällen tritt kurz nach der Duraeröffnung ein initiales Vorwölben des Hirngewebes auf, ohne dass Anzeichen eines erhöhten intrakraniellen Drucks beobachtet werden konnten⁶⁵.

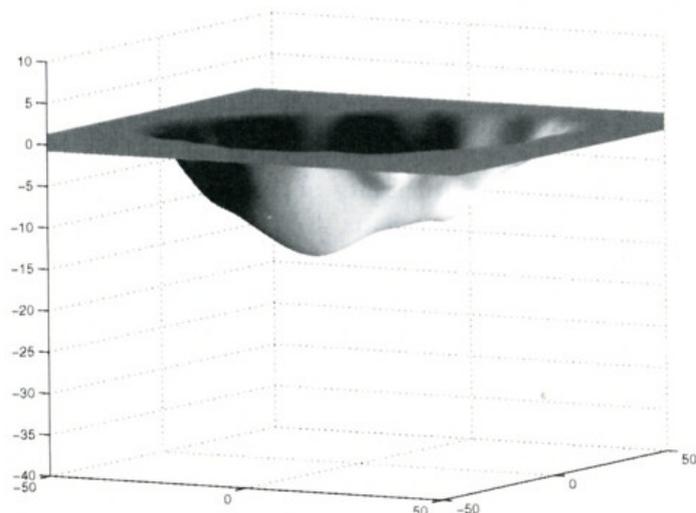


Abb. 1.11: Dreidimensionale Darstellung des Einsinkens des Hirngewebes unter einer Kraniotomie im Vergleich zu einer präoperativen MR-Untersuchung. Mittels einer Sonde, die Infrarot-Licht emittiert, wurde die räumliche Lokalisation von 60 Punkten auf der Kortexoberfläche ermittelt. (aus Hill et al., 1998³⁵)

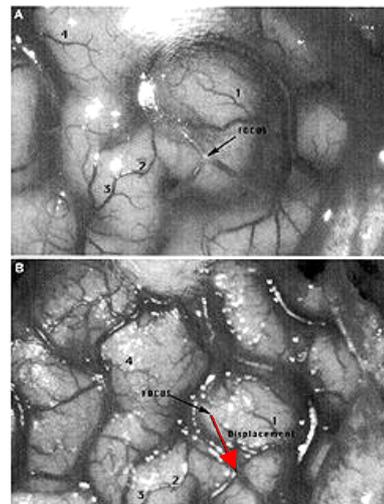


Abb. 1.12: Aufnahme der Kortexoberfläche mittels einer räumlich fixierten Kamera zu Beginn einer Operation (oben) und etwa 1,5 Stunden später (unten). Die durch einen schwarzen Pfeil markierte Gefäßkreuzung zeigt sich in der Projektionsebene des Fotos gegenüber ihrer ursprünglichen Position deutlich verschoben (roter Pfeil im unteren Bild). (aus Roberts et al., 1998⁸⁵)

Nach Entfernung eines intrazerebralen Tumors finden je nach Ausdehnung der Resektionshöhle größere Verformungen des Hirngewebes statt. Hierbei kann ein Brain Shift von bis zu mehreren Zentimetern auftreten⁶⁵. Dieser dynamische Prozess lässt sich durch eine mehrfache intraoperative MR-Bildgebung darstellen (siehe Abb. 1.13).

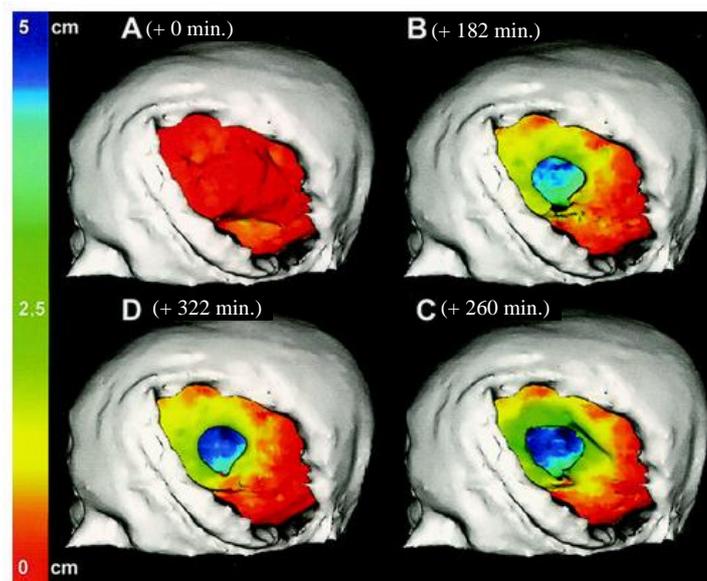


Abb. 1.13: Farbcodiertes Oberflächenmodell einer Patientin mit einem frontoparietalen Oligodendrogliom. Die Bilder wurden aus vier sequenziellen intraoperativen MR-Untersuchungen in Korrelation zu einer Referenzuntersuchung vor Duraeröffnung errechnet.

Bild A (nach Duraeröffnung): Nur geringer Brain Shift.

Bild B (nach Resektion des Tumors): Homogenes Einsinken des Kortex mit Verstärkung des Effekts an den Resektionsrändern.

Bild C: Starkes Einsinken der Resektionsränder, Ausweitung der Deformität nach temporal.

Bild D (nach Duraverschluss): Rückgang der Verformung vor allem temporal und parietal.

(aus Nabavi et al., 2001⁶⁵)

Im Rahmen ihrer Studie über die intraoperative Deformation der Gehirnoberfläche untersuchten Hill et al. im Jahr 1998³⁵ auch den Einfluss des Unterschieds zwischen der Patientenlagerung während der präoperativen Bildgebung und der Lagerung im Operationssaal. Hierzu wurden magnetresonanztomografische Untersuchungen in beiden Lagerungen durchgeführt und miteinander verglichen. Der durch die unterschiedliche Lagerung hervorgerufene Brain Shift erwies sich mit Werten unter 1 mm als vernachlässigbar³⁵.

Der Brain Shift ist vor allem bei der navigationsunterstützten Neurochirurgie von Wichtigkeit, da sich die Navigation meist an präoperativ durchgeführten bildgebenden Verfahren orientiert und intraoperative Verschiebungen der Hirnoberfläche hier zu räumlichen Abweichungen führen. Die von uns vorgestellte Methode der Visualisierung der oberflächlichen Venen hingegen ist in diesem Zusammenhang robust, da die Venen auf der Kortexoberfläche den Brain Shift zusammen mit dem Hirngewebe erfahren und daher relativ zu den kortikalen Landmarken nicht oder nur minimal verschoben sind.

1.5 Ziele der Arbeit

Die immens gewachsenen Möglichkeiten der bildgebenden Verfahren sorgen dafür, dass von vielen Patienten zahlreiche Untersuchungen mit Blick auf einzelne Details vorhanden sind, doch fällt es dem behandelnden Arzt oftmals schwer, den Überblick zu behalten und die Informationen der Einzeluntersuchungen zu einem Gesamtbild der anatomisch-pathologischen Verhältnisse zu vereinen. Unsere Arbeitsgruppe ist bemüht, Ergebnisse verschiedener Untersuchungsmodalitäten – wo dies möglich und sinnvoll ist – zu kombinieren und übersichtlich zu präsentieren.

Die vorliegende Studie sollte ursprünglich ausschließlich epilepsiechirurgische Patienten einbeziehen. Die relativ geringe Anzahl von epilepsiechirurgischen Operationen mit einer großflächigen Eröffnung der Dura mater, die einen Blick auf die kortikalen venösen Gefäße erlaubt, veranlasste uns jedoch dazu, auch Patienten mit operablen intrakraniellen Tumoren in die Studie mit einzubeziehen.

Diese Dissertation stellt eine Methode vor, die es dem Neurochirurgen ermöglichen soll, sich in kurzer Zeit auf komfortable Weise ein Bild von der Lagebeziehung zwischen der Kortexoberfläche mit eventuellen Läsionen und den größeren venösen Blutleitern darauf zu verschaffen.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde eine Magnetresonanztomografie-Sequenz gesucht und modifiziert, die gut in die klinische Routine integrierbar ist und die venösen Verhältnisse in ausreichender Qualität abzubilden vermag. Diese wurde mit einer schon bewährten, die Hirnoberfläche gut darstellenden Sequenz kombiniert. Auf diese Weise entstanden Rekonstruktionen der Hirnoberfläche mit begleitender venöser Anatomie über dem geplanten Operationsareal, die dem betreffenden Neurochirurgen rechtzeitig vor Operationsbeginn vorgelegt wurden.

Diese Rekonstruktionen in Kombination mit anderen Informationen aus radiologischen oder elektrophysiologischen Untersuchungen ermöglichen es dem Operateur, sein Vorgehen bei dem bevorstehenden Eingriff besser zu planen. Er kann operative Zugangswege und Resektionsgrenzen unter Schonung wichtiger venöser Strukturen festlegen, somit schonender operieren und Komplikationen vermeiden, die sich aus der Nichtkenntnis der Lage wichtiger venöser Strukturen ergeben.

Erwähnenswert ist ebenfalls, dass die in unsere Studie aufgenommenen Patienten bereits während der Entstehung dieser Dissertation von den Ergebnissen profitieren konnten, da die erstellten Bilder den betreffenden Neurochirurgen zur präoperativen Planung des Eingriffs

zugänglich gemacht wurden. Die Abbildungen wurden auch im Operationssaal am Schaukasten neben Röntgen- und Magnetresonanzbildern demonstriert und intraoperativ von den Operateuren inspiziert, wenn es um die Klärung bestimmter anatomischer Verläufe von erwarteten oder intraoperativ aufgefundenen Venen ging (siehe Abb. 1.14).



Abb. 1.14: Demonstration unserer Rekonstruktionen im OP-Saal. Die neben der übrigen Bildgebung aufgehängten Rekonstruktionen (roter Pfeil im linken Bild) wurden auch intraoperativ zu Rate gezogen, beispielsweise bei der Festlegung von Resektionsgrenzen (rechtes Bild). Zitat aus dem OP-Bericht eines unserer Patienten: „...Es zeigt sich, wie bereits in der 3-dimensionalen Venenrekonstruktion präoperativ, dass neben der Labbé’schen Vene, die eine dünne Verbindung hat zur Sylvischen Vene, eine akzessorische Labbé’sche Vene vorliegt. ...“

Ein weiterer Schwerpunkt dieser Arbeit liegt auf anatomischen Betrachtungen des erstellten Bildmaterials. Anatomische Studien sind im Zeitalter der modernen Bildgebung nicht mehr nur post mortem am Präparat durchzuführen, sondern auch an Bildmaterial, das primär zur klinischen Diagnostik gewonnen wurde.

Anhand der dreidimensionalen Rekonstruktionen der Anatomie der superfiziellen venösen Gefäße soll die Ausprägung venöser Drainagetypen, die Anzahl der in den verschiedenen Abschnitten des Sinus sagittalis superior einmündenden Brückenvenen sowie deren Mündungswinkel untersucht werden.

Zur Berechnung der Mündungswinkel im Rahmen dieser Studie war es notwendig, umfangreiche mathematische Betrachtungen anzustellen, um eine möglichst einfache Vorgehensweise für die klinische Praxis zu entwickeln. Diese sind im Anhang dieser Dissertation wiedergegeben.

2 Anatomie der superfiziellen zerebralen Venen

2.1 Aufbereitung der Präparate

Die Erkenntnisse, die wir heute über die Anatomie der superfiziellen Gehirnvenen besitzen, stammen hauptsächlich aus der Betrachtung von Präparaten, die post mortem entweder nativ oder als sogenannte Injektionspräparate untersucht wurden^{19,59}. Die intravaskuläre Injektion von gefärbten aushärtenden Substanzen, zum Beispiel tuschegefärbter Gelatine oder Acrylaten, die entweder in situ oder nach Entnahme des Organs möglichst bald nach dem Tode durchgeführt wird, ermöglicht es, die vaskulären Strukturen bis auf Kapillardurchmesser zu verfolgen¹⁹. Die Beimengung kontrastgebender Substanzen zur Injektionslösung ermöglicht einen direkten Vergleich mit radiologischen in-vivo-Untersuchungsverfahren⁹, wie der Phlebografie im Rahmen einer Karotis-Angiografie, der Rotationsangiografie, der computertomografischen Angiografie und der Magnetresonanztomografie, welche auch für sich allein zunehmend an Bedeutung im Bemühen um Erkenntnisse über die Anatomie der zerebralen Venen gewonnen haben^{7,25,59}.

2.2 Histologische Merkmale der zerebralen Venen

Histologisch betrachtet sind die oberflächlichen Venen des Gehirns klappenlose Blutleiter, deren dünne fibröse Wände elastische Fasern und keine bis wenige glatte Muskelfasern enthalten^{9,90,92,98}. In ihrem Verlauf auf den drainierenden Sinus hin werden sie zunehmend fibröser und gleichen sich in ihrem Aufbau dem des Sinus an⁹⁸. Die Sinus durae matris selbst sind klappenlose endothelisierte inkompressible venöse Blutleiter, deren fibröse Wände von einer Duplikatur des inneren und äußeren Blatts der harten Hirnhaut gebildet werden^{9,98}.

2.3 Entwicklung der Drainage der Großhirnhemisphären

Nach seiner Entstehung aus der Verschmelzung der ektodermalen Neuralfalten wird das Neuralrohr⁹ zunächst durch einen oberflächlichen Venenplexus drainiert⁷². Mit der Expansion der Hemisphären und Basalganglien und der folgenden Verdickung der Wände der Seitenventrikel wird ein superfizieller Abfluss der periventrikulären weißen Substanz und der Basalganglien ungünstig und die Drainage dieser Strukturen erfolgt nach zentral hin über die

sich sekundär entwickelnden basalen Plexus. Hieraus entsteht das sogenannte tiefe zerebrale Venensystem (Venae cerebi profundae)^{59,72,98}.

Die Hirnrinde und das subkortikale Mark werden dagegen von zentral nach peripher über die primären oberflächlichen Venen (Venae cerebri superficiales) und die der Schädelkalotte anliegenden peripheren Sinus drainiert^{59,72,98}.

In vielen Studien wurde eine Verbindung zwischen diesen beiden Stromgebieten gesucht, postuliert oder verworfen^{2,98}. Während Schlesinger 1939⁹¹ von „intra cerebralen anastomotischen Venen“ sprach, konnte Padget 1956⁷² diese nicht nachweisen. Auch Ferner fand 1958²³ nach Untersuchung von 87 Gehirnen keinen Hinweis auf derartige Verbindungen und sprach von einer „venösen Wasserscheide“ zwischen dem oberflächlichen und dem tiefen zerebralen Venensystem². Hassler fand 1966³¹ tausende dünnkalibriger Anastomosen, vor allem im Bereich des Centrum semiovale^{31,98}, bemerkte jedoch, dass diese wohl zu klein wären, um funktionell von Bedeutung zu sein.

Da in der Entwicklung keine räumliche Parallelität zwischen arteriellem Blutzustrom und venösem Abstrom besteht, zeigt auch der Verlauf der Venen auf dem ausgewachsenen Gehirn eine Unpaarigkeit von venösen und arteriellen Gefäßen und gewisse Gegensätzlichkeiten in Bezug auf Anordnung und Verlauf^{19,59,72,98}.

Die Vv. cerebri superiores setzen sich nach den Nomina Anatomica von 1977 aus den Vv. praefrontales, frontales, parietales und occipitales zusammen¹¹¹.

Die in dieser Arbeit beschriebenen superfiziellen zerebralen Venen beinhalten die Venen der Konvexität beider Großhirnhemisphären einschließlich der duralen Sinus, in die sie münden. Die Venen, die die mediale Seite der Großhirnhälften im Interhemisphärenspalt drainieren, sowie die venösen Abflüsse der der Schädelbasis zugewandten Unterseite des Gehirns, des Kleinhirns und des Hirnstammes, die allesamt ebenfalls zu den oberflächlichen Hirnvenen zu rechnen sind, sollen in diesem Rahmen unerwähnt bleiben, da diese Dissertation auf die Anwendung der Venendarstellung für neurochirurgische Eingriffe an der Großhirnkonvexität beschränkt ist.

2.4 Prinzip der venösen Drainage der Großhirnhemisphären

Die oberflächlichen Hirnvenen entstehen aus dem pialen Venennetz, welches die Rinde über die Vv. corticales und die subkortikale Markzone bis etwa 2 cm Tiefe über die Vv. medullares

drainiert und unterhalb des arteriellen Gefäßplexus liegt^{9,59,98}. Die venösen Sammelgefäße jedoch, die das Blut den Sinus zuführen, liegen nicht wie die arteriellen Gefäße in den Sulci,

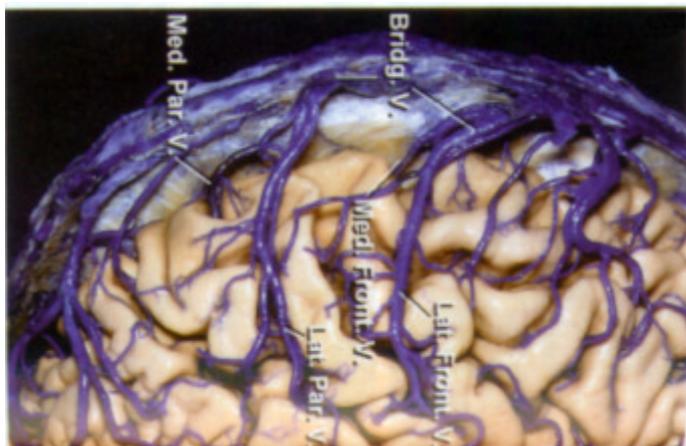


Abb. 2.1: Der Verlauf der venösen Sammelgefäße bis zum Sinus sagittalis superior.
(aus Rhoton, 2002⁸⁴)

sondern sie überkreuzen diese, verlaufen unabhängig von Furchen, Windungen und Arterien durch den Subarachnoidalraum^{9,92} und verbleiben über ihren ganzen Verlauf bis zur Einmündung in den Sinus an der Oberfläche des Gehirns sichtbar (siehe Abb. 2.1)^{9,19,92,98}.

Diese Vv. cerebri superficiales treten aus der Pia mater aus und verlaufen innerhalb des Subarachnoidalraumes mit Adhärenzen an die Arachnoidea mater^{19,111}. Meist vereinigen sich zwei bis fünf kleinere Zweige zu größeren Stämmen^{98,111}. In Sinusnähe liegen diese direkt der Dura mater an und sind im weiteren Verlauf an dieser fixiert, indem ihre parietale Wand in die Dura einbezogen wird^{9,111}. Diese intraduralen Verlaufsstrecken, die man als Brückenvenen bezeichnet⁹, sind gewöhnlich etwa 3 cm lang, können aber auch bis zu 7 cm lang sein und besitzen im Gegensatz zum vorher rundlichen Querschnitt der Venen ein ovales, teilweise erheblich abgeplattetes Lumen¹¹¹. Auch weisen die Brückenvenen in ihrem subduralen Abschnitt mitunter eine deutlich dünnere Wandstärke als in ihrem subarachnoidalen Verlauf auf, was zusammen mit einer unterschiedlichen Anordnung des Kollagens in der Venenwand eine Erklärung für die Fragilität dieser Abschnitte bietet^{102,122}. Oft bilden kortikale Venen aus angrenzenden Arealen eine gemeinsame Brückenvene⁸⁴. Für gewöhnlich findet man im frontalen und parietalen Bereich die längsten und an der Außenseite des Lobus temporalis die kürzesten Brückenvenen^{3,70,76,111}. Diese münden schließlich in die Sinus durae matris, die das Blut den Vv. jugulares internae zuführen.

Während das obige Schema des venösen Rückflusses aus dem Gehirn bis auf wenige Ausnahmen³⁶ bei allen adulten Gehirnen zu finden ist, unterliegen die genaue Anzahl, die Lage, der Verzweigungsmodus, der Durchmesser und die vorhandenen Anastomosen der zerebralen Venen einer enormen Variabilität^{5,28,43,59,70,72,84,89}. Diese zeigt sich nicht nur interindividuell, sondern auch in einer Differenz der linken und rechten Hemisphäre bei ein und demselben Gehirn^{18,84}.

2.5 Zuflüsse zu den Sinus durae matris

In dieser Arbeit sind von der oberen Gruppe der Sinus durae matris ⁹ der unpaarige Sinus sagittalis superior, die Sinus transversi und Sinus sigmoidei und von der unteren Gruppe die Sinus cavernosi und Sinus sphenoparietales von Interesse, da die Venen der Konvexität der Hemisphären in diese münden (siehe Abb. 2.2).

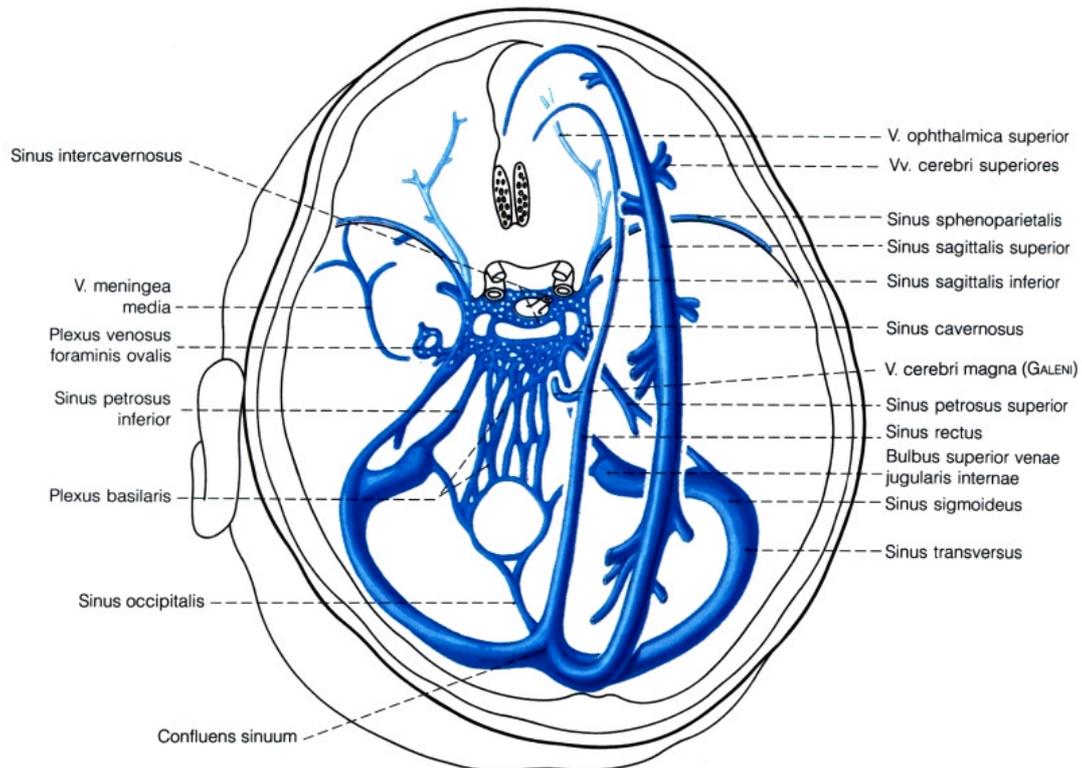


Abb. 2.2: Schema der Sinus durae matris in ihrer Projektion auf die Schädelbasis.
(aus Benninghoff, 1993 ⁹)

2.5.1 Zuflüsse zum Sinus sagittalis superior

Der Sinus sagittalis superior erstreckt sich von Foramen caecum bis zur Protuberantia occipitalis interna entlang der Oberkante der Falx cerebri und weist einen dreieckigen Querschnitt auf. Er kann Verbindungen zu den Venen der oberen Nasenhöhle besitzen ^{84,98}, doch in vielen Fällen findet sich ein atretisches Teilstück in den ersten Zentimetern nach dem Foramen caecum ^{43,89}.

Er enthält in seinem Lumen bindegewebige Trabekeln und im okzipitalen Abschnitt ein längliches Septum, welches den Blutstrom auf die Sinus transversi verteilt, wobei zumeist der rechte Sinus transversus den größeren Teil des Blutes abführt ^{9,84,98,111}.

Die lateralen kortikalen Venen münden meist direkt in die seitlichen Wände des Sinus sagittalis superior, vor allem in der hinteren Frontal- und der Parietalregion. Sie können aber auch über der Konvexität etwa 0,5 cm bis 3 cm vom Sinus sagittalis superior entfernt meningeale Sinus bilden, die wiederum vor Eintritt in diesen konfluieren können und bevorzugt in der vorderen Frontalregion und der hinteren Parietalregion auftreten ⁷⁰.

Die Venen der medialen Hemisphärenoberfläche vereinigen sich meist mit denen der lateralen Konvexität, bevor diese in den Sinus münden ⁹⁸.

Beidseits des Sinus sagittalis superior finden sich vor allem im parietalen Bereich die Lacunae laterales, unregelmäßig strukturierte Nischen, die mit dem Sinus in Verbindung stehen und auch Zuflüsse aus meningealen und diploischen Venen besitzen ^{9,84,98,111} (siehe Abb. 2.3). In der Literatur ist umstritten, ob die Vv. cerebri superficiales immer direkt in den Sinus ⁹⁸ oder gelegentlich in diese Nischen ⁹ münden. Neuere Untersuchungen von Rhoton ⁸⁴ zeigen gelegentliche Verbindungen zwischen Venen und Lakunen, wobei die Venen meist direkt in den Sinus münden, indem sie unter den Lakunen durchziehen, manchmal mit diesen eine gemeinsame Einmündung aufweisen und selten direkt in diese münden. Häufig findet man im Sinus sagittalis superior und gehäuft in den Lacunae laterales Granulationes arachnoidales, die sich in das Lumen vorbuchten ^{9,70,84,98}.

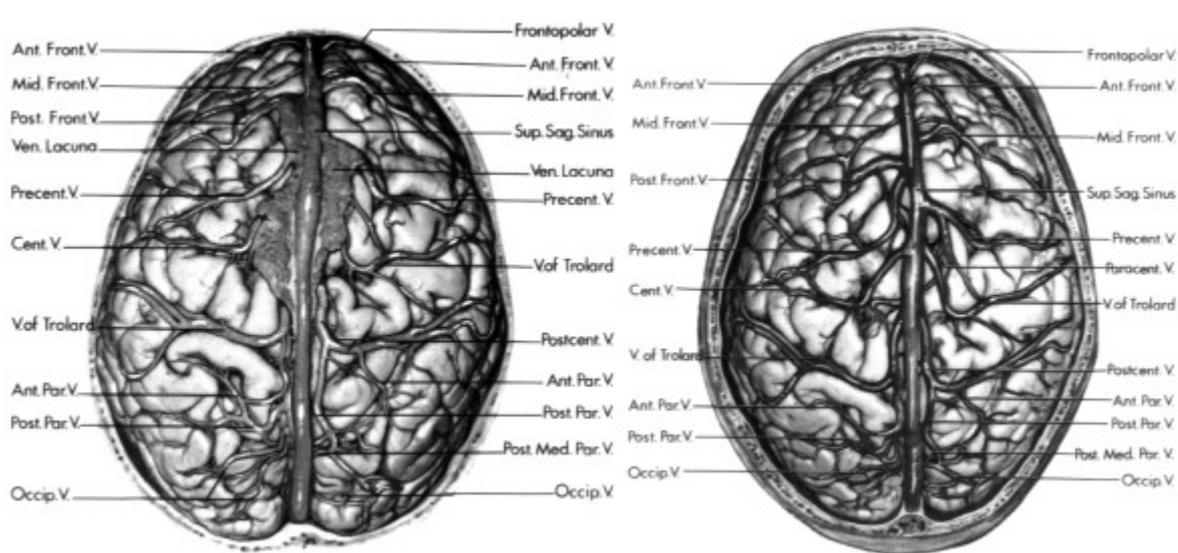


Abb.2.3: Linkes Bild: Sinus sagittalis superior mit angrenzenden Lacunae laterales. Im rechten Bild wurden die Lakunen entfernt.
(aus Oka et al., 1985 ⁷⁰)

Das Territorium, das der Sinus sagittalis superior drainiert, umfasst den oberen Teil der lateralen und medialen Hemisphärenoberfläche des Frontal-, Parietal- und Okzipitallappens sowie den vorderen Teil der Facies orbitalis des Frontallappens ^{59,70,84}.

2.5.1.1 Frontallappen

Die zum Sinus sagittalis superior aszendierenden frontalen Venen, die die laterale Seite der Hemisphären entbluten, beinhalten die V. frontopolaris, V. frontalis anterior, V. frontalis media, V. frontalis posterior, V. praecentralis und die V. centralis (auch V. rolandica genannt)⁷⁰.

Die aus dieser Gruppe am meisten rostral gelegene V. frontopolaris, die parallel zum Sinus sagittalis superior um den Frontalpol zieht und den anterioren Teil des Gyrus frontalis superior, medius und inferior sowie Teile des Gyrus orbitalis drainiert, mündet in einer mittleren Entfernung von 2,5 cm bis 3 cm vom Frontalpol in den Sinus sagittalis superior^{70,84,89,98}, kann jedoch bei Vorliegen eines atretischen rostralen Sinus auch bis zu 9 cm mediokaudalwärts ziehen und durch Aufnahme anderer frontaler Venen den Sinus auf dieser Länge ersetzen^{43,76}.

Die Vv. frontales entbluten die frontale Konvexität in dem Gebiet zwischen dem der V. frontopolaris und V. praecentralis. Sie entstehen über dem oberen Teil des Gyrus frontalis inferior und ziehen über den Gyrus frontalis medius und anterior zum Sinus hin. Die V. frontalis anterior erreicht diesen im Mittel etwa 6,8 cm vom Frontalpol entfernt, die V. frontalis media in einem mittleren Abstand von 8,3 cm und die V. frontalis posterior bei etwa 10,5 cm^{70,84}.

Die V. praecentralis entsteht aus Zuflüssen aus dem unteren Teil des Gyrus praecentralis, dem operkulären Teil des Gyrus frontalis inferior und Teilen des Gyrus frontalis inferior, medius und superior. Sie verläuft entlang des Sulcus praecentralis und zieht unter den Lacunae laterales hindurch zum Sinus, in den sie oft gemeinsam mit der V. frontalis posterior mündet^{70,84}.

Die V. centralis, auch rolandische Vene genannt, drainiert die den Sulcus centralis begrenzenden Teile des Gyrus praecentralis und postcentralis und verläuft entlang des Sulcus zum Sinus, in den sie in einer durchschnittlichen Entfernung von 12,5 cm vom Frontalpol mündet^{70,84}.

Die Venen der frontalen Gruppe weisen im Schnitt Durchmesser von 1,5 mm bis 2,8 mm auf ^{49,70}. In der frontalen Venengruppe stellt die V. praecentralis in der Regel das stärkste Gefäß dar ^{49,70,111}.

2.5.1.2 Parietallappen

Zu den Venen, die die laterale Oberfläche des Parietallappens in Richtung des Sinus sagittalis superior drainieren, zählen die V. centralis, V. postcentralis, V. parietalis anterior und V. parietalis posterior ^{70,84}.

Die V. centralis (rolandica), die an den Sulcus centralis angrenzende Teile des Frontal- und Parietallappens drainiert, ist bereits bei der frontalen Venengruppe beschrieben worden.

Die V. postcentralis erhält Zuflüsse vom vorderen Teil des Gyrus supramarginalis, vom lateralen oberen Teil des Parietallappens und von hinteren Anteilen des Gyrus postcentralis. Sie steigt entlang des Sulcus postcentralis zum Sinus sagittalis superior auf, mit dem sie sich etwa 13,9 cm vom Frontalpol entfernt vereinigt ^{70,84}.

Die V. parietalis anterior führt venöses Blut von der Oberfläche des Gyrus supramarginalis und des Gyrus angularis dem Sinus sagittalis superior zu und zeigt dabei einen leicht nach posterior konvexen Verlauf. Vor ihrer zirka 16,1 cm occipital des Frontalpolis gelegenen Einmündung in den Sinus erhält sie häufig Zuflüsse von Venen der medialen Hemisphärenoberfläche ^{70,84,98}.

Die V. parietalis posterior drainiert den hinteren Teil des unteren Parietallappens und angrenzende Teile des Okzipitallappens. Sie kann sich in ihrem Verlauf kurzzeitig dem Sulcus interparietalis annähern, doch kreuzt sie diesen in den meisten Fällen. Sie zeigt eine starke posteriore Konvexität und kann, nachdem sie über den oberen Parietallappen zur Mantelkante aufgestiegen ist, lange Strecken nahezu parallel zum Sinus sagittalis superior verlaufen, bis sie in diesen, für gewöhnlich etwa 17,9 cm vom Frontalpol entfernt, einmündet ^{70,84,98}.

Die Venen der parietalen Gruppe besitzen meist einen ähnlichen Durchmesser wie die der frontalen Gruppe, also im Bereich von 1,7 mm bis 2,5 mm ^{70,111}.

2.5.1.3 Okzipitallappen

Häufig sind die Venen der parietalen Gruppe die letzten Venen, die vor dem Confluens sinuum in den Sinus sagittalis superior münden.

Gelegentlich findet sich eine im Mittel 2 mm starke V. occipitalis, die die oberen lateralen Anteile des Temporallappens drainiert. Sie weist ähnlich wie die V. parietalis posterior eine starke Konvexität auf und zieht nach rostral hin zum Sinus sagittalis superior, wo sie etwa 19,9 mm occipital des Frontalpols mündet^{59,70,84}. Im Falle ihres Fehlens wird diese Vene durch die posterioren parietalen Venen oder inferiore okzipitale Venen ersetzt^{59,70,84}.

In der Regel findet sich ein Bereich von 4 cm bis 5 cm rostral des Confluens, in dem keine größeren Veneneinmündungen anzutreffen sind^{70,76,84,98}.

2.5.2 Zuflüsse zum Sinus transversus

Der rechte und linke Sinus transversus verlaufen im Sulcus sinus transversi vom Confluens sinuum am seitlichen Tentoriumrand entlang bis zur Basis des Felsenbeins, wo sie nach der Einmündung der Sinus petrosi superiores in die Sinus sigmoidei übergehen, die zu den Foramina jugularia ziehen^{9,98}. Der rechte Sinus transversus ist in der Regel breiter als der linke und erhält im Confluens sinuum den größeren Teil des Blutes aus dem Sinus sagittalis superior, wohingegen der kleinere linke Sinus transversus meist den größeren Teil des Blutes aus dem Sinus rectus fortführt^{9,70,84,98}. Eine signifikante Asymmetrie der Sinus transversi existiert in 50%-80% der Fälle, in 5%-12% findet sich in angiographischen Studien eine komplette Atresie, meist des linken Sinus transversus⁷. Diese Asymmetrie ist entwicklungsbedingt und regelmäßig schon während der Embryonalperiode vorhanden⁷².

Die Sinus transversi drainieren zerebelläre und inferiore zerebrale Venen. Viele Venen, die in die Sinus transversi münden, ziehen nicht direkt zu diesen, sondern bilden kurze tentoriale Sinus im Tentorium cerebelli^{9,70,84,98}.

2.5.2.1 Temporallappen

Die Venen der Konvexität des Temporallappens werden in eine aufsteigende und eine absteigende Gruppe unterteilt. Die aufsteigende Gruppe findet Anschluss an das System der Sylvischen Vene und soll dort behandelt werden. Die absteigende Gruppe, die sich aus der V. temporalis anterior, media und posterior zusammensetzt, drainiert in den Sinus transversus^{70,84,98}.

Die V. temporalis anterior entblutet das vordere Drittel der lateralen Oberfläche des Temporallappens mit Ausnahme des Gyrus temporalis superior. Sie entsteht nahe dem Temporalpol über dem Gyrus temporalis medius. Nachdem sie den Sulcus temporalis inferior und den gleichnamigen Gyrus überkreuzt hat, zieht sie meist um den unteren Rand der Hemisphäre herum und mündet in einen anteriolateralen tentoriellen Sinus, den Sinus tentorialis lateralis, der Anschluss zum Sinus transversus findet. Sie kann aber auch über die Labbé'sche Vene oder direkt in den Sinus transversus münden^{70,84}.

Die V. temporalis media entsteht aus Zuflüssen vom mittleren Teil der Konvexität des Temporallappens. Sie zieht schräg nach hinten über den Sulcus und Gyrus temporalis inferior zur Incisura praeoccipitalis, wo sie entweder in den Sinus tentorialis lateralis, die Labbé'sche Vene oder direkt in den Sinus transversus mündet^{70,84}.

