

Segmentierung von industriellen 3D-CT-Voxelmodellen durch dynamische Schwellwertberechnung

Von der Fakultät für Konstruktions-, Produktions- und Fahrzeugtechnik
der Universität Stuttgart zur Erlangung der Würde eines
Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.) genehmigte Abhandlung

Vorgelegt von

Dipl.-Phys. Nico Blessing

aus Winzeln

Hauptberichter: Univ.-Prof. Dr.-Ing. Prof. e.h. Dr.-Ing. e.h.
Dr. h.c. mult. Engelbert Westkämper

Mitberichter: Prof. Dr.-rer.nat. Thomas Ertl

Tag der mündlichen Prüfung: 20. Mai 2008

IPA-IAO Forschung und Praxis

Berichte aus dem
Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik und
Automatisierung (IPA), Stuttgart,
Fraunhofer-Institut für Arbeitswirtschaft und
Organisation (IAO), Stuttgart,
Institut für Industrielle Fertigung und
Fabrikbetrieb (IFF), Universität Stuttgart
und Institut für Arbeitswissenschaft und
Technologiemanagement (IAT), Universität Stuttgart

Herausgeber:

Univ.-Prof. Dr.-Ing. Prof. E.h. Dr.-Ing. E.h. Dr. h.c. mult. Engelbert Westkämper
und

Univ.-Prof. Dr.-Ing. habil. Prof. E.h. mult. Dr. h.c. mult. Hans-Jörg Bullinger
und

Univ.-Prof. Dr.-Ing. Dieter Spath

Nico Blessing

**Segmentierung von
industriellen 3D-CT-Voxel-
modellen durch dynamische
Schwellwertberechnung**

Nr. 475

Dr.-Ing. Dipl.-Phys. Nico Blessing

Institut für Industrielle Fertigung und Fabrikbetrieb (IFF), Universität Stuttgart
Fraunhofer Institut für Produktionstechnik und Automatisierung (IPA), Stuttgart

Univ.-Prof. Dr.-Ing. Prof. E.h. Dr.-Ing. E.h. Dr. h.c. mult. Engelbert Westkämper

ord. Professor an der Universität Stuttgart
Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik und Automatisierung (IPA), Stuttgart

Univ.-Prof. Dr.-Ing. habil. Prof. E.h. mult. Dr. h.c. mult. Hans-Jörg Bullinger

ord. Professor an der Universität Stuttgart
Präsident der Fraunhofer-Gesellschaft, München

Univ.-Prof. Dr.-Ing. Dieter Spath

ord. Professor an der Universität Stuttgart
Fraunhofer-Institut für Arbeitswirtschaft und Organisation (IAO), Stuttgart

D 93

ISBN (10) 3-939890-33-2, ISBN (13) 978-3-939890-33-1
Jost Jetter Verlag, Heimsheim

Dieses Werk ist urheberrechtlich geschützt. Die dadurch begründeten Rechte, insbesondere die der Übersetzung, des Nachdrucks, des Vortrags, der Entnahme von Abbildungen und Tabellen, der Funksendung, der Mikroverfilmung oder der Vervielfältigung auf anderen Wegen und der Speicherung in Datenverarbeitungsanlagen, bleiben, auch bei nur auszugsweiser Verwertung, vorbehalten. Eine Vervielfältigung dieses Werkes oder von Teilen dieses Werkes ist auch im Einzelfall nur in den Grenzen der gesetzlichen Bestimmungen des Urheberrechtsgesetzes der Bundesrepublik Deutschland vom 9. September 1965 in der jeweils gültigen Fassung zulässig. Sie ist grundsätzlich vergütungspflichtig. Zuwiderhandlungen unterliegen den Strafbestimmungen des Urheberrechtsgesetzes.

© Jost Jetter Verlag, Heimsheim 2008.

Printed in Germany.

Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Handelsnamen, Warenbezeichnungen usw. in diesem Werk berechtigt auch ohne besondere Kennzeichnung nicht zu der Annahme, dass solche Namen im Sinne der Warenzeichen- und Markenschutz-Gesetzgebung als frei zu betrachten wären und daher von jedermann benutzt werden dürften.

Sollte in diesem Werk direkt oder indirekt auf Gesetze, Vorschriften oder Richtlinien (z. B. DIN, VDI, VDE) Bezug genommen oder aus ihnen zitiert worden sein, so kann der Verlag keine Gewähr für die Richtigkeit, Vollständigkeit oder Aktualität übernehmen. Es empfiehlt sich, gegebenenfalls für die eigenen Arbeiten die vollständigen Vorschriften oder Richtlinien in der jeweils gültigen Fassung hinzuzuziehen.

Druck: printsystem GmbH, Heimsheim

Geleitwort der Herausgeber

Über den Erfolg und das Bestehen von Unternehmen in einer marktwirtschaftlichen Ordnung entscheidet letztendlich der Absatzmarkt. Das bedeutet, möglichst frühzeitig absatzmarktorientierte Anforderungen sowie deren Veränderungen zu erkennen und darauf zu reagieren.

Neue Technologien und Werkstoffe ermöglichen neue Produkte und eröffnen neue Märkte. Die neuen Produktions- und Informationstechnologien verwandeln signifikant und nachhaltig unsere industrielle Arbeitswelt. Politische und gesellschaftliche Veränderungen signalisieren und begleiten dabei einen Wertewandel, der auch in unseren Industriebetrieben deutlichen Niederschlag findet.

Die Aufgaben des Produktionsmanagements sind vielfältiger und anspruchsvoller geworden. Die Integration des europäischen Marktes, die Globalisierung vieler Industrien, die zunehmende Innovationsgeschwindigkeit, die Entwicklung zur Freizeitgesellschaft und die übergreifenden ökologischen und sozialen Probleme, zu deren Lösung die Wirtschaft ihren Beitrag leisten muss, erfordern von den Führungskräften erweiterte Perspektiven und Antworten, die über den Fokus traditionellen Produktionsmanagements deutlich hinausgehen.

Neue Formen der Arbeitsorganisation im indirekten und direkten Bereich sind heute schon feste Bestandteile innovativer Unternehmen. Die Entkopplung der Arbeitszeit von der Betriebszeit, integrierte Planungsansätze sowie der Aufbau dezentraler Strukturen sind nur einige der Konzepte, welche die aktuellen Entwicklungsrichtungen kennzeichnen. Erfreulich ist der Trend, immer mehr den Menschen in den Mittelpunkt der Arbeitsgestaltung zu stellen - die traditionell eher technokratisch akzentuierten Ansätze weichen einer stärkeren Human- und Organisationsorientierung. Qualifizierungsprogramme, Training und andere Formen der Mitarbeiterentwicklung gewinnen als Differenzierungsmerkmal und als Zukunftsinvestition in *Human Resources* an strategischer Bedeutung.

Von wissenschaftlicher Seite muss dieses Bemühen durch die Entwicklung von Methoden und Vorgehensweisen zur systematischen Analyse und Verbesserung des Systems Produktionsbetrieb einschließlich der erforderlichen Dienstleistungsfunktionen unterstützt werden. Die Ingenieure sind hier gefordert, in enger Zusammenarbeit mit anderen Disziplinen, z. B. der Informatik, der Wirtschaftswissenschaften und der Arbeitswissenschaft, Lösungen zu erarbeiten, die den veränderten Randbedingungen Rechnung tragen.

Die von den Herausgebern langjährig geleiteten Institute, das

- Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik und Automatisierung (IPA),
- Fraunhofer-Institut für Arbeitswirtschaft und Organisation (IAO),
- Institut für Industrielle Fertigung und Fabrikbetrieb (IFF), Universität Stuttgart,
- Institut für Arbeitswissenschaft und Technologiemanagement (IAT), Universität Stuttgart

arbeiten in grundlegender und angewandter Forschung intensiv an den oben aufgezeigten Entwicklungen mit. Die Ausstattung der Labors und die Qualifikation der Mitarbeiter haben bereits in der Vergangenheit zu Forschungsergebnissen geführt, die für die Praxis von großem Wert waren. Zur Umsetzung gewonnener Erkenntnisse wird die Schriftenreihe „IPA-IAO - Forschung und Praxis“ herausgegeben. Der vorliegende Band setzt diese Reihe fort. Eine Übersicht über bisher erschienene Titel wird am Schluss dieses Buches gegeben.

Dem Verfasser sei für die geleistete Arbeit gedankt, dem Jost Jetter Verlag für die Aufnahme dieser Schriftenreihe in seine Angebotspalette und der Druckerei für saubere und zügige Ausführung. Möge das Buch von der Fachwelt gut aufgenommen werden.

Engelbert Westkämper Hans-Jörg Bullinger Dieter Spath

Vorwort und Danksagung

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Industrielle Fertigung und Fabrikbetrieb (IFF) an der Universität Stuttgart und am Fraunhofer Institut für Produktionstechnik und Automatisierung (IPA), Stuttgart.

Mein Dank gilt Herrn Univ.-Prof. Dr.-Ing. Prof. e.h. Dr.-Ing. e.h. Dr. h.c. mult. Engelbert Westkämper für die großzügige Unterstützung und Förderung meiner Arbeit sowie Herrn Prof. Dr. Thomas Ertl für die Übernahme des Koreferats.

Darüber hinaus danke ich allen Mitarbeitern der oben genannten Institute sowie allen Projektpartnern, die in vielfältiger Weise einen Beitrag zum Ergebnis dieser Arbeit geleistet haben. Weiterhin danke ich den Studenten, die mich in den letzten Jahren mit Ihren Tätigkeiten rund um das Thema dieser Arbeit unterstützt haben.

Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn Dr. Wolfgang Rauh für die motivierende und konstruktive fachliche Unterstützung vor allem in der Endphase dieser Arbeit und auch meinem Freund Holger, der sich vor allem der Rechtschreibung und Grammatik angenommen hat.

Herrn Dr. Jan Stefan Roell danke ich für sein Vertrauen und die Unterstützung bei der Fertigstellung meiner Dissertation.

Jenen, die mich immer wieder ermutigt haben – es hat sich bewahrheitet: steter Tropfen höhlt den Stein.

... und natürlich danke ich meiner lieben und geduldigen Familie, insbesondere meiner Frau Ulrike, ohne die dies nicht möglich gewesen wäre.

Ich widme diese Arbeit meinen Kindern Yannic, Luca und Fabian.

*Als so der Gott, wer immer es war, die Materie geordnet,
so sie zerteilt und die Teile zu wirklichen Gliedern gestaltet,
ballte er gleich zu Beginn die Erde,
damit sie auf jeder Seite sich gänzlich gleiche,
zur Form einer riesigen Kugel ...
Auf dass keine der Zonen der lebenden Wesen ermangle,
sollten die Sterne, Gestalten von Göttern, den Himmel bevölkern.
Glänzenden Fischen gewährten die Wasser die Wohnung, die Erde bot den Tieren
das Heim, die beweglichen Lüfte den Vögeln ...
Und es entstand der Mensch ...
Während die anderen Wesen gebückt zur Erde sich neigten,
ließ er den Menschen das Haupt hoch tragen:
Er sollte den Himmel sehen und aufgerichtet den Blick nach den Sternen erheben.*

Metamorphosen

Ovid [23 v.Chr.-17 n.Chr.], römischer Dichter

Inhaltsverzeichnis

Kapitel 1	Einleitung und Problemstellung	12
	1.1 Historie	12
	1.2 Stand der Technik und Problemstellung	14
	1.3 Zielsetzung, Abgrenzung und Vorgehensweise	16
	1.4 Beitrag der Arbeit.....	18
Kapitel 2	Grundlagen	19
	2.1 Physikalische Grundlagen	19
	2.1.1 Röntgenstrahlung und Röntgenquellen	19
	2.1.2 Detektoren	30
	2.1.3 Praktische Probleme	34
	2.2 Mathematische Grundlagen	38
	2.2.1 Theorie der Radontransformation in zwei Dimensionen	39
	2.2.2 Rückprojektion	41
	2.2.3 Filterung	43
	2.3 Messtechnische Grundlagen / Bildverarbeitung	47
	2.3.1 Optische Auflösung	47
	2.3.2 Digitale Auflösung	48
	2.3.3 Messunsicherheit	49
	2.3.4 Messungenauigkeit bei CT-Messungen - Vergleich mit taktilen Messungen	50
	2.3.5 Vorarbeiten und laufende Arbeiten der Normungsgremien:.....	52
Kapitel 3	Stand der Technik in der Computertomographie und Ableitung der Anforderungen an ein neues Verfahren zur Segmentierung in 2D- /3D-CT-Datensätzen	53
	3.1 Computertomographie in der Medizin	53
	3.2 Industrielle Computertomographie	53
	3.2.1 2D-Computertomographie.....	56
	3.2.2 3D-Computertomographie.....	56
	3.3 CT-Daten Auswertung	58
	3.3.1 2D-Computertomographie mit festem (globalem) Schwellwert	58
	3.3.2 3D-Computertomographie mit festem (globalem) Schwellwert	63
	3.3.3 Marching-Cubes-Algorithmus.....	64
	3.3.4 Dividing Cubes.....	69
	3.3.5 Marching Tetrahedra.....	70
	3.4 Direkte Ableitung von Anforderungen zur Segmentierung von CT- Daten aus praxisbezogenen Anwendungsbeispielen	73
	3.4.1 Materialprüfung	73

3.4.2	Prüftechnik.....	74
3.4.3	Messtechnik.....	75
3.4.4	Reverse Engineering	77
3.4.5	Simulation	78
3.5	Grenzen der heutigen Verfahren zur Schwellwertbestimmung.....	79
3.5.1	Versuchsreihe 1: Stufenpyramide	81
3.5.2	Versuchsreihe 2: Hohlzylinder.....	91
Kapitel 4	Analyse und Bewertung bekannter Segmentierungsverfahren	100
4.1	Segmentierung	101
4.1.1	Segmentierungsverfahren.....	101
4.1.2	Einfache segmentbeschreibende Parameter in der 2D-Bildverarbeitung und Übertragung in die 3D-CT-Datenverarbeitung	104
4.2	Festlegung von Analyseverfahren und Bewertungskriterien für die automatische dynamische Schwellwertberechnung in industriellen 2D- und 3D-CT Datensätzen	108
4.2.1	Beurteilungskriterien für die Auswahl eines geeigneten Segmentierungsalgorithmus	108
4.2.2	Stärke-/Schwächen-Matrix / Analysematrix.....	109
4.3	Analyse und Bewertung voxelbasierter Schwellwertverfahren	111
4.3.1	Globaler Schwellwert	112
4.3.2	Lokaler Schwellwert	129
4.4	Analyse und Bewertung von Verfahren zur Segmentierung durch Kantenextraktion.....	149
4.4.1	Lineare Kantendetektionsverfahren	150
4.4.2	Nonlineare Kantendetektoren - Gradient-Vektor-Verfahren.....	153
4.4.3	Operatoren, welche die Nulldurchgänge der 2. Ableitung näherungsweise bestimmen	159
4.5	Analyse und Bewertung flächenbasierter Segmentationsverfahren	165
4.5.1	Mehrschwellenverfahren mittels Histogramm-Extrema	165
4.5.2	Region Growing	166
4.5.3	Split and Merge.....	167
4.6	Zusammenfassung und Vergleichsmatrix	171
4.7	Folgerungen aus den Analyseergebnissen	173
Kapitel 5	Konzeption und Realisierung eines Algorithmus zur dynamischen, lokal-adaptiven Bestimmung von Schwellwerten in 3D-CT-Daten.....	174
5.1	Allgemeine Betrachtungen und Abgrenzung zu anderen Arbeiten	174
5.2	Adaption des ausgewählten 2D-Segmentierungsalgorithmus	175
5.2.1	Histogramm, Histogrammanalyse und globale Vorsegmentierung	176
5.2.2	Lokales Verfahren nach Otsu für einen kubischen (m · m · m) Ausschnitt.....	178
5.2.3	Lokales Median Verfahren	182

5.2.4	Dynamisches, lokal-adaptives Marching-Cubes-Verfahren (DLAMC)	183
5.3	Entwicklungsumgebung und Schnittstellen	185
5.3.1	Entwicklungsumgebung	186
5.3.2	Schnittstellen zum Datenimport und -export.....	186
Kapitel 6	Verifikation der Ergebnisse und quantitative Beurteilung gegenüber den Verfahren des Stands der Technik.....	188
6.1	Versuchsobjekt: Stihl-Vergaser.....	188
6.2	Versuchsreihe Hohlzylinder	192
6.3	Vergleich und Bewertung der Ergebnisse anhand der Untersuchung eines synthetischen Referenzmodells.....	193
6.3.1	Vergleich mit dem Stand der Technik.....	195
6.3.2	Vergleich VGStudio MAX mit Referenzmodell.....	199
6.3.3	Vergleich Materialise mit Referenzmodell	200
6.3.4	Vergleich Otsu Global mit dem Referenzmodell.....	202
6.3.5	Vergleich Otsu Lokal mit Referenzmodell	204
6.3.6	Vergleich Median Lokal mit Referenzmodell	206
6.3.7	Messtechnische Auswertungen.....	208
Kapitel 7	Zusammenfassung und Ausblick.....	214
7.1	Regularized Marching Tetrahedra.....	214
7.2	Level Set Methoden.....	215
7.3	Feature Sensitive Surface Extraction.....	215
	Zusammenfassung der Arbeit	217
	Summary	219
	Abbildungsverzeichnis	221
	Tabellenverzeichnis	226
	Literaturverzeichnis	229

Kapitel 1

Einleitung und Problemstellung

1.1 Historie

Das Wort „Tomographie“ wird aus den griechischen Wörtern „tomos“ – schneiden und „graph“ – Bild abgeleitet. Zusammengesetzt bedeutet Tomographie also „Schnittbild“.

Zwei wesentliche Entdeckungen der Vergangenheit trugen dazu bei, dass die Computertomographie (CT), wie sie seit den 70er Jahren in der medizinischen Diagnostik und heute vermehrt auch für industrielle Zwecke eingesetzt wird, entwickelt werden konnte. Wilhelm Conrad Röntgen (1845 – 1923) entdeckte am 8. November 1895 die nach ihm benannte Röntgenstrahlung.



Abbildung 1-1: *Wilhelm Conrad Röntgen; Quelle: [Wik_06]]*

Röntgen stellte fest, dass diese Strahlung Papier und Holz mühelos durchdrang, Metalle wie Platin und Blei jedoch scheinbar undurchdringlich waren. Obwohl sie keine Beugungs- und Brechungserscheinungen wie das sichtbare Licht zeigte, schwärzte die Strahlung photographische Platten. So konnte Röntgen, als er seine Hand zwischen eine solche Strahlenquelle, welche er in Form einer Röhre anordnete, und eine photographische Schicht brachte, eine der später vielfach wiederholten Aufnahmen machen, auf denen sich deutlich dunkel die höher absorbierenden Knochen vom Rest des Gewebes (Muskeln, Fleisch, Blutbahnen) seiner Hand abhoben [Här_99].



Abbildung 1-2: *Erstes Röntgenbild der Hand von Alfred von Kolliker, aufgenommen am 23 Januar 1896; Quelle: [Gla_95]*

Zu Beginn des letzten Jahrhunderts beschäftigte sich der tschechische Mathematiker Johann Radon (1887-1956) mit folgender Problemstellung [Rad_17]:

Gegeben sei eine Funktion $f : R^3 \rightarrow R$. Angenommen, man kennt längs jeder Geraden g das Integral von f über g , ist es dann möglich anhand dieser Kenntnis auf die Funktion f zurückzuschließen?

Die mathematische Antwort, die Radon gab, ist heute unter dem Begriff „Radon-Transformation“ bekannt (s. Kapitel 2.2). Mit ihr schaffte er 1917 die theoretische Grundlage des modernen Computertomographen. Dennoch dauerte es noch einmal über ein halbes Jahrhundert, bis beide Stücke zusammengefügt und der technische Nutzen daraus erkannt wurde.



Abbildung 1-3: *Johann Radon; Quelle: [Gla_95]*

Als Erfinder der Computertomographie gelten Godfrey Newbold Hounsfield (*1919) und Allan McLeod Cormack (*1924), die dafür 1979 den Nobelpreis für Medizin erhielten. Cormack schaffte 1962 die technischen Grundlagen und Hounsfield baute 1972 den ersten Computertomographen. Durch die Entwicklung der CT war es nunmehr möglich, nicht nur die Projektionen, also die Durchstrahlbilder, wie bei der klassischen Radiologie, eines Objektes zu erfassen, sondern auch eine vollständige Beschreibung der inneren Strukturen. Neben der medizinischen Diagnostik fand die CT ihren Einsatz bald auch in der Werkstoffprüfung. Tomographische Messungen ermöglichten das zeitgleiche Erfassen lokaler Größen an den unterschiedlichen Orten eines Volumens. Das Schnittbild stellt dann die Informationen über die Verteilung einer bestimmten physikalischen Eigenschaft (z.B. Dichte, Homogenität, Materialart) in der Messebene dar.

1.2 Stand der Technik und Problemstellung

Tomographische Messverfahren besitzen zwei Vorteile gegenüber konventionellen Verfahren. Zum einen erfolgt das Erzeugen des Schnittbildes berührungslos und damit mechanisch wechselwirkungsfrei. Mit derartigen Verfahren sind in der Medizin und auch in der Biologie insitu Messungen möglich. Zum anderen ergibt sich ein enormer Zeitvorteil dadurch, dass die zu messende Größe an sehr vielen Punkten im Messquerschnitt gleichzeitig detektiert wird.

Medizinische und industrielle Tomographen unterscheiden sich in ihrem Aufbau und auch in der Qualität der Daten grundlegend voneinander. Dies ist insbesondere auf die unterschiedlichen Anforderungen an Geschwindigkeit, Auflösung und Genauigkeit der jeweiligen Applikationen zurückzuführen. Während medizinische Tomographen Auflösungen im Bereich von 1,0 - 0,5 mm besitzen und diese dort durchaus ausreichen, gehen die Anforderungen für industrielle CT-Anlagen bis weit in den Mikrometerbereich und kleiner. Grund hierfür sind vor allem die Einsatzgebiete der CT im Bereich der Elektro-, Halbleiter- und Chipindustrie, sowie in der Material- und Bauteilprüfung. Die dort zu untersuchenden Merkmale, wie zum Beispiel Risse, Lunker und Oxideinschlüsse, besitzen oft eine charakteristische Größe von nur wenigen Mikrometern. Um diese Merkmale zu detektieren werden heute Anlagen mit speziellen Mikro- und Nanofokus-Röntgenröhren gebaut.

Zur Visualisierung der aufgenommenen Bilddaten wurden in der Vergangenheit Hochleistungsrechner verwendet. Doch die schnell fortschreitende Entwicklung in der PC-

Welt, macht es heute möglich, CT-Daten direkt am PC zu visualisieren und weiter zu bearbeiten. Im Gegensatz zur klassischen Radiographie, bei der lediglich eine optische Prüfung der Daten erfolgt, bieten Computertomographiedaten ein großes Potential zur graphischen Weiterverarbeitung. Dies wird durch verschiedenste Softwareprodukte (z.B. VGStudioMax, Fa. Volumegraphics [Vol_05], MIMICS, Fa. Materialise N.V. [Mat_05]) auf dem Markt unterstützt. Dennoch beherrschen nach wie vor Produkte mit medizinischem Hintergrund den Markt, sodass industrielle Problemstellungen wenig bis gar nicht berücksichtigt bleiben.

Eine dieser Problemstellungen ist die exakte Vermessung von Objekten, die mittels CT digitalisiert wurden. Neben hardwaretechnischen Anpassungen sind dafür aufgrund maßgeblicher Unterschiede zwischen medizinischen und technischen Anforderungen bei der Auswertung von CT-Daten, auch auf dem Gebiet der Softwareentwicklung Änderungen in Abläufen, Algorithmen und Programmen notwendig. Große Auflösung und hohe Genauigkeit sind ebenso wie sehr gute Reproduzierbarkeit und die Determinierbarkeit der Fehlerquellen wichtige Parameter für den Einsatz der Computertomographie in der industriellen Messtechnik.

Wo bei der Visualisierung und Vermessung von Merkmalen in medizinischen CT-Bildern (z.B. die Größe einer Niere oder eines Tumors) die Pixelgenauigkeit nur eine untergeordnete Rolle spielte, ist es freilich in der Messtechnik unabdingbar, so genau wie nur möglich die Grenzen des zu vermessenden Objektes innerhalb eines CT-Bildes bestimmen zu können. Dazu dient die so genannte Schwellwertbestimmung. Ausgehend von einem CT-Schnittbild, das aus einer bestimmten Anzahl von Grauwerten besteht, welche den Grad der Absorption an jeder Stelle des durchstrahlten Objektes repräsentieren, ist der Schwellwert derjenige Grauwert, der die Grenze zwischen Material und Umgebung, bzw. zwischen Material 1 und Material 2 definiert. Die Anzahl der vorliegenden Grauwerte werden durch die eingesetzte Hardware, insbesondere dem Detektorsystem, vorgegeben. Für medizinische Auswertungen genügt oft die Bestimmung eines einzelnen Schwellwertes für den gesamten Datensatz. In Fällen, bei denen höhere Genauigkeiten gefordert sind, ist der manuelle Einsatz von Bildverarbeitungswerkzeugen bzw. zusätzlichen Hintergrundinformationen aus Datenbanken, Modellen und Simulationen notwendig. Trotz der Verwendung modernster Rechnertechnologien und umfangreichen Datenbanken, in denen heute eine Vielzahl CT-technisch relevanter Informationen über Organe und Gewebestrukturen gespeichert sind, ist dieses Vorgehen sehr zeitintensiv.

Experimente im Rahmen dieser Dissertation haben gezeigt, dass bei der Verwendung herkömmlicher Methoden zur Schwellwertbestimmung bei technischen Anwendungen der Röntgen-Computertomographie signifikante Abweichungen und somit Fehler in Abhängigkeit

von Material und Geometrie des tomographierten Objektes auftreten. Diese insbesondere in der Messtechnik inakzeptablen Effekte werden mit der heute verwendeten Software zur Auswertung von CT Daten nicht berücksichtigt und gehen somit unkorrigiert in die Messergebnisse ein. Das Wissen um diese Fehlerquelle hemmt auch die Akzeptanz der CT als Messverfahren in der Messtechnik.

1.3 Zielsetzung, Abgrenzung und Vorgehensweise

Die Verwendung von globalen Schwellwertverfahren für messtechnische Auswertungen von CT-Daten ist also nicht sinnvoll. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde eine Alternative zu diesen Verfahren entwickelt. Das **DLAMC**-Verfahren ist eine Symbiose der Berechnung dynamischer, lokal-adaptiver Schwellwerte (**DLA**) mit einer Abwandlung des Marching Cube Algorithmus (**MC**) zur Darstellung von Iso-Oberflächen. Das Verfahren erweitert herkömmliche in der 2D-Bildverarbeitung bekannte und verwendete Segmentierungsverfahren auf dreidimensionale Voxeldaten und ist auf die Gegebenheiten der industriellen Röntgen-CT angepasst. Die exakte Beschreibung der zugrunde liegenden Algorithmen, deren Implementierung, sowie die qualitative Analyse der erzielten Ergebnisse werden im Folgenden vorgestellt.

Die im Folgenden dargestellten Ergebnisse beschränken sich auf Messungen mit der am Fraunhofer IPA zur Verfügung stehenden Micro-Computertomographie Anlage HMXST der Firma X-Tek Systems Ltd., Großbritannien [Xte_05]. Eine Übertragung der Verfahren auf andere am Markt erhältliche Systeme ist jedoch ohne größeren Aufwand jederzeit möglich. Aufgrund der Vielfalt an technischen Materialien, die in beinahe beliebiger Kombination in Objekten auftreten können, wurden die im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Verfahren auf Einstoffmaterialien wie zum Beispiel Leichtmetall-Gussteile hin optimiert. Das Vorhandensein mehrerer verschiedenartiger Materialien (unterschiedlichen Absorptionsvermögens) innerhalb eines Objektes kann, wie im Folgenden noch beschrieben, zu andersartigen Effekten (Strahlungsaufhärtung, Streuung) führen, deren Beseitigung aber nicht Gegenstand dieser Arbeit ist.

In Kapitel 2 werden die physikalischen, mathematischen und messtechnischen Grundlagen umrissen, deren Verständnis für die weitere Behandlung der beschriebenen Problematik unerlässlich ist.

Kapitel 3 beschreibt den Stand der Technik in der Computertomographie. Der Schwerpunkt liegt dabei auf der Beschreibung der im Moment im industriellen Umfeld eingesetzten Technologien der 2D- und 3D Computertomographie. In einem weiteren Unterpunkt werden die Verfahren zur Auswertung der CT-Daten beschrieben. Hier wird anhand von Beispielen aus der Praxis auf die Grenzen dieser Verfahren eingegangen. Mit einer Ableitung der Anforderungen an ein neues Verfahren, angepasst an die messtechnischen Bedürfnisse der industriellen CT, wird das Kapitel abgeschlossen.

In Kapitel 4 wird zunächst die Analysemethode festgelegt, nach der die aus der Bildverarbeitung bekannten Segmentierungsalgorithmen (z.B. Kantenextraktion, flächenbasierte Segmentierung) untersucht werden. Anschließend folgt die Definition von Kriterien zur Bewertung dieser Verfahren. Hierbei liegt das Hauptaugenmerk auf der praktischen Anwendbarkeit der Algorithmen in Bezug auf Computertomographiedaten. Die Beschreibung der Funktion und Wirkungsweise der ausgewählten Operatoren wird anhand von graphischen Beispielen aus der Praxis veranschaulicht. Mit Hilfe der anschließend durchgeführten Analyse und Bewertung der Segmentierungsalgorithmen werden die auftretenden Effekte bei der Auswertung der CT-Messung im Hinblick auf messtechnische Aspekte hin diskutiert. Abschließend erfolgt die Auswahl eines Segmentierungsalgorithmus nach den zu Beginn des Kapitels definierten Kriterien für die weiterführende Verwendung im Rahmen dieser Arbeit.

Kapitel 5 beschreibt die Konzeption und Realisierung des neuen Lösungsansatzes für die beschriebene Problematik. Die Methodik der Korrektur des zu verarbeitenden Voxelmmodells, sowie die Algorithmik des verwendeten Segmentierungsverfahrens werden mathematisch softwaretechnisch in Form von Pseudo-Code Auszügen dargestellt und in einen Kontext mit der gesamten Auswertung der CT-Daten gestellt.

Die Verifizierung des beschriebenen Segmentierungsverfahrens erfolgt in Kapitel 6 anhand von Praxisbeispielen. Die zunächst rein quantitative Darstellung der Ergebnisse erfolgt durch die Implementierung der Algorithmen in ein Software-Werkzeug und dessen Integration in der zuvor beschriebenen Prozesskette der industriellen CT.

Ein Vergleich mit den bisher verwendeten Verfahren sowie eine qualitative Bewertung des neuen Segmentierungsalgorithmus werden anschließend durchgeführt. Die Ergebnisse werden in Form von Software-Screenshots und graphischen Darstellungen von Soll-Ist-Vergleichen sowie statistischen Abweichungskennwerten dokumentiert.

Kapitel 7 fasst die vorliegende Arbeit zusammen und gibt einen Ausblick auf weitere Forschungsziele und künftige industrielle Anwendungen der Computertomographie.

1.4 Beitrag der Arbeit

Der Inhalt der vorliegenden Arbeit und der vorangegangenen Forschungen legen einen weiteren Grundstein auf dem Weg zur Akzeptanz der Computertomographie in der industriellen Messtechnik. War es zuvor nur in sehr eingeschränktem Maße oder überhaupt nicht möglich, die mit CT-Technologie ermittelten Daten messtechnisch vernünftig auszuwerten, so bietet der entwickelte Algorithmus nun eine Möglichkeit dies zu tun. Er wurde insbesondere so konzipiert, dass die Reproduzierbarkeit der Messungen stets gewährleistet bleibt. Im Rahmen dieser Arbeit wurde auf die Berücksichtigung statistischer Methoden sowie auf fuzzy logic basierende und ähnliche Methoden völlig verzichtet, obgleich sich durch solche Verfahren, zukünftig möglicherweise ebenfalls interessante Möglichkeiten erschließen könnten.

Kapitel 2

Grundlagen

2.1 Physikalische Grundlagen

2.1.1 Röntgenstrahlung und Röntgenquellen

Einordnung im elektromagnetischen Spektrum

Die Energiebereiche der Gamma- und Röntgenstrahlen überschneiden sich in einem weiten Bereich. Beide Strahlungsarten sind elektromagnetische Strahlung und bei gleicher Energie deshalb äquivalent [Dör_01]. Das Unterscheidungskriterium ist die Herkunft: Röntgenstrahlen entstehen im Gegensatz zu den Gammastrahlen nicht bei Prozessen im Atomkern, sondern durch hochenergetische Elektronenprozesse. Röntgenphotonen haben eine Energie von etwa 100 eV bis 450 keV. Das entspricht einer Frequenz von ca. 10^{16} Hz bis 10^{20} Hz und einer Wellenlänge von ca. 5 pm (UV Licht) bis 10 nm (Gammastrahlung), wobei weiche Röntgenstrahlen die kleinste Energie und Frequenz und die größte Wellenlänge haben, harte Röntgenstrahlen dementsprechend die größte Energie und Frequenz und die kleinste Wellenlänge.

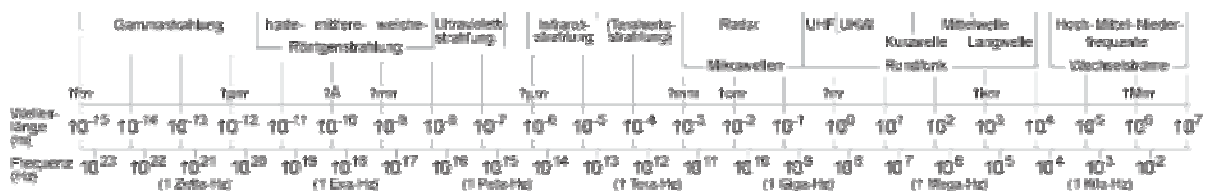


Abbildung 2-1: Elektromagnetisches Spektrum [Wik_06]

Entstehung elektromagnetischer Strahlung

Röntgenstrahlen entstehen beim Aufprall energiereicher Elektronen auf ein Material (Metall), auch Target genannt. Das Spektrum der Röntgenstrahlen besteht aus dem kontinuierlichen so genannten Bremsstrahlungsspektrum, das fast unabhängig vom bestrahlten Material ist und maßgeblich von der Energie der eingestrahnten Elektronen und den für das bestrahlte Material charakteristischen Röntgenlinien abhängt. Das Bremsspektrum entsteht durch das Abbremsen der Elektronen durch die elektrischen Felder der Elektronen und Kerne der Atome des Targetmaterials. Vom Hertzschen Dipol her ist bekannt, dass beschleunigte und verzögerte geladene Teilchen Energie als elektromagnetische Strahlung aussenden. Elektronen können bei diesem Prozess Teile ihrer Energie oder aber auch ihre gesamte Energie verlieren. Daher wird insgesamt ein kontinuierliches Röntgen- oder Bremsspektrum ausgestrahlt.

Das Bremsspektrum beginnt bei der maximalen Energie der eingestrahnten Elektronen. Für den Wert der Grenzwellenlänge λ_{\min} gilt daher:

$$E_{\text{Beschleunigung}} = E_{\text{max,Röntgen}} \quad (2.1)$$

$$eU_B = h\nu_{\max} \quad (2.2)$$

$$eU_B = \frac{hc}{\lambda_{\min}} \Leftrightarrow \lambda_{\min} = \frac{hc}{eU_B} \quad (2.3)$$

wobei:

- e = Elementarladung d. Elektrons
- U_B = Beschleunigungsspannung
- h = Plancksches Wirkungsquantum
- c = Lichtgeschwindigkeit
- λ_{\min} = kleinste Wellenlänge
- ν = maximale Frequenz

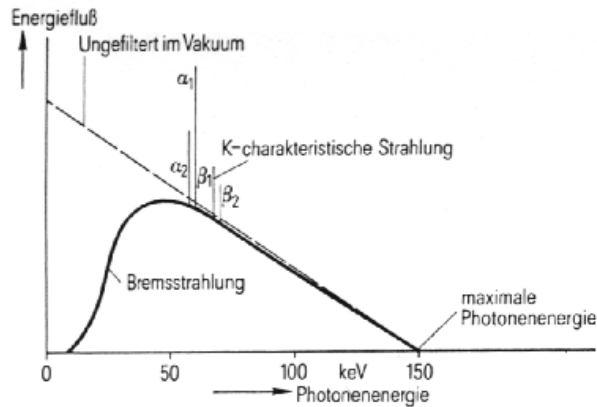


Abbildung 2-2: *Spektrum der Bremsstrahlung*

Die charakteristischen Röntgenlinien entstehen durch Elektronenübergänge zwischen den inneren, im Ruhezustand voll besetzten, Energiezuständen des Atoms. Die Bindungsenergie der Elektronen der inneren Schalen ist sehr viel höher als die der Valenzelektronen, daher ist auch die Energie der Photonen beim Übergang eines Elektrons von außen auf einen Platz nahe beim Kern höher, d.h. die Wellenlänge sehr kurz. Zur Erzeugung der charakteristischen Röntgenstrahlung kollidiert ein beschleunigtes Elektron mit einem Elektron aus der Atomhülle und hebt dieses auf ein höheres Energieniveau. Durch diesen Effekt entstehen Löcher in der Elektronenbesetzung der Atomhülle. Das Atom befindet sich in einem angeregten Zustand. Elektronen aus höheren Energieniveaus können nun diese freien Positionen besetzen und die Energiedifferenz in Form von elektromagnetischer Strahlung abgeben. Es hängt sehr stark vom Anodenmaterial ab, welche Frequenz hierbei freigesetzt wird. Im charakteristischen Röntgenspektrum sind diese Frequenzen deutlich an den ausgeprägten Peaks zu erkennen.

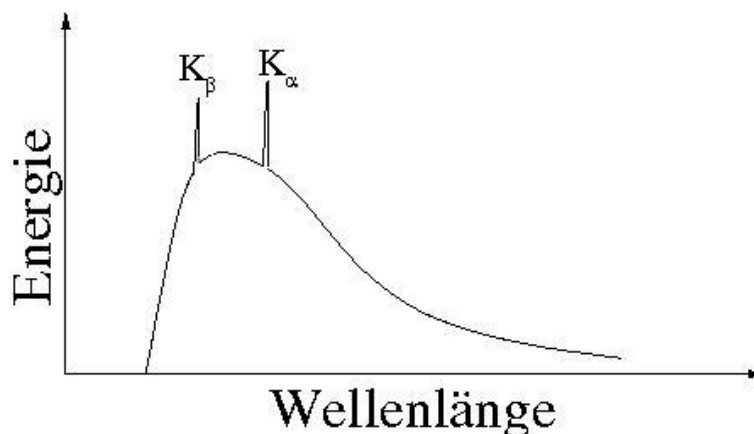


Abbildung 2-3: *Spektrum der Bremsstrahlung mit charakteristischer Strahlung [Wik_06]*

Technischer Aufbau von Röntgenquellen

Zur technischen Erzeugung solcher hochenergetischer Elektronen wird eine so genannte Glühkathode eingesetzt, die meist aus einem Wolframdraht und einer zur Bündelung der Elektronen eingesetzten Elektronenoptik (Wehnelt-Zylinder) besteht. In einem elektrischen Feld werden die Elektronen mit Spannungen U_B von bei der Computertomographie typischen 30 – 450 kV zur Anode (auch Antikathode genannt) hin beschleunigt. Im Allgemeinen wird als Anodenmaterial ein Metall mittlerer oder hoher Massenzahl (Mo 96, Cu 63 oder W 184) gewählt.

Bei der Wechselwirkung dieser gebündelten, schnellen Elektronen aus der Glühkathode mit den Atomen des Targetmaterials erfolgt eine Umwandlung der kinetischen Energie in Röntgenstrahlung und Wärme. Wolfram zeichnet sich hierbei besonders durch seinen hohen Schmelzpunkt und seiner guten Wärmeleitfähigkeit aus. Der Anteil der in Wärme umgewandelten Energie liegt bei ca. 99% der Gesamtenergie, daher muss die Anode meist gekühlt werden. Das verbleibende Prozent aller Elektronen erzeugt Bremsstrahlung und die charakteristische Strahlung.

Für den Wirkungsgrad von Röntgenröhren gilt näherungsweise:

$$\eta \approx 10^{-9} Z U_B \quad (2.4)$$

wobei:	η	Wirkungsgrad
	Z	Ordnungszahl des Anodenmaterials
	U_B	Beschleunigungsspannung in V

Für Wolfram mit $Z = 74$ und $U = 100$ kV ergibt sich $\eta \approx 0,7$ %.

Man unterscheidet zwischen Transmissions- und Reflexionsquellen. Bei der Transmissionsquelle wird die Röntgenstrahlung auf der gegenüberliegenden Seite der einfallenden Elektronen emittiert, wohingegen bei der Reflexionsquelle der Elektronenstrahl und die austretende Röntgenstrahlung auf der gleichen Seite des Targets liegen. Beide Typen werden in der Praxis zur Computertomographie gleichermaßen eingesetzt.

