

# **Computergestützte Bildanalyse und Visualisierung für die Planung chirurgischer Eingriffe an den Nasennebenhöhlen**

**Diplomarbeit  
Dörte Apelt**

Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

MeVis ... an der Universität Bremen,  
Centrum für Medizinische Diagnosesysteme und Visualisierung GmbH

Gutachter: Prof. Dr. Bernhard Preim, Prof. Dr. Klaus Tönnies

Januar bis Juni 2003

## VORWORT

Im Rahmen der Diplomarbeit erfolgte eine intensive Auseinandersetzung mit den Möglichkeiten der Unterstützung der Operationsplanung für Eingriffe an den Nasennebenhöhlen. Zur Aufbereitung der medizinischen Daten wurde eine Segmentierungsapplikation (RHINOVISION) entwickelt und eine Erweiterung eines bestehenden Operationsplanungssystems (INTERVENTIONPLANNER, MeVis) vorgeschlagen.

Einen wichtigen Beitrag haben Ärzte der HNO-Klinik Leipzig geleistet, die einen Einblick in den klinischen Alltag und die Hospitation bei Nasennebenhöhlen-Operationen erlaubten und mehrere Datensätze zur Verfügung stellten. Ein Dank geht insbesondere an Dr. Gero Strauß, der die Anregung für das Diplomarbeitsthema gab und an Ilka Hertel, die durch den ausgiebigen Test der prototypisch realisierten Applikation eine Verbesserung dieser unterstützte.

Herzlich bedanken möchte ich mich auch bei Prof. Dr. Bernhard Preim (Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg), Dr. Holger Bourquain und Horst Hahn (MeVis), die eine Bearbeitung des Themas ermöglichten und bei Entwurf und Implementierung der Segmentierungsapplikation mit Rat und Tat zur Seite standen. Überdies bedanke ich mich bei Wolf Spindler (MeVis) für seine Unterstützung und MeVis insgesamt dafür, dass verschiedene Bausteine zur Bildbearbeitung und Visualisierung genutzt werden konnten.

Abschließend geht ein großer Dank an meine Eltern, die mich im Studium der Medizinischen Informatik und Computervisualistik bestärkten und unterstützten.

**INHALTSVERZEICHNIS**

**Einleitung..... 1**

**1 Medizinischer Hintergrund..... 3**

1.1 Radiologische Bilder ..... 3

1.2 Anatomie der Nasennebenhöhlen (NNH) ..... 4

    1.2.1 Normale Anatomie..... 4

    1.2.2 Wichtige anatomische Variationen ..... 7

1.3 Erkrankungen der Nasennebenhöhlen ..... 8

1.4 Radiologische Diagnostik von NNH-Erkrankungen..... 10

    1.4.1 Computertomographie und Magnetresonanztomographie ... 10

    1.4.2 Darstellung von Nasennebenhöhlen im CT unter anatomischen Gesichtspunkten an einem Beispiel ..... 11

1.5 NNH-Chirurgie ..... 12

**2 CAS-Systeme für den NNH-Bereich ..... 16**

2.1 Systeme der computergestützten Chirurgie (CAS) ..... 16

    2.1.1 Präoperative Planung und Simulation ..... 17

    2.1.2 Computerassistierte Intervention ..... 17

    2.1.3 Medizinische Robotik ..... 19

2.2 Bedeutung der Virtual Reality bei CAS-Systemen ..... 19

2.3 Operationsplanungs- und Simulationssysteme ..... 20

    2.3.1 INTERVENTIONPLANNER ..... 21

    2.3.2 ESS-Simulator ..... 21

    2.3.3 VOne-System ..... 22

    2.3.4 Nützliche Eigenschaften für den INTERVENTIONPLANNER ..... 23

**3 Bildanalyse für die Planung von NNH-Operationen .... 24**

3.1 Abläufe in der medizinischen Bildverarbeitung ..... 26

3.2 Bewertung von Segmentierungsverfahren ..... 27

3.3 Forderungen an die Segmentierung der Nasennebenhöhlen ..... 29

    3.3.1 Eigenschaft der Originaldaten ..... 29

    3.3.2 Segmentierungsobjekte ..... 31

    3.3.3 Ergebnisqualität und Zeitaufwand ..... 32

    3.3.4 Robustheit und Reproduzierbarkeit ..... 33

3.4 Merkmalsauswahl ..... 33

3.5 Vorverarbeitung von CT-Aufnahmen der Nasennebenhöhlen ..... 34

    3.5.1 Glättungsfilter ..... 35

    3.5.2 Kantenfilter ..... 37

    3.5.3 Histogrammanpassung ..... 38

    3.5.4 Fazit ..... 41

3.6 Segmentierungsverfahren und ihre Eignung für die Segmentierung des Siebbeins ..... 41

    3.6.1 Einteilung der Segmentierungsverfahren ..... 41

    3.6.2 Benutzerdefinierte Barrieren zur Unterstützung der Segmentierung ..... 42

    3.6.3 Schwellwertverfahren ..... 45

    3.6.4 ROI-basierte Pixelklassifikation ..... 46

3.6.5	Bereichswachstumsverfahren(RegionGrowing) .....	47
3.6.6	Wasserscheidentransformation .....	49
3.6.7	Clusteranalyse.....	54
3.6.8	HalbautomatischeSegmentierungmitLiveWire.....	56
3.6.9	WissensbasierteSegmentierung.....	56
3.7	SegmentierungderWeichteile.....	57
3.8	Nachbearbeitung .....	58
3.9	ZusammenfassungderEignungderSegmentierungsverfahren.....	59
3.10	GewähltesVerfahrenunddamitverbundeneArbeitsabläufe.....	61
<b>4</b>	<b>EntwurfvonR_HINOVISION .....</b>	<b>62</b>
4.1	KonzeptederSoftwareentwicklung.....	62
4.2	AnforderungsanalysefürdieSegmentierungsapplikation. ....	64
4.2.1	KontextderApplikationsnutzung.....	65
4.2.2	SpezielleAnforderungen .....	65
4.3	EntwurfderArbeitsabläufe .....	66
4.4	EntwurfderBenutzungsoberflächevonR_HINOVISION .....	66
4.4.1	GrundlegendeEntwurfsentscheidungen .....	67
4.4.2	EinersterEntwurf.....	70
4.4.3	EvaluierungundOptimierungdesEntwurfs .....	71
4.5	EinführungindenI_NTERVENTIONPLANNER .....	73
4.6	ErweiterungdesI_NTERVENTIONPLANNERSumeineKomponentezurvirtuellen Endoskopie .....	77
4.6.1	RealitätsnäherenderendoskopischenDarstellungundInteraktion.....	77
4.6.2	SinnvolleEigenschafteneinerEndoskopie-Komponentefür dieNNH ....	78
4.6.3	AnsätzeindervirtuellenEndoskopie .....	79
4.6.4	UnterstützteNavigationfürdievirtuelleEndoskopieinden Nasennebenhöhlen .....	80
<b>5</b>	<b>ImplementierungvonR_HINOVISION .....</b>	<b>84</b>
5.1	EinführunginILAB4.....	84
5.2	Oberflächengestaltung.....	85
5.3	FunktionalitätvonR_HINOVISION.....	87
5.3.1	ObligatorischeundfakultativeArbeitsschritte.....	88
5.3.2	ILAB-NetzeinR_HINOVISION .....	90
5.3.3	OptionenundSynchronisationderViewer .....	95
5.3.4	LoadData.....	97
5.3.5	VolumeofInterest .....	98
5.3.6	Preprocessing .....	99
5.3.7	Konturgenerierung:SecondaryVOI/Segmentationwith LiveWire .....	100
5.3.8	WatershedTransformation .....	101
5.3.9	Postprocessing.....	102
5.3.10	ShowResult .....	103
5.3.11	Preferences.....	103
5.3.12	Help.....	105
5.3.13	SpeicherungundAnbindungandenI_NTERVENTIONPLANNER .....	105
5.3.14	Objektverwaltung.....	109

<b>6</b>	<b>Evaluierung der realisierten Applikation .....</b>	<b>110</b>
6.1	Betrachtete Aspekte .....	110
6.2	Methoden.....	110
6.3	Ergebnisse.....	110
6.4	Weitere zu klärende Fragen.....	113
<b>7</b>	<b>Zusammenfassung und Ausblick.....</b>	<b>114</b>
<b>8</b>	<b>Anhang .....</b>	<b>116</b>
8.1	Operationsprotokoll.....	116
8.2	Ablauf einer Segmentierung für die vier Nasennebenhöhlen.....	117
8.3	Oberflächenentwurf für RHINOVISION.....	118
8.4	Implementierte Oberfläche.....	121
8.5	XML-Dokumente.....	127
8.6	Programmcode zur Speicherung von Segmentierungsergebnissen.....	129
<b>9</b>	<b>Quellennachweis .....</b>	<b>131</b>
9.1	Literatur .....	131
9.2	Internet .....	134
9.3	Bildmaterial .....	135

## ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abb.1HauptebenenimmenschlichenKörper .....	4
Abb.2NasennebenhöhleninseitlicherAnsichtundvon vorn.....	5
Abb.3NasennebenhöhleninseitlicherAnsicht .....	6
Abb.4Nasennebenhöhlenvonvorn .....	6
Abb.5Onodi-ZelleinaxialerAnsicht .....	8
Abb.6GefährlichesundnormalesSiebbeindach .....	8
Abb.7CT-AufnahmeeinesPatientenmiteinerMukozel e.....	9
Abb.8AxialeCT-AufnahmenderSieb-undKeilbeinh öhlen.....	11
Abb.9CT-AufnahmendervierNasennebenhöhlen.....	12
Abb.10EndoskopmitOptik.....	13
Abb.11EndoskopischeOperationandenNNH .....	13
Abb.12ZweiunterschiedlicheFasszangen.....	15
Abb.13VectorVision®-compact-System .....	18
Abb.14TrainingeeinesendoskopischenEingriffsmitem dem ESS-Simulator .....	22
Abb.15SimulationeinerKnochenresektionimESS-Sim ulator .....	22
Abb.16TrainingeeinesendoskopischenEingriffsmi VSO ne .....	23
Abb.17VolumenrenderingvonCT-DateneinesKopfes. ....	24
Abb.18SchnittebenenindenvolumengerendertenCT- Daten.....	24
Abb.19AnsichtdersegmentiertenHirnventrikel .....	25
Abb.20DarstellungdesKopfesmitentferntenGewebesch ichten.....	26
Abb.21SchritteindermedizinischenBildverarbeitung.....	27
Abb.22BeurteilungderGüteeinesSegmentierungsver fahrens .....	28
Abb.23AxialeDarstellungdesSiebbeins .....	30
Abb.24WasserscheidentransformationaufzweiDatensätze n .....	31
Abb.25HohlraumderKieferhöhle, knöcherneBegrenz ung .....	32
Abb.26ErgebniseinerKantenextraktionaufzweiDate nsätzen.....	35
Abb.27ErgebnissezweierGlättungsfilterimVergleich .....	36
Abb.28SegmentierungmitWasserscheidentransformatio n .....	37
Abb.29Wasserscheidentransformationbeikaumpneumatisi ertemSiebbein.....	38
Abb.30VorverarbeitungmitCLAHE.....	39
Abb.31VorverarbeitungmitCLAHE,Zeilenplot .....	40
Abb.32WasserscheidentransformationnachCLAHE.....	40
Abb.33ÜbergängevomSieb-indasKeilbein.....	43
Abb.34ErgebnisseeinesSchwellwertverfahrens .....	43
Abb.35ArtenvonBarrieren.....	44
Abb.36KonturierungeeinesBereichs.....	45
Abb.37ErgebniseinesSchwellwertverfahrens,3D.....	46
Abb.38RegionGrowingmitunterschiedlichenDatensätz en .....	48
Abb.39RegionGrowingfürPolypendesSiebbeins... ..	48
Abb.40FlutungundErrichtenvonDämmenbeiderWT .....	50
Abb.41HierarchischeWT .....	51
Abb.42FestlegungvonZugehörigkeitenderStrukturen .....	52
Abb.43Originaldateninsagittaler,koronaler,axia lerAnsicht .....	52
Abb.44WasserscheidentransformationindreiStufen ... ..	52
Abb.45WasserscheidentransformationaufeinemTiefenb ild .....	53
Abb.46ZweistufigeWasserscheidentransformation .....	54
Abb.47ErgebnisderzweistufigenWasserscheidentransfor mation.....	54
Abb.48ErgebniseinesFuzzy-Cluster-Verfahrens .....	55

Abb.49LiveWire-KonturenaufdemSiebbein .....	56
Abb.50SegmentierungderWeichteile .....	58
Abb.51SegmentierungeinesTumorsmitderIWT .....	58
Abb.52GlättungdesSegmentierungsergebnisses .....	59
Abb.53VorgehensweisebeiderBildanalysederNNH ...	61
Abb.54ZyklusderSoftwareentwicklung .....	63
Abb.55GrobaufbauderOberflächevonR <small>HINOVISION</small> .....	67
Abb.56ÜbersichtüberdieVieweroptionen .....	69
Abb.57Buttontypen.....	70
Abb.58EinersterEntwurfderOberfläche.....	71
Abb.59VerbesserteVersionderOberfläche.....	73
Abb.60I <small>NTervention</small> PLANNERmiteinemCT-Datensatz .....	74
Abb.61VermessungimZweidimensionalen .....	75
Abb.62OberflächendarstellungderNNH.....	75
Abb.63EinblendungumgebenderStrukturenundClipp <small>ing</small> .....	76
Abb.64PotenzialfeldzurRichtungscodierung.....	80
Abb.65BewegungsrichtungentlangdesPotenzialgefäll <small>es</small> .....	81
Abb.66SegmentierungsergebnisfürdieKieferhöhlen .	82
Abb.67ILAB4-NetzzumEinlesen,Filtern,Anzeigen .	84
Abb.68AnzeigedesOriginalsunddergefiltertenDa <small>ten</small> .....	85
Abb.69OberflächevonR <small>HINOVISION</small> .....	86
Abb.70KonturierungeinesTumorsindreiAnsichten ...	87
Abb.71ToolbarvonR <small>HINOVISION</small> .....	88
Abb. 72 <small>ILAB</small> -Netzvon <small>RHINOVISION</small> .....	91
Abb.73TeildesILAB-Netzes .....	92
Abb.74NetzdesMacro-ModulsContourSelection.....	93
Abb.75NetzvonROISelectionundWatershedSegmenta <small>tion</small> .....	93
Abb.76NetzvonMorphologyGeneral .....	94
Abb.77NetzvonShowSegRes .....	94
Abb.78KonturierungdesSiebbeins.....	95
Abb.79AnsichtsmodidesViewers .....	96
Abb.80StartansichtvonR <small>HINOVISION</small> .....	97
Abb.81DicomBrowser .....	98
Abb.82ViewerundPanelzurVOI-Selektion.....	99
Abb.84PanelszurKonturgenerierung .....	100
Abb.85PanelzurSegmentierungmitderIWT .....	101
Abb.86EinflussderIWT-Parameter.....	102
Abb.87PanelzurNachbearbeitung .....	103
Abb.88PanelszurErgebnisanzeige .....	104
Abb.89Preferences-Panel .....	105
Abb.90Objektliste .....	108
Abb.91SchrittezurSegmentierungeinesObjekts.....	114
Abb.92AuswahleinesVolumeofInterest.....	117
Abb.93KonturierungdesSiebbeins.....	117
Abb.94KonturierungdesrestlichenNNH .....	117
Abb.95WasserscheidentransformationdesSiebbeins .....	118
Abb.96WasserscheidentransformationdesStirnbeins .....	118
Abb.97WasserscheidentransformationdesKeilbeins .....	118
Abb.98WasserscheidentransformationderKieferhöhlen .	118
Abb.99EntworfenenOberfläche-LoadData .....	119
Abb.100PanelszurVOI-Selektion,Vorverarbeitung ..	119

Abb.101	Konturgenerierung und Wasserscheidentransformation .....	119
Abb.102	Nachbearbeitung und Ergebnisanzeige .....	120
Abb.103	Ergebnisanzeige - Windowing/Clipping .....	120
Abb.104	Ergebnisanzeige - Snapshot, Preferences-Viewer .....	120
Abb.105	Preferences-Pfade, Speicherung, Schrift .....	121
Abb.106	Preferences-Stiler Konturen und IWT-Marker .....	121
Abb.107	LoadData .....	122
Abb.108	Panel zur VOI-Selektion .....	122
Abb.109	Preprocessing .....	123
Abb.110	Secondary VOI .....	123
Abb.111	Panel der intervallbasierten IWT .....	124
Abb.112	Postprocessing .....	124
Abb.113	Show-Result-Panel .....	125
Abb.114	Segmentierung der Sehnerven mit LiveWire .....	125
Abb.115	Segmentierung der Sehnerven - drei Ansichten .....	126
Abb.116	Preferences-Panel .....	126
Abb.117	Kurzanleitung für RHINOVISION .....	127

## ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

CAS	ComputerassistedSurgery
CeVis	CentrumfürKomplexeSystemeundVisualisierung
CLAHE	ContrastLimitedAdaptiveHistogramEqualization
CT	Computertomographie/Computertomogramm
DICOM	DigitallmagingandCommunicationsinMedicine
DOM	DocumentObjectModel
ESS	EndoscopicSinusSurgery
FESS	FunctionalEndoscopicSinusSurgery
GUI	GraphicalUserInterface
HITL	HumanInterfaceTechnologyLaboratory
HNO	Hals-Nasen-Ohren
HTML	HypertextMarkupLanguage
HU	Hounsfield-Unit
ID	Identification
ILAB	ImageLaboratory
iMRI	intraoperativeMagneticResonanceImaging
IWT	InteractiveWatershedTransform
KISMET	KinematicSimulation,MonitoringandOff-Line Programming EnvironmentforTelerobotics
KisMo	KISMETModeller
MeVis	CentrumfürMedizinischeDiagnosesystemeundVisualisierung GmbH
MIS	MinimallyInvasiveSurgery
ML	MeVisImageLibrary
MRT	Magnetresonanztomographie
NNH	Nasennebenhöhlen
OFFISDCMTK	OldenburgerForschungs-undEntwicklungsinstitutfürInformatik- Werkzeugeund-Systeme–DICOMToolkit
OP	Operation
ROI	RegionofInterest
TIFF	TaggedImageFileFormat
VEST	VirtualEndoscopicSurgeryTraining
VOI	VolumeofInterest
VR	VirtualReality
WT	Wasserscheidentransformation
XML	ExtendedMarkupLanguage
2D	Zweidimensional
3D	Dreidimensional

## Einleitung

Chirurgische Eingriffe an den Nasennebenhöhlen sind für HNO-Ärzte an Kliniken alltäglich. Bei den meisten der Operationen erfolgt die Planung, die individuell auf den Patienten zugeschnitten ist, in den letzten Minuten vor der Operation anhand von Anamnese und radiologischen Daten. Damit kann die Planung zwar grob sein, so dass viele Entscheidungen erst während der Operation getroffen werden können. In den betroffenen Kompartimenten wird nahezu frei operiert. Ob operiert wird oder nicht, wird allerdings sorgfältig abgewogen.

In den letzten Jahren ist eine Vertiefung der Planung durch die Entwicklung von intraoperativ einsetzbaren Navigationssystemen in den Blickpunkt des Interesses gerückt. Insbesondere bei komplizierten Eingriffen, wie der Entfernung von Tumoren, sollen durch eine gründliche Operationsplanung und durch Unterstützung der Navigation im Patientenkörper die Sicherheit des Eingriffes erhöht und dessen Dauer verkürzt werden. Es gilt, die Gefahr von Komplikationen zu verringern, den Patienten möglichst schonend zu operieren und gleichzeitig durch eine ausreichende Radikalität der Operation das Risiko von Rezidivkrankungen zu minimieren.

An einigen Kliniken stehen bereits Navigationsgeräte zur Verfügung, deren Einsatz bei Operationen an den Nasennebenhöhlen deutlich zur Sicherheit beiträgt. Die eigentliche Planung vor der Operation erfolgt allerdings nach wie vor kurzfristig und undetailliert. Die Operationsplanung rechnerisch mit Methoden der Bildverarbeitung und Computergraphik zu unterstützen, ist Thema dieser Diplomarbeit. Schwerpunkte sind die Untersuchung der Eignung verschiedener Bildanalyseverfahren für die Segmentierung der Nasennebenhöhlen und der Entwurf und die Implementierung einer Segmentierungsapplikation, mit der medizinische Bilddaten so aufbereitet werden können, dass sie in ein bestehendes Operationsplanungssystem – den INTERVENTIONPLANNER, der bei MeVis in Bremen für die Leberchirurgie entwickelt wurde – eingespeist werden können. Zudem wird eine Erweiterung des INTERVENTIONPLANNERS thematisiert mit dem Ziel, dessen Nutzung speziell auf die Planung von Nasennebenhöhlen-Operationen anzupassen. Überdies muss die Aufbereitung der Originaldaten in einem vertretbaren Zeit- und Interaktionsaufwand von Radiologen oder medizinisch-technischen Assistenten bewältigt werden können. Zur Überprüfung der genannten Anforderungen wurde die Applikation im klinischen Alltag getestet.

Als wichtiger Kooperationspartner fungierte die Klinik und Poliklinik für HNO an der Universitätsklinik Leipzig – im Folgenden als Klinikum Leipzig bezeichnet – unter der Leitung von Prof. Dr. Bootz und mit wesentlicher Unterstützung von Dr. Strauß. Aktuelle Forschungen im Leipzig befassen sich mit der präoperativen Planung und Simulation, der chirurgischen Navigation und Robotik. Die Bemühungen gehen dahin, Chirurgie, Radiologie und Informationstechnologien in interdisziplinären Projekteneignetzukombinieren.

Eine zusätzliche Motivation dieser Diplomarbeit beruht auf der Tatsache, dass es in den letzten zwei Jahrzehnten eine deutliche Zunahme an Nasennebenhöhlen-Erkrankungen gegeben hat [Grevers 02], woraus sich auch eine Zunahme an notwendigen operativen Eingriffen schließen lässt. Eine zügige und dennoch detaillierte Operationsplanung, die sowohl den Ansprüchen des Patienten, als auch der knapp bemessenen Zeit des Arztes gerecht wird und Kosten im Gesundheitswesen senken hilft, ist umso wichtiger.

**Gliederung.** Die vorliegende Arbeit gliedert sich im Wesentlichen in sechs Abschnitte. Im ersten Teil werden medizinische Grundlagen beschrieben und erläutert, welche die Anatomie der Nasennebenhöhlen (NNH), die Operationsmethoden und daraus resultierend die Anforderungen an ein Bildanalyse- und Operationsplanungssystem für NNH-Eingriffe verständlich machen sollen. In Kapitel 2, *CAS-Systeme für den NNH-Bereich*, wird ein kurzer Überblick über die Entwicklungen der computer-gestützten Chirurgie gegeben. Überdies werden drei Systeme der Operationsplanung und -simulation vorgestellt.

Kapitel 3 befasst sich mit Verfahren der Bildverarbeitung und ihrer Kombination zum Zweck der Segmentierung der Knochenstrukturen und Weichteile der Nasennebenhöhlen und liefert letztlich eine Strategie für die Segmentierung. Der Entwurf einer entsprechenden Segmentierungsapplikation (RHINOVISION), die für den klinischen Anwender in vertretbarem Lern-, Zeit- und Interaktionsaufwand benutzbar ist und eine Anbindung an das bestehende Operationsplanungssystem erlaubt, bildet den Gegenstand des vierten Kapitels. Ferner wird eine Erweiterung des Operationsplanungssystems vorgeschlagen und entfaltet. Schließlich werden die Implementierung und eine ansatzweise Evaluierung von RHINOVISION im fünften und sechsten Kapitel dargestellt.

Zusammenfassend sind folgende Ziele zu nennen:

- Bildanalyse von NNH-Datensätzen des Klinikums Leipzig
- Parametrisierung, Kombination und Weiterentwicklung von Segmentierungsverfahren
- Entwicklung einer benutzer- und aufgabengerechten Applikation für die Bildanalyse (RHINOVISION)
- Klinische Erprobung von RHINOVISION im Klinikum Leipzig

# 1 Medizinischer Hintergrund

Zur Begründung der Notwendigkeit einer verbesserten Operationsplanung bei Nasennebenhöhlen-Operationen werden in diesem Kapitel die Anatomie, häufige Erkrankungen und das chirurgische Vorgehen beschrieben. Zugleich werden auf diese Weise die Grundlagen für die Entwicklung einer Segmentierungsstrategie und computergestützten Operationsplanung und -simulation gelegt.

## 1.1 Radiologische Bilder

Radiologische Bilddaten werden nach der Art ihrer Entstehung eingeteilt, denn danach richtet sich, zu welchem Zweck das Bildmaterial nutzbar ist und nach welchen Kriterien Auswertungen vorgenommen werden können. Häufig entstammen die Bilder dem Bereich des konventionellen Röntgens, der Computertomographie (CT), der Magnetresonanztomographie (MRT) und der Sonographie. Im Hals-Nasen-Ohren-Bereich überwiegt die Nutzung von CT- und MRT-Aufnahmen.

Bei radiologischem Bildmaterial handelt es sich um Intensitätsbilder. Sie werden in der Regel in einer quadratischen 2D-Matrix repräsentiert und zur Darstellung auf Grauwerte abgebildet. In der CT und MRT werden solche zweidimensionalen Bilder schichtweise hintereinander erzeugt und kognitiv bzw. rechen-technisch zu einem 3D-Modell der aufgenommenen Strukturen zusammengesetzt. Sie bilden somit quasi Volumendaten. Oftmals ist allerdings die Auflösung in der z-Richtung geringer als in der x- und y-Richtung. Das bedeutet, dass der Abstand zwischen den einzelnen Schichten größer ist, als zwischen den Elementen (Pixeln bzw. Voxeln) einer Schicht. Solche Bildfolgen werden als anisotrope Bildfolgen bezeichnet [Handels00]. Die Schichtabstände entstehen unter anderem aus Gründen einer geringen Patientenbelastung (bzgl. der Röntgenstrahlung im CT bzw. des Zeitaufwands im MRT) bei gleichzeitig ausreichender Auflösung der relevanten anatomischen Details.

Die in dieser Arbeit verwendeten Bilddaten sind ausnahmslos CT-Daten. Ein wichtiges Merkmal von computertomographischen Bildern sind die sogenannten Hounsfield-Units (HU), benannt nach dem Erfinder der Computertomographie. Diese Werte charakterisieren die Abschwächung der Röntgenstrahlung im Körper und sind – im Gegensatz zu Messwerten, die in der MRT erhoben werden – gewebespezifisch standardisiert, d.h. jedes Gewebe des Körpers hat einen spezifischen HU-Wertebereich. So besitzen Knochen HU-Werte von etwa 100 bis 1000, Wasser einen Wert von 0 und Luft Werte um minus 1000 HU. Weichteile nehmen in etwa Werte zwischen 20 bis 100 HU an. Die Hounsfield-Skala umfasst insgesamt Werte von -1000 bis +3095 HU. Zur Bildverarbeitung werden die Werte häufig auf einen Bereich von 0 bis 4095 übertragen. Eine Zuordnung zu Grauwerten erfolgt erst bei der Darstellung der CT-Daten. Üblich ist, dass niedrigen HU-Werten niedrige Grauwerte (dunkel) und hohen HU-Werten hohe Grauwerte (hell) zugeordnet werden. Von solcher Zuordnung wird im Rahmen dieser Arbeit stets ausgegangen.

## 1.2 Anatomie der Nasennebenhöhlen (NNH)

In diesem Abschnitt wird die Anatomie der Nasennebenhöhlen beschrieben. Ferner werden wichtige Variationen aufgeführt, die für die chirurgische Navigation in den Höhlen bedeutsam sind und unter Umständen als Ursache einer Erkrankung in Frage kommen. Die anatomischen Verhältnisse sind für die Segmentierung, d.h. für die computergestützte Bestimmung der Bildobjekte in den CT-Daten, entscheidend.

Nicht unerwähnt soll die Körperebenen des Menschen sein, deren Angabe für die Auswertung der in den Bildern sichtbaren Anatomie entscheidend ist. Zwar lassen sich beliebige Ebenen durch den Körper legen, doch werden drei Hauptebenen definiert, die senkrecht aufeinander stehen [Faller95]. Die Sagittalebene verläuft in Pfeilrichtung vertikal zwischen dem vorderen und hinteren Teil des Körpers. Die Axialebene beschreibt einen horizontalen Schnitt durch den Körper, und die koronale Ebene schließlich betrachtet ihn senkrecht zur Sagittalebene von vorn. Abb.1 verdeutlicht die Lagebeziehungen.

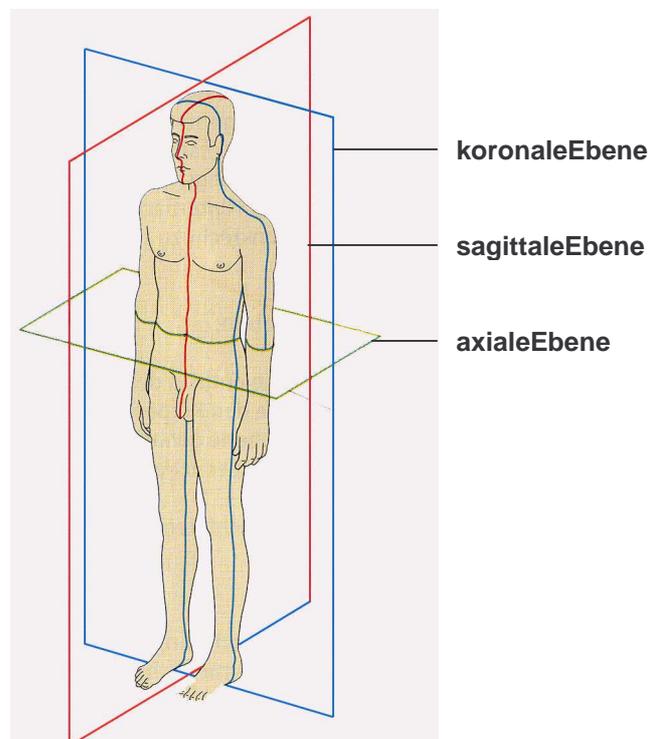


Abb.1: Hauptebenen im menschlichen Körper [nach Faller95]

### 1.2.1 Normale Anatomie

Die Nase besteht aus zwei Nasenhöhlen, welche voneinander durch eine Scheidewand (Septum) getrennt und nach unten durch den Gaumen begrenzt sind. Von den Nasenhöhlen bestehen Verbindungen – sogenannte Drainagewege – zu den vier luftgefüllten Nasennebenhöhlen (Sinus paranasales) Kiefer-, Keilbein-, Stirnbein- und Siebbeinhöhle. Des Weiteren ist die Nasenhöhle mit dem Tränennasengang, dem Mittelohr und dem Rachen verbunden, womit vielfältige Infektionswege gegeben sind.

Aufgabe der Nase sind das Riechen, die Erwärmung, Anfeuchtung und Säuberung der Atemluft, die Isolation durch luftgefüllte Räume und die Resonanz, über welche die Klangfarbe der Stimme beeinflusst wird. Auch die entlüfteten Nasennebenhöhlen fungieren als (Wärme-)Isolatoren und Resonatoren.

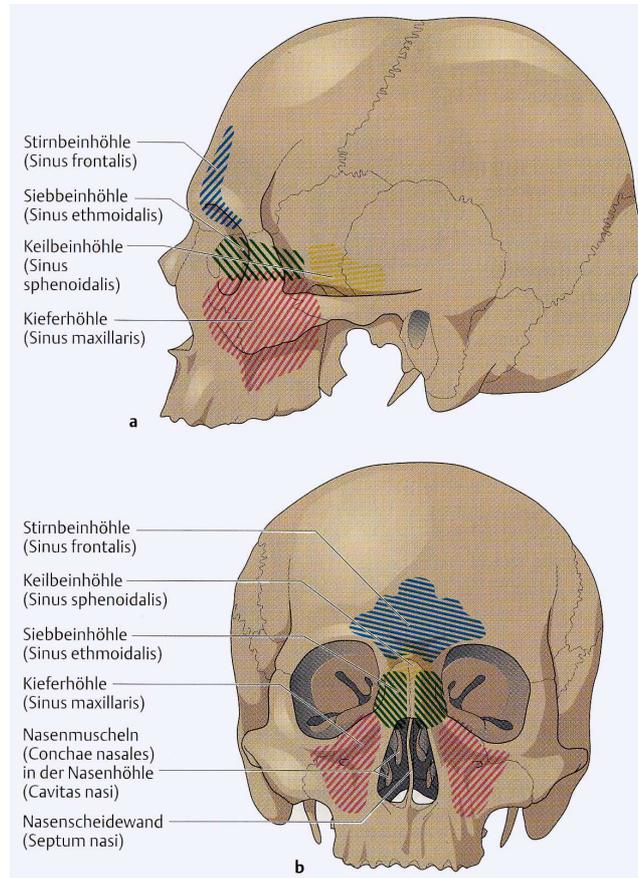


Abb.2(a),(b): Nasennebenhöhlen in (a) seitlicher Ansicht und (b) von vorn [Faller95]

Die Nasennebenhöhlen liegen in den Knochen des Gesichtsschädels und gruppieren sich um die Nasenhöhle herum. Beiderseits der Nasenscheidewand befinden sich Teile des knöchernen Siebbeins, das mehrere Hohlräume – die *Siebbeinzellen (Cellulae ethmoidales)* – enthält und wegen der irregulären Ausformung dieser auch als Siebbeinlabyrinth bezeichnet wird. Nach hinten schließt sich an das Siebbein die *Keilbeinhöhle (Sinus sphenoidalis)* an, deren Knochen einen Teil der Schädelbasis bilden. Oberhalb des Siebbeins befindet sich das Stirnbein mit der *Stirnbeinhöhle (Sinus frontalis)*. Die *Kieferhöhle (Sinus maxillaris)* ist die größte der Nasennebenhöhlen und wird vom Oberkieferknochen (Maxilla) umschlossen (vgl. Abb. 2-4).

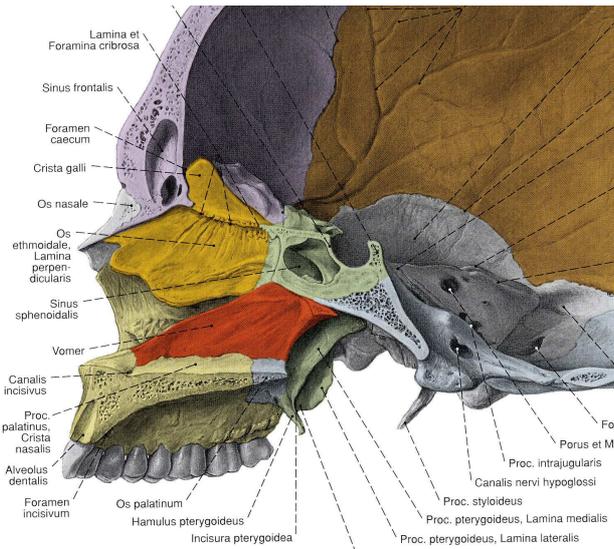


Abb.3: Nasennebenhöhlen in seitlicher Ansicht [Putz00]

Relevant ist in obiger Abbildung der links sichtbare Teil ist gelb dargestellt, das Keilbein rechts davon hellgrün. In der Abbildung links oben ist die Lage der Schnittebene markiert. In der Abbildung rechts unten ist die Beteiligung aller Knochenstrukturen der NNH dargestellt. In der Abbildung rechts unten ist die Beteiligung aller Knochenstrukturen der NNH dargestellt. In der Abbildung rechts unten ist die Beteiligung aller Knochenstrukturen der NNH dargestellt.

Ides Schädels. Das Siebbein .Überdem vorderen Siebbein- (hellgelb) ist in den Oberkiefer Abb.4, in der eine Vorder- der kleinen Übersichts- kiert. Deutlich sichtbar ist die Formung der Augenhöhle. In der Abbildung rechts unten ist die Beteiligung aller Knochenstrukturen der NNH dargestellt.

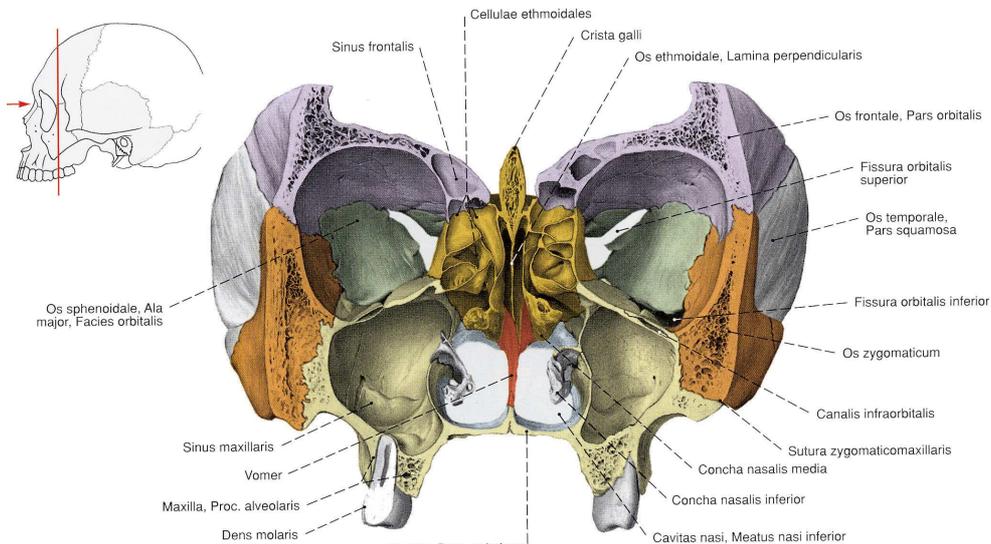


Abb.4: Nasennebenhöhlen von vorn [Putz00]

**Siebbeinhöhle (Sinus ethmoidalis).** Das Siebbein liegt zwischen den beiden Augenhöhlen und begrenzt die Nasenhöhlen an den Seiten und nach oben. Das Dach des Siebbeins wird von der löchrigen Siebbeinplatte (Lamina cribrosa) gebildet, durch welche die Geruchsnerve aus der Nasenhöhle austreten. In der Mitte des Siebbeins befindet sich ein Knochenkamm, der Teile des Nasenseptums bildet.

bildet. Über dies ist das Siebbein an der Ausformung der Nasengänge beteiligt, indem es die oberen und mittleren Nasenmuscheln in die Nasenhöhlen hineinragen lässt. Die Hohlräume des Siebbeins, die Siebbeinzellen, sind voneinander durch sehr dünne Knochenlamellen getrennt, die sich in der Bildgebung per Computertomographie oder Magnetresonanztomographien nur schwach darstellen lassen und deren Lage stark variieren kann. Von allen Nasennebenhöhlen ist die Siebbeinhöhle diejenige, die am kompliziertesten aufgebaut und darstellbar ist.

**Keilbeinhöhle (Sinus sphenoidalis).** Im Keilbein befindet sich ein Paar von Keilbeinhöhlen, das untereinander und zu den Siebbeinzellen hin von einer dünnen Knochenwand geteilt wird. Durch die Keilbeinhöhlen kann ein operativer Zugang zur Hirnanhangdrüse (Hypophyse) und zum Zwischenhirn (Diencephalon) eröffnet werden – ein Ansatz für die Neurochirurgie.

**Stirnbeinhöhle (Sinus frontalis).** Die Stirnbeinhöhle besteht aus zwei asymmetrischen Hohlräumen, die zwischen der inneren und äußeren Wand des Stirnbeins platziert sind. Sie lassen sich in einen zentralen Hohlraum (Sinus) und zwei Erweiterungsgliedern: eine in vertikaler und eine in horizontaler Ausrichtung. Ebenso wie die Hohlräume des Keilbeins werden die Hohlräume des Stirnbeins durch eine knöcherne oder fibröse Wand voneinander getrennt. Verbunden ist die Stirnbeinhöhle mit dem mittleren Nasengang oder mit den Siebbeinzellen [Lloyd 88].

**Kieferhöhle (Sinus maxillaris).** Die größte und symmetrischste der Nasennebenhöhlen ist in den Oberkiefer rechts und links der Nase eingebettet und mündet unter der mittleren Nasenmuschel in den Nasengang. Nach oben stellt ihre Wand die knöcherne Begrenzung der unteren Augenhöhlen dar. In unmittelbarer Nähe dazu befinden sich der Sehnerv und verschiedene Gefäße. Von unten grenzt der zahnhaltige Teil des Oberkiefers an die Höhle.

Für die Orientierung in den Nasennebenhöhlen bei Operationen spielen verschiedene anatomische Landmarken eine wichtige Rolle, z. B. die mittlere Nasenmuschel. Die Positionen mancher Landmarken können stark variieren. Die wichtigsten Variationen werden im nächsten Abschnitt vorgestellt.

### 1.2.2 Wichtige anatomische Variationen

Anatomische Variationen können natürlichen oder unnatürlichen Ursprungs sein. Erkrankungen des Nasennebenhöhlensystems können auf ihnen beruhen oder durch sie gefördert sein. Ursache unnatürlicher Variationen sind Unfälle oder vorangegangene Operationen, bei denen mitunter wichtige anatomische Landmarken verändert oder entfernt wurden.

Nicht nur für die Diagnose, sondern auch für den chirurgischen Eingriff ist die Kenntnis der individuellen anatomischen Konstellationen des Patienten wichtig. Gefäße und Nerven können mehr oder weniger frei durch die Hohlräume verlaufen. Werden Knochenlamellen aus den Höhlen entfernt, so können solche Gefäße und Nerven unter Umständen verletzt werden. Gerade bei relativ dünnen Knochen und asymmetrischen Ausbildung der Höhlen ist im Rahmen endoskopischer Eingriffe (siehe Abschnitt 1.5, S. 12) die Gefahr einer unbeabsichtigten Perforation hoch.

Nur einige mögliche Variationen werden im Rahmen dieser Arbeit aufgeführt. Nachziehungen zu beachten:

- die Lage des Sehnervs (Nervus opticus) im hinteren Bereich des Siebbeins; der Sehnerv kann durch einen Teil der Sieb- und Keilbeinhöhle verlaufen (Abb. 5) am Keilbein
- der Verlauf des Sehnervs und der Arteria carotis interna
- die Position des Siebbeindachs (Abb. 6(a), (b))
- Septumdeviation (verschobene Nasenscheidewand)
- die Position des Processus uncinatus, eines hakenförmigen Fortsatzes des Siebbeins: dicht an der Augenhöhle, dicht an der Schädelbasis oder mittig zwischen beiden

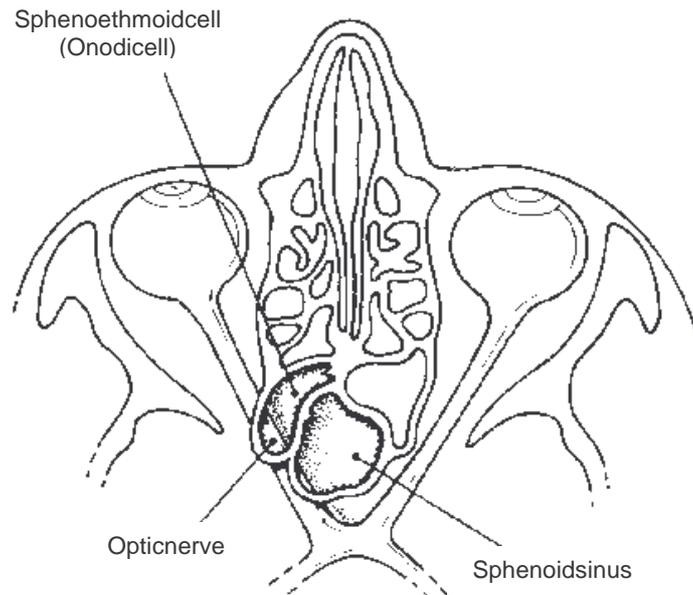


Abb. 5: Onodi-Zelle, durch die ein Teil des Sehnervs verläuft, in axialer Ansicht [nach PARWeb]

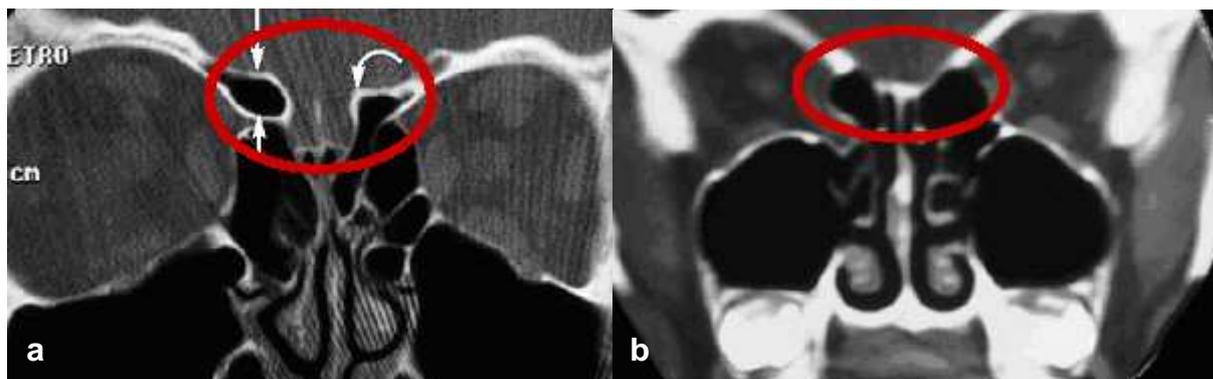


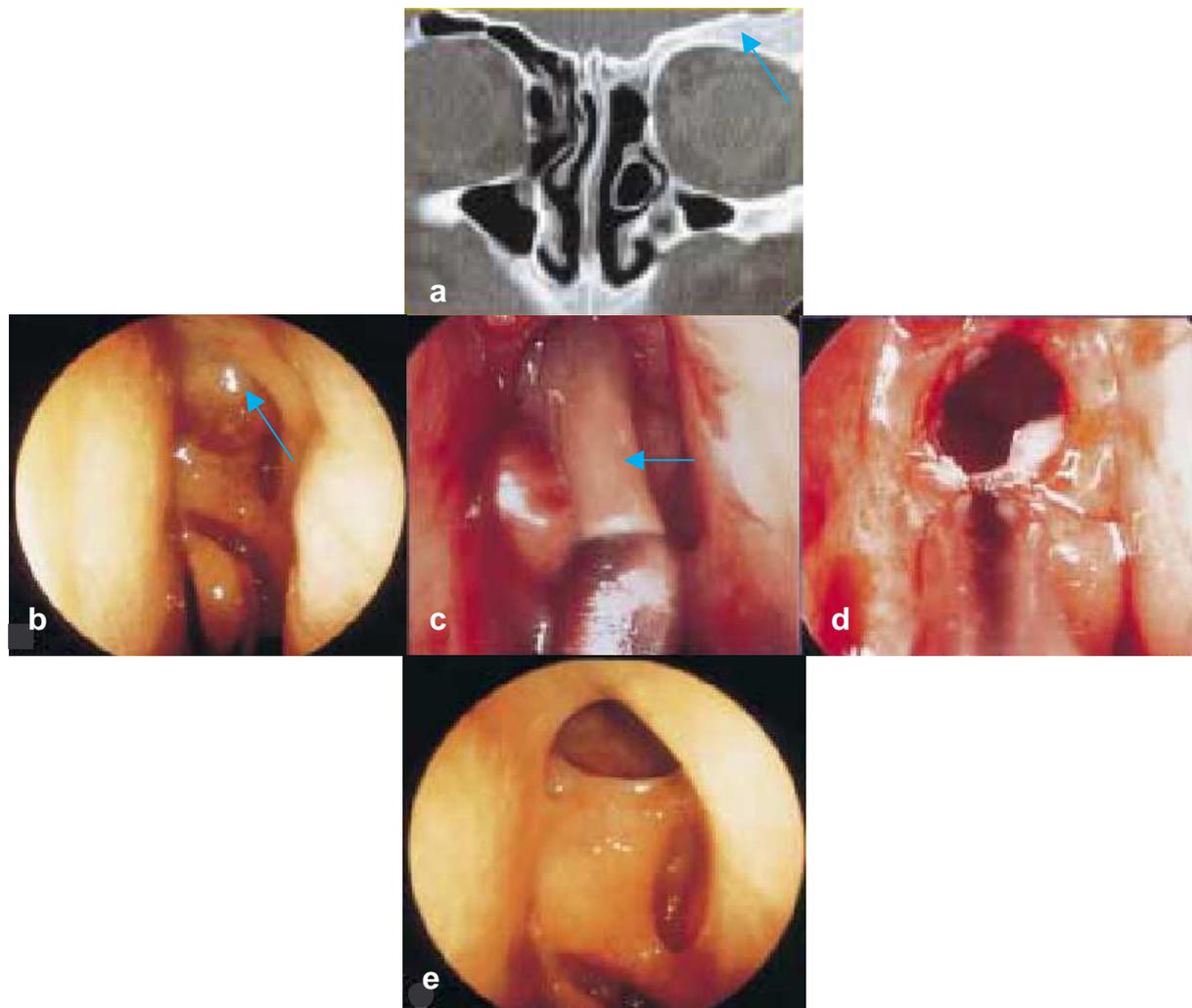
Abb. 6(a), (b): (a) zeigt ein sog. gefährliches Siebbeindach (steiler Abfall zwischen Schädelbasis und Siebbeinhöhle) (b) normales Siebbeindach [Kennedy 00]

### 1.3 Erkrankung der Nasennebenhöhlen

Eine chronische Sinusitis (Nasennebenhöhlenentzündung) ist mit einer Häufigkeit von etwa 10% in der Gesamtbevölkerung eine der häufigsten Erkrankungen in der HNO-Heilkunde [Maune 00]. Ursache einer Sinusitis ist eine Infektion. Sie führt zu

Schleimhautschwellungen und hoher Sekretabsonderung, die im Röntgen-, CT- oder MRT-Bild durch eine Verschattung der entsprechenden Nasennebenhöhle deutlich werden. Ein operativer Eingriff wird in der Regel erst vorgenommen, wenn bereits eine konventionelle Therapie (in erster Linie mit Medikamenten) durchgeführt wurde, aber keine vollständige Beseitigung der Infektionsherde bewirkt werden konnte. Ausnahmen bilden heftige akute oder chronische Entzündungen. Eine Abbildung einer verschatteten Kieferhöhle ist auf S. 12, Abb. 9(e) zu sehen.

Die Aufgabe der Diagnostik besteht bei Verdacht auf eine Sinusitis darin, anatomische Ursachen der Entzündung, pathologische Veränderungen der Schleimhäute und anatomische Variationen, die für die Sicherheit eines Eingriffs relevant sind, zu identifizieren [Weiss01]. Des Weiterensind die Schwellungen zu lokalisieren und der Schweregrad der Erkrankung zu bestimmen.



**Abb.7(a)-(e):** (a)CT-Aufnahme(koronaleAnsicht)einesPatienten mit einer Mukozele (Schleimansammlung;blauerPfeil)inderlinkenStirnhöhle,(b)-(d)endoskopischeEntfernungder Mukozele durch Erweiterung des Zugangs zur Stirnhöhle,(e)Zustand 8 Monaten nach dem Eingriff: der Zugang zur Stirnhöhle ist frei [Grevers02]

Zur Beurteilung von pathologischen Veränderungen ist es sehr wichtig, das Pneumatisationsverhalten der Nasennebenhöhlen zu betrachten [Vogl00]. Engstellen in den Verbindungen zwischen den Nasennebenhöhlen können durch Schleimhautschwellungen, knöcherne Deformationen, Frakturen, Tumoren, Polypen und anderes ent-

stehen. Polypen haben dabei ihren Ursprung oft im Siebbein [Pschyrembel 94]. In diesem Fall kann die Belüftung sämtlicher Nasennebenhöhlen beeinträchtigt sein. Eine weitere NNH-Erkrankung betrifft die Existenz von Mukozelen, einer Ansammlung von zähem Schleim in einer Höhle, der Zugangsweg eng versperren kann. In extremen Fällen kann sich eine Mukozele so ausbreiten, dass sie andere Gewebe wegdrückt; im Falle einer Stirnhöhlen-Mukozele kann dies die Augapfel sein. In Abb. 7 ist eine Mukozele in einem Teil der Stirnhöhle zu sehen, dargestellt in einer CT-Aufnahme und endoskopischen Bildern.

## 1.4 Radiologische Diagnostik von NNH-Erkrankungen

### 1.4.1 Computertomographie und Magnetresonanztomographie

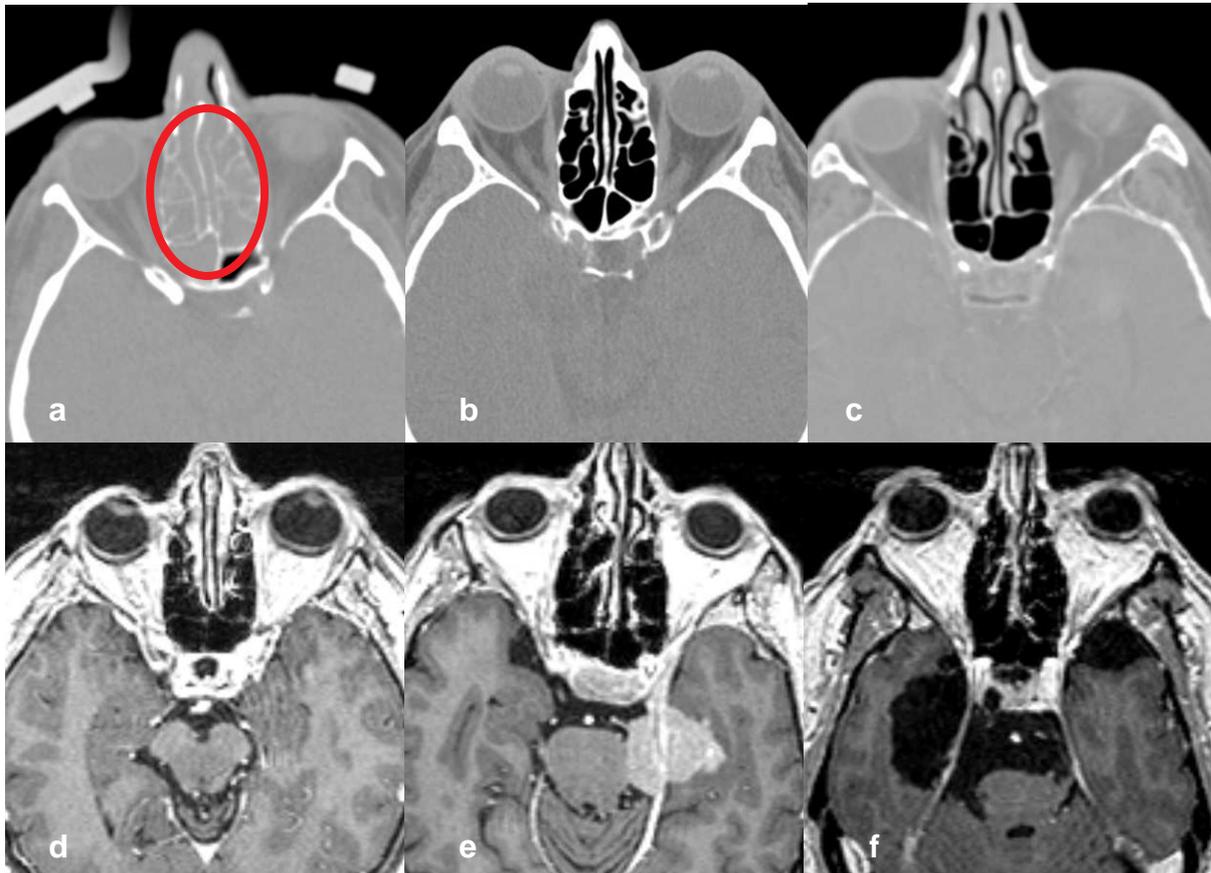
Verfahren der Bildgebung werden zur Diagnostik, präoperativen Planung, intraoperativen Navigation, Verlaufskontrolle und Qualitätssicherung einer Behandlung – sowohl nach konventioneller Therapie als auch nach chirurgischem Eingriff – genutzt. Im Bereich der Nasennebenhöhlen werden vorwiegend die Methoden der Computertomographie (CT) und Magnetresonanztomographie (MRT) verwendet. Steht dabei die Darstellung der knöchernen Anatomie im Vordergrund, so ist die CT die Methode der Wahl. Mit ihr lassen sich Knochenveränderungen hinsichtlich ihrer Ausdehnung und Art eingrenzen. Die Stärke der MRT ist die Darstellung von Weichteilen und Tumoren.

Die Anforderungen an die Bildgebung der Nasennebenhöhlen bestehen in der präzisen Abbildung anatomischer Landmarken und Drainagewege des NNH-Systems. Bei einer präoperativen Abklärung von Tumoren der Nasenhaupt- und -nebenhöhlen steht die Bestimmung der Tumorlokalisation und -ausdehnung im Vordergrund. Tumoren, die sich auf die Nasenhaupt- und -nebenhöhlen beschränken, werden – obwohl sie selbst im MRT deutlicher sichtbar sind – mittels CT untersucht, um Informationen über die Reaktion des Knochens (Verhärtung bzw. Auflösung) zu gewinnen. So kann unter anderem ein eventuelles Rezidiv erkannt werden, das endoskopisch nicht sichtbar ist [Schuknecht 02].

Die Auswertung von radiologischen Bilddaten der NNH erfolgt gewohnheitsgemäß bevorzugt in koronaler Ansicht. Im CT ist es in primär koronalen Aufnahmen jedoch möglich, dass Teile der Daten mit starken Artefakten behaftet sind, die ihren Ursprung in metallhaltigen Gebissen haben (Zahnfüllungen etc.). Die Sicht in die Nasennebenhöhlen wird dadurch stark behindert. Daher werden in der Regel axiale CT-Aufnahmen akquiriert – wegen der Strahlungsrichtung erreichen Zahnmetallartefakte die NNH dabei nicht – aus denen koronale Aufnahmen berechnet werden.

Bei MRT-Aufnahmen kommt es nicht zu Zahnmetallartefakten und überdies ist das Verfahren nicht invasiv, d.h. der Patient wird nicht mit Strahlen belastet. Nachteilig im Vergleich zur CT sind die mangelnde Signalgebung knöcherner Strukturen und die höheren Kosten [Weiss 01].

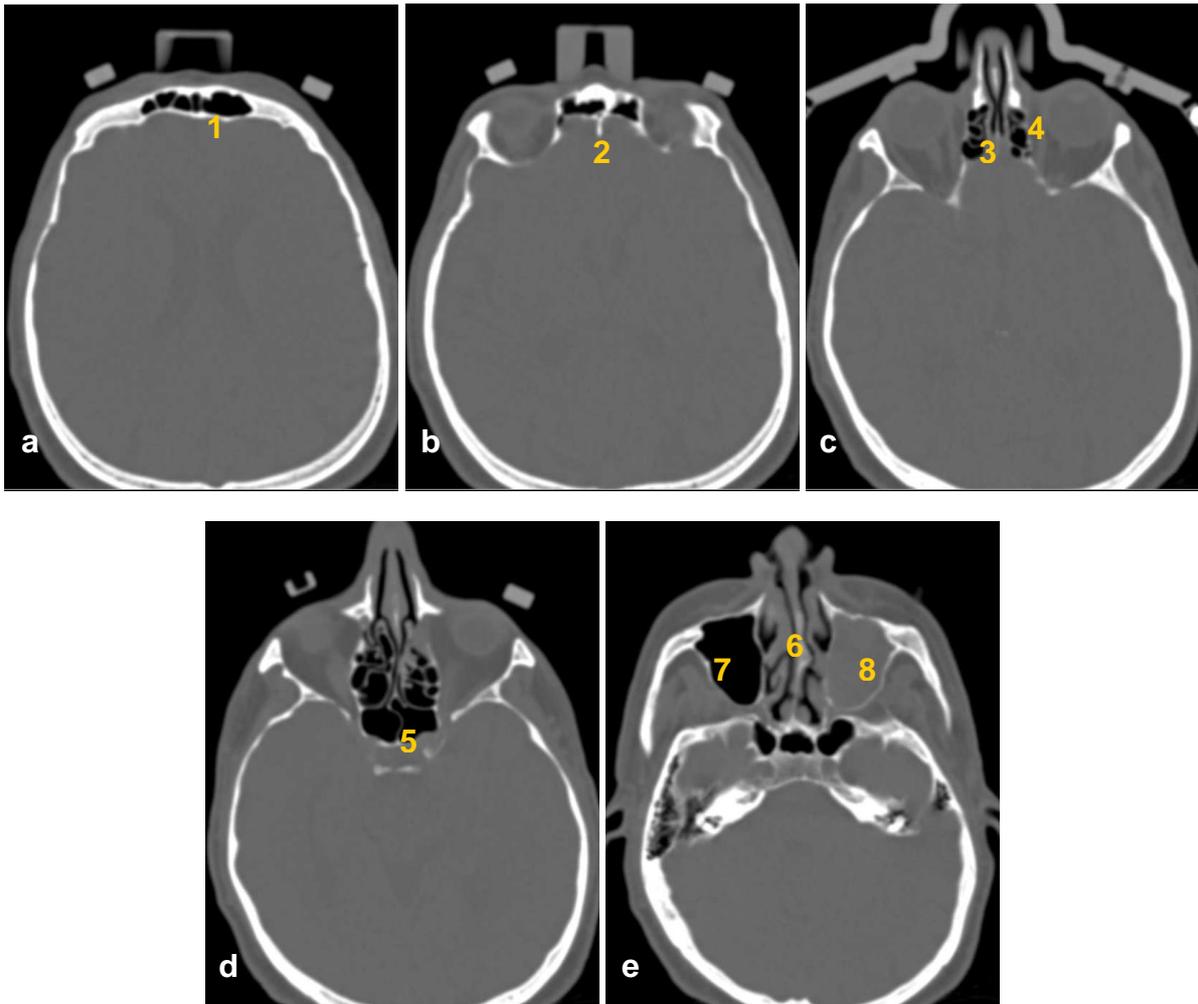
Im Folgenden sind drei CT-Bilder drei MRT-Bildern gegenübergestellt. Jedes Bild entstammt einem anderen Datensatz und Patienten. In allen Abbildungen wird deutlich, dass die dünnen Knochenlamellen des Siebbeins sowohl im CT als auch MRT nur schwach sichtbar sind, dass aber die CT dennoch eine bessere, zusammenhängendere Abbildung dieser Strukturen ermöglicht. Der Vorteil der MRT-Aufnahmen hingegen, die im Übrigen primär neurologische Pathologien zeigen, liegt im Weichteilkontrast, was insbesondere an den Gehirnstrukturen erkennbar wird.



**Abb.8(a)-(f):** (a)-(c) Axiale CT-Aufnahmen der Sieb- und Keilbeinhöhlen, in (a) kaum pneumatisiert, in (b) und (c) pneumatisiert; (d)-(f): analog dazu MRT-Aufnahmen; das Siebbein ist in (a) rot eingekreist

#### 1.4.2 Darstellung von Nasennebenhöhlen im CT unter anatomischen Gesichtspunkten an einem Beispiel

In den folgenden Abbildungen sind die Nasennebenhöhle eines Patienten des Klinikums Leipzig dargestellt. In der Aufnahme wird der Patient quasi von unten betrachtet, so dass alles, was rechts im Bild ist, auf der linken Patientenseite liegt und umgekehrt. Die meisten Nasennebenhöhlen sind belüftet (schwarz), während die linke Kieferhöhle eine deutliche Verschattung (grau) aufweist. Die dünnen Knochenlamellen, welche die Höhlenbereiche untereinander sichtbar machen, sind durchwegs schlecht auf einer CT-Aufnahme zur Positionierung des Kopfes des Patienten verwendet wurde.



**Abb.9(a)-(e):** CT-Aufnahmen der vier Nasennebenhöhlen; 1 Stirnhöhle, 2 Crista galli (Knochenkamm des Siebbeins), 3 vordere Siebbeinzellen, 4 Lamina papyracea (die papierdünne Wand des Siebbeins hin zu den Augenhöhlen), 5 Keilbeinhöhle, 6 Septum (Nasenscheidewand), 7 rechte Kieferhöhle (belüftet), 8 linke Kieferhöhle (verschattet)

## 1.5 NNH-Chirurgie

Die Nasennebenhöhlen-Chirurgie ist eine Landmarken-Chirurgie, d.h. sie orientiert sich bzgl. der Führung der Operationsinstrumente stark an anatomischen Details. Bei der Planung und Durchführung eines Eingriffs müssen diese Orientierungspunkte möglichst optimal dargestellt werden [Koitschev 02]. Die knöchernen Strukturen sind am detailliertesten im Computertomogramm darstellbar, sodass eine Computertomographie des gesamten NNH-Systems vor einer Operation unerlässlich ist.

Eine Indikation einer Nasennebenhöhlen-Operation ist häufig eine chronische polyposöse Sinusitis, d.h. eine chronische Entzündung unter Vorhandensein von Polypen. Die entscheidende Region für die Entwicklung chronischer Entzündungsprozesse in den Nasennebenhöhlen liegt im Bereich des Siebbeins. Dort münden die anderen Nasennebenhöhlen, weshalb eine Blockade des Siebbeins zu sekundären Erkrankungen in diesen führen kann. Umgekehrt heilen Entzündungen spontan ab, wenn der freie Sekretabfluss durch die Siebbeinregion in die Nasenhöhle wiederhergestellt ist [ENDWeb].

Eingriffe an den Nasennebenhöhlen erfolgen gegenwärtig vorwiegend über endonasale Zugänge, d.h. durch die Nasenlöcher, und mit endoskopischen Techniken. Die Ausleuchtung und Aufnahme des Operationsbereichs wird unter Zuhilfenahme eines Endoskops (Abb.10) realisiert. Die Endoskopie gehört zum Bereich der minimal-invasiven Chirurgie. Minimal-invasiv bedeutet, dass nur kleine Schnitte, wenn überhaupt, gemacht werden, wodurch die Verletzungen an Geweben, an denen eigentlich nicht zu operieren ist, weit aus geringersind, als bei anderen Eingriffen. Die Genesungszeit des Patienten wird deutlich verkürzt. Der HNO-Arzt operiert quasi an einem Videobild und führt mit einer Hand das Endoskop und mit der anderen die eigentlichen Operationsinstrumente, wie z. B. Faszange und Sauger.



Abb.10: Endoskop(links)mitOptik(rechts) <sup>1</sup>



Abb.11: Endoskopische Operation an den NNH; der Operateur hält in der linken Hand das Endoskop, in der rechten einen Sauger <sup>1</sup>

<sup>1</sup>Diese Aufnahmen entstanden während der Hospitation bei NNH-Operationen im Klinikum Leipzig.

Für den Arzt sind mit der Endoskopie im Wesentlichen zwei Nachteile verbunden:

- Erstens besteht kein direkter Blick in den Operationsbereich, sodass die Navigation erschwert ist und ein erhöhter Trainingsaufwand für die Operationstechnik besteht.
- Zweitens ist der taktile Sinn eingeschränkt. Das Ertasten von Geweben und Gefäßen mit endoskopischen Werkzeugen ist schwierig.

Dennoch hat sich die Endoskopie in der NNH-Chirurgie ein fester Platz gesichert, da die Sicherheit des Patienten höher ist als bei den früheren radikaleren transfazialen Operationen.

Der Hauptvektor der nasalen Luftströmung verläuft durch den mittleren Nasengang und von dort aus weiter in die Nasennebenhöhlen. Die chirurgische Erweiterung dieser Region führt zu einer optimierten Ventilation. Die chirurgische Verbesserung der Drainage und Ventilation des NNH-Systems muss gezielt erfolgen, denn ein Optimum an Erfolg wird nicht durch ausgedehnte, radikale Eingriffe, sondern durch möglichst begrenzte und gezielte Resektion erreicht [Simmen 00]. Ein weiteres wichtiges Ziel ist, einige Landmarken, vor allem die mittlere Nasenmuschel, zum Teil zu erhalten, damit für eventuelle Rezidiveingriffe ausreichend Orientierungsmöglichkeiten gegeben sind.