Die V. temporalis posterior drainiert das hintere Drittel der Temporallappenoberfläche, gelegentlich auch den Gyrus angularis und den vorderen Teil des Okzipitallappens. Sie zieht von oberhalb der Incisura praeoccipitalis mehr oder weniger senkrecht nach unten über den Gyrus temporalis medius und inferior zur okzipitalen Inzisur, wo sie sich in den meisten Fällen mit dem Sinus tentorialis lateralis verbindet^{70,84}.

2.5.2.2 Okzipitallappen

Der Okzipitallappen wird häufig über die hinteren parietalen Venen drainiert.

Die Venen des unteren Drittels der lateralen Oberfläche des Okzipitallappens können sich mit der Labbé'schen Vene vereinigen oder mit posteroinferioren temporalen Venen, die im subduralen Raum auf der Unterseite des Temporallappens zum Sinus transversus ziehen⁴³.

In etwas weniger als der Hälfte der Fälle lässt sich eine V. occipitalis inferior ausmachen, die das Blut der unteren Konvexität des Okzipitallappens dem Sinus tentorialis lateralis oder dem Sinus transversus zuführt^{70,84}.



Abb.2.4: Die Venen der lateralen Großhirnoberfläche.

Venen des Frontallappens in blau (hellblau: aufsteigend, dunkelblau: absteigend)

Venen des Parietallappens in rot (hellrot: aufsteigend, dunkelrot: absteigend)

Venen des Temporallappens in grün (hellgrün: aufsteigend, dunkelgrün: absteigend)

Venen des Okzipitallappens in violett (hellviolett: aufsteigend, dunkelviolett: absteigend)

(aus Oka et al., 1985⁷⁰)

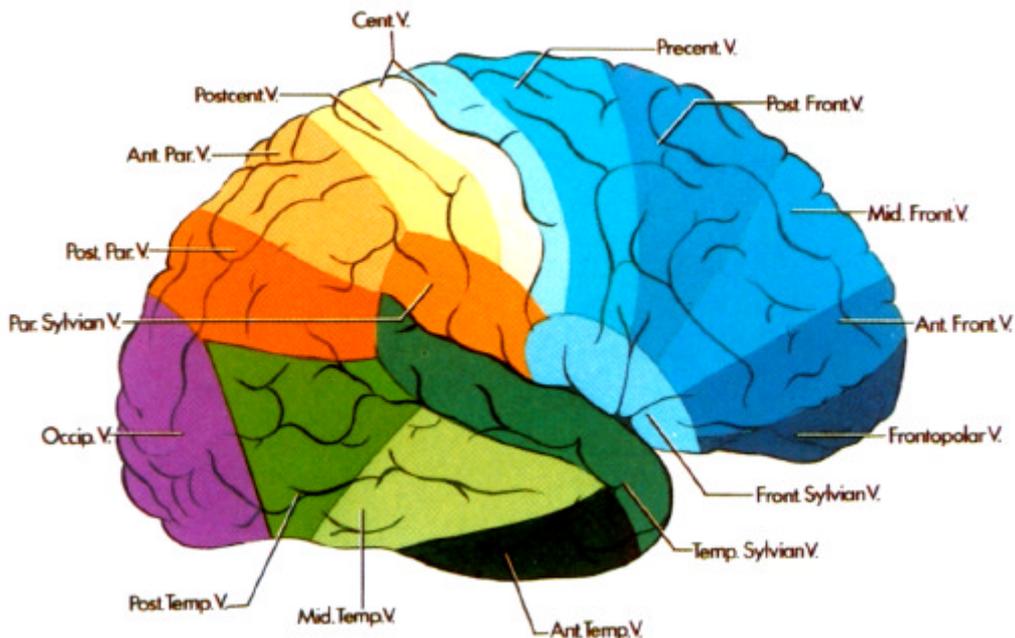


Abb. 2.5: Die Drainagegebiete der Venen der lateralen Großhirnoberfläche.

(aus Oka et al., 1985⁷⁰)

2.5.3 Zuflüsse zum Sinus cavernosus

Der paarige Sinus cavernosus liegt lateral der Sella turcica und des Keilbeinkörpers und erstreckt sich von der Fissura orbitalis superior bis zur Spitze des Felsenbeins. Seitlich reicht er bis an das Foramen ovale heran. Er entsteht aus der Verschmelzung eines Venengeflechts, die in ihm enthaltenen Trabekel entsprechen Wandresten verschmolzener Venen⁹. Der rechte und linke Sinus cavernosus sind über den anterioren und posterioren intercavernösen Sinus ventral und dorsal der Fossa hypophysealis verbunden.

Der Sinus cavernosus stellt eine Sammelstelle der unteren Gruppe der Sinus durae matris dar, er erhält neben Zuflüssen aus zerebralen Venen auch solche aus extrakraniellen und epiduralen Venen⁹⁸.

Er ist durch den Sinus petrosus superior mit dem Sinus transversus verbunden und drainiert hauptsächlich über den Sinus petrosus inferior in die V. jugularis interna^{9,84,98}.

Der Sinus sphenoparietalis folgt zunächst der Sutura frontoparietalis und in seinem weiteren Verlauf der Ala minor des Keilbeins, um am Boden der mittleren Schädelgrube in den Sinus cavernosus zu münden. Er nimmt in den meisten Fällen kurz vor seiner Vereinigung mit diesem die Vena cerebri media superficialis (Sylvische Vene) auf, die das Gebiet um den Sulcus lateralis (Sylvische Fissur) und die Opercula drainiert und gelegentlich auch direkt in den Sinus cavernosus münden kann^{9,59,70,84,98}.

Auf die Sylvische Vene soll im Abschnitt über die großen anastomosierenden Venen näher eingegangen werden.

2.5.3.1 Frontallappen

Die Gruppe der frontosylvischen Venen, die für gewöhnlich aus drei bis sechs Venen besteht, drainiert den unteren Teil des Gyrus frontalis medius und des Gyrus praecentralis sowie den Gyrus frontalis inferior^{59,70,84}.

Sie ziehen nach inferior oder anterioinferior zur V. cerebri media superficialis (Sylvische Vene), können jedoch auch in den unteren Teil der Vena anastomotica superior (Trolard) münden. Sie anastomosieren mit den aufsteigenden Venen der lateralen Oberfläche des Frontallappens^{70,84,98}.

2.5.3.2 Parietallappen

Zwei bis vier kleinere Venenstämme, die über dem Gyrus postcentralis und dem unteren Teil des Parietallappens entstehen und nach anterioinferior zur Sylvischen Vene ziehen, fasst man als Gruppe der parietosylvischen Venen zusammen. Einige dieser Venen können in das untere Ende der V. anastomotica superior (Trolard) oder das obere Ende der V. anastomotica inferior (Labbé) münden^{70,84}.

2.5.3.3 Temporallappen

Die Venen der temporosylvischen Gruppe sind kleinere Venen, die den Gyrus temporalis superior von Temporalpol bis zum Ende der Sylvischen Fissur drainieren. Sie ascendieren nach frontal hin zur Sylvischen Vene. Die posterioren Venen dieser Gruppe können auch in die Labbé'sche Vene münden. Bei einer schwach oder nicht ausgeprägten Sylvischen Vene vereinigt sich die gesamte temporosylvische Gruppe mit der Labbé'schen Vene^{70,84}.

2.5.4 Anzahl der Brückenvenen zum Sinus sagittalis superior

Die Anzahl der Brückenvenen, die von der lateralen Hemisphärenoberfläche zum Sinus sagittalis superior ziehen, ist interindividuell und intraindividuell bei der Betrachtung beider Hemisphären sehr variabel. Auch ist die Anzahl der Einmündungen in die verschiedenen Abschnitte des Sinus sagittalis superior meist stark unterschiedlich. Daher findet man in der neuroanatomischen Literatur eine große Spannweite der angegebenen Zahlen von 6 Venen bis zu 18 Venen pro Seite^{3,9,59,77,111}.

Im Mittel münden auf einer Seite des Sinus in seiner gesamten Länge etwa 12 Brückenvenen, die jedoch erhebliche Unterschiede in ihrem Durchmesser aufweisen³. Im Bereich des Frontallappens findet man im Mittel etwa 7 Brückenvenen, im Bereich des Parietallappens etwa 4 Brückenvenen und im Bereich des Okzipitallappens nur eine oder keine Brückenvene vor^{3,59}.

Die Verteilung der Einmündungen über die verschiedenen Abschnitte des Sinus sagittalis superior, deren Durchmesser und Mündungswinkel sind in Abb. 2.10 auf Seite 45 illustriert.

2.5.5 Große anastomosierende Venen der Großhirnkonvexität

Die oberflächlichen Venen der Großhirnkonvexität sind neben ihrer Verbindung durch das piale Venennetz häufig durch große anastomosierende Venen verbunden. Zu diesen zählen die Venen von Trolard und Labbé und die oberflächliche Sylvische Vene.

Nach Padget (1956)⁷² existieren diese Anastomosen beim Embryo noch nicht. Sie treten erst nach der 12. Schwangerschaftswoche in Form mehrerer kleiner Gefäße auf, die miteinander verschmelzen und trotz des Wachstums des Gehirns meist ihre Verbindung aufrechterhalten können^{59,72,98,111}.

2.5.5.1 Vena cerebri media superficialis (Sylvische Vene)

Die oberflächliche Sylvische Vene entsteht am posterioren Ende der Sylvischen Fissur am Gyrus angularis und verläuft entlang des Sulcus lateralis bis zum Hinterrand des kleinen Keilbeinflügels, wo sie nach Vereinigung mit der V. cerebri media profunda¹¹¹ meist in den Sinus sphenoparietalis mündet, seltener den Sinus cavernosus direkt. Sie kann jedoch auch die Sylvische Fissur verlassen und um den Temporalpol herumziehen, um sich am Boden der mittleren Schädelgrube mit einem venösen Sinus oder der V. basilaris zu vereinigen^{9,59,70,84,98}. Sie drainiert die Umgebung des Sulcus lateralis und die Opercula und nimmt die frontosylvischen, parietosylvischen und temporosylvischen Venen auf^{59,70,84}.

Die V. cerebri media superficialis ist die konstanteste aller oberflächlichen Hirnvenen¹¹¹. Sie kommt im Mittel in 74% der Fälle vor^{49,111}. In 8-10% der Fälle ist sie doppelt angelegt, die zwei Stämme vereinigen sich für gewöhnlich vor Eintritt in die venösen Sinus^{49,70,84,111}.

An ihrem Durchtritt durch die Arachnoidea ist sie im Mittel etwa 1,8 mm bis 2,6 mm stark^{49,70}.

Im Falle einer kleinen oder fehlenden V. cerebri media superficialis übernehmen angrenzende Venen die Drainage der Opercula und des Gebietes entlang des Sulcus lateralis. Die vom oberen Rand der Sylvischen Fissur aufsteigenden Venen finden Anschluss an Venen, die zum Sinus sagittalis superior drainieren. Die vom unteren Rand der Sylvischen Fissur absteigenden Venen verlaufen nach posteroinferior, um sich mit Venen zu vereinigen, die in die Sinus unterhalb des Temporallappens münden. Fehlt das zentrale Segment der Sylvischen Vene, so drainiert das anteriore Segment in die basalen Sinus (siehe oben), während das posteriore

Segment über die anastomotischen Venen von Trolard und Labbé Anschluss an den Sinus sagittalis superior und den Sinus transversus findet ^{70,84,111}.

2.5.5.2 Vena anastomotica superior (Trolard)

Im Jahre 1868 beschrieb P. Trolard eine „Grande veine anastomotique“, die den Sinus sagittalis superior mit dem Sinus petrosus superior über einen tentoriellen Sinus verband ⁷². Ihm zu Ehren bezeichnet man heute die Vena anastomotica superior [magna], die größte Vene, die den Sinus sagittalis superior mit der V. cerebri media superficialis und somit dem Sinus sphenoparietalis oder seltener dem Sinus cavernosus verbindet, als „Trolard’sche Vene“ ^{9,70,84}.

Sie entsteht für gewöhnlich aus der Verlängerung einer Vene der Zentralregion, meist der V. postcentralis, kann jedoch auch eine Vene von den vorderen frontalen bis hin zu den vorderen parietalen Venen zur Sylvischen Fissur hin verlängern ^{70,84}.

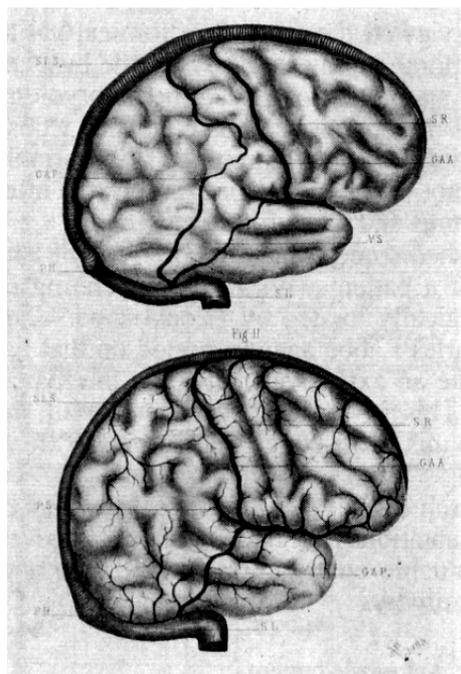
Meist verläuft sie als ein großes Gefäß in der Nähe des Sulcus centralis oder dorsal von ihm zum Sulcus lateralis ¹¹¹, kann aber auch – in etwa 14%-18% der Fälle ^{49,111} – gedoppelt vorkommen. Für gewöhnlich nimmt sie kurz vor dem Sinus sagittalis superior Venenstämme aus benachbarten Regionen auf ^{70,84}.

Man findet sie mit einer mittleren Häufigkeit von etwa 33%, wobei sie auf der linken Hemisphäre vermehrt anzutreffen ist ^{49,90,98}. In unserem neurochirurgischen Forschungslabor von Ch. Erös durchgeführte Untersuchungen von 42 Hemisphären ergaben ein Vorkommen der Trolard’schen Vene bei 48% der rechten und 76% der linken untersuchten Hemisphären. Ihr Durchmesser liegt im Mittel zwischen 1,1 mm und 3,3 mm ^{49,70}.

2.5.5.3 Vena anastomotica inferior (Labbé)

Im Jahre 1879 veröffentlichte Charles Labbé in einem Artikel mit dem Titel „Note sur la circulation veineuse du cerveau et sur le mode de développement des corpuscules de Pacchioni“, dass hinter der von Trolard beschriebenen Vene eine andere, beinahe gleichbedeutende Vene zu finden sei, die eine Anastomose zwischen dem Sinus sagittalis superior und dem Sinus lateralis (heute Sinus transversus genannt) darstelle ⁶ (siehe Abb. 2.6). Labbé bemerkte, dass das Kaliber dieser Vene beim Fehlen einer Trolard’schen Vene zunahm.

Er schlug für die von ihm zuerst beschriebene Vene den Namen „Grande veine anastomotique cérébrale postérieure“ vor ⁶. Heute trägt die Vena anastomotica inferior [parva] zu seinen Ehren den Beinamen „Labbé’sche Vene“.



EXPLICATION DES FIGURES DE LA PLANCHE XIII.

FIGURE 1.

Grandes veines anastomotiques cérébrales indépendantes l'une de l'autre.

G.A.A. Grande veine anastomotique antérieure.

G.A.P. Grande veine anastomotique postérieure.

V.S. Veine anastomotique postérieure supplémentaire (rudiment de l'anastomotique postérieure se jetant dans l'antérieure).

S.L.S. Sinus longitudinal supérieur.

S.L. Sinus latéral.

P.H. Presseoir d'Hérophile.

S.R. Scissure de Rolando.

FIGURE 2.

Grande veine anastomotique postérieure se jetant dans l'anastomotique antérieure.

G.A.P. Grande anastomotique postérieure.

G.A.A. Grande anastomotique antérieure.

S.L.S. Sinus longitudinal supérieur.

S.L. Sinus latéral.

P.H. Presseoir d'Hérophile.

S.R. Scissure de Rolando.

P.S. Gros tronc veineux qui se jette dans l'anastomotique antérieure et qui semble la prolongation de cette veine dans la scissure de Sylvius.

Abb.2.6: Originalzeichnung von Charles Labbé aus den „Archives de Physiologie Normale et Pathologique“ 1879 und die Legende dazu. (aus Bartels et al., 1997⁶)

Der Verlauf der Vena anastomotica inferior ist sehr variabel, sie kann den Temporallappen von seiner posterioren Begrenzung bis zu seinem anterioren Drittel überqueren. In der Regel zieht sie von der Mitte der Sylvischen Fissur in Höhe der V. temporalis media nach posteroinferior, wo sie meist über einen tentoriellen Sinus in den Sinus transversus mündet^{47,70,84}. Gelegentlich findet man Verbindungen zum Sinus sagittalis superior^{47,111}. Der Eintritt in das Tentorium erfolgt überwiegend im anterioren Bereich des Sinus transversus⁴⁷. Häufig nimmt die Vena anastomotica inferior Venen aus der temporosylvischen Gruppe, den absteigenden temporalen und inferioren okzipitalen Venen auf^{43,70,84}.

Oka⁷⁰ und Rhoton⁸⁴ definieren die Vena anastomotica inferior als die größte anastomotische Vene, die den Temporallappen zwischen der Sylvischen Fissur und dem Sinus transversus überquert^{70,84}.

Die Labbé'sche Vene kann auch gedoppelt⁴⁹ oder auch als System mehrerer kleinerer Venen vorkommen⁴⁷, daher ist es oft schwierig, eine einzelne Vene als Labbé'sche Vene zu identifizieren^{28,47,98}. Dies mag auch der Grund dafür sein, dass die Angaben über ihre Häufigkeit in der Literatur von 25% bis 97% variieren^{25,28,38,47,49,90,111}.

Übereinstimmend findet man jedoch in der Literatur die Angabe, dass die Labbé'sche Vene auf der linken Hemisphäre im Vergleich zur rechten häufiger vorkommt^{21,38,59,90,111}. In unserem neurochirurgischen Forschungslabor von Ch. Erös durchgeführte Untersuchungen

von 42 Hemisphären ergaben ein Vorkommen der Labbé'schen Vene bei 33% der rechten und 38% der linken untersuchten Hemisphären. Ihr Durchmesser beträgt im Mittel zwischen 1,1 mm und 2,7 mm ^{49,70}.

2.5.5.4 Drainagemuster der großen anastomosierenden Venen

Aufgrund der unterschiedlichen Ausprägung der einzelnen großen anastomosierenden Venen und ihrem interindividuell unterschiedlichen Beitrag zur Drainage der Großhirnhemisphären kann hier nicht von einem einheitlichen Muster gesprochen werden.

Oka et al. beschrieb jedoch 1985 in seiner umfassenden Studie über die zerebralen Venen ⁷⁰ vier Muster der Konfiguration der großen anastomosierenden Venen, die auch sein damaliger Mitautor Rhoton in seiner Abhandlung über die Hirnvenen im Jahr 2002 ⁸⁴ beibehielt.

Zusätzlich zu den von Oka und Rhoton beschriebenen vier Drainagetypen stellten Erös et al. 1999 einen fünften Typ vor ²¹.

Diese Drainagetypen sind in Abbildung 2.7 illustriert.

Typ I: Dominante Vene von Trolard.

Typ II: Dominante Vene von Labbé.

Typ III: Dominante Sylvische Vene.

Typ IV: Die Venen von Trolard und Labbé dominieren und haben Anschluss an die Sylvische Vene.

Typ V: Die Venen von Trolard und Labbé dominieren und haben keinen Anschluss an die Sylvische Vene.

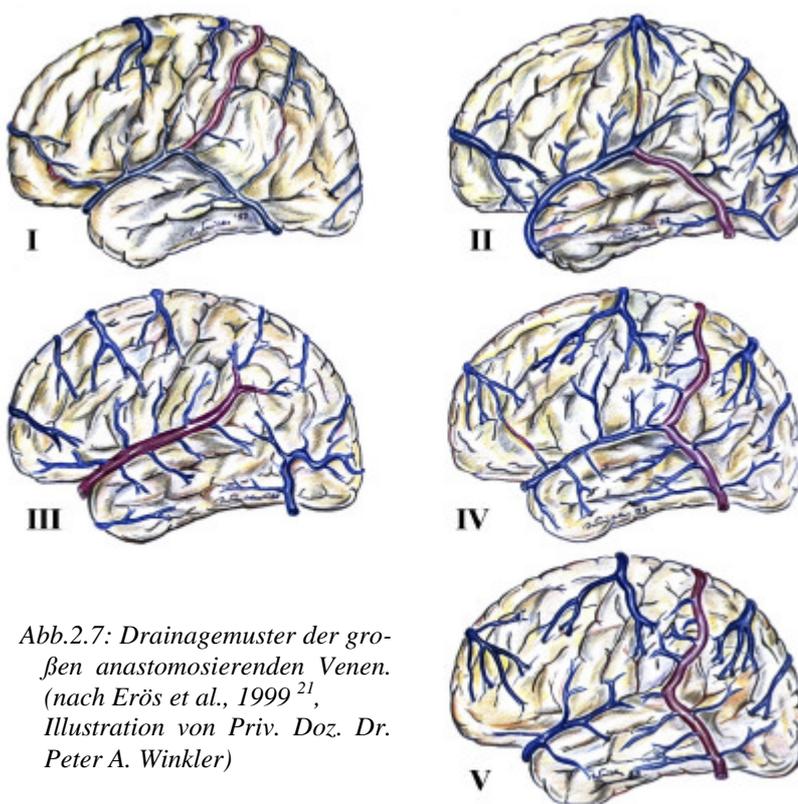


Abb.2.7: Drainagemuster der großen anastomosierenden Venen. (nach Erös et al., 1999 ²¹, Illustration von Priv. Doz. Dr. Peter A. Winkler)

Die Verteilung der Häufigkeit des Vorkommens der verschiedenen Drainagetypen wurde von Ch. Erös in unserem neurochirurgischen Forschungslabor im Jahre 2003 untersucht und ist in Abb. 2.8 wiedergegeben.

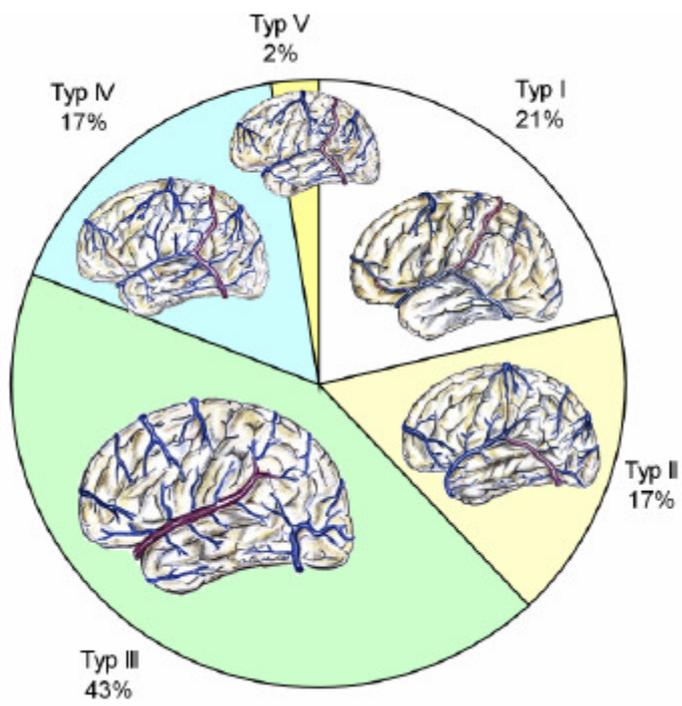


Abb. 2.8: Verteilung der Häufigkeiten der Drainagetypen, wie von Erös et al. 1999²¹ beschrieben, ermittelt anhand einer makroskopisch-anatomischen Studie an 42 Hemisphären.

2.5.6 Mündungswinkel der Brückenvenen am Sinus sagittalis superior

Die Venen aus den verschiedenen kortikalen Arealen treffen in einer charakteristischen Konfiguration auf den Sinus sagittalis superior. Die Kenntnis dieser Konfiguration ist vor allem für den Neurochirurgen von Bedeutung, worauf in Kapitel 3.3 näher eingegangen wird.

Die Venen des Frontalpols nehmen meist einen nach frontal konvexen Verlauf und münden in posteriorer Richtung in den Sinus, also entlang der im Sinus üblichen Flussrichtung. Die hinteren Venen aus der den Frontallappen drainierenden Gruppe münden oft annähernd im rechten Winkel (siehe Abb. 2.9). Die Venen des Parietal- und (wenn vorhanden) des Okzipitallappens münden nach ihrem nach okzipital konvexen Verlauf in anteriorer Richtung, also gegen die Flussrichtung des Sinus in denselben ein^{70,84,98}. An den Zuflussstellen der Venen zum Sinus sagittalis superior bestehen taschenklappenartige starre Kollagenstrukturen, die das Blut aus den gegen den Blutstrom mündenden Ästen umlenken¹¹¹.

Dieser Verlauf lässt sich aus der Tatsache erklären, dass die Mündungsstellen der kortikalen Venen in den Sinus sagittalis superior fixe Punkte bei dem sich entwickelnden und wachsenden Fötus darstellen. Mit dem Wachstum der Hemisphären zieht der Frontallappen

die ihm zugehörigen Venen nach rostralwärts mit, während die Expansion der Parietal- und Okzipitallappen die parietalen und okzipitalen Venen entsprechend nach kaudal verzieht (O'Connell 1934, ^{98,111}).

Die von Oka, Rhoton et al. 1985 ^{70,84} ermittelten Werte für die Mündungswinkel und deren Variabilität sind Abb. 2.9 bzw. Tabelle 2.1 zu entnehmen.

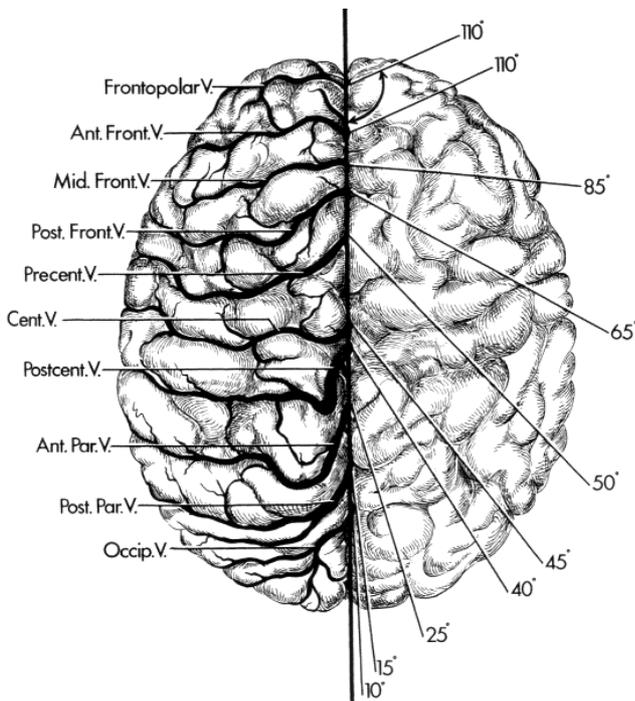


Abb. 2.9: Mündungswinkel der kortikalen Venen.
(aus Rhoton, 2002 ⁸⁴)

Vene	Bereich	Mittlerer Mündungswinkel
V. frontopolaris	85° - 150°	110°
V. frontalis anterior	55° - 155°	110°
V. frontalis media	20° - 160°	85°
V. frontalis posterior	15° - 105°	65°
V. praecentralis	20° - 80°	50°
V. centralis	10° - 95°	45°
V. postcentralis	15° - 90°	40°
V. parietalis anterior	0° - 55°	25°
V. parietalis posterior	0° - 32°	15°
V. occipitalis	0° - 45°	10°

Tabelle 2.1: Winkel zwischen dem Sinus sagittalis superior und den kortikalen Venen an deren Einmündung.
(nach Oka et al., 1985 ⁷⁰)

Im Jahr 1989 untersuchten Andrews et al. ³ die Brückenvenen zum Sinus sagittalis superior im Hinblick auf eine eventuelle neurochirurgische Reimplantation nach einer Durchtrennung. Im Rahmen dieser Studie wurden die Mündungswinkel in Abhängigkeit der Lokalisation ihrer Einmündung in den Sinus sagittalis superior und ihres Durchmessers untersucht. Hier zeigte sich, dass der Mündungswinkel mit zunehmendem Durchmesser der Venen kleiner wird, dies gilt jedoch nicht für großkalibrige Venen der Zentralregion. Die Ergebnisse auch im Hinblick auf die Anzahl der einmündenden Brückenvenen in den verschiedenen Abschnitten des Sinus sagittalis superior sind in Abbildung 2.10 dargestellt.

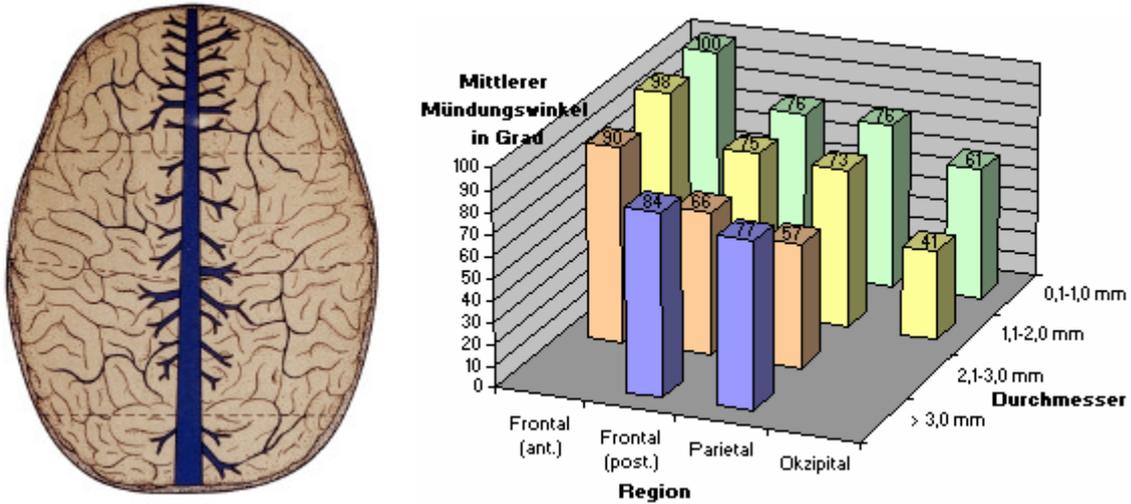


Abb 2.10: Der mittlere Mündungswinkel der Brückenvenen am Sinus sagittalis superior in Abhängigkeit ihrer Lokalisation und ihres Durchmessers.

Im linken Bild sind die zum Sinus sagittalis superior verlaufenden Venen im Hinblick auf ihre mittlere Anzahl, ihren mittleren Durchmesser und mittleren Mündungswinkel in den verschiedenen Abschnitten des Sinus dargestellt. Der Zusammenhang zwischen diesen Größen ist im Diagramm rechts veranschaulicht. (nach Andrews et al., 1989³)

3 Bedeutung der oberflächlichen zerebralen Venen für die Neurochirurgie

Im Gegensatz zu den arteriellen Gefäßen des zerebralen Kreislaufs, die mit nur vier Gefäßstämmen den Liquorraum überbrücken und aufgrund ihres bekannten Verlaufs nur selten operative Zugangswege behindern, kann der Neurochirurg bei jedem Eingriff am Gehirn nahezu überall auf größere oberflächliche Venen oder Brückenvenen treffen, die ihn in seinem operativen Vorgehen behindern⁹⁴. Diese kortikalen Venen sind aufgrund ihrer oberflächlichen Lage, ihres geringen Perfusionsdruckes und ihrer geringen Wandstärke vulnerabler als vergleichbar starke zerebrale Arterien⁹⁰. Ihr Verschluss hat für den Patienten weitreichende Konsequenzen.

In der bisher publizierten neuroanatomischen und neurochirurgischen Literatur kommt den Venen eine untergeordnete Rolle zu, verglichen mit den Abhandlungen über die arteriellen Gefäße⁹². Erst in den letzten Jahren hat man der venösen Seite des zerebralen Kreislaufs in der Neurochirurgie zunehmend Aufmerksamkeit geschenkt, da die immer noch hohe Rate der Komplikationen, die durch venöse Infarkte bedingt waren^{4,13,63,75,88,109}, zeigte, dass dem Verteilungsmuster und der venösen Topografie nicht entsprechend Rechnung getragen wurde. In den Jahren 1998 und 2002 fanden in der Türkei und in Japan die bisher ersten neurochirurgischen Kongresse statt, die sich ausschließlich mit dem venösen System beschäftigten.

Da sich diese Dissertation auf die Erstellung dreidimensionaler Rekonstruktionen von kortikalen Venen und Brückenvenen im Hinblick auf die Vermeidung postoperativer venöser Komplikationen konzentriert, werden Verletzungen und Verschlüsse der venösen Sinus sowie subdurale Hämatome in der Folge traumatischer Verletzungen von Brückenvenen im Rahmen der vorliegenden Arbeit nicht abgehandelt. Zu diesen Themen findet sich umfangreiche neurochirurgische und neuroradiologische Literatur, wohingegen Veröffentlichungen über die oberflächlichen kortikalen Venen seltener in der wissenschaftlichen Literatur zu finden sind.

3.1 Besonderheiten bei der Präparation

Grundsätzlich bestehen mehrere Möglichkeiten, den Verschluss eines venösen Gefäßes zu verursachen. Dies kann absichtlich geschehen, wenn der Neurochirurg bewusst eine Vene verschließt, um beispielsweise eine bessere Darstellung des Operationsgebietes zu erreichen. Dies kann aber auch akzidentell geschehen, durch eine Koagulation an einer ungeeigneten Stelle oder mit zu großer Stromstärke oder durch eine Kompression oder starke Dehnung mit nachfolgender Thrombosierung der Vene. Meist ist eine ungewollte Verletzung der Vene – direkt durch Instrumente oder indirekt durch zu starke Dehnung – die Ursache für eine Blutung, deren Stillung zum Verschluss des betreffenden Gefäßes oder benachbarter Gefäße führt. Die in diesem Abschnitt wiedergegebenen Besonderheiten bei der Präparation tragen der Wichtigkeit und der Vulnerabilität der Venen Rechnung und sollen helfen, Komplikationen zu vermeiden.

Aufgrund der hohen Variabilität der venösen Drainage des zerebralen Kortex muss die Operationsstrategie die individuelle kortikale und vaskuläre Anatomie des Patienten berücksichtigen und somit an diese angepasst werden.

Schon bei der Eröffnung der Dura mater ist auf eine mögliche Verletzung venöser Sinus und ihrer Lakunen sowie von Brückenvenen oder kortikalen Venen zu achten⁸⁴. Um dies zu vermeiden, sollte die Dura zur Inzision mit einem Häkchen vorsichtig angehoben und immer ein ausreichender Abstand zu vulnerablen venösen Strukturen eingehalten werden⁴. Nach Eröffnung der Dura sind die freigelegten Venen durch Auflage feuchter Streifen vor Austrocknung zu schützen, was auch einen mechanischen Schutz gegen akzidentelle Verletzungen bietet.

Die schädigende Wirkung einer Kompression des Hirngewebes durch retrahierende Instrumente beim Versuch einer adäquaten Exposition des Operationsfeldes ist schon lange hinreichend bekannt¹²³. Hinzu kommt jedoch die Tatsache, dass ein gleichzeitiges Opfern oder akzidentelles Verschließen von Venen im selben Gebiet diese Schäden erheblich zu aggravieren vermag^{4,48,87,102,109}. Daher sollte eine exzessive Retraktion und der gleichzeitige Verschluss von Venen um jeden Preis vermieden werden. Auch ein zu starkes Dehnen oder eine Kompression der Venen selbst durch retrahierende Haken muss vermieden werden, da dies auch ohne erkennbare äußere Läsionen zu einem Verschluss der Vene durch Thrombosierung führen kann^{4,48,90}. Folglich sollten retrahierende Instrumente immer in einem sicheren Abstand zu den Venen eingesetzt werden, wobei hier auch der

Mündungswinkel der Venen eine wichtige Rolle spielt (siehe Kapitel 3.3). Durch eine perioperative Heparinisierung kann zusätzlich thrombotischen Obstruktionen im venösen System vorgebeugt werden.

Der Neurochirurg muss also versuchen, die venösen Gefäße wo immer möglich zu schonen, sie zur Seite zu halten und um sie herum zu präparieren. Die Möglichkeit der subtilen Präparation der Gefäße ist erst durch die Einführung der bipolaren Koagulation durch Leonard Malis im Jahre 1963 möglich geworden, allerdings birgt diese Methode auch die Gefahr in sich, wichtige Gefäße ungewollt zu verletzen oder zu verschließen. Besonders Venen können manchmal sehr rasch und unbemerkt – sogar durch die Dura mater hindurch – verschlossen werden, da bereits eine niedrige Stromstärke bei der bipolaren Koagulation hierfür ausreicht⁹⁰.

