

Westsächsische Hochschule Zwickau
University of Applied Sciences



Masterarbeit

Visualisierung und Aufarbeitung von Volumendaten im Kontext der digitalen Kieferorthopädie

Zur Erlangung des Grades

Master of Science

in Medizin- und Gesundheitstechnologie an der Fakultät Physikalische Technik/Informatik
der Westsächsischen Hochschule Zwickau

eingereicht von

Saskia Dorow

Matrikelnummer: 38422

Kennnummer: 211215

Gutachter:

Prof. Dr. Ralf Hinderer

Betreuer:

M.Sc. Martin Hennig

Eingereicht am: 30.11.2022

Kontaktdaten
Limbacher Str. 27
09337 Callenberg

E-Mail
Saskia.Dorow.ho3@fh-Zwickau.de

Autorenreferat

Die Darstellung von Volumendaten in der Medizin reicht vom einfachen Anzeigen einzelner zweidimensionaler Schnittbilder bis hin zur komplexen Analyse dreidimensionaler Datenwolken. Dabei stellen das *Direct Volume Rendering* und *Indirect Volume Rendering* zwei wesentliche Methoden der Visualisierung von dreidimensionalen Daten dar.

In der Kieferorthopädie und -chirurgie spielen Darstellungen von DVT-Daten (Digital Volume Tomography) in der Diagnostik oder bei der digitalen Behandlungs- und Operationsplanung eine zentrale Rolle. Da die Volumenvisualisierung immer mehr an Bedeutung gewinnt, entwickeln sich die Rendering-Methoden stetig weiter. Insbesondere für Implementierungsaufgaben in eigene Systeme müssen aktuelle Entwicklungs- und Forschungsarbeiten stets verfolgt und analysiert werden.

Ziel dieser Arbeit ist die Darstellung und Auswertung aktueller Methoden des *Direct Volume Rendering*, sowie der Extraktion von Objektoberflächen mittels des *Indirect Volume Rendering*. Ein weiteres Ziel ist die Erstellung eines umfangreichen Überblickes über bereits praktisch, implementierte Rendering-Methoden. Auf Grundlage der Ergebnisse können Software-Funktionen in *OnyxCeph* realisiert werden.

Sowohl für das direkte, als auch indirekte Volumen-Rendering wurde eine theoretische Literaturrecherche und eine Übersicht der praktischen Anwendung der untersuchten Verfahren erarbeitet. Anhand der Recherche und Analyse wissenschaftlicher Arbeiten konnten Kenntnisse über theoretische Ansätze sowie aktuelle Forschungsergebnisse im Bereich der Visualisierung von Volumendaten gewonnen werden. Weiterhin wurden ausgewählte Software-Produkte genutzt, um bereits eingesetzte Rendering-Verfahren auf Funktionalität und Leistungsfähigkeit zu analysieren.

Im Bereich des *Direct Volume Rendering* konnten erweiterte Interpolations-, Klassifikations-, Schattierungs- und Visualisierungsmethoden des *Ray Casting*-Algorithmus untersucht werden. Die *1D Gauß-Transferfunktion* stellte sich als eine einfache und nützliche Alternative zu konventionellen stückweise-linearen Übertragungsfunktion heraus. Für eine detaillierte Darstellung kann der Verarbeitungsprozess durch Shading-Methoden erweitert werden. So sind in der Praxis überwiegend gradientenbasierte Shading-Modelle eingesetzt. *Deep Shadow Maps* stellen dabei eine nützliche Ergänzung dar. Weiterhin konnten erweiterte Rendering-Methoden untersucht werden. Neben der *Maximum Intensity Projection* kann die *Minimum Intensity Projection* für die Darstellung von Wurzelkanälen eingesetzt werden. Die *Depth-enhanced Maximum Intensity Projection* und *Maximum Intensity Difference Accumulation* bieten zwei vereinfachte Alternativen zum *Ray Casting* an, um eine nahezu korrekte dreidimensionale Darstellung erstellen zu können. Die *Maximum Intensity Difference Accumulation* erwies sich im Rahmen dieser Arbeit als eine besonders effektive Erweiterung zu bereits vorhandenen Rendering-Verfahren. Auf Grundlage der gewonnenen Erkenntnisse während Recher-

chearbeit konnte *Maximum Intensity Difference Accumulation* in das Software-Produkt *OnyxCeph* implementiert werden. Die generierten Visualisierungen ermöglichten eine verbesserte Tiefenwahrnehmung, die dem klassischen *Direct Volume Rendering* ähnelt. In Kombination mit Beleuchtungsmethoden können zudem Oberflächenstrukturen analysiert werden.

Im *Indirect Volume Rendering* spielte die Segmentierung einzelner Volumenstrukturen durch das *Iso-Surface Rendering* eine besondere Rolle. Zur Generierung einer Oberfläche können verschiedene Methoden, wie der klassische *Marching Cube*-Algorithmus, die *Level-Set*-Methode und *Surface-Nets* eingesetzt werden. Die Literaturrecherche zeigte, dass Bestrebungen unternommen wurden, um alternative Algorithmen zum konventionellen *Marching Cube*-Verfahren zu entwickeln. So besteht die Möglichkeit den Rechenaufwand durch einen *Simplified Pattern Marching Cube*- oder *Marching Tetrahedra*-Algorithmus zu reduzieren. Weiterhin wurden Erweiterungen zur verbesserten Darstellung betrachtet. So kann durch den Laplace-Filter oder Mittelwertfilter eine Weichzeichnung der Oberflächennetze erzeugt werden. Für eine erhöhte Auflösung besteht die Möglichkeit, die konventionelle *Catmull-Clark*-Methode oder die *4-8 Subdivision* anzuwenden.

In diesem Projekt konnte ein umfangreicher Überblick über aktuelle Methoden der Visualisierung von Volumendaten in der Zahnmedizin erstellt werden. Dabei repräsentieren sowohl die theoretischen, wissenschaftlichen Ansätze, als auch die praktische Lösungsansätze den aktuellen Stand der Technik und Forschung. Die Erkenntnisse können die Grundlage für Implementierungen darstellen.

Abstract

The visualisation of medical volume data ranges from simply displaying two-dimensional sectional views to complex analyses of three-dimensional data clouds. *Direct* and *Indirect Volume Rendering* are two essential methods of visualising three-dimensional volume data. In both orthodontics and maxillary surgery the volumes are usually reconstructed from DVT (Digital Volume Tomography) and MRT data. Realistic visualisation is an essential part of digital treatment and surgery planning. Since volume visualisation is gaining importance, a steady and rapid development of rendering methods can be recognised. Especially current research and development projects must be monitored and analysed regularly to update and implement one's own software solutions.

The objective of this thesis is the description and analysis of current methods in *Direct Volume Rendering* as well as the extraction of objects by *Indirect Volume Rendering*. Another aim is creating a detailed overview of already practically implemented rendering methods. Based on the results, implementation tasks can be carried out in the software product *OnyxCeph*.

A theoretical literature research was executed and a practical software overview was compiled for both *Direct* and *Indirect Volume Rendering*. Based on researching and analysing scientific papers, knowledge on theoretical approaches and current research results in the field of volume visualisation was acquired. Furthermore, selected software products were used to analyse already implemented rendering methods in terms of functionality and performance. Regarding *Direct Volume Rendering*, methods of advanced interpolation, classification, shading and visualisation were examined. The *one-dimensional Gaussian Transfer Function* turned out to be a simple and useful alternative of traditional piecewise linear transfer functions. In practice, gradient-based shading methods are used for realistic visualisation. *Deep Shadow Maps* are a useful supplement. Furthermore, various two-dimensional display methods could be analysed in *Direct Volume Rendering*. In addition to *Maximum Intensity Projection*, *Minimum Intensity Projection* can be used to visualise root canals. This method is therefore an extension of *Minimum Intensity Projection* for special applications in dentistry. *Depth-enhanced Maximum Intensity Projection* and *Maximum Intensity Difference Accumulation* are two simplified alternatives to the conventional *Ray Casting* algorithm to enable an almost correct three-dimensional visualisation. In the context of this thesis, *Maximum Intensity Difference Accumulation* proved to be a particularly effective extension to existing rendering methods. Based on the knowledge acquired throughout the research work, *Maximum Intensity Difference Accumulation* could be implemented in the software product *OnyxCeph*. The rendering method enabled a realistic visualisation with improved depth perception which is similar to classic *Direct Volume Rendering*. In addition, surface textures can be analysed in combination with illumination methods.

In *Indirect Volume Rendering*, the segmentation of volume structures based on Iso-Surface Rendering played a significant role. The classic *Marching Cube*, the *Level-Set* Method and *Surface-Nets* are some current methods to generate realistic surfaces. The literature research showed that efforts have been made to develop alternative algorithms to the conventional *Marching Cube* method. It could be demonstrated, that *Marching Tetrahedra* and *Simplified Pattern Marching Cube Algorithm* efficiently reduce the computational effort. Furthermore, extensions for improved presentation were considered. *Laplacian* Filter or *Mean Filter*, for example, enable a smooth surface mesh. Additionally, subdivision methods can be used in order to increase local resolution. *Catmull-Clark* Subdivision or *4-8 Subdivision* are usually used in applications.

A comprehensive overview of current methods for visualising volume data in dentistry was created in this project. Both theoretical, scientific approaches and practical solutions represent the current state of research and technology. The results can be used for implementation tasks in software products like *OnyxCeph*.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die mich bei der Erstellung dieser Arbeit unterstützt und motiviert haben. Mein erster Dank gilt Herrn Martin Hennig sowie Herrn Dr. Tom Kühnert, die es mir ermöglichten im Unternehmen Image Instruments GmbH einen Beitrag zu einem aktuellen Entwicklungsprojekt zu leisten und mir fachliche Unterstützung gaben. Des Weiteren bedanke ich mich bei dem technischen Support der Software-Produkte *Voreen* und *Imaris* für die Bereitstellung einer erweiterten Testversion und fachlichen Beratung. Außerdem bedanke ich mich bei Herrn Dipl.Ing. André Dorow der LUCOM GmbH für die gute technische Ausstattung, welche für die Erprobung relevanter Software-Funktionen bedeutsam war.

Inhaltsverzeichnis

Autorenreferat	1
Abstract	3
Danksagung	5
Abbildungsverzeichnis	IX
Tabellenverzeichnis	XII
Abkürzungsverzeichnis	XIII
Materialliste	14
1. Einleitung	15
2. Grundlegende Prinzipien des Volume Rendering in der Medizin	16
2.1. Bildgebende Verfahren in der Medizin	16
2.2. Volumen-Rendering	20
2.2.1. Direktes Rendering - <i>Direct Volume Rendering</i>	20
2.2.2. Indirektes Rendering	21
3. Theoretische Grundlagen des Direct Volume Rendering	22
3.1. Ray Casting	22
3.2. Ablauf des direkten Volumen-Renderings	23
3.2.1. Sampling	23
3.2.2. Interpolation	23
3.2.3. Gradientenabschätzung für Shading-Verfahren	25
3.2.4. Klassifikation	30
3.2.5. Beleuchtung und Schattierung (Shading)	30
3.2.6. Compositing und Volume-Rendering-Integral	30
3.3. Anpassungen des Ray Casting- Verfahrens mittels adaptiver Abtastrate . . .	32
3.4. Transferfunktion	33
3.4.1. Eindimensionale Transferfunktion	33
3.4.2. Mehrdimensionale Übertragungsfunktionen	34
3.4.3. Darstellung der Grenzen	36
3.4.4. 1D Gaussian Transfer Function	37

4. Erweiterte Methoden des Direct Volume Rendering	38
4.1. Maximum Intensity Projection	38
4.2. Minimum Intensity Projection (MinIP)	38
4.3. Average Intesity Projection (AIP)	39
4.4. Maximum Intensity Difference Accumulation (MIDA)	40
4.5. Depth-enhanced Maximum Intensity Projection (DEMIP)	41
4.6. Maximum Intensity Projection bei der Segmentierung von Zahnstrukturen . .	42
4.7. Beleuchtungs- und Schattierungsmethoden im direkten Volumen-Rendering	44
4.7.1. <i>Ambient Occlusion</i>	44
4.7.2. Deep Shadow Maps	44
4.7.3. Gradientbasierte Beleuchtung	45
4.8. Distanz-Abschätzungen im Volumen	47
5. Indirect Volume Rendering	48
5.1. Iso-Surface-Rendering	48
5.2. Marching Cube - Algorithmus	49
5.3. Level-Set-Methode	52
5.4. Surface-Nets	54
6. Erweiterungen des indirekten Volumen-Renderings	56
6.1. Subdivision	56
6.2. Catmull Clark Subdivision	57
6.3. 4-8 Subdivision	57
6.4. Simplified Pattern Marching Cube	58
6.5. Marching Tetrahedra	59
6.6. Automatischer Iso-Wert	60
6.7. Segmentierung von Einzelzähnen aus CT-Bildern mittels Level-Set-Methode	63
6.8. Glättung und Bearbeitung von Polygonoberflächen	64
6.8.1. Laplace-Glättungsalgorithmus	64
6.8.2. Mittelwert-Filter und Median-Filter	65
7. Software-Pakete für das Direct Volume Rendering	68
7.1. OnyxCeph	69
7.2. Voreen	70
7.3. Imaris	73
7.4. 3D Slicer	74
7.5. MeVisLab	78
8. Software-Pakete für das Indirect Volume Rendering	82
8.1. OnyxCeph	83

8.2. 3D Slicer	86
8.2.1. Threshold	87
8.2.2. Smoothing	87
8.2.3. Grow from Seeds	88
8.3. Blender	90
8.4. MeshLab	91
8.4.1. Subdivision	91
8.4.2. Quadric Edge Collapse	92
9. Ergebnisse	94
10. Schlussfolgerung und Ausblick	98
A. Anhang	Blatt-1
A.1. Voreen: „Rendering Large Volume “	Blatt-1
A.2. MeVisLab „GigaVoxelRenderer“	Blatt-2
A.2.1. <i>MeVisLab</i> „SoGVRVolumeRenderer “	Blatt-2
A.2.2. MeVisLab „GVRDeepShadowMapping “	Blatt-3

Abbildungsverzeichnis

1.	Hounsfield Skala.	17
2.	CBCT in der Zahnmedizin.	18
3.	Grundaufbau eines MRT-Gerätes: MRT-Aufbau	19
4.	Optische Erfassung der Zahnoberfläche mittels Intraoral Scan.	19
5.	Grundaufbau: Intraoral Scanner	20
6.	Voxel im <i>Direct Volume Rendering</i>	21
7.	Grundprinzip: <i>Ray Casting</i>	22
8.	<i>Ray Casting Pipeline</i>	23
9.	Lineare Interpolation.	23
10.	Trilineare Interpolation.	24
11.	Darstellung des Gradienten an einer Funktion	26
12.	Visualisierung des Gradienten an einer Materialgrenze	27
13.	Visualisierung der Faltungskerne für das vorgestellte Beispiel.	27
14.	Sobel-Filter:Originalbild.	28
15.	Sobel-Filter: Faltung in y-Richtung.	28
16.	Sobel-Filter: Faltung in x-Richtung.	29
17.	Sobel-Filter: Gradientenrichtung.	29
18.	Darstellung der Abtastrate beim <i>Compositing</i>	31
19.	Adaptive Abtastrate	33
20.	Gradientenabhängige Transferfunktion.	35
21.	Grenzhervorhebung mit Hilfe einer mehrdimensionalen Transferfunktion.	36
22.	Vergleich der linearen Übertragungsfunktion mit einer Gauß-Kurve.	37
23.	Erzeugung einer MIP-Darstellung.	38
24.	MinIP: Wurzelkanalsystem.	39
25.	Vergleich: MIP und AIP.	39
26.	<i>Maximum Intensity Difference Accumulation</i>	41
27.	Vergleich MIP und DEMIP.	42
28.	Prinzip des Wasserscheiden-Algorithmus ¹³	43
29.	Segmentierung von Einzelzähnen mittels der MIP.	43
30.	Skizze: Phong-Shading	46
31.	Prinzip der Distanzmessung im Raum.	47
32.	„Schwebende Objekte“ am Beispieldvolumen	49
33.	Würfelindex beim <i>Marching Cube</i>	50
34.	Flächenvariationen des <i>Marching Cube</i>	50
35.	Fall 3 und 6 des <i>Marching Cube</i>	51
36.	<i>Marching Cube</i> -Algorithmus an steigendem Gitterabstand.	51
37.	Level-Set-Methode.	52

38.	Schritte der Zahnsegmentierung mittels der Level-Set-Methode.	53
39.	Vergleich: Marching-Cube, Marching-Tetrahedra und <i>Surface-Nets</i>	55
40.	einfache Subdivision-Methode.	56
41.	<i>Catmull-Clark</i> -Methode.	57
42.	<i>4-8 Subdivision</i>	58
43.	Vergleich <i>Marching Cube</i> und <i>Simplified Pattern Marching Cube</i>	58
44.	Marching-Tetrahedra, Aufteilung des Würfels.	59
45.	Flächenvariationen der Marching-Tetrahedra.	60
46.	Schwellwertverfahren nach <i>Otsu</i>	62
47.	Modellierung mittels automatischen Iso-Wertes.	62
48.	Gradientendarstellung von Zahnstrukturen.	63
49.	Segmentierung eines Einzelzahns an einem Schnittbild mittels <i>Level-Set</i> - Methode	64
50.	Vergleich Laplace- und Median-Filterung.	66
51.	Schrumpfeffekt mit Laplace-Filterung.	67
52.	<i>OnyxCeph</i> : Anwendung des <i>Volume Renderers</i> und Festlegung einer Trans- ferfunktion am Beispieldatensatz.	69
53.	<i>1D Gaussian Transfer Function</i> in <i>Voreen</i>	71
54.	Vergleich der 1D Übertragungsfunktion und des <i>Gaussian Color Mapping</i>	72
55.	Veranschaulichung der Strukturgrenzen mit eindimensionale Transferfunktio- on und <i>Gaussian Color Maps</i>	72
56.	Distanzabschätzung mit <i>Imaris</i>	73
57.	<i>3D Slicer</i> : Shading Voreinstellungen.	74
58.	Diffuse und glatte Schattierungseigenschaften beim <i>3D Slicer</i>	75
59.	Visualisierung der reflektierenden Effekte beim <i>3D Slicer</i>	75
60.	individuelle <i>Shader</i> -Einstellung.	76
61.	<i>Window-sinc-Interpolation</i>	77
62.	Anwendung von MIP und MIDA an einem Beispieldatensatz.	79
63.	Gradientendarstellung für den <i>Sobel</i> -Operator.	80
64.	<i>Deep Shadow Maps</i> bei <i>MeVisLab</i>	81
65.	<i>Deep Shadow Mapping</i> aus verschiedenen Blickwinkel.	81
66.	Schwellwerteinstellungen in <i>OnyxCeph</i>	83
67.	Lokale Threshold-Einstellung bei <i>OnyxCeph</i>	84
68.	Wurzelvervollständigung in <i>OnyxCeph</i>	85
69.	Visualisierung des Schrumpfeffektes nach einer Glättung.	86
70.	Manuelle Threshold-Einstellungen mit <i>3D Slicer</i>	87
71.	Anwendung des Median-Filters mit dem <i>3D Slicer</i>	88
72.	<i>Grow from Seeds</i> beim <i>3D Slicer</i>	89
73.	Manuelles Schwellwertverfahren und <i>Grow from Seeds</i>	89

74.	<i>Blender-Anwendung: Catmull-Clark und simple.</i>	90
75.	<i>MeshLab: 4-8 Subdivision.</i>	91
76.	<i>MeshLab: Quadric Edge Collapse.</i>	92
77.	<i>MeshLab: Quadric Edge Collapse an einer einzelnen Struktur.</i>	93
78.	<i>Vergleich Maximum Intensity Difference Accumulation und Direct Volume Rendering in Kombination mit Beleuchtung.</i>	96

Tabellenverzeichnis

1. Zusammenfassung: Software-Recherche *Direct Volume Rendering* 94
2. Zusammenfassung: Software-Recherche *Indirect Volume Rendering* 94

Abkürzungsverzeichnis

DVT Digital Volume Tomography

CT Computer Tomographie

MRT Magnetresonanztomographie

HU Hounsfield Unit

CBCT Cone-beam Computed Tomography

LUT Lookup Table

MIP Maximum Intensity Projection

MinIP Minimum Intensity Projection

MCT Micro Computed Tomography

AIP Average Intensity Projection

MIDA Maximum Intensity Difference Accumulation

DEMIP Depth-enhanced Maximum Intensity Projection

PSR Poisson Surface Reconstruction

DVR Direct Volume Rendering

GVR Giga Voxel Renderer

Materialliste

Hardware	Lenovo V15-ADA AMD Athlon Silver 3050U RAM 512 GB
	PC - CSL Sprint 5986 (Octa) CPU AMD FX-Series FX-8320 8x 3,5GHz RAM 32GB
Betriebssystem	Ubuntu 20.04.5 LTS Microsoft Windows 10 Pro 10.0.19044
Software	OnyxCeph 3.2.185 Voreen 5.2.0 3D Slicer 4.10 und 5.0.3 MeVisLab 3.4.3 Imaris (Testversion) Blender 2.82 MeshLab v2020.03

1. Einleitung

Motivation

Die digitale Behandlungs- sowie Operationsplanung ist ein wichtiger Bestandteil in der Kieferorthopädie und -chirurgie. Dabei werden anhand von digitalen Zahn- und Kiefermodellen diagnostische Fragestellungen erarbeitet oder einzelne Behandlungsschritte dargestellt und simuliert. Durch die digitale Unterstützung können die Risiken einer Behandlung reduziert werden. Zudem erleichtert es die vollständige und ressourcensparende Dokumentation der Behandlungen. In der Kieferorthopädie und -chirurgie entstammen die Eingangsdatensätze hauptsächlich aus Digital Volume Tomography (DVT)- und Röntgenuntersuchungen. Allerdings findet auch der Intraoral Scan immer mehr Anwendung in der klinischen Praxis.

Die Darstellung der Volumendaten reicht vom Anzeigen einzelner zweidimensionaler Schnittbilder des Volumens bis hin zur komplexen dreidimensionalen Visualisierung der skalaren Datenwolken. Die gebräuchlichsten Methoden zur Visualisierung stellen das direkte und indirekte Volumen-Rendering dar. Beide Verfahren basieren auf unterschiedlichen Grundlagen. Die Rendering-Verfahren sind sehr vielfältig und entwickeln sich stetig weiter, sodass auch die etablierten, technischen Systeme und Software-Produkte stets an den neuesten Stand der Technik angepasst werden müssen. Durch implementierte Erweiterungen können Volumendaten detaillierter dargestellt und eindeutiger ausgewertet werden. Weiterhin ermöglichen fortschrittliche Verarbeitungsmethoden eine wesentliche Verringerung von Darstellungsartefakten. *OnyxCeph* von Image Instruments GmbH stellt ein als Medizinprodukt klassifiziertes Software-Produkt für die Kieferorthopädie und -chirurgie dar, welches sowohl Funktionen zur Darstellung, aber auch Verarbeitung von medizinischen Volumendaten unter Anwendungen von Methoden des direkten und indirekten Volumen-Renderings unterstützt. Mit Hilfe dieses Software-Produktes lassen sich Behandlungsplanungs- und Simulationsaufgaben erfüllen. Zudem stellt es ein relevantes Werkzeug in der Diagnostik dar. Da *OnyxCeph* einer stetigen Weiterentwicklung unterliegt, müssen die Funktionalitäten und eingesetzten Methoden immer mit dem aktuellen Stand der Technik und Forschung abgeglichen werden. Dabei besteht der erste Schritt darin, einen umfassenden Überblick über aktuelle Methoden und Forschungsarbeiten zu erhalten. Dafür wurde in dieser Arbeit eine umfangreiche Recherche und Dokumentation der zeitgemäßen Verfahren des Volumen-Renderings durchgeführt. Der Fokus dieser Arbeit liegt hauptsächlich in der Recherche und Bewertung aktueller Visualisierungsverfahren des direkten und indirekten Volume Rendering, welche insbesondere in der Zahnmedizin Anwendung finden können. Die ermittelten Informationen dienen im weiteren Schritt als Grundlage für nachfolgende Implementierungsaufgaben in *OnyxCeph*.

2. Grundlegende Prinzipien des Volume Rendering in der Medizin

In der Kieferorthopädie stammen die medizinischen Daten meist aus Aufnahmen der Computer Tomographie (CT), Magnetresonanztomographie (MRT) oder Röntgenuntersuchung. Zudem werden immer häufiger Untersuchungen mittels eines Intraoral Scans durchgeführt, um die anatomischen Strukturen des Mundinnenraumes anschaulicher für diagnostische Zwecke und der Behandlungsplanung darstellen zu können.

2.1. Bildgebende Verfahren in der Medizin

Röntgen

Die Anfertigung von zweidimensionalen Panoramaaufnahmen ist eine standardisierte Methode für Übersichtsdarstellungen in der Zahnmedizin. Diese ist besonders für die Planung weiterer medizinischer Behandlungsschritte oder diagnostischer Maßnahmen notwendig. Allerdings ist durch dieses Verfahren keine dreidimensionale Darstellung des Kiefers möglich, sodass für speziellere, kieferorthopädische Fragestellungen weitere Visualisierungsmethoden notwendig sind [1].

Computerthomographie (CT)

Die Computerthomographie wird zur Darstellung von dichten Körperstrukturen eingesetzt. Dabei wird das Prinzip der Röntgenaufnahme genutzt. Bei einer CT-Untersuchung rotiert eine Röntgenstrahlquelle mit einer fächerförmigen Strahlausbreitung um den Patienten. Die Strahlung wird beim Durchdringen von Materie, je nach Stoffzusammensetzung unterschiedlich geschwächt. Auf der gegenüberliegenden Seite der Röntgenquelle sind auf einem konzentrischen Ring Röntgendetektoren angebracht. Neben den Bewegungen der *Gantry* wird der Patiententisch kontinuierlich in axialer Richtung bewegt. Durch diesen Aufbau ist es möglich, Absorptionsprofile des zu untersuchenden Gewebes in drei Achsen zu erfassen. Moderne Geräte der 3. oder 4. Generation können mehrere, parallele Schichten gleichzeitig aufnehmen und werden als Mehrzeilen-Spiral-CT bezeichnet. Allgemein werden bei der CT-Untersuchung einzelne Schichtaufnahmen des Absorptionsprofils erstellt, die anschließend digital zu einem dreidimensionalen Modell gestapelt werden. Die Schichtdicke und Bildqualität können dabei je nach Software-Einstellungen und Art des CT-Gerätes variieren. Zur verbesserten Spezifikation der Gewebe in den Volumendarstellungen wurde die CT-Zahl eingeführt. Diese basiert auf lineare Schwächungskoeffizienten organischer Strukturen. Die CT-Zahl wird in Hounsfield Unit (HU) auf der Hounsfield Skala gemessen. Der Schwächungskoeffizient von Wasser und Luft ist festgelegt.

Alle weiteren Koeffizienten beziehen sich auf diese Referenzwerte und werden durch:

$$HU = 1000 \cdot \frac{\mu_{\text{Gewebe}} - \mu_{\text{Wasser}}}{\mu_{\text{Wasser}}} \quad (1)$$

ermittelt.

Dadurch wird die CT-Zahl relativ unabhängig vom Röntgenspektrum. In der Regel liegen anatomische Strukturen in einem HU-Bereich zwischen -1024 und 3071 HU [2]. Dies bedeutet, dass theoretisch 4095 verschiedene Dichtewerte vorliegen könnten. Jedoch ist es für das menschliche Auge nicht möglich, so viele Werte deutlich voneinander zu unterscheiden, sodass eine Klassifikation der Dichtewerte notwendig ist.

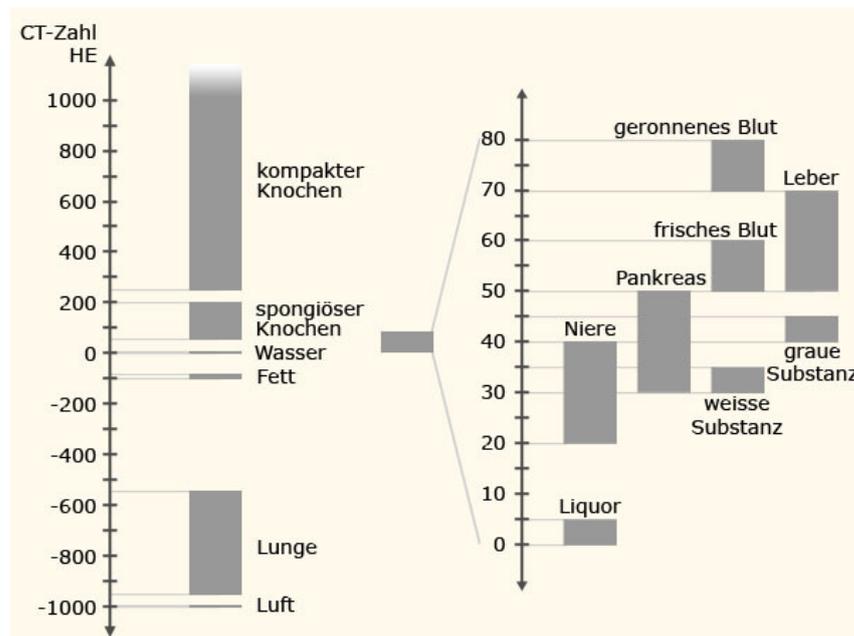


Abbildung 1: Hounsfield Skala ¹ stellt die Klassifikationen der Dichtewerte dar.

Eine besondere Stellung in der Zahnmedizin nimmt die Cone-beam Computed Tomography (CBCT) ein [3] [4]. Anders, als beim konventionellen CT-Gerät, erfolgt die CBCT-Aufnahme mit einem kegelförmigen Röntgenstrahl in eine einzige Rotation der *Gantry* um den Patienten. In der Kieferorthopädie können mit Hilfe der CBCT explizit Ober- und Unterkiefer modelliert oder untersucht werden. Neben Zahnstrukturen können auch Weichteile oder Nervenbahnen dargestellt werden. Die Strahlenbelastung bei einer CBCT-Untersuchung ist durch die einzige Rotation wesentlich geringer, als bei einer gewöhnlichen CT-Aufnahme. Außerdem ist meist die Weichteilauflösung geringer, sodass die Bildqualität insgesamt niedriger ist.

¹Prinzip der Strahlenschwächung, Institut für Medizinische Lehre IML, Universität Bern, <https://radiosurf.elearning.aum.iml.unibe.ch/htmls/slide.html?radiosurf|radskullct|basics|technic|1>



Abbildung 2: CBCT-Gerät mit Phantom

Beim CBCT ² erfolgt die Aufnahme durch eine einzige Rotation um den Patienten. Dabei kann allgemein immer nur ein kleiner Bereich untersucht werden (Schädel, Kiefer und Zähne).

Vorteile der CT-Untersuchungen sind, dass anatomische Strukturen im Zusammenhang mit der Bildverarbeitung dreidimensional dargestellt und modelliert werden können. Außerdem zeichnet diese sich durch eine hochauflösende Bildqualität aus, wodurch Knochen, Zähne und Weichteile eindeutig voneinander unterschieden werden können.

MRT (Magnetresonanztomographie)

Die Methode der MRT eignet sich vorrangig zur Untersuchung von Weichgewebe. Es ist nicht zur Analyse von Knochenstrukturen geeignet. Dadurch bietet es nur wenig Aussagekraft bei Fragestellungen in der Zahnmedizin, sodass es nur bei speziellen Fällen oder für Forschungszwecke eingesetzt wird. Die MRT beruht auf dem Resonanzeffekt des Kernspins der Wasserstoffprotonen. Die Kernspins richten sich nach dem Magnetfeld aus, welches durch eine Gradientenspule erzeugt wird. Mit Hilfe einer Hochfrequenzspule werden elektromagnetische Signale in das MRT-Gerät gesendet. Dadurch wird die Ausrichtung der Kernspins der Wasserstoffprotonen gestört. Beim Abschalten des Signals richten sich die Spins nach dem Magnetfeld aus. Dabei wird ein elektromagnetisches Signal ausgesendet, welches mit einer Hochfrequenzspule wiederum empfangen und ausgewertet werden kann. Die Ausrichtungszeit und eigene Magnetisierung der Protonen ist je nach Gewebeart unterschiedlich. Dabei ist für jedes Gewebe eine andere Frequenz für die Anregung der Kernspins notwendig (Lamorfrequenz) [5] [6]. Durch zusätzliche Spulen ist es möglich, einzelne Schichten aufzunehmen, welche anschließend in der Bildverarbeitung zu einer Volumendarstellung zusammengefügt werden.

²U.S. Food & Drug Administration, Dental Cone-beam Computed Tomography, <https://www.fda.gov/radiation-emitting-products/medical-x-ray-imaging/dental-cone-beam-computed-tomography>

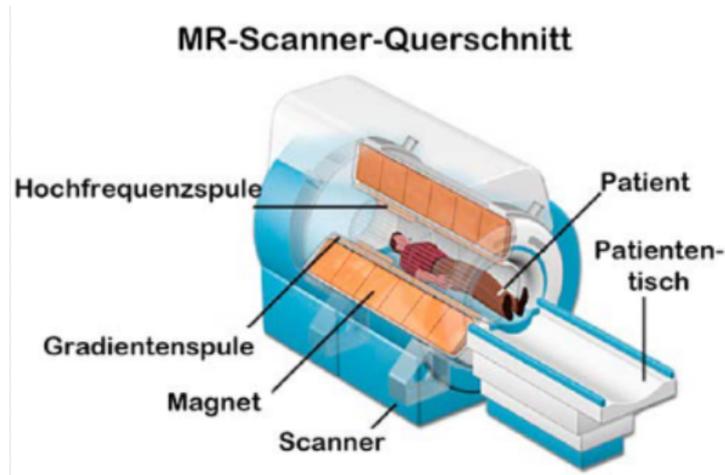


Abbildung 3: Kernstück des MRT-Gerätes ist die Gradienten- und Hochfrequenzspule. Mit zusätzlichen Spulen werden die Schichtaufnahmen erzeugt³.

Intraoral Scan

Eine schonende Methode zur Modellierung des Gebisses stellt der Intraoral Scan dar. Mit Hilfe des Scanners können berührungslos digitale Gebissabformungen erstellt werden. Dabei wird das Mundinnere optisch erfasst, indem auf die Zahnoberfläche ein Lichtmuster projiziert wird. Das Licht wird an der Zahnoberfläche reflektiert und durch einen Kamerakopf registriert. Die Modellierung der Oberflächendarstellung des Mundinnenraumes basiert auf der Triangulation [7] [8].

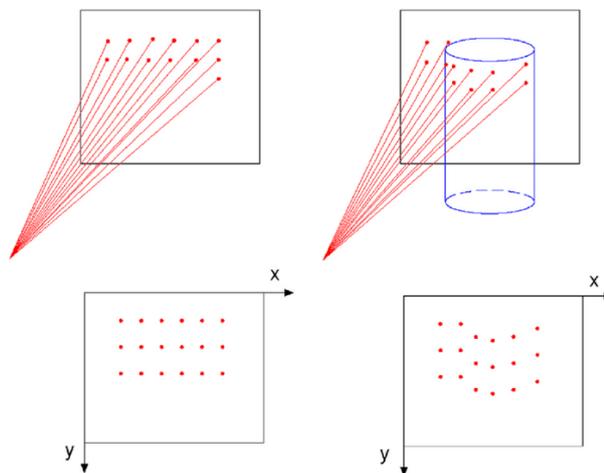


Abbildung 4: Optische Erfassung der Zahnoberfläche mittels Intraoral Scan: Das projizierte Lichtmuster ist beim Intraoral Scanner meist gitterförmig. Durch Auswertung des reflektierten Signals kann die Oberfläche des Mundinnenraumes digital modelliert werden⁴.

³Dr. Stephan Joosten, Unfallgefahren bei der Nutzung der MRT, BGW, https://www.dguv.de/medien/inhalt/praevention/fachbereiche_dguv/fb-gesund_wohlfahrt/veranstaltungen/2019/unfallgefahren_bei_der_benutzung_von_mrt_joosten_1.pdf

Ein Vorteil des Verfahrens ist, dass die Untersuchung wesentlich angenehmer und schonender für den Patienten ist, als die Anfertigung herkömmlicher Zahnabdrücke mit Gips. Außerdem können die digital konstruierten Zahnmodelle in die Behandlungsplanung integriert und mit Aufnahmen aus der Computertomographie kombiniert werden. Auf diese Weise ist es auch möglich, individuelle Aufbisschienen oder Implantate digital zu konstruieren.

