

**Institut für Allgemeine Pathologie und Pathologische Anatomie der
Technischen Universität München
Klinikum rechts der Isar
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. H. K. Höfler)**

Vergleich verschiedener Methoden für virtuelle Endoskopie des Gehirns

Peter Michael Sendtner

**Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen
Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors
der Medizin genehmigten Dissertation**

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation: 1. Univ.-Prof. Dr. J. Schlegel

2. Priv.-Doz. Dr. H. Boecker

**Die Dissertation wurde am 17. 11. 2003 bei der Technischen Universität
München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 05.05.2004
angenommen.**

**In Liebe und Dankbarkeit gewidmet Cornelia, Timo, Mira, meinen Eltern
Marianne und Anton sowie meinen Geschwistern Marianne und Raimund.**

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	1
1.1	VIRTUELLE ENDOSKOPIE	1
1.2	STUDIENZIEL	2
1.3	STUDIENKONZEPT	2
2	MATERIAL UND METHODIK	3
2.1	MR-DATENSÄTZE	3
2.2	METHODEN DER VIRTUELLEN ENDOSKOPIE	3
2.3	PATIENTENKOLLEKTIV	4
2.4	DATENANONYMISIERUNG UND -SPEICHERUNG	5
2.5	EINSTELLUNG VON STANDARDVIEWS	5
2.6	BENENNUNG DER ERKENNBAREN ANATOMISCHEN STRUKTUREN (EAS) INNERHALB DER VIRTUELL ENDOSKOPISCHEN STANDARDVIEWS.....	10
2.7	BEURTEILUNGSMAß DER ERKENNBARKEIT ANATOMISCHER STRUKTUREN (GÜTEKRITERIEN).....	11
2.8	DEFINITION DES DARSTELLUNGSFÄHIGKEITS-MAßES F	12
2.9	KRITERIEN ZUR BESTIMMUNG DES QUALITÄTSMABES Q	15
2.10	DEFINITION DES QUALITÄTSMABES Q	16
2.11	HANDHABUNG DER METHODEN	18
2.12	OPTIMIERUNG DER EINSTELLUNG MITTELS SCHWELLENWERT	19
2.13	BEOBACHTEREINFLUSS.....	20
2.13.1	<i>Interrater-Reliabilität</i>	20
2.13.2	<i>Intrarater-Reliabilität</i>	20
2.14	STATISTISCHE AUSWERTUNG	20
3	ERGEBNISSE	23
3.1	QUALITÄT DER DARSTELLUNG	23
3.2	VERGLEICH DER DARSTELLUNGSFÄHIGKEIT DER METHODEN	24
3.3	HÄUFIGKEITSVERTEILUNG DER QUALITÄTSKLASSEN	25
3.4	VERGLEICH DER DARSTELLUNGSQUALITÄT DER METHODEN.....	27
3.4.1	<i>Mittleres Qualitätsmaß der Methoden pro Standardview</i>	30
3.4.2	<i>Prüfung der signifikanten Unterschiede der Methoden pro Standardview</i>	31
3.4.3	<i>Prüfung der signifikanten Unterschiede der Standardviews pro Methode</i>	32
3.4.4	<i>Signifikanzunterschiede zwischen den Methoden</i>	34
3.5	ÜBERPRÜFUNG DES BEOBACHTEREINFLUSSES	34
3.5.1	<i>Interrater-Reliabilität</i>	35
3.5.2	<i>Intrarater-Reliabilität</i>	35
4	DISKUSSION	37
4.1	DISKUSSION DER ERGEBNISSE	37
4.2	ANWENDUNG DER VIRTUELLEN ENDOSKOPIE DES GEHIRNS	38
4.3	PROBLEME DER VIRTUELLEN ENDOSKOPIE	40
4.4	AUSBLICK.....	41
5	ZUSAMMENFASSUNG	43
6	ANHANG	45
7	LITERATURVERZEICHNIS	75
8	DANKSAGUNG	79

Abkürzungsverzeichnis

*	Signifikanter Unterschied
3-D-Datensätze	Dreidimensionale Datensätze
AG	Arbeitsgruppe
B	Bonferoni Korrektur
CT	Computertomograph
EAS	erkennbare anatomische Strukturen
f	Darstellungsfähigkeit
FF	Free Flight
FV	Flight Volumizer
GE	General Electrics
ISM	Institute of Applied Sciences in Medicine
k	Wert für qualitatives Güteklassenkriterium pro Struktur und Standardview
MOD	Datenspeicherungsmedium
MPI	Max-Planck-Institutes
MRT	Magnetresonanztomograph
NE	nicht erkennbaren Strukturen
q	Darstellungsqualität
Q	Qualitätsmaßes der Methode über alle q der SV
r	Korrelationskoeffizienten
S(n)	die gesamte Summe der Strukturen
S(nEAS)	Summe der erkennbaren anatomischen Strukturen
SEM	Standardabweichung
SGI	Silicon Graphics, Inc.
SI	Signalintensität
SR	Surface Rendering
ss	Summe der Auflösungsklassenwerte
SV	Standardviews
VA	nicht beurteilbare Strukturen
VE	Virtuelle Endoskopie
Voxel	Dreidimensionaler Bildpunkt
VR	Volume Rendering

1 Einleitung

1.1 Virtuelle Endoskopie

Gemäß den Worten von Sir Astley Patton Cooper, „The best surgeon, (...), is he, who makes the fewest mistakes“ (13), werden bildgebende Verfahren zunehmend zur Risikominimierung eingesetzt. Die virtuelle Endoskopie bietet eine relativ neue Möglichkeit, chirurgische Vorgehensweisen zu simulieren, zu planen und virtuell zu trainieren, noch bevor der Patient den Operationssaal betritt (12). Die virtuelle Endoskopie ist eine Nachbearbeitungstechnik (Postprocessing) für Schnittbilder, die eine Kombination der radiologischen Diagnostik aus klassischer Schnittbildanalyse und dreidimensionaler Hohlraumdiagnostik eröffnet. Der Fortschritt in der medizinischen Bildverarbeitung, die Verfügbarkeit von Methoden für Bildanalyse und die technologischen Hilfsmittel haben den Weg für neue Konzepte für Simulation und Planung von Operationen, radiologischer Diagnostik und im Lehrbereich für anatomische Strukturen geebnet. Dies kann zu weniger invasiver Diagnostik und besseren therapeutischen Leistungen führen. Hochauflösende Schichtbildaufnahmen mittels Magnetresonanztomograph (MRT), dreidimensionale Visualisierung der Datensätze durch entsprechende Methoden, Modellierungen des Gewebes durch SchwellenwertEinstellung der MRT-Dichtewerte (thresholding) und Interaktion mit chirurgischen Instrumenten sind potenziell interessante Komponenten für die klinische Anwendung (11). Stehen geeignete CT- oder MRT-Rohdatensätze zur Verfügung, lässt sich grundsätzlich jedes Hohlorgan virtuell endoskopisch darstellen (21). Bislang wurden Erfahrungen mit der virtuellen Endoskopie bei der Untersuchung des Larynx und Bronchialsystems (2, 31, 30, 37), des Gastrointestinaltrakts (35, 19), des Gefäßsystems (15, 16, 29), cerebraler Aneurysmen (22, 34), mit Cochlea-Implantaten (36), in der augenchirurgischen Ausbildung (38), des oberen Harntraktes mit der Harnblase (24) und im Gehirn (4, 8, 3) gesammelt. Allerdings ist derzeit noch unklar, inwieweit virtuelle Methoden des Gehirns die Qualität einer Therapie tatsächlich verbessern können. Die Fragestellung in dieser Arbeit war daher, wie genau die virtuelle Endoskopie die anatomischen Strukturen

darstellt, um für die Lehre in der Anatomie des Gehirns, der OP-Planung und für das Training in der Gehirnchirurgie zum Einsatz kommen zu können.

1.2 Studienziel

Der Nachweis hinreichender Präzision ist eine entscheidende Voraussetzung zum erfolgreichen Einsatz der virtuellen Endoskopie, um Gehirnoperationen zu planen, zu simulieren und zu trainieren, die radiologische Diagnostik zu unterstützen und das Lernen von anatomischen Strukturen durch dreidimensionale Darstellung zu erleichtern. Das derzeitige Problem der virtuellen Endoskopie des Gehirns ist allerdings der Mangel an Information über die Bildqualität und Darstellungsfähigkeiten von Methoden der virtuellen Endoskopie. Die Aufgabe der Studie war es, durch den Vergleich vier verschiedener Methoden deren Qualitäten und Mängel in der Darstellung anatomischer Strukturen zu beschreiben. Es wurden miteinander die Methoden *Navigator*, *Surface Rendering* und *Volume Rendering*, beides Methoden der Firma General Electrics (GE) Medical Systems, *Flight Volumizer*, eine Methode von ISM (SGI-tool volumizer) und *Free Flight*, eine Methode von der Wake Forest Universität, verglichen.

1.3. Studienkonzept

Der erste Schritt war, geeignete reale dreidimensionale magnetresonanztomographische Datensätze von 38 Patienten auszuwählen. Diese wurden dann mit den verschiedenen Methoden nachbearbeitet. Um die Methoden vergleichen zu können, wurden Standardviews (3) eingestellt, in denen anatomische Strukturen mit einem Bewertungsschema beurteilt wurden, deren Ergebnisse einer statistischen Analyse unterzogen wurden.

Damit war es möglich, qualitative und quantitative Aussagen über die Darstellungsfähigkeit und Darstellungsqualität von der komplexen Gehirnanatomie mit den verschiedenen virtuell endoskopischen Methoden zu machen.

2 Material und Methodik

2.1 MR-Datensätze

Die Bilddaten wurden mit Hilfe eines Magnetresonanztomographen (1.5 T, Signa Echospeed; GE Medical Systems, Milwaukee, WI) erhoben. Das Gehirnparenchym wurde in T1-Gewichtung in dreidimensionaler Aufnahmetechnik mit einer Pixelgröße von 0.9 mm x 0.9 mm x 1 mm und mit einer Matrix von 256 x 256 x 128 Voxel abgebildet. Ein solcher Datensatz ist geeignet, um die Gehirnoberfläche mittels virtuell endoskopischer Methoden darstellen zu können (17). Er besteht aus 124 Schichten mit einer Schichtdicke von 1 mm, die lückenlos aneinandergereiht sind.

2.2 Methoden der virtuellen Endoskopie

In der Studie werden vier verschiedene Methoden der virtuellen Endoskopie miteinander verglichen. Zum einen handelt es sich hierbei um zwei verschiedene Versionen von *Navigator* (GE Medical Systems, Milwaukee, USA) (17), *Surface Rendering* und *Volume Rendering*, eine weitere Methode ist *Flight Volumizer*, weiterentwickelt von ISM (Institute of Applied Sciences in Medicine), basierend auf der von SGI (Silicon Graphics, Inc.) entwickelten *Volume Rendering* Methode *Volumizer* (28). Die vierte Methode ist *Free Flight*, entwickelt von der Wake Forest University (7), die auf einer *Surface Rendering* Methode basiert.

Dreidimensionale Datensätze von Magnetresonanztomographen wurden von *Surface Rendering* und *Volume Rendering* auf einer Sparc 10 workstation (Sun Microsystem, Mountainview, CA) und, von *Flight Volumizer* und *Free Flight* auf einer Silicon Graphics Onyx2 Infinite Reality, visualisiert.

2.3 Patientenkollektiv

Die Datensätze, die in die Studie aufgenommen worden sind, wurden aus dem MRT-Datensatzfundus des Max-Planck-Institutes für Psychiatrie, AG NMR, in München ausgewählt. Die ausgewählten Datensätze sollten einen größtmöglichen Überblick über die dargestellten anatomischen Strukturen innerhalb der Standardviews ermöglichen.

Es wurden retrospektiv aus der MR-Datenbank geeignete 3-D-Datensätze von 38 Patienten ausgewählt. Auswahlkriterien waren eine repräsentativ gute Bildqualität, das heißt Fehlen von Bewegungsartefakten sowie typische Pathologien der Liquorräume und Tumoren.

Bei den ausgewählten Patientendatensätzen handelt es sich um folgende Diagnosen:

Hydrozephalus	15
davon:	
- Hydrozephalus occlusus durch Raumforderung	11
- Normaldruck-Hydrozephalus	4
Atrophie	8
davon:	
- cerebelläre Atrophie	5
- temporale Atrophie	3
Tumore	15
davon:	
- Ventrikulärer Tumor	2
- Akusticusneurinom	1
- Glioblastom	2
- Intra- und suprasellärer Tumor (Prolactinom)	1
- Meningeom	3
- Medulloblastom	1
- NNH-Tumor	1
- Astrozytom	3
- Kolloidzyste	1

Tabelle 1

Bei den Datensätzen handelt es sich ausschließlich um T1-gewichtete 3D-Datensätze. Diese Sequenz verbessert aufgrund des negativen Liquorkontrastes die Darstellung und Abgrenzung raumfordernder, intraventrikulärer und subependymaler pathologischer Prozesse in der virtuellen Endoskopie (26).

2.4 Datenanonymisierung und -speicherung

Die Anonymisierung der 38 Datensätze war Voraussetzung dafür, den Datenschutz der Patienten zu gewährleisten. Hierzu wurden alle zur Patientenidentifikation geeigneten Informationen aus dem Datensatz gelöscht. Die Bearbeitung der Datensätze wurde diesbezüglich wie folgt vorgenommen: Zuerst Speicherung der primären Daten auf MOD und Anonymisierung mittels eines MPI internen Programms, entwickelt durch Dr. B. Pütz. Anschließend Speicherung der anonymisierten Daten auf CD-Rom, die dann auf den entsprechenden Workstations (ISM) ausgewertet werden konnten.

Um diese Rohdatensätze zu einem späteren Zeitpunkt den entsprechenden 3-D-Patientendatensätzen wieder zuordnen zu können, wurde die Examnummer beibehalten. Es handelt sich dabei um eine laufende Nummer, entsprechend der Patientenuntersuchung im MRT des Max-Planck-Institutes für Psychiatrie in München.

Die virtuell erzeugten Standardview-Einstellungen wurden teils im Tiff-Format und teils im Gif-Format gespeichert, und zu einem späteren Zeitpunkt mittels des Unix Bildspeicherprogramms xv ausgewertet.

2.5 Einstellung von Standardviews

Der nächste Schritt war, die in der Studie von Auer und Auer (3) im topographisch anatomischen Modell des Gehirnschädels repräsentierten Standardviews (SV) einzustellen. Ein Standardview ist definiert als eine Position des Betrachters im Ventrikelsystem mit einer bestimmten Blickrichtung auf Gehirnstrukturen. Es wurden 30 verschiedene Standardviews pro Datensatz je einmal eingestellt, die eine komplette virtuelle Darstellung der inneren und äußeren Hirnoberflächen von

Hypophysenregion, Kleinhirnwinkelregion, Tektum, Hirnstamm und Ventrikelsystem ermöglichen.

Als repräsentative Abbildungen sind an dieser Stelle einige Beispiele von Standardviews mit deren virtuell erzeugten Abbildungen, sowie ein real endoskopisches Bild der entsprechenden Region gezeigt.

Die Abbildung 1 zeigt den Standardview 27. Der Beobachtungsstandpunkt ist hier das Hinterhorn. Von dieser Stelle aus ist in Blickrichtung das Temporalhorn einzusehen.



Abb. 1

Standardview 27 in Abbildung 2 zeigt den Blick auf das Temporalhorn mit Plexus choroideus. Der Beobachtungsstandpunkt ist das Hinterhorn.

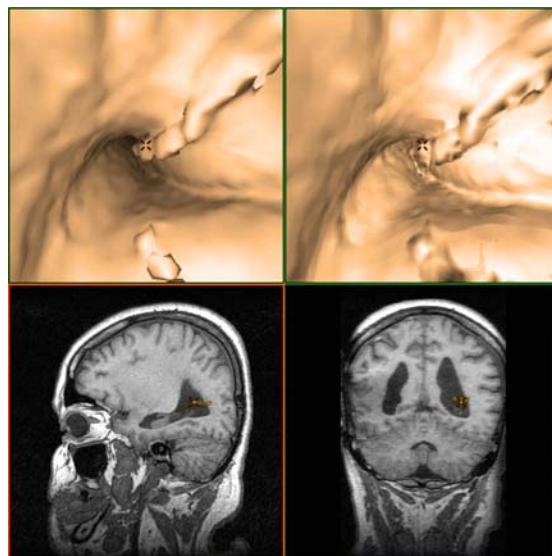


Abb. 2

In Abbildung 3 ist das real endoskopische Bild des Temporalhorns mit Plexus choroideus dargestellt. Beobachtungsstandpunkt ist das Hinterhorn.

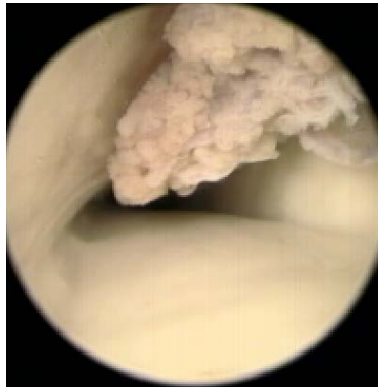


Abb. 3

Die folgende Abbildung 4 zeigt den Standardview 24. Der Beobachtungsstandpunkt ist hier das Hinterhorn. Von dieser Stelle aus ist in Blickrichtung die Cella media einzusehen.



Abb. 4

Die Abbildung 5 auf der nächsten Seite stellt das virtuell erzeugte Bild mittels der Methode Navigator Surface Rendering (links) und Navigator Volume Rendering (rechts) des Standardview 24 dar.

Das reale endoskopische Bild zeigt die entsprechende Region des Standardview 24 (Abbildung 6).

Die Abbildungen aller anderen Standardviews sind im Anhang dargestellt.

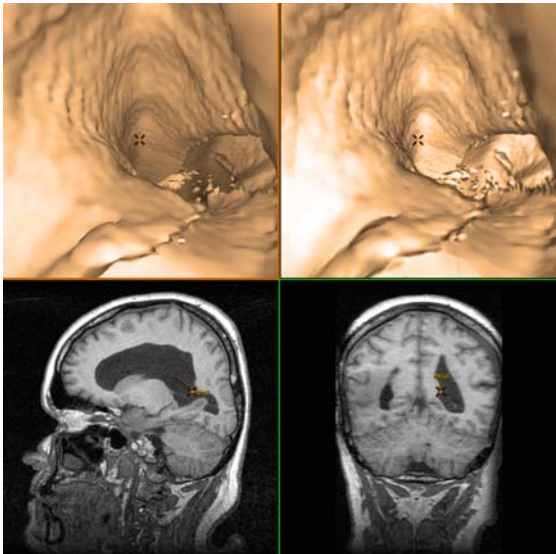


Abb. 5



Abb. 6

In folgender Tabelle sind die 30 Standardviews mit Position des Betrachters und der dazugehörigen Blickrichtung aufgeführt.