Verhindert eine wichtige Vene eine ausreichende Retraktion des Hirnparenchyms, ist es hilfreich, sie von der anliegenden Arachnoidea zu dissezieren und eventuell kleinere Seitenäste zu opfern, um die größere Vene so weit zu mobilisieren, dass sie erhalten werden kann^{84,102} (siehe Abb. 3.1). In einer 1995 von T. Morimoto vorgestellten Studie⁶³ erwies es sich – vor allem im Hinblick auf eine notwendige stärkere Retraktion von Hirngewebe – als günstiger für einen ungestörten venösen Fluss, die Brückenvenen auf ihrer der Dura zugewandten Seite nicht vollständig von dieser abzupräparieren, sondern, durch ein zur Vene paralleles Einschneiden der Dura, einen schützenden und stützenden Duraüberzug zu belassen⁶³.

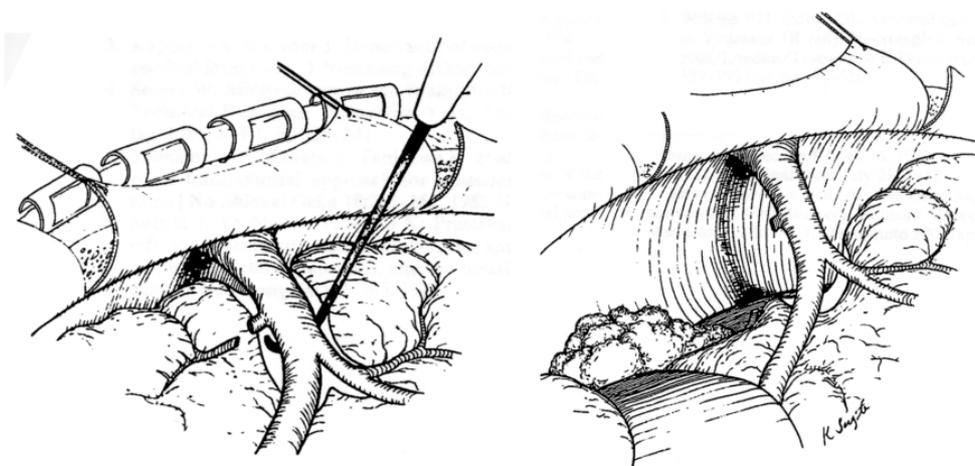


Abb. 3.1: Mobilisierung einer Brückenvene: Die Vene wird von der Arachnoidea disseziert (linkes Bild). Eine kleinere einmündende Vene wurde durchtrennt, um die Brückenvene besser mobilisieren zu können. So wird eine ausreichende Retraktion des Hirngewebes möglich, ohne die Brückenvene opfern oder zu stark dehnen zu müssen (rechtes Bild). (aus Sugita et al., 1982¹⁰²)

Der Neurochirurg muss eigenverantwortlich die Balance zwischen dem notwendig zu schaffenden Platz im Bereich des Zugangsweges und der Erhaltung wichtiger venöser Strukturen finden¹²⁴. In manchen Fällen ist es sicher unvermeidbar, eine Vene zu opfern, um ausreichend Platz zum sicheren Operieren zu schaffen, vor allem bei Zugängen zu tiefsitzenden Läsionen, wie dem interhemisphärischen oder dem subtemporalen Zugang^{88,102,109,124}. Auch ist die Unterbrechung einer Vene ohne die Gefahr von Komplikationen möglich, wenn gleichzeitig das zugehörige Drainagegebiet reseziert wird und somit keine Gefahr einer venösen Stauung gegeben ist (siehe Abb. 3.2). Allgemein sollte jedoch im Hinblick auf postoperative Komplikationen⁴⁸ versucht werden, jede größere im Situs vorgefundene Vene – insbesondere Brückenvenen – zu erhalten. Die Brückenvenen weisen in ihrem subduralen Abschnitt und an ihrer Einmündung in den Sinus mitunter eine deutlich dünnere Wandstärke als in ihrem subarachnoidalen Verlauf auf, was zusammen mit einer unterschiedlichen Anordnung des Kollagens in der Venenwand die Fragilität und somit die Gefährdung dieser Abschnitte noch erhöht^{102,122}.



Abb. 3.2: Durchtrennung einer Brückenvene zum Sinus sagittalis superior bei einem unserer Patienten. Die im linken Bild sichtbare Brückenvene (Pfeil) wurde mit der bipolaren Strompinzette koaguliert (mittleres Bild) und anschließend durchtrennt (rechtes Bild). Dies konnte ohne Folgen für den Patienten geschehen, da das zugehörige Drainagegebiet im Bereich des Frontallappens komplett reseziert wurde.

Bei der Überlegung, ob eine im Situs vorgefundene Vene unbedingt erhalten werden sollte, spielt ihre Größe eine wichtige Rolle. Ein verhältnismäßig großes Lumen ist ein Indiz dafür, dass die betreffende Vene ein größeres Gebiet drainiert und zur Vermeidung von Komplikationen erhalten werden sollte. Auch ist der Verschluss von Venenstämmen, die mehrere größere Äste vereinen, eher zu vermeiden als der Verschluss eines terminalen Abschnitts oder einer einzelnen kortikalen Vene. Ebenso sollte der kortikalen Region Rechnung getragen werden, die von der Vene drainiert wird. So wird man Venen aus kortikalen Arealen, wie dem primären motorischen oder sensorischen Kortex sowie Sprachregionen, eher zu schonen gedenken als gleichkalibrige aus weniger sensiblen Arealen. Im Jahre 2001 stellten Kubota et al.⁴⁸ eine Methode vor, bei der für den Sonderfall der frontalen Brückenvenen zum Sinus sagittalis superior ein sogenannter „Draining-Territory-

Index“ durch geometrische Messungen im präoperativ angefertigten Angiogramm berechnet wird, dessen Größe Aussagen über zu befürchtende Komplikationen nach dem Öffnen bestimmter Brückenvenen zulässt. Die Messung des Venendrucks im Stumpf der betreffenden Brückenvene, wie von Yoshimoto 1997¹²⁴ vorgestellt, erlaubt ähnliche Rückschlüsse. Doch auch diese verhältnismäßig aufwändigen Verfahren erlauben nur grobe Abschätzungen über zu erwartende Komplikationen, die sich aus der Unterbrechung von Brückenvenen ergeben.

Auch die in dieser Arbeit beschriebene präoperative Darstellung vorhandener venöser Anastomosen ermöglicht eine Beurteilung der Bedeutung einzelner Venenabschnitte für die Drainage eines bestimmten kortikalen Areals.

Ist eine Vene einmal verletzt worden, so lässt sie sich aufgrund des lockeren Aufbaus ihrer dünnen Wand wesentlich schlechter nähen als eine Arterie mit ihrem festen, dreischichtigen Wandaufbau. Grund hierfür ist, dass zum einen aufgrund der Fragilität der Venenwand und deren Stärke auch noch so subtile Nahttechniken nicht immer zum gewünschten Erfolg und zur Dichtigkeit der Anastomose führen, und zum anderen die Thrombogenizität der vulnerablen Venenintima sehr hoch ist und somit auch bei primär durchgängiger Anastomose sekundär zur Thrombosierung führen kann³. Dies limitiert auch den Erfolg einer direkten Reimplantation durchtrennter Brückenvenen in den Sinus sagittalis superior, die von Andrews et al. 1989³ untersucht wurde, wobei nur Brückenvenen mit geeignetem Durchmesser und ausreichender freier Länge verwendet wurden. Eine von T. Sakaki im Jahr 1987⁸⁸ vorgestellte Methode, durchtrennte wichtige Brückenvenen mittels Silikonschläuchen zu rekonstruieren, hat sich nicht durchgesetzt.

3.2 Pathophysiologie und Klinik venöser Verschlüsse

Wird eine Vene verschlossen, so beeinflusst der resultierende erhöhte venöse Druck den Flüssigkeitsaustausch zwischen dem intravasalen und dem interstitiellen Kompartiment, es kommt zu einem Ödem. Die Schwere dieses Ödems nimmt mit wachsendem venösen Druck zu, es kommt durch den venösen Überdruck zu petechialen Hämorrhagien und zur Infarzierung, kortikale Nekrosen sind die Folge (siehe Abb. 3.2)^{4,68,93,124}. Das Ausmaß der Schädigung kann durch eine ausgedehnte intravasale Thrombosierung der Venen noch gesteigert werden⁸⁷.

Die Lokalisation der kortikalen Schädigung liegt dabei nicht an der Stelle der ursächlichen venösen Okklusion, sondern im Bereich der Endstrombahn im zugehörigen Drainagegebiet und ist oftmals viele Zentimeter von der Stelle des eigentlichen Venenverschlusses entfernt.

Der Grund für die Tatsache, dass die Obliteration – geschehe sie akzidentell oder gewollt – nur in einem Teil der Fälle zu einer Schwellung oder einer venösen Infarzierung führt, liegt in der diffusen Anastomosierung der Venen. Das Vorhandensein einer ausreichenden Anastomosierung vermag den venösen Druck niedrig zu halten und die Folgen eines Verschlusses abzuschwächen oder zu verhindern¹²⁴.

Die lokale hämorrhagische Infarzierung führt zu fokalen neurologischen Defiziten, die je nach Lage des Infarktes mehr oder weniger schwerwiegende Folgen haben können, während die Entstehung des begleitenden Ödems sich in Form von Schwellungszuständen bemerkbar macht. Diese Schwellungszustände können je nach Ausprägung einen Anstieg des intrakraniellen Drucks mit begleitenden schweren neurologischen Ausfällen, wie Aphasie, Hemiparese, Stupor, Koma bis hin zum Tode des Patienten zur Folge haben.

Diese klinischen Folgen der Unterbrechung einer Vene können mit einer großen Latenz auftreten und erst dann offensichtlich werden, wenn der Eingriff schon längst beendet worden ist. Die Patienten zeigen häufig initial einen unauffälligen postoperativen Verlauf und entwickeln dann im weiteren Verlauf – in manchen Fällen erst nach einem Zeitraum von mehreren Tagen – neurologische Auffälligkeiten^{28,48,90,97}.

Als Beispiel für die Folgen eines akzidentellen Venenverschlusses sei der Fall der Patientin S.V., 23 Jahre, angeführt, die aufgrund einer arteriovenösen Malformation (AVM) im Bereich des Balkens bereits zwei intrazerebrale Blutungen erlitten hatte. Durch einen interhemisphärischen Zugang wurde die AVM ausgeschaltet und in toto exstirpiert. Allerdings war es notwendig, eine prärolandische Brückenvene rechts auf Höhe der Koronarnaht zu ligieren und zu durchtrennen, um eine ausreichende Exposition der Balkenregion zu erreichen. Postoperativ zeigte sich eine neu aufgetretene Hemiparese links, die Patientin trübte nach einem luziden Intervall rasch ein. In einer hierauf durchgeführten Magnetresonanztomographie zeigte sich ein frischer venöser Stauungsinfarkt im Bereich des supplementär motorischen Areals auf der rechten Hemisphäre (siehe Abb. 3.3). Weitere radiologische Kontrollen zeigten eine Größenabnahme des Befundes. Damit korrelierend war

eine kontinuierliche Verbesserung der linksseitigen Hemiparese und der Vigilanz der Patientin zu beobachten, die bei Entlassung keine manifesten Paresen mehr aufwies.

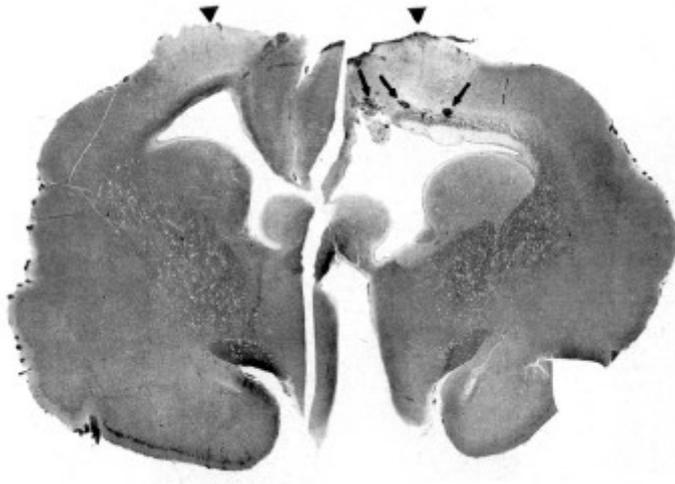


Abb. 3.2: Makroskopisches Schnittpräparat des Gehirns einer Ratte zwei Stunden nach bilateraler Ligatur von Brückenvenen. Man erkennt die Infarktareale (Pfeilspitzen) mit tiefen kortikalen Hämorrhagien (kleine Pfeile).
(aus Secrist et al., 1989⁹³)

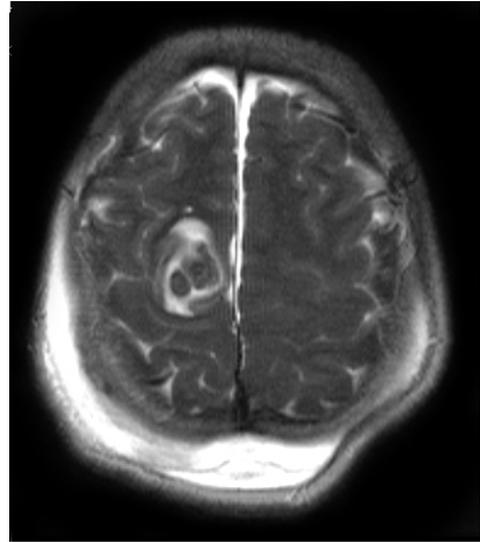


Abb. 3.3: T₂-gewichtetes MR-Bild in transversaler Schichtorientierung der Patientin S.V. vom ersten postoperativen Tag mit Darstellung des kortikalen venösen Infarkts im Bereich des hinteren rechten Frontallappens.

3.2.1 Neurologische Folgen von Venenverschlüssen in spezifischen Arealen

Im Jahre 1909 legte Korbinus Brodmann (1868 – 1918) eine Gliederung der kortikalen Oberfläche des Endhirns vor und kartierte somit die topische Verteilung der Funktionen des zerebralen Kortex⁹. Diese bis heute gängige und verbreitete Referenz erleichtert das Verständnis der neurologischen Symptome bei fokalen kortikalen Schädigungen spezifischer Rindenareale. Wird eine kortikale Vene verschlossen und kommt es infolgedessen zu einem venösen Infarkt im zugehörigen Drainagegebiet, so zeigen sich je nach Lokalisation der kortikalen Läsion typische neurologische Defizite. Hiervon ist die Lokalisation der venösen Okklusion zu unterscheiden, die in beträchtlicher räumlicher Distanz zur kortikalen Schädigung, beispielsweise an der Einmündung des Hauptstammes der Vene als Brückenvene in den zugehörigen Sinus, liegen kann.

Bereits während des ersten Weltkrieges beschrieben Holmes und Sargent³⁷ eine beinbetonte Form der Hemiplegie, die durch einen kontralateralen traumatischen Verschluss von Brückenvenen im Bereich der Zentralregion hervorgerufen wurde. Im Jahre 1942 beschrieb Merwarth⁶⁰ im gleichen Sinne ein „Syndrom der rolandischen Vene“, das durch einen

Verschluss derselben nach der Resektion parasagittaler Meningeome anzutreffen war. Man erkannte, dass – in Anbetracht der wichtigen Funktionen des Gyrus praecentralis und postcentralis – ein Verschluss von Venen, die aus dieser Region zum Sinus sagittalis superior aufsteigen, häufig zu motorischen, sensorischen oder sensomotorischen Ausfällen führt⁵⁵.

Die ascendierenden frontalen Venen sind bei Eingriffen wie Frontallappenresektionen betroffen. Ist bei einem Verschluss dieser Venen keine ausreichende kompensatorische Drainage zum Sylvischen Venensystem vorhanden, so werden häufig transiente postoperative Dysphasien beobachtet, die eher eine Folge der venösen Okklusion als der kortikalen Resektion zu sein scheinen⁵⁵.

Eine Unterbrechung einer Brückenvene, die vom unteren Teil der Hemisphäre zum Sinus transversus und zu tentoriellen Sinus hin zieht, bringt nicht selten eine kontralaterale gesichts- und armbetonte Hemiparese mit sich, die – falls die dominante Hemisphäre betroffen ist – von einer Aphasie begleitet sein kann.

Die prominenteste Vertreterin dieser Venengruppe, die Vena anastomotica inferior (Vena Labbé), ist besonders bei subtemporalen Zugängen gefährdet⁸⁷. Ihre Unterbrechung führt häufig zu schweren Ödemen im Bereich des Temporallappens, die sich aber auch auf parietale und okzipitale Areale ausweiten können. Hämorrhagische Infarzierungen sind oftmals in diesem Zusammenhang anzutreffen⁵⁵. Als klinisches Symptom imponiert in vielen Fällen eine Aphasie, es kann jedoch – je nach Ausdehnung der zerebralen Schädigung – auch zu Hemiparesen, fokalen epileptischen Anfällen und Bewusstseinsstörungen bis hin zum Tode des Patienten kommen^{4,90}.

Eine Obliteration der Sylvischen Vene kann epileptische Anfälle und motorische Lähmungen zur Folge haben. Wenn der Verschluss auf der dominanten Hemisphäre stattfindet, kann eine Sprachstörung im Sinne einer Aphasie die Folge sein⁵.

Der Verlust einer Brückenvene im posterioren parietalen Bereich kann mit einer homonymen Hemianopsie einhergehen⁸⁴.

3.3 Bedeutung des Mündungswinkels

Ein weiterer Aspekt des venösen Systems, der bisher in der neurochirurgischen Literatur wenig Beachtung fand, ist der Einmündungswinkel der Brückenvenen im Bereich des Sinus sagittalis superior und im Bereich der übrigen supratentoriellen Sinus. Dieser Einmündungswinkel spielt insofern eine große Rolle, als man sich als Operateur nicht darauf verlassen kann, dass exakt die Stelle, wo eine Vene am Sinus zu enden scheint, auch der reellen Einmündungsstelle entspricht. Im frontalen und frontoparietalen Bereich, wo die Brückenvenen in der Regel fast rechtwinklig in den Sinus sagittalis superior einmünden, ist dies weniger von Bedeutung als im frontopolaren und parietookzipitalen Bereich, wo die Brückenvenen spitzwinklig in den Sinus münden und häufig über größere Strecken parallel zu diesem verlaufen.

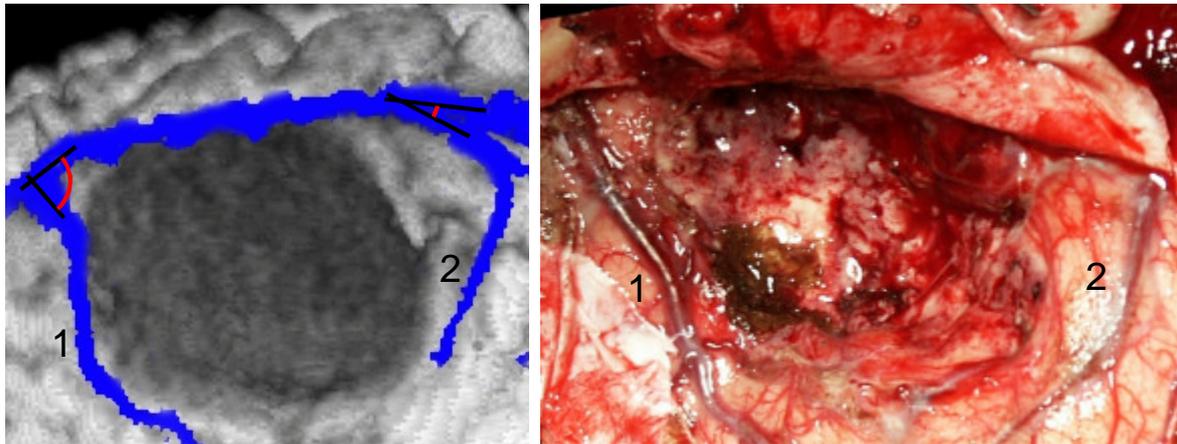


Abb. 3.2: Rekonstruktion eines Situs (links) bei einem Patienten mit einem frontalen Meningeom und intraoperatives Foto nach Entfernung desselben (rechts). Man beachte die stark unterschiedlichen Mündungswinkel (rote Markierung) und den daher stark abweichenden Verlauf der mit den Ziffern 1 und 2 bezeichneten Venen zum Sinus. Im intraoperativen Situs (rechts) ist dieser Sachverhalt aufgrund der Anlage des Duralappens nicht zu erkennen.

Daher ist bei einer Eröffnung der Dura mater in der Nähe der Interhemisphärenfissur schon während der Elevation der Dura mater und der Anlage von Inzisionen auf den Verlauf der Venen in Abhängigkeit von ihrem Mündungswinkel zu achten, um Verletzungen oder Obstruktionen in diesem Bereich zu vermeiden. Durch eine falsche Abschätzung des Verlaufs einer Brückenvene zum Sinus können durch eine Inzision, Koagulation oder Kompression an der falschen Stelle venöse Strukturen verletzt oder Verschlüsse mit den oben beschriebenen Konsequenzen provoziert werden.

Somit spielt die Größe des Einmündungswinkels eine wichtige Rolle und vor allem die Kenntnis, dass die Stelle des Sinus, auf welche eine Brückenvene zuläuft, nicht unbedingt deren Einmündungsstelle entspricht.

Aufgrund der enormen Variabilität der Konfiguration des oberflächlichen Venensystems der Hemisphären sollte sich der Neurochirurg jedoch im Einzelfall nicht auf statistische Abschätzungen verlassen, sondern eine präoperative Darstellung des Venensystems (zum Beispiel durch dreidimensionale Rekonstruktionen) oder eine intraoperative Darstellung (zum Beispiel durch intraoperativen Ultraschall) zu Rate ziehen.

3.4 Anpassung der Operationsvorbereitung und der Operationsstrategie

Mit dem Wissen um die Wichtigkeit einer intakten venösen Drainage ausgestattet, wird heute jeder Neurochirurg sein Können und seine Erfahrung intraoperativ einsetzen, um sorgfältig und vorsichtig zu präparieren. Dennoch bleibt eine gewisse Rate von venösen Komplikationen unvermeidlich.

Um die Häufigkeit solcher Ereignisse weiter zu reduzieren, muss sich der Operateur schon vor Beginn der Operation solcher Vorkommnisse und ihrer Ursachen sowie der Möglichkeiten ihrer Vermeidung bewusst sein. Zu den Ursachen einer perioperativen Komplikation zählen der Mangel an Informationen oder falsche Informationen sowie eine falsche Beurteilung der Sachlage im Stadium der Operationsplanung, während des Eingriffs oder in der postoperativen Phase, neben einer unkorrekten Ausführung während der Operation selbst⁴. Der letzte Punkt ist hauptsächlich von der Erfahrung und dem manuellem Geschick des ausführenden Neurochirurgen abhängig. Doch ist die Bedeutung der Informationsgewinnung, Informationsverarbeitung und Informationsbeurteilung keinesfalls zu unterschätzen. Der Schlüssel zur Vermeidung perioperativer Komplikationen liegt in einer umfassenden und detaillierten Vorbereitung auf den geplanten Eingriff.

Im Idealfall besitzt der Neurochirurg bereits im Vorfeld eines intrakraniellen Eingriffs – im Stadium der mentalen Präparation auf den bevorstehenden Eingriff – Kenntnisse über die exakte individuelle Anatomie, um sie in die Operationsplanung implementieren zu können. Er versucht, ein mentales dreidimensionales Modell der Anatomie der Hemisphären, der Lokalisation wichtiger Areale sowie der arteriellen Versorgung und der venösen Drainage zu entwickeln^{4,55}. Bei letzterem Punkt ist die Kenntnis des Drainagetyps (vgl. Kapitel 2.5.4.4) und des Verlaufs der zu den Sinus ziehenden Venen von großer Bedeutung⁵⁵. Die dreidimensionale Darstellung der Gefäße, wie die in dieser Dissertation vorgestellte Methode zur Visualisierung der kortikalen Venen, kann dabei hilfreich sein^{45,46}.

In Fällen, wo absehbar ist, dass wichtige venöse Strukturen den Operateur behindern werden, ist die Überlegung angebracht, ob ein anderer Zugangsweg existiert, der geringere Risiken in sich birgt. So schlugen S. Paterniti et al. im Jahr 1999⁷⁵ vor, den bis dahin bevorzugten interhemisphärischen Zugang zu olfaktorischen Meningeomen zu Gunsten des pterionalen Zugangs zu überdenken, da bei diesem kein Opfern von frontalen Brückenvenen und keine Unterbindung des frontalen Sinus sagittalis superior notwendig ist⁷⁵. Grund für diese Überlegungen waren Studien, die eine hohe Quote (48 %¹⁰⁹ bzw. 33%⁴⁸) venöser Infarkte bei Patienten zeigten, bei denen im Rahmen eines interhemisphärischen Zugangs Brückenvenen geopfert werden mussten.

Die Anpassung der operativen Strategie auf Grund präoperativ vorliegender Rekonstruktionen des venösen Systems hat sich im Bereich der Epilepsie- und der Tumorchirurgie häufig als sinnvoll erwiesen, um dieses im Rahmen einer Operation erhalten zu können. Diese Rekonstruktionen können auch intraoperativ zu Rate gezogen werden. Es empfiehlt sich, sie im Operationssaal in einer räumlichen Orientierung, die der Lagerung des Kopfes des Patienten entspricht, zu demonstrieren⁴. Dies gilt sowohl für interhemisphärische Zugänge, die im prä- und postkoronaren, parietalen und parietookzipitalen Bereich liegen können, als auch für frontolaterale, pterionale sowie temporale und temporookzipitale Zugangswege.

Die im Rahmen der vorliegenden Studie erstellten dreidimensionalen Rekonstruktionen des venösen Systems der Großhirnoberfläche sind mittlerweile ein fester Bestandteil in der Routine des klinischen Ablaufs in der Epilepsiechirurgie im Klinikum Großhadern der Ludwig-Maximilians-Universität München geworden.

3.4.1 Tumorchirurgie

Die superfiziellen Venen des Gehirns sind im Bereich der zerebralen Tumorchirurgie in mehrfacher Hinsicht von Bedeutung. Zum einen können sie den neurochirurgischen Zugang zu und die Resektion von tieferliegenden Tumoren behindern, zum anderen können sie direkt von Tumoren infiltriert werden und so die Entfernung tumorösen Gewebes komplizieren.

In Fällen von ausgedehnten raumfordernden Prozessen an der Oberfläche der Hemisphären kommt es zu einer Verlagerung der venösen Strukturen. Dies ist besonders der Fall bei Meningeomen, die etwa 20% aller intrakraniellen Tumoren ausmachen und häufig an der Großhirnkonvexität zu finden sind. Diese primär benignen mesodermalen Tumore leiten sich

von den Deckzellen der Arachnoidea mater ab und infiltrieren in der Regel das Hirnparenchym nicht^{13,27,82}. Sie wachsen verdrängend und so findet auch eine Verdrängung bzw. Verlagerung der venösen Strukturen auf der Hemisphäre statt. In einigen Fällen wird der Tumor von großen kortikalen Venen geradezu umrahmt (siehe Abb. 3.3). Vor allem bei parasagittalen Meningeomen findet man nicht selten ursprünglich oberflächliche Venen, die nun im Tumorbett verlaufen und während der Entfernung des Tumors gefährdet sind⁸³ (siehe Abb. 3.5).

Bei Tumoren des Hirnparenchyms können größere kortikale Venen, die quer über den Tumor verlaufen, dessen vollständige operative Entfernung äußerst schwierig gestalten, wenn nicht sogar verhindern (siehe Abb. 3.4).

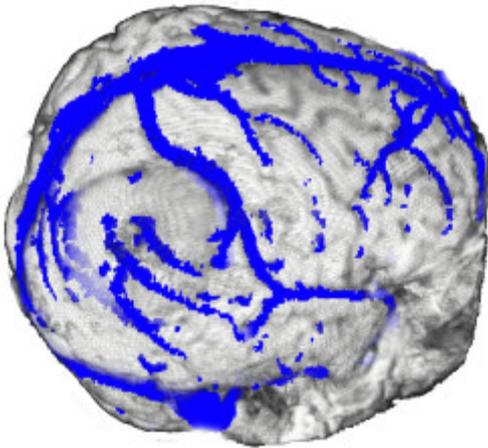


Abb. 3.3: In dieser Rekonstruktion des kortikalen Reliefs und der superfiziellen Venen bei einer Patientin mit einem parietalen Konvexitätsmeningeom sieht man eine deutliche Verlagerung der Vena Trolard auf der rechten Hemisphäre durch die raumfordernde Wirkung des Tumors.

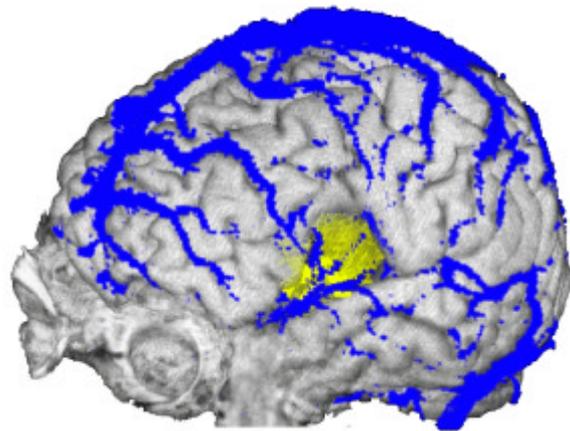


Abb. 3.4: Rekonstruktion bei einer Patientin mit einem Astrozytom im linken Operculum frontale (der Tumor wurde gelb eingefärbt). Die Sylvische Vene und eine Vena Trolard verlaufen über den Tumor hinweg und erschweren die operative Entfernung.

Vor allem bei malignen neuroepithelialen Tumoren (Gliomen), anaplastischen Meningeomen und Metastasen extrakranieller Tumoren kann es zu einer direkten Infiltration der Venenwand durch Tumorgewebe kommen. Je nach der angestrebten Radikalität der Operation ist das Opfern der Venen in solchen Fällen nur schwer zu vermeiden, eine Erhaltung ist aufgrund der Fragilität der Venenwand in jedem Fall erschwert. Damit steigt das Risiko für den Patienten, in Abhängigkeit von der vorhandenen Anastomosierung der Venen, einen Stauungsinfarkt zu erleiden.

Der Verschluss zerebraler Venen im Rahmen der operativen Therapie von zerebralen Tumoren ist ein häufigerer Grund und mitbeteiligter Faktor für postoperative Komplikationen,

wie Infarzierung, Hämorrhagien und epileptischen Anfällen, als im Allgemeinen angenommen wird. Eine retrospektive Studie von R. Chan und G. Thompson (1984¹³) zeigte einen statistisch hochsignifikanten Unterschied zwischen dem Outcome von Patienten, bei denen im Rahmen der operativen Entfernung eines intrakraniellen Meningeoms eine Erhaltung aller wichtigen venösen Strukturen möglich war, und dem Outcome derjenigen Patienten, bei denen dies nicht gelang. So erlitten zum Beispiel Patienten der ersteren Gruppe um 68% weniger postoperative epileptische Anfälle als die Patienten der Gruppe, bei der nicht alle wichtigen venösen Blutleiter erhalten wurden¹³. Für ein möglichst gutes Outcome des Patienten ist somit nicht nur die Radikalität und Vollständigkeit der Tumorresektion, sondern auch die Beachtung wichtiger venöser Strukturen verantwortlich.

In der mentalen Vorbereitung des Neurochirurgen auf die Operation ist die Kenntnis der Topografie, insbesondere der Projektion der zu entfernenden Läsion auf das kortikale Relief und die Lage der größeren Venen von essentieller Bedeutung. Hilfreich hierfür sind präoperativ erstellte dreidimensionale Rekonstruktionen. Hier können Strukturen aus beliebigen Blickwinkeln in der Aufsicht und in beliebigen Schnittebenen betrachtet werden. Der Tumor kann durch manuelle Segmentierung farbig markiert werden, um seine Ausdehnung und Infiltration besser beurteilen zu können. Ebenso kann der Tumor virtuell entfernt werden, was einen Blick auf das Tumorbett ermöglicht (siehe Abb. 3.5).

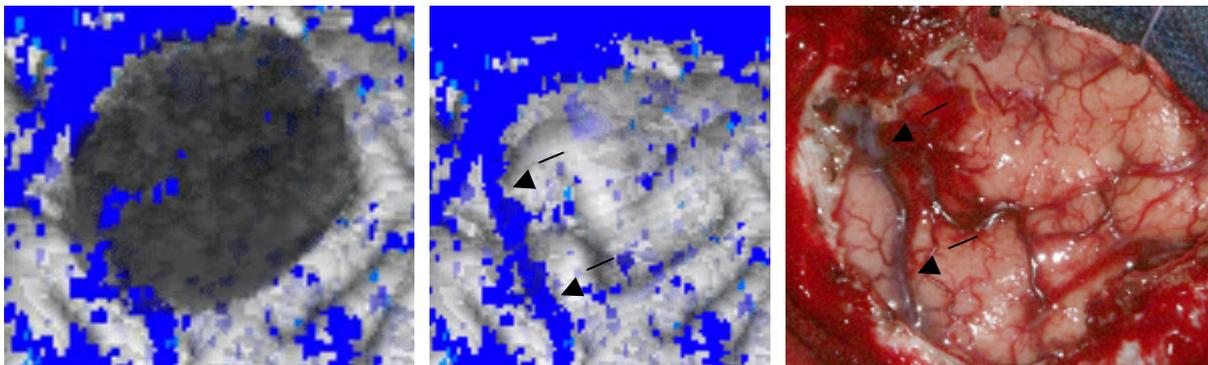


Abb. 3.5: Rekonstruktion des Situs einer Patientin mit einem frontalen Meningeom (linkes und mittleres Bild) und intraoperatives Foto (rechtes Bild). Im mittleren Bild wurde der Tumor virtuell entfernt. So wird eine große, im Tumorbett verlaufende Vene (mit Pfeilen markiert) sichtbar, die auch intraoperativ nach Entfernung des Tumors aufgefunden wurde (siehe rechtes Bild).

Während des Eingriffs kann auch der intraoperative Ultraschall Anwendung finden, der mit der eingebauten Duplex-Modalität aktuelle Informationen während der Präparation geben und die präoperativen Befunde der dreidimensionalen Bildgebung bestätigen und ergänzen kann.

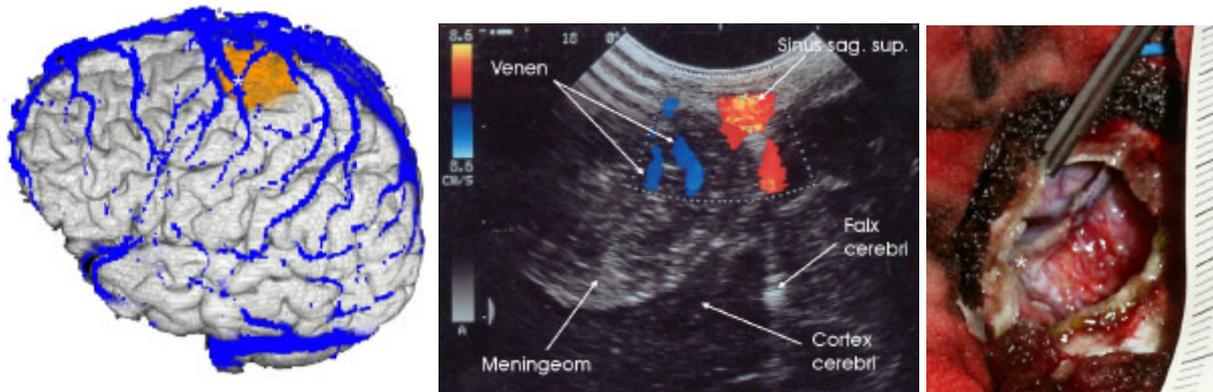


Abb. 3.6: Beispiel einer Patientin mit einem parasagittalen Meningeom (WHO Grad II).

Linkes Bild: In der Rekonstruktion erkennt man über den Tumor verlaufende Venen (der Tumor wurde zur besseren Abgrenzbarkeit eingefärbt). Diese müssen unbedingt geschont werden, um eine venöse Infarzierung in der Zentralregion zu vermeiden.