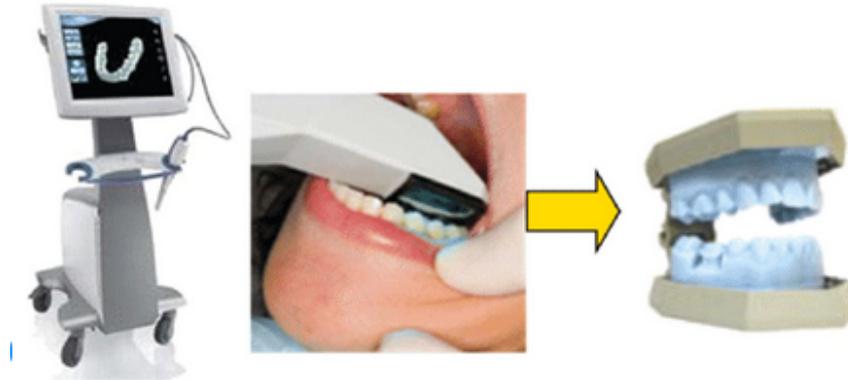


Abbildung 5: Prinzipieller Aufbau des Intraoral Scanners mit Kamerakopf; außerdem physische Modellierung des digitalen Modells ⁴.

2.2. Volumen-Rendering

2.2.1. Direktes Rendering - *Direct Volume Rendering*

Das *Direct Volume Rendering* spielt in der Medizin bei der Verarbeitung von CT- oder MRT-Daten eine besondere Rolle. Dabei werden aus einer Reihe von Schnittbildern volumetrische Abbildungen anatomischer Strukturen erstellt. Bei diesem Verfahren werden zweidimensionale Schnittbilder mit gleicher Pixelanzahl und regelmäßigen Abständen erfasst. Durch Stapelung der Einzelschnitte entsteht eine dreidimensionale Darstellung mit einem volumetrischen Gitter.

Dadurch kann eine $m \times n \times p$ Matrix beschrieben werden, die neben den Zeilen und Spalten auch Werte der dritten Dimension beinhaltet. Das endgültige Volumen wird durch Skalarwerte beschrieben, welche durch die Eckpunkte des Gitters definiert sind [9] [10] und als Voxel bezeichnet werden. Für das menschliche Auge erscheinen die Voxelwerte in ihrer Gesamtheit als ein zusammenhängendes Volumen. Die Abstände der Voxel können in jeder Dimension unterschiedlich sein. So sind CT-Datensätze meist anisotrop angeordnet, sodass die Rasterung der z-Achse (axiale Richtung) größer ist.

⁴Logozzo, Silvia and Zanetti, Elisabetta and Franceschini, Giordano and Kilpela, Ari and Mäkynen, Anssi, Recent advances in dental optics – Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry, S. 203–221, Optics and Lasers in Engineering, 2014

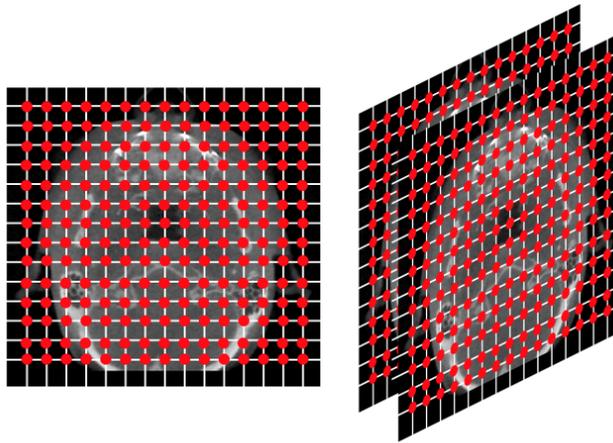


Abbildung 6: Die Eckpunkte des des volumetrischen Gitters definieren die Voxel.
links: Einzelschnittbild mit Gitter, rechts: Andeutung der gestapelten Schnittbilder zu einem Volumen

Der Vorteil der direkten Volumendarstellung ist, dass keine Annäherungen von Oberflächenstrukturen erfolgt, sondern die Verarbeitungsschritte direkt an den einzelnen Volumenelementen angewandt werden. Zudem bietet das *Direct Volume Rendering* einige Vorteile in der Darstellung von halbtransparenten Stoffen [11].

2.2.2. Indirektes Rendering

In der Medizin werden immer häufiger realistische, anatomische Modelle verlangt, um die Behandlungsplanung anschaulicher und einfacher zu gestalten. Dadurch kann beispielsweise die Passgenauigkeit von Implantaten im 3D-Modell verifiziert werden, bevor diese am Patienten angewendet werden. Die indirekte Volumendarstellung spielt insbesondere eine Rolle, wenn einzelne Strukturen aus einem Bilddatensatz segmentiert und gegebenenfalls registriert werden. Beim *Indirect Volume Rendering* werden nur die Oberflächen eines Objektes durch Polygon-Netze definiert. Dadurch können innere Strukturen des Volumens nicht betrachtet werden. Meist erfolgt die Oberflächenrekonstruktion durch das Iso-Surface Rendering. Dabei werden die Dichtewerte der abgetasteten Volumenelemente mit einem Schwellwert (Iso-Wert) verglichen. Liegen die Werte über dem Schwellwert, werden diese zu einem Objekt zugeordnet. Dadurch entsteht eine geschlossene Kontur, die als Iso-Fläche bezeichnet wird [12]. Mit Hilfe der Modelle aus dem *Indirect Volume Rendering* ist auch eine physische Realisierung dieser durch spanende oder additive Fertigungsverfahren möglich. Im *Indirect Volume Rendering* kann die Realisierung von Flüssigkeiten oder Gasen durch die Oberflächendarstellung oft nicht durchgeführt werden [13].

3. Theoretische Grundlagen des Direct Volume Rendering

Beim direkten Volumen-Rendering wird aus einem Stapel zweidimensionaler Schnittbilder ein dreidimensionales Volumenabbild erstellt, indem parallele Strahlen durch den Datensatz „geworfen“ werden. An jedem Abtastpunkt wird der Dichtewert ermittelt und einem Opazitäts- sowie Farbwert zugeordnet. Bei der Verarbeitung wird angenommen, dass die Volumenelemente aus halbtransparenten Medien bestehen, die Licht absorbieren, reflektieren, streuen oder emittieren. Auf dieser Grundlage basieren alle nachfolgenden Verarbeitungsschritte.

3.1. Ray Casting

Das *Ray Casting* wird verwendet, um vorhandene dreidimensionale Volumendaten auf eine zweidimensionale Ebene zu projizieren. Dabei erscheint das Volumen für das menschliche Auge räumlich. Es stellt somit eine Visualisierungsmethode dar. Dabei wird ein Strahl durch das Volumen „geworfen“. Jedem Abtastpunkt wird eine Opazität und Farbe mittels einer Transferfunktion zugeordnet. Schließlich werden die Werte auf einem Strahl miteinander verrechnet [14].

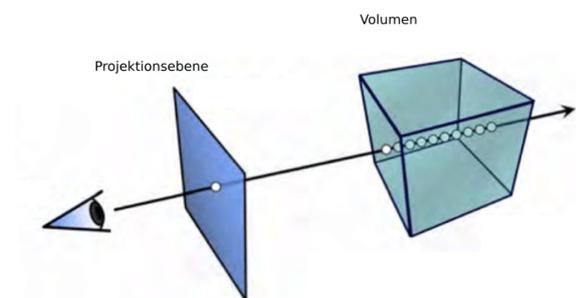


Abbildung 7: Grundprinzip: *Ray Casting*

Beim *Ray Casting* wird das Volumen entlang eines Strahls abgetastet. Die errechneten Informationen werden auf einer Projektionsebene dargestellt ⁵.

Insgesamt werden die Farb- und Transparenzwerte eines Volumens entlang des Strahls so lange ermittelt, bis der Farbwert vollkommen opak oder das Volumen durchschritten ist. In der Regel bleibt der Abtastabstand konstant, allerdings existieren auch Methoden, mit denen die Abstände variieren, um zum Beispiel leere Voxel zu überspringen und so den Rechenaufwand zu reduzieren. Der Rendering-Algorithmus setzt sich aus den folgenden sechs Schritten zusammen [15]:

⁵Paulin, Mathias & Toulouse, Rapporteur & Wimmer, & Dischler, Jean-Michel & Dachsbacher, Carsten & Sainz, Miguel & Sillion, Francois & Neyret, Fabrice. (2011). GigaVoxels: A Voxel-Based Rendering Pipeline For Efficient Exploration Of Large And Detailed Scenes.

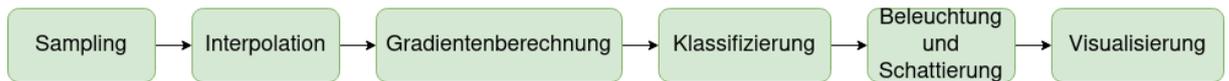


Abbildung 8: Ray Casting Pipeline.

3.2. Ablauf des direkten Volumen-Renderings

3.2.1. Sampling

Bei der Abtastung werden Strahlen von einem Ausgangspunkt durch die Betrachtungsebene in das Volumenraster „geworfen“. An jedem Abtastpunkt kann der Dichtewert des Volumenelementes ermittelt werden.

3.2.2. Interpolation

Bei der Interpolation werden die Werte im Zwischenraum der Volumenelemente berechnet. Da Voxel im Raum nulldimensionale Objekte sind, also weder eine Höhe, Breite noch Länge besitzen, ist es sehr unwahrscheinlich, dass sie von einem Strahl getroffen werden. Deshalb ist eine Abschätzung der Dichtewerte entlang des Strahls notwendig.

Lineare Interpolation

Bei der linearen Interpolation wird der Wert einer Funktion am Punkt x zwischen zwei bekannten Punkten A und B (mit den Funktionswerten $\phi(a)$ und $\phi(b)$) ermittelt (siehe **Abbildung 9**). Der interpolierte Wert $\phi(x)$ an einem Punkt x wird berechnet durch [16] :

$$\phi(x) \approx \phi(a) \cdot (b - x) + \phi(b) \cdot (x - a) \quad (2)$$

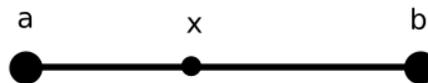


Abbildung 9: Prinzipielle Darstellung der linearen Interpolation mit den Funktionswerten $\phi(a)$ und $\phi(b)$ zur Berechnung von $\phi(x)$.

Bilineare Interpolation

Wenn die lineare Interpolation auf vier Voxel erweitert wird und somit eine Fläche entsteht, dann handelt es sich um eine bilineare Interpolation.

Trilineare Interpolation

Bei der trilinearen Interpolation werden nun acht Voxel betrachtet. Die Voxeldichte $f(x_0, y_0, z_0)$ am Abtastpunkt wird durch eine Kombination von sieben linearen Interpolationen berechnet [16].

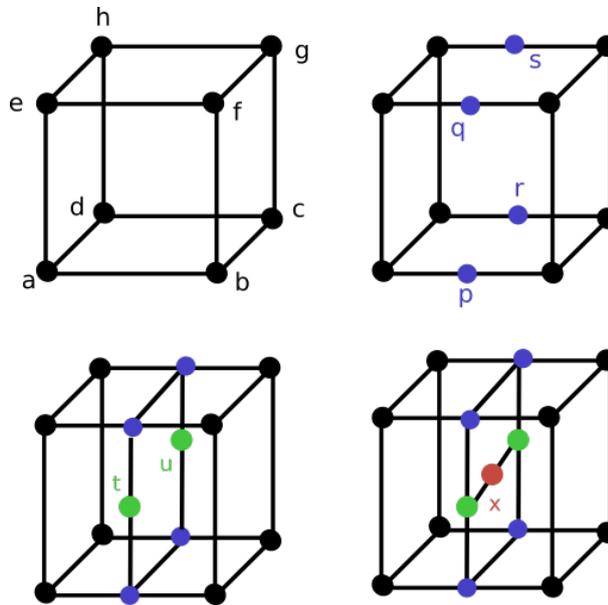


Abbildung 10: Skizzierte Durchführung der trilinearen Interpolation: Die trilineare Interpolation wird in drei Schritten mit insgesamt sieben linearen Interpolationen durchgeführt.

Die Berechnung der trilinearen Interpolation erfolgt somit in drei Schritten:

Schritt 1

$$\phi(p) \approx \phi(a) \cdot (b_1 - x_1) + \phi(b)x_1 \quad (3)$$

$$\phi(q) \approx \phi(e) \cdot (f_1 - x_1) + \phi(f)x_1$$

$$\phi(r) \approx \phi(d) \cdot (c_1 - x_1) + \phi(c)x_1$$

$$\phi(s) \approx \phi(h) \cdot (g_1 - x_1) + \phi(g)x_1$$

Schritt 2

$$\phi(t) \approx \phi(p) \cdot (q_2 - x_2) + \phi(q)x_2 \quad (4)$$

$$\phi(u) \approx \phi(r) \cdot (s_2 - x_2) + \phi(s)x_2$$

Schritt 3

$$\phi(x) \approx \phi(t) \cdot (u_3 - x_3) + \phi(u)x_3 \quad (5)$$

Nearest Neighbor Interpolation

Neben der linearen Interpolation besteht die Möglichkeit, eine Näherung durch die *Nearest-Neighbor* Methode durchzuführen. Dabei wird der Voxelwert des nächsten Nachbarn übernommen. Im Gegensatz zur linearen Interpolation, wird bei dieser Methode keine Gewichtung der umliegenden Werte durchgeführt. Stattdessen werden direkt die Voxel-eigenschaften des Nachbarn übertragen [17].

Window-sinc-Funktion

Eine weitere Interpolationsmethode in der medizinischen Bildverarbeitung stellt die *sinc*- Approximation dar. Dabei ist der Interpolationskern eine *Sinus cardinalis* mit einer unendlichen Ausdehnung. Allerdings sind diese Verfahren sehr rechenintensiv, sodass Berechnungen angestrebt werden, die sich der *sinc*-Funktion annähern. Eine Möglichkeit besteht darin, eine Multiplikation der *sinc*-Funktion mit einer Fensterfunktion [18] durchzuführen. So kann die Ausdehnung eingegrenzt werden. Dabei werden mehrere Fenster in x,y und z-Richtung geschätzt. Eine solche Fensterfunktion wird beschrieben durch:

$$h(x) = \omega(x)sinc(x) \quad (6)$$

$$, \text{ wobei } \omega(x) = \begin{cases} w(x), & 0 < |x| < m \\ 0 & m < |x| \end{cases}$$

ω Fensterfunktion

w charakterisiert die Form des Fensters im Intervall $(-m, m)$

x aktueller Datenpunkt

Die *sinc*- Approximation wird überwiegend eingesetzt, um Aliasing-Artefakte zu reduzieren⁶.

3.2.3. Gradientenabschätzung für Shading-Verfahren

Der nächste Schritt des Renderings ist die Abschätzung des Gradienten an jedem Abtastpunkt. Dies ist notwendig, um eine Schattierung oder Beleuchtung im Volumendatensatz zu erzeugen, indem mit Hilfe des Gradienten die Oberflächennormale an Materialgrenzen berechnet werden kann. Allgemein ist der Gradient ein Vektor, der senkrecht auf einer Niveaulinie an einem Punkt steht und in Richtung des steilsten Anstiegs zeigt. Da es

⁶Aliasing Artefakte entstehen durch Unterabtastung der Bilddaten bei der Rekonstruktion; Folgen: Streifen an stark dämpfenden Strukturen ; Allgemein: je mehr Abtastpunkte, desto detaillierter die Darstellung

schwierig ist, eine dreidimensionale Funktionen auf einer zweidimensionalen Fläche darzustellen, wird standardmäßig die Darstellung von Niveaulinien bevorzugt. Diese veranschaulichen Bereiche mit den gleichen Funktionswert (hier: Dichtewerte, siehe **Abbildung 11 a**). Der Gradient ist in **Abbildung 11 b**) veranschaulicht.

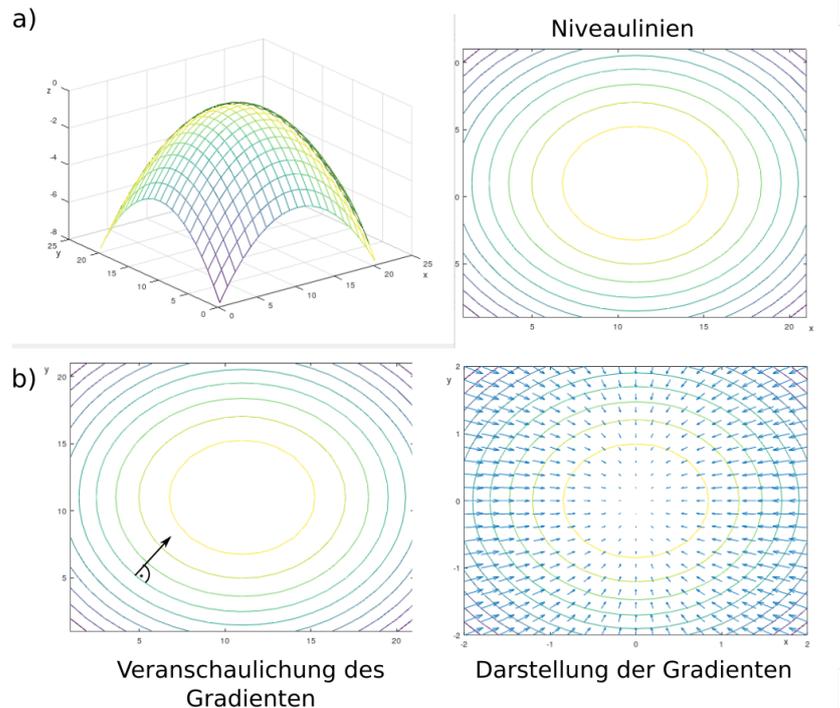


Abbildung 11: Darstellung des Gradienten an einer Funktion: a) Dafür wird meist die Darstellung durch Niveaulinien durchgeführt. b) Der Gradient ist ein Vektor, der senkrecht, an einem definierten Punkt auf einer Niveaulinie liegt.

Für die Berechnung des Gradienten ist die Ableitung der Dichtewertfunktion notwendig, welche die Änderung (den Anstieg) der Dichtewerte in einem bestimmten Punkt beschreibt.

1. Definition eines Punktes auf der Niveaulinie
2. Partielle Ableitung der Funktion

Die partielle Ableitung ist die Änderung einer Funktion in eine bestimmte Richtung. Dabei wird eine Funktion nach den einzelnen Komponenten einzeln abgeleitet. In einem dreidimensionalen Raum entstehen so die drei Komponenten des Gradientenvektors (Änderung in x-, y- und z-Richtung).

Um die Normale zu berechnen, ist der Gradient notwendig. Dieser zeigt entgegengesetzt der Normalrichtung. Allerdings muss zusätzlich eine Normierung durchgeführt werden. Dabei wird der Gradient durch seine Länge dividiert.

Bildlich gesprochen, ist der Dichteanstieg am größten, wenn senkrecht auf die Oberfläche geblickt wird. Aus diesem Grund zeigt der Gradient immer senkrecht in die Oberfläche und die Richtung ist gleich der Normalrichtung.

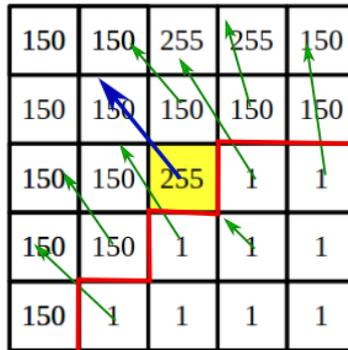


Abbildung 12: Visualisierung des Gradienten an einer Materialgrenze: Dargestellt sind beispielhafte Dichtewerte zwischen 0 und 255. Die Richtungen der Gradienten sind grün und die Materialgrenze ist rot dargestellt. Die Richtung eines interessanten Gradienten ist blau markiert.

Mit Hilfe des Faltungskerns:

$$G_x[f(x_i, y_i)] = f(x_i + 1, y_i) - f(x_i - 1, y_i)$$

$$G_y[f(x_i, y_i)] = f(x_i, y_i + 1) - f(x_i, y_i - 1)$$

Die Richtung des Gradienten wird in diesem Beispiel am mittleren Dichtewert berechnet.

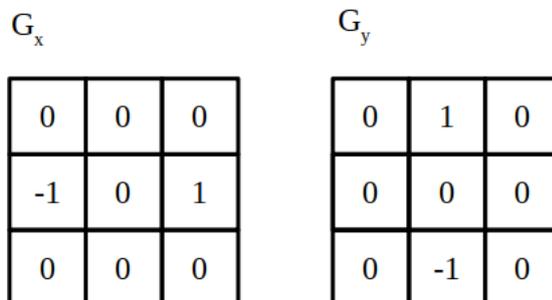


Abbildung 13: Visualisierung der Faltungskerne für das vorgestellte, zweidimensionale Beispiel.

Dafür wird der Faltungskern auf das Bildsegment angewandt. Die Werte des Faltungskerns werden in x- und y-Richtung summiert und ergeben den endgültigen Gradienten am gegebenen Punkt.

$$G_x = -149$$

$$G_y = 149$$

Anhand der **Abbildung 12** und der Gradientenberechnung ist an den beispielhaften Dichtewerten ersichtlich, dass der größte Dichtewertanstieg (blau dargestellt) in die Oberfläche hinein zeigt.

Sobel-Feldmann-Operator

Der *Sobel-Feldman*-Operator basiert auf der Faltung des Volumens mit einem kleinen, trennbaren und ganzzahligen Filter. Er wird in alle drei Richtungen separat durchgeführt. An jedem Volumenpunkt ist das Ergebnis des Operators der Gradientenvektor. Der Faltungskern des *Sobel*-Filters hat die Größe 3×3 und wird über das gesamte Volumen angewandt [19]. Auf der Vorderseite des Würfels sind alle Werte positiv. Im mittleren Teil sind die Werte null und auf der Rückseite sind sie negativ. Für das bessere Verständnis kann diese Methode im zweidimensionalen Raum beschrieben werden, bevor das Verfahren in die dritte Dimension erweitert wird. In einem zweidimensionalen Bild besteht der Operator aus einem Paar von 3×3 Faltungskernen, die mit einem Originalbild A über das gesamte Bild gefaltet werden. Beispielhaft kann die Anwendung eines *Sobel*-Filters für eine 3×3 -Region wie folgt dargestellt werden:

150	150	255	255	1
150	150	150	150	150
150	150	255	1	1
150	150	1	1	1
150	1	1	1	1

Abbildung 14: *Sobel*-Filter: Beispielhaftes Originalbild mit Dichtewerten zwischen 0 und 255.

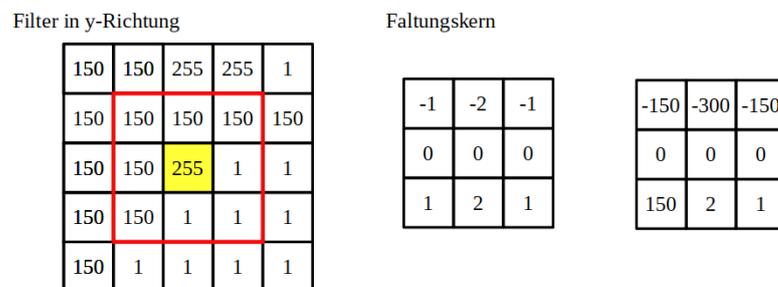


Abbildung 15: *Sobel*-Filter: Faltung mit Faltungskern (mitte) und Segment (rot markiert) in y-Richtung. Das Ergebnis der Faltung steht rechts und ergibt sich aus der Multiplikation des Faltungskerns mit dem Originalwerten.

Filter in x-Richtung

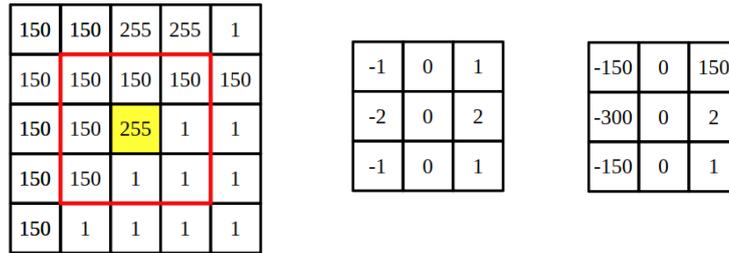


Abbildung 16: Sobel-Filter: Faltung mit Faltungskern (mitte) in x-Richtung. Die Berechnung erfolgt, wie oben bereits erwähnt.

Addition der Matrixeinträge

$$G_x = -447$$

$$G_y = -447$$

$$G = \sqrt{G_x^2 + G_y^2}$$

Gradientenrichtung

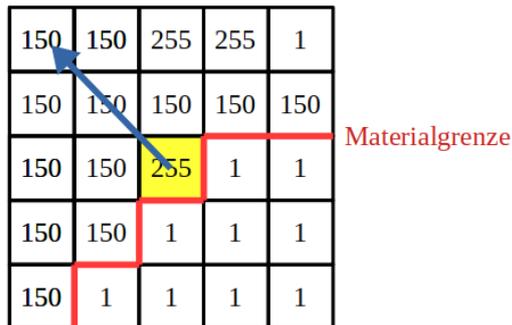


Abbildung 17: Sobel-Filter: Darstellung der Gradientenrichtung (blau) und der Materialgrenze (rot) für das oben genannte Beispiel.

Insgesamt wird mittels des *Sobel-Feldman-Operators* die räumliche Ableitung jedes Bild- oder Volumenelementes berechnet und hebt die Bereiche mit einer starken Intensitätsänderung hervor. Dabei ist der Gradient ein Vektor, der in die Richtung der größten Änderung der Dichtewerte zeigt und die Länge dieses Vektors ist die Größe der Änderung der Dichte in dieser Richtung.

Beim *Sobel-Operator* wird für die Ableitung des zentralen Bildelementes (gelb dargestellt) die Summe der Richtungsableitungen aller acht Nachbarn berechnet. Daraus ergibt sich ein Vektor mit einer x- und y-Komponente (für das obige Beispiel). Wie in **Abbildung 17** ersichtlich, verläuft der Gradient im genannten Beispiel senkrecht zur Materialgrenze (diagonal von rechts unten nach links oben), da dies die Richtung des größten Wertanstiegs ist. Werden diese als Kernel beschrieben, so ergibt sich G_x und G_y [20]. Da die Berechnungen des *Sobel-Operators* grundsätzlich nacheinander in x- und y- Richtung durchgeführt wird, kann die Methode auch in die z-Richtung erweitert werden. Dabei ist

die Größe des Gradienten beschrieben durch:

$$G = \sqrt{G_x^2 + G_y^2 + G_z^2} \quad (7)$$

In der Regel ist die Anwendung des *Sobel*-Feldmann Operators aufwendiger, als die konventionelle lineare Interpolation, da die Anzahl der Berechnungen größer ist. Der *Sobel*-Feldmann Operator wird in der Regel für Kantenerkennungsverfahren eingesetzt [21] [22].

3.2.4. Klassifikation

Bei der Klassifikation wird eine Farbe und Deckkraft den interpolierten Abtastpunkten durch eine Übertragungsfunktion zugeordnet. Die Berechnung der Transferfunktion kann mit Hilfe einer Lookup Table (LUT) durchgeführt werden.

3.2.5. Beleuchtung und Schattierung (Shading)

In diesem Verarbeitungsschritt werden Beleuchtungseffekte generiert. Da die Voxel im Allgemeinen keine Struktur besitzen und somit keine Oberfläche haben, wird meist die Gradientenabschätzungen benötigt, um Reflexionseffekte zu visualisieren [19] [23].

3.2.6. Compositing und Volume-Rendering-Integral

Die Werte, die auf dem Strahl ermittelt wurden, werden miteinander verrechnet. Somit wird die endgültige Farbe für die Darstellung ermittelt. Die Intensität des Strahls verändert sich mit jedem durchquerten Abschnitt des Volumens. Diese Veränderung ist von den optischen Eigenschaften (wie Farbe und Transparenz) der Abtastpunkte abhängig [24]. Es können verschiedene *Compositing*-Verfahren angewandt werden. Diese unterscheiden sich durch die Richtung des Strahls. In der Regel wird das „front-to-back“ *Compositing* angewandt. Dabei verläuft der Strahl von vorn nach hinten durch das Volumen. Der Prozess wird durch den Term:

$$C_{dst} \leftarrow C_{dst} + (1 - \alpha_{dst})C_{src} \quad (8)$$

und

$$\alpha_{dst} \leftarrow \alpha_{dst} + (1 - \alpha_{dst})\alpha_{src}$$

beschrieben.

Dabei ist C_{src} die aktuelle Farbe und α_{src} die aktuelle Transparenz am abgetasteten Datenpunkt. In der Berechnung haben sowohl die aktuell ermittelten Werte, als auch die der zuvor abgetasteten Segmente mit C_{dst} und α_{dst} einen Einfluss. Ein Teil des Lichtes

durchdringt das Volumen vollständig oder wird bereits in den ersten Volumenschichten absorbiert. Dieses Verfahren ermöglicht eine frühzeitige Beendigung des Strahls, wenn ein gewünschter Schwellenwert für die Deckkraft erreicht wurde. Bei der „back-to-front“ Methode durchläuft der Strahl das Volumen von hinten nach vorn. Bildlich gesprochen wird das Volumen durch eine Lichtquelle in Blickrichtung durchleuchtet. Dadurch haben die Absorptionseigenschaften der Gewebe einen wesentlichen Einfluss auf die Abbildung. Ein Nachteil der „back-to-front“ Methode ist, dass das Verfahren nicht frühzeitig abgebrochen werden kann, wenn die Opazität maximal ist. Dadurch erhöht sich der Rechenaufwand [15].

$$C_{dst} \leftarrow (1 - \alpha_{src})C_{dst} + C_{src} \quad (9)$$

und

$$\alpha_{dst} \leftarrow (1 - \alpha_{src})\alpha_{dst} + \alpha_{src} \quad (10)$$

Beim *Compositing* spielt der Abtastabstand eine entscheidende Rolle für eine detaillierte Erfassung aller Farb- und Opazitätsinformationen innerhalb des Volumens. Sind die Sample-Abstände zu groß, können viele Details verloren gehen. Allerdings vergrößert sich der Rechenaufwand erheblich, wenn die Abtastabstände zu klein gewählt werden. Um mit dieser Problematik umgehen zu können, sollte immer eine Sampling-Rate gewählt werden, die größer als die Nyquist Frequenz ist. Dabei muss die Abtastrate mindestens doppelt so groß sein, wie die Frequenz des skalaren Feldes, welches von dem Voxelabstand abhängig ist [25].

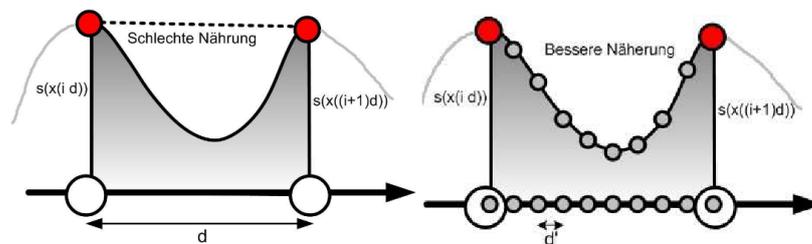


Abbildung 18: Darstellung der Abtastrate beim *Compositing*: Die Abtastpunkte sind durch graue und rote Punkte dargestellt. Links ist eine zu niedrige Abtastrate, rechts wird eine bessere Annäherung durch höhere Samplingrate erzeugt ⁷.

⁷Rita Erfurt, Vorintegriertes Volume Rendering: Slicing vs. Raycasting, Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule Aachen, 2007, <https://silo.tips/download/vorintegriertes-volume-rendering-slicing-vs-raycasting>

Volume-Rendering Integral

Die Zusammenfassung der zugeordneten Werte entlang eines Strahls kann in der analytischen Form als *Volume-Rendering-Integral* beschrieben werden. Dafür werden die Farb- und Absorptionseigenschaften entlang eines Sichtstrahls integriert.

$$I = \int_D c(s(x(t))) \exp\left(-\int_t^0 k(s(x(t'))) dt'\right) dt \quad (11)$$

$x(t)$ Strahl

t der Abstand zur Projektionsfläche

x Position des aktuellen Punktes im Raum

$c(s)$ die Skalare entlang eines Strahls

$c(s)$ die Emission am Punkt x

$k(s)$ Absorptionskoeffizient

Dabei beschreibt $\int_D c(s(x(t)))$ die Farben, die entlang eines Strahls ermittelt werden und $\exp\left(-\int_t^0 k(s(x(t'))) dt'\right) dt$ die Absorptionsinformationen. Bei der Berechnung wird allgemein davon ausgegangen, dass die Farbkanäle unabhängig voneinander betrachtet werden können.

3.3. Anpassungen des Ray Casting- Verfahrens mittels adaptiver Abtastrate

Einige Parameter des *Ray Casting* können so angepasst werden, dass sich die visuelle Qualität der Darstellung erhöht oder der Rechenaufwand abnimmt. Normalerweise ist der Abtastabstand entlang des Strahls durch das Volumen immer gleich, allerdings existieren einige Rendering-Methoden, die ungleiche Abstände zwischen Abtastpunkte verwenden. Wenn ein bestimmter Bereich des Volumens viele leere Voxel ohne Inhalt, enthält, dann ist es von Vorteil diese zu überspringen. In einer Struktur mit leeren Voxel wird der Abtastabstand vergrößert. Damit keine interessanten Bereiche während des Renderings verloren gehen, wird der Abstand verkürzt, wenn die Voxeldichte sehr hoch ist. Damit erhöht sich der Grad der Genauigkeit [15].

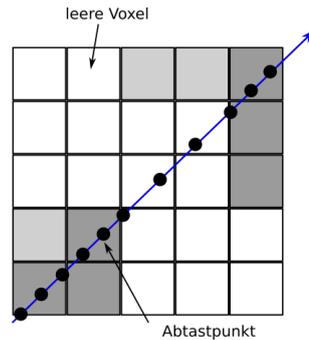


Abbildung 19: Skizzenhafte Darstellung der adaptiven Abtastrate: Dabei werden leere Voxel, weiß und Voxel mit einem signifikanten Dichtewert dunkel dargestellt. Die angepassten Abtastpunkte liegen auf einem Strahl durch das Volumen.

3.4. Transferfunktion

Die Transferfunktion spielt im *Direct Volume Rendering* eine besondere Rolle, da auf ihr die Klassifikation basiert. Mit Hilfe der Transferfunktion werden den Dichtewerten andere Eigenschaften wie Transparenz oder Farbe zugeordnet [26]. Meist erfolgt die Definition manuell oder halbautomatisch, da die endgültige Erscheinung sowohl von der angewandten Aufnahmetechnik, der Gewebeart und der individuellen Anforderung des Anwenders abhängig ist. Die endgültige Festlegung einer annähernd perfekten Transferfunktion ist meist kompliziert und zeitaufwändig, da die interessanten Merkmale eindeutig identifizierbar und von umliegenden Strukturen unterscheidbar sein müssen. Oft werden in der Praxis Transferfunktionen eingesetzt, die viele Freiheitsgrade besitzen, um detaillierte Darstellungen zu ermöglichen. Ein Nachteil ist dabei, dass sich der Rechenaufwand wesentlich erhöht [27]. Ein Vorteil von Transferfunktionen ist, dass mit ihrer Hilfe sichtbare Wertebereiche eindeutig definiert werden können. Es besteht somit die Möglichkeit, sichtbare Werte, die außerhalb des Bereiches liegen, eine volle Transparenz zuzuordnen. Dadurch wird die Segmentierung einzelner Körperstrukturen wesentlich vereinfacht.

3.4.1. Eindimensionale Transferfunktion

Die einfachste Art der Transferfunktion stellt die Zuordnung einer Farbe oder Opazität auf jeden Datenwert dar. Dies kann im einfachsten Fall durch eine *Lookup Table* erfolgen. Diese Übertragungsfunktion stellt somit ein einfaches Array mit gegebenen Dichtewerten und zugeordneten Eigenschaften dar. Die Opazitäten werden somit nicht einzeln auf jedes Element in der Volumenstruktur angewandt, wodurch sich die notwendigen Rechenkapazitäten wesentlich verringern. Außerdem können Übertragungsfunktionen beliebig kompliziert sein. Die Umsetzung einer Lookup-Tabelle bleibt eine der einfachsten Methoden, um die zugeordneten Farben im Speicher nachzuschlagen [28].