SV	Beobachtungspunkt	Blickrichtung des virtuellen Endoskopes
1	Tuberculum sellae	Fossa interpeduncularis
2	Dorsum sellae	Praemamilläre Membran
3	Fossa interpeduncularis	Infundibulum
4	Processus clinoideus post.	Kleinhirnbrückenwinkel
5	Clivus paramedianus	Nervus facialis
6	Medulla oblongata ventral	Pons
7	Medulla oblongata dorsal	Uvula
8	Vermian culmen	zwischen Colliculi superiores
9	Zentrum des 4. Ventrikels	Obex
10	Obex	Lumen des 4. Ventrikels
11	Zentrum des 4. Ventrikels	Caudaler Eingang des Aquädukts
12	Fastigium des 4. Ventrikels	Aquädukt
13	Caudaler Eingang des Aquädukts	Lumen des Aquädukts
14	Caudaler Eingang des Aquädukts	Lumen des 4. Ventrikels
15	Zentrum des Aquädukts	Rostaler Eingang des Aquädukts
16	Zentrum des Aquädukts	Caudaler Eingang des Aquädukts
17	Rostaler Eingang des Aquädukts	Lumen des 3. Ventrikels
18	Rostaler Eingang des Aquädukts	Rostales Lumen des Aquädukts
19	Boden des 3. Ventrikels	Commissura anterior
20	Boden des 3. Ventrikels	Rostaler Eingang des Aquädukts
21	Praemamillaere Membran	Commissura anterior
22	Praemamillaere Membran	Zwischen Foramen Monroi
23	Praemamillaere Membran	Dach des 3. Ventrikels
24	Hinterhorn	Cella media
25	Cella media	Vorderhorn
26	Cella media	Hinterhorn
27	Hinterhorn	Temporalhorn
28	Vorderhorn	Cella media
29	Dach des Vorderhorns	Foramen Monroi
30*	Dach des Vorderhorns	Foramen Monroi

Tabelle 2

* chirurgischer Zugangsweg: 180°-Achsendrehung von Standardview 29

2.6 Benennung der erkennbaren anatomischen Strukturen (EAS) innerhalb der virtuell endoskopischen Standardviews

Um die vier Methoden miteinander vergleichen zu können, war ein weiterer Schritt notwendig. Es mussten vorhandene Gehirnstrukturen in den jeweiligen Standardviews benannt werden, die zu einem späteren Zeitpunkt mittels Klassifikationskriterien ausgewertet werden sollten. Dem Betrachter ist bei der virtuellen Endoskopie, ebenso wie bei der realen Endoskopie, nur ein umschriebenes Gebiet einsehbar. In der Studie wurden alle dreißig Standardviews pro Datensatz mit den vier zu vergleichenden Methoden eingestellt.

Als Beispiel für die erkennbaren anatomischen Strukturen eines Standardviews ist in der Abbildung 1 der Standardview 1 abgebildet.

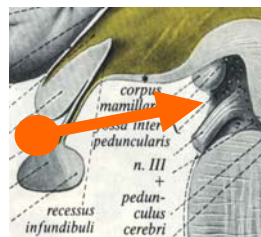


Abb. 7

Die Position des Betrachters ist das Tuberculum sellae. Die Blickrichtung ist zur Fossa interpeduncularis eingestellt. Die anatomischen Strukturen, die in Standardview 1 EAS sein sollten, sind folgende:

<p>Diaphragma sellae Infundibulum Dorsum sellae Chiasma opticum Nn. oculomotorii</p>
--

Tabelle 3

In gleicher Weise wurde mit den Standardviews 2 bis 30 verfahren. Der Anhang gibt grafisch die Einstellung aller Standardviews mit den erkennbaren anatomischen Strukturen (siehe 2.7) wieder.

Die Aufgabe bestand darin zu analysieren, mit welcher Genauigkeit anatomische Strukturen in den virtuell endoskopischen Ansichten darstellbar waren. Dazu musste die Position und Richtung eines Standardviews von einem Datensatz in den verschiedenen Methoden möglichst gut vergleichbar eingestellt werden. Dadurch konnte auch ermittelt werden, welche Strukturen innerhalb eines Standardviews besser und welche weniger gut zu visualisieren sind.

2.7 Beurteilungsmaß der Erkennbarkeit anatomischer Strukturen (Gütekriterien)

Um die Darstellungsqualität der Gehirnstrukturen mit den verschiedenen Methoden für virtuelle Endoskopie vergleichen zu können, mussten darstellungsrelevante Kriterien erstellt werden, die eine Semiquantifizierung der Bewertungen erlauben. Folgende Kriterien wurden auf die Merkmale Randschärfe, Vollständigkeit und Auflösungsvermögen von Gehirnstrukturen angewandt.

Zur Klassifikation wurden die Einzelbewertungen in vier Gruppen zusammengefasst.

Güte	Auflösung	Struktur	Randschärfe
sehr gut	hoch	komplett	scharf
gut	mittel	komplett	unscharf
mäßig	niedrig	nicht komplett	unscharf
NE	nicht erkennbare Strukturen		

Tabelle 4

Wenn eine Struktur mit hoher Auflösung komplett und randscharf und somit eine gute Abbildungstreue wiedergibt, wird sie als sehr gut beurteilt. Ist die Struktur mit weniger guter Auflösung komplett, aber nicht randscharf dargestellt, jedoch die Abbildungstreue dennoch mäßig ist, wird sie als gut beurteilt. Ist eine Struktur nicht komplett, nicht randscharf und niedrig aufgelöst und somit eine gute Abbildungstreue nicht möglich ist, wird sie als mäßig beurteilt.

Zum Vergleich der Methoden bezüglich ihrer Darstellungsfähigkeit und -qualität wurden die Strukturen gezählt, die innerhalb eines Standardviews regelmäßig und in guter Qualität abzubilden waren. Nach dieser Definition wurden die gut abgebildeten Strukturen als erkennbare anatomische Strukturen (EAS) bezeichnet. Der Vergleich

der Methoden wurde anhand der Anzahl erkennbarer anatomischer Strukturen $S(nEAS)$ über alle Datensätze durchgeführt.

Nur die EAS ergeben eine detaillierte virtuelle Abbildungstreue einer Struktur, die bei einer Simulation, Planung und zum Training einer Operation zum Einsatz kommen können.

2.8 Definition des Darstellungsfähigkeits-Maßes f

Zur quantitativen Erfassung der Darstellungsfähigkeit einer Methode wird der Quotient

$$D\text{-Fähigkeitsmaß } f: f = \frac{S(nEAS)}{S(n)} [\%]$$

benutzt, wobei $S(nEAS)$ die Anzahl der erkennbaren anatomischen Strukturen, d.h. jene mit Güteklasse „Sehr gut“, „Gut“ oder „Mäßig“ in allen Standardviews, wiedergibt und $S(n)$ die gesamte Summe der Strukturen, bei denen eine Auswertung möglich war, beschreibt. Insgesamt entspricht dies der Summe der erkennbaren und der nicht erkennbaren Strukturen (NE) Strukturen, die pro Standardview primär definiert wurden (2.6).

Der Quotient f gibt den prozentualen Anteil der erkennbaren anatomischen Strukturen im Verhältnis zur Anzahl aller bewerteten anatomischen Strukturen wieder. Mit diesen Ergebnissen wird ermittelt, mit welcher Häufigkeit die verschiedenen Methoden anatomische Strukturen bei den einzelnen Standardviews abgebildet werden können. Betrachtet man die f -Werte der Standardviews als einzelne Stichprobenwerte, so kann man die Methoden statistisch in ihrer Darstellungsfähigkeit miteinander vergleichen.

Als Beispiel ist der Standardview 1 mit der Methode *Navigator Surface Rendering* aufgeführt:

SV 1	sehr gut	gut	mäßig	NE	S(nEAS)	S(n)	f	VA
Spalte 1	2	3	4	5	6	7	8	9
Infundibulum	32	2	2	1	36	37	97%	1
Dorsum sellae	22	11	3	1	36	37	97%	1
Chiasma opticum	20	4	0	1	24	25	96%	13
Diaphragma sellae	14	15	6	1	35	36	97%	2
N. oculomotorius re.	10	10	1	7	21	28	75%	10
N. oculomotorius li.	9	11	2	5	22	27	81%	11

Tabelle 5

Erläuterungen:

<i>SV 1</i>	<i>Standardview 1</i>
<i>sehr gut, gut, mäßig</i>	<i>abgebildete Strukturen verschiedener Gütekriterien</i>
<i>NE</i>	<i>nicht abgebildete Strukturen</i>
<i>S(nEAS)</i>	<i>Summe der erkennbaren anatomischen Strukturen (sehr gut, gut, mäßig)</i>
<i>S(n)</i>	<i>Summe der bewertbaren Strukturen (S(nEAS)+NE)</i>
<i>f</i>	<i>prozentualer Anteil von S(nEAS)/S(n)</i>
<i>VA</i>	<i>nicht beurteilbare Strukturen</i>

Die erste Spalte der Tabelle zeigt die EAS des Standardview 1, abgebildet mit *Navigator Surface Rendering*. Die Spalten 2-5 zeigen die Klassifikationseinteilungen der EAS. Nicht in die Analyse gingen die Strukturen ein, welche außerhalb des Blickfeldes lagen, bzw. von einer anderen Struktur verdeckt waren (VA), Spalte 9.

Das Infundibulum z.B. war in 36 von den jeweils 38 Fällen eine erkennbare anatomische Struktur S(nEAS), Spalte 6. In einem Fall war die Struktur als nicht abzubildende Struktur zu bewerten (NE). In einem anderen Fall war das Infundibulum von einer anderen Struktur verdeckt und somit einer Beurteilung nicht zugänglich (VA).

Zur Verdeutlichung der Strukturen, die nicht in die Analyse gingen (VA), sei nachfolgend der Standardview 1 von einem der 38 Rohdatensätze gezeigt (Abbildung 8). Aufgrund eines Hypophysentumors ist der Blick auf das Diaphragma sellae, Infundibulum, Dorsum sellae, Chiasma opticum und der Nn. oculomotorii verdeckt. In diesem Datensatz konnten die Strukturen nicht bewertet werden und gingen deshalb nicht in die Analyse ein.

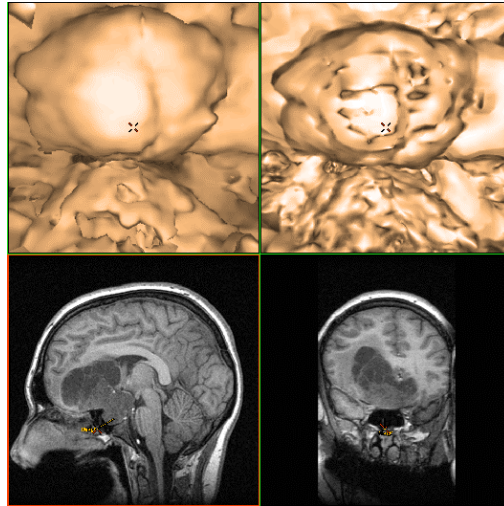


Abb. 8

In dem Standardview 1 eines anderen Rohdatensatzes ist als Beispiel einer Struktur, die sich außerhalb des Blickfeldes (VA) befindet, das Diaphragma sellae in Abbildung 9 gezeigt. Aufgrund der anatomisch bedingten räumlichen Enge des Standardviews war diese Struktur nicht darzustellen und ging deshalb nicht in die Analyse mit ein.

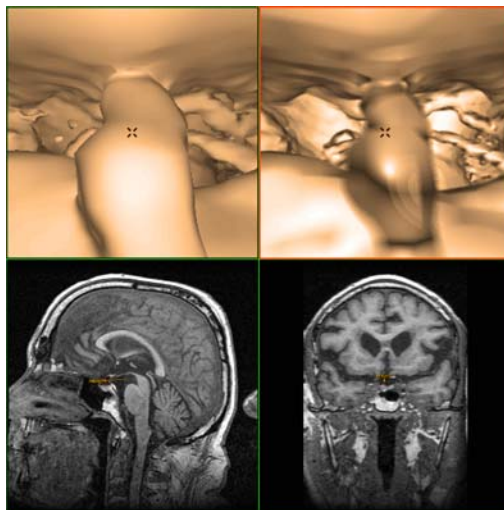


Abb. 9

Aufgrund der Tatsache, dass es bei der Darstellung von den insgesamt 38 Rohdatensätzen Strukturen gab, die nicht in die Analyse aufgenommen werden konnten, weil es sich dabei um verdeckte bzw. außerhalb des Blickfeldes liegende Strukturen handelt (VA), entspricht $S(n)$ jeweils der Anzahl der Strukturen, die einer Bewertung bezüglich der Klassifikationskriterien zugänglich waren. VA-Strukturen

sind eine Folge der Wahl des Standardviews und haben nichts mit der Qualität der VE-Methode zu tun.

Als Beispiel einer Struktur die nicht erkennbar ist, sei im Folgenden das Infundibulum gezeigt, welche mit der Methode *Surface Rendering* (links) eine EAS darstellt, mit der Methode *Volume Rendering* (rechts) nicht erkennbar (NE) ist. Solch eine Struktur ging in die Analyse mit ein.

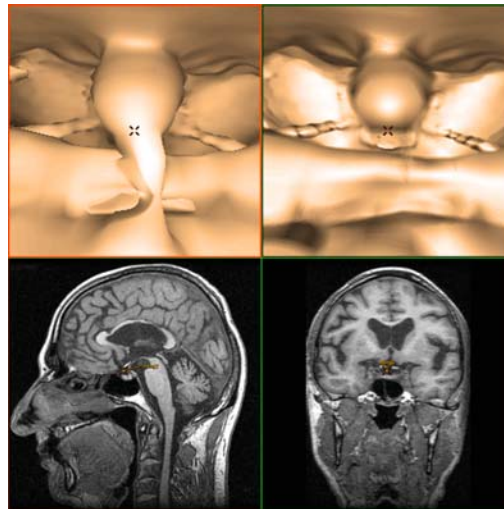


Abb. 10

2.9 Kriterien zur Bestimmung des Qualitätsmaßes q

Um die vier Methoden bezüglich ihrer Darstellungsqualität miteinander vergleichen zu können, musste ein Qualitätsmaß eingeführt werden, welches für alle 4 Methoden denselben Wertebereich aufweisen sollte. Das Qualitätsmaß sollte eine eindeutige Abbildungsfunktion der Darstellungsqualität von Strukturen sein und sollte damit der virtuellen Darstellungsgüte der Methoden entsprechen. Ein hohes Qualitätsmaß einer anatomischen Struktur sollte bedeuten, dass diese Struktur mit der virtuellen Endoskopie abbildungsgetreu dargestellt ist. Ein niedriges Qualitätsmaß dagegen, dass die Struktur nicht eindeutig zu erkennen ist. Damit erweitert q die dichotome Analyse nEAS.

Zur Definition des Qualitätsmaßes wurden die Güteklassen wie in 2.7 definiert und quantifiziert.

Güteklassenkriterien und Klassenwerte				
Güte	Auflösung	Struktur	Randschärfe	k
Sehr gut	hoch	komplett	scharf	3
Gut	mittel	komplett	unscharf	2
mäßig	niedrig	nicht komplett	unscharf	1
NE	nicht erkennbare Strukturen			0

Tabelle 6

Erläuterungen:

k Wert für qualitatives Güteklassenkriterium pro Struktur und Standardview

Eine Struktur, die sehr gut darzustellen war, wurde in der Analyse dreifach, eine gut darzustellende Struktur zweifach und eine mäßig dargestellte Struktur einfach gewertet. Strukturen, die innerhalb des Standardviews nicht darzustellen waren, gingen mit dem Faktor Null in die Qualitätsanalyse ein.

2.10 Definition des Qualitätsmaßes q

Das Qualitätsmaß, das mit q bezeichnet wird, wurde pro Standardview und Datensatz folgendermaßen definiert: ss ist für eine anatomische Struktur und ein Standardview die Summe der Auflösungs-Klassenwerte aller erkennbaren anatomischen Strukturen, multipliziert mit der absoluten Häufigkeit ihres Erscheinens in der Stichproben-Population. $S(n)$ die Anzahl aller bewerteten Strukturen. Daraus ergibt sich:

$$\text{Qualitätsmaß } q: q = \frac{ss}{3 \cdot S(n)}$$

wobei

$$ss = \sum k \cdot ik$$

ik = Anzahl der Strukturen bei Klassenwert k

Nach dieser Definition bekommt q Werte zwischen 0 und 1: 0, wenn keine der beobachteten Strukturen erkennbar und 1, wenn alle optimal (komplett und scharf) erkennbar sind. Das Qualitätsmaß q wird über alle Strukturen eines Standardviews

gemittelt und ebenso wird über alle 30 Standardviews das Qualitätsmaß Q der Methoden ermittelt. Über die 30 Standardviews als Stichprobenwerte lassen sich die 4 Methoden in ihrer Darstellungsqualität miteinander vergleichen, und zwar mit und ohne Differenzierung in den anatomischen Strukturen.

[A n m e r k u n g: Wenn man nicht nur Unterschiede zwischen den Methoden sondern auch zwischen den Standardviews statistisch untersuchen will, das heißt den Einfluss von zwei Faktoren auf Darstellungsqualität unter die Lupe nimmt, dann empfiehlt es sich, das Qualitätsmaß q nicht über die Stichproben-Population, sondern über die Population der anatomischen Strukturen zu definieren. In diesem Fall ist ss die Summe der Auflösungs-Klassenwerte aller erkennbaren Strukturen multipliziert mit der absoluten Häufigkeit ihres Erscheinens unter allen anatomischen Strukturen, die bei einem bestimmten Standardview untersucht wurden (siehe hierzu Tabelle 9)].

Zur Erläuterung der Qualitätsberechnung dient der Standardview 1 von der Methode *Navigator Surface Rendering*.