Mittleres Bild: Intraoperativer Ultraschall (coronarer Schnitt über der frontalen Tumorbegrenzung) vor der Eröffnung der Dura mater. Man erkennt in Korrelation zur Rekonstruktion zwei kräftige oberflächlich gelegene Venen.

Rechtes Bild: Fotodokumentation des Situs während der Operation. Die mit dem Stern gekennzeichnete Gabelung entspricht der identisch markierten Gabelung in der Rekonstruktion.

3.4.2 Epilepsiechirurgie

Die Epilepsiechirurgie ist ein verhältnismäßig junges Spezialgebiet der Neurochirurgie. Hier bestehen gleichzeitig zwei konträre Anforderungen: Einerseits soll die epileptogene Region möglichst vollständig reseziert werden, andererseits muss gesundes und funktionell wichtiges Hirngewebe geschont werden. Angesichts der Tatsache, dass es sich hierbei um elektive Eingriffe handelt, ist es in der Epilepsiechirurgie besonders wichtig, ein Maximum an Informationen zu sammeln, um eine optimale Operationsvorbereitung zu erreichen und Komplikationen weitestgehend zu vermeiden. Daher werden die Patienten in vielen Sitzungen mittels einer großen Anzahl an Modalitäten untersucht. Computertomografische und magnetresonanztomografische Untersuchungen dienen vor allem der Darstellung der gyralen und subkortikalen Anatomie sowie der Darstellung struktureller epileptogener Läsionen. Nuklearmedizinische Untersuchungen stellen weitere Aspekte des epileptogenen Geschehens wie regionale Perfusionsveränderungen (ECD-SPECT) oder metabolische Veränderungen (FDG-PET) dar und bilden damit weitere Bausteine in der Lokalisationsdiagnostik des Anfallsursprunges und sekundär beteiligter Areale. Von erheblicher Bedeutung für die Lokalisation epileptogener Foci ist in diesem Bereich die Ableitung des Elektroenzephalogramms (EEG), entweder oberflächlich von der Kopfhaut oder invasiv über subdural implantierte Elektroden. Die invasive Ableitung erlaubt über eine kortikale Stimulation Aussagen über die Funktion bestimmter kortikaler Areale. Für die

Operationsplanung selbst, auch schon für die Planung der Implantation subduraler Elektroden, ist die Kenntnis der Lage wichtiger – vor allem venöser – Blutleiter von großer Bedeutung.

Bereits die Implantation von Elektrodenstreifen oder -platten zur invasiven EEG-Ableitung und zur kortikalen Stimulation birgt das Risiko venöser Komplikationen. Die Gefahr einer Kompression von Venen durch diese Fremdkörper ist vor allem bei Kindern und jungen Patienten gegeben, da in diesem Alter der Subarachnoidalraum auf Grund der noch nicht ausgeprägten Atrophie des Großhirns nur gering ausgebildet ist. Gerade bei Kindern muss deshalb bei der Implantation von subduralen Gitter- und Streifenelektroden besondere Vorsicht an den Tag gelegt werden, um eine Kompression venöser Gefäße zu vermeiden. Bereits in der präoperativen Planung vorhandene Kenntnisse der venösen Topografie helfen, die Elektroden korrekt zu platzieren und eine venöse Stauung, mit einem eventuell nachfolgenden Ödem sowie einen Infarkt im schlimmsten Fall, zu vermeiden.

Als Beispiel sei in diesem Zusammenhang der Fall der 9 Jahre alten Patientin F.A. genannt, die seit Jahren an einer pharmakoresistenten Parietallappenepilepsie litt. Von der Patientin wurden präoperativ die im Kapitel 4 beschriebenen MR-Sequenzen angefertigt.

Für eine möglichst vollständige Abdeckung des Anfallsursprunges und eine kortikale Stimulation zur Identifikation eloquenter Kortexareale war das Einbringen einer großen parietalen Gitterelektrode erforderlich. Dies kann, wie oben erwähnt, vor allem bei Kindern zu Komplikationen durch eine Kompression der venösen Drainage mit einer nachfolgenden Schwellung oder subduralen Einblutung führen. Durch die Darstellung einer dominanten Vena anastomotica superior (Vena Trolard) in den Rekonstruktionen war dieses Risiko im Fall der Patientin F.A. für gering zu erachten, da ein Abfluss nach zwei Seiten gewährleistet war. So konnte man mit einem geringen Risiko eine ausreichend große Gitterelektrode implantieren, ohne die venöse Infarzierung einer letzten Drainagezone befürchten zu müssen.

Die präoperativ dargestellte Vena anastomotica superior stand in enger topografischer Beziehung zur Zentralregion und zu den epileptogenen Foci. Sie musste daher unbedingt erhalten werden, so dass die beiden geplanten Topektomien der Anfallsursprünge parietal und temporal im Bereich des Gyrus supramarginalis jeweils ventral und dorsal der Vena Trolard zu erfolgen hatten (siehe Bild 3.4, links und Mitte). Wie die Aufnahmen nach Beendigung der Topektomie zeigen (siehe Abb. 3.4, rechtes Bild), konnte sich der Operateur exakt an die individuelle Anatomie halten und die entsprechenden kortikalen Areale, sowohl im parietalen

Bereich als auch im temporalen Bereich der Einmündung der Vena Trolard in die Sylvische Vene, reseziieren.

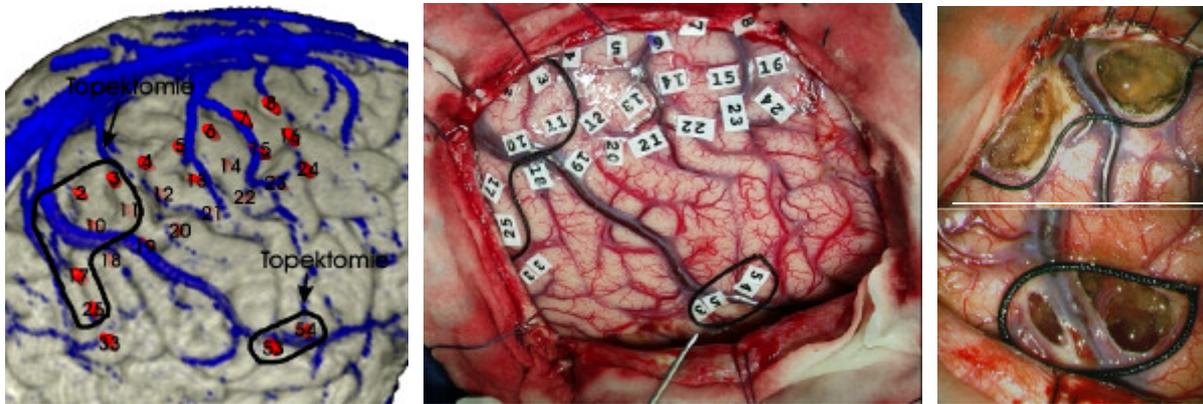


Abb. 3.4: Fallbeispiel der Patientin F.A.:

Linkes Bild: Präoperative Rekonstruktion der Kortexoberfläche mit superfiziellen Venen und Elektroden (aus Superimposition mit einem CT). Die geplanten Topektomien der Anfallsursprünge sind schwarz umrandet.

Mitte: Situs nach Entfernung der Gitterelektrode und Markierung der Elektrodenlokalisationen und der geplanten Topektomien

Rechtes Bild: Beide Areale nach erfolgter Topektomie. Die Trolard'sche Vene konnte erhalten werden.

Auch im Fall des 33-jährigen Patienten M.A., der seit 17 Jahren an einer pharmakoresistenten linksseitigen Frontallappenepilepsie litt, waren die Venen ein wichtiges Kriterium, nicht nur für die Implantation von Elektroden, sondern auch für die Anlage der Duraeröffnung und die kortikale Resektion.

In der dreidimensionalen Rekonstruktion des Venensystems zeigte sich eine kaliberstarke Vena Trolard, die als prärolandische Vene vom Sinus sagittalis superior zur Vena cerebri media superficialis zog (siehe Abb. 3.5). Die EEG-Ableitung zeigte eine ausgedehnte links frontale epileptogene Zone, so dass eine ausgedehnte frontale Resektion des Gyrus frontalis superior, medius und inferior unter Aussparung der Pars opercularis des Gyrus frontalis inferior (Sprachfunktion) geplant wurde. Die Rekonstruktion zeigte, dass die Vena anastomotica superior auch Venen aus der Zentralregion drainierte, so dass Komplikationen mit hoher Wahrscheinlichkeit empfindliche Funktionsausfälle verursacht hätten. Daher wurde die Resektion auf den Bereich rostral der Vena anastomotica superior beschränkt. Das dominante Gefäß bot sich hier als hintere Begrenzung der Resektion geradezu an (siehe Abb. 3.5). Es wurde eine En-bloc-Resektion des genannten Bereiches durchgeführt, die sorgfältige subpiale Resektion wurde bis an den Sulcus herangeführt, der von der Vena Trolard markiert wurde.

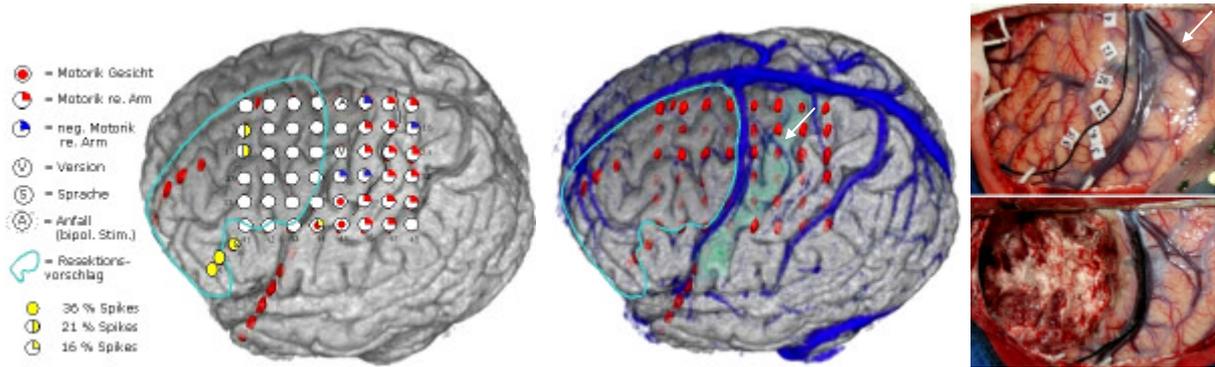


Abb. 3.5: Fallbeispiel des Patienten M.A.:

Linkes Bild: Darstellung der Lokalisation der subduralen Elektroden in Verbindung mit den Ergebnissen der Anfallsaufzeichnung und kortikalen Stimulation (Funktionsmapping).

Mittleres Bild: Rekonstruktion der großen kortikalen Blutleiter in Korrelation zu den subduralen Elektroden und der gyralen Anatomie. Man beachte die Drainage der Zentralregion über die Trolard'sche Vene (weißer Pfeil)

Rechtes Bild: OP-Situs vor und nach der Resektion.

Die 3D-Rekonstruktion half auch in diesem Fall, die Grenzen der Resektion abzustecken und diese ohne Komplikationen durchzuführen. Ferner konnten der Patient und seine Angehörigen schon im Rahmen der Aufklärung zur Resektion über die Resektabilität des Anfallsursprunges informiert werden. Postoperativ sistierten die epileptischen Anfälle unter weitergeführter anti-krampflösender Medikation.

4 Material und Methoden

4.1 Patientengut

Unsere Studie umfasst ausschließlich Patienten, die in der neurochirurgischen Abteilung des Klinikums Großhadern der Ludwig-Maximilians-Universität München behandelt wurden.

Es handelt sich hierbei um Patienten, die sich einer operativen Intervention mit einer ausgedehnten Kraniotomie und einer großflächigen Eröffnung der harten Hirnhaut unterzogen.

Von den insgesamt 23 Patienten, die in unsere Studie aufgenommen wurden, waren 13 weiblich und 10 männlich. Das durchschnittliche Alter betrug 50,1 Jahre. Dieses Patientenkollektiv gliederte sich in zwei Gruppen (siehe Abb. 4.1).

Bei der ersten Gruppe handelte es sich um Patienten mit operablen intrakraniellen Tumoren, deren Resektion eine ausgedehnte Kraniotomie erforderlich machte. Von diesen 16 Patienten waren 11 weiblich und 5 männlich. Das Durchschnittsalter in dieser ersten Gruppe lag bei 54,5 Jahren bei einem niedrigsten Alter von 30 und einem höchsten Alter von 66 Jahren.

Der andere Teil der Patienten litt an pharmakoresistenten fokalen Epilepsien. Hier wurde im Rahmen der Elektrodenimplantation zur invasiven EEG-Ableitung eine großflächige Eröffnung der harten Hirnhaut notwendig. Von den 7 Patienten in dieser Gruppe waren 3 weiblich und 4 männlich, das Alter der Patienten lag zwischen 9 und 53 Jahren mit einem Mittel von 40,0 Jahren (siehe Abb. 4.2).

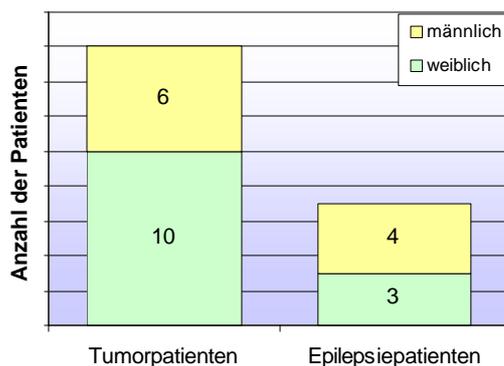


Abb. 4.1: Einteilung der Patienten nach Geschlecht und Diagnose.

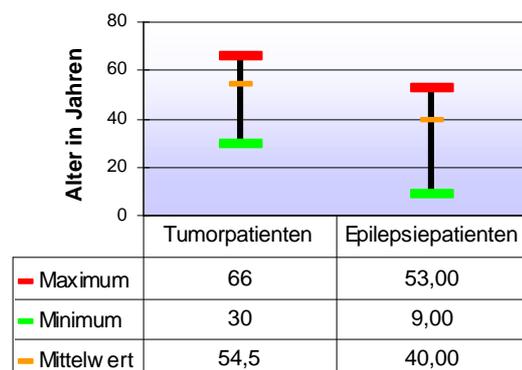


Abb. 4.2: Altersverteilung der Patienten in den beiden Gruppen.

In der Gruppe der Patienten mit intrakraniell gelegenen Tumoren waren Meningeome die weitaus häufigste präoperative Diagnose (11 Fälle). In jeweils 2 Fällen lag ein Glioblastom und Astrozytom, in einem Fall ein Oligodendrogliom vor (siehe Abb. 4.3).

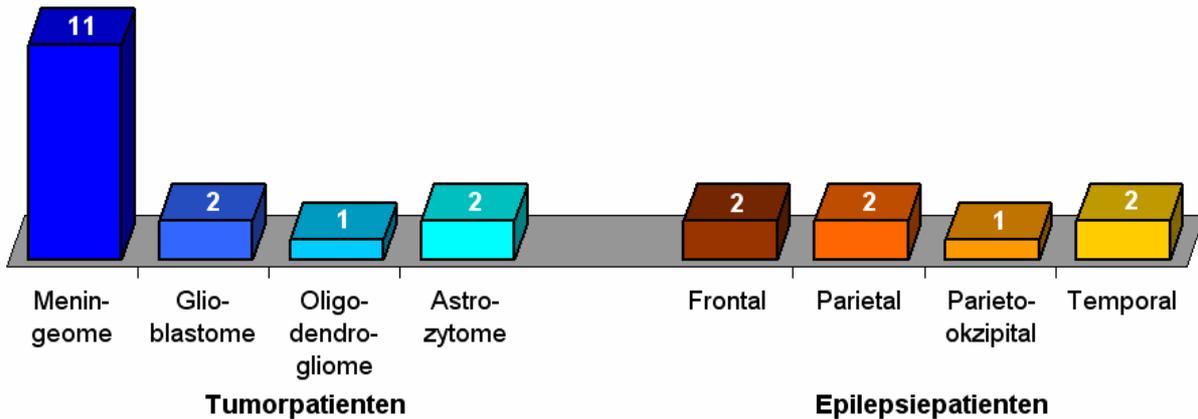


Abb. 4.3: Häufigkeit der einzelnen Tumorarten innerhalb der Gruppe der Tumorpatienten und Lokalisation der epileptogenen Foci innerhalb der Gruppe der Epilepsiepatienten.

Die Epilepsiepatienten litten in jeweils 2 Fällen an einer Frontallappen-, Parietallappen- und Temporallappenepilepsie und in einem Fall an einer parietookzipitalen Epilepsie (siehe Abb. 4.3).

4.2 Magnetresonanzbildgebung

Jeder Patient wurde in der Abteilung für Neuroradiologie des Klinikums Großhadern der Ludwig-Maximilians-Universität München magnetresonanztomografisch untersucht. Hierfür verwendeten wir einen Magnetresonanztomografen vom Typ Magnetom Vision (Siemens AG, Medizinische Technik, Erlangen) mit einer magnetischen Feldstärke von 1,5 Tesla. Der Kopf des Patienten wurde für die Untersuchung in einer Kopfspule gelagert.

Bei jedem Patienten wurden zwei Sequenzen angewandt, die Gesamtuntersuchungsdauer lag bei etwa 15 Minuten.

Die erste von uns verwendete Sequenz war eine stark T1-gewichtete TurboFLASH-Sequenz (MPRAGE) mit einer Repetitionszeit von 11,6 Millisekunden und einer Echozeit von 4,9 Millisekunden. Der Flip-Winkel betrug 12 Grad. Bei einer Matrix von 175 mal 256 Pixeln und einer Schichtdicke von 1,2 mm ergab sich eine Signal-to-Noise-Ratio von 1,0. Die Sequenz erstellte 128 Schichten bei einer Untersuchungszeit von 5 Minuten und 14 Sekunden. Das Field-of-View umfasste den gesamten Kopf, um Einfaltungsartefakte zu vermeiden. Diese Sequenz wurde nativ – also ohne vorherige Kontrastmittelgabe – akquiriert.

Die zweite Sequenz war eine 2D-Time-of-Flight-Angiografie-Sequenz mit einer Repetitionszeit von 27 Millisekunden und einer Echozeit von 9 Millisekunden. Bei einem Flip-Winkel von 90 Grad, einer Matrix von 512 mal 256 Pixeln und einer Schichtdicke von 2 mm betrug die Signal-to-Noise-Ratio 1,07. Bei dieser Sequenz erhielten wir 64 Schichten bei einer Untersuchungsdauer von 8 Minuten und 27 Sekunden. Da die Dicke des Schichtstapels (Slab) mit 128 mm keine Untersuchung des gesamten Gehirns erlaubte, wurde bei jedem Patienten nur die jeweils relevante Hemisphäre untersucht. Die Orientierung der Schichten wurde so gewählt, dass diese möglichst senkrecht zur Hirnoberfläche im relevanten Bereich verliefen.

Etwa eine Minute vor Beginn dieser Sequenz erhielten unsere Patienten ein paramagnetisches Kontrastmittel über einen periphervenösen Zugang. Hierzu verwendeten wir Gadopentetsäure-Dimegluminsalz (Magnevist®) in einer Dosierung von 0,1 ml pro kg Körpergewicht im Bolus.

4.3 Überlagerung, Koregistrierung und Bearbeitung der Datensätze

Die am Magnetresonanztomografen erstellen Daten wurden über das klinikinterne Netzwerk an eine VoxelQ-Workstation (Picker International, Cleveland, OH) transferiert und dort weiterbearbeitet. Die VoxelQ-Workstation basiert auf einer Sun Ultra Sparc 1 mit einer Taktrate von 167 MHz und 128 MB RAM.

Im ersten Schritt wurden beide Datensätze in den Arbeitsbereich geladen. Die MPRAGE-Sequenz wurde als Primärdatensatz und die FLASH-2D-TOF-Angiografie als Sekundärdatensatz (aktiver Datensatz) definiert.

4.3.1 Interaktive Überlagerung der Datensätze

Im interaktiven Überlagerungsmodul ist der Bildschirm in vier Fenster (engl. „viewports“) geteilt. In diesen Fenstern wird jeweils eine sagittale, koronare, axiale sowie eine frei wählbare schräge Schicht des Primärdatensatzes angezeigt. Durch Verwendung der Zoom-Funktion ist eine detaillierte Beurteilung der Daten möglich.

Der aktive Datensatz wird farbcodiert und transparent über dem Primärdatensatz dargestellt. Hierbei wird jedem Grauwert des aktiven Datensatzes eine Farbe zugewiesen (siehe Abb. 4.4). Helligkeit und Kontrast können für beide Datensätze unabhängig voneinander optimiert werden.

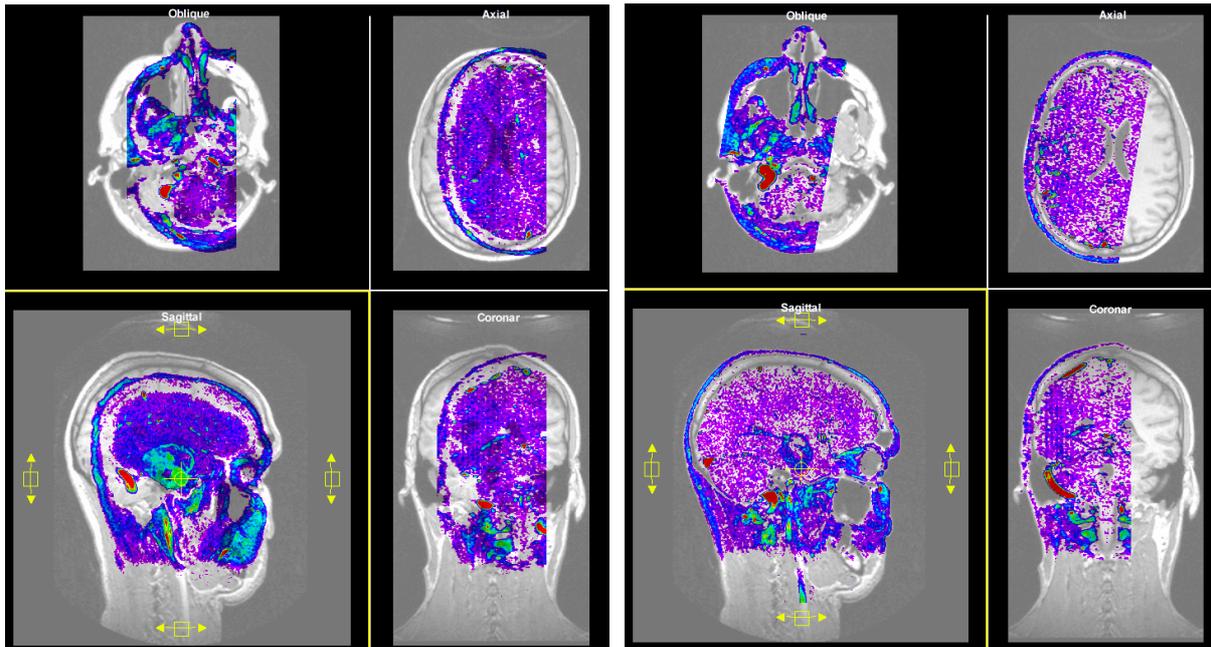


Abb. 4.4: Darstellung des Primär- und Sekundärdatensatzes im interaktiven Modul der VoxelQ. Der aktive Datensatz kann im ausgewählten Fenster (gelb umrandet) verschoben und gedreht werden. Die Ansichten in allen Fenstern werden sofort automatisch aktualisiert.

Abb. 4.5: Der Sekundärdatensatz ist durch Verschiebungen in verschiedenen Ebenen und Drehungen um verschiedene Achsen mit dem Primärdatensatz zur Deckung gebracht worden (erfolgreiche Koregistrierung).

Wir wählten für jeden Viewport eine Ebene des Datensatzes aus, in der möglichst viele in beiden Sequenzen eindeutig bestimmbare Strukturen vorhanden waren. Hierbei orientierten wir uns sowohl an größeren venösen als auch an anderen nicht-vaskulären Strukturen. Da wir bei der interaktiven Überlagerung auf die gesamte Fülle der dargestellten Strukturen zurückgreifen konnten, seien im Folgenden nur einige spezielle Strukturen erwähnt, die uns bei der Beurteilung der erreichten geometrischen Korrelation besonders hilfreich waren (siehe Abb. 4.6). Wir orientierten uns an vaskulären Strukturen, vor allem am Sinus sagittalis superior, Sinus transversus, Sinus rectus, größeren kortikalen Venen und Brückenvenen, den Gefäßen des Interhemisphärenspalts und des Tentorium cerebelli. An nicht-vaskulären Strukturen halfen vor allem das Hirnparenchym, das Ventrikelsystem, das Nasenseptum, die Nasennebenhöhlen, der knöcherne Gehörgang, die Orbita und die Augäpfel sowie die Schädelkalotte und die Kopfschwarte bei der Orientierung während des Überlagerungsvorgangs²⁴.

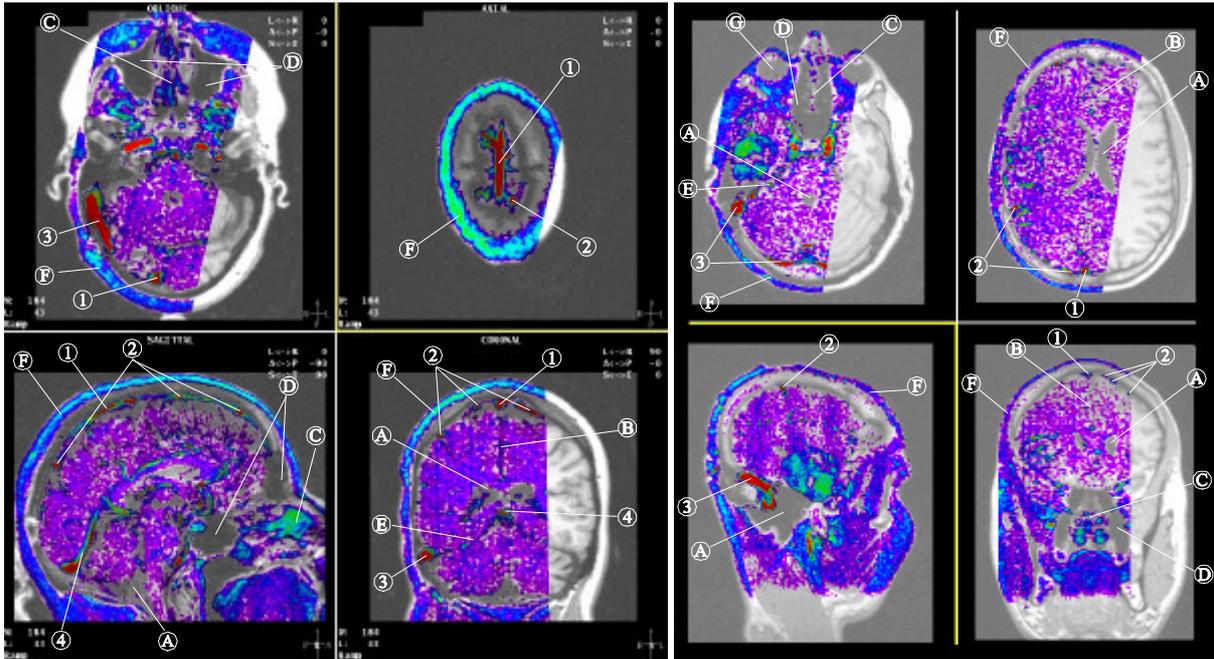


Abb. 4.6: Günstige Landmarken zur Beurteilung der interaktiven Überlagerung:

Venöse Strukturen:

- 1 = Sinus sagittalis superior
- 2 = größere kortikale Venen und Brückenvenen
- 3 = Sinus transversus / Sinus sigmoideus
- 4 = Sinus rectus

Nicht-vaskuläre Strukturen:

- A = Ventrikelsystem
- B = Fissura longitudinalis cerebri
- C = Septum nasi
- D = Sinus paranasales
- E = Tentorium cerebelli
- F = Kopfschwarte
- G = Bulbus oculi

Durch Verschiebung und Drehung des Sekundärdatensatzes in einem Viewport und Überprüfen des Ergebnisses in den anderen Fenstern ist es möglich, in kurzer Zeit die beiden Datensätze zur räumlichen Deckung zu bringen (siehe Abb. 4.5). Das vorläufige Ergebnis überprüften wir, indem wir in jeder Schichtorientierung durch das Datenvolumen scrollten und so Abweichungen, die bisher verborgen geblieben waren, korrigieren konnten.

4.3.2 Koregistrierung der Datensätze und Anpassung des Schwellenwerts

Im sog. „Combiner“-Modul der VoxelQ wurden beide Datensätze zu einem einzigen kombinierten Datensatz fusioniert. Bevor der neue Datensatz erzeugt wurde, erhöhten wir jedoch den Kontrast des Sekundärdatensatzes maximal, so dass oberhalb eines gewissen Helligkeitswertes alle Pixel einfarbig blau dargestellt wurden und die Pixel mit einem Helligkeitswert unterhalb dieses Schwellenwertes (Threshold) nicht dargestellt wurden. Dieser Schwellenwert wurde individuell bei jedem Patienten so angepasst, dass sich die superfiziellen kortikalen Venen möglichst durchgehend blau darstellten und gut vom nicht eingefärbten Hirnparenchym abzugrenzen waren. Wählt man den Schwellenwert zu hoch, so

grenzen sich die Venen zwar deutlich vom Hirnparenchym ab, sie neigen jedoch dazu, sich nicht durchgängig darzustellen und abzubrechen, kleinere Venen und Verzweigungen kommen nicht zur Darstellung. So steigt die Anzahl der falsch-negativ identifizierten Venen. Wählt man dagegen den Schwellenwert zu tief, so stellen sich durchgehend kräftige Hauptstämme und feinere Verästelungen der Venen dar, sie sind jedoch vor dem verstärkten blauen „Hintergrundrauschen“ des Hirnparenchyms nur noch schwer abzugrenzen und vielfach ist eine Differenzierung zwischen Vene und Artefakt schwierig. In diesem Fall steigt die Anzahl der falsch-positiv identifizierten Venen (siehe Abb. 4.7).

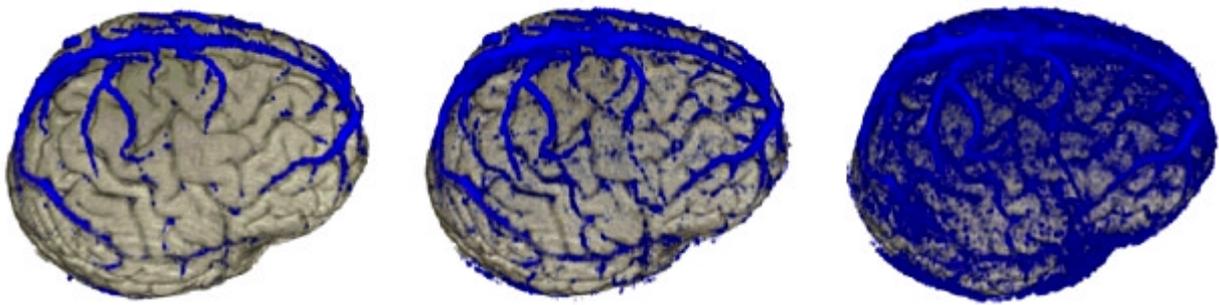


Abb. 4.7: Einfluss des gewählten Schwellenwertes auf die Bildqualität.

Links: Schwellenwert zu hoch; Mitte: günstiger Schwellenwert; Rechts: Schwellenwert zu niedrig.

4.3.3 Segmentierung des Datensatzes

Um eine freie Aufsicht auf die Kortexoberfläche mit den darauf verlaufenden Gefäßen zu erhalten, müssen die darüberliegenden Strukturen – also Schädelkalotte, Kopfschwarte und wenn möglich die Dura mater – aus dem Datenvolumen entfernt werden. Dies geschah in den meisten Fällen mit der sog. „Volume-Sculpting“-Technik im gleichnamigen Modul der VoxelQ. Hierbei macht man sich den Umstand zunutze, dass die Gehirnoberfläche vom Scheitel bis auf Höhe der Sylvischen Fissur eine nach außen konvexe Gestalt ähnlich einer Kugeloberfläche besitzt. Der kombinierte Datensatz wird hierzu am Bildschirm dargestellt, die zu entfernenden Teile werden markiert und aus dem Datenvolumen gelöscht. Da die zu löschenden Anteile des dreidimensionalen Datensatzes in einer zweidimensionalen Projektion markiert werden, muss bei diesem Verfahren der Datensatz sukzessive um eine oder mehrere Achsen gedreht werden, wodurch der Vorgang dem Schälen eines Apfels gleicht (siehe Abb. 4.8).

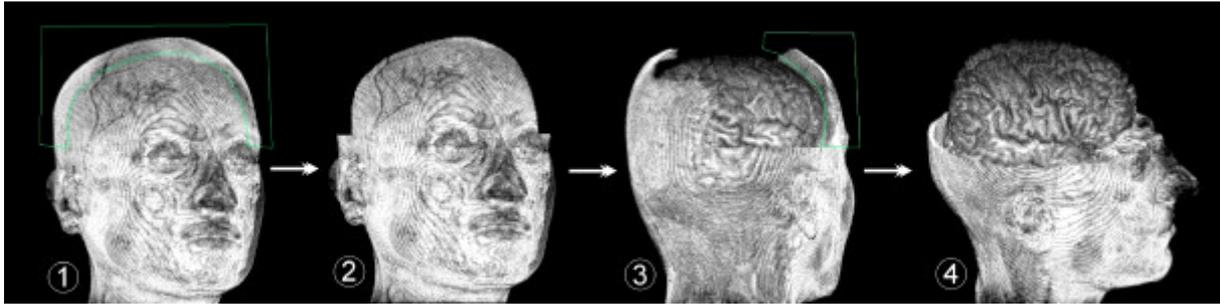


Abb. 4.8: Vorgehensweise beim Volume Sculpting.

Markierte extrazerebrale Strukturen (①) werden senkrecht zur Betrachtungsebene weggeschnitten (②). Nach einer Rotation des Datensatzes um eine oder mehrere Achsen werden erneut gut exponierte extrazerebrale Strukturen markiert (③) und entfernt. Dieser Vorgang wird so lange wiederholt, bis eine ungestörte Aufsicht auf das Großhirn möglich ist (④).

Dieser Vorgang wird bei der Darstellung der Venen durch den Umstand erschwert, dass sich in der von uns verwendeten Magnetresonanztangiografie-Sequenz die Kopfschwarte und die Dura mater nach Kontrastmittelgabe nahezu ebenso hyperintens wie die Venen darstellen und folglich auch blau angefärbt erscheinen. Die Venen sind daher vor allem im parasagittalen und temporalen Bereich nur schwierig von diesen benachbart liegenden zu entfernenden Strukturen zu trennen.

In besonders schwierigen Fällen oder wenn der Bereich kaudal der Sylvischen Fissur freigestellt werden sollte, wendeten wir ein anderes Verfahren der Segmentierung an, bei dem bereits vor der dreidimensionalen Rekonstruktion in den zweidimensionalen Schichtbildern unerwünschte von erwünschten Strukturen getrennt werden (siehe Abb. 4.9). Hierbei wurden die entsprechenden Strukturen mit einem Cursor nachgefahren oder mit einem Stempelwerkzeug markiert.

Diese Technik der manuellen Segmentierung, die allerdings einen höheren Zeitaufwand erfordert, nahmen wir insbesondere in jenen Fällen vor, in denen Venen in unmittelbarer Nachbarschaft von kontrastmittelaufnehmenden Tumoren verliefen oder eine Segmentierung durch Volume Sculpting nicht zu einem zufriedenstellenden Ergebnis führte. Je nach Zielsetzung fand die Segmentierung im Primärdatensatz, im Sekundärdatensatz oder im kombinierten Datensatz statt (siehe Abb. 4.9). Bei den Patienten in unserer Studie, die sich wegen eines Tumorleidens einer Operation unterziehen mussten, wurde häufig auch der Tumor segmentiert, um ihn später im kombinierten Datensatz ausblenden oder farblich markiert darstellen zu können (siehe Abb. 3.4, 3.5 und 3.6).