Seit bei NNH-Eingriffen Mikroskope und Endoskope verwendet werden, ist die Komplikationsrate gesunken. Zu den Komplikationen zählen Verletzungen der Augenhöhle mit nachfolgender Erblindung, Perforationen der Schädelbasis und Verletzungen von Blutgefäßen und Nerven [Boetz 02]. Komplikationen können aber auch bei endoskopischen Techniken auftreten. Ein Grund dafür besteht in der schwierigen Navigation speziell bei Patienten mit atypischer Anatomie oder Patienten, die bereits NNH-Eingriffe hinter sich haben und dabei wichtige anatomische Landmarken entfernt wurden. Gerade die hinteren Zellen des Siebbeins sehen einander sehr ähnlich [Kennedy 00]. Der Operateur kann nicht rigid sämtliche Nasennebenhöhlen ausräumen, ohne mit größeren Komplikationen rechnen zu müssen, die durch die Nähe zur Augenhöhle, zum Sehnerv, zur inneren Kopfschlagader und zur Schädelbasis gegeben sind.

Da die Knochen, welche die Nasennebenhöhlen umgeben, unter anderem am Aufbau von Schädelbasis und Augenhöhle beteiligt sind, existieren Zusammenhänge zu anderen medizinischen Fachbereichen, wie der Ophthalmologie (Augenheilkunde) und der Neurochirurgie. Chirurgische Eingriffe in diesen Disziplinen erfordern mitunter Zugänge über die Nase und das NNH-System.

**FESS.** Ein bedeutendes chirurgisches Verfahren ist die FESS, die funktionelle endoskopische Sinus-Chirurgie. Sie beinhaltet in ihrem Konzept ein schonendes Vorgehen bei endoskopischen Eingriffen an den Nasennebenhöhlen. Ziel ist es, wichtige funktionelle Strukturen so weitgehend wie möglich zu erhalten, d.h., nur gerade soviel Gewebe zu entfernen, dass das Risiko einer Rezidivkrankung minimal wird.

Eingesetzt wird die FESS unter anderem bei akuter und chronischer Sinusitis. Im Rahmen solcher Operationen werden die betroffenen Höhlen einer Drainage unterzogen, indem verschlossene Zugangswege zwecks einer Belüftung der Höhle eröffnet werden [Kennedy 00]. Viele Entscheidungen bezüglich der Eröffnung eines Zugangsweges werden intraoperativ getroffen. Sie beruhen auf chirurgischer Erfah-

zung, der Anatomie des Patienten – Grobinformationen dazuliefere CT-Aufnahmen –  
und dem verfügbaren Instrumentarium.



**Abb.12:** Zwei unterschiedliche Fasszangen [Kennedy00]

Zum Instrumentarium gehören Endoskope verschiedener Größe und Sichtwinkel und chirurgische Instrumente – ebenfalls mit unterschiedlichen Neigungen. Zu den wichtigsten gehören die Fasszangen (Abb. 12) und Sauger. Der Eingriff beginnt mit einem geraden Endoskop (0°), welches mindestens bis zum Erreichen der ersten anatomischen Landmarken (Processus uncinatus) genutzt wird. Je nach Bedarf können danach Endoskope mit Winkeln von 30°, 45° und 70° verwendet werden.

Für das Verständnis von Zugangswegen bedarf es einer präzisen räumlichen Vorstellung. Lagevarianten müssen berücksichtigt werden, und bekannte Objekte müssen aus ungewöhnlichen Blickwinkeln aufgesucht werden können [Leuwer 01]. Da eine Orientierung in den NNH relativ schwierig ist, kann eine computerassistierte Navigation, wie sie in Abschnitt 2.1.2, S. 17 beschrieben ist, sehr hilfreich sein.

## 2 CAS-Systeme für den NNH-Bereich

Die konventionelle Operationsplanung im HNO-Bereich stützt sich im Wesentlichen auf die Anamnese und vorhandenes Bildmaterial. Viele Entscheidungen werden nicht detailliert im Voraus geplant, sondern intraoperativ getroffen. Um eine bessere Planung der Operation zu ermöglichen, können OP-Planungssysteme eingesetzt werden, mit denen eine dreidimensionale Darstellung der CT-Schichtdaten erzeugt und exploriert werden kann. Eine Simulation von Eingriffen kann die Planung darüber hinaus vertiefen und festigen.

Eine wichtige Frage ist, ob Operationspläne, die auf dem konventionellem Weg – d.h. im Kopf des Operateurs – erstellt wurden, während des Eingriffs häufig verworfen werden müssen, so dass intraoperativ schnell neue Entscheidungen zu fällen sind. Daran schließt sich die Frage an, ob eine computergestützte Operationsplanung- und -simulation die Notwendigkeit von Spontanentscheidungen während einer Operation verringern kann, indem relevante Informationen bereits vor dem Eingriff zugänglich gemacht werden. Neben dem Bestreben nach einer Senkung der Komplikationsrate besteht das Ziel, die Operationsdauer kurz zu halten – zumeist, um den Patienten zu schonen, zum anderen, um die anfallenden Kosten zu senken.

Speziell im NNH-Bereich bestehend durch den Einsatz endoskopischer und mikroskopischer Techniken hohe Anforderungen an den Operateur. Nicht nur eine computergestützte Operationsplanung, sondern auch die Nutzung von Navigationssystemen zur Unterstützung der intraoperativen Navigation und zur Führung der chirurgischen Instrumente durch Roboter können die Belastung für den Patienten und auch den Arzt verringern. Da die Bildanalyse der NNH die Bilddaten für solche Systeme liefert, werden in diesem Kapitel einige vorgestellt.

### 2.1 Systeme der computergestützten Chirurgie (CAS)

Die Anfänge der computergestützten Chirurgie allgemein liegen in den 70er Jahren. Geräte wie Computer- und Magnetresonanztomographen gelten als erste Vertreter von CAS-Systemen. Gegenwärtig werden in der CAS vier Teilgebiete unterschieden:

- die präoperative Planung,
- die präoperative Simulation,
- die computerassistierte chirurgische Intervention und
- die medizinische Robotik.

Allen ist gemeinsam, dass sie auf eine Verbesserung des operativen Eingriffs abzielen und dafür digitale Daten des Patienten nutzen [Strauß02].

Rhinochirurgen wollen in bestimmten Situationen – auch bei Routine-Eingriffen – gerne einen virtuellen Blick hinter die Struktur werfen, die aktuell vor dem Instrument liegt [Grevers02]. Eine solche Situation liegt zum Beispiel vor, wenn im Siebbein zur Seite hin operiert wird. Im endoskopischen Bild unterscheidet sich die knöcherne Wand zur Augenhöhle hin kaum von einer Knochenlamelle. Durch einen Blick hinter

die aktuell sichtbare Struktur kann geprüft werden, ob die Höhle erreicht ist oder ob es sich um eine Knochenlamelle handelt, die chirurgisch eröffnet werden kann. Hier liegt CAS, das sowohl in der Planung, als auch in der Simulation ist.

ereits die Wand zur Augenhöhle innerhalb des Siebbeins gibt ein großes Potenzial der Navigation nutzbar

Bislang werden CAS-Systeme nur in wenigen HNO-Kliniken eingesetzt. Gründe für die mangelnde Verbreitung liegen in der Notwendigkeit leistungsfähiger Rechner und den damit verbundenen Kosten, einer zum Teil umständlichen Bedienung und damit einem hohen Lern- und Interaktionsaufwand [Heermann 01]. Demgegenüber stehen Bestrebungen, die Komplikationsrate bei HNO-chirurgischen Eingriffen zu minimieren und die Genesungszeit der Patienten zu verkürzen.

routinemäßig eingesetzt. Notwendigkeit leistungsfähiger Rechner und den damit verbundenen Kosten, einer zum Teil umständlichen Bedienung und damit einem hohen Lern- und Interaktionsaufwand [Heermann 01]. Demgegenüber stehen Bestrebungen, die Komplikationsrate bei HNO-chirurgischen Eingriffen zu minimieren und die Genesungszeit der Patienten zu verkürzen.

In der konventionellen CAS werden die Datensätze ausschließlich vor der Operation erhoben [Strauß 02], und somit arbeiten alle genannten CAS-Bereiche auf Daten, in denen intraoperative Veränderungen der Gewebepositionen, die durch Resektionen und Verschiebungen auftreten können, keinen Eingang finden. Operationssysteme, die während eines Eingriffs Patientendaten akquirieren können, gibt es bereits. Ein Beispiel dafür ist die iMRI (intraoperative Magnetresonanztomographie) [Trantakis 02], bei der jedoch zusätzlich spezielle nicht-ferromagnetische chirurgische Instrumente vorhanden sein müssen. Zur Zeit werden derartige Operationssysteme vorwiegend in der Neurochirurgie eingesetzt. Im Folgenden wird ein kurzer, allgemeiner Überblick über die vier Bereiche der CAS gegeben. Nach einer kurzen Beschreibung der Einsatzgebiete der Virtual Reality in CAS-Systemen werden drei Anwendungen vorgestellt, die zur Operationsplanung bzw. -simulation dienen.

erhöhen [Strauß 02], und somit arbeiten alle genannten CAS-Bereiche auf Daten, in denen intraoperative Veränderungen der Gewebepositionen, die durch Resektionen und Verschiebungen auftreten können, keinen Eingang finden. Operationssysteme, die während eines Eingriffs Patientendaten akquirieren können, gibt es bereits. Ein Beispiel dafür ist die iMRI (intraoperative Magnetresonanztomographie) [Trantakis 02], bei der jedoch zusätzlich spezielle nicht-ferromagnetische chirurgische Instrumente vorhanden sein müssen. Zur Zeit werden derartige Operationssysteme vorwiegend in der Neurochirurgie eingesetzt. Im Folgenden wird ein kurzer, allgemeiner Überblick über die vier Bereiche der CAS gegeben. Nach einer kurzen Beschreibung der Einsatzgebiete der Virtual Reality in CAS-Systemen werden drei Anwendungen vorgestellt, die zur Operationsplanung bzw. -simulation dienen.

### **2.1.1 Präoperative Planung und Simulation**

Das Gebiet der präoperativen Planung und Simulation befasst sich mit der Aufbereitung und Verwendung der Patientendaten zu Zwecken einer konkreten Planung chirurgischer Eingriffe. Zugangswege können erkundet und Resektionen ausprobiert werden. Eine Simulationsumgebung ist nicht nur für eine konkrete Operationsplanung von Nutzen, sondern dient auch der Ausbildung und dem Training von angehenden Chirurgen bzw. Chirurgen in der Weiterbildung. Neben dem Training in Operationsszenarien können zudem neue Operationstechniken ermittelt und erprobt werden, ohne einen Patienten dafür gefährden zu müssen. Planungs- und Simulationssysteme können auch für die nicht-chirurgische Therapie, z.B. in der Bestrahlung, eingesetzt werden. Die Bilddaten für ein vorhandenes Planungs- und Simulationssystem – den **INTERVENTION PLANNER** – geeignet aufzubereiten, ist Schwerpunkt dieser Diplomarbeit.

Das Gebiet der präoperativen Planung und Simulation befasst sich mit der Aufbereitung und Verwendung der Patientendaten zu Zwecken einer konkreten Planung chirurgischer Eingriffe. Zugangswege können erkundet und Resektionen ausprobiert werden. Eine Simulationsumgebung ist nicht nur für eine konkrete Operationsplanung von Nutzen, sondern dient auch der Ausbildung und dem Training von angehenden Chirurgen bzw. Chirurgen in der Weiterbildung. Neben dem Training in Operationsszenarien können zudem neue Operationstechniken ermittelt und erprobt werden, ohne einen Patienten dafür gefährden zu müssen. Planungs- und Simulationssysteme können auch für die nicht-chirurgische Therapie, z.B. in der Bestrahlung, eingesetzt werden. Die Bilddaten für ein vorhandenes Planungs- und Simulationssystem – den **INTERVENTION PLANNER** – geeignet aufzubereiten, ist Schwerpunkt dieser Diplomarbeit.

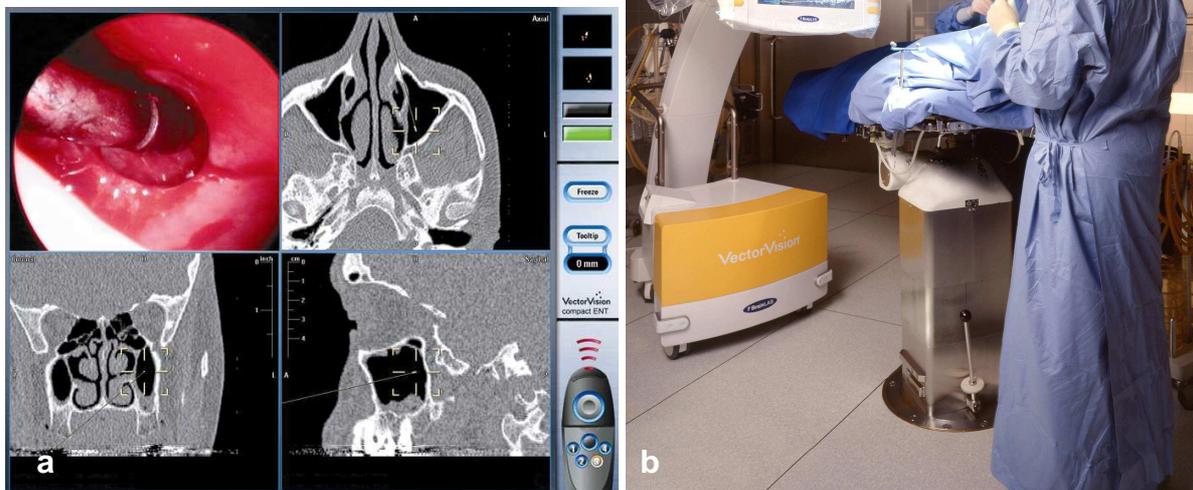
### **2.1.2 Computerassistierte Intervention**

Nach [Strauß 02] bildet die computerassistierte Intervention den Schwerpunkt der CAS. Im Wesentlichen betrifft dieser Bereich die intraoperative Navigation, bei der mit Hilfe von Patientendaten und Registrierungserfahrungen Bezüge zwischen den Datensätzen und dem Operationssitus hergestellt werden. Die intraoperative Navigation stützt sich auf die Verfolgung (Tracking) von Instrumenten im Raum und die Umrechnung von Bild-, Patienten- und Instrumentenkoordinaten in ein gemeinsames Referenzsystem [Messmer 01]. Zur Positionserfassung werden vorwiegend optische Systeme benutzt.

Nach [Strauß 02] bildet die computerassistierte Intervention den Schwerpunkt der CAS. Im Wesentlichen betrifft dieser Bereich die intraoperative Navigation, bei der mit Hilfe von Patientendaten und Registrierungserfahrungen Bezüge zwischen den Datensätzen und dem Operationssitus hergestellt werden. Die intraoperative Navigation stützt sich auf die Verfolgung (Tracking) von Instrumenten im Raum und die Umrechnung von Bild-, Patienten- und Instrumentenkoordinaten in ein gemeinsames Referenzsystem [Messmer 01]. Zur Positionserfassung werden vorwiegend optische Systeme benutzt.

Damit Navigation funktioniert, muss immer ein unveränderter Bezug zwischen dem referenzierten Objekt und der referenzierenden Struktur bestehen. Dazu werden sowohl natürliche (durch die Patientenanatomie vorgegebene) als auch künstliche Landmarken genutzt. Künstliche Landmarken sind zum Beispiel Brillenähnliche Rahmen und Schrauben. Letztere werden eigens operativ z.B. in der Schädeloberfläche fixiert und sind damit unabhängig von Verletzungen der Haut, die bei locker am Körper befestigten Markern eine bedeutende Fehlerquelle darstellen können [Messmer 01]. Eine computergestützte Navigation macht nur Sinn, wenn eine ausreichende Genauigkeit gewährleistet werden kann [Heermann 01]. Das gilt auch für Planungssysteme.

Eine intraoperative Navigationsunterstützung ist für endoskopische Operationstechniken, bei denen eine Orientierung schwieriger ist als bei offenen Operationen, sehr nützlich. Sinnvoll ist der Einsatz vor allem in schwer zugänglichen Operationsbereichen, zu denen auch der HNO-Bereich gehört. Natürlich kann die Navigation als operatives Hilfsmittel die Erfahrung des Chirurgen nicht ersetzen [Heermann 01].



**Abb.13(a),(b):** VectorVision@compact-System;(a)AnsichtdesNavigationsschirms;(b)Blickin einenOP-Raum,dermitdemVectorVision@compact-Systemausgestattetist[BRAWeb]

Im Klinikum Leipzig ist in das Navigationssystem VectorVision@compact der Firma BrainLab erfolgreich im Einsatz. Die Sicherheitsspanne für den Operateur ist unter Einsatz dieses Systems größer. Derzeit wird an der Klinik versucht nachzuweisen, dass trotz einer daraus resultierend größeren Radikalität des Eingriffs die Komplikationsrate verringert wird.

Die Informationen, die das VectorVision@compact-System (Abb. 13) liefert, bestehen in drei CT-Ansichten des Patientendatensatzes und der Anzeige der Position eines Pointers, der zusammen mit dem Endoskop an den chirurgischen Arbeitsort in

den NNH geführt wird, in den CT-Daten. Genutzt werden diese Informationen zur Positionskontrolle, z.B. um zu bestimmen, zu welcher anatomischen Struktur die Wand gehört, die gerade im endoskopischen Blickfeld liegt. Besonders relevant ist dies zur Kontrolle der Position im Verhältnis zu den Augenhöhlen und der Schädelbasis, bei denen versehentliche Verletzungen fatale Komplikationen (Erblindung u.a.) nachsichziehen können.

Das VectorVision® compact-System besitzt überdies eine Planungskomponente, die jedoch lediglich ein Einlesen und Betrachten der Daten ermöglicht. Methoden der Bildverarbeitung sind – abgesehen von einer Histogrammanpassung – nicht gegeben. In dieser Form wird die eigentliche OP-Planung kaum unterstützt, sodass die Operateure die Eingriffe nach wie vor allein anhand der CT-Daten und der Anamneseplänen.

### **2.1.3 Medizinische Robotik**

Die medizinische Robotik hat das Ziel, halb- oder vollautomatische Systeme für ausgewählte chirurgische Prozeduren zu entwickeln und verfügbar zu machen. Dies umfasst Telematiksysteme, bei denen Operationen über eine gewisse Entfernung hinweg durchgeführt werden können, Operationsroboter, die die Bewegungen des Chirurgen in noch feinere Bewegungen übersetzen, so dass die Präzision beim Eingriff erhöht werden kann, und Roboter, die einen Eingriff auf Basis eines zuvor erstellten Operationsplanes durchführen.

## **2.2 Bedeutung der Virtual Reality bei CAS-Systemen**

Eine virtuelle Umgebung repräsentiert einen Arbeitsraum mit mehr oder weniger vollständiger Funktionalität, wobei die Funktionen nicht im realen Arbeitsraum vorhanden sein müssen. Im Prinzip handelt es sich bei virtuellen Umgebungen um interaktive Displays, für die es spezielle Verarbeitungsmöglichkeiten gibt. Interaktivität und Feedback sind nicht auf die visuelle Ebene beschränkt, sondern können ebenso auch akustische und mechanische Ein- und Ausgaben umsetzen [PSI Web].

In der Medizin werden Systeme virtueller Realität (VR) vor allem für die Visualisierung großer Datenmengen und zur virtuellen Durchführung chirurgischer Prozeduren und Therapien entwickelt und in der klinischen Aus- und Weiterbildung zu Trainingszwecken eingesetzt. Wichtige Möglichkeiten sind die Erkundung der Bilddaten in dreidimensionalen Darstellungen und die Simulation von Gewebereaktionen bei Interaktionen mit einem Modell. Ein Beispiel für einen virtuellen Eingriff an den Nasennebenhöhlen ist in Abb.15 zu sehen. Überdies können Patienten mit anschaulichen Mitteln über ihre Krankheit oder den Operations- und Therapieablauf aufgeklärt werden. Ferner sind Simulationen von Ergebnissen chirurgischer Eingriffe möglich, die insbesondere in der plastischen Chirurgie von Relevanz sind.

Die klassische Ausbildung in der minimal-invasiven Chirurgie vollzieht sich durch ein Training mit plastischen Modellen und Tiergeweben. Solchein Training ist nicht sehr realistisch, da tote Gewebe bzw. Kunststoffe anders reagieren als lebende Gewebe. Farben und Elastizität der Gewebe sind verschieden und oftmals liegen die gewünschten Erkrankungen, deren chirurgische Therapie trainiert werden soll, nicht vor. Überdies ist die Beschaffung des Ausbildungsmaterials kostspielig und birgt

mitunter ethische Probleme. Die Simulation von Arbeitssabläufen, Gewebereaktionen, Blutungen etc. in VR-Systemen kann an dieser Stelle anspruchsvolle und nützliche Alternativen bieten.

Für die computergestützte Operationsplanung können Mittel der Virtual Reality zur Navigation und Interaktion im virtuellen Körper genutzt werden. Zur Realisierung dieser Ziele stellt die Aufbereitung der Daten im Sinne von Bildvorverarbeitung, Registrierung und Segmentierung einen immens wichtigen Faktor für die Ergebnisqualität dar. In dem jeweiligen VR-System kann eine exakte Planung von operativen Zugangswegen erfolgen und einzelne Operationsschritte können beliebig oft wiederholt werden. Der Einsatz von VR-Systemen hat allerdings auch Grenzen, die vor allem durch die Leistungsfähigkeit der Hardware und die menschliche Physiologie bestimmt werden.

### 2.3 Operationsplanungs- und Simulationssysteme

Die Anwender von Operationsplanungssystemen sind Operateure, welche die chirurgischen Grundaufgaben beherrschen und nach Zugangswegen zu Operationsgebiet suchen und damit nach Möglichkeiten, einen Patienten individuell schonend und sicher zu behandeln und gleichzeitig den Eingriff so radikal vorzunehmen, dass das Risiko von Rezidivkrankungen minimiert wird. Der Realismus des Eingriffs, der durch simulierte Gewebereaktionen und Force-Feedback gesteigert werden kann, ist weniger wichtig. Im Vordergrund steht vielmehr das Ziel, die Anatomie so umfassend und genau wie nötig darzustellen und dies in einem vertretbaren Zeitaufwand zu ermöglichen. Nicht selten werden CT-Aufnahmen erst kurz vor einem Eingriff aufgenommen und begutachtet. Die Aufbereitung der Daten für die Planung und auch die Planung selbst müssen zügig vonstatten gehen.

Medizinische Simulationssysteme sind häufig Trainingssysteme. Sie unterscheiden sich von Systemen der OP-Planung durch ihre primäre Zielstellung, die Aus- und Weiterbildung von Operateuren, und der konkrete Patient spielt somit keine Rolle. Für ein Trainingssystem ist die Simulation wichtiger als für ein OP-Planungssystem, da versucht wird, ein größtmöglichen Realismus in der Darstellung und Interaktion zu erreichen. Die Interaktionsmöglichkeiten sollen neben der anatomischen Erkundung und Resektion auch chirurgische Grundaufgaben, wie das Injizieren, Vernähen und Veröden, abdecken und über haptische Geräte mit Kraftrückkopplungen arbeiten. Ferner sollen Gewebereaktionen simuliert werden. Es reicht für diese Zwecke aus, als Datenbasis wenige Datensätze verfügbar zu machen.

Zwischen Systemen zur Planung bzw. Simulation von Operationen lässt sich nur schwer eine Abgrenzung definieren. Planungssysteme lassen sich zwar auch ohne Simulationen einsetzen, z.B. indem die Planung einfach darin besteht, eine Darstellung der Daten aus verschiedenen Blickrichtungen zu erkunden, doch profitieren sie von dem Einsatz von Simulationstechniken. Mit diesen können Teile der Darstellung modifiziert oder entfernt (resektiert) werden, um Einsichten in darunter liegende Bereiche und Zugangswege zu gewinnen und um eine Operationsstrategie am Modell zu testen.

Natürlich kann ein Operationsplanungssystem auch zu Trainingszwecken verwendet werden, doch ist das pädagogische Konzept darin meistens weniger detailliert

ausgearbeitet. Umgekehrt lässt sich ein Trainingssystem jedoch selten zur Operationsplanung nutzen, da es in der Regel nicht auf patientenindividuellen Daten basiert.

Die Integration leistungsfähiger Simulationstechniken zusammen mit schnellen Renderingverfahren erscheint für eine Operationsplanungssystem optimal. Günstig ist es, im System optional sämtliche Gewebereaktionen und chirurgische Aufgaben verfügbar zu machen, das heißt, ein Simulationssystem weitgehend in das Planungssystem einzubauen. Dazu müssen Methoden entwickelt werden, mit denen zügig Gewebereaktionen, z. B. überdeformierbare Modelle, simuliert werden können, ohne dass eine sehr aufwändige Aufbereitung der Ursprungsdaten vonnöten ist. In der aktuellen Literatur wurden noch keine befriedigenden Lösungen für solche eine tiefgehende Verknüpfung der Darstellung patientenindividueller Daten mit Simulationstechniken gefunden. Die nachfolgend vorgestellten Systeme nutzen Techniken, die einem Planungssystem zu einer größeren Realität verhelfen können. Nur das erstgenannte System, der *INTERVENTIONPLANNER*, arbeitet auf patientenindividuellen Daten.

### **2.3.1 *INTERVENTIONPLANNER***

Der *INTERVENTIONPLANNER* unterstützt die Operationsplanung durch eine Kombination von Methoden der Exploration originaler CT-Daten im 2D, der Ansicht einer dreidimensionalen Darstellung aus beliebigen Blickrichtungen, der unterschiedlichen Darstellung verschiedener segmentierter Objekte und der Interaktion mit der Darstellung durch das Einfügen von Schnittebenen und das Führen von Applikatoren, mit denen Resektionen vorgenommen werden können. Somit stellt der *INTERVENTIONPLANNER* ein Planungssystem dar, in das bereits wichtige Simulationstechniken eingebettet sind.

Dieses Planungssystem agiert mit patientenindividuellen Daten und wird derzeit für die Planung von Leberoperationen eingesetzt. Der Einsatzbereich der Anwendung soll auf die Planung von HNO-chirurgischen Eingriffen erweitert werden. Da die im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Segmentierungsapplikation *RHINOVISION* die Segmentierungsergebnisse so liefert, dass sie im *INTERVENTIONPLANNER* exploriert werden können, findet sich im Abschnitt 4.5, S. 73 eine ausführliche Beschreibung des *INTERVENTIONPLANNERS* und seiner Funktionalität.

### **2.3.2 *ESS-Simulator***

Der *ESS-Simulator* (*Endoscopic-Sinus-Surgery-Simulator*) ist – durch Teams des HITL, des Madigan Army Medical Center, Lockheed Martin u. a. – für die Ausbildung von Ärzten in der NNH-Chirurgie entwickelt worden. Angenehme Operateure können die drei chirurgischen Grundaufgaben, die im NNH-Bereich relevant sind, trainieren. Dazu gehören die Navigation im Nasennebenhöhlensystem, die Injektion von Substanzen in die Schleimhäute und andere Weichteile und schließlich die Resektion von Knochen und pathologisch veränderten Geweben [Weghorst 97].

Als Basis der 3D-Darstellungen fungieren Modelle, die aus den Daten des Visible Male der National Library of Medicine erzeugt wurden. Ein Training an patientenindividuellen Daten wird nicht ermöglicht. Die Interaktion mit dem Simulationssystem erfolgt über haptische Eingabegeräte – eines für das Endoskop und eines für das chirurgische Instrument. Neben Rückmeldungen über den Monitor und die Haptikist

zusätzlich ein akustisches Feedback möglich, mit dem zum Beispiel der Herzschlag des virtuellen Patienten simuliert wird, um einen möglichst realistischen OP-Situs zu erzeugen. Der Eingriff erfolgt an einer Kopfplastik (siehe Abb. 14).

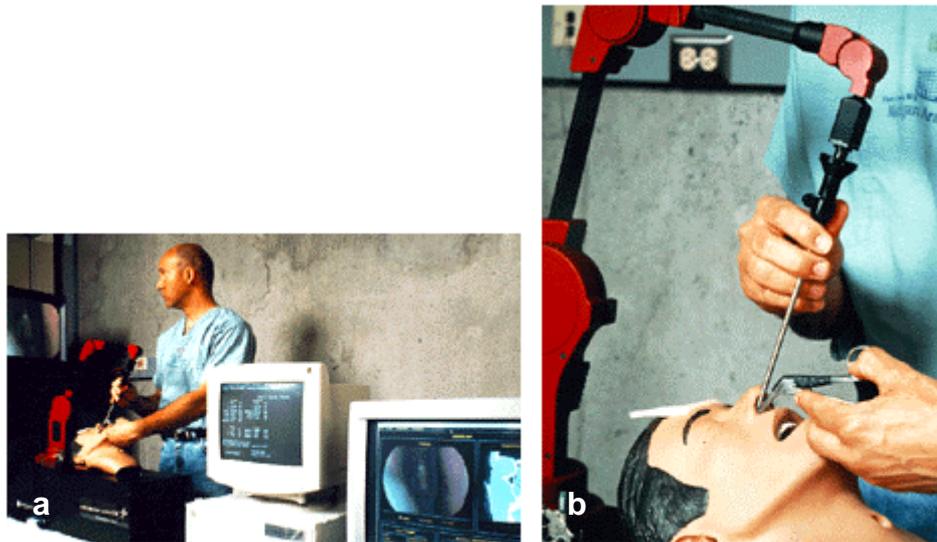


Abb.14(a),(b): Training eines endoskopischen Eingriffs an der Nase und Nebenhöhlen mit dem ESS-Simulator [ENTWeb]

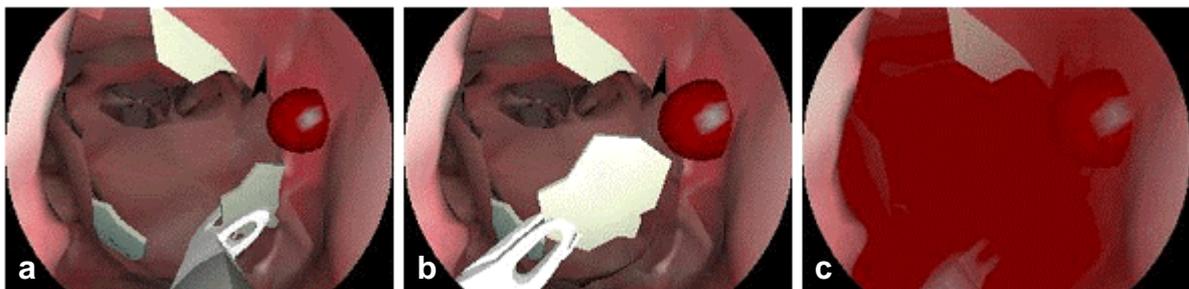


Abb.15(a)-(c): Simulation einer Knochenresektion im ESS-Simulator mit nachfolgender Blutung; (a) Knochenabbrechen; (b) Knochenstück herausholen; (c) Blutung [ENTWeb]

Im ESS-Simulator ist eine große Palette an chirurgischen Instrumenten und Gewebereaktionen, wie z. B. Blutungen realisiert. Abb. 15 zeigt die Interaktion mit den geometrischen Modellen anhand der Entfernung eines Knochenstücks (hell) mit einer Faszangenzange und die entstehende Blutung.

Eine Besonderheit des ESS-Simulators besteht in der detaillierten Umsetzung von pädagogischen Konzepten. Die chirurgische Prozedur lässt sich in drei verschiedenen Schwierigkeitsstufen durchführen. Für den Anfänger, den Amateur und den Fortgeschrittenen existieren 3D-Modelle verschiedener Auflösungsstufen und unterschiedliche Trainingshilfen, wie Pfade, welche die optimale Endoskopführung angeben, und Textkennzeichnungen an anatomischen Landmarken.

### 2.3.3 VSOne-System

Das VEST (Virtual Endoscopic Surgery Training)-System VSOne (Abb. 16) wurde am Forschungszentrum Karlsruhe und der Select-IT VEST Systems AG Bremen entwickelt. Ähnlich wie der ESS-Simulator nutzt es ein plastisches Phantom und haptische Eingabegeräte (Endoskop, 2 chirurgische Instrumente) [VESWeb]. Auch

der VS One dient dem Training von endoskopischen Eingriffen im Rahmen der medizinischen Ausbildung, nicht aber der Operationsplanung in konkreten Fällen.

Unter Einsatz der KISMET- und KisMo-Software für das Rendering, die Simulation und den Aufbau von Szenarien, erfolgen Interaktionen – wie greifen, schneiden, klammern, veröden, spülen, absaugen, nähen und verbinden – und visuelle Effekte, die durch bestimmte Interaktionen ausgelöst werden und zu denen unter anderem Blutungen, Wellen, Luftblasen, Verdickungen und Rauch gehören [KISWeb].



**Abb.16:** Training eines endoskopischen Eingriffs an den Nasennebenhöhlen mit VS One [VESWeb]

### 2.3.4 Nützliche Eigenschaften für den INTERVENTIONPLANNER

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass ein OP-Planungssystem für die NNH-Chirurgie die Darstellung der patientenindividuellen Anatomie, die Planung anhand einer 3D-Visualisierung und optional die Simulation wichtiger operativer Techniken abdecken sollte. Ein so hoher Grad an Realismus in der Darstellung der Gewebe und der Simulation von Gewebereaktionen, wie beim ESS-Simulator und im VS One-System erreicht wird, ist nicht zwingend erforderlich. Der Zeitaufwand für die Aufbereitung der originalen CT-Daten muss in einem klinisch vertretbaren Rahmen bleiben (möglichst unter einer Stunde), und die Interaktion mit dem Modell muss ohne großstörende Verzögerung der Darstellung ausgeführt werden können.

Wünschenswert ist eine Erweiterung des INTERVENTIONPLANNERS derart, dass – zusätzlich zur Rundumsicht auf die Darstellung – endoskopische Blickwinkel im dreidimensional visualisierten Datenmodell realisiert werden können. Ein Ansatz wird in Abschnitt 4.6 beschrieben. Im Folgenden steht die Aufbereitung patientenindividueller Daten für einen Einsatz im INTERVENTIONPLANNER im Mittelpunkt.

### 3 Bildanalyse für die Planung von NNH-Operationen

Inhalt dieses Kapitels ist eine kurze Einführung in die medizinische Bildanalyse im Allgemeinen und anschließend eine Auseinandersetzung mit ausgewählten Verfahren zur Vorverarbeitung und Segmentierung von CT-Daten der Nasennebenhöhlen im Speziellen.

Bei der herkömmlichen Planung werden die CT-Schichtbilder einzeln nebeneinander betrachtet und kognitiv zu einem dreidimensionalen anatomischen Modell zusammengesetzt. Eine computergestützte Operationsplanung kann bereits auf den unbearbeiteten computertomographischen Daten geschehen, indem eine Exploration der Daten mittels Sliding, einem gleitenden Durchblättern durch die Bildschichten, und Windowing, einer Anpassung der Helligkeits- und Kontrastwerte, vorgenommen wird. Allein durch die geeignete Visualisierung der einzelnen Schichten eines Datensatzes ist eine Unterstützung der Operationsplanung möglich.

Für die Verbesserung der Planung ist eine Verarbeitung der Bildanalysen nützlich. Ergebnisse einer Verarbeitung der anatomischen Strukturen in dreidimensionaler Form sind (Volumenrendering).

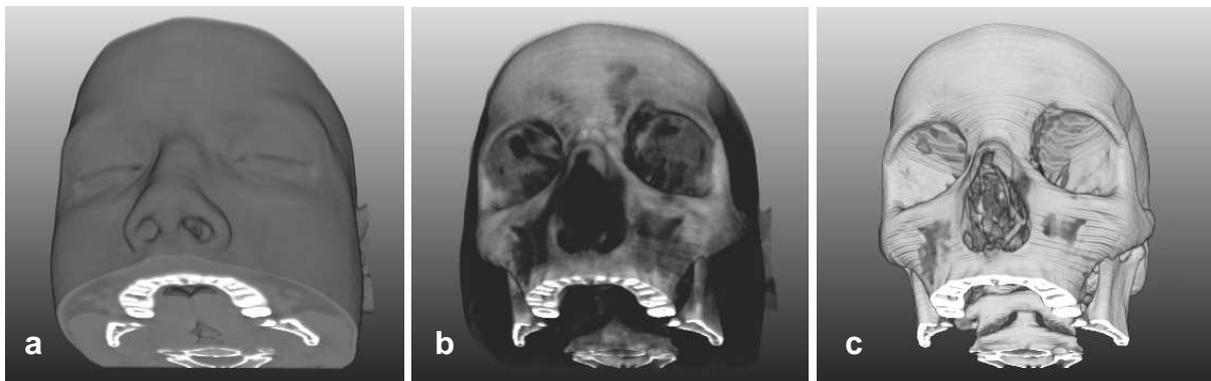


Abb.17(a)-(c): Volumenrendering von CT-Daten eines Kopfes mit verschiedenen Kontrast-, Helligkeits- und Transparenzparametern

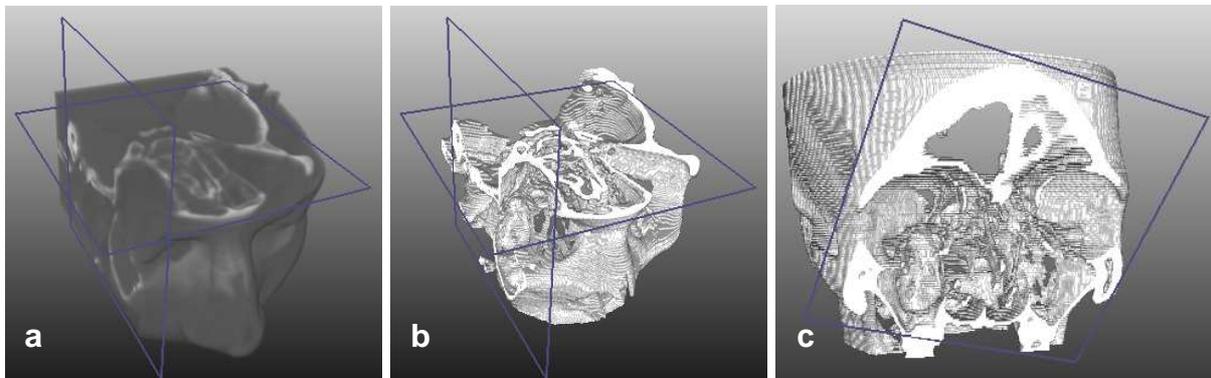
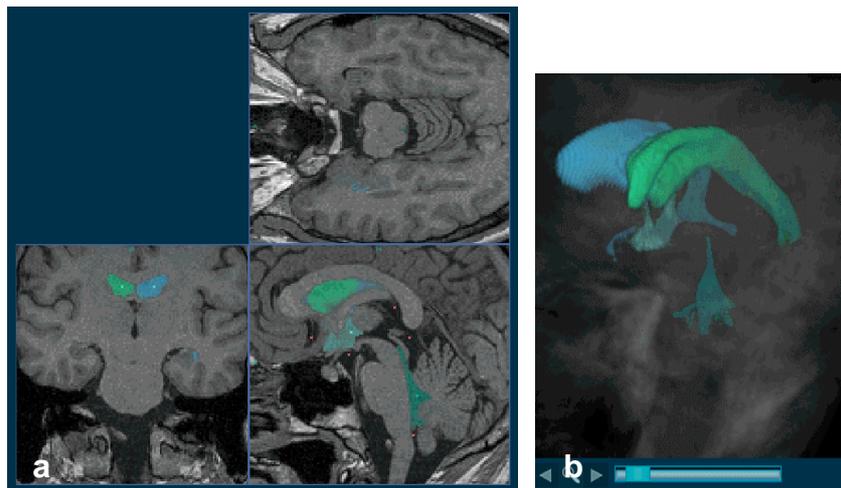


Abb.18(a)-(c): Schnittebenen in den volumengerenderten CT-Daten eines Kopfes; in (a) und (b) die gleichen Ebenen mit unterschiedlichen Windowing-Parametern

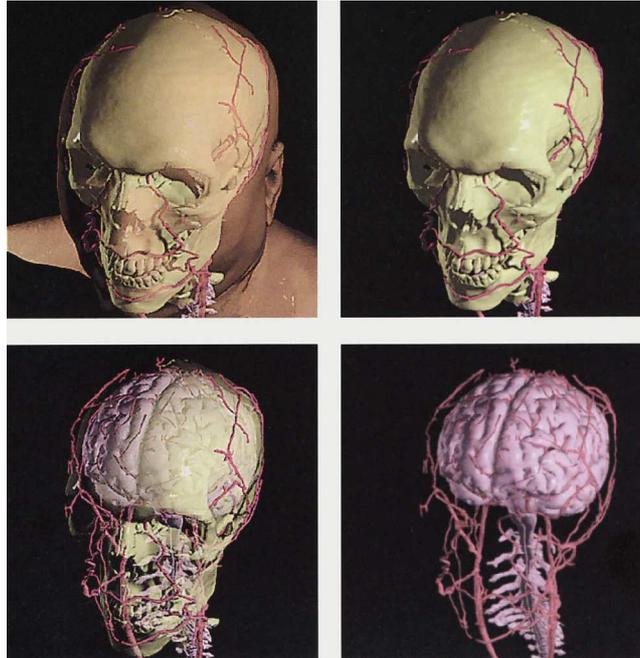
Dabei kann insbesondere die Transparenz vom Nutzer modifiziert werden, so dass Einblicke in verschiedene Bereiche des geometrischen Modells erreicht werden (Abb.17). Überdies kann eine Erkundung der Darstellung durch Drehen und Zoomen realisiert werden. Ein zusätzliches Hilfsmittel zur Erkundung des Modells wird durch Schnittebenen (Clipplanes) gestellt, die sich in der 3D-Darstellung beliebig platzieren lassen (Abb.18).

Eine weitere Optimierung der Planung wird durch die Berechnung einzelner Strukturen der Daten bewirkt. Beispielsweise können aus CT-Daten des Kopfes die Abflusswege der Gehirnflüssigkeit bestimmt und gesondert, d.h. ohne die umgebenden Hirn- und Schädelstrukturen, dargestellt werden. Auch bei einer Darstellung zusammen mit anderen Strukturen kann eine getrennte Anpassung der Visualisierungen erfolgen (Abb.19). So können für die einzelnen Strukturen unterschiedliche Farben, Transparenzen, Beschriftungen, Renderingstile – dazu gehören unter anderem die Darstellung als kompaktes Volumen oder als Punktwolken bzw. Drahtgittermodelle – und Interaktionsmöglichkeiten verbintbart werden. Ferner wird die Berechnung von Volumina, Ausdehnungen und Abständen zwischen den Objekten möglich. Eine weitere Bildserie veranschaulicht die Vorteile einer Bestimmung und Darstellung der einzelnen Strukturen des Kopfes (Abb.20).



**Abb.19(a),(b):** (a) Ansicht der segmentierten Hirnventrikel in MRT-Daten (b) dreidimensionale Darstellung mit nicht-transparenten Ventrikeln und transparentem Hirngewebe; Screenshots aus der Applikation zur Ventrikelvolumetrie von MeVis; Datensatz vom Institut für MR-Diagnostik in Bremen, Prof. Terwey [Apelt01]

Zentrale Aufgaben der Bildanalyse sind die Segmentierung – eine algorithmische Abgrenzung medizinischer Bildobjekte voneinander, z.B. Normalgewebe, Tumoren, Läsionen und Gefäße – und die Charakterisierung der quantitativen Eigenschaften der Strukturen der Nasennebenhöhlen voneinander isoliert betrachtet werden sollen, müssen sie segmentiert werden. „Für die Segmentierung hat sich aufgrund der Komplexität der Problematik auf der einen und der starken Abhängigkeit von der Struktur der Bilddaten und der Menge der Vielzahl verschiedener Strukturen auf der anderen Seite ein Verfahren herausgebildet (...). Die Segmentierung bildet den ersten Schritt zu einer weitergehenden Bildinterpretation, da sie den Übergang von unstrukturierten Pixelmengen zu interpretierbaren Objekten bzw. Segmenten realisiert.“ [Handels00].



**Abb.20:** Darstellung des Kopfes mit jeweils unterschiedlichen Gewebeschichten zur Veranschaulichung der Lagebeziehungen der anatomischen Details [McCracken00]

Eine Segmentierung ermöglicht eine Differenzierung der Bildobjekte. Die Interpretation der ermittelten Segmente, d.h. das Benennen der segmentierten Objekte und ihre Zuordnung zu Objektklassen, wird von Verfahren der Klassifikation geleistet. Sie kann in Abhängigkeit von der spezifischen Aufgabe (halb-) automatisch oder allein durch den Anwender erfolgen. Bei der Segmentierung der Nasennebenhöhlen, die Gegenstand dieses Kapitels ist, wird eine Differenzierung der Knochenstrukturen und Weichteile angestrebt. Die Identifikation der Objekte erfolgt durch den Anwender.

In der computergestützten Analyse und Interpretation von Objekten in medizinischen Bildern sind zusammenfassend folgende Teilprozesse zu unterscheiden:

- die *Bildvorverarbeitung* zur Optimierung der Bilddaten für die nachfolgenden Arbeitsschritte,
- die *Bildanalyse* im Sinne einer Segmentierung und quantitativen Beschreibung der Bildobjekte und
- die *Klassifikation* und Bildinterpretation [Handels00].

Im Weiteren werden insbesondere die Prozesse der Vorverarbeitung und Bildanalyse betrachtet.

### 3.1 Abläufe in der medizinischen Bildverarbeitung

Zur Extraktion von Daten aus einem Bild oder einer Serie von Bildern ist eine Reihe von Verarbeitungsschritten notwendig. Zuerst werden je nach Bedarf verschiedene Filter eingesetzt, wodurch Bildstörungen, wie z.B. Rauschen, minimiert und relevante Merkmale extrahiert werden können. Die entstehenden Bilder werden als Merkmalsbilder bezeichnet [Jähne02]. Ziel ist, die Separierung von Objekten und Hintergrund zu unterstützen. Erfolgen kann dies im Wesentlichen durch Mittelungen von Grauwerten, Detektion von Kanten und der Analyse von einfachen oder komplexen Mustern (Texturen).

Anschließend müssen Objekte vom Hintergrund getrennt werden, d.h. Regionen konstanter Merkmale bzw. Diskontinuitäten müssen durch eine Segmentierung ermittelt werden [Jähne 02]. Das entstehende Regionenbild ist optional durch Schritte der Nachverarbeitung – häufig durch morphologische Operatoren, welche die Objektränder schmälern oder erweitern – zu optimieren. Danach stehen die Ergebnisbilder einer Klassifikation zur Verfügung. In Abb.21 findet sich eine graphische Zusammenfassung des Ablaufs. Eine schwierige Aufgabe der Bildverarbeitung besteht in der Kombination von Methoden, welche für die gegebene Problemstellung eine Lösung ermöglichen. Dabei müssen vorrangig die auftretenden Bildcharakteristika berücksichtigt werden.

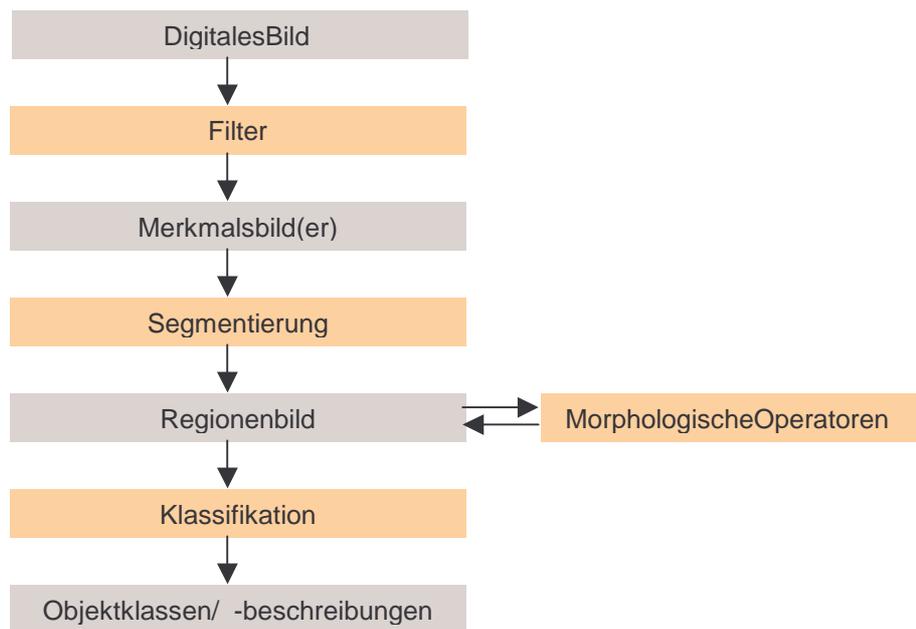


Abb.21: Schritte in der medizinischen Bildverarbeitung

Nach einer Diskussion von Kriterien zur Bewertung von Segmentierungsverfahren und einer Beschreibung der Forderungen an eine Segmentierung der Nasennebenhöhlen werden ausgewählte Verfahren der Vorverarbeitung und Bildanalyse betrachtet und bewertet.

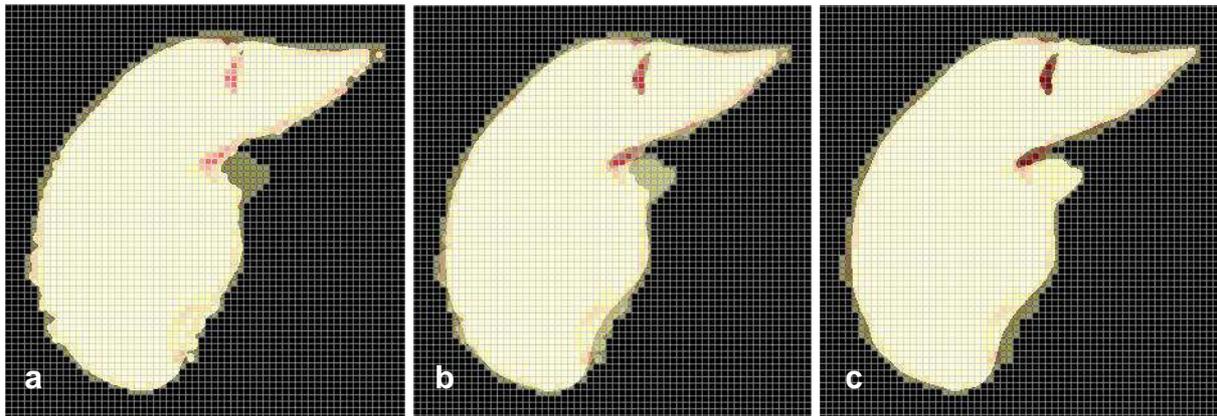
### 3.2 Bewertung von Segmentierungsverfahren

In [Hanning01] werden Bedingungen an Segmentierungsverfahren formuliert, die jedoch sehr allgemein gehalten sind und für die Segmentierung medizinischer Bilder nach [Hanning01] sind:

- Die Segmente einer Segmentierung sind uniform oder homogen bezüglich einer Charakteristik, wie zum Beispiel dem Grauwert oder der Textur.
- Adjazente Segmente haben signifikant unterschiedliche Werte in der Charakteristik, in der sie uniform sind.
- Das Innere der Segmente ist einfach und hat nur wenige kleine Löcher.
- Die Ränder von Segmenten sind ebenfalls einfach und nicht zerfranst.

Für den medizinischen Einsatzbereich erscheint es aufgrund der anatomischen und pathologischen Gegebenheiten in den NNH sinnvoll, komplexe Strukturen im Inneren der Segmente und zerfrante Ränder zuzulassen. Außerdem müssen die Objekte keine durchweg homogenen Eigenschaften haben. Insbesondere die Grauwert- und Formschwankungen innerhalb eines Objekts können unterliegen, wie es bei allen vier Nasennebenhöhlen möglich ist.

Eine empirische Bewertung von Segmentierungsverfahren ist über Diskrepanzmethoden möglich, bei denen versucht wird, etwas zu messen, das sich nicht oder nur schwierig in mathematischen Termen ausdrücken lässt. Sie messen einen Fehler, indem sie das vom Segmentierungsalgorithmus gelieferte Ergebnisbild mit einem manuell bestimmten Idealergebnis (Goldstandard) vergleichen. Das Idealbild genügt nicht zwingend mathematischen Optimalitätsbedingungen [Hanning01] – auch anatomisches und pathologisches Wissen finden darin Eingang. Als Kriterien zur Gütebestimmung dienen die Anzahl der segmentierten Objekte, die Größe der nicht bzw. zu viel berechneten Segmente und die Bewertung der tatsächlich segmentierten Bildelemente. Ein visuelles Verfahren zur Bewertung der Segmentierung wurde von der Autorin im Rahmen eines universitären Projektes implementiert und benutzt den Hausdorff-Abstand und die prozentuale Überdeckung, um die Diskrepanzen zwischen Idealbild und Segmentierungsergebnis zu ermitteln und farbcodiert darzustellen. Überdies ist eine Überlagerung beider Datensätze mit gradueller Abstufung realisiert (Abb. 22).



**Abb. 22(a)-(c):** Eine Möglichkeit zur Beurteilung der Güte eines Segmentierungsverfahrens. Die Überdeckung des Segmentierungsergebnisses zum Originalbild ist farbcodiert und halbtransparent dargestellt (hellgelb: weitgehende Überdeckung, rot: kaum oder keine Überdeckung). (a) zeigt das Segmentierungsergebnis, (c) das Idealbild und (b) eine Überlagerung beider.

Mindestens ein solcher Test, bei dem die prozentuale Überdeckung eines Segmentierungsergebnisses zum Idealbild bestimmt wird, wäre im Rahmen der Untersuchung der Eignung der Segmentierungsverfahren für die NNH wünschenswert. Dabei müsste zwischen mehreren Typen von Datensätzen unterschieden werden. Zum Beispiel sollten Datensätze mit pneumatisiertem Siebbein getrennt von denen mit nicht-pneumatisiertem Siebbein – und damit i.d.R. schlechterem Kontrast – betrachtet werden. Allerdings standen keine von erfahrenen Radiologen segmentierten Idealbilder zur Verfügung. Daher wurden die Segmentierungsverfahren in ihrer Eignung für die Segmentierung der NNH subjektiv bewertet. Die visuelle Beurteilung orientierte sich vorrangig an der Menge der – im Vergleich zum Original – erfassten Knochenlamellen des Siebbeins und des Ausmaßes der Fehlsegmentierungen.

### 3.3 Forderungen an die Segmentierung der Nasennebenhöhlen

Im Folgenden werden die Anforderungen beschrieben, die an das Ergebnis einer Segmentierung der Nasennebenhöhlen bestehen. Danach folgt ein Überblick über gängige Methoden der Vorverarbeitung und Segmentierung sowie eine Abschätzung der Eignung der Verfahren für die Analyse der Nasennebenhöhlen. Ziel ist es, eine Vorgehensweise zu entwickeln, mit der die Segmentierung zügig von einem klinischen Anwender durchgeführt werden kann und ausreichende genaue Ergebnisse liefert.

Die Forderungen an eine Aufbereitung der Bilddaten sind zielspezifisch zu definieren. Wichtige, in der Anforderungsanalyse zu berücksichtigende Fragen sind:

- Welche Eigenschaften haben die Originaldaten?
- Was ist zu segmentieren?
- Welche Genauigkeit müssen die Resultate erreichen?
- Wie groß darf der Zeitaufwand für die Vorverarbeitung und Segmentierung maximal werden?
- Welcher Interaktionsaufwand ist vertretbar, damit die Datenaufbereitung für die OP-Planung für den klinischen Nutzer (Radiologe, Assistent) anwendbar ist?
- Ist ein gewähltes Segmentierungsvorgehen robust und liefert reproduzierbare Ergebnisse?

#### 3.3.1 Eigenschaft der Originaldaten

Das Ergebnis, das mit einer Segmentierung erreicht werden kann, hängt stets auch von den Eigenschaften der Originaldaten ab. Radiologische Originaldaten der Nasennebenhöhlen basieren in der Regel auf computertomographischen Messungen. Die CT-Aufnahmen entstehen nicht durch die direkte Aufzeichnung der Intensitätsverteilung, sondern durch Prozesse der Faltung und Rückprojektion, welche die Messung der Schwächungsunterschiede bildlich rekonstruieren.

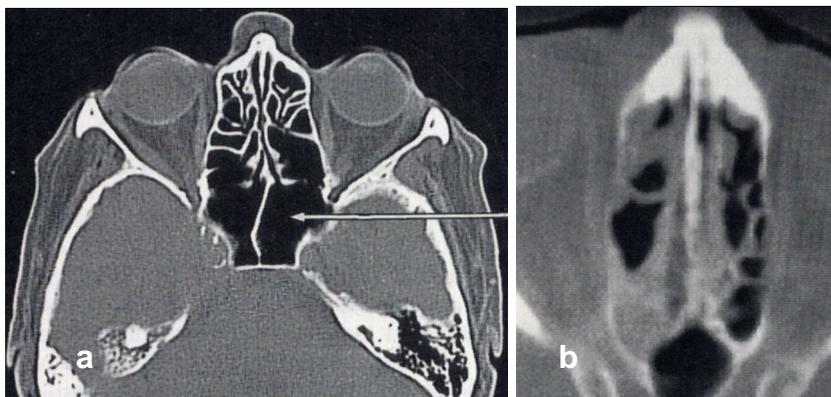
Die Dicke der Schicht, die einem einzelnen CT-Bildzug undeliegt, kann zwischen 1 und 10 mm betragen. Für die Abbildung feiner Details der NNH-Strukturen werden Schichtdicken von unter 2 mm bevorzugt. Des Weiteren ist die Bildqualität von der Strahlendosis und den verwendeten Filtern abhängig. Generell spielen noch mehr Faktoren eine Rolle, die in diesem Abschnitt jedoch nicht betrachtet werden.

**Partialvolumeneffekt.** Zuden Störungen im rekonstruierten Bild, die im Objekt nicht vorhanden sind, zählen Partialvolumeneffekte. Sie werden durch die Diskretisierung ausgelöst. Wenn zwei Volumina mit unterschiedlichen Schwächungswerten in einem einzelnen Voxel zusammengefasst werden – ein Fall, der vor allem an den Rändern von Geweben auftritt – wird für das Voxel das gewichtete Mittel beider Werte bestimmt. Infolgedessen werden die Übergänge hart abgegrenzter Strukturen im Bild oftmals fließend, und die Detailerkennbarkeit des Bildes wird beeinträchtigt. Da in den Nasennebenhöhlen viele feine Strukturen vorhanden sind und demzufolge im Bild viele Randvoxel existieren, spielt der Partialvolumeneffekt hier eine besonders große Rolle. Hinzu kommt eine Anisotropie der Voxel bei der Darstellung der NNH: Die Voxel ausdehnung nimmt in x- und y-Richtung häufig Werte von unter einem Millimeter an, während in z-Richtung Werte von ein bis zwei Millimetern vorliegen.

**Rauschen (Quantenrauschen).** Rauschen beruht auf örtlichen Schwankungen der HU-Werte einzelner Bildelemente und hängt in seiner Intensität vor allem von der Strahlendosis ab. Es begrenzt die Kontrastauflösung, d.h. die Auflösung die angibt, welche Details mit nur geringem Dichteunterschied zur Umgebung noch erkennbar abgebildet werden können. Insbesondere feine Strukturen mit niedrigem Kontrast, die vor allem bei nicht-belüfteten Nasennebenhöhlen auftreten, können durch Quantenrauschen überdeckt werden. Eine Reduktion des Rauschens ist mit einer Verringerung der Auflösung oder einer Erhöhung der Strahlendosis verbunden [Anonymus92]. Beides ist unerwünscht, und somit muss stets mit verrauschten Bildern gerechnet werden.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Darstellung kleiner NNH-Strukturen im CT bzgl. der Auflösung, des Partialvolumeneffektes und des Rauschens besondere Anforderungen an eine Segmentierung stellt. Ein Segmentierungsverfahren sollte robust genug sein, um z.B. Rauschen nicht als den NNH-Objekten zugehörig zu erkennen, und sollte gleichzeitig so fein arbeiten, dass möglichst viele Knochenlamellen des Siebbeins erfasst werden.

**Mögliche Variationen der Hounsfield-Werte.** Die Weichteile stellen sich in einer Übertragung der Hounsfield-Werte in Grauwerte, wie in Abschnitt 1.1 beschrieben ist, meist von einem mittlerem Graudar (Abb.23), sind dunkler als die Knochen und heller als Luft (schwarz). Heller als die größten Teile der dünnen Knochen der Nasennebenhöhlen sind in der Regel nur dickere Knochen, Verkalkungen bei Karzinomen, die als Schlieren sichtbar werden, und eventuell auch gut durchblutete Weichteile nach Kontrastmittelgabe. Kontrastmitteluntersuchungen sind in der NNH-Bildgebung jedoch selten.



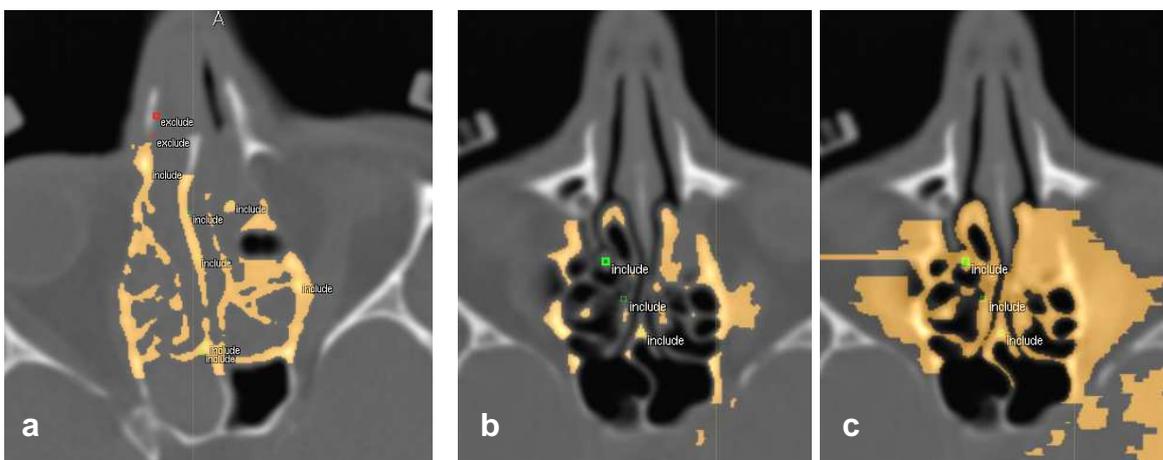
**Abb.23(a),(b):** (a) Axiale Darstellung auf Augenhöhe; der Pfeil weist auf die Keilbeinhöhle; oberhalb davon ist das Siebbein mit seinen Knochenlamellen zu sehen; (b) teilweise belüftetes Siebbein [Lloyd88]

Eine Ansicht der Nasennebenhöhlen im Computertomogramm findet sich in Abb.9 auf S.12. Varianten in den Originaldaten können Übergänge von schwarz über hellgrau nach schwarz (belüftetes Siebbein), mittelgrau über hellgrau nach schwarz (Abb.23(a)) oder mittelgrau über hellgrau nach mittelgrau (Abb.23(b)) sein. Meist sind in den Daten Mischformen enthalten, zum Beispiel bei einem teilweise belüfteten Siebbein. Nicht immer stellt sich das Siebbein so deutlich und scharf abgegrenzt dar wie in Abb.23 (a). Ein Beispiel dafür zeigt Abb.23 (b). Mitunter sind Knochen auch durch fortgeschrittene Erkrankungen oder frühere operative Eingriffe zerstört worden und somit gar nicht sichtbar.

Eine Folgerung aus den geschilderten Fällen ist, dass für die Segmentierung der Nasennebenhöhlen mittlere bis helle Werte relevant sind. Eine weitere Folgerung ist jedoch auch, dass in der Umgebung der relevanten Strukturen mit unscharfen Rändern – insbesondere aufgrund des Partialvolumeneffektes – und verschiedensten Wertvariationen zu rechnen ist.

### 3.3.2 Segmentierungsobjekte

Zu segmentieren sind die Knochenstrukturen, Weichteile und Sehnerven. Dafür sind jeweils unterschiedliche Verfahren geeignet. Leider unterscheidet sich die Eignung der Vorverarbeitungs- und Segmentierungsverfahren auch in Abhängigkeit von den Datensätzen der Patienten (Abb.24). Eine gewisse Flexibilität im zu entwickelnden Segmentierungsvorgehen muss daher gewährleistet sein.



**Abb.24(a)-(c):** Wasserscheidentransformation auf zwei verschiedene Datensätzen (a) eine gute Abgrenzung des Siebbeins von der Umgebung wird erreicht; (b) und (c) ein anderer Datensatz, auf dem die Segmentierung auch mit unterschiedlichen Parametern nicht zum gewünschten Ziel führt; in (b) werden zu wenig Bestandteile des Siebbeins erfasst; um das Problem zu beheben, wurden die Parameter geändert (c), was aber zugleich zu starke Überläufen führte

Da den Operateur primär die Ausformung der Hohlräume interessiert, sind nicht zwingend alle Knochenstrukturen zu bestimmen. Zum Beispiel erstreckt sich das Keilbein insgesamt viel weiter über die Schädelbasis als derjenige Keilbeinanteil, der die Hohlräume enthält. Hier reicht es aus, die Knochen zu segmentieren, welche die Höhlen unmittelbar umgeben. Natürlich lassen sich auch die Höhlen selbst segmentieren. Für eine quantitative Analyse in Form einer Volumetrie kann dies von Nutzen sein. Dennoch würde eine Segmentierung der Hohlraumgrenzen, d.h. der umgebenden Knochen, welche den Raum formen, bevorzugt, weil in erster Linie die intuitive Darstellung der Höhlen – die sich gerade über ihre Begrenzung definieren – zählt. Ferner erlaubt ein solches Vorgehen eher eine Abschätzung der Knochendicken hin zu den benachbarten Strukturen. Der Unterschied zwischen der Segmentierung der Hohlräume selbst und ihrer Grenzen wird in Abb.25 verdeutlicht.

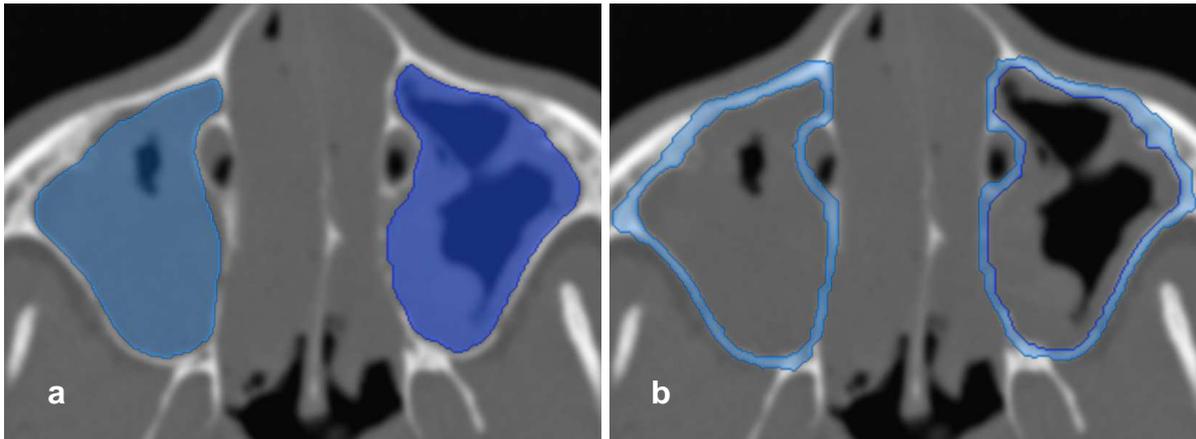


Abb.25(a)-(b): (a) Hohlraum der Kieferhöhle; (b) knöcherne Begrenzung des Hohlraumes

Wichtig für die OP-Planung ist nicht nur eine Segmentierung der Nasennebenhöhlen, sondern auch der darin vorhandenen Weichteile. Polypen, Mukozelen, Tumore u. a. müssen in der Visualisierung der Daten sichtbar sein, denn sie bilden gerade die Objekte, die es zu entfernen gilt. Ferner müssen Strukturen ermittelt werden, deren Lage für einen reibungslosen Ablauf des Eingriffs relevant ist. Dazu zählt unter anderem der Sehnerv, dessen Verlauf immens wichtig ist, um Verletzungen mit nachfolgender Erblindung zu vermeiden. Sämtliche Weichteile sind getrennt von den Knochen zu segmentieren, damit sie letztlich im Operationsplanungssystem anders als die Knochen dargestellt, quantitativ beurteilt und selektiv ein- und ausgeblendet werden können.