3.4.2. Mehrdimensionale Übertragungsfunktionen

Mehrdimensionale Transferfunktionen beachten bei der Zuordnung der Farb- oder Transparenzwerte mehrere Eigenschaften der Input-Datenpunkte. Im Gegensatz zur eindimensionalen Übertragungsfunktion werden hier Kombinationen von Werten klassifiziert und für die weitere Visualisierung genutzt. Mit einer erhöhten Anzahl an Input-Werten können in der Regel auch Merkmale in einer Volumenstruktur eindeutiger identifiziert und isoliert

werden. Allerdings erhöht sich auch die Komplexität der Funktionen, was zu einem erhöhtem Rechenaufwand führt, da nicht nur der Dichtewert selbst, sondern auch dessen Gradient oder die zweite Ableitung betrachtet wird [29] [30]. Der Gradient an einer bestimmten Stelle in einem dreidimensionalen Volumen wird allgemein beschrieben durch:

$$\nabla f(x, y, z) = \left(\frac{\delta f}{\delta x}, \frac{\delta f}{\delta y}, \frac{\delta f}{\delta z} \right) \quad (12)$$

Voraussetzung für diese Berechnung ist, dass eine Funktion definiert ist, die das Volumen beschreibt. Dies ist bei einer dreidimensionalen Punktwolke allerdings nicht gegeben, da ausschließlich diskrete Werte vorhanden sind. Dadurch muss eine Annäherung der Gradientenberechnung durchgeführt werden. Eine verbreitete Methode stellt dabei die zentrale Differenz dar. Dabei wird die Differenz der Dichtewerte von angrenzenden Bereichen in allen drei Raumachsen berechnet.

$$\nabla f(x_i, y_i, z_i) = \left(\begin{array}{c} \frac{1}{2}f(x_i - 1, y_i, z_i) - \frac{1}{2}f(x_i + 1, y_i, z_i) \\ \frac{1}{2}f(x_i, y_i - 1, z_i) - \frac{1}{2}f(x_i, y_i + 1, z_i) \\ \frac{1}{2}f(x_i, y_i, z_i - 1) - \frac{1}{2}f(x_i, y_i, z_i + 1) \end{array} \right) \quad (13)$$

Der Zusammenhang zwischen Gradientenstärke und Intensität zeichnet sich in einem Histogramm als Bogenstruktur aus. Die eingeschlossenen Flächen zeigen dabei die Grenzen der Gewebeflächen. Ist eine Materialgrenze vorhanden, dann steigt der Bogen zu einem höheren Gradientenwert an und zeigt somit die Materialgrenzen auf [31].

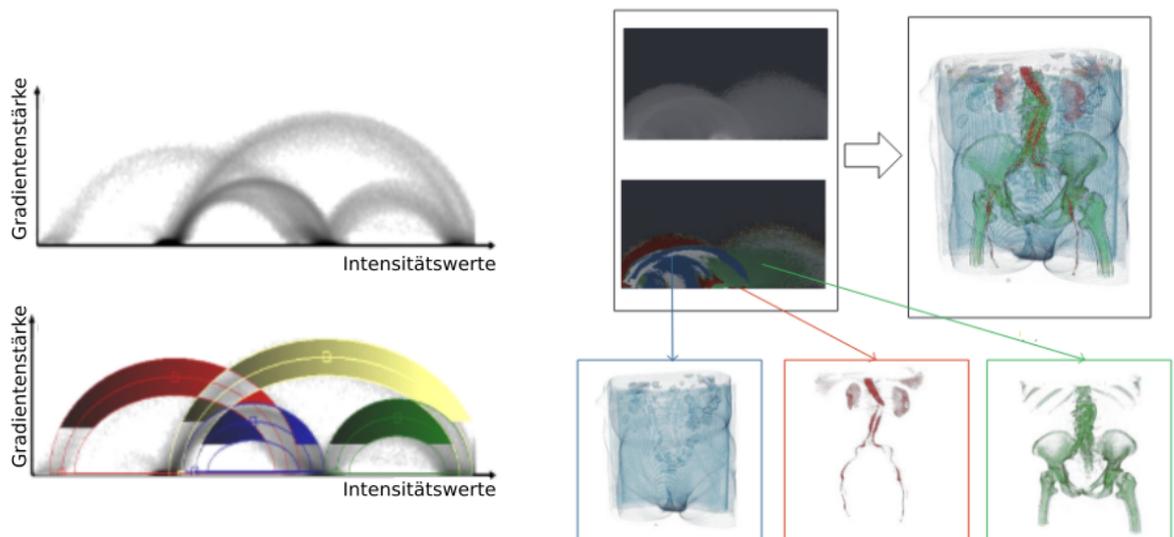


Abbildung 20: links: Zusammenhang zwischen Gradientenstärke und Intensität in einem Histogramm. rechts: Darstellung einzelner Strukturen durch einer mehrdimensionalen Transferfunktion ⁸.

⁸Zhang, Tianjin & Yi, Zongrui & Zheng, Jinta & Liu, Dong & Pang, Wai-Man & Wang, Qiong & Qin, Jing. (2016). A Clustering-Based Automatic Transfer Function Design for Volume Visualization. *Mathematical Problems in Engineering*. 2016. 1-13. 10.1155/2016/4547138.

3.4.3. Darstellung der Grenzen

Die Gradientenberechnung kann für die detaillierte Kantendarstellung eingesetzt werden. Der Opazitätswert wird berechnet durch:

$$o_g = o_v \left(k_{gc} + k_{gs} \left(\frac{\|\nabla f\|}{\|\nabla max\|} \right)^{k_{ge}} \right) \quad (14)$$

o_v zugewiesener Opazitätswert nach Transferfunktion

∇f Wert des Gradienten an der betrachteten Stelle

∇max maximaler Wert des Gradienten k_{gc}, k_{gs}, k_{ge} Koeffizienten zur Darstellung der Grenzen

Die Division der Beträge von ∇f und ∇max führt dazu, dass stark ausgeprägte Kanten eine höhere Opazität erhalten, als weniger starke Übergänge. Die Koeffizienten k_{gc} , k_{gs} und k_{ge} beeinflussen die Opazität und Kantendarstellung. Dabei wirkt sich k_{gc} auf die Originalopazität aus. Der Wert sollte dabei möglichst klein gewählt sein, damit ausschließlich Grenzen und keine Zwischenräume dargestellt werden. Der Term $\frac{\|\nabla f\|}{\|\nabla max\|}$ beschreibt den Betrag des Anstiegs. Im Zusammenhang mit dem Koeffizienten k_{ge} wird die Schärfe der Kantendarstellung beeinflusst. Wird dieser Koeffizient groß gewählt, so entstehen scharfe Kanten. Schließlich hat auch k_{gs} Einfluss auf die Kantendarstellung. Er sollte größer, als k_{gc} sein [32].

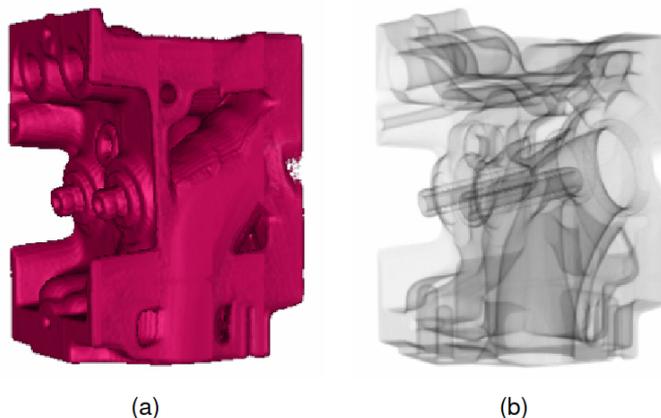


Abbildung 21: Beispielhaftes Modell (Maschinenblock): a) Darstellung des Volumens mit Anwendung einer einfachen Transferfunktion, b) Grenzhervorhebung mit Hilfe der obigen Formel ⁹.

⁹Haidacher, Martin. Merkmals-Visualisierung für Volumensdaten Bakkalaureatsarbeit. (2004).

3.4.4. 1D Gaussian Transfer Function

Soll eine Übertragungsfunktion für ein Volumen erstellt werden, bei denen unterschiedliche Strukturen mit verschiedenen Opazitätswerten gleichermaßen mit hoher Qualität visualisierbar sind, so wird dies unter Umständen sehr kompliziert. Um diesem Problem entgegen zu wirken, ist es wünschenswert, möglichst einfache Funktionen für umfangreiche Datensätze zu erzeugen. Eine Lösung dabei bieten Transferfunktionen, die auf Gauß-Primitiven basieren. Die Motivation der *Gaussian Transfer Function* ist, dass eine komplizierte, stückweise-lineare Transferfunktion durch eine Gauß-Kurve angeglichen wird. Theoretisch besteht somit die Möglichkeit, jede beliebige Übertragungsfunktion, die durch das Gauß-Modell festgelegt wird, durch eine stückweise-lineare Funktion zu definieren. Sowohl für die konventionelle, als auch für die veränderte Variante ist eine *Lookup Table* notwendig. Die *1D Gaussian Transfer Function* wird beschrieben durch [33]:

$$g(v, c, \sigma) = \exp \frac{-(v - c)^2}{\sigma^2} \quad (15)$$

v Wert des aktuellen Abtastpunktes

c Datenwert über dem der Gauß zentriert ist

σ Breite des Gauß

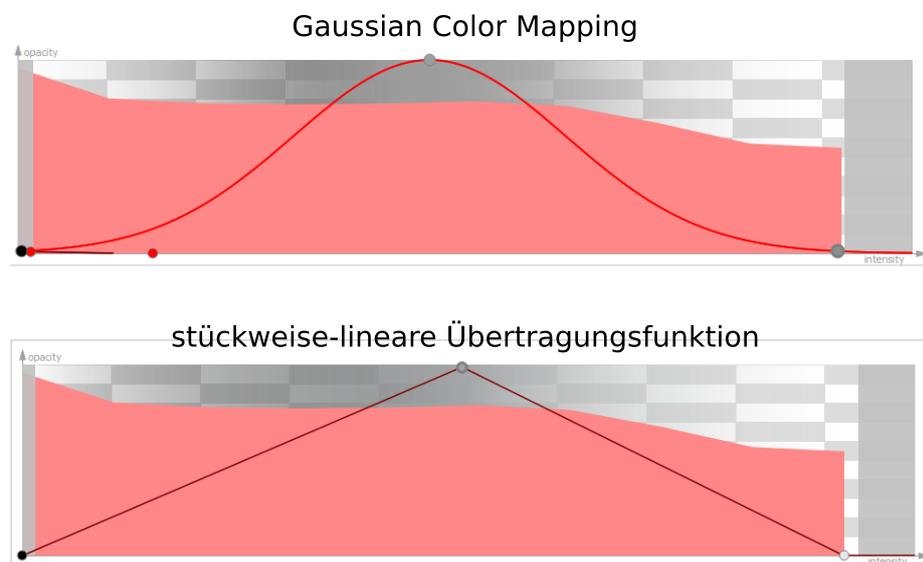


Abbildung 22: Eine lineare Übertragungsfunktion (unten) wurde durch eine Gauß-Kurve (oben) ersetzt.

4. Erweiterte Methoden des Direct Volume Rendering

4.1. Maximum Intensity Projection

Die Maximum Intensity Projection (MIP) ist eine einfache Visualisierungsmethode, die dreidimensionale Daten auf eine zweidimensionale Ebene projiziert. Dabei werden aus einem volumetrischen Datensatz die Voxel mit der maximalen Intensität ermittelt. Dafür durchlaufen parallele Strahlen das Volumen. An jedem Abtastpunkt wird die Opazität ermittelt. Der maximale Wert wird auf der Projektionsebene dargestellt [34]. Anhand dieser Darstellung können jedoch keine Tiefeninformationen gewonnen werden, sodass keine Aussagen über Anordnung von Strukturen im Volumen gemacht werden können. Eine Verbesserung der MIP-Darstellung wird erzielt, indem minimale und maximale Transparenzen als Grenzwerte festgelegt werden. Das Verfahren liefert diagnostisch wertvolle Bilder, solange der Kontrast ausreichend hoch ist.

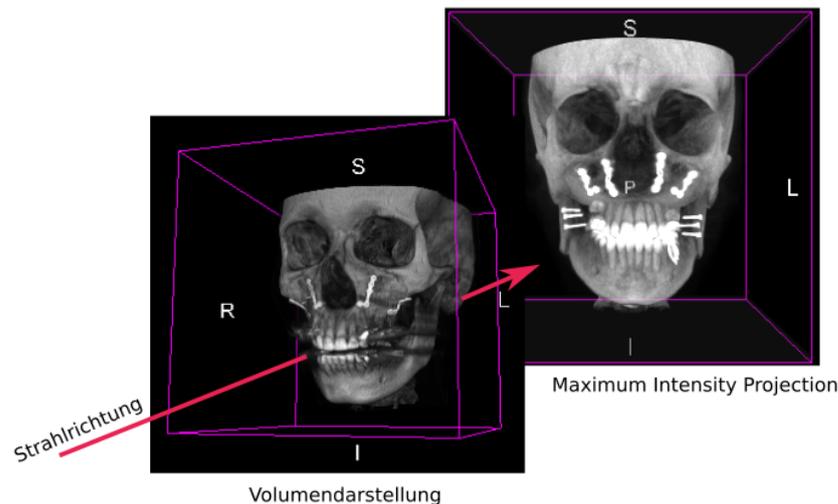


Abbildung 23: Erzeugung einer MIP-Darstellung: In der beispielhaften Darstellung durchläuft ein Strahl das Volumen. Die maximale Intensität entlang des Strahls wird auf eine zweidimensionale Ebene projiziert.

4.2. Minimum Intensity Projection (MinIP)

Anstelle der maximalen Intensität, wird bei der *Minimum Intensity Projection* der kleinste Wert auf einem Strahl ermittelt. Dieses Verfahren wird vorrangig bei angiographischen Aufnahmen angewandt, um Blutgefäße darzustellen. Die Methode eignet sich besonders zur Visualisierung von Strukturen mit geringer Dichte und sehr kleinen Dimensionen [35]. Allerdings findet dieses Verfahren auch Anwendung in der Zahnmedizin. So können mittels der *Minimum Intensity Projection* an MCT-Aufnahmen (Micro Computed Tomography) Zahnwurzeln detailliert analysiert werden. Insbesondere die Klassifizierung und Untersuchung von Wurzelkanälen steht dabei im Vordergrund.

Aus diesem Grund kann *Minimum Intensity Projection* bei speziellen, diagnostischen Fragestellungen eingesetzt werden.

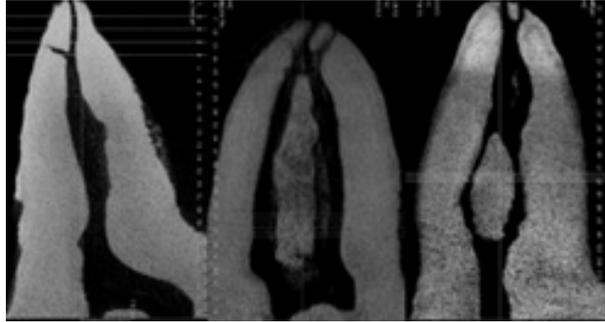


Abbildung 24: Dargestellt sind MinIP-Bilder dreier Zähne, an denen mittels der MinIP Wurzelkanalsysteme analysiert werden ¹⁰.

4.3. Average Intensity Projection (AIP)

Die *Average Intensity Projection* funktioniert auf ähnlicher Weise, wie das MIP. Allerdings wird nun die durchschnittliche Intensitätsabschwächung entlang eines Strahls berechnet [36]. Dadurch wird die Darstellung insgesamt weichgezeichnet, sodass Rauscheffekte reduziert werden. Dies ist besonders an harten, fein strukturierten Bereichen der Zähne zu erkennen. Diese sind im Vergleich zum MIP etwas unschärfer und weniger detailliert. Insgesamt erscheint die Darstellung jedoch homogener. Allgemein besteht die Gefahr, dass wichtige Details verloren gehen.

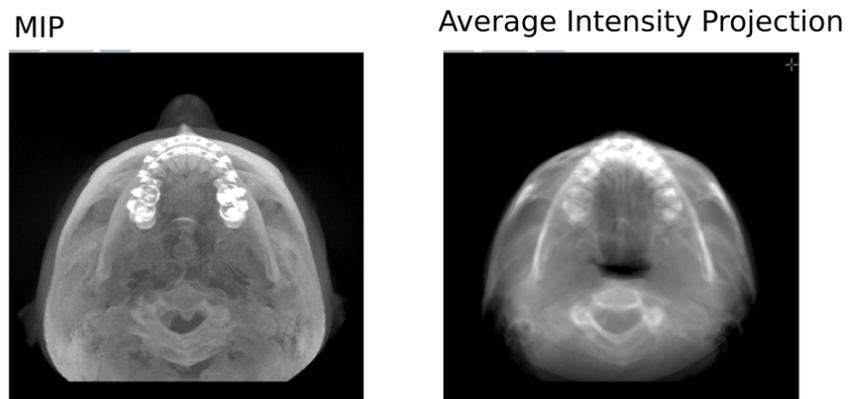


Abbildung 25: Im Vergleich der MIP (links) und der AIP (rechts) ist eine eindeutige Weichzeichnung im AIP zu erkennen.

¹⁰Y. Gu, J.K. Lee, L.S.W. Spångberg, Y. Lee, C.M. Park, D.G. Seo, S.W. Chang, M.S. Hur, S.T. Hong, K.Y. Kum, Minimum-intensity projection for in-depth morphology study of mesiobuccal root, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, Volume 112, Issue 5, 2011, Pages 671-677, ISSN 1079-2104

Soll *Average Intesity Projection* in der Praxis Anwendung finden, so werden vom Anwender Kenntnisse über die Eigenschaften dieser Visualisierungsmethode vorausgesetzt. Zudem wird vom Nutzer gefordert, dass er eindeutig medizinisch relevante Strukturen von Darstellungsfehler nahe der Pixelgröße unterscheiden kann.

4.4. Maximum Intensity Difference Accumulation (MIDA)

Bei der *Maximum Intensity Difference Accumulation* wird das direkte Volumen-Rendering so verändert, dass die Dichtewerte auf einem Strahl miteinander verglichen werden. Schließlich werden nur die Werte weiter verarbeitet, die höher sind, als die bereits ermittelten. Dabei sind nur Regionen im Volumen von Interesse, die eine starke Änderung der Intensitätsmaxima aufzeigen. Ausschließlich Änderungen des Maximums von einem niedrigen zu einem hohen Wert sollen einen wesentlichen Einfluss auf die endgültige Darstellung haben. Wenn die Werte entlang eines Strahls abnehmen oder gleich bleiben, werden diese übersprungen und haben keinen Einfluss auf die endgültige Darstellung. Für die Änderung wird ein Klassifizierungskoeffizient δ_i festgelegt. Wenn beim Durchlaufen des Strahls durch das Volumen ein neues Maximum erreicht wird, dann ist dieser Koeffizient ungleich null [37].

$$\delta_i = \begin{cases} f_{Pi} - f_{max}, & \text{falls } f_{Pi} > f_{max} \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \quad (16)$$

f_{Pi} Wert der i-ten Abtaststelle P_i entlang eines Sichtstrahls

f_{max} maximaler Abtastwert entlang eines Strahls

Um Verdeckungen zu vermeiden, wird die (bisher ermittelte) Farbe c_{i-1} und Deckkraft α_{i-1} mit einem Faktor $\beta_i = 1 - \delta_i$ gewichtet.

$$c_i = \beta_i c_{i-1} + (1 - \beta_i \alpha_{i-1}) \alpha(f_{Pi}) c(f_{Pi}) \quad (17)$$

$$\alpha_i = \beta_i \alpha_{i-1} + (1 - \beta_i \alpha_{i-1}) \alpha(f_{Pi})$$

c_i, α_i Farbe bzw. die Opazität an der i-ten Position entlang des Strahls

Wie beim *Compositing* werden die Farb- und Opazitätswerte miteinander verrechnet. Allerdings wird nun ein zusätzlicher Faktor eingefügt.

Mit Hilfe des MIDA-Verfahrens können auch räumliche Informationen gewonnen werden, welche die Interpretation zweidimensionaler Bilder erleichtern. Im Vergleich zur MIP, bei der die Intensitätswerte entlang eines Strahls immer gleich dem aktuellen Maximum bleiben, werden bei der MIDA die bereits festgelegten Opazitäten moduliert, wenn ein neuer Maximalwert erreicht wird. Die Methode wird im „front-to-back“ Verfahren angewandt.

Bei der MIDA besteht das Problem, dass der Verdeckungseffekt verstärkt wird. Strukturen, die sich hinter dichteren Gewebe befinden, haben wenig Einfluss auf die endgültige Darstellung. Daraus folgt, dass relevante Strukturen von anderen verdeckt werden.

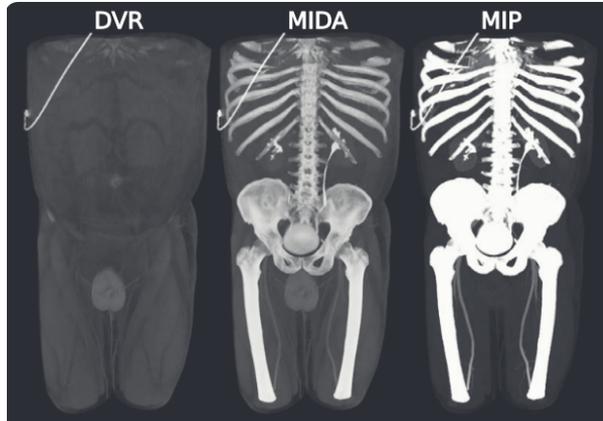


Abbildung 26: Visualisiert sind Beispieldatensätze ¹¹: Im Vergleich zum MIP (rechts) ist bei der *Maximum Intensity Difference Accumulation* (mitte) eine nahezu korrekte dreidimensionale Darstellung möglich.

4.5. Depth-enhanced Maximum Intensity Projection (DEMIP)

Auch durch die *Depth-enhanced Maximum Intensity Projection* können Tiefeninformationen erhalten werden. Dabei muss die Transferfunktion nicht verändert werden. Im ersten Schritt wird das bereits beschriebene MIP-Verfahren durchgeführt, bei dem ein Strahldurchgang durch das Volumen durchgeführt wird und die maximalen Opazitätswerte ermittelt werden. Wurde an einem Abtastpunkt der Maximalwert erfasst, so werden die Opazitäts- und Farbeigenschaften als Schwellwert an diesem Punkt gespeichert. Im zweiten Schritt wird ein weiterer Strahl erzeugt, der den zuvor ermittelten Schwellwert besitzt. Wenn dieser Strahl wieder das Material erreicht, wird die Position des Punktes gespeichert und der weitere Strahlverlauf unterbrochen. Die Grundidee des Verfahrens ist, nach der Struktur zu suchen, die die gleichen Opazitäts- und Farbwerte besitzen, wie diejenigen, die den Maximalwert erzeugt haben [38]. Somit können Strukturen des gleichen Materials ersichtlich gemacht werden. In einem weiteren Verarbeitungsschritt wird eine Schattierung (*Phong-Shading*) des Materials erzeugt und der ermittelte Punkt mit den Maximalwert wird nach der Tiefe gewichtet. So kann ein räumlicher Effekt erzielt werden.

¹¹Bruckner, Stefan, and M. Eduard Gröller. Instant volume visualization using maximum intensity difference accumulation. Computer Graphics Forum. Vol. 28. No. 3. Oxford, UK: Blackwell Publishing Ltd, 2009.

¹²Díaz, Jose & Vázquez Alcocer, Pere-Pau. (2010). Depth-enhanced maximum intensity projection. 10.2312/VG/VG10/093-100.

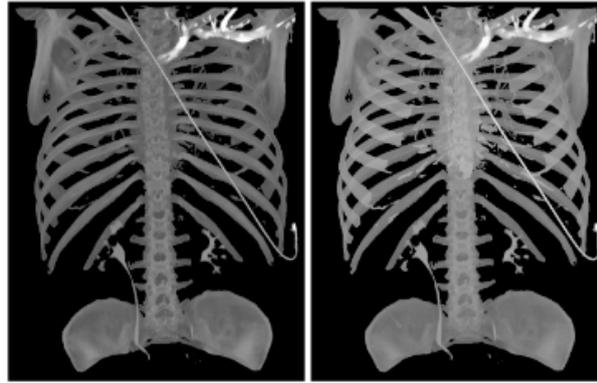


Abbildung 27: Das linke Bild stellt eine Darstellung durch das MIP an einem Beispieldatensatz dar. Rechts ist eine Visualisierung durch die DEMIP ¹².

4.6. Maximum Intensity Projection bei der Segmentierung von Zahnstrukturen

Die Zahnsegmentierung ist eine der wichtigsten Aufgaben in der digitalen Behandlungsplanung. Dabei beruhen die meisten Methoden auf der Festlegung eines Opazitätsschwellwertes. Durch die Eingrenzung der zulässigen Transparenzwerte während des Renderings besteht die Möglichkeit, nur einzelne Zahnstrukturen darzustellen. Eine weitere Methode beruht jedoch auf dem MIP-Verfahren [39]. Mit Hilfe des Algorithmus wird eine MIP-Maske des Volumens (in diesem Fall vom Kiefer) erstellt. Dies ist notwendig, um die Zahnstrukturen eindeutig von der knöchernen und schwarzen Umgebung trennen zu können. Der zweite Schritt umfasst das Schließen von Löchern innerhalb der Zähne. Dies erfolgt durch den Einsatz eines Closing-Operators gefolgt von einem Opening-Operator. Der Closing-Operator nutzt dabei die Dilatation um kleine Löcher im Bild zu schließen. Bei dem Opening-Operator wird die Erosion eingesetzt, die Störstellen entfernt [40]. Anschließend wird jeder Zahn mit Hilfe eines „Watershed“-Algorithmus getrennt. Der Wasserscheiden-Algorithmus ist eine Methode aus der Bildverarbeitung. Dabei besteht die Aufgabe darin, zwei unterschiedliche Strukturen mit dem gleichen Dichtewert eindeutig zu segmentieren. Der Algorithmus basiert darauf, dass an den Objektkonturen eine starke Änderung der Intensitäten auftritt. Bildlich gesprochen, fließen bei der „Watershed“-Technik Wassertropfen entlang der steilsten Abhänge in die lokalen Minima [41].

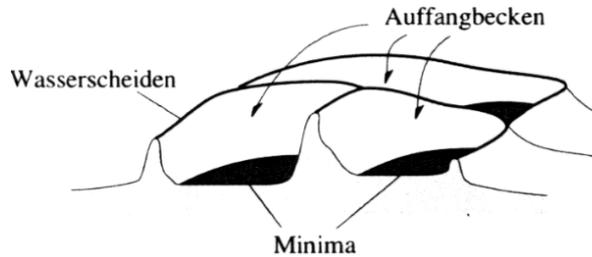


Abbildung 28: Prinzip des Wasserscheiden-Algorithmus ¹³.

Die Technik ist somit eine intensitätsbasierte Darstellung. Sie bietet zudem die Möglichkeit, lokale Minima des Intensitätsgradienten zu berechnen, die als Marker definiert werden. Mit Hilfe dieser Markierungen können eingegrenzte Bereiche einer Struktur zugeordnet werden. Dadurch ist die Segmentierung möglich. Um eine eindeutige Extraktion einzelner Zähne zu garantieren, werden zusätzliche Größenverhältnisse definiert. So können Zähne nicht kleiner als ein bestimmter Wert sein und prozentual darf das umliegende Gewebe einen festgelegten Grenzwert nicht überschreiten. Sind diese Forderungen erfüllt, handelt es sich um einen Zahn. Die Größe wird dabei durch die Anzahl der Pixel der zweidimensionalen Darstellung ermittelt. Die Technik bietet eine einfache Möglichkeit, Zähne zu segmentieren. Allerdings können bei artefaktreichen Volumendaten (zum Beispiel verursacht durch Metallartefakte ¹⁴) die Zähne nicht eindeutig definiert werden.

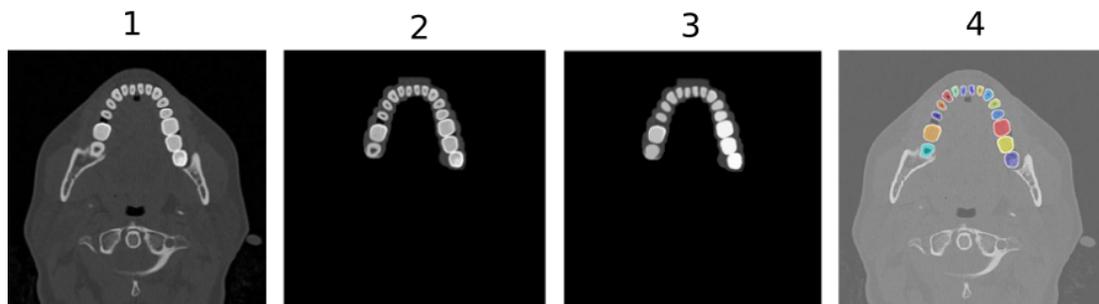


Abbildung 29: Darstellung einzelner Schritte der Zahnsegmentierung mittels MIP

- 1: geeigneter Schnitt für die Segmentierung
- 2: *Maximum Intensity Projection* mit Anwendung eines Schwellwertes
- 3: Entfernung von Löchern
- 4: Watershed-Algorithmus zur eindeutigen Segmentierung ¹⁵

¹³Ben Schuffenhauer, Segmentierung mit einem Kurven- Adjazenzgraphen, basierend auf der Wasserscheidentransformation, EPITA Research and Development Laboratory, https://nanopdf.com/download/wasserscheiden_pdf

¹⁴Metallartefakte: treten bei CT-Aufnahmen auf, wenn das zu untersuchende Objekt ein stark absorbierendes Material, wie Metall eines Implantates enthält. Stoffe mit hoher Ordnungszahl absorbieren einen Großteil der Röntgenstrahlung absorbieren, dadurch entsteht Informationsverlust

¹⁵Sepehrian, Mahsa, Ali M. Deylami, and Reza A. Zoroofi. "Individual teeth segmentation in CBCT and MSCT dental images using watershed." 2013 20th Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME). IEEE, 2013.

4.7. Beleuchtungs- und Schattierungsmethoden im direkten Volumen-Rendering

Für die realistische Darstellung von volumetrischen Daten wird immer häufiger eine Beleuchtung oder Schattierung gefordert. Im direkten Volumen-Rendering wird meist von einer diffusen Reflexion ausgegangen, allerdings könnte auch ein spiegelnder Effekt auftreten. Eine Schattierung basiert darauf, Volumenelementen neue Farbwerte zuzuordnen, um einen Schatteneffekt zu erzeugen. Dabei werden häufig umliegende Strukturen in die Berechnung einbezogen, die andere Strukturen verdecken könnten [42].

4.7.1. *Ambient Occlusion*

Die Umgebungsverdeckung ist eine gradientenfreie Schattierungsmethode. Ein schattenartiger Effekt wird erzeugt, indem die Umgebung eines Voxels abgetastet und die Absorptions- und Emissionseigenschaften von Licht in diesem Bereich ermittelt werden. Bei diesem Verfahren existiert keine Lichtquelle mit einem definierten Ursprung und Strahlrichtung. Die endgültige Helligkeit hängt nur von der Dichte des Voxels selbst, sowie den Eigenschaften der umliegenden Voxel ab. Das bedeutet, dass nur die Opazitäts- und Farbeigenschaften der Voxelnachbarschaft Einfluss auf die endgültige Darstellung haben [43]. Der Nachteil der *Ambient Occlusion* ist, dass diese Technik sehr rechenintensiv ist und jeder Abtastpunkt einzeln ausgewertet wird. Allerdings erfordert diese Methode keine Vorverarbeitungsschritte und die Darstellung von halbtransparenten Regionen ist möglich [44].

4.7.2. *Deep Shadow Maps*

Die Erstellung von *Shadow Maps* dient vorrangig dazu, die Schattierungen eines Volumens zu verbessern. Der Prozess selbst besteht aus dem *Ray Casting*, einer Schattenfunktion und schließlich dem endgültigen Rendering. Die Sichtbarkeitsfunktion berechnet die Entfernung eines verdeckten Voxels zur Lichtquelle. Damit wird die Entscheidung getroffen, ob ein Voxel vollständig verdeckt oder sichtbar ist. Um dies eindeutig zu entscheiden, werden immer zwei aufeinander folgende Abtastpunkte betrachtet und vorberechnet. Mit Hilfe dieser Funktion wird eine Lichtabschwächung in Abhängigkeit der Tiefe abgeschätzt. Um auf die Informationen für die Weiterverarbeitung schnell zugreifen zu können, wird die Darstellung des Schattenvolumens zwischengespeichert. Das *Ray Casting* wird für die Berechnung der Schattenkarten genutzt. Dabei überspringt der Algorithmus alle leeren Räume. Jedem Abtastpunkt wird mit Hilfe der Übertragungsfunktion eine Farbe und Deckkraft zugeordnet. Zusammen mit der Schattenkarte wird die endgültige Lichtintensität moduliert [45].

4.7.3. Gradientbasierte Beleuchtung

Das Ziel des *Shadings* ist, die Tiefenwahrnehmung des Volumens durch den Einfluss eines simulierten Lichtstrahls aus einer definierten Richtung zu verbessern. Wie in Kapitel 3.2.5 angedeutet, kann mit Hilfe des geschätzten Gradienten und der Berechnung eines Normalvektors an einem Punkt die Reflexion an einer Ebene errechnet werden. Wichtig beim gradientenbasierten *Shading* ist, dass auch hier die Transferfunktion bei der Abtastung einbezogen wird. Das bedeutet, dass nicht die Dichtewerte der Slices interpretiert werden, sondern die zugeordneten Opazitäten und Farbwerte der Volumenelemente. Die gradientenbasierte Methode hat den Nachteil, dass nur an scharfen Transparenzübergängen ein Gradient definiert werden kann. Dadurch ist keine realistische Beleuchtung in homogenen Bereichen möglich. Weiterhin ist die Gradientenabschätzung empfindlich gegenüber lokaler Schwankungen (Rauschen), da bei der Berechnung nur die nächstgelegenen Nachbarn berücksichtigt werden. Schließlich entstehen Artefakte an sichtbaren und unsichtbaren Übergängen, da an diesen Stellen der Gradient nicht eindeutig bestimmt werden kann [43].

Phong-Shading

Beim *Phong-Shading* wird zunächst eine Fläche zwischen den einzelnen Volumenelementen approximiert. An ihr können Lichteffekte, wie Reflexionen simuliert werden. Das Beleuchtungsverfahren besteht aus den Teilschritten:

1. Gradientenabschätzung aus einer 6er oder 26er Nachbarschaft
2. Bildung des Normalvektors
3. Berechnung des Beleuchtungsvektors

Schließlich kann die Farbe des Voxels $c_\lambda(x_i)$ an der Position x_i beschrieben werden. Dies erfolgt durch die Summe der Farbeigenschaften der Lichtquelle mit den lokalen Reflexionseigenschaften und Eigenschaften der Lichtrichtung und des Normalvektors [46].

$$c_\lambda(x_i) = c_{p,\lambda} k_{a,\lambda} + \frac{c_{p,\lambda}}{k_1 + k_2 d(x_i)} [k_{d,\lambda} (N(x_i) \cdot L) + k_{s,\lambda} (N(x_i) \cdot H)^n] \quad (18)$$

Wobei der Normalvektor $N(x_i)$ mit Hilfe;

$$N(x_i) = \frac{\nabla f(x_i)}{|\nabla f(x_i)|} \quad (19)$$

und der Beleuchtungsvektor (Half-Vector);

$$H = \frac{V + L}{|\nabla V + L|} \quad (20)$$

ermittelt wird. Der Half-Vector beschreibt die Richtung zwischen Lichtquelle und Betrachter [47]

$c_{p,\lambda}$ Farbe der Lichtquelle

$k_{a,\lambda}$ lokaler Reflexionskoeffizient für eine Farbkomponente

$k_{d,\lambda}$ diffuser Reflexionskoeffizient für eine Farbkomponente

$k_{s,\lambda}$ spiegelnder Reflexionskoeffizient, n Koeffizient zur Approximation des Lichteffektes

k_1, K_2 Koeffizient um die Tiefeneindrücke zu approximieren

$d(x_i)$ Distanz von der Bildebene zur aktuellen Voxelposition

$N(x_i)$ Oberflächennormale

L Richtung zur Lichtquelle

H Half-Vector

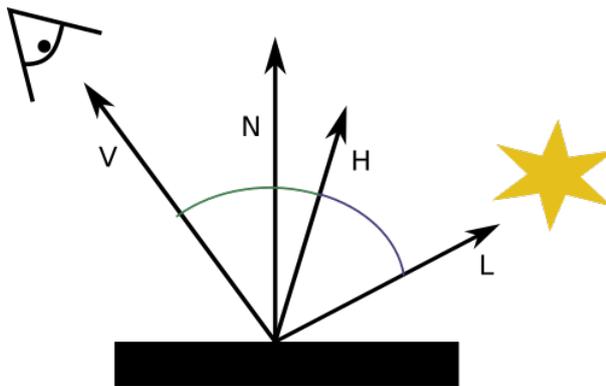


Abbildung 30: In der skizzenhaften Darstellung des Phong-Shadings verläuft der Half-Vektor zwischen dem Beleuchtungsvektor L und Betrachtungsvektor V

4.8. Distanz-Abschätzungen im Volumen

Die Abschätzung von Distanzen oder Winkel im Volumen ist in der Regel mit erheblichen Schwierigkeiten verbunden, da Messpunkte meist nur sehr ungenau durch fehlende

Tiefeninformationen festgelegt werden können. Die Theorie einer Distanzmessung in einem Volumen stellt grundsätzlich kein größeres Problem dar. Allerdings ist die eindeutige Definition von Abtastpunkten im Volumen wesentlich komplizierter. Zunächst muss im Voraus festgelegt werden, wie die Achsenausrichtung des Koordinatensystems und des eingefügten Volumens ist. Allgemein sind die Voxel im Volumen quaderförmig angeordnet, wobei die Seitenkanten des Quaders meist achsenparallel verlaufen sollten. Die Distanzen werden durch die Raumdiagonale berechnet, wodurch die gesamte Methode auf dem Satz des Pythagoras beruht [48].