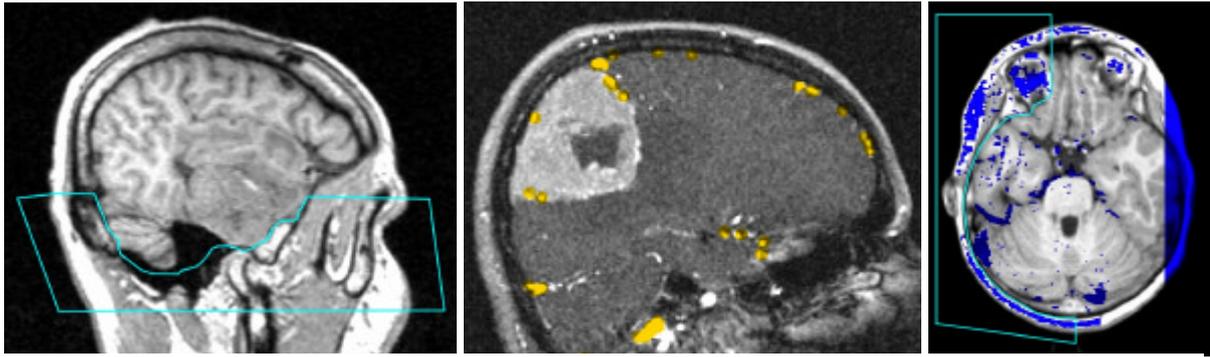


Abb. 4.9: Manuelle Segmentierung in den zweidimensionalen Schichtbildern der Datensätze.

Linkes Bild: Segmentierung der Schädelbasis im Primärdatensatz (MPRAGE-Sequenz) durch Markieren und Entfernen der unerwünschten Region bereits vor der Kombination der Datensätze.

Mittleres Bild: Segmentierung des Sekundärdatensatzes (venöse MR-Angiografie) bei einem Patienten mit einem Konvexitätsmeningeom. Die Venen werden mit einem Stempelwerkzeug markiert. Nur die markierten Voxel werden später mit dem Primärdatensatz kombiniert. So ist eine sichere Abgrenzung der Venen vom kontrastmittelaufnehmenden Tumor möglich.

Rechtes Bild: Segmentierung des kombinierten Datensatzes im temporalen Bereich, um in der dreidimensionalen Rekonstruktion einen ungestörten Blick auf die Kortexoberfläche dieser Region zu ermöglichen.

Die Daten der Patienten, die nach Anfang des Jahres 2003 in unsere Studie aufgenommen wurden, wurden nicht mehr an der VoxelQ-Workstation bearbeitet, sondern an einem handelsüblichen PC, der für die dreidimensionale Bildbearbeitung aufgerüstet wurde. Wir verwendeten hierfür das Programm Amira[®] (Indeed – Visual Concepts GmbH, Berlin). Die Vorgehensweise bei der Koregistrierung blieb hierbei vergleichbar, der Zeitbedarf verringerte sich aufgrund der modernen Hardware und der damit kürzeren Rechenzeit geringfügig.

4.3.4 Bestimmung des geometrischen Fehlers der interaktiven Koregistrierung

Da kein verbindlicher Goldstandard existiert und externe Referenzsysteme ihrerseits mit Fehlern behaftet sind, untersuchten wir die Reproduzierbarkeit der Koregistrierung als Maß für die erzielte Genauigkeit. Zur Bestimmung des Fehlers bei der interaktiven Koregistrierung gingen wir von der Annahme aus, dass die Position des Sekundärdatensatzes in Bezug auf den Primärdatensatz nach wiederholter geometrischer Korrelation statistisch um die korrekte Position schwankt. Um einen Goldstandard für die korrekte Position des Sekundärdatensatzes zu erhalten, registrierten wir die morphologischen und angiografischen MR-Datensätze von 3 Patienten in jeweils 10 aufeinanderfolgenden Versuchen. Aus allen einzelnen Ergebnissen extrahierten wir die Parameter der absoluten räumlichen Position und Ausrichtung des aktiven Datensatzes. Der geometrische Mittelpunkt der 10 Einzelpositionen wurde bestimmt und diente als Goldstandard, mit dem die Ergebnisse der einzelnen Versuche verglichen wurden (siehe Abb. 4.10).

Zur Berechnung der Abweichung der einzelnen Überlagerungsergebnisse vom Goldstandard beschränkten wir zunächst das Bildvolumen auf das für unsere Studie relevante Volumen des zerebralen Kortex eines durchschnittlichen Erwachsenen. Diesem Volumen näherten wir uns durch Anwendung einer dreidimensionalen binären Maske an, die wir durch Erhöhung des Kontrastes aus einer FDG-PET-Untersuchung eines gesunden erwachsenen Patienten gewannen (siehe Abb. 4.11).

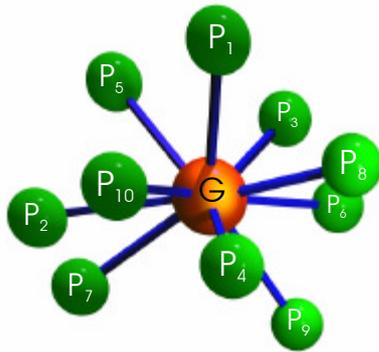


Abb. 4.10: Definition des Goldstandards (G) als geometrisches Mittel der verschiedenen Positionen der einzelnen Überlagerungsversuche (P₁ bis P₁₀).

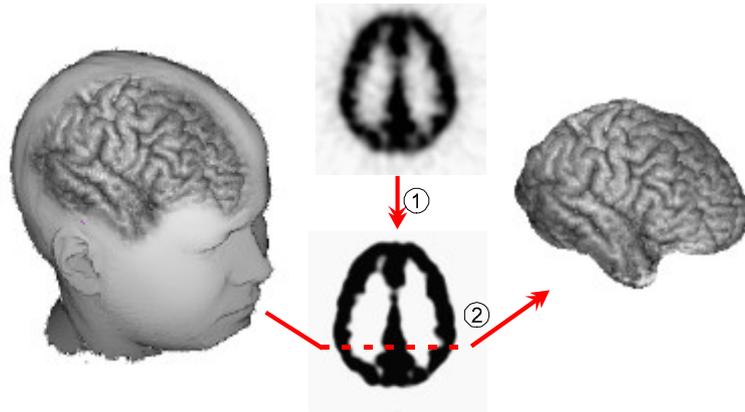


Abb. 4.11: Beschränkung des Bildvolumens auf einen standardisierten relevanten Bereich (siehe Text) durch Erzeugung einer binären Maske (Schritt ①) und Anwendung dieser auf das Bildvolumen (Schritt ②).

In diesem so beschränkten Bildvolumen bestimmten wir mit Hilfe einer Monte-Carlo-Simulation⁷⁸ zufällig 5000 Bildpunkte. Dann erfolgte die Berechnung des Erwartungswertes des normierten Volumenintegrals zwischen Quell- und Bildpunkten der von uns angewendeten geometrischen Transformation. Das heißt, es wurde der Mittelwert der räumlichen Entfernung zwischen jedem der 5000 korrespondierenden Bildpunkte des Goldstandards und eines einzelnen Überlagerungsversuchs gebildet (siehe Abb. 4.12). Hierbei berücksichtigten wir die spezifischen Eigenschaften der von uns verwendeten VoxelQ-Workstation, wie die Reihenfolge der Rotationen, die Achsenorientierung und den Drehsinn. Die Auswahl von 5000 Punkten erwies sich als hinreichend genau (Variation < 0,01 mm), um repräsentative Aussagen für das gesamte Bildvolumen treffen zu können⁷⁸.

Der Mittelwert der Ergebnisse für den räumlichen Fehler der zehn bei einem Patienten durchgeführten Registrierungsversuche gibt den durchschnittlichen Fehler bei der von uns verwendeten interaktiven Registrierungsmethode bei diesem Patienten an. Um eine Beeinflussung dieses Ergebnisses durch Auswahl eines Patienten mit für die Superimposition günstigen Voraussetzungen (z.B. gute Qualität der MR-Bildgebung) zu vermeiden, wurde dieser Mittelwert für drei zufällig ausgewählte Patienten berechnet. Die Ergebnisse für die

drei Patienten wurden wiederum gemittelt und das Resultat entspricht der durchschnittlichen räumlichen Abweichung unseres Verfahrens für einen Bediener (Intraobservervariabilität).

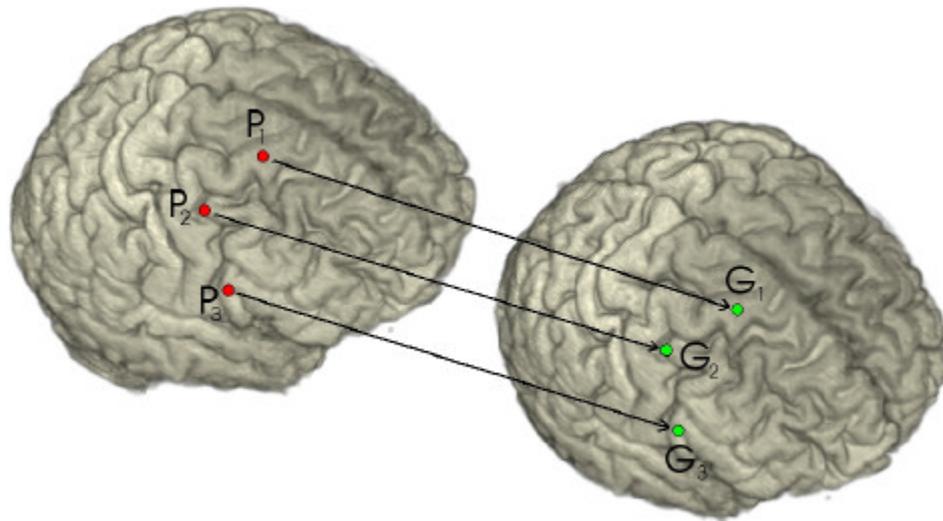


Abb. 4.12: Bestimmung des räumlichen Abstands von Bildpunkten eines Registrierungsversuches (P_x) zu den entsprechenden Bildpunkten des Goldstandards (G_x). Der Registrierungsfehler entspricht dem Mittelwert der Entfernung aller korrespondierenden Bildpunkte.

Wir untersuchten ferner, inwieweit der räumliche Fehler der von uns verwendeten Registrierungsmethode von der Person und den Vorkenntnissen des Benutzers abhängig ist. Hierzu ließen wir 5 Testpersonen jeweils 5 Überlagerungen der beiden Datensätze eines zufällig ausgewählten Patienten durchführen. Zwei dieser Personen waren mit der von uns verwendeten Methodik der interaktiven Überlagerung gut vertraut, eine Person besaß geringe Erfahrung im Umgang mit dieser, während die anderen 2 Personen keinerlei Vorbildung oder Erfahrung in diesem Gebiet besaßen. Die Testpersonen mit wenig oder nicht vorhandenem Vorwissen erhielten eine kurze Einweisung in die verwendete Software und für die Überlagerung hilfreiche anatomische Landmarken, sie erhielten jedoch keine Hilfestellung bei der eigentlichen geometrischen Ausrichtung der Datensätze beim Vorgang der Koregistrierung.

Analog zur oben beschriebenen Methode bestimmten wir den durchschnittlichen räumlichen Fehler für jede Testperson. Der Mittelwert über alle fünf Testpersonen entspricht dem zu erwartenden geometrischen Fehler unserer Methode bei Bedienung durch beliebige Benutzer, also Experten und Laien gleichermaßen (Interobservervariabilität).

4.3.5 Zeitbedarf der interaktiven Koregistrierung

Um einen Vergleich mit anderen Methoden zur Koregistrierung von Datensätzen zu ermöglichen, maßen wir den Zeitbedarf der von uns verwendeten Methode. Der Startpunkt der Zeitmessung war das Öffnen des interaktiven Moduls der VoxelQ, nachdem beide Datensätze in den Arbeitsbereich geladen waren. Als Endpunkt unserer Messung definierten wir den Zeitpunkt, zu dem die geometrische Korrelation zu unserer Zufriedenheit abgeschlossen war. Wir bestimmten die Dauer für die erste Überlagerung der Datensätze von 12 Patienten und bestimmten den Mittelwert als Maß für die Dauer einer Erstüberlagerung neuer Datensätze. Ferner bestimmten wir die Dauer von jeweils 10 aufeinanderfolgenden Überlagerungsversuchen der Datensätze von zwei zufällig ausgewählten Patienten. Wir berechneten auch hier für beide Patienten die Mittelwerte und untersuchten, ob sich ein Trend in den Werten abzeichnete.

4.4 Validierung der Venendarstellung

Um ein Maß für die Zuverlässigkeit der von uns erstellten Rekonstruktionen zu erhalten, fertigten wir von jedem Patienten intraoperative Fotografien des freigelegten zerebralen Kortex und der darauf verlaufenden Gefäße an. Anhand dieser Fotografien erstellten wir daraufhin Ansichten unserer Rekonstruktionen aus demselben Blickwinkel, aus dem intraoperativ fotografiert wurde. Diese beiden Bilder, die Rekonstruktion und das Foto, wurden anschließend in einem handelsüblichen Bildbearbeitungsprogramm (Adobe Photoshop 7.0) durch Drehen und Skalieren zur Deckung gebracht. Die Fotografie konnte transparent dargestellt werden, um anhand der Gyrierung der Kortexoberfläche und charakteristischer Gefäßverläufe und -verzweigungen eine möglichst genaue Deckung zu erzielen (siehe Abb. 4.13).



Abb. 4.13: Transparente Superimposition (rechtes Bild) von Rekonstruktion (linkes Bild) und Fotografie des OP-Situs (mittleres Bild) zur Validierung der Venendarstellung.

Durch das in Kapitel 1.4 vorgestellte Phänomen des Brain Shift scheidet ein millimetergenauer geometrischer Vergleich von Rekonstruktion und Fotografie als Modus zur Korrelation aus. Daher führten wir einen quantitativen Vergleich mit Schwerpunkt auf neurochirurgisch relevanten Venen durch.

Hierzu wurden sowohl in der Rekonstruktion als auch im Foto relevante Venen markiert. Da es im Bereich von Einmündungen und Gabelungen schwierig festzulegen ist, welche Vene der Stamm und welche das einmündende Gefäß ist, entschlossen wir uns, jeden Teilbereich einzeln zu markieren, um die Auswertung zu erleichtern. Um in der Rekonstruktion alle Strukturen, die wir als Venen identifizierten, zu markieren, wurden das Foto ausgeblendet und der Verlauf der Venen auf einer eigenen Zeichenebene in gelber Farbe nachgezeichnet.

In gleicher Weise wurden daraufhin die in der Fotografie des OP-Situs vorgefundenen Venen mit grüner Farbe in einer neuen Zeichenebene markiert. Dies geschah in Zusammenarbeit mit den ausführenden Neurochirurgen, da es uns vor allem darauf ankam, alle für das operative Vorgehen *relevanten* Gefäße zu markieren. Feine Seit- oder Endäste ohne größere Relevanz im Hinblick auf perioperative Komplikationen wurden nicht markiert (siehe Abb. 4.14).

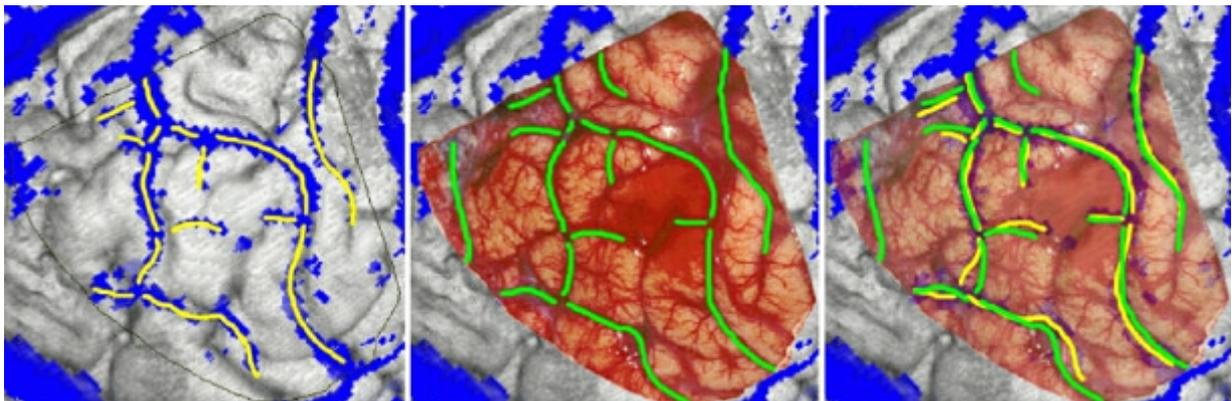


Abb. 4.14: Markieren der dargestellten Venen in verschiedenen Zeichenebenen und Auswertung durch Superimposition der Ebenen.

Linkes Bild: In der Rekonstruktion wurden als solche identifizierte Venenabschnitte gelb markiert.

Mittleres Bild: Im Foto des OP-Situs wurden für den Neurochirurgen wichtige Venenabschnitte grün markiert.

Rechtes Bild: Die gelben und grünen Markierungen wurden zur Auswertung übereinander dargestellt.

Zur Beurteilung der Qualität der Rekonstruktion wurden die Ebenen mit den grünen und den gelben Markierungen gleichzeitig dargestellt und die Ergebnisse anhand eines Schemas ausgewertet (siehe Tabelle 4.1). Jeder markierte Venenabschnitt wurde in eine der fünf Kategorien dieses Schemas eingeordnet und die Häufigkeit der einzelnen Kategorien prozentual erfasst.

Die Venenabschnitte, die in die Kategorie 0 dieses Schemas eingeordnet wurden, entsprechen

in Rekonstruktion und Fotografie übereinstimmend dargestellten Venenabschnitten. Die Häufigkeit dieser Kategorie ist somit ein Maß für die Zuverlässigkeit unseres Verfahrens zur Venendarstellung.

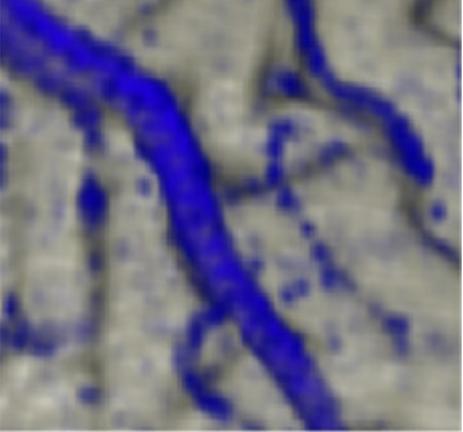
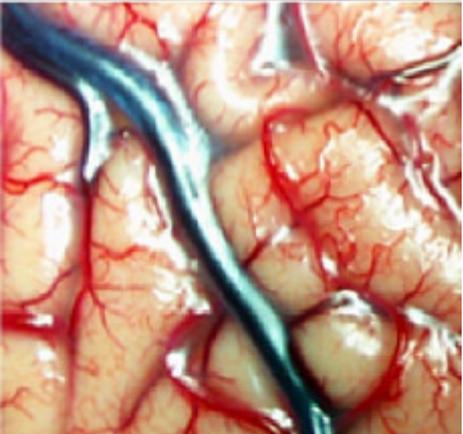
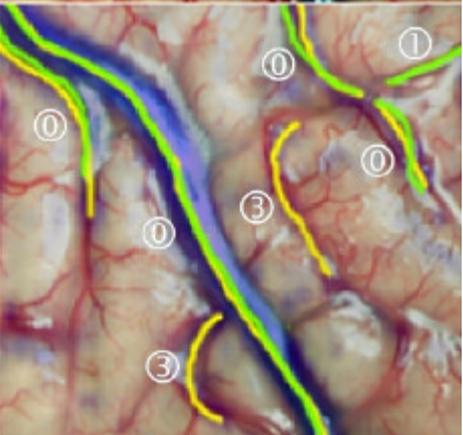
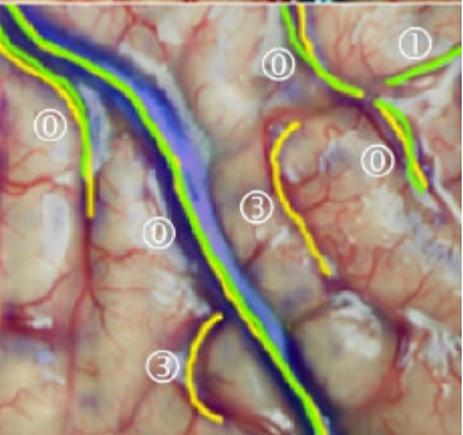
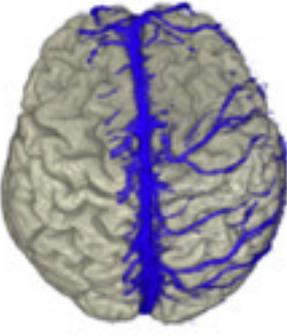
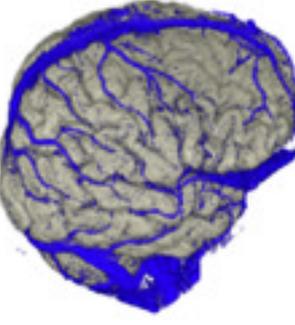
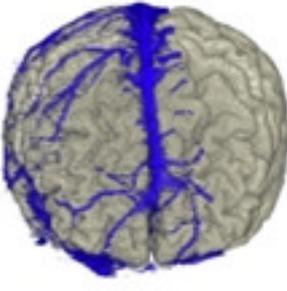
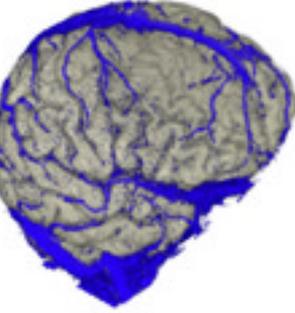
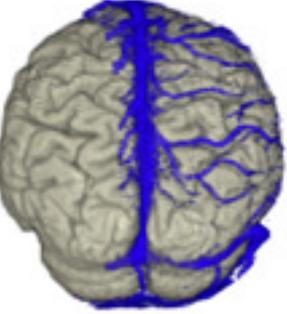
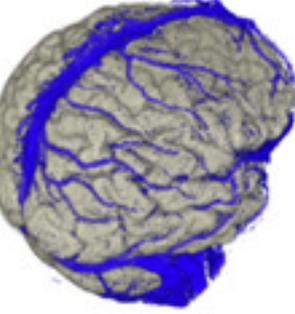
Kategorie	Erklärung	Beispiel
0 (=MR +, Foto +)	Vene in Foto und Rekonstruktion eindeutig zuzuordnen. (=richtig positiv)	
1 (= MR Ø, Foto +)	Im Foto dargestellte Vene ohne Entsprechung in der Rekonstruktion. (=falsch negativ)	
2 (= MR +, Foto Ø)	In der Rekonstruktion identifizierte Vene ohne Entsprechung im Foto. (=falsch positiv)	
3 (= arteriell)	In der Rekonstruktion identifizierte Vene, die sich im Foto als arterielles Gefäß darstellt. (=falsch positiv)	
4 (= nicht beurteilbar)	In der Rekonstruktion identifizierte Vene ist im Foto nicht einsehbar bzw. nicht beurteilbar.	

Tabelle 4.1: Überblick über die Kategorien zur Validierung der Venendarstellung.

Jede farbig markierte Vene wurde in eine Kategorie dieses Schemas eingestuft. In der rechten Spalte ist ein Beispiel zur Veranschaulichung dargestellt, die eingekreisten Zahlen entsprechen der Kategorie, in die die zugehörige Vene von uns eingestuft wurde.

4.5 Anatomische Untersuchungen

Um die im Rahmen dieser Dissertation erstellten Rekonstruktionen zur Durchführung anatomischer Betrachtungen verwenden zu können, erstellten wir von jedem Patienten mehrere Abbildungen, die das Gehirn und die darauf verlaufenden kortikalen Gefäße aus verschiedenen festgelegten Blickwinkeln zeigen. Die von uns verwendeten Ansichten sind Tabelle 4.2 zu entnehmen.

<p>Ansicht 1: senkrechte Aufsicht von kranial</p> <p><i>Bestimmung der Brückenvenen und des Mündungswinkels</i></p>		<p>Ansicht 4: Ansicht von lateral, 30° von kranial</p> <p><i>Bestimmung der anastomosierenden Venen und der Brückenvenen</i></p>	
<p>Ansicht 2: Aufsicht von oben, 40° von frontal</p> <p><i>Bestimmung der Brückenvenen und des Mündungswinkels</i></p>		<p>Ansicht 5: 30° von frontal, 30° von kranial</p> <p><i>Bestimmung der anastomosierenden Venen und der Brückenvenen</i></p>	
<p>Ansicht 3: Aufsicht von oben, 40° von okzipital</p> <p><i>Bestimmung der Brückenvenen und des Mündungswinkels</i></p>		<p>Ansicht 6: 30° von okzipital, 30° von kranial</p> <p><i>Bestimmung der anastomosierenden Venen und der Brückenvenen</i></p>	

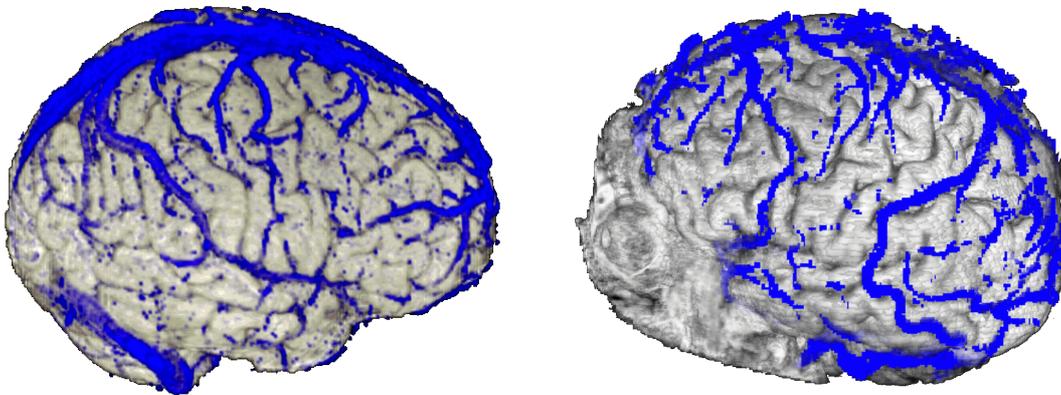
Tab. 4.2: Überblick über die von uns zur anatomischen Auswertung verwendeten standardisierten Ansichten der Rekonstruktionen und ihren Verwendungszweck (kursiv).

4.5.1 Bestimmung der Anzahl der Brückenvenen am Sinus sagittalis superior

Wir untersuchten die Rekonstruktionen von 23 Patienten in den in Tabelle 4.2 vorgestellten Ansichten 1 bis 3 hinsichtlich der Anzahl der in den Sinus sagittalis superior einmündenden Brückenvenen. Dies geschah sowohl getrennt für die linke und rechte Hemisphäre als auch für das frontale, mittlere und okzipitale Drittel des Sinus sagittalis superior. Die Summe der Mittelwerte für die einzelnen Sinusabschnitte ergab die durchschnittliche Anzahl der Brückenvenen auf der entsprechenden Seite des Sinus.

4.5.2 Bestimmung der Häufigkeit der Drainagetypen

Wir untersuchten bei 19 unserer Patienten das Vorkommen der großen anastomosierenden Venen und ordneten diese den von Erös et al. 1999²¹ vorgestellten Typen der venösen Drainage der lateralen Großhirnhemisphären in Zusammenarbeit mit den Autoren dieser Arbeit zu. Hierzu verwendeten wir die in Tabelle 4.2 vorgestellten Ansichten 4 bis 6 der von uns erstellten Rekonstruktionen. Bei 4 Patienten verhinderte die Anordnung des Schichtstapels der MR-Angiografie eine Beurteilung der venösen Anastomosen.



*Abb. 4.15: Darstellung verschiedener Drainagetypen (nach Erös²¹ et al.) in unseren Rekonstruktionen.
Linkes Bild: Drainagetypp I mit dominierender Vena Trolard.
Rechtes Bild: Drainagetypp V mit direkter Anastomose der Vena Trolard mit der Vena Labbé ohne Anschluss an das Sylvische Venensystem.*

4.5.3 Bestimmung des Mündungswinkels der Brückenvenen am Sinus sagittalis superior

Um die Mündungswinkel der Brückenvenen am Sinus sagittalis superior aus den Ansichten 1 bis 3 unserer Rekonstruktionen heraus bestimmen zu können, war es notwendig, sich

Gedanken über die zugrunde liegende Art der Abbildung und daraus folgende geometrische Gegebenheiten zu machen. Diese sind im Anhang (Kapitel 9) wiedergegeben.

Wir teilten die Brückenvenen am Sinus sagittalis superior anhand der Lokalisation ihrer Einmündung in 6 verschiedene Gruppen ein: anterior frontal, medial frontal, posterior frontal, anterior parietal, posterior parietal und okzipital. Soweit möglich, bestimmten wir bei jedem Patienten die Mündungswinkel für jeweils 2 Venen pro Gruppe. Insgesamt berechneten wir 267 Winkel, davon 46 für die anteriore frontale, 45 für die mediale frontale, 45 für die posteriore frontale, 44 für die anteriore parietale, 46 für die posteriore parietale und 41 für die okzipitale Gruppe. Für jede Gruppe berechneten wir den Mittelwert und die mittlere absolute Abweichung vom Mittelwert. Für die Strecken- und Winkelmessungen verwendeten wir das Grafikbearbeitungsprogramm Adobe Photoshop 7.0.

Die an den Rekonstruktionen vorgenommenen anatomischen Betrachtungen wurden, wann immer das möglich war, mit den zugehörigen intraoperativen Fotos des Situs verglichen und verifiziert.

5 Ergebnisse

5.1 Ergebnisse der Korrelation

In den von uns erstellten Rekonstruktionen haben wir insgesamt 158 Venenabschnitte identifiziert. Die intraoperativ erstellten Fotografien brachten insgesamt 161 relevante Venen zur Darstellung. Die Gesamtzahl der von uns kategorisierten Venen betrug 179. In 140 Fällen stellten wir eine Übereinstimmung (Kategorie 0 in Tabelle 4.1) fest, was einem Anteil von 78,2% entspricht (siehe Abb. 5.1). In 21 Fällen waren Venen in der Fotografie ersichtlich, die in unseren Rekonstruktionen nicht dargestellt wurden (Kategorie 1), entsprechend 11,7%. Insgesamt 8-mal wurden Venen in den Rekonstruktionen identifiziert, zu denen sich kein Korrelat in der Fotografie fand (Kategorie 2), also in umgerechnet 4,5% der Fälle. Insgesamt 4 in der Rekonstruktion identifizierte Strukturen erwiesen sich intraoperativ als arterielle Gefäße (Kategorie 3), was einem Anteil von 2,2% entspricht. In 6 Fällen (entspricht 3,4%) waren Venen, die von uns in den Rekonstruktionen als solche identifiziert worden waren, im Operationssitus nicht zu beurteilen (Kategorie 4), da sie durch aufgelegte Watten verdeckt waren, oder bereits vor der Fotografie koaguliert oder mitsamt dem umgebenden Gewebe reseziert worden waren.

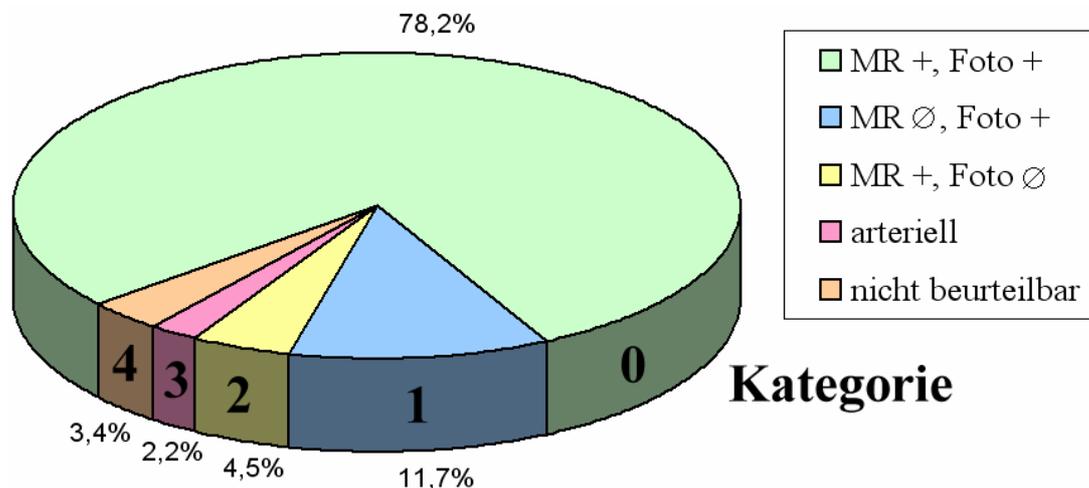


Abb. 5.1: Verteilung der Häufigkeiten der verschiedenen Kategorien (vgl. Tabelle 4.1). Die fett gedruckten Zahlen geben die jeweilige Kategorie an.

5.2 Geometrischer Fehler der interaktiven Koregistrierung

Die geometrische Abweichung der jeweils 10 Überlagerungsversuche vom Goldstandard bei 3 Patienten (siehe Abb. 5.2) lag beim ersten Patienten im Mittel bei 0,90 mm, beim zweiten

Patienten bei 1,20 mm und beim dritten Patienten bei 0,58 mm. Aus dem Mittelwert dieser drei Werte errechnet sich die *Intraobservervariabilität* des von uns verwendeten Verfahrens der interaktiven Koregistrierung mit *0,89 mm*.

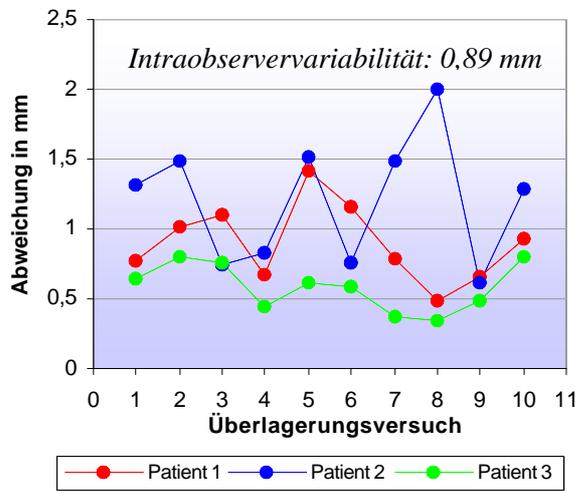


Abb. 5.2: Bestimmung der Intraobservervariabilität. Die Abweichung der einzelnen Überlagerungsversuche vom Goldstandard ist für jeweils zehn Versuche bei 3 Patienten grafisch veranschaulicht.

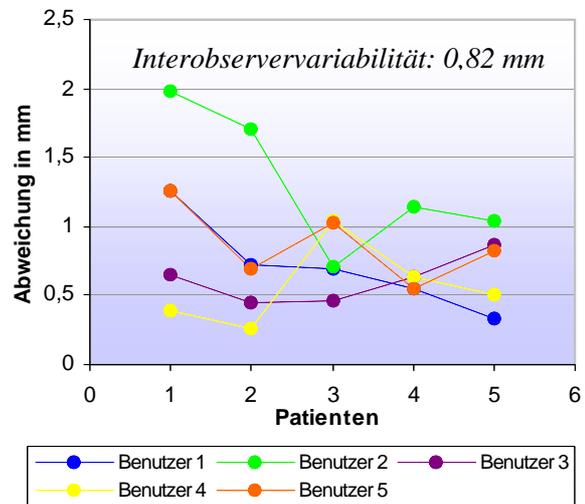


Abb. 5.3: Bestimmung der Interobservervariabilität. Die Abweichung der einzelnen Überlagerungsversuche vom Goldstandard ist für jeweils 5 Versuche von 5 Benutzern mit unterschiedlicher Erfahrung im Gebiet der interaktiven Bildüberlagerung dargestellt.

In den von uns durchgeführten Untersuchungen zur Interobservervariabilität (siehe Abb. 5.3) erzielten die beiden erfahrenen Benutzer (Benutzer 1 und 2 in Abb. 5.3) durchschnittliche geometrische Abweichungen von 0,71 mm und 1,32 mm vom Goldstandard. Der weniger erfahrene Benutzer (Benutzer 3) erreichte einen Wert von 0,61 mm, während die unerfahrenen Benutzer (Benutzer 4 und 5) durchschnittliche Abweichungen von 0,57 mm und 0,87 mm vom Goldstandard erzielten.

Der Mittelwert über die Abweichungen der einzelnen Benutzer ergibt mit *0,82 mm* den Wert für die *Interobservervariabilität* unseres Verfahrens.

5.3 Zeitbedarf der interaktiven Koregistrierung

Die Dauer der interaktiven Überlagerung neuer Datensätze lag im Mittel bei 4,7 Minuten mit einem Minimum von 3,0 Minuten und einem Maximum von 8,7 Minuten (siehe Abb. 5.4).