### 3.3.3 Ergebnisqualität und Zeitaufwand

Eine ausreichend hohe Ergebnisqualität der Segmentierung muss in einem vertretbaren Zeit- und Interaktionsaufwand erreicht werden können. Wie sich aus Diskussionen mit Ärzten des Klinikums Leipzig ergab, ist es nicht vertretbar, wenn die Segmentierung länger als eine Stunde benötigt und sehr viele Nutzerinteraktionen, zum Beispiel das Setzen von Hunderten von Markern, notwendig sind. Der Zeitfaktor spielt im klinischen Alltag eine besondere Rolle.

Die Qualität der segmentierten Objekte orientiert sich an den speziellen Anforderungen der zu planenden Operation. Je nachdem, in welchem Bereich zu operieren ist, ob Polypen in der Stirnhöhle oder Tumoren an der Keilbeinhöhle zu entfernen sind, sind verschiedene Zugangswege, anatomische Landmarken und kritische Passagen deutlich erkennbar zu machen. Das Siebbein ist bei nahezu jedem Eingriff an den Nasennebenhöhlen involviert und sollte deshalb unbedingt segmentiert werden. Es stellt aufgrund seiner dünnen Knochenlamellen erhebliche Anforderungen an die Segmentierung. Die Lamellen sollen so vollständig wie möglich und gleichzeitig nicht zu dick dargestellt werden. Knochendicken von 2 mm im Original sind für ein Ergebnis, das auch für die Vermessung von Strukturen genutzt werden soll, nicht vertretbar. Bei einer zu hohen Aufwand für ihre Segmentierung sind Abstriche in der Detaildarstellung erlaubt, zumal – den Erfahrungen bei Hospitationen nach zu urteilen – nicht die exakte Lage aller Knochenlamellen für eine OP-Planung relevant ist. Lediglich eine grob orientierte Segmentierung muss gewährleistet sein. Wichtig sind insgesamt die detaillierte Darstellung der Drainagewege, der Lage-

beziehungen der Nasennebenhöhlen, der Augenhöhlen, der Sehnerven und der Schädelbasis zueinander.

Zusammenfassend lässt sich die visuelle Ergebnisqualität daran bemessen, in welchem Grad die Abgrenzung verschiedener Strukturen untereinander erreicht wird und wie vollständig die Strukturen erfasst werden. Zudem sollte eine hohe Verwertung der relevanten Informationen der Originaldaten erfolgt sein. Wenn zum Beispiel eine bedeutsame Kante im Original mit dem bloßen Auge erkennbar ist, so sollte sie auch von der Segmentierungsmethode erfasst werden. An dieser Stelle wird die Abhängigkeit der Ergebnisqualität von den Originaldaten deutlich. In der Segmentierung kann maximal das erfasst werden, was auch im Original vorhanden ist. Wenn sich relevante Strukturen im Original durch Rauschen, Bewegungsunschärfen etc. nicht oder nur schlecht darstellen, wird auch das Segmentierungsergebnis entsprechend weniger detaillierte Informationen liefern. Die Überprüfung der Ergebnisqualität bei den segmentierten Datensätzen wurde durch einen Radiologen bei MeVis und zwei HNO-Ärzte des Leipziger Klinikums vorgenommen.

### 3.3.4 Robustheit und Reproduzierbarkeit

Die Segmentierung von Objekten eines Datensatzes muss in verschiedenen Durchgängen die gleichen oder zumindest sehr ähnliche Ergebnisse liefern. Bei einer Beurteilung der Robustheit eines Verfahrens ist dessen Leistung für verschiedene Datensätze, Pathologien und anatomische Verhältnisse abzuschätzen.

## 3.4 Merkmalsauswahl

Um die relevanten Informationen eines Bildes zu extrahieren, muss klar sein, in welchen Bildmerkmalen sie sich manifestieren. Als Merkmale kommen Grauwerte, Kanten, Texturen und modellhaftes Wissen – z. B. über Entfernungen und Positionen – in Frage.

**Grauwerte.** Die Grauwerte bzw. Hounsfield-Werte in einem CT-Bild liefern wesentliche Informationen über die Art der Gewebe. Daher sind sie prinzipiell als Merkmal zur Segmentierung der Nasennebenhöhlen geeignet. Einschränkungenergebnis sich daraus, dass die Strukturen der NNH keinen Wertebereich besitzen, der deutlich zu dem anderer Strukturen abgegrenzt ist. Nach unten hin gehen die Werte in diejenige von Weichteilen, Schleimansammlungen und Tumoren und nach oben hin vorwiegend in die von dickeren Knochen über. Dies ist der Grund, warum ein allein grauwertbasiertes Segmentierungsverfahren bei der Bestimmung der NNH nicht ohne weitere Maßnahmen den erhofften Erfolg bringt. Grauwerte sollten deshalb in Kombination mit anderen Merkmalen oder benutzerdefinierten Barrieren genutzt werden (siehe Abschnitt 3.6.2, S. 42).

**Kanten.** In den zu untersuchenden medizinischen Bildern liegen viele Objekte und damit auch viele Kanten vor. In Kombination mit anderen Merkmalen, z. B. den Grauwerten, können sie nützliche Zusatzinformationen liefern.

**Texturen.** Texturen sind oftmals ein sehr leistungsfähiges Merkmal, da sich viele Objekte anhand ihrer spezifischen Textur unterscheiden lassen. In Aufnahmen von Nasennebenhöhlen sind eindeutige Texturen allerdings selten zu finden. Die Bild-

objekte werden vielmehr durch ihren Grauwert, ihre Begrenzungen, Größe und Lage unregelmäßigen Varianzen erkennbar. Auch das Siebbein ist von relativ großen und unregelmäßigen Varianzen geprägt. Bei Patienten, bei denen noch sämtliche Knochenlamellen vorhanden sind, ist eine Texturanalyse am ehesten denkbar. Allerdings wird das entwickelte Segmentierungsverfahren vor allem bei Patienten eingesetzt werden, deren Knochenlamellen nur noch teilweise vorhanden sind (aufgrund vorangegangener Eingriffe oder von Zerstörungen durch Tumoren). Die Textur ist somit ein eher unzuverlässiges Merkmal für die Segmentierung der Nasennebenhöhlen.

**Modellhaftes Wissen.** Wissen kann in medizinischen Bildern z.B. die Lage, Form und Größe von Objekten betreffen. Das Einbringen von Wissen in einen automatisierten Segmentierungsprozess ist prinzipiell möglich, aber auch sehr komplex und setzt voraus, dass die zu segmentierenden Objekte bzgl. derer gewählten Faktoren (z.B. Form) nicht überaus stark variieren.

Auf Basis der obigen Diskussion der Eignung verschiedener Merkmale für die NNH-Segmentierung, wird in den Abschnitten 3.5 und 3.6 eine Auswahl von Vorverarbeitungs- und Segmentierungsverfahren getroffen. Segmentierungsansätze, welche auf Texturen beruhen, werden nicht betrachtet.

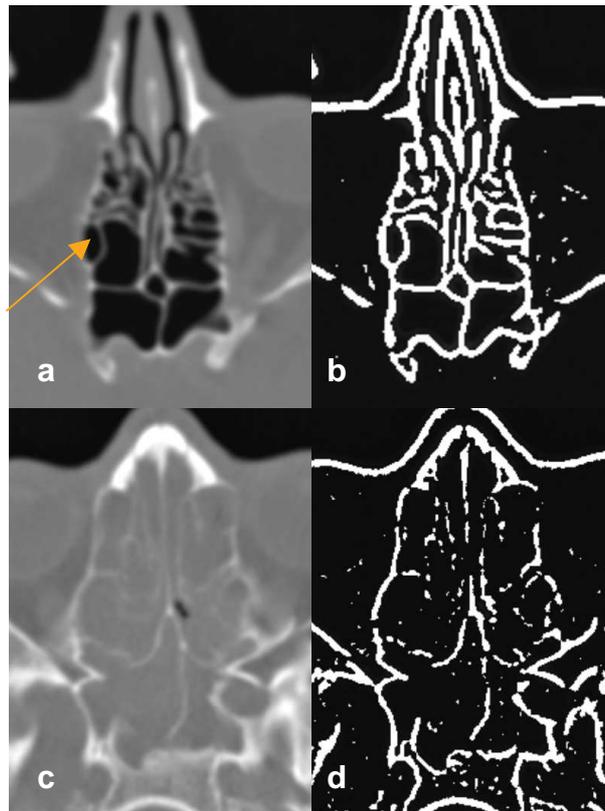
### 3.5 Vorverarbeitung von CT-Aufnahmen der Nasennebenhöhlen

Ob eine Bildvorverarbeitung angebracht ist und falls ja, welche Methoden dabei verwendet werden sollen, ist bild- und aufgabenspezifisch. Bildspezifisch deshalb, weil eine Abhängigkeit von der Art und Qualität der Eingangsdaten besteht und aufgabenspezifisch, weil mit der Bildanalyse die verschiedensten Ziele verknüpft sein können, wie die Ermittlung von Knochen, Weichteilen oder der Flüssigkeitsansammlung. Mitunter wird eine Segmentierung der Daten durch eine geeignete Vorverarbeitungs- und Parameterwahl für die Segmentierung gesteigert werden und dies ist in Abhängigkeit von den Datensätzen überhaupt Standardwerte geben kann.

Eine Bildvorverarbeitung ist „nicht notwendigerweise mit einer visuell wahrnehmbaren Verbesserung der Bildqualität verbunden. Ihr Einsatz ist vielmehr an den Anforderungen nachfolgender Bildverarbeitungsverfahren orientiert.“ [Handels 00]. Anzumerken ist, dass – wie Abb. 26 zeigt – eine Filterung mit einem Informationsverlust zugunsten der interessierenden Bildinformation verbunden ist. Einige Methoden der Bildvorverarbeitung lassen sich auch zur Nachbearbeitung der Bilder einsetzen, z.B. wenn eine Verdünnung von Kanten oder eine Glättung des Segmentierungsergebnisses erfolgen sollen.

Die Vorverarbeitung und die Segmentierung computertomographischer Daten der Nasennebenhöhle erfolgt am Beispiel des Siebbeins, da es die am schwierigsten zu erfassende knöcherne Struktur darstellt. Für die Bildverarbeitung relevante Variationen, mit denen in Aufnahmen des Siebbeins zu rechnen ist, sind erstens, dass sich die Knochen des Siebbeins bezüglich ihres Grauwertes um mindestens schwach vom umgebenden Gewebe abheben und zweitens, dass die Knochen nahezu nahtlos in die Weichteilgewebe übergehen. Der zuletzt genannte Fall, zu sehen in Abb. 23(b), stellt hinsichtlich der Abgrenzung des Siebbeins zu den benachbarten Geweben

besonders große Anforderungen. Die Auswahl von Methode n der Vorverarbeitung muss in Abhängigkeit von diesen Variationen erfolgen.



**Abb.26(a)-(d):** (a) und (c) Originalzwei Datensätze; (b) und (d) Ergebnisse einer Kantenextraktion (mit Laplace-Filter); der orange Pfeil zeigt auf eine Knochenlamelle des Siebbeins

Häufig genutzt werden lokale Operatoren, die sie einfach und schnell zu handhaben sind. Sie zeichnen sich dadurch aus, dass für jeden Bildpunkt eine Transformation durchgeführt wird, die auf eine Nachbarschaft um den Punkt herum begrenzt ist [Handels00]. Dazu werden Masken verwendet, die meist quadratisch sind und in ihrem Zentrum den Bildpunkt enthalten. Sie beschreiben die Größe des Nachbarschaftsbereiches, der in die Berechnung einbezogen werden soll. Klassische Beispiele für lokale Operatoren sind Glättungs- und Kantenfilter.

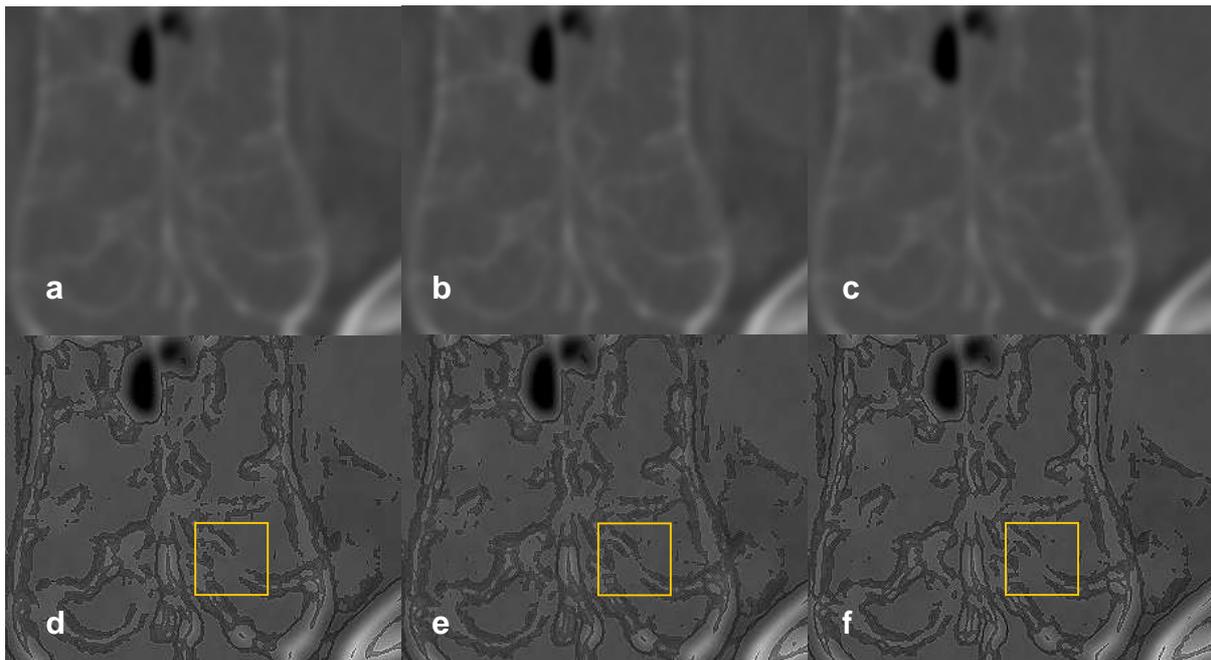
Unterschieden werden lineare und nichtlineare Filter. Bei einer linearen Filterung wird das Bild durchlaufen und für jeden Bildpunkt eine Operation durchgeführt, die sich durch Additionen und Wichtung der Bildpunkte der Nachbarschaft auszeichnet. Bei nichtlinearen Filterungen hingegen werden jedem Bildpunkt Funktionen zugewiesen, welche über die reine Addition und Wichtung hinausgehen oder eine Umsortierung der Werte vornehmen.

### 3.5.1 Glättungsfiler

Mit dem Einsatz von Glättungsfilttern wird das Ziel verfolgt, lokale Variationen der Grauwerte zu reduzieren und so die Bildobjekte zu homogenisieren [Handels 00]. Bildrauschen zeichnet sich durch hohe Frequenzen aus, und die Aufgabe von Glättungsfilttern besteht darin, diese zu unterdrücken. Dies kann mit linearen oder nichtlinearen Glättungsfilttern geschehen.

Dabei ist zu beachten: „Indem wir mit linearen Filtern arbeiten, nehmen wir an, dass jeder Bildpunkt brauchbare Informationen enthält. Pixel jedoch, die durch Übertragungsfehler gestört sind, haben ihren ursprünglichen Grauwert verloren. Lineare Glättung eliminiert diese Fehlerinformation nicht, sondern überträgt sie auf benachbarte Bildpunkte.“ [Jähne 02]. Eine Folge davon ist, dass das Bild unscharf wird. Insbesondere werden Kanten, die ebenfalls sind, durch eine lineare Glättung verwischt. Für die Segmentierung des Siebbeins ist jedoch gerade die Erkennbarkeit von Kanten von großer Bedeutung. Daher bietet sich die Verwendung eines nichtlinearen Glättungsfilters, z.B. des Medianfilters an.

Das Medianfilter ist ein Rangordnungsfiler. Alle Grauwerte, die innerhalb der Maske auftreten, werden ihrer Größe nach sortiert. Anschließend wird der mittlere Wert selektiert und auf alle Bildelemente in der Nachbarschaft übertragen. Der mittlere Grauwert der betrachteten Umgebung wird also verwendet, um die Grauwerte gestörter Bildelemente zu korrigieren. Dieses Vorgehen funktioniert, weil die Werte von Störungen hochfrequent und in der Regel Ausreißer sind und somit in der sortierten Liste nur selten im mittleren Bereich stehen. Die Kanten des Bildes, definiert als Bereiche mit monoton ansteigenden bzw. abfallenden Grauwerten zwischen zwei konstanten Nachbarschaften [Jähne 02], bleiben weitgehend erhalten.



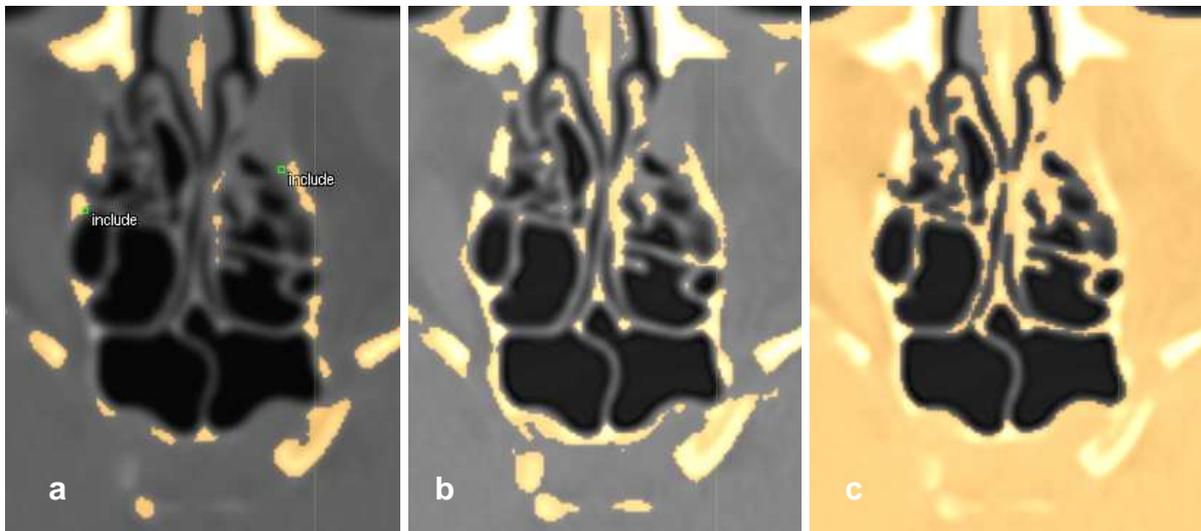
**Abb.27(a)-(f):** Ergebnisse zweier Filter im Vergleich zum Original; links: Mittelwertfilterung; Mitte: Original; rechts: Medianfilterung; (d)-(f): unkonventionelle Überprüfung der Kantenstrukturen mit dem Filter *Konturen nachzeichnen* von Adobe Photoshop Elements

Die obigen Abbildungen zeigen die Ergebnisse einer Mittelwertfilterung (lineares Glättungsfiler) und einer Medianfilterung (nichtlineares Glättungsfiler) im Vergleich zum Original am Beispiel des Siebbeins. Da die Veränderungen kaum sichtbar sind, wurde zur Überprüfung der Kantenstrukturen eine Methode genutzt, die zur Konturenverstärkung verwendet wird. Sowohl das Mittelwert- als auch das Medianfilter entfernen einzelne Bildstörungen. Das gelbe Rechteck markiert einen der Bereiche, in dem der bessere Kantenerhalt des Medianfilters deutlich wird.

Im Test mit mehreren Datensätzen erschien ein Medianfilter mit einer Maskengröße von  $3 \times 3 \times 1$  geeignet, einen sinnvollen Kompromiss zwischen einer weitgehenden Eliminierung von Störungen und dem gleichzeitigen Erhalt von Kanten einzugehen. Bei der Verwendung größerer Masken kam es hingegen bereits zu Verlusten in der Darstellung dünner Knochenlamellen des Siebbeins. Vergleichbare Ergebnisse wie ein  $3 \times 3 \times 1$ -Medianfilter lieferte auch eine anisotrope Diffusion, bei der eine Glättung des Bildes unter Erhalt der Kanten vorgenommen wird. Der Zeitbedarf für eine solche Operation ist allerdings höher.

### 3.5.2 Kantenfilter

Kanten sind durch starke lokale Grauwertänderungen charakterisiert. Grundlage der Kantenberechnung sind Ableitungen der Bildfunktion. Am Ort des stärksten Anstiegs bzw. Abfalls einer Kante nimmt die erste Ableitung einen Extremwert an (Minimum oder Maximum) und die zweite Ableitung den Wert Null an [Jähne02].

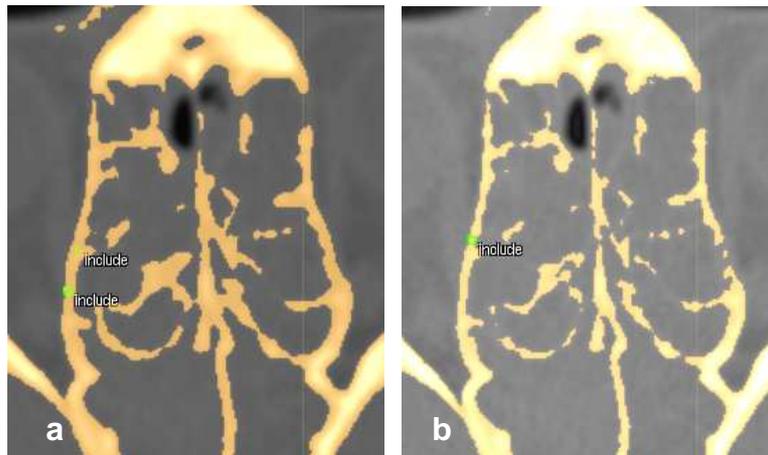


**Abb.28(a)-(c):** Ergebnisse einer Segmentierung mit Wasserscheidetransformation auf einem Datensatz, dessen Siebbeinknochen bzgl. der Grauwerte dem Weichteilgewebe ähneln; (a) ohne Nutzung von Kantenfiltern; (b) unter Nutzung eines Laplace-Filters, dessen Ergebnis auf das Original addiert wurde – nur geringer Gewinn gegenüber (a) ist bzgl. der Siebbeinlamellenerkennbar; (c) wie (b) aber mit modifizierten Segmentierungsparametern, um mehr Lamellen zu erfassen – es kommt zu Überläufen ins Weichteilgewebe

Um die Abgrenzung des Siebbeins zu den benachbarten Strukturen zu verstärken, kann eine Kantenextraktion eingesetzt werden. Ein Beispiel dazu wurde bereits in Abb.26 angegeben. Das Laplace-gefilterte Bild kann mit dem Original verrechnet und das Ergebnis dann dem Segmentierungsverfahren zugeführt werden. Die Segmentierung mit den verschiedenen Verfahren wurde durch diese Nutzung von Kantenfiltern jedoch nicht wesentlich unterstützt, wie die beiden Beispiele zeigen.

Das Beispiel in Abb.28 zeigt einen Datensatz, bei dem sich die Siebbeinlamellen bzgl. ihres Grauwerts kaum vom umgebenden Weichteilgewebe abheben. Durch eine Kantenverstärkung in der oben beschriebenen Weise konnte nur eine geringe Verbesserung des Ergebnisses erzielt werden, d.h. nur wenige mehr Teile der Lamellen werden erkannt als in (a), dem Ergebnis ohne Nutzung einer Kantenverstärkung. Das Problem, dass bei der Anpassung der Parameter zur Erfassung von mehr

Lamellen ein Überlauf in die Weichteilgewebe eintritt, konnten nicht vermieden werden (Abb. (c)).



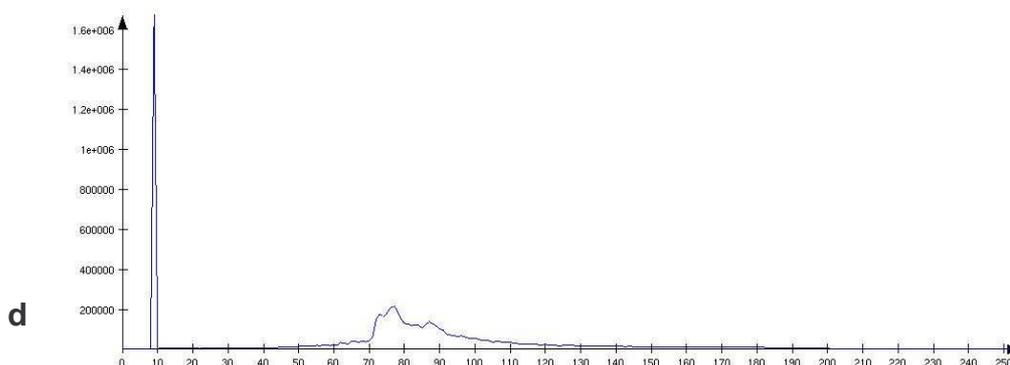
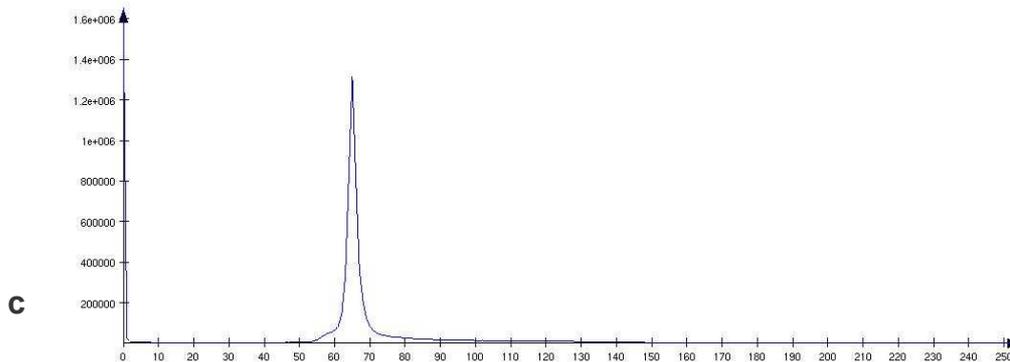
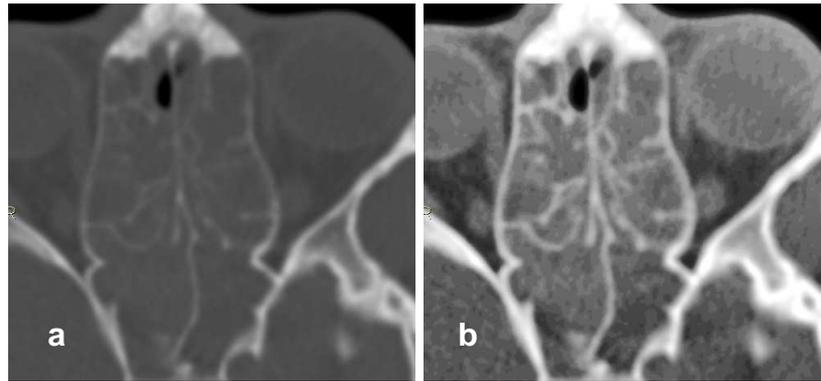
**Abb.29(a),(b):** Ergebnisse einer Segmentierung mit Wasserscheidetransformation auf einem Datensatz mit kaumpneumatisiertem Siebbein (a) ohne Nutzung von Kantenfiltern; (b) unter Nutzung eines Laplace-Filters – kein Gewinn gegenüber (a)

Abb.29 stellt einen Datensatz mit Lamellen dar, die sich zumindest etwas von den Weichteilen abheben. Deutliche Vorteile brachte die Nutzung von Kantenfiltern jedoch auch hier nicht.

### 3.5.3 Histogrammanpassung

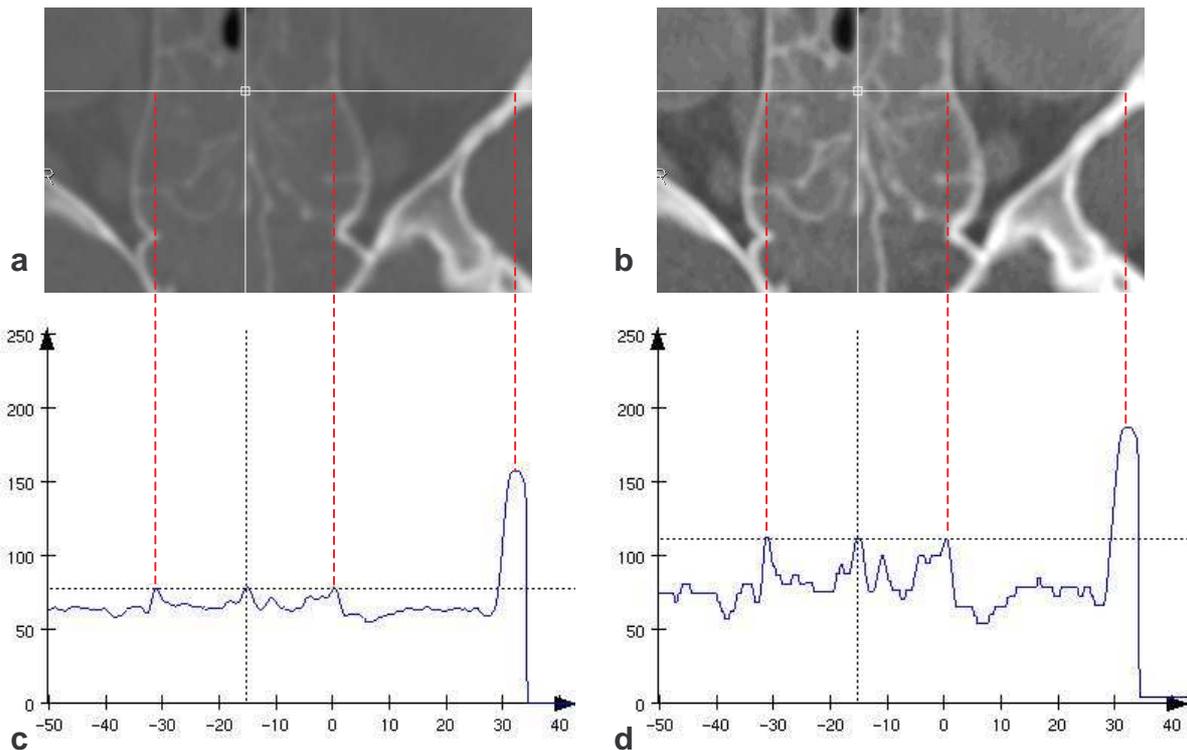
Zu einem Bild lässt sich das zugehörige Histogramm berechnen. Darin ist die Verteilung der Grauwerte bzgl. ihrer Häufigkeit angegeben, und indirekt werden Aussagen über die Helligkeit und den Kontrast des Bildes geliefert. Zudem kann der Informationsgehalt, die Entropie, berechnet werden. Es wird angenommen, dass mit einer Maximierung des Kontrasts eine Maximierung der Entropie einhergeht [Tönnies 99]. Durch geeignete Modifikationen des Histogramms ist eine Veränderung der Helligkeit, des Kontrastes und damit der Entropie des Bildes möglich.

Für die Histogrammanpassung existieren verschiedene Verfahren, die mehr oder weniger eine Berücksichtigung des Bildinhaltes erlauben. Ein solches Verfahren ist die CLAHE, die Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization. Sie stellt einen Spezialfall der Histogrammlinearisation dar, bei der die Grauwerte des gesamten Bildes sortiert werden, sodass sie möglichst gleichmäßig über das Bild verteilt sind. Dadurch ist eine Kontrastverstärkung möglich. Mit der CLAHE erfolgt die Anpassung nur für einen definierten Bildbereich. Das bedeutet, dass für jeden Punkt in einer vorgegebenen Umgebung eine Modifikation stattfindet, die auf einer Linearisierung dieser Teilregion beruht. Dabei wird das Ziel verfolgt, eine Kontrastverstärkung nur in den gewünschten Bildbereichen zuzulassen und in den verrauschten Bereichen zu vermeiden. Das Ergebnis einer solchen Anpassung ist zusammen mit dem Original in Abb.30(a) und (b) zu sehen. Abb. (c) und (d) zeigen die dazugehörigen Histogramme. In (d) ist die Spreizung des Grauwertbereichs erkennbar.



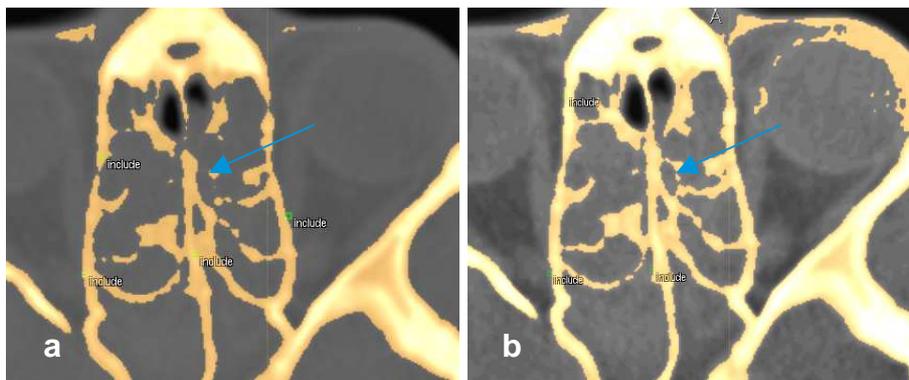
**Abb.30(a)-(d):** Vorverarbeitung mit CLAHE: (a) Original und (b) mit CLAHE bearbeitetes Bild; (c) Histogramm zu (a); (d) Histogramm zu (b)

Die Auswirkung der Vorverarbeitung eines Bildes mit CLAHE wird auch an den Abbildungen 31 (a)-(d) anhand des Grauwertprofils in der Bildzeile veranschaulicht. In der Ordinate sind die Grauwerte abgetragen, in der Abszisse die Positionen in der Bildzeile. Eine CLAHE-Filterung kann eine effektive Verstärkung der Kanten bewirken. Da jedoch eine Mitverstärkung von Rauschen nicht ganz vermieden werden kann, bietet sich eine Kombination mit einer Glättung, z.B. durch das Medianfiltern, nach Möglichkeit vor der Linearisierung, damit vorhandenes Rauschen nicht mitverstärkt wird.



**Abb.31(a)-(d):** Vorverarbeitung mit CLAHE: (a) Original und (b) mit CLAHE bearbeitetes Bild; (c) Zeilenplotz (a); (d) Zeilenplotz (b)

In der praktischen Anwendung zusammen mit der Segmentierung brachte eine Vorverarbeitung mit CLAHE wie zu erwarten einige Verbesserungen, jedoch nicht im erhofften Ausmaß (Abb.32), da auch der Kontrast der Weichteile erhöht und die Gefahr von Bereichsüberläufen somit nicht gebannt wurde.



**Abb.32(a),(b):** Ergebnisse einer Segmentierung mit Wasserscheidetransformation (a) ohne Nutzung von CLAHE; (b) unter Nutzung von CLAHE; der Gewinn gegenüber (a) ist gering; eine Stelle, an der die Segmentierung in (b) ein besseres Resultat erreicht, ist mit einem blauen Pfeil gekennzeichnet

Da das bei MeVis vorhandene Werkzeug zur Histogrammanalyse mit CLAHE nicht ohne Einschränkungen zu handhaben ist – z. B. muss der Grauwertbereich auf 0 bis 255 eingeschränkt werden, womit die Vielfalt der Werte, die eigentlich einem Bereich von 0 bis 4095 füllen, vermindert wird – und der Erfolg des Verfahrens für die Segmentierung eher gering war, wird auf eine Nutzung von CLAHE im weiteren verzichtet.

### 3.5.4 Fazit

Generell ist festzuhalten, dass die Vorverarbeitungsentscheidungen für die Segmentierung der Nasennebenhöhlen in Abhängigkeit von dem vorliegenden Datensatz zu fällen sind. Zudem kann davon ausgegangen werden, dass eine Verminderung des Bildrauschens durch ein Medianfilter im Allgemeinen nützlich ist und keine Nachteile für die Segmentierung mit sich bringt. Eine Kontrastverstärkung über ein CLAHE-Verfahren erscheint prinzipiell sinnvoll, doch nur in Verbindung mit einer vorausgegangen Kantenerhaltenden Glättung und einhergehend mit der Anwendung auf einen Wertebereich von 0 bis 4095, der dem Gesamtwertebereich des Bildes entspricht.

Die Frage danach, ob es Standardverfahren und -parameterisierungen geben kann, lässt sich nicht pauschal beantworten. Sicherlich sind für die verschiedenen „Gruppen“ von Datensätzen jeweils Standardwerte definierbar. Dennoch ist stets damit zu rechnen, dass diese Werte bei einem anderen Datensatz mit einer anderen Aufnahme- und Datenqualität nicht zum erhofften Erfolg führen. Eine geeignete Festlegung von Standardwerten kann nur nach einer Untersuchung einer großen Anzahl von Datensätzen erfolgen. Für Datensätze, in denen das Siebbein heller ist als das Weichteilgewebe, eignen sich in den Tests ein  $3 \times 3 \times 1$  Medianfilter und ein anisotropisches Diffusionsfilter. In Datensätzen, in denen die Knochenstrukturen des Siebbeins bzgl. ihres Grauwerts stark dem Weichteilgewebe ähneln, war durch kein Filter eine Verbesserung der Segmentierung zu erreichen. Die besten Ergebnisse liefert die ungefilterten Originaldaten.

## 3.6 Segmentierungsverfahren und ihre Eignung für die Segmentierung des Siebbeins

Eine Untersuchung der Segmentierungsverfahren erfolgt deshalb am Beispiel des Siebbeins, weil es die am kompliziertesten gebaute Nasennebenhöhle bildet. Die anderen Nasennebenhöhlen haben weitaus weniger dünne Knochen und es ist davon auszugehen, dass sie, wenn das Siebbein gut segmentiert werden kann, auch gut segmentiert werden können.

Betrachtet werden Verfahren, die in [Handels 00] für die Segmentierung medizinischer Bilddaten aufgeführt sind. Ergänzt wird die Sammlung um weitere gebräuchliche Verfahren, wie die Wasserscheidentransformation und die Clusteranalyse. Jedes Verfahren wird erklärt und hinsichtlich seiner Eignung für das vorliegende Problem, die Siebbeinsegmentierung, auf theoretischer – und praktischer Basis, sofern dies möglich war – beurteilt.

### 3.6.1 Einteilung der Segmentierungsverfahren

Segmentierungsverfahren lassen sich in punkt-, kanten- und regionenorientierte Verfahren einteilen. Weitere Gruppen werden von wissensbasierten und clusteranalytischen Verfahren gebildet. Letztere gehören eigentlich in das Gebiet der Mustererkennung, lassen sich aber auch für die Bildanalyse einsetzen.

**Punktorientierte Verfahren.** Punktorientierte Verfahren verwenden als Segmentierungsmerkmal den Grauwert eines Bildelementes (Pixel bzw. Voxel). Jedes Element

wird isoliert betrachtet. Anhand von Schwellwerten erfolgt eine Einteilung der Elemente hinsichtlich ihrer Objektzugehörigkeit. Die optimale Wahl des Schwellwerts ist kritisch für eine möglichst fehlerarme Segmentierung. Da die Strukturen der Nasennebenhöhlen einen Grauwertbereich besitzen, der sich mit dem Grauwertbereich anderer Strukturen (Weichteile, dicke Schädelknochen) überschneidet, ist eine eindeutige Abgrenzung zu diesen nicht möglich. Dennoch wird in Abschnitt 3.6.3 zur Demonstration von Ergebnissen solcher Verfahren im NNH-Bereich ein Schwellwertverfahren vorgestellt.

**Kantenorientierte Verfahren.** Verfahren dieser Gruppe bewirken eine Kantendetektion oder eine Verfolgung von Kanten, z.B. über aktive Konturen. Mit ihnen wird das Ziel verfolgt, Kanten anhand von Intensitätsgefällen der Grauwerte zu ermitteln. Objekte werden segmentiert, indem ihre Begrenzungen bestimmt werden. Die Ermittlung der Intensitätsgefälle geschieht über die Berechnung von Gradienten, die an Kanten – also an Gebieten des größten Anstiegs bzw. Abfalls – maximal werden [Jähne02]. Die lokalen Maxima werden verfolgt, damit die jeweilige Kante weitgehend erfasst werden kann. Fehleranfällig ist eine kantenorientierte Segmentierung bei verschmierten Kanten und kontrastarmen Objekten.

**Regionenorientierte Verfahren.** Regionen gleichen Merkmals zu detektieren, ist Aufgabe regionenorientierter Verfahren. Als Merkmale für das Homogenitätskriterium dienen häufig Grauwerte oder Texturen. Die Verfahren sind bei verrauschten Bildern weniger fehleranfällig als punkt- und auch kantenorientierte Verfahren. Wichtige Vertreter sind das Regionenwachstum und die Wasserscheidentransformation. Die Tatsache, dass ein Objekt eine zusammenhängende Region ist, wird von kanten- und regionen-nicht-aber von punktorientierten Verfahren berücksichtigt [Jähne02]. Bei letzteren kann es daher passieren, dass einzelne Punkte segmentiert werden und somit isolierte Bereiche entstehen.

**Wissensbasierte Verfahren.** Solche Verfahren sind komplex und beziehen modellhaftes Wissen über die Bildobjekte in die Segmentierung mit ein. Derartige Wissen kann sein, dass die gesuchten Objekte eine bestimmte Form, z.B. rund oder elliptisch, oder eine bestimmte Größe und Lage im Bild besitzen. Zur Segmentierung von bzgl. der Form oder Lage stark variierenden Objekten, zum Beispiel dem Siebbein oder krankhaften Veränderungen wie Tumoren, sind wissensbasierte Verfahren prinzipiell ungeeignet.

**Clusteranalytische Verfahren.** Bei diesen Verfahren findet die eigentliche Segmentierung im Merkmalsraum statt. Nach ausgewählten Kriterien werden die Merkmalsvektoren der Bildelemente dort gruppiert und Klassen zugeordnet. Je nachdem, zu welcher Klasse der Merkmalsvektor eines Elements gehört, wird dieses einem Segment zugerechnet.

### 3.6.2 Benutzerdefinierte Barrieren zur Unterstützung der Segmentierung

In allen untersuchten CT-Aufnahmen der Nasennebenhöhle, sowohl Aufnahmen, die aus den Datensätzen des Klinikums Leipzig entstammen als auch Aufnahmen aus radiologischen und anatomischen Atlanten, sind die Knochenstrukturen in Bezug auf die Grauwerte nicht vollständig von anderen Objekten trennbar. Selbst wenn das Siebbein sich visuell vom Weichteilgewebe unterscheidet, so besteht doch keine Schranke zum Keilbein hin (Abb.33).

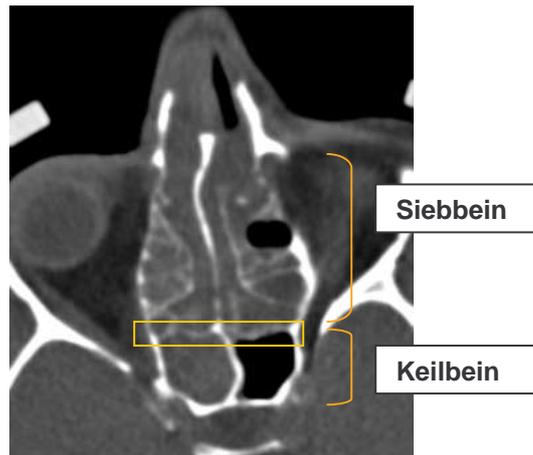


Abb.33: Übergänge vom Sieb- in das Keilbein (gelber Kasten)

Insämtlichen Versuchen zur Segmentierung der Nasennebenhöhlen mit unterschiedlichen Verfahren konnten die Höhlen nicht vollständig von den anderen Bildobjekten und zugleich untereinander getrennt werden. In Abhängigkeit vom eingesetzten Segmentierungsverfahren wurden stets andere Objekte, z.B. die Haut, Teile des Auges, Weichteile oder dickere Schädelknochen mit erfasst. Die folgende Bildserie verdeutlicht diese Tatsache am Beispiel eines einfachengrauwertbasierten Verfahrens, einem Schwellwertverfahren. Abb.34(a) zeigt, dass die dünnen Knochen des Siebbeins gar nicht erfasst wurden. Um diese zu segmentieren, mussten die Schwellwerte soweit herabgesetzt werden, dass schließlich sämtliche Weichteile mitsegmentiert wurden – ein unerwünschter Effekt (Abb. 34(b)). Lediglich die dickeren, nicht zum Siebbein gehörenden Schädelknochen konnten durch eine weitere Modifikation aus dem Segmentierungsergebnis entfernt werden (c). Bei Schwellwerten, die eine Segmentierung des Siebbeins ohnedirektumgebenden Weichteile zulassen, wurde die Haut mitsegmentiert (d).

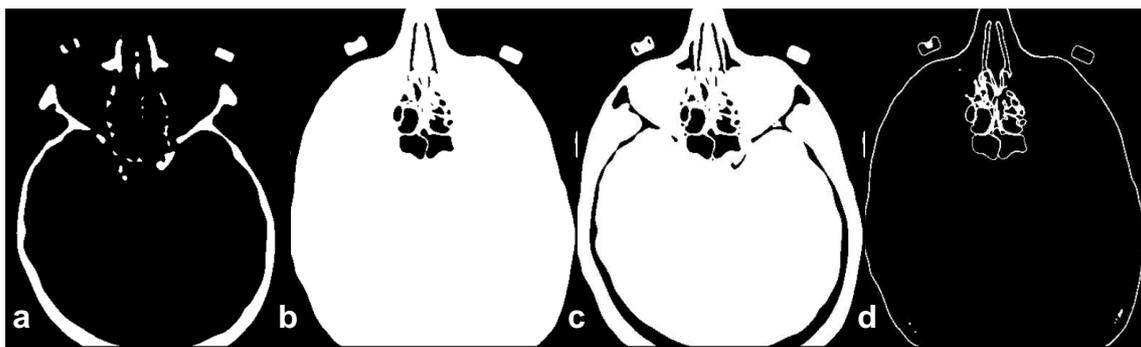


Abb.34(a)-(d): Ergebnisse eines Schwellwertverfahrens mit jeweils unterschiedlichen Schwellwertintervallen

Zur Separierung der Nasennebenhöhlen werden damit Barrieren notwendig. Als Barrieren eignen sich Konturen, die um den relevanten Teil des Bildes gezeichnet werden. Alle Bildbereiche, die außerhalb des definierten Bereiches liegen, werden in die Segmentierung nicht mit einbezogen bzw. wird das jeweilige Homogenitätskriterium als nicht erfüllt betrachtet. Erst die Bereichseingrenzungen auf ein interessierendes Volumen (VOI) ermöglicht den sinnvollen Einsatz verschiedenster Segmentierungsverfahren.

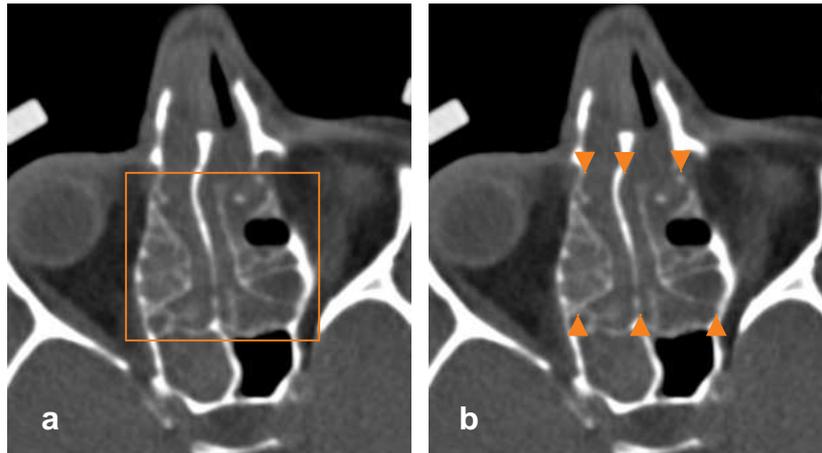


Abb.35(a),(b): Arten von Barrieren (a) Kontur in Form eines Rechtecks, (b) gerichtete Marker

Alternativ zu Konturen sind gerichtete Marker denkbar, die an den kritischen Übergängen gesetzt werden (Abb.35 (b)) und die Segmentierung in der festgelegten Richtung stoppen. Sind jedoch viele Übergänge vorhanden, kann das Markersetzen mühselig werden. Die Verwendung von Konturen, die nicht rechteckig sein müssen, sondern auch als Ellipsen, Polygonzüge oder Freihandgezeichnet werden können, hat einen weiteren Vorteil: Die Kontursätze bestehen aus vielen Schichten und sind als dreidimensionales Gebilde zu betrachten. Konsequenterweise sollte auch ein Segmentierungsverfahren in drei Dimensionen arbeiten. Somit werden nicht nur die Nachbarschaftsverhältnisse innerhalb einer Schicht, sondern auch diejenigen zu den angrenzenden Schichten betrachtet. Wenn ein Objekt auf einer Schicht von einer Barriere eingegrenzt wird, so kann es auf den nächsten Schichten zu Überläufen kommen. Eine Definition von Barrieren ist also auf allen relevanten Schichten und damit in drei Dimensionen notwendig.

die an den kritischen Übergängen gesetzt werden (Abb.35 (b)) und die Segmentierung in der festgelegten Richtung stoppen. Sind jedoch viele Übergänge vorhanden, kann das Markersetzen mühselig werden. Die Verwendung von Konturen, die nicht rechteckig sein müssen, sondern auch als Ellipsen, Polygonzüge oder Freihandgezeichnet werden können, hat einen weiteren Vorteil: Die Kontursätze bestehen aus vielen Schichten und sind als dreidimensionales Gebilde zu betrachten. Konsequenterweise sollte auch ein Segmentierungsverfahren in drei Dimensionen arbeiten. Somit werden nicht nur die Nachbarschaftsverhältnisse innerhalb einer Schicht, sondern auch diejenigen zu den angrenzenden Schichten betrachtet. Wenn ein Objekt auf einer Schicht von einer Barriere eingegrenzt wird, so kann es auf den nächsten Schichten zu Überläufen kommen. Eine Definition von Barrieren ist also auf allen relevanten Schichten und damit in drei Dimensionen notwendig.

Dies mit gerichteten Markern zu realisieren, erscheint sehr aufwändig. Konturen hingegen lassen sich verhältnismäßig schnell zeichnen, zumal sie nicht exakt den Objektrand treffen müssen. Es reicht aus, wenn sie an den kritischen Stellen Abgrenzungen zu Nachbarobjekten bewirken. Außerdem besteht die Möglichkeit, die Form und Lage der Konturen zu interpolieren, und somit müssen nicht auf jeder Schicht Konturierungen vorgenommen werden. Je nach dem, wie stark die Konturen variieren, kann es genügen, auf etwa jeder zweiten bis zehnten Schicht die Kontur manuell einzuzichnen. Die Konturen auf den Zwischenschichten können durch Interpolation gebildet werden. Mit der Software von MeVis, sind die verschiedenen Verfahren getestet wurden, ist eine derartige Interpolation für viele Arten von Konturen, einschließlich Freihand- und LiveWire-Konturen (siehe Abschnitt 3.6.8) machbar.

raufwändig. Konturen hingegen lassen sich verhältnismäßig schnell zeichnen, zumal sie nicht exakt den Objektrand treffen müssen. Es reicht aus, wenn sie an den kritischen Stellen Abgrenzungen zu Nachbarobjekten bewirken. Außerdem besteht die Möglichkeit, die Form und Lage der Konturen zu interpolieren, und somit müssen nicht auf jeder Schicht Konturierungen vorgenommen werden. Je nach dem, wie stark die Konturen variieren, kann es genügen, auf etwa jeder zweiten bis zehnten Schicht die Kontur manuell einzuzichnen. Die Konturen auf den Zwischenschichten können durch Interpolation gebildet werden. Mit der Software von MeVis, sind die verschiedenen Verfahren getestet wurden, ist eine derartige Interpolation für viele Arten von Konturen, einschließlich Freihand- und LiveWire-Konturen (siehe Abschnitt 3.6.8) machbar.

Die Wahl des Konturtyps für das Siebbein fiel auf Polygonzüge und Freihandkonturen. Konturbildungen durch regelmäßige Formen wie Rechtecke und Ellipsen scheiden aus, da sich der untere Teil des Siebbeins aufgrund seiner unregelmäßigen Form und seiner Kontakte zu anderen Objekten nicht ausreichend abgrenzen lässt. Hinzu kommt, dass das Siebbein von Radiologen und HNO-Ärzten bevorzugt in der koronalen Ansicht betrachtet und sicherlich auch segmentiert wird. In dieser Ansicht treten noch mehr Formen auf, als in der axialen Ansicht, die in Abb.35 zu sehen ist.

gonzüge und Freihandkonturen. Konturbildungen durch regelmäßige Formen wie Rechtecke und Ellipsen scheiden aus, da sich der untere Teil des Siebbeins aufgrund seiner unregelmäßigen Form und seiner Kontakte zu anderen Objekten nicht ausreichend abgrenzen lässt. Hinzu kommt, dass das Siebbein von Radiologen und HNO-Ärzten bevorzugt in der koronalen Ansicht betrachtet und sicherlich auch segmentiert wird. In dieser Ansicht treten noch mehr Formen auf, als in der axialen Ansicht, die in Abb.35 zu sehen ist.

Auch der Ansatz, LiveWire-Konturen zu verwenden, wurde als sehr aufwändiger erwiesen. Ein Vorteil solcher Konturen an die Objektränder anschmiegen und diese relativ genau dazu sind z.B. in einem Rechteck viele Bereiche enthalten gehören. Allerdings ist das Siebbein im Bild oft von v gekennzeichnet – nicht nur im Inneren an den Lamellen, äußeren Wänden, weil diese teilweise so dünn wie Papier Siebbeinkanten mit LiveWire ist daher nur gut lösbar, wenn der Anwender während der Konturbildung entsprechend oft eingreift, um die korrigieren. In den Tests dauerte dies länger, als das Freihandzeichnen der Konturen.

er aufgegeben, da er sich ist zwar, dass sie sich quasi erfassen. Im Vergleich n, die nicht zum Objekt ielen Unterbrechungen sondern auch an den r sind. Die Verfolgung der wenn der Anwender während Richtung der Kontur zu eihandzeichnen der

Die unten stehende Abbildung zeigt das Zeichnen einer Polygonzuges. Zusätzlich kann der eingegrenzte Bereich e erkennen ist, dass eine grobe Umrandung des Siebbeins an ausreicht. Zu beachten sind Stellen, an denen das relevante Objekt übergeht, welches ähnliche Grauwerte aufweist. relativ genau zwischen den Objekten bzw. auf den Objekt Bildbeispiels in diese Stellendurchgelbe Kreise gekenn

Kontur (blau) mittels eines ingefärbt werden. Zu den meisten Stellen nte Objekt in ein irrelevantes Dort muss die Kontur grenzen liegen. Für das zeichnet.

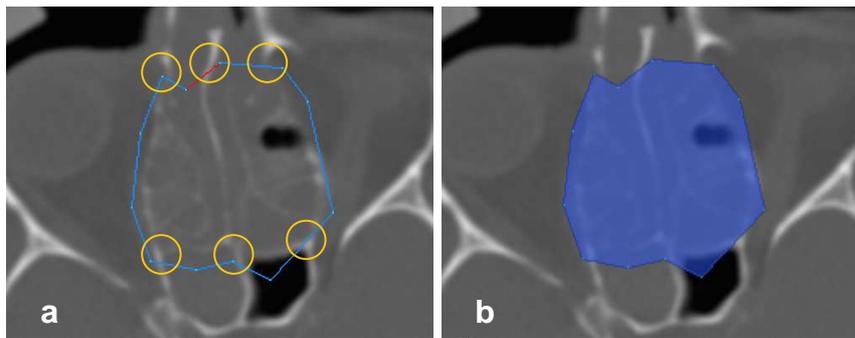
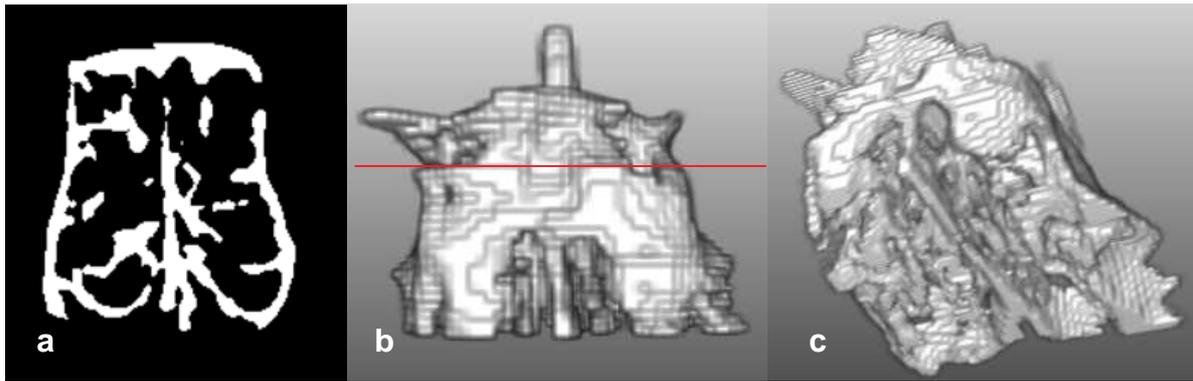


Abb.36(a),(b): (a) Kontur (Polygonzug) zeichnen (b) Füllung des betroffenen Bereichs

Die folgenden Abschnitte befassen sich mit den einzelnen Verfahren und ihrer Eignung für die NNH-Segmentierung unter Verwendung von Kontur-Barrieren. Dabei werden alle Verfahren für den dreidimensionalen Fall betrachtet.

### 3.6.3 Schwellwertverfahren

Bei Schwellwertverfahren werden alle Bildelemente, die zu dem interessierenden Bildobjekt gehören, dadurch bestimmt, dass ihr Hounsfield-Wert mit einem Hounsfield-Intervall abgeglichen wird. Zunächst werden algorithmisch oder interaktiv Schwellwerte bestimmt, die jeweils einen Wert des Wertebereichs des Bildes darstellen. Alle Elemente, deren Werte zwischen zwei aufeinanderfolgenden Schwellwerten liegen, werden zu einem Segment zusammengefasst. Schwellwertverfahren sind schnell, haben aber den Nachteil, dass sich kein Einfluss auf die Form der Segmente ausüben lässt. Die Segmente sind im allgemeinen nicht einmal zusammenhängend [Hanning01].



**Abb.37(a)-(c):** Ergebnisse eines Schwellwertverfahrens mit zwei Schwellwerten; (a) im 2D; (b) und (c) im 3D von vorn und von links unten; die Linie in (b) kennzeichnet die Lage der Schnittebene aus (a)

Knochen in CT-Bildern können anhand ihres spezifischen Hounsfield-Intervalls segmentiert werden. Allerdings funktioniert dies, wie bereits erwähnt, nicht gut in der vorliegenden Problemstellung, da die interessierenden Knochen größtenteils dünn sind, sich daher nur schwach darstellen und bzgl. ihres Wertebereichs den Wertebereichen anderer Gewebe überlagert sind. Die Segmentierungsergebnisse sind in Abb.34 dargestellt. Unter Nutzung von Konturbarrieren wird der Einsatz eines Schwellwertverfahrens jedoch möglich, wie die Abbildungen 37 (a) – (c) in einer Schicht des Datensatzes und im dreidimensionalen Endergebnis zeigen.

### 3.6.4 ROI-basierte Pixelklassifikation

Auch die ROI-basierte Pixelklassifikation zählt zu den punktorientierten Verfahren. Eine ROI (Region of Interest) ist eine Bildregion, die das interessierende Objekt oder Gebiet des Bildes markiert. Sie kann vom Benutzer interaktiv in Form von Rechtecken, Kreisen, Polygonen oder Freihand erzeugt werden. Im Dreidimensionalen wird eine ROI auch als VOI (Volume of Interest) bezeichnet.

Bei einer Segmentierung mittels Pixelklassifikation wird die ROI möglichst im Zentrum des Objekts gezeichnet bzw. an einer Stelle, an der eine zuverlässige Stichprobe der Objektmerkmale erwartet wird. Als Stichprobe fungieren die Merkmalsvektoren, welche an den Pixeln der ROI ermittelt werden. Informationen über den Ort und die Lage der Pixel werden nicht betrachtet. Alle Pixel des Bildes, deren Merkmalsvektoren ähnlich zu denen der ROI sind, werden als dem Objekt zugehörig beurteilt. In welcher Hinsicht und in welchem Ausmaß die Ähnlichkeitseigenschaft gelten soll, wird in Homogenitätskriterien verankert. Als Homogenitätskriterium dient beispielsweise das Intervallkriterium, in dem festgelegt ist, welche Werte jedes einzelne Merkmal annehmen darf, um noch als dem Objekt zugehörig klassifiziert zu werden. In dem geprüft wird, ob die Homogenitätsbedingungen erfüllt sind, wird über die Ähnlichkeit und damit die Objektzugehörigkeit entschieden.

Vorteilhaft erweist sich das Verfahren in Anwendungen, in denen sich die zu segmentierenden Strukturen in mehreren Teilregionen befinden [Handels00]. Allerdings kommt es zu Fehlsegmentierungen, wenn sich die Merkmalsvektoren des zu segmentierenden Objekts nicht exakt durch das gewählte Homogenitätskriterium abgrenzen lassen, so dass ähnliche Pixel zum Objekt gerechnet werden können, auch wenn sie nicht zum Objekt gehören. Aus diesem Grunde eignet sich das Verfahren nicht für die Segmentierung der NNH – ausgenommen unter Barrierenbenutzung.

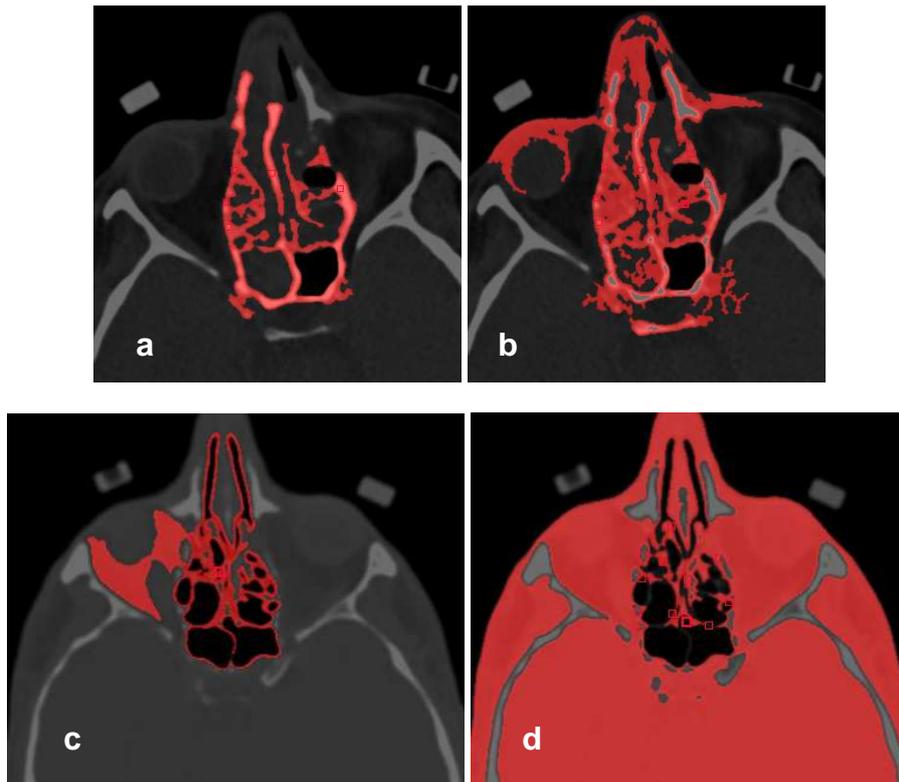
### 3.6.5 Bereichswachstumsverfahren (Region Growing)

Ein Bereichswachstumsverfahren wird meist zur halbautomatischen Segmentierung einzelner Gewebe eingesetzt. Die extrahierten Segmente bilden zusammenhängende Bildregionen, die bzgl. der analysierten Bildmerkmale homogen sind. Die Anwendung des Verfahrens ist sowohl im Zwei- als auch im Dreidimensionalen möglich. Wichtige Vorteile des Bereichswachstums in 3D sind, dass dies schichtübergreifende Zusammenhänge der Strukturen analysiert werden [Handels00] und dass theoretisch nur ein Startpunkt im gesamten Datensatz, statt ein Startpunkt pro Schicht, gesetzt werden muss.

Ausgehend von einem Startpunkt – häufig auch als Saatpunkt bezeichnet – dener Nutzer interaktiv im Objekt seines Interesses platziert, wird für jedes benachbarte Pixel bzw. Voxel geprüft, ob ein Homogenitätskriterium erfüllt ist, d.h. ob eine ausreichend große Ähnlichkeit zu den Merkmalen des Bildelements am Startpunkt vorliegt. Ist dies der Fall, so wird es zum Segment hinzugegerechnet und es werden alle benachbarten Bildelemente wiederum auf ihre Ähnlichkeit geprüft. Erfüllt ein Element das Homogenitätskriterium nicht, so wird von dieser Stelle aus nicht weiter in der Nachbarschaft geprüft. Werden mehrere Startpunkte gewählt, so werden die Merkmale von ihnen zusammengefasst und gemittelt. Alternativ kann jeder Startpunkt genau einem Objekt zugeordnet werden.

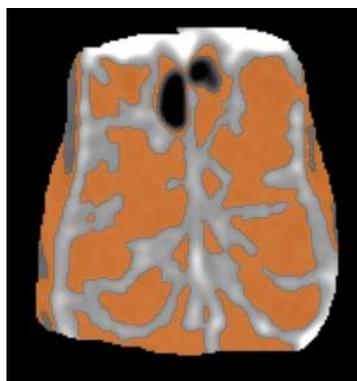
Da die Knochenlamellen des Siebbeins und auch der anderen Nasennebenhöhlenknochen untereinander ähnliche Grauwerte haben, ist zu erwarten, dass ein Bereichswachstumsverfahren die entsprechenden Strukturen gut ermittelt. Schwierig dürfte eine Trennung der einzelnen Nasennebenhöhlen untereinander sein. Probleme wird es überdies an Stellen geben, an denen die dünnen Knochen – unter anderem aufgrund des Partialvolumeneffektes – bzgl. ihres Grauwerts den umgebenden Geweben sehr ähnlich sind. Die Vermutungen bestätigten sich, wie im Beispiel in Abb. 38 (b) und (d) ersichtlich ist, wo versucht wurde, noch eine dünne Knochenlamelle mehr zu erfassen. In Abb. 38(d) zeigt sich das Überlaufproblem noch deutlicher, denn dort bestehen nur geringe Unterschiede zwischen den Grauwerten des Siebbeins und der benachbarten Gewebe. Zur Unterstützung der Segmentierung wurden benutzerdefinierte Barrieren um das Objekt des Interesses angelegt (Abb. 39 am Beispiel der Segmentierungen von Polypen). Damit wird eine weitgehende Abgrenzung zum umgebenden Gewebe ermöglicht.

Eine vollständige Segmentierung eines Bildes, d.h. eine Erfassung aller Bildobjekte, wird mit Region Growing nicht erreicht. Mit einer Variante des Verfahrens, dem Region Merging, wird ein Bild vollständig segmentiert, indem jedes Bildelement als eigene Region betrachtet und dann dessen Nachbarschaft auf Homogenität geprüft wird. Auch bei dem sog. Split & Merge-Verfahren kommt es durch eine rekursive Aufteilung in homogene Regionen und anschließende Verschmelzung benachbarter Regionen, für die das Homogenitätskriterium erfüllt ist, zu einer kompletten Segmentierung. Für die Bestimmung des Siebbeins allein ist eine vollständige Segmentierung in der genannten Weise nicht sinnvoll, da nicht klar ist, welches Homogenitätskriterium *nur* für das Siebbein gilt. Somit ist von den regionenorientierten Verfahren das Region Growing am ehesten geeignet.