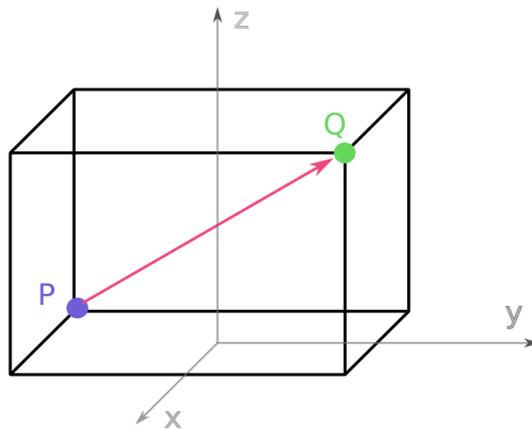


Abbildung 31: Gesucht ist die Distanz zwischen dem Punkt P und Q . Dieses Problem kann durch den Satz des Pythagoras gelöst werden.

$$\vec{LQ} = \begin{pmatrix} q_x \\ q_y \\ q_z \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} l_x \\ l_y \\ l_z \end{pmatrix} \quad (21)$$

$$|\vec{LQ}| = \sqrt{(q_x - l_x)^2 + (q_y - l_y)^2 + (q_z - l_z)^2}$$

5. Indirect Volume Rendering

Im indirekten Volumen-Rendering wird im Gegensatz zum direkten Volumen-Rendering eine Oberfläche aus einem Voxeldatensatz erstellt. Die Fläche wird aus einer Vielzahl an verbundenen Primitiven (Polygone) gebildet. Somit besteht das Volumen nicht aus einzelnen Voxeln, sondern repräsentiert eine Oberflächenstruktur des Objektes. Ein Polygon ist eine geschlossene Fläche, die aus mindestens drei Eckpunkten (vertices) besteht [49]. Anders als beim *Direct Volume Rendering* können mittels des Oberflächenrenderings keine inneren Strukturen eines Objektes dargestellt werden. Allerdings bietet diese Methode die Möglichkeit, realistische Modelle eines Objektes oder Volumens zu erstellen. Diese werden in der Medizin vorrangig in der digitalen Behandlungsplanung eingesetzt. Weiterhin können aus den digitalen Oberflächenstrukturen, physische Modelle mittels spanenden oder additiven Fertigungsverfahren konstruiert werden. Außerdem können digitale Modelle einfach segmentiert und aufgepolstert werden. Dazu zählt auch, standardisierte Instrumente, Implantate oder Schrauben im Rahmen der medizinische Behandlungsplanung einzufügen. Es existieren bereits viele verschiedene Methoden, die Oberflächendarstellungen der Objekte ermöglichen. Allerdings können nur wenige auf voxelbasierte Volumen aus der Medizin angewandt werden. Ein Grund dafür ist, dass in solchen Datensätzen keine Oberflächen definiert sind. Dadurch müssen zusätzliche Algorithmen erstellt werden, die diese Flächen erzeugen und miteinander verbinden.

5.1. Iso-Surface-Rendering

Das *Iso-Surface-Rendering* ist eine sehr nützliche Methode zur Visualisierung von Oberflächenmodellen aus volumetrischen Datensätzen. Beim *Iso-Surface-Rendering* wird eine geschlossene Fläche durch eine Grenze zwischen „Innen“ und „Außen“ festgelegt. Die Grenze wird durch einen festgelegten Schwellwert (Threshold) definiert, der auf alle Volumenelemente separat angewendet wird. Um die Iso-Flächen rendern zu können, durchlaufen zunächst parallele Strahlen das Volumen. An definierten Abtastpunkten wird der Opazitäts- oder Farbwert erfasst und mit dem Schwellwert verglichen [50]. Anschließend wird eine Methode zur Flächenerzeugung eingesetzt. Ein Verfahren stellt der *Marching Cube* Algorithmus dar. Er wird häufig im Zusammenhang mit dem *Iso-Surface-Rendering* angewandt. Die Entscheidung, ob ein *Direct Volume Rendering* oder ein *Iso-Surface Rendering* durchgeführt werden soll, hängt immer maßgeblich von der Aufgabe und Anwendung ab. Ein Nachteil der Iso-Fläche ist, dass für jede Struktur im Datensatz eine separate Iso-Fläche definiert werden muss, während beim *Direct Volume Rendering* auch mehrere Strukturen mit geringerem Aufwand gleichzeitig erfasst werden können.

Auch eine Kombination beider Verfahren innerhalb einer Anwendung ist möglich. Wie im *Direct Volume Rendering* wird auch im indirekten Volumen-Rendering die Bildqualität von

Rauscheffekten beeinflusst, sodass „schwebende Objekte“ nach der Oberflächenerstellung entstehen können, wie in **Abbildung 32** abgebildet. [51].

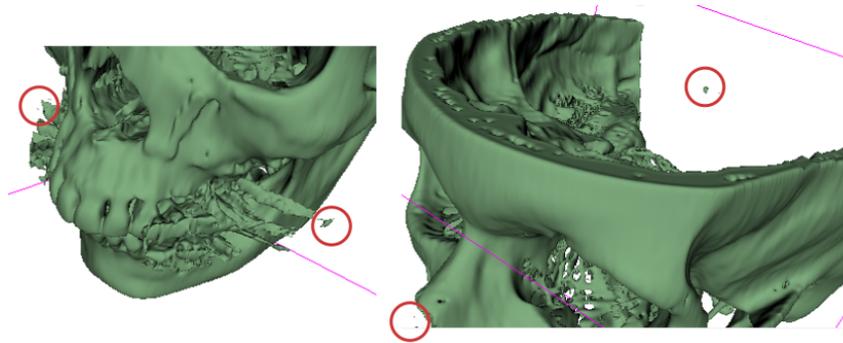


Abbildung 32: „Schwebende Objekte“ am Beispielvolumen: Einzelne „schwebende Objekte“ werden am gerenderten Beispielmmodell durch eine rote Markierung hervorgehoben.

5.2. Marching Cube - Algorithmus

Bei dem *Marching Cube*-Verfahren wird grundsätzlich eine große Anzahl an Dreiecken erzeugt, die netzartig angeordnet werden und somit die Oberfläche einer Struktur annähern. Dabei erzeugen acht Voxel, eine Gitterzelle, die als Würfel (cube) bezeichnet wird. Die Voxel stellen somit die Eckpunkte einer Gitterzelle dar und übergeben im weiteren Verfahren ihren Dichtewert. Der Würfel durchläuft (marching) das Volumen. Dabei wird ständig überprüft, ob ein Eckpunkt einen definierten Schwellwert überschreitet. Allgemein gilt, ist der abgetastete Wert größer, als der Iso-Wert, so wird er dem Objekt zugeordnet und mit einer Eins markiert. Unterschreitet der Voxelwert den Schwellwert, so erhält er eine Null und wird nicht dem Objekt zugeordnet. Werden die zugewiesenen Werte (null oder eins) aneinander gereiht, dann ergibt sich ein achtstelliger, binärer Index. Wird diese Zahl in dezimaler Form betrachtet, so kann sie einen Wert zwischen 0 und 255 annehmen (siehe **Abbildung 33**).

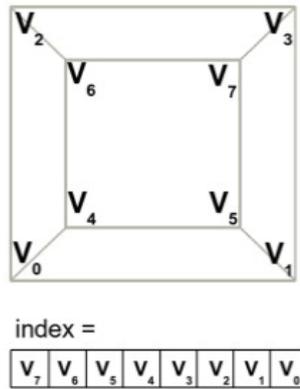


Abbildung 33: Würfelindex beim *Marching Cube*: Der Würfelindex wird durch die Dichtewerte der Eckpunkte des Würfels definiert. Der Aufbau des Indexeintrages ist festgelegt.¹⁶

Werden die zugewiesenen Werte (null oder eins) aneinander gereiht, dann ergibt sich ein achtstelliger, binärer Index. Wird diese Zahl in dezimaler Form betrachtet, so kann sie einen Wert zwischen 0 und 255 annehmen. Der Würfelindex wird in einer *Lookup Table* nachgeschlagen. Jedem Wert wird eine Dreiecksfläche zugeordnet, die sich im Würfel befindet. Insgesamt entstehen dadurch 256 Flächenvariationen. Viele sind jedoch gleichwertig, sodass insgesamt nur 15 Variationen verwendet werden können. Spiegelungen werden dabei vernachlässigt [52].

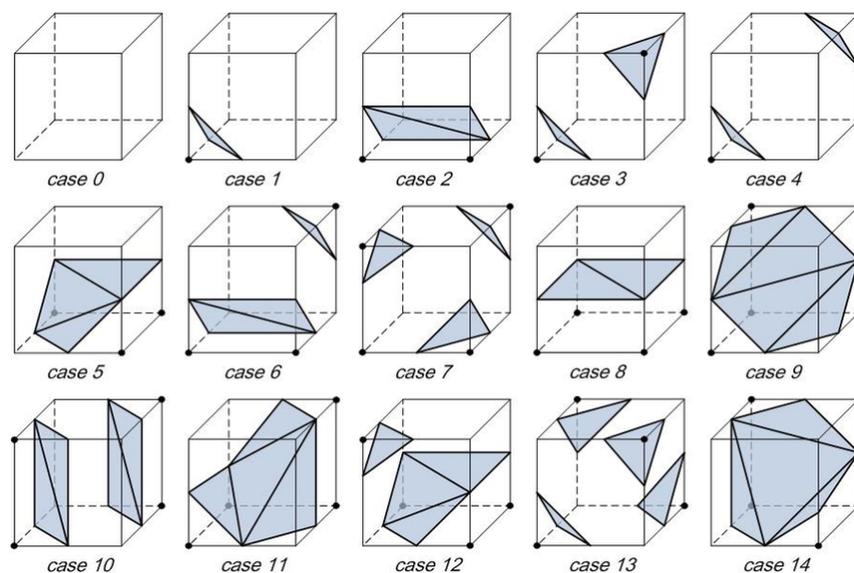


Abbildung 34: Flächenvariationen des *Marching Cube*: Beim *Marching Cube*-Algorithmus existieren 15 verschiedene Variationen der Dreiecksflächen.¹⁷

¹⁶Preim, B., and C. Botha. Surface Rendering, Visual. Computing for Medicine: 229-267

¹⁷Long, Zhongjie & Nagamune, Kouki. (2015). A Marching Cubes Algorithm: Application for Three-dimensional Surface Reconstruction Based on Endoscope and Optical Fiber. Information (Japan). 18. 1425-1437.

Die Positionsbestimmung der Dreieckspunkte erfolgt durch die lineare Interpolation [53]. Der klassische *Marching Cube* Algorithmus weist einige Beschränkungen auf. So können für spezielle Fälle, Kanten und Dreiecke mit einer Länge und Fläche von null entstehen. Außerdem gibt es Dreiecksvariationen, die Löcher enthalten oder es werden zweideutige Flächen erzeugt. Dadurch entstehen uneindeutige Objektoberflächen.

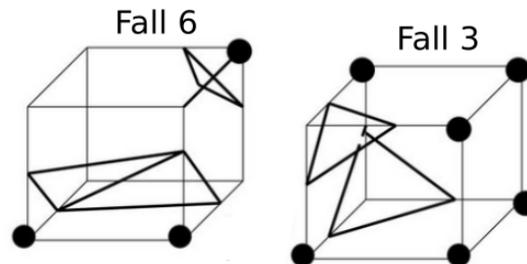


Abbildung 35: Der Fall 3 und 6 stellen uneindeutige Fälle des *Marching Cube*-Algorithmus dar ¹⁸.

Weiterhin hat die Gittergröße einen wesentlichen Einfluss auf die Bildqualität und Rechenzeit. Wie in **Abbildung 36** dargestellt, verbessert sich die Abbildungsqualität, wenn der Abtastabstand verkleinert wird. Das Modell erscheint detaillierter und homogener. Allerdings erhöht sich auch der Rechenaufwand.

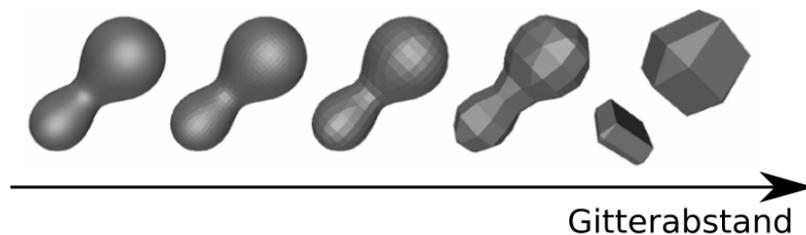


Abbildung 36: Dargestellt ist ein Beispielmodell mit steigendem Gitterabstand. Bei vergrößerten Gitterabstand im *Marching Cube*-Algorithmus verringert sich die Genauigkeit des Modells ¹⁹.

Trotz der Einschränkungen wird der *Marching Cube*-Algorithmus häufig für die Oberflächendarstellung in der Medizin eingesetzt, da er einfach zu implementieren und durch die überschaubare Anzahl an Flächenvariationen auch relativ rechenarm ist. Aus diesem Grund ist das *Marching Cube*-Verfahren ein wesentlicher Bestandteil in der digitalen Behandlungsplanung der Kieferchirurgie.

¹⁸Evadni Dragoúmis, Ambiguity Problem Certain Marching Cubes cases have more than one, <https://slideplayer.com/slide/14718509/>

¹⁹Robert Hunt, Marching Cubes <https://www.cs.montana.edu/courses/spring2005/525/students/Hunt1.pdf>

5.3. Level-Set-Methode

Eine weitere Methode zur Visualisierung von statischen oder veränderlichen Volumen bietet die *Level-Set-Methode*. Dabei werden Strukturgrenzen durch einen mathematischen Ausdruck dargestellt. Auf einzelne Schnittbilder aus CT- oder MRT-Aufnahmen werden Bildverarbeitungsprozesse angewandt, um interessante Bereiche oder Konturen darstellen zu können. Dies beinhaltet beispielsweise die Fensterung der Dichtewerte oder die Kantendetektion mittels Gradientenberechnung. Anschließend kann die eigentliche *Level-Set-Methode* durchgeführt werden. Dabei wird die Volumenoberfläche als eine skalare, volumetrische Funktion angegeben, die sich in Iso-Flächen widerspiegelt [54].

$$\Phi : U \mapsto \mathbb{R}$$

Dabei ist

$$U \subset \mathbb{R}^3$$

der Bereich des Oberflächenmodells. Die Höhenkurve c wird als

$$\{x | \Phi(x) = c\} \quad (22)$$

$$\{x | \Phi(x) = 0\}$$

beschrieben.

Dabei wird Φ als *Level-Set-Funktion* bezeichnet und stellt eine Hilfsvariable dar. Es wird angenommen, dass Φ innerhalb der Kurve positive Werte annimmt. Dadurch erfolgt die Begrenzung zwischen den inneren und äußeren Bereichen der Kurve.

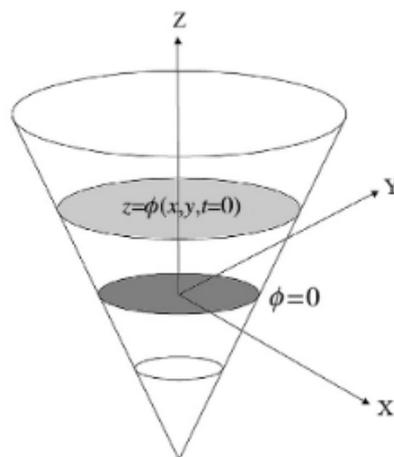


Abbildung 37: [*Level-Set-Methode*: Die Volumenoberfläche wird durch eine skalare Funktion definiert und die Iso-Fläche darstellt (grau dargestellt) ²⁰.

²⁰Maciejewski, M., Surtel, W., Maciejewska, B., & Małacka-Massalska, T. (2015). Level-set image processing methods in medical image segmentation. *Bio-Algorithms and Med-Systems*, 11(1). doi:10.1515/bams-2014-0017

Die *Level-Set*-Methode findet insbesondere Anwendung in der Darstellung von bewegten oder deformierten Volumen. In der Medizin könnten dies Bewegungen des Herzens oder Schluckvorgänge in der Kieferorthopädie sein. Dadurch wird die *Level-Set*-Funktion zeitabhängig. Die Berechnung erhält dafür eine zeitliche Variable t .

$$\Phi(x(t), t) = 0 \quad (23)$$

Da vorrangig Bewegungen und Deformationen der Höhenkurven betrachtet werden, wird die Höhenkurve Φ nach der Zeit abgeleitet [55].

$$\frac{\delta\Phi(x(t), t)}{\delta t} = 0 \quad (24)$$

Die *Level-Set*-Methode findet vorrangig Anwendung in der Segmentierung von Organen. In der Zahnmedizin wird das Verfahren überwiegend zur Extraktion von Zahnkronen und -wurzeln verwendet. Ein Vorteil der Methode ist, dass Schrumpfeffekte oder das Auslaufen von Strukturen verringert wird. Weiterhin wird die Genauigkeit der Segmentierung von Einzelzähnen wesentlich verbessert [56].



Abbildung 38: Schritte der Zahnsegmentierung mittels der *Level-Set*-Methode und gekoppelten Glättungsalgorithmus an einem Beispieldatensatz aus der Zahnmedizin²¹;
 mitte: Ergebnis der *Level-Set*-Methode an einem Schnittbild
 rechts: dreidimensionales Modell eines einzelnen, segmentierten Zahns

²¹K, Nithya & R, Jensi. (2016). STUDY ANALYSIS ON TEETH SEGMENTATION USING LEVEL SET METHOD. Advanced Computational Intelligence: An International Journal (ACII). 3. 01-07. 10.5121/acii.2016.3301.

5.4. Surface-Nets

Das Ziel des *Surface-Nets*-Verfahrens ist, ein Oberflächen-Rendering durchzuführen, bei dem globale, glatte Bereiche erzeugt werden [57] [58]. Dabei sollen die Strukturinformationen des ursprünglichen Datensatzes beibehalten werden. Der Algorithmus besteht aus vier Schritten [59]:

1. Identifikation der Knoten des Oberflächennetzes

Beim ersten Schritt werden die Zellen lokalisiert, bei der alle acht Eckpunkte den gleichen Binärwert besitzen. Eine Zelle besteht aus acht benachbarte Voxelzentren aus zwei Schichten, sodass vier Voxel einer Schicht zugeordnet werden. Besitzen alle Eckpunkte denselben Wert, dann liegt die Zelle entweder innerhalb oder außerhalb eines Objektes. Wenn mindestens ein Voxel einen abweichenden Dichtewert besitzt, dann befindet sich die Zelle am Rand eines Objektes. In diesem Fall wird von einer „Oberflächenzelle“ gesprochen, die entsprechend initialisiert wird. Dabei wird in die Mitte der Zelle ein Oberflächenknoten platziert.

2. Verknüpfung

Aus der Vielzahl an Oberflächenknoten wird eine Verknüpfung mit den jeweiligen Nachbarn hergestellt. Die Knoten stellen somit Scheitelpunkte eines Oberflächennetzes dar und können bis zu sechs Verbindungen entsprechend den Raumrichtungen haben.

3. Relaxation

Um die Genauigkeit des Netzes zu verbessern und eine Glättung zu erzeugen, werden die Knoten verschoben. Wichtig dabei ist, dass jeder Knoten trotz Verschiebung stets innerhalb der jeweiligen Zelle bleibt. Die verallgemeinerte Relaxationsmethode wird als *naive Surface-Nets* bezeichnet. Dieser Ansatz basiert auf der Berechnung der durchschnittlichen Position aller benachbarten Scheitelpunkte. Anschließend wird der neue Scheitelpunkt auf die neue Position bewegt.

4. Triangulation

Der letzte Schritt der *Surface-Nets* Methode dient zur Visualisierung des Netzes. Ein vereinfachtes Triangulationsverfahren besteht darin, zunächst Vierecke in einer Ebene, statt Dreiecke zu bilden. Jede Ecke bildet einen Scheitelpunkt, der höchstens vier Vierecke vereinen kann. Anschließend wird jedes Viereck mit Hilfe der kürzesten Diagonale in zwei Dreiecke unterteilt. Die erzeugten Dreiecke weisen eine ebene Oberfläche auf.

Optisch hat das *Surface-Nets*-Verfahren Ähnlichkeiten mit dem *Marching Cube*-Algorithmus. Allerdings erscheinen inhomogene, spitze Bereiche abgerundeter. Eine

²²<http://mikalalysenko.github.io/Isosurface/>

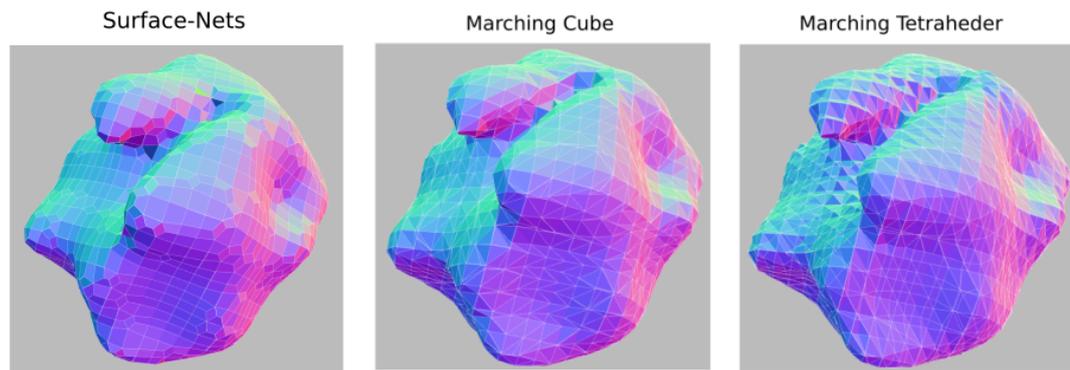


Abbildung 39: Vergleich: Marching-Cube, Marching-Tetrahedra und *Surface-Nets*²² an einem Beispielmodell, gerendert mit dem Online-Tools *Isosurface Algorithm Tester*.

signifikante Verformung ist durch die Erstellung von Oberflächennetzen nicht ersichtlich, wodurch Größeninformationen des Originalvolumens nicht verloren gehen. Dieses Verfahren könnte eingesetzt werden, um spitze Kanten an Zahnstrukturen homogener darstellen zu können. Dabei wird jedoch vom Nutzer gefordert, dass er eindeutig medizinisch relevante Strukturen von Oberflächenuneindeutigkeiten unterscheiden kann. Weiterhin wird die physische Realisierung des Modells durch die Abrundung von Kanten vereinfacht.

6. Erweiterungen des indirekten Volumen-Renderings

6.1. Subdivision

Modelle, welche für medizinische Anwendungen erstellt wurden, müssen in der Regel eine hohe Auflösung und detaillierte Darstellung gewährleisten. Aus diesem Grund werden im indirekten Volumen-Rendering häufig *Subdivision*-Methoden eingesetzt. Sie stellen einfach zu implementierende Algorithmen dar, welche die ursprünglichen polygonalen Netze unterteilen. Dafür wird beim Rendering das polygonale Netz für eine erhöhte Auflösung verfeinert, um komplexe, detaillierte Oberflächen zu erzeugen. Meist erfolgt die *Subdivision* in zwei Schritten:

1. Unterteilung der Flächen in Unterflächen

Dadurch wird ein neues Polygonnetz erzeugt.

2. Nachbearbeitung

Es werden Filter zur Glättung der Polygonnetze eingesetzt.

Bei der einfachsten *Subdivision*-Methode werden die Polygon-Kanten unterteilt, sodass der Mittelpunkt jeder Kante, als neuer Knoten fungiert. Anschließend werden die neu berechneten Knoten miteinander verbunden.

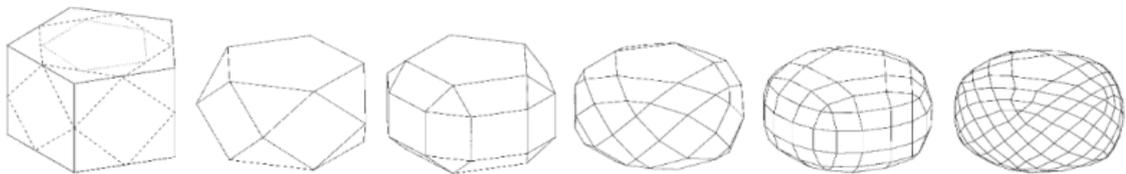


Abbildung 40: Darstellung einer einfachen *Subdivision*-Methode mit mehrfacher Wiederholung²³.

Allgemein sind mittels unterteilten, polygonalen Netzen eine verbesserte Darstellung von gekrümmten Oberflächen möglich. Dies ist in der digitalen Kieferorthopädie besonders für die realistische Darstellung von unebenen, gekrümmten Zahn- und Knochenstrukturen relevant.

²³Jörg Peters and Ulrich Reif. 1997. The simplest subdivision scheme for smoothing polyhedra. *ACM Trans. Graph.* 16, 4 (Oct. 1997), 420–431. <https://doi.org/10.1145/263834.263851>

6.2. Catmull Clark Subdivision

Bei der *Catmull-Clark* -Methode wird jedes Polygon des Oberflächennetzes in Vierecke aufgeteilt. Weiterhin werden neue Scheitelpunkte berechnet und an die ursprüngliche Struktur angepasst [60].

1. Das Verfahren beginnt mit der Berechnung des **Flächenpunktes** jeder polygonalen Fläche. Der Flächenpunkt stellt den Durchschnitt aller Eckpunkte der Polygonfläche dar. Bei drei Dimensionen wird der Durchschnitt jeder Richtungskomponente berechnet.
2. Anschließend wird für jede Kante ein neuer **Eckpunkt** (Kantenpunkt) berechnet. Dieser stellt den Durchschnitt zwischen dem Mittelpunkt der Kante und der neuen Flächenpunkte dar.
3. Weiterhin werden die neuen **Scheitelpunkte** berechnet. Diese stellen den Durchschnitt der neuen Flächenpunkte und Kantenmittelpunkte der ursprünglichen Kanten dar.
4. Schließlich wird das neue Oberflächennetz erstellt. Dafür werden die neuen **Flächenpunkte mit den neuen Kantenpunkten** verbunden. Weiterhin werden die neuen **Scheitelpunkte mit den neuen Kantenpunkten** verknüpft.

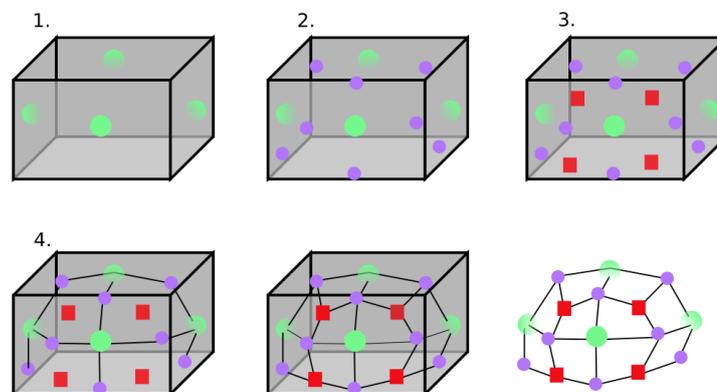


Abbildung 41: *Catmull-Clark* -Methode: Dargestellt in vier Schritten ²⁴ zur Unterteilung des polygonalen Netzes.

6.3. 4-8 Subdivision

Die *4-8-Subdivision* bildet eine einfache Methode zur Unterteilung eines Meshes in kleinere Segmente. Dabei verfeinert es Quadratnetze, die in viereckige Blöcke unterteilt werden. Die

²⁴https://en.wikipedia.org/wiki/Catmull-Clark_subdivision_surface

Grundstruktur des Endergebnisses besteht aus Dreiecken, die zusammen einen quadratischen Block bilden. Zunächst teilen neue Scheitelpunkte alle internen Kanten der quadratischen Blöcke. Anschließend werden die Flächen geteilt, sodass kleinere Teilflächen entstehen. Dafür werden die gegenüberliegenden Scheitelpunkte miteinander verbunden [61].

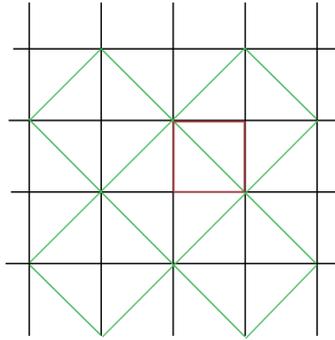


Abbildung 42: Prinzipielle Methode der 4-8 Subdivision mit Unterteilung des polygonalen Netzes in Dreiecke, die zusammen einen quadratischen Block bilden.

6.4. Simplified Pattern Marching Cube

Beim konventionellen *Marching Cube*-Verfahren wird ein Scheitelpunkt einer Dreiecksfläche durch die lineare Interpolation zwischen den Eckpunkten des Würfels berechnet. Beim *Simplified Pattern Marching Cube* werden allerdings die Kanten durch die Eckpunkte bestimmt [62]. Im Vergleich zum klassischen *Marching Cube* werden weniger Dreiecksvariationen erzeugt, wodurch sich der Rechenaufwand verringert. Allerdings verliert das Modell auch an Genauigkeit.

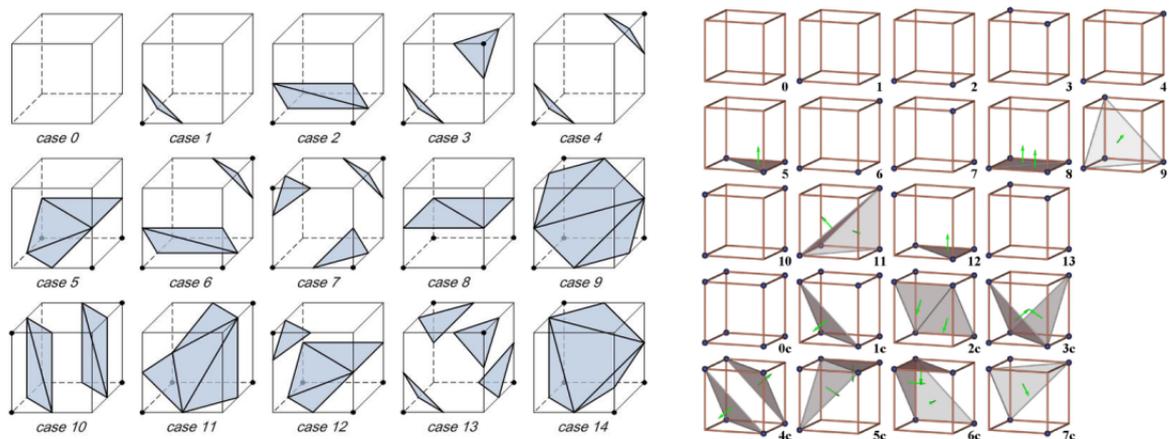


Abbildung 43: Vergleich *Marching Cube* und *Simplified Pattern Marching Cube*: Gegenüberstellung der Anzahl der Flächenvariationen des *Marching Cube*- und *Simplified Pattern Marching Cube*-Algorithmus: links: *Marching Cube* rechts: *Simplified Pattern Marching Cube* ²⁵.

Diese Methode gewinnt somit an Bedeutung, wenn große Datensätze modelliert werden sollen. Allerdings ist sie durch ihre geringe Genauigkeit nicht für die Visualisierung von detaillierten Kleinstrukturen geeignet. In der Zahnmedizin könnte somit die *Simplified Pattern Marching Cube* eine geeignete Methode zur Erzeugung von Schädel oder großen Knochenstrukturen aber nicht für die Modellierung von Einzelzähnen oder Implantaten eingesetzt werden.

6.5. Marching Tetrahedra

Ursprünglich war der *Marching Cube* Algorithmus durch ein Patent geschützt. Um dies zu umgehen, wurde nach alternativen Lösungsansätzen gesucht, die ähnliche Ergebnisse zeigen. Daraus entstanden die Marching-Tetrahedrons. Während die konventionelle *Marching Cube*-Technik mit kubischen Zellen arbeitet, werden beim *Marching-Tetrahedra*-Algorithmus Tetraederzellen eingesetzt. Ein Vorteil dieses Verfahrens ist, dass mehrdeutige Fälle vermieden werden. Zusätzlich besteht sogar die Möglichkeit, jede kubische Zelle in Tetraeder zu zerlegen, sodass der *Marching-Tetrahedra*-Algorithmus für beliebige Gittertypen (strukturiert und unstrukturiert) eingesetzt werden kann [57]. Bei den *Marching-Tetrahedra* wird der ursprüngliche Würfel des *Marching Cube*-Algorithmus in sechs Tetraeder aufgeteilt. Dafür wird jeder Würfel dreimal halbiert. Dabei teilen sich alle Tetraeder die Hauptdiagonale des Würfels. Statt zwölf Würfelkanten entstehen nun 19 Kanten (die ursprünglichen zwölf, sechs Flächendiagonale und die Hauptdiagonale).

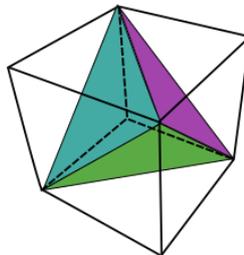


Abbildung 44: Unterteilung eines Würfels in Tetraeder für die *Marching-Tetrahedra*-Methode: blau eine mögliche Aufteilung.

Das weitere Verfahren erfolgt auf gleiche Weise, wie der konventionelle *Marching Cube*-Algorithmus. Ein Vorteil des Verfahrens ist, dass sich die Flächenvariationen auf drei Fälle reduziert werden können, wenn die Symmetrie beachtet wird [63]. Dadurch verkleinert sich auch die *Lookup Table*.

²⁵Long, Zhongjie & Nagamune, Kouki. (2015). A Marching Cubes Algorithm: Application for Three-dimensional Surface Reconstruction Based on Endoscope and Optical Fiber. *Information (Japan)*. 18. 1425-1437. und Long, Zhongjie, Kouki Nagamune. A marching cubes algorithm: application for three-dimensional surface reconstruction based on endoscope and optical fiber. *Information* 18.4 (2015): 1425-1437.

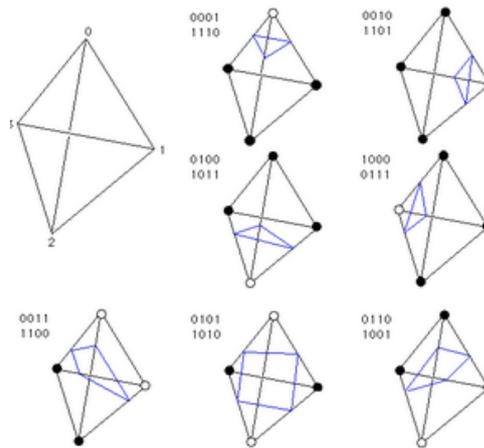


Abbildung 45: *Flächenvariationen der Marching-Tetrahedra:* Insgesamt bestehen beim Marching-Tetrahedra-Verfahren acht mögliche Flächenvariationen. Aufgrund der Symmetrie können diese auf drei reduziert werden ²⁶.

Im Vergleich zum klassischen *Marching Cube*-Algorithmus weißt die *Marching-Tetrahedra*-Methode eine unebenere Oberfläche auf (siehe **Abbildung 39**). Die Grundstruktur bleibt weiterhin erhalten, allerdings sind insbesondere an inhomogenen Strukturen starke Unterschiede zwischen den beiden Verfahren ersichtlich. Allgemein ist mit einem Schrumpfen oder der Vergrößerung des Objektes durch die verschiedenen Verfahren nicht zu rechnen. Ein wesentlicher Vorteil des Verfahrens ist, dass auch an ungeordneten Punktwolken, dreidimensionale Oberflächen erstellt werden können, sodass die Abtastpunkte nicht zwangsläufig auf einem gleichmäßigen Gitter angeordnet sein müssen. Weiterhin ist diese Methode im Vergleich zum *Marching Cube* weniger rechenintensiv. Aus diesem Grund kann der Marching-Tetrahedra-Algorithmus bei annähernd gleicher Darstellungsqualität eine Alternative bei großen Datensätze, wie Knochen- oder Schädelstrukturen darstellen.