Der so genannte Brennfleck bezeichnet die Fläche des fokussierten Elektronenstrahls auf dem Target. Er beeinflusst sehr stark die mögliche Auflösung der Quelle und ist stark abhängig von der Energie der Elektronen. Man unterscheidet zwischen

- normalem Brennfleck (1mm^2)
- Fein- oder Minifokus ($0,5\text{ mm}^2$)
- Mikrofokus ($0,2\text{ mm}^2$)
- Nanofokus ($<0,01\text{ mm}^2$)

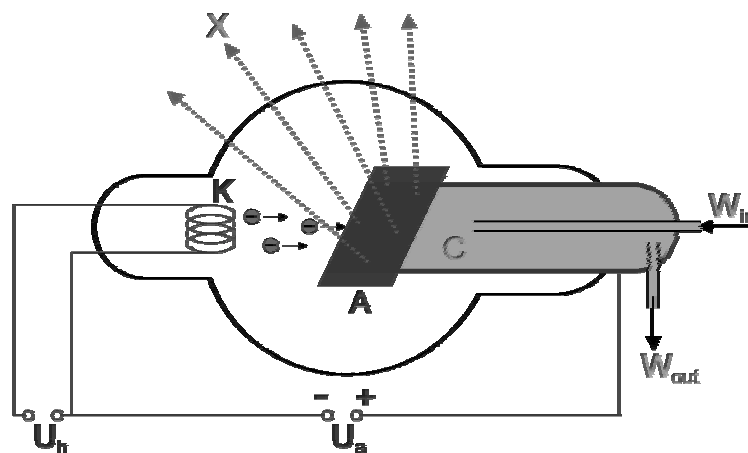


Abbildung 2-4: Schema Röntgenquelle [Wik_06]

Ionisierung

Neben der Streuung (Bremsstrahlung) und der Anregung (charakteristische Strahlung) gibt es einen weiteren Wechselwirkungsprozess der Elektronen mit Materie: die Ionisierung. Das beschleunigte Elektron kollidiert mit einem Elektron aus der Atomhülle des Targetmaterials. Ist die kinetische Energie groß genug, verlässt das getroffene Elektron die Atomhülle. Seine kinetische Energie ist maximal so groß wie die des auftreffenden Elektrons. Das getroffene Elektron kann seinerseits wieder Elektronen aus anderen Atomhüllen herausschlagen, bis die verbleibende Energie nicht mehr zur Ionisierung ausreicht.

Die freigesetzte Strahlung ist die Überlagerung aller dieser Effekte und somit über ein weites Frequenzband verteilt. Für den Einsatz computertomographischer Messungen ist diese

Tatsache sehr ungünstig. Zur Erreichung hoher Ortsauflösungen ist ein möglichst monochromatischer Röntgenstrahl (d.h. eine definierte Frequenz) notwendig. Daher wird das Spektrum meist noch gefiltert bzw. monochromatisiert.

Filterung von Röntgenstrahlung

Mit Hilfe von Kupfer, bzw. Bleifiltern werden die niederenergetischen Anteile der erzeugten Röntgenstrahlung aus dem Spektrum entfernt. Dies geschieht aber immer auf Kosten der Intensität der Strahlung. Im praktischen Einsatz der Computertomographie finden diese Filter ebenfalls Anwendung, um niederenergetische Streustrahlung zu entfernen und damit die Abbildungstreue und die Bildqualität insgesamt zu verbessern.

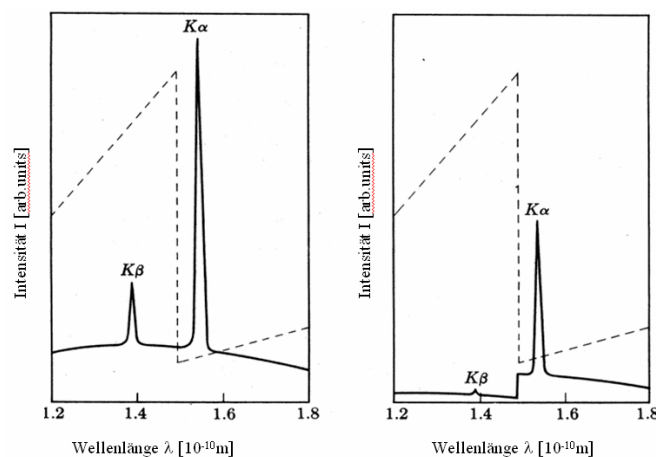


Abbildung 2-5: Vergleich eines ungefilterten Spektrums (links) mit einem gefilterten Spektrum (rechts); es wurde ein Nickel-Filter verwendet; die gestrichelte Linie zeigt den Verlauf des Absorptionskoeffizienten von Nickel [Wik_06]

Wechselwirkung von Strahlung mit Materie

Treffen nun die Röntgenstrahlen/Röntgenquanten auf die zu untersuchende Materie, treten ebenfalls verschiedene Wechselwirkungen auf:

Klassische Streuung (Rayleigh-/ Thomson-Streuung)

Elektromagnetische Strahlung wird dadurch gestreut, dass gebundene Elektronen des streuenden Mediums im elektrischen Feld der Strahlung zu erzwungenen Dipolerscheinungen erregt werden. Diese von den Dipolen ausgesandte Strahlung stellt die Streustrahlung dar. Sie hat die gleiche Frequenz (und Energie) wie die Primärstrahlung, wird aber in alle Richtungen emittiert (→ Intensitätsschwächung). Man spricht in diesem Zusammenhang auch von der elastischen Streuung von Photonen an Elektronen.

Absorption / Photoeffekt

Das Röntgen-Quant wird vom Atom vollständig absorbiert. Ist die Energie des Röntgen-Quants größer als die Austrittsarbeit eines Elektrons aus der Metalloberfläche, so kann das Elektron aus dem Metall herausgelöst werden. Die Energiebilanz wird durch folgende Gleichung beschrieben:

$$h\nu = E_{kin} + W_{Austritt} \quad (2.5)$$

wobei:	E_{kin}	Maximale kinetische Energie des herausgelösten Elektrons
	ν	Frequenz der Röntgenstrahlung
	h	Plancksches Wirkungsquantum ($6,626 \cdot 10^{-34}$ Js)
	$W_{Austritt}$	Austrittsarbeit

Diesen von Albert Einstein 1905 entdeckten Effekt nennt man Photoeffekt.

Compton-Streuung

Ein Röntgen-Quant mit der Energie $E = h\nu$ und dem Impuls $p = h\nu / c$ trifft auf ein freies (schwach gebundenes) Elektron. Bei diesem Stoß überträgt das Quant einen Teil der Energie und des Impulses auf das Elektron. Nach dem Stoß hat das gestreute Röntgen-Quant deshalb die verminderte Energie $E' = h\nu'$ und den verminderten Impuls $p' = h\nu' / c$, während das Elektron nach dem Stoß eine gewisse kinetische Energie erhält. 1922 wurde Compton auf den Effekt aufmerksam, dass sich die Wellenlänge von an

Elektronen gestreuten Röntgenstrahlen ändert. Mit dem Wellenbild des Lichtes waren die Beobachtungen nicht zu erklären. Erst die Einführung eines Lichtteilchens (Photon) konnte diese Streuung klären. 1923 gelang es Compton die Streuung der Strahlen als einen Stoß zwischen Photonen und Elektronen zu erklären.

Paarbildung

Bei der Wechselwirkung eines Röntgenquants mit Materie, das eine Energie von mehr als der doppelten Elektronen-Ruheenergie ($h\nu \geq 1,02 \text{ MeV}$) besitzt, kann es zur Bildung eines Elektron-Positron-Paares kommen. Die Energie des Photons wird zu gleichen Teilen dem neu erzeugten Positron und dem Elektron als kinetische Energie übertragen. Dieser Effekt tritt aus Gründen der Impulserhaltung nur in der Nähe von Materie auf. Die beiden neu erzeugten Ladungsträger unterliegen bei ihrem Weg durch Materie den gleichen Wechselwirkungsprozessen. Sie werden abgebremst und das Positron rekombiniert dann mit einem Elektron. Dabei wird dann die Summe der Energien von Positron und Elektron in Form von 2 Quanten der Elektronen-Ruheenergie ($E = m_{0,e}c^2 = 0,51 \text{ MeV}$) frei. Der Schwächungskoeffizient μ_P , welcher die Schwächung von Strahlung durch Paarbildung charakterisiert, ist proportional zu Z^2 und nimmt mit steigender Strahlungsenergie zu.

Einfluss der Wechselwirkungen auf die Computertomographie

Die jeweiligen Anteile der oben beschriebenen Effekte im Gesamtprozess der Wechselwirkung von Röntgenstrahlung mit Materie sind sehr stark abhängig von der Energie der Röntgen-Quanten.

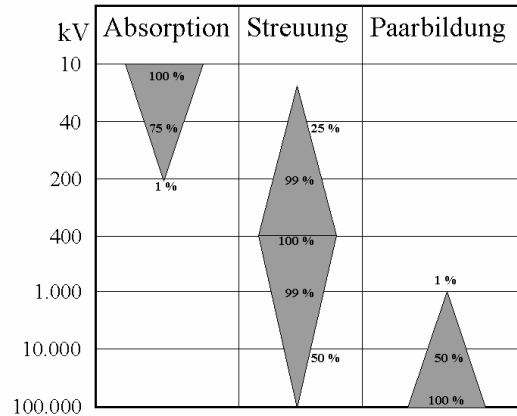


Abbildung 2-6: Einfluss der Spannung auf die Absorption

Strahlung verliert auf ihrem Weg durch Materie aufgrund verschiedener Prozesse Energie. Der Grad der Absorption und damit die Stärke der Intensität der transmittierten Strahlung hängt vom durchdrungenen Material (und damit von der Kernladungszahl Z) und von der Energie E der Röntgenquanten ab und kann durch den linearen Schwächungs- oder Absorptionskoeffizienten μ beschrieben werden:

$$\mu(Z, E) = \mu_{\text{Photoeffekt}} + \mu_{\text{Streuung}} + \mu_{\text{Paarbildung}} = \text{konst.} \quad (2.6)$$

Ausgehend von einem einfallenden Röntgenstrahl mit der Intensität $I(0)$ und einem zu durchlaufenden Medium der Dicke d gilt für die Intensität $I(d)$ des austretenden Strahls:

$$I(d) = I(0) * 2^{-\frac{d}{d_{1/2}}} \quad (2.7)$$

$d_{1/2}$ ist dabei die Halbwertsdicke. Aus (2.7) und dem linearen Schwächungskoeffizienten

$$\mu = \frac{\ln 2}{d_{1/2}} \quad (2.8)$$

folgt das Lambert-Beer'sche-Gesetz:

$$I(d) = I(0) \exp(-\mu d) \quad (2.9)$$

Wellenlänge λ	Ordnungszahl Z	Dichte ρ	Dicke d
$I \sim 1/\lambda^3$	$I \sim 1/Z^3$	$I \sim 1/\rho$	$I \sim 1/d$

Abbildung 2-7: Absorption von Röntgenstrahlung + Verhalten der Intensität

Sowohl in der medizinischen Diagnostik als auch in der industriellen CT werden die folgenden drei wesentlichen Eigenschaften der Röntgenstrahlung ausgenutzt [Bau_81]:

- **Divergenz von Röntgenstrahlen:** Ausgehend vom Brennfleck breiten sich die Röntgenstrahlen geradlinig nach allen Seiten hin mit Lichtgeschwindigkeit c aus. Die Strahlendivergenz führt mit zunehmendem Abstand zu einer Abnahme der Strahlenintensität (Energieflussdichte). Dieses Gesetz wird als das „Quadratische Abstandsgesetz“ bezeichnet, d.h. eine Verdoppelung des Abstandes vom Brennfleck bedeutet eine um den Faktor $1/4$ geringere Intensität, eine Verdreifachung reduziert die Intensität auf $1/9$ des ursprünglichen Wertes.
- **Durchdringungsvermögen von Röntgenstrahlung:** Das Ausmaß der Durchstrahlung ist abhängig von der Energie der Strahlen. Energiereiche Strahlung besitzt großes Durchdringungsvermögen.
- **Schwächung der Röntgenstrahlung:** Ein Teil der auf ein Objekt auftreffenden Strahlung tritt mit den Atomen des durchstrahlten Körpers in Wechselwirkung. Eine quantitative Beschreibung dieser Effekte liefert das Schwächungsgesetz. In der Hauptsache sind Absorption und Streuung für die Schwächung verantwortlich. Beide Prozesse kommen meist gleichzeitig, aber unterschiedlich stark vor. Auf diesen Prozessen beruht die Bilderzeugung. Während die Absorptionsunterschiede erwünscht sind, ist die Streuung aufgrund der damit verbundenen Verschlechterung der Bildqualität unerwünscht. Durch die Höhe der verwendeten

Beschleunigungsspannung wird die Häufigkeit des Auftretens der einzelnen Vorgänge beeinflusst.

Im Folgenden soll von monochromatischer Röntgenstrahlung und vernachlässigbarer Streuung ausgegangen werden. Die Abschwächung der Intensität der Strahlung ist dann lokal proportional zur vorhandenen Intensität, wobei die ortsabhängige Proportionalitätskonstante gerade der Schwächungskoeffizient $\mu = \mu(\bar{x})$ am Ort \bar{x} ist. Ist $I(\bar{x})$ die Intensitätsfunktion und dI die Intensitätsänderung entlang eines infinitesimal kleinen Wegstücks der Länge $d\bar{x}$, dann gilt:

$$dI = -I(\bar{x})\mu(\bar{x})d\bar{x} \quad (2.10)$$

Hieraus ergibt sich zunächst die Differenzialgleichung

$$\frac{d}{d\bar{x}} \ln I(\bar{x}) = \frac{1}{I(\bar{x})} \frac{dI}{d\bar{x}} = -\mu(\bar{x}) \quad (2.11)$$

und weiter durch Integration über einen Weg Γ von einer Quelle am Ort Q zu einem Detektor am Ort D die fundamentale Beziehung:

$$\int_{\Gamma} \mu(\bar{x})d\bar{x} = -\ln I(D) + \ln I(Q) = \frac{\ln I(D)}{\ln I(Q)} \quad (2.12)$$

Energie [keV]	Knochen	Gehirnzellen	Gehirnflüssigkeit	Energie [MeV]	Aluminium	Eisen	Blei	Beton
41	0,999	0,265	0,26	0,01	24,3	169	150	24,6
52	0,595	0,226	0,222	0,1	0,169	0,37	5,46	0,17
60	0,416	0,21	0,207	1	0,061	0,06	0,07	0,063
84	0,265	0,183	0,181	10	0,023	0,03	0,05	0,023
100	0,208	0,174	0,171					

Tabelle 2-1: Absorptionskoeffizienten [1/cm] für Röntgenstrahlung als Funktion der Photonenenergie für verschiedene Materialien

In der medizinischen Praxis werden nach G. N. Hounsfield die Schwächungswerte als relative Abweichung zum Schwächungswert des Wassers als CT-Zahl in Hounsfield-Einheiten angegeben:

$$CT - Zahl = \frac{\mu_{Material} - \mu_{Wasser}}{\mu_{Wasser}} * 1000HU \quad (2.13)$$

2.1.2 Detektoren

Zum Nachweis von Röntgenstrahlung wurden in der Vergangenheit, aber auch heute noch vor allem in der Radiographie, Film-Folien eingesetzt [Rot_02], [Ewe_01]. Beim Auftreffen der Röntgenstrahlung wird eine Schwärzung hervorgerufen, welche das Projektionsbild des durchstrahlten Objektes abbildet. In der Materialprüfung (z.B. in der Schweißnahtprüfung) wird dieses Medium wegen seiner guten räumlichen Auflösung im Bereich von einigen 10 µm und seiner ausgezeichneten Kontrastauflösung (ca. 0,5%) noch sehr häufig verwendet, zumal es eine sehr haltbare Dokumentation des Inspektionsergebnisses darstellt und seine Anwendung durch ein umfangreiches europäisches Normenwerk geregelt ist. Hauptnachteil des Films sind die Belichtungs- und Entwicklungszeiten von einigen Minuten.

Modernere Detektoren basieren auf dem Prinzip der Bildverstärker (BV) Technik. Röntgen-Quanten fallen dabei auf einen Eingangsschirm, der mit einer fluoreszierenden, röntgenempfindlichen Substanz (z.B. CsI) beschichtet ist. Dadurch werden Lichtquanten ausgelöst, welche dann auf eine Photokathode treffen, um dort Elektronen herauszulösen (Photoeffekt, Einstein 1905). Das Verhältnis zwischen den auftreffenden Röntgenquanten und den ausgelösten Lichtquanten beträgt ca. 1 : 2000. Je 20 Lichtquanten werden benötigt, um ein Elektron aus der Photokathode herauszulösen. In einem elektrischen Feld von mehreren kV werden diese dann beschleunigt und prallen schließlich auf eine Anode und bewirken so eine Emission von Lichtquanten aus dem Ausgangsleuchtschirm. Hierbei besteht ein Verhältnis zwischen Elektronen und Lichtquanten von ca. 1000 : 1. Diese werden über ein optisches System auf einer Camera abgebildet. Das Videosignal kann auf einem Monitor dargestellt werden. Eine Helligkeitszunahme um das 10000- bis 20000-fache wird dadurch erreicht, dass

- der Ausgangsleuchtschirm kleiner ist als der Eingangsschirm
- die Elektronen im BV auf ca. 25kV beschleunigt werden.

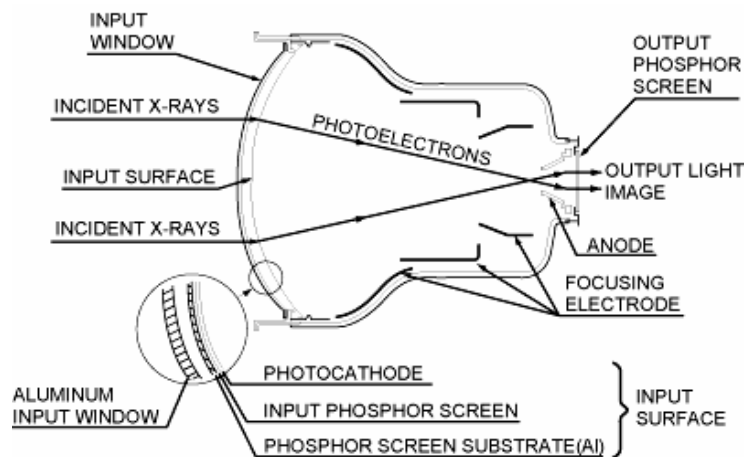


Abbildung 2-8: Schema Bildverstärker [Ewe_01]

Der Unterschied zwischen Film, Folien-Film und Bildverstärker in Bezug auf Strahlenempfindlichkeit und Ortsauflösung wird in folgender Tabelle deutlich:

	SE-Folie	folienloser Film	Röntgenfernsehen	Bildverstärker
Strahlenempfindlichkeit	1.5 μGy	100 μGy	0.1 μGy	$\ll 0,1 \mu\text{Gy}$
Ortsauflösung	6 LP/mm	50 LP/mm	1-2 LP/mm	2 - 4 LP/mm

Tabelle 2-2: Strahlenempfindlichkeit / Ortsauflösung

Flachdetektoren bestehen in der Regel aus einer Szintillationsschicht und einer Photodiode. Materialien für Szintillationsschichten sind zum Beispiel amorphes Silizium (a-Si) oder Gadoliniumoxisulfid (kurz: GOS).

Zur Herstellung moderner Halbleiterdetektoren werden neue Materialien wie zum Beispiel Cadmiumtellurit (CdTe) und Kupfer-Indium-Diselenit (kurz: CIS) eingesetzt. Halbleiterdetektoren zeichnen sich dadurch aus, dass sie in der Lage sind Röntgenstrahlung direkt in elektrische Signale ohne Umweg über Photodioden umzuwandeln.

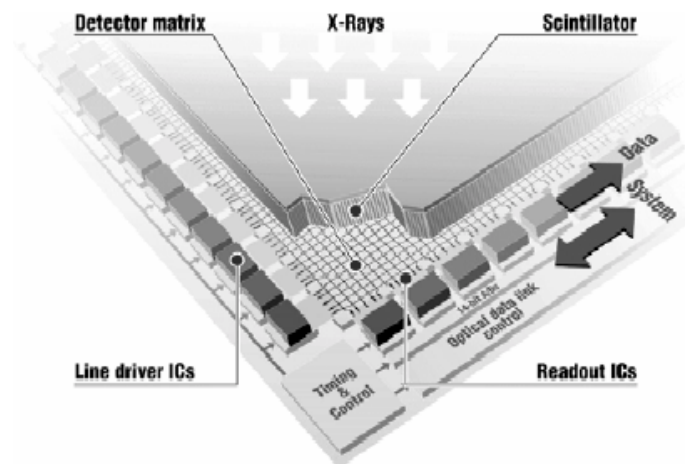


Abbildung 2-9: *Technischer Aufbau eines a-Si-Flachdetektors [Quelle: Sie_05]*

In der Praxis der industriellen CT werden heute dreierlei Detektorsysteme eingesetzt:

Zeilendetektoren

Zeilendetektoren, welche aus einer Reihe von nebeneinander liegenden Szintillatoren bestehen. Nur ein ganz bestimmter Teil der Röntgenquanten einer (beinahe) punktförmigen Quelle trifft auf die Zeile auf. Man spricht von der so genannten Fächerstrahlgeometrie (Abb. 2-17). Die Vorteile dieser Art von Detektoren liegen insbesondere aufgrund der Kollimation der Röntgenstrahlung in der Unempfindlichkeit in Bezug auf Streustrahlung (Compton-Streuung). Mehrfach gestreute Röntgenquanten fallen aus der Fächerstrahlgeometrie heraus und werden somit nicht registriert und können dabei auch nicht falsch interpretiert werden. Ein großer Nachteil beim Einsatz von Zeilendetektoren ist der große Zeitaufwand gegenüber Bildverstärker/Kamera-Systemen oder Flachdetektoren. Pro 360° Rotation des Bauteils kann nur ein Schichtbild bzw. eine Voxelschicht rekonstruiert werden. Ein Scan kann so, je nach Größe des Bauteils und je nach gewähltem Schichtabstand in z-Richtung, mehrere Stunden bis hin zu mehreren Tagen dauern. Nachteilig ist auch die dadurch in z-Richtung resultierende geringere Auflösung.

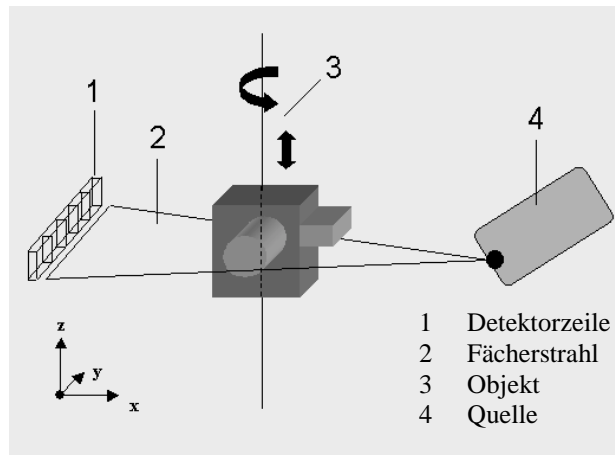


Abbildung 2-10: Fächerstrahlgeometrie

Flächendetektoren

Flächendetektoren, die aus einer Matrix von $n \times m$ Detektorzellen zusammengesetzt sind. Die gesamten von der Quelle emittierten Röntgenquanten treffen auf den Detektor. Es liegt die so genannte Kegelstrahlgeometrie (Abb. 2-18) zugrunde. Von großem Vorteil sind hierbei die geringe Scandauer und die homogene Auflösung in allen drei Raumrichtungen. Wie oben bereits erwähnt stellt insbesondere bei höheren Energien (225 – 450 kV) Streustrahlung ein erhebliches Problem dar. Forschungsprojekte, wie zum Beispiel das von der Europäischen Gemeinschaft geförderte Projekt DETECT [EU-DET] beschäftigen sich mit der Herstellung neuer Detektoren, die gegenüber diesen Effekten unempfindlich reagieren und somit auch in Energiebereichen eingesetzt werden können, die für große Teile und höher absorbierende Materialien benötigt werden.

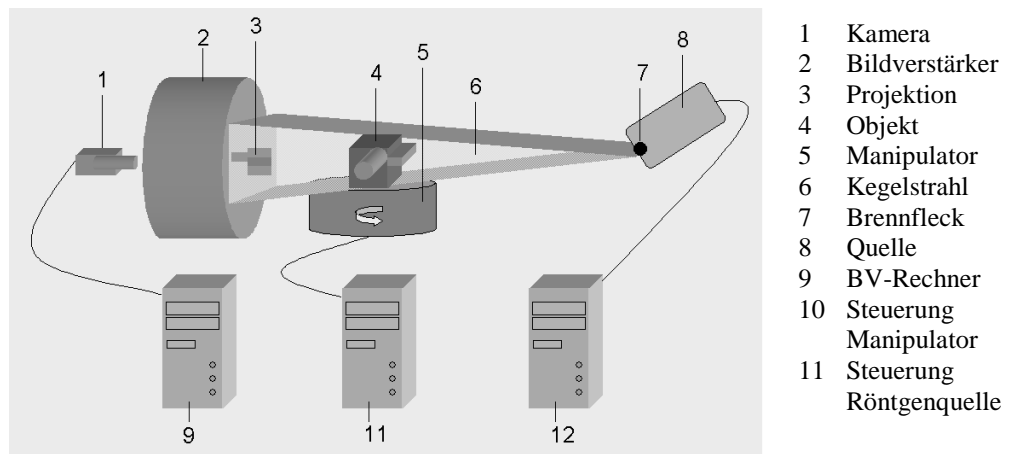


Abbildung 2-11: Kegelstrahlgeometrie

Die Unterscheidung zwischen Fächer- und Kegelstrahlgeometrie ist bei der Wahl des Rekonstruktionsalgorithmus entscheidend.

Bildverstärker-Kamera Systeme [Sch_01]

Bei Bildverstärker-Kamera Systemen spielt die Korrektur der in den äußeren Bereichen des Bildverstärkers auftretenden optischen Verzerrungen eine große Rolle. Dies kann heute softwareseitig und mit Hilfe von Kalibrierwerkzeugen (Kalibrierplatten) meist sehr gut korrigiert werden. Die Auflösung eines solchen Detektorsystems hängt in erster Linie von der Auflösung der verwendeten digitalen CCD Kamera ab. Doch auch die Eigenschaften des Bildverstärkers spielen eine Rolle. Quantenrauschen (s.u.) tritt bei relativ niedrigen Energien am Eingangsbildschirm auf. Der Quantenwirkungsgrad gibt den Anteil der Röntgenquanten die in bildgebende Lichtquanten umgewandelt wird, liegt bei modernen Bildverstärkern bei ca. 60%. Weitere Faktoren sind: Signal-Rausch-Verhältnis, Modulationsübertragungsfunktion (MTF) (Grenzauflösung: 4 LP/mm; Mindestauflösung laut RöV: 1 LP/mm), Konversionsfaktor (Ausgangsleuchtdichte / Eingangs dosisleistung) und Kennlinien des BV.

2.1.3 Praktische Probleme

Im Folgenden sind einige der Einflüsse beschrieben, welche sich auf die Bildqualität bei der Röntgen-Computertomographie auswirken [Tsc_96]:

Bildrauschen

Das Bildrauschen setzt sich aus verschiedenen Quellen zusammen:

- Der Hauptteil ist das *Quantenrauschen*: da die Strahlung aus einer endlichen Anzahl von Quanten besteht, schwankt die Anzahl der gemessenen Quanten normalverteilt um einen Mittelwert. Durch ausreichend hohe Dosierung kann man das

Quantenrauschen minimieren, durch statistische Auswertungen kann die Streuung in gewissem Maße herausgefiltert werden.

- Einen weiteren Teil trägt die Röntgenröhre selbst dazu bei, deren Quanten meist nicht exakt monochromatisch sind. Die Eigenschaft der Materie, Strahlung in Abhängigkeit von der Frequenz abzulenken und zu absorbieren, wurde bereits angesprochen. Dem kann man mit einer Verringerung der räumlichen Auflösung, einer Erhöhung der Strahlendosis und in gewissem Umfang auch mit der Verwendung von härteren Strahlen entgegenwirken. Da nicht alle Punkte gleichzeitig ohne weiteres verändert werden können, muss im Einzelfall abgewogen werden, welcher Parameter für die jeweilige Messung am entscheidendsten zur Qualität beiträgt. Ist eine hohe Auflösung notwendig, muss diese mit einer niedrigeren Strahlendosis erkaufte werden. Eine Monochromatisierung durch entsprechende Filter begrenzt zwar das Rauschen, doch wird sogleich die Signalintensität erheblich reduziert, was den Signal-Rausch-Abstand wieder verschlechtert.
- Bei der Transmission durch das Objekt kann ein Photon mit der Elektronenhülle von Atomen in Wechselwirkung treten. Dabei entsteht Streustrahlung. Effekte wie Streuung, Compton-Effekt und Paarbildung können Photonen erzeugen, die nicht zum gemessenen Strahl gehören und so das Bild verrauschen. Übliche Gegenmaßnahmen sind Kollimatoren, also Filter, die nur Photonen aus einer bevorzugten Richtung passieren lassen.

Artefakte

Auch hier gibt es eine Vielzahl verschiedener Quellen, von denen an dieser Stelle nur einige genannt seien:

- **Partialvolumina**
Durch die Diskretisierung in Voxel-Einheiten werden beispielsweise zwei Volumina mit unterschiedlichem Absorptionskoeffizienten in einem einzelnen Voxel zusammengefasst - es wird ein gemittelter Koeffizient berechnet, der nicht dem realen Wert entspricht. Optisch erkennt man fließende Konturen anstelle von harten Übergängen.
- **Aliasing**
Aliasing-Artefakte treten durch die Überlagerung von niedrigen und hohen Frequenzen auf. Durch die Überlagerung mit der Abtastrate kommt es zu einer

Interferenz, welche die tatsächlichen Werte verfälscht (Moiré-Muster). Dies ist ein bekanntes Problem, das mit einer höheren Abtastrate, also einer höheren Auflösung und einem anschließenden Tiefpassfilter reduziert werden kann.

- Ringartefakte

Ringartefakte deuten meist auf defekte oder falsch kalibrierte Detektorzellen hin. Vermeintlich gleiche Abschwächungen werden von unterschiedlichen Detektorzellen unterschiedlich gemessen. Das Resultat sind konzentrische Ringe um den Bildmittelpunkt.

- Strahlaufhärtungs-/Metallartefakte

Ein wichtiges Merkmal einer Röntgenröhre ist die Tatsache, dass sie polychromatische Strahlung, das heißt, Strahlen über ein breites Wellenlängen- oder Energiespektrum, emittiert (Abb. 2-12). Wie (Abb. 2-13) zeigt, ist der Massenabsorptionskoeffizient von der Quantenenergie abhängig. Niederenergetische Strahlen werden von einem gegebenen Objekt stärker absorbiert als höherenergetische. Je länger der Strahlenweg durch ein Objekt ist, umso mehr werden die niederenergetischen, längerwelligen Strahlen absorbiert und umso "härter", also kurzwelliger wird die Strahlung. Das Energiespektrum der austretenden Strahlung verschiebt sich hin zum kürzerwelligen Bereich. Damit nimmt auch die mittlere Quantenenergie zu. Analog wird der zugehörige mittlere Absorptionskoeffizient niedriger, und der Messwert steigt nicht mehr linear an. Derselbe Effekt wie mit zunehmender Objektlänge tritt ein mit zunehmender spezifischer Dichte des Objektes.

- Überschreitung des Dynamikbereiches der Detektoren

In Bereichen, wo die Absorption des Körpers sehr stark ist, macht sich das Rauschen in der Detektorelektronik bemerkbar. Die Dynamik des Detektors ist in diesem Falle zu groß bzw. die Dynamik des Signals zu klein, d.h. die Absorption ist zu schwach als dass der Detektor noch Unterschiede feststellen könnte. Eine zu kleine Dynamik des Detektors resultiert entsprechend in einer Übersteuerung: es kann nicht mehr der gesamte Dynamikbereich des Signals verfolgt werden. Wenn der Detektor übersteuert, also nicht in der Lage ist, die maximale Amplitude des Signals noch innerhalb des Dynamikbereiches darzustellen, können Schatten im rekonstruierten Bild auftreten. Dies erklärt sich im Rekonstruktionsalgorithmus wie folgt: Ein harmonisches Signal mit genau einer Frequenz wird bei der Fourier-Transformation im Idealfall als genau ein von Null verschiedener Wert dargestellt. Schneidet man das Signal ab einer gewissen Höhe ab (dies entspricht dem „Übersteuern“), entsteht eine

Reihe von Nebenfrequenzen, die so im Frequenzraum übernommen werden. Da die Transformation und die Rücktransformation diskret verlaufen, wird das übersteuerte Signal nicht exakt rekonstruiert werden können, sondern es wird an den Kanten nachschwingen, was sich optisch in Schatten neben einer Kante auswirkt.

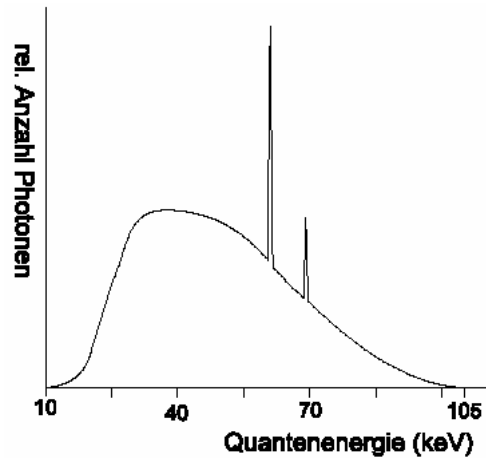


Abbildung 2-12: Quantenenergiespektrum einer Röntgenröhre mit 105 kV Röhrenspannung [Bor_90]

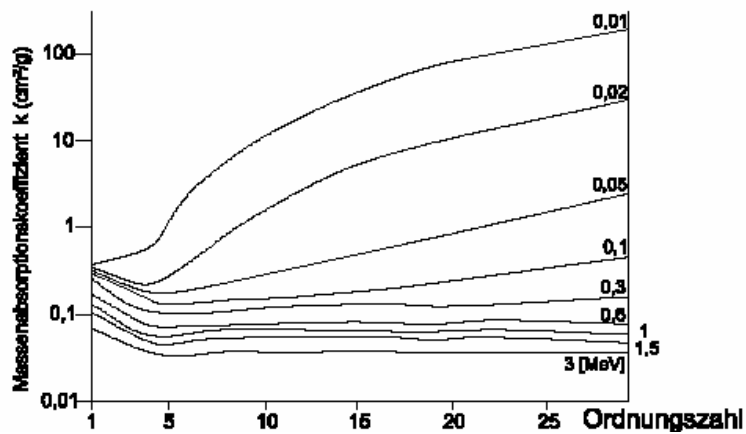


Abbildung 2-13: Massenabsorptionskoeffizienten in Abhängigkeit von der Ordnungszahl für verschiedene Quantenenergien. Man sieht: bei geringen Energien steigt der Massenabsorptionskoeffizient mit der Ordnungszahl an, bei hohen Energien ist er von der Ordnungszahl weitestgehend unabhängig [Bor_90]

2.2 Mathematische Grundlagen

Das im Folgenden beschriebene mathematische Modell der Computertomographie setzt einige Vereinfachungen voraus. Der Beschreibung der Rekonstruktion von Schnittbildern oder Voxeldaten aus n Projektionsbildern soll zunächst Parallelstrahlgeometrie (Parallelität der Röntgenstrahlen, welche das Objekt durchdringen) zugrunde gelegt werden. Dadurch ist nur ein Winkelbereich von 0° bis 180° zu betrachten. Unter realen Umständen findet man Fächer- bzw. Kegelstrahlgeometrie (fan-beam, cone-beam) [Nat_86], [Nat_01], [Ram_96], [Kak_88], [Bla_89], [Bar_96], [Tu1_01], [Tu2_01].

Von dem zu untersuchenden Objekt werden unter n verschiedenen Winkeln Projektionsbilder (Radiographien) aufgenommen. Der Abstand zwischen den einzelnen Winkeln betrage genau θ . $\theta_0 = 0^\circ$ und $\theta_{\max} = 180^\circ$. Das Objekt rotiere um eine fest definierte Drehachse.

In Gleichung (2.6) wurde von einem konstanten Absorptionskoeffizienten μ ausgegangen. Für inhomogene Körper ist μ jedoch im Allgemeinen ortsabhängig, so dass $\mu \Delta x$ durch ein Linienintegral ersetzt werden muss:

$$I(x) = I_0 \exp\left(\int_{\Gamma} \mu(\vec{x}) d\vec{x}\right) \quad (2.14)$$

$$\Leftrightarrow \ln \frac{I_0}{I(x)} = \int_{\Gamma} \mu(\vec{x}) d\vec{x} \quad (2.15)$$

Die Messungen von I_0 und $I(x)$ liefern also Linienintegrale des Absorptionskoeffizienten μ . Da dieser die Art des Materials angibt, wird $\mu(\vec{x})$ im Folgenden als Objektfunktion bezeichnet. Bestimmt man die Gesamtheit aller Objektfunktionen aus der Gesamtheit aller Linienintegrale und stellt sie anschließend graphisch dar, so erhält man das gesuchte Bild des Körpers.

2.2.1 Theorie der Radontransformation in zwei Dimensionen

Sei nun (x,y) das körperfeste und (s,t) das raumfeste kartesische Koordinatensystem (KS). Bei einem Drehwinkel von $\theta = 0^\circ$ sollen die beiden KS übereinstimmen. Der Röntgenstrahl verlaufe stets parallel zur s -Achse im raumfesten Koordinatensystem.

Hat der Strahl L den Abstand t_0 zur s -Achse, so liegen alle Punkte des Körpers für die gilt:

$$y = t_0 \quad (2.16)$$

auf dem Strahl.

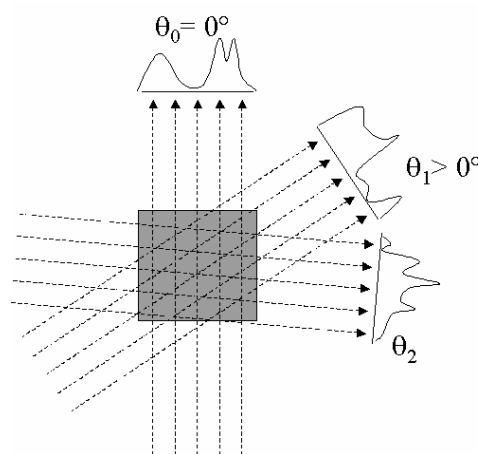


Abbildung 2-14: Projektionen

Wenn der Körper um den Winkel θ gedreht worden ist, befinden sich die Punkte, für die gilt:

$$x \sin(\theta) + y \cos(\theta) = t_0 \quad (2.17)$$

auf dem Strahlweg. Dies gilt natürlich auch für $\theta = 0^\circ$.

Das Zustandekommen dieser Gleichung lässt sich mit der Drehmatrix für Koordinatentransformation erklären. (s,t) ist das ursprüngliche Koordinatensystem und (x,y) das System, welches sich aus (s,t) nach einer Drehung um den Winkel θ ergibt. Es gilt dann:

$$\begin{pmatrix} s \\ t \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\theta) & -\sin(\theta) \\ \sin(\theta) & \cos(\theta) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} \quad (2.18)$$

Für die Koordinate t folgt somit:

$$t = x \sin(\theta) + y \cos(\theta) \quad (2.19)$$

Ausgehend vom Absorptionsgesetz (2.9) folgt nun:

$$I(\theta, t_0) = I_0 \exp\left(\int_{\Gamma} \mu(x, y) d\Gamma\right) \quad (2.20)$$

Hierbei wird entlang des Strahls Γ integriert.

Mit Hilfe der Diracschen δ -Funktion:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} dx f(x) \delta(x) = f(0) \quad (2.21)$$

und Gleichung (2.19) lässt sich Gleichung (2.20) umwandeln:

$$I(\theta, t_0) = I_0 \exp\left(-\int_{-\infty-\infty}^{+\infty+\infty} \mu(x, y) \delta(x \sin \theta + y \cos \theta - t_0) dx dy\right) \quad (2.22)$$

Nach Normierung, Invertierung und Logarithmierung erhält man aus Gleichung (2.22) das Linienintegral:

$$\lambda(\theta, x, y) := \ln\left(\frac{I_0}{I(\theta, t_0)}\right) = \int_{\Gamma} \mu(x, y) d\Gamma = \int_{-\infty-\infty}^{+\infty+\infty} \mu(x, y) \delta(x \sin \theta + y \cos \theta - t_0) dx dy \quad (2.23)$$

$\lambda(\theta, x, y)$ wird als Radontransformation oder Projektion der Objektfunktion $\mu(x,y)$ unter festem Winkel θ bezeichnet. Unter Projektion versteht man die Linienintegrale $(-\infty < t < \infty)$ für einen festen (Projektions-) Winkel θ .