SV 1	3	2	1	0	ss	S(n)	q
Spalte 1	2	3	4	5	6	7	8
Infundibulum	32	2	2	1	102	37	0,91
Dorsum sellae	22	11	3	1	91	37	0,81
Chiasma opticum	20	4	1	1	69	26	0,88
Diaphragma sellae	14	15	6	1	78	36	0,72
N. oculomotorius re.	10	10	1	7	51	28	0,60
N. oculomotorius li.	9	11	2	5	51	27	0,51

Tabelle 7

Erläuterungen:

3, 2, 1, 0

k-Wert für qualitatives Güteklassenkriterium pro Struktur und Standardview

$S(n)$

Anzahl der bewerteten anatomischen Strukturen

ss

Summe der Auflösungsklassenwerte

q

Qualitätsmaß der Struktur pro Standardview, entspricht

In der ersten Spalte sind die erkennbaren anatomischen Strukturen aufgelistet. Die Spalten 2-4 geben den Wert für das qualitative Güteklassenkriterium pro Struktur und Standardview an, entsprechend der Klassifikationskriterien (2.9). ss gibt die

Summe der Auflösungsklassenwerte an, $S(n)$ die Anzahl der bewerteten anatomischen Strukturen.

Als Beispiel wird die Berechnung des Qualitätsmaßes beim Infundibulum unter dem Standardview 1 (SV 1) mit der Methode *Navigator Surface Rendering* vorgestellt:

$$q = \frac{(32 \cdot 3) + (2 \cdot 2) + (2 \cdot 1) + (1 \cdot 0)}{3 \cdot 37} = 0,91$$

Das gesamte Qualitätsmaß ($qSV1$) des Standardview 1 der Methode *Navigator Surface Rendering* über alle anatomische Strukturen ist dann:

$$qSV1 = \frac{0,91 + 0,81 + 0,72 + 0,88 + 0,51 + 0,60}{6} = 0,74$$

Zur Berechnung des Qualitätsmaßes Q der Methode wird dann über alle qSV gemittelt:

$$Q = \frac{\sum_{x=1}^{30} qSVx}{30}$$

2.11 Handhabung der Methoden

Mit den Methoden *Surface Rendering*, *Volume Rendering* und *Flight Volumizer* kann ein Standardview in gleicher einfacher Weise eingestellt werden. Im ersten Schritt wird die Position des Betrachters auf zwei der drei Schnittebenen (coronal, axial und/oder sagittal) im dreidimensionalen Datensatz an einem der definierten Punkte positioniert, und im zweiten Schritt die entsprechend definierte Blickrichtung einzustellen. Schritt drei besteht darin, den richtigen Schwellenwert manuell einzustellen. Diese Vorgehensweise der drei Methoden bietet die Möglichkeit, einen unteren und oberen Graustufenschwellenwert so einzustellen, dass ein der Realität entsprechendes, virtuelles Bild erzeugt wird. Einen Standardview in dieser Schrittfolge einzustellen dauert nach kurzer Einführung mit der verwendeten Workstation (Sun Microsystems, Mountainview, CA mit den Methoden *Surface Rendering* und *Volume Rendering*; Silicon Graphics Onyx2 mit der Methode *Flight Volumizer*) etwa zwei Minuten.

Die Einstellung eines Standardviews mit der Methode *Free Flight* war schwieriger. Dazu musste erst in einem der MRT-Schnittebenen eine bestimmte Region (x- und y-Achse) ausgewählt und anschließend in einer zweiten Schnittebene die Region in einer z-Achse erweitert werden. Die Eingabe des Schwellenwertes erfolgt bereits vor der Darstellung der ausgewählten Region. Die nachbearbeitete Region kann in alle Richtungen rotiert werden. Durch Drehen der Region wird die Richtung des Betrachters eingestellt und durch Ansteuern des Betrachters an einen definierten Punkt die Position. Einen Standardview mit dieser Methode einzustellen dauert mit der verwendeten Workstation (Silicon Graphics Onyx2) etwa acht Minuten.

2.12 Optimierung der Einstellung mittels Schwellenwert

Eine ausreichende Signaldifferenz (Kontrast) zwischen interessierten Strukturen und Umgebung ist von hoher Wichtigkeit, um mittels Schwellenwert nicht relevante Strukturen als Hintergrund zu definieren. Durch einfache Angabe eines Zahlenwertes als Signalintensitätsschwelle (threshold) wird eine Segmentierung der Gewebe für einen erzeugten Standardview erreicht. Bildpunkte und SI (Signalintensitäten) unterhalb dieses Wertes werden als Hintergrund gar nicht dargestellt, während alle Bildpunkte mit $SI > \text{Schwellenwert}$ positiv abgebildet werden. Um nicht falsche Volumina zu erzeugen, muss bei der Schwellenwerteinstellung mit besonderer Genauigkeit vorgegangen werden. Bei zu geringem Schwellenwert kommt es zu einer Über- und bei zu hohem Schwellenwert zu einer Unterbewertung der betrachteten Strukturen bzw. Hohlräumen (24). Zur optimalen Anpassung wurde die Einstellung des Schwellenwertes in den verschiedenen Standardviews variiert.

Die Schwellenwerteinstellung ist in den Methoden *Surface Rendering*, *Volume Rendering* und *Flight Volumizer* identisch. Während der Nachbearbeitung kann der Schwellenwert ständig verändert werden, bis eine optimale Einstellung des Standardviews erreicht ist. Dies erleichtert die Handhabung und interaktive Kontrolle wesentlich. Bei der Methode *Free Flight* ist eine Schwellenwertangabe nur vor der Nachbearbeitung möglich.

2.13 Beobachtereinfluss

2.13.1 Interrater-Reliabilität

Um die Objektivität der Bewertung zu überprüfen, wurde ein Teil der Strukturen von einer zweiten Person unabhängig erneut bewertet. Dabei wurden 10 zufällig ausgewählte Standardviews und jeweils drei Strukturen bestimmt, die nochmals bewertet wurden. Die ausgewählten Standardviews (SV) waren SV 1 mit den Strukturen Infundibulum, Nervus oculomotorius links und Nervus oculomotorius rechts, SV 3 mit den Strukturen Traktus optikus, Nervus optikus und Infundibulum, SV 6 mit den Strukturen Pyramiden, Decussatio pyramidum und Pons, SV 7 mit den Strukturen Medulla oblongata, Tonsillae und Uvula, SV 21 mit den Strukturen Commissura anterior, Fornix und Foramen Monroi, SV 24 mit den Strukturen Plexus choroideus und Septum pellucidum, SV 25 mit den Strukturen Plexus choroideus, Nucleus caudatus und Lumen des Vorderhorns, SV 26 mit den Strukturen Septum pellucidum, Plexus choroideus und Lumen des Hinterhorns, SV 27 mit den Strukturen Lumen des Temporalhorns und Plexus choroideus und SV 29 mit den Strukturen Caput nuclei caudati, Fornix und Foramen Monroi.

2.13.2 Intrarater-Reliabilität

Die Ergebnisse der Intraraterreliabilität konnte überprüft werden, indem der Erstbewerter Strukturen der ausgewählten Standardviews von Punkt 2.13.1 zu einem späteren Zeitpunkt noch einmal auswertete.

2.14 Statistische Auswertung

Zum Vergleich der 4 Methoden wurden sowohl die Darstellungsfähigkeit (f) als auch die Darstellungsqualität (q) als Zielvariablen herangezogen.

Bei der Analyse der Darstellungsfähigkeit der Methoden sollten Aussagen bezüglich des Grades der Darstellungsfähigkeit von erkennbaren anatomischen Strukturen S(nEAS) zu bewerteten anatomischen Strukturen S(n) entsprechend der Definition von 2.8 erzielt werden.

Der Qualitätsvergleich der Methoden sollte Auskunft über die Darstellungsqualität der Methoden mit Einbeziehung der Streuung geben. Die Streuung der Mittelwerte wird als standard error of mean (SEM) angegeben.

Die statistische Analyse umfasste im einzelnen:

1. Methodenvergleiche bzgl. des Quotienten f
2. Methodenvergleiche bzgl. des Qualitätsmaßes q
3. Methodenvergleiche in den Häufigkeitsverteilungen der Auflösungsklassen der anatomischen Strukturen
4. Analyse der Inter- und Intrarater-Reliabilität

Für den Vergleich der Methoden und Standardviews in den Variablen f und q wurde je eine zweifaktorielle Varianzanalyse mit wiederholten Messungen verwendet. Die Einflussfaktoren „Methode“ und „Standardviews“ sind als Wiederholungsfaktoren anzusehen und besitzen 4 bzw. 30 Stufen. Im Falle eines signifikanten Faktoreinflusses folgten Kontrasttests zur Lokalisation der Methoden- bzw. Standardviewpaare mit signifikanten Mittelwertsunterschieden in den geprüften Variablen. Zum Vergleich der 4 Methoden in den Häufigkeitsverteilungen der verschiedenen Auflösungs-Qualitätsklassen für einen bestimmten Standardview und eine bestimmte anatomische Struktur wurde der χ^2 -Test angewendet. Die Inter- und Intrarater-Übereinstimmung wurde schließlich mit Hilfe von Korrelationskoeffizienten geprüft.

Als Signifikanzniveau (Fehler 1. Art) bei der Prüfung der globalen Unterschiede wurde $\alpha=0.01$ angenommen. Die post-hoc Tests zur Prüfung der einfachen Effekte, das heißt zur Lokalisation der Methoden- oder Standardviewpaare mit signifikanten Mittelwertsunterschieden, wurden bei einem reduzierten Signifikanzniveau (Bonferoni Korrektur) durchgeführt.

3 Ergebnisse

3.1 Qualität der Darstellung

Das Ergebnis war eine sehr hohe Genauigkeit der Darstellung der anatomischen Strukturen mit der Methode *Navigator*. Beide Versionen, *Surface Rendering* und *Volume Rendering*, waren in der Lage, anatomische Strukturen realitätsgetreu abzubilden. Mit *Navigator Surface Rendering* konnten 93% der erwarteten Strukturen dargestellt werden, wovon 57% der Strukturen mit einer „Sehr guten“ und 25% der Strukturen einer „Guten“ Genauigkeit wiedergegeben wurden. Entsprechend dazu konnten mit der Methode *Navigator Volume Rendering* 91% der erwarteten Strukturen dargestellt werden, wovon 53% mit „Sehr gut“ und 26% mit „Gut“ bewertet wurden. Mit der Methode *Flight Volumizer* war es möglich 85% der erwarteten Strukturen darzustellen, wovon 18% als „Sehr gut“ und 41% als „Gut“ bewertet wurden. Die Methode *Free Flight* stellte nur 45% der erwarteten Strukturen dar. 1% konnten mit „Sehr gut“ und 14% mit „Gut“ bewertet werden.

Es zeigten sich also bereits auf Ebene der Güteklassenwertverteilung als Ausdruck der Genauigkeit der Darstellung anatomischer Strukturen große Unterschiede zwischen diesen virtuellen Methoden.

Im folgenden sollen die unterschiedliche Darstellung von erkennbaren anatomischen Strukturen (EAS) bezüglich der verschiedenen Methoden genauer vorgestellt werden.

Die Hirnnerven Nervus opticus und Tractus opticus konnten mit den Methoden Navigator Surface Rendering (SR), Navigator Volume Rendering (VR) und Flight Volumizer (FV) dargestellt werden. Zusätzlich konnten die Methoden SR und VR auch den Nervus oculomotorius und das Chiasma opticus darstellen.

Im Bereich Hirnstamm und Kleinhirn war die Darstellungsqualität der Strukturen folgendermaßen. Mit den Methoden SR, VR und FV konnte das Corpus mammillare, die Pyramide, die Decussatio pyramidum, der Pons, die Tonsillen, die Uvula, die Medulla oblongata, die Colliculi superiores und inferiores und das Crus cerebri regelrecht dargestellt werden.

Im Hypophysenbereich war das Infundibulum mit allen Methoden darzustellen. Mit SR, VR und FV konnte zusätzlich noch das Dorsum sellae und der Processus clinoideus posterior und mit SR und VR das Diaphragma sellae dargestellt werden.

Die Strukturen Eminentia mediana und der Boden des vierten Ventrikels waren darstellbar mit SR, VR und FV. Der Sulcus medianus, der Recessus lateralis ventriculi quatri und das Velum medianum anterior, zusätzlich mit den Methoden SR und VR.

Im dritten Ventrikel waren die Strukturen Commissura anterior, Fornix, Foramen Monroi, Commissura posterior und der Boden des dritten Ventrikels mit SR, VR und FV darzustellen. Mit SR und VR war es zusätzlich noch möglich, die Strukturen Massa intermedia darzustellen.

Im Seitenventrikel war der Nucleus caudatus mit allen Methoden darzustellen. Mit SR, VR und FV waren die Strukturen Caput nuclei caudati, das Lumen des Vorderhorns, das Lumen des Hinterhorns, das Lumen des Temporalhorns, das Lumen der Cella media und das Foramen Monroi darzustellen.

Der Aquädukt wurde ausgewertet nach Form, Eingang und Ausgang. SR, VR und FV konnten diese Strukturen abbilden.

3.2 Vergleich der Darstellungsfähigkeit der Methoden

Für den quantitativen Darstellungsvergleich der verschiedenen Methoden ist – wie bereits erwähnt – der Quotient f , also die Summe der erkennbaren anatomischen Strukturen über alle Standardviews $S(nEAS)$ zur Anzahl der bewerteten Strukturen aller Standardviews $S(n)$, von Bedeutung. Daraus ergibt sich die tatsächliche Darstellungsfähigkeit der erkennbaren anatomischen Strukturen mit den verschiedenen Methoden.

Ermittelt man den Quotienten f über alle anatomischen Strukturen und Standardviews, so erhält man für die verschiedenen Methoden Mittelwerte von f , die sich stark voneinander unterscheiden.

Ergebnisdiagramm des Methodenvergleichs in f über alle Standardviews und alle anatomischen Strukturen

Prozent-Werte der S(nEAS) zu S(n) der verschiedenen Methoden

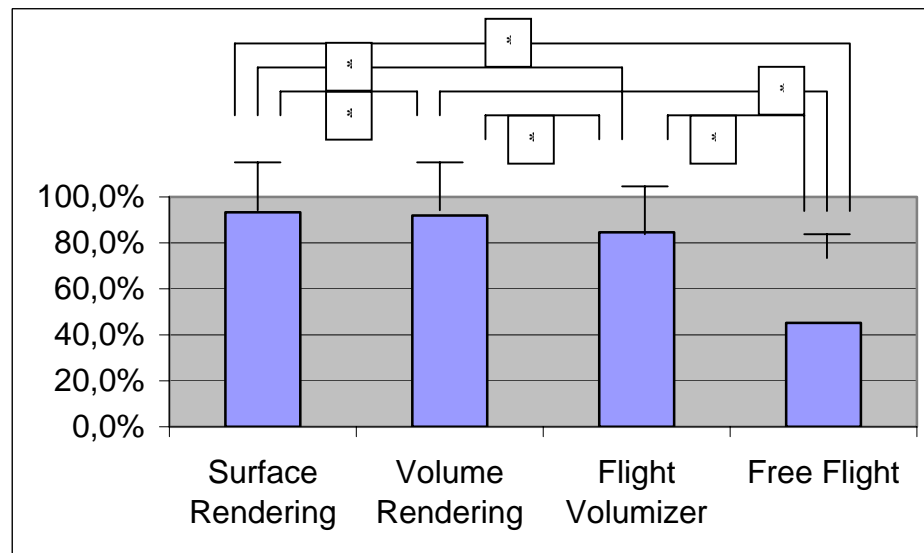


Diagramm 1: Kontrasttests in ANOVA ($p < 0.01$)

Die tatsächliche Darstellungsfähigkeit der sichtbaren anatomischen Strukturen mit der Methode *Surface Rendering* betrug 93,3%, mit *Volume Rendering* 91,9%, mit *Flight Volumizer* 84,6% und mit *Free Flight* 45,2%.

3.3 Häufigkeitsverteilung der Qualitätsklassen

Die Verteilung der semiquantitativen Klassifikationsergebnisse verdeutlicht, wie gut die Strukturen zu sehen waren.

Die nachfolgenden Diagramme geben einen Überblick über die Häufigkeitsverteilung der Qualitätsklassen von S(N) in den verschiedenen Methoden.

