

Otto-von-Guericke-Universität  
Fakultät für Informatik  
Institut für Simulation und Graphik



Diplomarbeit

# Entwurf gradientenabhängiger 2D- Transferfunktionen für die medizinische Volumenvisualisierung

Diana Stölzel

Angefertigt am Centrum für medizinische Diagnosesysteme und Visualisierung  
(MeVis gGmbH) an der Universität Bremen

MeVis

[www.mevis.de](http://www.mevis.de)



# Entwurf gradientenabhängiger 2D- Transferfunktionen für die medizinische Volumen- visualisierung

## Diplomarbeit

an der Fakultät für Informatik  
der Otto-von-Guericke-Universität

von: Diana Stölzel  
Matr.-Nr.: 155439

1. Gutachter: Prof. Dr. Bernhard Preim (Otto-von-Guericke-Universität)  
2. Gutachter: Dr. Volker Dicken (MeVis gGmbH)

Betreuer: Dr. Volker Dicken (MeVis gGmbH)  
Prof. Dr. Bernhard Preim (Otto-von-Guericke-Universität)

Angefertigt am: Centrum für medizinische Diagnosesysteme und Visualisierung  
(MeVis gGmbH) an der Universität Bremen

Zeit der Diplomarbeit: 01.04.2004-27.09.04



# Selbstständigkeitserklärung

Hiermit versichere ich, Diana Stölzel, die vorliegende Arbeit allein und nur unter Verwendung der angegebenen Quellen angefertigt zu haben.

Diana Stölzel  
Magdeburg, 27.09.04

# Danksagung

Ich möchte mich hiermit recht herzlich bei meinem Betreuer Dr. Volker Dicken bedanken, der mich während dieser Arbeit ideenreich und intensiv beraten und unterstützt hat. Besonders bedanken möchte ich mich auch bei Prof. Dr. Bernhard Preim, der mir den Kontakt zu MeVis vermittelt hat und mich hervorragend fachlich unterstützte.

Dr. Hoen-Oh Shin und Benjamin King von der Medizinischen Hochschule möchte ich ebenfalls meinen Dank aussprechen. Ihre Tipps und Anregungen zu Beginn dieser Arbeit lieferten wertvolle Ideen.

An dieser Stelle muss auch Stephan Dachwitz (MeVis) erwähnt werden, ohne den die tollen Bilder dieser Arbeit nicht zustande gekommen wären und der stets Verbesserungen am Volumenrenderer vornahm.

Auch die Diskussionen mit Andreas Tappenbeck brachten stets neue Ideen zum Vorschein. Überdies bedanke ich mich bei Wolf Spindler (MeVis) für seine programmiertechnische Unterstützung und MeVis dafür, dass verschiedene Module zur Bildbearbeitung und Visualisierung genutzt werden konnten.

Abschließend geht ein großer Dank an meine Eltern, die mir das Studium der Computervisualistik ermöglichten und mir immer mit Tat und Kraft zur Seite standen.

# I Inhaltsverzeichnis

<b>I</b>	<b>Inhaltsverzeichnis.....</b>	<b>I</b>
<b>II</b>	<b>Abbildungsverzeichnis .....</b>	<b>IV</b>
<b>III</b>	<b>Tabellenverzeichnis.....</b>	<b>VI</b>
<b>IV</b>	<b>Abkürzungsverzeichnis.....</b>	<b>VII</b>
<b>1</b>	<b>Einleitung .....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Medizinische Bildgebung und Visualisierung .....</b>	<b>3</b>
2.1	Akquirierung medizinischer Volumendaten .....	3
2.1.1	CT .....	3
2.1.2	MRT .....	6
2.1.3	Rekonstruktion und Partialvolumeneffekte.....	8
2.1.4	Zusammenfassung .....	9
2.2	Visualisierung medizinischer Volumendaten.....	10
2.2.1	Schichtdatendarstellung .....	10
2.2.2	Indirektes Volumenrendering.....	11
2.2.3	Direktes Volumenrendering .....	12
2.3	Direktes Volumenrendering .....	12
2.3.1	Bildbasiertes Volumenrendering.....	12
2.3.2	Objektbasiertes Volumenrendering .....	13
2.3.3	ShearWarp Algorithmus.....	13
2.3.4	Texturbasiertes Volumenrendering .....	14
2.3.5	Beleuchtung.....	15
2.3.6	Von der TF zur Lookup-Tabelle .....	17
2.3.7	Klassifikation der TF.....	18
2.3.8	Der GigaVoxelRenderer .....	19
2.4	Zusammenfassung .....	19
<b>3</b>	<b>Definition von Transferfunktionen.....</b>	<b>21</b>
3.1	Eindimensionale Transferfunktionen .....	21
3.1.1	Interaktiv/Trial-and-Error.....	21
3.1.2	Bildbasiert .....	24
3.1.3	Weitere eindimensionale Transferfunktionen .....	26
3.1.4	Zusammenfassung und Vergleich .....	26
3.2	Mehrdimensionale Transferfunktionen .....	27
3.2.1	Das Kontur-Spektrum .....	27
3.2.2	Datenbasierte Transferfunktionen .....	28
3.2.3	Zusammenfassung und Vergleich .....	32
<b>4</b>	<b>Entwurf gradientenabhängiger 2D-TFs .....</b>	<b>34</b>
4.1	Bereitstellen von Gradienteninformationen .....	34
4.2	Generierung eines Intensitäts-Gradienten-Histogramms .....	35
4.3	Analyse von Intensitäts-Gradienten-Histogrammen .....	36
4.3.1	Strukturen in Histogrammen medizinischer Datensätze .....	38
4.3.2	Auswirkungen unterschiedlicher Rekonstruktionsfilter in CT-Daten.....	39
4.3.3	CT-Datensätze mit harten Rekonstruktionskernen .....	41
4.3.4	Auswertung von MRT-Daten .....	43