2.2.2 Rückprojektion

Die Invertierung der Radontransformation ist die Basis für die Lösung des Rekonstruktionsproblems und die Gewinnung der Schichtbildinformationen. Dazu gibt es verschiedene mathematische und numerische Ansätze. Einer davon ist die so genannte gefilterte Rückprojektion (filtered backprojection). Hierbei wird zunächst zu jeder Projektion P_θ ein vorläufiges Bild erzeugt, indem man die Projektionen entlang der Strahlrichtung rückprojiziert. Diese Bilder werden anschließend überlagert und ergeben ein ungefähres Abbild der gesuchten Objektfunktion. Bei dieser Art der Bildrekonstruktion treten Abweichungen gegenüber der realen Funktion auf, die durch eine Steigerung der Messschritte, sowie durch Filterung der Projektionen vor der Rückprojektion eingeschränkt werden können.

Ausgangspunkt sind Projektionen $P_\theta(t)$, die entlang eines Strahles im körperfesten KS rückprojiziert werden.

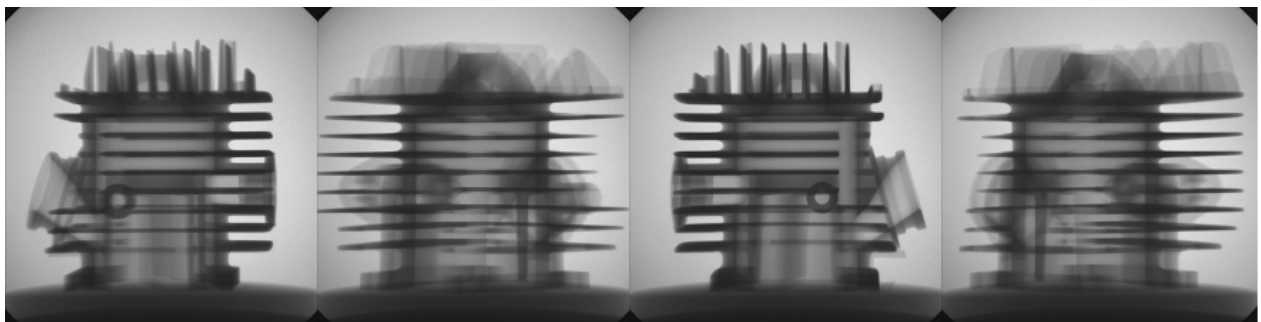


Abbildung 2-15: Projektionsbilder $P_\theta(t)$, $\theta = 0^\circ, 90^\circ, 180^\circ, 270^\circ$; Zylinder einer Kettensäge der Fa. Stihl AG & Co. KG

Sei zunächst der Projektionswinkel θ fest gewählt. Für einen Punkt (x_0, y_0) soll dann gelten:

$$\mu_\theta(x_0, y_0) = P_\theta(x_0 \sin(\theta) + y_0 \cos(\theta)) \quad (2.24)$$

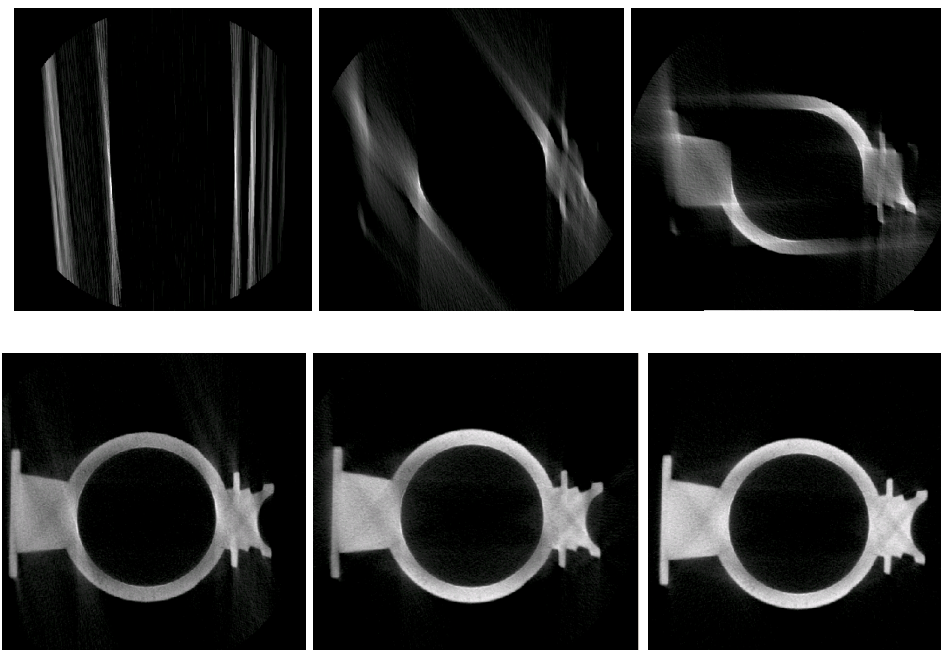


Abbildung 2-16: Rückprojektionen nach 2, 20, 80, 180, 270 und 360 Projektionen bei $z=250$ (Schnittebene); Zylinder einer Kettensäge der Fa. Stihl AG & Co. KG

Um alle Strahlen, die diesen Punkt durchlaufen, zu berücksichtigen, wird über alle Winkel integriert:

$$\mu(x_0, y_0) = \int_0^{\pi} \mu_{\theta}(x_0, y_0) d\theta = \int_0^{\pi} P_{\theta}(x_0 \sin \theta + y_0 \cos \theta) d\theta \quad (2.25)$$

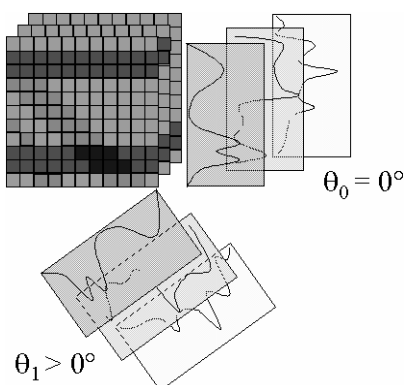


Abbildung 2-17: Überlagerung der Rückprojektionen

Dieses Integral muss durch eine Summe ersetzt werden, da nur für eine begrenzte Anzahl an Winkeln n Projektionen gemessen werden. Im diskreten Fall tritt somit an die Stelle von Gleichung (2.25) folgender Zusammenhang:

$$\mu(x_0, y_0) = \sum_{\theta} \mu_{\theta}(x_0, y_0) \frac{\pi}{n} = \sum_{\theta} P_{\theta}(x_0 \sin \theta + y_0 \cos \theta) \frac{\pi}{n} \quad (2.26)$$

wobei über alle Projektionswinkel aufsummiert und das Integrationsintervall $d\theta$ durch das Winkelintervall π/n ersetzt wird.

2.2.3 Filterung

Das auf diese Weise rekonstruierte Bild unterscheidet sich noch stark vom Ausgangsobjekt. Bei einer wie oben durchgeführten ungefilterten Rückprojektion treten starke Verschmierungen auf. Um diese und andere Effekte zu minimieren werden in der Praxis verschiedene Filter, wie zum Beispiel Tiefpass- und Rampenfilter eingesetzt. Das Rampenfilter verstärkt hohe Kreisfrequenzen gegenüber den niedrigen, soweit diese nicht schon durch den Tiefpassfilter eliminiert wurden.

Als Rampen- und Tiefpassfilter dienen folgende Funktionen:

$$L(f) = \begin{cases} 1 - \varepsilon \frac{|f|}{f_{cut}} & \text{für } |f| \leq f_{cut} \\ 0 & \text{für } |f| > f_{cut} \end{cases} \quad (2.27)$$

$$R(f) = \frac{|f|}{2\pi} \quad (2.28)$$

wobei:

$$f_{cut} = \frac{2\pi}{\Delta t} \frac{1}{2} = \frac{\pi}{\Delta t} \quad (2.29)$$

die nach dem Abtasttheorem höchste fehlerlos aufzulösende (Kreis-) Frequenz darstellt.

$\varepsilon \in [0,1]$ ist ein Dämpfungsparameter. Für $\varepsilon = 0$ erhält man ein Fensterfilter, das in Kombination mit dem Rampenfilter zu hoch aufgelösten Ergebnissen führt. Bei einem Dämpfungsparameter $\varepsilon > 0$ werden hohe Frequenzen geschwächt, was eine Glättung im rekonstruierten Bild zur Folge hat.

Als Produkt der beiden Funktionen erhält man das komplette Spektrum des Filters:

$$\Omega(f) = \begin{cases} \frac{|f|}{2\pi} \left(1 - \varepsilon \frac{|f|}{f_{cut}}\right) & \text{für } |f| \leq f_{cut} \\ 0 & \text{für } |f| > f_{cut} \end{cases} \quad (2.30)$$

Der Filter muss nun invers fouriertransformiert und anschließend die entstandene Filterfunktion mit der jeweiligen Projektion gefaltet werden.

Die Filterfunktion berechnet sich dann wie folgt:

$$\omega(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-f_{cut}}^{+f_{cut}} \frac{|f|}{2\pi} \left(1 - \varepsilon \frac{|f|}{f_{cut}}\right) e^{i f t} df \quad (2.31)$$

$$= \frac{1}{2\pi} \int_0^{+f_{cut}} |f| \left(1 - \varepsilon \frac{|f|}{f_{cut}}\right) \cos(f t) df \quad (2.32)$$

Nach partieller Integration erhält man:

$$\omega(t) = \frac{f_{cut}^2}{2\pi^2} [u(f_{cut} t) - v[f_{cut} t]] \quad (2.33)$$

wobei:

$$u(t) = \begin{cases} \frac{\cos(t)-1}{t^2} + \frac{\sin(t)}{t} & , t \neq 0 \\ \frac{1}{2} & , t = 0 \end{cases} \quad (2.34)$$

und

$$v(t) = \begin{cases} \frac{2\cos(t)}{t^2} + (1 - \frac{2}{t^2}) \frac{\sin(t)}{t} & , t \neq 0 \\ \frac{1}{3} & , t = 0 \end{cases} \quad (2.35)$$

Da die Projektion nur an diskreten Werten definiert ist, muss auch das Faltungsintegral

$$P_{\theta}^F = \int_{-\infty}^{+\infty} P_{\theta}(\tau)\omega(\tau-t)d\tau \quad (2.36)$$

in eine Summenformel übergehen:

$$P_{\theta}^F(t_k) = \Delta t \sum_{i=-K}^{+K} P_{\theta}(i\Delta t)\omega(|i-k|\Delta t) \quad (2.37)$$

Daraus folgt nun, dass auch die Filterfunktion nur für diskrete Werte, nämlich für ganzzahlige Vielfache des Abtastintervalls Δt zu berechnen ist. Für diese Funktionsstellen vereinfacht sich die Filterfunktion erheblich, wenn man

$$t_k = k\Delta t \quad (2.38)$$

und

$$\Delta t = \frac{\pi}{f_{cut}} \quad (2.39)$$

setzt. Es gilt dann:

$$\omega(t_k) = \frac{f_{cut}^2}{\pi^2} \begin{cases} \frac{1}{4} - \frac{\varepsilon}{6} & \text{für } k = 0 \\ -\frac{\varepsilon}{\pi^2 k^2} & \text{für } k \neq 0, k_gerade \\ -\frac{1-\varepsilon}{\pi^2 k^2} & \text{für } k \neq 0, k_ungerade \end{cases} \quad (2.40)$$

Die so entstandenen Projektionen werden in Gleichung (2.37) eingesetzt und das gefilterte Bild des Objektes rekonstruiert.

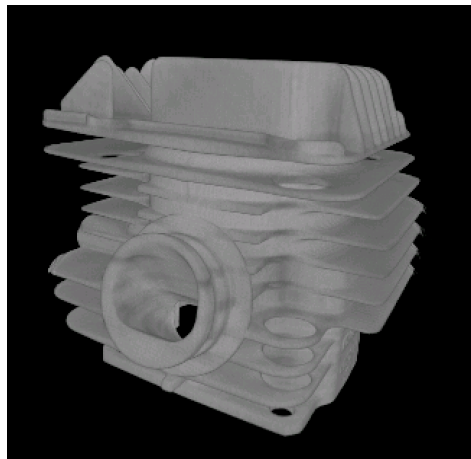


Abbildung 2-18: Rekonstruiertes Objekt, Voxelmodell

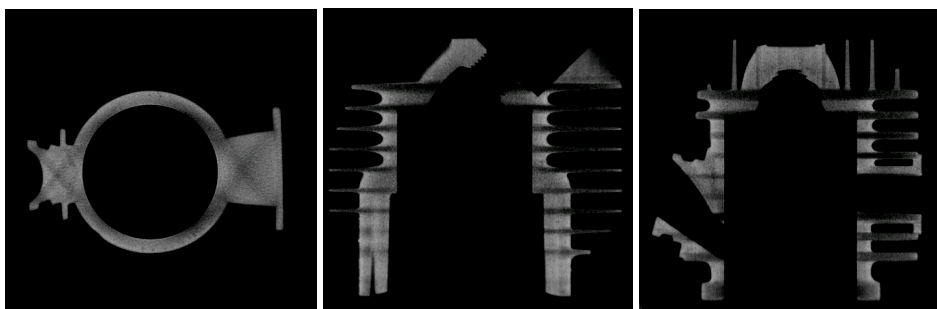


Abbildung 2-19: Rekonstruiertes Objekt, xy, xz, yz Schichten

2.3 Messtechnische Grundlagen / Bildverarbeitung

Die industrielle Computertomographie steht erst am Anfang und ihre Einsatzgebiete umfassten in der Vergangenheit hauptsächlich die der Materialprüfung. Aufgrund der Vielfalt der einstellbaren Parametern, sowie die für den Benutzer meist unzugänglichen anlagen- und herstellerabhängigen Filter-, Korrektur und Auswertalgorithmen ist der Einsatz der CT in der Messtechnik noch umstritten. Es existieren zurzeit weder einheitliche Normen zur Durchführung industrieller CT Messungen und deren Auswertung, noch werden von den Anlagenherstellern gemeinsame Strategien bezüglich der eingesetzten Algorithmen verfolgt. Im nachfolgenden Abschnitt werden Begriffe wie Auflösung, Genauigkeit und Messfehler diskutiert und Ihre Anwendbarkeit auf die industrielle Computertomographie erläutert. Die ISO 15708-1 / ISO 15708-2: „Non-destructive testing – Radiation methods – Computed tomography“ dient hierbei als Orientierungshilfe für die Interpretation der einzelnen Begriffe im Sinne der Computertomographie.

2.3.1 Optische Auflösung

Die numerische Apertur beschreibt das Auflösungsvermögen eines Objektivs. Je größer ihr Wert ist, desto besser löst ein Objektiv Details auf. Die numerische Apertur eines Objektivs ist abhängig vom so genannten halben Öffnungswinkel des Objektivs und dem Medium zwischen der Frontlinse des Objektivs und dem Deckglas. Es gilt:

$$A = n \sin \sigma \quad (2.41)$$

wobei:

- A numerische Apertur
- n Brechungsindex des Mediums zwischen Objekt und Objektiv
- σ halber Öffnungswinkel des Objektivs

Der kleinste auflösbare Abstand d zweier Punkte ist somit gegeben durch

$$d_{\min} = \frac{\lambda}{n \sin \sigma} = \frac{\lambda}{A} \quad (2.42)$$

wobei λ die Wellenlänge des Lichts (der Röntgen-Strahlung) ist.

2.3.2 Digitale Auflösung

Die Bestimmung der digitalen Auflösung eines Messsystems geschieht mit Hilfe der Kontrasttransferfunktion. Im Folgenden soll dies am Beispiel einer 2D-Radiographie eines Linientestes beschrieben werden. Die Abstände innerhalb der einzelnen Linienverbände sind mit 2, 1 und 0,5 μm bekannt. Im Grauwertbild wird zunächst rechtwinklig zu den Linien ein Intensitätsprofil erstellt. Wie zu erkennen ist, sind im linken Linienverband die Abstände der Einzellinien sehr gut, im mittleren weniger gut und im rechten kaum noch zu unterscheiden. Um eine quantifizierbare Aussage treffen zu können, werden die Minima und Maxima jedes Linienverbandes ermittelt.



Abbildung 2-20: Radiographie eines Linientestes

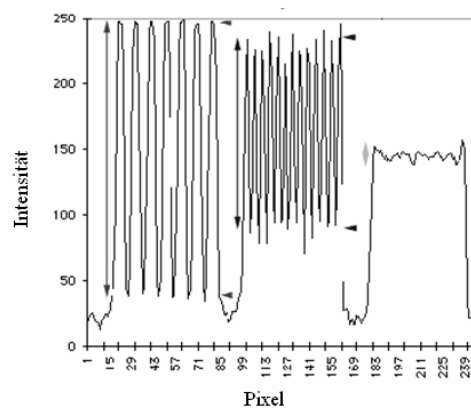


Abbildung 2-21: Intensitätsprofil

Die Gleichung

$$KFT = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min} - 2I_{HR}} \quad (2.43)$$

heißt Kontrasttransferfunktion (KTF), wobei: I_{HR} die Intensität des Hintergrundrauschens darstellt. Die graphische Darstellung erfolgt über den Auftrag gegen die Wellenlänge bzw. Energie.

Unter Auflösung des digitalen Bildes versteht auch den Grad an unterscheidbarem Detail. Ein zentrales Problem in der Bildverarbeitung ist die Frage „Wie viele Pixel und Grauwerte benötigt man für eine ‚gute‘ Annäherung des Originalbildes?“.

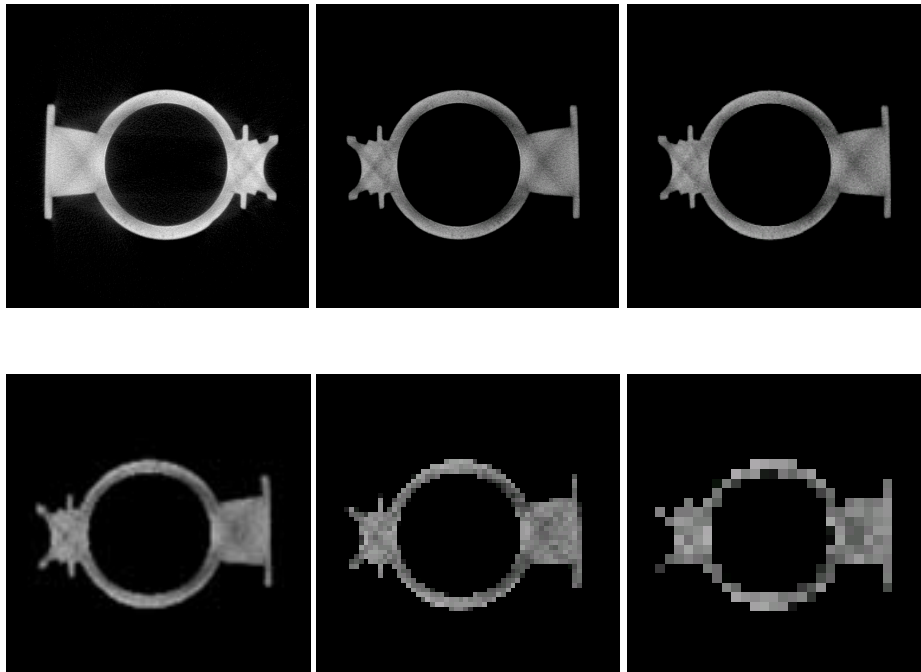


Abbildung 2-22: Beispiel für unterschiedliche Rasterung (von links oben nach rechts unten: 1024x1024, 512x512, 256x256, 128x128, 64x64, 32x32)

2.3.3 Messunsicherheit

In der Messtechnik sind die Fehlereinflüsse aus verschiedensten Fehlerquellen zu lokalisieren und zu quantifizieren. Einige insbesondere für die industrielle CT relevante Beispiele solcher Fehlerquellen sind nachfolgend genannt:

- Systematischer Fehler

- Genauigkeit
 (accuracy = systematic error (USA))
 (accuracy = total measurement uncertainty (Europa))
- Wiederholbarkeit W: Abweichung der Messergebnisse bei Messung der gleichen Charakteristik durch den *gleichen* Benutzer.

$$W \sim \frac{1}{\sqrt{\text{Anzahl_der_Messungen}}} \quad (2.44)$$

- Reproduzierbarkeit R: Abweichung der Messergebnisse bei Messungen der gleichen Charakteristik durch *verschiedene* Benutzer
- Stabilität: Veränderung des durchschnittlichen Messwertes bei Messung derselben Charakteristik unter gleichen Bedingungen und dem gleichen Benutzer aber zu unterschiedlichen Zeitpunkten. Die Stabilität eines Systems gibt an, wie oft eine Kalibrierung notwendig ist, um im Rahmen der anfänglichen Spezifikationen zu bleiben.
- Orthogonalität: Beschreibt wie rechtwinklig die Achsenrichtungen in einem 3D Messsystem zueinander sind. Eine schlechte Orthogonalität ergibt Messergebnisse, deren Qualität sehr von der Positionierung des Objektes abhängt.
- Linearität: Beschreibt die Abweichung des systematischen Fehlers über die Länge des Messsystems

2.3.4 Messungengenauigkeit bei CT-Messungen - Vergleich mit taktilen Messungen

In der VDI/VDE Richtlinie 2617 wird das Entstehen von Messunsicherheit beschrieben. Diese Norm ist eine unverbindliche Empfehlung, sie behandelt Verfahren zum Beschreiben der Genauigkeit und der Prüfung taktiler und optischer Messmaschinen. Des weiteren werden Einfluss nehmende Prüfbedingungen berücksichtigt.

Die Messunsicherheit setzt sich nach VDI/VDE 2617 aus folgenden Komponenten zusammen:

- Längenmessunsicherheit, Abweichung in $\mu\text{m}/\text{mm}$
- Positionsabweichung, mindestens $m=11$ Messpositionen je Messlinie, aus pos. und neg. Richtung angefahren; z.B. Positionsabweichung $p_{a,\text{stat}}$ entlang einer Messlinie maximal auftretende Differenz der Mittelwerte aller Messpositionen
- Geradheit: Abweichung von der Idealgeraden, mind. $m=11$, für x- /y- /z- Richtung separate Angaben möglich
- Rechtwinkligkeit: je Koordinatenachse gibt es 2 sich überlagernde Winkelungenauigkeiten, z.B. für x': $\angle x'y \neq 90^\circ$, $\angle x'z \neq 90^\circ$
- Angabe einer Rechtwinkligkeit W [μrad] über gesamten Messbereich, Rechtwinkligkeit ist die Winkelabweichung zweier Ausgleichsgeraden (z.B. $\angle x'y'$); Länge der Messstrecke ist festgelegt (Blatt 3, S.27), mind. $m=11$ Messpositionen.
- Rotation: je Verfahrrichtung gibt es 3 Rotationsmöglichkeiten: Roll- /Nick- /Gierwinkel, rotatorische Abweichung r ist die Differenz zwischen Größt- u. Kleinstabweichung, $r < R$ (R : Grenzbetrag der rotatorischen Abweichung)
- Antastunsicherheit: Verkörperung des Formelements muss klein sein im Vergleich zum Messbereich des Gerätes, um Einfluss der Positions-, Geradheits-, Rechtwinkligkeitsabweichung u. rotatorischer Abweichung gering zu halten. Es wird unterschieden in 1- /2- /3-Dimensionale Antastunsicherheit (Blatt 3, S.34/35).

Das Resultat sind Summen linearer und absoluter Messunsicherheit, die Unsicherheit kann daher nur in Bezug auf eine konkrete Messaufgabe angegeben werden (entsprechend der jeweils wirksamen Komponenten). Außerdem ist die Messunsicherheit ein statistischer Wert (meist mit 95% Reproduzierbarkeit).

Weitere Normen (DIN EN ISO 14253, DIN 1319, ISO/TS 14253) schaffen lediglich eine Basis zum direkten Vergleich verschiedener Messmaschinen untereinander.

Für die messtechnischen Ansätze in der Computertomographie wird versucht, zumindest die den mechanischen Teil der gesamten Messkette, durch oben genannte Normen und

Richtlinien abzudecken. Diese sind in der konventionellen Messtechnik, wie zum Beispiel der Koordinatenmesstechnik, allgemein gültig und anerkannt. Somit sollten sie auch Basis für die Computertomographie bilden. Man kommt jedoch nicht umhin weitere Normen und Verfahrensanweisungen zu entwickeln, da die CT einer Vielzahl von verschiedenen unterschiedlich zu betrachtenden Einflüssen unterliegt, welche bislang noch nicht ausreichend beschrieben und verstanden sind und damit auch noch nicht einheitlich behandelt werden.

2.3.5 Vorarbeiten und laufende Arbeiten der Normungsgremien:

[PTB_02] Die Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) unterstützt die Industrie dabei, die Rückführung ihrer Messprozesse in der Produktion sicherzustellen und neue Technologien in der Fertigungsmesstechnik bereits von Anfang an in diesem Sinn aktiv zu begleiten. Vor diesem Hintergrund wurde 2002 mit der Firma Rautenbach-Aluminium-Technologie GmbH in Wernigerode ein gemeinsames Projekt gestartet (voraussichtliche Dauer: 5 Jahre), in dem die messtechnischen Möglichkeiten der industriellen Röntgen-Computertomographie für die dimensionelle Qualitätssicherung untersucht werden. Ziel des Projektes ist es die Forderungen aus einschlägigen Normen (z.B. DIN EN ISO 9001, VDA 6.1, VDA 5) erfüllen zu helfen in denen die Bestimmung der Messunsicherheit verlangt wird.

Im Jahr 2004 erfolgte die Gründung eines VDI Fachausschusses unter der fachlichen Leitung des Fraunhofer IPA. Der Ausschuss wurde mit dem Ziel gegründet, die Normierungsfähigkeit von auf 3D-CT basierten Messungen festzustellen und gemeinsam mit Herstellern und Anwendern erste Vorschläge für eine Norm vorzuschlagen.

Kapitel 3

Stand der Technik in der Computertomographie und Ableitung der Anforderungen an ein neues Verfahren zur Segmentierung in 2D-/3D-CT-Datensätzen

3.1 Computertomographie in der Medizin

Moderne medizinische CT-Systeme werden heute von Siemens, Philips, Hitachi und General Electrics gebaut. Vom Prinzip her unterscheiden Sie sich kaum von den ersten Prototypen. Technische Verbesserungen heutiger CT Anlagen gegenüber denen der frühen Siebziger Jahre zeigen sich vor allem im Bereich der Detektortechnologie. Dadurch konnte beispielsweise die Aufnahmedauer und damit die Strahlendosis für die zu untersuchenden Patienten drastisch gesenkt werden. So kann heute die komplette Aufnahme einer Lunge innerhalb von 10 Sekunden gemacht werden [Sie_02]. Vor einigen Jahren dauerte dies noch mehr als 10 Minuten. Bei Rotationsgeschwindigkeiten von bis zu 0,25 Sekunden pro Umdrehung, macht ein modernes System knapp 43 Schnittbilder pro Sekunde. Auflösung und Genauigkeit dieser Anlagen wurden ebenfalls wesentlich verbessert.

3.2 Industrielle Computertomographie

Die ersten Schritte in der industriellen Computertomographie führten wiederum zunächst zur Medizin [Ham_97]. Dort nämlich konnte man auf vorhandene CT-Anlagen in Krankenhäusern und Radiologie-Praxen zurückgreifen, um erste Versuche mit industriellen Objekten durchzuführen. Vorreiter war hier, wie in vielen anderen Bereichen auch, die Automobilindustrie. Aufgrund der technischen Voraussetzungen der medizinischen CT war die Vielfalt der möglichen digitalisierbaren Objekte hinsichtlich Größe und Material zunächst sehr eingeschränkt. Der Nutzen und der Mehrwert gegenüber herkömmlichen Mess- und Prüfverfahren in der Industrie wurden dadurch meist nicht erkannt. In erster Linie waren es zu Beginn teure Prototypen, wie zum Beispiel Zylinderköpfe und Motorblöcke für den Motorsport (Formel 1) und andere sehr teure Bauteile, welche man tomographierte. Das durchdringende Material bestand hauptsächlich aus Aluminium und anderen Leichtmetallen,

die zwar einen größeren Absorptionsquerschnitt besitzen als die meisten organischen Substanzen, die bislang mit medizinischen CT erfasst wurden, jedoch durchaus im Bereich des Möglichen lagen. Lediglich die Größe der Bauteile, die zum Beispiel bei einem Zylinderkopf bei ca. einem Durchmesser von 200 – 300 mm und einer Länge von bis zu 600 mm liegen, verursachte aufgrund der bei medizinischen CT verwendeten relativ niedrigen Energie kaum zu bewältigende Probleme. Die Qualität der gewonnenen Daten lag weit unter den Erwartungen und so sah man sich schon bald nach Alternativen zu den medizinischen Scannern um, schien die Technologie doch, angepasst auf die Anwendungen, sehr viel versprechend zu sein. Insbesondere im Motorsportbereich wusste man es sehr zu schätzen, dass es nun erstmals möglich war, ohne die Zerstörung der teuren Prototypen Innengeometrien zu visualisieren und Wandstärken zu vermessen.

Darauf hin wurden die ersten Prototypen industrieller Computertomographen gebaut. Sie unterschieden sich sowohl vom mechanischen Aufbau als auch von den technischen Parametern der einzelnen Komponenten wesentlich von ihren medizinischen Vorbildern. Röntgenquelle und Detektor waren statisch verankert und bewegten sich nicht wie bei medizinischen Tomographen auf einer Kreisbahn um das Objekt. Ein Translations-/ Rotationsmanipulator befand sich zwischen Quelle und Detektor. Auf diesem wurde das zu digitalisierende Objekt positioniert und während des Scanvorgangs um definierte Winkelschritte rotiert. Aufgrund der hohen Anforderungen an Wiederholgenauigkeit und Qualität der Bilder werden in modernsten CT-Anlagen 5-Achs-Präzisionsmanipulatoren eingesetzt, welche per Computer auf wenige Mikrometer genau an vorgegebene Positionen herangefahren werden können. Neben der veränderten Anordnung aufgrund der Komponenten, wurden diese selbst ebenfalls an die Erfordernisse der Industrie angepasst. Während in der Medizin versucht wird die Energie im Hinblick auf die Strahlenbelastung für den Patienten so gering wie möglich zu halten, spielt dies bei industriellen Anwendungen keine Rolle. Es konnten nun Röntgenquellen bis zu 450 keV Leistung eingesetzt werden. In Linearbeschleunigern sogar bis hin zu mehreren MeV. Als Strahlenschutz wird bei Mikrofokusanlagen (bis 225 keV) meist eine Vollschutzkabine und bei Anlagen bis 450 keV ein speziell ausgerüsteter Raum verwendet.

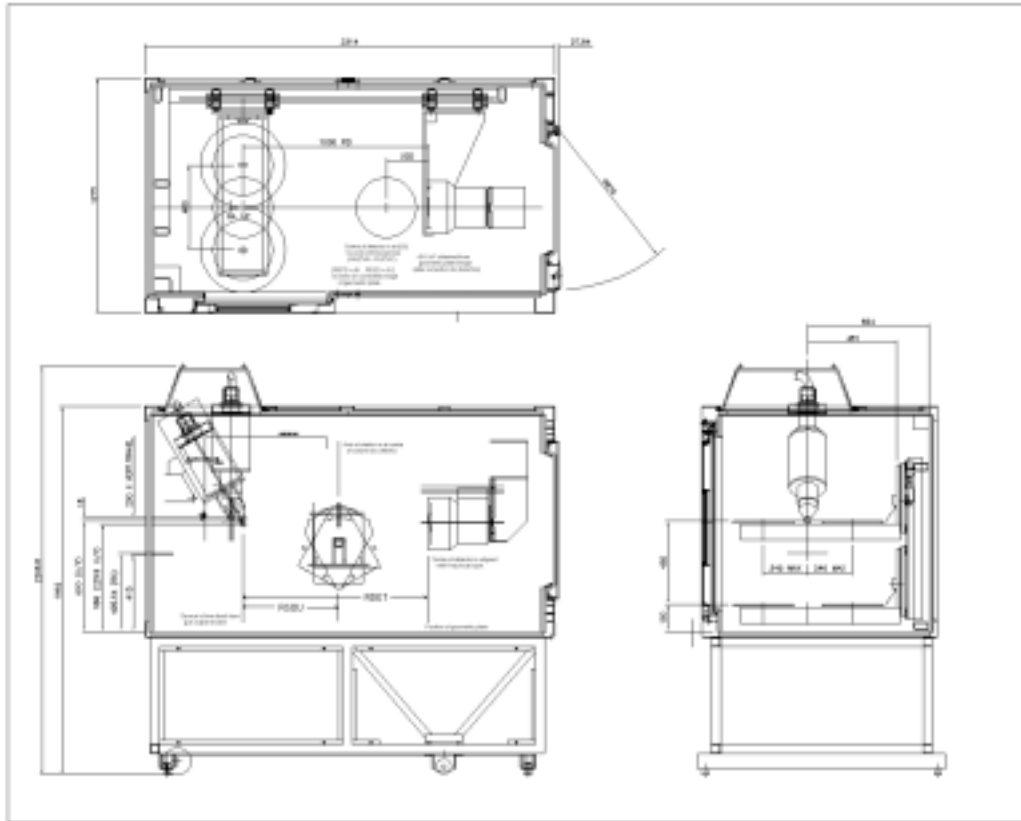


Abbildung 3-1: Schematischer Aufbau eines industriellen CT [Quelle XTek Ltd]



Abbildung 3-2: Foto eines industriellen CT [Quelle: XTek Anlage am Fraunhofer IPA]

3.2.1 2D-Computertomographie

Basierend auf dem Know-How der medizinischen Computertomographie wurden auch in industrielle Anlagen zunächst Zeilendetektoren in Kombination mit einer Röntgenquelle und einem hochkollimierten Strahlengang eingesetzt. Die von der Röntgenquelle emittierte Strahlung wird über einen Querkollimator in vertikaler Richtung ausgeblendet, so dass ein horizontaler Fächerstrahl entsteht, der den Prüfkörper durchdringt und auf den (Zeilen-) Detektor trifft. Zur Ausblendung von Streustrahlung innerhalb der Probe ist vor dem Detektor ebenfalls ein Blendensystem angebracht. Der Prüfkörper wird während der Messung auf dem Rotationstisch um insgesamt 360 Grad gedreht. Das Drehwinkelinkrement gibt auch die Anzahl der aufgenommenen Projektionen an ($1^\circ \rightarrow 360$ Projektionen, $0,5^\circ \rightarrow 720$ Projektionen u.s.w.). Die in der Detektorzeile aufgenommenen Daten werden in Sinogrammen auf den Rechnersystemen gespeichert. Nach einer kompletten 360° -Drehung für einen konstanten z-Wert (Schichthöhe im Objekt) werden so für weitere Werte von z Projektionen aufgenommen und daraus die einzelnen Schichten, welche Schnitte durch das zu digitalisierende Objekt repräsentieren, rekonstruiert. Die Rekonstruktion basiert auf der, im vorigen Kapitel beschriebenen, mathematischen Grundlage - der Radon Transformation. Softwaretechnisch implementiert und durch spezielle Softwarefilter ergänzt, bildet der so genannte „Fan-Beam-Algorithmus“ das Herzstück einer jeden 2D-CT-Anlage. Nach Abschluss der Rekonstruktion werden die Schichten zu einem dreidimensionalen Datensatz zusammengesetzt.

Die einzelnen Schichten besitzen eine gewisse charakteristische Dicke, welche von der Größe der Detektorzellen und vom durch den Manipulator angesteuerten Schichtabstand in z-Richtung abhängt.

3.2.2 3D-Computertomographie

Flächendetektoren und Bildverstärker-Kamera-Systeme liefern aufgrund der Verwendung einer zweidimensionalen Speicherstruktur für die Projektionsbilder nach der Rekonstruktion dreidimensionale Bilddaten. Eines dieser kleinsten Raumelemente wird als „Voxel“ bezeichnet. Die Gesamtheit des 3D-Datensatzes nennt man „Voxelmodell“. Bei Flächendetektoren wird dies durch eine zweidimensionale Matrix aus Detektorelementen realisiert. Bei Bildverstärker-Kamera-Systemen wird ein CCD Chip mit einer Auflösung von x

mal y Pixel eingesetzt. Somit werden also nicht nur eine, sondern y Schichten gleichzeitig aufgezeichnet. Die Messzeiten werden dadurch drastisch verkürzt. Die Schichtdicke ist bei der 3D-CT nicht wie bei der 2D-CT abhängig vom Verfahrensweg des Manipulators in z -Richtung, sondern einzig von der Größe der Detektorelemente. Mechanische Einflüsse können so deutlich reduziert werden.

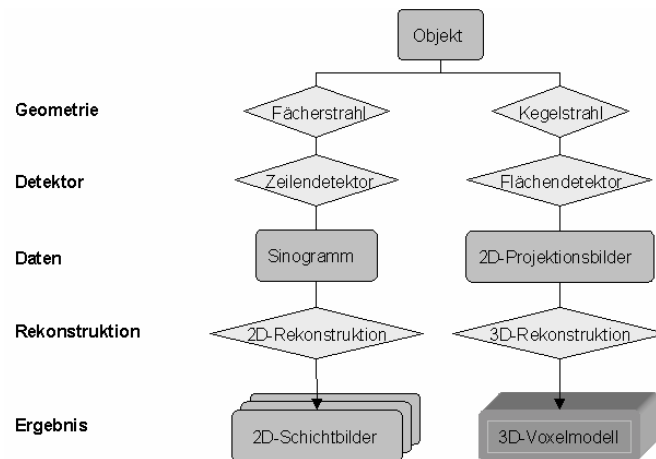


Abbildung 3-3: *Schema 2D-/3D-CT*

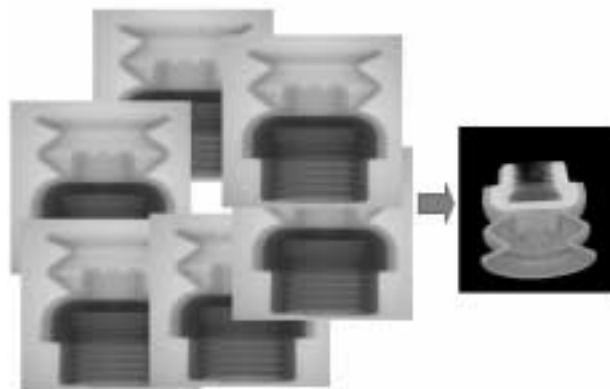


Abbildung 3-4: *Die in einer vollständigen 360° Rotation aufgenommenen 2D-Projektionsbilder ergeben nach der Rekonstruktion das 3D-Voxelmodell*

3.3 CT-Daten Auswertung

3.3.1 2D-Computertomographie mit festem (globalem) Schwellwert

Die Rekonstruktion der aufgenommenen n Projektionsbilder liefert einen Stapel von Schichtbildern, deren Abstand zueinander genau dem Abstand des Verfahrwegs in z -Richtung entspricht [MBV_00], [Riv_98]. Die Schichtbilder selbst enthalten, abhängig von der Dynamik (Farbtiefe) des verwendeten Detektors, Grauwerte, welche das digitalisierte Objekt repräsentieren. Die verwendete Farbtiefe liegt im Allgemeinen zwischen 8 und 12 bit. Dies entspricht 256 bzw. 4096 Grauwerten. Jeder dieser Grauwerte stellt den Grad der Absorption der Röntgenstrahlung durch das Objekt an einem bestimmten Ort im Objekt dar. Die Absorption am Ort $(x, y, z=\text{konst.})$ unterscheidet sich zunächst abhängig vom durchstrahlten Material. Diese Tatsache macht eine Separierung des Objektes vom Rest des Bildes erst möglich. Jedoch erhält man aufgrund der bei der Rekonstruktion verwendeten Diskretisierung im mathematischen Modell sowie durch die Einflüsse von Material- und Geometrie auf den gesamten physikalischen Datenerfassungsprozess, keine exakte Trennung bei Materialübergängen, bzw. bei Übergängen zwischen Material und Umgebung. Es liegt vielmehr ein undefinierter „kontinuierlicher“ Grauwert-Übergang vor.

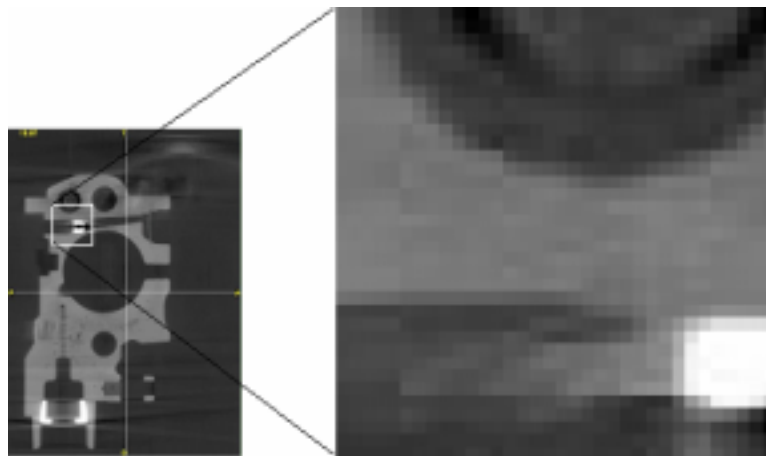


Abbildung 3-5: *Grauwert-Übergang (Gesamtbild + Ausschnitt, vergrößert – Pixeldetails)*

Basierend auf dem frühen Vorgehen in der Medizin wird in der industriellen Anwendung heute ein einzelner so genannter fester, statischer oder globaler Schwellwert definiert, der, auf den gesamten Bildstapel angewandt, die Segmentierungsgrenze innerhalb der einzelnen Bilder liefert. Der Schwellwert ist also ein einziger spezieller Grauwert, durch den die Grenze zwischen Material und Umgebung (MU) bzw. zwischen zwei unterschiedlichen Materialien (MM) festgelegt wird. In der Praxis bedeutet dies, dass allen Grauwerten, die größer als der Schwellwert sind, der Maximalwert und allen die kleiner als der Schwellwert sind, der Minimalwert der Grauwert-Farbtabelle zugeordnet wird.