Die Diagramme unter a bis d zeigen die Verteilung der Darstellungsgüteklassen gemittelt über alle Strukturen und Standardviews mit den vier Methoden.

a) Surface Rendering

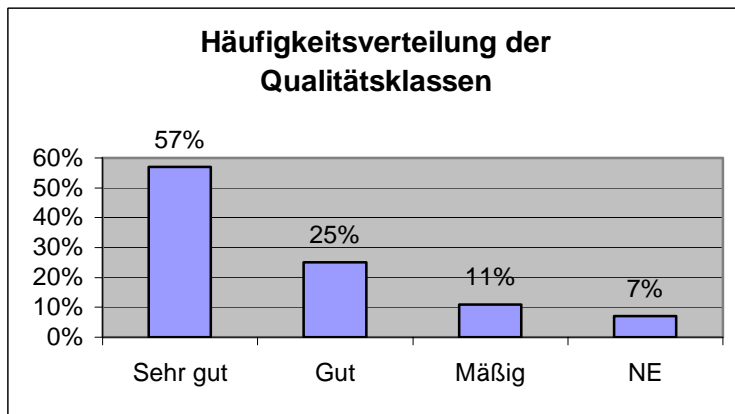


Diagramm 2

b) Volume Rendering

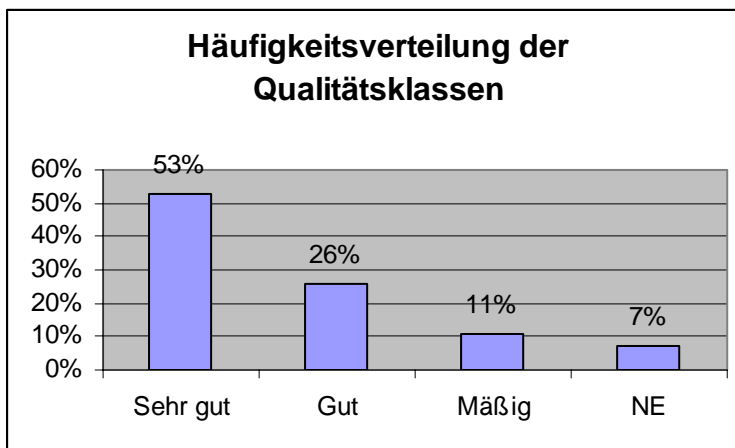


Diagramm 3

c) Flight Volumizer

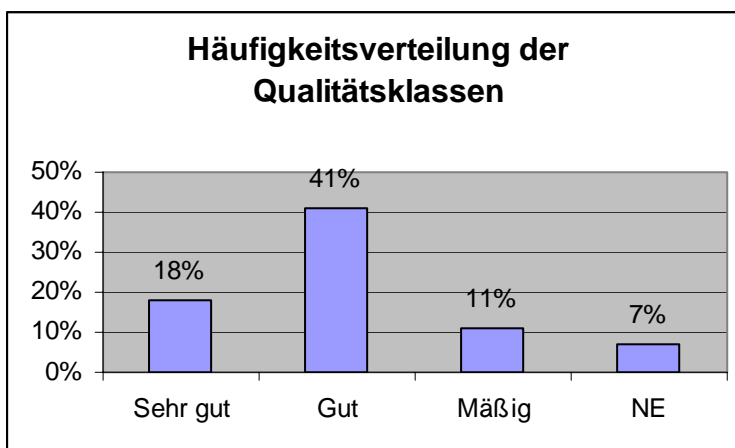


Diagramm 4

d) Free Flight

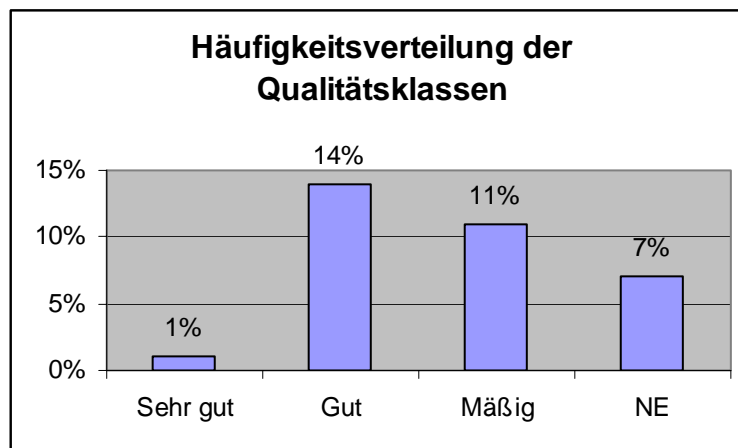
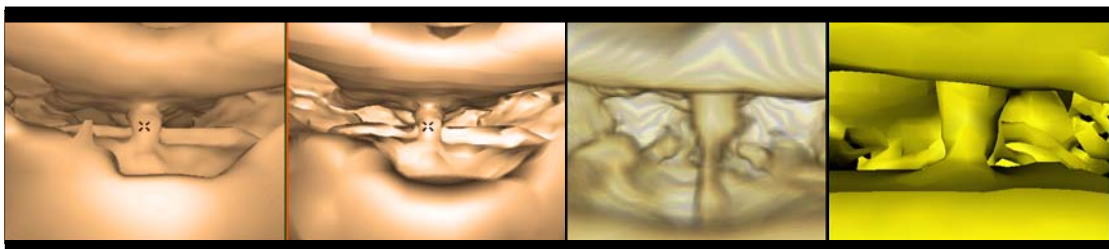


Diagramm 5

Eine Prüfung der vier Methoden auf Gleichheit der Häufigkeitsverteilungen der Qualitätsklassen (Auflösungsklassen) wies signifikante Unterschiede zwischen den Methoden auf (χ^2 -Test, $p < 0.01$). Es zeigte sich, dass die beiden Methoden Navigator (*Surface Rendering* und *Volume Rendering*) sich jeweils von den zwei anderen Methoden *Flight Volumizer* und *Free Flight* signifikant unterscheiden (χ^2 -Test, $p < 0.01$). Darüber hinaus ergibt die Methode *Flight Volumizer* bessere Werte als *Free Flight* (χ^2 -Test, $p < 0.01$). Zwischen den beiden Navigatormethoden gibt es keine signifikanten Unterschiede in der Häufigkeitsverteilung der Qualitätsklassen.

3.4 Vergleich der Darstellungsqualität der Methoden

Die Abbildung 11 gibt ein Beispiel der Darstellungsqualitäten der vier Methoden. Die Position des Betrachters ist das Tuberculum sellae, die Blickrichtung zur Fossa interpeduncularis gerichtet (siehe Abbildung 7).



Navigator:
Surface Rendering

Volume Rendering

Flight Volumizer

Free Flight

Abb. 11

Wie aus der Abbildung 11 beispielhaft erkennbar, zeigte sich generell die beste Darstellungsqualität der anatomischen Strukturen mit der Methode *Navigator Surface Rendering*, knapp gefolgt von *Navigator Volume Rendering*. Ein gutes Ergebnis erzielte auch die Methode *Flight Volumizer*. Mit der Methode *Free Flight* war die am wenigsten detaillierte Darstellung möglich.

Um diese Vermutung zu bestätigen wurde ein Qualitätsvergleich der erkennbaren anatomischen Strukturen S(nEAS) durchgeführt (2.10).

Qualitätsmaße der Methoden

Die nachfolgende Tabelle 8 zeigt pro Standardview und Methode den Mittelwert des Qualitätsmaßes und gibt die statistischen Unterschiede zwischen den verschiedenen Methoden zu den einzelnen Standardviews wieder. Das Qualitätsmaß q wurde hier für jeden einzelnen Proband und Standardview über alle anatomischen Strukturen definiert und als Stichprobeneinheit in eine zweifaktorielle Varianzanalyse einbezogen. Durch die Varianzanalyse wurden zuerst die Einflüsse von „Methode“ und „Standardview“ auf Signifikanz geprüft und anschließend durch Kontrasttests die Methoden pro Standardviews bzw. die Standardviews pro Methode mit signifikanten Unterschieden (3.4.2), (3.4.3) untersucht.

Erläuterungen zur Tabelle 8

SV	Standardview
(1)	Methode Navigator Surface Rendering
(2)	Methode Navigator Volume Rendering
(3)	Methode Flight Volumizer
(4)	Methode Free Flight
q	Mittelwert des Qualitätsmaßes pro SV
Q	Mittelwert des Qualitätsmaßes aller SV
SEM	Standardabweichung
n	Anzahl der Datensätze pro SV
1-2; 1-3; 1-4; 2-3; 2-4; 3-4	Signifikanzangabe der Methoden pro SV (3.4.3)
*	Signifikanter Unterschied
NS	Nicht signifikanter Unterschied
B	nach Bonferoni-Verfahren korrigierte Werte (werden insgesamt τ Tests gemacht, jeweils auf dem Signifikanzniveau α_i , so ist die Gesamtsignifikanz der τ Tests kleiner oder gleich $\sum \alpha_i$; Gewöhnlich wählt man für jeden Test $\alpha_i = \alpha/\tau$, α ist dann das nominelle Signifikanzniveau für diese Folge von Tests), signifikanter Unterschied

SV	Methoden												Signifikanzangabe der Methoden pro SV					
	(1)			(2)			(3)			(4)			1-2	1-3	1-4	2-3	2-4	3-4
	mean	sem	n	mean	sem	n	mean	sem	n	mean	sem	n						
1	0,74	0,04	38	0,67	0,05	38	0,40	0,05	38	0,31	0,04	38	*	*	*	*	*	*
2	0,61	0,05	38	0,56	0,05	38	0,43	0,05	38	0,18	0,03	38	*	*	*	*	*	*
3	0,72	0,05	38	0,67	0,06	38	0,45	0,05	38	0,19	0,04	38	*	*	*	*	*	*
4	0,56	0,05	38	0,50	0,05	38	0,25	0,05	38	0,32	0,06	38	*	*	*	*	*	*
5	0,81	0,04	38	0,81	0,04	38	0,50	0,06	38	0,29	0,05	38	NS	*	*	*	*	*
6	0,95	0,02	38	0,95	0,02	38	0,75	0,05	38	0,36	0,05	38	NS	*	*	*	*	*
7	0,87	0,04	38	0,87	0,04	38	0,62	0,04	38	0,27	0,04	38	NS	*	*	*	*	*
8	0,89	0,02	38	0,89	0,02	38	0,55	0,04	38	0,13	0,02	38	NS	*	*	*	*	*
9	0,56	0,04	38	0,56	0,04	38	0,42	0,04	38	0,18	0,04	38	NS	*	*	*	*	*
10	0,64	0,04	38	0,62	0,04	38	0,49	0,04	38	0,20	0,04	38	*	*	*	*	*	*
11	0,71	0,04	38	0,64	0,04	38	0,60	0,05	38	0,31	0,05	38	*	*	*	B	*	*
12	0,71	0,04	38	0,68	0,04	38	0,46	0,04	38	0,21	0,04	38	B	*	*	*	*	*
13	0,76	0,05	38	0,75	0,04	38	0,51	0,04	38	0,13	0,04	38	NS	*	*	*	*	*
14	0,84	0,04	38	0,71	0,04	38	0,57	0,05	38	0,26	0,05	38	*	*	*	*	*	*
15	0,81	0,04	38	0,68	0,04	38	0,46	0,05	38	0,05	0,02	38	*	*	*	*	*	*
16	0,81	0,04	38	0,66	0,05	38	0,38	0,05	38	0,09	0,03	38	*	*	*	*	*	*
17	0,70	0,06	38	0,68	0,06	38	0,48	0,07	38	0,17	0,04	38	B	*	*	*	*	*
18	0,82	0,04	38	0,76	0,04	38	0,51	0,04	38	0,15	0,04	38	B	*	*	*	*	*
19	0,80	0,04	38	0,80	0,04	38	0,61	0,06	38	0,13	0,03	38	NS	*	*	*	*	*
20	0,78	0,05	38	0,77	0,05	38	0,73	0,04	38	0,18	0,04	38	NS	NS	*	NS	*	*
21	0,81	0,04	38	0,78	0,04	38	0,62	0,05	38	0,19	0,04	38	*	*	*	*	*	*
22	0,78	0,05	38	0,74	0,05	38	0,62	0,05	38	0,16	0,04	38	*	*	*	*	*	*
23	0,66	0,06	38	0,66	0,06	38	0,44	0,05	38	0,13	0,04	38	NS	*	*	*	*	*
24	0,65	0,05	38	0,63	0,05	38	0,39	0,05	38	0,20	0,04	38	B	*	*	*	*	*
25	0,91	0,04	38	0,88	0,04	38	0,51	0,03	38	0,29	0,04	38	B	*	*	*	*	*
26	0,58	0,04	38	0,53	0,04	38	0,40	0,05	38	0,18	0,03	38	*	*	*	*	*	*
27	0,75	0,04	38	0,71	0,04	38	0,56	0,04	38	0,32	0,05	38	*	*	*	*	*	*
28	0,81	0,04	38	0,77	0,04	38	0,60	0,05	38	0,30	0,04	38	*	*	*	*	*	*
29	0,75	0,05	38	0,72	0,05	38	0,55	0,04	38	0,27	0,05	38	*	*	*	*	*	*
30	0,72	0,05	38	0,70	0,05	38	0,52	0,04	38	0,27	0,05	38	*	*	*	*	*	*
Q	0,75			0,71			0,51			0,21								

Tabelle 8

3.4.1 Mittleres Qualitätsmaß der Methoden pro Standardview

Im nachfolgenden Diagramm sind die Mittelwerte des Qualitätsmaßes der Methoden pro Standardview dargestellt (siehe Tabelle 9).

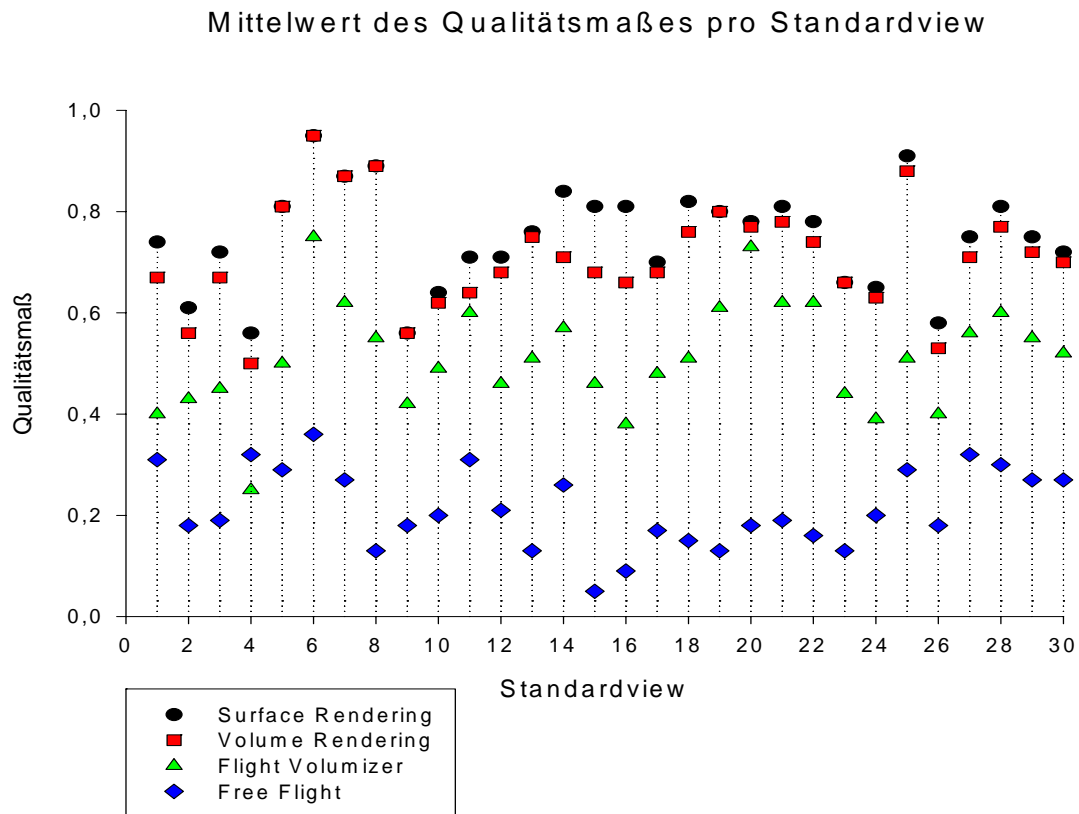


Diagramm 6

Aus dem Diagramm 6 ist erkennbar, dass *Navigator Surface Rendering* die beste Darstellungsqualität in allen dreißig Standardviews besitzt. *Navigator Volume Rendering* besitzt die zweitbeste und in sechs Standardviews mit *Navigator Surface Rendering* gleichgute Darstellungsqualität. *Flight Volumizer* besitzt die drittbeste, *Free Flight* die viertbeste Darstellungsqualität.

3.4.2 Prüfung der signifikanten Unterschiede der Methoden pro Standardview

Es wurde eine Varianzanalyse [Wilks multivarianter Signifikanztest] in Bezug auf den Signifikanzunterschied zwischen den Methoden pro Standardview geprüft. Diese Varianzanalyse zeigt einen signifikanten Interaktionseffekt der Methoden pro Standardview.

Die folgende Tabelle zeigt die Anzahl der Signifikanzunterschiede zwischen den Methoden pro Standardview.

Vergleich der Methoden	Anzahl der signifikanten Standardviewunterschiede	Anz. d. nicht signifikanten Standardviewunterschiede
SR – VR	21	9
SR – FV	29	1
SR – FF	30	0
VR – FV	29	1
VR – FF	30	0
FV – FF	30	0

Tabelle 9

Surface Rendering und *Volume Rendering* zeigen in 21 Standardviews einen signifikanten Unterschied. In Standardview 5, 6, 7, 8, 9, 13, 19, 20 und 23 ist kein signifikanter Unterschied nachzuweisen.

Surface Rendering und *Flight Volumizer* zeigen, außer in Standardview 20, einen signifikanten Unterschied.

Surface Rendering und *Free Flight* zeigen in allen Standardviews signifikante Unterschiede.

Volume Rendering und *Flight Volumizer* zeigen ebenso wie *Surface Rendering* und *Flight Volumizer*, außer in Standardview 20 einen signifikanten Unterschied.

Volume Rendering und *Free Flight* zeigen in allen Standardviews signifikante Unterschiede.

Flight Volumizer und *Free Flight* zeigen ebenso wie *Surface Rendering* und *Free Flight* und *Volume Rendering* und *Free Flight* in allen Standardviews signifikante Unterschiede.

3.4.3 Prüfung der signifikanten Unterschiede der Standardviews pro Methode

Bei der Qualitätsauswertung der einzelnen Standardviews zeigte sich, dass es Standardviews mit besserer und schlechterer Darstellungsqualität gab. Gegeneinander wurden nun diejenigen Standardviews einer Methode geprüft, die mit der Methode der besten Darstellung, *Navigator Surface Rendering*, unter dem Qualitätsmaß von 0,7 lagen. Zu diesen Standardviews zählten: 2, 4, 9, 10, 17, 23, 24 und 26. Hintergrund für diese Untersuchung war es, zu prüfen, in wieweit signifikante Unterschiede zwischen den Standardviews geringerer Qualität innerhalb einer Methode auftreten. Die nachfolgende Tabelle zeigt die Ergebnisse dieser Untersuchung.

Variable	SR	VR	FV	FF
sv2-sv4	*	*	*	*
sv2-sv9	*	NS	NS	NS
sv2-sv10	NS	NS	*	NS
sv2-sv17	NS	NS	NS	NS
sv2-sv23	*	*	NS	B
sv2-sv24	NS	B	B	NS
sv2-sv26	B	*	B	NS
sv4-sv9	NS	NS	*	*
sv4-sv10	NS	*	*	*
sv4-sv17	NS	NS	*	*
sv4-sv23	*	*	*	*
sv4-sv24	*	*	*	*
sv4-sv26	NS	NS	*	*
sv9-sv10	NS	B	*	NS
sv9-sv17	NS	NS	NS	NS
sv9-sv23	*	*	B	B
sv9-sv24	*	*	NS	NS
sv9-sv26	NS	NS	NS	NS
sv10-sv17	NS	NS	B	B
sv10-sv23	*	*	*	B
sv10-sv24	*	B	*	NS
sv10-sv26	B	*	*	B
sv17-sv23	*	*	NS	B

Variable	SR	VR	FV	FF
sv17-sv24	NS	NS	NS	B
sv17-sv26	NS	NS	NS	NS
sv23-sv24	B	*	B	*
sv23-sv26	*	*	B	B
sv24-sv26	*	*	NS	NS

Tabelle 10

Erläuterungen:

SR: Surface Rendering

VR: Volume Rendering

FV: Flight Volumizer

FF: Free Flight

sv: Standardview

Variable: verglichene Standardviews

*: signifikant unterschiedlich

NS: kein signifikanter Unterschied

B: Bonferroni-Verfahren

Das Diagramm 7 zeigt grafisch die Anzahl der signifikanten Unterschiede der ausgewählten Standardviews pro Methode.