**Abb.38(a)–(d):** Verschiedene Auswirkungen eines Region-Growing-Verfahrens in unterschiedlichen Datensätzen; (a)-(b) Patient mit weitgehend verschatteten NNH; (c)-(d) Patient mit gut pneumatisierten Sieb- und Keilbeinhöhlen, aber schlechtem Kontrast zwischen Siebbein und Weichteilen; die Abbildungen (b) und (d) zeigen starkere Bereiche überläufe

Vorsicht ist geboten, wenn ein Siebbein im Bild viele Strukturunterbrechungen aufweist. In diesem Fall sind so viele Startpunkte zu setzen, wie einzelne Strukturen vorliegen, was sehr aufwändig werden kann. Für zu segmentierende Weichteile jedoch, die meist relativ stark zusammenhängend erscheinen, ist Region Growing, abgesehen von leicht auftretenden Überläufen, die durch benutzerdefinierte Barrieren zu verhindern sind, ein gut geeignetes Verfahren (Abb.39). Ein genereller Nachteil von Bereichswachstumsverfahren ist die starke Abhängigkeit des Ergebnisses von der Wahl der Startpunkte.



**Abb.39:** Region Growing für Polypen eines Siebbeins; die grobe Abgrenzung der Struktur wurde durch benutzerdefinierte Barrieren in Form von Konturen bewerkstelligt; der durch das Bereichswachstum ausgefüllte Bereich (ockerfarben) hat auch einigewenige Teile des umliegenden Gewebes mit erfasst, welches durch die Konturen nicht ausgespart wurden

### 3.6.6 Wasserscheidentransformation

Dem Verfahren der Wasserscheidentransformation (WT) liegt die Vorstellung zugrunde, dass die numerischen Werte (z.B. Grauwerte, Höhenwerte) eines Bildes Höheninformationen bilden, und dass das Bild somit als topographisches Relief betrachtet werden kann. In der Literatur finden sich zwei verschiedene Modelle der Wasserscheidentransformation. In einem Modell regnet es auf das Relief und fließt an den Orten des jeweils stärksten Gefälles ab. Im anderen Modell wird das Relief in einem See versenkt, sodass die Flutung qua den Minima des Reliefs beginnt. Für die folgenden Betrachtungen wird das zweite Modell verwendet. Da die WT – wie in Abschnitt 3.9, Seite 59 begründet wird – das Verfahren ist, welches schließlich für die Segmentierung der Nasennebenhöhlen gewählt wird, wird sie ausführlicher beschrieben.

Die Becken des Reliefs werden beginnend bei den lokalen Minima geflutet. An den Stellen, an denen die Wasser verschiedener Becken aufeinander treffen, werden Dämme (Wasserscheiden) errichtet, damit eine Trennung der Becken und damit der Regionen des Bildes trotz einer Fortsetzung der Flutung gewährleistet bleibt. Das Verfahren stoppt, wenn der höchste Punkt des Relief erreicht ist. Meistens entsteht ein übersegmentiertes Bild. Zur Vermeidung der Übersegmentierung werden verschiedene Ansätze genutzt, z.B. hierarchische Wasserscheidentransformationen und Markerplatzierungen. Das in dieser Arbeit benutzte Verfahren, die IWT (Interactive Watershed Transform), verwendet beides und wird näher formalen Einführung in die WT näher beschrieben.

Der Prozess der Wasserscheidentransformation erzielt ein Labeling des Bildes, so dass alle Pixel bzw. Voxel eines Beckens dasselbe Label haben und allen Wasserscheiden ein anderes Label zugeordnet wird [Roerdink 01]. Mengentheoretisch betrachtet bilden alle Becken  $b_0, \dots, b_n$  vereinigt mit den Wasserscheiden  $W_I$  die gesamte Menge des Bildes  $I$ . Die Wasserscheidenmenge  $W_I$  enthält gerade die Punkte des Bildes, die zu keiner Menge  $b_0, \dots, b_n$  gehören. Sowohl die Menge  $W_I$  als auch die Mengen  $b_0, \dots, b_n$  sind disjunkt.

Für die WT-Berechnung existieren viele Algorithmen, die sich in zwei Klassen einteilen lassen: in rekursive Algorithmen nach Vincent & Soille und in Algorithmen auf Basis von Distanzfunktionen nach Meyer.

Auch die Definitionen von Becken und Wasserscheiden sind nicht einheitlich und die verschiedenen Definitionen führen zu unterschiedlichen Segmentierungsergebnissen. Insbesondere die Entscheidung darüber, welche Bildelemente bei der Flutung einem Becken zugeordnet werden, wird variabel gehandhabt. Die Berücksichtigung von Nachbarschaftsbeziehungen ist generell erforderlich. Auf jeder Stufe der Flutung werden bereits geflutete Becken nach bestimmten Kriterien um die zu ihnen benachbarten Bildelemente erweitert. Bis dahin noch nicht geflutete Elemente, deren Höhenwert nun eine Flutung zulässt und deren Nachbarn ebenfalls noch nicht geflutet wurden, werden als neue Regionen betrachtet. Abb. 40 zeigt eine Flutung und die entstehenden Wasserscheiden.

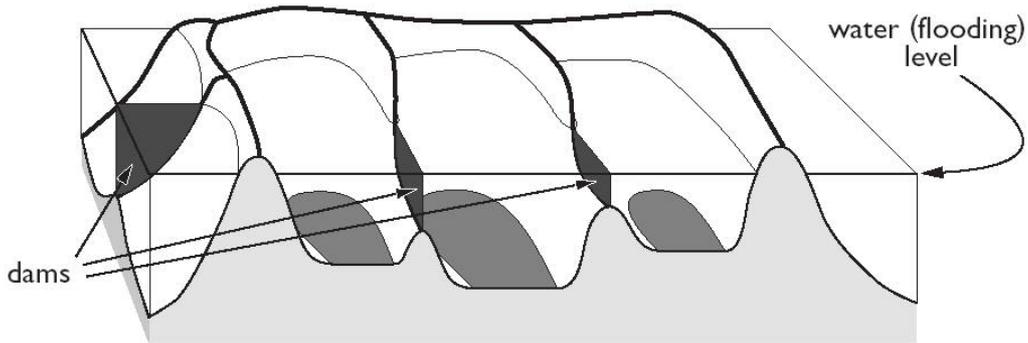


Abb.40: Flutung und Errichten von Dämmen bei einer Wasserscheidentransformation [Hahn03]

Ein wichtiger Vorteil der WT ist die Eigenschaft, Details zu erhalten. Anzumerken ist, dass die WT in der Praxis häufig nicht auf dem Originalbild, sondern auf dem Gradientenbild angewendet wird [Roerdink 01]. Bei der IWT wird das Originalbild genutzt.

**Definitionen.** Formell lässt sich die Wasserscheidentransformation über Distanzfunktionen formulieren<sup>2</sup>. Als Distanzfunktion wird die Topographische Distanz benutzt. In [Roerdink01] wird ein Bild als Graph betrachtet, indem die Bildelemente die Knoten des Graphen darstellen. Zwischen den Bildelementen (Pixel, Voxel) existieren Pfade. Die Topographische Distanz zwischen zwei Punkten  $p$  und  $q$  in einer zusammenhängenden Region eines Bildes  $I$  ist nach [Roerdink01] definiert als:

$$T_I(p, q) = \inf_{\gamma} \int_{\gamma} \|\nabla I(\gamma(s))\| ds$$

d.h. als Infimum über alle stetigen Kurven  $\gamma$  mit  $\gamma(0) = p$  und  $\gamma(1) = q$ .  $I$  ist ein Element der zweifach stetig differenzierbaren Funktionen  $C^2$ . Die Kurven  $\gamma$  stellen die Pfade von Punkt  $p$  zu Punkt  $q$  dar. Die Definition bedeutet, dass die topographische Distanz zwischen zwei Punkten die kleinste topographische Distanz ist, die entlang aller Pfade zwischen  $p$  und  $q$  ermittelt wurde. Der Pfad  $\gamma$  mit der kürzesten Distanz zwischen  $p$  und  $q$  ist zugleich der Pfad mit dem stärksten Gefälle.

Sei  $\zeta_k$  ein lokales Minimum von  $I$  und  $K$  eine Indexmenge. Ein Becken ist die Menge aller Punkte  $p$  eines Bereiches  $D$ , die bzgl. ihrer topographischen Distanz näher an dem lokalen Minimum liegen, als an jedem anderen Minimum:

$$b_k = \{p \in D \mid \forall o \in K - \{k\} : I(\zeta_k) + T_I(p, \zeta_k) < I(\zeta_o) + T_I(p, \zeta_o)\}$$

Die Wasserscheide  $W_I$  eines Bildes  $I$  ist die Menge von Punkten, die zum mindestens zwei lokalen Minima die gleiche topographische Distanz haben und deshalb zu keinem Becken gehören:

$$W_I = D - \left( \bigcup_{k \in K} b_k \right)$$

<sup>2</sup>Die Definitionen beziehen sich auf den kontinuierlichen Fall und werden für die algorithmische Umsetzung in diskrete Definitionen überführt.

Anders gesagt: Ein Punkt  $p$  gehört zu einer Wasserscheide, wenn mindestens zwei Pfade stärksten Gefälles existieren, die zu verschiedenen Minima führen. Eine Wasserscheidentransformation von  $I$  ist eine Abbildung

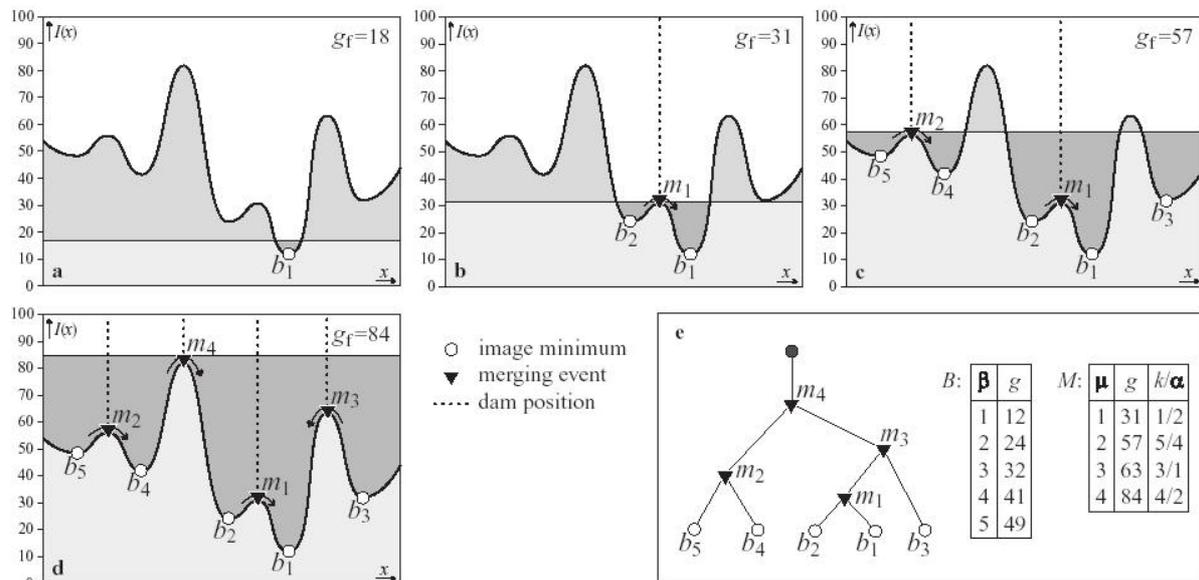
$$\omega : D \rightarrow K \cup \{w\} \text{ mit } w \notin K$$

Dabei ist  $w$  das Wasserscheiden-Label. Mit dieser Definition sind die folgenden Relationen verbunden:

$$\omega(p) = k \in K \Leftrightarrow p \in b_k \text{ und } \omega(p) = w \Leftrightarrow p \in W_i$$

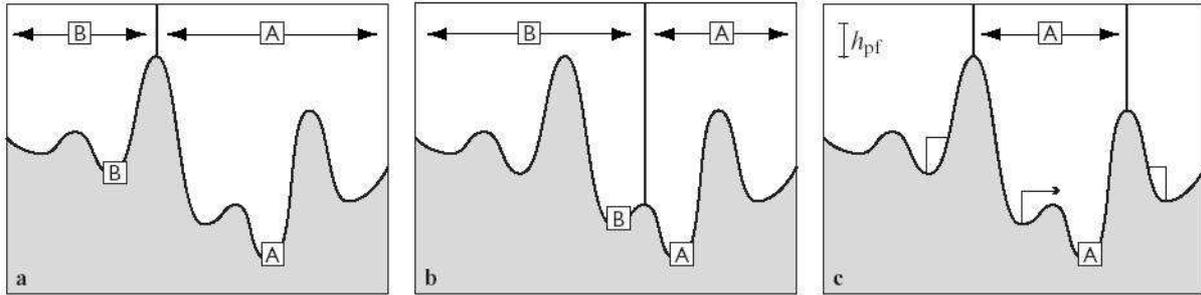
Wie bereits erwähnt wird ein Bild durch eine WT häufig übersegmentiert. Daher kommt für die Segmentierung der Nasennebenhöhlen eine Weiterentwicklung, die Interactive Watershed Transform (IWT) nach [Hahn 03] zum Einsatz. Die Übersegmentierung wird durch die Nutzung von Hierarchieebene und benutzerkontrollierten Parametern weitgehend vermieden. Die IWT arbeitet ausschließlich auf den Bilddaten – nicht auf Gradientenbildern – und berücksichtigt somit die Intensitäten direkt. Annahmen über die Form der Bildobjekte werden nicht getroffen, wodurch das Verfahren flexibel ist und für verschiedene Segmentierungsaufgaben genutzt werden kann.

Die IWT beinhaltet zwei Schritte: eine WT unter Nutzung von Distanzfunktionen und anschließend eine hierarchische Organisation der entstandenen Becken in einer Baumstruktur (Abb. 41).



**Abb.41(a)-(e):** Hierarchische WT: Die Flutung erfolgt schrittweise von unten nach oben. Die gefundenen Minima  $b_1 \dots b_5$  werden einzeln mit den Stellen  $m_1 \dots m_4$ , an denen die Dämme entstehen, in einem Baum abgespeichert (e). [Hahn 03]

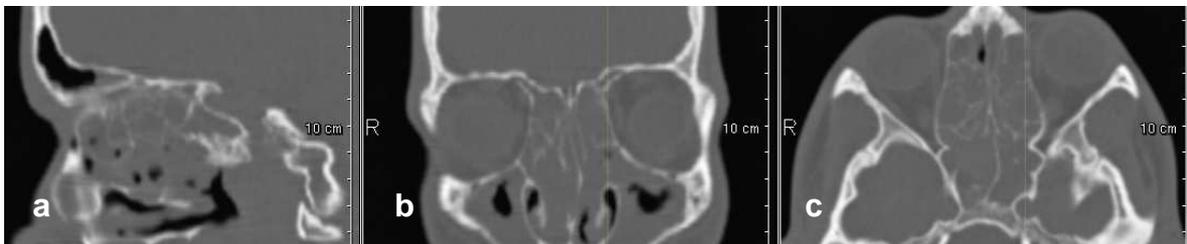
Zur Vermeidung einer Übersegmentierung kann der Anwender nach der Berechnung der WT durch das Setzen von Include- und Exclude-Markern Objektzugehörigkeiten festlegen (Abb. 42). Bei den Exclude-Markern handelt es sich um eine Möglichkeit, zusätzlich zu den Konturbarrieren (Abschnitt 3.6.2) Schranken zu definieren. Ferner kann der Nutzer die Höhe des „Wasserpegels“ interaktiv über einen Schwellwert regeln.



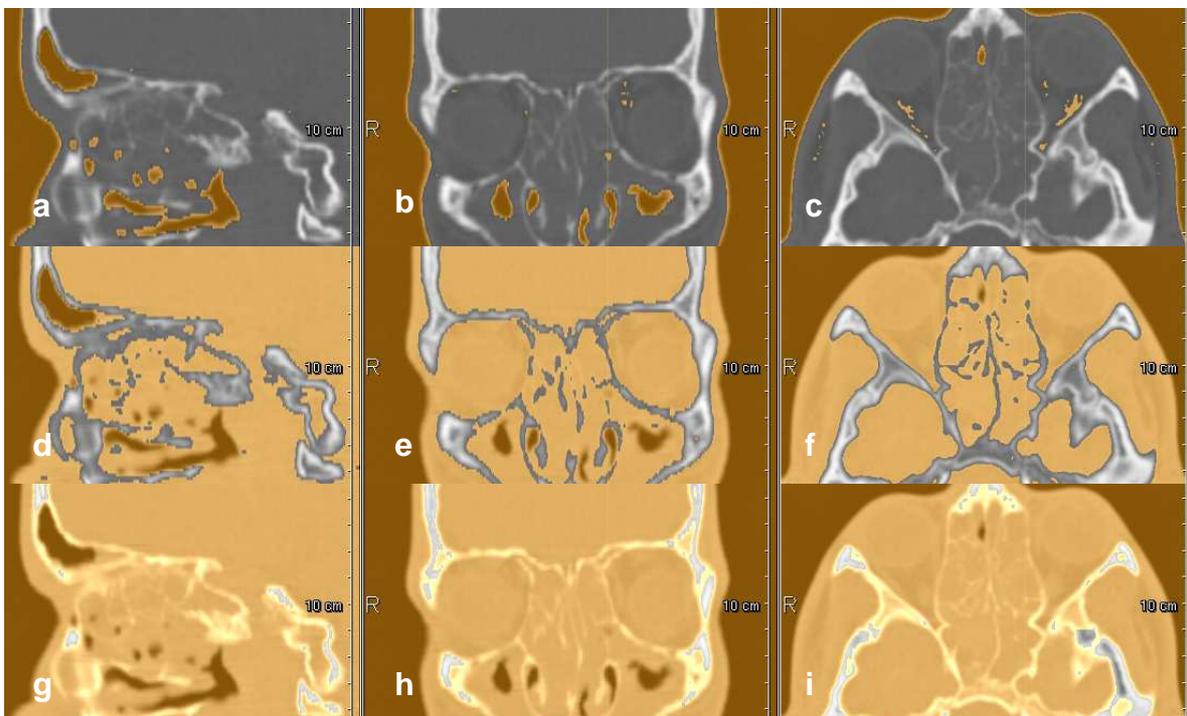
**Abb.42(a)-(c):** Möglichkeit der Festlegung von Zugehörigkeit der rStrukturen zu zwei Segmenten  
A und B über Include-Marker [Hahn03]

Die Abbildungen 43 bis 45 zeigen den Ausgangspunkt und am Beispiel von CT-Aufnahmen der Nasennebenhöhlen.

die Resultate einer IWT



**Abb.43(a)-(c):** Originaldaten in (a) sagittaler, (b) koronaler und (c) axialer Ansicht; Ausgangspunkt der Wasserscheidentransformation



**Abb.44(a)-(i):** Wasserscheidentransformation in drei Flutungsstufen ; (a)-(c) erste Stufe, (d)-(f) zweite Stufe, (g)-(i) dritte Stufe

Um in erster Linie die Knochenstrukturen, welche mittlere bis hohe Grauwerte besitzen, zu segmentieren, ist es nützlich, die Wasserscheidentransformation auf einem Tiefenbild auszuführen, auf dem hohe Werte die Täler und niedrige Werte die Gebirgsketten kennzeichnen. Deren Ergebnis bei einer Flutung für das obige Beispiel ist in Abb. 45 zu sehen. In der mittleren Bildreihe (d) – (f) ist das Siebbein, erkennbar als feine Struktur in der Bildmitte (e), von der Segmentierung erfasst worden.

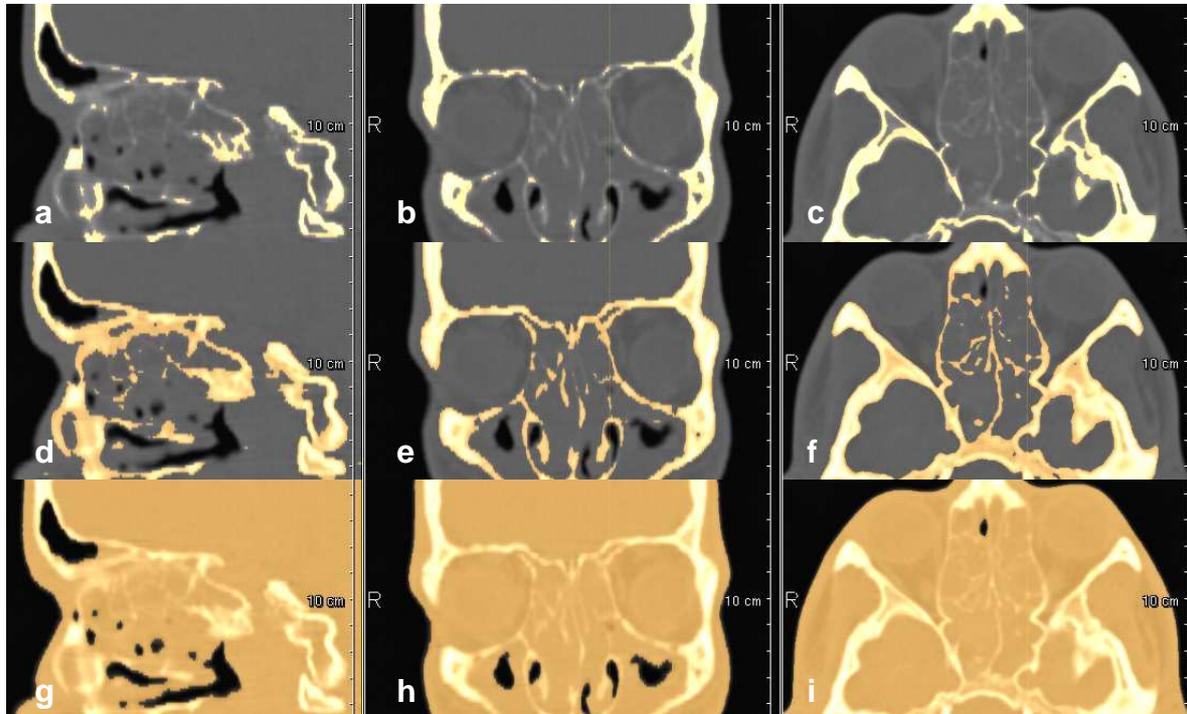
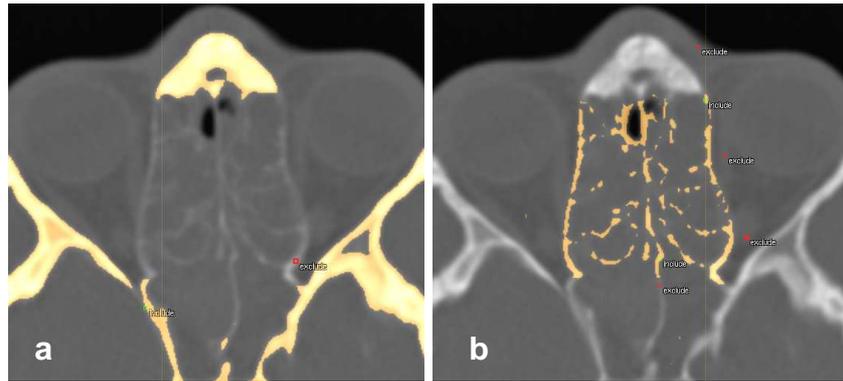
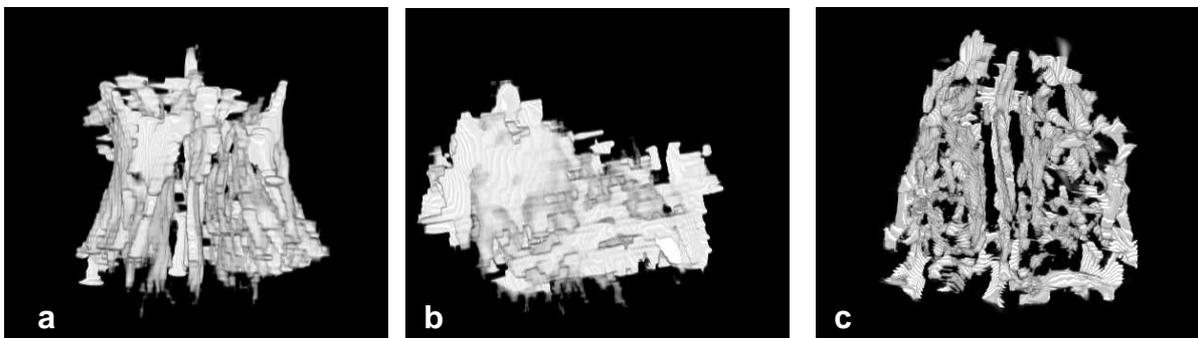


Abb. 45(a)-(i): Wasserscheidentransformation auf einem Tiefenbild – analog zu Abb. 44 in drei Stufen

In einem ersten Ansatz zur Segmentierung, der noch nicht Konturen als Barrieren nutzte, wurde eine zweifache Wasserscheidentransformation durchgeführt. Die dickeren Knochen des Schädels gehören nicht zum Siebbein und sind so hell, dass sie bei einer Wasserscheidentransformation stets als Wasserscheiden erkannt werden (siehe Abb. 45(d)-(f)). Daher mussten sie eliminiert oder abgeschwächt werden. Zu diesem Zweck wurden sie in einer ersten Wasserscheidentransformation segmentiert (Abb. 46(a)) und daraufhin so von dem Original abgezogen, dass bei einer zweiten Wasserscheidentransformation die verbliebenen dünnen Knochen ermittelt werden konnten (Abb. 46(b)). Überläufer treten dennoch häufig an den Übergängen zu Stirnbein, Keilbein, Septum und zu den Kieferhöhlen auf, ließ sich aber durch geeignete Platzierung von Include- und Exclude-Markern beschränken. Allerdings waren im Schnitt zwischen 100-400 Marker notwendig. Da der Interaktionsaufwand damit deutlich zu hoch war, wurde ein Vorgehen unter Nutzung von Konturbarrieren (siehe Abschnitt 3.6.2, S. 42) entwickelt. Nach der Definition solcher Barrieren ist nur eine Wasserscheidentransformation erforderlich und Exclude-Marker werden oftmals nicht mehr benötigt.



**Abb.46(a)-(b):** Zweistufige Wasserscheidentransformation; (a) Segmentierung der dickeren Knochen; (b) nach arithmetischer Verrechnung des Ergebnisses aus (a) mit dem Original: Segmentierung der dünnen Siebbeinlamellen

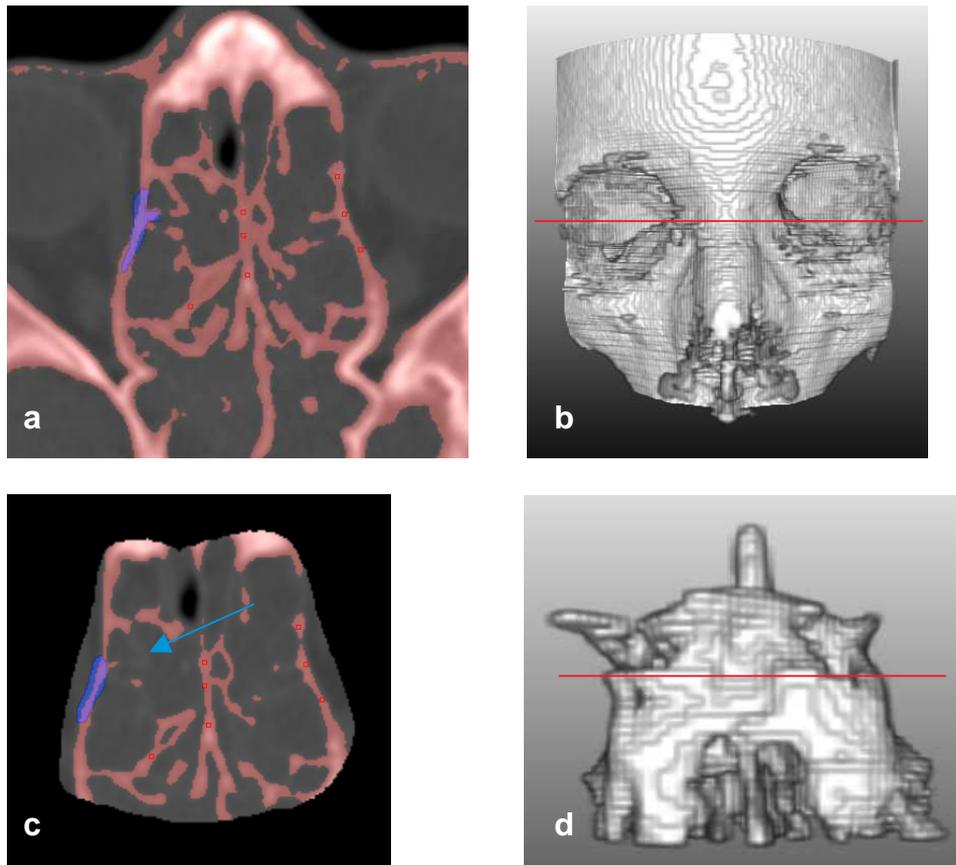


**Abb.47(a)-(c):** Ergebnis der zweistufigen Wasserscheidentransformation des Siebbeins; Ansicht von (a) vorn, (b) links, (c) unten; die siebartige Struktur wurde guterfasst, allerdings nur unter hohem Interaktionsaufwand

### 3.6.7 Clusteranalyse

Eine Clusteranalyse kann zur automatischen Einordnung der Daten in homogene Teilmengen (Cluster) genutzt werden. Die Homogenität ist für bestimmte Merkmale und Merkmalsausprägungen definiert, sodass alle Bildelemente mit ähnlichen Merkmalen zu einem Cluster zusammengefasst werden. Dies äußert sich im Merkmalsraum in einer räumlichen Gruppierung der ähnlichen Elemente unabhängig von ihrer Position im Bild. Ferner bilden die Cluster im Merkmalsraum disjunkte Bereiche, d.h. ein Bildelement kann nur zu genau einem Cluster gehören.

Eine Alternative des Verfahrens integriert einen Fuzzy-Ansatz: Bildelemente können darin mehreren Clustern zugeordnet werden. Wie gut sie in ein Cluster passen, wird über Wahrscheinlichkeiten ausgedrückt. Im verwendeten Verfahren muss der Nutzer Marker in einer Schicht des Bildes platzieren und eine Region einzeichnen, um Stichproben des zu segmentierenden Objekts anzugeben. Mit Hilfe dieser Merkmalsvektoren der Stichproben werden Clusterzentren berechnet und alle Bildelemente diesen Zentren zugeordnet. Dazu werden Distanzmaße und histogrammbasierte Maße verwendet.



**Abb.48(a)-(d):** Ergebnisse der Siebbeinsegmentierung mit einem Fuzzy-Cluster-Verfahren; (a), (b) auf den Daten ohne Konturbarrieren; (b), (d) mit Konturbarrieren; in (c) sind keine Überläufe enthalten. Zugleich wird demonstriert, wie groß der Einfluss der gewählten Stichprobe ist. Der blaue Pfeil weist auf eine Knochenlamelle, die in (a) erfasst wurde jedoch nicht in (c)

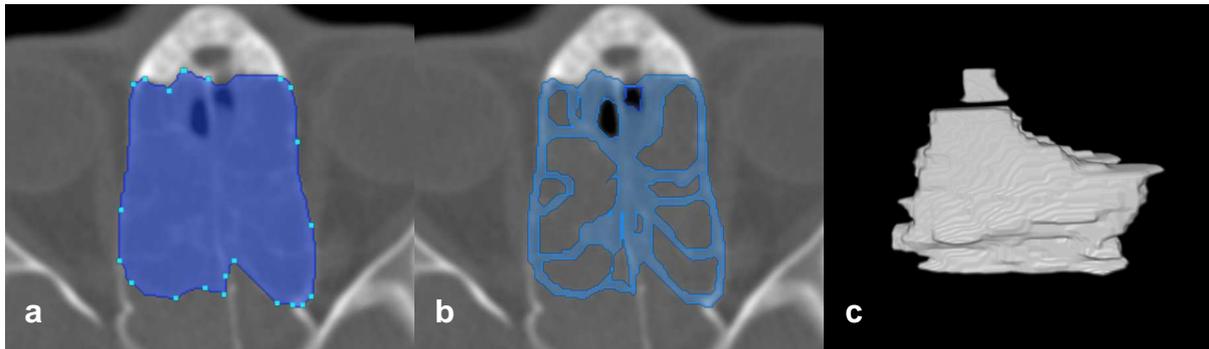
Abb.48 zeigt das Ergebnis der Segmentierung des Siebbeins mit einem solchen Fuzzy-Cluster-Verfahren. Die Siebbeinstrukturen wurden ausreichend genau erkannt, doch bestehen – wie bei allen bisher genannten Verfahren – Schwierigkeiten hinsichtlich der Ausgrenzung umgebender Gewebe, die nicht zum Siebbein gehören. Auch hier sind benutzerdefinierte Barrieren erforderlich. Besonders deutlich wird der Unterschied zwischen der Segmentierung ohne und mit Barrieren in der 3D-Ansicht der Segmentierungsergebnisse (Abb.48). Die ungefähre Lage der Schnittebene aus Abb.48(a) und (c) ist in (b) und (d) durch eine Linie eingezeichnet.

Der Zeitaufwand zur Berechnung der Cluster ist in naheliegender Eingrenzung auf die relevanten Bereiche nur wenig höher als derjenige zur Segmentierung mit der Wasserscheidentransformation. Allerdings nimmt er für größere Bereiche schnell zu. Das Ergebnis hängt außerdem stark von den gewählten Stichproben ab. Bereits mit gleichen Markern, aber einem geringfügig modifizierten Stichprobengebiet (blau im Bild), kann es passieren, dass die Segmentierung weniger Knochenlamellen erfasst (Abb.48 (c), blauer Pfeil). Ein geschickter Einsatz des Verfahrens erfordert daher vergleichbare Ergebnisse erzielt werden sollen. Bezüglich der Reproduzierbarkeit der Segmentierungsergebnisse ist die Wasserscheidentransformation der Clusteranalyse auf Basis von Stichproben überlegen.

### 3.6.8 Halbautomatische Segmentierung mit LiveWire

LiveWire ist ein Verfahren zur kantenorientierten Segmentierung und unterscheidet sich von Verfahren wie der Wasserscheidentransformation dadurch, dass nicht nach Regionen gesucht wird, sondern dass stattdessen versucht wird, geschlossene Kantenzüge zu erzeugen. Das Bild wird als gerichteter und gewichteter Graph betrachtet, in dem nach einem optimalen Pfad gesucht wird. Welcher Pfad optimal ist, wird durch Kostenfunktionen festgelegt, die in Abhängigkeit von der speziellen Segmentierungsaufgabe bestimmt werden. Letztendlich werden interaktiv die Ränder von Objekten ermittelt, wobei Start- und Zwischenpunkte für die Kontur im Bild zu setzen sind.

Versuche zur Segmentierung des Siebbeins mit einem LiveWire-Verfahren waren weniger erfolgreich. Die äußere Kontur des Siebbeins kann grober erfasst werden, der innere Aufbau jedoch kaum, wie Abb. 49(c) zeigt. Für eine Bestimmung der inneren Konturen muss für jede Siebbeinzelle mindestens eine Kontur angelegt werden (Abb. 49(b)) – ein sehr langwieriger Prozess, da er nahezu allen Schichten ausgeführt werden muss. Oft werden noch mehr Konturen nötig, wenn in den Siebbeinlamellen größere Unterbrechungen auftreten. Für eine neue bzw. weitere Verfolgung der Kanten müssen immer wieder neue Start- und Zwischenpunkte gesetzt werden, was mit einem unvermeidbaren Interaktionsaufwand verbunden ist. Hinzukommt, dass die Grauwerte des Siebbeins relativ großen Schwankungen unterworfen sind. Die Vereinbarung einer geeigneten Kostenfunktion ist schwierig.



**Abb. 49(a)-(c):** Axiale Ansicht des Siebbeins nach Verwendung eines LiveWire-Verfahrens: (a) Außenkontur; (b) Außen- und Innenkonturen; (c) 3D-Darstellung des Ergebnisses von (a) in einer Ansicht von links

Das Segmentierungsverfahren, das bei der Segmentierung von relativ homogenen, geschlossenen und großteils konvexen Objekten wie der Leber gute Resultate erreicht, ist also für die Knochenstrukturen des Siebbeins unbrauchbar. Im Bereich der NNH-Segmentierung ist das Verfahren eher für eine Bestimmung der Konturen von Weichteilen und Tumoren, die sich relativ geschlossen sind, erfolgreich.

### 3.6.9 Wissensbasierte Segmentierung

Eine wissensbasierte Segmentierung nutzt Vorwissen über die medizinischen Daten – zum Beispiel in Form anatomischer Atlanten. Ein Atlas enthält Informationen über die patientenübergreifende Anatomie und kann als Maske für Objekte benutzt werden, deren Form und Lage in verschiedenen Datensätzen schwach variiert.

Schwierig ist die Anpassung der Atlasdaten auf den zusegmentierenden Datensatz, wenn es große interindividuelle Unterschiede – wie im Inneren des Siebbeins – gibt. In diesem Fall ist eine Atlasnutzung lediglich für einen Bereichseingrenzung im Sinne der Errichtung von Barrieren möglich. Funktionieren könnte dies deshalb, weil die Lage und die äußere Form des Siebbeins und insbesondere die Umrisse des Schädelsverhältnismäßig wenig schwanken. Im Anschluss an die Maskierung des Bildes mit den Atlasdaten muss eine Segmentierung des Inneren des Siebbeins durchgeführt werden. Für diesen Zweck erscheint eine Wasserscheidentransformation geeignet. Es ist anzunehmen, dass die Nutzung von Algorithmen zur Automatisierung der Barrierengenerierung beitragen kann.

Die Atlas-Generierung könnte auf Basis von einigen Datensätzen vorgenommen werden. Günstig ist es, einen lernenden Atlas einzurichten, der im klinischen Gebrauch modifiziert werden kann. Das heißt, wenn ein Datensatz bearbeitet wird und dessen anatomische Informationen in den Atlas Eingang finden sollen, so sollten sie zum Atlas hinzugefügt werden können.

Eine andere Möglichkeit, in die Segmentierung Wissen einzubringen ist, den mittleren Teil des Siebbeins in axialer Ansicht beim Konturenzeichnen durch eine Ellipse anzunähern. Allerdings ist eine solche Wissensintegration häufig, wenn das Konturenzeichnen und die Segmentierung in koronaler Ansicht erfolgen, welche von Radiologen und HNO-Ärzten bevorzugt wird. Das Siebbein ist in dieser Ansicht unregelmäßiger ausgeformt. Ein Test der beiden genannten wissensbasierten Ansätze konnte im Rahmen der Diplomarbeit nicht erfolgen, ist aber für zukünftige Projektweiterentwicklung im Blickfeld zu halten.

### 3.7 Segmentierung der Weichteile

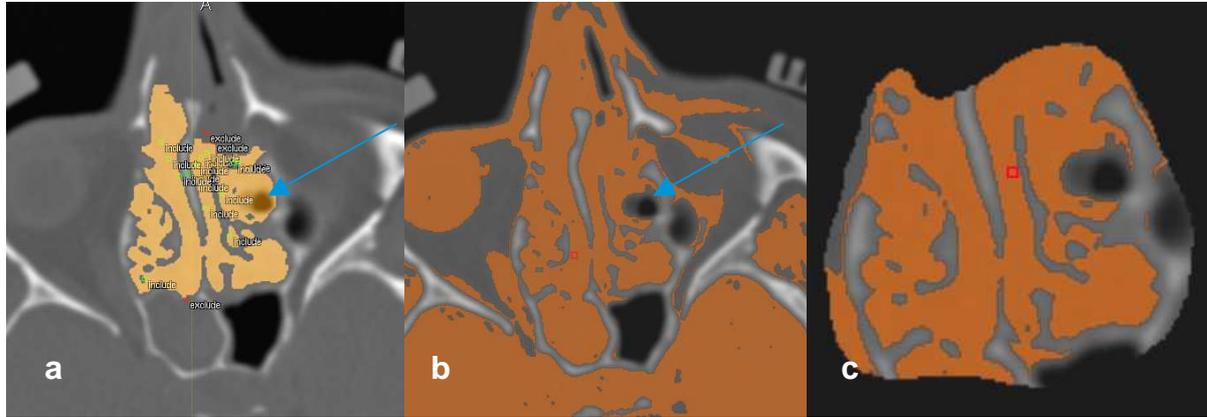
Eine Segmentierung der Weichteile wurde an Polypen der Siebbeinhöhle mit den gleichen Verfahren wie in der Knochensegmentierung getestet. Auch für die Weichteilsegmentierung sind Barrieren notwendig, da sonst Überläufe wie in Abb. 50 (b) auftreten. Für die Bestimmung von Knochen und Weichteilen einer Struktur kann meist die gleiche Kontur benutzt werden. Als geeignet erwiesensich, wie auch für die Siebbeinsegmentierung, die IWT und das Region Growing.

Im Gegensatz zur Knochensegmentierung wird hier die herkömmliche Segmentierungsrichtung der Wasserscheidentransformation benötigt, bei der die dunklen Bildwerte den Tälern und die hohen Bildwerte den Gebirgsketten entsprechen. Die belüfteten Bereiche werden dabei mitsegmentiert, weil ihr Grauwert bzgl. des Höhenprofils unter dem der Weichteile liegt.

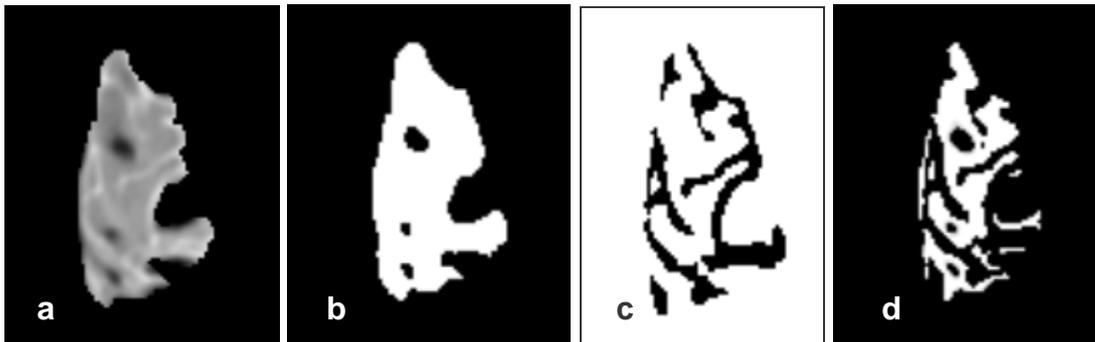
Das Region-Growing-Verfahren ist zuverlässiger als die interaktive Wasserscheiden-Transformation, da belüftete Bereiche (schwarz) besser ausgespart werden können (blaue Pfeile in Abb. 50 (b)). In der verwendeten Implementierung der IWT kann selbst mit Exclude-Markern nur ein Teil dieser Bereiche ausgespart werden. Für eine ausreichende Segmentierung der Weichteile mit der IWT ist eine Erweiterung derart, dass diese nur auf einem bestimmten Intervall angewendet wird, nötig. Mit einer *intervallbasierten IWT* werden gute Erfolgsergebnisse erzielt, das sowohl die dunklen als auch die zu hellen Bereiche von vornherein aus der Segmentierung ausgelassen werden können. Die Ergebnisse lassen sich zudem feiner auf die Strukturen

abstimmen als im Region Growing. Abbildung 51 stellt die Ergebnisse einer intervallbasierten IWT gegenüber. Der Vorteil des Erhalts innerer Details des IWT ist deutlich erkennbar. Aufgrund dieser Ergebnisse wird eine Anpassung der IWT, bei der optional die Nutzung werden kann.

Die Ergebnisse einer intervallbasierten IWT für einen Tumor des Siebbeins sind gegenüber den Ergebnissen einer IWT ohne Intervallnutzung auf einem Tiefenbild, Höhenbild und einer intervallbasierten IWT; (a) konturiertes Original; das jeweilige Segmentierungsergebnis (b)-(d) ist weiß dargestellt.



**Abb.50(a)-(c):** Segmentierung der Weichteile der Siebbeinhöhle mit (a) Wasserscheidentransformation und (b) Region Growing. Die Abgrenzung zur Umgebung wird in (a) durch Marker-Barriere erreicht und ist für (b) über Konturen machbar (c); in (c) ist der Startpunkt des Region Growing erkennbar (rot)



**Abb.51(a)-(d):** Axiale Ansicht eines segmentierten Tumors des Siebbeins nacheinander (b) und (c) IWT ohne Intervallnutzung auf einem (b) Tiefenbild, (c) Höhenbild und (d) einer intervallbasierten IWT; (a) konturiertes Original; das jeweilige Segmentierungsergebnis (b)-(d) ist weiß dargestellt

Für Weichteile, die relativ wenig verzweigt sind bzw. sogar eine weitgehend konvexe Gestalt annehmen, ist auch eine Segmentierung mit Live Wire geeignet.

### 3.8 Nachbearbeitung

Die Schichten der Originaldaten schlagen sich in der dreidimensionalen Darstellung der Segmentierungsergebnisse relativ kräftig nieder. Die Ergebnisse zweckmäßig (Abb.52). Die geglättete Darstellung gegenüber der ungeglätteten bevorzugt. Eine zu starke Glättung sollte allerdings vermieden werden, um die Aussagekraft der Segmentierungsergebnisse bzgl. ihrer Messgenauigkeit nicht zu sehr zu beeinträchtigen.

Die Schichten der Originaldaten schlagen sich in der dreidimensionalen Darstellung der Segmentierungsergebnisse relativ kräftig nieder. Die Ergebnisse zweckmäßig (Abb.52). Die geglättete Darstellung gegenüber der ungeglätteten bevorzugt. Eine zu starke Glättung sollte allerdings vermieden werden, um die Aussagekraft der Segmentierungsergebnisse bzgl. ihrer Messgenauigkeit nicht zu sehr zu beeinträchtigen.

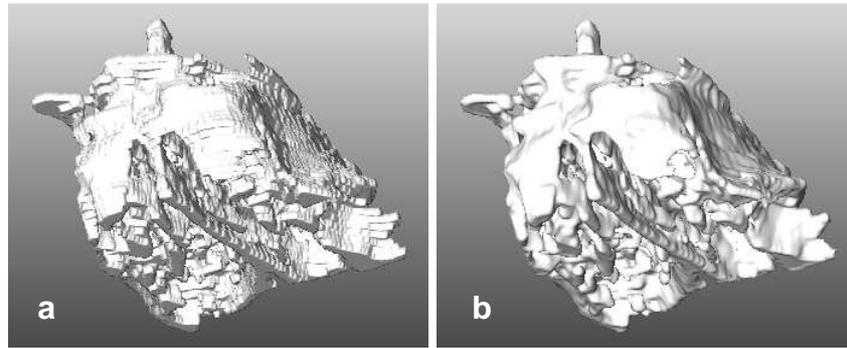


Abb.52(a),(b): Siebbein in einer Ansicht von links unten; (a) unglättet; (b) glättet

Bei der Überprüfung der Ergebnisqualität für das Siebbein wurde von zwei HNO-Ärzten festgestellt, dass die Knochenlamellen in den meisten Fällen zu dick sind. In Messungen ergaben sich zum Beispiel in den Ergebnissen der Wasserscheiden-Lamellendicken von 2-4 Millimetern an Stellen, an denen in der anatomischen Realität Dicken von durchschnittlich 0.3 Millimetern gegeben sind. Eine Ursache der fälschlichen Verdickung ist bereits in den Aufnahmeeigenschaften der CT lokalisiert. Die Segmentierung lässt zusätzliche Verdickungen entstehen, indem die Parameter zugunsten der Erfassung möglichst vieler Knochenlamellen angepasst werden. Die von Natur aus etwas dickeren Siebbeinbestandteile werden dadurch ausgeweitet. Eine Erosion – ein morphologisches Operation – des Segmentierungsergebnisses ist daher angebracht. Um zu vermeiden, dass dabei dünne, richtig erkannte Strukturen verloren gehen, sollte eine Variante der Erosion, das sogenannte Thinning eingesetzt werden. Thinning ist ein bedingte Erosion, die die Nachbarschaften von Bildelementen analysiert und die Strukturen voneinander getrennt werden. Ferner ist der Einsatz einer Closing-Operation – einer Kombination aus Dilatation und Erosion – zur Schließung von Lücken von Nutzen.

### 3.9 Zusammenfassung der Eignung der Segmentierungsverfahren

Das Hauptproblem bei nahezu allen Verfahren besteht in der Ähnlichkeit der Grauwerte beider interessierenden abervoneinander zu trennenden Objekten. Dadierelevanten Bildstrukturen häufig nur einen kleinen Teil des Bildes einnehmen, empfiehlt sich eine Bereichseingrenzung vor der Segmentierung bereits aus Zeitgründen. Je kleiner die zu verarbeitende Datenmenge ist, desto eher lassen sich die Anforderungen an einen geringeren Zeitaufwand für die Segmentierung erfüllen. Außerdem macht eine Umgrenzung der relevanten Bildstrukturen über Konturbarrieren den sinnvollen Einsatz der verschiedenen Segmentierungsverfahren erst einmal möglich.

Die folgende Tabelle gibt einen Überblick über die behandelten Verfahren und betrachtet dabei, auf welchen Bildmerkmalen die Verfahren arbeiten, ob sie Interaktionen benötigen oder automatisch ausgeführt werden können – für manche Verfahren ist beides möglich – und inwiefern sie für die Segmentierung der Nasennebenhöhlen und ihrer Weichteile geeignet erscheinen. Die Eignungsbewertung setzt voraus, dass eine Bereichseingrenzung auf das jeweils relevante Objekt erfolgt ist. Zur graduellen Darstellung der Eignung finden Punkte Verwendung. Ein Punkt bedeutet: *weniger geeignet*, zwei Punkte bedeuten *gut geeignet* und drei Punkte *sehr gut geeignet*.

Verfahren	Verwendete Bildmerkmale	Interaktiv	Automatisch	Eignung für	
				Knochen	Weichteile
Schwellwertverfahren	Grauwerte, punktorientiert	x	x	● ●	● ●
Pixelklassifikation	Grauwerte, punktorientiert	x	-	● ●	● ●
RegionGrowing	Grauwerte, Nachbarschaftsbeziehungen	x	-	● ●	● ● ●
Wasserscheiden-transformation	Grauwerte, Nachbarschaftsbeziehungen, alternativ Gradienten	x	-	● ● ●	● ● ●
Clusteranalyse	Grauwerte, Distanzinformationen	x	-	● ●	● ●
LiveWire	Grauwerte, Gradienten, Distanzen	x	-	●	● ●
Atlanten	Komplexe geometrische Modelle	x	x	?	?

**Tabelle 1:** Wesentliche Merkmale und Eignung der betrachteten Segmentierungsverfahren

Halbautomatische Segmentierungsverfahren erscheinen am besten geeignet, da der Nutzer eine gewisse Kontrolle behält, aber nicht alles mühselig von Hand machen muss. Die interaktive Kontrolle der Segmentierung durch den Anwender ist in der medizinischen Bildanalyse von besonderem Nutzen, denn oft scheitern automatische Segmentierungsmethoden leicht an den anatomischen und pathologischen Variabilitäten. In den Feinstrukturen der Nasennebenhöhlen treten diese Variabilitäten besonders häufig auf.

Die Wahl fiel auf die Wasserscheiden-Transformation, weil dieses Verfahren relativ schnell ist, bzgl. der erforderlichen Nutzerinteraktionen nicht schwer zu erlernen ist und auch bei großen Unterbrechungen in den Strukturen eines Objekts ein gutes Resultat liefert, ohne dass – z.B. wie beim Region Growing – unverhältnismäßig viele Marker gesetzt werden müssen. Ferner bietet sie gleichzeitig eine gute Möglichkeit zur Weichteilsegmentierung. Hierbei ist die Wasserscheiden-Transformation auf dem Tiefenbild oder intervallbasiert auszuführen. Dem Nutzer des Segmentierungsverfahrens liegt somit sowohl für die Knochen- als auch die Weichteilsegmentierung eine einheitliche Vorgehensweise vor.

### 3.10 Gewähltes Verfahren und damit verbundene Arbeitsschritte

Wie im vorigen Abschnitt erwähnt, ist die Wasserscheiden-Transformation in Kombination mit einer Generierung von Konturbarrieren das Verfahren der Wahl. Die Arbeitsschritte beginnend nach dem Einlesen der Daten über die Nachbearbeitung werden im Folgenden knapp dargestellt. Eine bildliche Darstellung der Bereichseingrenzungen und Segmentierungen für alle Nasennebenhöhlen ist im Anhang unter Abschnitt 8.2, S. 117 zu finden.

Nachdem ein Lesender CT-Daten in ein primäres Volumen eines Quaders erzeugt. Es beinhaltet alle Objekte, die berechnet werden sollen und dient im Wesentlichen einer Rechenzeitgründe. Danach erfolgt optional in Abhängigkeit vom vorliegenden Datensatz eine Vorverarbeitung mit Mitteln der Glättung. Die Vorverarbeitung ist für alle Objekte des Bildes einheitlich. Anschließend ist für jedes einzelne Objekt eine Reihe von Schritten durchzuführen: Jedes zu segmentierende Objekt ist in einem eigenen Bearbeitungsdurchgang zu konturieren und zu segmentieren, bevor das nächste Objekt bestimmt wird.

Für ein zu segmentierendes Objekt ist wie erwähnt eine Kontur zu erzeugen, die einen Überlaufschutz (Barriere) darstellt. Sie fungiert quasi als ein sekundäres VOI innerhalb des primären quaderförmigen. In der darauf folgenden Wasserscheiden-Transformation hat der Nutzer durch das Setzen von Include-Strukturen festzulegen und gegebenenfalls mit Hilfe von Exclude-Markern zu korrigieren. Falls erforderlich, ist abschließend eine Nachverarbeitung durch ein Closing oder Thinning des segmentierten Objekts auszuführen (Abb. 53).

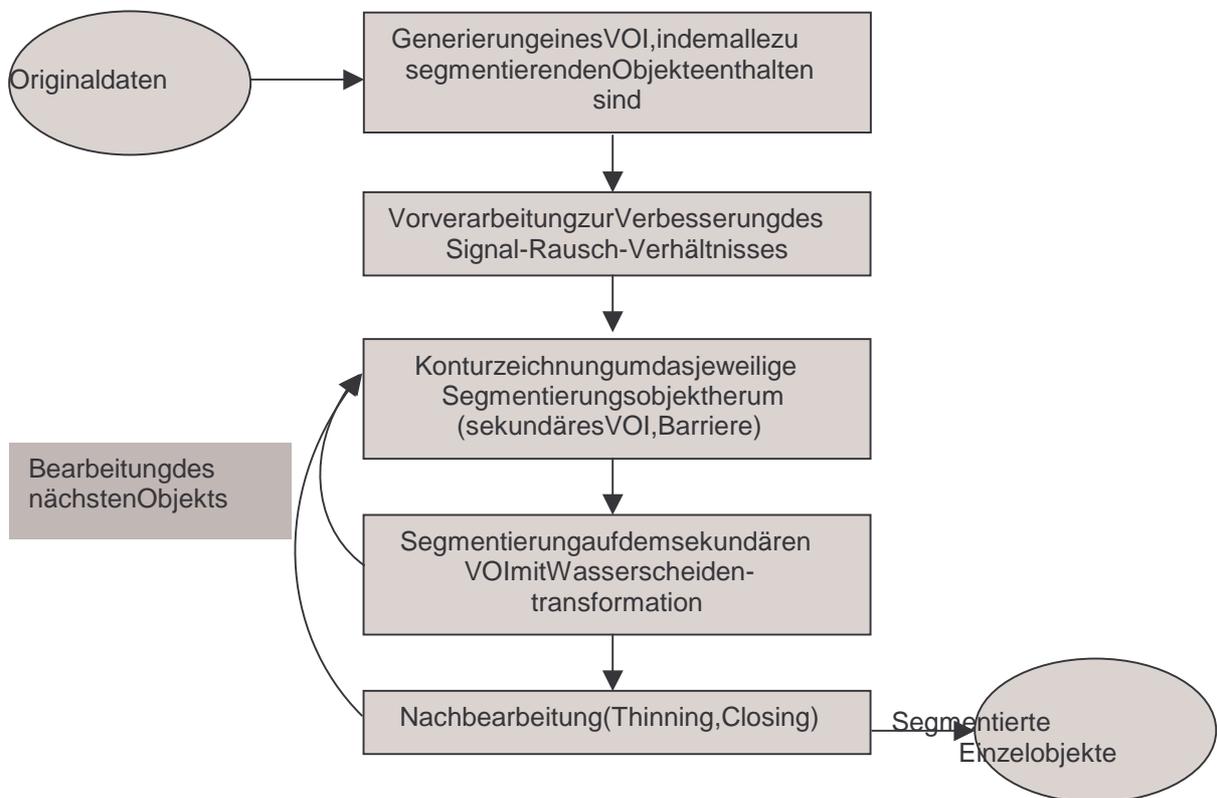


Abb.53: Schematische Darstellung der Vorgehensweise bei der Bildanalyse im NNH-Bereich

## 4 Entwurf von R\_HINOVISION

Im vorigen Kapitel wurde eine Segmentierungsmethode ein Verfahren zur Segmentierung der Nasennebenhöhlen und der dazu benachbarten Strukturen wie der Weichteile und des Sehnervs konstruiert. Das Verfahren ist in eine Segmentierungsapplikation zu integrieren, welche für den klinischen Anwender eine zügige Verarbeitung der CT-Daten ermöglicht.

Neben dem Entwurf der Segmentierungsapplikation, im Folgenden mit R\_HINOVISION bezeichnet, werden in diesem Kapitel einige Möglichkeiten der Erweiterung des bestehenden Operationsplanungssystems (INTERVENTIONPLANNER) aufgeführt. Das System ist auf Wunsch der klinischen Kooperationspartner der Chirurgie zu erweitern, dass eine Planung von Nasennebenhöhlen-Eingriffen in einer endoskopischen Perspektive erfolgen kann.

Als Schwerpunkt wird der Entwurf von R\_HINOVISION betrachtet. Zu entwerfen sind die konkreten Arbeitsabläufe und die Benutzungsoberfläche. Ersteres beinhaltet auch eine Aufteilung auf interne Aufgaben, die für den Anwender unsichtbar erfolgen sollen, und auf externe Aufgaben, die der Anwender selbst auszuführen hat. Der Oberflächenentwurf schließlich dient der geeigneten Präsentation der externen Aufgaben und basiert auf einem MeVis-Styleguide [Preim 02] und vorhandenen MeVis-Applikationen, womit Richtlinien für einen konformen Entwurf gegeben sind. Eine Strategie zur Anbindung von R\_HINOVISION an das Operationsplanungssystem ist durch eine vorhandene Applikation zur Lebersegmentierung (HEPAVISION) gegeben: Informationen über die segmentierten Objekte werden in XML-Dokumenten gespeichert, welche dann zusammen mit den originalen und segmentierten Daten in das Planungssystem eingespeist werden. Mehr dazu findet sich in Abschnitt 5.3.13. Eine wichtige Basis des Applikationsentwurfs bilden Konzepte der Softwareentwicklung, welche im folgenden Abschnitt kurz beschrieben werden.

### 4.1 Konzepte der Softwareentwicklung

In der Softwareentwicklung werden drei grundlegende Schritte unterschieden: erstens die Analyse der Anforderungen, zweitens der Entwurf und die Implementierung und drittens die Evaluierung (Abb. 54). Das elementare Ziel der Softwareentwicklung besteht darin, dem Nutzer die Möglichkeit zu bieten, seine Aufgaben in angemessener Zeit erledigen zu können und während der Durchführung möglichst wenig Bedienfehler zuzulassen. Außerdem sollen nachträgliche Änderungen an der (ausgelieferten) Software vermieden werden. Bei medizinischen Softwaresystemen spielen dabei konkret Korrektheit, Datenschutz, Datensicherheit und angemessene Verarbeitungsgeschwindigkeit bei gleichzeitiger Gewährleistung der erforderlichen Datenqualität eine signifikante Rolle.

Zur Erreichung der genannten Ziele ist ein sogenannter benutzerorientierter Entwurf von Vorteil. Das bedeutet, dass zukünftige potenzielle Anwender des Systems von

Anfang an in den gesamten Entwicklungsprozess mit einbezogen werden. Ausgehend von den Anforderungen, die sie an das System stellen, erfolgen die ersten Entwürfe und deren Realisierung. Das Ergebnis sollte von den Entwicklern immer wieder überprüft und weiter angepasst werden, so dass die Softwareentwicklung in einem iterativen Ablauf vonstattengeht. In den Kreislauf wird der Anwender insofern mit einbezogen, dass er für offene Fragen bzgl. des Entwurfs zur Verfügung steht und einen Teil der Evaluierungen übernimmt.

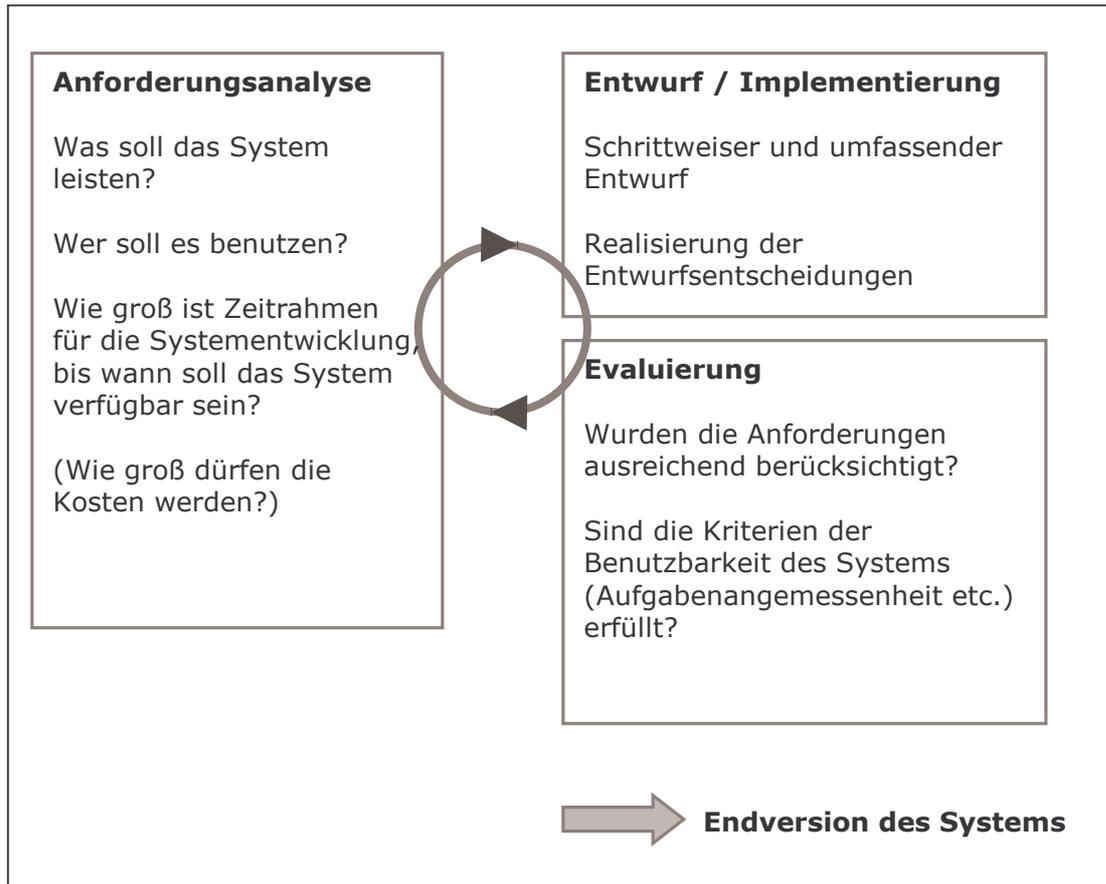


Abb.54: Zyklus der Softwareentwicklung

Die Entscheidung, wann ein Softwaresystem fertig ist, hängt von verschiedenen Faktoren ab. Die wichtigsten Anforderungen müssen erfüllt sein, d.h. der Anwender muss das System gezielt zur Lösung seiner Aufgabe einsetzen können, und zwar so, dass auch die Benutzbarkeit des Systems im Sinne der Softwareergonomie gewährleistet ist. Alle Wünsche des Anwenders umzusetzen ist oft als nicht möglich, da Kompromisse in der Verarbeitungsgeschwindigkeit, der Benutzbarkeit und der Zielsetzung des Systems – der eigentlichen Arbeitsaufgabe – erreicht werden sollen. Mitunter sind manche Anforderungen auch wenig realistisch oder nicht realisierbar. In solchen Fällen sollte der Anwender über die Machbarkeit seiner Anforderungen aufgeklärt werden.

Kriterien für die Benutzbarkeit betreffend die Softwareergonomie. Für die Entwicklung von R HINOVISION sind vor allem die Kriterien Aufgabenangemessenheit und Selbstbeschreibungsfähigkeit berücksichtigt worden:

- *Aufgabenangemessenheit:* Der Benutzer wird in der effektiven und effizienten Bearbeitung seiner Aufgabe unterstützt. Die Lösung muss eine bestimmte Genauigkeit erreichen und mit einem vertretbaren Zeitaufwand verknüpft sein. Darin setzen vorrangig die Dialoggestaltung und die Gestaltung der Arbeitsabläufe an.
- *Selbstbeschreibungsfähigkeit:* Sie ist abhängig von der Komplexität des Systems, den zu lösenden Aufgaben und der Benutzergruppe. Oft werden Icons genutzt, deren Bedeutung sich in der Regel leichter lernen lässt.

Bei Entwurf, Realisierung und Evaluierung sind Aspekte des Kontextes und der Benutzbarkeit zu berücksichtigen [Concejero 99]. Der Kontext umfasst Charakteristika des Nutzers, der Aufgaben, Ausstattung und Umgebung und findet in die Anforderungsanalyse Eingang. Die Anforderungsanalyse und der Entwurf sind samt der Entwurfs- und Evaluierung in diesem Kapitel beschrieben. Die Implementierung wird in Kapitel 5 geschildert. Danach wird das Endergebnis im Rahmen einer abschließenden Evaluierung diskutiert. Zur Begründung von Entwurfs- und Implementierungsentscheidungen sind an entsprechenden Stellen Ergebnisse von Zwischen-Evaluierungen eingefügt.

## 4.2 Anforderungsanalyse für die Segmentierungsapplikation

RHINOVISION soll als eigenständiges System fungieren, statt in die bestehende Planungsapplikation integriert zu werden. Auf diese Weise können beide Applikationen unabhängig voneinander verwendet werden. Der operierende Arzt soll in der Regel nur das Planungssystem nutzen, während die nötige Aufbereitung der Daten mit der Segmentierungsapplikation durch einen Radiologen erfolgt. Für den Fall, dass dennoch ein einziger Arzt beide Prozesse – die Segmentierung und die Planung – durchführt, soll zusätzlich gewährleistet sein, dass die Systeme bzgl. ihrer Oberfläche und Benutzungsweise konform zueinander sind und dass die Planungsapplikation von der Segmentierungsapplikation aus zügiger erreicht werden kann.

Zu klären ist, was RHINOVISION leisten, wer es benutzen und wo es zum Einsatz kommen soll. Die Anforderungen, die konkret an die Segmentierung bestehen, wurden bereits in Abschnitt 3.3, S. 29 genannt. Für die Erstellung der Anforderungsanalyse wurden Gespräche mit den zukünftigen Anwendern des Klinikums Leipzig<sup>3</sup> geführt. Ferner konnte bei vier Operationen an den Nasennebenhöhlen hospitiert werden, so dass die Planungs- und Operationsabläufe in der klinischen Praxis deutlich wurden. Ein Protokoll einer Operation ist im Anhang enthalten. Im Rahmen dieser Arbeit ist RHINOVISION im klinischen Alltag zumindest ansatzweise evaluiert worden.