Es gilt:

$$b(x, y) = \begin{cases} 1 & , falls \quad g(x, y) > S \\ 0 & , sonst \end{cases} \quad (3.1)$$

wobei:

S = Schwellwert
g(x,y) = Grauwertbild
b(x,y) = Binärbild
x,y = Ortskoordinaten im Bild

Zur Bestimmung dieses globalen Schwellwertes wird meist ein Grauwert-Profil über eine vom Benutzer vorgegebene Linie durch das Objekt erstellt. Für die Durchführung der vorliegenden Arbeit standen zwei Software-Anwendungen zur Verfügung (MIMICS von Fa. Materialise; VGStudioMax von Fa. VolumeGraphics), mit denen eine konventionelle Daten-Auswertung durchgeführt werden konnte. Am Beispiel der Software MIMICS wird nachfolgend dargestellt, wie eine CT-Daten-Auswertung durchgeführt wird.

Schritt 1: Eingabe der Import-Parameter

Über eine frei konfigurierbare Schnittstelle der Software können beliebige 2D-Bilder bzw. 2D-Bildstapel eingelesen werden. Hierzu ist die Kenntnis der Größe der Bilder (in Pixel) sowie das Datenformat der Grauwerttiefe (signed/unsigned, short/int bzw. real) notwendig. Zur maßstabsgetreuen Abbildung der Daten in der Software müssen des weiteren der Schichtabstand zwischen den einzelnen Bildern und die Orientierung des Datensatzes im Raum bekannt sein.

Schritt 2: Import der Rohdaten in die Software

Sind alle Parameter korrekt eingegeben werden alle Schichtbilder des Datensatzes in die Software importiert. Eine Analyse über die vorhandenen Grauwerte wird durchgeführt und das Ergebnis kann mit Hilfe eines Histogramms visualisiert werden.

Schritt 3: Festlegung eines globalen statischen Schwellwerts

Mit Hilfe einer Histogramm- bzw. Profillinienfunktion kann der Benutzer nun einen geeigneten Schwellwert festlegen. Dazu wird in einer repräsentativen Schicht des Datensatzes eine Profillinie über einen Ausschnitt gezogen.

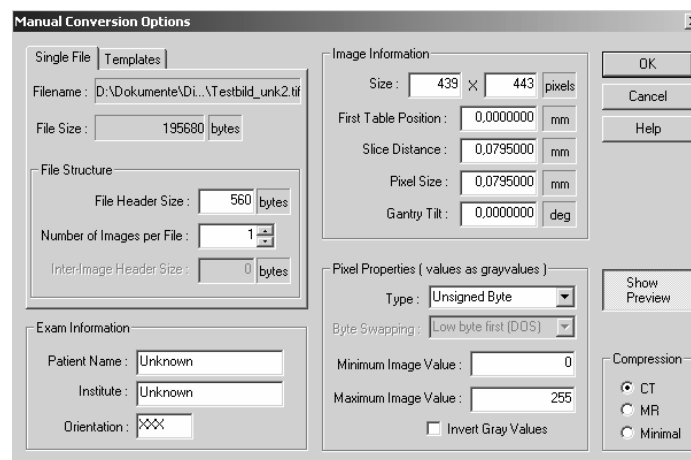


Abbildung 3-6: MIMICS Eingabemaske für die Grauwertbild-Parameter

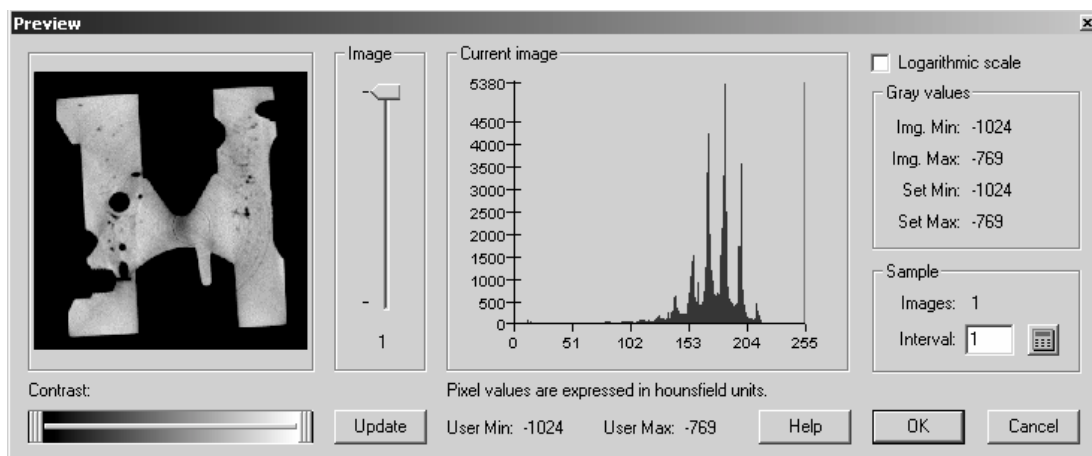


Abbildung 3-7: MIMICS Import der Schichtbilder

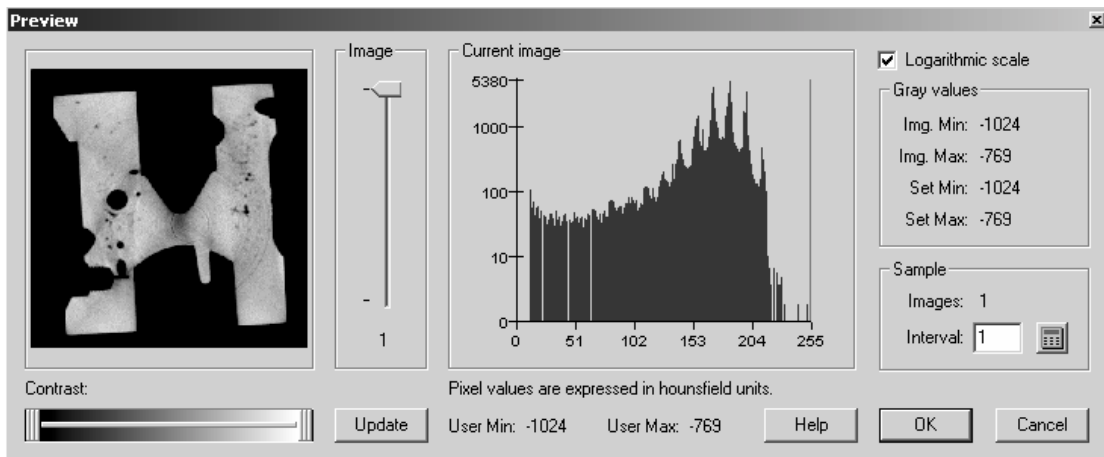


Abbildung 3-8: MIMICS Import der Schichtbilder (logarithmische Darstellung des Histogramms)

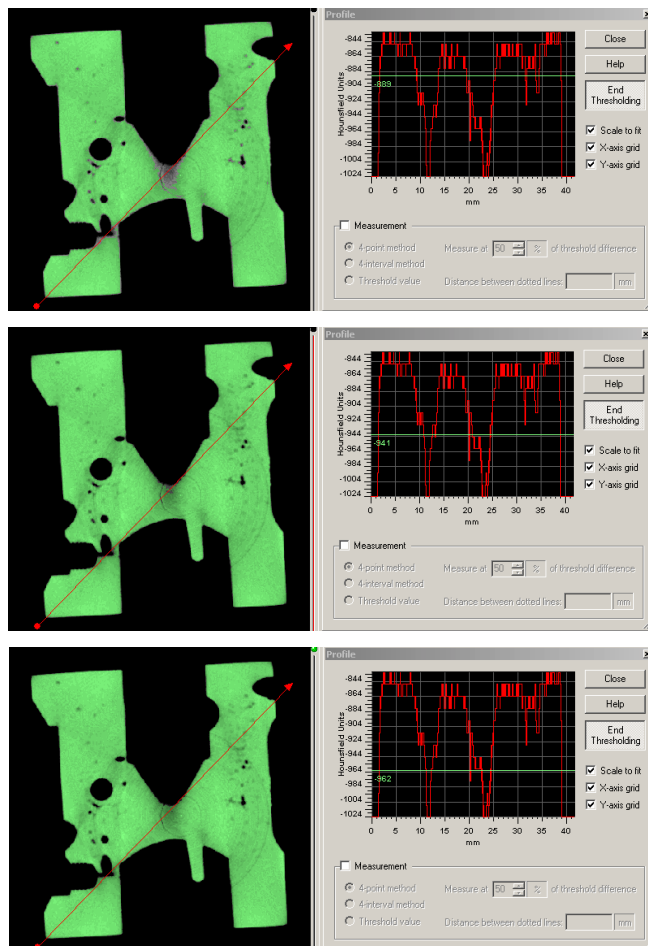


Abbildung 3-9: MIMICS + Profillinie über Grauwertbild + Grauwertprofil + Schwellwertmaske

Im Profil ist an den Grenz-Übergängen (MM bzw. MU) ein mehr oder weniger steiler Anstieg der Grauwerte zu beobachten. Der Benutzer wählt nun aufgrund von empirisch festgelegter Regeln einen Grauwert aus, den er als Schwellwert definiert. Dies kann zum Beispiel der Mittelwert aus dem Minimum und dem Maximum der Grauwerte um den Anstieg sein. Das bedeutet also, ein aus einem an einer willkürlich gewählten Stelle in einem Bild des Stapels erzeugten Grauwert-Profil ermittelter Schwellwert wird auf den gesamten Datensatz angewendet. Das Ergebnis ist ein Schwarz-Weiß-Bildstapel, wobei Weiß das Objekt und Schwarz die Umgebung repräsentiert oder umgekehrt.

Eine zweite Möglichkeit der Schwellwertbestimmung ist die Analyse des Eingabebildes durch ein Histogramm, d.h. eine Analyse der Grauwerte und deren Häufigkeit. Systembedingt liegen bei einer CT-Aufnahme Bilder vor, bei denen das gescannte Objekt hell und die Umgebung dunkel erscheint. Diese Bilder ergeben ein so genanntes bimodales Histogramm mit zwei Maxima. Meist wird nun der Schwellwert in das lokale Minimum zwischen den beiden Maxima gelegt.

Schritt 4: Generierung eines 3D-Datensatzes

Sind die Grenzen MM bzw. MU in den Schichten bestimmt, werden nun mit Hilfe von Interpolationsalgorithmen die einzelnen Schichten in der z-Achse miteinander verbunden und zusätzliche Schichten zwischen den einzelnen Bildern interpoliert.

Schritt 5: Export der 3D-Punktewolke

Als Ergebnis des CT-Scans werden schließlich diejenigen Punkte, welche auf den Grenzflächen MM bzw. MU liegen bestimmt und in eine Datei im BIN, ASCII- oder XYZ-Format exportiert. Einen solchen Datensatz, bestehend aus Punkten, welche die gesamte Geometrie des gescannten Objektes beschreiben, nennt man auch „3D-Punktewolke“. Solche Punktewolken werden heute mehr und mehr für verschiedenste Anwendungen in der Industrie herangezogen. Erstmuster- und (Klein-)Serienprüfung, Soll-Ist-Vergleiche, Reverse-Engineering-Aufgaben, Bauteilvermessung und viele Anwendungen im Virtual Reality und Digital-Mock-Up stützen sich auf das Vorhandensein von Geometrieinformationen in Form von Punktewolken bzw. Dreiecksnetzen.

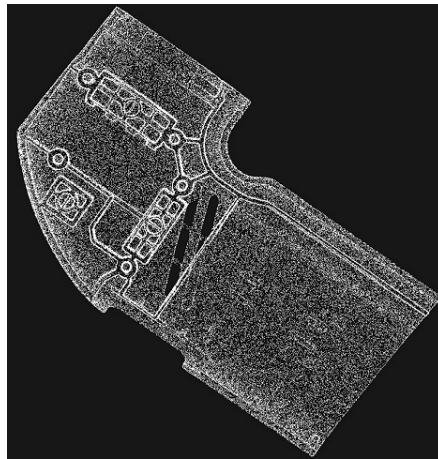


Abbildung 3-10: 3D-Punktewolke eines Deltaschleifergehäuses der Fa. Robert Bosch GmbH

3.3.2 3D-Computertomographie mit festem (globalem) Schwellwert

Ausgangsdaten der 3D-CT sind die von Flachdetektor bzw. Bildverstärker-Kamera-System aufgenommenen zweidimensionalen Projektionsbilder. Bei der Rekonstruktion der Tiefeninformationen ist die Unterscheidung zwischen der so genannte. Fan-Beam- oder Fächerstrahl- (2D-CT) und der Cone-Beam- oder Kegelstrahl-Geometrie (3D-CT) sehr wichtig, da aufgrund der unterschiedlichen Geometrie auch ein angepasstes mathematisches Modell zur Rekonstruktion angewandt werden muss. Ergebnis der Rekonstruktion ist das Voxelmodell, d.h. eine Repräsentation des Objektes in Form einer dreidimensionalen Grauwert-Matrix, wobei jedem einzelnen Matrixelement (Voxel) ein Grauwert zugeordnet ist.

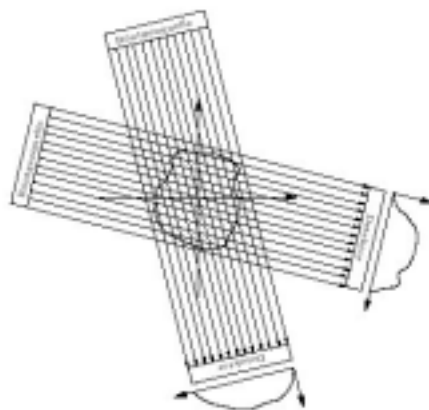


Abbildung 3-11: $n \times$ Projektionsbilder

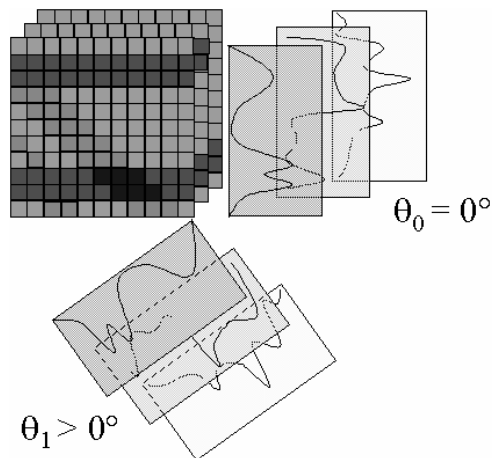


Abbildung 3-12: Rekonstruktion und Aufbau der 3D-Matrix

Ein 3D-Voxelmodell eignet sich mit Hilfe entsprechender Software sehr gut zur Visualisierung von tomographierten Objekten. Visuelle Prüfungen, wie die Suche nach Lunkern, feinen Rissen und Materialinhomogenitäten, lassen sich ohne weitere Bearbeitung des Datensatzes durchführen. Zur Weiterbearbeitung der Daten in einem CAD-Programm oder für die Durchführung eines Soll-Ist-Vergleichs ist es notwendig das Voxelmodell in ein Oberflächenmodell zu überführen. Dazu muss eine definierte Trennung von Material und Umgebung mit Hilfe eines Segmentierungswerkzeugs erfolgen. Das am weitesten verbreitete Verfahren zur Generierung eines Oberflächenmodells aus 3D-CT Daten wurde 1987 von W. E. Lorensen und H. E. Cline vorgestellt. Der so genannte Marching-Cube-Algorithmus wurde damals zur Erzeugung von Dreiecksmodellen auf Oberflächen konstanter Dichteinformationen innerhalb von medizinischen 3D-CT Daten benutzt.

3.3.3 Marching-Cubes-Algorithmus

Der von William E. Lorensen und Harvey E. Cline entwickelte Marching-Cubes-Algorithmus ist wohl der am weitesten verbreitete Vertreter der Klasse von Algorithmen, um Isoflächen in Volumendaten zu rendern [Lor_87]. Dieser im Dreidimensionalen anwendbare Algorithmus basiert auf einen analogen 2D-Ansatz, dem Marching Rectangle, welcher zur Verdeutlichung nachfolgend erklärt wird.

Im 2D werden Isolinien (z.B. Höhenlinien einer topologischen Karte) statt Isoflächen generiert.

Es wird eine Zelle von 2x2 Pixeln gewählt. Für jedes dieser Pixel wird ermittelt, ob die Intensität unterhalb des konstanten Schwellwertes liegt, dargestellt durch leere Kreise, oder oberhalb, dargestellt durch ausgefüllte Kreise. Dabei sind, wie aus dem folgenden Bild ersichtlich 16 Fälle zu unterscheiden:

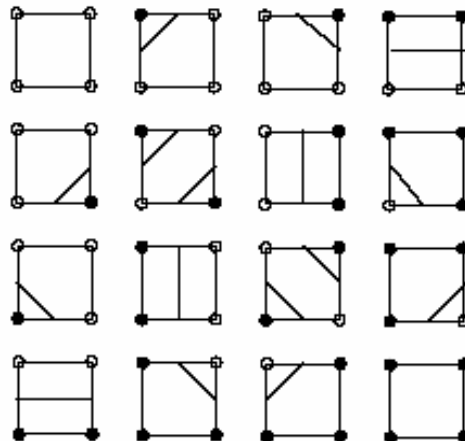


Abbildung 3-13: 2D Fälle *Marching Rectangle*

Für jeden Fall ergibt sich die Lage der Isoliniensegmente direkt. Dies kann softwareseitig durch eine Look-Up-Tabelle effizient implementiert werden. Die exakte Position der Isoliniensegmente kann durch lineare Interpolation der Intensitäten ermittelt werden. Der erste und letzte Fall sind trivial, die Zelle befindet sich komplett innerhalb, bzw. komplett außerhalb des Objektes. Die verbleibenden 14 Fälle lassen sich durch Symmetrieoperationen auf 3 Basisfälle zurückführen.

Der folgende Fall ist allerdings mehrdeutig, so kann das Objekt an dieser Stelle einen Teil einer Lücke oder aber einen dünnen Steg darstellen. Die Lösung des Problems lässt sich nur anhand einer Betrachtung der umliegend generierten Segmente ermitteln.

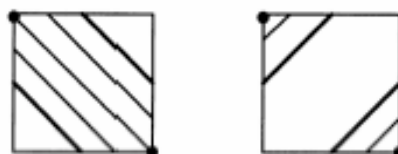


Abbildung 3-14: *Mehrdeutigkeit Marching Rectangle*

Betrachtet man nun ein dreidimensionales Volumen wird analog zum Marching Rectangle jede $2 \times 2 \times 2$ Voxelzelle überprüft. Dieser Würfel wandert iterativ von einer Zelle zur nächsten, bis alle Zellen betrachtet wurden.

Der Ablauf des Algorithmus lässt sich in folgende Schritte unterteilen:

- Bestimmung eines (globalen) Schwellwertes zur Definition einer Iso-Oberfläche. Dies erfolgt im Allgemeinen mit Hilfe von Histogramminformationen.

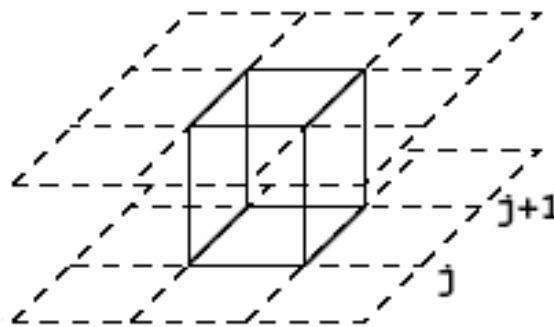


Abbildung 3-15: *Marching-Cubes Zelle*

- Approximierung dieser Iso-Oberfläche durch ein Dreiecksnetz.
- Jeder Bildpunkt wird als Basispunkt eines Würfels betrachtet. Die fehlenden Punkte des Würfels werden durch die Nachbarn des Basispunktes definiert.
- Iteratives Durchlaufen und Klassifizieren der Bildpunkte.
- Reduktion der $2^8 = 256$ möglichen Klassifizierungen durch Komplementbildung, Spiegelung und Rotation auf 15 Äquivalenzklassen.
- Bestimmung der Triangulierung anhand einer Tabelle über die jeweilige Äquivalenzklasse.
- Berechnung der genauen Position der Knoten und der Gradienten durch lineare Interpolation.

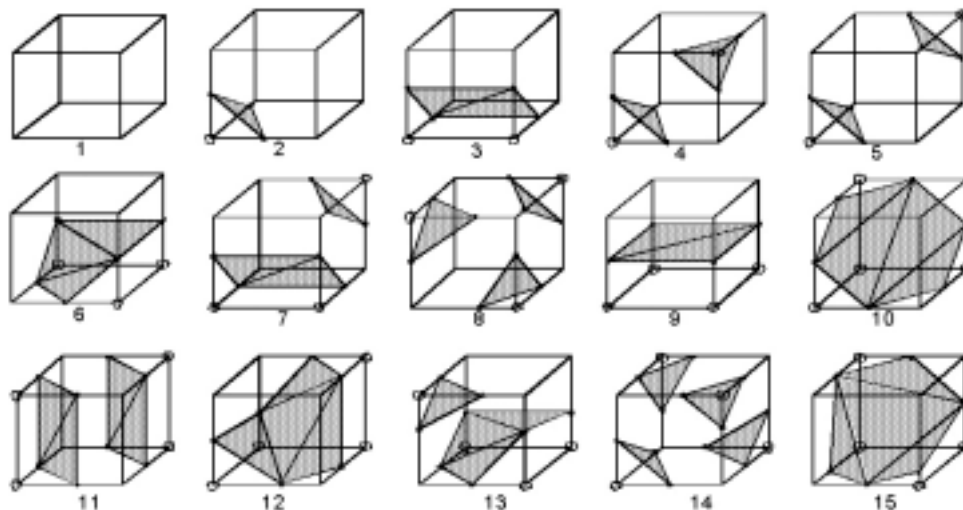


Abbildung 3-16: *Marching-Cubes – 15 Fallunterscheidungen*

Bei der Verwendung des Marching-Cubes-Algorithmus wird eine im Allgemeinen sehr große Anzahl an Dreiecken generiert. Dies führt, wie bei CT-Daten ohnehin üblich, zu erheblichen Datenmengen. Die Verringerung der Datenmenge erfolgt nach Anwenden des Marching-Cubes-Algorithmus durch Reduzierung der Dreiecke. Dies geschieht durch Reduktion der

- Knoten
- Kanten
- Dreiecke
- Flächen

Nicht jeder Knoten darf jedoch entfernt werden. Folgende Kriterien werden angewendet:

- der Knoten darf kein äußerer Knoten sein, d.h. er muss an mehr als zwei Dreiecke grenzen
- das entstehende Loch muss ein geschlossenes Polygon sein.
- die Knoten müssen „ungefähr“ auf einer Ebene liegen, d.h. sie müssen koplanar sein.

Durch das Entfernen eines Knotens entsteht ein sternförmiges Polygon, welches wiederum neu trianguliert wird, jedoch weniger Dreiecke besitzt als zuvor.

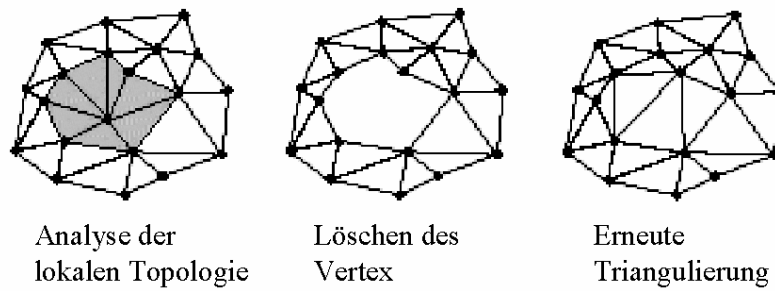


Abbildung 3-17: Reduzierung der Dreiecke 1

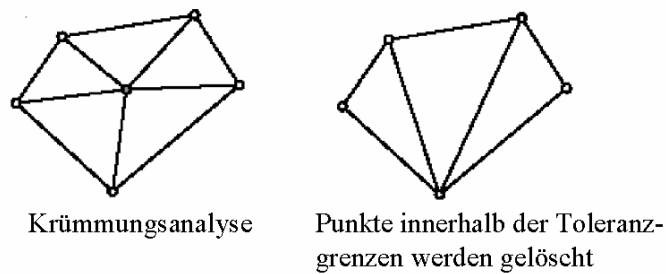


Abbildung 3-18: Reduzierung der Dreiecke 2

Die so gewonnene Triangulierung wird im so genannten STL-Format (ASCII oder BIN) abgespeichert. Die Datei enthält für jedes Dreieck die Informationen über dessen Eckpunkt-Koordinaten $(\vec{a}, \vec{b}, \vec{c})$ und Normalenrichtung (\vec{n}) .

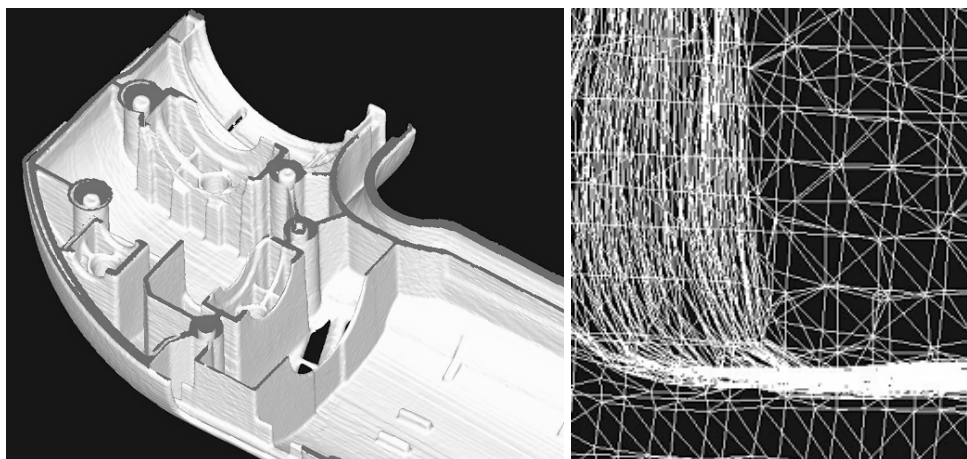


Abbildung 3-19: Objekt, STL (Netz) – Objekt STL (schattiert)

Die im Zuge dieser Arbeit mit der am Fraunhofer IPA befindlichen CT-Anlage aufgenommenen 3D-Computertomographie-Daten wurden mit Hilfe der Software VGStudioMax der Firma VolumeGraphics verarbeitet.

Folgende Schritte werden bei der Auswertung der Daten durchgeführt:

Schritt 1: Einlesen der 3D-CT-Daten und Umwandlung in das softwareinterne Voxelmodell-Format.

Schritt 2: Festlegung eines globalen Schwellwerts

Schritt 3: Ausführung der Oberflächenextraktion auf Basis des Marching-Cubes-Algorithmus

Schritt 4: Export der Punktwolke in ein STL-Modell (Dreiecksnetz)

Vor- und Nachteile des Algorithmus sind:

Vorteile	Nachteile
Schnell durch Look-Up-Tables	Sechs Fälle mit Mehrdeutigkeiten
Subvoxelgenaue Interpolation	Patentiert (ausgelaufen 2005)
Generiert STL-Datei	

Tabelle 3-1: Vor- und Nachteile: Marching-Cubes-Algorithmus

3.3.4 Dividing Cubes

Analog zum Marching-Cubes-Algorithmus werden auch hier alle Voxel besucht und mittels eines Schwellwertes segmentiert. Anstatt Dreiecksflächen zu generieren, wird nun jedes Oberflächenvoxel rekursiv in kleinere Voxel unterteilt, bis es in der Größenordnung eines Pixels liegt. Dies geschieht durch trilineare Interpolation. Diese Voxel werden dann als Punktwolke kombiniert mit Farb- und Normaleninformation dargestellt.

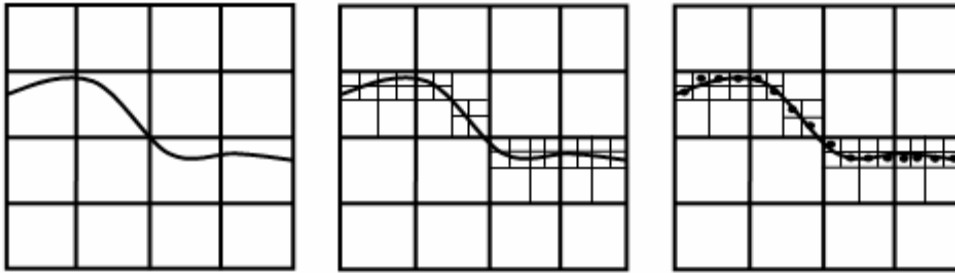


Abbildung 3-20: *Dividing Cubes*

Vor- und Nachteile des Algorithmus:

Vorteile	Nachteile
Muss keine Dreiecksflächen generieren	Viel mehr Interpolationsschritte als beim Marching-Cubes-Algorithmus
Kann schnell gerendert werden	

Tabelle 3-2: *Vor- und Nachteile: Dividing Cubes Algorithmus*

3.3.5 Marching Tetrahedra

Eine Variante des Marching-Cubes-Algorithmus stellt der Marching-Tetrahedra-Algorithmus dar. Hierbei wandert kein Würfel durch die einzelnen Zellen des Volumens, sondern ein Tetraeder. Der Vorteil ist, dass es nur drei verschiedenen zu betrachtende Fälle gibt. Außerdem werden maximal zwei Dreiecke pro Tetraeder generiert und es treten keine Mehrdeutigkeiten auf. Bestehende Zellen kann man in fünf, sechs oder 24 Tetraeder unterteilen. Hier das Beispiel für sechs Tetraeder:

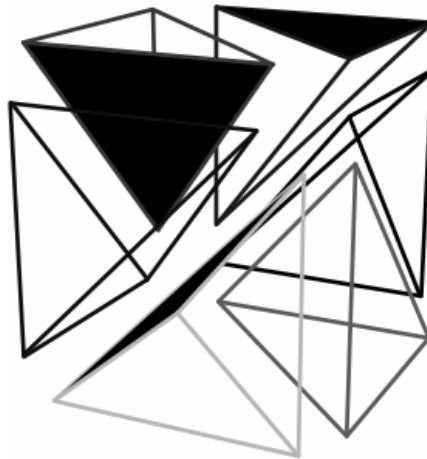


Abbildung 3-21: *Marching Tetrahedra Unterteilung eines Kubus*

Jeder Kubus, der aus acht Voxeln besteht, wird in 6 Tetraeder unterteilt, wie im obigen Bild sichtbar. Durch diese Aufspaltung ist gewährleistet, dass die Eckpunkte eines Tetraeders auch die Mittelpunkte eines Voxels sind.

Teilt man die Zelle in fünf Tetraeder, so weisen diese keine planaren Außenkanten im Verhältnis zur Zelle auf.

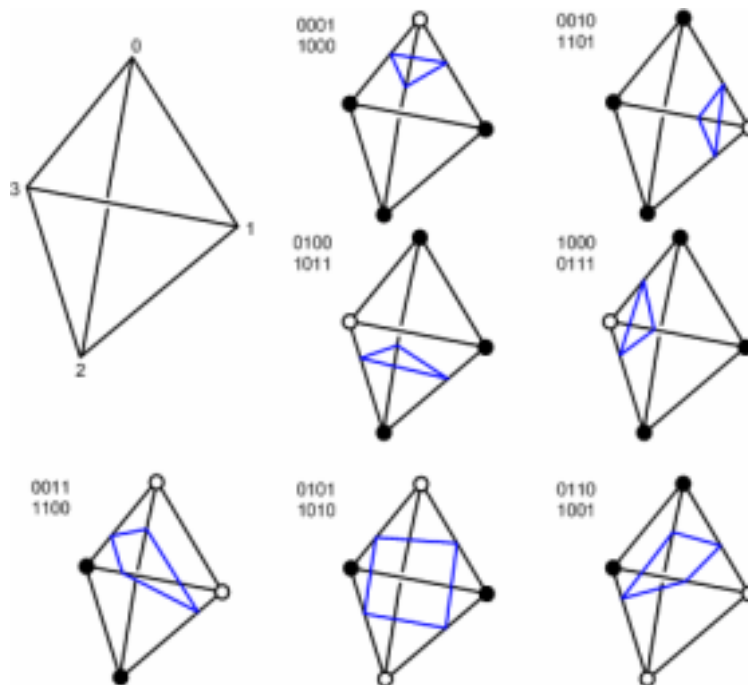


Abbildung 3-22: *Marching Tetrahedra verschiedene Fälle*

Sieben von acht möglichen Fällen, eine Dreiecksfläche in einen Tetraeder hineinzulegen, sind im Bild oben angegeben. Der achte Fall ist der triviale, d.h. es wird kein Dreieck generiert, da keine Kante den Tetraeder schneidet.

Wie im Falle des Marching-Cubes-Algorithmus wird die Position der Kante durch lineare Interpolation ermittelt.

Durch die Unterteilung in Tetraeder werden bis zu sechsmal mehr Dreiecke generiert. Dies kann Visualisierungstools, bei entsprechender Komplexität der gescannten Objekte, vor Darstellungsprobleme stellen.

Ein weiterer Ansatz besteht darin, die Schichten mit einem 22-Flächner zu durchlaufen. In diesem Fall müssen einige der Tetraederecken durch Interpolation bestimmt werden. Im Bild sind die Tetraeder um ein zentrales Voxel dargestellt. Dieser Algorithmus findet sich kombiniert mit einer gleichzeitigen Reduzierung der Dreiecke als Regularized Marching Tetrahedra Algorithmus in der Literatur (s. Kapitel 7 Ausblick).

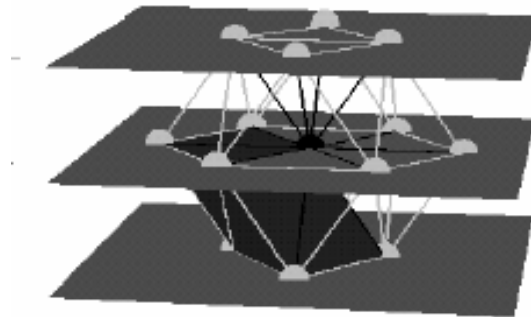


Abbildung 3-23: *Marching Tetrahedra 22-Flächner*

Vor- und Nachteile des Algorithmus:

Vorteile	Nachteile
Verhält sich wie der Marching Cube	Generiert mehr Dreiecke als der Marching-Cubes-Algorithmus
	Tetrahedra müssen den Datensatz optimal abdecken

Tabelle 3-3: *Vor- und Nachteile: Marching-Tetrahedra-Algorithmus*

3.4 Direkte Ableitung von Anforderungen zur Segmentierung von CT-Daten aus praxisbezogenen Anwendungsbeispielen

Im nun Folgenden Abschnitt werden anhand verschiedener Beispiele aus der Praxis [Gab_99] Anforderungen an den zu entwickelnden Segmentierungsalgorithmus abgeleitet und in den Tabellen 3-4, 3-5, 3-6, 3-7 und 3-8 dargestellt.

3.4.1 Materialprüfung

In der Materialprüfung [Göb_02] gilt es Lunker, Risse und andere Fehlstellen in Bauteilen zu identifizieren und zu lokalisieren. Ob ein Bauteil zu Ausschuss wird oder weiterverarbeitet werden kann, hängt von der Art und der Lage solcher Fehlstellen ab. Die Effektivität und Rentabilität einer eingesetzten Prüftechnologie wächst, je früher, schneller und genauer die Erkennung der Fehlstellen erfolgen kann. Heute werden vor allem in der Fahrzeugindustrie und in Zulieferbetrieben Leichtmetall-Gussteile mit CT geprüft. Aber auch in der Kunststoff-, Lebensmittelindustrie, sowie der Holzverarbeitenden Industrie, der Elektronikindustrie und bei der Mikrochipherstellung wird die Computertomographie als modernes zerstörungsfreies Prüfverfahren zur Untersuchung von Mikro- und Nanostrukturen immer stärker eingesetzt.

Meist werden hierbei die rekonstruierten Schichten mittels visueller Prüfung oder mit Hilfe von Softwarewerkzeugen zur Bildverarbeitung analysiert. Die Umwandlung der CT-Daten in eine Punktwolke ist nur in Einzelfällen, wie zum Beispiel zur dreidimensionalen Visualisierung von Lunkern, notwendig.

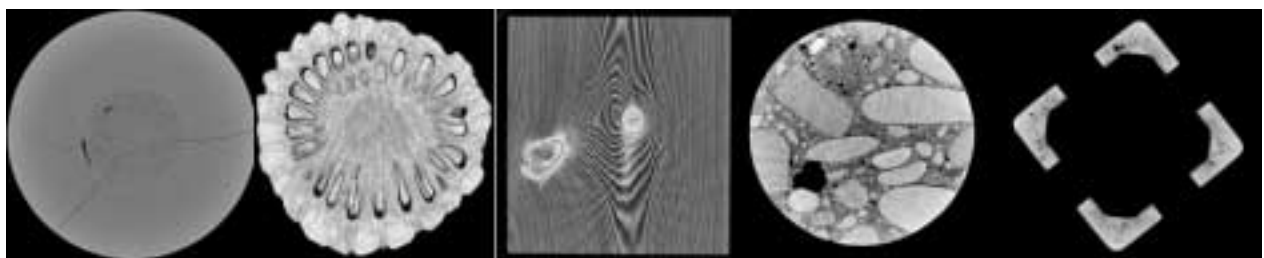


Abbildung 3-24: von links: Risse in Keramikisolator, Samen in Zapfen, Metalleinschlüsse in Holz, Materialverteilung in Beton, Lunker in Aluminiumguss [Quelle: BAM Berlin, 2000]

→ Anforderungen an den Segmentierungsalgorithmus	
A01	Extraktion von Details aus dem 2D Schnittbild, d.h. lokale Anwendbarkeit im 2D
A02	Extraktion von Teilen und Komponenten aus dem 3D-Voxelmodell, d.h. lokale Anwendbarkeit im 3D
A03	Hohe Benutzerfreundlichkeit
A04	Geringe Laufzeiten
A05	Modularität / objektorientierte Programmierung → leichte Integrierbarkeit in vorhandene Auswertesoftware
A06	Variable Parametereinstellungen, welche durch den Benutzer online vorgenommen werden können

Tabelle 3-4: Anforderungen A01 – A06

3.4.2 Prüftechnik

Die Computertomographie wird neben herkömmlichen Prüfmethode n zur Prüfung kompletter elektronischer Baugruppen wie zum Beispiel von Mobiltelefonen eingesetzt [Pho_02]. Hierbei wird vor allem die räumliche Einbausituation der Baugruppen in die Gehäuse visualisiert. Zukünftig können auch bei unterschiedlichen klimatischen Bedingungen (Wärme, Kälte, Feuchtigkeit) Prüfungen durchgeführt werden, bei denen die Reaktion der einzelnen Komponenten analysiert und visualisiert werden kann. Aufgrund der notwendigen hohen Auflösung ergeben sich riesige Datenmengen, deren Handling oft noch schwierig ist. Weiterentwicklungen in der PC-Industrie werden diese Probleme jedoch in den nächsten Jahren voraussichtlich lösen.

In der klassischen Prüftechnik ist die exakte Längenmessung mit Hilfe von so genannten Längenänderungsaufnehmern (LÄA) in Form von mechanischen Tastern gängig; neuerdings werden auch optische Verfahren eingesetzt. Doch abhängig von Probenart, Probengeometrie und Prüfmedium (Kälte, Hochtemperatur, Wasser, Blut, etc.) ergeben sich viele Probleme, welche oft zum Versagen der herkömmlichen Verfahren oder zu einer dramatischen Verschlechterung der Genauigkeit und der Reproduzierbarkeit führen. Derzeit wird untersucht, ob ein Einsatz von CT-Technologie auf diesem Gebiet ökonomisch sinnvoll ist. Technisch kann man sich dies sehr gut vorstellen.

→ Anforderungen an den Segmentierungsalgorithmus	
A07	Hohe Genauigkeit < 1 µm auf eine Messlänge von 10 mm
A08	Hohe Reproduzierbarkeit → Unabhängigkeit von Startwerten und Parametern
A09	Robustheit in Bezug auf verschiedenste Materialien

Tabelle 3-5: Anforderungen A07 – A09

3.4.3 Messtechnik

Eine der größten Herausforderungen für die moderne industrielle Nutzung der Computertomographie ist die Akzeptanz des Verfahrens in der Messtechnik. Die von den konventionellen Verfahren wie zum Beispiel der Koordinatenmesstechnik geprägten Richtlinien und Vorgehensweisen sind aufgrund der großen Unterschiede in der Art der Datenerfassung und Datenauswertung nicht leicht in Einklang zu bringen. Die Vielzahl der vorhandenen Parameter bei der CT, das Fehlen klarer Vorgaben zum messtechnischen Vorgehen und die starke Materialabhängigkeit des Verfahrens macht eine Vergleichbarkeit mit der Koordinatenmesstechnik sehr schwer. So ist die CT zurzeit lediglich eine Ergänzung zu konventionellen Messtechniken. Kombinationen mehrerer Sensoren, wie im von der Firma Werth-Messtechnik Systeme GmbH in 2005 neu vorgestellten Scanner, sind ein erster Schritt zum vollständigen messtechnischen Einsatz der CT.