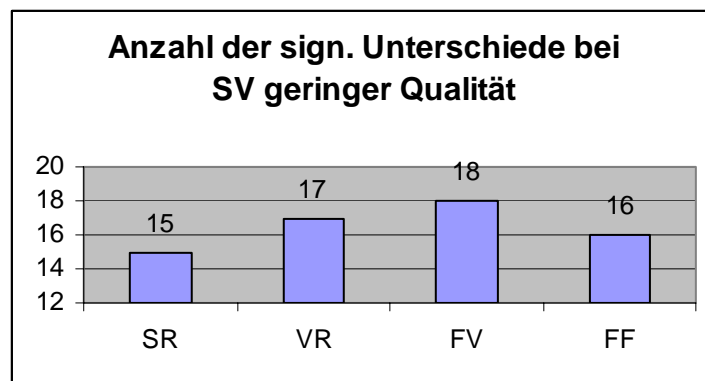


Diagramm 7

Bei insgesamt 28 Vergleichen von Standardviews war mit der Methode *Navigator Surface Rendering* 15 mal, mit der Methode *Navigator Volume Rendering* 17 mal, mit der Methode *Flight Volumizer* 18 mal und mit der Methode *Free Flight* 16 mal ein signifikanter Unterschied in der Darstellungsqualität dieser Standardviews in der Analyse festzustellen. Das spricht für eine bei allen Methoden gleiche Variation der Darstellungsqualität über die Standardviews geringerer Qualität.

3.4.4 Signifikanzunterschiede zwischen den Methoden

Der über die Qualitätsmaße einzelner Standardviews gemittelte Qualitätswert Q ergab signifikante Unterschiede zwischen allen Methoden.

Ergebnisdiagramm des Qualitätsmaßes der Methoden

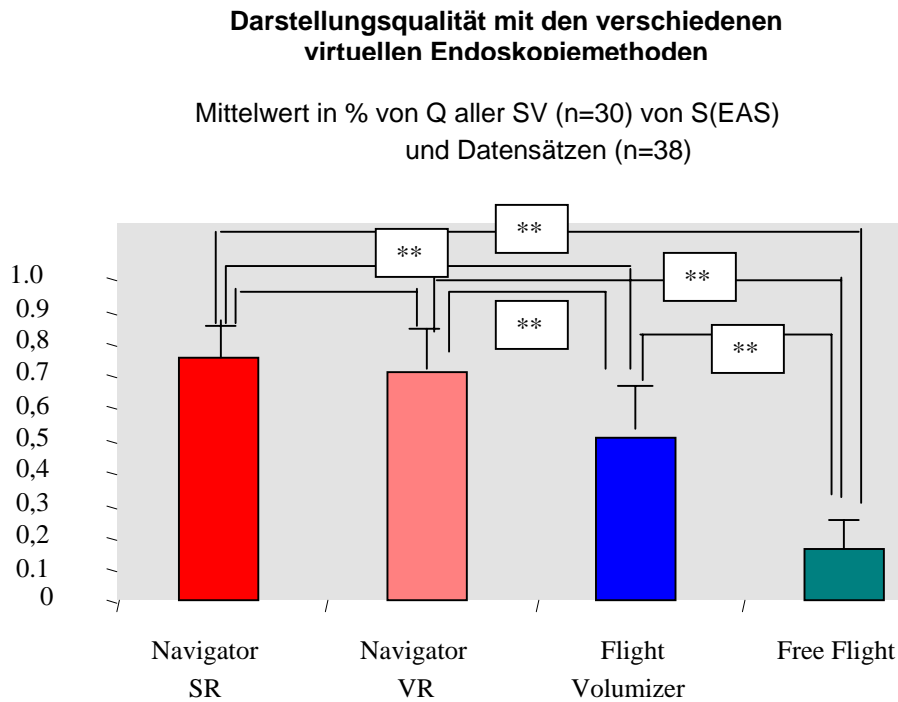


Diagramm 8: $**p < 0.001$ (Wilks multivariater Signifikanztest)

Die Varianzanalyse (Wilks multivariater Signifikanztest) zeigt einen signifikanten Unterschied in der Darstellungsqualität der Methoden. Wie aus der Tabelle 9 zu erkennen ist, sind auch auf der Ebene der einzelnen Standardviews alle Methoden von *Free Flight* unterschiedlich und die meisten auch von *Flight Volumizer*.

3.5 Überprüfung des Beobachtereinflusses

Zur Überprüfung des Beobachtereinflusses wurde eine Interrater-Reliabilität und Intrarater-Reliabilität mittels der Methode Navigator Surface Rendering durchgeführt.

3.5.1 Interrater-Reliabilität

Die Analyse ergab eine sehr hohe Übereinstimmung zwischen beiden Bewertern mit dem Korrelationskoeffizienten 0,9108, was für eine geringe Beeinflussung durch den Untersucher spricht.

Ergebnis des Interrater-Reliabilitätstestes

	SV1	SV3	SV6	SV7	SV21	SV24	SV25	SV26	SV27	SV29
Auswerter1										
mean	0,93	0,93	0,96	0,93	0,96	0,67	1	0,52	0,94	0,78
sem	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,1	0	0,04	0,06	0,06
N	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3
Auswerter2										
mean	0,93	0,93	1	1	0,93	0,83	1	0,56	1	0,7
sem	0,04	0,04	0	0	0,07	0,1	0	0,06	0	0,07
N	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3

Tabelle 11

Erläuterungen:

<i>mean</i>	<i>Mittelwert des Qualitätsmaßes pro Standardview</i>
<i>sem</i>	<i>Standardabweichung</i>
<i>n</i>	<i>Anzahl der ausgewerteten Strukturen</i>
<i>SV</i>	<i>Ausgewählte Standardviews</i>

3.5.2 Intrarater-Reliabilität

Die Analyse ergab eine sehr hohe Übereinstimmung der beiden Auswertungen mit dem Korrelationskoeffizienten von 0,9846, was für eine hohe Bewertungskonstanz spricht.

Zur Validierung wurden die zwei Auswertungen mit je drei anatomischen Strukturen pro Standardview durchgeführt. Es ergab sich bei allen Versuchen eine hohe Übereinstimmung zwischen den beiden Auswertern ($r > 0,91$ bei jedem Versuch).

Ergebnis des Intrarater-Reliabilitätstestes

	SV1	SV3	SV6	SV7	SV21	SV24	SV25	SV26	SV27	SV29
1. Auswertung										
mean	0,93	0,93	0,96	0,93	0,96	0,67	1	0,52	0,94	0,78
Sem	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,1	0	0,04	0,06	0,06
N	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3
2. Auswertung										
mean	0,96	0,93	0,96	0,87	1	0,67	1	0,52	0,94	0,81
Sem	0,04	0,04	0,04	0,02	0	0,1	0	0,04	0,06	0,1
N	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3

Tabelle 12

Erläuterungen:

mean *Mittelwert des Qualitätsmaßes pro Standardview*
sem *Standardabweichung*
n *Anzahl der ausgewerteten Strukturen*
SV *Ausgewählte Standardviews*

4 Diskussion

Die Genauigkeit der Darstellung von anatomischen Hirnstrukturen mittels verschiedener Methoden der virtuellen Endoskopie stand im Mittelpunkt der Studie. Bei den anatomischen Strukturen handelte es sich um verschiedene Hirnnerven, Strukturen des Hirnstammes und Kleinhirns, Strukturen in der Hypophysenregion, um die Oberflächendarstellung des vierten Ventrikels, des dritten Ventrikels, des Seitenventrikels, des Aquädukts und von Hirnmembranen.

4.1 Diskussion der Ergebnisse

Das Ziel der Studie war es zu untersuchen, in wie weit die Methoden für virtuelle Endoskopie, *Navigator Surface Rendering*, *Navigator Volume Rendering*, *Flight Volumizer* und *Free Flight*, für die virtuelle Neuroendoskopie des Gehirns umschriebene Strukturen in ausreichender Genauigkeit darstellen.

Die Untersuchung der Eignung für die virtuelle Darstellbarkeit beruht zum einen auf der Darstellbarkeit anatomischer Strukturen und zum anderen deren Darstellungsqualität über eigens definierte Maße.

Der Vergleich der Darstellbarkeit der Strukturen zeigte, dass anatomische Strukturen mit den Methoden *Navigator Surface Rendering* (93,3%), *Navigator Volume Rendering* (91,9%) und *Flight Volumizer* (84,6%) ähnlich oft darzustellen waren. Mit der Methode *Free Flight* (45,2%) war das deutlich schlechter möglich.

Die nächste Frage war nun, in welcher Qualität die verschiedenen Methoden in der Lage waren Strukturen darzustellen. Mit *Navigator Surface Rendering* (0,75) und *Navigator Volume Rendering* (0,71) war die Qualität der Darstellung von anatomischen Strukturen am besten, gefolgt von der Methode *Flight Volumizer* (0,51). Die Methode *Free Flight* (0,21) zeigte mit Abstand die geringste Darstellungsqualität von anatomischen Strukturen.

Aus den durchgeführten Vergleichen der Methoden ist erkennbar, dass die Methoden *Navigator Surface Rendering* und *Navigator Volume Rendering* die geeignetsten virtuellen neuroendoskopischen Methoden sind, mit der besten virtuellen

Darstellungsfähigkeit und Darstellungsqualität von anatomischen Hirnstrukturen. Die Methode *Flight Volumizer* zeigt ähnlich gute Darstellungsfähigkeit der Gehirnstrukturen, ist in der Darstellungsqualität jedoch schlechter als die Versionen von *Navigator*. Die Methode *Free Flight* zeigt sowohl in der Darstellungsfähigkeit, als auch in der Darstellungsqualität anatomischer Gehirnstrukturen größere Defizite als die anderen Methoden.

Allerdings konnten acht Standardview-Einstellungen mit keiner Methode eine ausreichende Qualität erzielen. Die Standardviews, welche unter dem Qualitätsmaß von 0,7 lagen, und so keine hinreichende Qualität darstellen konnten, liegen in Regionen mit engen anatomischen Verhältnissen, wie Hypophysenregion, Kleinhirnbrückenwinkel oder 3. Ventrikel. Die Qualität eines Standardviews ist somit auch abhängig vom Platz für die virtuelle Optik, der zur Verfügung steht. Es war festzustellen, dass bei Patientendatensätzen mit Atrophie oder Hydrozephalus die Qualität des Standardviews wegen des zu Verfügung stehendes Raums für die Einstellung besser war als bei Patientendatensätzen mit engen anatomischen Verhältnissen.

4.2 Anwendung der virtuellen Endoskopie des Gehirns

Die Anwendung der virtuellen Endoskopie des Gehirns liegt in der Lehre der Gehirn-anatomie, in der Planung, im Training und in der Simulation von gehirnchirurgischen Abläufen (3).

Der Vorteil der virtuellen Endoskopie zur konventionellen Lehre liegt in der hervorragenden Darstellungsqualität von Gehirnstrukturen und in der anatomischen Orientierung bei chirurgischen Prozeduren, die schwer mit 2-dimensionalen Schichtbildern zu demonstrieren sind. Außerdem bietet die virtuelle Endoskopie als elektronisches Lehrmedium eine gute Ergänzung zu 2-dimensionalen Schichtbildern in Lehrbüchern, um sogar die komplexe Hirnanatomie mittels 3-dimensionaler Datensätze abzubilden(18).

Eine Nachbearbeitungsmethode für virtuelle Endoskopie, die zur Simulation, Planung und zum Training bei Gehirnoperationen zur Anwendung kommen kann, muss die Fähigkeit besitzen, anatomische Strukturen detailliert, realitätsgerecht und

plastisch darzustellen. Der Schwerpunkt dieser Darstellungsmethoden liegt in der dreidimensionalen Präsentation und Benutzerinteraktion. Dadurch erhält die virtuelle Realität in der Medizin einen besonderen Stellenwert. Voraussetzung sind digitale Tomographieverfahren, die dreidimensionale Anatomie erfassen und somit nach Verarbeitung mit digitaler Bildanalyse eine dreidimensionale Repräsentation und Modellierung erlauben (18).

Die virtuelle Endoskopie ist eine seit einigen Jahren entwickelte Nachbearbeitungsmethode für Schnittbilder. Die dargestellten Bilder liefern eine Perspektive, die den Eindruck einer realen endoskopischen Aufnahme vermittelt. Es gibt zwei grundsätzliche Methoden mit denen sich eine künstliche Oberfläche rekonstruieren lässt. Die Methoden *Navigator Surface Rendering* und *Free Flight* stellen Oberflächen dar (Surface Rendering), bei der ein Kantenmodell aus kleinen Dreiecken rekonstruiert wird, die Methoden *Navigator Volume Rendering* und *Flight Volumizer* rekonstruieren das gesamte Volumen (Volume Rendering). In beiden Fällen ist es möglich den Betrachtungswinkel, die Lichtquelle, die Tiefencodierung, Schattierungseffekte und Oberflächeneigenschaften der rekonstruierten Bilder zu verändern. Der Vorteil der Oberflächenrekonstruktion besteht in der deutlichen Verringerung der benötigten Datenmenge. Volumenrekonstruierte Bilder liefern eine höhere räumliche Auflösung, was dieses Verfahren zur bevorzugten Technik für die virtuelle Endoskopie, bei Simulierung, Planung und beim Training von Chirurgen macht. Mit dieser Technik schaut der Betrachter aus einer bestimmten Richtung auf den Schichtbildstapel und dabei kann jedem Voxel abhängig von der Signalintensität eine bestimmte Sichtbarkeit zugewiesen werden. Die gesamte Information der Schnittbilder ist immer vorhanden und kann interaktiv am Bildschirm herausgeholt oder verborgen werden (6, 25).

Die Studien von Burtschler et al. (9, 10) ergaben, dass virtuelle Endoskopiebilder der Gehirnanatomie des dritten Ventrikels, erstellt mittels der Methode *Navigator Surface Rendering*, und die realen anatomischen Verhältnisse, intraoperativ ermittelt, miteinander vergleichbar sind. Hirneingriffe wurden durch virtuelle Endoskopie in 8 von 20 Fällen beeinflusst. In 12 von 20 Fällen wurde die Strategie des chirurgischen Vorgehens durch die bekannten anatomischen Verhältnisse aus der virtuellen Endoskopie gefestigt. Die in der Studie beschriebenen Strukturen wie Aquädukt, Hirnstamm, Tektum, Foramen Monroi, Fornix und Nucleus caudatus konnten mit

den beiden Versionen von *Navigator* und mit der Methode *Flight Volumizer*, wie in den Ergebnissen beschrieben, ebenfalls regelmäßig und in guter Qualität dargestellt werden. Dünne Membranen können jedoch oft nicht korrekt rekonstruiert werden (3) (10) (32).

Die in der Studie Auer und Auer (3), mittels *Navigator Surface Rendering* gewonnenen Ergebnisse bei der Darstellung von Strukturen der Hypophysenregion, der Hirnnerven, des Hirnstammes, des Kleinhirns, des Aquädukts, des dritten Ventrikels und des Seitenventrikels konnten mit einer größeren Anzahl von Patientendatensätzen mit den Methoden *Navigator Surface Rendering* und *Volume Rendering* bestätigt werden. Mit der Methode *Flight Volumizer* konnten ähnlich viele anatomische Strukturen abgebildet werden, die Qualität der Darstellung war allerdings geringer. Die Methode *Free Flight* lag in der Darstellungsfähigkeit und Darstellungsqualität von anatomischen Strukturen weit hinter den anderen Methoden zurück und kann daher nicht empfohlen werden.

4.3 Probleme der virtuellen Endoskopie

Ein Problem der virtuellen Endoskopiemethoden liegt in der Darstellbarkeit von Membranen. Die Lamina terminalis (SV 21) oder das Septum pellucidum (SV 25) sind aufgrund des Auflösungsvermögens der Methoden derzeit nicht abzubilden (3) (9) (32). Die Voxelgröße des MRT-Datensatzes ist zu groß um die dünnen Strukturen darzustellen.

Ein weiteres Problem der virtuellen Endoskopie liegt in der Darstellung unterschiedlicher Gewebe. Momentan können nur entweder Blutgefäße oder Gehirnstrukturen dargestellt werden (3). Aber nur virtuell dargestellte Knochen, Blutgefäße und Gehirnstrukturen zusammen können alle Orientierungspunkte liefern um genaue chirurgische Eingriffe sinnvoll zu trainieren.

4.4 Ausblick

Möglichkeiten der besseren Darstellung virtuell erzeugter, dreidimensionaler Strukturen liegen zum einen in der Vor- und Nachbearbeitung der Datensätze, zum anderen in den Einstellungen von MRT Parametern.

Eine Möglichkeit der besseren virtuellen Darstellung könnte in der Veränderung der MRT-Sequenz liegen. Die CISS Methode (konstruktive interference in steady-state), eine Methode zur hochauflösenden Liquordarstellung bietet stärkere Kontrastunterschiede zwischen Flüssigkeiten und Parenchym im Vergleich zur hier verwendeten T1 Methode. Damit könnte eine detaillierte Studie der Darstellung des Ventrikelsystems mit Interventrikularseptum und von zystischen Strukturen durchgeführt werden (1).

Es soll noch betont werden, dass ein optimaler Rohdatensatz Grundvoraussetzung für optimale Darstellungsqualität virtueller Methoden ist (17).

Eine Kombination von virtueller Endoskopie, guter Darstellungsqualität und einem intraoperativen Navigationssystem (5) (33) (20), könnte den Weg ebnen von der indirekten Lokalisation intrakranieller Befunde zum „Goldstandard“ der Realen Endoskopie mit regelrechter, direkter und detailgetreuer Darstellung der Befunde. Untersuchungen zur Simulation endoskopischer Operationen bei Verschlusshydrocephalus wurden diesbezüglich mit großem Erfolg durchgeführt (1). Mit der zusätzlichen Anwendung von Software Systemen, wie ROBO-SIM (14) , welche alle die zur Planung und Simulation von Operationen nötigen Schritte und Instrumente beinhalten, ist die Minimal Invasive Chirurgie in Zukunft auf einem guten Weg, den Worten von Sir Astley Patton Cooper, „The best surgeron, (...), is he who makes the fewest mistakes“ gerecht zu werden. Verbesserte Operationsplanung und chirurgische Ausbildung sind ein wichtiger Schlüssel dafür.