4.4	Approximation der Bogenverläufe durch Funktionen .....	45
4.4.1	Parametrische Kurven .....	46
4.4.2	Untersuchung einfacherer Funktionen .....	48
4.5	Entwurf einer Repräsentationsform kantendetektierender TFs.....	50
4.5.1	Repräsentation .....	50
4.5.2	Steuerung der Opazitätszuordnung .....	51
4.5.3	Steuerung der Grauwert-/Farbzuordnung.....	53
4.5.4	Behandlung sich überschneidender Bögen.....	55
4.5.5	Zusammenfassung .....	56
4.6	Interaktionskonzepte .....	56
4.6.1	Parametrierung der Repräsentation .....	56
4.6.2	Transparenzen und Farbwerte .....	58
4.6.3	Unterstützung der TF-Definition.....	58
4.7	Automatische Suche/Parametrierung der Bögen.....	63
4.7.1	Analyse vorhandener Suchalgorithmen für Ellipsen.....	63
4.7.2	Abtragen der Intensitäts- und Gradientenwerte auf Polarkoordinaten.....	64
4.7.3	Ein auf Apriori-Wissen basierender Algorithmus.....	65
4.7.4	Definition von Presets .....	69
4.8	Zusammenfassung .....	71
<b>5</b>	<b>Realisierung.....</b>	<b>73</b>
5.1	Programmierwerkzeuge .....	73
5.1.1	OpenInventor .....	73
5.1.2	Die Softwareplattform MeVisLab.....	73
5.1.3	SoView2D-Klasse .....	75
5.2	Generierung gradientenabhängiger 2D-TFs.....	76
5.2.1	Entwurf einer SoView2D-Klasse für Halbellipsen .....	77
5.2.2	Entwurf einer Listenklasse zur Speicherung der Halbellipsen.....	77
5.2.3	Berechnung der 2D-LUT .....	78
5.3	Werkzeuge zur vereinfachten Erkennung von Bögen .....	78
5.3.1	JointHistMask.....	79
5.3.2	Kantendetektion .....	79
5.3.3	Kantendetektion mithilfe einer Segmentierungsmaske.....	80
5.4	Entwurf eines Editors .....	81
5.5	Zusammenfassung .....	82
<b>6</b>	<b>Ergebnisse.....</b>	<b>83</b>
6.1	Für den 2D-TFs-Entwurf gut geeignete Datensätze.....	83
6.1.1	Zahndatensatz .....	83
6.1.2	Visible-Human-Kopf.....	84
6.1.3	Plexiglas-Phantomdatensatz .....	84
6.1.4	Ein Schweinedatensatz mit kontrastierter Leber .....	86
6.2	Visualisierung einer nicht-segmentierten kontrastierten Leber.....	87
6.2.1	Visualisierung der Gefäße und der Leberoberfläche.....	87
6.2.2	VR der Lebergefäße mit TFs und mit Segmentierungsmasken .....	88
6.3	Visualisierung der Lungenbronchien und -gefäße .....	89
6.4	Visualisierung der Knochen .....	93
6.5	Abdomendatensatz .....	94
6.6	MRT-Daten .....	95
<b>7</b>	<b>Zusammenfassung und Ausblick.....</b>	<b>97</b>



---

<b>8</b>	<b>Literaturverzeichnis</b> .....	<b>99</b>
<b>A</b>	<b>Anhang</b> .....	<b>104</b>
	GradLutEditorMacro .....	104

## II Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1-1: Vom 3D-Feld zur Volumenvisualisierung.....	1
Abbildung 2-1: Prinzip der Bildentstehung einer CT-Schicht .....	4
Abbildung 2-2: 3-Tesla-MRT von Philips .....	6
Abbildung 2-3: Unterschiedlich gewichtete MRT-Kopfaufnahmen .....	7
Abbildung 2-4: Rekonstruktionsfilter für eindimensionale Signale.....	8
Abbildung 2-5: Partialvolumeneffekte.....	9
Abbildung 2-6: Visualisierungspipeline .....	10
Abbildung 2-7: Schichtdarstellung eines MRT-Kopf-Datensatzes .....	11
Abbildung 2-8: Oberflächendarstellung einer Leber mit Gefäßen.....	12
Abbildung 2-9: Unterteilung des Volumens in Polygonschichten .....	14
Abbildung 2-10: Ausrichtung der Polygone .....	15
Abbildung 2-11: Intensitätsbild und zugehöriges Gradientenstärkebild .....	16
Abbildung 2-12: Isooberflächendarstellung unterschiedlich beleuchtet .....	17
Abbildung 2-13: Klassifikation der TF .....	18
Abbildung 3-1: Prinzip der Fensterung.....	23
Abbildung 3-2: Fensterung für den Knochenbereich .....	23
Abbildung 3-3: Histogramm hinterlegt als Kontextinformation .....	24
Abbildung 3-4: Design-Galerie.....	25
Abbildung 3-5: Verschiedene stochastisch erzeugte Ergebnisbilder für einen MRT-Kopf .....	25
Abbildung 3-6: Stetig lineare TF und der dazugehörige Datensatz mit Hervorhebung des Rückenmarks .....	26
Abbildung 3-7: Parameter einer Isokontur dargestellt als 2D-Funktionsgraph.....	28
Abbildung 3-8: Modell einer Kante .....	29
Abbildung 3-9: Intensitätsverlauf $f(x)$ und die zugehörige Ableitungen $f'(x)$ und $f''(x)$ .....	29
Abbildung 3-10: Histogrammvolumen .....	30
Abbildung 3-11: Kugelförmiges Objekt und dessen Funktionen $g(v)$ , $h(v)$ , $p(v)$ .....	30
Abbildung 3-12: Objekt mit verschiedenen Gewichtsfunktionen .....	31
Abbildung 3-13: Applikator und die korrespondierenden Punkte im Histogramm weiß dargestellt. ....	31
Abbildung 3-14: Auf einem Histogramm basierender TF-Editor .....	32
Abbildung 4-1: Visualisierungspipeline für 2D-TFs .....	34
Abbildung 4-2: Kernelmasken des dreidimensionalen Sobelfilters .....	35
Abbildung 4-3: 2D-Histogrammgenerierung .....	36
Abbildung 4-4: 2D-Histogramm .....	36
Abbildung 4-5: Bedeutung der Strukturen .....	37
Abbildung 4-6: Zusammenhang zwischen Intensitäten und Gradientenstärken an einer Kante .....	37
Abbildung 4-7: Bögen in einem nicht-kontrastiertem Abdomenhistogramm .....	39
Abbildung 4-8: Scharfe Kante und das entsprechende Histogramm.....	40
Abbildung 4-9: Histogramm eines CT-Abdomendatensatzes.....	40
Abbildung 4-10: Histogramm eines CT-Abdomendatensatzes.....	40
Abbildung 4-11: Auswirkungen von Filterungen eines CT-Datensatzes auf das Histogramm.....	42
Abbildung 4-12: Histogramm basierend auf einem realen T1-MRT-Kopfdatensatz .....	43
Abbildung 4-13: Histogramm basierend auf einem realen T2-MRT-Kopfdatensatz: .....	43
Abbildung 4-14: Histogramm basierend auf einem realen geglätteten T1-MRT-Kopfdatensatz: .....	44
Abbildung 4-15: Histogramm basierend auf einem Phantom MRT-Kopf-Datensatz: .....	44
Abbildung 4-16: Phantomdatensatz mit Inhomogenität.....	45
Abbildung 4-17: einfache 2D-Repräsentation .....	45
Abbildung 4-18: komplexe Repräsentation .....	46
Abbildung 4-19: Segmentierung des Luft-Lungengefäße-repräsentierenden Bogens .....	48
Abbildung 4-20: Segmentierung des Fett-Knochen-repräsentierenden Bogens .....	49
Abbildung 4-21: Segmentierung des die untere äußere Zahnwurzel repräsentierenden Bogens .....	49
Abbildung 4-22: Ein Datensatz und die Approximation durch einfache Funktionen .....	50
Abbildung 4-23: Halbelliptische Bogenflächen .....	51
Abbildung 4-24: Verteilung der Transparenzen .....	52
Abbildung 4-25: Auswirkungen verschiedener Anwendungsbereiche am Beispiel eines Zahns .....	52
Abbildung 4-26: Farbverteilungen.....	53
Abbildung 4-27: Farbverteilungen am Beispiel des VRs der Wirbelsäule .....	53
Abbildung 4-28: Beleuchtung von medizinischen Daten .....	54
Abbildung 4-29: Mögliche Varianten bei Repräsentationsüberschneidungen .....	55