6.6. Automatischer Iso-Wert

Der *Marching Cube*-Algorithmus basiert im Allgemeinen auf der Festlegung und Schätzung eines geeigneten Iso-Wertes. Dies wird meist durch den Nutzer intuitiv und interaktiv mit einem erhöhten Arbeitsaufwand durchgeführt. Aus diesem Grund sind Lösungen von Interesse, die eine automatische oder halbautomatische Festlegung der Iso-Werte ermöglicht. Das automatische Schwellwertverfahren wird eingesetzt, um Objekte vom Hintergrund zu extrahieren. Dabei stellt der Algorithmus von *Otsu* einen wichtigen Schritt des Verfahrens dar. Zunächst wird das vorhandene Histogramm in zwei Klassen unterteilt. Dabei wird versucht, die gewichtete Streuung ²⁷ der Werte zwischen den Klassen zu minimieren [64]. Das Verfahren nach *Otsu* dient zur optimalen Ermittlung eines Schwellwerts. Die Einträge des Histogramms werden als Wahrscheinlichkeiten einer diskreten Zufallsvariablen be-

²⁶Paul Bourke, Polygonising a scalar field, Mai 1994, <http://paulbourke.net/geometry/polygonise/>

²⁷Streuungsmaß, welches die Verteilung von Werten um den Mittelwert kennzeichnet.

geschrieben und derjenige Dichtewert wird bestimmt, für den sich das Histogramm am besten in zwei zusammenhängende Teile separieren lässt. Die zwei Klassen K_0 und K_1 (Hintergrund und Objekt) werden durch den Schwellwert t angegeben und deren Auftrittswahrscheinlichkeit wird berechnet durch:

$$K_0 : t \tag{25}$$

$$K_1 : P_1(t) = \sum_{g=t+1}^G P(g) = 1 - P_0(t)$$

$p(g)$ Auftrittswahrscheinlichkeit des Wertes g ($0 \leq g < G$)

G maximaler Dichtewert

Der Mittelwert der beiden Klassen wird als \bar{g}_0 und \bar{g}_1 festgelegt. Für die Berechnung der Varianzen ist der gesamte Mittelwert \bar{g} aller Dichtewerte im Volumen und die Mittelwerte der beiden Klassen \bar{g}_0 und \bar{g}_1 notwendig.

$$\sigma_0^2(t) = \sum_{g=0}^t (g - \bar{g}_0)^2 p(g) \tag{26}$$

$$\sigma_1^2(t) = \sum_{g=t+1}^G (g - \bar{g}_1)^2 p(g)$$

Damit eine eindeutige Trennung beider Klassen möglich ist, müssen die Varianzen zwischen den Klassen maximiert und innerhalb der Klassen minimiert werden [65].

$$\sigma_{zw}^2(t) = P_0(t) \cdot (\bar{g}_0 - \bar{g})^2 + P_1(t) \cdot (\bar{g}_1 - \bar{g})^2 \tag{27}$$

$$\sigma_{in}^2(t) = P_0(t) \cdot \sigma_0^2(t) + P_1(t) \cdot \sigma_1^2(t)$$

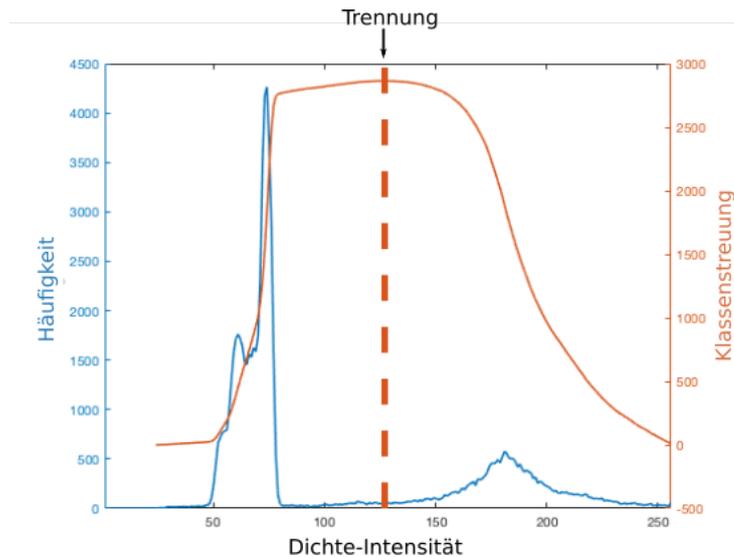


Abbildung 46: Veranschaulichung des Schwellwertverfahrens und Klassenbildung nach *Otsu*²⁸ in einem Dichtewert-Histogramm.

Ein Problem des Verfahrens ist, dass nicht einzelne Bilder betrachtet werden, sondern eine Reihe von Schnittbildern in die Auswertung einbezogen werden muss. Dabei kann für jeden Schnitt ein anderer Iso-Wert berechnet werden. Um den optimalen Iso-Wert zu erhalten, wird die Non-Uniformity measure (NU)²⁹ durchgeführt.

Der automatische Marching-Cubes-Algorithmus macht die Anwendung für den Nutzer einfacher, da die Auswahlprozesse reduziert werden.

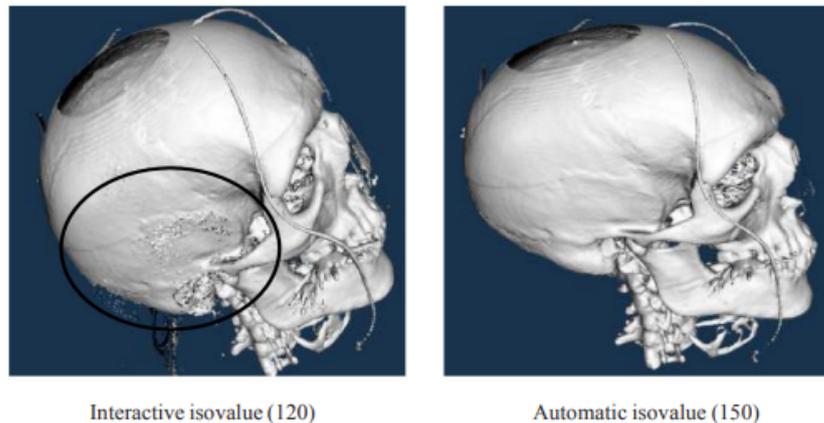


Abbildung 47: Modellierung mittels automatischen Iso-Wertes: An einem Beispieldatum wird der Iso-Wert manuell und automatisch festgelegt. Bei der manuellen Methode sind „schwebende Objekte“ (schwarz markiert) ersichtlich³⁰.

²⁸<https://blogs.mathworks.com/steve/2016/06/14/image-binarization-otsus-method/>

²⁹Non-Uniformity measure (NU): Maß aus der Summe der absoluten Werte, die aus der Abweichung um Mittelwert basieren (Summe der quadratische Abweichung)

³⁰Stein, Tobias. Institut für Medizinische Biometrie und Informatik.

In **Abbildung 47** ist zu erkennen, dass Bildartefakte, wie schwebende Objekte durch die automatische Ermittlung des Iso-Wertes reduziert werden können. Das liegt darin begründet, dass die manuelle Feinabstimmung des Schwellwertintervalls häufig arbeits- und zeitaufwändig ist und eine exakte Abstimmung selten möglich ist.

6.7. Segmentierung von Einzelzähnen aus CT-Bildern mittels Level-Set-Methode

Eine Schwierigkeit bei der Darstellung von Zahn- und Kiefermodellen ist, dass Zahnkonturen topologische Veränderungen aufweisen und sich in mehrere Äste aufteilen. Dadurch wird die Segmentierung von Zahnkronen und -wurzeln erschwert. Mit Hilfe der *Level-Set*-Methoden können allerdings Vereinfachungen erzielt werden. Das vorgestellte Verfahren ist hauptsächlich an CT-Schichtaufnahmen durchzuführen. Es beinhaltet Gradientenberechnungen, sowie eine *Single-Level-Set*-Methode und eine gekoppelte *Level-Set*-Methode [66].

1. Das Verfahren beginnt mit der Festlegung der Zahnkontur. Diese wird zunächst vom Anwender manuell durchgeführt. Dabei wird die Anfangskontur an einem Schnittbild außerhalb jedes Zahns festgelegt, wobei dieses nicht exakt durchgeführt werden muss.
2. Im Allgemeinen weisen die Zähne sehr uneinheitliche Intensitäten auf. Ein Beispiel dafür ist das Zahninnere, in dem sich die Pulpakammer befindet. Außerdem sollten sehr nahe aneinander liegende Zähne eindeutig unterschieden werden. Um dies zu ermöglichen wird eine Gradientenberechnung durchgeführt.

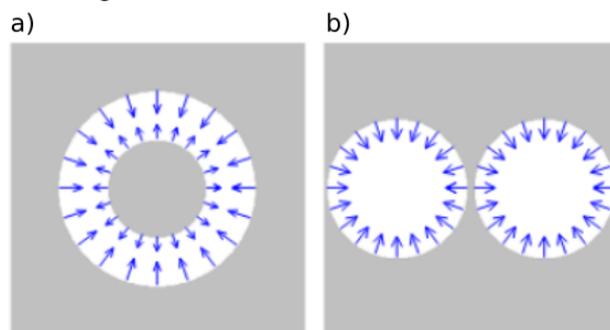


Abbildung 48: Gradientendarstellung von Zahnstrukturen

a) Gradientenrichtung für Strukturen mit einem Loch in der Mitte

b) Gradientenrichtung von zwei benachbarten Strukturen ³¹

³¹Gao, H., & Chae, O. (2010). Individual tooth segmentation from CT images using level set method with shape and intensity prior. *Pattern Recognition*, 43(7), 2406–2417. doi:10.1016/j.patcog.2010.01.010

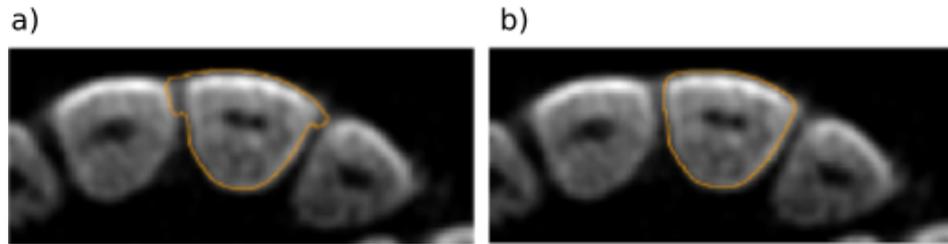


Abbildung 49: Segmentierung eines Einzelzahns an einem Schnittbild eines Beispielvolumens³⁴

a) ohne Gradientenberechnung

b) mit Gradientenberechnung

Abbildung 49 verdeutlicht die Ergebnisse der Segmentierung durch das *Level-Set*-Verfahren mit und der ohne Gradientenberechnung. Es ist ersichtlich, dass einzelne Zahnstrukturen deutlicher und korrekter voneinander getrennt werden können.

3. In einigen Bildabschnitten können die Zähne optisch deutlich voneinander getrennt werden. An diesen Bereichen kann die einfache *Level-Set*-Methode angewandt werden. Das *Single-Level-Set*-Verfahren wird zur Wurzelsegmentierung verwendet. Mit dessen Hilfe können auch Wurzelverzweigungen erstellt werden. Schließlich wird eine zweite *Level-Set*-Funktion zur Kronensegmentierung eingeführt. Dadurch können auch benachbarte Zahnstrukturen eindeutig voneinander unterschieden werden. Bei einer einzelnen *Level-Set*-Funktion kann es durchaus vorkommen, dass sich berührende Objekte als eine einzige Struktur interpretiert werden. Um die benachbarte Zähne eindeutig zu trennen, müssen diese durch unterschiedliche *Level-Set*-Funktionen definiert werden.

6.8. Glättung und Bearbeitung von Polygonoberflächen

Für die umfassende Operationsplanung ist in einigen Fällen eine physische Realisierung der digitalen Oberflächenmodelle notwendig. Dies erfolgt zum Beispiel durch additive oder spanende Verfahren. Dabei erleichtert eine homogene, glatte Oberflächenstruktur die Fertigung erheblich oder macht diese erst möglich. Im Rahmen der Behandlungs- oder Operationsplanung erleichtert eine geglättete Struktur die Arbeit am Oberflächenmodell erheblich. Dabei ist jedoch stets zu beachten, dass die Richtigkeit der Oberfläche erhalten bleibt.

6.8.1. Laplace-Glättungsalgorithmus

Der Laplace-Filter ist einer der einfachsten Glättungsalgorithmen, der auf jedes Polygon angewandt werden kann. Der Laplace-Filter durchläuft alle Oberflächenscheitelpunkte und verschiebt dabei jeden Scheitelpunkt des Oberflächensegmentes in das Zentrum der topologischen Nachbarn. Dadurch nutzt der Algorithmus die Positionsinformationen der Schei-

telpunkte der Nachbarpolygone, um eine neue Position des Knotenpunktes zu berechnen.

$$p' = p + \frac{\lambda}{n} \sum_{i=0}^{n-1} (q_i - p) \quad (28)$$

Der Laplace-Filter ist somit abhängig von der Position des ursprünglichen Knotens p , der Position des Nachbarknotens q_i und der Anzahl angrenzender Nachbar-Polygone n . Da der Algorithmus ein starkes Schrumpfen des Oberflächenmodells hervorruft, wird ein zusätzlicher Gewichtungsfaktor λ eingeführt. Er beeinflusst die neue Position des Scheitelpunktes und die endgültige Darstellungsqualität. Im Allgemeinen wird λ als eine kleine, positive Zahl angegeben. Ist diese jedoch zu klein, sind mehr Wiederholungen für die erforderliche Glättung notwendig. Wenn $\lambda = 0$, dann wird der Knotenpunkt nicht bewegt, da der zweite Term der Berechnung **28** wegfallen würde. Ist der Faktor $\lambda = 1$, dann wird der Knoten ganz in Richtung des Mittelwertes verschoben. Idealerweise sollte $0 < \lambda < 1$ gewählt werden [67] [68].

6.8.2. Mittelwert-Filter und Median-Filter

Die Glättung durch den Mittelwert- und Median-Filter erfolgt auf etwas andere Art und Weise, als der Laplace-Filter.

Beim Mittelwert-Filter wird die Flächennormale der einzelnen Polygone geglättet. Anschließend wird die Knotenposition an diese Veränderung angepasst. Die neue Flächennormale ist der Mittelwert der angrenzenden Flächennormalen, gewichtet nach dem Flächeninhalt. Anschließend wird die Knotenposition der jeweiligen Polygone neu an die benachbarten Flächen angepasst. Auch dieses Verfahren verringert den Rauscheffekt [69]. Die Flächennormale $m(T)$ wird berechnet durch:

$$m(T) = \frac{1}{\sum A(S)} \sum_{S \in N(T)} A(S)n(S) \quad (29)$$

$A(S)$ der jeweilige Flächeninhalt des zu T angrenzenden Dreiecks

$n(S)$ die Flächen-Normalen

T bezeichnet das aktuelle Dreieck – also das Dreieck, dessen Flächen-Normale modifiziert wird

S bezeichnet ein zu T angrenzendes Dreieck

die Menge $N(T)$ sind alle benachbarten Dreiecke von T

Die neu berechnete Position p' des Knotens P wird berechnet durch:

$$p' = p + \frac{1}{\sum A(S)} \sum A(T) v(T) \quad (30)$$

$$v(T) = \left[\vec{PC} \cdot m(T) \right] m(T)$$

Dabei ist C der Mittelpunkt des Dreiecks T . Der Unterschied des Median-Filters zum Mittelwert-Filter besteht darin, dass keine neuen Flächennormale berechnet werden. Stattdessen wird die aktuelle Normale durch eine der benachbarten Normale der anliegenden Polygone ersetzt. Dafür muss eine geeignete, anliegende Fläche gewählt werden. Dies ist abhängig vom Winkel zwischen der aktuellen und der benachbarten Flächennormale. Dieser Winkel wird als Median-Winkel bezeichnet und wird als neue Flächennormale eingesetzt. Die Ermittlung der neuen Knotenpositionen erfolgt wie beim Mittelwert-Filter. Neben der Vorteile des Mittelwert-Filters unterstützt der Median-Filter die Rekonstruktion von scharfen Kanten [69].

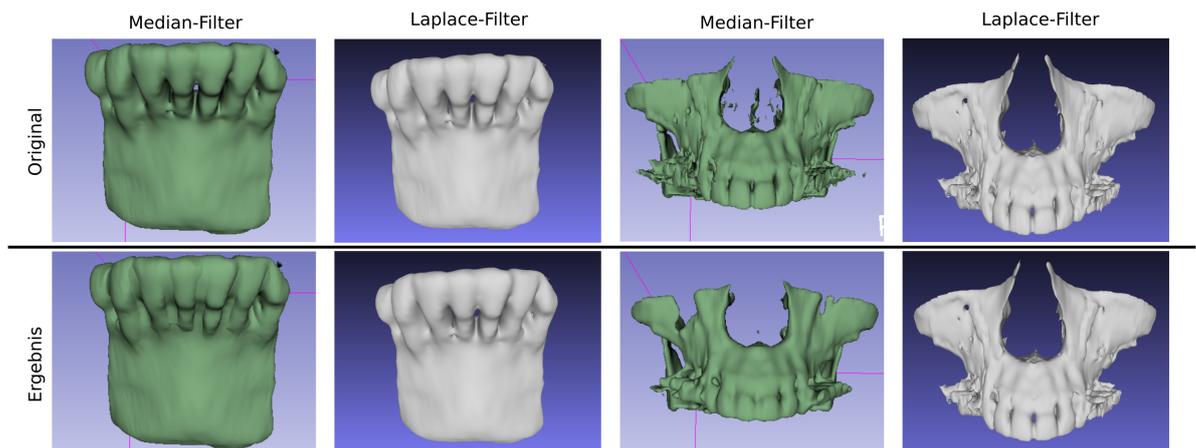


Abbildung 50: Vergleich Laplace- und Median-Filterung: Die Laplace- und Median-Filterung wurde durch den 3D Slicer (Median-Filter) und *MeshLab* (Laplace-Filter) durchgeführt und gegenüber gestellt.

Laplace-Durchgänge: 3

Median-Kernelgröße: 9x9x3

Bei beiden Verfahren werden einzelne, nicht zusammenhängende Fehler-Objekte entfernt. Weiterhin sind beide Methoden von individuellen Parametern, wie die Anzahl der Filter-Durchgänge abhängig. Ein weiterer Nachteil von Glättungsalgorithmen ist, dass bei mehrfacher Durchführung mit einem signifikanten Schrumpfen des Volumens zu rechnen ist, sodass patientenindividuelle, physiologische Informationen verloren gehen. Dies kann die Richtigkeit des Datensatzes beeinflussen.



Abbildung 51: Schrumpfeffekt mit Laplace-Filterung: Dabei nimmt der Effekt bei mehrfacher Wiederholung stark zu.
rot: Markierung der Dimensionsänderung

7. Software-Pakete für das Direct Volume Rendering

Im Folgenden werden verschiedene Softwareprodukte vorgestellt, die bereits erläuterte Rendering Techniken unterstützen. Die Analyse verschiedener Softwareprodukte gibt Auskunft über den aktuellen Stand der Technik. Dabei wird ersichtlich, welche Funktionen und Methoden zum jetzigen Zeitpunkt bereits in der Praxis eingesetzt werden. In der digitalen Zahnmedizin sind vorrangig Prozesse von Interesse, welche die Darstellung von Zahnstrukturen, Kieferknochen und Gewebe im Rachenbereich unterstützen. Durch die zahlreichen Einsatzbereiche müssen die technisch implementierten Methoden vielfältig einsetzbar sein. Beim Einsatz der Visualisierungsmethoden muss darauf geachtet werden, dass bei der Verarbeitung der Volumendaten keine medizinisch, relevanten Informationen verloren gehen. Das beinhaltet auch, dass es zu keiner ungewollten Verzerrung, Skalierung oder Auslöschung von Daten kommen darf. Ziel ist, dass stets die medizinische Richtigkeit der Daten erhalten bleibt. Weiterhin sollten die Methoden keine zu große Rechenleistung fordern, da dies die effektive Arbeitsweise des Anwenders durch zu lange Rechenzeit beeinflussen kann. Außerdem wird dadurch die Einsatzfähigkeit begrenzt, da vorrangig sehr leistungsstarke Systeme gefordert werden.

Einige konventionelle Verfahren bestehen bereits seit den Anfängen der digitalen Bildverarbeitung. Viele Methoden wurden durch neuere Techniken ersetzt, die Artefakte minimieren, eine realistischere Darstellung erzeugen oder den Rechenaufwand reduzieren. In der Software-Recherche wurde ein besonderes Augenmerk auf aktuelle Methoden des *Direct Volume Rendering* gelegt.

Folgende Softwareprodukte wurden in die Softwarerecherche einbezogen.

- *OnyxCeph* 3.2.185
- *Voreen* 5.2.0
- *3D Slicer* 4.10
- *MeVisLab* 3.4.3
- *Imaris* (Testversion)

7.1. OnyxCeph

OnyxCeph von Image Instruments GmbH ist ein lizenziertes Softwareprodukt in der zahnmedizinischen Bildgebung für kieferorthopädische Anwendungen. Die Software wurde für die bildgestützte Diagnostik, digitale Behandlungsplanung und Archivierung patientenbezogener Daten entwickelt. Es ist als Medizinprodukt zertifiziert und wird weltweit in Praxen, Kliniken oder Dentallaboren eingesetzt. *OnyxCeph* ist für das WindowsTM-Betriebssystem entwickelt. Die Stärken des Programms liegen in der Analyse, Segmentierung und Registrierung von digitalen Modellen des gesamten Kiefers oder dessen Teilabschnitte. Außerdem können Behandlungsziele geplant werden, was die Positionierung von Brackets oder Implantaten beinhaltet. Die Daten für die digitale Kieferorthopädie stammen aus dreidimensionalen Aufnahmen der CT- oder MRT-Untersuchungen und des Intraoral Scans. Außerdem kann die Planung durch zweidimensionale Bilddaten für Kontroll- oder Zwischenbefunde ergänzt werden.

Die Objektdatensätze liegen für den Anwender immer als Oberflächenmodell vor. Dies gilt auch für importierte, volumetrische Daten. Allerdings sind die voxelbasierten Volumendaten immer im Hintergrund abgelegt und können bei Bedarf mittels des Renderers betrachtet werden. Dies ist besonders im Rahmen der Behandlungsplanung notwendig, bei der häufig nicht nur eine bestimmte Struktur, sondern der gesamte Datensatz ausschlaggebend für Behandlungsentscheidungen ist. Der Volumenrenderer dient somit auch zur Kontrolle der Behandlungsschritte, um die Behandlung selbst für den Patienten risikoarm zu planen. Neben dem *Ray Casting* bietet der Volumenrenderer die Möglichkeit 1D Transferfunktionen und die *Maximum Intensity Projection* anzuwenden und anzupassen.



Abbildung 52: *OnyxCeph*: Anwendung des „Volume Renderer“ am Beispieldatensatz mit farblicher Festlegung der Knochen- und Zahnstrukturen durch einer Transferfunktion.

7.2. Voreen

Voreen (Volume rendering engine) ³² ist ein vielfältig einsetzbares Open Source Softwaretool³³, welches von der Westfälische Wilhelms-Universität Münster für das Volumenrendering entwickelt wurde. Anders, als die meisten anderen Programme in diesem Bereich, ist *Voreen* nicht durch eine intuitive, grafische Benutzeroberfläche gekennzeichnet, sondern stellt ein Open Source Framework dar. Die eigentliche Idee hinter *Voreen* ist, gemeinsame Workflows und Projekte zwischen Entwicklern, Informatikern und Forschern zu erstellen und zu testen. Die Rendering-Abläufe sind durch modulare Einheiten gekennzeichnet, die vom Anwender zu Netzwerken kombiniert werden. Die Einheiten beschreiben jeweils einzelne Aufgaben zur Visualisierung. Das Programm bietet einige Beispiel-Templates an, welche die Funktionalität einzelner Prozesseinheiten veranschaulichen. Mit Hilfe einer angepassten Form des Beispiel-Workspaces „Rendering Large Volume“ (siehe: Anhang A.1) konnte insbesondere die *1D Gaussian Color Map* näher untersucht werden [70].

Mit Hilfe der *1D Gaussian Transfer Function* können komplizierte Übertragungsfunktionen mit weniger Arbeitsaufwand definiert werden.

Die Gauß-Transferfunktion unterscheidet sich von anderen stückweise-linearen Übertragungsfunktionen auch in der Interaktion. Schließlich werden beide Methoden in die gleiche Repräsentation verwandelt. Bei *Voreen* stellt dies eine Lookup-Tabelle mit 256 Einträgen dar. Dadurch kann theoretisch jede Transferfunktion, die mittels des Gauß-Modells definiert ist, auch mit einer stückweisen-linearen Funktion dargestellt werden. Dies erfordert jedoch mehr Arbeitsaufwand zur Anpassung. Die Gauß-Funktion kann an komplizierteren Volumen eingesetzt werden, bei denen interessante Bereiche durch unterschiedliche Dichtewerte gekennzeichnet sind und somit verschiedene Opazitäten zugeordnet werden müssen. Die unterschiedlichen Intensitätsbereiche können mittels der Gauß'schen Glockenkurve eindeutig erfasst werden. In der Zahnmedizin könnte dieses Verfahren bei Behandlungsplanungen im Rachenbereich Anwendung finden, wenn sowohl Rachenstrukturen, als auch harte Knochenstrukturen im Rahmen der Behandlungsplanung eindeutig identifiziert werden müssen. Weiterhin könnte dieses Verfahren bei der Erkennung von Tumorerkrankungen genutzt werden, da dabei Darstellungen von besonders hoher Qualität notwendig sind und meist mehrere Volumendatensätze kombiniert werden.

³²<https://www.uni-muenster.de/Voreen/>

³³<https://github.com/bilgili/Voreen>

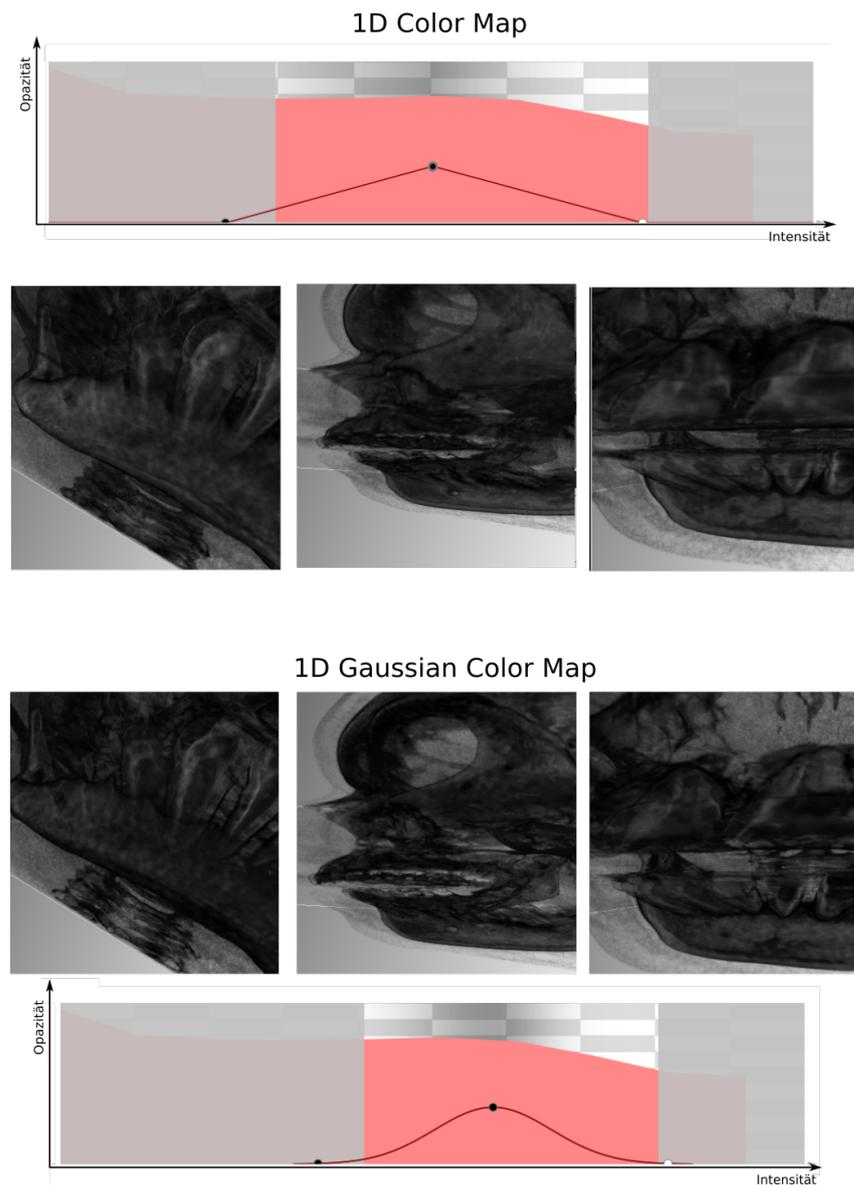


Abbildung 53: Gegenüberstellung der Volumendarstellung mit einer linearen Transferfunktion (oben) und der *1D Gaussian Transfer Function* (unten).

Zur Untersuchung der *1D Gaussian Transfer Function* wurde ein Beispieldatum mit Hilfe der eindimensionalen Übertragungsfunktion angepasst. Anschließend wurde eine ähnliche Transferfunktion durch die Gauß-Glocke erstellt, um die Wirkung dieser Übertragungsfunktion zu veranschaulichen. Der Unterschied zwischen der linearen Übertragungsfunktion und der Gauß-Glocke ist an den Zahnstrukturen zu erkennen. Mit Hilfe der *Gaussian Color Maps* werden Bereiche um die Zähne aufgehellt.

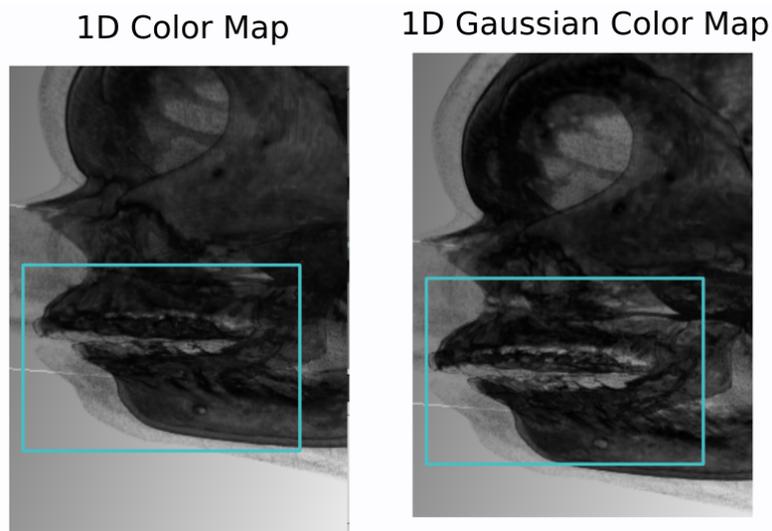


Abbildung 54: Vergleich der 1D Übertragungsfunktion und des *Gaussian Color Mapping*: Links wird ein gerendertes Volumen mittels einer eindimensionalen Transferfunktion dargestellt. Rechts wird das Ergebnis mittels *Gaussian Color Maps* visualisiert. Dabei sind interessante Bereiche blau markiert.

Allgemein erscheinen die Volumen, die mit Hilfe der Gauß-Glocke angepasst wurden kontrastreicher. Wie in **Abbildung 55** veranschaulicht, werden Strukturgrenzen ersichtlicher.

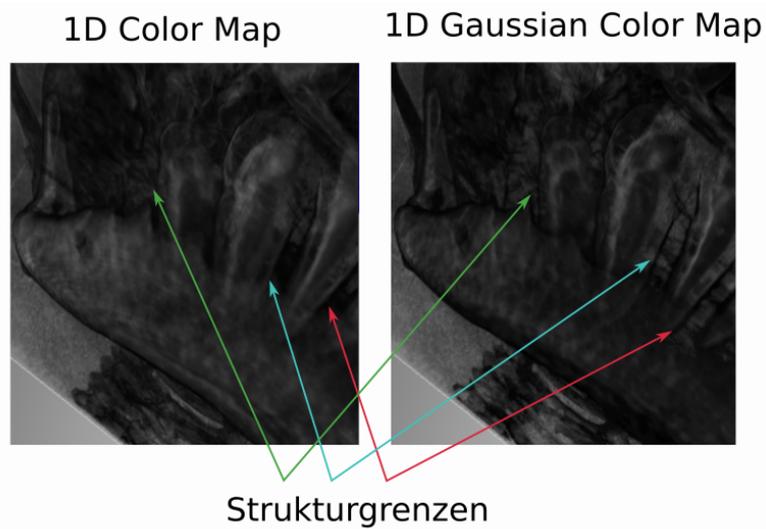


Abbildung 55: Vergleich signifikanter Strukturen (veranschaulicht durch farbige Pfeile) am gleichen Volumen mit und ohne *1D Gaussian Color Maps*.

7.3. Imaris

*Imaris*³⁴ ist eine lizenzierte Bildanalyse-Software für Mikroskopiebilder und wird vorrangig in der Biologie eingesetzt. Es wurde von Oxford Instruments entwickelt und unterstützt Funktionen zur Segmentierung, des 3D- und 4D-Rendering, der Formerkennung in der Elektronenmikroskopie und Animation. Obwohl *Imaris* hauptsächlich für die Anwendung in der Mikroskopie entwickelt wurde, enthält es vereinzelt Funktionen, die auf die Kieferorthopädie übertragen werden könnten. So bietet es die Möglichkeit, Distanzabschätzungen im Volumen zu vereinfachen. Mit *Imaris* können Abstände zwischen zwei beliebig definierten Messpunkten ermittelt werden. Dies wird durch das Modul „MeasurementPro“ ermöglicht. Der Nutzer setzt einen Messpunkt an die Cursorposition. Die Tiefe des Punktes wird jedoch durch die intensivsten Voxel bestimmt. Das bedeutet, dass die Messpunkte automatisch an das Voxel gesetzt wird, welches die höchste Opazität entlang eines Strahls durch das Volumen aufweist. Diese Methode vereinfacht die Messung für den Anwender erheblich, da Distanzmessungen nicht nur in der Betrachtungsebene, sondern auf einfache Art und Weise durch das gesamte Volumen möglich sind [71].

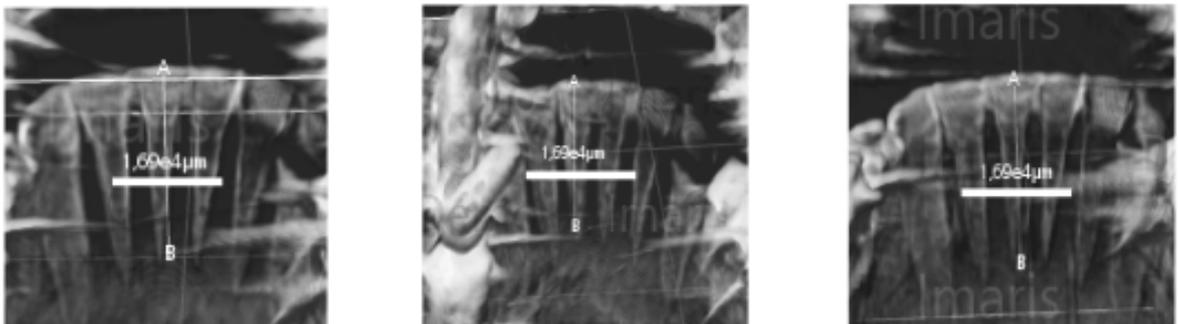


Abbildung 56: Distanzabschätzung mit *Imaris*: Durchgeführt wurde eine Vermessung eines Einzelzahns an Volumendaten der Zahnmedizin mittels des *MeasurementPro*-Moduls. Zusätzlich wurden Abbildungen aus verschiedenen Richtungen angefertigt.