Die Dauer der Überlagerung der Datensätze zweier zufällig ausgewählter Patienten lag bei jeweils 10-facher Wiederholung für den ersten Patienten im Mittel bei 4,2 Minuten mit einem Minimum von 2,8 Minuten und einem Maximum von 6,2 Minuten. Beim zweiten Patienten

betrug die mittlere Dauer 4,6 Minuten bei einem Minimum von 3,3 Minuten und einem Maximum von 8,7 Minuten (siehe Abb. 5.5).

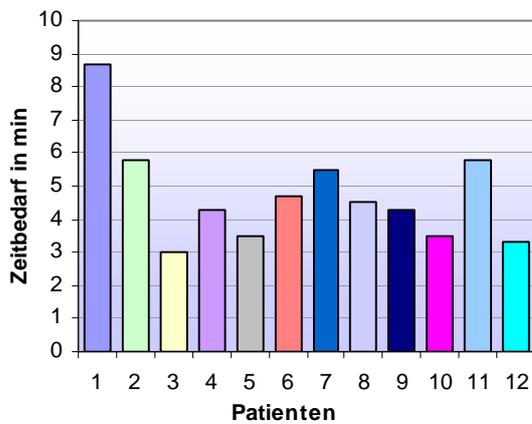


Abb. 5.4: Zeitbedarf der interaktiven Erst-Koregistrierung bei 12 verschiedenen Patienten.

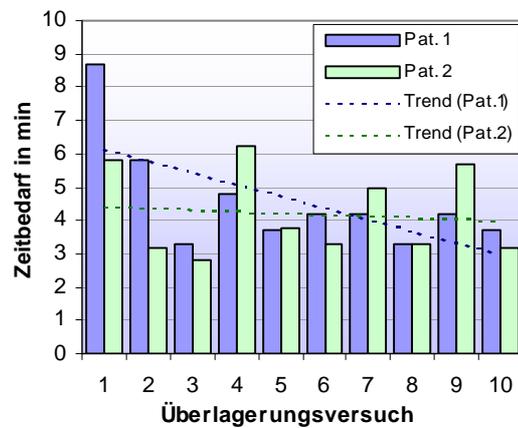


Abb. 5.5: Zeitbedarf der interaktiven Koregistrierung von jeweils 10 Versuchen bei 2 Patienten und Veranschaulichung des Trends.

Bei der mehrfachen Überlagerung gleicher Datensätze verkürzte sich die Überlagerungsdauer im globalen Trend mit zunehmender Anzahl der durchgeführten Überlagerungen geringfügig, es waren jedoch auch immer wieder Versuche mit längerer Dauer zu verzeichnen (siehe Abb. 5.5).

5.4 Ergebnisse der anatomischen Betrachtungen

5.4.1 Anzahl der Brückenvenen

Wir fanden bei der Untersuchung von den Rekonstruktionen der 23 Patienten in unserer Studie im Mittel 10,9 Brückenvenen auf der linken und 10,5 Brückenvenen auf der rechten Seite des Sinus sagittalis superior einmünden.

Im frontalen Drittel des Sinus waren es durchschnittlich 4,3 Brückenvenen auf der linken und 4,1 auf der rechten Seite. Im mittleren Sinusdrittel fanden wir im Durchschnitt 4,4 Brückenvenen auf der linken und 4,5 auf der rechten Seite. Im okzipitalen Drittel des Sinus sagittalis superior stellten wir im Mittel 2,3 Brückenvenen auf der linken und 2,0 auf der rechten Seite fest.

Die mittlere Verteilung der Brückenvenen am Sinus sagittalis superior ist in Abb. 5.6 veranschaulicht.

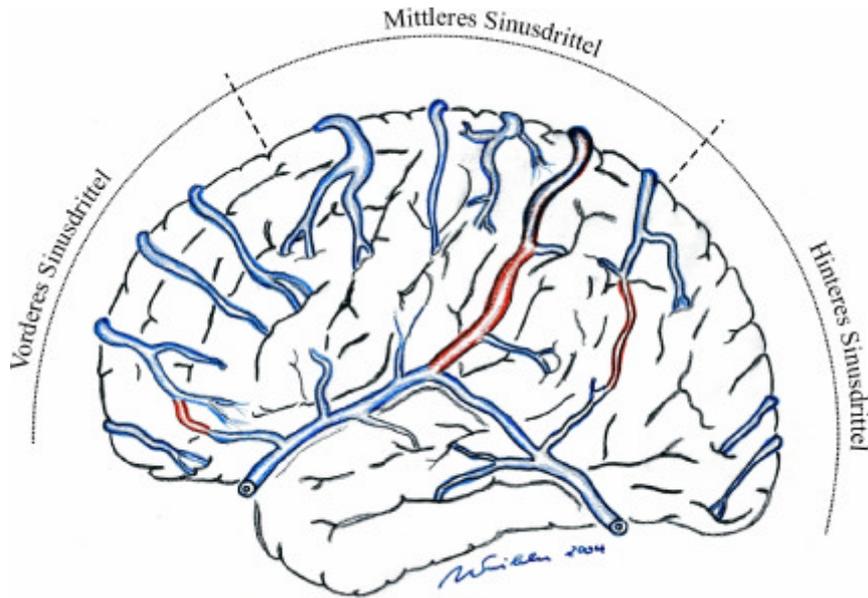


Abb. 5.6: Verteilung der Brückenvenen und ihrer Einmündungen in den Sinus sagittalis superior. Anastomosierende Venen sind rötlich hervorgehoben. Diese Illustration wurde von Priv. Doz. Dr. Peter A. Winkler anhand der Ergebnisse unserer anatomischen Betrachtungen angefertigt.

5.4.2 Häufigkeit der Drainagetypen

Wir untersuchten 19 Rekonstruktionen der kortikalen venösen Anatomie im Hinblick auf den vorliegenden Drainagetypp anhand der Einteilung nach Erös et al.²¹ (siehe Kap. 2.5.5.4).

In 9 Fällen fanden wir eine dem Typ I entsprechende Konfiguration. Jeweils 3 Patienten ordneten wir den Typen II, III und IV zu. Den Typ V der kortikalen venösen Drainage trafen wir bei einem Patienten an (siehe Abb. 5.7 und Tabelle 5.1).

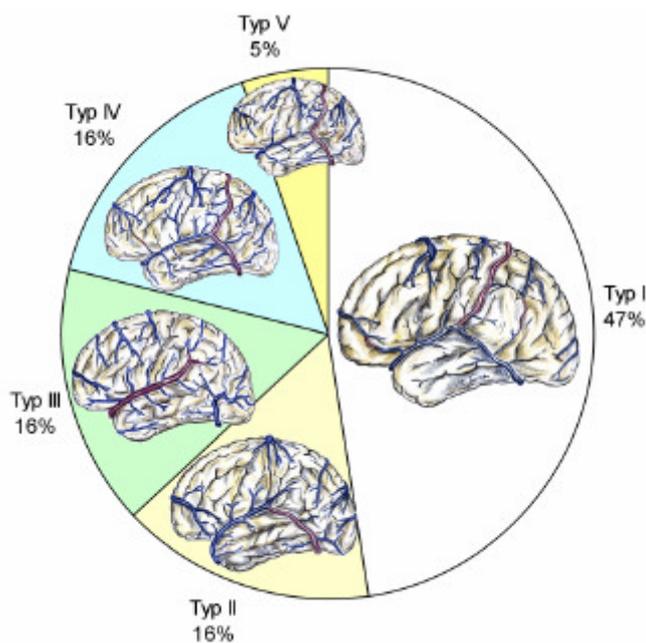


Abb. 5.7: Häufigkeit der verschiedenen Drainagetypen (nach Erös et al.²¹) im Patientengut unserer Studie.

Drainagetypp	Anzahl (insgesamt)	Seite	
		re.	li.
Typ I	9	6	3
Typ II	3	1	2
Typ III	3	1	2
Typ IV	3	1	2
Typ V	1	1	-

Tab. 5.1: Verteilung der vorgefundenen Drainagetypen (nach Erös et al.²¹) in den von uns erstellten Rekonstruktionen.

5.4.3 Mündungswinkel der Brückenvenen am Sinus sagittalis superior

Die von uns gemessenen Werte für den mittleren Mündungswinkel der Brückenvenen in den verschiedenen Abschnitten des Sinus sagittalis superior sowie die durchschnittliche absolute Abweichung von diesen Mittelwerten (MAAM) als Maß für die Streubreite der Werte sind in Tabelle 5.2 wiedergegeben und in Abbildung 5.8 grafisch veranschaulicht.

	Anterior Frontal	Medial Frontal	Posterior Frontal	Anterior Parietal	Posterior Parietal	Okzipital
Mittelwert:	103,5 °	85,2 °	69,5 °	61,1 °	47,0 °	39,3 °
MAAM:	14,5 °	10,3 °	15,3 °	11,9 °	11,2 °	7,9 °

Tab. 5.2: Mittelwert und mittlere absolute Abweichung davon für die von uns gemessenen Mündungswinkel der Brückenvenen in den verschiedenen Abschnitten des Sinus sagittalis superior.

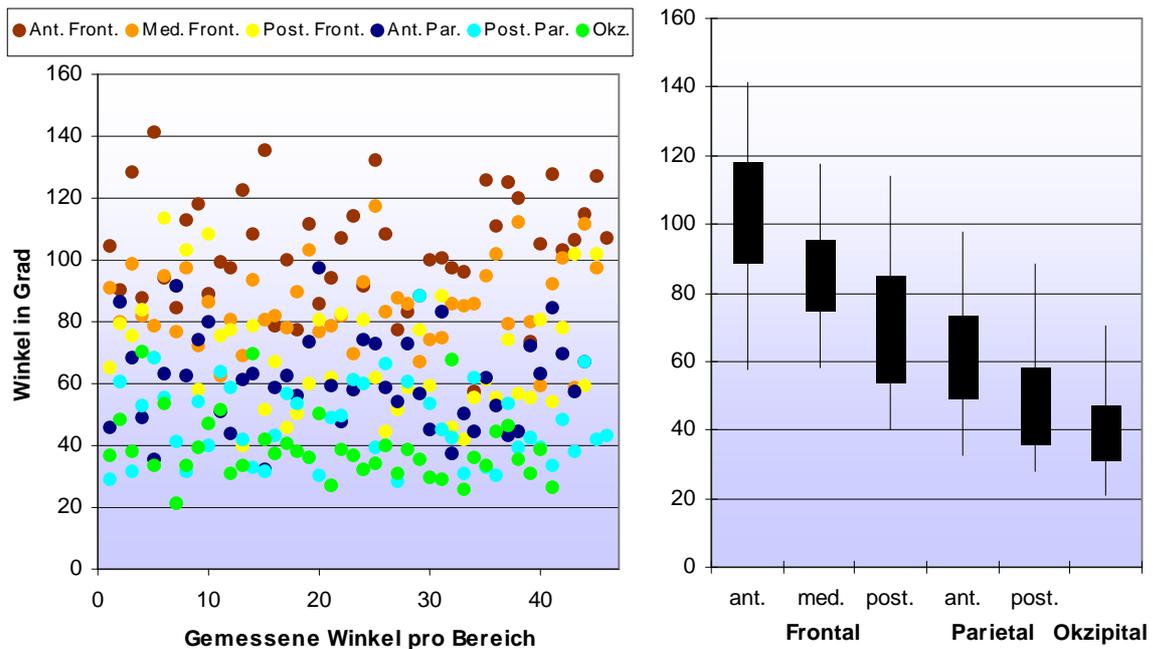


Abb. 5.8: Mündungswinkel der Brückenvenen am Sinus sagittalis superior.

Im linken Diagramm sind alle von uns gemessenen Winkel für die Sinusabschnitte farblich codiert wiedergegeben. Man beachte die beträchtliche Streuung der Werte in den einzelnen Bereichen.

Im rechten Diagramm ist die absolute Spannweite der Werte für die Sinusabschnitte dargestellt (dünne Linie) sowie der Bereich der durchschnittlichen absoluten Abweichung vom Mittelwert (dicker Bereich).

6 Diskussion

6.1 Verfahren zur kombinierten dreidimensionalen Darstellung der superfiziellen Venen und der kortikalen Anatomie

Eine bereits präoperativ vorhandene Kenntnis der Anatomie des zerebralen Kortex und der darauf verlaufenden venösen Blutleiter ermöglicht eine bessere Planung und Durchführung eines neurochirurgischen Eingriffs. Sie hilft, die Dauer der Operation zu verkürzen und Komplikationen zu vermeiden.

Aufgrund der großen Bedeutung der venösen Drainage des zerebralen Kortex in der Neurochirurgie wurden in den letzten Jahren einige Methoden entwickelt, um den Verlauf der Venen auf den Hemisphären und zu den großen supratentoriellen Sinus zu demonstrieren.

Dabei beschränkte man sich häufig darauf, allein die Venen durch geeignete Methoden (konventionelle Angiografie, CT-Angiografie, MR-Angiografie) darzustellen^{42,50}.

Einige Ansätze, die Venen in ihrer Beziehung zur kortikalen Anatomie zu demonstrieren, sind im folgenden Abschnitt wiedergegeben.

Im Jahr 1990 veröffentlichten Ehrlicke und Laub²⁰ eine Methode, die zum Ziel hatte, die gyrale Anatomie und superfizielle venöse Gefäße in einem Bild darzustellen. Die Autoren verwendeten eine TurboFLASH-Sequenz zur Visualisierung der Kortexoberfläche und eine flusskompensierte FLASH-2D-Sequenz zur Abbildung der Venen. Während der erste Datensatz semiautomatisch segmentiert wurde, wendete man bei der Venendarstellung eine MIP (siehe Kap. 1.2.2.1) an, die – mittels eines „MIP-Integration“ genannten Verfahrens, das ähnlich wie ein Shell-MIP-Verfahren arbeitet (s.u.) – in die dreidimensionale Rekonstruktion des ersten Datensatzes integriert wurde. Die Verfasser gehen nicht auf die Problematik einer Koregistrierung der verschiedenen Datensätze ein. Die direkt hintereinander akquirierten Datensätze wurden vermutlich direkt überlagert, ohne dass Bewegungen der Patienten im Magnetresonanztomografen Rechnung getragen wurde. Auch ist die Qualität der Venendarstellung bei anderen Sequenzen und Verfahren (s.u.) deutlich besser.

Ein Jahr später (1991) stellten Cline et al.¹⁶ ein Verfahren zur Demonstration der gyralen Anatomie und der oberflächlichen zerebralen Blutleiter vor. Sie verwendeten Erkenntnisse aus MR-Untersuchungen an einem Phantom, um eine automatische Segmentierung der Datensätze aus verschiedenen MR-Sequenzen vorzunehmen. Die daraufhin erstellten kombinierten Oberflächenrekonstruktionen zeigten die kortikale Anatomie und größere

arterielle und venöse Gefäße, wobei die Qualität der Darstellung durch die damaligen technischen Möglichkeiten beschränkt war.

Im Jahr 1994 veröffentlichten Herregodts et al. ³⁴ einen Artikel, in dem sie eine Vorgehensweise zur verbesserten Planung von Größe und Lokalisation von Kraniotomien präsentierten. Sie verwendeten eine 3D-Turbo-FLASH-Sequenz nach Kontrastmittelgabe, um sowohl das kortikale Relief als auch superfizielle kortikale Venen in dreidimensionalen Oberflächenrekonstruktionen darzustellen.

Kikinis et al. entwickelten 1996 ⁴⁶ eine Methode, die durch Kombination verschiedener MR-Sequenzen die Anatomie in der Nähe von zerebralen Läsionen dreidimensional darzustellen vermochte und zur Verbesserung der Operationsplanung und -durchführung eingesetzt wurde. Hierbei wurden bei einigen Patienten auch MR-Angiografie-Sequenzen verwendet, um kortikale Venen in ihrem räumlichen Bezug zum zerebralen Kortex zu visualisieren. Dies gelang jedoch nur für wenige größere Venenstämme und nicht für kleinere Venen.

Eine von Nakajima et al. 1997 ^{66,67} vorgestellte Studie beschäftigte sich ebenfalls mit der Erstellung dreidimensionaler Rekonstruktionen der kortikalen Anatomie und der darauf verlaufenden venösen Blutleiter. Auch hier wurden in Analogie zu unserem Verfahren zwei unterschiedliche MR-Sequenzen kombiniert. Die Autoren verwendeten die Rekonstruktionen unter anderem zur intraoperativen Registrierung mit den präoperativ erstellten Rekonstruktionen („vessel-to-vessel“-Registrierung), um die Genauigkeit der computer-assistierten Neurochirurgie zu verbessern ⁶⁷. Die Venen erscheinen in den Rekonstruktionen jedoch vergrößert und zu kaliberstark, feinere Äste kommen nicht zur Darstellung. Ferner beschränkt die Arbeitszeit an den Rekonstruktionen, die im Mittel 6 und maximal 20 Stunden betrug, die Anwendung in der klinischen Routine.

Im Jahr 1999 stellten Mamata et al. ⁵⁷ ein Verfahren zur dreidimensionalen präoperativen Darstellung von kortikaler Anatomie und superfiziellen zerebralen Venen vor. Beide Strukturen wurden aus den Daten einer Akquisition (3D-Phasenkontrast-MR-Angiografie) segmentiert. Dies hat den Vorteil, dass auf eine Koregistrierung verschiedener Datensätze verzichtet werden kann und Fehler während der Koregistrierung vermieden werden können. Die Venen kommen hier nach Kontrastmittelgabe sehr gut zur Darstellung, die Qualität der Darstellung der kortikalen Anatomie ist jedoch nicht so hoch wie die mit unserem Verfahren erreichte.

Einen ähnlichen Ansatz stellten 1998 Casey et al. ¹² vor. Sie führten eine T₁-gewichtete SPGR-Sequenz nach Kontrastmittelgabe durch und stellten diese mit einem Shell-MIP-Algorithmus dar, also einem MIP-Algorithmus (siehe Kap. 1.2.2.1), der nur auf eine

begrenzte Anzahl von Pixeln unterhalb einer Oberfläche angewendet wird. Auch hier entfällt eine Koregistrierung von Datensätzen, allerdings ist auch in diesem Verfahren die Qualität der Darstellung der kortikalen Anatomie der unseres Verfahrens unterlegen. Da die Bearbeitungszeiten der Methoden von Mamata et al.⁵⁷ und Casey et al.¹² etwa der unseren gleich sind und da der geometrische Fehler der interaktiven Koregistrierung (siehe Kap. 5.2) im Bereich unter 1 mm liegt, geben wir der Superimposition von zwei Untersuchungen, die speziell für die jeweiligen abzubildenden Strukturen optimiert sind, den Vorrang.

In den Jahren 1998 bis 2002 wurden mehrere Artikel von K. Tsuchiya et al. veröffentlicht, die eine Methode zur Darstellung der kortikalen Venen im Zusammenhang mit der gyralen Anatomie vorstellen¹⁰⁵⁻¹⁰⁸. Hierbei wurde eine von Katada 1990⁴⁴ vorgestellte Methode zur Abbildung der Anatomie der Kortexoberfläche (Surface-Anatomy-Scanning = SAS^{44,103}) mit einer 2D-Phasenkontrast-MR-Angiografie kombiniert. Die hierfür verwendeten Sequenzen kommen mit einem geringen Zeitbedarf und ohne Gabe von Kontrastmittel aus. Nachteile dieser Methode liegen jedoch in einer mangelnden Darstellung kleinerer venöser Gefäße und einem zusätzlichen Verlust von Details der Venen im kombinierten Bild. Ferner sind bereits vor der Bildgebung der Blickwinkel und das relativ begrenzte Untersuchungsfeld endgültig festzulegen, was zu Diskrepanzen mit dem intraoperativen Situs führen kann. Auch vermag die T₂-gewichtete SAS-Sequenz⁴⁴ besonders im Falle größerer raumfordernder Prozesse und peritumorale Ödeme die kortikale Anatomie nur ungenügend abzubilden. Die Autoren erwähnen in der Diskussion die Möglichkeit der Verbesserung der Darstellung durch die Verwendung anderer MR-Angiografie-Sequenzen (postkontrast 2D-TOF) und Volume-Rendering-Verfahren, die beide Elemente der von uns verwendeten Methodik sind.

Die SAS-Technik wurde 1996 von Imai et al.⁴⁰ und 1997 von Pant et al.⁷⁴ mit einer 2D-TOF-Angiografie kombiniert. Hier erwies sich die Kombination von Oberflächen- und venöser Anatomie als sehr hilfreich bei der Operationsplanung und -durchführung an Konvexitätsläsionen. Allerdings war die SAS-Sequenz beim Vorhandensein von peritumorale Ödemen nicht verwendbar⁷³ und die maximale gesamte Scanzeit mit 14 Minuten⁴⁰ vergleichbar mit der unseren, wobei die von uns erstellten Rekonstruktionen der kortikalen und venösen Anatomie qualitativ überlegen sind. Angaben über die verwendete Methode zur Koregistrierung der Datensätze und den dafür benötigten Zeitbedarf fehlen in beiden Veröffentlichungen.

6.2 Magnetresonanzbildgebung

Zur Rekonstruktion der kortikalen Anatomie der Großhirnhemisphären verwendeten wir eine stark T₁-gewichtete MPRAGE-Sequenz. Diese Sequenzen haben sich schon seit Jahren – nicht nur in unserer Arbeitsgruppe – bewährt^{52,110,114}. Da MPRAGE-Sequenzen bei den Patienten in unserer Studie zu den Routineuntersuchungen gehörten, bedeutete ihre Verwendung keine Verlängerung der Untersuchungsdauer im Magnetresonanztomografen.

Bei der Wahl der Methode zur Darstellung der superfiziellen kortikalen Venen mussten die Vor- und Nachteile verschiedener Verfahren und Modalitäten gegeneinander abgewogen werden.

Bis vor einigen Jahren war die Digitale Subtraktions-Angiografie (DSA) der Goldstandard zur Darstellung der intrakraniellen Venen. Die intraarterielle DSA ist ein invasives Verfahren mit einer nicht zu vernachlässigenden Rate an Komplikationen^{30,53,112}. Außerdem erhält man mit der DSA nur zweidimensionale Projektionsaufnahmen mit Überprojektion einzelner Gefäßterritorien. Somit ist sie für die dreidimensionale Bildverarbeitung, wie wir sie im Rahmen unserer Studie betrieben, ungeeignet. Einstromeffekte und die fehlende Mitbeurteilbarkeit des Parenchyms sind weitere Gründe dafür, dass die DSA in den letzten Jahren zunehmend durch die Magnetresonanzangiografie (MRA) ersetzt wurde, die sich zum Mittel der Wahl für die Darstellung und Beurteilung der zerebralen Venen entwickelte^{39,116}.

Die Darstellung der großen duralen Sinus mittels einer CT-Angiografie (CTA) ist mit sehr gutem Ergebnis möglich, die Visualisierung der kortikalen und inneren Hirnvenen sowie kleiner Sinus dagegen nur mit unterschiedlichen Ergebnissen³⁹. Daher eignet sich die CT-Venografie vor allem zur Diagnostik von Sinusvenenthrombosen^{39,71} und anderen Sinusobstruktionen²². Die in dieser Arbeit untersuchten Brückenvenen und großen kortikalen anastomosierenden Venen lassen sich mittels CT-Angiografie in 76% bis 97% darstellen³⁹. Die Messzeit einer CT-Angiografie ist mit etwa einer Minute deutlich geringer als die einer Magnetresonanzangiografie mit bis zu zehn Minuten. Durch ein exaktes Kontrastmittel-Timing ist eine Erfassung während des ersten venösen Umlaufs möglich. Die kurze Messzeit der CTA ist auch ein Vorteil bei der Untersuchung von unkooperativen oder sich bewegenden Patienten, da Bewegungsartefakte hier weniger stark ins Gewicht fallen^{71,116}. Man setzt jedoch den Patienten hierbei ionisierender Röntgenstrahlung und den mit der Applikation des Röntgenkontrastmittels verbundenen Gefahren aus. Auch ist die CTA nicht zur Erfassung

kortikaler venöser Infarkte oder anderer Abnormitäten geeignet, da der Weichteilkontrast im Hirngewebe zu niedrig ist ⁷¹.

Wir entschieden uns daher vor Beginn unserer Studie, eine MR-Angiografie zur Darstellung der kortikalen Venen zu verwenden.

Bevor wir Patienten in unsere Studie aufnahmen, untersuchten wir freiwillige Probanden mit verschiedenen MRA-Sequenzen und Kontrastmitteldosierungen in der radiologischen Abteilung der Medizinischen Klinik (Ziemssenstraße) der Ludwig-Maximilians-Universität München. Wir versuchten zuerst, die kortikalen Venen mittels kontrastmittelverstärkter MPRAGE-Sequenzen abzubilden, was aufgrund der Unabhängigkeit von Schichtorientierung und Flussgeschwindigkeit auch gut gelang ⁵⁴. Doch stellte es sich heraus, dass die kleineren oberflächlichen Venen nur nach Gabe von höheren Dosen paramagnetischen Kontrastmittels gut erkennbar waren. Die daraus resultierende deutliche Kontrastmittelaufnahme der Meningen stellte ein Problem bei der Abgrenzung der kortikalen Venen von den Hirnhäuten dar, was vor allem für die virtuelle Segmentierung der Kortexoberfläche limitierend war. Daher wandten wir uns den flusssensitiven Sequenzen der Magnetresonanzangiografie zu.

Vor allem der langsame Blutfluss in den kleineren kortikalen Venen limitiert die Darstellung dieser Strukturen mittels der MRA ⁸¹. Doch auch Veränderungen der Flussrichtung und Flussgeschwindigkeit, die durch verschiedene pathologische Faktoren (Tumor, Ödem) hervorgerufen werden, können die Darstellung venöser Strukturen erschweren oder unmöglich machen ²⁸. So wird es mit der Time-of-Flight-Technik bei niedrigen Fließgeschwindigkeiten schwierig, Gefäße von stationärem Gewebe zu unterscheiden ⁷¹. Ähnlich verhält es sich bei der Phasenkontrastmagnetresonanzangiografie, wo die bewegungsinduzierten Phasenverschiebungen der Spins in langsam fließendem Blut nicht mehr ausreichend Signal hervorrufen ⁷¹.

Der Verlust von Signal bei Gefäßen, die über eine längere Strecke parallel zur Schichtorientierung verlaufen, kann ebenfalls eine Okklusion oder ein Nichtvorhandensein von Blutgefäßen vortäuschen ⁷¹. Aus diesem Grund wählten wir die Orientierung des Schichtstapels so, dass dieser mit dem Verlauf des Sinus sagittalis superior einen Winkel von mindestens 10 Grad bildete, um eine gute Darstellung des Sinus zu erhalten. Ferner versuchten wir, die Schichten in den relevanten Arealen möglichst senkrecht zur Kortexoberfläche zu orientieren, um einer Sättigung des Signals kleinerer Gefäße in dieser Region vorzubeugen und die Venen besser darstellen zu können.

Eine Verbesserungsmöglichkeit der MRA bietet die Entwicklung von Magnetresonanztomografen, die mit höheren magnetischen Feldstärken arbeiten. Durch Feldstärken im Bereich von 3 Tesla lässt sich entweder die räumliche Auflösung deutlich verbessern oder aber die Untersuchungsdauer verkürzen⁸¹. In eine andere Richtung führt die Entwicklung von offenen Systemen, die zwar Abstriche bei der Stärke und Homogenität des magnetischen Feldes mit sich bringen, aber die Untersuchung und Überwachung von schwerkranken oder klaustrophobischen Patienten erleichtern.

Eine andere Möglichkeit, die venösen Gefäße selektiv darzustellen, ist die sogenannte BOLD-Technik (Blood Oxygen Level Dependent), bei der man sich den Effekt zunutze macht, dass die in venösen Gefäßen erhöhte Konzentration von paramagnetischem Desoxyhämoglobin eine lokale Magnetfeldinhomogenität erzeugt, die unter anderem einen Phasenunterschied zwischen Vene und umgebendem Gewebe hervorruft⁸¹.

Nachteile der Magnetresonanztomografie sind die verhältnismäßig lange Untersuchungszeit und generelle Kontraindikationen für MR-Untersuchungen (Schrittmacher, ferromagnetische Implantate, Klaustrophobie)³⁹.

Wir sind uns bewusst, dass im Bereich der verwendeten MR-Angiografie-Sequenz noch Optimierungspotential vorhanden ist. Die von uns angewandte 2D-TOF-Sequenz vermag vor allem im temporalen Bereich kleinere Venen nicht vollständig abzubilden. Auch die maximal mögliche Anzahl von 64 Schichten war hinderlich, da der – bei einer Schichtdicke von 2mm maximal 12,8 cm breite – sagittal ausgerichtete Schichtstapel keine Darstellung der Venen auf beiden Hemisphären gleichzeitig ermöglichte.

Mit einer geeigneteren Sequenz ließe sich vielleicht auch der Einsatz von paramagnetischem Kontrastmittel reduzieren, wenn nicht gar ganz vermeiden. Auch wäre eine kürzere Dauer der Untersuchungszeit wünschenswert, um die Belastung des Patienten durch die Untersuchung und Bewegungsartefakte zu minimieren.

6.3 Registrierungsmethode

Die von uns angewendete Registrierungsmethode zählt zu den interaktiven retrospektiven Verfahren. Die prospektiven Verfahren finden aufgrund der Verbesserung der weniger planungs- und durchführungsintensiven retrospektiven Verfahren immer seltener Verwendung^{8,15,56}. Die interaktiven Verfahren weisen trotz der wachsenden Möglichkeiten der automatischen Registrierung eine vergleichbare oder bessere Genauigkeit auf⁷⁸. Es existieren

zahlreiche Studien, die die Ergebnisse der unterschiedlichen Registrierungsverfahren miteinander vergleichen^{78,100,101,115}.

Das Prinzip automatischer Algorithmen zur Koregistrierung ist das Erreichen des Minimums einer vorher definierten Kostenfunktion. Hier liegt eine potenzielle Fehlerquelle, denn lokale Minima der Kostenfunktion können einen Abbruch der Algorithmen bewirken, ohne dass das globale Minimum erreicht wurde. Das Risiko für Fehler dieser Art kann durch die mehrmalige Durchführung mit unterschiedlichen Startpunkten verringert werden. Die automatischen Verfahren bergen außerdem immer den Fehler einer unzureichenden Fähigkeit der Fehlerfunktion zur Extraktion und Beurteilung wirklich relevanter Merkmale für die durchzuführende Bildfusion in sich. Das Auffinden des globalen Minimums der Kostenfunktion ist daher nicht mit einer korrekten Koregistrierung gleichzusetzen⁷⁸.

So kommt es, dass retrospektive automatische Verfahren, die zwei geeignete Datensätze regelmäßig mit einem Fehler von unter 2 mm koregistrieren, in Einzelfällen versagen und zu Abweichungen von über 6 mm führen²⁴.

Daher weisen viele Studien auf die Notwendigkeit einer visuellen Kontrolle des Ergebnisses einer durch einen automatischen Algorithmus erzeugten geometrischen Korrelation hin^{24,29,80,115,119}. Diese Überprüfung steht eigentlich im Widerspruch zum Anspruch der automatischen Registrierungsverfahren, eigenständig zu arbeiten und möglichst wenig menschliche Arbeitszeit zu beanspruchen²⁹. Auch bietet die visuelle Kontrolle zwar einen Schutz vor groben Abweichungen, doch haben Untersuchungen ergeben, dass erst Abweichungen im Bereich von über 2 mm durch erfahrene Experten mit hoher Sensivität entdeckt werden²⁴.

Bei der interaktiven Bildüberlagerung limitiert der Bediener das Ergebnis. Analog zu einer Studie von Pfluger et al. (2000)⁷⁸ ergab sich in unseren Untersuchungen jedoch kein signifikanter Unterschied zwischen Personen, die Vorkenntnisse sowohl im medizinisch-anatomischen Bereich als auch im Bereich der dreidimensionalen Bildüberlagerung besaßen, und Laien, die ohne Hintergrundwissen zur Beurteilung der Superimposition versuchten, die optische Passgenauigkeit der dargestellten Strukturen zu erreichen. Der zu erwartende Fehler lag auch in der Laiengruppe unter dem Wert automatischer Verfahren, wie zum Beispiel Woods Algorithmus^{78,115,120,121}.

Mit einer durchschnittlichen Dauer von 4,7 Minuten für die Koregistrierung von Primär- und Sekundärdatensatz und einer gesamten Bearbeitungszeit zur Erstellung der Rekonstruktionen von meist unter 30 Minuten ist unser Verfahren gut in die klinische Routine integrierbar.

Bei der mehrfach durchgeführten Überlagerung der gleichen Datensätze verkürzte sich die Überlagerungsdauer im globalen Trend mit zunehmender Anzahl der durchgeführten Überlagerungen geringfügig, wobei jedoch auch immer wieder Versuche mit längerer Dauer zu verzeichnen waren (siehe Kapitel 5.3). Dies erklärt sich dadurch, dass der Bediener bei der interaktiven Registrierung die Abfolge und Ausführung der Schritte der geometrischen Korrelation eher intuitiv und bei jedem Versuch neu festsetzt und er so unterschiedlich lange braucht, bis er mit dem Ergebnis zufrieden ist.

Der Umstand, dass die von uns verwendete Methodik zur Koregistrierung auch mit sehr gutem Ergebnis von medizinischen und technischen Laien durchgeführt werden kann, spricht für ihre Robustheit und eröffnet die Möglichkeit, diese Tätigkeit auch durch nicht-medizinisches Fachpersonal durchführen zu lassen.

6.4 Validierung der Venendarstellung

Jedes Verfahren zur kombinierten Darstellung von zerebralem Kortex und superfiziellen venösen Gefäßen muss sich der Problematik der Validierung stellen, denn eine Rekonstruktion hat nur dann einen klinischen Wert, wenn sie die reellen anatomischen Verhältnisse möglichst zuverlässig widerspiegelt. Dies kann durch Anwendung anderer bildgebender Verfahren, am besten aber durch einen intraoperativen Vergleich mit dem reellen Situs des Patienten geschehen.

Einige der in Kapitel 6.1 beschriebenen Verfahren verzichten ganz auf eine Validierung ihrer Ergebnisse. Andere lassen ihre Venendarstellungen durch den ausführenden Neurochirurgen semiquantitativ bewerten. Ein solches Score-System ist zwar ein subjektives Verfahren, jedoch besitzt es angesichts des Phänomens des Brain Shift durchaus eine Berechtigung, da eine millimetergenaue Auswertung der Diskrepanzen zwischen Rekonstruktion und Fotografie des Situs hier keinen Sinn macht.

Um die Validierung unserer Rekonstruktionen quantitativ durchführen zu können, entschlossen wir uns zu dem in Kapitel 4.4 beschriebenen Verfahren der Superimposition von Rekonstruktion und OP-Situs. Durch das unabhängige Markieren der Venen in mehreren Zeichenebenen und die nachfolgende Auswertung der markierten Venenabschnitte in Zusammenarbeit mit den ausführenden Neurochirurgen erreichten wir eine objektivierbare quantitative Auswertung des Verfahrens.

Mit einer positiven Korrelation von 78,2% erwies sich unsere Methode zur Darstellung der superfiziellen kortikalen Venen im Zusammenhang mit der Abbildung der kortikalen gyralen

Anatomie als ein zuverlässiges Hilfsmittel bei der Planung und Durchführung neurochirurgischer Interventionen.

In 11,7% der Fälle konnten wir relevante Venen präoperativ nicht darstellen. Hierbei handelte es sich meist um kleinere kortikale Venen, häufig im temporalen Bereich. Dies ist ein Ansporn, die von uns verwendete MR-Angiografie-Sequenz in dieser Richtung weiter zu optimieren. Der Anteil von 4,5% falsch-positiv identifizierter Venen ist mit der Thematik des geeigneten Schwellenwerts (siehe Kapitel 4.3.2) vergesellschaftet. Eine Verbesserung der Qualität der Rohdaten der MR-Angiografie wird ebenfalls zu einer Minimierung dieses Wertes beitragen. Die Identifizierung kortikaler arterieller Gefäße als Venen, die uns in 2,2% der markierten Abschnitte unterlief, ist bei Verwendung flusssensitiver MR-Angiografie-Sequenzen nicht vermeidbar. Da diese arteriellen Gefäße jedoch auch eine gewisse neurochirurgische Relevanz besitzen, entsteht aus ihrer Darstellung unserer Meinung nach kein Schaden.