Bislang werden Computertomographie-Daten insbesondere zu Soll-Ist-Vergleichen, d.h. direkten Vergleichen von gemessenen 3D-Punktwolken mit vorhandenen CAD-Modellen verwendet. Aufgrund der verhältnismäßig langen Scandauer wird die CT heute hauptsächlich bei der Erstmusterprüfung oder für die 100%-Prüfung von teuren Kleinserien (z.B. Motorblöcke und Zylinderköpfe in der Formel 1) eingesetzt. Die hohen Bauteildurchsätze in der Kunststoffindustrie erlauben noch keine direkte 100% Serienprüfung, jedoch strebt man die digitale Erfassung ganzer Bauteil-Nester an. Stattdessen werden heute Spritzguss-Werkzeuge in regelmäßigen Abständen tomographiert und vermessen bzw. gegen das vorhandene CAD-Modell verglichen, um so eventuelle Verschleißerscheinungen zu detektieren.

Gerade in der Kunststoffindustrie ist das Vermessen von Bauteilen und Objekten sowie die Automatisierung solcher Auswertungen eine wichtige Anforderung an zukünftige Messverfahren. Moderne Software-Werkzeuge, wie zum Beispiel neue Best-fit-Algorithmen zur Einpassung von regelgeometrischen Objekten, ergänzen die Vorteile der

zerstörungsfreien Erfassung kompletter Bauteilgeometriedaten mit Hilfe der Computertomographie.

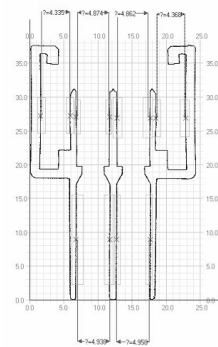


Abbildung 3-25: Messsoftware Screenshot [Quelle: SpecCheck Software, CGI Ltd.]

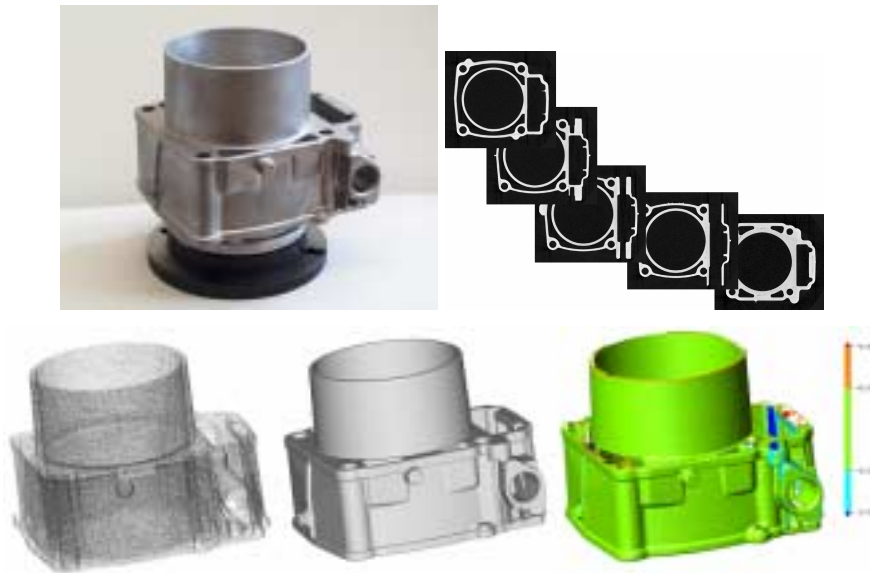


Abbildung 3-26: Soll-Ist-Vergleich eines Zylinders (obere Reihe von links: Originalbauteil, CT-Schichtbilder; untere Reihe von links: Punktwolke, CAD Modell, graphische Darstellung der Abweichungen)

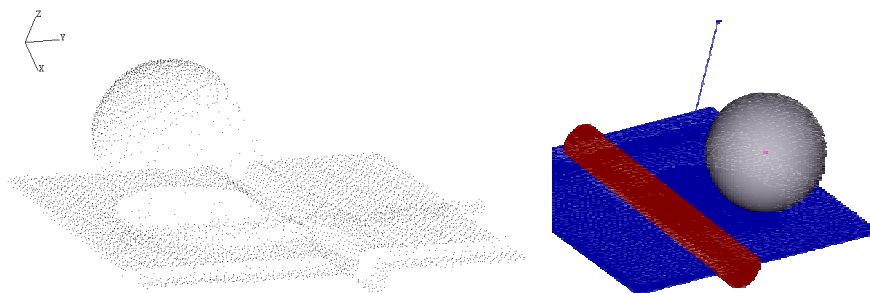


Abbildung 3-27: Best-fit-Einpassung von regelgeometrischen Elementen (Zylinder, Fläche, Kugel)

→ Anforderungen an den Segmentierungsalgorithmus	
A10	Rückführbarkeit des Messergebnisses
A11	Homogenität der Oberflächeninformationen
A12	Exakte Kanten- und Eckenbehandlung

Tabelle 3-6: Anforderungen A10 – A12

3.4.4 Reverse Engineering

Die Computertomographie bildet neben anderen Scanverfahren wie zum Beispiel der Lasertriangulation, der Weißlichtstreifeninterferrometrie bzw. den taktilen Verfahren, die Datenbasis für Rapid-Prototyping-, Rapid-Tooling- und Rapid-Manufacturing-Prozesse [Swa_93]. Diese generativen Fertigungsverfahren nutzen alle das STL-Datenformat, das durch Triangulation von Punktwolken oder direkt aus CAD-Flächen erzeugt werden kann [Pfu_99].

Auch für die hybride oder rein digitale Prototypenherstellung (Digital Mock-Up, Virtual Reality) liefert die CT die Datenbasis.

Ein Teilaspekt des Reverse Engineering [Sch_99] ist die Flächenrückführung, d.h. die Erzeugung von CAD-Elementen (konstruierte Punkte, Kurven, Flächen) auf Basis einer vorgegebenen 3D-Punktwolke.

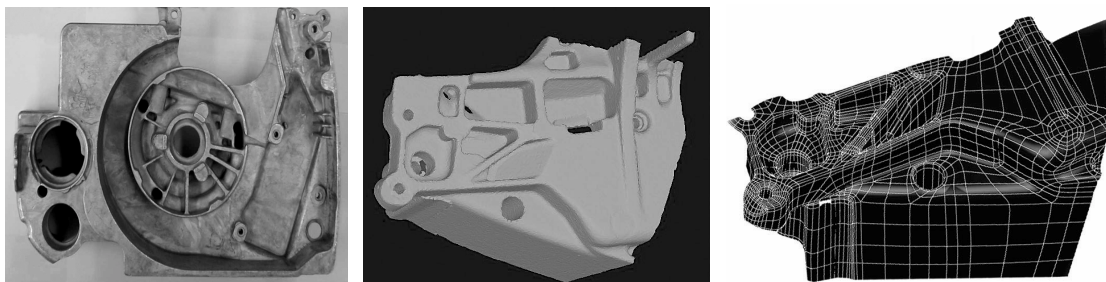


Abbildung 3-28: Prozesskette Flächenrückführung (Original, STL, CAD-Wireframe-Modell)

→ Anforderungen an den Segmentierungsalgorithmus	
A13	Parametrierbare Reduktion von Oberflächeninformation
A14	Parametrierbare Glättungsfunktionalität
A15	Generierung von geschlossenen Oberflächen

Tabelle 3-7: Anforderungen A13 – A15

3.4.5 Simulation

Wie im unten angeführten Beispiel gezeigt wird [EU-IMS], integriert sich die CT-Technologie ausgezeichnet in den frühen Produktentstehungsprozess. In diesem Fall dient die CT als Instrument zur schnellen und kompletten Erfassung eines Spritzgussprototyps. Mit Hilfe einer Simulationssoftware werden zunächst die CAD-Daten optimiert. Der mit den optimierten Daten gebaute Prototyp wird tomographiert und die Daten werden anschließend als Input für verschiedenste Arten der Simulation (z.B. Spritzgussimulation, Belastungssimulation (Druck, Temperatur, Verformung, ...)) verwendet.

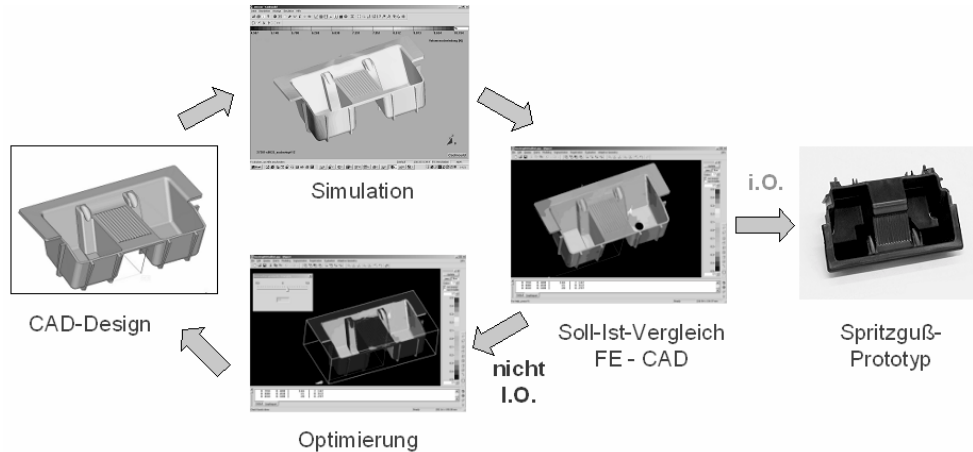


Abbildung 3-29: Digitale Schleife der Optimierung

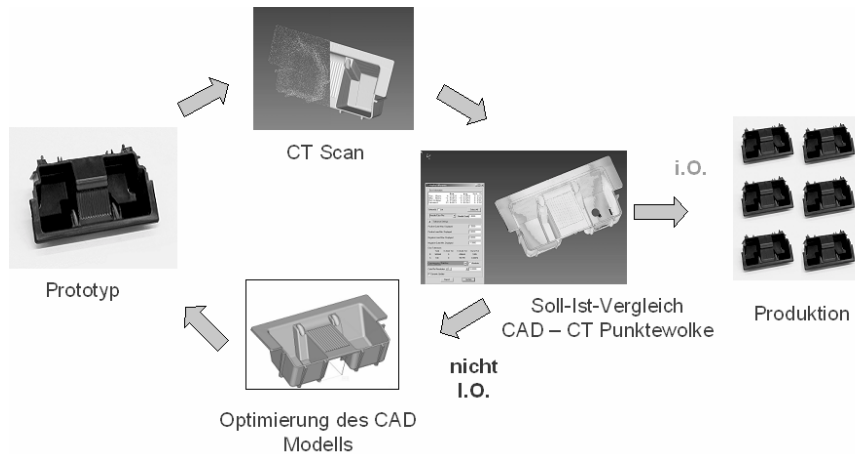


Abbildung 3-30: Physische Schleife der Optimierung

→ Anforderungen an den Segmentierungsalgorithmus	
./.	Keine zusätzlichen Anforderungen zu den bisher aufgeführten

Tabelle 3-8: Anforderungen ./.

3.5 Grenzen der heutigen Verfahren zur Schwellwertbestimmung

Die Auswertung von Computertomographiedaten mit Hilfe der globalen Schwellwertbestimmung ist für Anwendungen, bei denen weniger die Genauigkeit, sondern qualitative Aspekte im Vordergrund stehen, in den meisten Fällen ausreichend. Die Computertomographie bietet gerade auf dem Feld der Digitalisierung von kleinen Bauteilen (Durchmesser <300 mm – materialabhängig) sehr viele Vorteile und besitzt noch ein enormes Potential zur Weiterentwicklung. Einige dieser Vorteile sind:

- Zerstörungsfreies Messen und Prüfen.
- Komplette Erfassung komplexester Außen- und Innengeometrien.
- Homogene Datenstrukturen (Punktwolken).
- Schnelle Datenakquisition.
- Wenig Benutzerinteraktion und damit benutzerfreundlich.
- Großes Spektrum an digitalisierbaren Materialien und Objekten.

Diese Vorteile wurden in den letzten Jahren von der Industrie erkannt und mittlerweile gilt die Computertomographie als hilfreiche Alternative zu vorhandenen Mess- und Prüfverfahren, wie zum Beispiel der Photogrammetrie, dem Laserscanning, der Streifenprojektion, der taktilen Vermessung auf Koordinatenmessgeräten und der zerstörenden Prüfung. Was in der Medizin längst als anerkanntes Diagnosehilfsmittel gilt, etabliert sich immer mehr in vielen verschiedenen Bereichen der Industrie. So wird vor allem in der Automobilindustrie die Computertomographie zur Prüfung von teuren Prototypen und Erstmustern herangezogen. In der Vergangenheit konnten diese Objekte nur sehr eingeschränkt zerstörungsfrei geprüft und vermessen werden. Insbesondere durch die frühzeitige Erkennung von Lunkern, Rissen und anderen gießtechnisch bedingten Merkmalen, die zu einem Bauteilversagen führen können, aber aufgrund ihrer Lage innerhalb des Bauteils nicht ohne weiteres erkannt werden können, konnte eine drastische Kostenreduzierung erzielt werden. Ein so als Ausschuss erkanntes Bauteil kann nun noch vor der kostenintensiven Weiterbearbeitung ausgesondert und in den Materialfluss zurückgeleitet werden.

Die Computertomographie findet ihren Einsatz heute immer mehr auf dem Gebiet der Messtechnik. Dort aber gehen die Anforderungen hin zu Technologien, die im Mikro- und Nanometerbereich hochgenau messen. Um diese Voraussetzung zu erfüllen, müssen neben Verbesserungen an der Hardware (moderne Röntgenquellen mit Mikro- und Nanofokus; hochsensible Detektoren mit großer Dynamik und hoher Auflösung) auch und im besonderen Anpassungen und Neuerungen im Bereich der Auswertesoftware entwickelt werden. Im Folgenden wird gezeigt, welche Auswirkungen die bislang durchgeführte Methode zur Segmentierung der Objektgrenzen innerhalb eines CT-Datensatzes auf die Messgenauigkeit hat. Die Ergebnisse dieser Untersuchungen dienen letztlich auch zur Motivation dieser Arbeit. Anhand von Versuchen und Messreihen wird erläutert, welche qualitativen Auswirkungen die Methode der globalen Schwellwertbestimmung auf die Messergebnisse hat. Eigens für diese Versuche hergestellte, hochgenau gefertigte Testteile dienen als Grundlage zur Belegung der aufgestellten Behauptungen. Neben der Darlegung der Mängel des bislang angewendeten Verfahrens werden zwei neue Ansätze und Lösungen erarbeitet und vorgestellt, die eine erhebliche Verbesserung der Ergebnisse liefern. Diese werden mit den vorhandenen Methoden verglichen und die Ergebnisse quantitativ und qualitativ ausgewertet. Auch hierbei dienen die Testteile als Basis. Synthetisch generierte Datensätze wurden für den Test des korrekten Entwurfs und der fehlerfreien Implementierung der entwickelten Algorithmen und zur Untersuchung der Segmentierungsverfahren bezüglich bestimmter Bildeigenschaften eingesetzt.

3.5.1 Versuchsreihe 1: Stufenpyramide

Im Rahmen des von der Europäischen Gemeinschaft geförderten Projektes „First Article Tomography Inspection Methodology Advancement“ (Akronym: FATIMA) [EU-FAT], bei dem die Untersuchung der Einsetzbarkeit von Computertomographie und die Optimierung der Systeme für spezielle industrielle Anwendungen im Automobilbereich im Vordergrund der Forschung stand, wurde dieses Testteil entwickelt und realisiert. Da für den Automobilbau, insbesondere bei der Motorenherstellung, Leichtmetalle (Al, Mg) und deren Verbindungen zu den wichtigsten Materialien gehören, wurde zur Herstellung des Testteils Aluminium gewählt. Um die zum Beispiel bei Zylinderköpfen auftretende maximale Wandstärke zu realisieren, wurde eine massive vierstufige Pyramide mit der Grundseite $a = 160 \text{ mm} (\pm 0,02 \text{ mm})$, einer Stufenhöhe von je $10 \text{ mm} (\pm 0,02 \text{ mm})$ und 8 auf einer Diagonale befindlichen Durchgangsbohrungen mit dem Radius $r = 10 (\pm 0,02 \text{ mm})$ gefertigt. Es befinden sich je zwei Bohrungen auf einer Stufe.

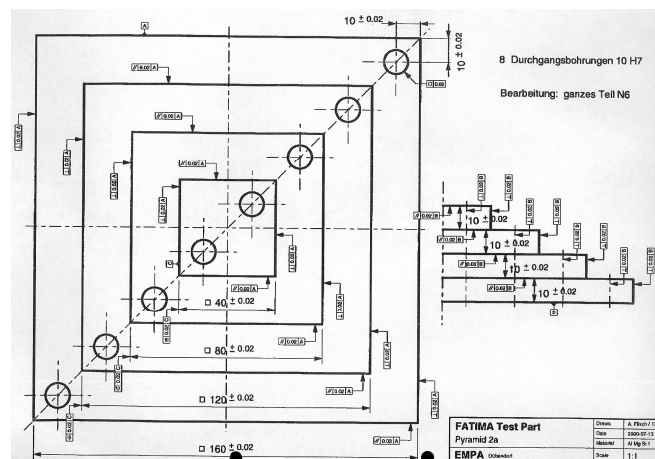


Abbildung 3-31: Fertigungszeichnung des Testteils STUFENPYRAMIDE

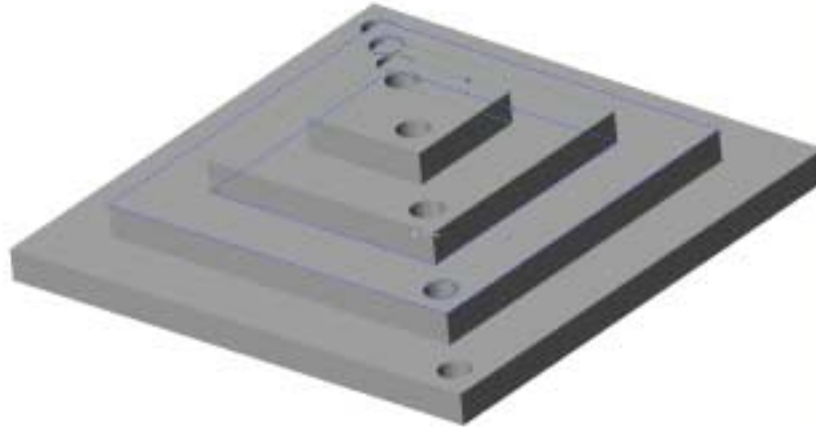


Abbildung 3-32: 3D-CAD-Modell des Testteils STUFENPYRAMIDE

Zur Verifizierung der durchgeführten Versuche wurde das Testteil mit 2 verschiedenen Computertomographen digitalisiert. Das Experiment wurde im Rahmen des EU-Projektes FATIMA von den am Projekt beteiligten Partnern entwickelt, durchgeführt und ausgewertet. Das Fraunhofer IPA bearbeitete dabei insbesondere die Arbeitspakete rund um die Segmentierung der CT-Datensätze. Die erzielten Ergebnisse sind Bestandteil und Basis der vorliegenden Arbeit.

Daten der beiden 2D-Computertomographie-Systeme:

EMPA, Schweiz	
Hersteller	Scientific Measurement Systems (SMS), USA
Max. Objektdurchmesser	500mm
Max. Objekthöhe	600mm
Max. Objektgewicht	25kg
Röntgenquelle	450kV Minifokusröhre
Auflösung	<0,1mm
Detektorsystem	250mm breiter Zeilendetektor mit 125 einzelnen CdWO ₄ Szintillatoren

Tabelle 3-9: Daten der CT-Anlage des EMPA, Dübendorf, Schweiz

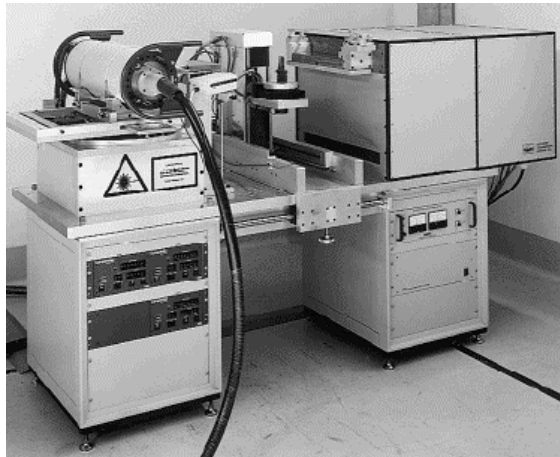


Abbildung 3-33: CT-Anlage des EMPA, Dübendorf, Schweiz

TomoAdour, Frankreich	
Hersteller	Scientific Measurement Systems (SMS), USA
Max. Objektdurchmesser	500mm
Max. Objekthöhe	1000mm
Max. Objektgewicht	50kg
Röntgenquelle	450kV Minifokusröhre
Auflösung	0,1mm
Detektorsystem	Früher: 250mm breiter Zeilendetektor mit 125 einzelnen CdWO ₄ Szintillatoren Heute: Flatpanel-Detektor (1024x1024 Pixel)

Tabelle 3-10: Daten der CT-Anlage, TomoAdour, Frankreich

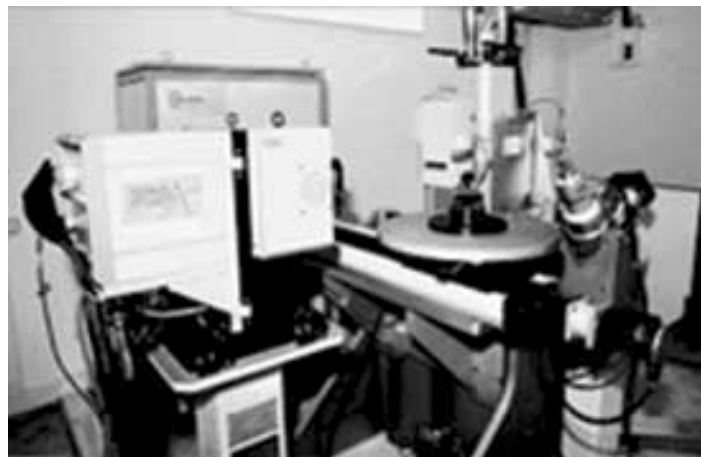


Abbildung 3-34: CT-Anlage, TomoAdour, Frankreich

Parameter der rekonstruierten Bilder:

TomoAdour, Frankreich	
Pixel	550 x 400
Pixelgröße	0,4 x 0,4 mm ²
Schichtabstand	0,4 mm
Grauwerttiefe	16, bzw. 32 bit RAW und 8 bit TIFF

Tabelle 3-11: Parameter der Schichtbilder, TomoAdour, Frankreich

Taktile Vergleichsmessung – Vorgehensweise und Ergebnisse

Neben der Durchführung des Versuchs auf zwei unterschiedlichen CT-Anlagen wurde das Testteil auch auf einem 3D-Koordinatenmessgerät vermessen. Zum Vergleich der Ergebnisse und zur qualitativen Bewertung wurden diese Ergebnisse anschließend gegenübergestellt. Zunächst wurde ein Messplan erstellt, auf dem alle zu vermessenden Elemente gekennzeichnet sind.

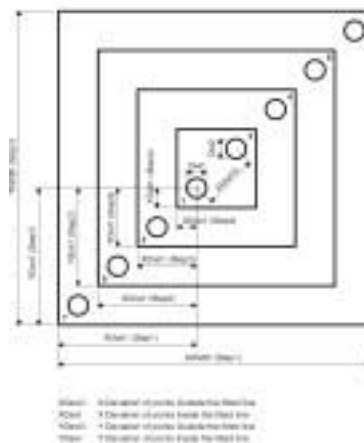


Abbildung 3-35: Messplan Pyramide

Die Ergebnisse der KMM-Messung sind in nachfolgender Tabelle zusammengefasst.

Z	XWidth	YWidth	XDier1	YDier1	XDier2	YDier2	XDier12	Dier1	Dier2	XDier3	YDier3	XDier4	YDier4	XDier34	Dier3	Dier4	XDier5	YDier5	XDier6	YDier6	XDier6	YDier6	XDier6	YDier6	Dier5	Dier6	XDier7	YDier7	XDier8	YDier8	XDier78	Dier7	Dier8
1.2	160.01	160.00	70.01	70.01	90.02	90.01	28.29	10.03	10.03	50.01	50.01	110.02	110.01	84.86	10.02	10.02	30.00	30.01	130.02	130.01	141.43	10.02	10.02	10.01	10.00	150.01	150.02	198.00	10.03	10.01			
3.2	160.01	160.00	70.01	70.01	90.02	90.01	28.29	10.03	10.03	50.01	50.01	110.02	110.01	84.86	10.02	10.02	30.00	30.01	130.02	130.01	141.43	10.02	10.02	10.01	10.00	150.01	150.02	198.00	10.03	10.01			
5.2	160.01	160.00	70.01	70.01	90.02	90.01	28.29	10.03	10.03	50.01	50.01	110.02	110.01	84.86	10.02	10.02	30.00	30.01	130.02	130.01	141.43	10.02	10.02	10.01	10.00	150.01	150.02	198.00	10.03	10.01			
7.2	160.01	160.00	70.01	70.01	90.02	90.01	28.29	10.03	10.03	50.01	50.01	110.02	110.01	84.86	10.02	10.02	30.00	30.01	130.02	130.01	141.43	10.02	10.02	10.01	10.00	150.01	150.02	198.00	10.03	10.01			
9.2	160.01	160.00	70.01	70.01	90.02	90.01	28.29	10.03	10.03	50.01	50.01	110.02	110.01	84.86	10.02	10.02	30.00	30.01	130.02	130.01	141.43	10.02	10.02	10.01	10.00	150.01	150.02	198.00	10.03	10.01			
11.2	120.00	120.00	50.00	50.01	70.00	70.01	28.29	10.03	10.03	30.00	30.01	90.01	90.01	84.86	10.02	10.02	9.99	10.01	110.01	110.01	141.43	10.02	10.02										
13.2	120.00	120.00	50.00	50.01	70.00	70.01	28.29	10.03	10.03	30.00	30.01	90.01	90.01	84.86	10.02	10.02	9.99	10.01	110.01	110.01	141.43	10.02	10.02										
15.2	120.00	120.00	50.00	50.01	70.00	70.01	28.29	10.03	10.03	30.00	30.01	90.01	90.01	84.86	10.02	10.02	9.99	10.01	110.01	110.01	141.43	10.02	10.02										
17.2	120.00	120.00	50.00	50.01	70.00	70.01	28.29	10.03	10.03	30.00	30.01	90.01	90.01	84.86	10.02	10.02	9.99	10.01	110.01	110.01	141.43	10.02	10.02										
19.2	120.00	120.00	50.00	50.01	70.00	70.01	28.29	10.03	10.03	30.00	30.01	90.01	90.01	84.86	10.02	10.02	9.99	10.01	110.01	110.01	141.43	10.02	10.02										
21.2	79.98	79.97	29.99	30.00	49.99	50.00	28.29	10.03	10.03	9.98	10.00	69.99	70.00	84.86	10.02	10.02																	
23.2	79.98	79.97	29.99	30.00	49.99	50.00	28.29	10.03	10.03	9.98	10.00	69.99	70.00	84.86	10.02	10.02																	
25.2	79.98	79.97	29.99	30.00	49.99	50.00	28.29	10.03	10.03	9.98	10.00	69.99	70.00	84.86	10.02	10.02																	
27.2	79.98	79.97	29.99	30.00	49.99	50.00	28.29	10.03	10.03	9.98	10.00	69.99	70.00	84.86	10.02	10.02																	
29.2	79.98	79.97	29.99	30.00	49.99	50.00	28.29	10.03	10.03	9.98	10.00	69.99	70.00	84.86	10.02	10.02																	
31.2	39.98	39.97	9.98	10.00	29.99	30.00	28.29	10.03	10.03																								
33.2	39.98	39.97	9.98	10.00	29.99	30.00	28.29	10.03	10.03																								
35.2	39.98	39.97	9.98	10.00	29.99	30.00	28.29	10.03	10.03																								
37.2	39.98	39.97	9.98	10.00	29.99	30.00	28.29	10.03	10.03																								
39.2	39.98	39.97	9.98	10.00	29.99	30.00	28.29	10.03	10.03																								

Abbildung 3-36: Messergebnisse Pyramide mit einer 3D-Koordinatenmessmaschine
 [Quelle EMPA, Schweiz]

Durchführung und Auswertung der CT-Messungen

Zur Vermessung des Testteils wurden 2 verschiedene Methoden angewandt. Alle Verfahren beruhen auf dem heutigen Stand der Technik in der industriellen CT und der dazugehörigen Auswertesoftware.

Iterative Schwellwertbestimmung mittels KMM-Daten-Vergleich

Um die einzelnen Messwerte zu bestimmen, ist es notwendig die Materialgrenzen so präzise wie möglich zu bestimmen. Dabei wurde wie folgt vorgegangen:

Schritt 1: Ein Schwellwert wird manuell ausgewählt und auf die gesamten Grauwertbilder angewandt:

Mit Hilfe der Histogramm- und Schwellwertfunktion der Software MIMICS 6.3 (Materialise, Belgien) wird so ein globaler Schwellwert festgelegt. Dabei wird die so genannte „50%-Regel“ angewandt. Sie besagt, dass der zu wählende Schwellwert zur Segmentierung eines Objektes, genau bei der Hälfte des Anstiegs des im Histogramm den Übergang von einem Material zum anderen bzw. vom Material zur Umgebung, repräsentierenden Peaks ist. Dabei wird von Linearität ausgegangen.

Schritt 2: Für jede Ebene und jede Bohrung wird eine Polyline besteingepasst:

Die Software MIMICS arbeitet die verschiedenen Stufen der Segmentierung mit Hilfe von Masken ab, in denen jeweils verschiedene Teilprozesse durchgeführt werden können. Verschiedene Zusatzwerkzeuge stehen in den einzelnen Masken zur Verfügung, unter anderem auch ein Besteinpassungs-Werkzeug zum fitten von Polylines.

Schritt 3: Über jeden Satz von Polylines einer Bohrung über alle Ebenen der Pyramide wurde ein Zylinder gefittet

Mit dem Software-Modul MEDCAD (Materialise, Belgien), welches ebenfalls ein Bestandteil des MIMICS Softwarepakets ist, wird auf Basis der gefitteten Polylines für jede Bohrung über alle Ebenen der Pyramide der entsprechende Zylinder gefittet. Die Daten der einzelnen Zylinder werden als Textfile exportiert.

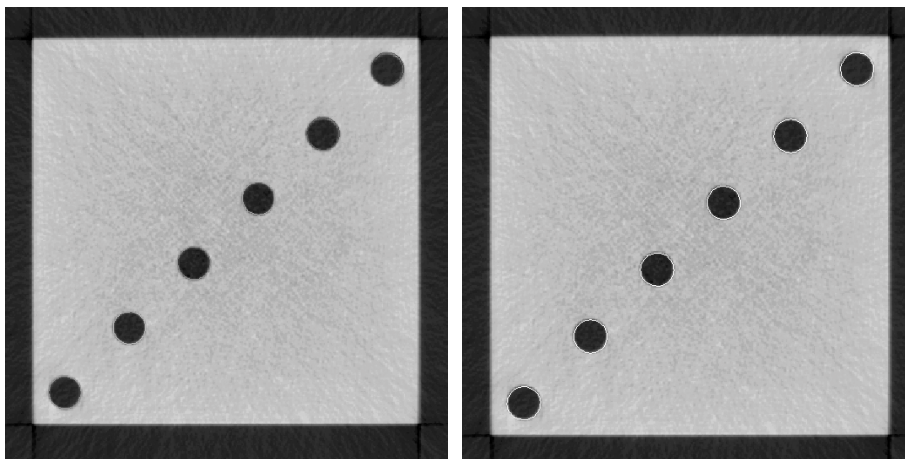


Abbildung 3-37: Polylines (links); Fitzylinder (rechts)

Schritt 4: Vergleich der Zylinderdaten aus MIMICS mit den Messergebnissen der Koordinatenmessmaschine:

Der Vergleich zeigt eine erhebliche Abweichung der in MIMICS mit dem globalen Schwellwert ausgewerteten CT-Daten und den KMM Messergebnissen.

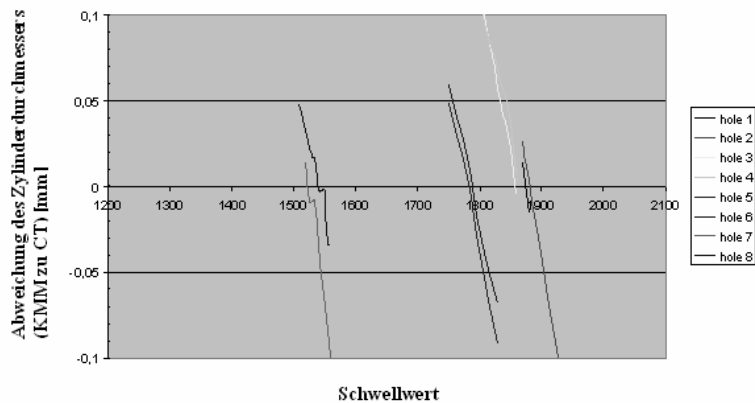


Abbildung 3-38: Auswertung

Schritt 5: Über mehrere Iterationen wird nun für jede Bohrung ein optimaler Schwellwert bestimmt, sodass die Messgrößen beider Messungen best möglich übereinstimmen.

Die Geometrie des Bauteils wirkt sich stark auf den zu wählenden Schwellwert aus. Dies zeigt sich beim Vergleich der einzelnen Bohrungen der Pyramide. Je weiter eine Bohrung vom Zentrum der Pyramide entfernt ist, desto niedriger muss der Schwellwert gewählt werden, damit das Messergebnis mit der Referenzmessung identisch ist.

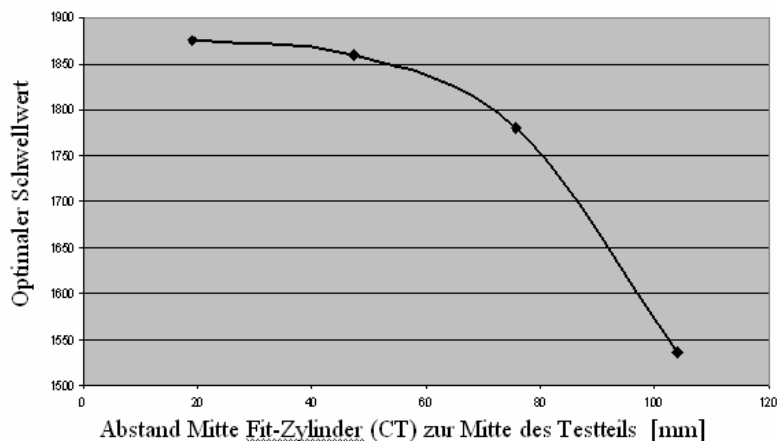


Abbildung 3-39: Auswertung

Aufgrund dieses Ergebnisses muss also festgehalten werden, dass selbst bei vermeintlich einfachen Geometrien, wie in diesem Fall, nicht mit einem globalen Schwellwert gearbeitet

werden kann, wenn man messtechnische Maßstäbe anlegt. Die festgestellten Abweichungen liegen in der Größenordnung von +/- 0,1mm und sind damit ca. um Faktor 10 – 50 zu hoch um messtechnischen Ansprüchen zu genügen.

Verschiedene Schwellwerte für die einzelnen Stufen der Pyramide

Bei diesem Verfahren wird die Geometrie des Bauteiles bereits berücksichtigt. Es wird für jede der 4 Stufen der Pyramide ein spezieller Schwellwert bestimmt:

Lage (von oben nach unten)	Schwellwert
Layer 1:	1857
Layer 2:	1920
Layer 3:	2037
Layer 4:	2046

Tabelle 3-12: *Auswertung*

Die in Kapitel 3.5.3.1 beschriebenen Schritte wurden bis auf folgende Änderungen/Ergänzungen beibehalten (kursiv):

Schritt 1: Ein Schwellwert wird manuell ausgewählt und auf die Schichten der jeweiligen Stufe der Pyramide angewandt:

Dieses Vorgehen nennt man schichtweises Segmentieren. Wie man bereits im so genannten Sekundärbild erkennt, sind die Grauwerte, trotz Verwendung eines homogenen Materials, stark unterschiedlich und werden von oben nach unten mit jeder Stufe dunkler.



Abbildung 3-40: *Sekundärbild (x-z-Ebene)*

Schritt 2: wie oben

Schritt 3: Über jeden Satz von Polylines einer Bohrung wird für die jeweiligen Ebenen der Pyramide je ein Zylinder gefittet



Abbildung 3-41: *Zusammengesetzte Polylines (links); Ansicht von oben (rechts)*

Schritt 4: wie oben

Schritt 5: wie oben

Die so ermittelten Daten ergeben ein wesentlich besseres Ergebnis, wie die nachfolgende Tabelle deutlich zeigt.

Zylinder Nr.	Radius [mm]	Durchmesser [mm]	KMG Ergebnis [mm]
Cylinder 1	5.0144	10.028	10.03
Cylinder 2	5.0147	10.0294	10.03
Cylinder 3	5.0065	10.0130	10.02
Cylinder 4	5.0125	10.0250	10.02
Cylinder 5	4.9964	9.9928	10.02
Cylinder 6	5.0022	10.0044	10.02
Cylinder 7	5.0169	10.0338	10.03
Cylinder 8	5.0349	10.0698	10.01

Tabelle 3-13: *Vergleich der Messwerte des KMM mit den ausgewerteten CT Daten (schichtweise segmentiert)*

Dieses Verfahren setzt voraus, dass der Benutzer messtechnische Untersuchungen in den einzelnen Ebenen durchführt und nicht im gesamten 3D-Datensatz auswerten möchte.

Jedoch bleiben folgende Nachteile:

- 1) Die initiale Auswahl des Schwellwerts wird nach wie vor vom Anwender visuell durchgeführt. Der gesamte Messvorgang ist dadurch stark benutzerabhängig und somit auch nicht reproduzierbar.
- 2) Die Übergänge zwischen den einzelnen Stufen, welche mit unterschiedlichen Schwellwerten ausgewertet wurden, sind nicht mehr kontinuierlich, sondern können zu erheblichen geometrischen Sprüngen führen.
- 3) Das Verfahren setzt voraus, dass der Benutzer messtechnische Untersuchungen in den einzelnen Ebenen durchführt und nicht im gesamten 3D-Datensatz auswerten möchte.
- 4) Innerhalb einer Ebene wird nach wie vor nur ein einzelner (globaler) Schwellwert zur Segmentierung verwendet. Einflüsse der Geometrie in der Ebene werden außer Acht gelassen. Bei komplexen Bauteilen sind diese Einflüsse signifikant.
- 5) Dem oben gezeigte Effekt, dass sich der ideale Schwellwert vom Zentrum des Bauteils ausgehend nach außen drastisch ändert, wird mit den vorhandenen Verfahren keine Rechnung getragen.

FAZIT:

Das Experiment hat die Vermutung einer starken Geometrieabhängigkeit des Schwellwerts bestätigt. Die starke Abweichung der Schwellwerte in den einzelnen Stufen der Pyramide zeigt die Notwendigkeit einer alternativen Schwellwert-Methode zu herkömmlichen globalen Bestimmung. Unter Berücksichtigung der Pixelgröße von $0,4 \text{ mm}^2$ sind die oben erzielten Ergebnisse durchaus zufriedenstellend. Bei komplexeren Geometrien (Schnittbilder nicht mehr orthogonal zur Symmetrieachse des Objektes, Objekt nicht symmetrisch, Objekte, welche aus mehreren Materialien mit unterschiedlichen Absorptionskoeffizienten bestehen) und wenn höhere Genauigkeiten verlangt sind (höhere Auflösung, kleinere Pixelgröße) erfüllen herkömmliche Verfahren nicht mehr die Anforderungen der Messtechnik und der

Industrie. Für die Akzeptanz der Computertomographie ist es auch notwendig, die oben gezeigte Benutzerabhängigkeit zu eliminieren. Ein automatisches, reproduzierbares Verfahren ist notwendig. Dies muss algorithmisch gelöst und softwaretechnisch implementiert werden.

3.5.2 Versuchsreihe 2: Hohlzylinder

Die Prozesskette einer jeden Computertomographie-Anlage ist sehr stark vom Hersteller beeinflusst, so dass die Ergebnisse von Messungen des gleichen Bauteils auf verschiedenen CT-Anlagen sehr stark voneinander abweichen können. So ist zum Beispiel der Einsatz von Softwarefiltern zur Optimierung der Projektionsbilder ein nicht unübliches Verfahren, um die scheinbare Qualität der Ergebnisse zu erhöhen. Solange die Tomographien rein zum Zwecke der Objektvisualisierung betrieben werden, ist dies auch zulässig. Da es jedoch noch keine einheitliche Methode gibt, um CT-Anlagen zu kalibrieren, ist es heute unmöglich, Messungen, welche auf verschiedenen Anlagen durchgeführt worden sind, miteinander messtechnisch zu vergleichen.