In der Zahnmedizin könnte diese Methode zur Bestimmung von Implantatabständen genutzt werden. Der Nutzer hat auch während der weiteren Verarbeitung die Möglichkeit, das Volumen beliebig zu drehen, ohne, dass die Messung verfälscht wird. Allerdings muss die Übertragungsfunktion für die Anwendung ausreichend gut angepasst werden, sonst besteht die Gefahr, eine Distanz zwischen zwei Punkten mit signifikanten Opazitätsunterschiede zu ermitteln. Ein Nachteil dieser Methode ist, dass sie keine Mehrdeutigkeiten zulässt. Liegen zwei Punkte mit gleicher Opazität auf dem Strahl, so kann es zu fehlerhaften Distanzberechnungen kommen.

³⁴<https://imaris.oxinst.com/>

7.4. 3D Slicer

Ein bekannteres und mächtigeres Software-Produkt, welches frei zugänglich und Open Source ³⁵ ist, stellt der *3D Slicer*³⁶ dar. Er wurde für die Volumendarstellung von medizinischen Daten entwickelt. Die Software unterstützt sowohl Funktionen des direkten Volumenrenderings aus Daten der bildgebenden Verfahren, als auch der Oberflächendarstellung. So können Registrierungs- Segmentierungs, Rendering- und Modellierungsaufgaben mittels des *3D Slicer* gelöst werden. Im Bereich des *Direct Volume Rendering* bietet das Programm verschiedene *Ray Casting* Techniken und Visualisierungsmethoden an. Außerdem werden *Shader*-Einstellungen angeboten, die realistische Abbildungen von Volumendaten liefern.

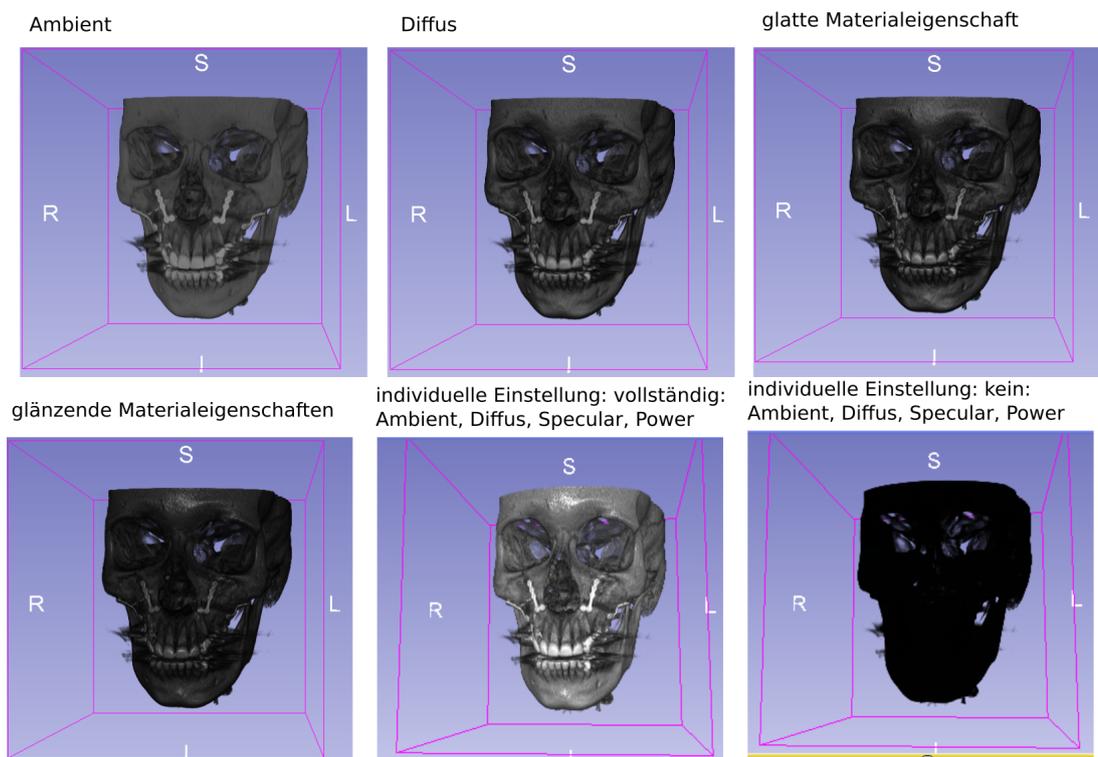


Abbildung 57: *3D Slicer*: Shading Voreinstellungen: Anwendung verschiedener *Shader*-Einstellungen zur Analyse ihrer Auswirkungen. Die *Shader*-Einstellungen wurden ohne manuelle Veränderung der Transferfunktion oder des Blickwinkels durchgeführt.

Der „Volume Renderer“ ermöglicht die Anpassung der Übertragungsfunktion und bietet verschiedene Voreinstellungen, um Knochen, Weichteilgewebe oder Fett zu visualisieren. Dadurch wird die Handhabung des Programms für den Nutzer wesentlich vereinfacht. Beim gradientenbasierten *Shading* werden dem Nutzer einige Voreinstellungen für eine einfachere Anwendung vorgeschlagen. So kann zwischen einer diffusen, ambienten oder

³⁵<https://github.com/Slicer/Slicer>

³⁶<https://www.slicer.org/>

spiegelnden Reflexion gewählt werden [72]. Die Voreinstellungen beziehen sich dabei auf die hervorzuhebenden Materialeigenschaften. Individuelle Einstellungen sind zusätzlich möglich. Diese dienen zur Visualisierung von metallischen oder dichten Objekten. Dabei lassen sich beispielsweise Implantate oder Zahnstrukturen analysieren. **Abbildung 58** zeigt ausgewählte Bereiche des Volumens, die Unterschiede zwischen den glatten und diffusen Visualisierungen veranschaulichen. Bei der diffusen Beleuchtung gehen strukturelle Informationen von Implantaten oder Zahnkronen verloren, allerdings können deren Formen und Positionen veranschaulicht werden.

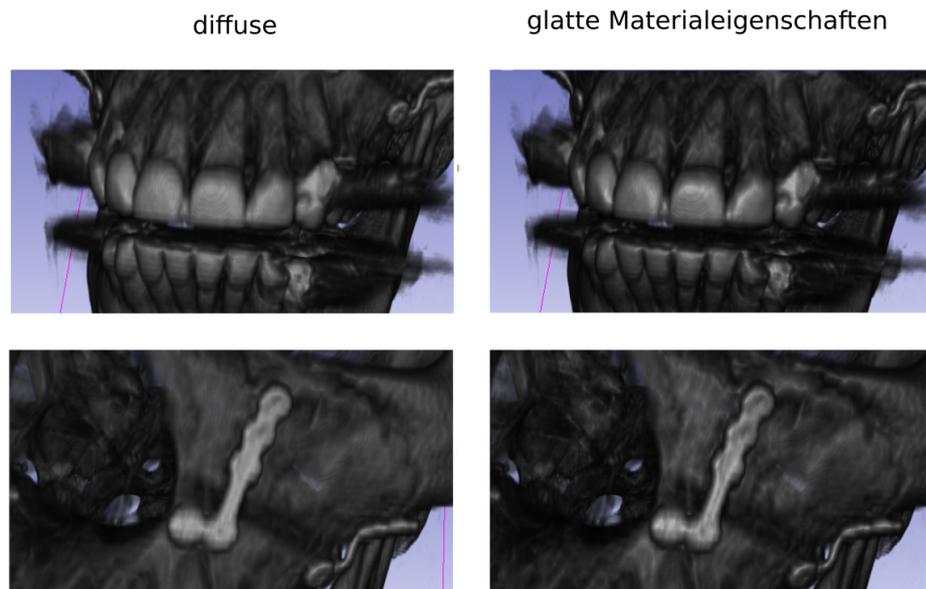


Abbildung 58: Vergleich einer diffusen Beleuchtung und Beleuchtung glatter Materialien an signifikanten Bereichen des Volumens.

Bei der Einstellung der *Shader*-Eigenschaften ist darauf zu achten, dass zusätzliche Reflexionen in der endgültigen Darstellung auftreten. Diese sind beispielsweise an glatten Strukturen, wie Zähnen oder im Stirnbereich ersichtlich. **Abbildung 59** zeigt einen Ausschnitt des Beispieldvolumens in verschiedenen Ausrichtungen. Dabei ist besonders ersichtlich, dass das Volumen nicht gleichmäßig durch eine Lichtquelle beleuchtet wird. Bei Drehung des Volumens werden andere Bereiche beleuchtet. Diese weisen Reflexionen auf.

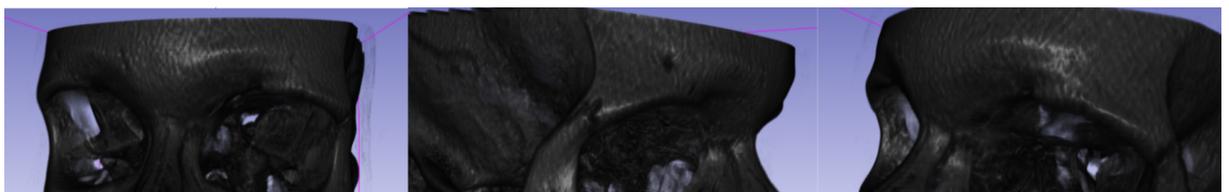


Abbildung 59: Visualisierung der reflektierenden Effekte: Durch drehen des Volumens sind reflektierende Effekte ersichtlich.

Eine *Shader*-Voreinstellung, bei der sowohl der ambiente, diffuse und reflektierende Anteil maximal oder minimal festgelegt ist, bietet der *3D Slicer* nicht an. Dies liegt daran, dass die Darstellung ohne einen Lichtanteil keine medizinisch relevanten Informationen liefert. Allerdings kann durch eine maximale Einstellung durchaus eine realistische Visualisierung ermöglicht werden, die Informationen über anatomische Gegebenheiten und Position von Implantaten liefert.

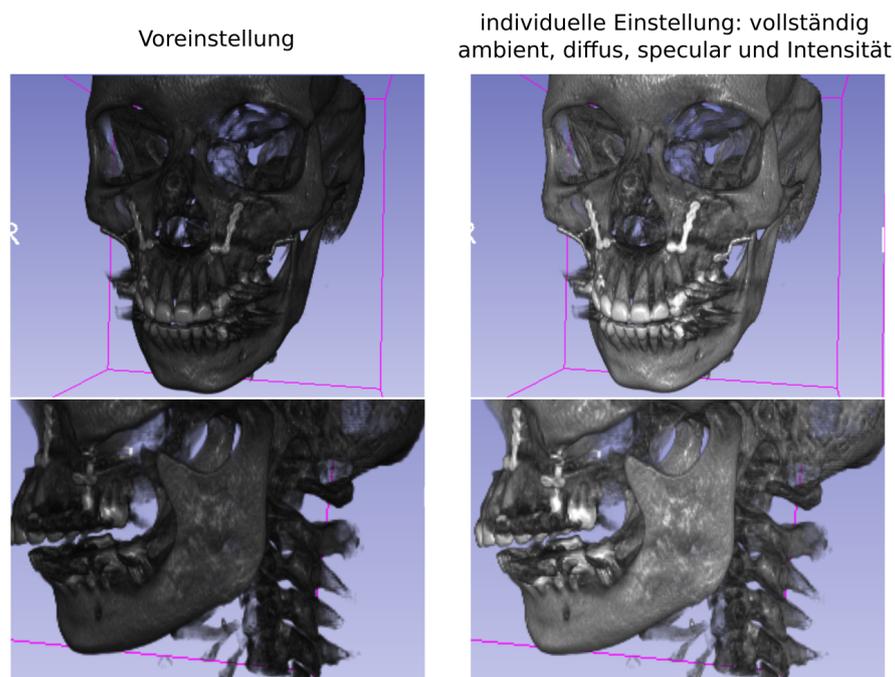


Abbildung 60: Anwendung individueller *Shader*-Einstellung mit maximalen Einstellungsparametern und Gegenüberstellung dieser mit der Voreinstellung.

Ähnlich, wie in der ambienten Beleuchtung können auch hier Zahnstrukturen und Implantate in ihrer Position und Anordnung analysiert werden. Außerdem werden auch Bereiche ersichtlich, die sich im Volumen weiter hinten befinden, wodurch der realistische Eindruck erhöht wird (ersichtlich an der Halswirbelsäule).

Unter dem Modul *Volume Properties* bietet der *3D Slicer* verschiedene Interpolationstechniken an. So kann zwischen der linearen Interpolation und weiteren Methoden, wie der *Window-sinc-Funktion* gewählt werden. Bei der Anwendung ist zu erkennen, dass die Darstellung leicht aufgehellt wird. **Abbildung 61** veranschaulicht einige interessante Bereiche, in denen ein optischer Unterschied zwischen der linearen Interpolation und der *Window-sinc-Funktion* ersichtlich ist. Dabei wurden sowohl die Projektionsebene, als auch weitere Schattierungseffekte nicht verändert. Es ist erkennbar, dass Strukturgrenzen am Weichgewebe ersichtlicher sind, als bei der klassischen linearen Interpolation. Dies tritt besonders im hinteren Mundbereich oder am Kinn auf.

Visuelle Unterschiede an Knochenstrukturen sind kaum zu erkennen, sodass diese Methode keine verbesserte Darstellungen für die detailliertere Bewertung der Kieferknochen oder Zahnpositionen liefert. Allerdings kann dieses Verfahren die Größen- und Lagebestimmungen von Weichgewebe verbessern, da diese optisch etwas hervorgehoben und aufgehellt werden.

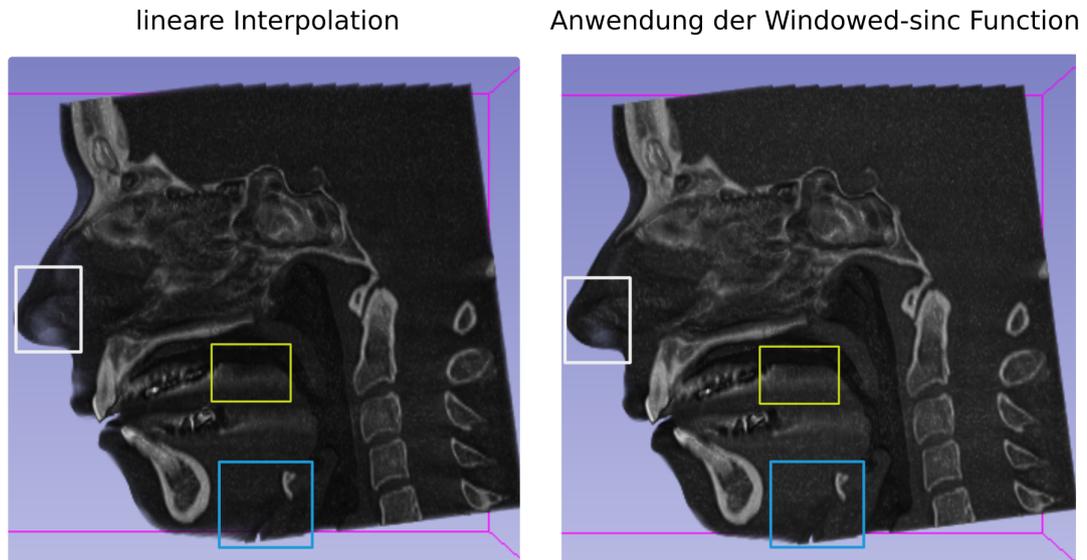


Abbildung 61: Markierung signifikanter Bereiche bei Veränderung der Interpolationsmethode von der linearen Interpolation zur *Window-sinc-Interpolation*.

Allerdings wurde diese Methode als wesentlich rechenintensiver vorgestellt, als die konventionelle *Nearest Neighbor Interpolation*. Dies liegt vorrangig an der Komplexität der Berechnung.

Wie in Funktion 5 und 3.2.2 ersichtlich ist, setzt die *Window-sinc-Funktion* durch die Sinus-Eigenschaft eine aufwendigere Berechnung voraus. Aufgrund der erhöhten Rechenzeit und des -aufwands ist der Einsatz dieser Funktion nur auf leistungsstarken Rechnern limitiert. Wird die *Window-sinc-Funktion* auf leistungsschwachen Rechnern benutzt, kann sich die Rechenzeit erheblich erhöhen.

7.5. MeVisLab

*MeVisLab*³⁷ von MeVis Medical Solutions AG ist ein modulares Framework, welches ähnlich, wie *Voreen* aufgebaut ist. Die Inhalte der einzelnen Module werden dem Anwender zur Verfügung gestellt³⁸ und können für eigene Projekte genutzt werden. Die Schwerpunkte des Software-Produktes liegen auf der medizinischen Bildgebung, sodass es ausschließlich für diese Anwendung entwickelt wurde. Mit Hilfe von Datenflussnetzwerken kann der Nutzer neue Algorithmen zur Volumenvisualisierung entwickeln und testen.

Für das *Direct Volume Rendering* bietet *MeVisLab* Beispiel-Frameworks an. In dieser Arbeit wurde auf das Beispiel „SoGVRVolumeRenderer“ (vom Giga Voxel Renderer, siehe Anhang: A.2.1) zurückgegriffen. An ihm konnten notwendige Veränderungen durchgeführt werden,

um relevante Funktionen des Renderings aufzeigen zu können.

Der Giga Voxel Renderer (GVR) ist ein Volumen-Renderer, der hochwertige 3D- und 4D-Darstellungen liefert. Er wird von dem Modul „SoGVRVolumeRenderer“ gesteuert und durch Erweiterungsmodule ergänzt. Dadurch kann das Rendering an die individuellen Anwendungen angepasst werden. Es unterstützt unter anderem *Shading*-Verfahren, die *Sobel*-Gradientenabschätzung und verschiedene Visualisierungsmethoden (MIP, MIDA). Weiterhin kann unter dem Modul „SoGVRRayCastSettings“ das *Ray Casting* angewendet werden. Als Visualisierungsmethoden stehen vorrangig die MIP und MIDA zur Verfügung.

Insbesondere die MIDA kann die Darstellung des Volumens auf einer zweidimensionalen Ebene verbessern, da dadurch die Tiefenwahrnehmung im Vergleich zum klassischen MIP wesentlich verstärkt wird. Dadurch können Strukturen, die sich weiter hinten im Volumen befinden, räumlich eindeutiger eingeordnet werden. Dies ist ein wesentlicher Vorteil zum klassischen MIP, bei der relevante Bereiche (zum Beispiel Knochenstrukturen) durch Zähne überdeckt werden können. Allerdings ist die Bildqualität im Vergleich zum direkten Volumen Rendering etwas geringer, sodass unter Umständen das *Direct Volume Rendering* detailliertere Aussagen über die Struktureigenschaften geben kann. Dies ist im Beispieldatensatz der **Abbildung 62** insbesondere an den Implantaten ersichtlich. Während beim direkten Volumen-Rendering auch Oberflächenstrukturen erkennbar sind, entfallen diese bei der MIDA häufig.

³⁷<https://www.mevislab.de/>

³⁸<https://mevislabdownloads.mevis.de/docs/current/MeVisLab/Resources/Documentation/Publish/SDK/MeVisLabManual/index.html>

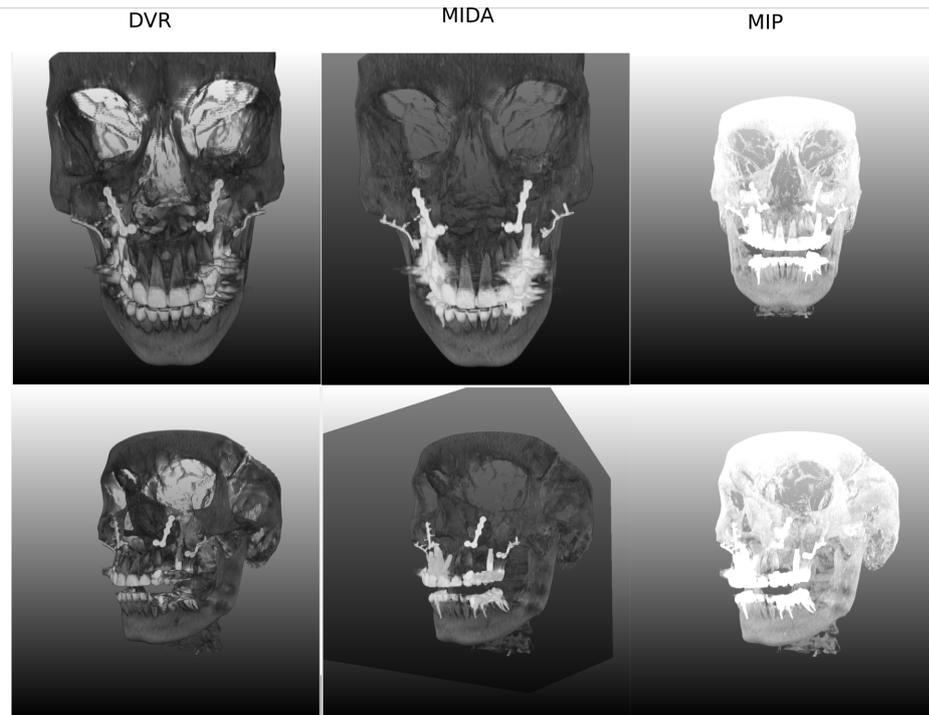


Abbildung 62: Anwendung von MIP und MIDA an einem Beispieldatensatz: Das *Direct Volume Rendering*, die *Maximum Intensity Difference Accumulation* und *Maximum Intensity Projection* werden miteinander verglichen. Dafür wurde das Volumen gedreht und die Transferfunktion nicht verändert.

Für eine detailliertere Darstellung und Identifizierung von Kanten wird bei *MeVisLab* eine Gradientenannäherung durchgeführt, die auf dem „Sobel3D-Filter“ basiert.

MeVisLab bietet die Möglichkeit, mit Hilfe des *Sobel*-Filters Grenzflächen im Volumen darzustellen. Dadurch können Gewebegrenzen von Weichgewebe und Knochen voneinander unterschieden werden. Für diese Methode muss zunächst eine Transferfunktion festgelegt werden, bei der die Intensität und Gradientengröße berücksichtigt wird. *MeVisLab* kann im Modul „Sobel3D-Filter“ auch die Gradientenstärke (**Abbildung 63**) berechnen.

Gradientenschätzung

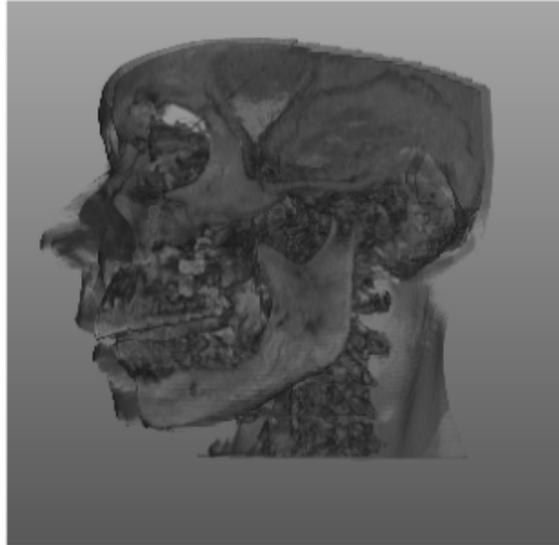


Abbildung 63: Gradientendarstellung für den *Sobel*-Operator.

MeVisLab bietet auch eine Methode zur Erzeugung von realistischen Darstellungen mit Beleuchtungseffekten.

Unter dem Modul „GVRDeepShadowMapping“ werden Schatten durch *Deep Shadow Maps* für das direkte Volumen-Rendering erzeugt.

Um das Modul „GVRDeepShadowMapping“ näher zu untersuchen, wurde der Beispiel-Workflow „GVRDeepShadowMappingExample“ (siehe Anhang: A.2.2) genutzt, der einen DICOM-Datensatz importiert und *Direct Volume Rendering* im Zusammenhang mit der *Shader*-Funktion durchführt. Für die Bewertung des *Deep Shadow Mapping* wurde die Transferfunktion für eine aussagekräftige Darstellung an den Beispieldatensatz angepasst. Anschließend konnte die eigentliche *Deep Shadow Mapping* durchgeführt werden [73] [74]. Dabei wurde die Transferfunktion nicht verändert und weitere Schattierungseffekte nicht nachträglich hinzugefügt.

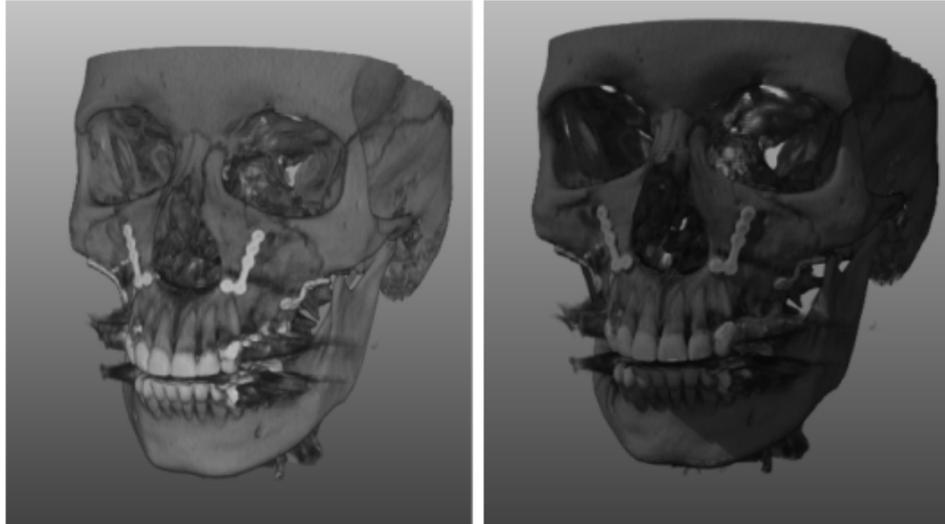


Abbildung 64: *Deep Shadow Maps* in *MeVisLab*: Veranschaulicht wurde die Auswirkung der Beleuchtungsmethode *Deep Shadow Maps* mittels des Moduls „GVR-DeepShadowMapping“ an einem Volumen aus der Zahnmedizin.
links: *Direct Volume Rendering*
rechts: mit *Deep Shadow Maps*

In **Abbildung 64** ist ersichtlich, dass Implantate und Zahnstrukturen optisch besonders stark in den Vordergrund treten. Dies ermöglicht die Abschätzung der Zahn- und Implantatposition und deren Größe. Die Visualisierung durch das *Deep Shadow Mapping* erscheint homogener. Insgesamt verdunkelt sich das Volumen, aber die dreidimensionale, realistische Darstellung bleibt erhalten. Bei manuellen Drehungen des Volumens passt sich die Schattenerzeugung scheinbar an die aktuellen Gegebenheiten an, sodass der Anwender die Möglichkeit hat, durch Drehen des Volumens, auch teilweise verdeckte oder im schatten-liegende Strukturen besser zu analysieren.

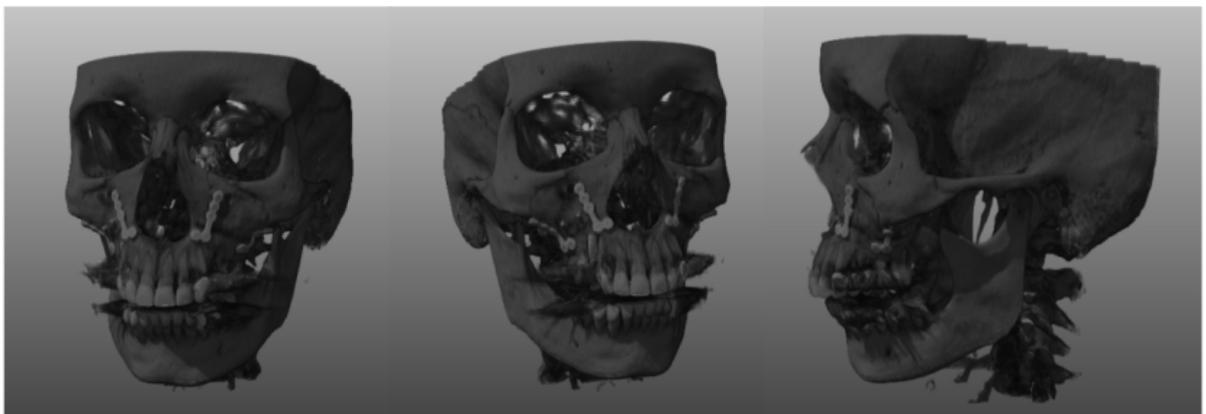


Abbildung 65: Änderung des Blickwinkels auf ein mit *Deep Shadow Mapping* erzeugten Volumen.

8. Software-Pakete für das Indirect Volume Rendering

Um den aktuellen Stand der Technik im Bereich des indirekten Volumen-Rendings zu analysieren, werden im Folgenden die Funktionen verschiedener Software-Produkte untersucht. Ein besonderes Augenmerk wurde dabei auf die Objektextraktion, sowie Glättungsverfahren und Oberflächenrekonstruktion gelegt.

Auch bei der Erstellung von Oberflächenmodellen aus volumetrischen Datensätzen muss immer die Richtigkeit des Objekts erhalten bleiben. Medizinisch relevante Strukturen dürfen nicht durch vordefinierte Bearbeitungsschritte signifikant verändert werden. Außerdem sollten die Methoden interaktiv durch den Nutzer angewendet werden, damit eine ständige Kontrolle der Darstellung möglich ist oder besonders relevante Bereiche markiert und separat bearbeitet werden können.

Wie im *Direct Volume Rendering* sollte auch im indirekten Volumen-Rending der Rechenaufwand einzelner Prozesse gering gehalten werden.

Die Software-Produkte:

- *OnyxCeph* 3.2.185
- *3D Slicer* 4.10 und 5.0.3
- *Blender* 2.82
- *MeshLab* v2020.03

unterstützen vielfältige Methoden zur Erstellung und Bearbeitung von Oberflächenmodellen und geben somit einen umfangreichen Überblick über aktuelle Möglichkeiten im *Indirect Volume Rendering*. Aus diesem Grund werden die Verfahren der aufgeführten Programme im Folgenden näher erläutert und untersucht. Alle Verfahren werden an einem Beispiel-CT-Datensatz aus der Kieferorthopädie durchgeführt. Allerdings bieten nicht alle Programme die Möglichkeit, Oberflächen aus Voxel-Datensätze zu extrahieren. Deshalb wurde aus dem Beispiel-Datensatz mittels des *3D Slicers* der Unter- und Oberkiefer extrahiert und als stl-Datei konvertiert.

8.1. OnyxCeph

Für die digitale Behandlungsplanung wird in *OnyxCeph* vorrangig das *Indirect Volume Rendering* verwendet. An Zahn- und Kiefermodellen können einzelne Operationsschritte geplant oder simuliert werden. Auch bei diagnostischen Fragestellungen arbeitet der Nutzer mit Oberflächenmodellen. Die Daten stammen dabei meist aus CT- oder CBCT-Untersuchungen [75]. An ihnen wird das indirekte Volumen-Rending durchgeführt. Dabei erfolgt die Extraktion durch das *Iso-Surface-Rendering*. Anschließend wird der *Marching Cube*-Algorithmus angewandt, um geschlossene polygonale Flächen zu erstellen. Einer der ersten Schritte zur Verarbeitung der Voxeldatensätze besteht in der Erstellung der Iso-Fläche. Die Einstellung des Iso-Wertes wird vom Nutzer manuell durchgeführt. Für die vereinfachte Anwendbarkeit arbeitet weiterhin im Hintergrund ein Reparaturalgorithmus zur Entfernung von ungültigen Geometrien und Glättung des Objektes.

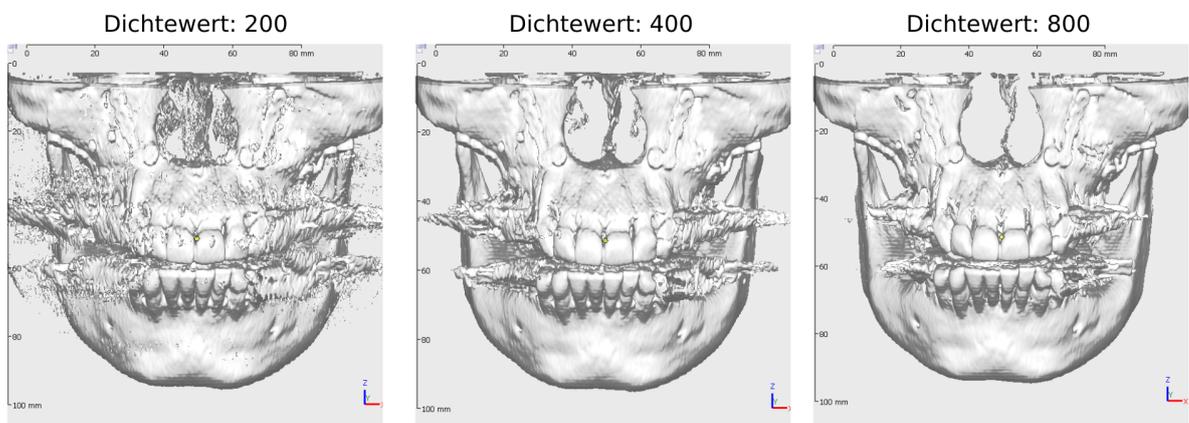


Abbildung 66: Variation der Threshold-Einstellungen in *OnyxCeph* an einem Beispielvolumen aus der Zahnmedizin.

Einzigartig bei *OnyxCeph* ist, dass auch lokale Iso-Werte an einem Volumen definiert werden können. Dadurch wird auch der Einflussbereich eines Iso-Wertes individuell festgelegt. Mit Hilfe dieser Funktion besteht die Möglichkeit, einzelne, interessante Bereiche besonders hervorzuheben. So können auch separate Implantat- oder Zahnwurzelstrukturen untersucht werden.

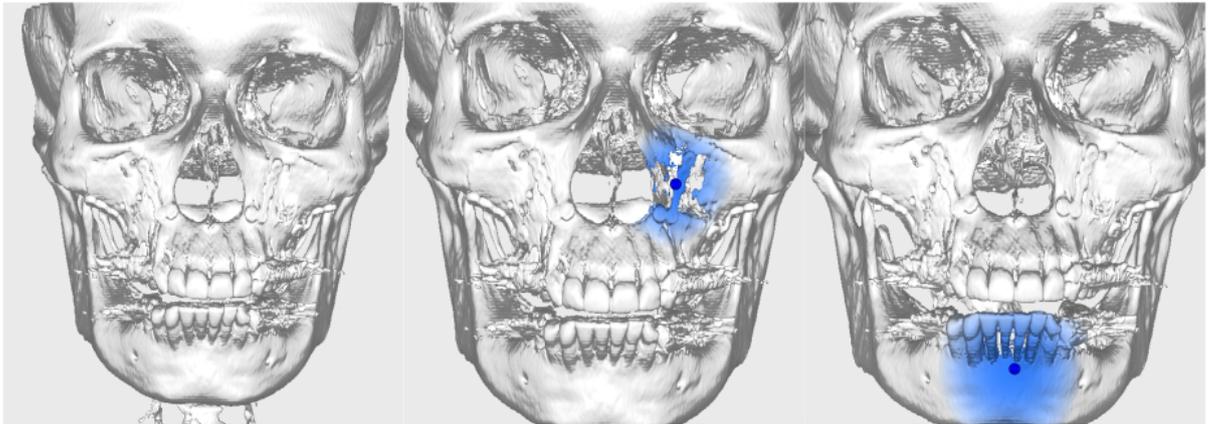


Abbildung 67: Lokale Threshold-Einstellung: Interessante Bereiche wurden an einem Modell gewählt, um lokal einen Schwellwert festzulegen.

Für fast alle Arbeitsschritte am Kiefer ist eine vollständige Darstellung aller Strukturen notwendig. Dies beinhaltet auch, dass Einzelzähne erkannt, und Zahnwurzeln modelliert werden. Um einen vollständigen Eindruck der Anatomie zu erhalten, müssen somit auch innere Wurzelstrukturen erstellt werden, obwohl diese beim Intraoral Scan oder der Oberflächenmodellierung aus CT-Datensätzen nicht berücksichtigt werden. Dadurch ist eine Initialisierung und Segmentierung der Einzelzähne sowie eine digitale Wurzelmodellierung am Kiefermodell notwendig. Bei *OnyxCeph* besteht die Möglichkeit, eine manuelle Korrektur der modellierten, synthetischen Zahnwurzeln durchzuführen. Da für diesen Prozess sowohl die Oberflächendaten des Intraoral Scans, als auch die Volumendaten der CT-Aufnahme notwendig sind, muss zunächst eine genaue Registrierung beider Volumen durchgeführt werden. Anschließend erfolgt die Zahnsegmentierung am Kiefermodell, bevor die eigentliche Wurzelvervollständigung möglich ist. Die Erstellung synthetischer Zahnwurzeln steht im engen Zusammenhang mit den Voxel-Volumendaten. Die dort enthaltenen Volumeninformationen (wie Dichtewert oder Dichteänderung) dienen als Grundlage der Wurzelanpassung. Nach der Aufpolsterung kann eine manuelle Korrektur der Zahnwurzeln vorgenommen werden. Dies beinhaltet das Zuschneiden oder Erweitern einzelner Bereiche.