Abbildung 4-30: Prinzip des Rubberbandings für HE .....	57
Abbildung 4-31: HE definiert durch zwei Punkte „□“ und zwei Abstände .....	57
Abbildung 4-32: Interaktion mittels Rampen am Beispiel des Zahndatensatzes .....	58
Abbildung 4-33: LUT angewendet auf die Schichtdatendarstellung .....	59
Abbildung 4-34: Selektion eines Voxels und Anzeige des korrespondierenden Bins im Histogramm .....	59
Abbildung 4-35: Unterstützung der Kantensuche .....	60
Abbildung 4-36: Mögliche Bereiche zur Untersuchung von Kanten in der Leber .....	61
Abbildung 4-37: Histogramm eines Leberdatensatzes und gefundener Gefäßbogen .....	61
Abbildung 4-38: Repräsentationsform entlang des ermittelten Bogens .....	61
Abbildung 4-39: Gefäßvisualisierung im VR mit einer gradientenabhängigen TF .....	61
Abbildung 4-40: TFs-Definitionsprozess anhand einer Kantenmaske .....	62
Abbildung 4-41: Ellipsoidendetektion nach Kim .....	64
Abbildung 4-42: Ein stark verrauschtes Histogramm .....	64
Abbildung 4-43: Gradientenstärke und Grauwerte als Polarkoordinaten abgetragen .....	65
Abbildung 4-44: Gefundene Repräsentation und erzeugte LUT .....	67
Abbildung 4-45: Automatisch generierte TFs für einen Zahn .....	67
Abbildung 4-46: Histogramme mit unterschiedlicher Binsize .....	68
Abbildung 4-47: Automatisch gefundener Bogen in medizinischem Datensatz .....	69
Abbildung 4-48: Histogramme eines Datensatzes .....	71
Abbildung 5-1: Die Softwareplattform MeVisLab mit einem Beispielnetzwerk .....	74
Abbildung 5-2: Panel des <i>ImgLoad</i> -Moduls .....	74
Abbildung 5-3: Bildverarbeitungsnetzwerk mit unterschiedlichen Ein- und Ausgängen von Modulen .....	75
Abbildung 5-4: 3D-Koordinatentransformationen .....	76
Abbildung 5-5: Eine halbelliptische Bogenfläche .....	77
Abbildung 5-6: Aufbau des Makromoduls zur Kantendetektion .....	79
Abbildung 5-7: Makromodul für die Kantendetektion .....	80
Abbildung 5-8: Aufbau des Makros zur Kantendetektion einer Segmentierungsmaske .....	81
Abbildung 5-9: Beispielnetzwerk für die Erstellung einer LUT .....	81
Abbildung 6-1: Zahn im Vergleich .....	83
Abbildung 6-2: VR des Visible-Human-Kopfes mit zweidimensionaler TF .....	84
Abbildung 6-3: Photographie der Plexiglasscheibe .....	85
Abbildung 6-4: Die Plexiglasscheibe mit intensitätsbasierter und gradientenbasierter 2D-TF .....	85
Abbildung 6-5: Lebergefäßvisualisierung eines Schweinedatensatzes .....	86
Abbildung 6-6: VR einer kontrastierten Leber mit Darstellung der Lebergefäße .....	87
Abbildung 6-7: Histogramm des Leberdatensatzes .....	87
Abbildung 6-8: VR von Lebergefäßen .....	88
Abbildung 6-9: Lebergefäße mit Kontextinformation. ....	89
Abbildung 6-10: Histogramm mit TF .....	90
Abbildung 6-11: Schichtdarstellung des Datensatzes mit Färbung der von der TF dargestellten Voxel .....	90
Abbildung 6-12: VR der Bronchien mit intensitätsbasierter TF .....	90
Abbildung 6-13: VR der Bronchien mit der in Abbildung 6-10 definierten gradientenabhängigen TF .....	90
Abbildung 6-14: Definition einer TF für das VR großer und kleiner Bronchien .....	91
Abbildung 6-15: Histogramm des weich-rekonstruierten Lungendatensatzes .....	92
Abbildung 6-16: Lungenvisualisierungen .....	93
Abbildung 6-17: Knochenvisualisierung mittels gradientenabhängiger TFs .....	94
Abbildung 6-18: VR eines Abdomendatensatzes mittels gradientenbasierter TFs .....	95
Abbildung 6-19: VR eines realen medizinischen Kopf-Datensatzes .....	96
Abbildung 6-20: VR eines Phantom-MRT-Kopfdatensatzes .....	96
Abbildung 7-1: Vom skalaren 3D-Feld zum VR .....	97

## III Tabellenverzeichnis

Tabelle 2-1: HU-Werte für verschiedene Gewebetypen .....	4
Tabelle 3-1: Verbreitete Konzepte für die Definition elementarer linearer Funktionen .....	22
Tabelle 4-1: Nachbarschaftliche Beziehungen zwischen einzelnen Geweben.....	38
Tabelle 4-2: Mathematische Beschreibung einfacher Funktionen .....	48

## IV Abkürzungsverzeichnis

1D	eindimensional
2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
CT	Computertomographie/Computertomogramm
HU	Hounsfield-Unit
LUT	Lookup-Tabelle
MeVis	Centrum für Medizinische Diagnosesysteme und Visualisierung an der Universität Bremen
MRT	Magnetresonanztomographie
TF	Transferfunktion
GVR	Gigavoxelrenderer, Volumenrenderer
VR	Volumenrendering
HE	Halbellipse/Halbellipsen

# 1 Einleitung

Tomographische Verfahren der medizinischen Bildgebung wie die Computertomographie (CT) und die Magnetresonanztomographie (MRT) liefern Bilddatensätze des Menschen, die als 3D-Feld von skalaren Werten aufgefasst werden. Von besonderem Interesse für Mediziner ist das Erkennen und Darstellen anatomischer Strukturen aus diesen Daten. In der klinischen Praxis erfolgt die Auswertung der Daten normalerweise auf 2D-Schichtbildern, wobei Radiologen für die Diagnose eine 3D-Rekonstruktion der Daten mental ableiten.