Durch die vielfältigen Parametrisierungsmöglichkeiten einer CT-Anlage ist es schwierig, selbst auf derselben Anlage reproduzierbare Messungen durchzuführen. Die Notwendigkeit zur Normierung von CT-Messungen wurde im Zuge dieser Arbeit erkannt und in die entsprechenden Gremien getragen (VDI/VDE, PTB). Dort wurde im Jahr 2004 ein Fachausschuss (VDI/VDE Unterausschuss CT) gegründet, welcher sich fortan um die Vereinheitlichung von CT-Messungen kümmert. Die Ergebnisse dieser Arbeit stehen dem Ausschuss zur weiteren Verwendung zur Verfügung. Hersteller, Anwender und Forschungsinstitute wie das Fraunhofer IPA und das Fraunhofer EZRT arbeiten hier Hand in Hand, um die Technologie Schritt für Schritt zu einem anerkannten messtechnischen Instrument zu machen.

Zur Bestätigung der erzielten Ergebnisse aus Versuchsreihe 1 sowie zur Ausschließung systematischer Fehlerquellen und für die Durchführung eines Ringversuchs zur Unterstützung der Normierungsarbeiten (welche in dieser Arbeit nicht weiter behandelt werden sollen) wurde eine zweite Versuchsreihe gestartet. Neun hochgenau gefertigte Aluminium-Hohlzylinder unterschiedlicher Größe und Durchmesser der Bohrung wurden für diesen Versuch hergestellt.

Alle Testteile wurden jeweils mit 2D-Computertomographen der Firma EMPA, Schweiz und der Bundesanstalt für Materialprüfung (BAM), Berlin, digitalisiert.

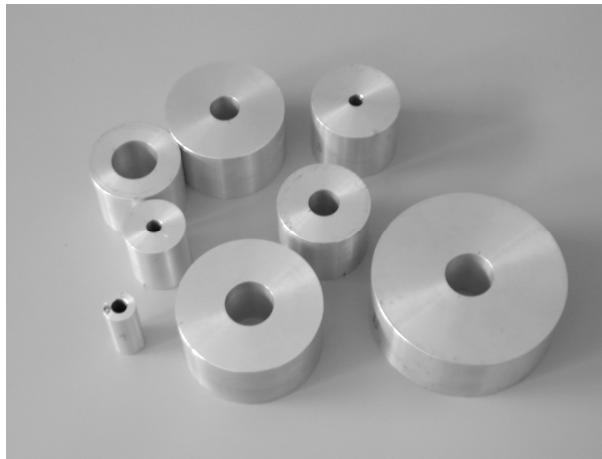


Abbildung 3-42: *Hohlzylinder-Testteile Originale*

Durchführung der Messungen und Diskussion der Ergebnisse

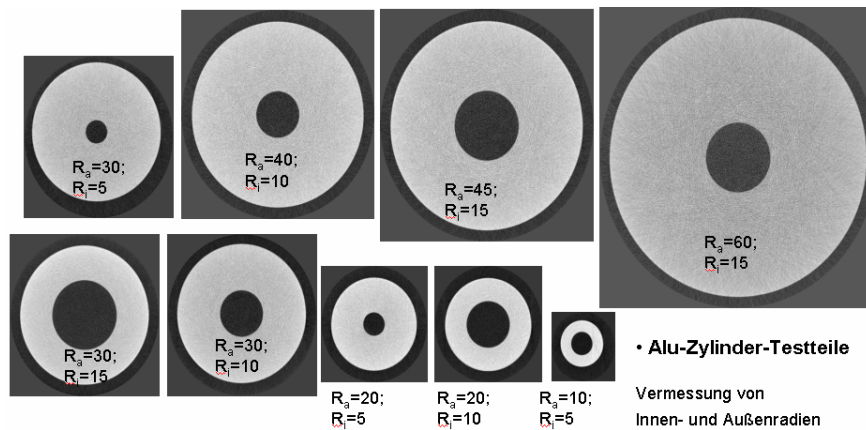


Abbildung 3-43: *Al-Hohlzylinder-Testteile: CT-Schnittbilder*

Zur Auswertung der Daten wurde folgende Software herangezogen:

- MIMICS 7.1, Materialise N.V., Belgien, zur Auswertung der Schichtbilder/Voxeldaten
- Surfacer V10.5, SDRC, USA, zur Vermessung der Merkmale an den Testteilen und zur Darstellung der Abweichungen zwischen CAD-Modell und CT-Scan bzw. zwischen den einzelnen CT-Scans

In die Gesamtungenauigkeit einer CT-Digitalisierung gehen die Ungenauigkeiten der einzelnen Komponenten der Anlage ein. Um diese so gering wie möglich zu halten wurden die zu vermessenden Merkmale sorgfältig so ausgewählt, dass diese unabhängig von auftretenden systematischen Fehlern zu betrachten waren.

In nachfolgender Tabelle sind die Eckdaten der CT-Anlage der BAM festgehalten:

BAM, Berlin	
Strahlenquelle	450 kV Röntgenröhre, Co-60 Radionuklid, 12 MeV - LINAC
Detektorsystem	20 Einzeldetektoren (2D-CT) oder Flachdetektor (z.Zt. 512 x 512 Pixel)
Vergrößerung	2 : 1
Objektgröße	bis 1000 mm Durchmesser
Ortsauflösung	500 µm
Kontrastauflösung	1 - 5 %
Max. durchstrahlbare Dicke von Eisen oder Äquivalent	400 mm

Tabelle 3-14: *Daten CT-Anlage, BAM, Berlin [Quelle: BAM, Berlin]*

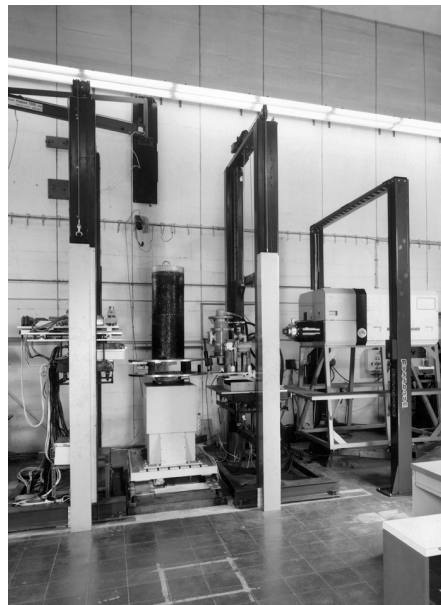


Abbildung 3-44: *CT-Anlage, BAM, Berlin [Quelle: BAM, Berlin]*

Verglichen wurden die Daten mit den Fertigungs-Sollvorgaben (ISO Passung nach DIN ISO 286 T2: H6; Form- und Lagetoleranzen nach DIN ISO 1101: Zylinderform $t = 0,01\text{mm}$; Konzentrität/Koaxialität: $t = 0,02\text{mm}$), einer taktilen Vergleichsmessung und einer (Außen-) Radienvermessung mittels eines Laser-Querschnittsmessgeräts.

Vorgehen bei der Auswertung der CT Daten

Schritt 1: Die von den verschiedenen CT-Systemen aufgenommenen Daten wurden im unkomprimierten 8-bit TIFF-Format als Schichtbilder abgespeichert. Diese wurden dann über die manuelle Eingabemaske der Software MIMICS eingelesen.

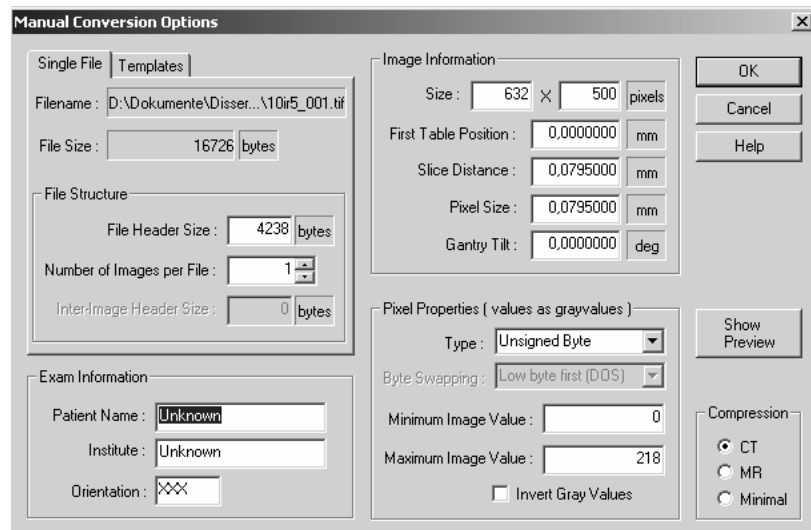


Abbildung 3-45: Einlesemaske von MIMICS

Schritt 2: Im nächsten Schritt erfolgte die Eingabe der verwendeten Parameter. Im Einzelnen waren dies:

- Bildgröße Pixelzahl in horizontaler und vertikaler Richtung
- Schichtabstand
- Pixelgröße (berechnet sich aus Bildgröße dividiert durch Anzahl der Pixel)
- Pixeleigenschaften (Grauwertbereich: z.B.: bei 8-bit Bildern von 0 – 255 oder –127 – 128)
- Dateieigenschaften (Dateigröße, Header-Größe, Komprimierung)

Schritt 3: Nach dem Einlesen der Bilder wurde mit Hilfe einer Profillinie über den Durchmesser eines Zylinderschnittbildes und eines Histogramms ein sinnvolles Schwellwertintervall bestimmt ([80 .. 120]). Es wurden nun aus diesem Schwellwertintervall in Abständen von je 5 Grauwertschritten globale Schwellwerte ausgewählt und jeweils auf die Datensätze angewendet (80, 85, 90, 95, 100, 105, 110, 115, 120).

Schritt 4: Zur Konturextraktion wurde das entsprechende Tool in der MIMICS Software benutzt. Die sich ergebende Punktwolke wurde im STL-Format gespeichert.

Schritt 5: Die STL-Dateien wurden in die Software Surfacer importiert und der Durchmesser der Zylinder unter Verwendung der vorhandenen Werkzeuge bestimmt. Die Näherung der regelgeometrischen Elemente wurde wie folgt durchgeführt:

- Säubern der Punktwolke von eventuell auftretenden Lunkern im Inneren des Zylinderschnitts.
- Fit einer Ellipse in die vorhandene Punktwolke
- Bestimmung der kleinen Halbachsen der Ellipse
- Zehnmahlige Wiederholung des Vorganges und Bestimmung eines Mittelwerts

Die Einzelergebnisse sowie die Mittelwerte sind in Tabelle 3-15 zusammengestellt. Man erkennt hierbei deutlich die Abweichungen gegenüber den Soll-Werten und auch den taktilen Messwerten und Laserabstandswerten.

Zylinder	reshh	Slice 1		Slice 2		Slice 3		Slice 4		Slice 5		Slice 6		Slice 7		Mittlerer Innenradius	Mittlerer Aussenradius	Dicke
		Innenradius	Aussenradius	Innenradius	Aussenradius	Innenradius	Aussenradius	Innenradius	Aussenradius	Innenradius	Aussenradius	Innenradius	Aussenradius	Innenradius	Aussenradius			
10 ir 5	80	6,0688	13,16236	6,0320	13,1736	6,0168	13,1988	6,0631	13,1701	6,0616	13,1693	6,0555	13,1630	6,0652	13,1624	6,0519	13,1714	7,1195
	85	6,0844	13,1731	6,0495	13,1569	6,0366	13,1894	6,0781	13,1461	6,0779	13,1767	6,0703	13,1533	6,0862	13,1462	6,0561	13,1631	7,1070
	90	6,0986	13,1341	6,0695	13,1409	6,0545	13,1782	6,0920	13,1408	6,0914	13,1361	6,0891	13,1332	6,0977	13,1316	6,0846	13,1421	7,0975
	95	6,1128	13,1260	6,0865	13,1265	6,0695	13,1624	6,1054	13,1441	6,1059	13,1222	6,1045	13,1196	6,1128	13,1185	6,0996	13,1313	7,0317
	100	6,1267	13,1143	6,1031	13,1211	6,0850	13,1461	6,1201	13,1299	6,1191	13,1212	6,1219	13,1075	6,1278	13,1033	6,1148	13,1205	7,0057
	105	6,1418	13,1091	6,1086	13,1059	6,1003	13,1309	6,1335	13,1480	6,1327	13,1092	6,1361	13,0971	6,1361	13,0966	6,1191	13,1138	6,9947
	110	6,1550	13,0883	6,1325	13,0862	6,1165	13,1165	6,1482	13,0859	6,1464	13,1097	6,1489	13,0836	6,1521	13,0834	6,1428	13,0848	6,9520
	120	6,1689	13,0770	6,1459	13,0832	6,1319	13,1024	6,1627	13,0737	6,1630	13,0775	6,1616	13,0715	6,1618	13,0696	6,1560	13,0793	6,9233
		6,1818	13,0604	6,1594	13,0653	6,1470	13,0906	6,1776	13,0757	6,1715	13,0828	6,1739	13,0601	6,1784	13,0561	6,1699	13,0701	6,9002
20 ir 10	80	12,4264	26,0035	12,4059	26,0038	12,4306	26,0057	12,4190	26,0734	12,4309	26,0734	12,4382	26,0211	12,4379	26,0420	12,4177	26,0267	13,6090
	85	12,4567	25,9865	12,4293	25,9925	12,4513	25,9887	12,4445	25,9886	12,4539	26,0181	12,4535	25,9920	12,4238	26,0262	12,4447	25,9999	13,5562
	90	12,4267	25,9708	12,4484	25,9725	12,4740	25,9607	12,4555	25,9719	12,4756	26,0571	12,4663	25,9806	12,4469	26,0762	12,4562	25,9965	13,5423
	95	12,4932	25,9529	12,4611	25,9734	12,4907	25,9465	12,4781	25,9548	12,4925	25,9627	12,4824	25,9684	12,4804	26,0326	12,4826	25,9730	13,4904
	100	12,5079	25,9381	12,4603	25,9429	12,5093	25,9323	12,4988	25,9365	12,5050	26,0543	12,4976	25,9999	12,4617	26,0091	12,4944	25,9736	13,4792
	105	12,5246	25,9270	12,5063	25,9472	12,5258	25,9792	12,5208	25,9240	12,5234	25,9511	12,5128	25,9554	12,4737	25,9573	12,5125	25,9488	13,4363
	110	12,5414	25,9135	12,5148	25,9147	12,5628	25,9067	12,5333	25,9110	12,5410	25,9307	12,5283	26,0140	12,5386	25,9426	12,5367	25,9333	13,3966
	115	12,5592	25,8981	12,5347	25,9032	12,5605	25,8930	12,5384	25,8980	12,5617	25,9150	12,5444	25,9179	12,5055	25,9259	12,5435	25,9073	13,3638
120	12,5751	25,8864	12,5507	25,9046	12,5798	25,8823	12,5673	25,8876	12,5799	25,9027	12,5602	25,8900	12,5603	25,9114	12,5670	25,8950	13,3279	
30 ir 5	80	5,8888	38,9677	5,9542	38,9963	5,9120	38,9998	5,9139	38,9237	5,9547	38,9761	6,0101	38,8175	5,9519	38,8328	5,9408	38,9306	32,9898
	85	5,9243	38,8490	5,9681	38,8238	5,9757	38,9794	5,9565	38,8303	5,9771	38,9082	6,0435	38,7967	5,9636	38,8345	5,9784	38,8003	32,8819
	90	5,9627	38,8206	6,0191	38,7969	6,0065	38,8306	6,0205	38,8211	5,9965	38,8646	6,0720	38,7870	6,0179	38,9002	6,0167	38,8387	32,8220
	95	6,0066	38,7997	6,0407	38,7836	6,0335	38,8085	6,0502	38,7938	6,0242	38,8282	6,0892	38,8431	6,0505	38,7846	6,0421	38,8059	32,7638
	100	6,0309	38,7871	6,0595	38,7728	6,0552	38,7877	6,0694	38,7761	5,9972	38,8089	6,1218	38,7477	6,0773	38,7751	6,0588	38,7793	32,7206
	105	6,0601	38,9568	6,0780	38,7591	6,0752	38,8416	6,0874	38,7610	6,0952	38,7596	6,1024	38,7395	6,1039	38,7530	6,0860	38,7811	32,6951
	110	6,0886	38,7547	6,0941	38,7453	6,0949	38,7752	6,1054	38,7445	6,1198	38,7432	6,1440	38,7214	6,1289	38,7330	6,1106	38,7453	32,6347
	115	6,1077	38,7328	6,1115	38,7279	6,1103	38,7456	6,1258	38,7363	6,1380	38,7292	6,1592	38,7011	6,1530	38,7216	6,1291	38,7276	32,5966
120	6,1273	38,7197	6,1277	38,7618	6,1272	38,7669	6,1421	38,7976	6,1519	38,7124	6,1767	38,7655	6,1696	38,7030	6,1461	38,7453	32,5992	
30 ir 10	80	12,3798	38,8811	12,3041	38,8645	12,2965	38,8416	12,4008	38,8282	12,3846	38,8360	12,3846	38,8360	12,4102	38,8693	12,3658	38,8495	26,4837
	85	12,4092	38,8424	12,3364	38,8463	12,3121	38,8220	12,3720	38,8092	12,3875	38,8141	12,3993	38,8490	12,4377	38,8313	12,3789	38,8002	26,4513
	90	12,4325	38,8343	12,3654	38,8304	12,4122	38,8026	12,3826	38,7936	12,4029	38,7933	12,4429	38,8024	12,4658	38,8579	12,4058	38,8188	26,4037
	95	12,4260	38,8001	12,4170	38,8131	12,3957	38,7841	12,4898	38,7830	12,4656	38,7751	12,4705	38,7824	12,4857	38,7888	12,4496	38,7895	26,3399
	100	12,4452	38,7849	12,4230	38,7818	12,4478	38,7651	12,5070	38,7656	12,3750	38,7620	12,4623	38,7962	12,4975	38,8177	12,4511	38,7819	26,3308
	105	12,4951	38,7690	12,4782	38,7790	12,4464	38,7466	12,4450	38,7475	12,4928	38,7469	12,3763	38,7490	12,5123	38,7566	12,4637	38,7566	26,2929
	110	12,5169	38,7555	12,5003	38,7630	12,3776	38,7343	12,3851	38,7309	12,4221	38,7320	12,3689	38,7427	12,5378	38,7520	12,4438	38,7443	26,3005
	115	12,5388	38,7364	12,4437	38,8261	12,3998	38,7248	12,4228	38,7213	12,3380	38,7177	12,4500	38,7285	12,5549	38,7271	12,4499	38,7400	26,2901
120	12,5622	38,7205	12,4609	38,7313	12,5004	38,7094	12,4623	38,7016	12,3811	38,7034	12,4677	38,7093	12,5720	38,7123	12,4895	38,7125	26,2230	
30 ir 15	80	18,7141	38,8490	18,8383	38,8060	18,8318	38,8201	18,8111	38,8329	18,7606	38,8666	18,7931	38,8452	18,8433	38,8138	18,7989	38,8332	20,0344
	85	18,7684	38,8228	18,7358	38,7839	18,8589	38,7933	18,8300	38,8097	18,8165	38,8098	18,8133	38,8334	18,8659	38,7827	18,8127	38,8051	19,9924
	90	18,8017	38,8024	18,8743	38,7695	18,8409	38,7882	18,8083	38,7912	18,8422	38,7939	18,8527	38,8143	18,8794	38,7720	18,8428	38,7902	19,9474
	95	18,8395	38,7850	18,8381	38,7510	18,8219	38,7676	18,8737	38,7787	18,8638	38,7809	18,8769	38,7960	18,8970	38,7610	18,8681	38,7741	19,9160
	100	18,8596	38,7659	18,9143	38,7394	18,8027	38,7505	18,8962	38,7632	18,8315	38,7680	18,8952	38,7757	18,9285	38,7361	18,9754	38,7588	19,8814
	105	18,8888	38,7573	18,9434	38,7256	18,9224	38,7540	18,8918	18,9317	18,8745	18,9114	18,9517	18,7995	18,9589	18,8367	18,9542	18,8893	19,8493
	110	18,9106	38,7392	18,8778	38,7108	18,9310	38,7316	18,9309	18,9316	18,9309	18,9426	18,9199	18,9421	18,9550	18,9035	18,9223	18,8267	19,8065
	115	18,9330	38,7270	18,9217	38,7080	18,9595	38,7173	18,9437	18,9189	18,9504	18,9421	18,9421	18,9421	18,9700	18,9005	18,9458	18,9172	19,7714
120	18,9377	38,7103	18,9382	38,6819	18,9735	38,7027	18,9692	18,9129	18,9688	18,9058	18,9575	18,9111	18,9940	18,8841	18,9598	38,7012	19,7414	
40 ir 10	80	11,9791	51,9265	12,2105	51,8238	12,1225	51,8663	12,0331	51,7551	12,1025	51,9028	12,1728	51,8831	11,8795	52,1296	12,0714	51,8962	39,8267
	85	11,9523	51,7793	12,1717	51,7110	12,0046	51,7014	12,1768	51,7546	12,0917	51,7777	12,2132	51,6914	12,2066	51,8101	12,1167	51,7465	39,6298
	90	12,2364	51,6951	12,3405	51,5935	12,3663	51,6817	12,3454	51,6369	12,2912	51,6790	12,3569	51,6295	12,3106	51,9045	12,3209	51,6885	39,3676
	95	12,3195	51,6013	12,3664	51,5660	12,4099	51,5747	12,3120	51,5972	12,3327	51,6447	12,3904	51,5869	12,3801	51,6283	12,3587	51,5997	39,2410
	100	12,3975	51,5648	12,4535	51,5524	12,4411	51,5812	12,4008	51,5695	12,3614	51,6970	12,4780	51,6309	12,3796	51,6049	12,4160	51,5987	39,1827
	105	12,4271	51,5496	12,4777	51,5335	12,4625	51,5229	12,4241	51,5218	12,4183	51,5598	12,4982	51,5348	12,4184	51,5726	12,4452	51,5415	39,0963
	110	12,3975	51,5648	12,4535	51,5524													

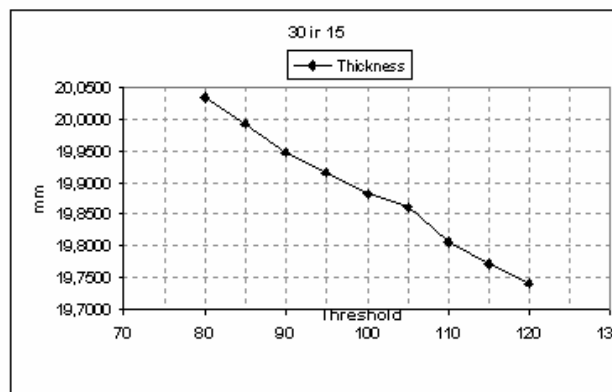
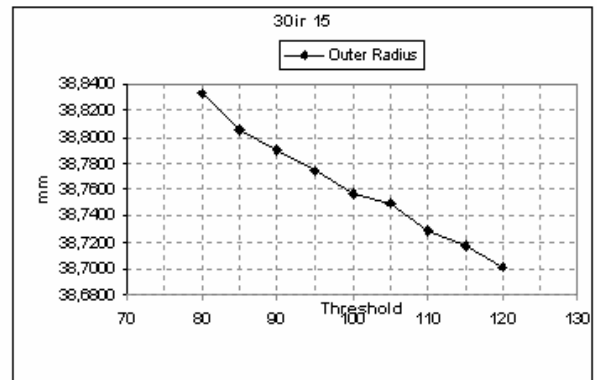
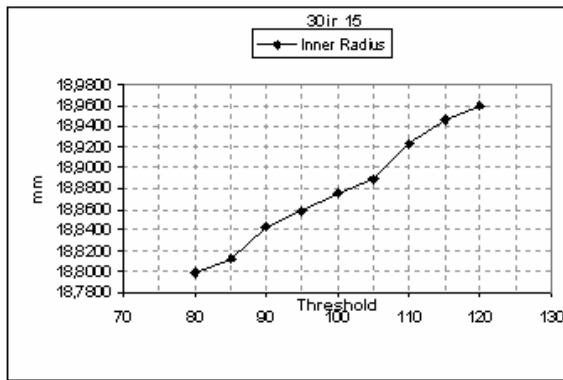


Abbildung 3-46: Origin/Excel Auswertegraphen für den gemessenen Radius aufgetragen gegen den Schwellwert

Des Weiteren zeigt sich in dem Versuch, wie sehr die Wahl des Schwellwertes vom Durchmesser des Materials abhängt. In einer zweiten Auswertung wurden die Messdaten der Computertomographie mit dem identischen Schwellwert ausgewertet. In Abbildung 3-46 ist der in Surfacer gemessene Radius (y-Achse) gegen den Sollwert der Zylinder mit gleichem Außendurchmesser aber verschiedenen Innendurchmessern (x-Achse) aufgetragen. Der hierbei beobachtete Verlauf der Messkurve spiegelt die starke Abhängigkeit der zu vermessenden Größe vom durchdrungenen Material wider.

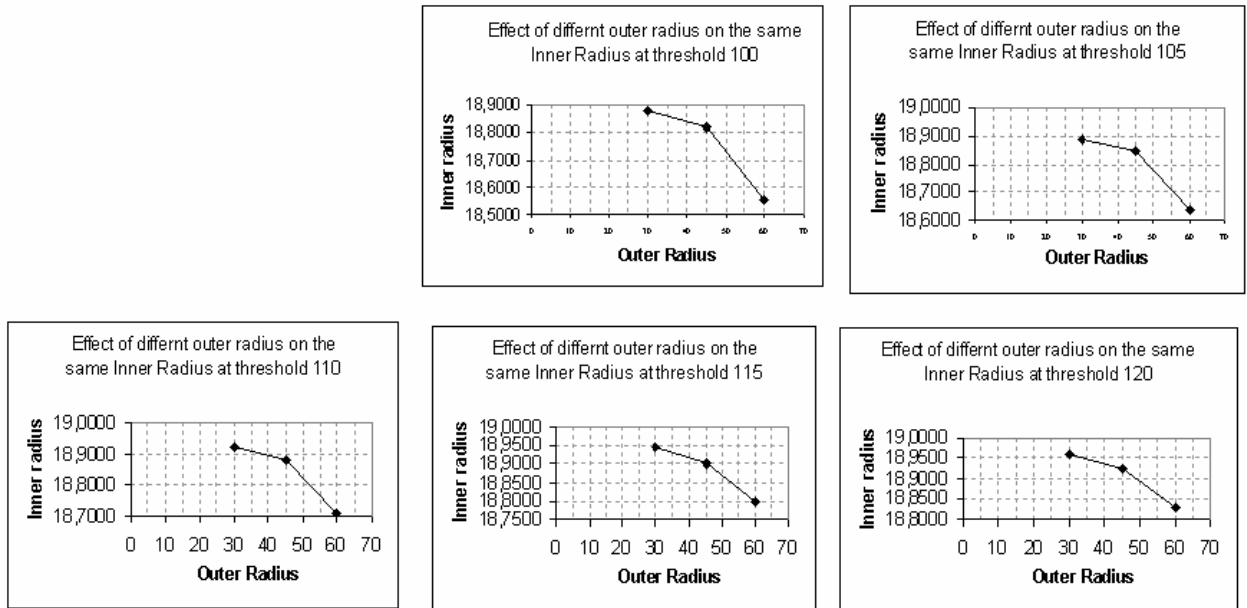


Abbildung 3-47: Messergebnisse aus Surfacer (gleicher Schwellwert: gemessener Radius, aufgetragen jeweils gegen den gleichen Außenradius aber verschiedene Innenradien)

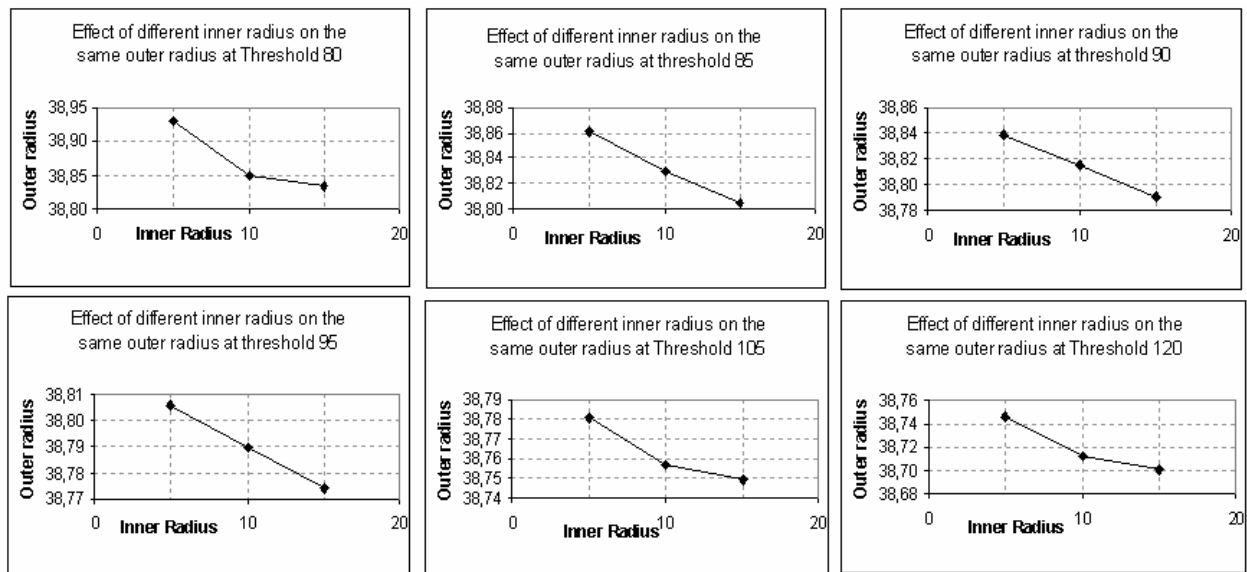


Abbildung 3-48: Origin/Excel Auswertegraphen (gleicher Schwellwert: gemessener Radius, aufgetragen jeweils gegen gleiche Außenradien aber versch. Innenradien)

Die in den Versuchsreihen ermittelten Abweichungen und die Feststellung der Hauptursache für diese Abweichungen, die in der Verwendung eines globalen Schwellwertes für den

gesamten Computertomographie-Datensatz liegt, machen die Notwendigkeit der Ermittlung von alternativen Auswertemethoden deutlich. Es zeigt sich, dass nicht nur die Berücksichtigung des durchstrahlten Materiales, sondern auch in erheblichem Maße die Anpassung der Segmentierungsalgorithmen an die Bauteilgeometrie zu großen Verbesserungen in der Gesamtgenauigkeit Computertomographie-Messsystems führt.

Es stellt sich nun die Frage, durch welche Methoden eine tatsächliche Verbesserung erzielt werden kann und welche Algorithmen eine Berücksichtigung der Objektgeometrie implizieren.

Kapitel 4

Analyse und Bewertung bekannter Segmentierungsverfahren

Im vorangegangenen Kapitel wurden verschiedene industrielle Anwendungen der Computertomographie betrachtet und noch vorhandene Schwachpunkte in der verwendeten Hard- und Software aufgezeigt. Danach konnten Anforderungen, insbesondere an die Qualität der Segmentierungsverfahren, abgeleitet werden. Nachfolgend werden nun einige in der 2D-Bildverarbeitung übliche Segmentierungsverfahren [Cas_79], [Hab_95], [Kle_95], [Gir_00], [Lün_00] diskutiert und deren Vor- und Nachteile für die Verwendung in der Auswertung von 2D- und 3D-Computertomographie-Daten vorgestellt. Diese Analyse bildete für die vorliegende Arbeit die Basis für die Auswahl des für die Implementierung schließlich ausgewählten Segmentierungsalgorithmus. Selbstverständlich kann im Rahmen dieser Arbeit nur eine repräsentative Auswahl von Segmentierungsalgorithmen behandelt werden. Die Auswahl wurde unter folgenden Gesichtspunkten getroffen:

- a) Analyse der verschiedenen Familien von Segmentierungsverfahren auf Verwendbarkeit für CT-Daten
- b) Untersuchung verschiedener mathematischer Ansätze im Umgang mit 2D- und 3D-Bilddaten und deren Bewertung
- c) Extrahierung der Stärken und Schwächen einzelner Verfahren

Die Anforderungen der Industrie, vor allem der Mess- und Prüftechnik, in Bezug auf Genauigkeit und Implementierungsfähigkeit der Algorithmen, fanden bei der in diesem Kapitel durchgeführten Bewertung der Verfahren besondere Berücksichtigung. Die Bewertungsattribute werden nun, nach einer kurzen allgemeinen Einführung in die bestehenden State-of-the-Art Segmentierungsverfahren, definiert und im weiteren Verlauf des Kapitels auf die einzelnen Algorithmen angewandt.

4.1 Segmentierung

4.1.1 Segmentierungsverfahren

In den meisten Anwendungsbereichen der Digitalen Bildverarbeitung ist es notwendig, aus einem Bild oder einer Bildfolge zusammengehörige Bildstrukturen zu erkennen und diese als Ganzes zu verarbeiten, d.h. das Bild in verschiedene Regionen zu zerlegen, welche bestimmte Eigenschaften besitzen. Dies kann nach geeigneter Vorverarbeitung am Besten durch eine so genannte Binarisierung geschehen. Hierbei steht dann im Allgemeinen für alle Hintergrundpixel eine Null und für alle Objektpixel eine Eins.

Diese Operation wird Segmentierung genannt. Sie überführt ein Grauwertbild in ein so genanntes Binärbild.

Prinzipiell gibt es drei mögliche Vorgehensweisen:

- a) punktorientierte Verfahren
- b) kantenorientierte Verfahren
- c) regionenorientierte Verfahren

Punktorientierte Verfahren

Punktorientierte Verfahren richten sich bei der Entscheidung, ob ein Pixel dem Objekt angehört oder nicht, nur nach dem Grauwert eines Pixels selbst. Die einzelnen Verfahren basieren jeweils darauf, eine oder mehrere optimale Schwellen zu finden. Dabei sind die Histogramme der Grauwertverteilung das wichtigste Hilfsmittel.

Kann ein gutes Merkmal gefunden werden, um ein Objekt vom Hintergrund zu trennen, so weist das Histogramm eine bimodale Verteilung mit zwei klar getrennten Maxima auf. Idealerweise gibt es zwischen diesen einen Bereich, in dem keine Merkmale vorliegen. Dann wird die Schwelle an einer beliebigen Stelle in diesem Bereich gesetzt, und eine meist ausreichend gute und genaue Trennung von Objekt und Hintergrund ist erreicht.

Eine solche ideale Situation wird auch in der Computertomographie angestrebt. Dies kann unter anderem durch Optimierungen der Hardwarekomponenten, Einsatz von Soft- und Hardware-Filtern bzw. die Vorverarbeitung der Daten mittels spezieller Filter erreicht werden. Leider ist das Resultat aufgrund der komplexen geometrischen oder materialspezifischen Situation bzw. einer Kombination beider Merkmale meist nicht

ausreichend. Die Problematik ist am deutlichsten bei einer direkten Visualisierung des Grauwertistogrammes zu erkennen. Relativ einfach ist die Situation zu handhaben, wenn das Histogramm immer noch zwei deutlich getrennte Verteilungen zeigt, die sich nur geringfügig überlappen. Diese Überlappung bedeutet, dass einige Bildpunkte bei der Auswahl eines globalen Schwellwerts in dieser Region in jedem Fall fehlerhaft zugeordnet werden. Materialpixel werden zu Umgebungspixeln und umgekehrt. Sind die Merkmalsverteilungen von Objekt und Hintergrund bekannt, so kann eine statistische Analyse des Entscheidungsprozesses erfolgen, um eine optimale Schwelle mit einer minimalen Anzahl von Fehlzuordnungen zu finden. Die Grauwertverteilungen des Objekts bzw. des Hintergrunds lassen sich durch lokale Histogramme gewinnen, die nur einen von beiden Bereichen umfassen. Diese Bereiche müssen manuell ausgewählt werden.

In ungünstigeren Fällen weist das Histogramm kein Minimum mehr auf. Dann kann anhand dieser Informationen keine Entscheidung über das Setzen einer Schwelle gefällt werden.

Selbstverständlich können auch mehrere unterschiedliche Schwellwerte verwendet werden, falls mehrere lokale Maxima im Histogramm auftreten und diese mit Gebieten von Interesse im Originalbild korrespondieren.

Sind Erfahrungsgrundlagen über die zu segmentierenden Objekte bekannt, so können diese mit in den Segmentierungsalgorithmus einfließen. Ist zum Beispiel bekannt, dass bei der Segmentierung von Grauwertbildern die Objektgröße 20% der Bildgröße beträgt, so kann der Schwellwert so gewählt werden, dass genau 20% der Bildpunkte einen größeren Grauwert besitzen. Diese Bildpunkte werden dann als Objektpunkte klassifiziert.

Ein häufiges Problem in der klassischen 2D-Bildverarbeitung ist eine ungleichmäßige Ausleuchtung von Bildern. Dann kann ein globales Schwellwertverfahren selbst unter der idealen Voraussetzung, dass Objekt und Hintergrund deutlich verschieden sind, nicht zum Erfolg führen. Mit einer ähnlichen Problematik wird man auch in der 2D- und 3D-Computertomographie konfrontiert. Hierbei handelt es sich um einen physikalischen Effekt, die so genannte Artefaktbildung, welcher aufgrund der unterschiedlichen Absorptionskoeffizienten verschiedener Materialien und der ungleichen Wechselwirkung dieser Materialien mit Röntgenstrahlung auftritt [Kas_05]. Eine ungleiche Ausleuchtung tritt in der CT aber auch auf, wenn Bildverstärker-Kamera-Systeme verwendet werden und die Korrektur bei der Kalibrierung des Systems nicht ausreichend ist. Um den Nachteilen dieser globalen Schwellwertverfahren zu entgehen, werden in der 2D-Bildverarbeitung sog. lokale Schwellwertverfahren eingesetzt. Eine Möglichkeit solche Verfahren zu realisieren, besteht darin, auf der Basis von Histogrammen über kleinere Bereiche lokale Schwellwerte zu finden, die den Helligkeitsschwankungen angepasst sind und daher eine Segmentierung erlauben. Eine detaillierte Beschreibung solcher Methoden findet sich später in diesem Kapitel.

Kantenorientierte Verfahren

Kanten liefern wesentliche Informationen über die Umrisse und die Form von Objekten sowohl in einem zweidimensionalen Bild als natürlich auch im Dreidimensionalen. Die informationstechnische Verarbeitung von Kanteninformationen ist zunächst nicht trivial, da sich diese mit Effekten wie zum Beispiel Schatten, Reflexionen oder Texturen vermischen und so oft nicht eindeutig zugeordnet werden können. Besondere Probleme ergeben sich außerdem bei schlechter Bildqualität, verursacht beispielsweise durch Rauschen, geringen Kontrast oder zu grobe Auflösung. Diese Probleme sind aus der 2D-Bildverarbeitung bekannt und finden sich auch bei der 2D- und 3D-Computertomographie. Hinzu kommen hier allerdings noch einige weitere physikalische Effekte, welche, wie bereits in den vorigen Kapiteln beschrieben, massiven Einfluss auf die Qualität der CT-Daten haben.

Kanten stellen sich in 2D oder in 3D stets als signifikante Änderung eines Grauwertgradienten dar. Daher basieren viele der anerkannten Verfahren zur kantenorientierten Segmentierung in der 2D-Bildverarbeitung auf Gradientenmethoden. Diese lassen sich meist einfach auf den dreidimensionalen Anwendungsfall der Computertomographie übertragen.

Im Bild ist dann eine Kante die Grenze zwischen verschiedenen konstanten Grauwerten. Mathematisch gesehen ist eine ideale Kante eine Unstetigkeit in der räumlichen Grauwertfunktion $g(x)$.

Reale Kanten in Bildern weichen von dieser idealen Vorstellung wegen der Darstellungsmethode (Bild in Pixelraster), Beleuchtung oder Objekteigenschaften (Textur) jedoch ab. Mit verschiedenen Operatoren, die ihre Nachbarschaft betrachten, wird das Bild verarbeitet. Dies sind z. B. Konvolutionsfilter (Faltungsfiler), die eine Betrachtung und Gewichtung der Nachbarpixel durchführen und zusammen mit dem betrachteten Pixel einen neuen Wert für den Pixel in einem Zielbild berechnen. In diesem Zielbild sind dann die gewünschten Kanten hervorgehoben. Konvolutionsfilter sind sensitiv, zum Beispiel für den Wechsel von Grauwerten, und unterdrücken konstante Grauwerte. Das Ergebnis sind Bilder, in denen Wechsel von Grauwerten als weiße Linien und konstante Flächen dunkel dargestellt sind. Eine besondere Art von Kanten sind Linien, da sie eine doppelte Unstetigkeit haben, d.h. auf beiden Seiten sind konstante Werte.

Wichtig bei mehrdimensionalen Bildern ist, dass der Kantendetektor isotrop ist, das heißt, dass Kanten in jeder Richtung gleich gut erkannt werden.