6.5 Anatomische Betrachtungen

Die Ableitung anatomischer Betrachtungen aus MR-Daten ist nicht unproblematisch. Man muss sich vor Augen halten, dass jedes bildgebende Verfahren nur ein Abbild der Wirklichkeit liefert, das mit Fehlern behaftet ist. Je nach Tendenz der Fehler wird man zu viele, zu wenige oder falsche Strukturen identifizieren und werten. Wie die Ergebnisse von der verwendeten Methodik abhängen, zeigt ein Vergleich der von Casey et al. 1998¹² im Rahmen ihrer Studie zur Shell-MIP-Darstellung der superfiziellen Venen (siehe Kap. 6.1) ermittelten Anzahl der Brückenvenen zum Sinus sagittalis superior mit den Ergebnissen unserer Studie. Während Casey et al. von 6,2 Brückenvenen im Mittel auf jeder Seite berichten¹², lag der Mittelwert in unseren Untersuchungen mit 10,5 bzw. 10,9 Venen pro Seite deutlich höher. Diese Diskrepanz ließe sich zum einen durch eine unterschiedliche Sensivität und Spezifität der verwendeten Verfahren erklären, zum anderen kann aber auch eine unterschiedliche Interpretation der Rekonstruktionen verantwortlich sein.

Es kommt häufig vor, dass sich zwei oder mehr kortikale Venenstämme in geringem Abstand zum Sinus vereinigen, um in einer gemeinsamen Brückenvene in den Sinus zu münden (siehe Abb. 6.1). Wenn der Ort dieser Vereinigung sehr nah an oder gar in der Sinuswand liegt, ist bei der Zählung der Brückenvenen ein Ermessensspielraum gegeben. Dieser ist auch gerade in diesen Fällen bei der Messung des Mündungswinkels vorhanden, weshalb wir den Schenkel zur Winkelmessung im Abstand einer Sinusbreite vom Sinus entfernt anlegten.

Durch unsere Anwesenheit während der Operationen und durch Anfertigen der Fotodokumentationen der OP-Situs konnten wir einen Vergleich zwischen den aus der MR-Bildgebung rekonstruierten Venen und den reell vorzufindenden – zumindest für gewisse Teilregionen unserer Rekonstruktionen – ziehen und fanden die Ergebnisse unserer anatomischen Betrachtungen in allen Fällen bestätigt.

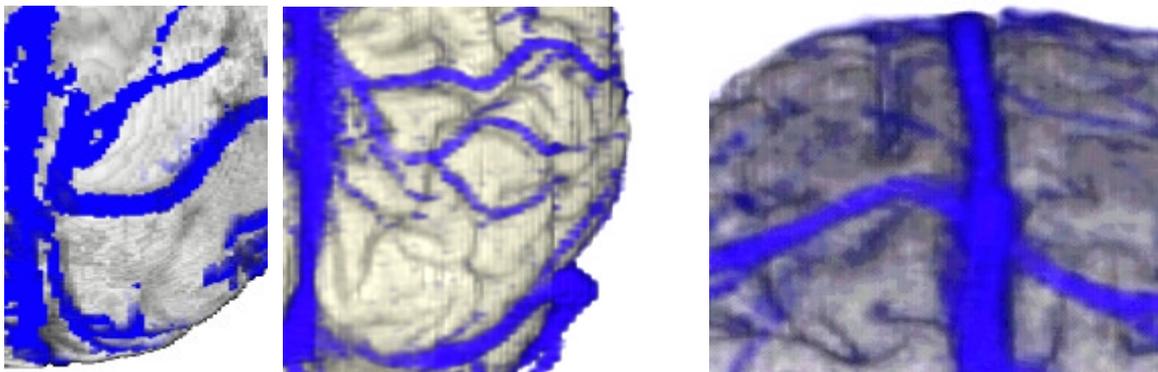


Abb. 6.1: Vereinigung kortikaler Venen vor der Einmündung in den Sinus sagittalis superior. Im linken Bild ist unklar, ob die drei Venenstämme mit einer gemeinsamen Brückenvene münden. Im rechten Bild scheint dies eher der Fall zu sein.

Abb. 6.2: Einmündung zweier Brückenvenen im posterioren frontalen Bereich. Die Mündungswinkel sind aufgrund des weiteren Verlaufs der Venen offensichtlich stark verschieden.

Die von uns entwickelte Methode zur Messung der Mündungswinkel (siehe Kapitel 9) hat sich als äußerst robust und in der Praxis leicht anwendbar erwiesen. Die Messung eines Winkels dauerte weniger als 1 Minute. Zwar ist aufgrund der getroffenen vereinfachenden Annahmen ein gewisser Fehler nicht zu vermeiden, jedoch ergaben vergleichende Messungen gleicher Winkel in verschiedenen Abbildungen nur geringfügige Abweichungen im Bereich um 5°.

Obwohl sich die von uns gemessenen Winkel gut mit den Ergebnissen von Oka et al.⁷⁰, Rhoton et al.⁸⁴ und Andrews et al.³ decken, mussten wir doch eine enorme Streubreite der Werte feststellen. Die von uns angegebenen Mittelwerte sind daher auch als solche zu verstehen und haben im Einzelfall nur eine geringe Aussagekraft.

Die enorme Variation der Verläufe der superfiziellen zerebralen Venen und ihres Mündungswinkels unterstreicht die Bedeutung einer präoperativen Darstellung dieser Strukturen im Einzelfall.

7 Zusammenfassung

Die moderne Neurochirurgie bedient sich immer mehr der wachsenden Möglichkeiten der präoperativen Bildgebung. Dreidimensionale Rekonstruktionen der kortikalen Anatomie mit den darauf verlaufenden superfiziellen Venen helfen bei der Planung und Durchführung neurochirurgischer Eingriffe, die Vorgehensweise zu optimieren und Komplikationen zu minimieren.

Ziel dieser Dissertation war es, eine Methode zur kombinierten Darstellung der Anatomie des zerebralen Kortex und der superfiziellen zerebralen Venen zu entwickeln, deren Integration in die klinische Routine eine bessere Planung und Durchführung von neurochirurgischen Interventionen ermöglichen soll.

Hierzu wurden bei 23 Patienten im Rahmen der präoperativen Magnetresonanzbildgebung zwei Sequenzen angewandt, eine stark T1-gewichtete MPRAGE-Sequenz zur Darstellung zerebraler anatomischer Strukturen und eine FLASH-2D-TOF-Angiografie-Sequenz nach Gabe eines paramagnetischen Kontrastmittels zur möglichst kontrastreichen Abbildung der venösen Gefäße auf der Kortexoberfläche. Beide Datensätze wurden (nach einer eventuellen Vorsegmentierung) manuell in einem interaktiven Prozess miteinander überlagert und koregistriert. Der Zeitbedarf für diese Koregistrierung lag im Mittel bei 4,7 Minuten, der geometrische Fehler lag im Mittel unter 0,9 mm. Nachdem ein Schwellenwert für die Darstellung der venösen Gefäße festgelegt worden war, wurden beide Datensätze zu einem kombinierten Datensatz fusioniert. Dieser kombinierte Datensatz wurde segmentiert und als dreidimensionale Rekonstruktion dargestellt. Ansichten dieser Rekonstruktionen wurden den ausführenden Neurochirurgen vor und während der Operation präsentiert. Eine bei jedem Patienten angefertigte Fotodokumentation des OP-Situs ermöglichte eine Korrelation der rekonstruierten und intraoperativ vorgefundenen Venen. Dies geschah durch eine halbtransparente Überlagerung von Foto und Rekonstruktion und anschließende quantitative Auswertung in Zusammenarbeit mit den ausführenden Neurochirurgen.

Die Korrelation ergab für 78,2% der chirurgisch relevanten Venenabschnitte eine Übereinstimmung von präoperativer Rekonstruktion und intraoperativ dokumentierter Anatomie.

Ebenso führten wir an den von uns erstellten Rekonstruktionen anatomische Betrachtungen durch. So untersuchten wir die Anzahl der Einmündungen von Brückenvenen in verschiedene Abschnitte des Sinus sagittalis superior sowie die zugehörigen Mündungswinkel, wofür wir eigens eine geometrische Methodik entwickelten. Hierbei fanden sich auf der linken

Hemisphäre im Mittel 10,9 und auf der rechten Hemisphäre 10,5 Brückenvenen zum Sinus sagittalis superior. Der mittlere Mündungswinkel betrug 103,5° für den anterioren frontalen, 85,2° für den medialen frontalen, 69,5° für den posterioren frontalen, 61,1° für den anterioren parietalen, 47,0° für den posterioren parietalen und 39,3° für den okzipitalen Bereich des Sinus sagittalis superior. Ferner untersuchten wir die Häufigkeit verschiedener venöser Drainagetypen des zerebralen Kortex. Hierbei fanden wir in 47% der Fälle den Typ I, in jeweils 16% die Typen II, III und IV und in 5% der Fälle den Typ V der kortikalen Drainage nach Erös et al. ²¹.

Die Rekonstruktionen der kortikalen und venösen Anatomie, die im Rahmen dieser Dissertation erstellt wurden, erwiesen sich als ein wertvolles Hilfsmittel bei der Planung und Durchführung von Eingriffen bei den Patienten in unserer Studie und hat in vielen Fällen das operative Vorgehen direkt beeinflusst.

Aufgrund der guten Korrelation mit dem vorgefundenen OP-Situs ist die von uns entwickelte Methode ein fester Bestandteil der präoperativen Bildgebung zur Operationsplanung in der Epilepsiechirurgie im Klinikum Großhadern der Ludwig-Maximilians-Universität geworden.

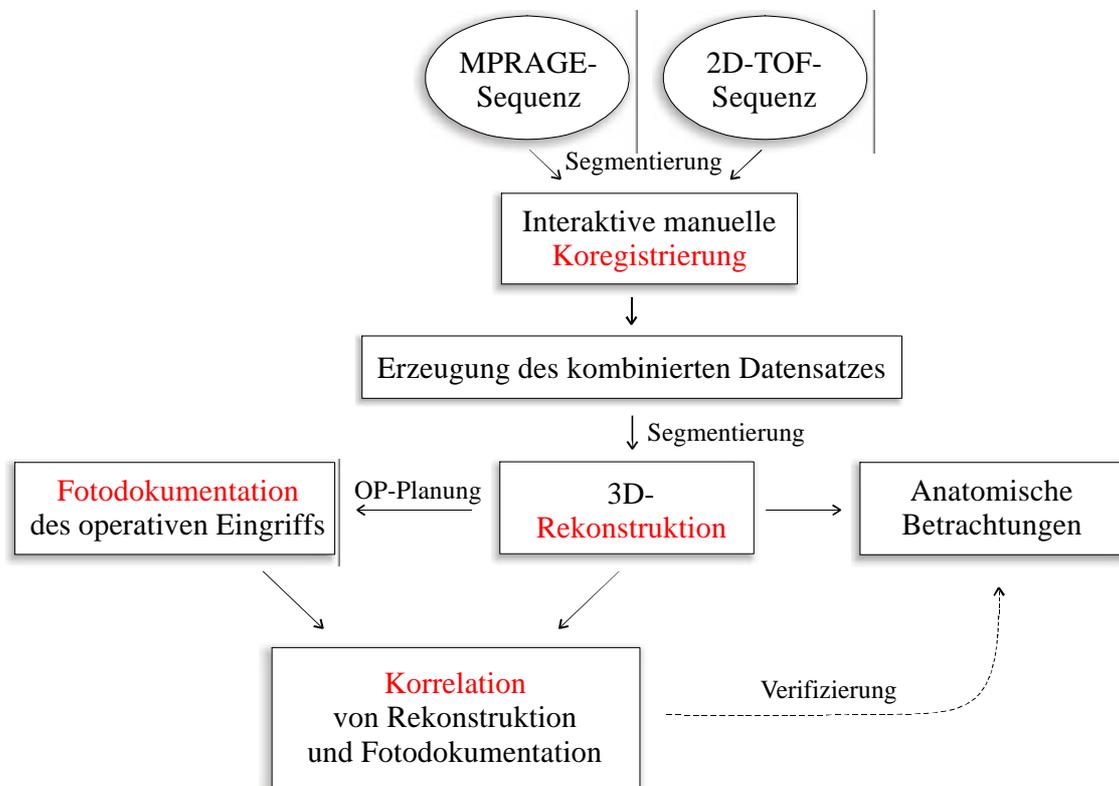


Abb. 7.1: Darstellung der Methodik dieser Dissertation anhand eines Flussdiagramms.

8 Literaturverzeichnis

1. Alpert NM, Berdichevsky D, Levin Z, Morris ED, Fischman AJ. Improved methods for image registration. *Neuroimage* 1996;**3**(1):10-8.
2. Andeweg J. The anatomy of collateral venous flow from the brain and its value in aetiological interpretation of intracranial pathology. *Neuroradiology* 1996;**38**(7):621-8.
3. Andrews BT, Dujovny M, Mirchandani HG, Ausman JI. Microsurgical anatomy of the venous drainage into the superior sagittal sinus. *Neurosurgery* 1989;**24**(4):514-20.
4. Apuzzo MLJ. Brain surgery: complication avoidance and management. New York: Churchill Livingstone Inc., 1993.
5. Aydin IH, Tuzun Y, Takci E, Kadioglu HH, Kayaoglu CR, Barlas E. The anatomical variations of sylvian veins and cisterns. *Minim Invasive Neurosurg* 1997;**40**(2):68-73.
6. Bartels RH, van Overbeeke JJ. Charles Labbe (1851-1889). *J Neurosurg* 1997;**87**(3):477-80.
7. Beards SC, Yule S, Kassner A, Jackson A. Anatomical variation of cerebral venous drainage: the theoretical effect on jugular bulb blood samples. *Anaesthesia* 1998;**53**(7):627-33.
8. Bedell BJ, Narayana PA, Johnston DA. Three-dimensional MR image registration of the human brain. *Magn Reson Med* 1996;**35**(3):384-90.
9. Benninghoff A. Makroskopische Anatomie, Embryologie und Histologie des Menschen. München, Wien, Baltimore: Urban & Schwarzenberg, 1993.
10. Bosmans H, Marchal G. Contrast-enhanced MR angiography. *Radiologe* 1996;**36**(2):115-23.
11. Bosmans H, Wilms G, Dymarkowski S, Marchal G. Basic principles of MRA. *Eur J Radiol* 2001;**38**(1):2-9.
12. Casey SO, Rubinstein D, Lillehei KO, et al. Integral and shell-MIP display algorithms in MR and CT three-dimensional models of the brain surface. *AJNR Am J Neuroradiol* 1998;**19**(8):1513-21.
13. Chan RC, Thompson GB. Morbidity, mortality, and quality of life following surgery for intracranial meningiomas. A retrospective study in 257 cases. *J Neurosurg* 1984;**60**(1):52-60.
14. Choi JY, Chang JW, Park YG, Kim TS, Lee BI, Chung SS. A retrospective study of the clinical outcomes and significant variables in the surgical treatment of temporal lobe tumor associated with intractable seizures. *Stereotact Funct Neurosurg* 2004;**82**(1):35-42.
15. Clarke LP, Velthuizen RP, Camacho MA, et al. MRI segmentation: methods and applications. *Magn Reson Imaging* 1995;**13**(3):343-68.
16. Cline HE, Lorensen WE, Souza SP, et al. 3D surface rendered MR images of the brain and its vasculature. *J Comput Assist Tomogr* 1991;**15**(2):344-51.
17. d'Asseler YM, Koole M, Lemahieu I, et al. Recent and future evolutions in NeuroSPECT with particular emphasis on the synergistic use and fusion of imaging modalities. *Acta Neurol Belg* 1997;**97**(3):154-62.
18. Di Chiro G. Angiographic patterns of cerebral convexity veins and superficial dural sinuses. *Am J. Roentgenology* 1962;**87**:308-321.
19. Duvernoy HM, Delon S, Vannson JL. Cortical blood vessels of the human brain. *Brain Res Bull* 1981;**7**(5):519-79.
20. Ehrlicke HH, Laub G. Integrated 3D display of brain anatomy and intracranial vasculature in MR imaging. *J Comput Assist Tomogr* 1990;**14**(5):846-52.

21. Erös CA, Herzog C, Winkler PA. Topography of the superficial anastomotic veins of the brain - a microanatomical study. In: Zentralblatt für Neurochirurgie S, ed. 50. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Neurochirurgie. München, 1999: 71.
22. Eskey CJ, Lev MH, Tatter SB, Gonzalez RG. Cerebral CT venography in surgical planning for a tentorial meningioma. *J Comput Assist Tomogr* 1998;**22**(4):530-2.
23. Ferner H. [Anatomy & phlebography of internal cerebral veins in men.]. *Z Anat Entwicklungsgesch* 1958;**120**(6):481-91.
24. Fitzpatrick JM, Hill DL, Shyr Y, West J, Studholme C, Maurer CR, Jr. Visual assessment of the accuracy of retrospective registration of MR and CT images of the brain. *IEEE Trans Med Imaging* 1998;**17**(4):571-85.
25. Gailloud P, Muster M, Khaw N, et al. Anatomic relationship between arachnoid granulations in the transverse sinus and the termination of the vein of Labbe: an angiographic study. *Neuroradiology* 2001;**43**(2):139-43.
26. Gandhe AJ, Hill DL, Studholme C, et al. Combined and three-dimensional rendered multimodal data for planning cranial base surgery: a prospective evaluation. *Neurosurgery* 1994;**35**(3):463-70; discussion 471.
27. Gleixner C, Müller M, Wirth S. Neurologie und Psychatrie für Studium und Praxis. Breisach: Medizinische Verlags- und Informationsdienste, 1999.
28. Guppy KH, Origitano TC, Reichman OH, Segal S. Venous drainage of the inferolateral temporal lobe in relationship to transtemporal/transtentorial approaches to the cranial base. *Neurosurgery* 1997;**41**(3):615-9; discussion 619-20.
29. Habboush IH, Mitchell KD, Mulkern RV, Barnes PD, Treves ST. Registration and alignment of three-dimensional images: an interactive visual approach. *Radiology* 1996;**199**(2):573-8.
30. Hankey GJ, Warlow CP, Sellar RJ. Cerebral angiographic risk in mild cerebrovascular disease. *Stroke* 1990;**21**(2):209-22.
31. Hassler O. Deep cerebral venous system in man. A microangiographic study on its areas of drainage and its anastomoses with the superficial cerebral veins. *Neurology* 1966;**16**(5):505-11.
32. Hawkes DJ. Algorithms for radiological image registration and their clinical application. *J Anat* 1998;**193**(Pt 3):347-61.
33. Henry TR, Van Heertum RL. Positron emission tomography and single photon emission computed tomography in epilepsy care. *Semin Nucl Med* 2003;**33**(2):88-104.
34. Herregodts P, Stadnik T, D'Haens J. Easy preoperative planning of deeply located brain lesions using external skin reference and 3-dimensional surface MRI. *Stereotact Funct Neurosurg* 1994;**63**(1-4):26-30.
35. Hill DL, Maurer CR, Jr., Maciunas RJ, Barwise JA, Fitzpatrick JM, Wang MY. Measurement of intraoperative brain surface deformation under a craniotomy. *Neurosurgery* 1998;**43**(3):514-26; discussion 527-8.
36. Hoffmann O, Klingebiel R, Braun JS, Katchanov J, Valdueza JM. Diagnostic pitfall: atypical cerebral venous drainage via the vertebral venous system. *AJNR Am J Neuroradiol* 2002;**23**(3):408-11.
37. Holmes G, Sargent P. Injuries of the superior longitudinal sinus. *Br Med J* 1915;**2**:493-98.
38. Huber P. Cerebral angiography. Stuttgart, New York: Thieme, 1982.
39. Hunerbein R, Reuter P, Meyer W, Kuhn FP. [CT angiography of cerebral venous circulation: anatomical visualization and diagnostic pitfalls in interpretation]. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 1997;**167**(6):612-8.
40. Imai F, Ogura Y, Kiya N, et al. Synthesized surface anatomy scanning (SSAS) for surgical planning of brain metastasis at the sensorimotor region: initial experience with 5 patients. *Acta Neurochir (Wien)* 1996;**138**(3):290-3.

41. Immonen A, Jutila L, Kalviainen R, et al. Preoperative clinical evaluation, outline of surgical technique and outcome in temporal lobe epilepsy. *Adv Tech Stand Neurosurg* 2004;**29**:87-132.
42. Kaminogo M, Hayashi H, Ishimaru H, et al. Depicting cerebral veins by three-dimensional CT angiography before surgical clipping of aneurysms. *AJNR Am J Neuroradiol* 2002;**23**(1):85-91.
43. Kaplan HA, Browder J. Importance of veins in partial cerebral lobectomy. *J Neurosurg* 1974;**41**(3):360-6.
44. Katada K. MR imaging of brain surface structures: surface anatomy scanning (SAS). *Neuroradiology* 1990;**32**:439-48.
45. Kettenbach J, Wong T, Kacher D, et al. Computer-based imaging and interventional MRI: applications for neurosurgery. *Comput Med Imaging Graph* 1999;**23**(5):245-58.
46. Kikinis R, Gleason PL, Moriarty TM, et al. Computer-assisted interactive three-dimensional planning for neurosurgical procedures. *Neurosurgery* 1996;**38**(4):640-9; discussion 649-51.
47. Koperna T, Tschabitscher M, Knosp E. The termination of the vein of "Labbe" and its microsurgical significance. *Acta Neurochir (Wien)* 1992;**118**(3-4):172-5.
48. Kubota M, Saeki N, Yamaura A, Ono J, Ozawa Y. Influences of venous involvement on postoperative brain damage following the anterior interhemispheric approach. *Acta Neurochir (Wien)* 2001;**143**(4):321-5; discussion 325-6.
49. Lang J. Skull base and related structures; atlas of clinical anatomy. Stuttgart: Schattauer, 1995.
50. Lanzieri CF, Sacher M, Duchesneau PM, Rosenbloom SA, Weinstein MA. The preoperative venogram in planning extended craniectomies. *Neuroradiology* 1987;**29**(4):360-5.
51. Laub G. [Basic principles of MR angiography. An introduction]. *Radiologe* 1994;**34**(8):416-22.
52. Lee BC, Hatfield G, Park TS, Kaufman BA. MR imaging surface display of the cerebral cortex in children. *Pediatr Radiol* 1997;**27**(3):199-206.
53. Leffers AM, Wagner A. Neurologic complications of cerebral angiography. A retrospective study of complication rate and patient risk factors. *Acta Radiol* 2000;**41**(3):204-10.
54. Liang L, Korogi Y, Sugahara T, et al. Evaluation of the intracranial dural sinuses with a 3D contrast-enhanced MP-RAGE sequence: prospective comparison with 2D-TOF MR venography and digital subtraction angiography. *AJNR Am J Neuroradiol* 2001;**22**(3):481-92.
55. Lüders HO. Epilepsy surgery. New York: Raven Press Ltd., 1992.
56. Maintz JB, Viergever MA. A survey of medical image registration. *Med Image Anal* 1998;**2**(1):1-36.
57. Mamata H, Komiya T, Muro I, Matsuyama S. Application and validation of three-dimensional data sets from a phase contrast MR angiography for preoperative computer simulation of brain tumors. *J Magn Reson Imaging* 1999;**10**(1):102-6.
58. Mattle HP, Wentz KU, Edelman RR, et al. Cerebral venography with MR. *Radiology* 1991;**178**(2):453-8.
59. Meder JF, Chiras J, Roland J, Guinet P, Bracard S, Bary F. Venous territories of the brain. *J Neuroradiol* 1994;**21**(2):118-33.
60. Merwarth HR. The syndrome of the rolandic vein (hemiplegia of venous origin). *Am J Surg* 1942;**56**:526-44.
61. Mineura K, Shioya H, Kowada M, et al. Tumor extent of slowly progressive oligodendroglioma determined by 18F-fluorophenylalanine positron emission tomography. *Eur J Radiol* 1997;**25**(1):30-5.

62. Mogard J, Kihlstrom L, Ericson K, Karlsson B, Guo WY, Stone-Elander S. Recurrent tumor vs radiation effects after gamma knife radiosurgery of intracerebral metastases: diagnosis with PET-FDG. *J Comput Assist Tomogr* 1994;**18**(2):177-81.
63. Morimoto T, Yamada T, Ishida Y, Nakase H, Hoshida T, Sakaki T. Monitoring of venous blood flow velocity during interhemispheric approach for deep seated lesions. *Acta Neurochir (Wien)* 1995;**137**(1-2):44-7.
64. Murphy MA, O'Brien TJ, Morris K, Cook MJ. Multimodality image-guided surgery for the treatment of medically refractory epilepsy. *J Neurosurg* 2004;**100**(3):452-62.
65. Nabavi A, Black PM, Gering DT, et al. Serial intraoperative magnetic resonance imaging of brain shift. *Neurosurgery* 2001;**48**(4):787-97; discussion 797-8.
66. Nakajima S, Atsumi H, Bhalerao AH, et al. Computer-assisted surgical planning for cerebrovascular neurosurgery. *Neurosurgery* 1997;**41**(2):403-9; discussion 409-10.
67. Nakajima S, Atsumi H, Kikinis R, et al. Use of cortical surface vessel registration for image-guided neurosurgery. *Neurosurgery* 1997;**40**(6):1201-8; discussion 1208-10.
68. Nakase H, Heimann A, Kempfski O. Local cerebral blood flow in a rat cortical vein occlusion model. *J Cereb Blood Flow Metab* 1996;**16**(4):720-8.
69. Noachtar S, Winkler PA, Lüders HO. Surgical therapy of epilepsy. In: Brandt T, Caplan C, Dichgans J, Diener J, Kennard C, eds. Neurological disorders: course and treatment. 2nd ed. San Diego: Academic Press, 2003: 235-244.
70. Oka K, Rhoton AL, Jr., Barry M, Rodriguez R. Microsurgical anatomy of the superficial veins of the cerebrum. *Neurosurgery* 1985;**17**(5):711-48.
71. Ozsvath RR, Casey SO, Lustrin ES, Alberico RA, Hassankhani A, Patel M. Cerebral venography: comparison of CT and MR projection venography. *AJR Am J Roentgenol* 1997;**169**(6):1699-707.
72. Padget DH. The cranial venous system in man in reference to development, adult configuration, and relation to the arteries. *Am J. Anat.* 1956;**98**:307-355.
73. Pant B, Sumida M, Arita K, Tominaga A, Ikawa F, Kurisu K. Usefulness of three-dimensional phase contrast MR angiography on arteriovenous malformations. *Neurosurg Rev* 1997;**20**(3):171-6.
74. Pant B, Sumida M, Kurisu K, et al. Usefulness of two-dimensional time-of-flight MR angiography combined with surface anatomy scanning for convexity lesions. *Neurosurg Rev* 1997;**20**(2):108-13.
75. Paterniti S, Fiore P, Levita A, La Camera A, Cambria S. Venous saving in olfactory meningioma's surgery. *Clin Neurol Neurosurg* 1999;**101**(4):235-7.
76. Perese DM. Superficial veins of the brain from a surgical point of view. *J Neurosurg* 1958;**17**:402-12.
77. Perese DM. Superficial veins of the brain from a surgical point of view. *J Neurosurg* 1960;**17**:402-12.
78. Pfluger T, Vollmar C, Wismuller A, et al. Quantitative comparison of automatic and interactive methods for MRI-SPECT image registration of the brain based on 3-dimensional calculation of error. *J Nucl Med* 2000;**41**(11):1823-9.
79. Philips_Medical_Systems. Basic Principles of MR Imaging, 1996.
80. Pietrzyk U, Herholz K, Schuster A, von Stockhausen HM, Lucht H, Heiss WD. Clinical applications of registration and fusion of multimodality brain images from PET, SPECT, CT, and MRI. *Eur J Radiol* 1996;**21**(3):174-82.
81. Reichenbach JR, Barth M, Haacke EM, Klarhofer M, Kaiser WA, Moser E. High-resolution MR venography at 3.0 Tesla. *J Comput Assist Tomogr* 2000;**24**(6):949-57.
82. Reulen HJ, Kreth FW. Manual - Hirntumoren und primäre Tumoren des Rückenmarks. München: W. Zuckschwerdt Verlag, 2001.
83. Rhoton AL, Jr. Comment to the Article: Microsurgical anatomy of the venous drainage into the superior sagittal sinus. *Neurosurgery* 1989;**24**(4):519-20.

84. Rhoton AL, Jr. The cerebral veins. *Neurosurgery* 2002;**51**(4 Suppl):S159-205.
85. Roberts DW, Hartov A, Kennedy FE, Miga MI, Paulsen KD. Intraoperative brain shift and deformation: a quantitative analysis of cortical displacement in 28 cases. *Neurosurgery* 1998;**43**(4):749-58; discussion 758-60.
86. Rubinstein R, Karger H, Pietrzyk U, Siegal T, Gomori JM, Chisin R. Use of 201Thallium brain SPECT, image registration, and semi-quantitative analysis in the follow-up of brain tumors. *Eur J Radiol* 1996;**21**(3):188-95.
87. Sakaki T, Kakizaki T, Takeshima T, Miyamoto K, Tsujimoto S. Importance of prevention of intravenous thrombosis and preservation of the venous collateral flow in bridging vein injury during surgery: an experimental study. *Surg Neurol* 1995;**44**(2):158-62.
88. Sakaki T, Morimoto T, Takemura K, Miyamoto S, Kyoji K, Utsumi S. Reconstruction of cerebral cortical veins using silicone tubing. Technical note. *J Neurosurg* 1987;**66**(3):471-3.
89. Sampei T, Yasui N, Okudera T, Fukasawa H. Anatomic study of anterior frontal cortical bridging veins with special reference to the frontopolar vein. *Neurosurgery* 1996;**38**(5):971-5.
90. Sasaki CT, Allen WE, Spencer D. Cerebral cortical veins in otologic surgery. *Arch Otolaryngol* 1977;**103**(12):730-4.
91. Schlesinger B. The venous drainage of the brain, with special reference to the Galenic system. *Brain* 1939;**57**:274-91.
92. Schmidek HH, Auer LM, Kapp JP. The cerebral venous system. *Neurosurgery* 1985;**17**(4):663-78.
93. Secrist RD, Traynelis V, Schochet SS, Jr. MR imaging of acute cortical venous infarction: preliminary experience with an animal model. *Magn Reson Imaging* 1989;**7**(2):149-53.
94. Seeger W. Microsurgery of cerebral veins. Wien, New York: Springer, 1984.
95. Siemens A. Applikationshandbuch zum MAGNETOM Vision/Vision plus VB33E. Erlangen: Siemens AG, Medizinische Technik, 2000.
96. Spencer SS, Berg AT, Vickrey BG, et al. Initial outcomes in the Multicenter Study of Epilepsy Surgery. *Neurology* 2003;**61**(12):1680-5.
97. Steiger H-J. Manual Neurochirurgie. Landsberg: ecomed Verlagsgesellschaft, 1999.
98. Stephens RB, Stilwell DL. Arteries and Veins of the Human Brain. Springfield, Illinois, USA: Thomas, C.C., 1969.
99. Stevenson J, Knopp EA, Litt AW. MP-RAGE subtraction venography: a new technique. *J Magn Reson Imaging* 1995;**5**(2):239-41.
100. Strother SC, Anderson JR, Xu XL, Liow JS, Bonar DC, Rottenberg DA. Quantitative comparisons of image registration techniques based on high-resolution MRI of the brain. *J Comput Assist Tomogr* 1994;**18**(6):954-62.
101. Studholme C, Hill DL, Hawkes DJ. Automated 3-D registration of MR and CT images of the head. *Med Image Anal* 1996;**1**(2):163-75.
102. Sugita K, Kobayashi S, Yokoo A. Preservation of large bridging veins during brain retraction. Technical note. *J Neurosurg* 1982;**57**(6):856-8.
103. Sumida M, Uozumi T, Kiya K, et al. Surface anatomy scanning (SAS) in intracranial tumours: comparison with surgical findings. *Neuroradiology* 1995;**37**(2):94-8.
104. Treves ST, Mitchell KD, Habboush IH. Three dimensional image alignment, registration and fusion. *Q J Nucl Med* 1998;**42**(2):83-92.
105. Tsuchiya K, Hachiya J, Hiyama T, Maehara T. A new MRI technique for demonstrating the surface of the brain together with the cortical veins. *Neuroradiology* 1999;**41**(6):425-7.

106. Tsuchiya K, Hachiya J, Hiyama T, Maehara T, Kassai Y. Combination of surface anatomy MRI and MR venography to demonstrate cerebral cortex and cortical veins on one image. *J Comput Assist Tomogr* 1998;**22**(6):972-5.
107. Tsuchiya K, Katase S, Hachiya J, Hiyama T, Shiokawa Y. A new technique of surface anatomy MR scanning of the brain: its application to scalp incision planning. *AJNR Am J Neuroradiol* 1999;**20**(3):515-8.
108. Tsuchiya K, Katase S, Yoshino A, Hachiya J, Shiokawa Y. MR-angiogram-added surface anatomy scanning of superficial cerebral arteriovenous malformations. *Eur Radiol* 2002;**12**(9):2330-4.
109. Tsutsumi K, Shiokawa Y, Sakai T, Aoki N, Kubota M, Saito I. Venous infarction following the interhemispheric approach in patients with acute subarachnoid hemorrhage. *J Neurosurg* 1991;**74**(5):715-9.
110. Vollmar C, Winkler PA, Noachtar S. Visualization of subdural electrodes. *AJNR Am J Neuroradiol* 2003;**24**(8):1727-8.
111. von Lanz T, Wachsmuth W. *Praktische Anatomie - Ein Lehr- und Hilfsbuch der anatomischen Grundlagen ärztlichen Handelns*. Berlin Heidelberg New York Tokyo: Springer Verlag, 1985.
112. Waugh JR, Sacharias N. Arteriographic complications in the DSA era. *Radiology* 1992;**182**(1):243-6.
113. Weber DA, Ivanovic M. Correlative image registration. *Semin Nucl Med* 1994;**24**(4):311-23.
114. Wenz F, Hess T, Knopp MV, et al. 3D MPRAGE evaluation of lesions in the posterior cranial fossa. *Magn Reson Imaging* 1994;**12**(4):553-8.
115. West J, Fitzpatrick JM, Wang MY, et al. Comparison and evaluation of retrospective intermodality brain image registration techniques. *J Comput Assist Tomogr* 1997;**21**(4):554-66.
116. Wilms G, Bosmans H, Demaerel P, Marchal G. Magnetic resonance angiography of the intracranial vessels. *Eur J Radiol* 2001;**38**(1):10-8.
117. Winkler PA, Vollmar C, Krishnan KG, Pfluger T, Bruckmann H, Noachtar S. Usefulness of 3-D reconstructed images of the human cerebral cortex for localization of subdural electrodes in epilepsy surgery. *Epilepsy Res* 2000;**41**(2):169-78.
118. Wismüller A, Vietze F. *Medizinische Bildfusion - Konzepte, Methoden und Qualitätsbeurteilung*. München: Institut für radiologische Diagnostik, 1998.
119. Wong JCH, Studholme C, Hawkes DJ, Maisey MN. Evaluation of the limits of visual detection of image misregistration in a brain fluorine-18 fluorodeoxyglucose PET-MRI study. *Eur J Nucl Med* 1997;**24**(6):642-50.
120. Woods RP, Cherry SR, Mazziotta JC. Rapid automated algorithm for aligning and reslicing PET images. *J Comput Assist Tomogr* 1992;**16**:620-33.
121. Woods RP, Mazziotta JC, Cherry SR. MRI PET registration with automated algorithm. *J Comput Assist Tomogr* 1993;**17**:536-46.
122. Yamashima T, Friede RL. Why do bridging veins rupture into the virtual subdural space? *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1984;**47**(2):121-7.
123. Yasargil MG. *Microneurosurgery: Operative Treatment of CNS Tumors*. Stuttgart, New York: Thieme Medical Pub, 1996.
124. Yoshimoto Y, Endo M, Mori T, Wakai S. Correlation between venous stump pressure and brain damage after cortical vein occlusion: an experimental study. *J Neurosurg* 1997;**86**(4):694-8.

9 Anhang:

Berechnung der Mündungswinkel der Brückenvenen am Sinus sagittalis superior

Während die reine Anzahl der kortikalen Venen, ihr Verlauf und die von ihnen gebildeten Anastomosen auf einen Blick zu erfassen sind, stellt die Berechnung des Mündungswinkels der Brückenvenen an ihrer Einmündung in den Sinus sagittalis superior eine kleine mathematische Herausforderung dar.

Wie jede zweidimensionale Abbildung eines dreidimensionalen Körpers, sind auch die von uns an der VoxelQ-Workstation erstellten Bilder nur eine Projektion unter bestimmten Bedingungen und somit gewissen optischen Verzerrungen unterworfen. Daher ist es nicht möglich, Winkel direkt in diesen Abbildungen messen und ablesen zu können. Unter Kenntnis der zu Grunde liegenden Abbildungsverfahren und unter Annahme einiger Vereinfachungen ist es jedoch möglich, diese Winkel mittels geometrischer Überlegungen zu berechnen.