Aufgrund der Weiterentwicklung der Medizintechnik ist es möglich, genauere und detailliertere Daten zu gewinnen, jedoch ist dies auch mit einem Wachsen der Datenmengen, mit denen Ärzte konfrontiert werden, verbunden. Eine Diagnose erfordert das Betrachten von bis zu mehreren hundert Einzelbildern auf Film. Diese Methode ist nicht nur unwirtschaftlich (hoher Verbrauch an Filmmaterial und großer Zeitaufwand), sondern auch ermüdend und fehlerbehaftet. Daher verlagert sich die Diagnostik auf den Computer. Spezifische Programme ermöglichen verschiedene Visualisierungen wie beispielsweise die Schichtdarstellung oder das Volumenrendering. Das Volumenrendering ist gut geeignet, um anatomische Strukturen im Überblick darzustellen. Dabei ist es möglich, den kompletten 3D-Datensatz zu visualisieren, was eine gute räumliche Orientierung erlaubt. Beim direkten Volumenrendering werden mithilfe einer geeigneten Transferfunktion (TF) unbedeutende Bereiche transparent und die anatomisch wichtigen Strukturen opak (sichtbar) dargestellt. Bisher existieren viele Verfahren zum Entwurf von 1D-TFs, aber nur wenige zur Entwicklung mehrdimensionaler TFs. Die Bedienung mehrdimensionaler ist oft schwer und der Benutzer benötigt fachspezifisches Vorwissen.

Ziel dieser Arbeit ist es, kantendetektierende 2D-TFs zu entwickeln, die dem Benutzer eine einfache Bedienung ermöglichen. Mit wenigen Handgriffen soll eine TF generiert werden und der Benutzer erste Ergebnisse sehen können.

Um diese TFs entwickeln und testen zu können, werden die Bibliotheken von MeVisLab verwendet. MeVisLab ist eine Bildverarbeitungsbibliothek, die speziell für die medizinische Bildverarbeitung entwickelt wurde. Für das direkte Volumenrendering steht in MeVisLab das Volumenrendering-Modul GVR (Gigavoxelrenderer) zur Verfügung, welches die Verwendung 2D-TFs unterstützt.

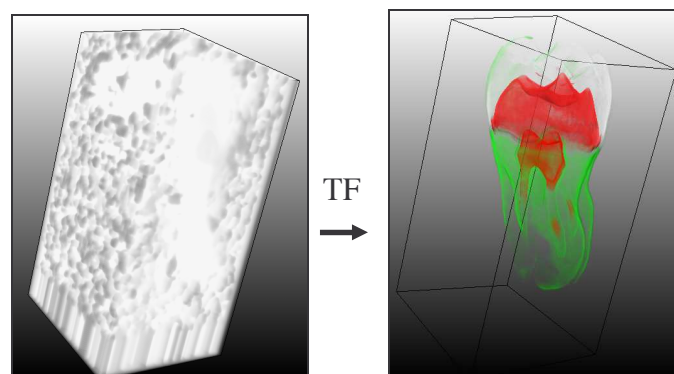


Abbildung 1-1: Vom 3D-Feld zur Volumenvisualisierung

**Zusammenfassend ist folgendes Ziel zu nennen:**

Entwicklung gradientenabhängiger zweidimensionaler TFs für das Volumenrendering medizinischer Bilddaten

**Die vorliegende Arbeit gliedert sich wie folgt:**

**Kapitel 2** In diesem Kapitel werden Verfahren zur medizinischen Bildgewinnung, die Computertomographie (CT) und die Magnetresonanztomographie (MRT) beschrieben. Im Anschluss werden Volumenvisualisierungsmethoden vorgestellt. Insbesondere wird auf das direkte Volumenrendering eingegangen, das die Grundlage der in dieser Arbeit zu entwickelnden TFs bildet.

**Kapitel 3** Hier wird ein Überblick über verschiedene TFs für das Volumenrendering gegeben, beginnend bei einfachen eindimensionalen bis hin zu komplexen mehrdimensionalen TFs.

**Kapitel 4** Dieses Kapitel befasst sich mit dem Entwurf 2D-gradientenabhängiger TFs. Unter anderem wird beschrieben, welche Parameter zu einer „guten“ Visualisierung führen. Außerdem werden Möglichkeiten zur Automatisierung dieser TFs vorgestellt.

**Kapitel 5** Die Realisierung und Implementierung der vorgestellten TFs wird in diesem Kapitel beschrieben. Dabei wird erläutert, welche Bibliotheken zur Implementierung genutzt wurden.

**Kapitel 6** Schließlich werden Ergebnisse vorgestellt, wobei Anwendungsmöglichkeiten vorgestellt und Schwierigkeiten diskutiert werden.

**Kapitel 7** Abschließend erfolgt eine Zusammenfassung über das in dieser Arbeit vorgestellte Konzept zum Entwurf 2D-TFs und eine Diskussion über mögliche Erweiterungen.

## 7 Zusammenfassung und Ausblick

Das VR medizinischer Bilddaten mittels der Definition von TFs ist eine große Herausforderung. Wenn es möglich ist, einfach und schnell geeignete TFs zu definieren, bietet diese Visualisierungsmethode eine gute Möglichkeit der Unterstützung von Radiologen in Diagnostik und Therapie, beispielsweise zur Planung von Operationen. Ziel dieser Arbeit war es, kantendetektierende 2D-TFs zu entwickeln und deren Eignung für das medizinische VR zu untersuchen.

Die Untersuchung bisheriger Verfahren zeigte, dass der Ansatz von Gordon Kindlmann, der mittels 3D-TFs ein VR erzeugt, eine geeignete Grundlage für den Entwurf kantendetektierender TFs darstellt. Sein Ansatz basiert dabei auf der Auswertung eines 3D-Histogramms. In dem in dieser Arbeit vorgestellten Entwurf gradientenabhängiger TFs wurden anhand der Auswertung eines 2D-Histogramms, welches die Verteilungen der Intensitäts- und Gradientenwerte charakterisiert, TFs definiert. Dazu wurden erkennbare Strukturen des Histogramms untersucht und anhand dessen eine Repräsentation für TFs entwickelt.