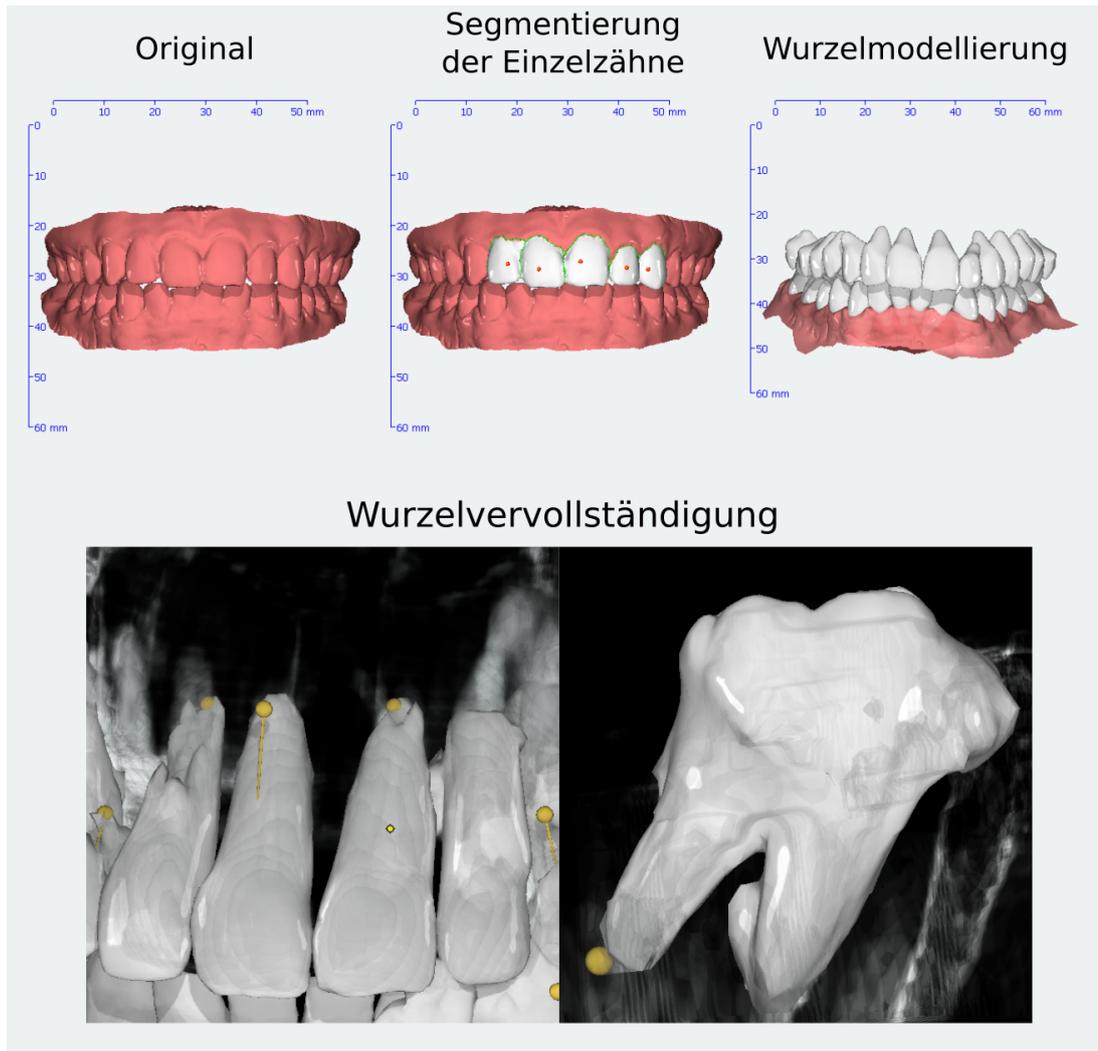


Abbildung 68: Wurzelvervollständigung in *OnyxCeph*: Oben wird die Modellierung von synthetischen Wurzeln an einem Modell dargestellt. Unten wird die manuelle Wurzelvervollständigung für eine realistische Zahnmodellierung vorgestellt.

OnyxCeph bietet ein Werkzeug zur Glättung von Oberflächenbereichen an, die vom Anwender frei gewählt werden können, sodass die Glättung nur lokal durchgeführt wird. Dadurch werden andere, signifikante Bereiche mit wichtigen, strukturellen Informationen nicht vom Algorithmus beeinträchtigt. Eine typische Eigenschaft von Glättungsalgorithmen ist, dass sie das gesamte Volumen schrumpfen. Je nachdem, wie oft das Verfahren angewandt wird, tritt dieser Effekt stärker auf.

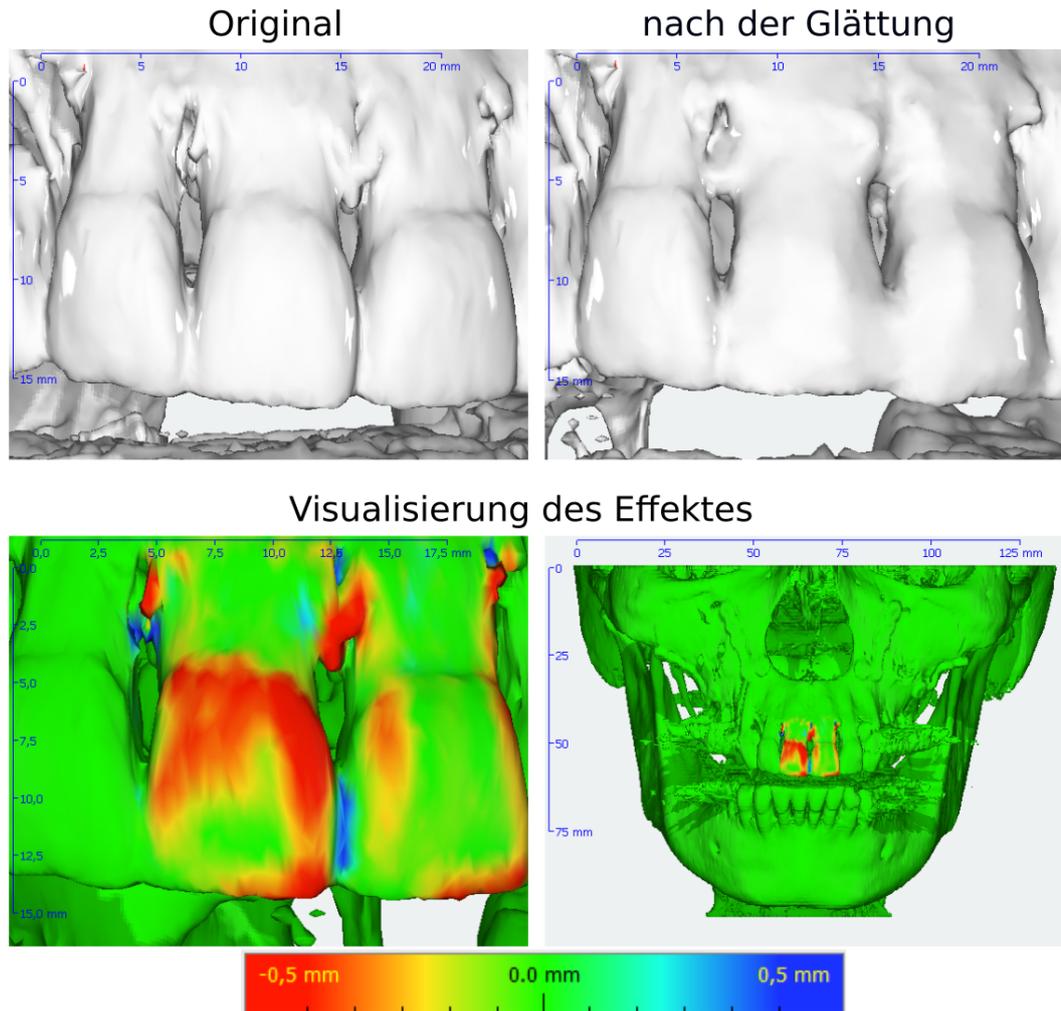


Abbildung 69: Visualisierung des Schrumpfeffektes nach einer Glättung:
 oben: Darstellung der Originalstruktur und geglätteten Zahnstruktur
 unten: Visualisierung des Schrumpfeffektes (rot) am Referenzmodell.

8.2. 3D Slicer

Neben dem direkten Volumen-Rending unterstützt der *3D Slicer* auch die Oberflächenextraktion. Dabei können polygonale Flächen mittels des Moduls „Segment Editor“ aus volumetrischen Datensätzen durch das *Iso-Surface Rendering* extrahiert werden. Weiterhin bietet es verschiedene Möglichkeiten, diese Oberflächen zu bearbeiten. Beim *3D Slicer* werden die Modelle durch Dreiecksflächen erstellt. Weiterhin wird der *Marching Cube*- Algorithmus unterstützt.

8.2.1. Threshold

Der wichtigste Arbeitsschritt für die Erstellung einer Objektoberfläche stellt die Festlegung des Schwellwertes für das *Iso-Surface Rendering* dar [76]. An diesen extrahierten Oberflächen können anschließend weitere Bearbeitungsschritte durchgeführt werden.

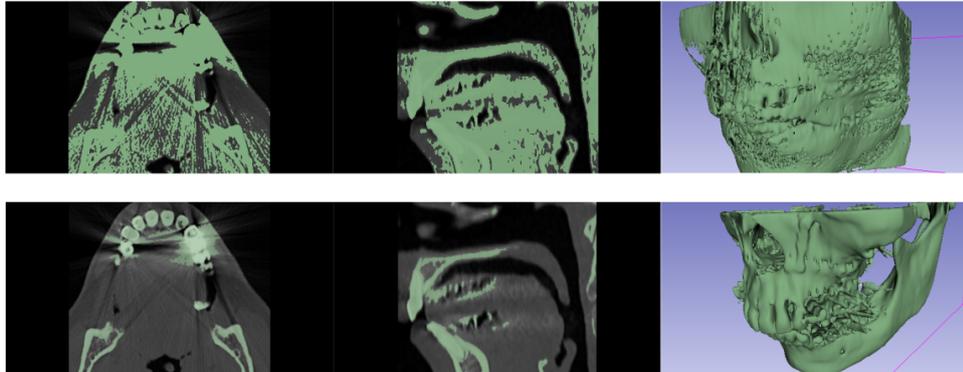


Abbildung 70: Manuelle Threshold-Einstellungen mit *3D Slicer*: unterschiedliche Schwellwerteeinstellungen (oben und unten) für die Oberflächenextraktion.

Aus diesem Grund muss die Segmentierung mit hoher Sorgfalt durchgeführt werden, da dies das endgültige Ergebnis maßgeblich beeinflusst. Wichtig bei dem Extrahieren mittels des manuellen Schwellwertverfahrens ist, dass innere Strukturen eines Volumenbereiches nicht identifizierbar sind. Wird der Schwellwertbereich zu großzügig gewählt, werden zum Beispiel bei CT-Datensätze Knochenstrukturen oder relevante Implantate durch oberflächliche Strukturen (wie Haut) im Modell verdeckt (siehe **Abbildung 70**, oben). Innere Strukturen können im Nachgang nicht am Oberflächenmodell extrahiert werden.

8.2.2. Smoothing

Der Median-Filter verursacht starke Veränderungen an inhomogenen Strukturen. So ist zu erkennen, dass Implantate nach der Filterung kaum zu identifizieren sind. Weiterhin wirkt sich die Glättung an den Zahnbereichen aus. Einzelzähne verschmelzen und Zahnhäse werden stark deformiert. Oberflächenstrukturen in homogenen Bereichen bleiben allerdings weiterhin vorhanden. So sind Einkerbungen oder Risse an Knochenstrukturen (zum Beispiel am Kinnbereich) auch nach der Bearbeitung erkennbar.

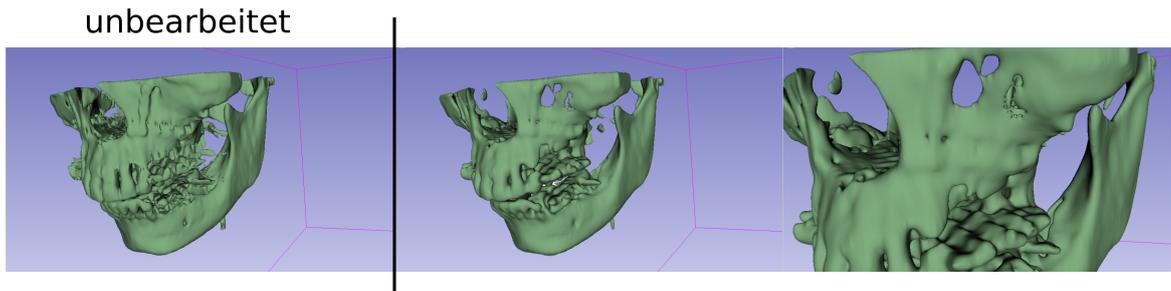


Abbildung 71: Anwendung des Median-Filters mit dem *3D Slicer*: An einem Kiefermodell wurde der Median-Filter (Kernel-Größe: 9x9x3) durchgeführt und mit dem unbearbeiteten Volumen verglichen.

8.2.3. Grow from Seeds

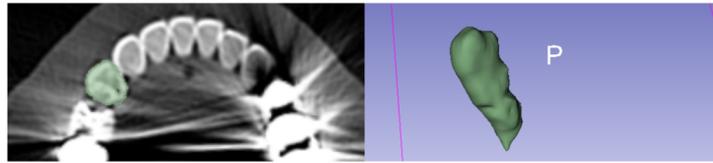
Das *Grow from Seeds*-Verfahren bietet eine einfache Möglichkeit, um Objekte in einem Volumen zu extrahieren. In der Regel muss der Nutzer zwei Volumenstrukturen wählen, die extrahiert werden sollen. Um eine vollständige Segmentierung beider Objekte zu erhalten, müssen keine aufwändigen Verarbeitungsschritte manuell durchgeführt werden. Allgemein kennzeichnet der Nutzer nur das Objekt selbst und umliegende Bereiche. Dieses Verfahren wird meist an Teilbereichen einzelner Schnittbilder durchgeführt. Um die Technik auf Volumen anwenden zu können, müssen die Parameter des Algorithmus auf die weiteren Schnittbilder übertragen werden, sodass eine automatische Berechnung möglich ist. Die Methode geht von markierten Anfangskeimen aus, die solange wachsen, bis eine vollständige Segmentierung erreicht ist.

Für ein zweidimensionales Bild wird die Nachbarschaft eines Pixels auf den Dichtewert und Farbwert überprüft. Anschließend wird der Farbunterschied (von 0 bis 1) für jeden Nachbarn berechnet. Ist der Unterschied (die Differenz), multipliziert mit der Dichte des Nachbarn größer, als die des Zentrums, dann wird der Nachbar markiert. Außerdem erhält es den gleichen Farb- und Dichtewert, wie das Zentrum.

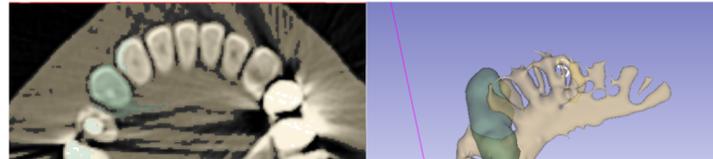
Dieser Schritt wird so oft wiederholt, bis keine Änderung mehr auftritt. Ein Nachteil des Algorithmus ist, dass die notwendige Rechenzeit proportional zur Bildgröße multipliziert mit der Anzahl der Durchläufe ist, sodass es bei großen Volumen zu einem wesentlich erhöhten Rechenaufwand kommen kann.

Beim *3D Slicer* erfolgt das Verfahren durch eine manuelle Segmentierung der relevanten Struktur mittels des *Iso-Surface Rendering*. Anschließend muss eine zweite Struktur festgelegt werden, welche die umliegenden Bereiche definiert. Schließlich erfolgt die endgültige Segmentierung durch das *Grow from Seeds*-Verfahren automatisch [77] [78] [79].

Segmentierung der ersten Struktur



Markierung der zweiten Struktur



Grow from Seeds

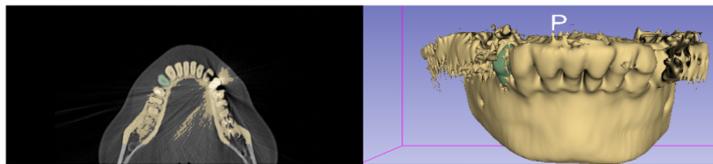
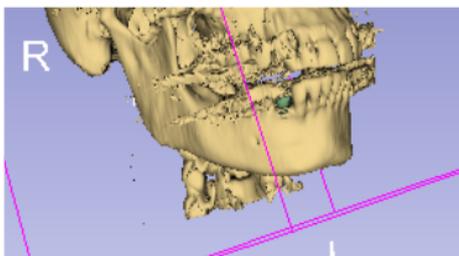


Abbildung 72: *Grow from Seeds* beim *3D Slicer*: Einzelne Segmentierungsschritte beim *Grow from Seeds* Algorithmus mit Segmentierung einer Einzelstruktur, Markierung der zweiten Struktur und dem endgültigen Algorithmus.

Allgemein vereinfacht diese Methode die Arbeit am Volumen, da auch einzelne Strukturen oder Teilbereiche extrahiert werden können. In der digitalen Behandlungsplanung könnte dies insbesondere in der Segmentierung von Einzelzähnen mit Wurzelstrukturen Anwendung finden. Dabei können sowohl umliegende Objekte, als auch die interessante Struktur selbst modelliert werden.

Die Qualität des gerenderten Modells mittels des *Grow from Seeds* unterscheidet sich kaum von der konventionellen Threshold-Festlegung, da beide Verfahren auf dem gleichen Grundprinzip basieren. Aus diesem Grund bietet dieses Verfahren eine einfache Alternative, die eine ausreichende Qualität liefert.

manuelles Threshold-Verfahren



Grow from Seeds

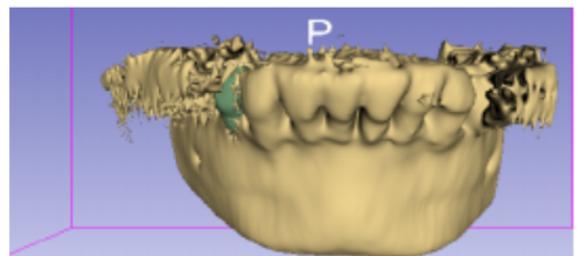


Abbildung 73: Vergleich des manuellen Schwellwertverfahrens mit *Grow from Seeds*.

8.3. Blender

Blender ist ein mächtiges Open-Source Softwaretool der Blender Foundation³⁹, welches hauptsächlich für die Erstellung von dreidimensionalen Modellen entwickelt wurde [80]. Es kann für Anwendungen in der Medizin, Kunst, Grafikanimation oder Technik eingesetzt werden.

Subdivision

Der Modifikator „Subdivision Surface“ wird verwendet, um die polygonalen Flächen zu verfeinern und damit ein glatteres Aussehen des Modells zu ermöglichen. Bei *Blender* kann zwischen der *Catmull-Clark* oder einfachen *Subdivision* gewählt werden.

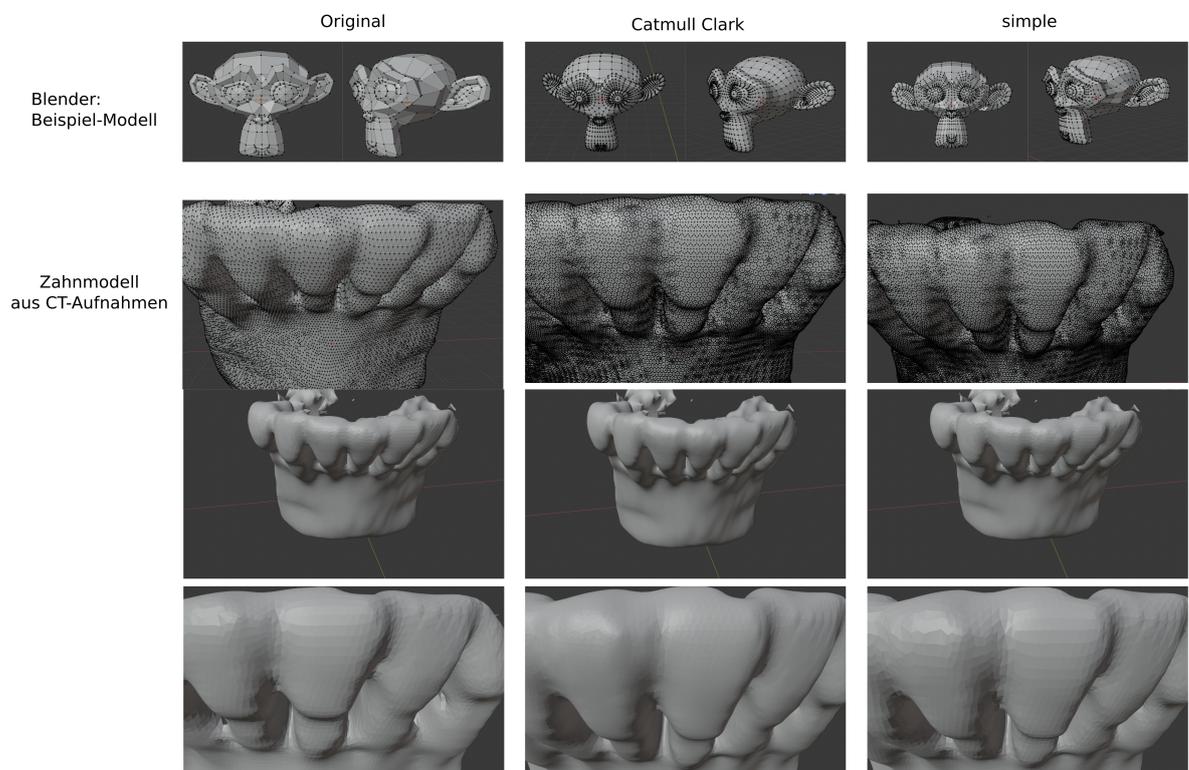


Abbildung 74: *Blender*-Anwendung: *Catmull-Clark* und *simple*: An einem Beispiel-Modell von *Blender* und einem Teilbereich eines Kiefermodells wurden verschiedene *Subdivision*-Methoden durchgeführt und mit dem unbearbeiteten Modell verglichen. Als *Subdivision*-Methode wurde die *Catmull-Clark* -Methode und eine einfache Unterteilung der polygonalen Netze gewählt.

Im Gegensatz zur einfachen *Subdivision* verleiht der *Catmull Clark*- Ansatz eine homogenere Oberflächenstruktur. Kanten werden abgerundet und weichgezeichnet. Dadurch erscheinen sie realistischer.

³⁹<https://www.blender.org/>

8.4. MeshLab

*MeshLab*⁴⁰ ist eine Entwicklung vom *Institute of Information Science and Technologies* und verfügt über Module zur Bearbeitung von dreidimensionalen, polygonalen Netzen. Die Open-Source Software wird hauptsächlich in der Vorbereitung der 3D-Modelle auf den 3D-Druck eingesetzt. *MeshLab* bietet Werkzeuge zur Konvertierung, Reparatur, Prüfung und Ergänzung von Oberflächenmodellen.

8.4.1. Subdivision

Im Unterschied zu den bereits vorgestellten Software-Produkten, bietet *MeshLab* eine Unterteilung des polygonalen Netzes mittels der *4-8 Subdivision* an [81].

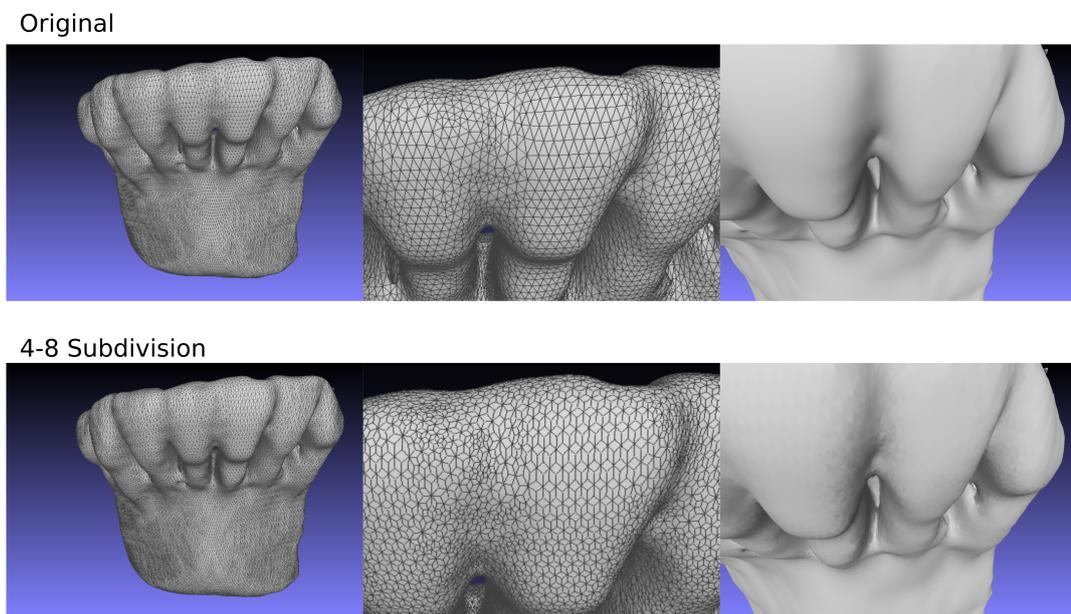


Abbildung 75: *MeshLab: 4-8 Subdivision:* Ein bearbeitetes Oberflächenmodell wurde dem Original gegenüber gestellt.

Im Vergleich zum unbearbeiteten Modell verursacht die *Subdivision*-Methode eine unebene Oberflächenerscheinung. Allgemein können mit Hilfe von *Subdivision*-Methoden gekrümmte Flächen, wie sie in der Zahnmedizin überwiegend als Zahn- Knochen- oder Implantatoberflächen zu finden sind, realistischer dargestellt werden. Dadurch ist eine Annäherung an die Originalstruktur möglich.

⁴⁰<https://www.meshlab.net/>

8.4.2. Quadric Edge Collapse

In einigen Fällen bietet sich eine Reduzierung der polygonalen Flächen an. In *MeshLab* kann dafür das *Quadric Edge Collapse* verwendet werden. Dafür wird vom Nutzer manuell eine Qualitätsschwelle zwischen null und eins festgelegt. Dieser Schwellwert beeinflusst die Vereinfachung und somit die Abweichung zur ursprünglichen Form. Dadurch stellt sie das Verhältnis zwischen Genauigkeit und Komplexität der Oberfläche dar. Das Input-Oberflächennetz wird bei dem Verfahren in größere Dreiecksflächen vereinfacht. Das Modul hat einen besonderen Einfluss auf ebene Bereiche. Allgemein werden beim *Quadric Edge Collapse* Polygon-Kanten zusammengefügt und eine neue Position für den Scheitelpunkt festgelegt. Dabei sollten die Netzgrenzen nicht beeinflusst werden. Das bedeutet, dass freiliegende Kanten des Netzes unverändert bleiben.

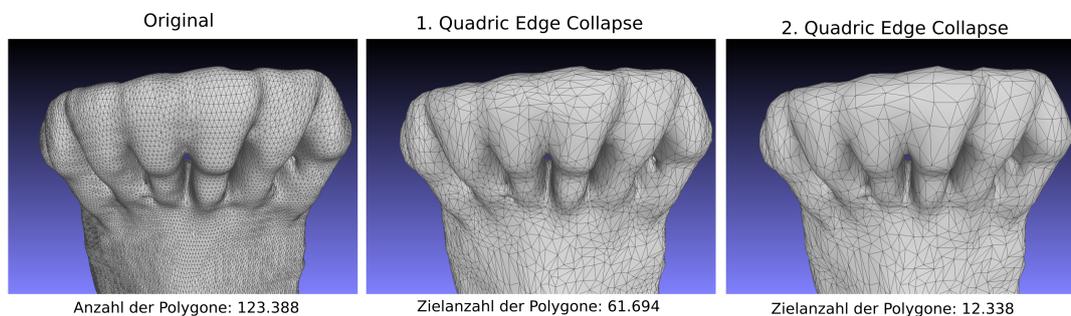


Abbildung 76: Mehrfache Durchführung des *Quadric Edge Collapse* und Beurteilung der Oberflächengenauigkeit nach der Anwendung.

Das *Quadric Edge Collapse* wirkt sich allgemein negativ auf die Darstellbarkeit aus. Bei starker Reduzierung verschmelzen einzelne Strukturen miteinander (zum Beispiel benachbarte Zahnkronen). Aus diesem Grund sollte trotz eingesparten Rechenaufwandes, keine zu häufige Wiederholung durchgeführt werden.

Für einige Anwendungsgebiete der Zahnmedizin muss nicht jede Struktur gleichermaßen detailliert dargestellt werden. Wenn zum Beispiel nur ein kleiner Bereich des Kieferknochens oder eine relevante Zahnstruktur von Interesse ist, können unter Umständen umliegende Strukturen mit geringer Genauigkeit erstellt werden. Dadurch wird der Rechenaufwand verringert.

Weiterhin kann eine Verringerung des Speicherbedarfs zur Datenübertragung und Archivierung notwendig sein. Die Vereinfachung des polygonalen Netzes stellt dabei eine Möglichkeit dar.

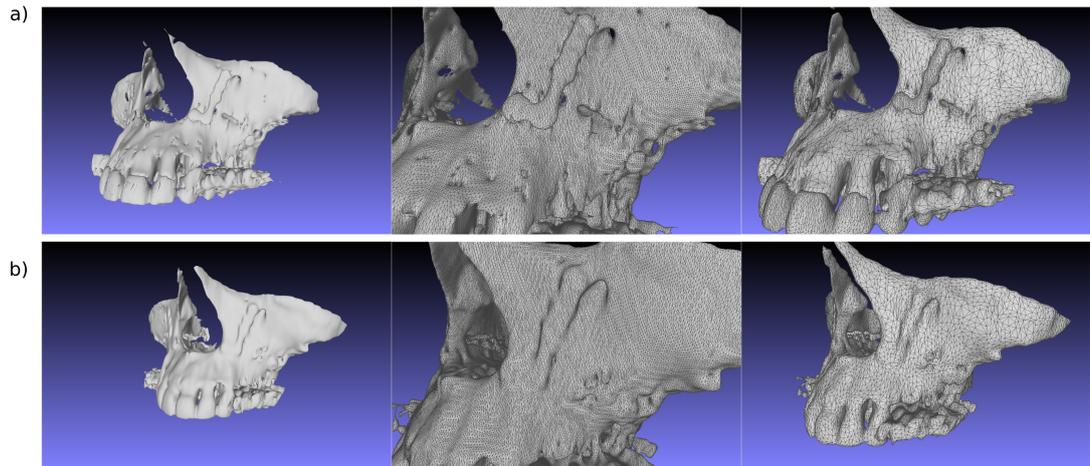


Abbildung 77: Die *Quadric Edge Collapse* ist separat an einer Struktur des Volumens und am gesamten Modell durchgeführt. Beide Verfahren sind gegenübergestellt.

- a) separate Segmentierung der Knochen- und Implantatstruktur
- b) Anwendung der Subdivision an einer Gesamtstruktur

Wird eine Reduzierung der polygonale Flächen vorgenommen, so bietet es sich in einigen Fällen an, verschiedene Strukturen einzeln zu segmentieren. So können zum Beispiel Knochen und Implantate separat extrahiert werden, um anschließend an einer Struktur (zum Beispiel Knochen) eine Flächenreduktion vorzunehmen. Dadurch bleiben auch nach dieser Methode viele Oberflächeninformationen erhalten, da das Verfahren nur Einfluss auf eine Struktur hat.

9. Ergebnisse

Diese Arbeit gibt Auskunft über den momentanen Entwicklungsstand und aktuelle Forschungsprojekte. Zunächst standen für das *Direct Volume Rendering* und *Indirect Volume Rendering* die theoretischen Grundlagen im Vordergrund, bevor erweiterte Literaturrecherchen durchgeführt wurden. Mittels der Software-Recherche konnte ermittelt werden, welche theoretischen Verfahren bereits in der Praxis Anwendung finden. Lizenzierte Software-Produkte spielten in dieser Arbeit aufgrund des Kostenfaktors keine vordergründige Rolle. So konnten nur frei zugängliche Programme oder zeitlich begrenzte Testversionen in die Recherche einbezogen werden. Es wurde nur Software für die Betriebssysteme Windows™ und Linux betrachtet. Aufgrund der geringeren Verbreitung und der fehlenden Hardwarebasis wurden andere Betriebssysteme wie zum Beispiel macOS nicht berücksichtigt.

Software	software-Funktion	Kurzerläuterung
<i>OnyxCeph</i>	Übertragungsfunktion Visualisierungsmethoden	MIP
<i>Voreen 5.2.0</i>	Übertragungsfunktion	<i>1D Gaussian Transfer Function</i>
<i>3D Slicer 4.10</i>	Gradientenbasierte Shading-Verfahren Interpolation	Linear <i>Window-sinc-Funktion</i>
<i>MeVisLab 3.4.3</i>	Visualisierungsmethoden Gradientenabschätzung Schattierungseffekt	MIDA, MIP <i>Sobel-Feldmann-Operator</i> <i>Deep Shadow Maps</i>
<i>Imaris (Testversion)</i>	manuelle Distanzabschätzung	

Tabelle 1: Zusammenfassung: Software-Recherche *Direct Volume Rendering*

Software	software-Funktion	Kurzerläuterung
<i>OnyxCeph</i>	<i>Iso-Surface-Rendering</i> Glättungsfilter Zahnsegmentierung und Wurzelvevollständigung	<i>Marching Cube</i> lokaler Threshold
<i>3D Slicer 5.0.3</i>	<i>Iso-Surface Rendering</i> Glättungsfilter Segmentierung	<i>Marching Cube</i> Median-Filter <i>Grow from Seeds</i>
<i>MeVisLab 3.4.3</i>	<i>Iso-Surface Rendering</i>	<i>Marching Cube</i>
<i>Blender 2.82</i>	<i>Subdivision</i>	<i>Catmull-Clark</i>
<i>MeshLab v2020.03</i>	<i>Iso-Surface Rendering</i> <i>Subdivision</i> Reduce Polygons	<i>Marching Cube</i> <i>4-8 Subdivision</i> Quadric Edge Collapse

Tabelle 2: Zusammenfassung: Software-Recherche *Indirect Volume Rendering*

In dieser Arbeit wurden verschiedene, erweiterte Methoden des *Ray Casting* Verfahrens analysiert.

Dabei wurde ersichtlich, dass in der Praxis unterschiedliche Interpolationstechniken eingesetzt werden. Am häufigsten wird die lineare Interpolation und die *Window-sinc*-Funktion angewandt. Dabei benötigt die *Window-sinc*-Funktion eine höhere Rechenleistung, als die konventionelle, lineare Interpolation. Dadurch wird die lineare Interpolationsmethode auch standardmäßig in der Praxis eingesetzt. Im *Direct Volume Rendering* spielt die Übertragungsfunktion für die Darstellungsqualität eine entscheidende Rolle. Im einfachsten Fall ist diese eindimensional aufgestellt und ordnet einem Dichtewert, Farbe und Transparenz zu. Mehrdimensionale Transferfunktionen für detaillierte Darstellungen sind in der Regel komplizierter aufgestellt, bieten jedoch Vorteile in der Visualisierung von Materialgrenzen. Um stückweise-lineare Übertragungsfunktionen zu ersetzen, bietet sich die *Gaussian Transfer Function* an. Sie erleichtert die Definition einer komplizierteren Übertragungsfunktion.

Für eine realistische Darstellung werden *Shading*-Methoden eingesetzt, die meist gradientenbasiert ausgestellt sind. Für eine annähernd realistische Darstellung des Volumens können *Deep Shadow Maps* Erweiterungen der klassischen Methoden darstellen. So ist auch eine detaillierte und realitätsnahe Visualisierung bei Drehung des Volumens im Raum möglich. Die *Ambient Occlusion* kann alternativ zur gradientenbasierten Methode eingesetzt werden. Dabei sind keine Vorverarbeitungsschritte notwendig. Allerdings ist die Methode wesentlich rechenintensiver.