5 Zusammenfassung

Vor allem die Minimal Invasive Chirurgie kann von Computersimulationen mittels virtueller Realitäten profitieren, weil hier ein großes Maß an Geschwindigkeit und räumlichem Orientierungsvermögen gefordert ist. Ausbildung und Training verschiedener Techniken ist heute anhand von virtuellen Realitäten bereits möglich (14). Applikationsmöglichkeiten ergeben sich durch Navigation des Betrachters, der chirurgischen Instrumente und durch eine Interaktion in den virtuellen Szenarien. Zur gezielten Planung eines speziellen operativen Eingriffs ist die Simulation auf Basis der individuellen Patientendaten notwendig. Ziel der Studie war es, die vier vorgestellten Methoden der virtuellen Endoskopie bezüglich der Darstellbarkeit und Darstellungsqualität anatomischer Hirnstrukturen zu vergleichen. Es zeigte sich anhand der Auswertung von 38 Patientendatensätze, wobei pro Methode 100 Hirnstrukturdarstellungen erfolgten, dass die virtuelle Endoskopie des Gehirns das Potential besitzt, die Diagnostik und Therapie im Gehirn, durch qualitativ hochwertige Darstellbarkeit der Gehirnanatomie zu verbessern.

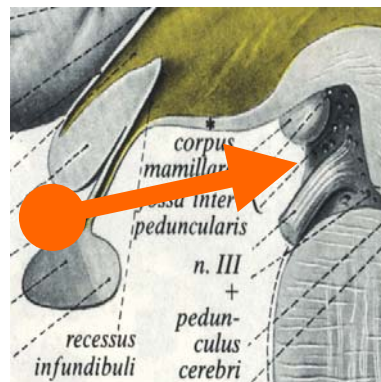
Die Methoden mit bester Darstellungsfähigkeit und Darstellungsqualität waren die beiden Versionen von *Navigator*. *Surface Rendering* stellte die anatomischen Gehirnstrukturen dabei mit einer höheren Qualität dar als *Volume Rendering*. Die Methode *Flight Volumizer* stellte fast ebenso viele Strukturen wie die beiden Versionen von *Navigator* dar, in der Darstellungsqualität war diese Methode jedoch etwas geringer einzustufen. Die Methode *Free Flight* erreichte die geringste Darstellbarkeit und Darstellungsqualität.

6 Anhang

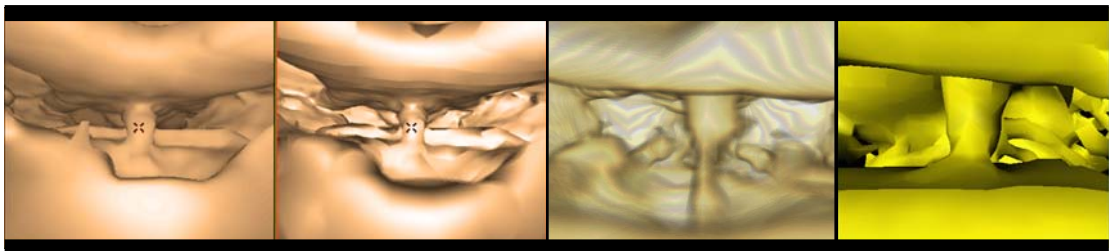
Im Folgenden sei ein grafischer Überblick über alle 30 Standardview-Einstellungen mit den erkennbaren anatomischen Strukturen (EAS) gegeben sowie jeweils Beispiele über die virtuell endoskopische Darstellungsqualität der verschiedenen Methoden.

Hypophysenregion

Standardview 1: Tuberculum sellae \Rightarrow Fossa interpeduncularis



Diaphragma sellae
 Infundibulum
 Dorsum sellae
 Chiasma opticum
 Nn. oculomotorii



Navigator:

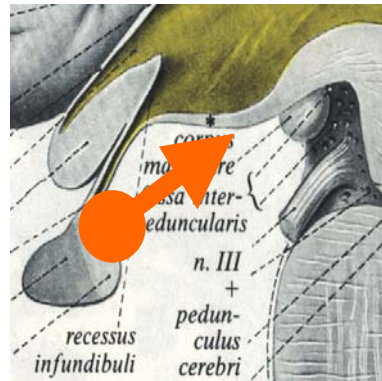
Surface Rendering

Volume Rendering

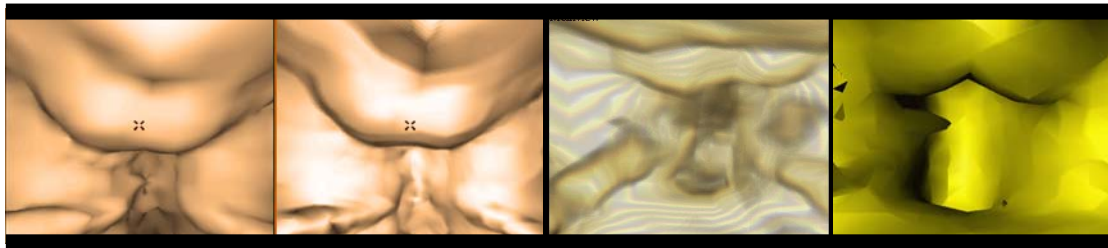
Flight Volumizer

Free Flight

Standardview 2: Dorsum sellae \Rightarrow Praemamilläre Membran



Fossa interpeduncularis
Austritt Nervus oculomotorius rechts
Austritt N. oculomotorius links
Corpus mamillare rechts
Corpus mamillare links
Prämamilläre Membran



Navigator:

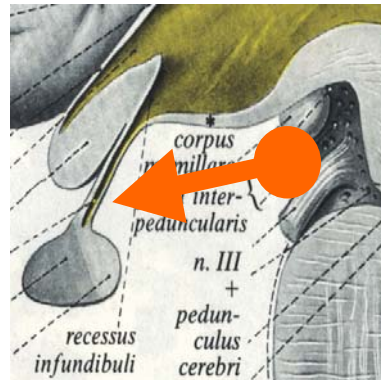
Surface Rendering

Volume Rendering

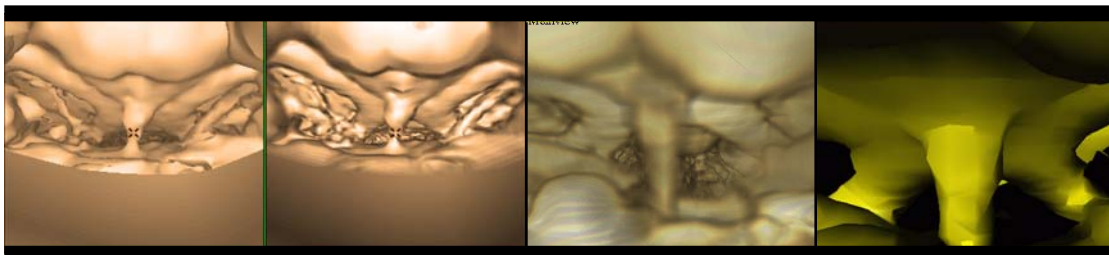
Flight Volumizer

Free Flight

Standardview 3: Fossa Interpeduncularis ⇒ Infundibulum



- Corpus mamillare links
- Corpus mamillare rechts
- Tractus opticus links
- Tractus opticus rechts
- Nervus opticus links
- Nervus opticus rechts
- Infundibulum
- Dorsum sellae
- Processus clinoideus posterior links
- Processus clinoideus posterior rechts



Navigator:

Surface Rendering

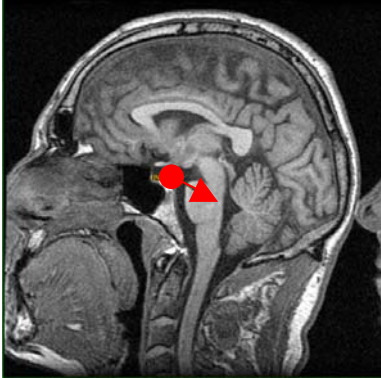
Volume Rendering

Flight Volumizer

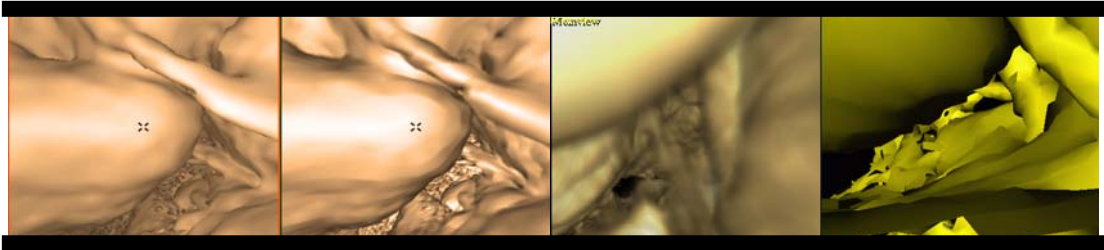
Free Flight

Kleinhirnbrückenwinkel

Standardview 4: Pocessus clinoideus posterior => Kleinhirnbrückenwinkel



Nervus trigeminus
Nervus intermediofacialis



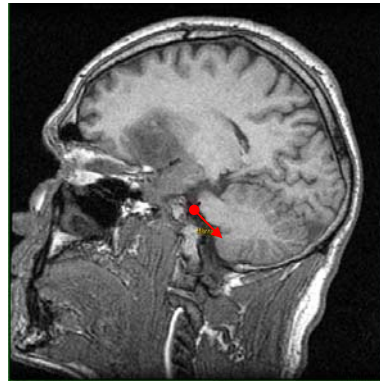
Navigator:
Surface Rendering

Volume Rendering

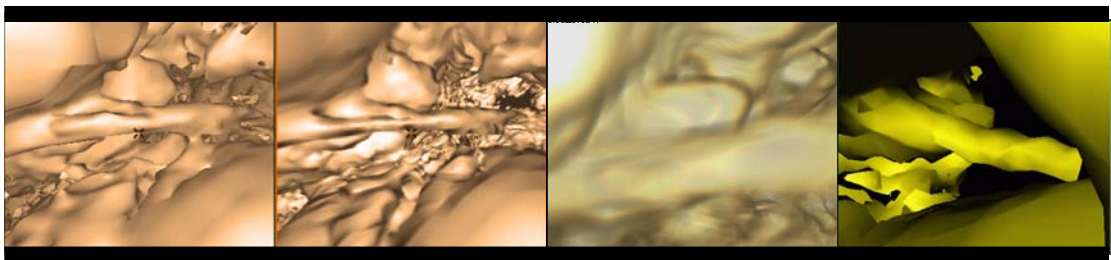
Flight Volumizer

Free Flight

Standardview 5: Clivus paramedianus \Rightarrow Nervus facialis



Nervus facialis



Navigator:

Surface Rendering

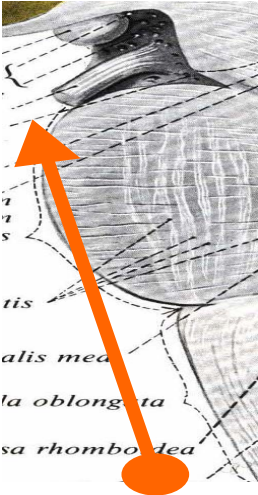
Volume Rendering

Flight Volumizer

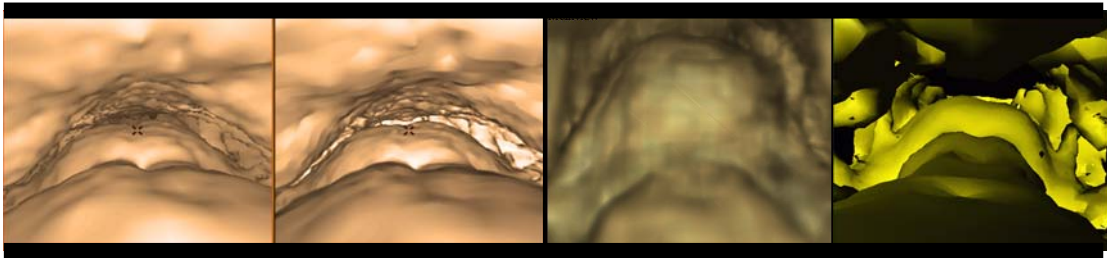
Free Flight

Hirnstamm

Standardview 6: Medulla oblongata ventral => Pons



Pyramide links
Pyramide rechts
Decussatio pyramidum
Pons



Navigator:
Surface Rendering

Volume Rendering

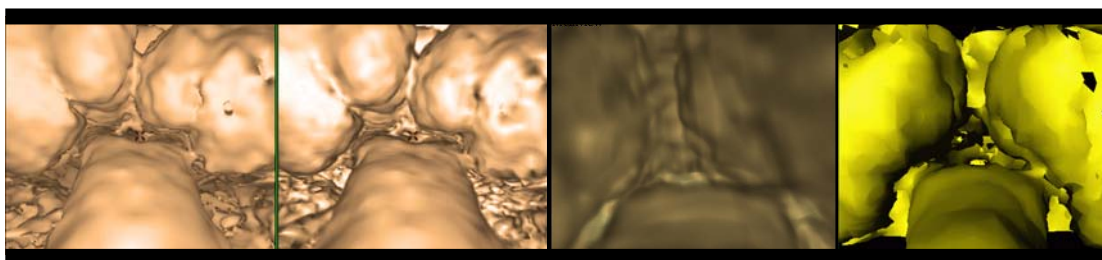
Flight Volumizer

Free Flight

Standardview 7: Medulla oblongata dorsal \Rightarrow Uvula



Medulla oblongata
Tonsilla links
Tonsilla rechts
Uvula



Navigator:

Surface Rendering

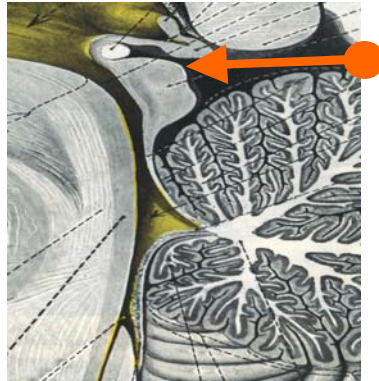
Volume Rendering

Flight Volumizer

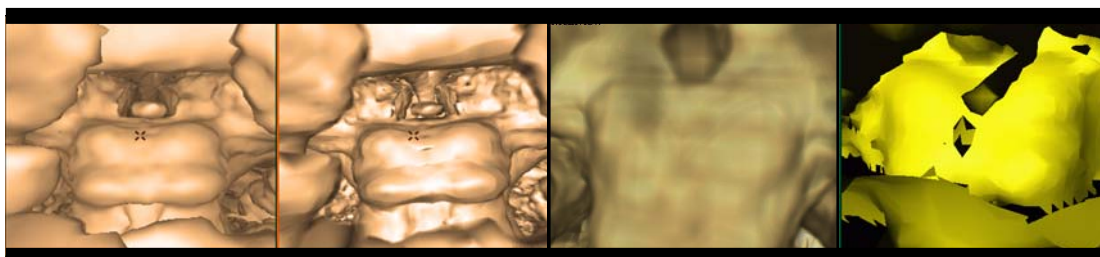
Free Flight

Tektum

Standardview 8: Kleinhirn ⇒ Zwischen Colliculi superiores



- Colliculus superior links
- Colliculus superior rechts
- Colliculus inferior links
- Colliculus inferior rechts
- Corpus geniculatum medialis
- Crus cerebri links
- Crus cerebri rechts
- Pedunculi cerebri superiores



Navigator:

Surface Rendering

Volume Rendering

Flight Volumizer

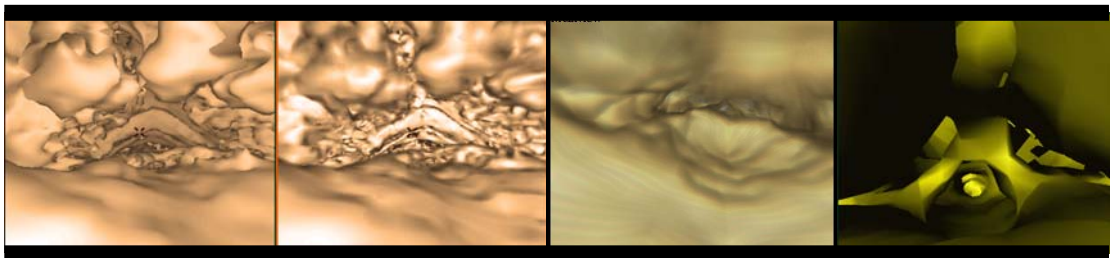
Free Flight

4. Ventrikel

Standardview 9: Zentrum des 4. Ventrikels \Rightarrow Obex



Sulcus medianus
Eminentia medianus



Navigator:

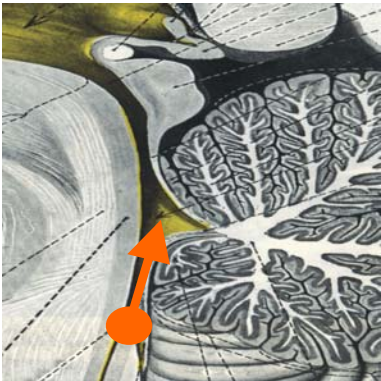
Surface Rendering

Volume Rendering

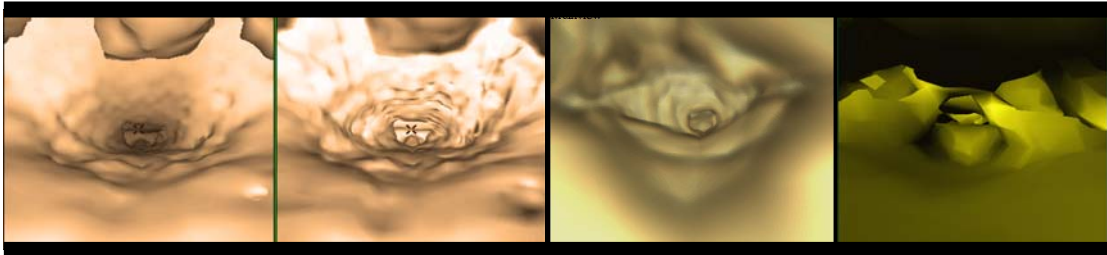
Flight Volumizer

Free Flight

Standardview 10: Obex ⇒ Lumen des 4. Ventrikels



Sulcus medianus
Eminentia mediana
Recessus lateralis Ventriculi Quatri
Aquädukt-Ausgang