In Abbildung 7-1 ist der Prozess der TFs-Definition in einer Pipeline zusammengefasst. Zuerst wird auf dem tomographischen Datensatz ein Gradientenstärkebild erzeugt und anschließend ein 2D-Histogramm berechnet. Anhand von erkennbaren Strukturen werden TFs definiert, woraufhin eine LUT berechnet werden kann. Die LUT wird dem Renderer übergeben, der anschließend das Ergebnisbild erzeugt.

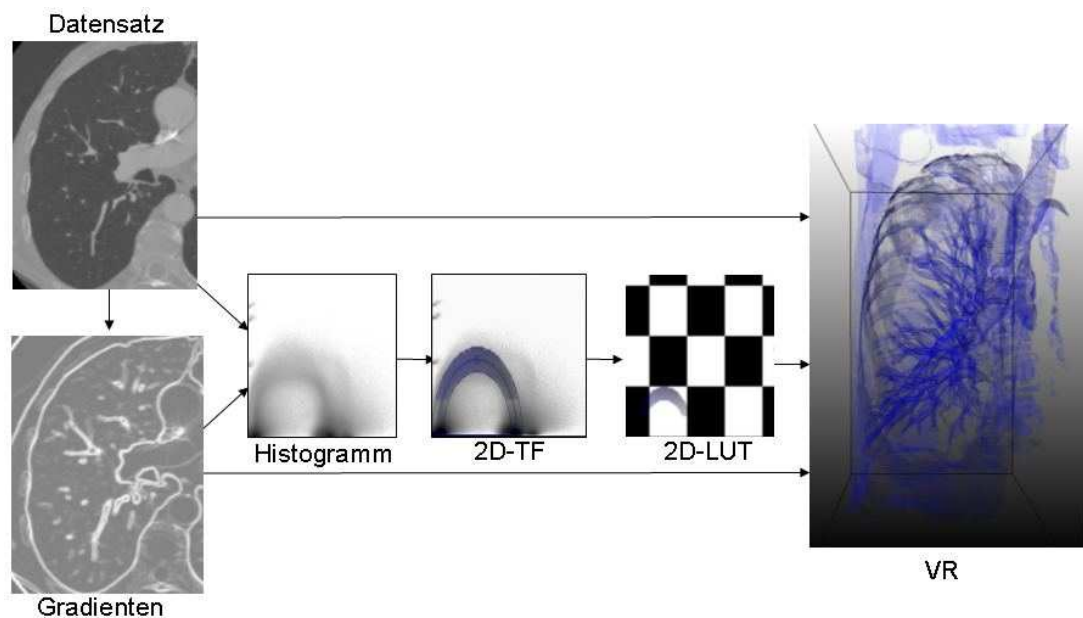


Abbildung 7-1: Vom skalaren 3D-Feld zum VR

Anhand von Beispiel-Datensätzen konnte gezeigt werden, dass HE-förmige Bogenflächen für die Repräsentation der 2D-TFs gut geeignet sind. In medizinischen Datensätzen variiert die Schärfe der Bögen in Abhängigkeit der verwendeten Rekonstruktionskernel und der Voxelgröße. Die Anwendung der TFs auf verschiedene Datensätze zeigte, dass weich-rekonstruierte Datensätze am besten für die Definition gradientenabhängiger TFs geeignet sind und bei hart-rekonstruierten Datensätzen die Möglichkeiten stark eingeschränkt sind.



Daraus ergeben sich Einschränkungen für die Visualisierung. So können bei weich-rekonstruierten Datensätzen Einzelheiten in den Strukturen wie beispielsweise kleine Verästelungen der kleinen Bronchien oder der Lebergefäße durch den Partialvolumeneffekt verloren gehen. Dies macht sich im VR in der Art bemerkbar, dass diese kleinen Strukturen nur schlecht dargestellt werden können und ihre Kanten nicht deutlich hervortreten. Das VR stellt diese Strukturen nur schlecht dar.

Um den Entwurf zweidimensionaler TFs zu unterstützen, wurde eine Kantendetektionskomponente entwickelt, die dazu beiträgt auf intuitive Weise die Bögen in den Histogrammen zu finden. Die Definition von gradientenabhängigen TFs wird dadurch stark vereinfacht. Auf diese Weise können Bögen im Histogramm gefunden werden, die im Histogramm schlecht oder gar nicht erkennbar sind. Mithilfe dieses Tools konnten u.a. die korrespondierenden Bins der Lebergefäße gefunden und eine TF erstellt werden.

Es konnte gezeigt werden, dass der gradientenbasierte Entwurf 2D-TFs gut geeignet ist, um Knochen, die Gefäße der Lunge und Luft-Haut-Übergänge darzustellen. Die Visualisierung der Organe und aller anderen Weichteile dagegen ist nur schwer (mit Kontrastmittel) bzw. gar nicht realisierbar. In diese Richtung muss weiter geforscht und nach neuen Ansätzen gesucht werden.

In dieser Arbeit wurde außerdem versucht, einen automatischen Ansatz zur Suche der Bögen zu entwickeln. Bei synthetischen Daten funktioniert dies ganz gut, jedoch konnte gezeigt werden, dass die Bögen in medizinischen Datensätzen nur schlecht gefunden werden können, weil sie nur undeutlich in den Histogrammen hervortreten. Der Algorithmus kann noch weiter ausgebaut werden. Bisher müssen viele Parameter von Hand eingestellt werden. Der Algorithmus kann dahingehend ausgebaut werden, diese Parameter automatisch anzupassen.

Auch die Definition von Presets ist bei gradientenabhängigen TFs nicht leicht realisierbar. Es konnte gezeigt werden, dass es durchaus sinnvoll sein kann, für einige Visualisierungsziele Presets zu definieren, jedoch müssen diese aufgrund der unterschiedlich rekonstruierten Datensätze angepasst werden. Die Höhen aller im Preset definierten Bögen müssen skaliert werden. Dies ist vielleicht in der Art möglich, dass die Bögen automatisch skaliert werden, in dem der Skalierungsfaktor aufgrund einer Histogrammanalyse berechnet wird.