Nicht alle Anforderungen wurden von den Leipziger Ärzten formuliert. Ein Teil beruht auf Vermutungen und Erfahrungen mit vorhandenen Systemen. Dazu gehört zum Beispiel die Möglichkeit, die Bearbeitung eines Falls abbrechen zu können, ohne dass dies einen Verlust der bis dahin segmentierten Objekte nach sich zieht. Damit soll eine Reaktion auf die knappen Zeitverhältnisse und Notfallsituationen im klinischen Alltag gegeben werden.

<sup>3</sup>Dr. med. Gero Strauß, FA für HNO und PD Dr. Jens Ocken, FA für HNO

### 4.2.1 Kontext der Applikationsnutzung

**Anwenderkreis.** R HINOVISION soll von Radiologen oder MTRA (Medizinisch-Technischen Röntgenassistenten) verwendet werden. Der Wissensstand, die Fertigkeiten und die Erfahrung der zukünftigen Anwender in anatomischen und zum Teil auch chirurgischen Aspekten sind hoch. Bezüglich der Anwendung von Segmentierungsverfahren liegen bislang kaum Erfahrungen vor, da die computergestützte Operationsplanung erst durch die Entwicklung von intraoperativ nutzbaren Navigationssystemen in den letzten Jahren in den Blickpunkt gerückt ist. Großer Wert ist darauf zu legen, dass die Arbeitsschritte in der Applikation weitgehend intuitiv verständlich, nachvollziehbar und automatisiert sind.

**Aufgaben.** Die Segmentierung mit ihren Teilschritten, deren Ziel eine Bereitstellung von Daten für das Operationsplanungssystem ist, soll nicht für jede Operation an den Nasennebenhöhlen erfolgen. Nur bei kritischen Fällen, vor allem Tumorpatienten, soll das Planungssystem und damit auch R HINOVISION zum Einsatz kommen. Dies wird vermutlich etwa alle 7 bis 14 Tage erforderlich sein, denn das ist der Zeitabstand, in dem kritische Fälle im Rahmen von Röntgenbesprechungen diskutiert werden. Bei einer guten Benutzbarkeit der Applikation ist auch ein häufigerer Einsatz, z.B. bei der Segmentierung von Nasennebenhöhlen mit ausgedehnten Polypen, denkbar. Ein durchschnittlicher Benutzer sollte für die Durchführung der Segmentierung keinesfalls länger als eine Stunde benötigen. Zudem sollte er durch ein Hilfesystem und die Art und Weise des Aufbaus der Benutzungsoberfläche in seinem Lösungsweg unterstützt werden.

**Ausstattung.** Die Applikationen zur Segmentierung und Operationsplanung sollen beide auf einem PC lauffähig sein, damit sie sich leicht in bestehende Kliniknetze integrieren lassen. Überdies soll die Anwender nicht auf kostenintensive haptische Eingabegeräte angewiesen sein.

**Umgebung.** Der Einsatzbereich der Applikation soll in der radiologischen Abteilung einer Klinik liegen. Falls die Segmentierung zu aufwändig oder kompliziert erscheint, ist sie vorerst bei MeVis durchzuführen. Die Ergebnisdaten würden dann an das Klinikum gesendet werden, welches zumindest über die Planungsalgorithmusapplikation verfügen muss, mit der diese segmentierten Daten betrachtet werden können.

### 4.2.2 Spezielle Anforderungen

Der Ablauf der Segmentierung kann überwiegend frei gestaltet werden. Einige spezielle Anforderungen wurden dafür dennoch definiert: So soll es unter anderem möglich sein, die Segmentierung in beliebigen Schnittrichtungen auf die Daten (koronal, axial, sagittal) vorzunehmen. Da eine Betrachtung der CT-Daten im NNH-Bereich in koronaler Ansicht üblich ist, soll bevorzugt eine Arbeit in dieser eingerichtet werden.

Aufgrund des Zeitaufwands der Segmentierung – zu rechnen ist nach bisherigen Durchgängen und Schätzungen mit 30 bis 60 Minuten – erscheint es sinnvoll, den Abbruch einer Fallbearbeitung und das Speichern des gegenwärtigen Standes zu ermöglichen, um später an der gleichen Stelle mit der Bildverarbeitung fortzufahren zu können.

### 4.3 Entwurf der Arbeitsabläufe

Die Applikation muss sämtliche Aufgaben beginnend vom Einlesen der Originaldaten bis hin zu einer Speicherung der Segmentierungsergebnisse mit allen bedeutsamen Parametern leisten.

Der erste Schritt besteht im Einlesen der Daten, die von Computertomographen erzeugt wurden. Sie liegen im DICOM-Format vor und beinhalten Bild- und Patientendaten und Metadaten über die Aufnahmeparameter und -konstellationen. Die Patientendaten sind dem Nutzer anzuzeigen. Anschließend soll ein Bereich (Volume of Interest) ausgewählt werden, der alle relevanten anatomischen und pathologischen Strukturen enthält. Eine Weiterverarbeitung der Daten erfolgt aus Gründen der Verarbeitungsgeschwindigkeit nur auf diesem Bereich.

Die nächsten Schritte bilden die Vorverarbeitung (z.B. Glättung) der Daten und das Einzeichnen von Konturen (Barrieren) um das interessierende Objekt herum. In der Regel ist eine Erzeugung der äußeren Konturen ausreichend. Anschließend ist eine Wasserscheidentransformation für das konturierte Volumen durchzuführen. Bei Sehnen und Weichteilen einfacher Gestalt kann die Segmentierung gleich über LiveWire-Konturen erfolgen. Auf eine Wasserscheidentransformation kann danach verzichtet werden. Gegebenenfalls ist das Segmentierungsergebnis nachzubearbeiten und schließlich zu speichern. Danach kann der Anwender zum Schritt der Konturierung zurückgehen, um das nächste relevante Objekt zu definieren und zu segmentieren. Um eine gewisse Flexibilität im Arbeitsablauf zu gewährleisten, können die Vor- und Nachbearbeitung ausgelassen werden. Eine Klassifikation der Segmentierungsobjekte kann nach der Konturierung durch den Nutzer erfolgen, indem dieser aus einer vordefinierten Liste den Objekten auswählt und mit dem Objekt zusammen abspeichert.

Interne Arbeitsabläufe beziehen sich vor allem auf die Viewereinstellungen (Wahl und Parametrisierung der Ansicht auf die Daten), auf die Vergabefestgelegter Dateinamen und deren Registrierung in einer XML-Datei zwecks Gewährleistung einer Anbindung an den INTERVENTIONPLANNER und auf Zwischenschritte in der Bildverarbeitung, wie zum Beispiel der Maskierung der Originaldaten mit der erzeugten Kontur, deren Ergebnis als Input für die IWT fungiert.

### 4.4 Entwurf der Benutzungsoberfläche von R\_HINOVISION

Neben einer Integration der Arbeitsabläufe in die Benutzungsoberfläche stellt die Konformität zu anderen MeVis-Applikationen einen wichtigen Faktor zur Benutzbarkeit dar. Die Konformität muss stets gewahrt bleiben, ausgenommen in Fällen, in denen die Handhabung durch andere Bedienelemente erleichtert werden kann. Sowohl die Konformität der Elemente einer Oberfläche als auch die Konformität der Oberfläche zu den Oberflächen anderer MeVis-Systeme besitzt ein wesentliches Potenzial für die Benutzbarkeit: Wer mit einem System des Instituts vertraut ist, möchte sich bei einem anderen System dieses Instituts nicht komplett auf neue Bedienweisen und Erscheinungsbilder der Oberflächelemente einstellen müssen. Dies spielt beim Entwurf von R\_HINOVISION eine Rolle, weil die Applikation thematisch eng mit dem INTERVENTIONPLANNER gekoppelt ist. Einige Eigenschaften dieses Planungssystems, wie die Aufteilung der Oberfläche in Viewport und Bedienelemente

und die Einrichtung einer sog. Toolbar (Werkzeugleiste), in der die wesentlichen Optionen des Systems zusammengefasst sind, wurden übernommen.

Ein erster Entwurf wird im folgenden Abschnitt vorgestellt. Danach wird seine Evaluierung beschrieben, die vorerst durch ein gedankliches Durchgehen verschiedener Evaluierungskriterien vollzogen wurde. Auf der Grundlage ihrer Ergebnisse wurden Verbesserungen des Oberflächenentwurfs vorgenommen und von einem MeVis-Mitarbeiter evaluiert, bevor die Realisierung der Oberfläche (Kapitel 5) begann.

#### 4.4.1 Grundlegende Entwurfsentscheidungen

Wie bereits erwähnt orientiert sich das Layout der Benutzeroberfläche an einem MeVis Styleguide [Preim 02] und am Layout des INTERVENTIONPLANNERS. Entwurfsentscheidungen, die konkret darauf basieren, betreffen die Anordnung der Viewer, der Bedienelemente (Panels) und der Toolbar im Gesamtlayout (siehe Abb. 55). Die Viewer, die der Anzeige der Bilddaten dienen, nehmen den linken Teil der Oberfläche ein und rücken somit deutlich in das Blickfeld des Anwenders. Der rechte Teil enthält ein Panel und die vertikal ausgerichtete Toolbar.

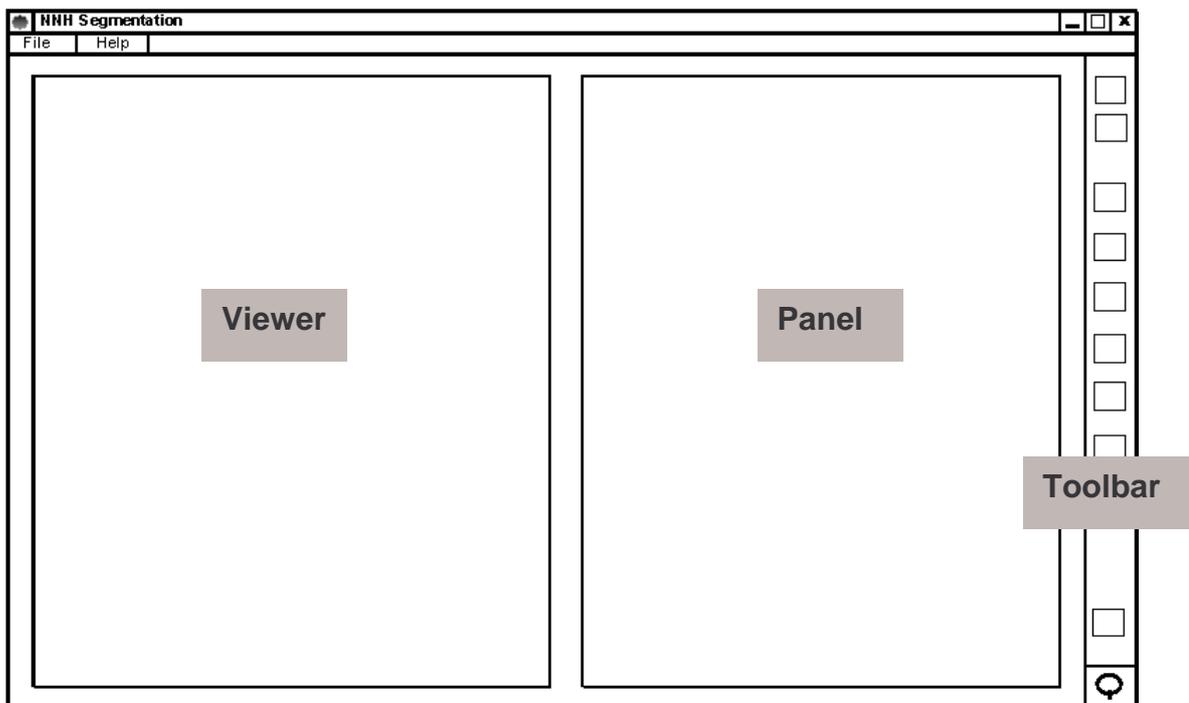


Abb.55: Grobaufbau der Oberfläche von R\_HINOVISION

**Panel (Bedienfeld).** Wie in [Preim 02] empfohlen, gibt es pro Aufgabe ein Panel, damit nicht zu viele Parameter auf einen engen Raum gepresst werden. Dies bietet Möglichkeiten, die Strukturen eines Panels übersichtlich und der Aufgabe angemessen zu gestalten. Bei Panels mit zusätzlichen Optionen werden diese durch Register – auch als Reiter bezeichnet – aufgeteilt in einen Haupt- (General) und einen erweiterten Bereich (Advanced) vorgenommen. Die Gestaltung der Panels richtet sich nach den Funktionalitäten der darunter liegenden Programmbausteine. Dabei werden nur die Funktionalitäten, die der Anwender für seine spezifische Arbeitsaufgabe nutzen soll, in das Panel übernommen. Dadurch kann die Erlernbarkeit der

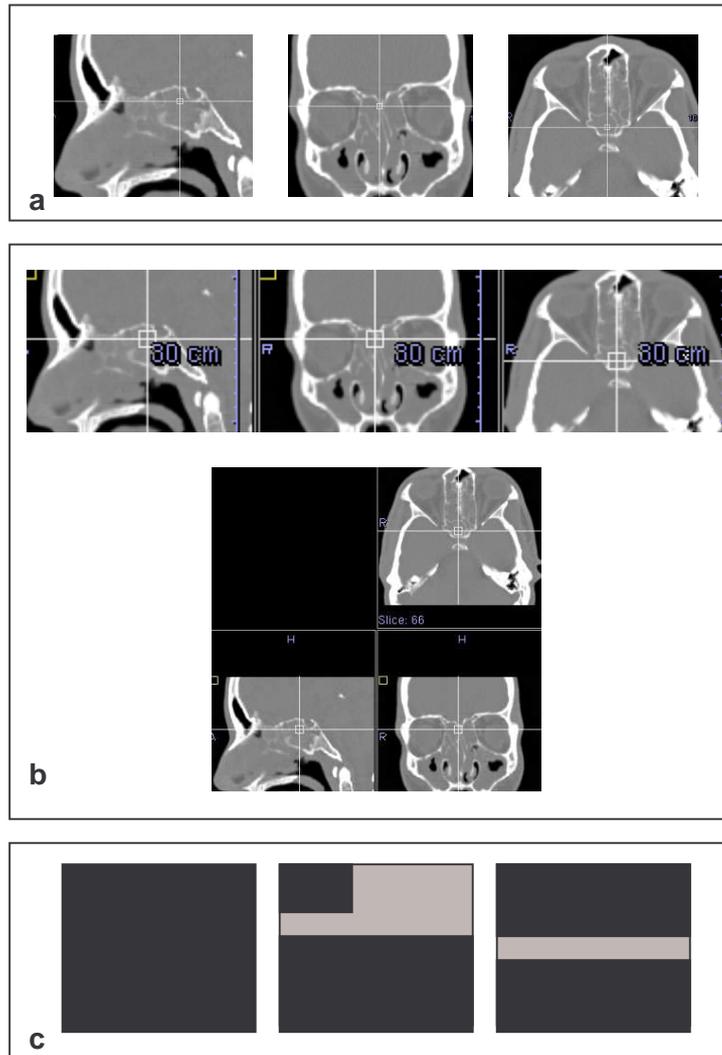
Systembedienungen erleichtert werden und zusätzlich ist eine Vermeidung von Fehlern möglich, die durch die Ausführung irrelevanter Funktionen entstehen könnten.

**Toolbar (Werkzeugleiste).** Die Toolbar enthält in Form von Icons Zugriffsmöglichkeiten auf die Panels. Im Unterschied zum INTERVENTIONPLANNER werden darin jedoch nicht die Icons sämtlicher Panels einfach zusammengefasst, sondern die Arbeitsabläufe abgebildet. Wenn der Anwender oben in der Toolbar auf das erste Icon drückt, öffnet sich ein Panel, mit dem die erforderlichen Bild- und Patientendaten geladen werden können. Danach folgt ein Icon, das mit einem Panel zur Auswahl eines VOI gekoppelt ist usw. Zwischen den Icons für die Hilfe und die Voreinstellungen (Preferences) der Applikation und den Icons für die eigentlichen Arbeitsschritte wird getrennt. Ganz oben finden sich ein Help- und ein Preferences-Icon, in einem Abstand darunter die Icons für die Arbeitsschritte und wieder in einem Abstand dazu ein Icon zum Start des Operationsplanungssystems und schließlich ein Exit-Icon.

Die Schrittfolge in der Toolbar ist nicht vollständig verpflichtend. Sie gibt lediglich eine Empfehlung vor, deren ausnahmsloses Befolgen in den Testdatensätzen zum günstigsten Erfolg verholfen hat – in Bezugs sowohl auf die Ergebnisqualität als auch auf den Zeit- und Interaktionsaufwand.

**Navigation.** Die Navigation in der Applikation erfolgt über die Toolbar und die Reihenfolge der einzelnen Funktionalitäten innerhalb der Panels. Die Signifikanz der Navigation ist dadurch gegeben, dass in der Segmentierung konkrete Abläufe eingehalten werden müssen. In [Nielsen 00] sind Fragen aufgeführt, die es im Kontext der Navigation zu beantworten gilt: *Wo bin ich, wo bin ich gewesen und wohin kann ich gehen?* Für die ersten beiden Fragen können in der Toolbar Farben benutzt werden, z. B. ein hellerer Farbton für das Icon, dessen zugehöriges Panel aktuell sichtbar ist. Für Stationen (Panels), die bereits verwendet wurden, könnte eine andere Farbe gewählt werden. Als Identifikator für das aktuelle Panel dient zusätzlich dessen Kopfzeile, deren Titel auf die Aufgabe verweist, die anhand des Panels gelöst werden soll. Die Frage *Wohin kann ich gehen?* kann durch die Verfolgung der Icons der Toolbar nach unten hin beantwortet werden. Ferner kann dies durch eine Aktivierung der erlaubten Bereiche unterstützt werden. Wenn eine Aktion zum aktuellen Zeitpunkt der Aufgabenabarbeitung nicht sinnvoll oder wirkungslos ist, sollte sie sichtbar deaktiviert werden. Die Navigationsmöglichkeiten innerhalb eines Panels werden durch die Reihenfolge der Operationen verdeutlicht: die Abarbeitung soll stets intuitiv von oben nach unten und dabei von links nach rechts vollzogen werden.

**Viewer (Anzeigefenster).** Der Viewer zeigt die Bilddaten des Patienten auf ihrer aktuellen Verarbeitungsstufe an. Für die Ansicht gibt es verschiedene Blickrichtungen auf die Daten (koronal, axial, sagittal) und falls mehrere Ansichten zusammen eingeblendet werden sollen – mehrere Varianten ihres Arrangements. Überdies ist die Einblendung eines zweiten Viewers möglich, der die Originaldaten zum Vergleich anzeigt. Auch für die Position dieses Viewers sind mehrere Varianten möglich (Abb. 56(c)).



**Abb.56(a)-(c):** Übersicht über die Vieweroptionen: (a) Blickrichtung: sagittal, koronal, axial (von links nach rechts); (b) Kombination der Blickrichtungen: *row* (oben) und *cube* (unten); (c) Arrangement der Viewer: einzelner Viewer (links), zwei Viewer, davon ein kleiner (Mitte), und zwei gleichgroße Viewer (rechts)

Eine Auswahl der gewünschten Ansichten erfolgt über die Vieweroptionen. In Form von Checkboxes und Radiobuttons sind sie auf einer schmalen Ebene unter dem Viewer angelegt. Damit werden die Vieweroptionen räumlich gebündelt (siehe Abb.59, S.73). Im INTERVENTIONPLANNER sind sie hingegen in die Toolbar integriert, was jedoch nicht zum räumlichen Zusammenhang der Optionen mit den Viewern beiträgt.

**Menü.** Im Gegensatz zu gängigen Programmen von Microsoft Windows wird die Menüleiste nur begrenzt benutzt. Alle Funktionalitäten sind über die Toolbar und die Panels erreichbar. Das *File*-Menü dient lediglich dem Öffnen bzw. Schließen einer Datei und dem Zugriff auf die zuletzt benutzten Dateien. Ein Zugriff auf ein Tutorial ist im Help-Menü eingerichtet, aber genauso über das Help-Icon der Toolbar erreichbar.

**Eingabelemente.** Über die Wahl der Eingabelemente entscheidet die Aktion, die damit bewerkstelligt werden soll. Eine Reihe von Eingängen kann aus Listen ausgewählt werden und numerische Werte können als Zahlenwerte eingegeben oder über

Schieberegler festgelegt werden. Für Buttons werden Unterscheidungen zwischen solchen, die eine 1-aus-n-Auswahl realisieren (Radiobuttons) und solchen, die eine n-aus-n-Auswahl (Checkboxes) ermöglichen, getroffen. Bei beiden liegt eine Auswahl der Einträge solange vor, bis der Nutzer die Auswahl ändert bzw. aufhebt. Auch sog. Pushbuttons in Buttonbars sind für eine 1-aus-n-Auswahl zuständig, unterscheiden sich aber von den Radiobuttons dadurch, dass ihre Funktionen nur während der Aktivierung per Maustaste ausgeführt werden. Sobald die Maus den Buttonbereich verlässt, wird wieder deaktiviert. Typische Beispiele für Funktionalitäten solcher Buttons sind *Save*, *Cancel* und *Undo*. Abb. 57 zeigt drei Beispiele der genannten Buttontypen.



Abb. 57(a)-(c): Buttontypen: (a) Checkbox (b) Radiobuttons (c) Push button

#### 4.4.2 Einerster Entwurf

Der Entwurf wurde von vornherein für alle Bedienebenen von R\_HINOVISION angelegt, damit die Planung der Realisierung bis ins Detail gesichert ist. Bereits im ersten Entwurf wurden die oben genannten grundlegenden Entwurfsentscheidungen berücksichtigt. Am Beispiel der Ebene der Konturgenerierung wird das Ergebnis des ersten Entwurfs dargestellt (Abb. 58), evaluiert und optimiert (Abschnitt 4.4.3).

Der Anzeigebereich enthält zwei Viewer: einen kleinen Übersichtsviewer, der die Originaldaten anzeigt und einen Hauptview, in dem die aktuellen Arbeitsschritte auf den Daten sichtbar werden. Der Inhalt der Viewer lässt sich durch den Button mit dem Pfeil gegeneinander vertauschen. Welche Ansicht in den Fenstern sichtbar wird, ist unter anderem in den Vieweroptionen festgelegt, in diesem Fall durch eine Aktivierung der Checkbox *axial*.

Das Panel enthält eine Kopfzeile, in welcher der Titel eingetragen ist. Darunter folgen zwei Register, *General* und *Style*, mit den eigentlichen Funktionalitäten. Eine Trennung beider Bereiche erfolgt erstens aus Platzgründen und zweitens aufgrund ihrer Rolle im Arbeitsablauf. Der Stil der Konturen wird nicht in jedem Arbeitsdurchgang verändert werden, so dass der *Style*-Bereich nicht ständig sichtbar sein muss. Der Einsatz der Funktionalitäten von *General* hingegen ist für jede Segmentierung Bedingung.

Im Bedienfeld sind die im vorigen Abschnitt beschriebenen Buttons enthalten. Für die Optionen *Function* und *Type* sind Radiobuttons angelegt, da jeweils genau ein Eintrag zu wählen ist. Das Füllen konturierter Bereiche (*Region/ Fill*) kann aktiv sein oder nicht und ist deshalb mit einer Checkbox versehen. Für die Entfernung von Konturen und die Interpolation von Konturen auf Schichten, in denen nicht explizit Konturen gezeichnet wurden, wurden Pushbuttons gewählt, da die Funktionen nur kurzfristig auszulösen sind. Der Balken unter *Interpolation* symbolisiert eine Fortschrittsanzeige (Progressbar). Da eine Interpolation unter Umständen zeitintensiv sein kann, wird der Anwender über den Bearbeitungsstand informiert. Alle Funktionalitäten

litäten von *General* und *Style* sind räumlich vom *Store/ Load*-Bereich getrennt, der dem Speichern und Laden von Konturen dient. Dieser Bereich ist für beide Register unverändert sichtbar und ausführbar.

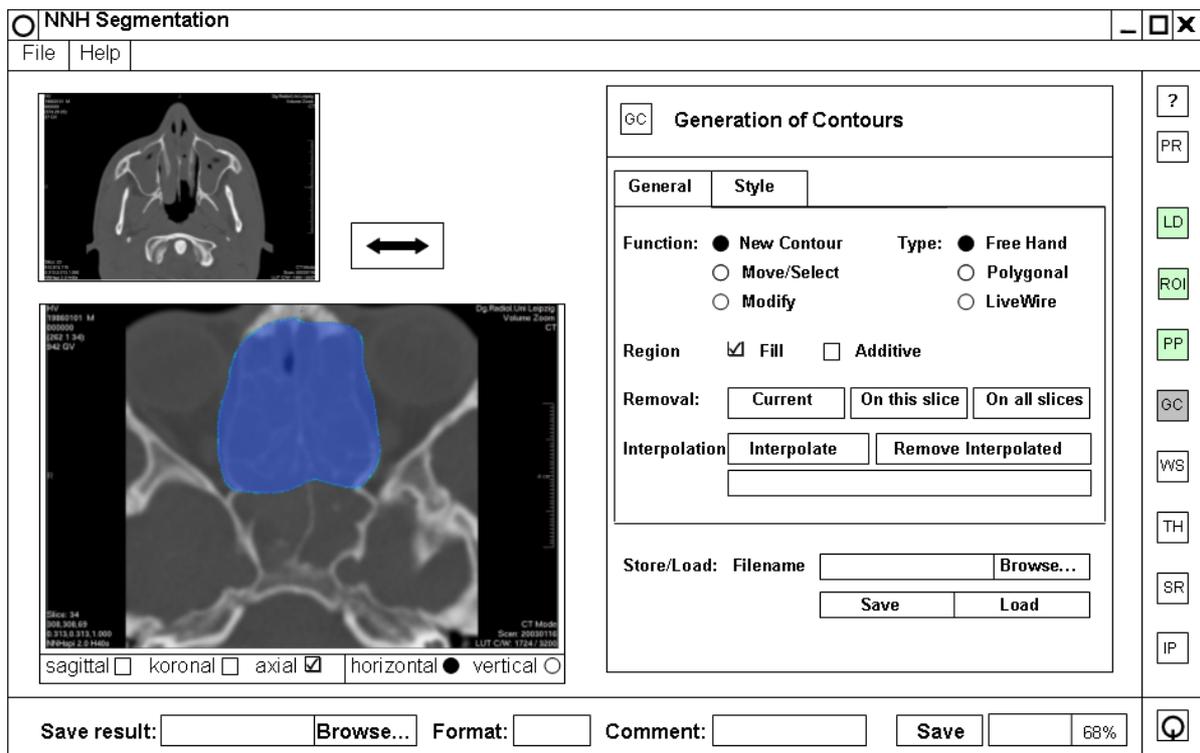


Abb.58: Ein erster Entwurf am Beispiel des Panels zur Konturgenerierung

Die Toolbar ist am rechten Bildrand platziert und beinhaltet Icons, über welche die jeweiligen Panels erreichbar sind. Die Benennung der Icons richtet sich nach dem Namen des Panels, z.B. *LD* für *LoadData*. Damit die Kürzel dem Nutzer verständlich werden, wird über jedem Icon ein Hinweis (Tooltip) eingeblendet, sobald der Nutzer mit der Maus darüber fährt. Das Icon des aktuell sichtbaren Panels ist hervorgehoben, und die Icons bereits besuchter Panels sind grün gefärbt.

Horizontal unter den Anzeigebereich und den Bedienfeldern ist eine Speicherleiste angeordnet. Sie dient dem Speichern der Bilddaten, die während der Bearbeitung entstanden sind und vor dem Öffnen des nächsten Bedienfeldes gespeichert werden müssen.

#### 4.4.3 Evaluierung und Optimierung des Entwurfs

Die Evaluierung erfolgte hinsichtlich der Benutzbarkeit (Usability) der Oberfläche durch ein gedankliches Nachvollziehen der möglichen Aktionen. Als Evaluierungskriterien wurden Heuristiken aus [Nielsen 90] herangezogen, die im Folgenden gemeinsam mit einigen weiteren Kriterien zusammengestellt sind.

- Erscheinen alle Informationen in einer logischen Reihenfolge? Enthalten die Dialoge fehlerhafte, irrelevante oder überflüssige Informationen?
- Wird soweit wie möglich die Sprache des Nutzers gesprochen?
- Muss sich ein Nutzer von einem Schritt zum nächsten viele Informationen merken?

- Sind Wortwahl und Aktionen konsistent?
- Ist ein ausreichendes Feedback gegeben?
- Besteht die Gefahr, dass an bestimmten Stellen leicht Fehler gemacht werden?
- Ist bei jedem Dialog klar, in welcher Reihenfolge und bis wohin er abgearbeitet werden muss, bevor der nächste Dialog gestartet wird?
- Sind die Möglichkeiten zur gezielten Navigation ausreichend?
- Wird der Benutzer in der Abarbeitung seiner Aufgabe unterstützt?
- Ist die Selbstbeschreibungsfähigkeit der Applikation ausreichend, d.h. wird auch dem wenig geschulten Nutzer klar, was er zu tun hat, um ein angemessenes Ergebnis zu erreichen bzw. das Ergebnis überhaupt zu erreichen?
- Inwiefern ist die Steuerbarkeit der Applikation gewährleistet?

Der gesamte Oberflächenentwurf wurde auf die genannten Fragen hin untersucht, und einige der Ergebnisse werden in diesem Abschnitt beschrieben.

Kritik ist an der Position und Art der Speicherfunktion zu üben. In der ersten Entwurfphase ist eine Speicherleiste am unteren Rand der Oberfläche für sämtliche Speicherfunktionen vorgesehen. Schon aufgrund der globalen Lage der Leiste, die sich horizontal über die gesamte Oberfläche erstreckt, wird nicht intuitiv klar, dass für *jedes* Bedienfeld nach dessen Abarbeitung eine Speicherung auszulösen ist – nicht erst zum Schluss, wenn der gesamte Datensatz bearbeitet ist. Daher sollte die Speicherleiste entfernt werden und als Ersatz dafür in jedem Bedienfeld ein *Save-Button* angelegt werden. Der Name und die Speicherformate werden intern festgelegt, damit für jeden Datensatz, der mit der R HINOVISION bearbeitet wird, eine korrekte Anbindung an das Operationsplanungssystem realisiert werden kann.

Im Bedienfeld *Generation of Contours* (Abb. 58) ist ein einfacher *Save-Button* nicht ausreichend. Der Anwender soll am Ende dieses Arbeitsschrittes angeben, welches Objekt er konturiert hat, damit eine Klassifikation der Objekte ermöglicht wird. Dazu soll er aus einer Liste einen vordefinierten Namen auswählen. Die Aktivierung des *Save-Buttons* darf erst möglich sein, wenn ein Name gewählt wurde. Die Option des Konturen-Ladens kann nützlich sein, wenn die Bearbeitung des Datensatzes beim Zeichnen abgebrochen werden muss. Der Anwender kann die unfertige Kontur speichern und später erneut laden.

Bei allen Bedienfeldern scheint klar zu sein, in welcher Reihenfolge und bis wohin sie abgearbeitet werden müssen. Die Reihenfolge der Bedienfelder wird durch die Toolbar und die Reihenfolge der Abarbeitung innerhalb der Bedienfelder angedeutet. Ein *Save-Button* am unteren Ende jedes Bedienfeldes signalisiert das Ende der Abarbeitung. Nicht klar dürfte sein, dass nach der Segmentierung und Nachbearbeitung eines Objektes ein Wechsel zurück zum *Generation of Contours* -Panel möglich und auch nötig ist, wenn weitere Objekte zur Segmentierung sind. Zulösen ist dieses Defizit durch entsprechende Hinweise in der Hilfe.

Die Anordnung der Icons in der Toolbar ist angemessen. Allerdings sollte das Icon *IP*, das dem Start des Operationsplanungssystems dient, räumlich stärker von der Gruppe der Icons für den Arbeitsablauf getrennt werden. Somit wird eher deutlich, dass diese Funktion erst nach der vollständigen Segmentierung aller relevanten Objekte des Datensatzes genutzt werden soll. Ferner soll das Bedienfeld *Thinning* (für die Nachbearbeitung) und das zugehörige Icon *TH in Postprocessing* umbenannt

werden, da eine Nachbearbeitung nicht nur eine Ausdünnung der Kanten, sondern auch eine Dilatation, ein Closing oder Opening beinhalten kann.

Das Feedback insgesamt ist ausreichend, weil Änderungen an den Daten sofort im Viewer angezeigt werden, und sonstige Einstellungen an den Zahlen, Positionen von Schiebereglern, Fortschrittsbalken (Progressbars) u. a. erkennbar werden.

Die Steuerbarkeit ist im Entwurf nicht ausreichend berücksichtigt. Vor allem fehlen Buttons, die einen Abbruch (Cancel) oder ein Rückgängigmachen (Undo) von Aktionen auslösen. Abschließend ist zu sagen, dass Funktionen in Abhängigkeit vom aktuellen Systemzustand aktiviert bzw. deaktiviert werden können müssen, um das Auslösen von Aktionen zu verhindern, die zum gegenwärtigen Zeitpunkt keinen Nutzen bringen oder zu Fehlern führen können. Abb. 59 zeigt eine entsprechend optimierte Entwurfsversion. Der komplette Entwurf für alle Panels ist im Anhang enthalten. Weitere Verbesserungen wurden während der Implementierung vorgenommen.

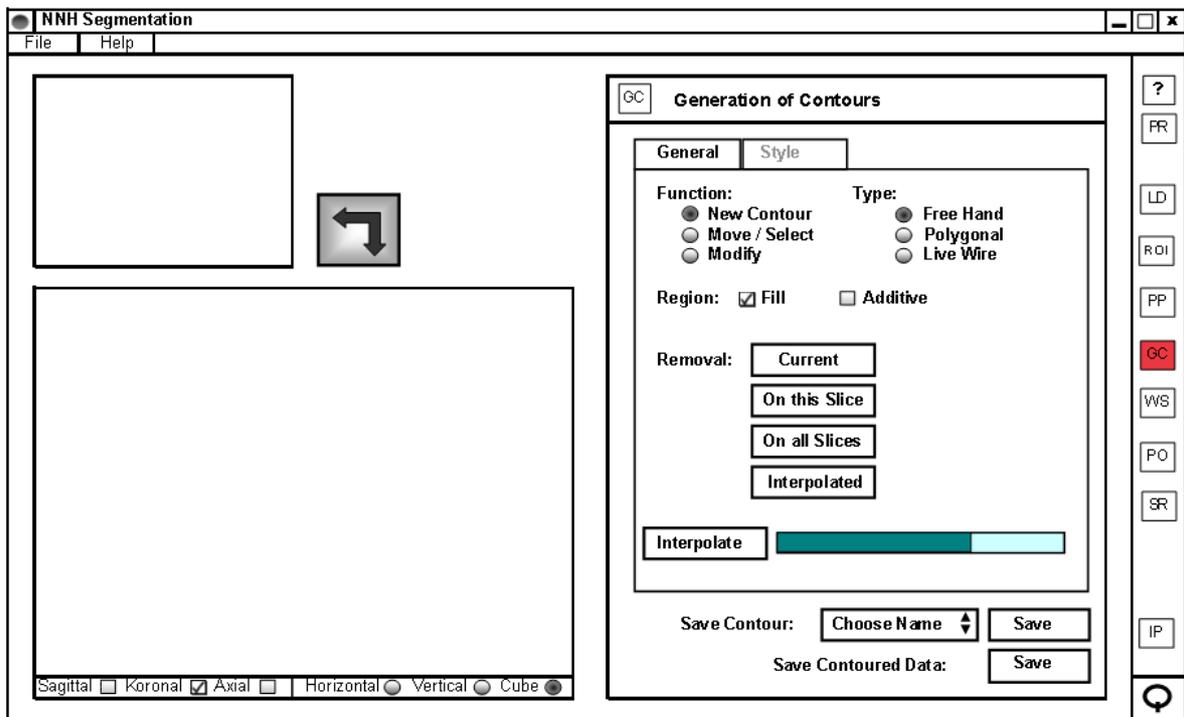


Abb.59: Verbesserte Version der Oberfläche für das Bedienfeld Generation of Contours

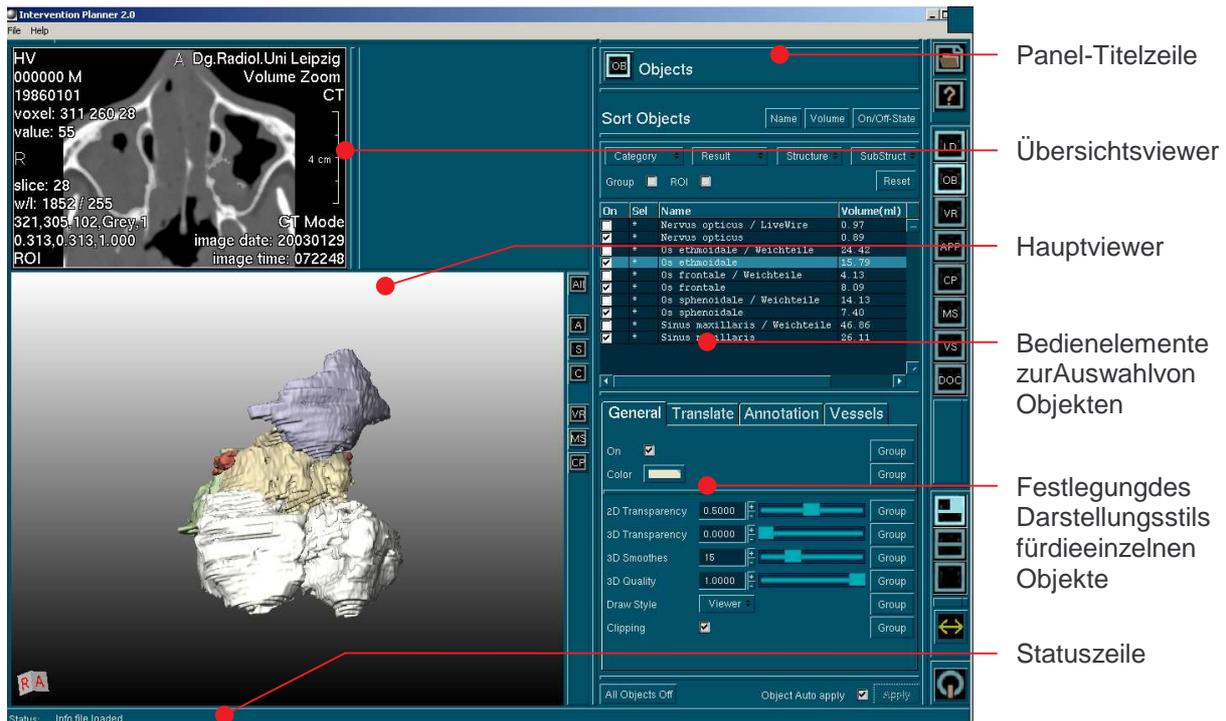
#### 4.5 Einführung in den INTERVENTIONPLANNER

Generelles Ziel des Einsatzes eines Operationsplanungssystems, die Qualität einer Operation zu heben, indem die Präzision durch eine verbesserte Planung erhöht und die Effizienz der chirurgischen Arbeit gesteigert wird. Dazu können Mittel der virtuellen Realität genutzt werden (vgl. Abschnitt 2.2 und [ERGWeb]).

Die Eigenschaften des INTERVENTIONPLANNERS aus der Sicht des Anwenders sind:

- 3D-Darstellung der patientenindividuellen segmentierten Daten in verschiedenen Farben, Transparenzen und Renderingstilen (als Oberfläche, Volumen, Gitternetz oder Punktwolke)
- 2D-Darstellung der Originaldaten
- farbliche Markierung der aktuell im 3D angezeigten Segmentierungsobjekte in den Originaldaten
- Exploration der im 2D bzw. 3D visualisierten Daten per Maus und Tastatur (mit Methoden von OpenInventor)
- Auswahl einzelner segmentierter Objekte
- Einblendung der volumengereinigten Originaldaten
- Bereitstellung von Schnittebenen (Clipping) und Applikatoren (zur Simulation von operativ-thermischen Eingriffen speziell für die Leberchirurgie)
- Vermessung der Objekte (Ausdehnung) und Messung der Abstände zwischen benutzerdefinierten Positionen (im 2D und 3D)
- Dokumentation der Datenexploration und der chirurgischen Simulation über Screenshots und Videoaufnahmen

In den Abbildungen 60 bis 63 werden die Eigenschaften größtenteils angedeutet.

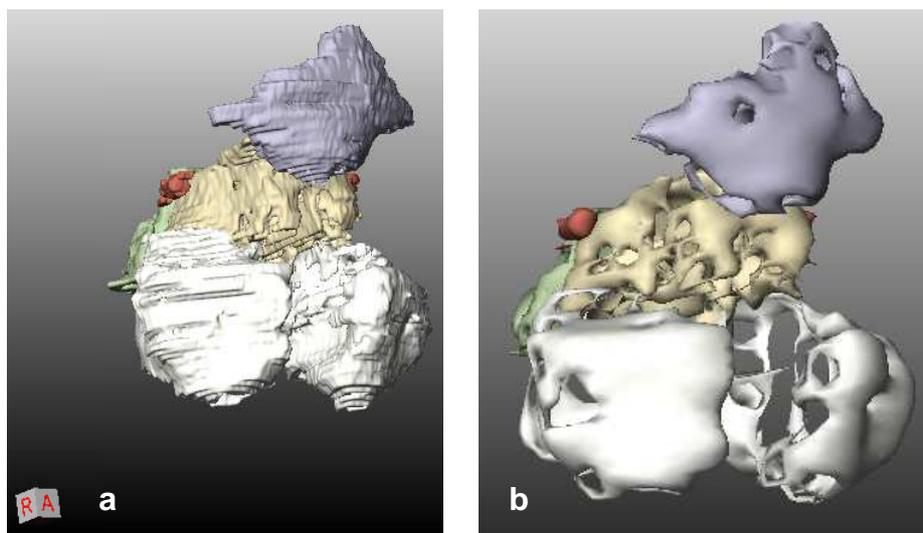


**Abb.60:** INTERVENTIONPLANNER mit einem CT-Datensatz und den segmentierten, farblich codierten und dreidimensional dargestellten Objekten der Nasennebenhöhlen



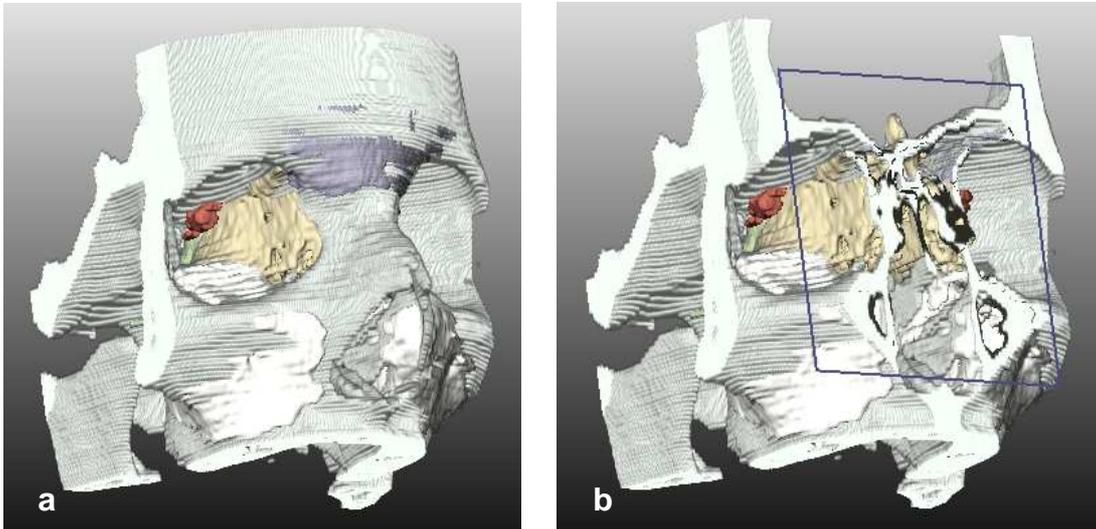
**Abb.61:** Vermessung im Zweidimensionalen; die Inhalte der Viewer wurden ausgetauscht und die Segmentierungsobjekte im 3D eine Darstellung der Schädelstrukturen ergänzt

**Eignung des INTERVENTIONPLANNERS für den NNH-Bereich.** Die Methoden zur Darstellung und Explorations sind gut vom Bereich der Leber auf den Bereich der Nasennebenhöhlen übertragbar. Die Möglichkeiten der Vermessung können ebenfalls Anwendung finden, z.B. um den Abstand zwischen dem Processus uncinatus zur Augenhöhle zu messen und um die Ausdehnung der Hohlräume zu bestimmen. Letzteres kann bei jungen Patienten, bei denen noch sehr beengte Verhältnisse vorliegen, helfen, den endoskopischen Zugang zu den Strukturen zu beurteilen.



**Abb.62(a),(b):** Oberflächendarstellung des Siebbeins (gelb), Keilbeins (grün), Stirnbeins (violett), der Kieferhöhle (dunkelweiß) und des Sehnervs (rot) unter (a) hoher und (b) niedriger Auflösung

Eine Darstellung der NNH-Strukturen und des Sehnervs ist in Abb.62 zu sehen. In Bild(a) ist unten links ein Würfel erkennbar, der Informationen über die Ausrichtung der Objekte liefert. Dem Anwender kann damit ergänzt und verdeutlicht werden, welche Seite der Objekte (vorn, rechts etc.) er betrachtet. Des Weiteren ist es sinnvoll, Strukturen aus der Umgebung der segmentierten Objekte – eventuell transparent – darzustellen, um die Orientierung zu erleichtern (Abb.63).



**Abb.63(a),(b):** (a) Zusätzlich zur Oberflächendarstellung der NNH-Strukturen ist der Schädel eingblendet; (b) eingefügte Schnittebene von vorn durch das Siebbein und die Augenhöhlen

Neben der transparenten Darstellung kann auch das Einfügen von Schnittebenen (Abb.63 (b)) weitere Informationen über das Innere der Objekte geben – mitunter deutlicher, als es mit dem Einsatz von Transparenzen möglich ist. Allerdings lassen sich die Daten nicht aus einem endoskopischen Blickwinkel betrachten. Wünschenswert ist eine Exploration der Daten in Form eines Wanders durch die Hohlräume der Nasennebenhöhlen. An dieser Stelle wird ein Erweiterungsvorschlag für den INTERVENTIONPLANNER angesetzt.

Die vorhandenen Applikatoren wurden speziell für die minimal-invasive Behandlung von Lebertumoren entwickelt und simulieren eine lokale Wärmetherapie. Resektionswerkzeuge (z.B. Faszange), wie sie in den NNH verwendet werden, sind derzeit nicht realisiert. Außerdem ist es schwierig, die Applikatoren im NNH-Arbeitskanal zu platzieren, ohne die relevanten Hohlräume zu verlasten. Auch dafür ist eine Erweiterung auf endoskopische Sichten und Bewegungsstile unbedingt erforderlich, wenn Operationen und deren Zugangswege simuliert werden sollen. Sehr nützlich an der derzeitigen Realisierung der Applikatoren ist die Anzeige ihrer Position sowohl in den zweidimensionalen axialen Schichtbildern als auch in der 3D-Darstellung. Eine mögliche Erweiterung betrifft die Positionsanzeige in allen drei Hauptschnittebenen (axial, sagittal, koronal), um eine sicherere Positionsbestimmung des Weges zu ermöglichen.

## 4.6 Erweiterung des INTERVENTIONPLANNERS um eine Komponente zur virtuellen Endoskopie

In diesem Abschnitt wird eine Erweiterung des INTERVENTIONPLANNERS vorgeschlagen, die den klinischen Anwender bei der Exploration segmentierter Daten der Nasennebenhöhlen effektiv unterstützen kann: eine Komponente zur virtuellen Endoskopie. Der INTERVENTIONPLANNER sollte drei verschiedene Modi der Datenbetrachtung unterstützen: die 2D-Ansicht, die 3D-Darstellung – wie im vorigen Abschnitt beschrieben – und die 3D-Darstellung aus einer endoskopischen Perspektive. Die Operationsplanung kann auf diese Weise besser auf die reale Situation bei einer OP abgestimmt werden, da die Perspektive dem Operateur vertrauter ist, als die anderen genannten. Eine Übertragung der Erkenntnisse in den Operationssitus scheint bessermöglich zu sein.

### 4.6.1 Realitätsnähe der endoskopischen Darstellung und Interaktion

Nach Satava [Moline 97] sind fünf Aspekte für die Realitätsnähe einer virtuellen Umgebung im Allgemeinen entscheidend:

- hohe Detailauflösung in den Graphiken
- Darstellung von Organeigenschaften, z.B. Deformation der Lunge bei Atmung
- Darstellung von Organreaktionen, z.B. Blutung
- Interaktivität zwischen chirurgischen Instrumenten und Organen
- sensorisches Feedback

Da der INTERVENTIONPLANNER in erster Linie ein Operationsplanungssystem ist, sind die Aspekte der Detailauflösung und Interaktivität zwischen den Objekten am wichtigsten. Die restlichen Aspekte sind vor allem für ein Trainingssystem signifikant und können für den INTERVENTIONPLANNER vernachlässigt werden.

Zu fordern ist ein vertrauter Eindruck der räumlichen anatomischen und pathologischen Verhältnisse. Die Darstellung muss – z.B. in Bezug auf die Oberflächenstruktur der Gewebe – nicht zwingend echt aussehen. Stattdessen liegt die Aufgabe des INTERVENTIONPLANNERS vorrangig darin, Zusatzinformationen zu liefern, beispielsweise indem

- Bereiche eingesehen werden, die in einer normalen endoskopischen Voruntersuchung nicht erfassbar sind,
- dem Arzt ergänzend zu den CT-Aufnahmen ein dreidimensionales Abbild der individuellen Verhältnisse angeboten wird und
- Blickrichtungen auf die Objekte ermöglicht werden, die real nicht am lebenden Patienteneingenommen werden können, wie etwa der Blick aus der Schädelmitte hin zu den Teilen des Siebbeindachs und des Keilbeins, die an der Schädelbasis beteiligt sind.

Letzteres ist von Nutzen, wenn die Lage der Schädelbasis eingeschätzt werden soll und kann auch außerhalb der endoskopischen Perspektive vorgenommen werden.

Bei Anwendungen der virtuellen Endoskopie ist insbesondere ein verzögerter Bildaufbau störend. Eine Möglichkeit, dieses Problem zu mindern, besteht in einer zeitweiligen Reduktion der Auflösung, beispielsweise dann, wenn das Endoskop nicht bewegt wird, so dass die anatomischen Gegebenheiten durch kurzes Anhalten

genauer betrachtbar sind. Die Genauigkeit der visuellen Darstellung sollte von der aktuellen Aufgabe abhängen (erkunden, drehen, positionieren, schneiden etc.).

#### 4.6.2 Sinnvolle Eigenschaften einer Endoskopie-Komponente für die NNH

Inhalt dieses Abschnittes ist die Beschreibung von Eigenschaften, die für eine virtuelle Endoskopie der NNH im INTERVENTIONPLANNER von Nutzen sein können. Manche erhöhen die Realitätsnähe, andere wiederum verringern sie zugunsten einer leichteren Interaktion und dem Zugang zu interessanten Zusatzinformationen.

**Möglichkeiten der Endoskopführung.** Zwei wichtige Faktoren bei der Endoskopie sind das eingeschränkte Sichtfeld und die begrenzte Bewegungsfreiheit. Aufgrund der Starrheit der Endoskope können diese in der Realität nicht beliebig gekippt werden. Für den INTERVENTIONPLANNER sollte es zulässig sein, das Endoskop in beliebige Richtungen und Räume wandern zu lassen. Dadurch kann die Ausbeute an Informationen, die für den Anwender in der realen Operation relevant sein können, erhöht werden. Wichtig scheint auch, einen Blick zurück zu lassen, damit Strukturen von hinten betrachtet werden können. Zur Führung des Endoskops an den Zielort sollen ausschließlich vorhandene Hohlräume benutzt werden. Optional sollten verschiedene Endoskopwinkel (0°, 30° und 70°) eingesetzt werden, um das operative endoskopische Sichtfeld annähernd simulieren zu können.

**Orientierung.** Von immenser Bedeutung ist der Bezug zu den Originaldaten. Die Position des Endoskops kann in drei CT-Bildern (axial, sagittal, koronal) als Fadenkreuz eingeblendet eine wichtige Orientierungshilfe bieten. Eine weitere Unterstützung der Orientierung direkt in der endoskopischen Sicht kann durch die Anwendung einer für sich unrealistischen Möglichkeit, während des virtuellen Eingriffs die Anatomie zu erkunden ohne am Gewebe zu verändern, verwirklicht werden [Weghorst97].

**Hervorhebung von Landmarken.** Die Hervorhebung von anatomischen Landmarken und kritischen Strukturen erhöht die Sicherheit bei der Orientierung. Der Anwender sollte im INTERVENTIONPLANNER die entsprechenden Markierungen selbst setzen und beschriften können. Zwei Arten von Zwischenpunkten sollte es geben: die einen zur Kennzeichnung anatomischer Landmarken etc., die anderen als Punkte, durch die der Pfad führen soll.

**(Un-)Durchlässigkeit von Objektteilen.** Ein sehr wichtiger Aspekt ist die unterschiedliche Bewertung der segmentierten Strukturen. In einer realen Endoskopie in den NNH werden sehr häufig dünne Knochenwände durchstoßen, um von einem Teil einer Höhle in den anderen zu gelangen. Der Weg zum Ziel führt oftmals durch das Sieb ein und ist somit meistens nicht frei.

Die Deklaration von Strukturen als durchlässig und undurchlässig muss vor der Berechnung von Pfaden erfolgen. Eine Idee ist, diese Strukturen in R\_HINOVISION gesondert zu segmentieren. Dadurch wird der Segmentierungsaufwand jedoch stark erhöht. Ein anderer Ansatz besteht darin, wie erwähnt Zwischenpunkte an die entsprechenden Stellen zu setzen, damit der Pfad hindurchgelegt wird. Denkbar ist auch, speziell für diesen Fall eine eigene Gruppe von Markierungen einzuführen, die nicht nur punktförmig, sondern auch quader- oder kugelförmig sein können. Der Anwender kann diese Markierungen dann in den 2D-Ansichten der Daten im INTERVENTIONPLANNER setzen.

Als durchlässige Strukturen kommen die meisten Lamellen des Siebbeins und auch Weichteile, Schleimansammlungen und Tumoren in Frage. Die freie Deklaration durchlässiger und durchlässiger Strukturen bietet außerdem Raum für die Nutzung des INTERVENTIONPLANNERS für andere OP-Bereiche, die einen Zugang durch die Nase erfordern. Dazu gehören die Augenheilkunde und die Neurochirurgie.

**Kombination mit Clipping.** Die endoskopische Sicht könnte mit dem Setzen von Clippebenen kombiniert werden. Außerdem ist eine Ansicht der Objekte mit dem eingeführten Endoskop von außen denkbar, um die Endoskop-Position aus einer anderen Perspektive zu kontrollieren.

**Chirurgisches Werkzeug.** Da eine Faszange bei chirurgischen Eingriffen in den Nasennebenhöhlen am häufigsten verwendet wird, sollte sie simuliert werden. Eventuell ist eine vereinfachte Darstellung als Stab, dessen Auswirkungen über die Maus und Tastatur geregelt werden, ausreichend.

**Texturen.** Eine Repräsentation von Details, deren Modellierung als polygonales Modell zu aufwändig wäre, kann mit nicht-photorealistischen Texturen unterstützt werden. Die Grenzen zwischen Oberflächen verschiedener Objekte könnten damit verstärkt werden. Allerdings erscheint die Farbcodierung der Objekte im INTERVENTIONPLANNER ausreichend.

**Haptik und Szenarien.** Haptische Rückkopplungen und Szenarien (z.B. Blutungen) tragen zur Realitätsnähe bei. Die Endoskopie-Komponente des INTERVENTIONPLANNERS sollte allerdings optional ohne haptische Geräte über Maus, Spaceball und Tastatur benutzt werden können, damit keine Abhängigkeit von kostenintensiven Eingabegeräten gegeben ist.

#### **4.6.3 Ansätze in der virtuellen Endoskopie**

Die Techniken der virtuellen Endoskopie unterscheiden sich im Wesentlichen durch die verwendeten Navigationsmethoden, die automatische, freie und unterstützte Navigation [Bartz99/2].

Bei automatischer Navigation wird ein Flug durch die Objekte animiert, der von zuvor definierten Randbedingungen abhängig ist. Der Nachteil ist, dass es – abgesehen von Abspielen, Anhalten und Stoppen der Animation – keine Interaktionsmöglichkeiten gibt, wodurch die Untersuchung interessierender Strukturen mühselig bis unmöglich werden kann.

Bezüglich der Interaktionsmöglichkeiten sind Verfahren mit freier Navigation den automatischen entgegengesetzt. Der Anwender bestimmt den Weg des virtuellen Endoskops vollständig manuell. Dies ist für die freie Erkundung der Objekte wichtig, jedoch mit der Gefahr eines Orientierungsverlustes verbunden. Daher ist ergänzend mindestens eine Anzeige der aktuellen Position in zwei dimensionalen CT-Ansichten der Daten zur Sicherung der Orientierung angebracht.

Die unterstützte Navigation kombiniert die automatische mit der freien, um die genannten Nachteile aufzuheben. Das virtuelle Endoskop führt auf einem vordefinierten Pfad zu einem spezifizierten Zielort. Der Benutzer kann aber jederzeit die Kontrolle übernehmen, um Strukturen zu untersuchen. Diese Variante erscheint für die

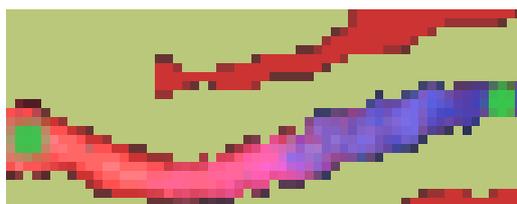
virtuelle Endoskopie in den Nasennebenhöhlen am günstigsten, da eine Orientierung durch die visuelle Ähnlichkeit der Strukturen erschwert ist und eine Rückkopplung über die aktuelle Endoskopstellung, die ein Operateur so schnell in der OP über seine Handstellung bekommt, nicht vorhanden ist. Eine unterstützte Navigation hat das Potenzial, einem Arzt ein Optimum an Interaktionsfreiheit und Orientierung zu bieten. Zusätzlich ist – aufgrund der Komplexität der NNH – zur Gewährleistung der Orientierung eine Ansicht der aktuellen Position in drei 2D-Darstellungen axial, sagittal und koronal angebracht.

#### 4.6.4 Unterstützte Navigation für die virtuelle Endoskopie in den Nasennebenhöhlen

In der unterstützten Navigation nach [Hong 97] definiert der Anwender einen Start- und einen Endpunkt und lässt anschließend einen Default-Pfad für die Endoskopführung berechnen. Dieser Pfad wird benutzt, wenn der Anwender nicht interaktiv in das Geschehen eingreift. Durch Interaktionen können die Position und Richtung der Endoskopspitze – in diesem Abschnitt als Kamera bezeichnet – und damit das Sichtfeld geändert werden. Für die Navigation werden Potenzialfelder und kinematische Regeln miteinander kombiniert.

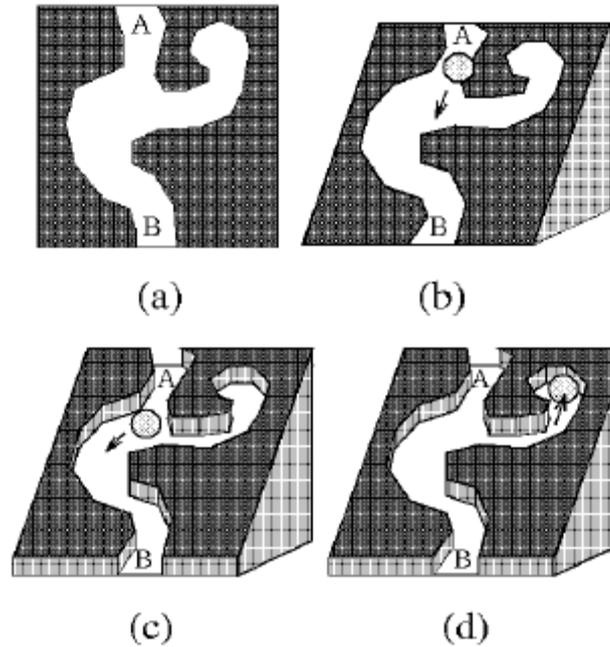
Die Potenzialfelder enthalten Distanzinformationen in einer 3D-Matrix und benutzen die gleiche Auflösung wie die originalen CT-Daten. Drei solche Felder werden in Abhängigkeit von ihrem Zweckerzeugt [Bartz 99]:

- Ein Potenzialfeld dient der Bewegung der Kamera in Richtung des Pfad-Endes; ein Beispiel dazu in Abb. 64.
- Ein weiteres Feld beinhaltet Informationen zum Abstand der Voxel zu bestimmten Strukturen, z. B. Landmarken.
- Schließlich wird noch ein Potenzialfeld zur Kollisionsvermeidung angelegt, welches die Abstände zu den Wänden der Hohlräume liefert. Mit dessen Hilfe wird zudem die Mitte des Hohlraumes und damit die Lage des Pfades im Hohlraum bestimmt.



**Abb. 64:** Mögliches Potenzialfeld (rot-blau) zur Codierung der Richtung zwischen Startpunkt (grün, links) und Endpunkt (grün, rechts) eines Pfades in einem Siebbein. Das Segmentierungsobjekt ist mattgrün dargestellt, die Hohlräume rot-blau. Rote Punkte entsprechen einem hohen Abstand zum Pfad-Ende.

**Allgemeines Vorgehen.** Die Kamera wird losgelöst von dem gesamten Endoskop betrachtet und kann frei bewegt werden. Der eingeschränkte Bewegungsspielraum realer starrer Endoskope wird vernachlässigt. In [Hong 97] ist die folgende Vorstellung beschrieben: Die Kamera ist an einem U-Boot befestigt, welches in einem Potenzialfeld eingetaucht ist und über kinematische Bedingungen in eine bestimmte Richtung bewegt wird. Der Hohlraum ist mit Wasser gefüllt und das U-Boot schwimmt mit der Strömung zum Ziel. Wenn der Anwender mit der Maus an eine Stelle des Sichtfeldes klickt, navigiert das U-Boot dorthin.



**Abb.65(a)-(d):** Bewegungsrichtung eines U-Boots von A nach B mit (d) einem Abzweig in einem Gefälle. Die Steigung in (b)-(d) symbolisiert das Potenzialfeld, das vom Start zum Ziel hinabfällt. [Bartz96]

Die Strömungsrichtung wird durch das Potenzialfeld vorgegeben, welches den Abstand zum Ziel codiert. Das U-Boot bewegt sich gerade in Richtung des steilsten Gefälles des Potenzialfeldes. Ferner wird die Bewegung von externen Kräften gehemmt, welche verhindern, dass das U-Boot zu schnell gleitet. Außerdem gibt es externe Kräfte, mit denen der Anwender das U-Boot per Maus klicken aus einem lokalen Minimum befördern kann. Weitere Parameter sorgen für das entsprechende Blickfeld der Kamera, wie das Drehen des Bootes ohne dass es seinen Ort verlässt, die Rotation, um wieder auf den vordefinierten Pfad zu gelangen und schließlich die Umkehrung, so dass das U-Boot in die entgegengesetzte Richtung, d.h. gegen das Potenzialgefälle schwimmen kann. Dies erlaubt das Abzweigen vom vordefinierten Pfad (Abb.65) und das Umkehren. Für die Nasennebenhöhlen ist diese Option unbedingt nötig, da in den verwinkelten Strukturen kaum alle relevanten Details von einem Pfadaussichtsbarsind.

**Pfadberechnung für Objekte der NNH.** Dazu Berechnung des Pfades neben den Potenzialfeldern der Dijkstra-Algorithmus verwendet wird, repräsentiert der Pfad einen kürzesten Weg zum Ziel. Für die Exploration der Nasennebenhöhlen wird das häufig nicht erwünscht sein. Daher bietet sich eine erweiterte Version des Verfahrens an: Vom Anwender sollen bei Bedarf interaktiv Zwischenpunkte definiert werden, durch die der Pfad verlaufen soll. Zwischen diesen Punkten kann die Berechnung des jeweils kürzesten Weges erfolgen.

Mit Schwierigkeiten wird die Bestimmung der Lage des Pfades in den Kompartimenten verbunden sein. Für Hohlräume wie Gefäße oder den Dickdarm kann die Lage durch eine Skelettierung ermittelt werden. Allerdings besitzen diese Objekte nicht so kompliziert verzweigte Strukturen wie das Siebbein. Der Erfolg eines gebräuchlichen Skelettierungsverfahrens ist fraglich. Womöglich sind für die mittige Platzierung des Pfades in den Hohlräumen Nutzerinteraktionen erforderlich.

Wie bereits in Abschnitt 4.6.2 erwähnt wurde, ist eine Unterscheidung zwischen durchdringbaren Wänden, die für das Endoskop durchlässig sein sollen und undurchdringbaren Wänden bedeutsam. Für letztere sind die Potenzialfelder entlang der Hohlräume zu berechnen. Solche Objekte können nah beieinander liegen, aber nur über Umwege kann der Weg von einem Objekt zum nächsten genommen werden. Für Objekte mit durchlässigen Wänden könnten die entsprechenden Abschnitte der Wände als Hohlraum deklariert und die Potenzialfelder dementsprechend berechnet werden. Somit kann der kürzeste Weg durch solche Wände hindurchgeführt werden.

**Sichtbarkeitsbestimmung.** Der Zeitaufwand zur Darstellung der komplexen Strukturen der NNH kann reduziert werden, indem der dreidimensionale Datenquader in Zellen zerlegt wird [Hong 97]. Ausgehend von der Zelle, in der sich die Kamera aktuell befindet, werden von einer Nachbarzelle zur nächsten Sichtbarkeitsbestimmungen vorgenommen, bis eine Zelle erreicht ist, in der keine sichtbaren Strukturen erkannt werden. Dadurch müssen nicht die Strukturen des gesamten Datensatzes auf ihre Sichtbarkeit hin überprüft werden.

**Anpassung der Segmentierung.** Bei den Nasennebenhöhlen erscheint es sinnvoll, bei Objekten mit schwach dargestellten Strukturen, wie dem Siebbein und der Kieferhöhle, zwei Versionen zu segmentieren. In einer Version sollen wie bisher versucht werden, möglichst viele Strukturen zu erfassen, solange die Wände nicht zu dick werden (Abb. 66(a) und (b)). Eine Abschätzung der Dicke von Wänden u. a. soll zumindest in Ansätzen möglich sein.

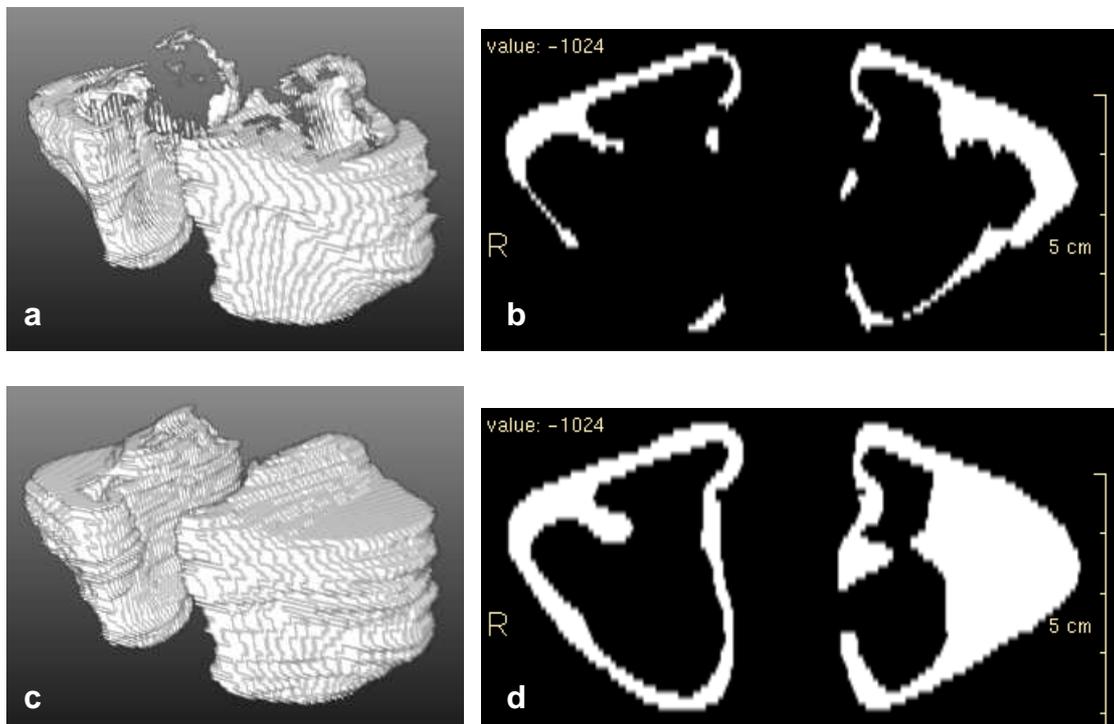


Abb. 66(a)-(d): Segmentierungsergebnisse für Kieferhöhlen. (a), (b): dünn; (c), (d) dick

Für die endoskopische Exploration der Datenbietet sich eine zweite Version an, bei der große Teile der Feinstruktur erfasst werden (Abb. 66(c) und (d)). Zwar werden andere Strukturen dadurch zu massiv segmentiert, aber dafür kann weitgehend gewährleistet werden, dass vorhandene Wände der Objekte auch tatsächlich dargestellt werden. Problematisch ist es, wenn Hohlräume versperert werden. In diesem Fall kann bei der Konturierung eines Objekts zusätzlich zur äußeren Kontur eine innere angelegt werden, wie es in Abb. 25, S. 32 zu sehen ist.