Navigator:
Surface Rendering

Volume Rendering

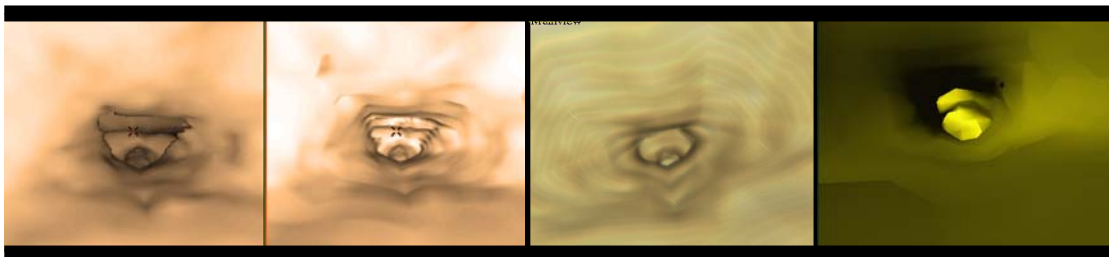
Flight Volumizer

Free Flight

Standardview 11: Zentrum des 4. Ventrikels \Rightarrow Caudaler Eingang des Aquädukts



Aquädukt-Wandung



Navigator:

Surface Rendering

Volume Rendering

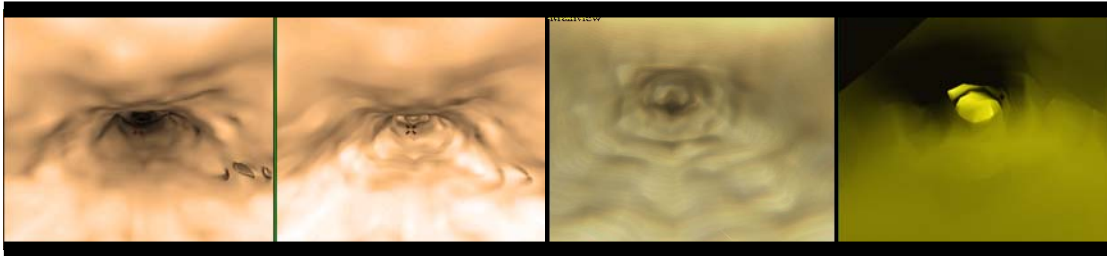
Flight Volumizer

Free Flight

Standardview 12: Fastigium des 4. Ventrikels ⇒ Aquädukt



Boden des 4.Ventrikels
Velum medianus anterior



Navigator:
Surface Rendering

Volume Rendering

Flight Volumizer

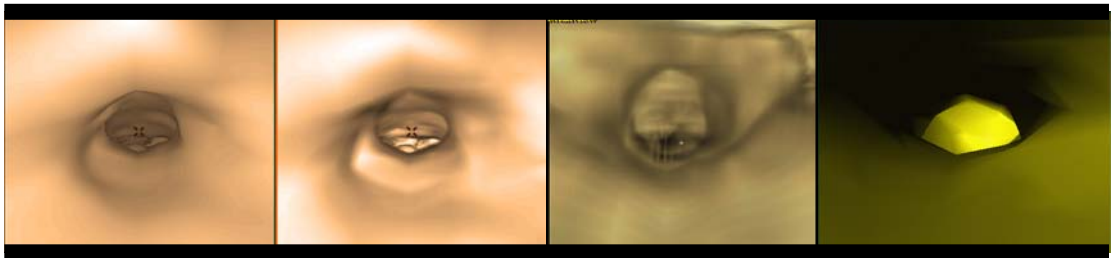
Free Flight

Aquäduktlumen

Standardview 13: Caudaler Eingang des Aquädukts \Rightarrow Lumen des Aquädukts



Aquädukt-Form



Navigator:

Surface Rendering

Volume Rendering

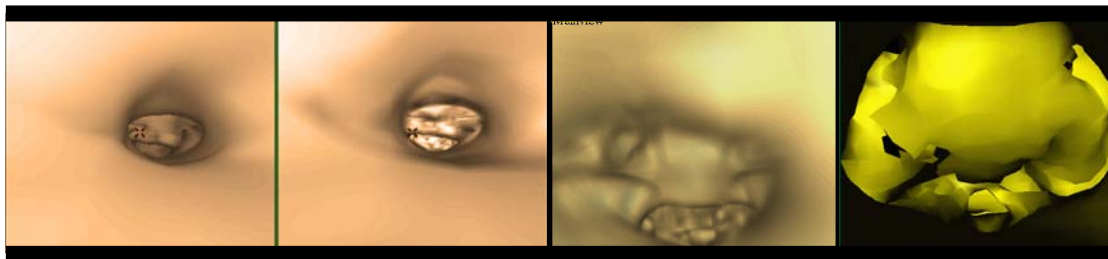
Flight Volumizer

Free Flight

Standardview 14: Caudaler Eingang des Aquädukts \Rightarrow Lumen des 4. Ventrikels



Aquädukt-Ausgang



Navigator:

Surface Rendering

Volume Rendering

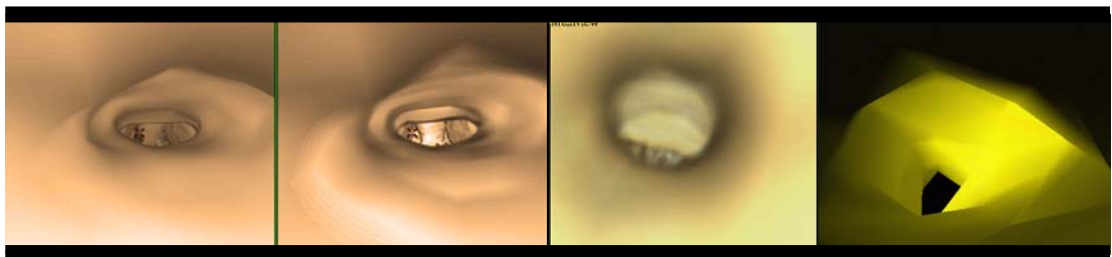
Flight Volumizer

Free Flight

Standardview 15: Zentrum des Aquädukts \Rightarrow Rostaler Eingang des Aquädukts



Aquädukt-Form



Navigator:

Surface Rendering

Volume Rendering

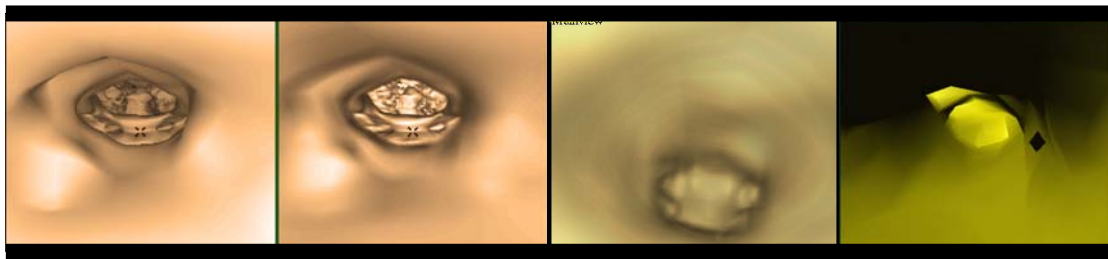
Flight Volumizer

Free Flight

Standardview 16: Zentrum des Aquädukts \Rightarrow Caudaler Eingang des Aquädukts



Aquädukt-Form



Navigator:
Surface Rendering

Volume Rendering

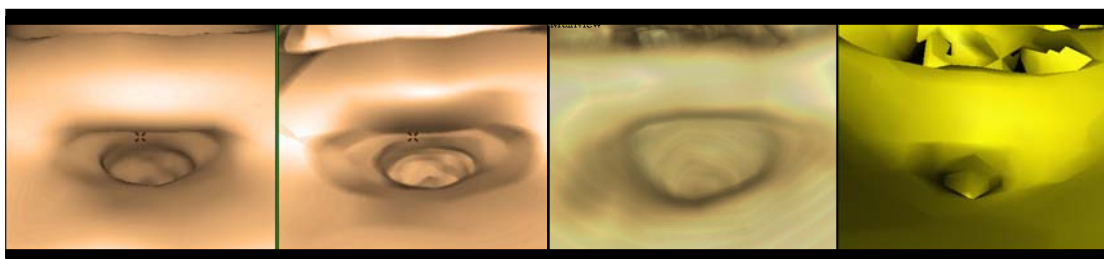
Flight Volumizer

Free Flight

Standardview 18: Rostaler Eingang des Aquädukts \Rightarrow Rostales Lumen des
Aquädukts



Aquädukt-Eingang



Navigator:

Surface Rendering

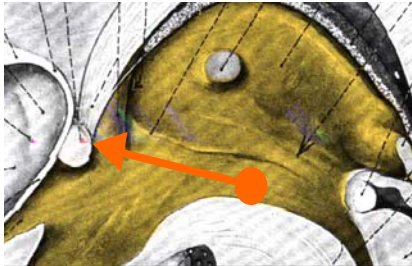
Volume Rendering

Flight Volumizer

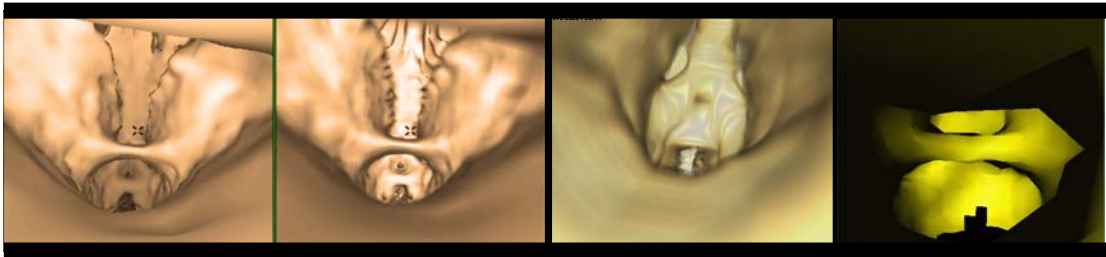
Free Flight

Dritter Ventrikel

Standardview 17: Rostaler Eingang des Aquädukts ⇒ Lumen des 3. Ventrikels



- Commissura anterior
- Fornix links
- Fornix rechts
- Foramen Monroi links
- Foramen Monroi rechts



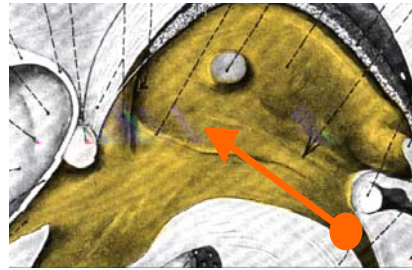
Navigator:
Surface Rendering

Volume Rendering

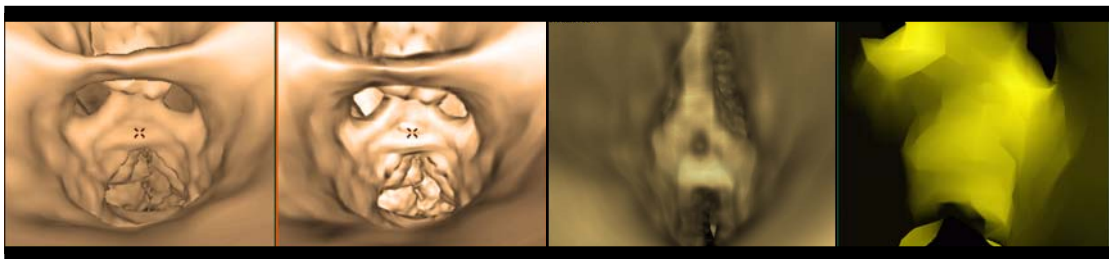
Flight Volumizer

Free Flight

Standardview 19: Boden des 3. Ventrikels \Rightarrow Commissura anterior



Commissura anterior
Fornix links
Fornix rechts



Navigator:

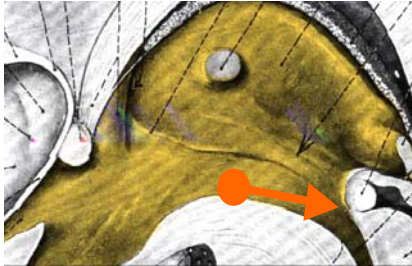
Surface Rendering

Volume Rendering

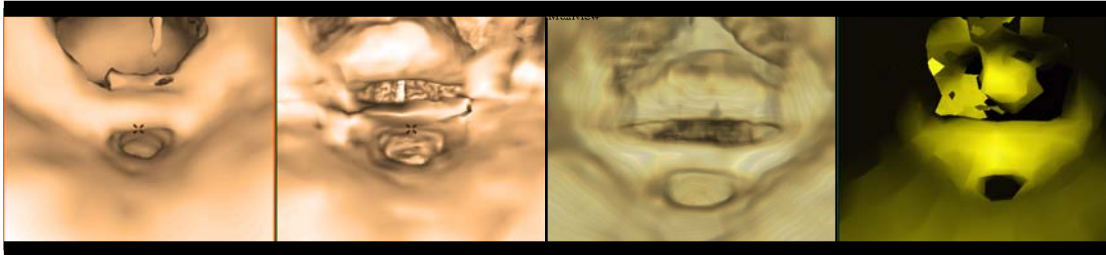
Flight Volumizer

Free Flight

Standardview 20: Boden des Dritter Ventrikels => Rostaler Eingang des Aquädukts



Aquädukt-Eingang
Commissura posterior



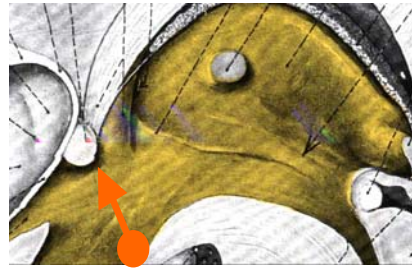
Navigator:
Surface Rendering

Volume Rendering

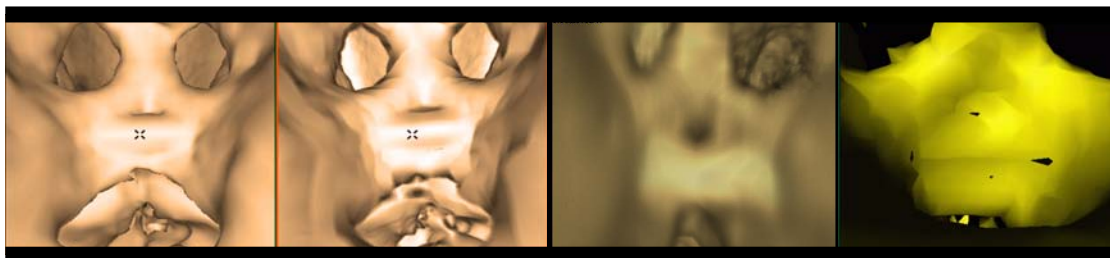
Flight Volumizer

Free Flight

Standardview 21: Praemamilläre Membran \Rightarrow Commissura anterior



Commissura anterior
Fornix links
Fornix rechts
Foramen Monroi links
Foramen Monroi rechts



Navigator:

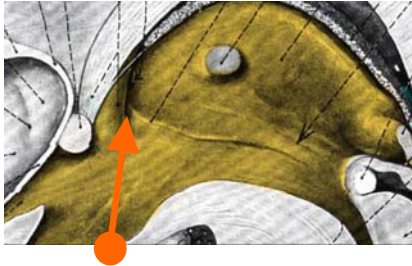
Surface Rendering

Volume Rendering

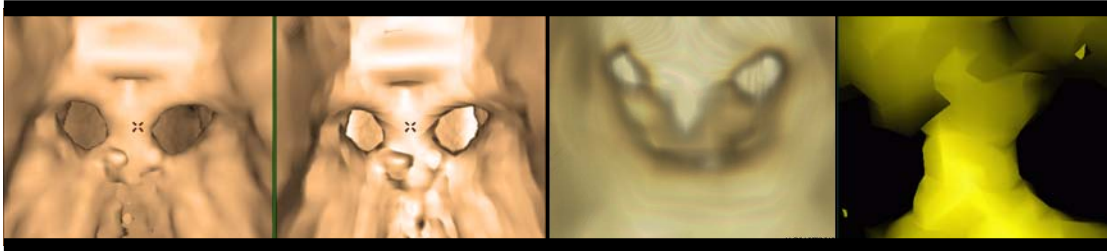
Flight Volumizer

Free Flight

Standardview 22: Praemamilläre Membran ⇒ Zwischen Foramen Monroi



Commissura anterior
Fornix links
Fornix rechts
Foramen Monroi links
Foramen Monroi rechts



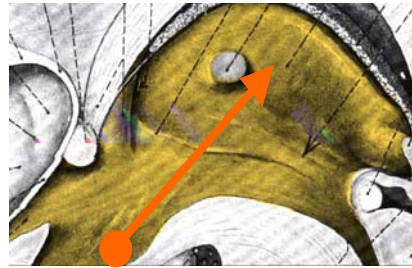
Navigator:
Surface Rendering

Volume Rendering

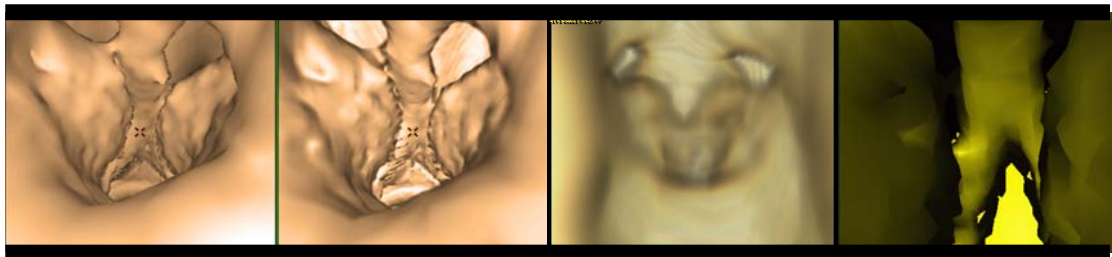
Flight Volumizer

Free Flight

Standardview 23: Praemamilläre Membran \Rightarrow Dach des 3. Ventrikels



Foramen Monroi links
Foramen Monroi rechts
Fornix links
Fornix rechts
Massa intermedia



Navigator:

Surface Rendering

Volume Rendering

Flight Volumizer

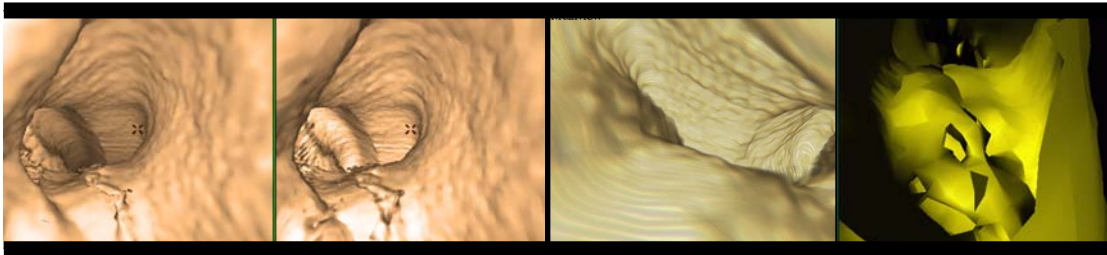
Free Flight

Seitenventrikel

Standardview 24: Hinterhorn \Rightarrow Cella media



Plexus choroideus
Septum pellucidum



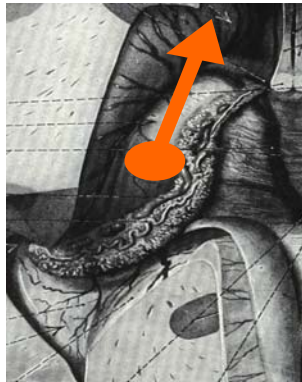
Navigator:
Surface Rendering

Volume Rendering

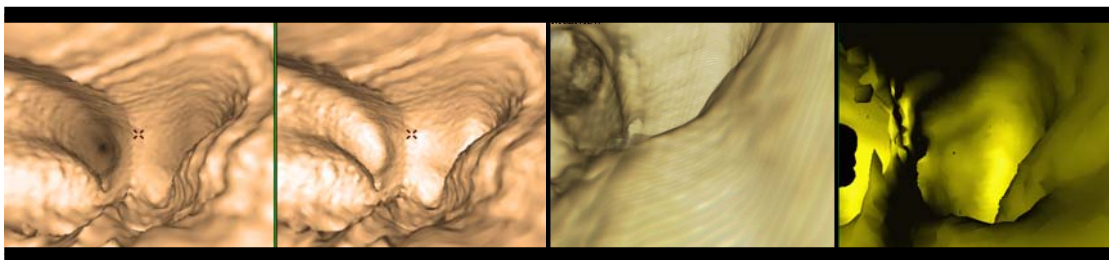
Flight Volumizer

Free Flight

Standardview 25: Cella media \Rightarrow Vorderhorn



Nucleus caudatus
Lumen des Vorderhorns



Navigator:

Surface Rendering

Volume Rendering

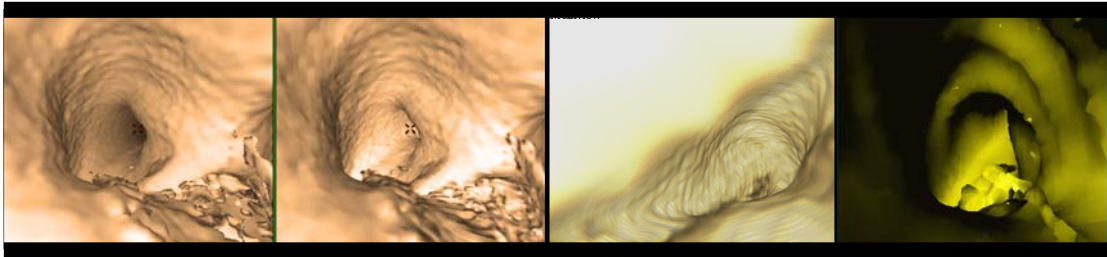
Flight Volumizer

Free Flight

Standardview 26: Cella media ⇒ Hinterhorn



Septum pellucidum
Plexus choroideus
Lumen des Hinterhorns



Navigator:
Surface Rendering

Volume Rendering

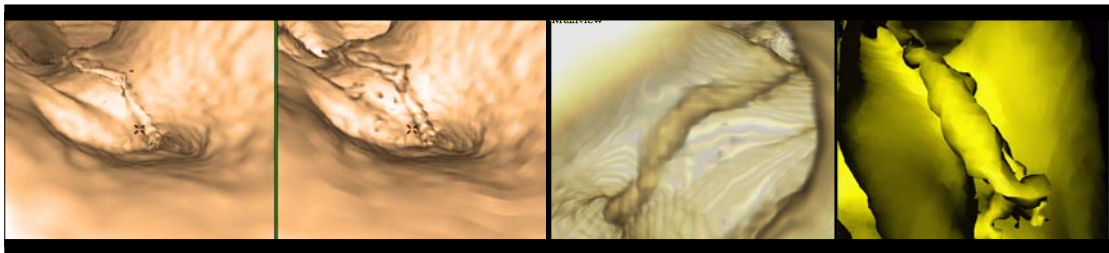
Flight Volumizer

Free Flight

Standardview 27: Hinterhorn \Rightarrow Temporalhorn



Lumen der Temporalhorns
Plexus choroideus



Navigator:

Surface Rendering

Volume Rendering

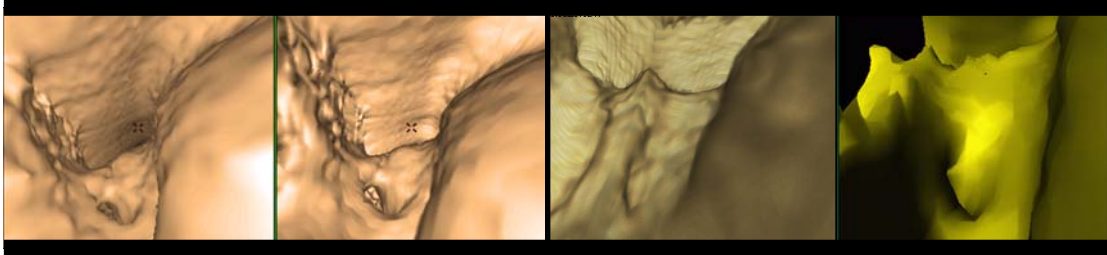
Flight Volumizer

Free Flight

Standardview 28: Vorderhorn \Rightarrow Cella media



Caput nuclei caudati
Dach der Cella media
Foramen Monroi
Fornix



Navigator:

Surface Rendering

Volume Rendering

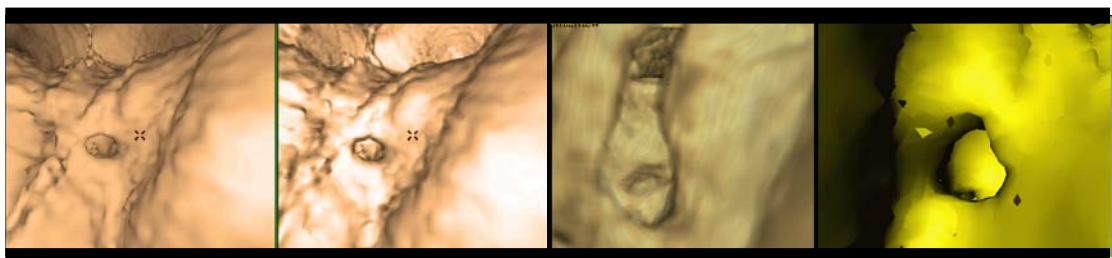
Flight Volumizer

Free Flight

Standardview 29: Dach des Vorderhorns \Rightarrow Foramen Monroi



Caput nuclei caudati
Fornix
Foramen Monroi



Navigator:

Surface Rendering

Volume Rendering

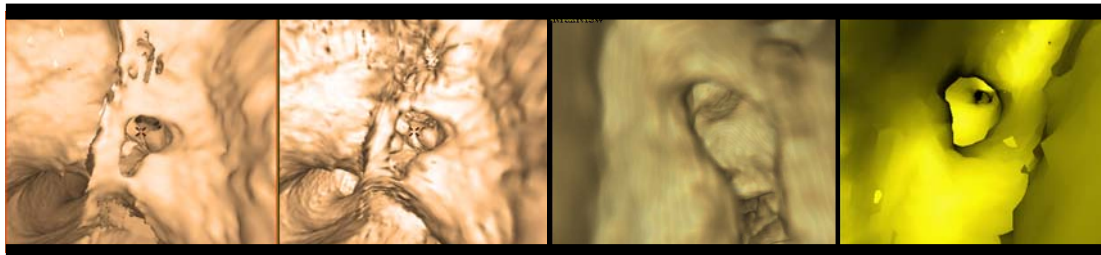
Flight Volumizer

Free Flight

Standardview 30: Dach des Vorderhorns \Rightarrow Foramen Monroi



Caput nuclei caudati
Fornix
Foramen Monroi



Navigator:
Surface Rendering

Volume Rendering

Flight Volumizer

Free Flight

7 Literaturverzeichnis

- 1 Aleman J, Jokura H, Higano S, Akabane A, Shirane R, Yoshimoto T: "Value of Constructive Interference in Steady-state, Three-dimensional, Fourier Transformation Magnetic Resonance Imaging for the Neuroendoscopic Treatment of Hydrocephalus and Intracranial Cysts", *Neurosurgery* Vol. 48, No. 6, June 2001
- 2 Aschoff AJ, Seifarth H, Fleiter T, Sokiraski R, Gorich J, Merkle EM, Wunderlich AP, Brams HJ, Zenkel ME: "High-resolution virtual laryngoscopy based on spiral CT data", *Radiologe* 1998 Oct; 38(10): 810-5
- 3 Auer DP, Auer LM: "Virtual Endoscopy. A New Tool for Teaching and Training in Neuroimaging", *International Journal of Neuroradiology* Vol. 4, No. 1, 3-14
- 4 Auer LM, Auer DP: "Virtual endoscopy for planning and simulation of minimally invasive neurosurgery", *Neurosurgery* 1998 Sep; 43(3): 529-37; discussion 537-48
- 5 Bernstein M, Al-Anazi A, Kucharczyk W, Manninen P, Bronskill M, Henkelman M: "Brain Tumor Surgery with the Toronto Open Magnetic Resonance Imaging System: Preliminary Results for 36 Patients and Analysis of Advantages Disadvantages and Future Prospects", *Neurosurgery* 2000 Apr; 46(4): 900-907
- 6 Brugger:
<http://www.icg.tu-graz.ac.at/~Education/Diplomarbeiten/brugger/viAPI>
Ray casting, Volume Rendering
- 7 Burke AJ, Vining DJ, McGuirt WF, Postma G, Browne DJ: "Evaluation of airway obstruction using virtual endoscopy", *Laryngoscope* 2000 Jan; 110(1): 23-9
- 8 Burtscher J, Dessel A, Bale R, Eisner W, Auer A, Twerdy K, Felber S: "Virtual endoscopy for planning endoscopic third ventriculostomy procedures", *Pediatr Neurosurg* 2000 Feb; 32(2): 77-82
- 9 Burtschler J, Dessel A, Maurer H, Seiwald M, Felber S: "Virtual neuroendoscopy, a comparative magnetic resonance and anatomical study", *Minim Invas Neurosurg* 1999; 42: 113-117

- 10 Burtschler J, Bale R, Dessl A, Eisner W, Twerdy K, Sweeney RA, Felber S: "Virtual endoscopy for planning neuroendoscopic intraventricular surgery", *Minim Invasive Neurosurg* 2002 Mar; 45(1): 24-31
- 11 Coatrieux JL: "The scientific bases of virtual endoscopy", *Bull Acad Natl Med* 1999; 183(3): 455-65
- 12 Cohen Alan R, *Neurosurgery*, Vol. 43, No. 3, September 1998
- 13 Cooper A: "Lectures on the Principles and Practice of Surgery", London, F.C. Westley, 1830
- 14 Cotin S, Delinguette H, Clement JM, Tasseti V, Marescaux J, Ayache N: "Volumetric Deformable Models for Simulation of Laparoscopic Surgery", *CAR 96*, Lempke HU et al. (ed) 793-798
- 15 Davis CP, Ladd ME, Göhde SC, Pfammatter T, Fass L, Debatin JF: "Virtuelle intravasale Endoskopie in den Nierenarterien. Eine neuartige Betrachtungsform von 3-D-MRA-Datensätzen", *Fortsch Röntgenstr* 1996; 265: 257-263
- 16 Davis CP, Ladd ME, Romanowski BJ, Wildermuth S, Knoplioch JF, Debatin JF: "Human aorta: preliminary results with virtual endoscopy based on three-dimensional MR imaging data sets", *Radiology* 1996; 199: 37-40
- 17 Dessl A, Giamuzzi SM, Springer P, Stoeger A, Pototschnig C, Volklein C, Schreder SG, Jaschke W: "Virtual endoscopy with post-processing helical CT data set", *Aktuelle Radiol* 1997 Jul; 7(4): 216-21
- 18 Englmeier K-H, Haubner M, Krapichler C: "Prinzipien und derzeitige Möglichkeiten virtueller Szenarien für die operative Therapieplanung", *Langenbecks Arch Chir Suppl II (Kongressbericht 1998)*
- 19 Fleiter T, Brambs HJ: "Possibilities of virtual gastrointestinal endoscopy", *Schweiz Rundsch Med Prax* 1999 Jan 14; 88(3): 65-71
- 20 Hadani M, Spiegelman R, Feldman Z, Berkenstadt H, Ram Z: "Novel, compact, intraoperative resonance imaging-guided system for conventional neurosurgical operating rooms", *Neurosurgery* 2001 Apr; 48(4): 799-807

- 21 Jolesz FA, Lorensen WE, Shimnoto H, Atsumi H, Nakajima S, Kavanaugh P, Saiviroonporn P, Seltzer SE, Silverman SG, Phillips M, Kikinis R: "Interactive virtual endoscopy", *Amer J Roentgenol* 1997; 169: 1229-1235
- 22 Kleinszig G, Auer DP, Auer LM: "Virtual neuro-endoscopy of cerebral aneurysms", *Biomed Tech (Berl)* 1998; 43 Suppl: 20-1
- 23 Krombach GH, Rohde V, Haage P, Adam G, Günther RW: "Virtuelle Endoskopie des Ventrikelsystems in Kombination mit der intraoperativen Neuronavigation zur Simulation endoskopischer Operationen bei Verschlusshydrozephalus", *Neuroradiologie Fortschr Röntgenstr* 170 (1999)
- 24 Nolte-Ernstring CCA, Krombach G, Staatz G, Kilbinger M, Adam GB, Günther RW: "Virtuelle Endoskopie des oberen Harntraktes auf der Basis kontrastangehobener MR-Urographie Datensätzen", *Röfo Fortsch Geb Röntgenstr Neuen Bildgeb Verfahren* 1999 Jun; 170(6): 550-6
- 25 Paul Heinzlreiter 2001-07-02
http://www.gup.uni-linz.ac.at/thesis/diploma/paul_heinzlreiter/html/node17.html
- 26 Prümer BA, Peuker C, Schnepfer U, Spital SC, Fishediek AR: "MR-gestützte Virtuelle Endoskopie der „Inneren Liquorräume“ (Ventrikel)", *RoeFo* 2000 PO111
- 27 Radetzky A, Rudolph M, Starkie S, Davies B, Auer LM: "ROBO-SIM: A simulator for minimal invasive neurosurgery using an active manipulator", *Stud Health Technol Inform* 2000; 77: 1165-9
- 28 Radetzky A, Schröcker F, Auer LM: "Improvement of surgical simulation using dynamic volume rendering", *Stud Health Technol Inform* 2000; 70: 272-8
- 29 Rodenwaldt J, Kopka L, Lotfi S, Grabbe E: "CT- gestützte virtuelle intraarterielle Endoskopie nach Stentimplantation: Phantomstudien und erste klinische Ergebnisse", *Fortsch Röntgenstr* 1997; 166: 180-184
- 30 Rodenwaldt J, Kopka L, Roedel R, Grabbe E: "3D virtual endoscopy of the upper airway: optimization of the scan parameter in a cadaver phantom and clinical assessment", *J Comput Assist Tomogr* 1997; 21: 405-411

- 31 Rodenwaldt J, Kopka L, Roedel R, Grabbe E: "Three-dimensional surface imaging of the larynx and trachea by spiral CT: virtual endoscopy", *Röfo Fortschr Geb Röntgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 1996 Jul; 165(1): 80-3
- 32 Rohde V, Krombach GA, Struffert T, Gilsbach JM: "Virtual MRI endoscopy: detection of anomalies of the ventricular anatomy and its possible role as a presurgical planning tool for endoscopic third ventriculostomy", *Acta Neurochir (Wien)* 2001 Nov; 143(11): 1085-91
- 33 Rubino G, Farahani K, McGill D, Van de Wiele B, Villablanca JP, Wang-Mathison A: "Magnetic Resonance Imaging-guided Neurosurgery in the Magnetic Fringe Fields: The Next Step in Neuronavigation", *Neurosurgery* 2000 Mar; 46(3): 643-653
- 34 Sahel M, Ourrad E, Zouaoui A, Marro B, Sourour N, Biondi A, Casasco A, Marsault C: "3D-CT angiography with volume rendering technique in the intracerebral aneurysms", *J Radiol* 2000 Feb; 81(2): 127-32
- 35 Schölmerich J, Herfarth H, Schreyer A, Messmann H, Feuerbach S: "MR-basierte virtuelle Endoskopie des Gastrointestinaltrakts", *Deutsches Ärzteblatt* 98 Heft 17 vom 27.04.01, Seite A-1120 [Medizin]
- 36 Seemann MD, Lupoldt W, Haferkamp C, Bode A, Schafer J, Allen CM, Dammann F, Plinkert P, Clausen CD: "Hybride 3D-Visualisierung und virtuelle Endoskopie von Cochlea-Implantaten", *Röfo Fortsch Geb Röntgenstr Neuen Bildgeb Verfahren* 2000 Mar; 172(3):238-243
- 37 Vining DJ, Liu K, Choplin RH, Hapnotik EF: "Virtual bronchoscopy – relationships of virtual reality endobronchial simulations to actual bronchoscopy finding", *Chest* 1996M; 109: 549-553
- 38 Wagner C, Schill M, Hennen M, Manner R, Jendritza B, Knorz MC, Bender HJ: "Virtuelle Realitäten für die augenchirurgische Ausbildung", *Ophthalmologe* 2001 Apr; 98(4): 409-13

8 Danksagung

Mein aufrichtiger Dank gilt all denen, die mir das Zustandekommen dieser Arbeit ermöglicht haben.

Insbesondere möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. LM Auer bedanken für die Überlassung des Themas und der Bereitstellung der nötigen Workstations, für die Korrekturen und die gute Betreuung bei der Erstellung der Arbeit.

Frau PD Dr. DP Auer danke ich für Ihre Unterstützung bei der Auswahl der 3-D-Datensätze am Max-Planck-Institut für Psychiatrie in München und ebenfalls für die Korrektur der Arbeit.

Dem Institut für Allgemeine Pathologie und Pathologische Anatomie der Technischen Universität München danke ich für die gute Zusammenarbeit. Ganz besonderen Dank Herrn Prof. Dr. J Schlegel.

Besonders Danken möchte ich den beiden Herren Dr. B Pütz und Dr. A. Yassouridis, für Ihre tatkräftige Unterstützung bei Beantwortung meiner diversen Fragestellungen bezüglich Datenverarbeitung und statistischer Auswertung.