## 8 Literaturverzeichnis

- [AN95] A. S. Aguado und M. S. Nixon: „A new Hough-Transformation for Ellipse Detection”, In *Research Journal Image, Speech and Intelligent Systems*, University of SouthHampton, 1995
- [BPS97] Chandrajit L. Bajaj und Valerio Pascucci und Daniel R. Schikore: „The Contour Spectrum”, In *Proceedings IEEE Visualization*, S. 167-173, 1997
- [CKLG98] Silvia Castro und Andreas König und Helwig Löffelmann und Eduard Gröller: „Transfer Function Specification for the Visualization of Medical Data”, Insitute of Computer Graphics, Vienne University of Technology, März 1998
- [CZK98] D.L. Collins und A.P. Zijdenbos und V. Kollokian et al.: „Design and construction of a realistic digital brain phantom”, In *IEEE Trans Med Imaging*, Vol. 17, S. 479-489, 1998  
<http://www.bic.mni.mcgill.ca/brainweb>
- [DGMP04] Deutsche Gesellschaft für medizinische Physik: „Leitfaden zur Bewertung und Optimierung der Strahlenexposition bei CT-Untersuchungen“, Juli 2004  
[http://www.dgmp.de/Page\\_Service/Leitfaden\\_CT\\_022004.pdf](http://www.dgmp.de/Page_Service/Leitfaden_CT_022004.pdf)
- [DKHLFSP04] Drexl J. und Knappe V. und Hahn HK und Lehmann K. und Frericks BB. und Shin H. und Peitgen H.: „Accuracy analysis of vessel segmentation for a LITT dosimetry planning system“, In *Medical Robotics, Navigation and Visualization (MRNV 2004)*, March 11-12. 2004, Remagen
- [Far90] Gerald Farin: *Curves and Surfaces for Computer Aided Geometric Design*, Academic Press, San Diego, 1990
- [FBT98] Shiaofen Fang und Tom Biddlecome und Mihran Tuceryan: „Image-Based Transfer Function Design for Data Exploration in Volume Visualisation”, In *IEEE Visualization*, S. 319-326, 1998
- [Fol90] J. D. Foley and A. vanDam, S. K. Feiner, and J. F. Hughes: *Computer Graphics: Principles and Practices (2nd Edition)*, AddisonWesley, 1990
- [Gal00] Michael Galanski, *Interaktive Volumendarstellungsverfahren für die Schnittbildgebung*, Abteilung Diagnostische Radiologie I, Medizinische Hochschule Hannover, Forschungsbericht 2000
- [HHKP96] Taosong He und Lichan Hong und Arie Kaufman und Hanspeter Pfister: „Generation of transfer functions with stochastic search techniques”, In *Proceedings of IEEE Visualization*, S. 227-234, 1996.

- [HLP03] H.K. Hahn, F. Link und H.-O. Peitgen: "Concepts for Rapid Application Prototyping in Medical Image Analysis and Visualization", In *SV - Simulation und Visualisierung*, 2003
- [HRH03] Dieter Hönigmann und Johanne Ruisz und Christoph Haider: „Adaptive Design of a Global Opacity Transfer Function for Direct Volume Rendering of Ultrasound Data”, Vol. 17 No. 1, In *Proceedings IEEE Visualization*, 2003
- [HSCSM00] Jian Huang und Naeem Shareef und Roger Crawfis und Ponnuswamy Sadayappan und Klaus Mueller: „A Parallel Splatting Algorithm With Occlusion Culling”, In *3rd Eurographics Workshop on Parallel Graphics and Visualization*, September 2000
- [KG01] A. König und E. Gröller: „Mastering Transfer Function Specification by Using VolumePro Technology”, In *Proc. Spring Conference on Computer Graphics*, 2001.
- [KHK02] Euijin Kim und Miki Haseyama und Hideo Kitajima: „Fast and Robust Ellipse Extraction from Complicated Images”, No 138-5, In *ICITA*, 2002
- [Kin03] Benjamin King: *Intuitive Einstellung von Transferfunktionen für das direkte Volume Rendering*, Diplomarbeit an der Universität Hannover, Juli 2003
- [Kin98] Gordon Kindlmann and James W. Durkin: „Semi-automatic generation of transfer functions for direct volume rendering” In *Proceedings of IEEE Volume Visualization*, S. 79-86, 1998.
- [Kin99] Gordon Kindlmann: *Semi-automatic generation of transfer functions for direct volume rendering*, Master Thesis, Program of Computer Graphics, Cornell University
- [KK01] Joe Kniss und Gordon Kindlmann: „Interactive Volume Rendering Using Multi-Dimensional Transfer Functions and Direct Manipulation Widgets“, In *IEEE Visualization*, Presentation, 2001
- [KKH01] Joe Kniss und Gordon Kindlmann und Charles Hansen: „Interactive Volume Rendering Using Multi-Dimensional Transfer Functions and Direct Manipulation Widgets“, In *IEEE Visualization*, S. 255-262, 2001
- [KKH02] J. Kniss und G. Kindlmann und C. Hansen: „Multidimensional Transfer Functions for Interactive Volume Rendering“, In *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, Vol. 8, No. 3, S. 270--285, 2002
- [KM94] Victor D. Köchli und Borut Marincek: *Wie funktioniert MRI*, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1994

- [KPHSM03] Joe Kniss und Simon Premože und Charles Hansen und Peter Shirley und Allen McPherson: „A Model for Volume Lighting and Modeling”, In *IEEE Transactions on Visualisation and Computer Graphics*, 2003
- [KPILH] Joe Kniss und Simon Premože und Milan Ikits und Aaron Lefohn und Charles Hansen und Emil Praun: „Gaussian Transfer Functions for Multi-Field Volume Visualisation“, Vol. 17 No. 2, In *IEEE Visualization*, 2003
- [KWTM03] Gordon Kindlmann und Ross Whitaker und Tolga Tasdizen und Torsten Möller: „Curvature-Based Transfer Functions for Direct Volume Rendering: Methods and Applications“, Vol. 17 No. 4, In *IEEE Visualization*, 2003
- [LC87] W. Lorensen und H. Cline: „Marching Cubes: A High ResoLUTion 3D Surface Construction Algorithm“, In *Computer Graphics*, Vol. 21 No. 4, S. 163–169, 1987
- [Lev88] M. Levoy: „Display of Surfaces form Volume Data” *IEEE Comp. Graph. & Appl.*, Vol. 8 No. 5, S. 29-37, 1988.
- [LFB98] D. H. Laidlaw, K. W. Fleischer, and A. H. Barr, „Partial-volume Bayesian classification of material mixtures in MR volume data using voxel histograms”, In *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 17, No. 1, S. 74-86, Feb. 1998
- [Lin04] Florian Link: „View2DExtensions”, <http://www-intern.cevis.uni-bremen.de>, Juli 2004
- [LL94] P. Lacroute and M. Levoy: „Fast Volume Rendering Using a Shear-Warp Factorization of the Viewing Transform”, In *Comp. Graphics*, 28(4), 1994
- [Mai02] Tomáš Mainzer: „Genetic Algorithm for Ellipse Detection”, Department of Computer Science and Engineering, University of West Bohemia, Univerzitní 8, 30614 Pilsen, Czech Republic, 2002
- [Mar97] J. Marks und B. Andalman und P.A. Beardsley und W. Freeman und S. Gibson und J. Hodgins und T. Kang und B. Mirtich und H. Pfister und W. Ruml und K. Ryall und J. Seims und S. Shieber: „Design Galleries: A General Approach to Setting Parameters for Computer Graphics and Animation”, In *Proceedings of ACM SIGGRAPH*, S. 389-400, 1997
- [ML94] Stephen R. Marschner and Richard J. Lobb: „An Evaluation of Reconstruction Filters for Volume Rendering”, In *IEEE Visualisation*, 1994
- [MLab04] MeVisLab Homepage: <http://www.MeVisLab.de>, Juli 2004
- [Mor95] Heinz Morneborg: *Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik*, Publicics MCD Verlag, 3. Aufl., 1995