Regionenorientierte Verfahren

Regionenorientierte Verfahren bringen einen weiteren Aspekt in den Segmentierungsprozess, der den punkt- und kantenorientierten Verfahren fehlt. Bei den letztgenannten Verfahren wird ein Pixel dem Objekt zugeordnet, unabhängig davon, was mit den Nachbarpixeln geschieht. Damit können, losgelöst vom eigentlichen Objekt, einzelne isolierte Punkte oder kleine Bereiche entstehen. Ein entscheidender Gesichtspunkt einer erfolgreichen Segmentierung ist aber, dass ein Objekt zusammenhängend sein muss.

Dies lässt sich beispielsweise durch einen iterativen Prozess realisieren, bei dem von einem Anfangspunkt aus gestartet wird und bei dem den entstehenden Objektbereichen benachbarte Bildpunkte mit ähnlichen Grauwerten zugeordnet werden. Bei den regionenorientierten Segmentierungsverfahren wird dieses Bereichswachstum solange fortgesetzt, bis sämtliche Bildpunkte einem Objektbereich zugeordnet sind. Somit ist das Entstehen von Inseln und einzelnen Punkten unmöglich.

Einer der Nachteile von regionenorientierten Verfahren ist ihre stark sequentielle Natur. Die endgültigen Regionen sind abhängig von der Reihenfolge, in der die Regionen zusammengefügt werden. Regionenorientierte Verfahren sind rechen- und speicherintensiv. Sie spielen in praktischen Anwendungen nur in Kombination mit effektiven Reduzierungsalgorithmen eine Rolle und wurden daher auch im Zusammenhang dieser Arbeit nur am Rande und der Vollständigkeit halber betrachtet.

4.1.2 Einfache segmentbeschreibende Parameter in der 2D-Bildverarbeitung und Übertragung in die 3D-CT-Datenverarbeitung

Flächeninhalt bzw. Volumen

Der Flächeninhalt A_{Seg} eines Segments ist einfach zu berechnen [Mer_92]: Es müssen nur für jedes Segment die Pixel $P_{Seg}(i,j)$ aufsummiert werden, die zum Segment gehören. Der Flächeninhalt wird in der Maßeinheit Pixel angegeben.

$$A_{Seg} = \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N P_{i,j}^{Seg} \quad (4.1)$$

wobei:

A_{Seg} Flächeninhalt des Segments

$P_{i,j}^{\text{Seg}}$ Flächeninhalt des Pixels mit der 2D-Koordinate i,j

Im dreidimensionalen spricht man anstelle des Pixels von einem Voxel. Daraus abgeleitet ergibt sich der Rauminhalt eines Segments entsprechend zu

$$V_{\text{Seg}} = \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \sum_{l=1}^K P_{i,j,l}^{\text{Seg}} \quad (4.2)$$

wobei:

V_{Seg} Rauminhalt des Segments

$P_{i,j,l}^{\text{Seg}}$ Rauminhalt des Voxels mit der 3D-Koordinate i,j,l

Flächenschwerpunkt bzw. Schwerpunkt eines Körpers

Auch der Flächenschwerpunkt eines Segments ist einfach zu berechnen. Wenn die Koordinaten des Segmentschwerpunktes ermittelt sind, kann man als zusätzliches Merkmal verwenden, ob der Schwerpunkt innerhalb oder außerhalb des Segments liegt. Dieses Merkmal ist in der Praxis oft gut zur Unterscheidung von Segmenten geeignet. Ist von einem Segment bekannt, dass der Schwerpunkt immer innerhalb liegt, so können bei einer Klassifizierung alle Segmente, bei denen der Schwerpunkt außerhalb liegt, ignoriert werden.

Für den Schwerpunkt einer Fläche im dreidimensionalen Raum gilt:

$$s_m = \frac{1}{M} \int_B x_i(u,v) \delta(u,v) |\vec{x}_u \times \vec{x}_v| dB \quad (4.3)$$

$$\text{mit: } \vec{x} = (x_1(u, v), x_2(u, v), x_3(u, v)) \quad \text{Flächenstück} \quad (4.4)$$

$$\text{und: } (u, v) \in B \subseteq \mathbb{R}^2 \quad (4.5)$$

Es sei $\rho = \rho(x, y, z)$ die homogen angenommene Dichte eines Körpers K und $dM = \rho dV$ ein infinitesimal kleines Massenelement, dann gilt für den geometrischen Schwerpunkt $S = (x_m, y_m, z_m)$ dieses Körpers:

$$x_m = \frac{1}{M} \iiint_K x \rho dV, \quad y_m = \frac{1}{M} \iiint_K y \rho dV, \quad z_m = \frac{1}{M} \iiint_K z \rho dV \quad (4.6)$$

Umfang

Bei vielen Anwendungen in der klassischen Bildverarbeitung wird auch die Länge des Randes eines Segments benötigt. Soll für das Segment i dieser Wert ermittelt werden, so werden alle mit dem Wert i codierten Bildpunkte danach untersucht, ob die 4- (oder 8-) Nachbarn (s.u.) ebenfalls denselben Code besitzen. Bildpunkte, für die das nicht zutrifft, sind Randpunkte, die aufsummiert werden. Dies lässt sich ebenso ins Dreidimensionale übertragen.

Kompaktheit

Aus dem Flächeninhalt und der Länge des Umfangs eines Segments lässt sich eine Maßzahl berechnen, die als Kompaktheit bezeichnet wird. Als Maßzahl verwendet man

$$\kappa = \text{Umfang}^2 / \text{Fläche} \quad (4.7)$$

Je länglicher eine Fläche ist, desto größer ist der Wert von κ . Man kann somit dieses Maß verwenden, um längliche Segmente von nicht länglichen Segmenten zu unterscheiden.

Orientierung

Zur Lagebestimmung von Segmenten wird häufig auch die Orientierung eines Segments benötigt. Das heißt bei deutlich länglichen Segmenten werden die beiden Hauptrichtungen ermittelt. Bei nicht länglichen Segmenten, z. B. bei nahezu kreisförmigen oder quadratischen Segmenten, werden zwar auch Orientierungswerte geliefert, die aber meistens ohne Bedeutung sind.

Chain-Codierung

Neben der Länge des Randes eines Segmentes ist oft auch der gesamte Umriss, die Kontur, von Interesse. Die Chain-Codierung bietet eine Möglichkeit, zu einem Segment eine Datenstruktur zu erzeugen, mit der die Kontur kompakt gespeichert ist. Das Grundprinzip besteht darin, dass man ausgehend von einem Randpunkt des Segments als Startpunkt im Uhrzeigersinn entlang der Kontur wandert. Das Verfahren wird beendet, wenn man wieder am Startpunkt angelangt ist. Geht man vom Startpunkt aus, so kann der nächste Randpunkt nur in einer Richtung von $\pm 45^\circ$ liegen, mit $a = 0, 1, \dots, 7$. Diese Werte werden als Richtungs-codes bezeichnet.

Euler'sche Charakteristik

Ein wichtiges Merkmal zur Beschreibung und Unterscheidung von Segmenten ist die Anzahl der „Löcher“, die das Segment besitzt. Als „Loch“ bezeichnet man eine Ansammlung von zusammenhängenden Bildpunkten, die nicht zum Segment gehören, aber ganz von Bildpunkten des Segments umgeben werden. Zum Zählen der Löcher kann die Euler'sche Charakteristik verwendet werden:

$$E = e - k + f \quad (4.8)$$

wobei: e die Anzahl der Ecken
k die Anzahl der Kanten
f die Anzahl der Flächen

Ecken und Kanten, die zu mehreren Bildpunkten des Segments gehören, werden nur einmal gezählt. Die Anzahl L der Löcher ist dann

$$L = 1 - E . \quad (4.9)$$

4.2 Festlegung von Analysemethoden und Bewertungskriterien für die automatische dynamische Schwellwertberechnung in industriellen 2D- und 3D-CT Datensätzen

Um die Eigenschaften für ein adäquates Segmentierungsverfahren für die industrielle CT bestimmen zu können, sollen zunächst einige grundlegende Fragen im Hinblick auf Qualität der Verfahren, bzw. Sinnhaftigkeit einer Implementierung gestellt werden. Anschließend werden mit der Beantwortung dieser Fragen verschiedene aus der Bildverarbeitung bekannte Segmentierungsalgorithmen und Verfahrensprinzipien bewertet. Zur nachvollziehbaren Auswahl werden Ausschlusskriterien definiert. Dazu werden die Ergebnisse der Bewertung in einer Stärken-/Schwächen Matrix zusammengestellt und gewichtet. Es wird sich zeigen, dass nicht alle Algorithmen in gleicher Weise für die Segmentierung in 3D-Datensätzen geeignet sind. Insbesondere führen die speziellen physikalischen Eigenschaften von Röntgenstrahlung im Gegensatz zu optischem Licht zum Ausschluss verschiedener Algorithmen, bei denen diese Eigenschaften nicht berücksichtigt werden.

4.2.1 Beurteilungskriterien für die Auswahl eines geeigneten Segmentierungsalgorithmus

- Genauigkeit
Erfüllt das Segmentierungsverfahren die Genauigkeitsanforderungen einer messtechnischen Methode?

- Implementierbarkeit
Lässt sich das Segmentierungsverfahren softwaretechnisch einfach implementieren?

- Datenhandling
Lässt sich das Segmentierungsverfahren mit den bei der 3D-CT auftretenden großen Datenmengen vernünftig realisieren (Anforderungen an das Rechnersystem)?
- Reproduzierbarkeit
Sind die Ergebnisse des Segmentierungsverfahrens reproduzierbar?
- Wiederholbarkeit
Sind die Ergebnisse des Segmentierungsverfahrens wiederholbar?
- Vergleichbarkeit
Sind die Ergebnisse des Segmentierungsverfahrens vergleichbar mit herkömmlichen Verfahren?
- Eignung
Eignet sich der verwendete Algorithmus für CT-Daten (Einschränkungen)?
- Parametrisierbarkeit
Parametrisierbarkeit des Algorithmus?
- Automatisierbarkeit
Automatisierbarkeit des Algorithmus?
- Benutzerfreundlichkeit
Benutzerfreundlichkeit des Algorithmus?
- Stabilität
Verhalten des Algorithmus bei minderer Datenqualität (Artefakte, Inhomogenitäten, etc.)

4.2.2 Stärke-/Schwächen-Matrix / Analysematrix

Um eine möglichst objektive Auswertung der verschiedenen Algorithmen zu erhalten, wurden alle Ergebnisse der Analyse der Segmentierungsverfahren bewertet und in eine Matrix eingetragen. Bei der Bewertung spielten insbesondere die grundsätzliche Einsetzbarkeit des Algorithmus und die messtechnischen Belange wie Genauigkeit und Reproduzierbarkeit eine

übergeordnete Rolle vor beispielsweise der Effektivität und der Automatisierbarkeit. Um dies adäquat abzubilden, wurde eine Gewichtung der Beurteilungskriterien vorgenommen:

	Genauigkeit	Implementierbarkeit	Datenhandling	Reproduzierbarkeit	Wiederholbarkeit	Vergleichbarkeit	Eignung	Parametrisierbarkeit	Automatisierbarkeit	Benutzerfreundlichkeit	Stabilität
(x 3):	x			x	x		x				
(x 2):		x	x								x
(x 1):						x		x	x	x	

Tabelle 4-1: Gewichtungsfaktoren

Die Auslegung der Gewichtungsfaktoren basiert auf der Zusammenfassung der praktischen Erfahrungen von Kollegen, welche mit dieser Fragestellung konfrontiert wurden, den eigenen Erkenntnissen des Autors sowie auf Kundenanforderungen an ein Softwaretool zur Auswertung von CT-Daten.

Zur Bewertung der einzelnen Kriterien werden 4 Qualitätsstufen definiert:

Qualitätsstufe	Punkte
Hervorragend	7
Gut	5
Mangelhaft	2
Schlecht	0

Tabelle 4-2: Qualitätsstufen und Punkte

Jeder der nachfolgend beschriebenen Algorithmen wurde auf die oben beschriebenen Kriterien hin untersucht und bewertet. Dadurch wurde die Auswahl eines sinnvollen, leistungsstarken und qualitativ hochwertigen Verfahrens zur Segmentierung von CT-Daten für den Einsatz in der Mess- und Prüftechnik ermöglicht. Aufgrund der großen Anzahl an verschiedenen Algorithmen wurde zum Teil auf die Implementierung und die reale Erprobung

der Verfahren in Zusammenhang mit CT-Daten verzichtet und stattdessen auf vorhandene Erkenntnisse in der 2D-Bildverarbeitung zurückgegriffen.

4.3 Analyse und Bewertung voxelbasierter Schwellwertverfahren

Es gibt verschiedene Verfahren zur Bestimmung von Schwellwerten. Neben der Analyse von Grauwert-Histogrammen und der Festlegung von Schwellwerten in deren Tälern oder durch die Ermittlung von überlagerten Gausskurven und der dadurch ermöglichten besseren Trennung der Grauwerte voneinander wird heute oft die Methode der Zuordnung von Wahrscheinlichkeiten zu jedem Grauwert verfolgt. Hiermit wird die starre Schwellwertdefinition aufgeweicht.

Mit Hilfe von Klassifikatoren lassen sich Gruppen in einer Menge von Vektoren bilden, so dass ein Zielkriterium je nach Anwendung möglichst klein oder groß gehalten wird. Im Fall der Bildverarbeitung nimmt man für jeden Pixel den Grauwert als Merkmal an. Dann führt der Klassifikator zu Schwellwerten. Insbesondere wenn für jedes Pixel mehr als nur ein Merkmal bekannt ist, ermöglichen Klassifikatoren mehrdimensionale Merkmalsräume zu gruppieren. Herkömmliche Schwellwertverfahren versagen hier. Erfolg oder Misserfolg eines Klassifikators hängt von seinem Zielkriterium ab.

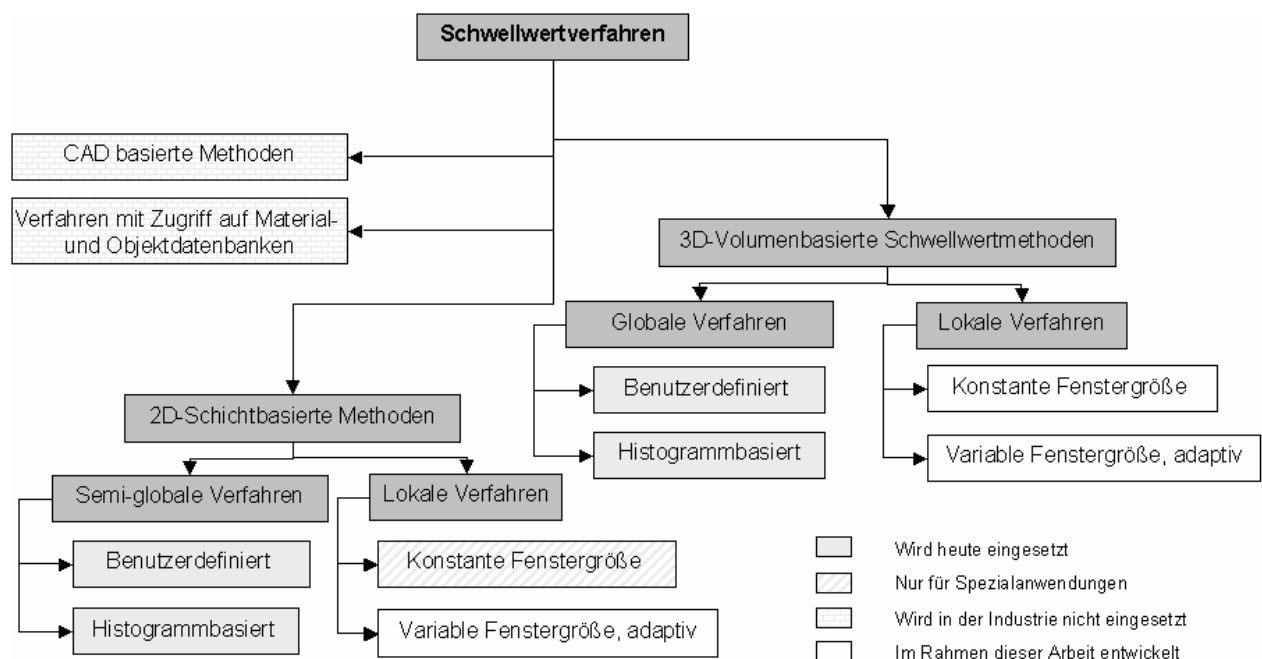


Abbildung 4-1: Schwellwertverfahren, welche in der industriellen CT eingesetzt werden

4.3.1 Globaler Schwellwert

Schwellwert gemäß vorgegebenem Prozentsatz

Kennt man den prozentualen Anteil A des Objektes gegenüber der Umgebung im Bild, so lässt sich ein Schwellwert durch die Minimierung der folgenden Beziehung bestimmen:

$$\left| \sum_{k=0}^S h(k) - A \right| \quad (4.10)$$

In der praktischen Anwendung der Computertomographie kennt man den Anteil der Objektvoxel im Vergleich zum Gesamtdatenvolumen nicht. Jedoch könnte diese Art der Auswertung, Anwendung bei Testphantom-Datensätzen und Kalibrierungen finden und soll deshalb mit betrachtet werden.

Vorteile	Nachteile
zur Kalibrierung einsetzbar	Algorithmus arbeitet nicht autark
bei vorhandenem CAD Modell sinnvolle Alternative	Initialinformation meist nicht verfügbar

Tabelle 4-3: Vor- und Nachteile: Schwellwert mit vorgegebenem Prozentsatz

Iterative Schwellwertbestimmung [Pau_03]

Als Basis diene hier der in [Pau_03] beschriebene Algorithmus zur iterativen Bestimmung eines Schwellwertes in einem 2D-Grauwertbild.

Ausgehend von einem Startwert S_{ini} und einer anschließenden Iteration bis zur Konvergenz lassen sich ebenfalls Schwellwerte berechnen.

Für n iterative Schritte wird der mittlere Grauwert aller Voxel des Grauwert-Voxelmodelles $G(x,y,z) \leq S_{ini}$, bzw. $G(x,y,z) > S_{ini}$ berechnet:

$$\bar{S}_1 = \frac{\sum_{k=0}^{S_{ini}} kH(k)}{\sum_{k=0}^{S_{ini}} H(k)}, \text{ bzw. } \bar{S}_2 = \frac{\sum_{k=S_{ini}+1}^{Max.Grauwerttiefe} kH(k)}{\sum_{k=S_{ini}+1}^{Max.Grauwerttiefe} H(k)} \quad (4.11)$$

Der verfeinerte Schwellwert ergibt sich dann aus:

$$S_{ini}^* = \frac{\bar{S}_1 + \bar{S}_2}{2} \quad (4.12)$$

Eine Terminierungsbedingung für die Iterationsschleife kann durch eine kleine Zahl ε vorgegeben werden:

$$|S_{ini} - S_{ini}^*| \leq \varepsilon \quad (4.13)$$

Vorteile	Nachteile
einfache Implementierbarkeit	Terminierungsbedingung variiert je nach im Bild vorhandener Grauwertdynamik stark
	berücksichtigt keine Helligkeitsschwankungen und andere lokale Effekte

Tabelle 4-4: Vor- und Nachteile: Iterative Schwellwertbestimmung

Schwellwertbestimmung mittels Approximation eines Histogramms durch Normalverteilung

Bei dieser Methode geht man von zwei grundlegenden Annahmen aus, die für die weitere Betrachtung erfüllt sein müssen:

- Bimodalität des Histogramms
- Objekt und Hintergrund sind jeweils normalverteilt

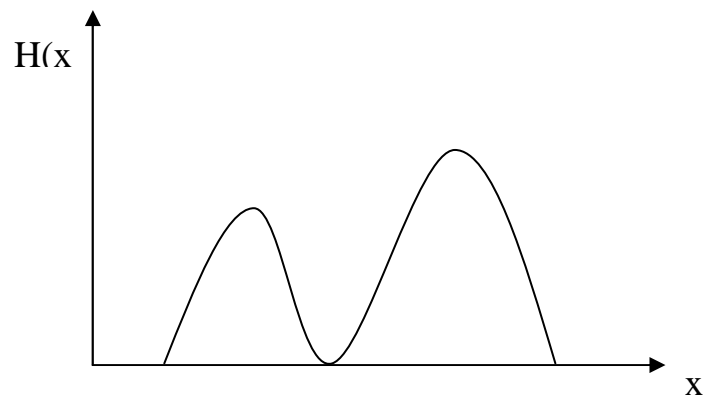


Abbildung 4-2: Histogramm mit 2 Normalverteilungen

Das Histogramm $H(x)$ lässt sich durch zwei Normalverteilungen approximieren:

$$H(x) \approx H'(x) = p_1 \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma_1}} e^{-\frac{(x-\mu_1)^2}{2\sigma_1^2}} + p_2 \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma_2}} e^{-\frac{(x-\mu_2)^2}{2\sigma_2^2}} \quad (4.14)$$

wobei: p_1 , p_2 Anteil an der linken, bzw. rechten Normalverteilung, d.h.:

$$p_1 + p_2 = 1 \quad , \quad \int_{-\infty}^{+\infty} H'(x) dx = 1 \quad (4.15), (4.16)$$

Durch Minimierung der Approximationsfehlerfunktion f_{app} werden die Parameter p_1 und p_2 bestimmt:

$$f_{app}(H(x), H'(x)) = \int_{-\infty}^{+\infty} (H(x) - H'(x))^2 dx \approx \sum_{k=0}^{Max.Grauwertiefe} (H(k) - H'(k))^2 \quad (4.17)$$

Mit Hilfe eines approximativen Ansatzes folgt die Bestimmung des optimalen Schwellwerts. Ausgehend von einem Startwert S_{ini} werden die Bereiche in den Intervallen $[0, \dots, S_{ini}]$ und $[S_{ini}, \dots, max. Grauwertiefe]$ jeweils durch eine Normalverteilung approximiert:

$$p_1 = \sum_{k=0}^{S_{ini}} H(k) \quad , \quad p_2 = \sum_{k=S_{ini}+1}^{Max.Grauwertiefe} H(k) \quad (4.18), (4.19)$$

$$\mu_1 = \frac{1}{p_1} \sum_{k=0}^{S_{ini}} H(k)k \quad , \quad \mu_2 = \frac{1}{p_2} \sum_{k=S_{ini}+1}^{Max.Grauwertiefe} H(k)k \quad (4.20), (4.21)$$

$$\sigma_1 = \sqrt{\frac{1}{p_1} \sum_{k=0}^{S_{ini}} H(k)(k - \mu_1)^2} \quad , \quad \sigma_2 = \sqrt{\frac{1}{p_2} \sum_{k=S_{ini}+1}^{S_{ini}} H(k)(k - \mu_2)^2} \quad (4.22), (4.23)$$

S_{ini} wird so lange variiert (z.B. über eine Schleife von 0 ... max. Grauwertiefe) bis die Approximationsfehlerfunktion f_{app} minimal wird.

Vorteile	Nachteile
reproduzierbar	benötigt deutliche Bimodalität des Histogramms
	berücksichtigt keine lokalen Effekte

Tabelle 4-5: Vor- und Nachteile: Schwellwertbestimmung mittels Approximation eines Histogramms durch Normalverteilung

Schwellwertbestimmung nach Otsu [Ots_79]

Eines der bekanntesten, nach seinem Erfinder benannten, Schwellwertverfahren aus dem Jahr 1979 basiert ebenfalls auf die Untersuchung der Normalverteilungen im Histogramm. In der Praxis wird es heute vor allem für die Schriftzeichenerkennung und zur Dokumentenanalyse eingesetzt.

Das Verfahren von Otsu bestimmt einen Schwellwert, bei dem die Streuung innerhalb der dadurch bestimmten Klassen möglichst klein, zwischen den Klassen gleichzeitig aber möglichst groß ist. Dazu wird der Quotient zwischen den beiden Varianzen gebildet und ein Schwellwert gesucht, bei dem dieser möglichst groß (maximal) wird.

Sei $S \in [0, \dots, \text{max. Grauwerttiefe}]$ wiederum der Schwellwert der die Grauwerte eines Datensatzes in zwei Klassen $C_1: [0, \dots, S]$ und $C_2: [S+1, \dots, \text{max. Grauwerttiefe}]$ trennt. Folgende Kenngrößen lassen sich berechnen:

Auftrittswahrscheinlichkeit: $p_1 = \sum_{k=0}^S H(k)$, $p_2 = \sum_{k=S+1}^{\text{Max.Grauwerttiefe}} H(k)$ (4.24), (4.25)

Mittlerer Grauwert: $\mu_1 = \frac{1}{p_1} \sum_{k=0}^S H(k)k$, $\mu_2 = \frac{1}{p_2} \sum_{k=S+1}^{\text{Max.Grauwerttiefe}} H(k)k$ (4.26), (4.27)

Varianz: $\sigma_1^2 = \frac{1}{p_1} \sum_{k=0}^S H(k)(k - \mu_1)^2$, $\sigma_2^2 = \frac{1}{p_2} \sum_{k=S+1}^{\text{Max.Grauwerttiefe}} H(k)(k - \mu_2)^2$ (4.28), (4.29)

Forderung:

- Varianz innerhalb der Klassen C_1 und C_2 (within-class-variance)

$$\sigma_w^2 = p_1 \sigma_1^2 + p_2 \sigma_2^2 \quad (4.30)$$

muss minimal werden.

- Varianz zwischen den Klassen C_1 und C_2 (between-class-variance)

$$\sigma_B^2 = p_1(\mu_1 - \mu)^2 + p_2(\mu_2 - \mu)^2 \quad (4.31)$$

muss maximal werden, wobei:

$$\mu = \sum_{k=0}^{\text{Max.Grauwerttiefe}} H(k)k \quad (4.32)$$

den mittleren Grauwert des Gesamtbildes darstellt.

Die Varianz des Gesamtbildes

$$\sigma^2 = \sum_{k=0}^{\text{Max.Grauwerttiefe}} (k - \mu)^2 H(k) = \sigma_W^2 + \sigma_B^2 = \text{const.} \quad (4.33)$$

ist konstant, d.h. es existiert ein Wert von S, für den σ_W^2 minimal und gleichzeitig σ_B^2 maximal wird. Die Bestimmung von S erfolgt durch eine Schleife über S von 0, ..., max. Grauwerttiefe.

Hierbei ist für die Implementierung folgende Vereinfachung nützlich:

$$\sigma_B^2 = p_1(\mu_1 - \mu_2)^2 + p_2(\mu_2 - \mu)^2 = \frac{p_1}{1 - p_1}(\mu - \mu_1)^2 \quad (4.34)$$

Bei diesem Verfahren ist keine Bimodalität des Histogramms notwendig.

Vorteile	Nachteile
Verfahren ist sehr effektiv bei hohem Kontrast zwischen Regionen	Kleine Änderungen der Schwellwerte ändern Ergebnis stark
Keine Bimodalität des Histogramms nötig	Anfällig gegenüber Bildrauschen und Intensitätsinhomogenitäten

Tabelle 4-6: Vor- und Nachteile: Schwellwertbestimmung nach Otsu

Diskriminanzanalyse

Ein eng verwandtes Verfahren, welches ebenfalls die Histogramminformation ausnutzt, ist die Diskriminanzanalyse.

Es werden folgende Definitionen gemacht:

- Wahrscheinlichkeit, dass (x, y, z) den Grauwert g_v besitzt:

$$p(g(x, y, z) = g_v) = p_v := \frac{|Bildpunkte_mit_Wert_g_v|}{|Bildpunkte|} \quad (4.35)$$

- Wahrscheinlichkeit der Klassen C_1 und C_2 , die durch den Schwellwert S getrennt werden:

$$p(C_1^S) = \sum_{i=1}^S p_v \quad \text{und} \quad p(C_2^S) = 1 - p(C_1^S) \quad (4.36)$$

An diese so genannte Partitionierung werden folgende Forderungen gestellt:

- $p(C_1^S)$ und $p(C_2^S)$ sollen nicht 0 sein.
- der Absolutbetrag der Differenz der Mittelwerte der Grauwerte in C_1 und C_2 soll maximiert werden. Das Maximierungskriterium kann wie folgt beschrieben werden:

$$K^S = p(C_1^S)p(C_2^S) \left(\sum_{v=1}^S \frac{p_v g_v}{p(C_1^S)} - \sum_{v=S+1}^{Max.Grauwerttiefe} \frac{p_v g_v}{p(C_2^S)} \right)^2 \quad (4.37)$$

Die Bestimmung von S erfolgt softwaretechnisch durch eine Schleife über S von 0, .. , max. Grauwerttiefe.

Vorteile	Nachteile
	sehr rechenintensiv
	werden mehr Merkmale berücksichtigt steigt das Datenvolumen quadratisch mit der Anzahl der Merkmale

Tabelle 4-7: Vor- und Nachteile: Schwellwertermittlung mittels Diskriminanzanalyse

Histogramm-Entropie-Schwellwert

Auch hier gibt es eine Vielzahl verschiedener Verfahren. Eine Zusammenfassung bieten hierzu beispielsweise [Sah_88] oder [Pal_96]. Nachfolgend seien die in der Praxis am häufigsten verwendeten Verfahren kurz erläutert.

Das Merkmal Entropie E stellt nach [Hab_95] ein Maß für den mittleren Informationsgehalt eines Bildes dar, d.h. die Informationsmenge pro Pixel lässt sich aus der relativen Häufigkeit $h(z)$ der einzelnen Graustufen des Histogramms ableiten. Durch den Bildinhalt werden Korrelationen zwischen benachbarten Bildpunkten hergestellt.

Aus der Entropie wird der Anisotropiekoeffizient α abgeleitet. Dieser Koeffizient ist ein Maß für die Symmetrie des Histogramms. Da symmetrische Histogramme ein α von 0.5 besitzen, stellt die Abweichung von diesem Wert einen Hinweis auf zunehmende Unsymmetrie dar. Der Anisotropiekoeffizient kann z.B. bei der Untersuchung, ob ein Histogramm bimodal ist oder nicht, verwendet werden, d.h. es kann untersucht werden, ob ein Bild vorwiegend helle oder dunkle Bereiche enthält.

Maximieren der Entropie nach Pun

Diese von T. Pun entwickelte Methode ermittelt den optimalen Schwellwert S mit Hilfe des mittleren Informationsgehaltes (Entropie) des Bildes. Sie verwendet die Häufigkeit des Auftretens des Grauwertes g :

$$n = \sum_{g=0}^{Max.Grauwerttiefe-1} n_g \quad (4.38)$$

und die relative Histogrammverteilung (Wahrscheinlichkeitsverteilung):

$$p_g = \frac{n_g}{n} \quad (4.39)$$

Hierbei ist n_g die Anzahl der Pixel des Grauwerts g . Die Grauwerte liegen im Intervall $[0, \dots, \text{max. Grauwerttiefe}]$.

Mit diesen Annahmen lässt sich nach der Methode von Pun ein Schwellwert über die beiden Entropien

$$E_B = - \sum_{g=0}^S p_g \ln p_g \quad (4.40)$$

und

$$E_W = - \sum_{g=S+1}^{Max.Grauertiefe-1} p_g \ln p_g \quad (4.41)$$

definieren. E_B und E_W können als Entropien der schwarzen bzw. weißen Pixel nach der Schwellwertoperation betrachtet werden.

Mit der Kenntnis der Entropie des Grauerthistogramms wird der optimale Schwellwert durch die Maximierung der oberen Grenze der Entropie

$$E = E_B + E_W \quad (4.42)$$

ermittelt.

Vorteile	Nachteile
	Artefakte und starke Helligkeitsschwankungen werden fehlinterpretiert

Tabelle 4-8: Vor- und Nachteile: Schwellwert mittels Maximierung der Entropie nach Pun

Maximieren der Entropie nach Kapur, Sahoo und Wang

Das von Kapur, Sahoo und Wang entwickelte Verfahren ermittelt den optimalen Schwellwert S mit Hilfe der Grauwertverteilungen des Objektes und des Hintergrundes.

Aufgrund der beiden durch den initialen Schwellwert S_{ini} getrennten Klassen $C_1^{S_{ini}}$ und $C_2^{S_{ini}}$ lassen sich die beiden Mengen A und B der Wahrscheinlichkeitsverteilungen wie folgt definieren:

$$A_{S_{ini}} = \left\{ \frac{P_1}{\sum_{v=1}^S P_v}, \frac{P_2}{\sum_{v=1}^S P_v}, \dots, \frac{P_S}{\sum_{v=1}^S P_v} \right\} \quad (4.43)$$

$$B_{S_{ini}} = \left\{ \frac{P_{S+1}}{1 - \sum_{v=1}^S P_v}, \frac{P_{S+2}}{1 - \sum_{v=1}^S P_v}, \dots, \frac{P_{Max.Grauwerttiefe}}{1 - \sum_{v=1}^S P_v} \right\} \quad (4.44)$$

Die Entropie jeder dieser beiden Teilmengen lässt sich darstellen als:

$$E(A_{S_{ini}}) = - \sum_{\mu=1}^S \frac{P_{\mu}}{\sum_{v=1}^S P_v} \ln \frac{P_{\mu}}{\sum_{v=1}^S P_v} \quad (4.45)$$

und

$$E(B_{S_{ini}}) = - \sum_{\mu=S+1}^{Max.Grauwerttiefe} \frac{P_{\mu}}{1 - \sum_{v=1}^S P_v} \ln \frac{P_{\mu}}{1 - \sum_{v=1}^S P_v} \quad (4.46)$$

Die Bestimmung von S erfolgt wiederum durch die Lösung des Optimierungsproblems

$$E(A_{S_{ini}}) + E(B_{S_{ini}}) = \max. \quad (4.47)$$

Vorteile	Nachteile
	sehr rechenintensiv

Tabelle 4-9: Vor- und Nachteile: Schwellwert mittels Maximieren der Entropie nach Kapur, Sahoo und Wang

Minimale Kreuz-Entropiemethode nach Brink und Pendock [Bri_96]

Die allgemeine diskrete Kreuz-Entropie zwischen der so genannten a-posteriori-Wahrscheinlichkeitsverteilung q_i und der so genannten a-priori-Wahrscheinlichkeitsverteilung p_i ist durch die Beziehung

$$H_{Cross-Entropy}(q, p) = \sum_{i=0}^{Max.Grauwertiefe} q_i \ln \frac{q_i}{p_i} \quad (4.48)$$

mit

$$\sum_{i=1}^N p_i = \sum_{i=1}^N q_i = 1 \quad (4.49)$$

definiert. N repräsentiert hierbei die Anzahl der Diskretisierungsstufen.

Im Fall der Segmentierung ist die Wahrscheinlichkeitsverteilung p_i die originale Verteilung der Bildgrauwerte und die Wahrscheinlichkeitsverteilung q_x stellt das Resultat der Segmentierungsprozedur dar. Ziel der Minimalen-Kreuz-Entropie-Methode ist die Minimierung der Differenz zwischen diesen beiden Verteilungen.

Zur weiteren Betrachtung der Methode ist zu beachten, dass diese nicht symmetrisch ist, d.h.:

$$H_{Cross-Entropy}(q, p) \neq H_{Cross-Entropy}(p, q) \quad (4.50)$$

Ferner wird angenommen, dass jeder Grauwert g eine Frequenz oder, im Falle von normierten Grauwerten, eine Wahrscheinlichkeit repräsentiert. Weiter stellen $\mu_B(S)$ und $\mu_W(S)$ die Mittelwerte der beiden Grauwertverteilungen dar, welche als Grauwerte für das Binärbild benutzt werden. Diese sind durch

$$\mu_B(S) = \sum_{g=0}^S g p_g \quad (4.51)$$

$$\mu_W(S) = \sum_{g=S+1}^{Max.Grauwertiefe-1} g p_g \quad (4.52)$$

wobei:

$$p_g = \frac{P_g}{n} \quad (4.53)$$

mit:

P_i = Anzahl der Pixel mit dem Grauwert g

und:

n = Gesamtzahl der Pixel des Bildes,

definiert.

Mit

$$\sum_{i=1}^{Max.Grauwertiefe} g_i = \left[\sum_{i=1}^{Max.Grauwertiefe} \mu_B(S) \right]_{g_i \leq S} + \left[\sum_{i=1}^{Max.Grauwertiefe} \mu_W(S) \right]_{g_i > S} \quad (4.54)$$

erhält man nach Einsetzen

$$H_{Cross-Entropy}(S) = \left[\sum_{i=1}^{Max.Grauwerttiefe} \mu_W(S) \ln \frac{\mu_B(S)}{g_i} \right]_{g_i > S} + \left[\sum_{i=1}^{Max.Grauwerttiefe} \mu_W(S) \ln \frac{\mu_W(S)}{g_i} \right]_{g_i > S} \quad (4.55)$$

Durch Hinzufügen des Grauerthistogrammes in Form von p_x ergibt sich

$$H_{Cross-Entropy}(S) = \sum_{g=0}^S P_g \mu_B(S) \ln \frac{\mu_B}{g} + \sum_{g=S+1}^{Max.Grauwerttiefe-1} P_g \mu_W(S) \ln \frac{\mu_W}{g} \quad (4.56)$$

Zur Ermittlung des optimalen Schwellwertes S^* wird Gleichung (...) für jeden Grauwert des Intervalls berechnet. Der Grauwert für den die Gleichung minimiert wird, ist der gesuchte Schwellwert.

Vorteile	Nachteile
	sehr rechenintensiv
	werden mehr Merkmale berücksichtigt, steigt das Datenvolumen quadratisch mit der Anzahl der Merkmale

Tabelle 4-10: Vor- und Nachteile: Schwellwertermittlung mittels Minimale Kreuz-Entropiemethode nach Brink und Pendock

Anisotropiekoeffizient-Verfahren nach Pun [Sah_88]

Mit dieser Methode nach T. Pun wird der optimale Schwellwert S^* durch Bestimmung des Anisotropiekoeffizienten α ermittelt. Dieser Anisotropiekoeffizient ist ein Maß für die Symmetrie des Histogramms. Er wird aus dem Histogramm durch die Beziehung

$$\alpha = \frac{\sum_{i=0}^m p_i \ln p_i}{\sum_{i=0}^{Max.Grauwerttiefe-1} p_i \ln p_i} \quad (4.57)$$

mit m als der kleinste ganze Wert, für den

$$\sum_{i=0}^S p_i \geq 0,5 \quad (4.58)$$

gilt, berechnet. Der optimale Schwellwert S ist daraus resultierend der, für den die Beziehung

$$\sum_{i=0}^S p_i = \begin{cases} 1 - \alpha & , \text{wenn } \alpha \leq 0,5 \\ \alpha & , \text{wenn } \alpha > 0,5 \end{cases} \quad (4.59)$$

zutrifft.

Vorteile	Nachteile
	sehr rechenintensiv

Tabelle 4-11: Vor- und Nachteile: Schwellwertermittlung nach dem Anisotropiekoeffizient-Verfahren nach Pun

Bestimmung des optimalen Schwellwertes mit Hilfe von statistischen Momenten

Nach Tsai [Tsa_85] erfolgt die Berechnung des Schwellwertes deterministisch, wobei die Momente bis zur dritten Ordnung des Grauwertbildes im Binärbild erhalten bleiben.

Es sei f ein Voxelmodell mit n Voxeln und der Grauwert an der Stelle (x, y, z) sei f(x, y, z).

Das Moment i-ter Ordnung m_i ist wie folgt definiert:

$$m_i = \frac{1}{n} \sum_x \sum_y \sum_z f^i(x, y, z) \quad , i = 1, 2, 3 \quad (4.60)$$

Die Momente lassen sich aus dem Histogramm von f berechnen:

$$m_i = \frac{1}{n} \sum_{j=0}^{\text{Max.Grauwerttiefe}} n_j (z_j)^i \quad , i = 1, 2, 3 \quad (4.61)$$

Dabei ist n_j die Anzahl der Voxel mit Grauwert z_j und $p_j = \frac{n_j}{n}$ die relative Häufigkeit der einzelnen Grauwerte.

Damit ergibt sich
$$m_i = \sum_{j=0}^{\text{Max.Grauwerttiefe}} p_j (z_j)^i, \quad i = 1, 2, 3 \quad (4.62)$$

Für $i = 0$ ergibt sich daher $m_0 = 1$.

Folgende Forderungen sollen nun gestellt werden:

- a) Sei das Voxelmodell f eine „verrauschte“ Version eines idealen Binärbildes g , welches nur aus Voxel mit den so genannten repräsentativen Grauwerten z_0 und z_1 besteht, ($z_0 < z_1$)
- b) Alle Grauwerte, welche unterhalb eines Schwellwertes S liegen, werden nun durch z_0 , alle oberhalb von S durch z_1 ersetzt.

Um die beiden Forderungen zu erfüllen, müssen die repräsentativen Grauwerte z_0 und z_1 so berechnet werden, dass die Momente bis zur dritten Ordnung im Binärbild g erhalten bleiben.