Zusammenfassend ist zu sagen, dass für die Durchführung einer virtuellen Endoskopie zwei Prozesse nötig sind: Eine Vorverarbeitung, in der die Berechnung der Potenzialfelder und des Default-Pfades vorgenommen wird, und die interaktive virtuelle Endoskopie selbst. Wichtige Aspekte bei der virtuellen Endoskopie in den Nasennebenhöhlen sind die Unterscheidung von durchlässigen und undurchlässigen Wänden und die häufig gegebene Möglichkeit, verschiedene (Um-)Wege einzuschlagen. Eine Implementierung einer Endoskopie-Komponente im INTERVENTIONPLANNER sprengt den Rahmen dieser Arbeit, ist aber für die Zukunft wünschenswert.

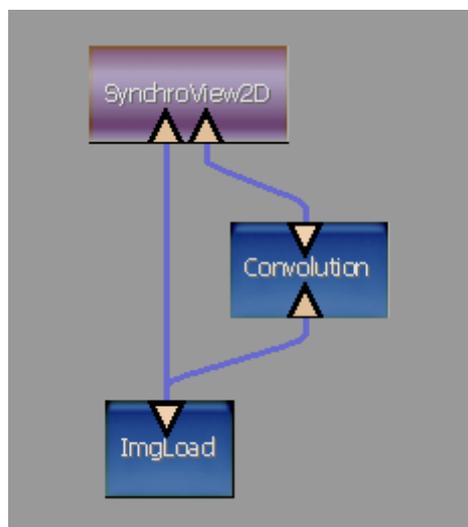
## 5 Implementierung von R HINOVISION

Basis der Implementierung der Segmentierungsapplikation ist ILAB4, das seit 1993 bei CeVis bzw. MeVis entwickelt wird. Nach einer kurzen Einführung in ILAB4 wird die Realisierung der Applikation R HINOVISION zur Segmentierung der Nasennebenhöhlen beschrieben und diskutiert.

### 5.1 Einführung in ILAB4

ILAB steht für Image Laboratory und erlaubt eine graphische Programmierung, bei der Module untereinander vernetzt werden können. Es stehen unter anderem Module zur Visualisierung, Bildverarbeitung, zum Einlesen und Speichern von Daten zur Verfügung. Außerdem gibt es einige Applikationen, wie HEPAVISION für die Lebersegmentierung und den INTERVENTIONPLANNER zur Operationsplanung der Leber. Mit den einzelnen Modulen von ILAB4 ist eine solide Sammlung von Programmbausteinen zum Aufbau von R HINOVISION gegeben.

Bei der Erzeugung der Module, Applikationen und ihrer Oberflächen sind Konstrukteure aus C++, JavaScript und GUI Script beteiligt. Ferner werden Methoden aus WebObjects, Joy (Java Script Interpreter), OpenInventor und OFFIS DCMTK (für DICOM 3.0) einbezogen. ILAB4 ist unter Windows NT/2000/XP und zukünftig auch Linux lauffähig.



**Abb.67:** ILAB4-Netz zum Einlesen und Anzeigen eines Datensatzes; das Modul Convolution bewirkt eine Laplace-Filterung

Ein einfaches Beispiel für die graphische Programmierung mit ILAB4 ist in Abb.67 dargestellt. Gelesen wird das Netz von unten nach oben. Das Modul ImgLoad leistet das Einlesen eines Datensatzes. Über den Ausgang des Moduls – symbolisiert durch das Dreieck am oberen Rand des Rechtecks – erfolgt per Drag & Drop eine Verknüpfung mit den anderen Modulen. Das Modul SynchronView2D dient der Anzeige der

Bilder – des Originals aus `ImgLoad` und seines Laplace-gefilterten Äquivalents aus `Convolution` – und ermöglicht ein synchrones Sliding und Windowing der Ansichten (Abb.68).

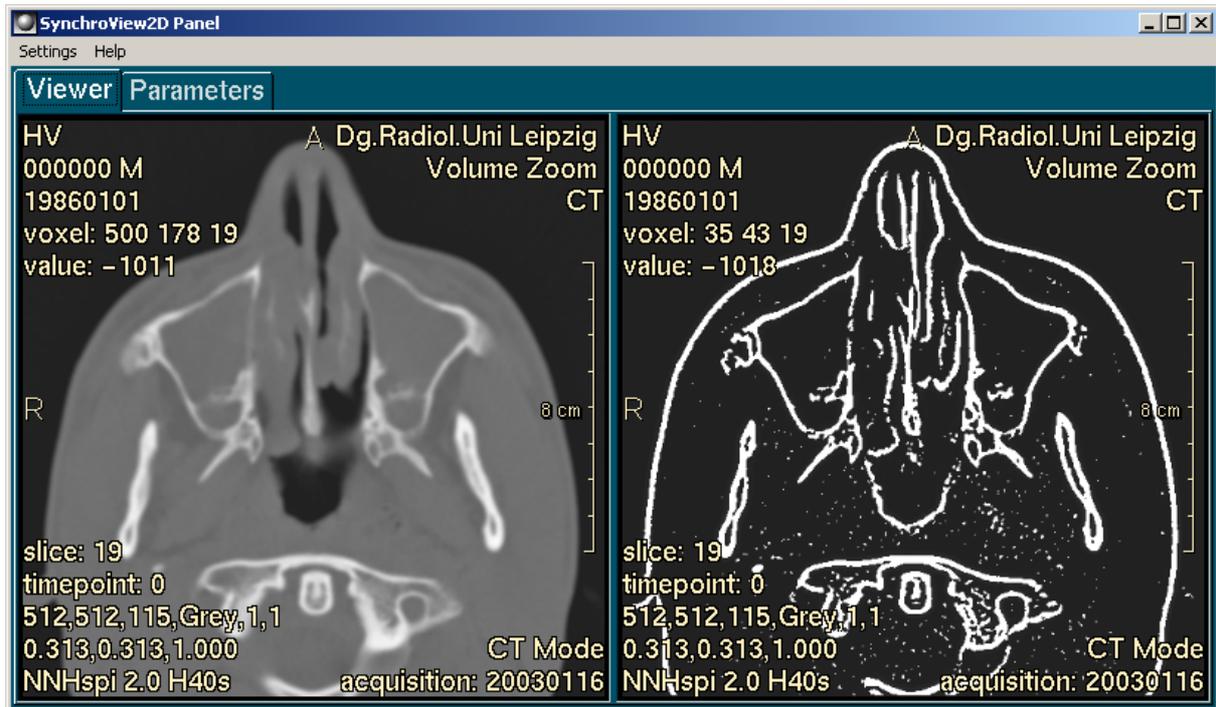


Abb.68: Anzeigedes Originals(links) und der gefilterten Daten(rechts) in SynchroView2D

Zum Erstellen einer Benutzeroberfläche werden neben dem Netz – abgespeichert in einer `*.net`-Datei – mit seinen Modulen und ihren Verknüpfungen vorwiegend Sprachelemente von Joy benutzt. Joy ist ein erweitertes JavaScript, das Konstrukte von ObjectiveC, C, Java und JavaScript kombiniert. Gespeichert wird der Programmcode in `*.script`-, `*.js`- und `*.def`-Dateien, wobei eine der `*.script`-Dateien den gleichen Namen wie das Netz trägt (`RhinoVision.script` in diesem Fall) und als Hauptdatei fungiert.

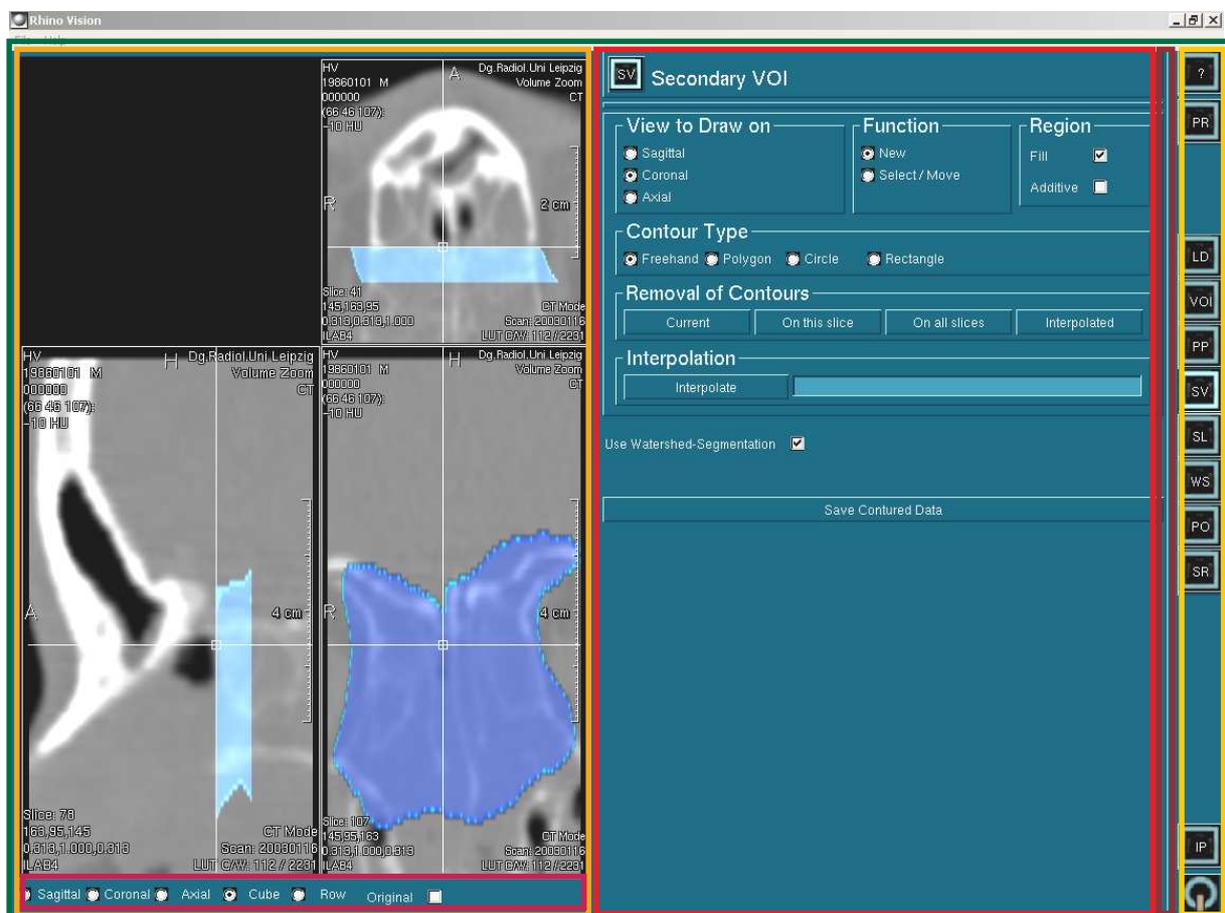
## 5.2 Oberflächengestaltung

Der Rahmen für die Gestaltung der Oberfläche ist in `RhinoVision.script` definiert. Die veränderlichen Bestandteile – die Views und Panels – werden nach Bedarf aus anderen `*.script`-Dateien geladen. Die Dateiorganisation stimmt weitgehend mit der Organisation der Panels überein und vereinfacht aufgrund der Unterstützung des Überblicks die Fehlerkorrektur, Wartung und Erweiterung von R HINOVISION. Der Entwurf der Applikation wurde umgesetzt. Einige Änderungen waren aufgrund technischer Gegebenheiten erforderlich, andere entsprachen einer Verbesserung der Benutzbarkeit von R HINOVISION.

Für die Viewer, Panels und Toolbar wurde jeweils ein Bereich angelegt. Das Realisierungsschema kann folgendermaßen beschrieben werden, wobei die Farbgebung mit derjenigen der Rahmen in Abb. 69 übereinstimmt:

```

Vertical "Rhino Vision" {
  Horizontal "Viewer / Panel / Toolbar" {
    Vertical "Viewer" { ...
      Horizontal "ViewerOptions" { ... }
    }
    Vertical "Panel" { ... }
    Separator { vertical }
    Vertical "ToolBar" { ... }
  }
}
    
```



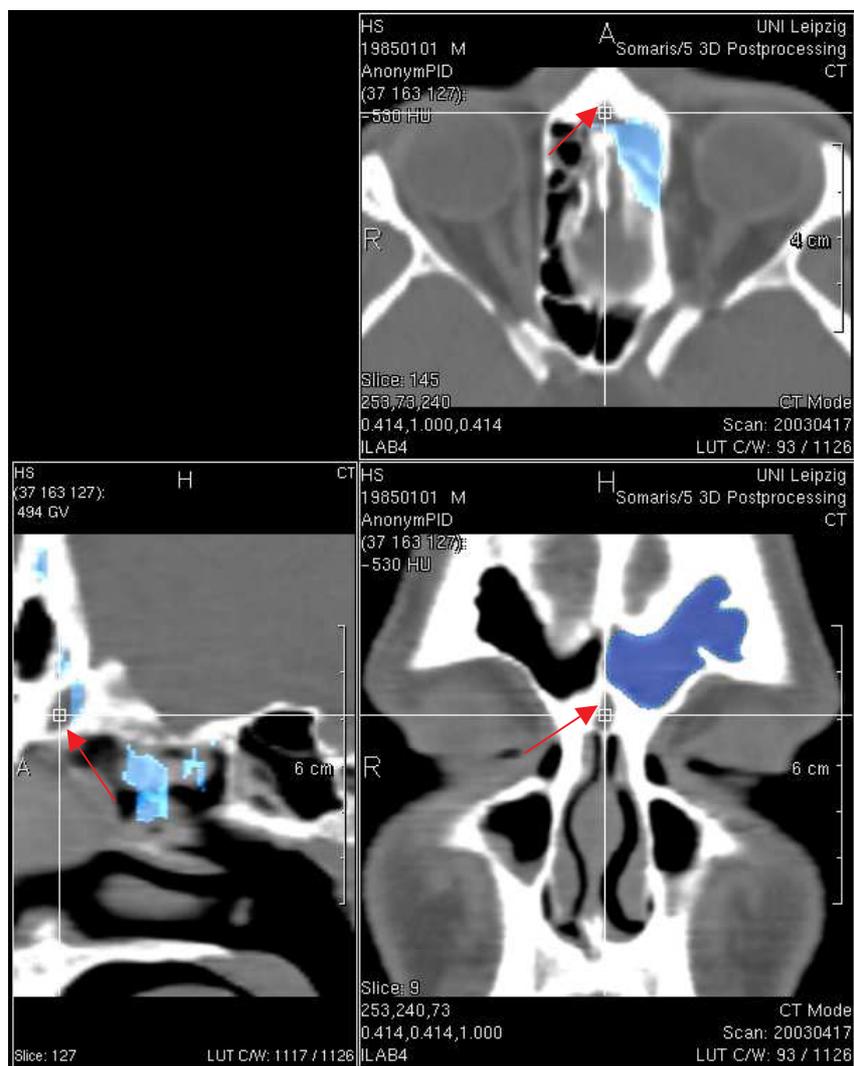
**Abb.69:** Oberfläche von R HINOVISION, Ansicht des Panels zur Generierung eines sekundären VOI. Zur Verdeutlichung des Bezuges zum .g.Codewurden die Bereiche farblich umrandet.

Der Rahmen für den Viewerbereich (orange in Abb.69) wird in der Datei RhinoVision.script, der Inhalt hingegen in ViewerContent.script festgelegt. Der Inhalt des Panelbereichs wird über die Aktivierung von Elementen der Toolbargeregelt. Für jedes Panel gibt es aufgrund der stark variierenden Inhalte eine eigene \*.script-Datei. Identisch sind in den Panels die Platzierungen der Titelzeile und der Save-Buttons und das Abarbeitungsschema. Die Gestaltung und Funktionalität der Toolbars sind ausschließlich in RhinoVision.script definiert.

### 5.3 Funktionalität von R HINOVISION

Inhalt dieses Abschnitts sind Beschreibungen der Viewer und ihrer Optionen, der Funktionalität der Panels, der Speicherung der segmentierten Strukturen und der möglichen Abfolgen von Arbeitsschritten in der Applikation. Die in den Abschnitten 5.3.4 bis 5.3.12 beschriebenen Panels sind über die Toolbars zu erreichen.

RHINOVISION vereint alle Schritte vom Laden und Umwandeln der Original-DICOM-Daten über die Segmentierung bis hin zur Ergebnisspeicherung in einer Applikation. Zur Segmentierung wird unter anderem eine Erweiterung der interaktiven Wasserscheidentransformation (IWT) genutzt: die intervallbasierte IWT. Die Eingrenzung auf ein HU-Intervall ist optional und sinnvoll vor allem für die Ermittlung von Weichteilen, welches sowohl hellere als auch dunklere Bestandteile beinhaltet.



**Abb.70:** Konturierung eines Tumors (blau unterlegt) in koronaler Ansicht (rechts unten) mit LiveWire. In der sagittalen und axialen Ansicht wird der erkennbar, dass noch ein Tumor-Bereich fehlt (roter Pfeil) und in der koronalen Ansicht ergänzt werden muss.

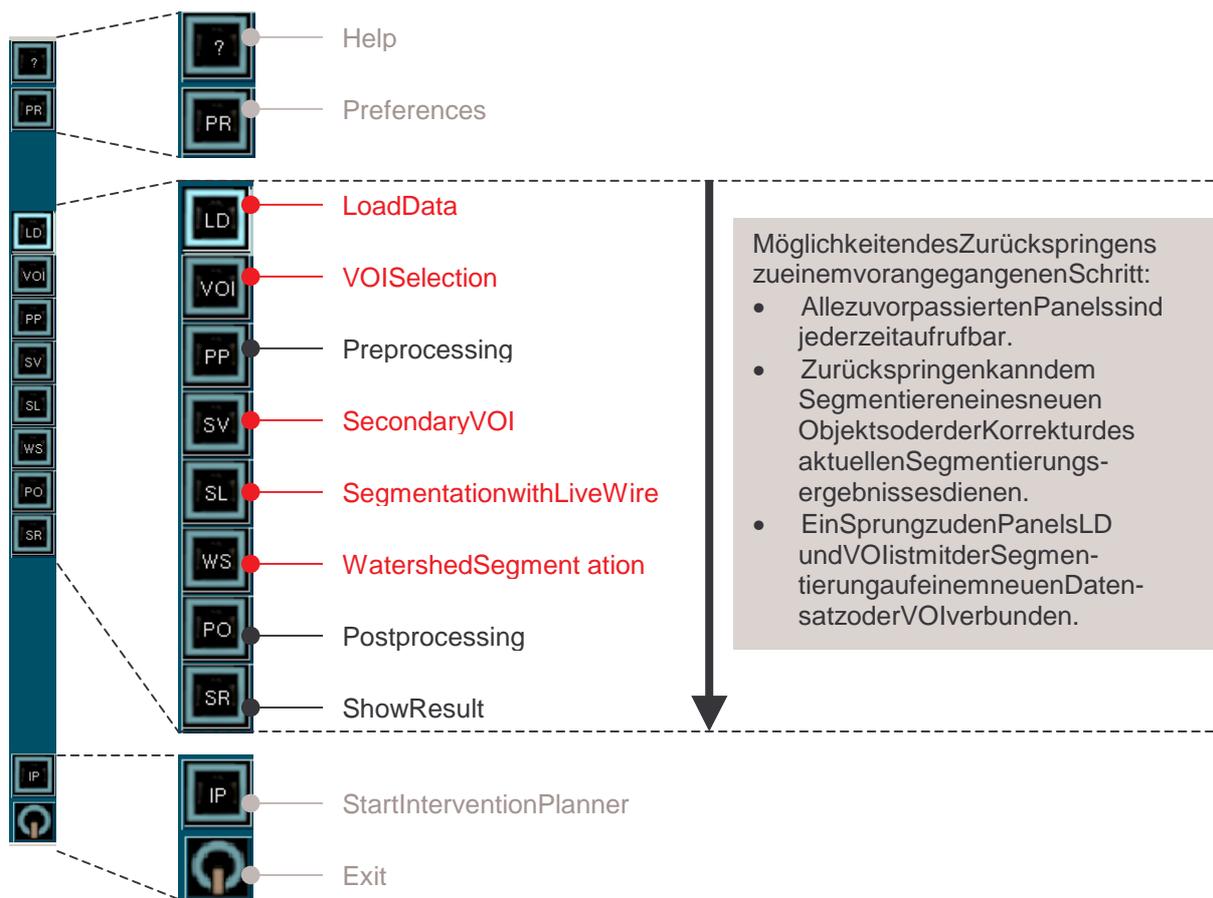
Der Ablauf der Bearbeitung der CT-Daten kann stets in den drei Hauptebenen axial, sagittal und koronal kontrolliert werden. Dadurch kann die Genauigkeit der Segmentierung gesteigert werden. Abb.70 zeigt einen Fall, in dem bei Betrachtung der koronalen Ebene eine Struktur (roter Pfeil) eventuell nicht dem Tumor zugerechnet

würde. Die Kontrolle dieser Position mit dem Fadenkreuz in den anderen Ebenen zeigt jedoch, dass diese Struktur noch zum pathologischen Gewebe gehört.

Eine wichtige Eigenschaft von RHINOVISION ist, dass beliebig viele Objekte segmentiert und gruppiert werden können. Objekte eines Typs, z.B. Polyp, können einzeln, in Gruppen oder alle zusammen segmentiert und gespeichert werden. Dieses Vorliegen von einzelnen oder mehreren Objekten pro Speicherobjekt – eine \*.dcm- und eine \*.tif-Datei – wirkt sich auf die selektive Darstellung der Objekte im INTERVENTIONPLANNER aus: Sie können analog dazu einzeln, in Gruppen oder alle auf einmal ein- bzw. ausgeblendet werden. In HEPAVISION – der Applikation von MeVis für die Segmentierung der Leber – werden hingegen alle Objekte, z.B. Tumoren, in einer Datei gespeichert. Eine selektive Darstellung und Bearbeitung einzelner Tumoren ist damit nicht möglich.

### 5.3.1 Obligatorische und fakultative Arbeitsschritte

Die in Abschnitt 3.10, S. 61 beschriebenen Abläufe finden in den Arbeitsschritten von RHINOVISION ihren Niederschlag. Veranschaulicht werden sie durch eine Folge von Icons in der Toolbar. Von oben nach unten durchlaufen stellen sie den Weg zur Bearbeitung eines Objekts dar.



**Abb.71:** Toolbar von RHINOVISION – im mittleren Teil die Arbeitsschritte. Die obligatorischen Schritte sind rot gekennzeichnet. Die Schritte *SecondaryVOI* und *Segmentation with LiveWire* müssen nicht beide ausgeführt werden. Für einen Input in die WT reicht eines von beiden aus. Bei einer Verwendung von *Segmentation with LiveWire* kann die WT entfallen.

Für das nächste zu ermittelnde Objekt springt der Anwender in der Toolbar bis zu einem bestimmten Schritt zurück. Dieser Schritt wird häufig die Generierung des sekundären VOI sein, kann aber auch die Segmentierung mit LiveWire bzw. der Wasserscheidentransformation sein. Im letztgenannten Fall wird auf dem konturierten Bereich (sekundäres VOI) gearbeitet, der für das zuvor segmentierte Objekt verwendet wurde.

**Einlesen der Daten.** Vor seiner Bearbeitung muss ein Datensatz eingelesen und in der Regel umgewandelt werden. Im Original liegen die CT-Daten schichtweise vor, d.h. jede einzelne Schicht ist in genau einer DICOM-Datei abgespeichert. Die CT-Daten werden bei der Konvertierung komplett in eine Datei im TIFF-Format übertragen. Zusätzlich wird eine DICOM-Datei mit den Patientendaten angelegt, die jedoch kein Bildmaterial mehr enthält.

Um diese Umwandlung vorzunehmen, muss der Anwender ein separates Fenster öffnen (siehe Abschnitt 5.3.4), in dem er den Ort der Daten auswählt und diese importieren kann. Danach können die konvertierten Daten durch eine Bestätigung mit einem OK-Button in den View von R\_HINOVISION übertragen werden.

**VOI-Selektion.** Ein Volume of Interest muss vom Anwender gewählt und gespeichert werden. Das VOI stellt im INTERVENTIONPLANNER die Basis für alle segmentierten Objekte dar und muss dementsprechend alle relevanten Strukturen umfassen. Eine Änderung des VOI im Verlauf der Segmentierung hat zur Folge, dass die bis dahin segmentierten Objekte nochmals segmentiert werden müssen.

**Vorverarbeitung.** Die Filterung der Daten im Zuge einer Vorverarbeitung ist kein obligatorischer Schritt. Bei stark verrauschten Daten ist eine Glättung mit einem Medianfilter günstig. Allerdings wurden damit in den untersuchten Datensätzen keine großen Verbesserungen in der Genauigkeit der Segmentierungsergebnisse und im Segmentierungsaufwand erreicht. Die Vorverarbeitung ist für alle Objekte gleich, kann aber bei Bedarf auch variieren, das die VOI-Selektion nachgeschaltet ist.

**Konturierung.** Die Konturierung kann in zwei verschiedenen Absichten erfolgen:

- mit allgemeinen Konturen (Rechteck, Kreis, Polygonzüge, Freihand), um ein sekundäres VOI zu erzeugen, welches die aktuell zu segmentierende Struktur gegen andere Strukturen abgrenzt oder
- mit LiveWire-Konturen, um eine Struktur zu segmentieren (ohne anschließende Wasserscheidentransformation) oder eine exaktere Abgrenzung zu erreichen – nützlich bei Tumoren.

Welcher Konturtyp verwendet wird, ist dem Anwender überlassen, und Kombinationen der Typen sind grundsätzlich möglich.

Weil es für die Segmentierung der Nasennebenhöhlen und zur IWT überzugehen – dort müssen dann unverhältnismäßig viele Marker gesetzt werden und eine saubere Abgrenzung zu Nachbarobjekten ist trotzdem kaum erreichbar – ist die Konturgenerierung vom Anwender in jedem Fall durchzuführen.

**Wasserscheidentransformation.** In den meisten Fällen ist die IWT zur Segmentierung zu nutzen. Ausnahmen bilden Strukturen wie der Sehnerv, die von relativ einfacher Form sind und bereits mit LiveWire ausreichend genau konturiert werden können. Um die IWT zu überspringen, muss im LiveWire-Panel die IWT-Benutzung

über eine Checkbox deaktiviert werden. Vermutlich wird der IWT-Schritt jedoch selten ausgelassen werden. Alle Objekte eines Datensatzes können und sollen mit LiveWire und/oder der Wasserscheidentransformation segmentiert werden.

**Nachverarbeitung.** Wie auch die Vorverarbeitung ist die Nachverarbeitung eines segmentierten Objekts optional. Einzusetzen ist sie dann, wenn Strukturen ausgedünnt oder verbreitert werden sollen.

**Anzeige des Ergebnisses.** Ein segmentiertes Objekt kann bei Bedarf nach der IWT, der Nachverarbeitung oder bereits nach einer LiveWire-Segmentierung im Dreidimensionalen zu Kontrollzwecken begutachtet werden.

**Speicherung.** Optional ist die Speicherung von Zwischenergebnissen, wie zum Beispiel den Ergebnissen der Vorverarbeitung und der Konturgenerierung. Gespeichert werden müssen hingegen das VOI und alle segmentierten Objekte.

### 5.3.2 ILAB-Netz in R\_HINOVISION

Das ILAB-Netz für R\_HINOVISION ist in Abb. 72 dargestellt. Zu lesen ist es von unten nach oben. Die halbkreisförmigen Öffnungen der Module entsprechen Open Inventor-Ein- bzw. Ausgängen. Eine vergrößerte Darstellung des Kernbereichs für die Realisierung der Arbeitsschritte wird in Abb. 73 gezeigt.

Nicht alle Viewer sind direkt im Hauptnetz sichtbar. Die Viewer der Module für die VOI-Selektion, das Konturen-Zeichnen, die Wasserscheidentransformation und die Anzeige eines Segmentierungsergebnisses werden innerhalb dieser Module gehalten. Bis auf den Viewer des Moduls `ShowSegRes` handelt es sich ausnahmslos um 2D-Viewer. Der Viewer, in dem die eingelesenen Originaldaten angezeigt werden und in dem die Auswirkungen der Vor- und Nachbearbeitung sichtbar werden, ist mit `Mainview` bezeichnet. Das Modul `View2DExtensions` regelt die Windowing-Parameter, die Tastenkombinationen für die Windowing- und Slicing-Einstellungen und die Beschriftungen eines Datensatzes (Patientenname, Aufnahme datum etc.). Der `SoView2DSlicer` ist für das Blättern durch die Schichten des Datensatzes zuständig, `OrthoView2D` sorgt für die Ansicht der Daten in den drei Hauptebenen axial, koronal und sagittal und `SoView2DCurrentPos` ist für die Positionsbestimmung anhand eines Fadenkreuzes verantwortlich. Der Viewer `Original` für die Einblendung der Originaldaten ist analog zu `MainView` aufgebaut.

Mehrere `Switch`-Module legen fest, welche Daten jeweils an das nachfolgende Modul weitergeleitet werden sollen. Daher müssen zum Beispiel nicht fünf `ImgSave`-Module, sondern nur eines angelegt werden, für das der Input über Anweisungen im Script gewechselt wird.

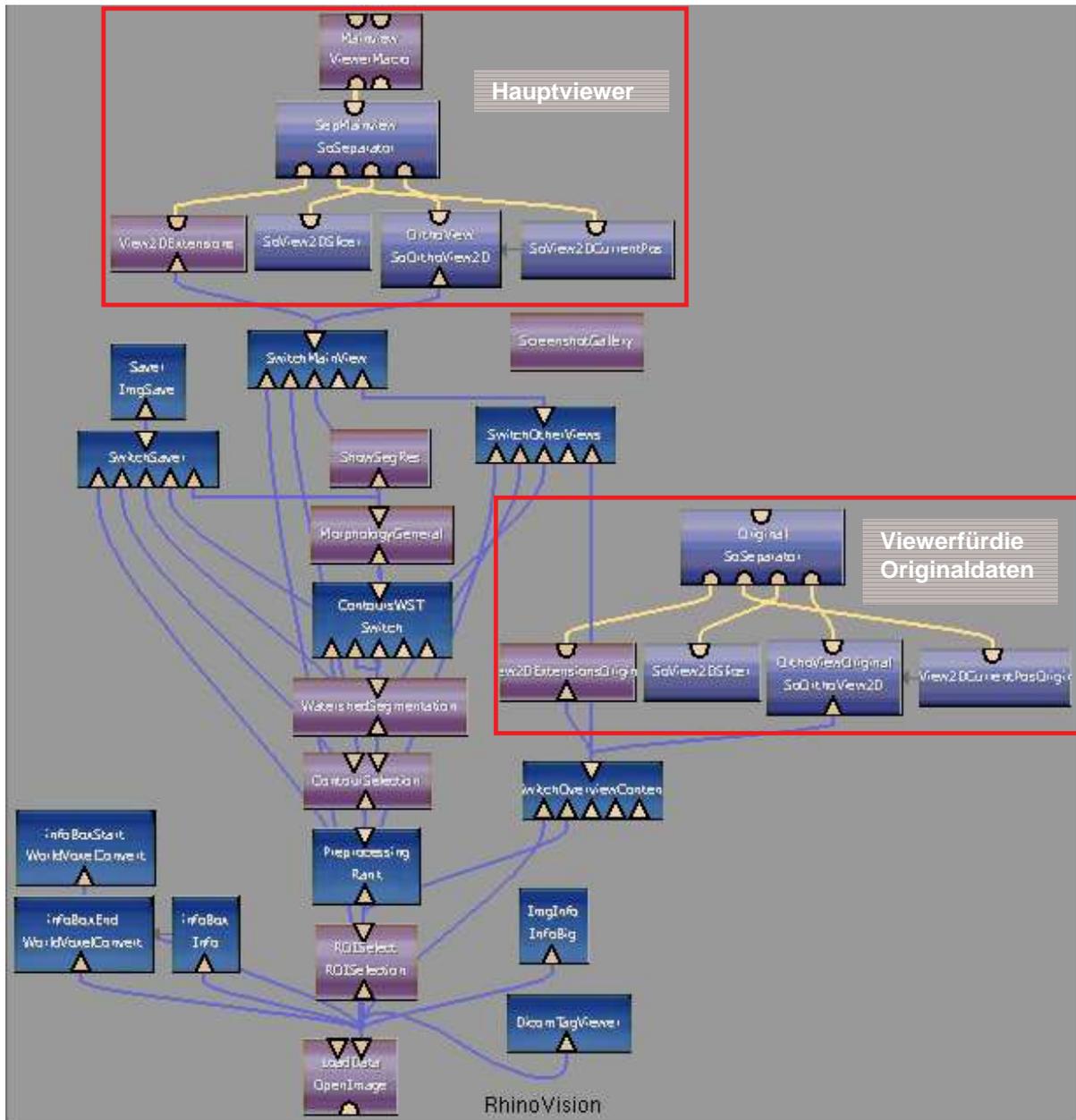


Abb.72: ILAB-Netz von R HINOVISION

Bei den Modulen `ROISelection`<sup>4</sup>, `ContourSelection`, `WatershedSegmentation`, `MorphologyGeneral` und `ShowSegRes` handelt es sich um Macro-Module, die eigens für R HINOVISION erzeugt wurden. Sie erhöhen die Übersichtlichkeit des Hauptnetzes und dienen der Optimierung von Zugriffen auf einzelne Komponenten der Module. In den Macro-Modulen sind die jeweils relevanten Bestandteile der benutzten Einzelmodule in einer Oberfläche zusammengefasst und lassen sich leicht auf die Hauptanwendung R HINOVISION übertragen.

<sup>4</sup>In ILAB wird ein VOI terminologisch als ROI gehandhabt. Die Bezeichnung ROI wird im Folgenden nur für Auszüge aus Programmcode oder XML-Dokumente verwendet. Ansonsten wird im Text weiterhin der Begriff des VOI benutzt.

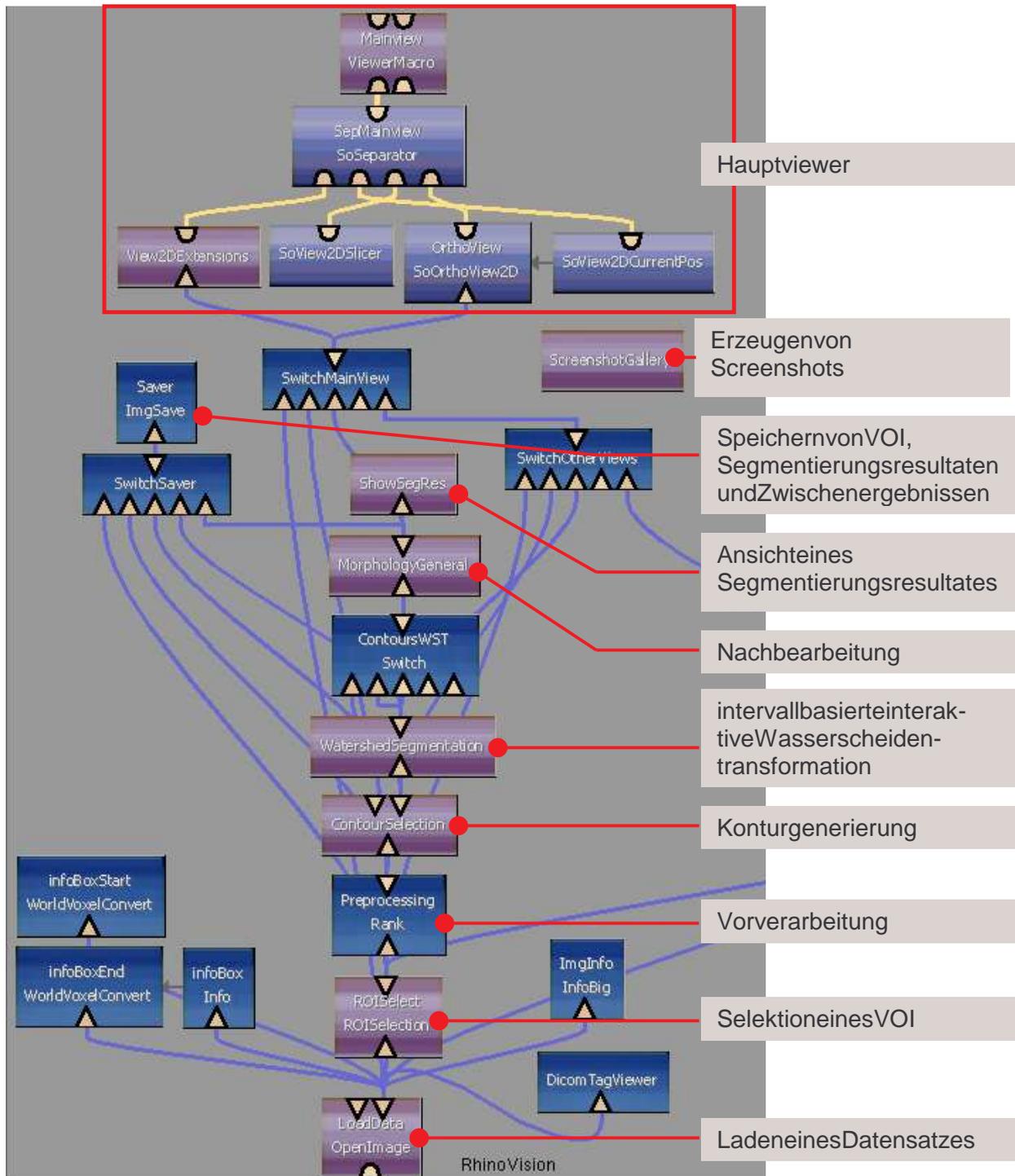


Abb.73: TeildesILAB-NetzesvonR HINOVISION

DasumfangreichsteMacro-Modulist ContourSelection(Abb.74). Darinsinddie Auswahl einer Ansicht zum Konturen-Zeichnen ( OrthoReformat3 und Switch-Perspective),dieAuswahldesKonturtyps( DrawContoursund DrawLiveWire) unddieVerknüpfungmitdem Viewer,indemdieerforderlichenInteraktionenzum Zeichnen erfolgen, angelegt. Des Weiteren existierte ein Viewer( Viewer2), welcher das Ergebnis der Maskierung der Bilddaten mit dem konturierten Bereich anzeigt. Die Maskierung ist notwendig, damit nicht nur die Konturen selbst als Binärbild, sondern die konturierten Bilddaten an ein Folgemodul im Hauptnetz weitergereicht werden.

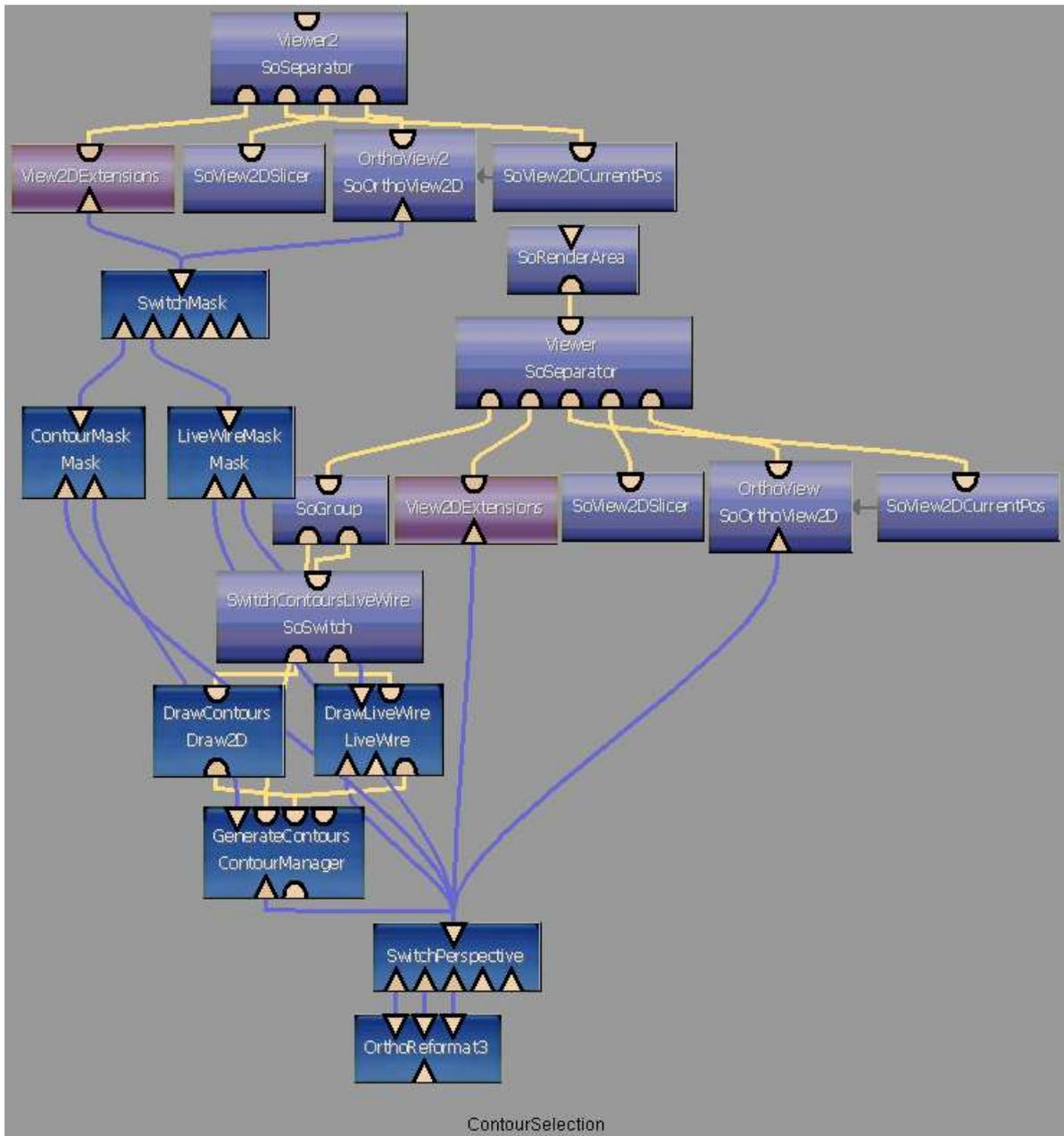


Abb.74: NetzdesMacro-Moduls ContourSelection

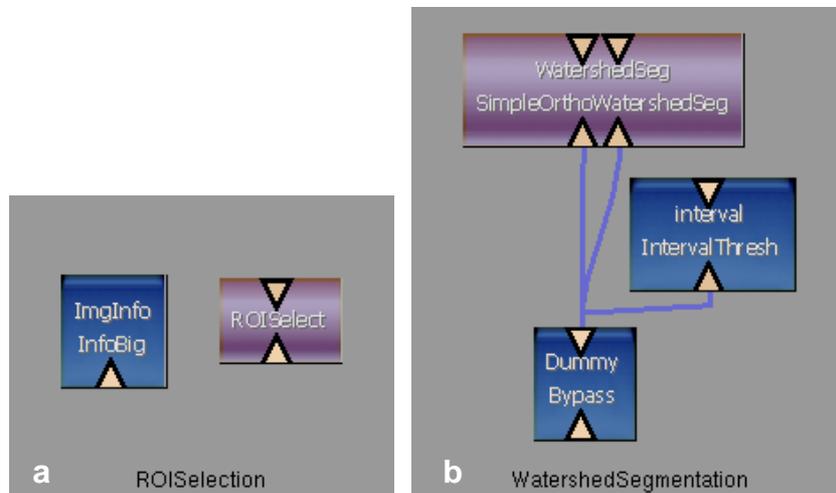


Abb.75(a),(b): NetzederMacro-Module(a) ROISelectionund(b) WatershedSegmentation

Die Erweiterung der Macro-Module `ROISelection`, `WatershedSegmentation` sind vor allem im Script zu erkennen. Für sie werden neue Oberflächenelemente erzeugt und Zugriffe auf interne Werte zugrunde liegender Module ermöglicht. Für die Nutzung der Intervall-Option in der IWT wird als Input für das Modul `SimpleOrthoWatershedSeg` der Output von `IntervalThresh` verwendet. Das Umlegen der Verbindungen zwischen den Modulen erfolgt ebenfalls aus dem Script heraus. Die Methoden der Nachverarbeitung sind im Macro-Modul `MorphologyGeneral` zusammengefasst (Abb.76).

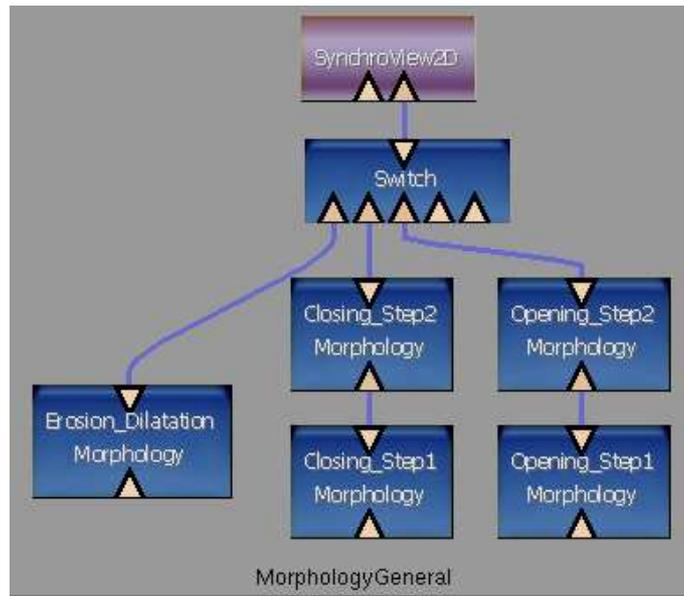


Abb.76: Netz des Macro-Moduls `MorphologyGeneral`

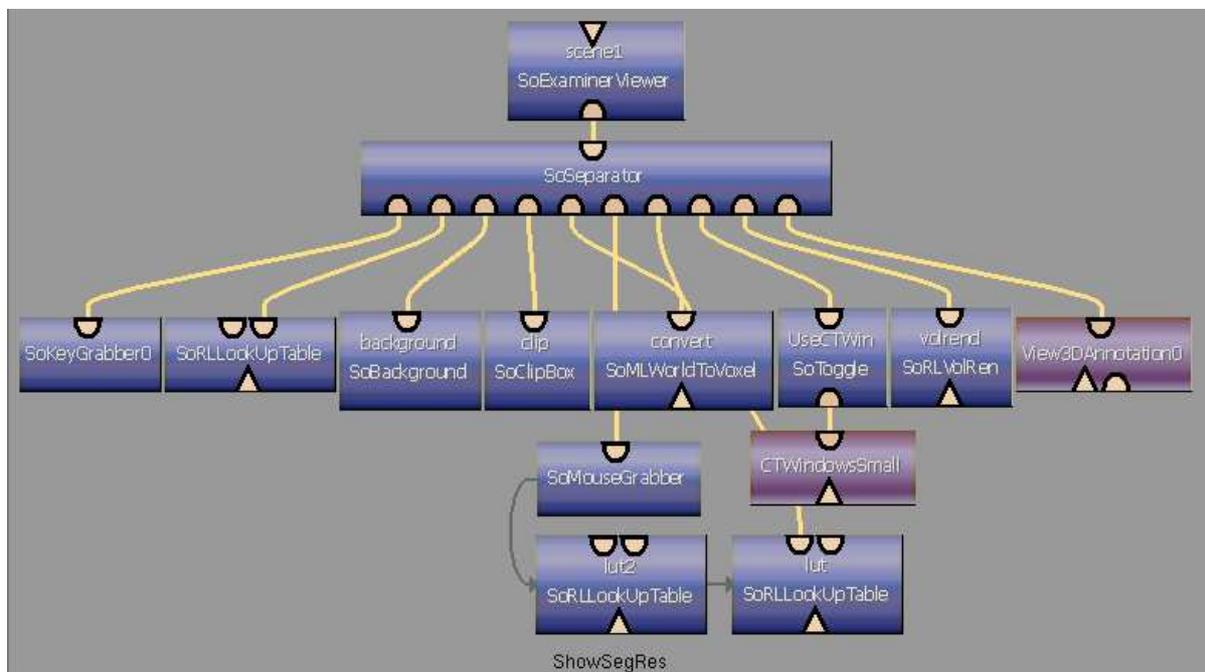
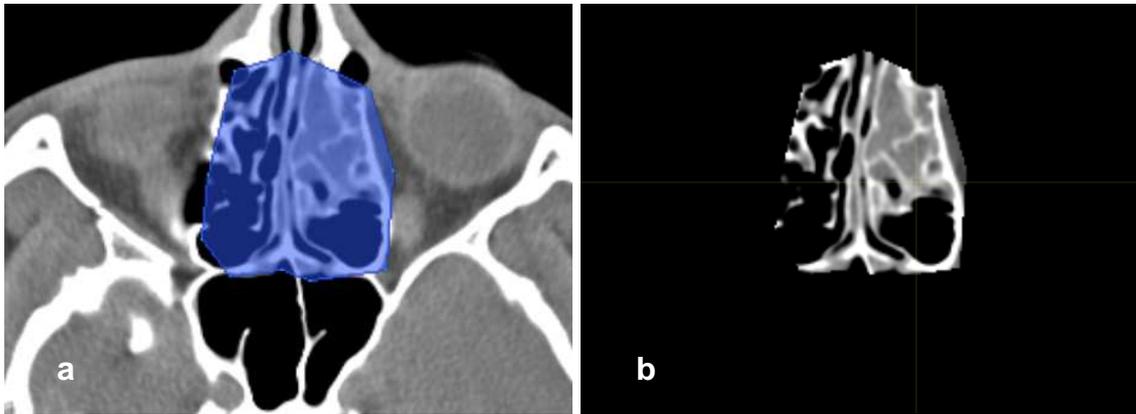


Abb.77: Netz des Macro-Moduls `ShowSegRes`

Für die 3D-Darstellung eines Segmentierungsergebnisses ist `ShowSegRes` zuständig. Das ILAB-Modul `SimpleView3D` wurde für `ShowSegRes` in Teilen übernommen und bzgl. seiner Oberfläche und den Möglichkeiten der Zugriffe auf einzelne Parameter abgewandelt.

### 5.3.3 Optionen und Synchronisation der Viewer

Im Viewer von R\_HINOVISION werden die Bilddaten des aktuellen Arbeitsschrittes angezeigt. Optional lassen sich anstelle der aktuellen Bild daten die Originaldaten über die Aktivierung einer Checkbox einblenden, um eine zusätzliche visuelle Kontrolle zu gewährleisten. Relevant wird dies spätestens nach der Konturgenerierung, ab der nun noch die jeweils konturierten Daten angezeigt werden (Abb.78).



**Abb.78(a),(b):** (a) Konturierung des Siebbeins mit Polygonzügen (b) Ergebnis der Konturierung: ein sekundäres VOI; der Bezug zu dessen Umgebung ist nicht mehr sichtbar

Ursprünglich war im Entwurf vorgesehen, für die Ansicht der Arbeitsdaten und des Originals zwei verschiedene Bereiche zu reservieren – einen Hauptviewer und einen Übersichtsvierwer. Damit sollten die Originaldaten jederzeit gleichzeitig mit den Arbeitsdaten angezeigt werden können. Dieser Ansatz stand in Anlehnung an den INTERVENTIONPLANNER, wurde jedoch aus folgendem Grund verworfen: Im INTERVENTIONPLANNER dient der Übersichtsvierwer der 2D-Darstellung, der Hauptvierwer hingegen der 3D-Darstellung. In R\_HINOVISION werden die Daten aber in jedem Arbeitsschritt in 2D betrachtet, sodass ein Übersichtsvierwer überflüssiger scheint.

Stattdessen wurde eine Erweiterung des Viewers von R\_HINOVISION vorgenommen: Die 2D-Darstellung ist nicht auf eine axiale Ansicht der Daten beschränkt. Als weitere Ansichtsmodi sind die koronale und sagittale Ansicht realisiert. Überdies können alle drei Ansichten miteinander kombiniert werden (Abb.79 (d), (e)). Das Setzen eines Fadenzuges ermöglicht die gleichzeitige Anpeilung einer Position in den drei Ansichten der Daten. Damit steht dem Anwender eine gute Möglichkeit zur Kontrolle der Arbeitsschritte auf den Daten zur Verfügung.

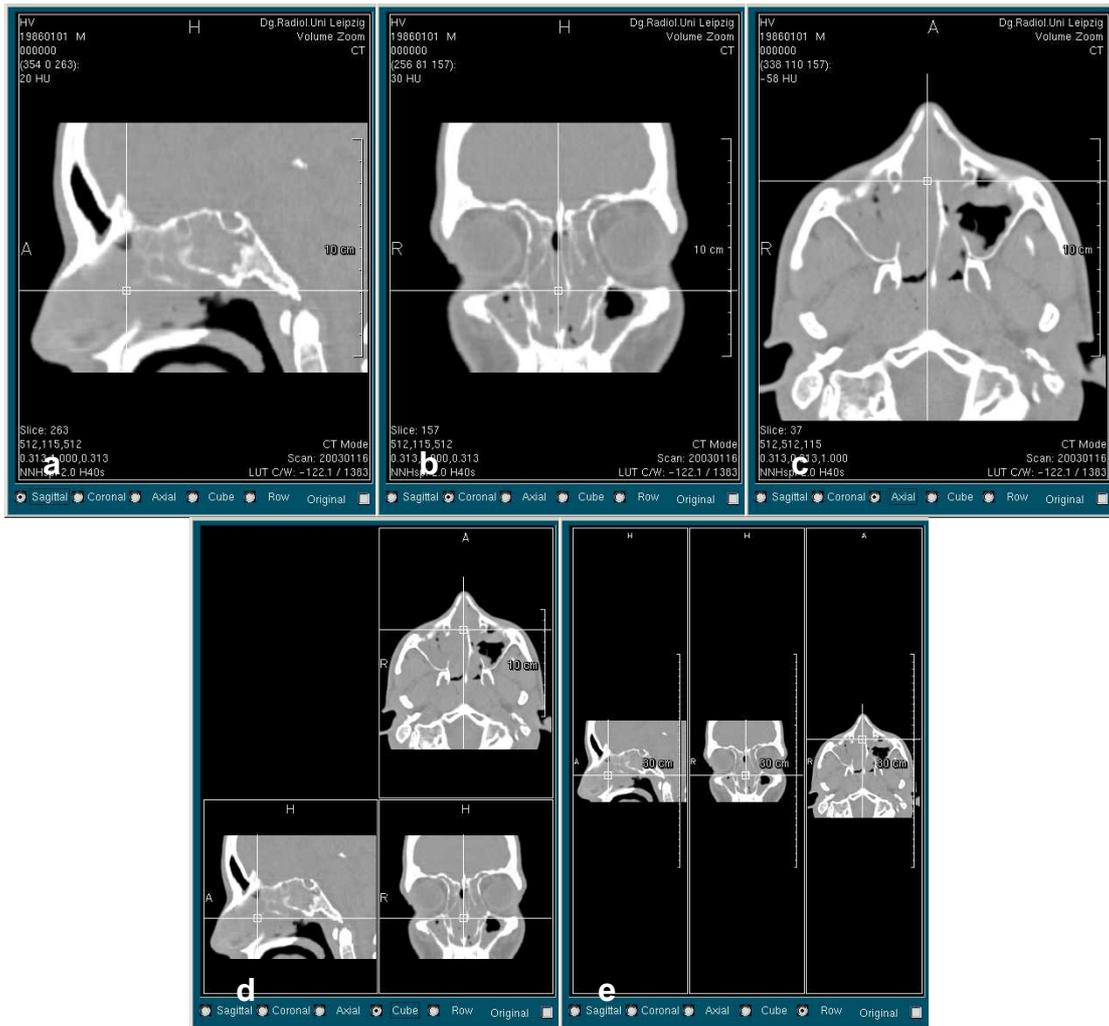


Abb.79(a)-(e): Ansichtsmodi des Viewers von R HINOVISION: (a) sagittal (b) coronal (c) axial (d) cube (e) row

Aus Anwendersicht gibt es genau einen Viewer. Intern müssen jedoch aus technischen Gründen fünf Viewer benutzt werden. Wegen der Interaktionen zwischen Viewer und Eingabegerät (Maus) existieren für die Prozesse der VOI-Selektion, der Konturgenerierung, der Wasserscheidentransformation und der 3D-Ergebnisanzeige eigene Viewer. Auch für die Anzeige der Originaldaten gibt es einen gesonderten Viewer.

Der Einsatz verschiedener Viewer für verschiedene Aufgaben ist mit der Notwendigkeit einer Synchronisation der Viewerparameter verbunden. Der Anwender soll nicht in jedem Arbeitsschritt Parameter einstellen, wie die aktuell angezeigte Schicht, die Daten, die Kontrast- und Helligkeitsparameter und die Anordnung der einzelnen Ansichten, neu vornehmen müssen. Für die Synchronisation wurden globale Parameter angelegt. Beim Wechsel zwischen zwei Viewern werden die Windowing- und Slicing-Parameter des bisherigen Viewers in dieses gespeichert. Danach werden die globalen Werte auf die lokalen Werte des neuen Viewers übertragen.

### 5.3.4 LoadData

Als Inputs in R HINOVISION dreier verschiedene Arten von Daten zugelassen:

- CT-Rohdaten im DICOM-Format, die eingelesen und zu einer \*.tif- und \*.dcm-Datei zusammengefasst werden,
- CT-Rohdaten, die bereits zusammengefasst vorliegen,
- einzelne bereits segmentierte Objekte (ebenfalls im Format \*.tif- und \*.dcm),
- \*.xml-Dateien, falls ein bereits bearbeiteter Datensatz weiterbearbeitet oder korrigiert werden soll.

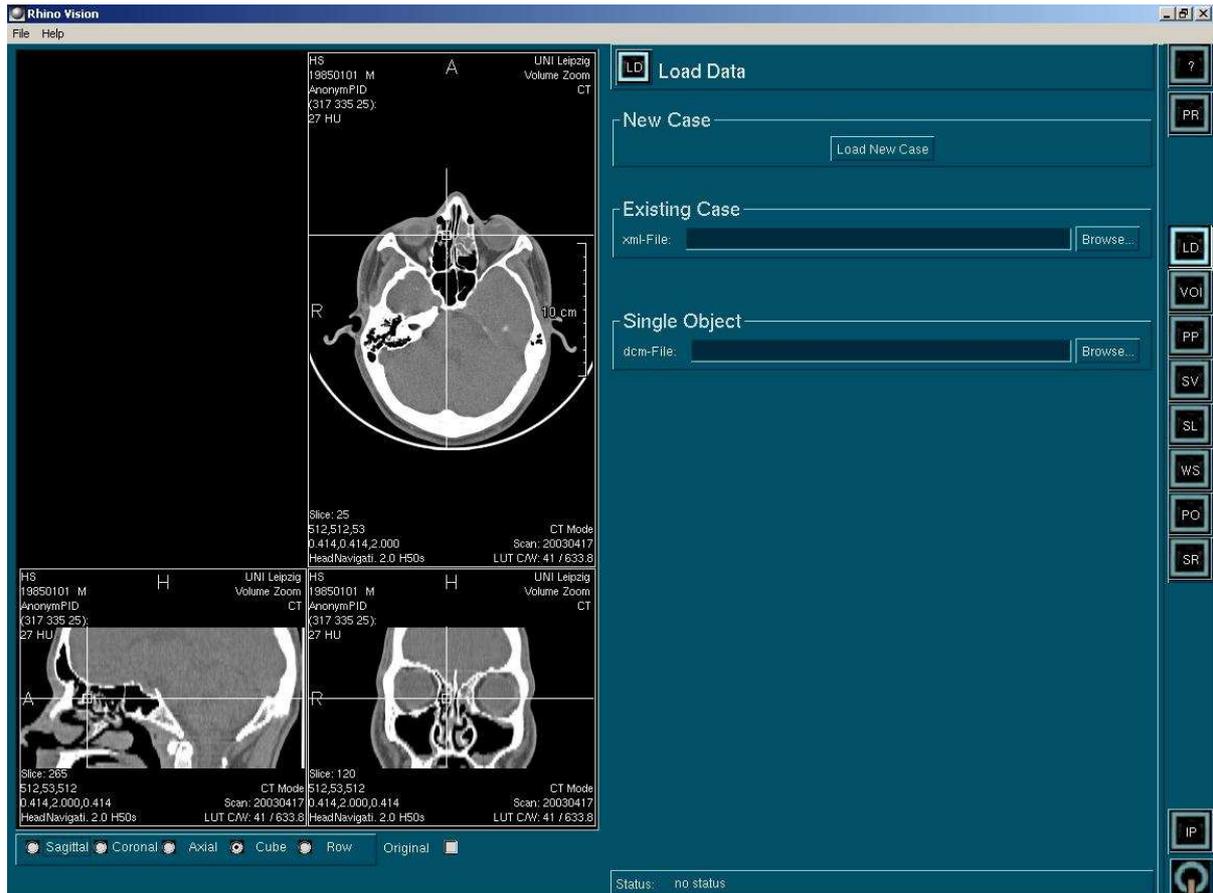


Abb.80: Startansicht von R HINOVISION mit einem bereits geladenen Datensatz

Das Einlesen der Daten erfolgt über das OpenImage-Modul von ILAB. In diesem Modul wird das DicomBrowser-Modul benutzt, auf dessen Panel, im Gegensatz zu vielen anderen in ILAB, kaum Einfluss genommen werden kann. Das Weglassen von einigen Optionen, die für die Arbeit mit R HINOVISION nicht relevant sind, ist nur sehr begrenzt möglich. Die verbleibenden Teile des Panels nehmen auch dann noch zu viel Platz in Anspruch, so dass für das Laden der DICOM-Daten ein separates Fenster geöffnet werden muss (Abb.81).

In diesem Fenster ist oben links ein Vorschaubereich eingerichtet, rechts davon eine Auflistung der DICOM-Tags und darunter ein Bereich, in dem Informationen zu den Einzelbildern des Datensatzes angezeigt werden. Eine Version des DicomBrowser-Panels zu entwickeln, die sich mehr an den Bedürfnissen der klinischen Anwender ausrichtet, ist wünschenswert. Darin sollte nur der Pfad der Originaldaten vom Anwender ausgewählt werden müssen, und ein anschließendes Klick auf den Button

Import Dicom sollte das Einlesen der Daten und die Anzeige von Informationen zum Namen des Patienten, Datum und Ort der Aufnahme etc. auslösen.

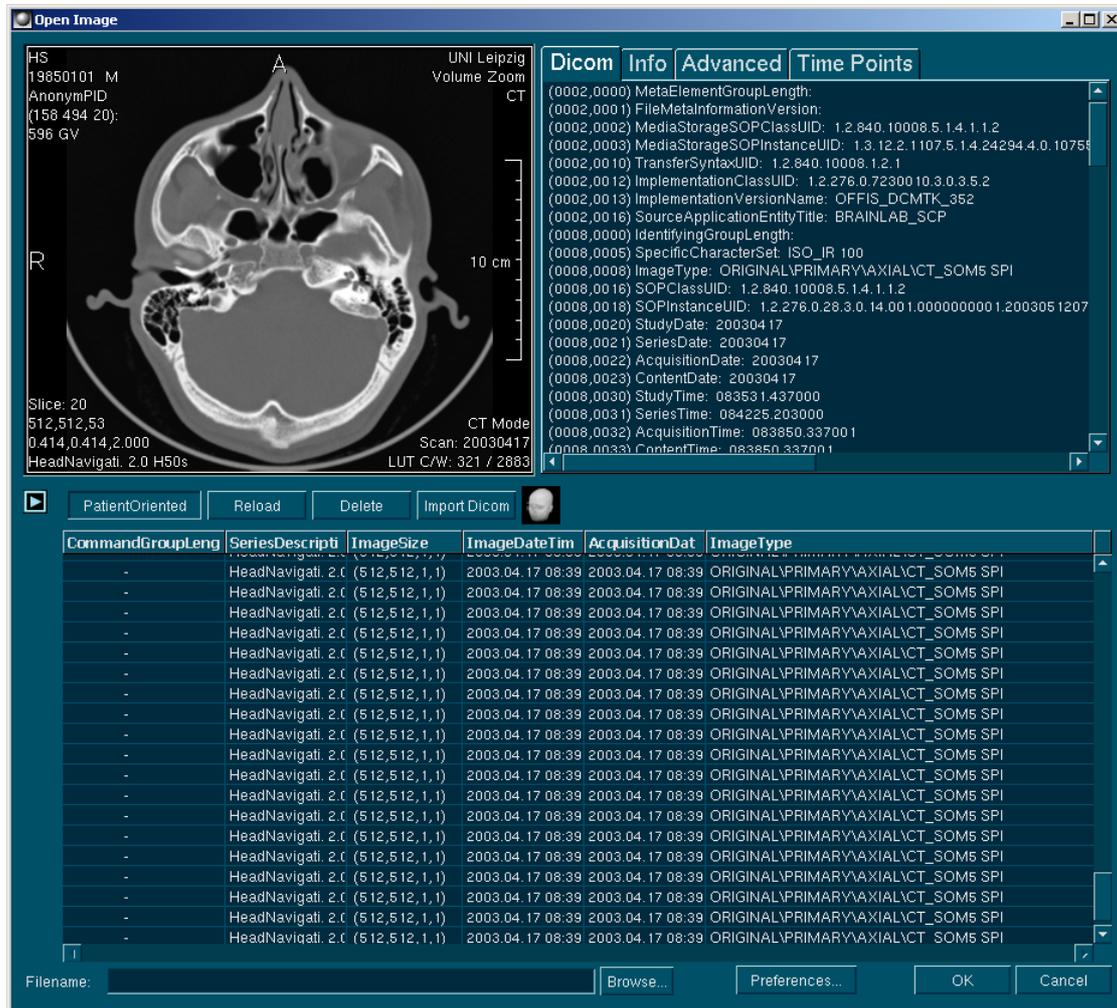


Abb.81: DicomBrowser in R HINOVISION

### 5.3.5 Volume of Interest

Im ROISelect-Modul von ILAB wird das interessierende Volumen über Interaktionen des Nutzers im Viewer definiert. Die Grenzen des VOI können in alle sechs Richtungen (anterior, posterior, kranial, kaudal, links, rechts) durch drag & drop mit der Maus verschoben werden. In R HINOVISION ist dieses Modul mit einem Bildinformationsmodul im Macro-Modul ROISelection kombiniert. Das zugehörige Panel verfügt zusätzlich über sechs Slider, mit denen Einstellungen am VOI vorgenommen werden können. Die Slider sind gemäß den Richtungen im Körper des Patienten paarweise angeordnet. Das Überlappen von Slidern eines Paares wird verhindert, damit z.B. aus Anterior nicht Posterior wird.