- [MWW04] Medicine Worldwide: <http://www.m-ww.de>, Juli 2004
- [Nov94] K. Novins. *Towards Accurate and Efficient Volume Rendering*. PhD thesis, Cornell University, 1994.
- [PLB01] H. Pfister und B. Lorensen und C. Bajaj und G. Kindlmann und W. Schroeder und L. Avila und K. Martin und R. Machiraju und J. Lee: „The Transfer Function Bake-off“, In *IEEE Computer Graphics & Applications*, Vol. 21 No. 3, S. 16-22, 2001.
- [PP02] Peter Prinz und Ulla Kirch-Prinz. *C++ Lernen und professionell anwenden*, 2. vollständige Auflage, mitp-Verlag, Bonn, 2002
- [PP04] Bernhard Preim und Heinz-Otto Peitgen: *Medizinische Visualisierung: Methoden und Anwendungen in der Ausbildung und Therapieplanung*, 2004
- [PWH01] Vladimir Pekar und Rafael Wiemker und Daniel Hempel: „Fast Detection of Meaningful Isosurfaces for Volume Data Visualization“ In *IEEE*, 2001
- [Rad04] Radiologieforum: <http://www.radiologieforum.de>, Juli 2004
- [Rez01] Christoph Rezk-Salama: *Volume Rendering Techniques for General Purpose Graphics Hardware*. Dissertation, Universität Erlangen-Nürnberg, Erlangen, Deutschland, 2001.
- [RS01] Christof Rezk-Salama und Michael Scheuering: „Multitexturbasierte Volumenvisualisierung in der Medizin“, In *Handels, Horsch, Lehmann, Meinzer (Hrsg.): Bildverarbeitung für die Medizin 2001*, S. 137-141; Berlin, Springer, 2001
- [SBKP01] Will Schroeder und Chandrajit Bajaj und Gordon Kindlmann und Hanspeter Pfister: „The Transfer Function Bake-Off“, In *IEEE Visualization*, S. 523-526, 2001
- [Sgi04] <http://oss.sgi.com/projects/inventor>, August 2004
- [TLL03] Fan-Yin Tzeng und Eric B. Lum und Kwan-Liu Ma: „A Novel Interface for Higher-Dimensional Classification of Volume Data“, In *IEEE Visualization*, 2003
- [TLM01] Shivaraj Tenginakai und Jinho Lee und Raghu Machiraju: „Salient Iso-Surface Detection With Model-Independent Statistical Signatures“ In *Proceedings IEEE Visualization*, S. 255–262, 2001
- [TSH98] U. Tiede und T. Schiemann und K.-H. Höhne: „High-Quality Rendering of Attributed Volume Data.“, In *IEEE Visualization, Late Breaking Hot Topics*, 1998

- [Wat02] Alan Watt: *3D-Computergraphik*, Addison-Wesley Verlag, 3. Auflage, 2002
- [Web02] Regina Helena Weber: *Einfluss der Scanparameter auf das Abbildungsergebnis bei der CT- Angiographie*, Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität München, 2002
- [Wer94] Josie Wernecke: *The Inventor Mentor: Programming Object-Oriented 3D Graphics with Open Inventor*, Release 2. Addison-Wesley, 1. Aufl., März 1994a
- [XJ02] Yonghong Xie und Qiang Ji: „A new efficient ellipse detection method“, In *IEEE*, 2002
- [ZPBG01] Matthias Zwicker und Hanspeter Pfister und Jeroen van Baar und Markus Gross: „EWA Volume Splatting“, In *Proceedings of IEEE Visualization*, 2001

# A Anhang

## GradLutEditorMacro

### Purpose

The **GradLutEditorMacro** helps to create gradient dependent two-dimensional transferfunctions on a histogram and to compute the corresponding 2D-LUT for the GVR.

### Usage

#### Creation Transferfunctions (TFs):

This explains the usage of an example. To start it is needed to compute a 2D-Histogram with dimensions intensity and gradient strength. You have to specify the size of dimension of them. With the button „Compute Histogram“ the calculation is initiated. Now you can see the computed histogram in the left viewer. There you can define elliptic arcs. To create a TF, you have to know, that an elliptic arc represents an edge in the dataset. If you want to see the edge between air and blood then you have to draw one specific arc which represents this. You can look on the intensity; in CT the air is at -1024 HU and the blood lies at 0...200. The gradient is variable. If you find the searched arc, than you can draw an elliptic arc with the left mouse-button to get the representation of the TF. To draw the elliptic arc click at first on the extrempoint and than by holding the mousebutton pressed go to the footpoint. In the next step you have to define the transparency (Alpha) and the alpha distribution.

Than the colordistribution has to be defined. The color of the ellipse is also the color for the TF. You can change the color on the right side of the histogramviewer.

The last step you can define is the “Using of TF”. This is very important because it defines the strength of an egde. The ellipse is drawn until the footpoint of the arc. But the point of interest is the peak, because there lies the strongest edges. To generate a nice Volumerendering the ellipse has to be filled until a limit. The limit is defined by the “Using of TF”. So you can e.g. say the ellipse has to be filled until 50%.

If you now select the panel GVR, you can see your own TF in Volumerendering.