Die von uns generierten Bilder werden von der Workstation mittels einer Normalprojektion dargestellt. Das heißt, dass die Verbindungslinien von Original- und Bildpunkten parallel zueinander und senkrecht zur Bildebene verlaufen (siehe Abb. 9.1).

Um möglichst jede Einmündung einer Brückenvene in den Sinus sagittalis superior von frontal bis okzipital mindestens einmal dargestellt zu haben, verwendeten wir zur Berechnung der Mündungswinkel die in Kapitel 4.5 vorgestellten Ansichten 1 bis 3.

Die Ansicht 1 zeigt das Gehirn senkrecht von oben – die Bildebene verläuft also parallel zur Horizontalebene. Die Bildebene der Ansicht 2 steht in einem Winkel von 40° zur Horizontalebene und zeigt das Gehirn von frontal, während die Bildebene der Ansicht 3 in einem Winkel von 40° zur Horizontalebene steht und das Gehirn von okzipital zeigt. Alle drei Bildebenen sind zudem orthogonal zur Sagittalebene gelegen (siehe Abb. 9.2).

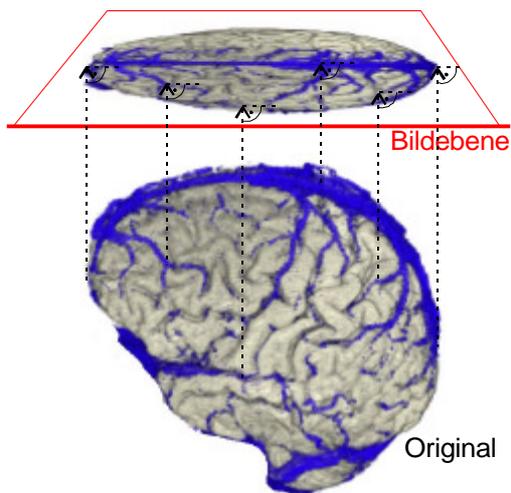


Abb. 9.1: Schematische Darstellung einer Normalprojektion eines dreidimensionalen Körpers auf eine zweidimensionale Bildebene.

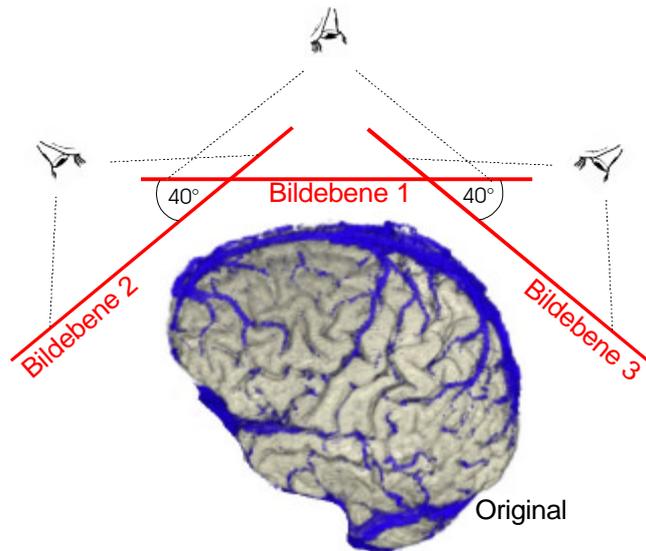


Abb. 9.2: Schema der von uns erstellten Ansichten zur Winkelberechnung und ihrer zugehörigen Bildebenen.

Um den Aufwand für die Berechnung der Mündungswinkel in einem überschaubaren mathematischen Rahmen zu halten, haben wir vereinfachende Annahmen zu Grunde gelegt. So wird angenommen, dass die Gehirnoberfläche vom Scheitel bis auf Höhe der Sylvischen Fissur die Gestalt einer Kugeloberfläche besitzt, was den natürlichen anatomischen Verhältnissen auch oft sehr nahe kommt. Des Weiteren verläuft der Sinus sagittalis superior in unserem Modell äquatorähnlich von dem frontalsten (Fr) durch den höchsten (H) bis zum okzipitalsten Punkt (Okz) (siehe Abb. 9.3).

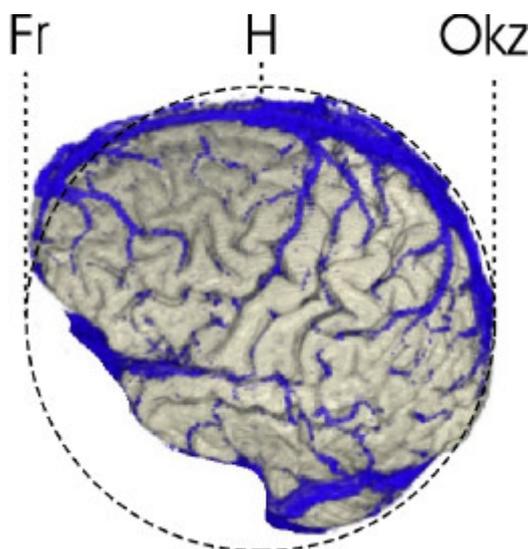


Abb. 9.3: Veranschaulichung der zu Grunde gelegten vereinfachenden Annahmen.

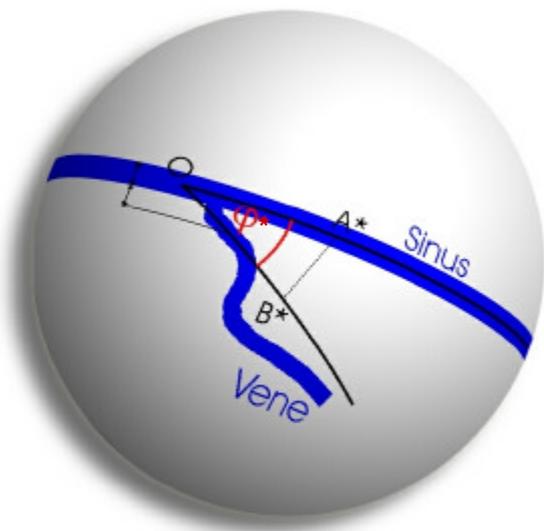


Abb. 9.4: Auswahl des Dreiecks OA^*B^* auf der Kugeloberfläche, das den Winkel j^* enthält.

Zur Bestimmung des Mündungswinkels einer bestimmten Brückenvene wählen wir ein Dreieck OA^*B^* auf der Kugeloberfläche. Dazu legen wir im Abstand einer Sinusbreite eine Tangente durch die betreffende Brückenvene. Der Punkt O sei der Punkt, in dem sich diese Gerade mit einer Mittelgeraden durch den Sinus schneidet. Der von den beiden Geraden am Scheitelpunkt O eingeschlossene Winkel φ^* sei der zugehörige reelle Mündungswinkel der Brückenvene (siehe Abb. 9.4). Der Punkt A^* liegt auf der Mittelgeraden durch den Sinus in beliebigem Abstand zu O . Der Punkt B^* liegt in beliebigem Abstand von O auf der Geraden durch die Vene. Die Punkte A^* und B^* werden so gewählt, dass der entstehende Mündungswinkel ein spitzer Winkel ($\varphi^* < 90^\circ$) ist.

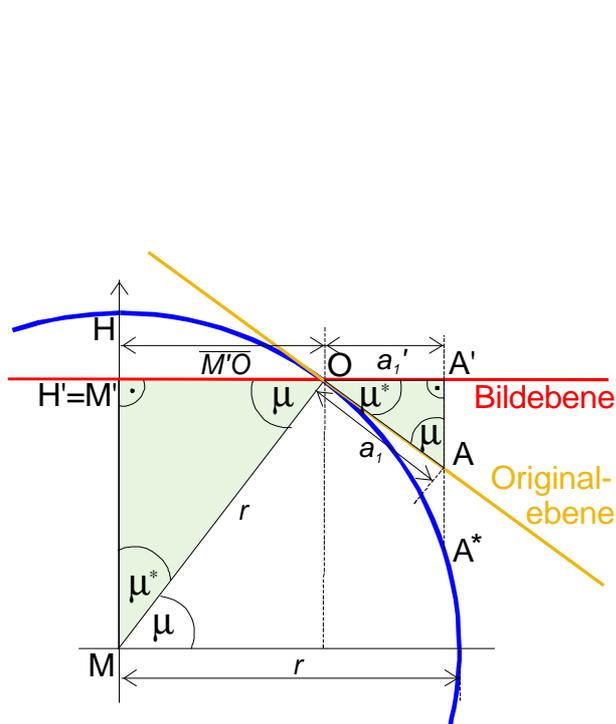


Abb. 9.5: Schnitt in der Sagittalebene durch den Sinus.

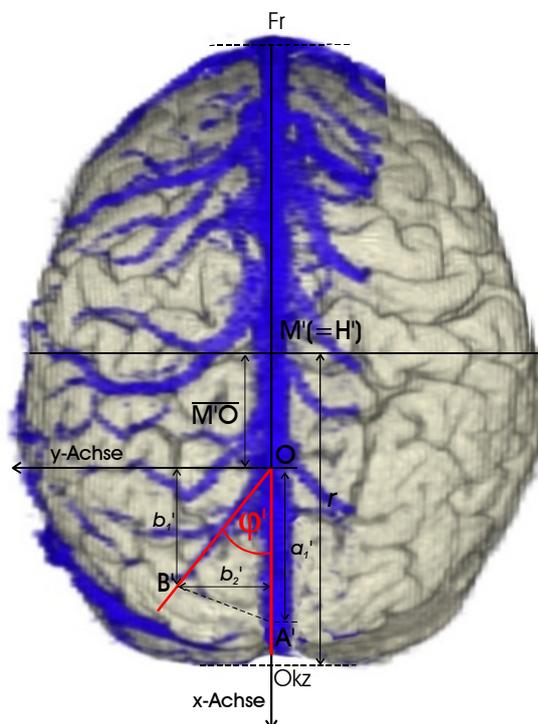


Abb. 9.6: Bestimmung des Winkels φ' nach Normalprojektion von φ^* auf die Bildebene I.

Die folgenden Betrachtungen betreffen nur die zur Horizontalebene parallele Bildebene 1. Durch den Punkt O werden zwei Ebenen gelegt. Zum einen die Bildebene, auf die das Original durch Parallelprojektion abgebildet wird, zum anderen legt man im Punkt O eine Tangentialebene an die Kugeloberfläche (siehe Abb. 9.5). Die Schnittpunkte dieser Tangentialebene mit denjenigen Strahlen der Normalprojektion, welche die Punkte A^* und B^* auf die Bildebene abbilden, bezeichnen wir mit A und B . Somit entsteht aus dem Kugeldreieck OA^*B^* , dessen Seiten Kreisbogenabschnitte sind, ein Dreieck OAB auf der Tangentialebene, was die weiteren geometrischen Betrachtungen vereinfacht. Das Dreieck

OAB bezeichnen wir als Originaldreieck und die Tangentialebene im Punkt O an die Kugeloberfläche als Originalebene (vgl. Abb. 9.5).

Das Dreieck OAB wird durch Normalprojektion auf die Bildebene abgebildet. Auf diese Weise entsteht das Bilddreieck OA'B', jenes Dreieck, das wir auf den von uns erstellten zweidimensionalen Abbildungen bestimmen können (siehe Abb. 9.6).

Um die folgenden Berechnungen anschaulich zu gestalten, wird auf jede der Ebenen ein Koordinatensystem gelegt, wobei die x-Achse tangential dem Sinus bzw. dem Bild des Sinus folgt (x_O -Achse bzw. x_B -Achse). Der Scheitelpunkt O ist Ursprung für beide Ebenen, die y-Achse ist die Schnittgerade beider Ebenen (siehe Abb. 9.7).

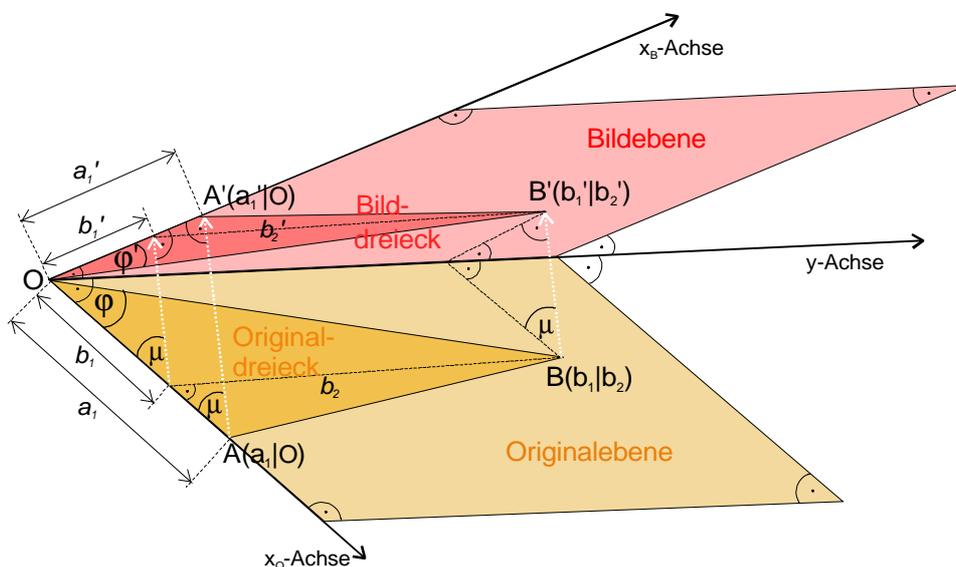


Abb. 9.7: Schema der Abbildung des Bestimmungsdreiecks OAB auf das Bilddreieck OA'B'. Die Strahlen der Normalprojektion sind weiß dargestellt.

Der Winkel μ^* entspricht dem Winkel zwischen Bildebene und Originalebene (siehe Abb. 9.5). Er variiert je nach Entfernung des Scheitelpunkts O von der Projektion des Kugelmittelpunktes M auf die Bildebene im Punkt M'. Aus μ^* berechnet sich der Winkel μ als $\mu = 90^\circ - \mu^*$. Der Winkel μ entspricht dem Winkel der „geografischen Breite“ des Punktes O auf der Kugel, wenn man H als Nordpol betrachtet.

Zur Berechnung eines Mündungswinkels φ messen wir in einer von uns erstellten Abbildung nach Auswahl eines Bilddreiecks OA'B' den Winkel φ' , die Streckenlängen a_1' , b_1' und b_2' , sowie den Radius r und den Abstand $\overline{M'O}$ zwischen M' und dem Scheitelpunkt O.

Gemäß Abb. 9.7 gilt:

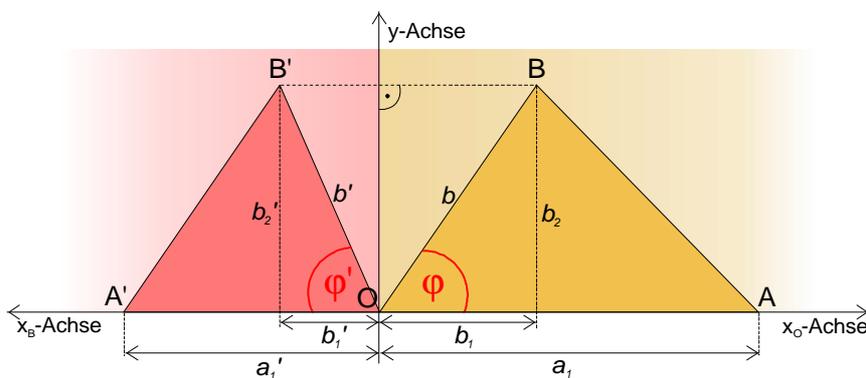
$$\begin{aligned} a_1' &= a_1 \cdot \sin \mu \\ b_1' &= b_1 \cdot \sin \mu \\ a_2' &= a_2 = 0 \\ b_2' &= b_2 \end{aligned}$$

Ferner bestimmt man μ durch:

$$\cos \mu = \frac{\overline{M'O}}{r}$$

(siehe Abb. 9.5)

Klappt man die Original- und die Bildebene entlang der y-Achse so auf, dass beide Ebenen in einer Ebene liegen (x_O - und x_B -Achse zeigen in entgegengesetzte Richtungen), so lassen sich weitere geometrische Zusammenhänge ablesen und auswerten (siehe Abb. 9.8).



$$\begin{aligned} \cos \varphi &= \frac{b_1}{b} \\ \cos \varphi &= \frac{b_1}{\sqrt{b_1'^2 + b_2'^2}} \\ \cos \varphi &= \frac{(b_1' \cdot \sin \mu)}{\sqrt{(b_1' \cdot \sin \mu)^2 + b_2'^2}} \\ \cos \varphi &= \frac{b_1'}{\sqrt{b_1'^2 + (b_2' \cdot \sin \mu)^2}} \end{aligned}$$

Abb. 9.8: Blick auf die in eine Ebene geklappte Bild- und Originalebene.

Wie aus den Umformungen rechts oben ersichtlich ist, ist es möglich, aus den in unserer Abbildung gemessenen Größen und dem daraus berechneten Winkel μ den Mündungswinkel auf der Originalebene φ direkt zu berechnen.

Es fällt auf, dass zur Berechnung von $\cos \varphi$ keine Angaben über die Lage des Punktes A' benötigt werden, also die Tatsache ausreicht, dass er auf dem Sinus liegt.

Insofern erscheint es nahe liegend, dass auch für die Lage des Punktes B' nur ein Teil der Angaben erforderlich ist. Dies soll durch nachfolgende Umformungen bestätigt werden.

Es gilt:

$$\begin{aligned} \cos \varphi &= \frac{b_1'}{\sqrt{b_1'^2 + (b_2' \cdot \sin \mu)^2}} \quad \text{und} \quad b_1' = b' \cdot \cos \varphi' \quad \text{und} \quad b_2' = b' \cdot \sin \varphi' \\ \cos \varphi &= \frac{(b' \cdot \cos \varphi')}{\sqrt{(b' \cdot \cos \varphi')^2 + (b' \cdot \sin \varphi' \cdot \sin \mu)^2}} \\ \cos \varphi &= \frac{\cos \varphi'}{\sqrt{\cos^2 \varphi' + \sin^2 \varphi' \cdot \sin^2 \mu}} \\ \cos \varphi &= \frac{1}{\sqrt{1 + \tan^2 \varphi' \cdot \sin^2 \mu}} \end{aligned}$$

Da dieses Ergebnis auch unabhängig ist von b_1' , b_2' und b' , ist also auch die Entfernung des Punktes B' von O beliebig. Somit lässt sich die Berechnung des Mündungswinkels stark vereinfachen. Es genügt, den Radius der Kugel, den Abstand des Scheitelpunktes vom Bild des Kugelmittelpunktes sowie den Winkel φ' in unseren Abbildungen zu bestimmen, um den Mündungswinkel φ berechnen zu können.

Im konkreten Fall messen wir den Kugeldurchmesser vom Frontal- zum Okzipitalpol, halbieren diesen und erhalten somit den Mittelpunkt M' und den Radius r . Dann bestimmen wir den Abstand von M' zum Scheitelpunkt O und messen den Winkel φ' . Der gesuchte Mündungswinkel φ berechnet sich anschließend wie folgt:

$$\varphi = \cos^{-1} \left(\frac{1}{\sqrt{1 + \tan^2 \varphi' \left(1 - \left(\frac{M'O}{r} \right)^2 \right)}} \right)$$

Im Nachfolgenden sollen die Betrachtungen für die Bildebene 1 auf beliebige Bildebenen ausgeweitet werden.

Die Bildebene liegt nun nicht mehr zwingend parallel zur Horizontalen, sondern bildet mit dieser den Winkel ψ . Der Winkel ξ ist der Winkel zwischen Bildebene und Originalebene. Wie in den bisherigen Betrachtungen wird anstelle des Kugeldreiecks OA^*B^* das Dreieck OAB auf der im Scheitelpunkt O des Mündungswinkels tangential an die Kugel gelegten Originalebene betrachtet. Die Originalebene bzw. die Bildebene sind identisch mit der x_O - y -Ebene bzw. x_B - y -Ebene, wobei die x_O -Achse und die x_B -Achse dem Sinus bzw. dem Bild desselben folgen.

Analog zu den bisherigen Berechnungen hat das Dreieck OAB die Eckpunktskoordinaten $O(0|0)$, $A(a_1|0)$ und $B(b_1|b_2)$ und das Bilddreieck $OA'B'$ entsprechend die Eckpunktskoordinaten $O(0|0)$, $A'(a_1'|0)$ und $B'(b_1'|b_2')$. Der Mündungswinkel φ wird auf den Bildwinkel φ' abgebildet.

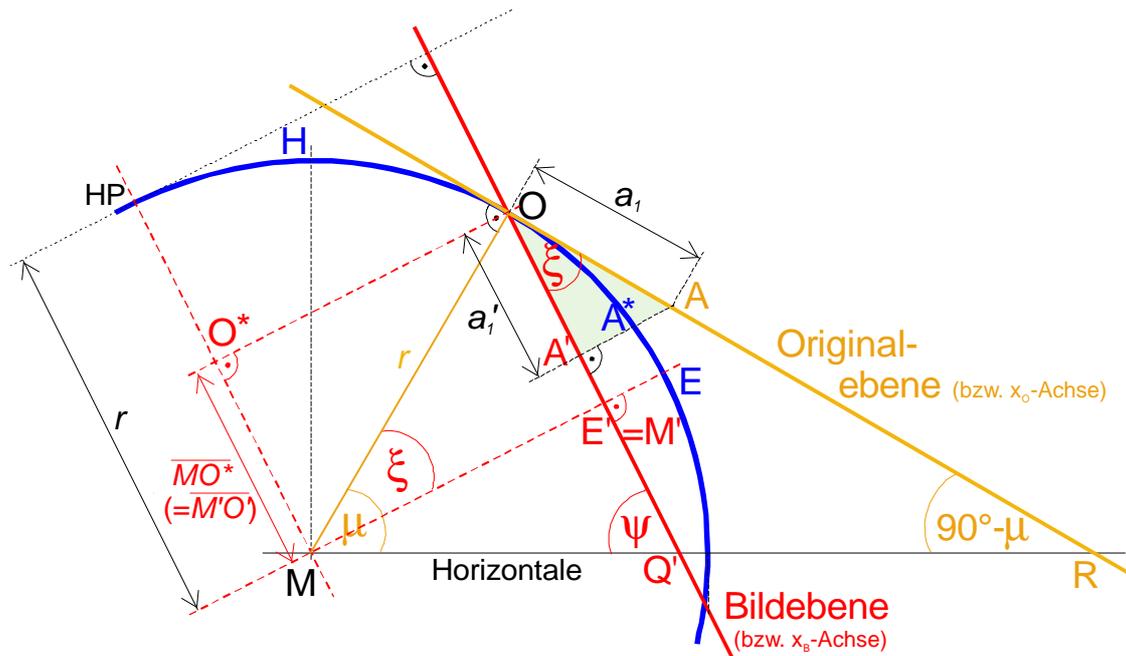


Abb. 9.9: Schnitt durch den Sinus. Die Bildebene liegt in beliebigem Winkel ψ zur Horizontalen und senkrecht zur Sagittalebene.

Aus dem Dreieck OAA' in Abb. 9.9 folgt:

$$a_1' = a_1 \cdot \cos \xi$$

Im Dreieck Q'RO gilt:

$$\begin{aligned} \xi + (180^\circ - \psi) + (90^\circ - \mu) &= 180^\circ \\ \Rightarrow \xi &= \psi + \mu - 90^\circ \end{aligned}$$

Insgesamt gilt folglich:

$$\begin{aligned} a_1' &= a_1 \cdot \cos((\psi + \mu) - 90^\circ) \\ a_1' &= a_1 \cdot (\cos(\psi + \mu) \cdot \cos 90^\circ + \sin(\psi + \mu) \cdot \sin 90^\circ) \\ a_1' &= a_1 \cdot (\cos(\psi + \mu) \cdot 0 + \sin(\psi + \mu) \cdot 1) \\ a_1' &= a_1 \cdot \sin(\psi + \mu) \end{aligned}$$

Analog hierzu und zu den Betrachtungen für die Bildebene 1 gilt:

$$\begin{aligned} b_1' &= b_1 \cdot \sin(\psi + \mu) \\ b_2' &= b_2 \end{aligned}$$

Klappt man die Original- und die Bildebene wie bei den Betrachtungen zur Bildebene 1 entlang der y-Achse so auf, dass beide Ebenen in einer Ebene liegen (analog zu Abb. 9.8), so gilt wie früher:

$$\begin{aligned} b_1' &= b' \cdot \cos \varphi' \\ b_2' &= b' \cdot \cos \varphi' \end{aligned}$$

Hieraus lassen sich folgende Beziehungen herleiten:

$$\begin{aligned}\cos \varphi &= \frac{b_1}{\sqrt{b_1^2 + b_2^2}} = \frac{\frac{b_1'}{\sin(\psi + \mu)}}{\sqrt{\left(\frac{b_1'^2}{\sin^2(\psi + \mu)} + b_2'^2\right)}} = \frac{b_1'}{\sqrt{b_1'^2 + b_2'^2 \cdot \sin^2(\psi + \mu)}} \\ \cos \varphi &= \frac{b' \cdot \cos \varphi'}{\sqrt{b'^2 \cdot \cos^2 \varphi' + b'^2 \cdot \sin^2 \varphi' \cdot \sin^2(\psi + \mu)}} = \frac{\cos \varphi'}{\sqrt{\cos^2 \varphi' + \sin^2 \varphi' \cdot \sin^2(\psi + \mu)}} \\ \cos \varphi &= \frac{1}{\sqrt{1 + \tan^2 \varphi' \cdot \sin^2(\psi + \mu)}}\end{aligned}$$

Aus dieser allgemeinen Formel für beliebige Bildebenen lässt sich natürlich auch die Formel für den Spezialfall der zur Horizontalen parallelen Bildebene 1 ($\psi = 0^\circ$) herleiten:

$$\begin{aligned}\xi &= \mu^* = 90 - \mu \\ \Rightarrow \cos \xi &= \cos(90^\circ - \mu) = \sin \mu \\ \Rightarrow \cos \varphi &= \frac{1}{\sqrt{1 + \tan^2 \varphi' \cdot \sin^2 \mu}}\end{aligned}$$

Es empfiehlt sich, statt μ zu berechnen, den Zusammenhang $\xi = \psi + \mu - 90^\circ$ zu verwenden:

$$\begin{aligned}\psi + \mu &= \xi + 90^\circ \\ \Rightarrow \sin(\psi + \mu) &= \sin(\xi + 90^\circ) \\ \Rightarrow \sin(\psi + \mu) &= \cos \xi\end{aligned}$$

Somit erhält man als Endergebnis:

$$\cos \varphi = \frac{1}{\sqrt{1 + \tan^2 \varphi' \cdot \cos^2 \xi}}$$

Den Winkel ξ ermittelt man aus dem Dreieck $MM'O$ (siehe Abb. 9.9):

$$\begin{aligned}\sin \xi &= \frac{\overline{M'O}}{r} \\ \Rightarrow \xi &= \sin^{-1}\left(\frac{\overline{M'O}}{r}\right)\end{aligned}$$

Problematisch ist bei der Wahl beliebiger Bildebenen die Bestimmung von r , da sich die Oberfläche des Gehirns – wie bereits oben erwähnt – nur für den Bereich oberhalb der Sylvischen Fissur einer Kugelform annähert und unterhalb derselben vor allem im frontalen Bereich stark davon abweicht. Daher verwendeten wir für die Bestimmung von Mündungswinkeln in den Ansichten, deren zugehörige Bildebene nicht in der Horizontalebene lag, denjenigen Wert für den Kugelradius r , den wir zuvor aus der zur Bildebene 1 gehörigen Ansicht 1 ermittelt haben. Dann legten wir zur Bestimmung des Abstands $\overline{M'O}$ zwischen M' und dem Scheitelpunkt O den Punkt E im Abstand r vom sichtbaren oberen Horizont der Kugel (HP) fest (siehe Abb. 9.9).

Bemerkenswerterweise folgt aus dem Endergebnis, dass man für die Berechnung von φ lediglich den Bildwinkel φ' und den Winkel ξ zwischen Originalebene und Bildebene benötigt. Das heißt auch, dass kein Fehler entsteht, wenn man anstelle des Kugeldreiecks OA^*B^* das Dreieck OAB auf der Tangentialebene betrachtet ($\varphi^* = \varphi$).

Im Folgenden wird demonstriert, wie wir im konkreten Fall den reellen Mündungswinkel einer Brückenvene in einer der Ansichten 1, 2 oder 3 ermittelten:

Wir bestimmten den Kugelpunkt E , der dem Betrachter am nächsten ist, indem wir den aus der Ansicht 1 (Bildebene parallel zur Horizontalen) als halben sagittalen Durchmesser des Gehirns ermittelten Radius r vom Horizontpunkt HP aus anlegten. Dies ist zulässig, da alle Ansichten von uns mit dem gleichen Vergrößerungsfaktor erstellt wurden. Dann bestimmten wir durch Messung die Strecke $\overline{M'O}$ und den Bildwinkel φ' (siehe Abb. 9.10).

Wir berechneten den Winkel ξ zwischen Originalebene und Bildebene:

$$\xi = \sin^{-1}\left(\frac{\overline{M'O}}{r}\right)$$

Den reellen Mündungswinkel φ berechneten wir dann mit:

$$\varphi = \cos^{-1}\left(\frac{1}{\sqrt{1 + \tan^2 \varphi' \cdot (1 - \sin^2 \xi)}}\right)$$

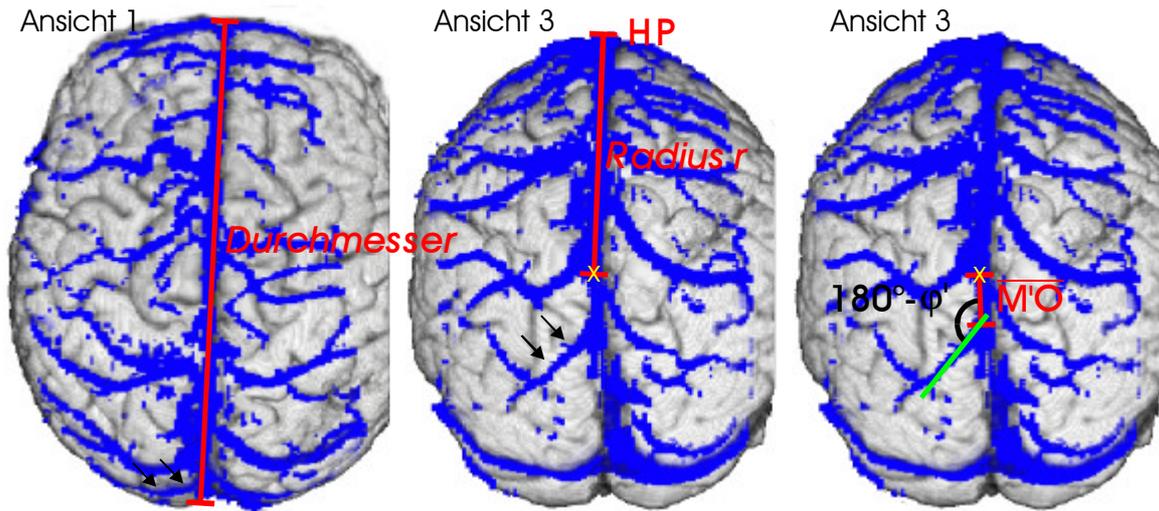


Abb. 9.10: Vorgehensweise zur Messung des Mündungswinkels einer okzipitalen Brückenvene (gekennzeichnet durch schwarze Pfeile).

Nach Bestimmung des Durchmessers in der Ansicht 1, wird in Ansicht 3 der Radius r als halber Durchmesser vom Horizontalpunkt HP aus angelegt. Vom so ermittelten Punkt M' (gelbes Kreuz) wird die Entfernung $\overline{M'O}$ zum Schnittpunkt der durch die Vene gelegten Geraden (grün) mit dem Sinus gemessen. Zusammen mit dem gemessenen Wert für j' ergibt sich durch Einsetzen in die obige Formel der reelle Mündungswinkel j .

Die Messung ergab in diesem konkreten Fall für j' einen Wert von $40,6^\circ$ und somit einen realen Mündungswinkel j von $39,7^\circ$.

10 Danksagung

Ich danke von ganzem Herzen meinen lieben Eltern, die mich – nicht nur während der Entstehung dieser Arbeit – unterstützt und liebevoll gefördert haben. Ihnen sei diese Arbeit gewidmet.

Mein herzlicher Dank gilt meinem Doktorvater Priv. Doz Dr. Peter A. Winkler für die immer vorhandene Unterstützung und Wertschätzung meiner Arbeit. Besonders schätze ich auch die von ihm angefertigten Illustrationen, die in dieser Arbeit zu sehen sind.

Meinem Betreuer während dieser Dissertation, Christian Vollmar, bin ich zu tiefstem Dank verpflichtet. Ich konnte mich in jeder Situation und mit jeder Frage an ihn wenden. Er nahm sich immer Zeit und es ehrt mich, dass ich der von ihm maßgeblich geprägten dreidimensionalen Bildgebung an unserer Klinik die Venen als Beitrag zur multimodalen Fusion hinzufügen durfte.

Ich bedanke mich beim Personal der Neuroradiologie im Klinikum Großhadern unter der Leitung von Prof. Dr. H. Brückmann, besonders bei Tim Wesemann und Pia Eppmann, und bei dem Personal der Magnetresonanztomografie in der Medizinischen Klinik Ziemssenstraße für Ihre Unterstützung trotz des Stresses der klinischen Routinebildgebung.

Ich danke dem Personal der Epilepsie-Intensiv-Einheit im Klinikum Großhadern für seine freundliche Unterstützung.

Ich danke Herrn Dr. Schichor für seine Unterstützung bei der intraoperativen Validierung unserer Ergebnisse mittels Ultraschall.

Mein Dank gilt Benno Zeitler, Georg Reyle und meiner geliebten Sophie, die sich für die Durchführung der Untersuchungen zur Interobservervariabilität zur Verfügung gestellt haben.

Ich danke Dr. Thomas Pfluger, der meine Begeisterung für das Thema geweckt und unsere Suche nach geeigneten MR-Sequenzen unterstützt hat.

Mein herzlicher Dank gilt meinem Patenonkel Götz Schrickler, pensionierter Dozent am Studienkolleg München, für seine außerordentliche Hilfe bei der Entwicklung der geometrischen und algebraischen Betrachtungen zur Berechnung der Mündungswinkel.

Abschließend danke ich allen Personen, die direkt oder indirekt zur Entstehung dieser Arbeit beigetragen haben, die mich motiviert und inspiriert haben.

11 Lebenslauf

Persönliche Informationen:

Name: Nicolas Jordan
 Geburtsdatum, -ort: 19. Januar 1977, München
 Eltern: Ingrid Jordan (Apothekerin i.R.)
 Dr. Wolfgang Jordan (Notar)
 Geschwister: Dr. Simone Jordan (Rechtsanwältin)

Schulausbildung:

1983 – 1986 Angelina-Egger-Grundschule in Dillingen a.d. Donau
 1987 – 1996 St. Bonaventura-Gymnasium in Dillingen a.d. Donau
 (musisches Gymnasium)
 1996 Abitur mit der Durchschnittsnote 1,6

Zivildienst:

1996 – 1997 Zivildienst als Pflegekraft auf der orthopädischen Station im
 Krankenhaus St. Elisabeth in Dillingen a.d. Donau

Universitäre Ausbildung:

1997 Beginn des Studiums der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians-
 Universität in München
 1999 Bestehen der Ärztlichen Vorprüfung (Durchschnittsnote 1,66)
 2000 Bestehen der 1. Ärztlichen Prüfung (Durchschnittsnote 2,0)
 2000 Beginn der Promotion bei Priv. Doz. Dr. Peter A. Winkler mit dem
 Thema: „Dreidimensionale Visualisierung und anatomische Korrelation
 des superfiziellen zerebralen Venensystems – Eine Möglichkeit zur
 Verbesserung der Operationsplanung in der Mikroneurochirurgie“
 (Neurochirurgische Klinik im Universitätsklinikum Großhadern,
 Ludwig-Maximilians-Universität München)
 2003 Bestehen der 2. Ärztlichen Prüfung (Durchschnittsnote 1,66)

- 2003 – 2004 Praktisches Jahr mit den Tertialen Orthopädie (Klinikum Rosenheim),
Chirurgie (Krankenhaus Harlaching) und Innere Medizin (Krankenhaus
Harlaching)
- 2004 Bestehen der 3. Ärztlichen Prüfung (Note 1,0), Gesamtnote der
Ärztlichen Prüfung 1,49
- 2004 Erteilung der Ärztlichen Approbation