Abb.82: Viewers und Panel zur Selektion eines VOI

### 5.3.6 Preprocessing

Schritte der Vorverarbeitung sind die Anwendung eines Median- oder Minimumfilters zur Reduktion von Bildrauschen. Modifiziert werden können die Größe der Filtermaske und das Intervall von HU-Werten, auf dem die Filterung angewendet werden soll. Slider werden für die Festlegung der Größe der Filtermaske eingesetzt, da sie zu einer großen Ausdehnung der Maske verleiten können – ein Umstand, der für die Bildvorverarbeitung in den NNH nicht sinnvoll ist und zudem mit einem hohen Zeitaufwand einhergeht.

Median- oder Minimumfiltern die Größe der Filterung angewendet werden Filtermaske bewusst nicht verkleinern können – ein Umstand, der für die Bildvorverarbeitung in den NNH nicht sinnvoll ist und zudem mit einem hohen Zeitaufwand einhergeht.

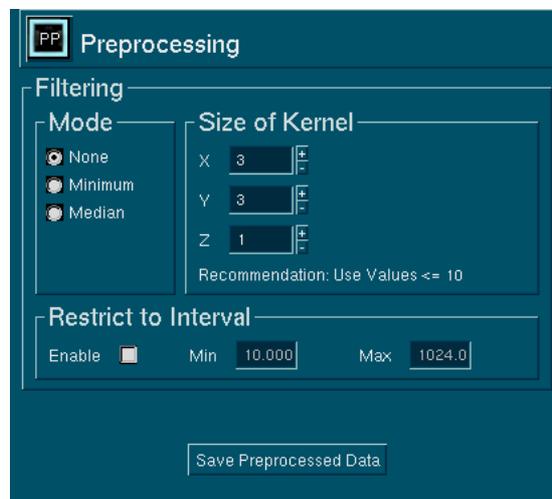


Abb.83: Panel zur Vorverarbeitung der Daten

### 5.3.7 Konturgenerierung: Secondary VOI/Segmentation mit LiveWire

Für die Konturgenerierung war im Entwurf nur ein Panel vorgesehen. Darin sollte es möglich sein, das Zeichnen von allgemeinen Konturen und LiveWire-Konturen zu regeln. Die allgemeinen Konturen dienen der Definition eines sekundären VOI, mit dem die Eingrenzung eines Objekts für den nächsten Schritt, die Wasserscheiden-Transformation, vorgenommen wird. Werden Objekte mit LiveWire eingegrenzt, so kann bereits ein relativ exaktes Segmentierungsergebnis dieser Objekte entstehen. Für die Konturierung mit LiveWire kommen bzgl. des Interaktionsaufwands nur Objekte ohne komplizierte Detailstrukturen in Frage, z.B. die Sehnerven. Eine anschließende Weiterverarbeitung mit der Wasserscheiden-Transformation ist möglich, aber nicht notwendig. Daher können Objekte, die mit LiveWire segmentiert wurden, direkt nachbearbeitet oder gespeichert werden.

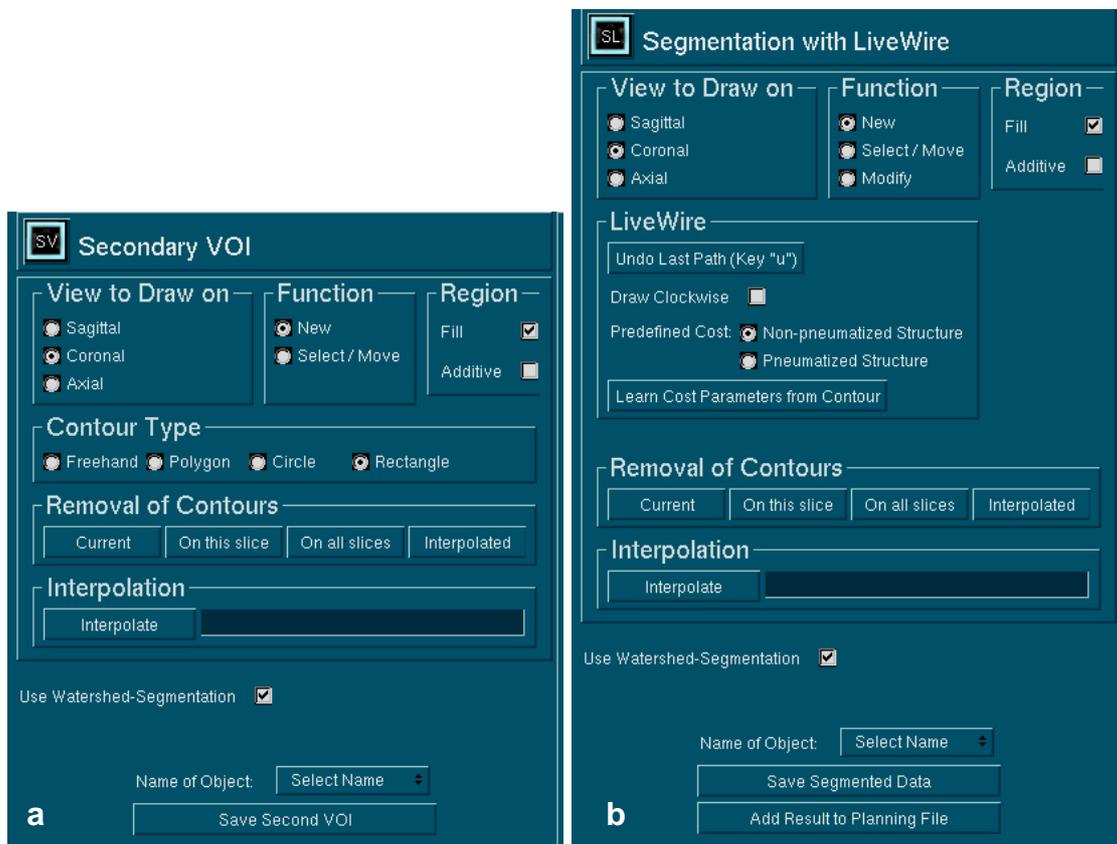


Abb.84(a),(b): Panels zur (a) Erzeugung eines sekundären VOI und zur (b) Segmentierung bzw. Objekteingrenzung mit LiveWire

Die beiden Konturierungsmodi (allgemein, LiveWire) besitzen somit eine unterschiedliche Semantik. Werden sie auf einem Panel zusammengefasst, so entsteht eine Doppeldeutigkeit, die bei der Benutzung der Applikation zu Unklarheiten führen kann. Zur Aufhebung dieser Doppeldeutigkeit wurden zwei Panels für die Konturgenerierung angelegt: das Secondary VOI- und das Segmentation with LiveWire-Panel (Abb.84). Da in der Toolbar pro Panel ein Icon existiert, musste für Segmentation with LiveWire ein weiteres Icon eingeführt werden. Das Konzept der Toolbar besteht allerdings gerade darin, dass eine Nacheinanderausführung der Arbeitsschritte zum Endergebnis führt. Daher ist prinzipiell zu vermeiden, dass in der Toolbar ein weiteres Icon mit Verweis auf *alternative* – statt zusätzliche –

Methoden angeboten wird. Im Fall der Konturierung ist eine Ausnahme jedoch zugunsten der Erlernbarkeit der Handhabung der Applikation zweckmäßig.

Da die Auswertung von NNH-CT häufig auf koronalen Ansichten erfolgt, wurde eine Erweiterung vorgenommen, die es erlaubt, Konturen auf einer beliebigen Ansicht zu zeichnen. Die einzige Einschränkung ist, dass die Ansicht zum Zeichnen einer Kontur vom Anwender konkret gewählt werden muss und im Verlauf der Konturgenerierung nicht gewechselt werden darf. Die jeweils anderen Ansichten dienen der visuellen Kontrolle der Konturverläufe, erlauben aber kein Einzeichnen von Konturen.

### 5.3.8 Watershed Transformation

Das Panel der interaktiven Wasserscheidentransformation verfügt über eine Option zur Eingrenzung des HU-Wertebereichs. Diese Anwendung der intervallbasierten IWT ist vor allem für die Segmentierung von Weichteilen angebracht. Initial ist die Intervall-Option nicht aktiv, das ist für die Segmentierung der Knochenstrukturen nicht benötigt wird. Wichtig ist die Angabe der Segmentierungsrichtung im Input Mode. Für die Segmentierung heller Bereiche ist Depth Image, sonst Height Image zu wählen. Die Dimension ist initial auf 3D gesetzt und wird auch kaum anders benutzt werden, da eine Segmentierung auf einzelnen Schichten (2D) mit einem weit höheren Aufwand der Markerplatzierung verbunden ist. Nach der Ausführung der IWT, welche über den Init-Button ausgelöst wird, bestimmt der Anwender die Objekte seines Interesses durch die Platzierung von Include- und Exclude-Markern.

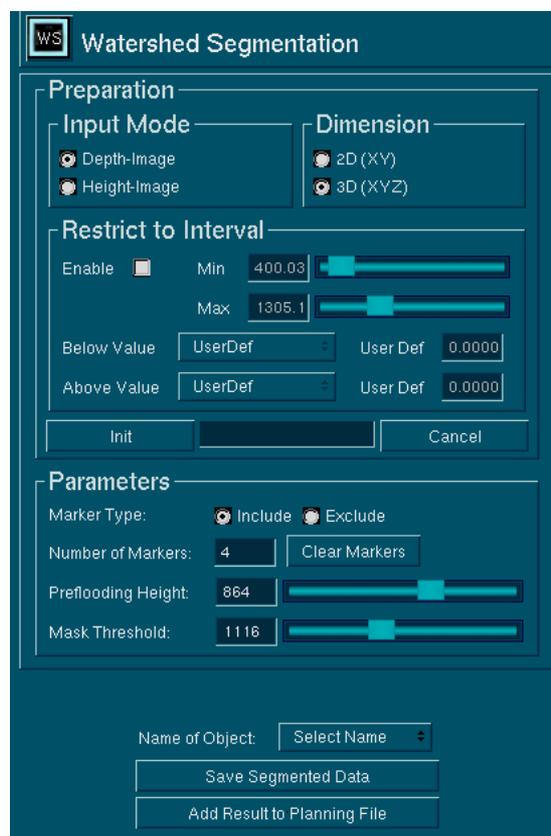
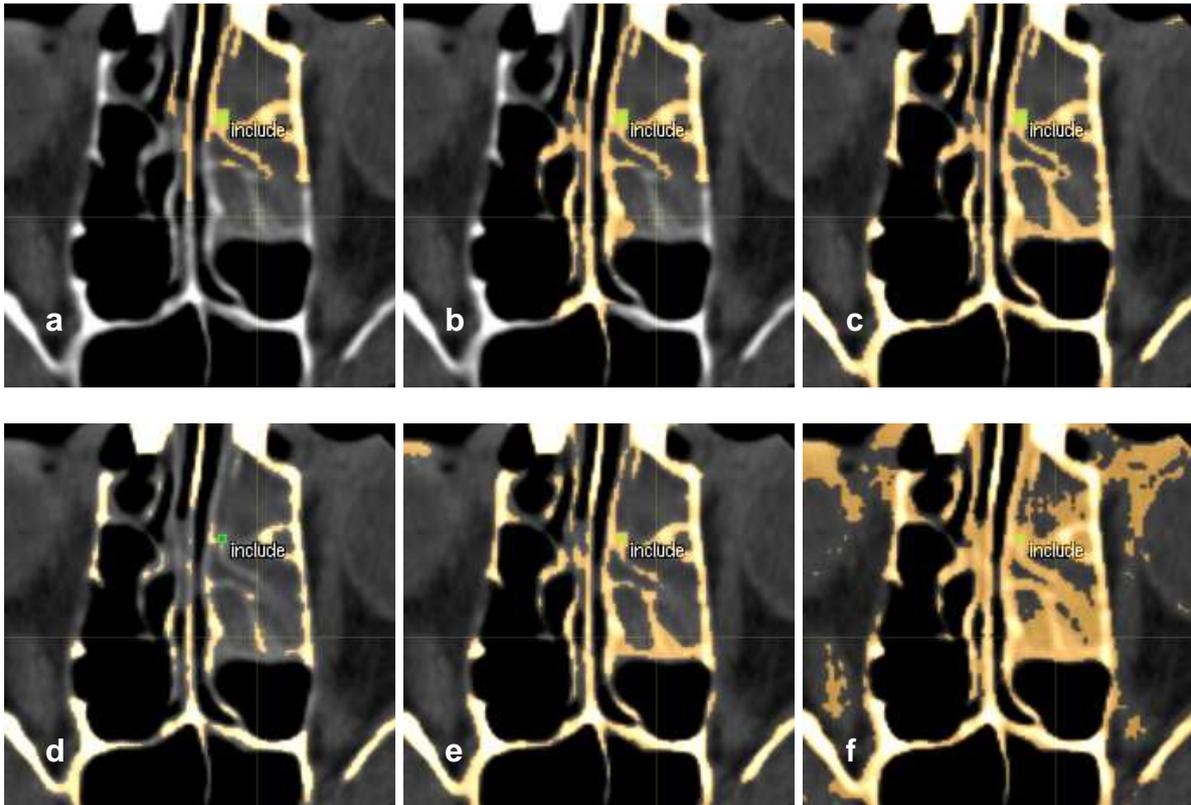


Abb.85: Panel zur Segmentierung mit der IWT



**Abb.86(a)-(f):** Einfluss der Parameter `Preflooding Height` ((a)-(c)) und `Mask Threshold` ((d)-(f)) in der interaktiven Wasserscheidentransformation. Im Beispiel ist nur ein `Include`-Marker (grün) auf das Sieb gesetzt worden.

Signifikante Parameter sind die `Preflooding Height` und der `Mask Threshold`. Mit der `Preflooding Height` wird angegeben, wie groß die Toleranz gegenüber dem Bildrauschen ist und somit, welche Bassins von den gesetzten `Include`-Markern ausgeflutet werden sollen. Eine Ausweitung der Segmentierung auf andere Bereiche des Bildes ist dadurch leicht möglich, ohne dort jeweils neue Marker setzen zu müssen (Abb.86(a)-(c)). Der `Mask Threshold` determiniert die Ausdehnung des Homogenitätskriteriums und regelt dadurch die Stärke des Überlaufs in andere Regionen des Bildes (Abb.86(d)-(f)).

### 5.3.9 Postprocessing

Für die Nachbearbeitung eines Segmentierungsergebnisses stehen die morphologischen Operatoren `Erosion`, `Dilatation`, `Closing` und `Opening` zur Verfügung. Wie auch in der Vorverarbeitung kann die Größe der Maske vom Nutzer angepasst werden. Neben der Auswahl des Ergebnistyps und der Speicherung des Ergebnisses ist es auch hier möglich, einen Eintrag in das XML-Dokument über den Button `Add Result to Planning File` vorzunehmen (siehe Abschnitt 5.3.13). Da die segmentierten Objekte in einer 3D-Darstellung relativ stark geschichtet wirken, war eine Glättungsoption vorgesehen. Der `INTERVENTIONPLANNER` übernimmt dies jedoch, so dass dieser Schritt in `R_HINOVISION` entfallen kann.

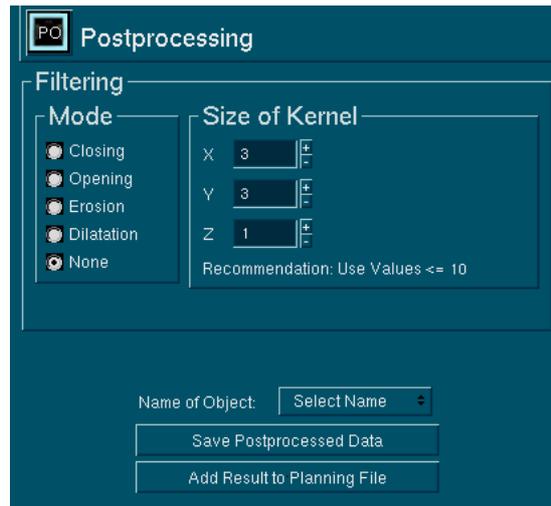


Abb.87: Panel zur Nachbearbeitung eines Segmentierungsergebnisses

### 5.3.10 Show Result

Da als Ausgangsdaten für die Segmentierung nur CT-Daten zu erwarten sind, können in der 3D-Darstellung für die Windowing-Parameter HU-Werte benutzt werden. Unterteilt wird das Panel in vier Register: General, Windowing, Clipping und Screenshot (Abb.88). Zur Kontrolle kann das Original eingeblendet werden. Damit kann die Inspektion eines Segmentierungsergebnisses im Zusammenhang mit den umgebenden Strukturen vorgenommen werden. Ferner stehen Möglichkeiten zur Regulierung der Auflösung der Darstellung, zum Einfügen von Schnittebenen und zum Erzeugen von Screenshots zur Verfügung. Der Aufbau des Panels ist an den des ILAB-Moduls SimpleView3D angelehnt.

### 5.3.11 Preferences

Im Preferences-Panel können Parameter der Beschriftung des Datensatzes und des Stils (Farbe, Dicke u.a.) der Konturen und Wasserscheidungs- und Transformationsmarker geändert werden. Das Panel kann zu einem beliebigen Zeitpunkt in R HINOVISION über die Aktivierung eines Buttons der Toolbar aufgerufen werden. Falls die geänderten Parameter den aktuell sichtbaren Viewer betreffen, werden ihre Auswirkungen dort unmittelbar nach der Modifikation angezeigt, um ein ausreichendes Feedback zu gewährleisten.

Abb.89 zeigt das Panel mit seinen drei Registern, die jeweils für unterschiedliche Aufgabenzustände sind. Das Register Annotations betrifft alle Views von R HINOVISION, und die dort vorgenommenen Veränderungen werden intern sofort auf alle Viewer übertragen. Die anderen beiden Register betreffen lediglich die Darstellungsbereiche von Secondary VOI, Segmentation with LiveWire und Watershed Segmentation. Geladen wird das Preferences-Panel nicht in den Panelbereich von R HINOVISION, sondern als modales Fenster. Auf diese Weise wird der Arbeitsbereich der eigentlichen Bearbeitung eines Datensatzes nur wenig gestört.

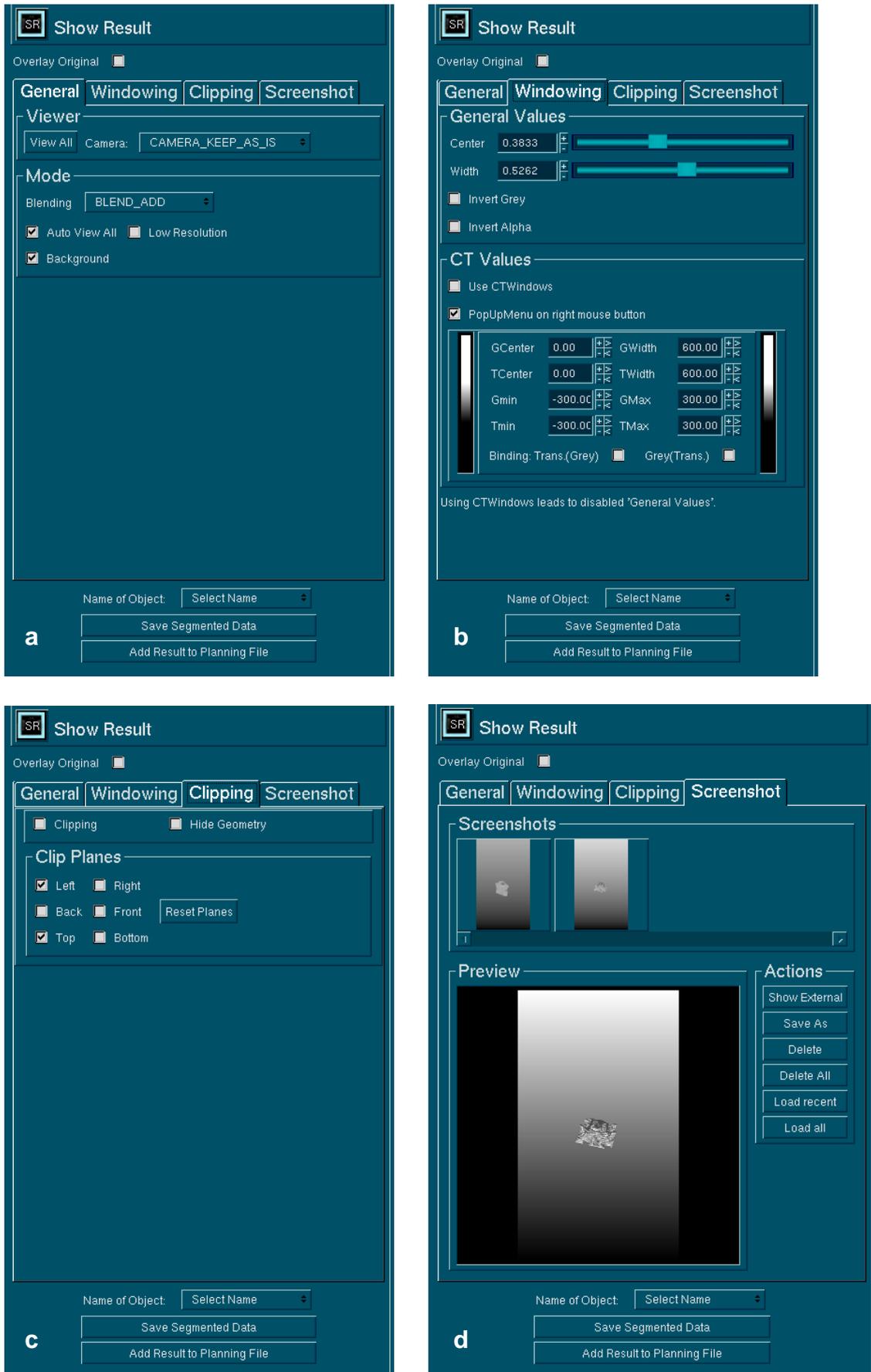


Abb.88(a)-(d): Panels zur Anzeige eines Segmentierungsergebnisses

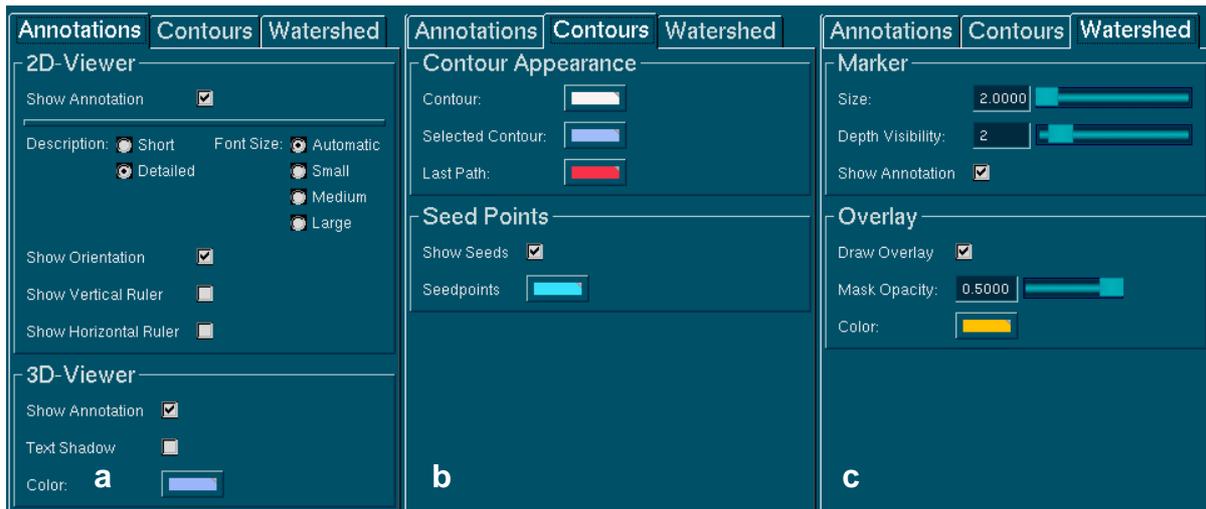


Abb.89(a)-(c): Preferences-Panel

### 5.3.12 Help

Über das Help-Icon der Toolbar kann ein HTML-basiertes Tutorial aufgerufen werden. Neben einer Kurzanleitung enthält es Erläuterungen zu den einzelnen Panels und ihren Parametern. Anhand von Beispielen werden die Auswirkungen von bestimmten Einstellungen beschrieben. Geplant ist eine Erweiterung des Tutorials um einen Leitfaden zur Segmentierung, der für drei bis vier unterschiedliche Datensätze und mehrere Objekte darin zeigt, welches Segmentierungsvorgehen konkret geeignet ist. Unter anderem soll die Wahl eines Konturtyps vorgeschlagen werden, z.B. Freihand für das Siebbein und LiveWire für einen Tumor.

### 5.3.13 Speicherung und Anbindung an den INTERVENTIONPLANNER

Zur Ansicht der segmentierten Objekte im INTERVENTIONPLANNER sind bestimmte Anforderungen an die Speicherung der Objekte in R HINOVISION gegeben. Das sich daraus ergebende Vorgehen für die Speicherung wird im Folgenden beschrieben.

Die Speicherung von Objekten dient in R HINOVISION zwei Zwecken:

- der Sicherung von Zwischenergebnissen, empfohlen am Ende jeder Panel-Arbeitung und
- der Sicherung der Objekte, die im INTERVENTIONPLANNER angezeigt werden sollen (VOI, Segmentierungsergebnisse).

**Zu speichernde Objekte.** Die Speicherung von Objekten erfolgt mit dem ILAB-Modul `ImgSave`. Gespeichert werden die Objekte in einer \*.dcm- und \*.tif-Datei, wobei erstere die Patientendaten und letztere die segmentierten Bilddaten enthält. Zur Anbindung an den INTERVENTIONPLANNER wird zusätzlich eine \*.xml-Datei angelegt, welche die Informationen, die für die Planung erforderlich sind – z.B. die Art der segmentierten Objekte – umfasst.

Gespeichert werden müssen das VOI und alle Segmentierungsergebnisse, die im INTERVENTIONPLANNER betrachtet werden sollen. Die Speicherung eines Ergebnisses ist nahe einer Konturierung mit LiveWire, einer Wasserschneidentransformation, einer Nachbearbeitung mit morphologischen Operatoren oder der Inspektion des Ergebnis-

ses im Show Result-Panel möglich. Wird ein Objekt im Show Result-Panel gespeichert, so wird gerade die Objektversion gespeichert, die jedem Nachverarbeitungsmodul entspringt. Da dieses Modul auch zulässt, dass gar keine Nachverarbeitung stattfindet, kann letztlich das unmittelbare Ergebnis der LiveWire-Segmentierung oder Wasserscheidentransformation Eingang in den Speicherprozess finden.

**DOM und XML.** Damit diese segmentierten Objekte im INTERVENTIONPLANNER zugänglich werden, muss es eine Struktur geben, welche Informationen zu den Patienten- und Bilddaten enthält und Verweise auf die Art und den Speicherort der Segmentierungsergebnisse liefert. In Anlehnung an HEPAVISION, dessen Resultate ebenfalls im INTERVENTIONPLANNER betrachtet und exploriert werden, wird für diese Zwecke ein DOM (Document Object Model) in Verbindung mit einem XML-Dokument genutzt. Ein DOM ist eine standardisierte Schnittstelle für XML-Dokumente. Es ist nicht an eine bestimmte Programmiersprache, Applikation oder Umgebung gebunden. Durch das DOM wird eine allgemeine Vorgabe zur Behandlung der XML-Dokumente im Sinne von Zugriff, Bearbeitung und Speicherung geliefert, d.h. mit dem DOM können XML-Dokumente aufgebaut und durchsucht werden und Elemente und Inhalte hinzugefügt, bearbeitet oder gelöscht werden. Das XML-Dokument ähnelt einer Baumstruktur. Die Knoten des Baumes repräsentieren Objekte, die eine Identität (Object-ID) haben und wiederum Objekte (Kindknoten) beinhalten können. Für RHINOVISION sind die folgenden Daten wesentliche Inhalte des XML-Dokuments:

Patient:	Name, ID, Geburtsdatum
Studie:	Institution, Datum der Aufnahme, Kommentare
Bilddaten:	Objekt-ID, Titel, Beschreibung, Dateiname, Aufnahme modalität, Voxelgröße
VOI:	Objekt-ID, Objekt-ID des Objekts, auf dem das VOI basiert, Titel, Beschreibung, Dateiname, Bildgröße, Weltkoordinaten des Bildes, Nummer des VOI; dieses VOI entspricht den Originalbilddaten
Zweites VOI:	wie VOI; entspricht dem benutzerdefinierten VOI und enthält die Resultate
Resultat:	Objekt-ID, Objekt-ID des Objekts, auf dem das Resultat basiert, Titel, Beschreibung, Dateiname, Typ des Resultats, Struktur, Substruktur, Text

Derschematische Aufbau ist zusammen mit einem Beispiel im Anhang, Abschnitt 8.5 zu finden. Zum Aufbau des XML-Dokuments existieren in LAB bereits einige Funktionen. Diese wurden in R\_HINOVISION eingebunden und nach Bedarf durch eigene Funktionen, zum Beispiel für die Vergabe interner Datennamen und Objektbezeichnungen, ersetzt.

Die Erzeugung eines DOM-Objektes erfolgt mit

```
dom = new ControlStructure();
```

In ControlStructure() werden die Objekte und damit Tags für die Patienten, Studien- und Originalbilddaten angelegt. Um mit einer Methode auf das DOM-Objekt zugreifen zu können, kann die gleiche Notation wie für die Anwendung einer Methode auf ein Objekt (in JavaScript) benutzt werden:

```
dom.methodName();
```

Zum Beispiel wird das Einfügen eines IMAGEDATA-Objekts in das DOM-Objekt folgendermaßen realisiert:

```
dom.insertImageData(imageData);
```

Da das IMAGEDATA-Objekt allen ROI- und RESULT-Objekten übergeordnet ist, braucht es nur einmal in das DOM eingefügt zu werden. Alle Änderungen am IMAGEDATA-Objekt, z.B. das Einfügen eines RESULT-Objekts, werden automatisch übernommen.

Ein DOM-Objekt wird erzeugt, wenn die Daten geladen sind und ein VOI ausgewählt und gespeichert wurde. Inhalt des initialen DOM-Objekts sind die Patientendaten, Studiendaten und Informationen zum Speicherort und zu den Eigenschaften des Originaldatensatzes und des benutzerdefinierten VOI. Das DOM-Objekt wird in einer XML-Datei gespeichert. Bereits damit können zumindest das VOI und die Originaldaten im INTERVENTIONPLANNER betrachtet werden. Erweitert werden das DOM-Objekt und das XML-Dokument, sobald Segmentierungsergebnisse gespeichert und dem Dokument als RESULT-Objekte hinzugefügt werden.

**Interne Vergabe der Speicherpfade und Dateinamen.** Die Darstellungsweise der segmentierten Objekte im INTERVENTIONPLANNER hängt von deren Bezeichnung ab. Insbesondere die Bezeichner der XML-Elemente STRUCTURE und SUBSTRUCTURE sind mit den Darstellungsparametern gekoppelt. Tabelle 2 zeigt die möglichen Bezeichner für die Strukturen der Nasennebenhöhlen.

TITLE	RESULT_TYPE	STRUCTURE	SUBSTRUCTURE
EthmoidSinus	Segmented	Bone	EthmoidSinus
SphenoidSinus	Segmented	Bone	SphenoidSinus
FrontalSinus	Segmented	Bone	FrontalSinus
MaxillarySinus	Segmented	Bone	MaxillarySinus
OpticNerve	Segmented	Nerve	OpticNerve
Concha	Segmented	Concha	-
Mucosa	Segmented	Mucosa	-
Mucus	Segmented	Mucus	-
Polyp	Segmented	Polyp	-
Tumor	Segmented	Tumor	-
Userdefined	Segmented	Bone	Userdefined

**Tabelle 2:** Bezeichner für die Segmentierungsergebnisse in R HINOVISION

Beim Abspeichern eines Resultats wird der entsprechende Bezeichnung vom Anwender aus einer Liste (Abb.90) ausgewählt. Intern wird ein entsprechender Anhang an den Namen der Originaldatei angefügt, z.B. EthmoidSinus. Wurde ein Objekt segmentiert, dessen Bezeichnung in dieser Liste nicht enthalten ist, so soll als Name Userdefined gewählt werden. Im INTERVENTIONPLANNER wird es im Standardstil (weiß, volumengerendert) dargestellt. Die Bezeichnung eines einzelnen Objekts kann ab dem Schritt der Konturierung erfolgen.

Das Schema für die Vergabe interner Dateinamen wird anhand eines Beispiels beschrieben:

Original:	MeierMonika_123456.dcm
XML-Dokument:	MeierMonika_123456.xml
VOI:	MeierMonika_123456_ROI.dcm
Vorverarbeitete Daten:	MeierMonika_123456_Preprocessed.dcm
Resultate:	MeierMonika_123456_EthmoidSinus.dcm
	MeierMonika_123456_OpticNerve.dcm
	MeierMonika_123456_Polyp_0.dcm
	MeierMonika_123456_Polyp_1.dcm usw.

Der Dateiname setzt sich zusammen aus dem Namen des Patienten, der Patienten-ID und einem Bezeichner. Diese Reihenfolge gewährleistet eine gruppierte Darstellung in einem Datei-Browser. Damit wird für den Fall, dass die Dateien mehrerer Patienten in einem Verzeichnis liegen, gesichert, dass die Dateien eines Patienten bei einer manuellen Suche durch den Anwender schnell gefunden werden.

Manche Objekte können mehrfach auftreten, während andere nur einmal vorhanden sein dürfen. Zur letztgenannten Gruppe zählen das VOI, vorverarbeitete Daten, der Sehnerv und die knöchernen Resultate (Siebbein-, Keilbein-, Stirnbein- und Kieferhöhle). Versucht der Anwender ein solches Objekt abzuspeichern, obwohl dies bereits geschehen ist, so wird eine Warnung angegeben, dass bei einem erneuten Speichern das alte Objekt überschrieben wird. Für die anderen Objekte wie Polypen und Tumoren ist es zweckmäßig, mehrere zuzulassen. Der Dateiname dieser Objekte ist mit einem Zähler versehen.

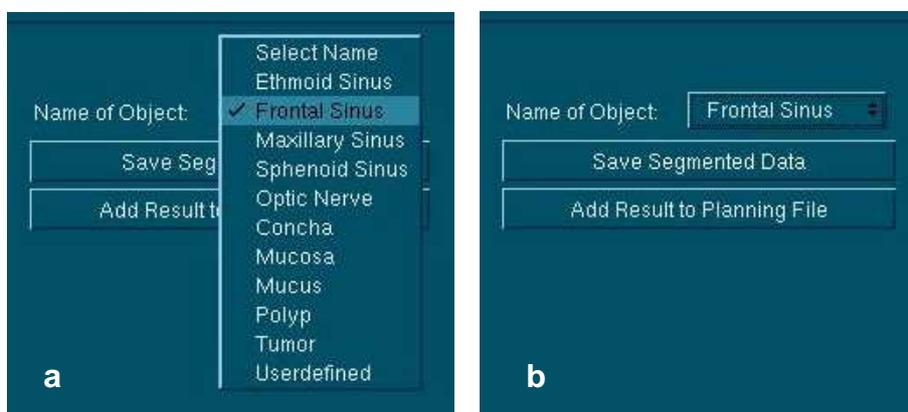


Abb.90(a),(b): Objektliste in R\_HINOVISION. (a) geöffnete Liste bei Auswahl eines Eintrags (b) geschlossene Liste nach der Auswahl; Verfügbarkeit der Speicher-Buttons

Im Anhang sind Auszüge aus dem Programmcode angegeben, welche die Auswahl eines Bezeichners für ein Segmentierungsergebnis, die Speicherung des Resultats und den Eintrag der erforderlichen Informationen im XML-Dokument betreffen.

Ermittelte Speicherpfade werden zweifach gesetzt: zum einen für das Speichern der Bilddaten in dem Verzeichnis, in dem sich auch die Originaldaten befinden, zum anderen als Verweise im XML-Dokument. Bei letzterem dient die Pfadangabe dem Auffinden der gespeicherten Objekte vom INTERVENTIONPLANNER aus. Weil R\_HINOVISION von Radiologen benutzt werden soll und somit möglicherweise auf einem anderen Rechner ausgeführt wird als der INTERVENTIONPLANNER, der von den operierenden Ärzten zu verwenden ist, sind absolute Pfadangaben unzweckmäßig und werden daher im XML-Dokument durch relative Pfadangaben ersetzt.

**Speicherelemente der Oberfläche.** Auf jedem Panel – außer Load Data – sind Buttons für das Speichern des aktuellen Bearbeitungsstandes eingerichtet. Der Klick eines Save-Buttons bewirkt, dass intern ein Dateiname samt Speicherpfad erzeugt wird und die Bilddaten gespeichert werden. Ein Eintrag in das XML-Dokument erfolgt damit, außer bei der Speicherung des VOI, noch nicht. Um dem XML-Dokument Segmentierungsergebnisse hinzuzufügen, muss nach dem Speichern noch der Button Add Result to Planning File gedrückt werden. Mit diesem zweistufigen Vorgehen soll dem Anwender die Möglichkeit gegeben werden, Zwischenergebnisse abzuspeichern ohne sie in die XML-Datei zu übernehmen. In das XML-Dokument sollen letztlich nur das VOI und die endgültigen Segmentierungsergebnisse übernommen werden.

Bevor ein Resultat gespeichert wird, soll der Anwender aus der Objektliste (Abb. 90) einen Namen dafür wählen. Sämtliche Objekte, die in den Nasennebenhöhlen segmentiert werden können, sind in der Liste aufgeführt. Sollten dennoch der Fall eintreten, dass gewünschte Namen nicht vorhanden sind, so ist als Name Userdefined zu wählen. Wird das VOI noch nach der Segmentierung einer Objekte verändert und gespeichert, so wird eine Warnung ausgegeben, dass alle bis dahin segmentierten Objekte aus der Planungsdatei entfernt werden. Bei einem Überschreiben des VOI werden alle RESULT-Objekte aus der XML-Struktur gelöscht, weil alle Segmentierungsergebnisse eines Falls dasselbe Bezugs-VOI besitzen müssen.

### 5.3.14 Objektverwaltung

Von großer Bedeutung ist die Verwaltung von Objekten nach ihrer Segmentierung. Ziel ist es, dem Benutzer jederzeit einen Überblick über den Stand der Bearbeitung eines Datensatzes zu ermöglichen. Eine Liste mit den jeweils segmentierten und in die Planungsdatei aufgenommenen Objekten, die von jedem Panel aus in einem separaten Dialog aufgerufen werden kann, ist noch zu implementieren. Neben der Liste wird ein 2D-Viewer platziert, in dem zu Kontrollzwecken das aktuell markierte Objekt angezeigt wird. Überdies soll das Löschen von Objekten möglich sein.

## 6 Evaluierung der realisierten Applikation

Gegenstand der Evaluierung sind die Benutzbarkeit und Vorgenommen wurde sie durch die Autorin, einen Radiologen mit Erfahrungen mit Segmentierungsapplikationen verfügt und in Leipzig, die bislang keinen Kontakt zu solchen Applikationen hatte. Die Evaluierung ist noch nicht abgeschlossen, lieferte aber bereits erste Ergebnisse, die in diesem Kapitel vorgestellt werden.

Nützlichkeit der Applikation. Nützlich bei MeVis, der über eine Ärztin im Praktikum hatte. Die Evaluierungste Ergebnisse, die in

### 6.1 Betrachtete Aspekte

Da es nicht möglich schien, alle denkbaren Aktionen von je zu zulassen, wurden Schwerpunkte gesetzt. Die Benutzbarkeit von R HINO VISION erfolgte unter Beachtung von Kriterien, die in Abschnitt 4.4.3, S. 71 genannt wurden. Ein Schwerpunkt lag insbesondere auf der Beantwortung der Frage, ob die Arbeitsabläufe verständlich und schnell zu erlernen sind. Ingesamt sollte beurteilt werden, ob ein potenzieller Anwender effizient mit R HINO VISION arbeiten kann und ob ein klinischer Nutzen zu erwarten ist.

dem Evaluator überprüfen dersevaluierung von R HINO VISION in Abschnitt 4.4.3, S. 71 genannt. Ingesamt sollte beurteilt werden, ob ein potenzieller Anwender effizient mit R HINO VISION arbeiten kann und ob ein klinischer Nutzen zu erwarten ist.

### 6.2 Methoden

In der Evaluierung wurde zur Identifikation von Benutzbarkeitsproblemen ein heuristischer Ansatz verfolgt. Diese Form der Evaluierung ist von subjektiven Faktoren abhängig und erlaubt kaum quantitative Aussagen, aber eine umfassende qualitative Beurteilung der Applikation. Vorteile dieses Evaluierungsvorgehens sind die geringe Aufwand und die intuitive Durchführung.

Die Prüfer sollten binnen von zwei Stunden die Benutzungsoberfläche von R HINO VISION mindestens zweimal durchgehen. Im ersten Durchlauf sollten sie ein Gefühl für die Applikation und die Interaktionen darin entwickeln. Im zweiten Durchlauf sollte die Aufmerksamkeit speziell auf die Arbeitsabläufe, Bedienhandlungen und Oberflächen-elemente gerichtet werden. Gefundene Fehler oder problematische Schritte waren zu notieren. Anschließend wurden aufgetretene Schwierigkeiten und Kritikpunkte in einem Gespräch mit der Entwicklerin besprochen und gemeinsam nach Verbesserungsmöglichkeiten gesucht. Die Evaluierung erfolgte mit einem realen klinischen Datensatz, der sowohl belüftete als auch unbelüftete NNH-Strukturen enthält.

### 6.3 Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse beschrieben und diskutiert, die in einem Testdurchlauf von R HINO VISION – ausgeführt von der Probandin ohne Erfahrung mit Segmentierungsapplikationen – angefallen sind.

**Arbeitsabläufe.** Nach der Vorführung der Segmentierung an einem Beispiel wurde das grobe Konzept des Segmentierungsablaufs – ein VOI wählen und speichern, einzelne Objekte eingrenzen, mit der Wasserscheidentransformation segmentieren und speichern – schneller erfasst und als logisch aufgebaut bewertet.

Auf dem Panel zur VOI-Selektion wurde die Einstellung des VOI im Viewer schnell erfasst. Die Herkunft der Zahlen an den Slidern des Panels, welche die Position der VOI-Grenzen in Bezug zur Ausdehnung der Daten setzen, war jedoch nicht klar ersichtlich.

Der Zweck der Eingrenzung eines zu segmentierenden Objekts mit Hilfe von Konturen wurde gut verstanden. Unklar war zuerst, welche Strukturen zum Grenz sind, um ein bestimmtes Ergebnis zu erhalten. Zum Beispiel wurde zur Segmentierung der Kieferhöhle die innere Begrenzung des Hohlraumskonturiert, statt die äußere (siehe Abb. 25(a), S. 32). Nachdem aber erklärt wurde, dass zur Darstellung des Hohlraumes statt des Höhleninneren die äußere Kontur zu erfassen ist, gab es keine weiteren Schwierigkeiten.

Die Wasserscheidentransformation war wenig intuitiv benutzbar, da das Hintergrundwissen fehlte. Ein Verständnis des Grob Ablaufs ist unabdingbar, wenn die Auswirkungen der IWT-Parameter abgeschätzt werden sollen. Insbesondere zu den Flutungsrichtungen, der Intervalloption und den Parametern *Preflooding Height* und *Mask Threshold* sind Informationen anhand von Beispielen verfügbar zu machen. Die Farbgebung der segmentierten Bereiche im Viewer der Wasserscheidentransformation kann über die Preferences verändert werden. Diese Möglichkeit wurde sofort genutzt, da die helle voreingestellte Farbe auf den dickeren Knochenstrukturen nur bedingt gut erkennbar war.

Die Vergabe von Namen aus der Objektliste wurde positiv beurteilt. Ergänzt werden soll die Liste für die vier Nasennebenhöhlen um die Bezeichnungen *left*, *right* und *both*, da oftmals nur eine Seite segmentiert und operiert wird.

Das zweistufige Vorgehen bei der Speicherung von Endergebnissen, bei dem zuerst das Ergebnis gespeichert und danach der Planungsdatei ein entsprechender Eintrag hinzugefügt werden muss, wurde nicht als störend empfunden. Dennoch wurde eine Verbesserung vorgeschlagen. Für die Speicherung von Zwischenergebnissen soll ein eigener Button angelegt werden, der zudem weniger stark präsent ist, als der Button zur Speicherung von Endergebnissen. Das heißt, dass nach wie vor zwei Buttons zur Speicherung existieren sollen, jedoch mit einer anderen Semantik. Der Button *Save Result* ist auszulösen, wenn ein Segmentierungsergebnis als Endergebnis gespeichert werden soll. Dabei wird das segmentierte Objekt gespeichert und ein Eintrag in der Planungsdatei angelegt. Bei einer Betätigung des Buttons *Save Intermediate Result* wird ebenfalls eine Speicherung des Objekts vorgenommen, aber auf einen Eintrag in der Planungsdatei verzichtet. Zudem soll beim Verlassen eines Panels eine Sicherung des Arbeitsstatus erfolgen, damit dieser bei einem Programmabsturz wieder hergestellt werden kann.

**Visuelles Feedback.** Als sehr nützlich erwies sich die Option, die Segmentierungsschritte in mehreren Ansichten der Daten zu überprüfen. Vorallem bei der Konturierung wird eine gezielte Korrektur des sekundären VOI bzw. der LiveWire-Kontur möglich. Auch das Setzen des Fadenkreuzes hilft, zügig Aufschluss über Unklarheiten zu geben.

Nachteilig wirkt sich die visuelle Loslösung vom Original aus, die nach dem Schritt der Konturierung eintritt. Bislang wird in den Viewern der Wasserscheidentransformation und Nachverarbeitung nur das konturierte bzw. segmentierte Volumen dargestellt. Folglich enthalten nur einige Schichten des Datensatzes darstellbare Daten. Ist in einer Ansicht ein Schichtindex gewählt, für den keine Daten angezeigt werden können, erscheint der Inhalt des Viewers schwarz. Bei der Probandinführung dies zu Irritationen. Erst nach einem Hinweis wurde ihr klar, dass sie eine Anzeige des konturierten bzw. segmentierten Volumens erst durch die Wahl eines geeigneten Schichtindex erhalten kann. Diese Wahl wird durch Slicing bzw. die Positionierung des Fadenkreuzes getroffen.

Wichtig ist daher, auch nach der Konturierung einen Bezug zu den Originaldaten herzustellen. Derzeit kann das Original zwar eingeblendet werden, allerdings ist eine Arbeit auf dem Original nicht möglich. Das heißt, das Original kann nur im Wechsel zu den Arbeitsdaten angezeigt werden. Eine Ausführung der Wasserscheidentransformation oder Nachverarbeitung bei gleichzeitiger Anzeige der Originaldaten ist nicht realisiert.

Eine Möglichkeit, den Orientierungsverlust von vornherein zu vermeiden, besteht darin, die Originaldaten den Arbeitsdaten zu überlagern und die Grenze zwischen beiden durch eine Kontur zu kennzeichnen. Eventuell ist es sinnvoll, die Originaldaten abgeschwächt anzuzeigen, damit keine Unklarheiten bzgl. des Wirkungsbereiches eines Arbeitsschrittes entstehen. Die Überlagerung der Arbeitsdaten mit den Originaldaten sollte optional vorgenommen werden können, so dass schließlich das konturierte bzw. segmentierte Volumen entweder allein oder mit den Originaldaten dargestellt wird. Technisch kann zur Überlagerung statt den Originaldaten derjenige Datenblock verwendet werden, der bei der Maskierung der Kontur mit den Originaldaten abfällt, damit Verfälschungen der Werte in der Darstellung verhindert werden.

**Interaktionen mit den Viewern.** Die Interaktionen für das Slicing, Windowing, Konturenzeichnen, Markerplatzieren und Positionieren des Fadenkreuzes in den 2D-Viewern wurden schnell gelernt. Die Navigation und Interaktion im 3D fiel der Probandin anfangs schwer und erfordert offensichtlich ein verstärktes Training.

**Fazit.** Nach einer Realisierung der genannten Verbesserungsvorschläge ist ein klinischer Einsatz von RHINOVISION im Rahmen einer weiteren Evaluierung bereits möglich. Ein relativ hoher Trainingsaufwand ist für die Interaktionen im 3D und die Anwendung der Parameter der Wasserscheidentransformation zu erwarten.

#### 6.4 Weitere zu klärende Fragen

Um die Eignung von R<sub>HINOVISION</sub> für den klinischen Gebrauch umfassend beurteilen zu können, muss eine vollständige Evaluierung der Applikation erfolgen. In [Janin02] werden sechs Stufen der Evaluierung eines Systems zur bildgestützten Therapie genannt, die Beurteilung:

- der technischen Kapazitäten,
- der diagnostischen Exaktheit,
- des Einflusses auf die Diagnostik,
- des Einflusses auf die Therapie (für R<sub>HINOVISION</sub> besonders zu beachten, um den Nutzen für NNH-Operationen abzuschätzen),
- der Ergebnisse für den Patienten (z.B. weniger Komplikationen) und
- der wirtschaftlichen Einflüsse (z.B. Kostensenkung).

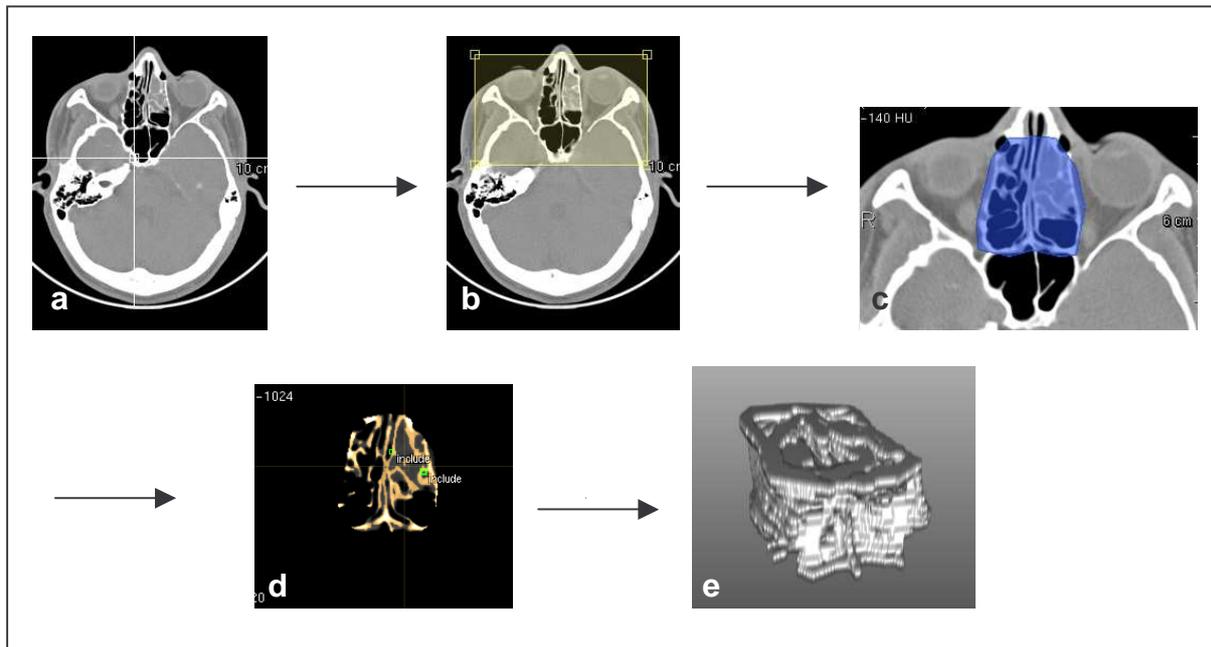
Bisher wurde R<sub>HINOVISION</sub> vor allem für den Aspekt des Einflusses auf die chirurgische Versorgung betrachtet. Somit erfolgte nur eine Teilevaluierung. Eine abschließende Evaluierung ist durchzuführen, wenn R<sub>HINOVISION</sub> auf Basis der bisherigen Evaluierungsergebnisse verbessert wurde. Indizes dieser Evaluierung sind weitere potenzielle Anwender des Klinikums Leipzig einzubeziehen. Geklärt werden muss insbesondere, ob R<sub>HINOVISION</sub> in Kombination mit dem INTERVENTIONPLANNER über das Potenzial verfügt, die gegenwärtigen Arbeitssabläufe der Operationsvorbereitung und -durchführung zu verbessern und ob es Akzeptanz erfährt.

Überdies muss die Genauigkeit der Segmentierungsergebnisse geschätzt werden, damit eine Bewertung ihrer Verwendbarkeit erreicht werden kann. Dazu können zum Beispiel die jeweiligen Strukturen in den Original-CT-Daten vermessen und mit Messergebnissen an den gleichen Stellen im Segmentierungsergebnis verglichen werden. Die Fehlerschätzung kann vor allem für die Dicke der Knochenlamellen des Siebbeins wertvolle Aufschlüsse über die Leistung des Segmentierungsvorgehens liefern. Ferner ist die Vollständigkeit der segmentierten Strukturen einzuschätzen.

## 7 Zusammenfassung und Ausblick

Die Segmentierung von Knochenstrukturen und Weichteilen der Nasennebenhöhlen auf Basis von CT-Daten ist eine große Herausforderung. Die größte Hürde für eine exakte Segmentierung stellt, aufgrund der geringen Größe vieler Teilstrukturen, der Partialvolumeneffekt dar. Die zuverlässige Erfassung aller Strukturen ist, bei einem Zeitaufwand von unter einer Stunde, bislang nicht gesichert. Mitunter werden sehr dünne Knochen – vor allem im Siebbein – nicht oder nur unzureichend erfasst.

Da es in allen betrachteten einzelnen Segmentierungsverfahren zu Überläufen in irrelevante Bildbereiche kam, wurden benutzerdefinierte Barrieren in Form von Konturen eingeführt, die eine Eingrenzung der zu segmentierenden Bereiche ermöglichen. Für die meisten Strukturen der Nasennebenhöhlen bietet sich eine Segmentierung mit einer interaktiven Wasserscheidentransformation (IWT) an. Für Weichteile wurde eine Erweiterung auf eine intervallbasierte IWT realisiert. Strukturen von verhältnismäßig einfacher Form, wie der Sehnerv, können direkt mit LiveWire-Konturen segmentiert werden.



**Abb.91(a)-(e):** Schritte zur Segmentierung eines Objekts (Siebbein): (a) Original, (b) Selektion eines VOI, in dem alle relevanten Objekte enthalten sind, (c) Generierung eines sekundären VOI, in dem eines der Objekte enthalten ist, (d) interaktive Wasserscheidentransformation, (e) Ergebnis in dreidimensionaler Darstellung

In der Applikation RHINOVISION wird dem klinischen Anwender eine Umgebung für eine vollständige Bearbeitung von Datensätzen, beginnend beim Einlesen bis hin zur Inspektion und Speicherung der Segmentierungsergebnisse, angeboten. Abb.91 zeigt eine kurze Zusammenfassung der Schritte an einem Beispiel. Alle Verfahren

ren der Vorverarbeitung, Konturgenerierung, Wasserscheidentransformation und Nachbearbeitung lassen sich in drei orthogonalen 2D-Ansichten der Daten verfolgen und berücksichtigen die Dimension der Daten (3D). Da R HINOVISION derzeit noch ein Prototyp ist, wird die Entwicklung daran fortgesetzt.

Die Segmentierung der vier Nasennebenhöhlen und der beiden Sehnerven nimmt circa 30 bis 45 Minuten in Anspruch. Hinzukommt der Zeitaufwand für die Segmentierung von Weichteilen. Dabei erfordert das Bilden der Konturbarrieren die meiste Zeit und Nutzerinteraktion. Der Zeitaufwand insgesamt hängt stark von der Qualität der vorliegenden CT-Daten und den anatomischen und pathologischen Gegebenheiten des Patienten ab. Da der gesamte Arbeitsablauf viele Interaktionen vom Anwender erfordert, ist eine Automatisierung wünschenswert. Hierfür kann eventuell der Einsatz wissensbasierter Verfahren von Nutzen sein, welche vermutlich das Potenzial haben, dem Anwender den Hauptaufwand für die Konturgenerierung abzunehmen.

Mit R HINOVISION werden für einen Datensatz Segmentierungsergebnisse erzeugt, die im INTERVENTIONPLANNER, einer Operationsplanungsapplikation, exploriert werden können. Für die Betrachtung der Ergebnisse im INTERVENTIONPLANNER ist es vor allem bzgl. der knöchernen Strukturen der Nasennebenhöhlen sehr wichtig, nicht nur auf die Segmentierungsergebnisse zu vertrauen, sondern auch den Kontakt zur 2D-Ansicht der Daten zu halten. Damit kann zum Beispiel erkannt werden, ob eine Wand tatsächlich zerstört ist oder vom Segmentierungsverfahren nicht erfasst wurde.

Der INTERVENTIONPLANNER ist dahingehend zu erweitern, dass endoskopische Explorationen der Daten ermöglicht werden. Ferner ist eine Kopplung des INTERVENTIONPLANNERS mit einem intraoperativ verwendeten Navigationssystem hilfreich: Eine Übertragung endoskopischer Pfade, die im INTERVENTIONPLANNER vom Anwender spezifiziert werden, kann von großem Nutzen sein. Allerdings ist für diesen Zweck eine zuverlässigere Segmentierung der Nasennebenhöhle erforderlich. Dies kann derzeit in R HINOVISION kaum in einem vertretbaren Zeitaufwand gewährleistet werden.

Zusammenfassend ist zu sagen, dass mit der Applikation R HINOVISION das Ziel einer verhältnismäßig zügigen und für die Exploration der Ergebnisse im Dreidimensionalen ausreichend genauen Segmentierung erreicht wurde. Für die Zukunft ist eine Erweiterung des Einsatzbereiches von R HINOVISION auf den gesamten HNO-Bereich anzustreben. Große Teile des bisherigen Segmentierungsvorgehens, speziell die interaktive, intervallbasierte Wasserscheidentransformation sowie die Erzeugung von Konturbarrieren, scheinen für den Hals- und Ohrenbereich geeignet zu sein. Die knöchernen Strukturen im Felsenbein des Ohres stellen bzgl. der Bereichseingrenzung und Partialvolumeneffekte eine ähnliche Herausforderung wie die Nasennebenhöhlen dar. Im Hals sind vorrangig Weichteile, Gefäße und Nerven zu segmentieren. Hierfür erscheint ein zusätzlicher Einsatz von interaktiven Methoden der Verfolgung linienartiger Strukturen im 3D sinnvoll.

## 8 Anhang

### 8.1 Operationsprotokoll

Anhand einer der hospitierten Operationen im Klinikum Leipzig wird der prinzipielle Ablauf eines FESS-Eingriffes beschrieben. Das Operationsprotokoll beschränkt sich aus Datenschutzgründen auf die Erfassung der allgemeinen Schrittfolge.

Der Patient hat in fast allen Nasennebenhöhlen Polypen. Nach dem Einleiten der Narkose wird das Navigationssystem VectorVision® compact vorbereitet. Anhand eines Headsets, das am Kopf des Patienten befestigt ist, wird eine Registrierung per Laservorgewonnen, bei der die Hautoberfläche des Gesichts abgetastet wird. Damit ist ein Abgleich der räumlichen Konstellation mit den CT-Daten möglich.

Der Eingriff erfolgt jeweils für alle Nasennebenhöhlen einer Seite. Erst, wenn eine Seite fertig behandelt ist, wird die andere operiert. Zur Abschwellung der Schleimhaut werden in einer Flüssigkeit getränkte Streifen eingelegt und nach einigen Minuten wieder entfernt. Danach wird in die Schleimhaut ein abschwellendes Mittel injiziert. Durch die Einstichstellen entstehen bereits Blutungen, die mit Schwämmchen gestillt werden. Der eigentliche Eingriff beginnt ca. drei Minuten später nach Entfernung der Schwämmchen.

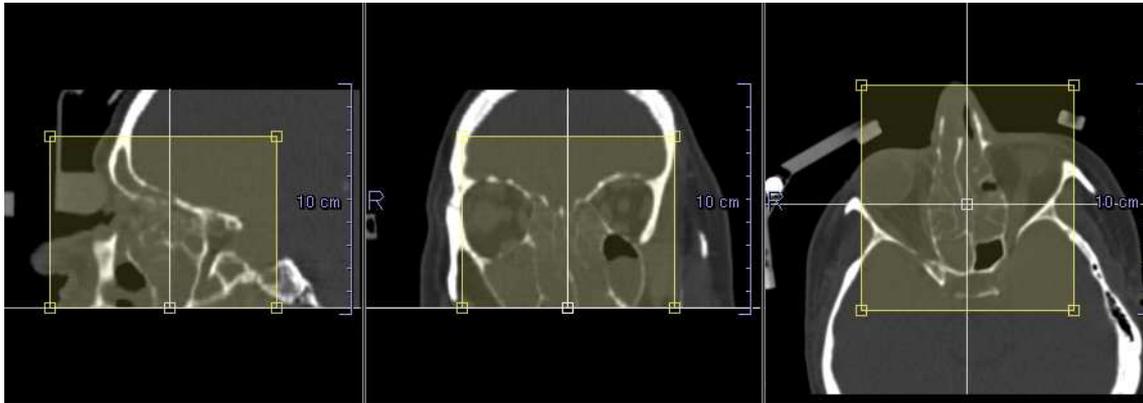
Zuerst wird die Nasenhöhle frei geräumt, d.h. die Polypen, die sich im endoskopischen Bild undurchsichtig, weißlich bis gelblich und gallertartig darstellen, werden mit der Faszange herausgezogen. Dabei kommt es zu mehr oder weniger starken Blutungen, so dass der Eingriff unter schlechter Sicht erfolgt. Das Endoskop muss häufig neu eingeführt werden und wird bei Bedarf gereinigt. Blut und kleine Gewebeteile werden mit einem Sauger abgesaugt. Nach der Räumung der Nasenhöhle erfolgte eine Räumung des vorderen Siebbeins, um den Weg in das hintere Siebbein und die anderen Nasennebenhöhlen zu eröffnen. Dazu werden nicht nur die Polypen selbst, sondern auch die Knochenlamellen des Siebbeins beseitigt. Die Lamellen sind so dünn, dass sie sich mit der Faszange abknipsen lassen. Das gleiche geschieht für das mittlere und hintere Siebbein. Bis hierher kann oftmals ein gerades Endoskop (0°) benutzt werden. Für den Eingriff in die anderen Nasennebenhöhlen werden gebogene Endoskope, Faszangen und Sauger benutzt. Vom in zwischen freigeräumten Siebbein wird ein Zugang zur Stirnhöhle vorgenommen. Anschließend wird in der Kieferhöhle und in der Keilbeinhöhle operiert. Danach wird die andere Seite operiert. Zum Schluss werden beide Nasenhöhlen austamponiert. Später, wenn die Tamponade entfernt wird, erfolgt eine endoskopische Ergebniskontrolle.

Das Navigationssystem wird nicht permanent benutzt, sondern nur zwischen durch zur Kontrolle der Instrumentenposition. Dazu wird ein Pointer eingeführt mit dessen Hilfe die Position in drei Ansichten der CT-Daten erkannt wird.

## 8.2 AblaufeinerSegmentierungfürdievierNasennebenhöhlen

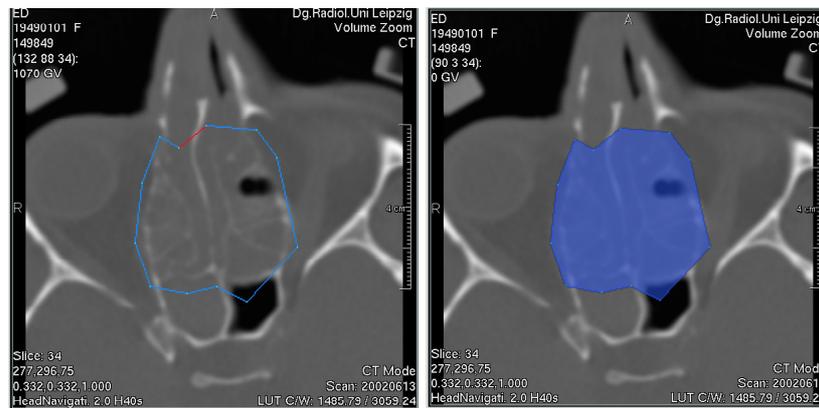
Für jede der Nasennebenhöhlen werden die Konturierung durchgeführt und das Ergebnis der darauf folgenden Wasserscheidentransformation dargestellt. Die Schritte der Vor- und Nachverarbeitung wurden in Kapitel 3 erläutert und werden hier nicht gezeigt.

*Geeignetes VOI wählen*

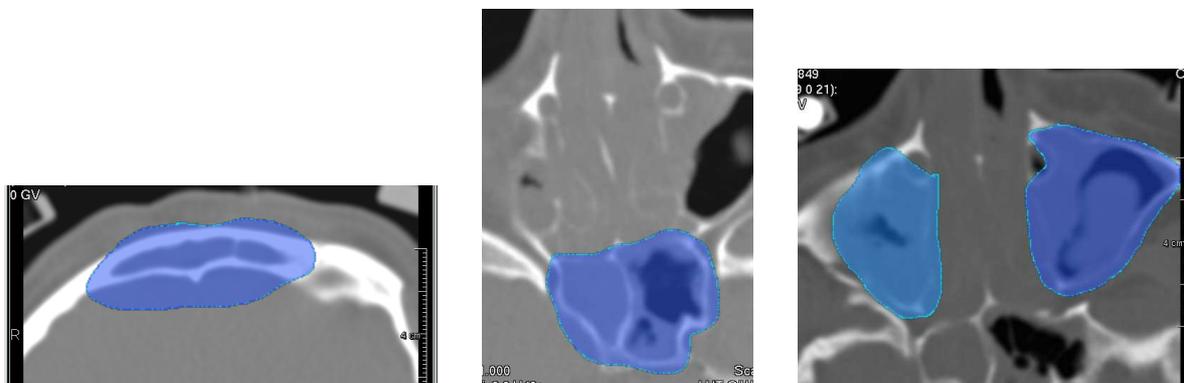


**Abb.92:** Auswahl eines Volume of Interest (VOI), das alle Nasennebenhöhlen beinhaltet

*Kontur(en) erzeugen*



**Abb.93:** Siebbein: Konturen zeichnen, schließen und auf den restlichen Schichten interpolieren



**Abb.94:** Konturen des Stirnbeins, des Keilbeins und der Kieferhöhlen erhöhen

Segmentierung und Darstellung der Ergebnisse

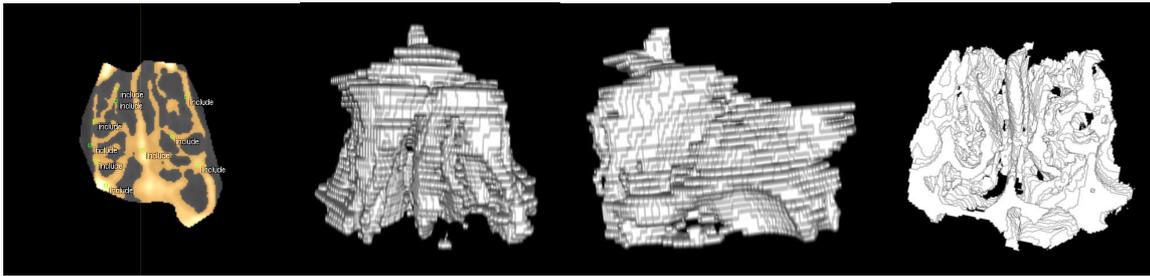


Abb.95: Wasserscheidentransformation des Siebbeins und Ergebnis in 3D von vorn, links und unten

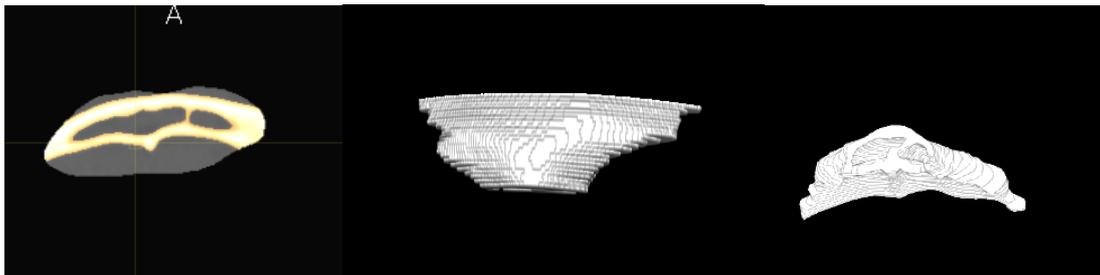


Abb.96: Stirnbein: Wasserscheidentransformation und Ergebnis von vorn und unten

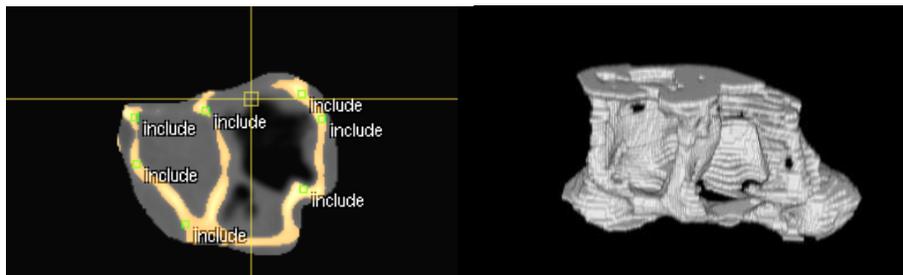


Abb.97: Keilbein: Wasserscheidentransformation; die gesetzten Include-Markierer sind beschriftet; rechts das Ergebnis von vorn

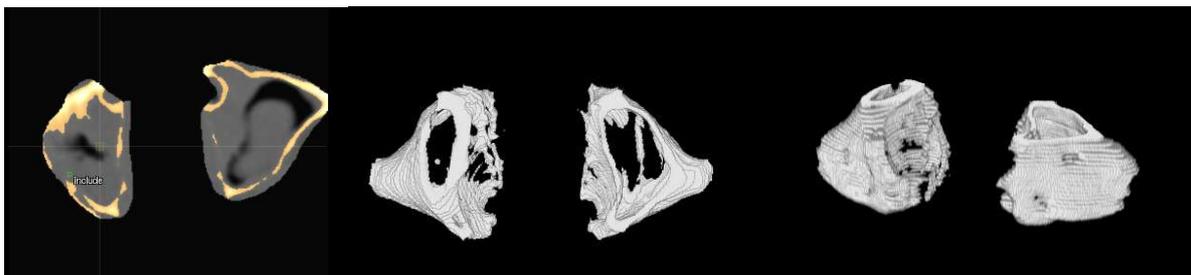


Abb.98: Kieferhöhlen: Wasserscheidentransformation und Ergebnis von oben und von vorn

8.3 Oberflächenentwurf für HINOVISION

Die erste Abbildung zeigt die entworfene Oberfläche insgesamt. Danach werden nur noch die einzelnen Panels in der Reihenfolge ihrer Abarbeitung abgebildet. Den Abschluss bilden die Panels zur Einstellung der Preferences.