### Inputs

- Loaded Image
- Gradient Strength Image
- Segmentation Mask

### Outputs

- Gradient Strength Image
- 2D-LUT to use in GVR

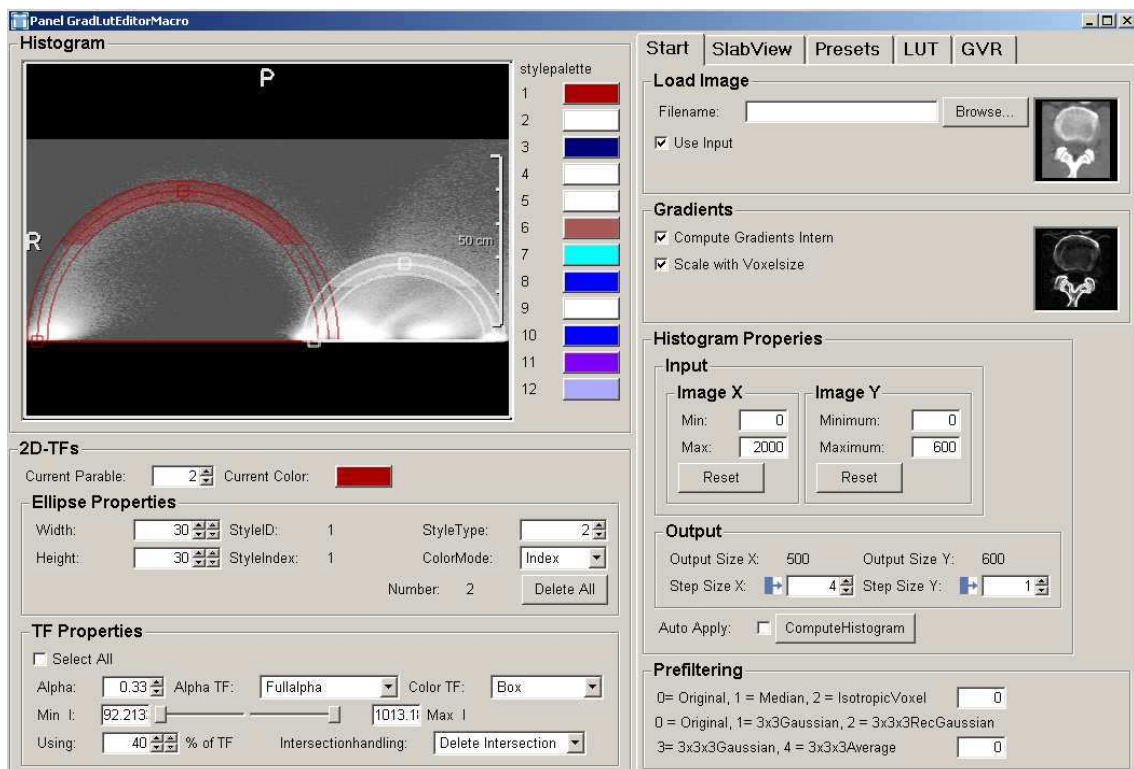
## Mouseevents in the HistogramViewer

Draw a halfelliptic arc: press left mousebutton, holding the mousebutton pressed, if you leave the button, the halfellipse is ready (principle of rubberbanding)

Delete a halfellipse with the “Delete”-Key or with “Backspace”, (note: the current selected arc is deleted or the last drawn ellipse)

With the right mouse-button you can select a halfellipse. This option is useful, if you don't want to change the position of ellipse, but rather the parameters of TF

## The Panel



## Parameters

### 2D-TFs

**Current Parable:** the index of the current selected ellipse

**Current Color:** color of the current selected ellipse

### Ellipse Properties:

**Width/Height:** defines the width/height of the ellipse to get two-dimensional representation

**StyleId/StyleIndex:** the indices of current selected ellipse to order colors of stylepalette



**StyleType:** you can define your own type for every ellipse

**ColorMode:** this field defines in which way the ellipses are coloured regarding the connected style palette. See also SoView2DMarkerEditor

**Number:** shows the number of created ellipses

**Delete All:** clears all ellipses

### TF Properties:

**Select All:** if this field is on, the changes in this box are applied to all ellipses

**Alpha:** transparence (value between 0 and 1 (1=full opacity))

**Alpha Distribution:** controls the transparence distribution

- FullAlpha: in the whole arc is the same alpha-value
- EqualDistribution: the alpha-value goes down in y-direction from the extrempoint to the footpoint
- EqualToDist: the alpha-value goes also down in y-direction but only to a specific height, which is defined in UsingTF

**Color Distribution:** controls the color distribution

- box: the same color in the whole arc
- tent: on the side is black and in the middle it is the color
- ramp down: the color goes from the left of ellipse to black on the right
- ramp up: the color goes from black on the left to the color on the right

**Min I/ Max I:** controls the intensity area

**Using:** controls strength of edge

**IntersectionHandling:** handles the intersection of ellipses

Delete Intersection - deletes the colorValue in intersection area

First/Last: select the first/last drawn ellipse

Minimum Alpha/ Maximum Alpha: select the ellipse with lowest/highest transparency

### Start

Before starting you have to do some settings:

**LoadImage:** you can browse an image or you can select the input image

**Gradients:** The gradients can be computed internal or you can put a gradient-strength dataset on the second input.

If you compute the gradients internal, you can scale the gradient strength with voxelsize. This is meaningful at the using of presets.

**Histogram Properties:** you can specify the histogram properties, see also the module JointHist, press the „compute Histogram“-Button to initialise computing.

**Prefiltering:** you can manipulate the incoming dataset, to get a less noisy and smoothed dataset

## SlabView

**Lut Mask:** shows the voxels in slabview in the color of the lut

**Use Alpha:** shows the voxels in slabview in the color and the alphavalue of the lut, sometimes it is meaningful to deactivate this, because the alphavalue is so small that nothing can be recognised

**Input Mask:** shows the computed input contour mask in slabview

**Explore Data:** this box can help you to understand the dataset:

If you press the „Draw“-Button and you click with your mouse in the SlabViewer, the corresponding bin of the clicked voxel is signed in the histogram. The next selected voxels are also signed until you click the „Reset“-Button, then all signed bins are deleted.

You can also adjust the color of the signed bin and the size and you can select, which annotation should have the corresponding bin (e.g. worldpos, voxelpos)

**ShowInputMask:** If you have an input mask, then click the „compute histogram“-Button. The size of the mask-hist is like the size of intensity-gradient-histogram.

With **showInputMask** you can see the corresponding bins of the mask in the SlabViewer

**MaskStrength:** you can adjust the strength of the edges in the mask

**ShowImportantHU:** shows important CT-intensities in the histogram, e.g. – 1024(air), -700(bronchia), 0 (water) etc.

## Presets:

**LoadPresets:** load a preset

**SavePresets:** save a preset

**Save Thumbnails:** save a thumbnail of Volumerendering for a new preset

## LUT

**Lut Range:** adjust the range of lut 256 = 8bit

**Lut Size X:** on older graphic cards = 256

**Lut Size Y:** the GVR assists only LUTs of power 2, so the Lut Size Y has to be the same as Lut Size X

**Supersampling:** approximate better arcs

**Show Checker:** see the alphavalue of LUT

## **GVR**

**GVR on:** enable the rendering on and off

**Properties:** adjust the alphablending, the samplingrate and the quality of rendering: this options influence the TF

**Light:** properties of scenelight: for gradient depended TFs it is important to use specular light.

**SubVolume:** set Focus to a subvolume

**Create Snapshot:** get a thumbnail for a new preset