Das *Maximum Intensity Projection* stellt eine klassische Methode zur verbesserten Visualisierung von dichten Strukturen dar. Allerdings kann keine dreidimensionale Darstellung erreicht werden. Die *Depth-enhanced Maximum Intensity Projection* oder *Maximum Intensity Difference Accumulation* stellen Erweiterungen zum *Maximum Intensity Projection* dar und ermöglichen eine realitätsnahe Darstellung des Volumens.

Insbesondere *Maximum Intensity Difference Accumulation* erwies sich als eine besonders effektive Ergänzung zu konventionellen Visualisierungsverfahren. Aus diesem Grund konnte die MIDA auf Grundlage der gewonnenen Erkenntnisse aus der Rechercharbeit in das Software-Produkt *OnyxCeph* eingegliedert werden. In *OnyxCeph* kann diese Rendering-Methode nun mit und ohne zusätzliche Beleuchtungseffekte angewandt werden. Deutlich ersichtlich dabei ist, dass durch die MIDA eine realitätsnahe, dreidimensionale Darstellung mit erweiterter Tiefenwahrnehmung möglich ist. Sowohl Zahnkronen, Wurzelstrukturen, als auch Implantate sind eindeutig zu identifizieren. Durch die Erweiterung mit einer gradientenbasierten Beleuchtung können zusätzliche Oberflächeneinzelheiten an Knochen erkannt werden (zum Beispiel am Kinnbereich). Durch das Verfahren wird die Tiefenwahrnehmung wesentlich unterstützt, sodass auch weiter hinten liegende Strukturen als solche eindeutig vom Betrachter identifiziert werden können. Dies hat einen erheblichen Vorteil bei der Positionseinschätzung von Implantaten im Volumen.

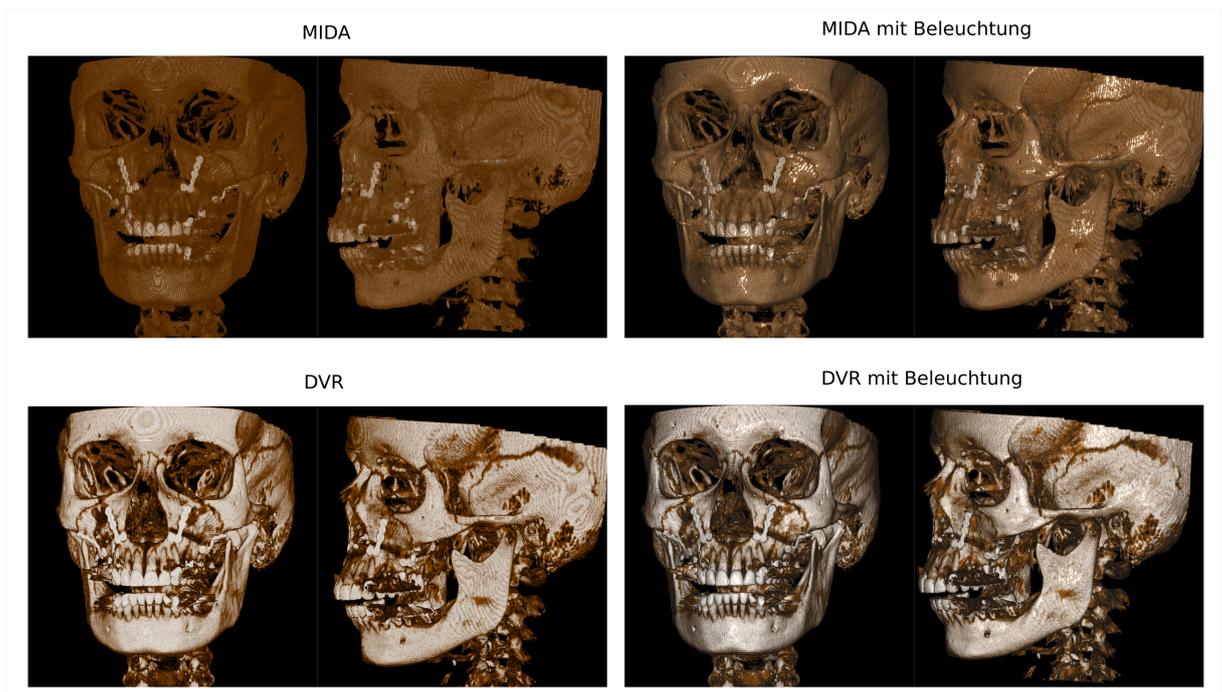


Abbildung 78: Vergleich *Maximum Intensity Difference Accumulation* und *Direct Volume Rendering* in Kombination mit Beleuchtung.

Eine weitere besondere Stellung in der Zahnmedizin stellt die *Minimum Intensity Projection* dar. Mit deren Hilfe können Hohlräume mit kleinem Lumen, wie Zahnwurzelkanäle untersucht werden.

Im Rahmen der Software-Recherche konnte eine Methode zur genauen Distanzabschätzung innerhalb eines Volumens näher untersucht werden. Da das Verfahren unabhängig der Rotation oder Vergrößerung des Volumens ist, wird die Anwendung der Distanzabschätzung am volumetrischen Datensatz wesentlich vereinfacht. Insbesondere zur Abschätzung von Implantatabständen oder -dimensionen bietet diese Methode in der Kieferorthopädie wesentliche Vorteile.

Im Bereich des *Indirect Volume Rendering* ist das *Iso-Surface Rendering* die einfachste Methode zur Extraktion von Objekten. Für eine vereinfachte Anwendung kann die Berechnung eines automatischen Iso-Wertes eine geeignete Erweiterung darstellen. Allgemein bietet das *Iso-Surface Rendering* die Basis für zahlreiche weitere Methoden zur Oberflächenerstellung, wie dem *Marching Cube*-Algorithmus. Nachteilig am *Marching Cube*-Verfahren ist, dass Uneindeutigkeiten in der Definition der Dreiecksflächen auftreten können. Aus diesem Grund bietet die *Marching Tetraedra* oder *Simplified Pattern Marching Cube* eine alternative Methode. Beim letztgenannten ist jedoch durch starker Vereinfachung des Verfahrens mit einer nachlassenden Genauigkeit des Modells zu rechnen.

In der Zahnmedizin wird die *Level-Set*-Methode vorrangig zur Segmentierung von Einzelzähnen eingesetzt. Das Verfahren garantiert eine exakte Extraktion sowohl von

Zahnkronen, als auch Wurzelstrukturen. Für die verbesserte und homogenere Modell-darstellung werden häufig Nachbearbeitungsschritte, wie Glättungsalgorithmen oder *Subdivision*-Methoden, eingesetzt. Die *Subdivision* dient vorrangig zur Erhöhung der lokalen Auflösung des polygonalen Netzes und zur verbesserten Erstellung von gekrümmten Flächen. Ein Nachteil dieser Prozesse ist, dass sich der Rechenaufwand erhöht. Zudem kann die *Subdivision* einen Einfluss auf die Oberflächenqualität haben, die nach der Ausführung unebener erscheint. Dies wurde bei der *4-8 Subdivision* ersichtlich.

Zur Verringerung des Rechenaufwandes bietet sich in einigen Fällen an, die Anzahl der polygonalen Flächen zu verringern. Ein Nachteil des Prozesses ist, dass die Genauigkeit des Modells abnimmt. Daraus folgt, dass unter Umständen, Zahnkronen und -wurzeln als eine gemeinsame Struktur dargestellt werden.

Glättungsalgorithmen ermöglichen eine verbesserte Darstellung mit Reduzierung von „schwebenden Objekten“ und Unebenheiten. Allerdings beeinflussen sie auch die Dimensionierung des Modells und Detailgenauigkeit, wodurch bei wiederholter Anwendung die Richtigkeit des Objektes verloren geht. Alle Glättungsfiler sind von Einstellungsparametern, wie der Kerngröße und der Anzahl der Wiederholungen abhängig. Allgemein muss immer ein Kompromiss zwischen Darstellungsqualität und Genauigkeit gemacht werden.

10. Schlussfolgerung und Ausblick

In dieser Arbeit konnte ein umfangreicher Einblick in aktuelle Methoden im Bereich des direkten und indirekten Volumen-Rendering erarbeitet werden. Die vorgestellten Verfahren beziehen sich auf die Visualisierung und Bearbeitung volumetrischer Punktwolken sowie Oberflächennetze. Im Bereich des *Direct Volume Rendering* ist das *Ray Casting* eine konventionelle Methode und wird standardisiert in Software-Produkten zur Visualisierung von Volumendaten in der Medizin eingesetzt. Weiterhin finden in der Praxis automatisch voreingestellte *Shading*-Funktionen für die realistische Darstellung volumetrischer Punktwolken Anwendung. Vordefinierte *Shading*-Einstellungen vereinfachen die Anwendung für den Nutzer erheblich, da kein weiteres Hintergrundwissen für die Erzeugung detaillierter, dreidimensionaler Darstellungen notwendig ist. Aus diesem Grund bietet sich eine Implementierung dieses Ansatzes in das Software-Produkt *OnyxCeph* an.

Als geeignetes Interpolationsverfahren stellte sich die konventionelle, lineare Methode oder die *Nearest Neighbor Interpolation* heraus, da der Rechenaufwand gering bleibt.

Zusätzlich zum *Ray Casting*-Algorithmus können erweiterte Rendering-Verfahren eingesetzt werden, die ein Volumenabbild auf einer zweidimensionalen Ebene erstellen. Im Rahmen dieser Arbeit konnte bereits die *Maximum Intensity Difference Accumulation* in das Software-Produkt *OnyxCeph* auf Grundlage der Erkenntnisse aus der Literaturrecherche eingegliedert werden. Dabei waren erste Visualisierungen in *OnyxCeph* möglich. Zukünftig könnte die *Minimum Intensity Projection* eine erweiterte Visualisierungsmethode für spezielle Anwendungen zur Analyse der Zahnwurzeln darstellen. Dadurch könnte sich auch der Anwendungsbereich des Software-Produktes erweitern.

Eine Aufgabe der digitalen Behandlungsplanung ist die Anpassung von Implantaten an die physiologischen Gegebenheiten oder Ausmessung von Knochen- und Zahnstrukturen. Um dies zu ermöglichen ist eine exakte Abschätzung von Distanzen und Winkel im Volumen notwendig. Durch eine vereinfachte Festlegung der Messpunkte in der Volumendarstellung kann die Abstandsmessung wesentlich erleichtert werden, sodass auch bei Rotationen des Volumens eindeutige Zuordnungen der vorgenommenen Messungen möglich ist. Diese Methode kann somit eine Erweiterung zu klassischen Werkzeugen der Distanzabschätzung an volumetrischen Daten darstellen.

Sollten digitale Oberflächenmodelle erstellt werden, so ist das *Iso-Surface Rendering* die bekannteste Methode zur Segmentierung von Einzelstrukturen. Häufig wird der Iso-Wert intuitiv vom Nutzer festgelegt, wodurch sich der Arbeitsaufwand erhöht. Eine Erweiterung zum konventionellen Verfahren könnte die automatische Bestimmung eines Iso-Wertes darstellen. Allerdings sollte die manuelle Methode nicht durch eine Automatisierung ersetzt werden, da diese nicht den individuellen Ansprüchen des Anwenders gerecht werden kann. Zudem ist für die Implementierung eine ausführliche Überprüfung der Wiederholbarkeit des Verfahrens an verschiedenen Volumendaten notwendig.

So können Anpassungen des Algorithmus vorgenommen und an das eigene Anwendungsgebiet angepasst werden. Für die Nachbearbeitung von Oberflächenmodellen bieten sich Glättungsalgorithmen oder Subdivisions-Methoden an. Bei beiden Verfahren ist es sinnvoll, dem Anwender Voreinstellungen bezüglich der Anzahl der Wiederholungen oder Berechnungsparameter anzubieten. Dies erleichtert die Arbeit am digitalen Modell. Die notwendigen Kenngrößen könnten experimentell ermittelt oder aus Erfahrungswerten entnommen werden. Die theoretischen Lösungsansätze beschränkten sich im Rahmen dieser Arbeit überwiegend auf die Erläuterung und Auswertung ausgewählter Methoden. Die Implementierungen in das vorhandene Software-Paket *OnyxCeph* konnten durch erfahrene Softwareentwickler vorgenommen werden.

Literatur

- [1] Die Vorteile von digitalem Röntgen. *Henry Schein® Dental*.
- [2] Amadeus Alcantara, Israel Assis, Daniel Prada, Konrad Mehle, Stefan Schwan, Lucia Costa-Paiva, Munir Skaf, Luiz Wrobel, and Paulo Sollero. Patient-specific bone multiscale modelling, fracture simulation and risk analysis—a survey. *Materials*, 13:106, 12 2019.
- [3] Kumar, Mohan et al. Cone beam computed tomography - know its secrets. *Journal of international oral health*, 2015.
- [4] Dental Cone Beam CT. *RadiologyInfo.org*, 15. April 2022, <https://www.radiologyinfo.org/en/info/dentalconectt>.
- [5] Wie funktioniert MRT physikalisch betrachtet? ©MedUni Wien, <https://hfmr.meduniwien.ac.at/patientinneninformation/wie-funktioniert-mrt-physikalisch-betrachtet/>.
- [6] Dr. med. Christoph Pabst. Magnetresonanz-Tomographie Lernskript für Mediziner Grundlagen der Magnetresonanz-Tomographie. *Universitätsklinikum Gießen Marburg*, Januar 2013.
- [7] What is an Intraoral Scanner and How Does it Work? *Launca*, Juni 2021, <https://launcadental.com/what-is-an-intraoral-scanner-and-how-does-it-work>.
- [8] Silvia Logozzo, Elisabetta Zanetti, Giordano Franceschini, Ari Kilpela, and Anssi Mäkinen. Recent advances in dental optics – part i: 3d intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering*, 54:203–221, 03 2014.
- [9] Dr. Yu Huang. Direct Volume Rendering by Ray Casting through Compositing. <http://www.ifp.illinois.edu/~yuhuang/volumerender.html>.
- [10] Montúfar, Jesús and Romero, Marcelo and Muñoz-Jiménez, Vianney and Scougall-Vilchis, Rogelio and Jiménez, Brissa. Perspective and orthogonal cbct/ct digitally reconstructed radiographs compared to conventional cephalograms. 06 2018.
- [11] Patric Ljung. Efficient Methods for Direct Volume Rendering of Large Data Sets.
- [12] Aaron Lefohn Davis Charles Hansen Milan Ikits, Joe Kniss. *NVIDIA Developer*, September 2007, <https://developer.nvidia.com/gpugems/gpugems/part-vi-beyond-triangles/chapter-39-volume-rendering-techniques>.

- [13] Aaron Lefohn Davis Charles Hansen Milan Ikits, Joe Kniss. *ppt - Institut für Visualisierung und Interaktive Systeme*, 20. Januar 2018 , https://nanopdf.com/download/ppt-institut-fr-visualisierung-und-interaktive-systeme_pdf#.
- [14] Paulin, Mathias and Toulouse, Rapporteur and Wimmer, and Dischler, Jean-Michel and Dachsbacher, Carsten and Sainz, Miguel and Sillion, Francois and Neyret, Fabrice. GigaVoxels: A Voxel-Based Rendering Pipeline For Efficient Exploration Of Large And Detailed Scenes. 07 2011.
- [15] Peter Lücke. Volume Rendering Techniques for Medical Imaging. 15. April 2005.
- [16] Tran, Anhg and Jacques, Steven L. Modeling voxel-based Monte Carlo light transport with curved and oblique boundary surfaces. *Journal of Biomedical Optics*, 25(2):025001, 2020.
- [17] A. Maier, T.M. Deserno, H. Handels, K.H. Maier-Hein, C. Palm, and T. Tolxdorff. *Bildverarbeitung für die Medizin 2018: Algorithmen - Systeme - Anwendungen. Proceedings des Workshops vom 11. bis 13. März 2018 in Erlangen*. Informatik aktuell. Springer Berlin Heidelberg, 2018, <https://books.google.de/books?id=HjtNDwAAQBAJ>.
- [18] Thiago Moraes, Paulo Amorim, Jorge Silva, and Helio Pedrini. 3d lanczos interpolation for medical volumes. In *15th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, pages 1–10, 2018.
- [19] H. Ray, H. Pfister, D. Silver, and T.A. Cook. Ray casting architectures for volume visualization. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 5(3):210–223, 1999.
- [20] Amin Asjad and Mohamed Deriche. A new approach for salt dome detection using a 3d multidirectional edge detector. *Applied Geophysics*, 12:334–342, 09 2015.
- [21] Najam R. Syed. *OMPUTER VISION*, 18. Februar 2018, <https://nrsyed.com/2018/02/18/edge-detection-in-images-how-to-derive-the-sobel-operator/>.
- [22] Asjad, Amin and Deriche, Mohamed. A new approach for salt dome detection using a 3D multidirectional edge detector. *Applied Geophysics*, 12:334–342, 09 2015.
- [23] Dennis Dzendzo. Interaktive Klassifizierung seismischer Volumendaten mittels lokal definierter Transferfunktionen. *Hochschule Reutlingen*, pages 23–25, 30. Mai 2014.
- [24] Raphael Philipp Menges. Interaktives Ray-Casting von Volumendaten. *Universität Koblenz-Landau*, pages 23–25, März 2014.

- [25] Rita Erfurt. Vorintegriertes Volume Rendering: Slicing vs. Raycasting. 15. Juli 2017 <https://silo.tips/download/vorintegriertes-volume-rendering-slicing-vs-raycasting>.
- [26] Jinman Kim, Stefan Eberl, and David Dagan Feng Feng. Visualizing dual-modality rendered volumes using a dual-lookup table transfer function. *Computing in Science and Engineering*, 9:20–25, 02 2007.
- [27] Kniss, Joe and Kindlmann, Gordon and Hansen, Charles. Multidimensional Transfer Functions for Volume Rendering. *Visualization and Computer Graphics, IEEE Transactions on*, 8:270– 285, 08 2002.
- [28] Color Mapping. *PmWiki*, <http://media2mult.uos.de/pmwiki/fields/cg-II-09/index.php?n=GrundlagenDerVisualisierung.ColorMapping>.
- [29] Joe Kniss, Gordon Kindlmann, and Charles Hansen. Multidimensional Transfer Functions for Volume Rendering. *Visualization and Computer Graphics, IEEE Transactions on*, 8:270– 285, 08 2002.
- [30] Michael Heyde. Direktes Volumen-Rendering mehrerer überlappender Schichtenstapel. *Technische Universität Dresden*, 15. Dezember 2015.
- [31] Stölzel, Diana and Preim, Bernhard and Dicken, Volker. Gradientenabhängige Transferfunktionen für die medizinische Volumenvisualisierung. pages 365–369, 01 2005.
- [32] Martin Haidacher. Merkmals-Visualisierung für Volumensdaten Bakkalaureatsarbeit. *Technische Universität Wien*, 18. Juni 2004.
- [33] A. Walker R. Fisher, S. Perkins and E. Wolfart. Gaussian Smoothing. 2003, <https://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/HIPR2/gsmooth.htm>.
- [34] Maximum Intensity Projection. 22. Februar 2012, https://mipav.cit.nih.gov/pubwiki/index.php/Maximum_Intensity_Projection.
- [35] Gu, Y et al. Minimum-intensity projection for in-depth morphology study of mesiobuccal root. 2011.
- [36] Z-functions. <https://imagej.net/imaging/z-functions>.
- [37] Bruckner, Stefan and Gröller, M Eduard. Instant volume visualization using maximum intensity difference accumulation. 28(3):775–782, 2009.
- [38] Díaz, Jose and Vázquez Alcocer, Pere-Pau. Depth-enhanced maximum intensity projection. 01 2010.

- [39] Mahsa Sepehrian, Ali M. Deylami, and Reza A. Zoroofi. Individual teeth segmentation in cbct and msct dental images using watershed. pages 27–30, 2013.
- [40] Zielke Konen. Bildverarbeitung und algorithmen- morphologie auf binärbildern. 2007, <http://www.gm.fh-koeln.de/~konen/WPF-BV-WS08/BV05.PDF>.
- [41] Ben Schuffenhauer. Segmentierung mit einem Kurven- Adjazenzgraphen, basierend auf der Wasserscheidentransformation. 3. Februar 2018.
- [42] Helwig Hauser. Beleuchtungsmodelle, schattierungsmodelle. <https://users.cg.tuwien.ac.at/helwig/CGR4/Handouts/CGR4-07-Beleuchtung-1up-gray.pdf>.
- [43] Frida Hernell, Patric Ljung, and Anders Ynnerman. Local ambient occlusion in direct volume rendering. *IEEE transactions on visualization and computer graphics*, 16:548–59, 09 2010.
- [44] Hernell, Frida and Ljung, Patric and Ynnerman, Anders. Efficient ambient and emissive tissue illumination using local occlusion in multiresolution volume rendering. pages 1–8, 2007.
- [45] Hadwiger, Markus and Kratz, Andrea and Sigg, Christian and Bühler, Katja. GPU-accelerated deep shadow maps for direct volume rendering. *ACM SIGGRAPH/EG Conference on Graphics Hardware*, 09 2006.
- [46] Marc Levoy. Display of surfaces from volume data. *IEEE Computer graphics and Applications*, 8(3):29–37, 1988.
- [47] Directional Lights II. *Lighthouse3d.com*, <https://www.lighthouse3d.com/tutorials/glsl-12-tutorial/directional-lights-ii/>.
- [48] Peter B. Moens and T. Moens. Computer measurements and graphics of three-dimensional cellular ultrastructure. *Journal of Ultrastructure Research*, 75(2):131–141, 1981.
- [49] Julia Kroll. Aufgabenangepasste, kontrollierte Oberflächenextraktion aus 3D-Computertomographiedaten. 2014.
- [50] Scharsach, Henning and Hadwiger, Markus and Neubauer, André and Wolfsberger, Stefan and Bühler, Katja. Perspective Isosurface and Direct Volume Rendering for Virtual Endoscopy Applications. pages 315–322, 01 2006.
- [51] Carlos Eduardo Scheidegger. CS6630 - Scientific Visualization- Project 4: Visualizing (scalar) data with direct volume rendering. <http://www.sci.utah.edu/~cscheid/fal05/scivis/project4/>.

- [52] Bernhard Preim and Charl Botha. Chapter 6 - Surface Rendering, 2014.
- [53] Long, Zhongjie and Nagamune, Kouki. A Marching Cubes Algorithm: Application for Three-dimensional Surface Reconstruction Based on Endoscope and Optical Fiber. *Information (Japan)*, 18:1425–1437, 04 2015.
- [54] Marcin Maciejewski and Wojciech Surtel and Barbara Maciejewska and Teresa Małecka-Massalska. Level-set image processing methods in medical image segmentation. *Bio-Algorithms and Med-Systems*, 11(1):47–51, 11.3.2022 , <https://doi.org/10.1515/bams-2014-0017>.
- [55] Agustinus Kristiadi. Level Set Method Part I: Introduction. 2022, <https://agustinus.kristia.de/techblog/2016/11/05/levelset-method/>.
- [56] K, Nithya and R, Jeni. Study analysis on teeth segmentation using level set method. *Advanced Computational Intelligence: An International Journal (ACIJ)*, 3:01–07, 07 2016.
- [57] Smooth Voxel Terrain (Part 2). <https://0fps.net/2012/07/12/smooth-voxel-terrain-part-2/>.
- [58] Understanding Surface Nets. 28. April 2020, <https://cerbion.net/blog/understanding-surface-nets/>.
- [59] P. Bruin, F.M. Vos, Frits Post, Sarah Frisken, and Albert Vossepoel. Improving triangle mesh quality with surfacenets. *MICCAI 2000*, 1935:69–102, 11 2004.
- [60] 3-Dimensional Smoothing: Catmull-Clark Subdivision. 12. Juli 2020, <https://www.algosome.com/articles/catmull-clark-subdivision-algorithm.html>.
- [61] Velho, Luiz and Zorin, Denis. 4–8 subdivision. *Computer Aided Geometric Design*, 18(5):397–427, 2001.
- [62] Long, Zhongjie and Nagamune, Kouki. A marching cubes algorithm: application for three-dimensional surface reconstruction based on endoscope and optical fiber. *Information*, 18(4):1425–1437, 2015.
- [63] Marching Tetrahedra. https://daac.hpc.mil/gettingStarted/Marching_Tetrahedra.html.
- [64] Stein, Tobias. Implementierung und Validierung eines Softwaremoduls für die Schädelsegmentierung aus CT- und DVT-Daten für Eingriffe in der Mund-, Kiefer- & Gesichtschirurgie. *Hochschule Heilbronn*, 2016.

- [65] Steve Eddinss. Image binarization – Otsu’s method. *WathWorks®*, 14. Juni 2016, <https://blogs.mathworks.com/steve/2016/06/14/image-binarization-otsus-method/>.
- [66] Gao, Hui and Chae, Oksam. Individual tooth segmentation from CT images using level set method with shape and intensity prior. *Pattern Recognition*, 43(7):2406–2417, 2010.
- [67] Laplacian Smoothing. *DREAM.3D*, <http://www.dream3d.io/Filters/SurfaceMeshingFilters/LaplacianSmoothing/>.
- [68] Bade, Ragnar and Haase, Jens and Preim, Bernhard. Comparison of fundamental mesh smoothing algorithms for medical surface models. 6:289–304, 2006.
- [69] Jens Haase. Glättung von Polygonnetzen in medizinischen Visualisierungen. *OTTO-VON-GUERICKE-UNIVERSITÄT MAGDEBURG Fakultät für Informatik Institut für Simulation und Graphik*, 15. Dezember 2005.
- [70] Meyer-Spradow, Jennis and Ropinski, Timo and Mensmann, Jörg and Hinrichs, Klaus. Voreen: A rapid-prototyping environment for ray-casting-based volume visualizations. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 29(6):6–13, 2009.
- [71] Measurement Points. *Oxford Instruments 2022*, November 2013, <https://imaris.oxinst.com/learning/view/article/measurement-points>.
- [72] Volume rendering. *Slicer Community*, 2020, https://slicer.readthedocs.io/en/latest/developer_guide/modules/volumerendering.html#format-of-volume-property-vp-file.
- [73] GVRDeepShadowMapping. <https://mevislabdownloads.mevis.de/docs/current/MeVisLab/Standard/Documentation/Publish/ModuleReference/GVRDeepShadowMapping.html>.
- [74] SoGVRGradientVolume. <https://mevislabdownloads.mevis.de/docs/current/MeVisLab/Standard/Documentation/Publish/ModuleReference/SoGVRGradientVolume.html>.
- [75] Treatment Simulation Sim 3D - PreProcessing. *OnyxCeph Imaging Software*, pages 1–25, https://image-instruments.de/Onyx3/Handout_SIM3D_EN.pdf.
- [76] Model Maker. *Slicer Community*, 2020, https://slicer.readthedocs.io/en/latest/user_guide/modules/modelmaker.html.
- [77] Csaba Pinter, Andras Lasso, Kyle Sunderland, Steve Pieper, Wendy Plesniak, Ron Kikinis, Jim Miller.

- [78] Liangjia Zhu, Ivan Kolesov, Yi Gao, Ron Kikinis, and Allen Tannenbaum. An effective interactive medical image segmentation method using fast growcut. 2014.
- [79] GrowCut segmentation. *ImageMagick*, 7. April 2018, <https://im.snibgo.com/growcut.htm>.
- [80] Subdivision Surface Modifier. 2022, https://docs.blender.org/manual/en/latest/modeling/modifiers/generate/subdivision_surface.html.
- [81] Subdivision surfaces schemes. ©2022 *GitHub, Inc.*, 17. Februar 2017, <https://github.com/cnr-isti-vclab/meshlab/issues/82>.

A. Anhang

A.1. Voreen: „Rendering Large Volume“

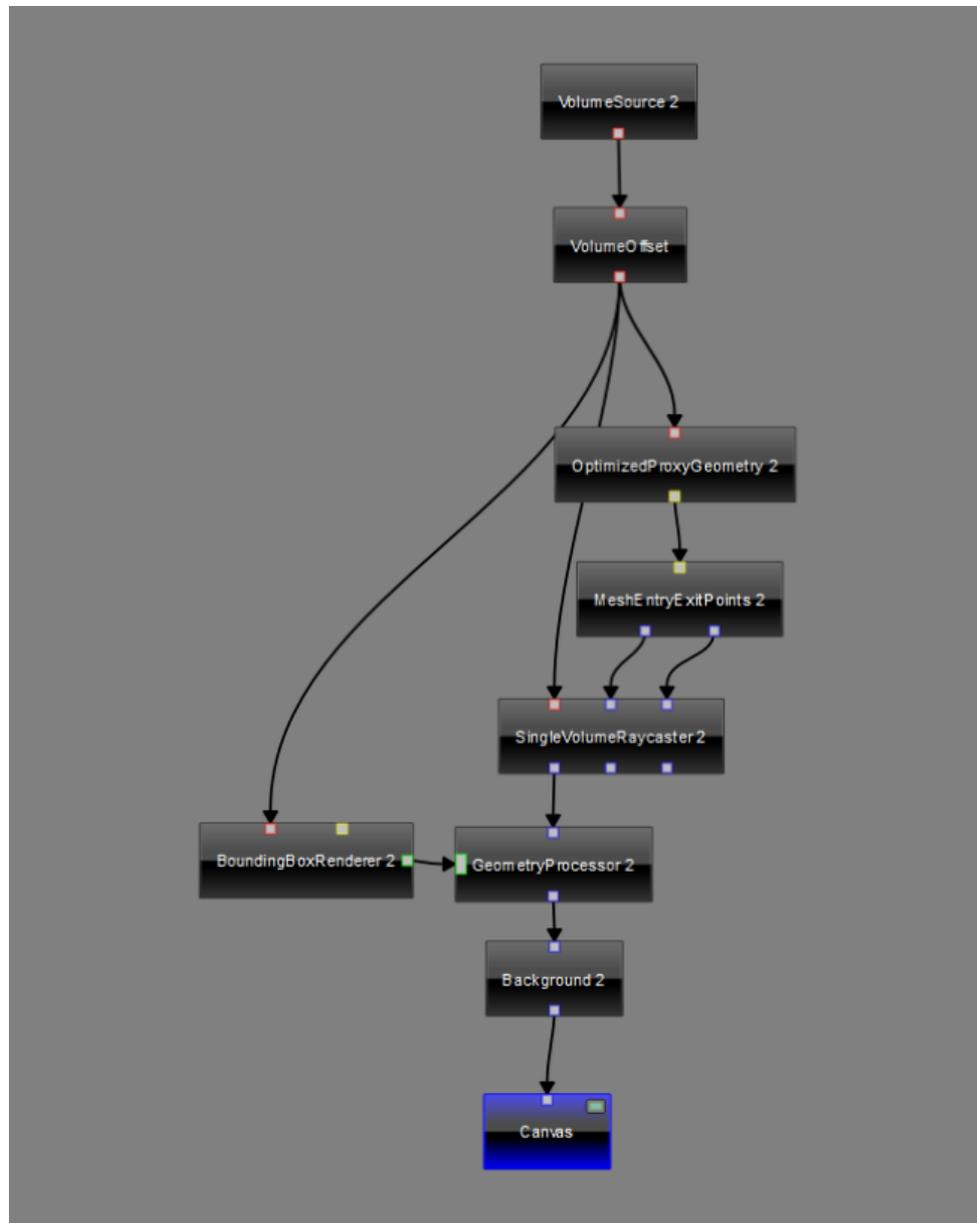
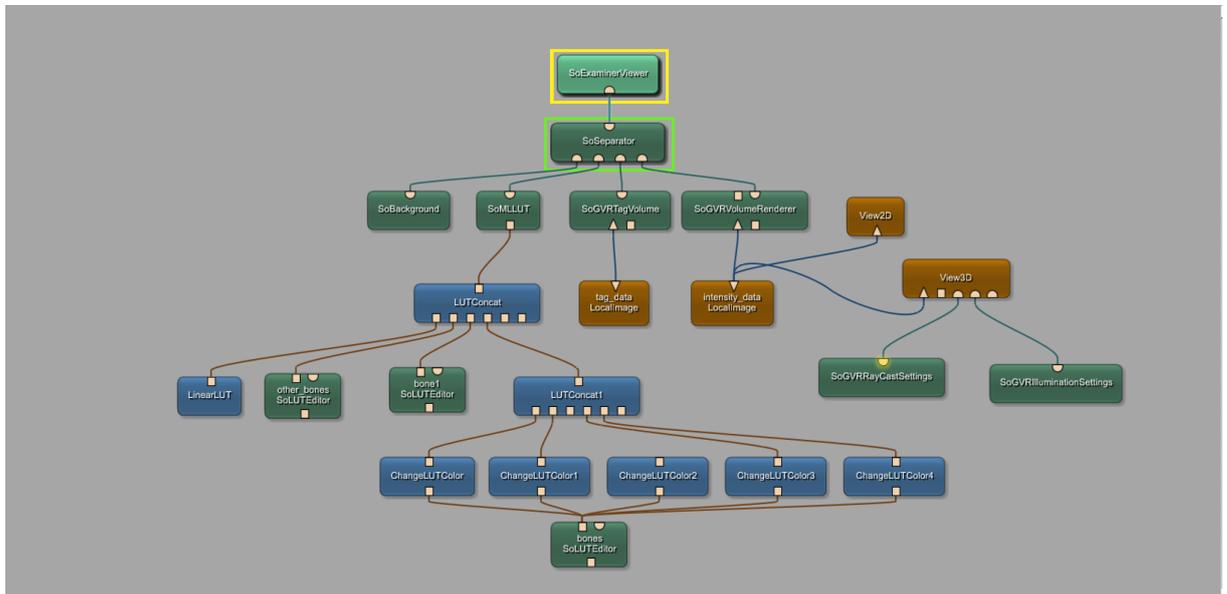


Abb.33: Prozess: Rendering Large Volume

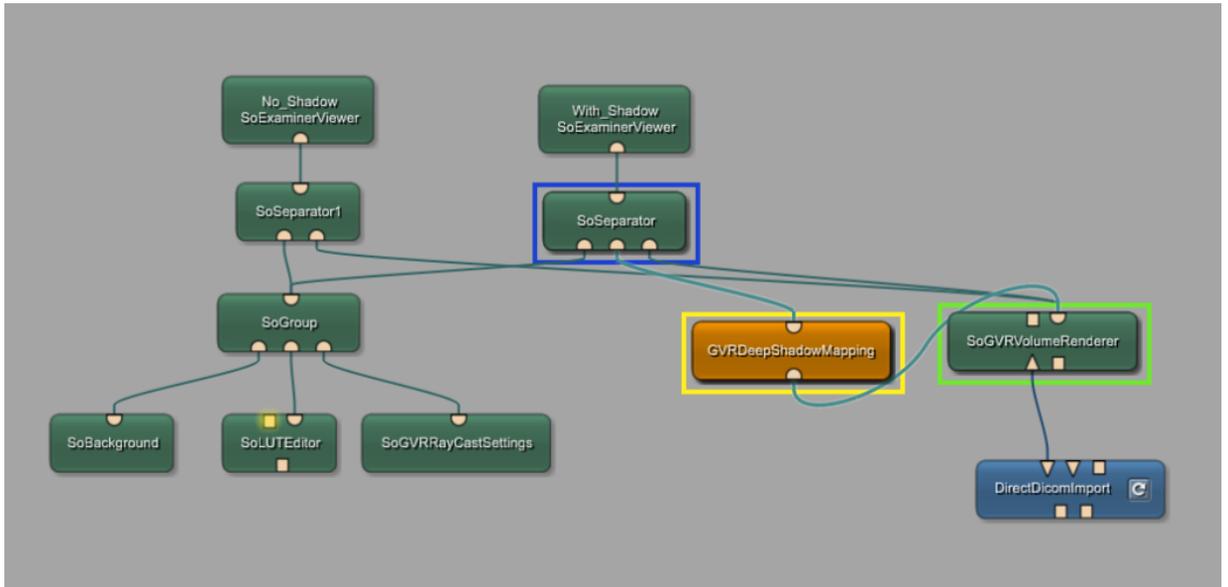
A.2. MeVisLab „GigaVoxelRenderer“

A.2.1. MeVisLab „SoGVRVolumeRenderer“



angepasstes Framework „SoGVRVolumeRenderer“ von MeVisLab

A.2.2. MeVisLab „GVRDeepShadowMapping“



MeVisLab-Workflow: „GVRDeepShadowMapping“

Eigenständigkeitserklärung

Ich versichere, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unerlaubte Hilfe Dritter angefertigt habe. Alle Stellen, die inhaltlich oder wörtlich aus Veröffentlichungen stammen, sind kenntlich gemacht. Diese Arbeit lag in gleicher oder ähnlicher Weise noch keiner Prüfungsbehörde vor und wurde bisher noch nicht veröffentlicht.

Callenberg, 30. November 2022

.....

Ort, Datum

Saskia Doros

.....

Unterschrift