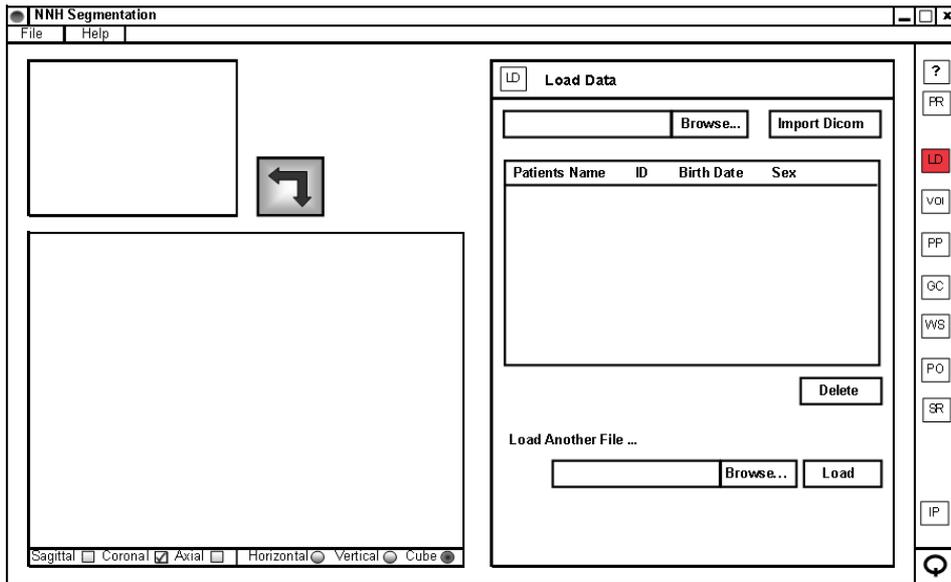


Abb.99: EntworfenenOberfläche–LoadData-Panel

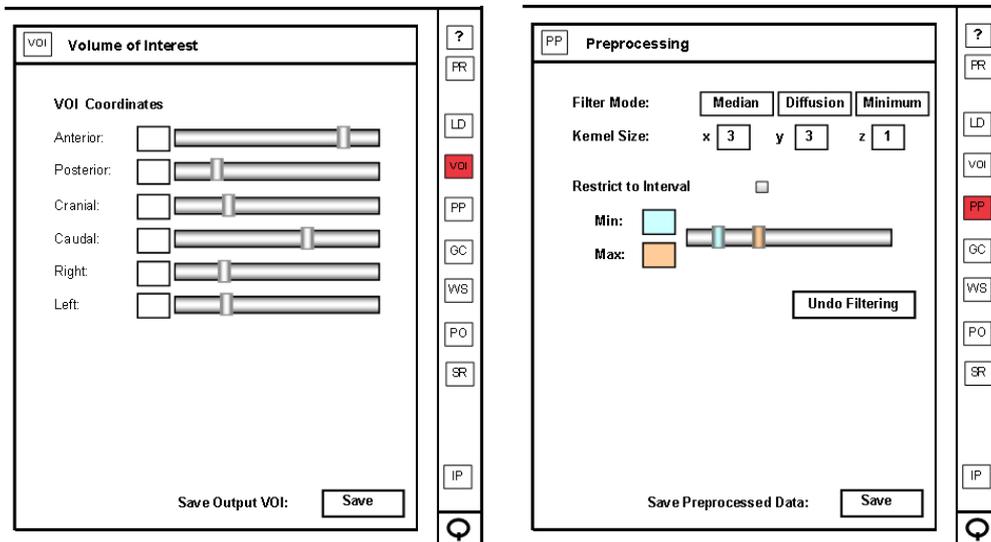


Abb.100: PanelszurVOI-SelektionundVorverarbeitung

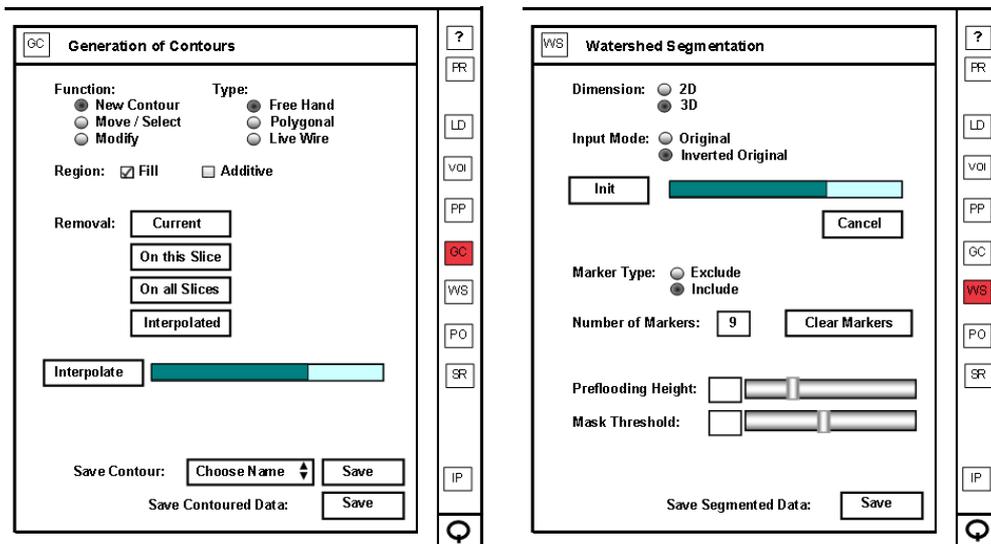


Abb.101: KonturgenerierungundWasserscheidentransformation

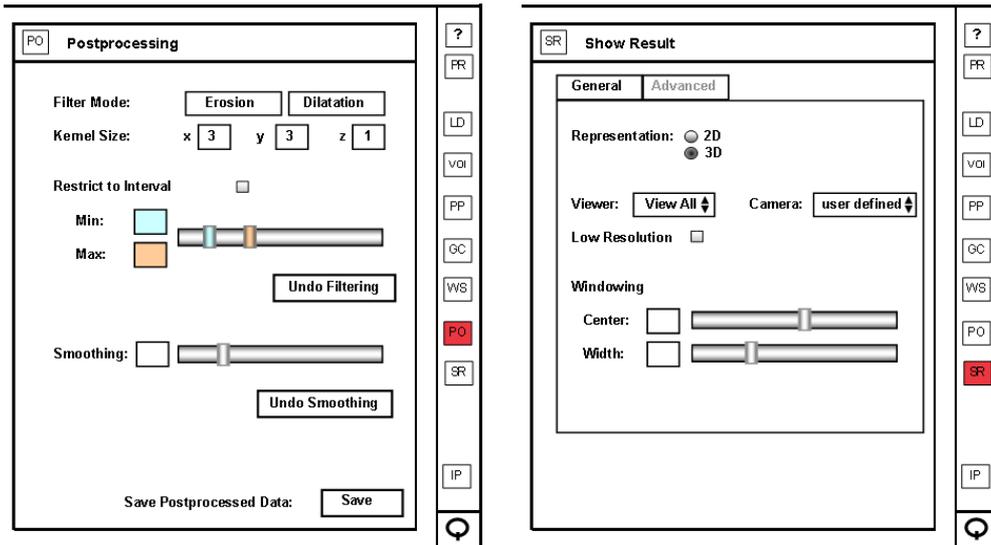


Abb.102: Nachbearbeitung und Startansicht des Panels zur Ergebnisanzeige

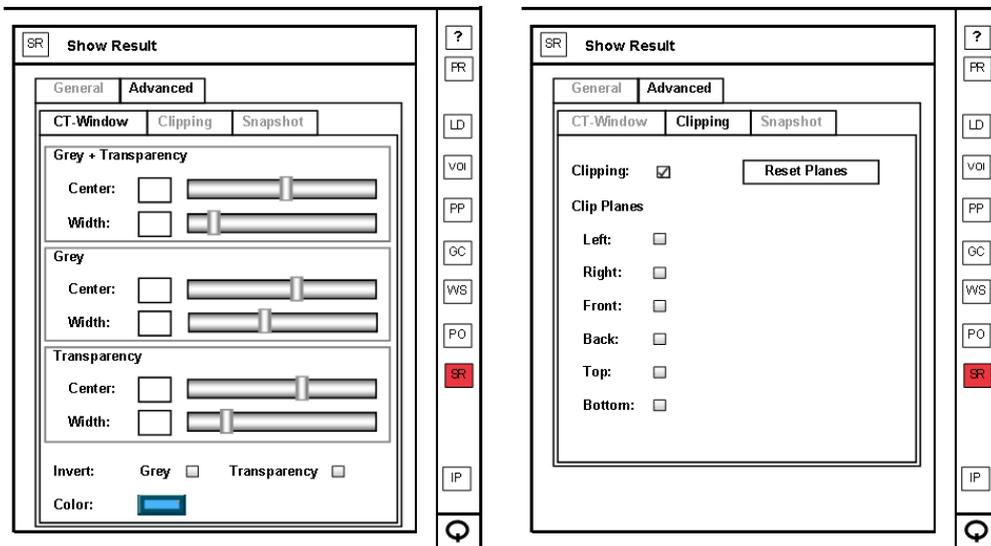


Abb.103: Ergebnisanzeige – Windowing-Parameter und Clipping

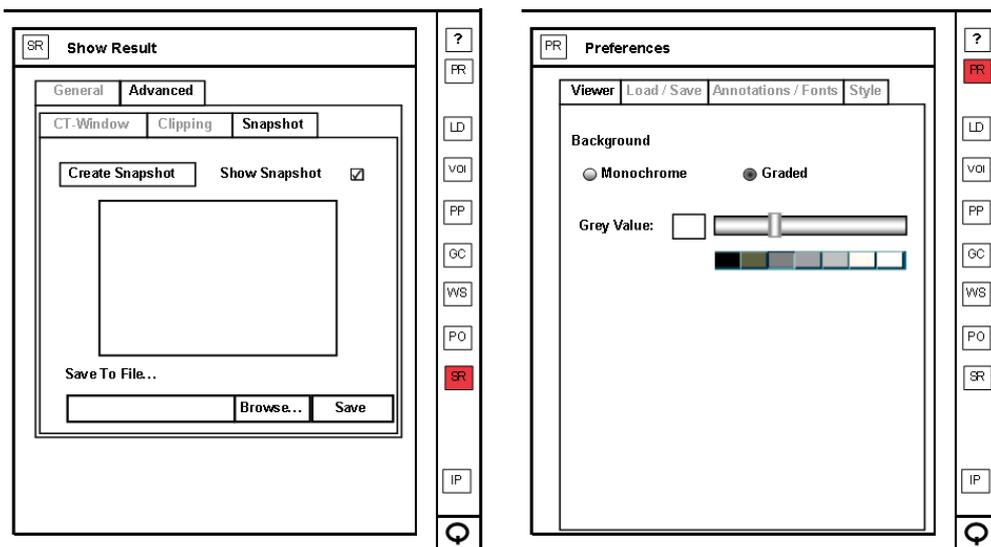


Abb.104: Ergebnisanzeige (Snapshot) und Preferences – Viewer einstellungen

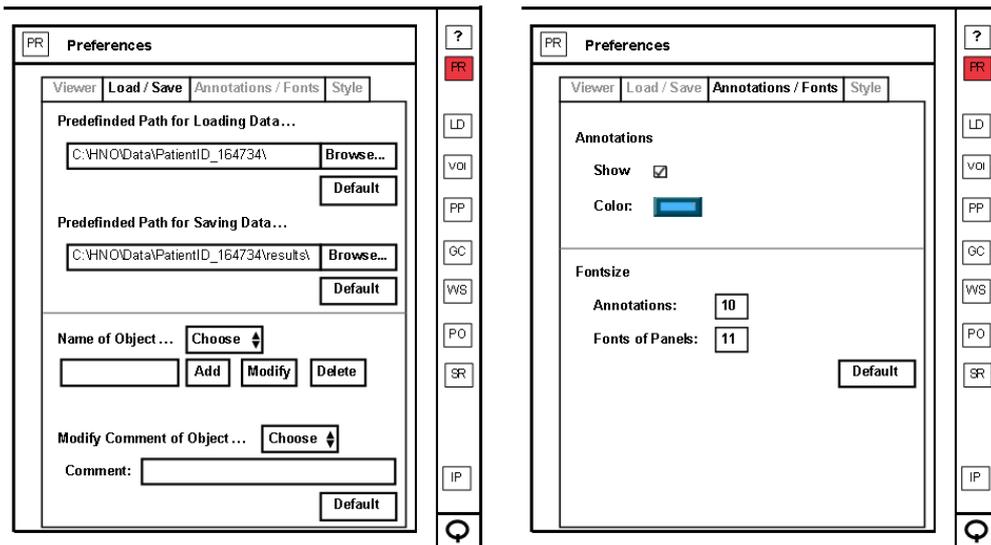


Abb.105: Preferences–Pfadangaben, Speicherparameter; Schrift

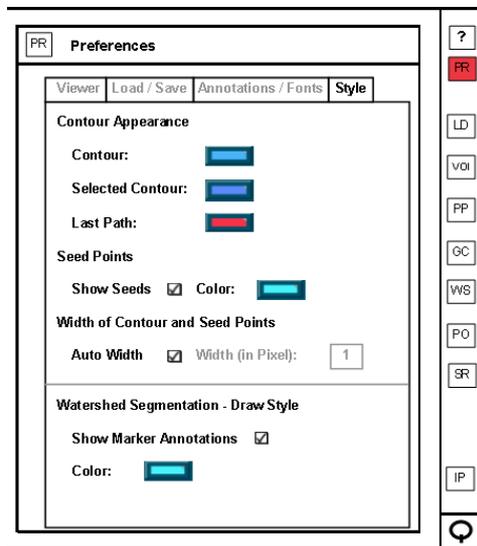


Abb.106: Preferences–StilerKonturen und IWT-Marker

## 8.4 Implementierte Oberfläche

Die Oberfläche von R-HINOVISION ist im Folgenden zusammen mit einem Beispiel– der Segmentierung eines Siebbeins auf einem CT-Datensatz des Klinikums Leipzig– dargestellt.



Abb.107: LoadData

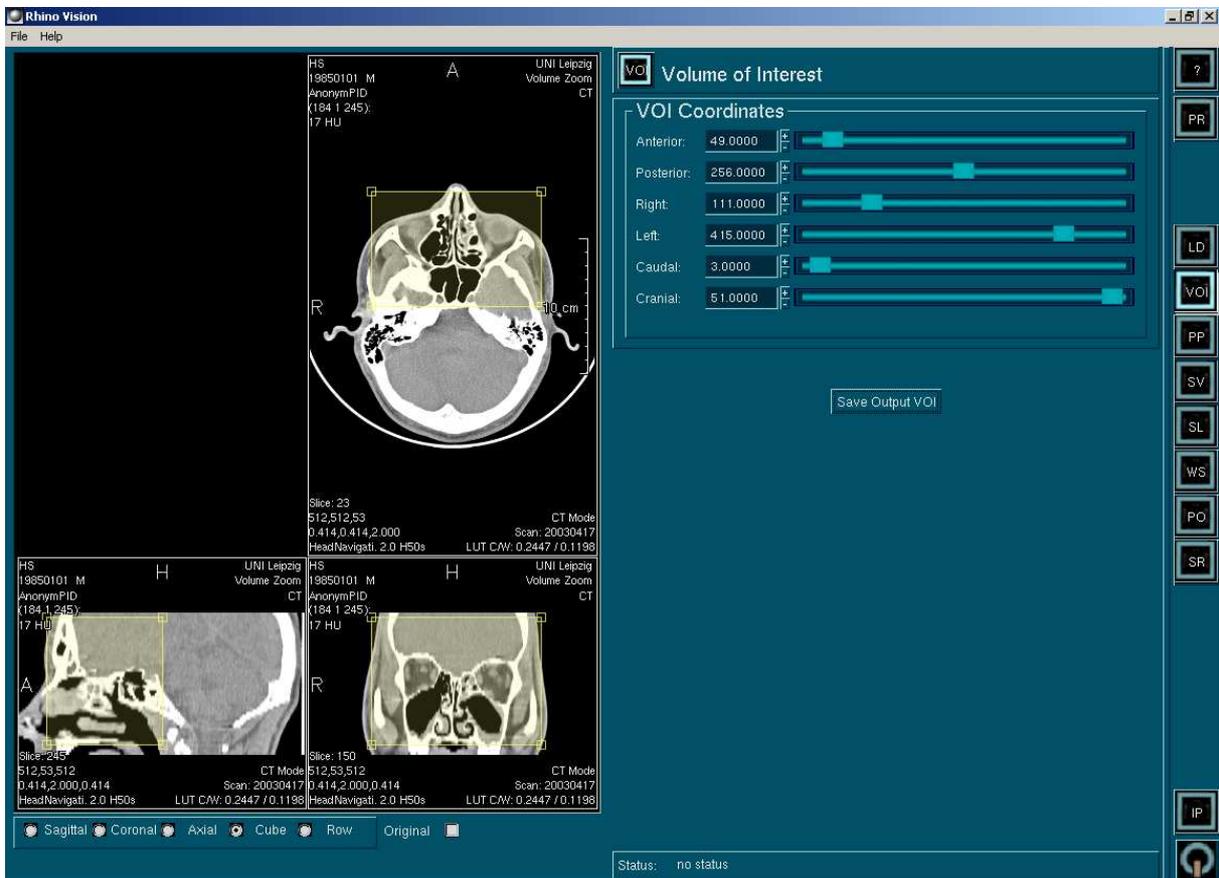


Abb.108: PanelzurVOI-Selektion

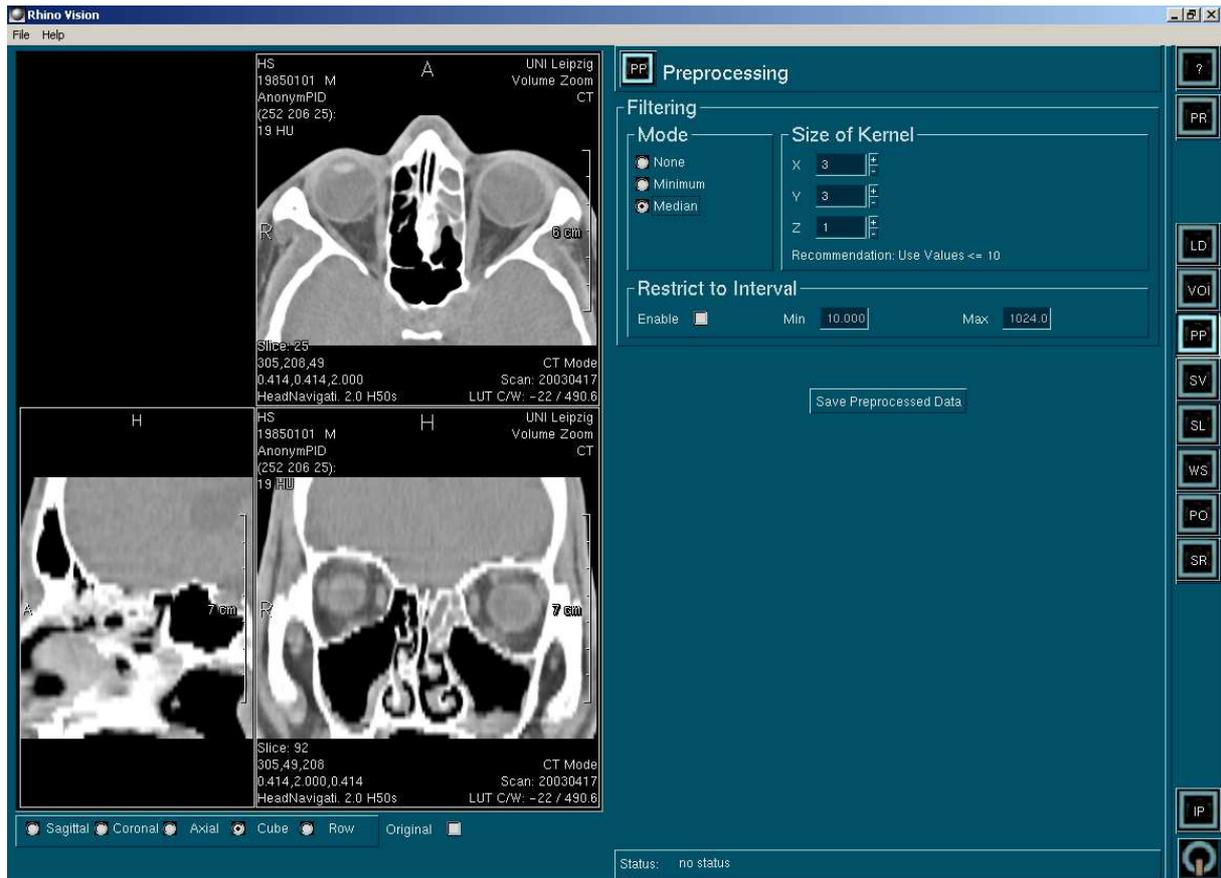


Abb.109: Preprocessing

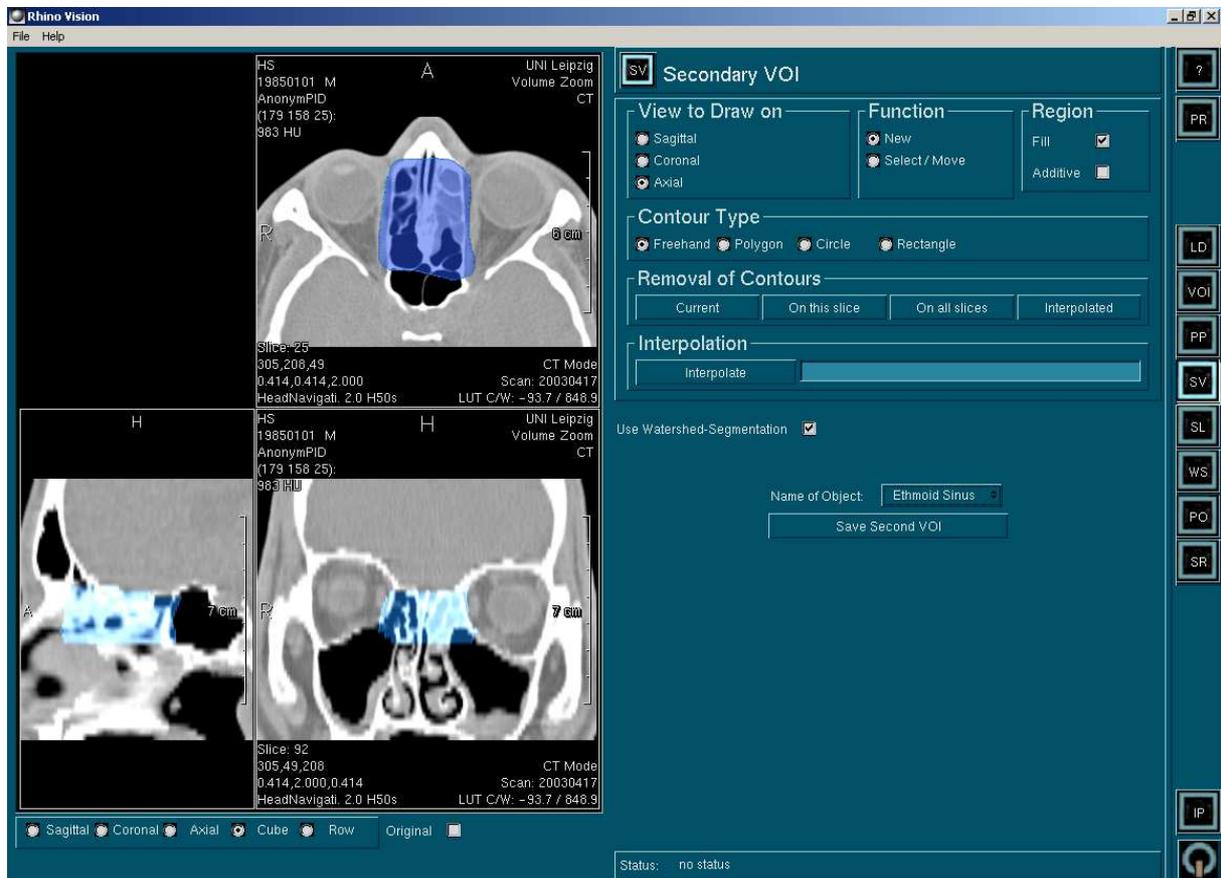


Abb.110: SecondaryVOI

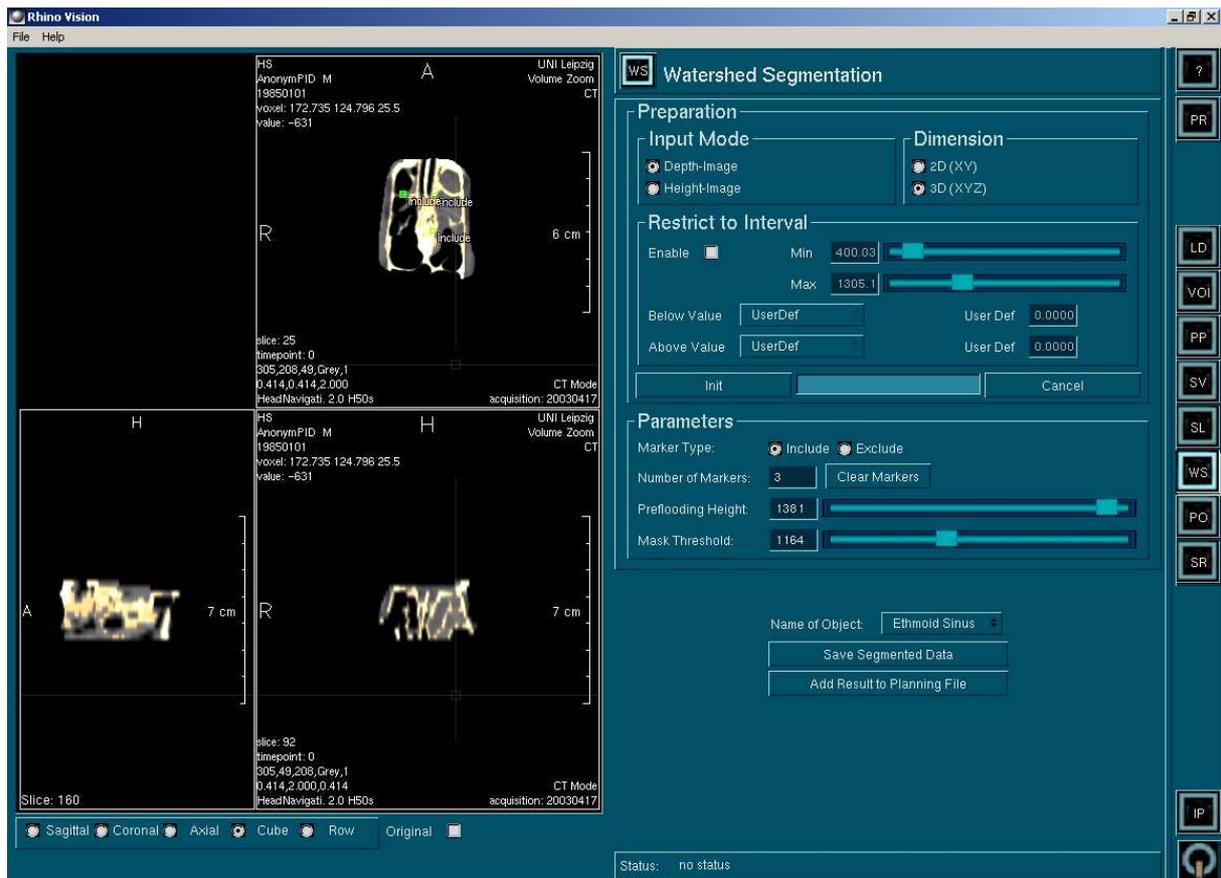


Abb.111: PanelderintervallbasierteninteraktivenWassersch eidentransformation

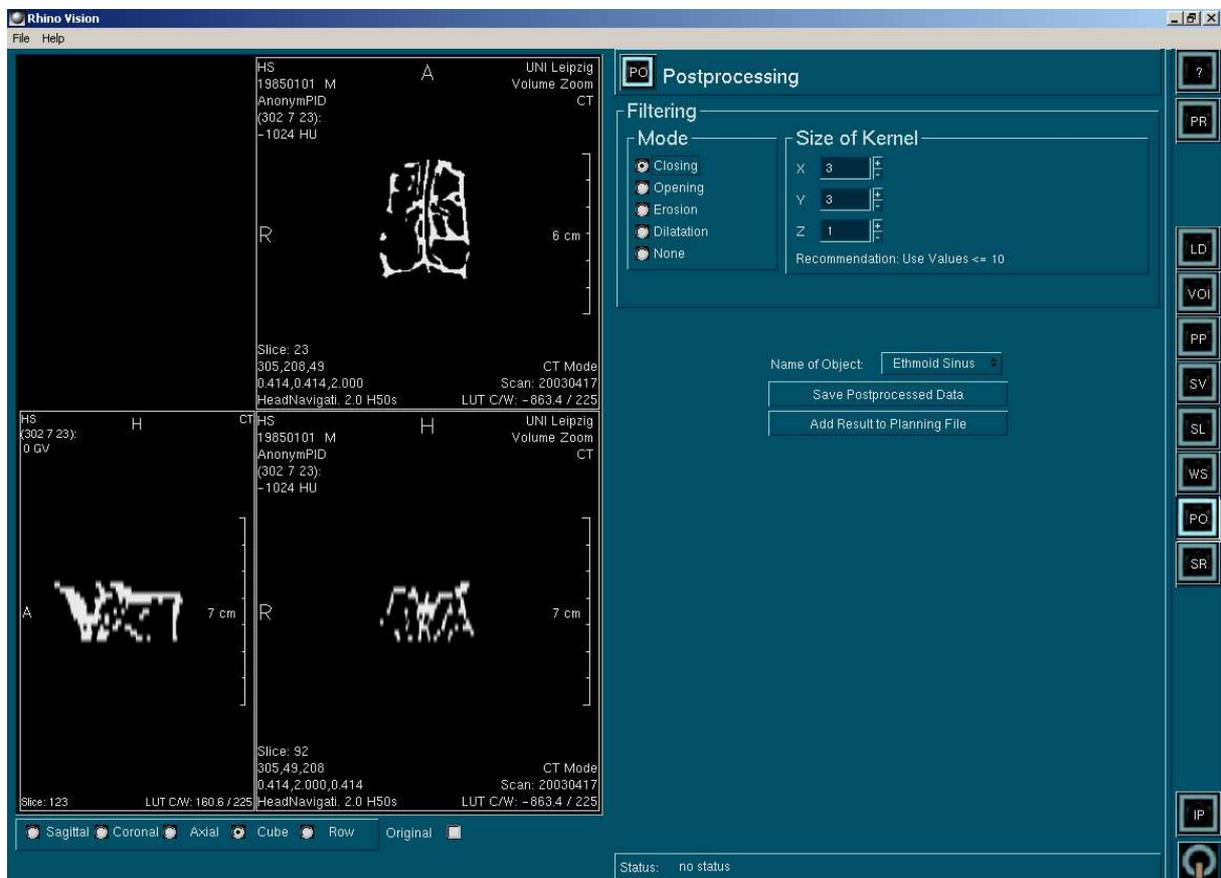


Abb.112: Postprocessing

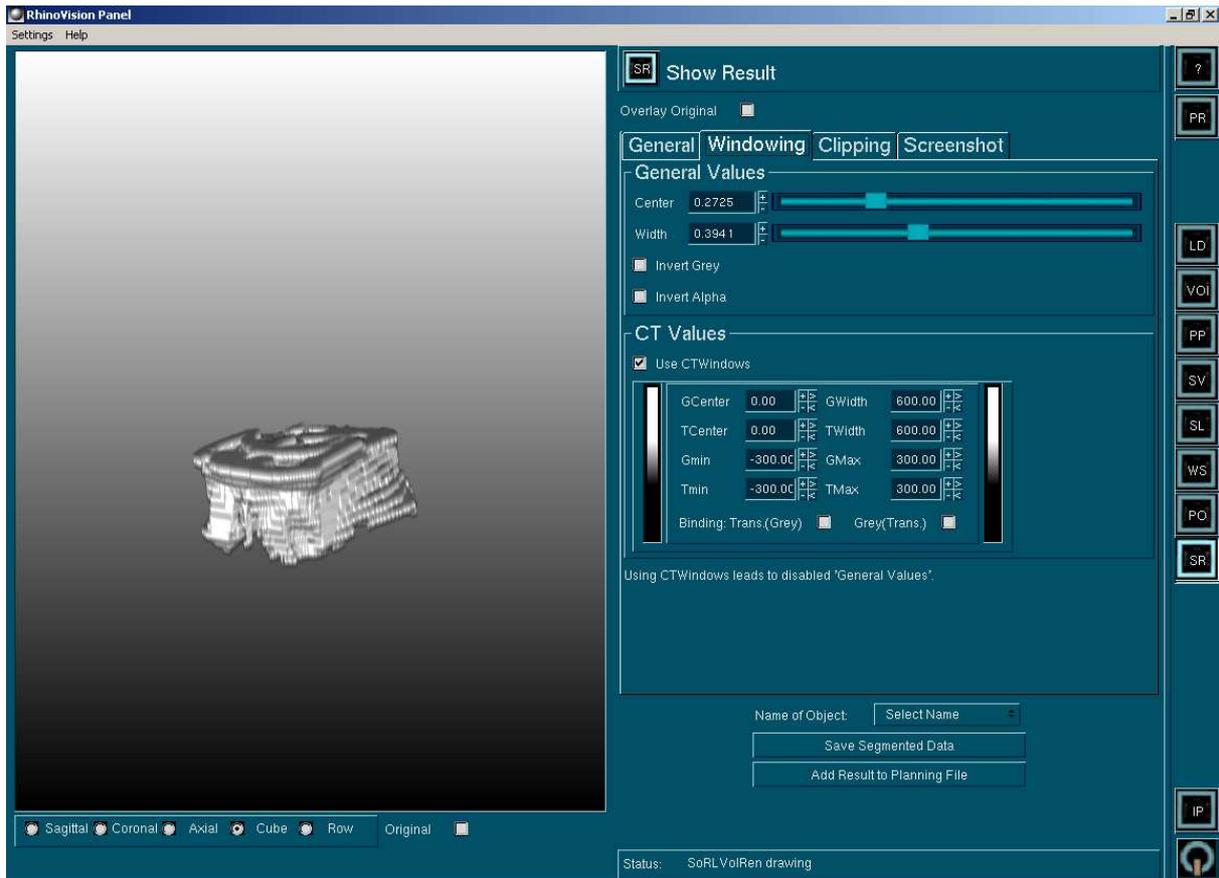


Abb.113: ShowResult-Panelmit3D-Viewer

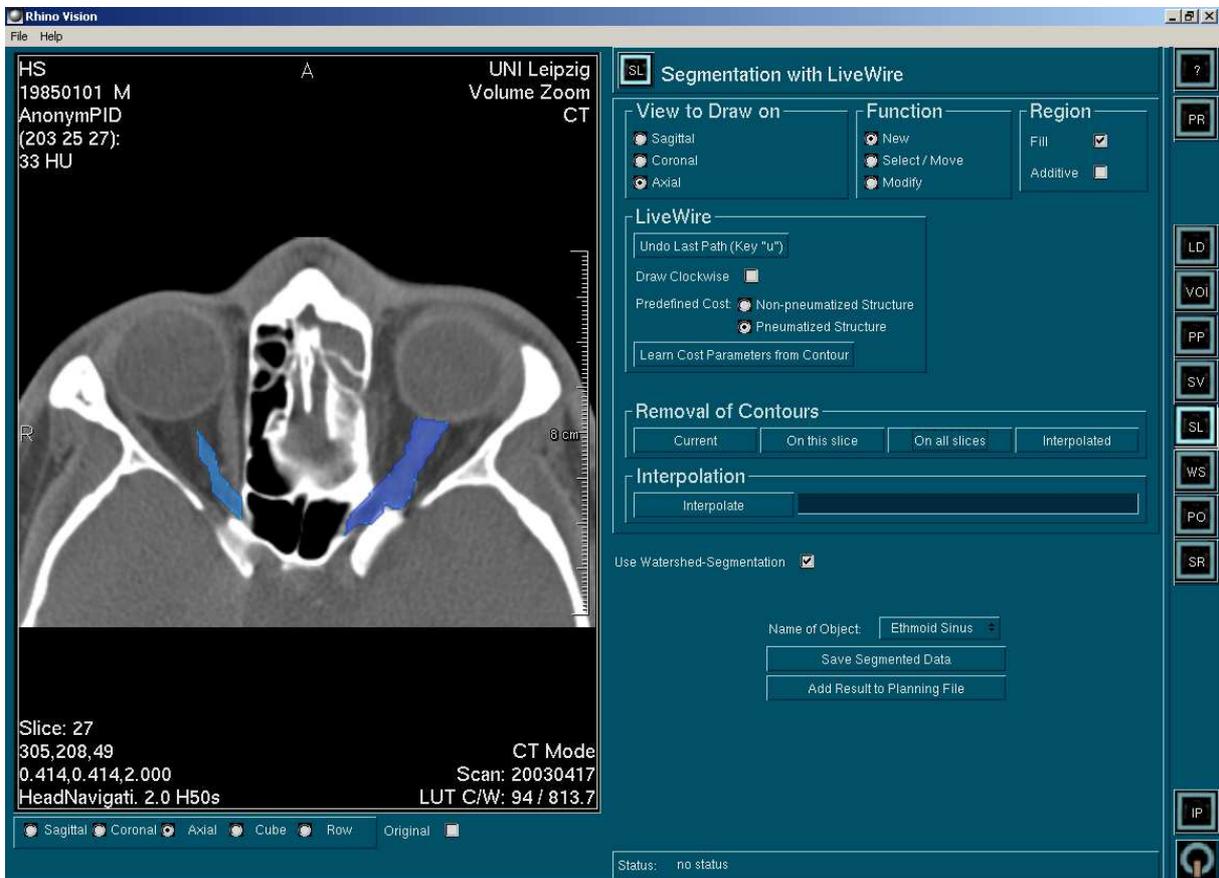


Abb.114: SegmentierungderSehnervenmitLiveWire–axialeA nsicht

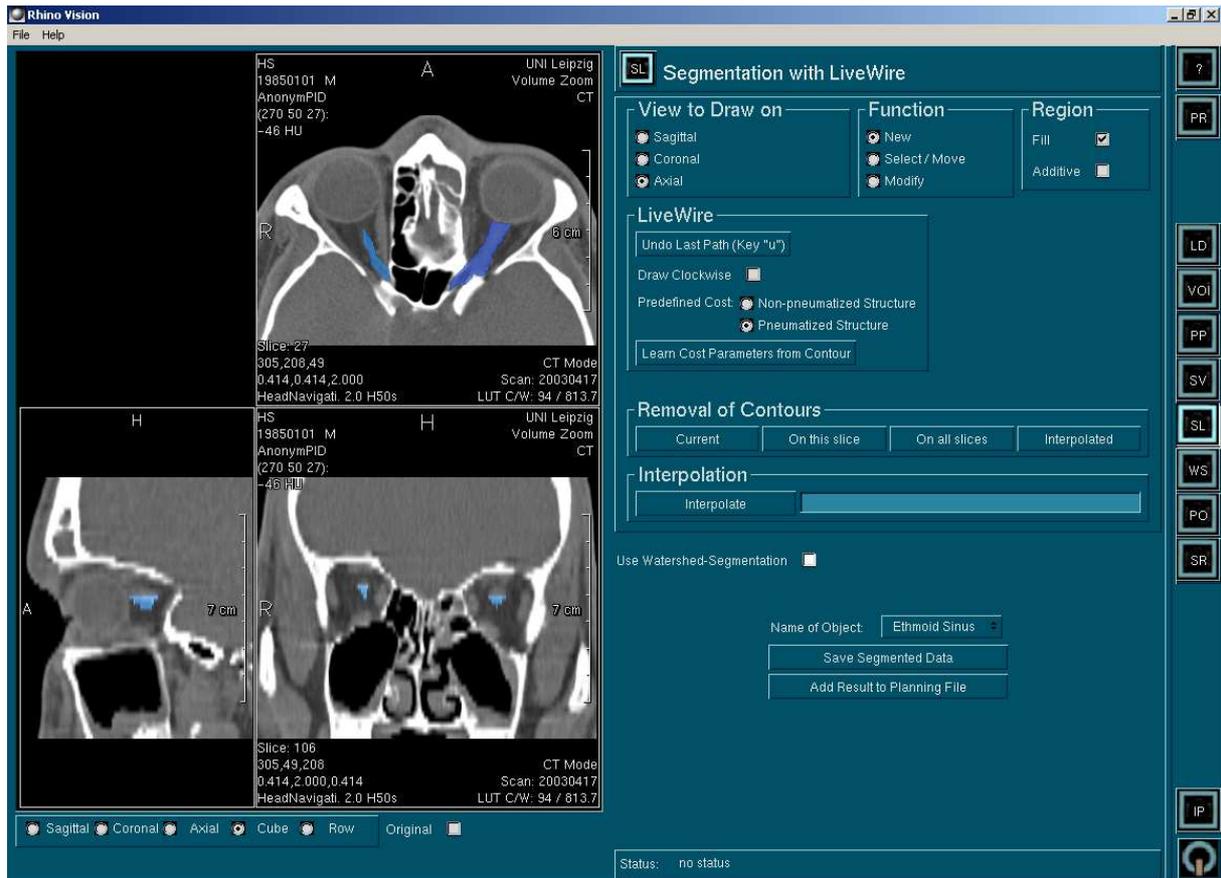


Abb.115: Segmentierung der Sehnerven mit LiveWire-Ansicht der drei Hauptebenen

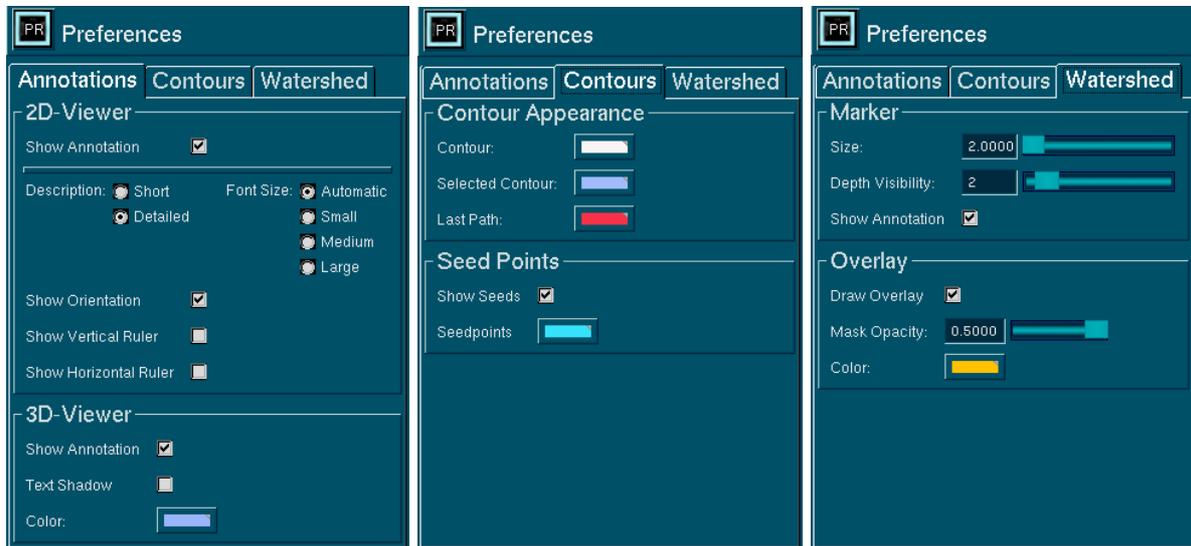


Abb.116: Preferences-Panels für die individuelle Anpassung des Schrift-, Konturen- und Markerstils

## RhinoVision: How to get started

- **Launch**
  - Launch **RhinoVision** by pressing the icon in the application window of ILAB
- **Loading Image Data**
  - Press the button **Load New Case** in the **Load Data**-Panel. Then the **OpenImage**-Dialog is started.
  - For reading DICOM-Files press the button **Import Dicom** and choose the path. After pressing **ok**, the DICOM-Files are loaded into the preview.
  - To work with the loaded image data press **ok** in the **OpenImage**-Dialog. The Dialog is closed and after some time the image data is visible in the viewer of **RhinoVision**.
- **Selecting Volume of Interest (VOI)**
  - After loading data press the icon **VOI** in the toolbar on the very right.
  - Select a Volume of Interest, which contains all interesting regions.
  - There are two ways to adjust VOI:
    - in the viewer: move a yellow boundary of the box.
    - with sliders: tune sliders in the panel.
  - Save the VOI, because it's the basis for the segmentation of all interesting objects. Avoid changing VOI after saving it or while segmenting objects.
- **Selecting Regions of an Interesting Object**
  - Press the icon **SV** in the Toolbar, to choose regions in the image, with content the interesting object. To do this, use contours, that can be drawn in the viewer by pressing left mouse-key and moving mouse.
  - It's not necessary to draw contours on every slice of dataset. Draw **only** on every second or tenth slice instead. After drawing contours press the button **Interpolate** in the **Secondary VOI**-Panel.
- **Watershed Segmentation of an Contoured Object**
  - For segmentation of the contoured object first choose the direction of segmentation:
    - **Depth Image** for bright objects
    - **Height Image** for dark objects
    - For objects, that are not so bright and dark as other ones, use the options **Restrict to Interval** and **Depth Image**.
  - Start segmentation by pressing the **Init**-button.

Abb.117: Auszug aus der Kurzanleitung für R HINOVISION (HTML-basiert)

## 8.5 XML-Dokumente

Das schematische Aufbau eines XML-Dokuments und der Anordnung der Inhalte in den einzelnen Tags:

```

<PATIENT> Name, ID, Geburtsdatum </PATIENT>
<STUDY> Institution, Datum der Aufnahme, Kommentar </STUDY>
<IMAGEDATA> ObjektID, Titel, Beschreibung, Dateiname, Modalität, Voxelgröße
  <ROI> ObjektID, Basiert auf Objekt x, Titel, Beschreibung, Dateiname,
    Startvoxel, Endvoxel, Bildgröße, StartWelt, EndWelt, ... , ROI-Nr.
  </ROI>
  <ROI> ObjektID, Basiert auf Objekt x, Titel, Beschreibung, Dateiname,
    Startvoxel, Endvoxel, Bildgröße, StartWelt, EndWelt, ... , ROI-Nr.
  <RESULT> ObjektID, Basiert auf Objekt y, Titel, Beschreibung, Dateiname
    Typ des Resultats, Struktur, Substruktur, Textergebnis,
    Textdatei
  </RESULT>
  ... n Resultate ...
</ROI>
</IMAGEDATA>

```

## EinBeispielmitzweiSegmentierungsergebnissen(Siebbe in,Sehnerv):

```
<RHINOVISION>
  <PATIENT>
    <NAME>Meier Monika</NAME>
    <PID>123456</PID>
    <DOB>19591201</DOB>
  </PATIENT>
  <STUDY>
    <INSTITUTION>Dg.Radiol.Uni Leipzig</INSTITUTION>
    <STUDY_DATE>20020718</STUDY_DATE>
    <COMMENT>NNHspi 2.0 H20s</COMMENT>
  </STUDY>
  <IMAGEDATA>
    <OBJ_ID>0</OBJ_ID>
    <TITLE>Meier</TITLE>
    <DESCRIPTION/>
    <FILENAME>./MeierMonika_123456.dcm</FILENAME>
    <MODALITY>CT</MODALITY>
    <VOXEL_SIZE>0.447265625, 0.447265625, 1</VOXEL_SIZE>
    <ROI>
      <OBJ_ID>1</OBJ_ID>
      <BASED_ON>0</BASED_ON>
      <TITLE>Original Data</TITLE>
      <DESCRIPTION>Meier, Original Data</DESCRIPTION>
      <FILENAME>./MeierMonika_123456.dcm</FILENAME>
      <START_VOXEL>0, 0, 0</START_VOXEL>
      <SIZE_VOXEL>511, 511, 185</SIZE_VOXEL>
      <START_WORLD>-129.2763671875, -325.2763671875, -75.5</START_WORLD>
      <END_WORLD>99.7236328125, -96.2763671875, 110.5</END_WORLD>
      <SIZE_C>1</SIZE_C>
      <SIZE_T>1</SIZE_T>
      <SIZE_U>1</SIZE_U>
      <ROI_NR>0</ROI_NR>
    </ROI>
    <ROI>
      <OBJ_ID>2</OBJ_ID>
      <BASED_ON>0</BASED_ON>
      <TITLE>ROI</TITLE>
      <DESCRIPTION>Meier, ROI</DESCRIPTION>
      <FILENAME>./MeierMonika_123456_ROI.dcm</FILENAME>
      <START_VOXEL>110, 106, 5</START_VOXEL>
      <SIZE_VOXEL>281, 236, 96</SIZE_VOXEL>
      <START_WORLD>-30.2069, -229.7852, -66.0000</START_WORLD>
      <END_WORLD>46.2756, -171.6406, 25.0000</END_WORLD>
      <SIZE_C>1</SIZE_C>
      <SIZE_T>1</SIZE_T>
      <SIZE_U>1</SIZE_U>
      <ROI_NR>1</ROI_NR>
    <RESULT>
      <OBJ_ID>3</OBJ_ID>
      <BASED_ON>2</BASED_ON>
      <TITLE>EthmoidSinus</TITLE>
      <DESCRIPTION>EthmoidSinus</DESCRIPTION>
      <FILENAME>./MeierMonika_123456_EthmoidSinus.dcm</FILENAME>
      <RESULT_TYPE>Segmented</RESULT_TYPE>
      <STRUCTURE>Bone</STRUCTURE>
      <SUBSTRUCTURE>EthmoidSinus</SUBSTRUCTURE>
      <TEXT_RESULT/>
      <TEXTFILE/>
    </RESULT>
```

```

<RESULT>
  <OBJ_ID>4</OBJ_ID>
  <BASED_ON>2</BASED_ON>
  <TITLE>OpticNerve</TITLE>
  <DESCRIPTION>OpticNerve</DESCRIPTION>
  <FILENAME>./MeierMonika_123456_OpticNerve.dcm</FILENAME>
  <RESULT_TYPE>Segmented</RESULT_TYPE>
  <STRUCTURE>Nerve</STRUCTURE>
  <SUBSTRUCTURE>OpticNerve</SUBSTRUCTURE>
  <TEXT_RESULT/>
  <TEXTFILE/>
</RESULT>
</ROI>
</IMAGEDATA>
</RHINOVISION>

```

## 8.6 Programmcode zur Speicherung von Segmentierungsergebnissen

Im Folgenden werden einige Auszüge aus dem Joy-Code an gegeben – betreffend die Objektliste, die Speicherung der Ergebnisdatei und das Anlegen des gespeicherten Resultats im XML-Dokument:

```
Field objectName { title "Name of Object: " }
```

Objektliste

```

Button Save {
  title "Save Segmented Data"
  command "*js:
  [[context lookupField:"SwitchSaver.WhichInput"] setIntValue:2];
  resFilename = setResFilename(dcmFilename);

  [[context lookupField:"Saver.Filename"]setStringValue:resFilename];
  [context touch:"Saver.Save"];
  * "
}

```

Speicherung des Resultats im Verzeichnis der Originaldaten

```

Button {
  title "Add Result to Planning File"
  command "*js:
  resFilename = setResFilename(dcmFilename);
  setResult(resFilename, resTitle, resStructure);
  dom.writeToFile(xmlFilename);
  * "
}

```

Speicherung des Verweises auf das Resultat im XML-Dokument

```

GUIListener objectName { command "*js:
  var oName = [[context lookupField:"objectName"]
    stringValue].toString();
  resTitle = oName;
  switch(oName){
  case "Select Name": [ILAB log:"Select Name"];
    break;
  case "Ethmoid Sinus": resStructure = "Bone";
    break;

```

Listener zur Bestimmung des ausgewählten Resultattyps

```
case "Frontal Sinus": resStructure = "Bone";
break;
case "Maxillary Sinus": resStructure = "Bone";
break;
case "Sphenoid Sinus": resStructure = "Bone";
break;
case "Optic Nerve": resStructure = "Nerve";
break;
case "Concha": resStructure = "Concha";
break;
case "Mucosa": resStructure = "Mucosa";
break;
case "Mucus": resStructure = "Mucus";
break;
case "Polyp": resStructure = "Polyp";
break;
case "Tumor": resStructure = "Tumor";
break;
case "Userdefined": resStructure = "Bone";
break; }
*"}
}
```

---

```
function setResFilename(fname) {
var i = fname.lastIndexOf(".");
var j = resTitle.lastIndexOf(" ");
var tmpName = resTitle;
var ext, rname, tmpName1, tmpName2;
if ( i >= 0 ) {
ext = fname.substring(i,fname.length);
rname = fname.substring(0,i);
}
if ( j >= 0 ) {
tmpName1 = resTitle.substring(0,j);
tmpName2 = resTitle.substring(j+1,resTitle.length);
tmpName = tmpName1 + tmpName2;
}
rname += "_" + tmpName + ext;
return rname;
}
```

Bestimmung des  
Datei-Namens

---

```
function setResult(resFilename, resTitle, resStruct) {
var relName = setRelativeFilename(resFilename);
res = new result (relName, resTitle, resStruct, "SEGMENTED",
roi2, roi2);
res.setFilename (relName);
res.setBasedOn (roi2.getObjectID());
res.setSubStructure (resTitle);
roi2.insertResult (res);
}
```

Erzeugung eines  
RESULT-Knotens für  
das XML-Dokument

## 9 Quellennachweis

### 9.1 Literatur

- [Anonymus92] Anonymus: Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Computertomographie. Deutsches Ärzteblatt 89, Heft 49: 41-53; 1992
- [Apelt01] Apelt, D.: Evaluierung und Dokumentation von medizinischen Applikationen. Studienarbeit Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, 2001
- [Bartz99] Bartz, D.; Skalej, M.; Welte, D.; Straßer, W.; Duffner, F.: A Virtual Endoscopy System for the Planning of Endoscopic Interventions in the Ventricle System of the Human Brain. Proc. BIOS'99: Biomedical Diagnostics, Guidance and Surgical Assist Systems, 1999.
- [Bartz99/2] Bartz, D.; Skalej, M.; Welte, D. et al.: VIVENDI – Ein Planungssystem für minimal-invasive Eingriffe in der Neurochirurgie. Bildverarbeitung in der Medizin, 1999
- [Bartz96] Bartz, D.: Prototyping a Virtual Colonoscopy System. Diplomarbeit, Universität Erlangen-Nürnberg, 1996
- [Behrens03] Behrens, S.: Segmentierung Medizinischer Bilddaten mit Fuzzy-Connectedness. Diplomarbeit, Universität Bremen, 2003
- [Bootz02] Bootz, F.; Strauß, G.; Stumpf, R.; Trantakis, Chr.: Hals-, Nasen-, Ohren-Chirurgie. In: Ausblick der Computer- und Roboter-assistierten Chirurgie. Ärzteblatt Sachsen 2/2002, 63-64
- [Bro-Nielsen99] Bro-Nielsen, M.; Cunningham, R.: PreOp™ Endoscopic Simulator: A PC-Based Immersive Training System for Bronchoscopy. Medicine Meets Virtual Reality 7 (MMVR-7) San Francisco, IOS Press, 1999
- [Concejero99] Concejero, P.; Clarke, A.; Ramos, R.: A CTS Usability Evaluation Guideline. CEC, 1999
- [Faller95] Faller, Adolf: Der Körper des Menschen – Einführung in Bau und Funktion. Thieme, 1995
- [Grevers02] Grevers, G.; Leunig, A.; Klemens, A.; Hagenedorn, H.: Computerassistierte Chirurgie der Nasennebenhöhlen – Technologie und klinische Erfahrungen mit dem Vector-Vision-Compact®-System an 102 Patienten. Laryngo-Rhino-Otologie 2002, Band 81: 476-483 Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York

- [Hahn03] Hahn, H.K.; Peitgen, H.-O.: IWT–Interactive Watershed Transform: A hierarchical method for efficient interactive and automated segmentation of multidimensional grayscale images. Proc. Medical Imaging, SPIE 5032, San Diego, 2003
- [Handels00] Handels, Heinz: Medizinische Bildverarbeitung. B.G. Teubner Stuttgart Leipzig, 2000
- [Hanning01] Hanning, T.: Vektorielle Mehrniveaue Anpassung–Anwendungen in der Bildsegmentierung. Dissertation an der Fakultät für Mathematik und Informatik der Universität Passau, 2001
- [Heermann01] Heermann, R.; Issing, P.R.; Husstedt, H.; Becker, H.; Lenarz, T.: Einsatz der Navigationssysteme MKM® im Bereich der lateralen Schädelbasis. Laryngo-Rhino-Otologie 2001, Band 80: 569-575 Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York
- [Hong97] Hong, L.; Muraki, S.; Kaufman, A.; Bartz, D.; He, T.: Virtual Voyage: Interactive Navigation in the Human Colon. Proc. of ACM SIGGRAPH, pp. 27-34, 1997
- [Jähne02] Jähne, B.: Digitale Bildverarbeitung. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2002
- [Jannin02] Jannin, P.; Fitzpatrick, J.M.; Hawkes, D.J.; Pennec, X.; Shahidi, R.; Vannier, M.W.: Whitepaper: validation of medical image processing in image-guided therapy. CARS 2002, pp. 299-305; Springer-Verlag
- [Kennedy00] Kennedy, D.W.; Zinreich, J.: Diseases of the Sinuses–Diagnosis and Endoscopic Management. BC Decker, 2000
- [Koitschev02] Koitschev, A.; Baumann, I.; Remy, C.T.; Dammann, F.: Rationelle CT-Diagnostik vor Operationen an den Nasennebenhöhlen. HNO 2002, Band 50: 217-222 Springer-Verlag 2002
- [Leuwer01] Leuwer, R.; Pflesser, B.; Urban, M.: Die stereoskopische Simulation ohrchirurgischer Eingriffe an einem neuartigen 3D-Computermodell. Laryngo-Rhino-Otologie 2001, Band 80: 298-302 Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York
- [Lloyd88] Lloyd, Glyn A.S.: Diagnostic imaging of the nose and paranasal sinuses. Springer-Verlag, 1988
- [Maune00] Maune, S.: Qualitätssicherung in der rhinologischen Therapie. Laryngo-Rhino-Otologie 2000, Band 79: 655-656 Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York
- [McCracken00] McCracken, T.O.; Walker, R.: Der 3D-Anatomie-Atlas. Bechtermünz/Weltbild Verlag GmbH, Augsburg 2000

## Quellennachweis

---

- [Messmer01] Messmer, P.; Baumann, B.; Suhm, N.; Jacob, A. L.: Navigationsverfahren für die bildgesteuerte Therapie – ein Überblick. Fortschr Röntgenstr 2001, Band 173: 777-784 Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York
- [Moline97] Moline, J.: Virtual Reality for Health Care: a survey. in: Virtual Reality for Neuro-Psycho-Physiology: cognitive, clinical and methodological issues in assessment and rehabilitation. IOS Press Amsterdam, 1997
- [Nielsen90] Nielsen, J.; Molich, R.: Heuristic evaluation of user interfaces. Proc. ACM CHI'90 Conf. (Seattle, WA, 1-5 April 1990), pp. 249-256
- [Nielsen00] Nielsen, J.: Jakob Nielsen's Web Design – Erfolgsdes Einfachen. Markt und Technik, 2000
- [Preim02] Preim, B.: Styleguide für die Applikationsentwicklung unter ILAB4 Technischer Report, MeVis, 2002
- [Preim03] Preim, B.; Hindennach, M.; Schenk, A.; Litzmann, A.; Spindler, W.; Peitgen, H.O.: Visualisierungs- und Interaktionstechnik für die Planung lokaler Therapien. Simulation und Visualisierung, Magdeburg 2003
- [Pschyrembel94] Pschyrembel, W.: Klinisches Wörterbuch. Nikol Verlagsgesellschaft GmbH/Walter de Gruyter 257. Auflage, 1994
- [Putz00] Putz, R.; Pabst, R. (Hrsg.): Sobotta – Atlas der Anatomie des Menschen. Bd. 1 Kopf, Hals, obere Extremität. Urban & Fischer Verlag, 2000
- [Roerdink01] Roerdink, J. B. T. M.; Meijster, A.: The Watershed Transform: Definition, Algorithms and Parallelization Strategies. Fundamenta Informaticae 41: 187-228 IOS Press 2001
- [Schick02] Schick, B.: Gedanken zum Stellenwert der Computertomographie bei chronischer Rhinosinusitis. HNO 2002, Band 50: 197-200 Springer-Verlag 2002
- [Schuknecht02] Schuknecht, B.; Simmen, D.: Stellenwert radiologischer Bildgebung der Nasennebenhöhlen. Laryngo-Rhino-Otologie 2002, Band 81: 126-146 Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York
- [Simmen00] Simmen, D.: Fortschritte der endonasalen Mikrochirurgie der Nasennebenhöhlen. Laryngo-Rhino-Otologie 2000, Band 79: 645-647 Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York
- [Strauß02] Strauß, G.; Trantakis, Chr.; Meixensberger, J.; Bootz, F.: Computer- und Roboter-assistierte Chirurgie (Information-Guided-Therapy). In: Ausblick der Computer- und Roboter-assistierten Chirurgie. Ärzteblatt Sachsen 1/2002, 28-29
- [Tönnies99] Tönnies, K.D.: Grundlagen der Bildverarbeitung. Skript zur Vorlesung, Sommersemester 1999

- [Trantakis02] Trantakis, Chr.; Winkler, D.; Hund-Georgiadis, M.; Meixensberger, J.: Computer-assistierte chirurgische Intervention in der Neurochirurgie. In: Ausblick der Computer- und Roboter-assistierten Chirurgie. Ärzteblatt Sachsen 1/2002, 29-30
- [Vogl00] Vogl, T.J.: Radiologische Diagnostik der Nasennebenhöhlen und der vorderen Schädelbasis. Laryngo-Rhino-Otologie 2000, Band 79: 639-640; Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York
- [Weghorst97] Weghorst, S.; Airola, C.; Oppenheimer, P.: Formal Evaluation of the Madigan Endoscopic Sinus Surgery Simulator (Technical Report R-97-34). Seattle: University of Washington, Human Interface Technology Laboratory, 1997
- [Weiss01] Weiss, F.; Habermann, C.R.; Welger, J. et al.: MRT in der präoperativen Diagnostik der chronischen Sinusitis im Vergleich mit der CT. Fortschr Röntgenstr. 2001, Band 173: 319-324; Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York

<sup>1)</sup> *Fortschr Röntgenstr* steht für *RöFo Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlung und der bildgebenden Verfahren*

## 9.2 Internet

- [BRAWeb] BrainLab  
URL: <http://www.brainlab.com/>  
[Zugriff: 21.01.2003]
- [ENDWeb] Endoskopie in der HNO-Heilkunde  
URL: <http://www.endoskopie-online.at/medizin/endoskopie/hnoendo.html>  
[Zugriff: 06.01.2003]
- [ENTWeb] ENT Surgical Simulator Mid-Term Report  
URL: <http://www.lockheedmartin.com/akron/busdev/sim&trn g/medsim/report/midterm.htm>  
[Zugriff: 11.02.2003]
- [ERGWeb] Schneider, C.: Ergonomieaspekte in der Chirurgie. Universität Karlsruhe, 1999  
URL: [http://www.wipr.ira.uka.de/~megi/SEMINAR/SS\\_99/ergoinchirurgie.pdf](http://www.wipr.ira.uka.de/~megi/SEMINAR/SS_99/ergoinchirurgie.pdf)  
[Zugriff: 05.03.2003]
- [KISWeb] Kühnapfel U.; Cakmak, H.K.; Maaß, H.; Waldhausen, S.: Models for Simulating Instrument-Tissue Interactions. Forschungszentrum Karlsruhe; MMVR 2001  
URL: [http://www-kismet.iai.fzk.de/KISMET/pdf/MMVR\\_01\\_UK\\_Tutor.pdf](http://www-kismet.iai.fzk.de/KISMET/pdf/MMVR_01_UK_Tutor.pdf)  
[Zugriff: 11.02.2003]

- [PARWeb] Stammberger, H.; Kennedy, D.:  
Paranasal Sinuses: Anatomic Terminology and Nomenclature  
URL: [www.ajou.ac.kr/~ent/RHINODATA/AnatomyPNS.htm](http://www.ajou.ac.kr/~ent/RHINODATA/AnatomyPNS.htm)  
[Zugriff: 18.02.2003]
- [PSIWeb] URL: <http://www.psicologia.net/pages/survey.htm>  
[Zugriff: 03.12.2003]
- [VESWeb] Kühnapfel, U.: VEST: Virtual Endoscopic Surgery Training.  
Forschungszentrum Karlsruhe GmbH, 2001  
URL: <http://www-kismet.iai.fzk.de/KISMET/VestSystem.html>  
[Zugriff: 11.02.2003]

### 9.3 Bildmaterial

Sämtliche Abbildungen von Roh-Bilddaten entstammen, sofern nicht anders angegeben, Datensätzen der Klinik und Poliklinik für HNO in Leipzig. Die bearbeiteten Bilddaten sind bei MeVis auf Basis der Leipziger Datensätze entstanden.

## Selbstständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Diplomarbeit selbstständig und nur unter Verwendung der angegebenen Literatur und Hilfsmittel angefertigt habe.

Bremen, 27.06.2003

Dörte Apelt