Bezeichnet man die unter dem Schwellwert gelegene Verteilung der Voxel in f als p_0 und die darüber liegende als p_1 , dann ergeben sich die Momente der ersten drei Ordnungen von g zu:

$$m_i' = \sum_{j=0}^1 p_j (z_j)^i \quad (4.63)$$

Damit die Momente von f in g erhalten bleiben muss gelten:

$$m_i' = m_i, \quad i = 1, 2, 3 \quad (4.64)$$

Zusammen mit

$$p_0 + p_1 = 1 \quad (4.65)$$

Ergeben sich folgende 4 Gleichungen

$$p_0 z_0^0 + p_1 z_1^0 = m_0 \quad (4.66)$$

$$p_0 z_0^1 + p_1 z_1^1 = m_1 \quad (4.67)$$

$$p_0 z_0^2 + p_1 z_1^2 = m_2 \quad (4.68)$$

$$p_0 z_0^3 + p_1 z_1^3 = m_3 \quad (4.69)$$

Die Lösung dieses Gleichungssystems ergibt p_0 und p_1 . Dazu werden folgende Determinanten berechnet:

$$c_d = \begin{vmatrix} m_0 & m_1 \\ m_1 & m_2 \end{vmatrix} \quad (4.70)$$

$$c_0 = \frac{1}{c_d} \begin{vmatrix} -m_2 & m_1 \\ -m_3 & m_2 \end{vmatrix} \Rightarrow c_0 = \frac{m_1 m_3 - m_2^2}{m_2 - m_1^2} \quad (4.71)$$

$$c_1 = \frac{1}{c_d} \begin{vmatrix} m_0 & -m_2 \\ m_1 & -m_3 \end{vmatrix} \Rightarrow c_1 = \frac{m_1 m_2 - m_3}{m_2 - m_1^2} \quad (4.72)$$

mit c_0 und c_1 lassen sich nun die repräsentativen Grauwerte z_0 und z_1 berechnen.

$$z_0 = \frac{1}{2} \left[-c_1 - (c_1^2 - 4c_0)^{1/2} \right] \quad (4.73)$$

$$z_1 = \frac{1}{2} \left[-c_1 + (c_1^2 - 4c_0)^{1/2} \right] \quad (4.74)$$

Die Wahrscheinlichkeitsverteilung p_0 des Vordergrundes berechnet sich mit den Momenten wie folgt:

$$p_d = z_1 - z_0 \quad (4.75)$$

$$p_0 = \frac{1}{p_d} (z_1 - m_1) \quad (4.76)$$

$$p_1 = 1 - p_0 \quad (4.77)$$

Dann wird S so bestimmt, dass folgende Gleichung erfüllt wird:

$$p_0 = \frac{1}{n} \sum_{z_j \leq S} n_j \quad (4.78)$$

Da die Gleichung nicht immer exakt erfüllbar ist, ist es in der Praxis notwendig ein Abbruchkriterium in Form eines Näherungswertes ϵ vorzugeben.

Ein wichtiger Vorteil dieses Verfahrens ist, dass es auch lokal einsetzbar ist!

Vorteile	Nachteile
auch lokal einsetzbar	Abbruchkriterium notwendig

Tabelle 4-12: Vor- und Nachteile: Schwellwertes mit Hilfe von statistischen Momenten

Histogrammbasierte Multischwellwertverfahren

Ein weitere der Vollständigkeit halber zu erwähnende Gruppe von Segmentierungsverfahren, ist die der histogrammbasierten Multischwellwertverfahren, welche den ersten Versuch darstellen, quasi-lokale Schwellwerte für die Segmentierung zu verwenden. In der 2D-Bildverarbeitung werden solche Verfahren häufig dann eingesetzt, wenn das Histogramm keine Bimodalität sondern einen multimodalen Charakter besitzt. Dann lassen sich,

beispielsweise durch Adaptionen einiger der oben beschriebenen Verfahren, multiple Schwellwerte zur Segmentierung der einzelnen Bereiche des Bildes definieren. Prinzipbedingt treten jedoch an den Grenzen der einzelnen lokalen Bereiche meist Probleme in Form von Diskontinuitäten auf. Aufgrund dessen eignen sich diese Verfahren nicht für den Einsatz an CT-Daten.

Vorteile	Nachteile
funktionieren auch bei nicht-bimodalen Histogrammen	Diskontinuitäten

Tabelle 4-13: Vor- und Nachteile: Histogrammbasierte Multischwellwertverfahren

Verifikationsorientierte Schwellwertoperationen

Hierbei wird eine Reihe von Auswertungen mit verschiedenen Schwellwerten durchgeführt. Die Ergebnisse werden mit einem auf die Anwendung und das Objekt speziell zu definierenden Verifikationsverfahren geprüft und schließlich zu einem Gesamtbild addiert. Das Verifikationsverfahren kann zum Beispiel ein typisches Bild aus einer Datenbank oder eine vergleichbare Information sein.

Vorteile	Nachteile
mehrere Merkmale können zur Segmentierung eingesetzt werden	datenbank- oder modellbasiertes Verfahren

Tabelle 4-14: Vor- und Nachteile: Verifikationsorientierte Schwellwertoperationen

4.3.2 Lokaler Schwellwert

Wie oben dargestellt haben globale Schwellwertverfahren große Schwächen bei inhomogenen Datensätzen, wie sie in der CT meistens vorkommen. Daher werden im nachfolgenden Teil des Kapitels lokale Schwellwertverfahren vorgestellt und auf ihre Eignung für die Verwendung bei der CT-Daten Auswertung hin untersucht.

Adaptive Schwellwertbestimmung mittels lokaler Grauwertverteilung

Ist das Bild ungleichmäßig ausgeleuchtet bzw. handelt es sich um Datensätze mit einer systematisch bedingten Hintergrundänderung, reicht ein einfacher Schwellwert oft nicht aus, um ein ausreichendes Ergebnis zu erzielen. In diesem Fall muss auf eine adaptive Schwellwerttechnik zurückgegriffen werden. Die Verfahren des adaptiven Thresholding basieren alle auf dem Prinzip, dass kleine Flächen gleichmäßiger ausgeleuchtet sind als eine große Fläche.

Eine von Chow und Kaneko entwickelte Technik zerlegt ein Bild in mehrere sich nicht überschneidende Bereiche. Für jeden dieser Bereiche wird ein Histogramm erzeugt und ein Schwellwert bestimmt. Die einzelnen Schwellwerte werden zusammengefügt und interpoliert, so dass sich für jeden Punkt der gesamten Bilder ein Schwellwert ergibt. Ein Nachteil dieser Technik ist der hohe Bedarf an Rechenleistung.

Eine andere Methode, die weniger Rechenleistung beansprucht, basiert darauf, die umliegenden Pixel für die Bestimmung des Schwellwertes heranzuziehen. So wird aus einer gewissen Anzahl von räumlich nahen Punkten ein Mittelwert gebildet, von dem sich der gerade betrachtete Pixel um eine feste Differenz abheben muss, um als Vordergrund-Pixel eingestuft zu werden. Wichtige feste Faktoren, die diesen Vorgang beeinflussen, sind die Wahl der Feldgröße, aus der ein Mittelwert gebildet wird, und die Differenz, um die sich der Pixel abheben muss.

Bei beiden Techniken ist es wichtig, die Feldgröße so zu wählen, dass sich sowohl Vordergrund als auch Hintergrund-Pixel innerhalb dieser Bereiche befinden. Ist die Feldgröße zu gering gewählt, geschieht es, dass beispielsweise das Zentrum einer ausgedehnten, hellen, dem Vordergrund zugeordneten Fläche zu Hintergrund wird, da sich das Schwellwertniveau zu weit anhebt. Genauso kann z.B. das Schwellwertniveau in dunklen Hintergrund-Bereichen so weit absinken, dass leichte Helligkeitsschwankungen im Bild schon zu einer fälschlichen Erkennung von Vordergrundpixeln führen. Gerade diesem zuletzt genannten Effekt wirkt das Verwenden der Differenz entgegen. Wird die Feldgröße hingegen zu groß gewählt, so geht der Vorteil des adaptiven Thresholding verloren und ungleichmäßige Beleuchtungseinflüsse können nicht mehr ausgeglichen werden.

Mit konstanter Fenstergröße

Bei der adaptiven Schwellwertbestimmung wird das Eingabebild, bzw. der Eingabedatensatz in Regionen gleicher Größe unterteilt. Vorzugsweise werden hierbei Quadrate oder Rechtecke (Würfel, Quader) verwendet. Dann wird für jeden dieser Bereiche ein individueller Schwellwert bestimmt.

Für jeden Bildpunkt $P = (x, y)$ wird eine Umgebung der Größe $u \times v$ um P definiert. Es wird ein Mittelwert über die in der Umgebung auftretenden Grauwerte gebildet.

Als individueller Schwellwert für P wird definiert:

$$S := T - C \quad (4.79)$$

mit $C \geq 0$.

Bei qualitativ schlechten oder in der Intensität stark schwankenden Bildern treten bei dieser Methode jedoch oft Probleme an den Grenzübergängen auf. Häufig umgeht man diese Probleme durch eine Interpolation zwischen diesen Bereichen.

Vorteile	Nachteile
Artefaktbildung in Bereichen mit kleiner Grauwertschwankung	Diskontinuitäten an den Übergängen
	zusätzliche Interpolationen notwendig

Tabelle 4-15: Vor- und Nachteile: Adaptive Schwellwertbestimmung mittels lokaler Grauwertverteilung und mit konstanter Fenstergröße

Mit dynamischer Fenstergröße

Unter einem Operator mit dynamischer Fenstergröße versteht man einen sich der Umgebung des zu betrachtenden Pixels bzw. Voxels anpassenden Operator, welcher prinzipiell auf allen lokalen Schwellwertverfahren beruhen kann. Diese so genannte Adaption der Fenstergröße an das Umfeld des Pixels/Voxels wird über eine vorher zu definierende

Bedingung getriggert. Solche Bedingungen können zum Beispiel histogrammbasiert, aber auch als benutzerdefinierte Eingabe realisiert sein.

Beginnend mit einem Startfenster einer vorher definierten Ausgangsgröße, wird die Standardabweichung der Grauwerte der darin enthaltenen Pixel/Voxel berechnet. Generell gilt dabei: Niedrige Standardabweichungen weisen auf eine Region hin, in der die Materialverteilung eher homogen ist, d.h. in der es keine Übergänge gibt. Hohe Standardabweichungen deuten auf ein Vorhandensein solcher Übergänge hin. Die ermittelte Standardabweichung wird gegen die vorgegebene Bedingung verglichen. Je nach dem wird die nächste Iterationsschleife mit einem vergrößerten Fenster durchlaufen oder abgebrochen.

In der 2D-Bildverarbeitung wurden solche Algorithmen bisher wenig eingesetzt, da sie zum Teil sehr rechenintensiv sind. Doch erste Ergebnisse, insbesondere mit inhomogen beleuchteten Daten und Bildern, deren Histogramme multimodal sind, erscheinen gerade im Hinblick auf die Anwendbarkeit auf CT-Daten sehr viel versprechend!

Vorteile	Nachteile
universell anwendbar	Implementierungsaufwand
sehr gute Ergebnisse in der 2D-Bildverarbeitung bei „kritischen“ Daten	

Tabelle 4-16: *Vor- und Nachteile: Adaptive Schwellwertbestimmung mittels lokaler Grauwertverteilung und mit dynamischer Fenstergröße*

Schwellwertbestimmung mit numerischen Klassifikatoren, bzw. Diskriminanzanalyse

Lineare Diskriminanzanalyse [Sto_03]

Methoden für die eine Schätzung der den Merkmalsvektoren zugrunde liegenden Zufallsvariable der Wahrscheinlichkeitsdichte nicht erforderlich ist, heißen ‚verteilungsfrei‘. Die im Folgenden beschriebene lineare Diskriminanzanalyse ist ein Vertreter dieser Kategorie. Voraussetzung ist optimalerweise eine Normalverteilung der vorliegenden Daten. Das hier skizzierte Verfahren behandelt den allgemeinen Fall der Trennung von mehr als zwei Klassen.

Mit $X = (x_1, \dots, x_p)'$ für einen p-dimensionalen Merkmalsvektor (4.80)

und A für einen Koeffizientenvektor,

ergeben sich $y = AX$. lineare Diskriminanzfunktionen (4.81)

Für g Stichproben der Grundgesamtheit \prod aus den Klassen $\pi_1, \pi_2, \dots, \pi_g$ lassen sich maximal $m = \min(g - 1, p)$ zueinander unkorrelierte Diskriminanzfunktionen aufstellen. Die Koeffizienten A werden nun so bestimmt, dass sich die Klassenzugehörigkeiten der Stichproben mit Hilfe der Diskriminanzfunktionen optimal unterscheiden lassen. Dies ist dann der Fall, wenn die Werte der Funktion y für die Stichproben einzelner Klassen eng begrenzte und für die Klassen untereinander weit auseinander liegende Cluster bilden. Nimmt man als Maß für den Abstand zwischen den Klassen in y die Zwischengruppenkovarianzmatrix B , sowie als Maß für die Streubreite der einzelnen Klassen die Innergruppenkovarianzmatrix W , führt die Koeffizientenberechnung auf die Maximierung des Diskriminanzkriteriums $\lambda = (A'BA) / (A'WA)$. Da die wahre Kovarianzmatrix und der wahre Mittelwert der zugrunde liegenden Verteilung unbekannt sind, werden B und W aus der Stichprobe abgeschätzt. Die Maximierung des Diskriminanzkriteriums bedeutet die Bestimmung der Nullstellen der Ableitung von λ nach A , woraus sich die Gleichung $(B - \lambda W) A = 0$ ergibt. Ist W invertierbar, führt die Umformung nach $BA = \lambda WA$ auf die Bestimmung der Eigenwerte λ der Matrix $W^{-1}B$. Es ergeben sich die Eigenwerte $\lambda_1 > \lambda_2 > \dots > \lambda_m$ sowie die dazugehörigen Eigenvektoren $A_1 > A_2 > \dots > A_m$ mit den Koeffizienten der Diskriminanzfunktionen. Je größer der Eigenwert ist, desto stärker trägt die Diskriminanzfunktion zur Klassifikation bei, wobei sich in der Praxis zeigt, dass auch bei vielen Merkmalen und Klassen zwei, höchstens drei Diskriminanzfunktionen genügen. Ein Objekt X unbekannter Klassenzugehörigkeit wird nun der Klasse π_i zugeordnet, für die der über alle Diskriminanzfunktionen aufsummierte quadratische Abstand der Diskriminanzwerte $y(X)$ vom Klassenmittelwert μ_{yt} minimal ist. Dadurch ergeben sich innerhalb des Merkmalsraums lineare Klassengrenzen. Das Verfahren hat weite Verbreitung gefunden, da es leicht zu benutzen ist und im Falle der Normalverteilung optimale Ergebnisse liefert.

Grundsätzlich unterscheidet man zwischen parametrischen und nicht-parametrischen numerischen Klassifikatoren. Bei der parametrischen Diskriminanzanalyse ist die Struktur der Funktion, der die Wahrscheinlichkeitsdichte gehorcht vorab bekannt. In diesem Fall werden die Parameter dieser Funktion optimal an die Lernstichprobe angepasst. Ist beispielsweise bekannt, dass die Objekte der Klassen normalverteilt sind, müssen

Standardabweichung und Mittelwert einer Gauß-Verteilung so bestimmt werden, dass die Stichprobe optimal angenähert wird.

Parametrische Klassifikatoren

Das Ziel dieser punktbasierten Segmentationsverfahren besteht darin, ein Objekt auf der Grundlage des zu diesem Objekt gehörenden Merkmalsvektors, der sowohl verschiedene Messwerte (Grauwerte) als auch daraus abgeleitete Größen enthalten kann, einer bestimmten Klasse ω_i , wie z.B. einem bestimmten Materialtyp zuzuordnen. Ein parametrischer Klassifikator kann angegeben werden, indem eine Menge von Diskriminanzfunktionen $g_i(x)$, $i = 1, \dots, c$ definiert wird, so dass der Klassifikator ein Voxel mit dem Merkmalsvektor x der Klasse ω_i zuweist, für das gilt:

$$g_i(x) > g_j(x) \text{ für alle } i \neq j \quad (4.82)$$

Minimum-Distance-Klassifikator:

Ein Voxel wird derjenigen Klasse zugeordnet, zu dessen Mittelwertsvektor (mittleren Grauwert) das Voxel den geringsten Abstand hat. Damit dieses Verfahren richtig arbeitet, müssen die Merkmalsvektoren normalverteilt und voneinander statistisch unabhängig sein; die Varianz der Merkmalsvektoren muss für alle Klassen gleich sein.

Vorteile	Nachteile
sinnvoll bei Datensätzen, in denen viele verschiedene Materialien vorkommen (medizinische Anwendungen, komplette Geräte)	hoher Implementierungsaufwand
	kritisch bei multimodaler und nicht normalverteilten Grauerthistogrammen

Tabelle 4-17: Vor- und Nachteile: Schwellwert mit Minimum-Distance Klassifikator

Maximum-Likelihood-Klassifikator:

Die Maximum-Likelihood-Methode ist ein wichtiges Verfahren in der Statistik, welches auf dem Prinzip der Gewinnung von Schätzfunktionen für die Parameter einer Verteilung. Bei dieser Methode wird von einer Zufallsvariablen x ausgegangen, deren Dichte- bzw. Wahrscheinlichkeitsfunktion $f(x)$ von einem Parameter q abhängt. Liegt eine einfache Zufallsstichprobe mit n unabhängigen und identisch verteilten Realisationen vor, so lässt sich die Dichtefunktion bzw. Wahrscheinlichkeitsfunktion wie folgt faktorisieren:

$$f(x_1, x_2, \dots, x_n; q) = \prod_{i=1}^n f_{x_i}(x_i; q) \quad (4.83)$$

Statt nun für einen festen Parameter q die Dichte für beliebige Werte x_1, \dots, x_n auszuwerten, kann umgekehrt für beobachtete und somit feste Realisationen x_1, \dots, x_n die Dichte als Funktion von q betrachtet werden. Dies führt zur Likelihood-Funktion

$$L(q) = \prod_{i=1}^n f_{x_i}(x_i; q) \quad (4.84)$$

Wird diese Funktion in Abhängigkeit von q maximiert, so erhält man die Maximum-Likelihood-Schätzung für q . Es wird also der Wert von q gesucht, bei dem die Stichprobenwerte x_1, \dots, x_n die größte Dichte- bzw. Wahrscheinlichkeitsfunktion haben. Der Maximum-Likelihood-Schätzer ist in diesem Sinne der plausibelste Parameterwert für die Realisierungen x_1, \dots, x_n der Zufallsvariablen x . Die Maximierung dieser Funktion erfolgt, indem man die erste Ableitung nach q bildet und diese dann Null setzt. Da dieses bei Dichtefunktionen mit komplexen Exponentenausdrücken sehr aufwändig werden kann, wird häufig die logarithmierte Likelihood-Funktion verwendet, da sie an derselben Stelle wie die nicht-logarithmierte Dichtefunktion ein Maximum besitzt, jedoch einfacher zu berechnen ist:

$$l(q) = \sum_{i=1}^n \ln f_{x_i}(x_i; q) \quad (4.85)$$

In der Bildverarbeitung werden zunächst die Zielklassen definiert. Anschließend erfolgt die Zuweisung aller Pixel/Voxel zu den entsprechenden Klassen, anhand der jeweils berechneten, größten Zugehörigkeitswahrscheinlichkeit. Man spricht vom so genannten „überwachten Training“, wenn die Klassen Ihre Definition anhand von ausgewählten

Trainingsflächen, bzw. -körpern mit den jeweiligen spezifischen Merkmalen erhalten. Dieses Verfahren ist in der Praxis der Computertomographie jedoch nicht generell einsetzbar, da Art der digitalisierten Objekte und damit die Merkmalseigenschaften der Datensätze sehr variieren.

Vorteile	Nachteile
hohe Genauigkeit im begrenzten Einsatzgebiet	hoher Implementierungsaufwand
	abhängig von Trainingsobjekten
	nicht universell einsetzbar

Tabelle 4-18: Vor- und Nachteile: Schwellwert mit Maximum-Likelihood-Klassifikator

Nicht-parametrische Klassifikatoren (Clusteranalyse)

Besteht kein Vorwissen über die Art der Dichtefunktion, wird diese über nichtparametrische Methoden, wie zum Beispiel der Clusteranalyse (auch Ballungsanalyse genannt), geschätzt. Ist $P(x)$ die Wahrscheinlichkeitsdichte über dem Merkmalsraum, berechnet sich die Wahrscheinlichkeit PR , dass ein einzelner Vektor x innerhalb einer bestimmten Region R des Merkmalsraums liegt, aus dem Integral über dem Bereich R von $P(x)$. Da die Dichtefunktion nicht bekannt ist, schätzt man das Integral mit Hilfe einer Lernstichprobe ab und PR wird durch das Verhältnis der Anzahl der Vektoren k der Lernstichprobe, die innerhalb der Region R liegen, zur Gesamtgröße N der Stichprobe angenähert. Wählt man R klein genug, dass $P(x)$ innerhalb von R glatt und beinahe konstant ist, lässt sich PR auch durch das Produkt von $P(x)$ und dem Volumen V der Region R um x abschätzen. Durch den Vergleich der beiden Ergebnisse lässt sich $P(x)$ für den Bereich R durch $k / (NV)$ abschätzen. Da die Stichprobengröße üblicherweise fest ist, hängt die Wahrscheinlichkeitsdichte im Bereich R von der Anzahl der Stichproben in R sowie dem Volumen von R ab.

Im Gegensatz zu den parametrischen Klassifikatoren, bei denen die Verteilungsdichte der Merkmalsvektoren bekannt sein muss, gibt es in der Mustererkennung auch klassische Verfahren, die diese Angabe nicht benötigen. Von diesen so genannten nicht-parametrischen Verfahren sind drei Klassen von besonderem Interesse:

- Verfahren, welche die Wahrscheinlichkeitsrechnung umgehen und direkt zu Entscheidungsregeln führen, wie der Nearest-Neighbour-Klassifikator.

- Verfahren, welche die Dichtefunktionen aus den Merkmalsvektoren schätzen und diese in einem Bayes-Klassifikator einsetzen.
- Verfahren, die den Merkmalsraum transformieren und in dem Merkmalsraum parametrische Methoden anwenden.

Nearest-Neighbour-Klassifikator

Beim Nearest-Neighbor-Verfahren wird nun das Volumen V für ein fest gewähltes k bestimmt, wohingegen bei der Kerndichteschätzung das Volumen fest gewählt wird und die Anzahl der Stichprobenwerte innerhalb dieses Volumens bestimmt wird.

Man wählt zunächst eine kleine kreisförmige Region bzw. Hypersphäre um den Punkt x im Merkmalsraum. Nun wird der Radius dieses Kreises vergrößert, bis er k Vektoren der Lernstichprobe umfasst. Nach diesem Verfahren ergibt sich die Funktion $R_k(x)$, die den Radius in Abhängigkeit von x für ein festes k angibt. Das Volumen V berechnet sich dann als $CD \cdot R_k(x)$, wobei CD das Volumen der Einheitssphäre in D Dimensionen bezeichnet. Die Wahrscheinlichkeitsdichte für x im Merkmalsraum lässt sich dann durch $k / (NV)$ abschätzen. Die Konstante k dient als eine Art Glättungsparameter: Kleine Werte von k erzeugen Dichtefunktionen mit vielen Spitzen, wohingegen große Werte Spitzen unterdrücken und zu einem gleichmäßigeren Kurvenverlauf führen. Unbefriedigend an der Nearest-Neighbor-Methode ist, dass die abgeschätzte Dichtefunktion nicht stetig ist, da der Radius $R_k(x)$ nicht differenzierbar ist. Außerdem ist die Dichteabschätzung keine echte Wahrscheinlichkeitsdichtefunktion, da das Integral über den gesamten Merkmalsraum divergiert. Praktische Nachteile ergeben sich aus dem Problem, den Faktor k angemessen zu wählen und dem Umstand, dass die gesamte Stichprobe im Speicher gehalten werden muss. Zudem ist das Verfahren rauschempfindlich.

Der Nearest-Neighbour-Klassifikator weist einem zu klassifizierenden Merkmalsvektor die Klasse der Trainingsvektoren zu, zu dem der Merkmalsvektor den geringsten Abstand hat.

Sei

$$\Gamma = \{ t_1, \dots, t_n \} \quad (4.86)$$

eine Menge von n Vektoren, deren Klassenzugehörigkeit bekannt ist (Trainingsvektoren). Der Nearest-Neighbour-Klassifikator weist dann einem Merkmalsvektor x die Klasse k des Trainingsvektors t_i zu, für den das Abstandsmaß g

$$G = (x - t_i)^t (x - t_i) \quad (4.87)$$

minimal ist. Der Nearest-Neighbour-Klassifikator ist zwar kein optimaler Klassifikator; sein Vorteil besteht aber darin, dass man die Verteilungsdichte der Merkmalsvektoren nicht zu kennen braucht.

Vorteile	Nachteile
unabhängig von Verteilungsdichte und somit von einer definierten Initialvorgabe	nicht genügend reproduzierbar
	Ergebnisse haben hohe Toleranzen
	hoher Implementierungsaufwand
	sehr rauschempfindlich
	schlechtes Datenhandling

Tabelle 4-19: Vor- und Nachteile: Schwellwert mit Nearest-Neighbour-Klassifikator

Bayes-Klassifikator

Man kann zeigen, dass die Fehlerwahrscheinlichkeit minimiert wird, wenn man einen Merkmalsvektor x der Klasse ω_j , $j \in \{1, \dots, c\}$ zuordnet, welche die größte a-posteriori Wahrscheinlichkeit $P(\omega_j, x)$ hat (Bayes-Entscheidung).

Ein Bayes-Klassifikator b ist eine Funktion, die Vektoren aus dem f -dimensionalen reellwertigen Merkmalsraum auf eine Menge von Klassen C abbildet:

$$b: \mathcal{X}^f \rightarrow C \quad (4.88)$$

Für gewöhnlich gilt $C := \{0, 1\}$ oder $C := \{-1, +1\}$ für den Fall, dass zwei Klassen betrachtet werden oder $C := \{1, \dots, c\}$, falls $c \geq 3$ Klassen betrachtet werden.

Die Wahrscheinlichkeitsdichte der Klasse i , $i \in C$, sei durch p_i gegeben. Die Wahrscheinlichkeit, dass ein gegebener Merkmalsvektor in die Klasse i gehört, ist also durch $p_i(x)$ gegeben.

Der Bayes-Klassifikator ist dann nach dem a-posteriori-Kriterium definiert als:

$$b := \arg \max_i p_i(x) \quad (4.89)$$

Werden zwei Klassen durch Normalverteilungen beschrieben, so ist die aus dem Bayes-Klassifikator resultierende Entscheidungsgrenze dazwischen quadratisch. Werden die Normalverteilungen darüber hinaus durch die gleiche Kovarianzmatrix beschrieben, ist die dazwischen liegende Entscheidungsgrenze sogar linear. In diesen beiden Fällen lässt sich die Diskriminanzfunktion besonders einfach beschreiben, was die Klassifikation einfach und effizient berechenbar macht.

Vorteile	Nachteile
relativ einfach zu implementieren	nicht genügend reproduzierbar
	Ergebnisse haben hohe Toleranzen
	sehr rauschempfindlich
	schlechtes Datenhandling

Tabelle 4-20: Vor- und Nachteile: Schwellwert mit Bayes-Klassifikator

Dynamisches Schwellwertverfahren nach Chow und Kaneko

Bei diesem von K.C. Chow und T. Kaneko [Ch1_72], [Ch2_72] vorgestellten dynamischen Schwellwertverfahren wird der Datensatz zunächst in mehrere kleinere Regionen unterteilt. Für jede Region wird das Histogramm ermittelt und auf Bimodalität hin untersucht. Liegt eine solche vor, so wird für den Bereich ein lokaler Schwellwert ermittelt. Durch eine regionenweise und punktweise Interpolation wird dann für jeden Bildpunkt der Schwellwert für die Binarisierung hergeleitet.

Die Untersuchung auf Bimodalität stellt sicher, dass nur in solchen Regionen ein Schwellwert bestimmt wird, in denen sich ein Objekt vom Hintergrund abhebt. Ist dies der Fall, so ist das bimodale Histogramm gekennzeichnet durch zwei sich überlagernde, unimodale

Histogramme. Setzt man voraus, dass die beiden Verteilungen normalverteilt sind, dann lassen sie sich durch die Dichtefunktion

$$f(i) = \sum_{k=1}^2 \frac{p_k}{\sqrt{2\pi}\sigma_k} e^{-\frac{(i-\mu_k)^2}{2\sigma_k^2}} \quad (4.90)$$

- mit:
- i Grauwerte des Voxeldatensatzes
 - μ_1, μ_2 Mittelwerte
 - σ_1, σ_2 Standardabweichungen
 - p_1, p_2 theoretische Volumenelemente, welche vom Objekt bzw. vom Hintergrund abgedeckt werden

Aus diesen sechs Parametern lässt sich jeweils der lokale Schwellwert ermitteln.

Der daraus abgeleitete Algorithmus sieht dann wie folgt aus:

- a) Aufteilen des Voxeldatensatzes in n kleinere Regionen, welche sich jeweils zu 50% überlappen.
- b) Berechnen des Histogramms und der Varianz für jede Region
- c) Unter der Annahme, dass nur Histogramme mit großer Varianz bimodal sind, werden diese selektiert.
- d) Abschätzen der Parameter der Dichtefunktion durch einen Ausgleichsalgorithmus für jedes selektierte Histogramm.
- e) Testen der Verteilung auf Bimodalität.
- f) Berechnen des Schwellwerts aus den geschätzten Parametern nach der Maximum-Likelihood-Methode für jedes bimodale Histogramm.
- g) Interpolation von Schwellwerten für alle Regionen aus den so ermittelten lokalen Schwellwerten.

- h) Trilineare Interpolation von Schwellwerten für alle Punkte aus den lokalen Schwellwerten.
- i) Binarisierung.

In Anlehnung an den von Y. Nakagawa und A. Rosenfeld [Nak_79] vorgestellten und auf die Prozedur von Chow und Kaneko basierenden Algorithmus wird nachfolgend die Anpassung zur Verwendung für 3D-CT-Datensätze beschrieben:

- a) Aufteilen des Voxeldatensatzes in n kleinere Regionen mit oder ohne Überlappung.
- b) Berechnung des Histogramms, der Varianz und des Mittelwerts für jeden Bereich:

$$\mu = \frac{1}{N} \sum_i F(i)i, \quad \sigma^2 = \frac{1}{N} \sum_i F(i)(i - \mu)^2 \quad (4.91), (4.92)$$

mit: $F(i)$ = Anzahl der Voxel mit Grauwert i
 N = Anzahl der Pixel je Bereich

- c) Wenn die Varianz σ^2 größer ist als ein Varianzschwellwert σ_0^2 (z.B.: $\sigma_0 = 3$), wird das Histogramm selektiert und in den weiteren Schritten ein Schwellwert berechnet.
- d) Nach der Methode der kleinsten Quadrate findet eine Anpassung der Dichtefunktion

$$f(i) = \frac{p_1}{\sigma_1} e^{-\frac{(i-\mu_1)^2}{2\sigma_1^2}} + \frac{p_2}{\sigma_2} e^{-\frac{(i-\mu_2)^2}{2\sigma_2^2}} \quad (4.93)$$

an das Histogramm $F(i)$ durch eine Ausgleichung der Parameter $p_1, \mu_1, \sigma_1, p_2, \mu_2, \sigma_2$ statt.

I. Das Histogramm $f(i)$ wird geglättet:

$$F'(i) = \frac{1}{9} [F(i-2) + 2F(i-1) + 3F(i) + 2F(i+1) + F(i+2)] \quad (4.94)$$

Für das geglättete Histogramm $F'(i)$ wird der tiefste Punkt v des Tals gesucht. Dieser Wert wird dazu benutzt, das Originalhistogramm in zwei Teile zu zerlegen und für jeden Teil die Anfangsschätzungen der Parameter zu berechnen:

$$N_1 = \sum_{i=0}^v F(i), \quad N_2 = \sum_{i=v+1}^{Max.Grauwertiefe} F(i) \quad (4.95), (4.96)$$

Anzahl der Pixel vom 1. und 2. Teil des Histogramms.

$$\mu_1 = \frac{1}{N_1} \sum_{i=0}^v F(i)i, \quad \mu_2 = \frac{1}{N_2} \sum_{i=v+1}^{Max.Grauwertiefe} F(i)i \quad (4.97), (4.98)$$

Mittelwert vom 1. und 2. Teil des Histogramms.

$$\sigma_1^2 = \frac{1}{N_1} \sum_{i=0}^v F(i)(i - \mu_1)^2, \quad \sigma_2^2 = \frac{1}{N_2} \sum_{i=v+1}^{Max.Grauwertiefe} F(i)(i - \mu_2)^2 \quad (4.99),$$

$$(4.100)$$

Standardabweichungen vom 1. und 2. Teil des Histogramms.

$$p_1 = \frac{N_1 \sigma_1}{\sum_{i=0}^v e^{-\frac{(i-\mu_1)^2}{2\sigma_1^2}}}, \quad p_2 = \frac{N_2 \sigma_2}{\sum_{i=v+1}^{Max.Grauwertiefe} e^{-\frac{(i-\mu_2)^2}{2\sigma_2^2}}} \quad (4.101), (4.102)$$

Wahrscheinlichkeiten vom 1. und 2. Teil des Histogramms.

II. Minimierung der Fehlerquadratsumme

$$\sum_{i=0}^{\text{Max.Grauwertiefe}} [f(i) - F(i)]^2 \quad (4.103)$$

- e) Die ausgeglichenen Parameter von $f(i)$ werden auf Bimodalität getestet. Folgende Kriterien werden definiert:

$$\text{Mittelwertdifferenz:} \quad \mu_2 - \mu_1 > 4 \quad (4.104)$$

$$\text{Standardabweichungsverhältnis} \quad 0,1 < \frac{\sigma_1}{\sigma_2} < 1,0 \quad (4.105)$$

$$\text{Tal-Spitze-Verhältnis} \quad \delta_{12} < 0,8 \quad (4.106)$$

$$\text{wobei:} \quad \delta_{12} = \frac{[\mu_1, \mu_2] \min(f(i))}{\min(f(\mu_1), f(\mu_2))} \quad (4.107)$$

Sind die obigen Bedingungen nicht erfüllt wird kein Schwellwert S für das lokale Feld bestimmt, d.h. S wird auf Null gesetzt.

- f) Sind die Bedingungen erfüllt, wird der Schwellwert durch Auflösen der Gleichung nach Maximum-Likelihood [Wah_84] berechnet:

$$\left(\frac{1}{\sigma_1^2} - \frac{1}{\sigma_2^2} \right) S^2 + 2 \left(\frac{\mu_2}{\sigma_1^2} - \frac{\mu_1}{\sigma_2^2} \right) S + \frac{\mu_1^2}{\sigma_1^2} - \frac{\mu_2^2}{\sigma_2^2} + 2 \ln \left(\frac{p_2 \sigma_1}{p_1 \sigma_2} \right) = 0 \quad (4.108)$$

- g) Nachdem für alle bimodalen Felder ein Schwellwert berechnet worden ist, werden durch lokale Interpolation Schwellwerte für alle anderen Felder berechnet. Aus den 6 zentralen und den 20 diagonalen Nachbarfeldern lässt sich für das zentrale Feld $u(x,y,z)$ der Schwellwert S berechnen:

$$S(x, y, z) = \frac{1}{26} \sum_{i=1}^3 \sum_{j=1}^3 \sum_{k=1}^3 S(x_i, y_j, z_k) \quad (4.109)$$

Voraussetzung für dieses Vorgehen ist allerdings, dass mindestens ein Nachbar mit einem Schwellwert besetzt ist.

Anschließend werden alle lokalen Schwellwerte mit folgender Gewichtsmatrix geglättet:

$$G_{x,y} = \begin{pmatrix} \frac{1}{\sqrt{2}} & 1 & \frac{1}{\sqrt{2}} \\ \frac{1}{\sqrt{2}} & 2 & \frac{1}{\sqrt{2}} \\ \frac{1}{\sqrt{2}} & 1 & \frac{1}{\sqrt{2}} \end{pmatrix} \quad (4.110)$$

- h) Schließlich werden durch trilineare Interpolation Schwellwerte S_V für alle Voxel berechnet. Ein Voxel $V = V(x,y,z)$ sei umgeben von den sechs Fenstermittelpunkten A, B, C, D, E, F mit den lokalen Schwellwerten $S_A, S_B, S_C, S_D, S_E, S_F$. Dann lässt sich mit den Abständen $a = z_V - z_E, b = z_F - z_V, c = y_V - y_B, d = y_D - y_V, e = x_V - x_A, f = x_C - x_V$ der Schwellwert für V berechnen.

$$S_V = \frac{1}{(a+b)(c+d)(e+f)} [bdS_A + bcS_B + daS_C + caS_D + \dots] \quad (4.111)$$

Die am Rand und in den Ecken des Voxelmodells liegenden Voxel sind nicht von 6 Feldern umgeben. In diesen Fällen wird der Schwellwert von dem Feld übernommen, das dem Voxel am nächsten liegt. Die Interpolation bewirkt eine Glättung beim Übergang zwischen zwei Bereichen mit unterschiedlichen Schwellwerten.

- i) Durch Vergleich des Grauwerts des Voxels mit dem Schwellwert S_V erfolgt die Binarisierung

$$B(x, y, z) = \begin{cases} 1 & V(x, y, z) \leq S_V(x, y, z) \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \quad (4.112)$$

Vorteile	Nachteile
relativ einfach zu implementieren	fixe Einteilung des Datensatzes
	empfindlich gegenüber starken Hintergrundgradienten
	empfindlich gegenüber Rauschen
	Diskontinuitäten an den Bereichsgrenzen in Abhängigkeit des Interpolationsverfahrens
	setzt Bimodalität voraus
	hohe Laufzeit

Tabelle 4-21: Vor- und Nachteile: Dynamisches Schwellwertverfahren nach Chow und Kaneko

Schwellwertbestimmung mit Hilfe von Neuronalen Netzen

Bei der Anwendung neuronaler Netze in der Bildverarbeitung nutzt man vor allem deren Vorteile in Bezug auf Fehlertoleranz, Selbstorganisation und der Lernfähigkeit. Aufgrund der für diese Prozeduren notwendigen Rechnerkapazitäten in Zusammenhang mit den bei der CT auftretenden hohen Datenmenge werden diese Verfahren im Zuge dieser Arbeit nicht weiter betrachtet. Jedoch sei darauf hingewiesen, dass solche Ansätze mit zukünftig zu erwartender Rechnerleistung im normalen PC-Bereich sicherlich sehr interessant und von den Ergebnissen her zumindest mit herkömmlichen Verfahren gleichzusetzen ist.

Neuronale Netze setzen sich aus so genannten Neuronen zusammen, die jeweils n Eingänge, einen Vektor mit n Gewichten und einen Ausgang besitzen. Der Ausgangswert eines Neurons berechnet sich aus dem Skalarprodukt des Eingangsvektors $X = (x_1, x_2, \dots, x_n)'$ und dem Gewichtsvektor, welches über eine Übertragungsfunktion an den Ausgang weitergegeben wird. Dazu dient üblicherweise die Sigmoidfunktion (Schwanenhalsfunktion). Neuronale Netze ergeben sich durch die Verbindung von Ein- und Ausgängen mehrere Neuronen untereinander. Die Neuronen, deren Eingänge mit den Merkmalsvektoren belegt werden, fasst man unter dem Begriff der Eingabeschicht zusammen. Die Neuronen, deren Ausgänge das Klassifikationsresultat liefern, fasst man analog unter den Begriff der Ausgabeschicht. Zwischen der Ein- und Ausgabeschicht liegen in der Regel weitere Neuronen, die den so genannten verdeckten Schichten angehören.

In der Lernphase werden die Gewichte an den Eingängen der Neuronen so eingestellt, dass die Ausgangsschicht das richtige Ergebnis für die Stichprobenvektoren an der Eingangsschicht liefert. Dazu werden Gradienten-Abstiegs-Verfahren eingesetzt, die für jedes Neuron den Anteil am Gesamtfehler des Netzes berechnen und dann die Gewichte in Hinblick auf einen minimalen Fehler variieren. Dabei ist zu beachten, dass der Fehler lokale Minima durch die Nichtlinearität der Sigmoidfunktion aufweisen kann. Die Dimensionierung Neuronaler Netze ist generell problematisch. Durch Hereinnahme genügend vieler Schichten lassen sich zwar beliebige Klassengrenzen annähern. Allerdings steigt mit der Anzahl an Neuronen auch der erforderliche Umfang der Lernstichprobe, d. h. es steigt die Gefahr der Überanpassung an die Stichprobe. Eine Vielzahl von Algorithmen sind entwickelt worden, die in der Lernphase probeweise neue Neuronen hinzunehmen oder bestehende entfernen, um ein optimales Netz zu finden.

Vorteile	Nachteile
modernes Verfahren mit Potenzial auch in der Bildverarbeitung, wo Laufzeiten und messtechnische Aspekte keine übergeordnete Rolle spielen	höchst komplex zu implementieren
	hohe Laufzeiten
	sehr speicherintensiv
	benötigt sehr hohe Rechenleistung
	nicht reproduzierbare Ergebnisse
	abhängig von den eingeteachten Inhalten

Tabelle 4-22: Vor- und Nachteile: Schwellwertbestimmung mit Hilfe von Neuronalen Netzen

Schwellwertbestimmung mit Fuzzy-Klassifikation

Fuzzybasierte Verfahren erlauben es, ein Voxel mehreren Klassen zuzuordnen. Dabei wird jeder Klasse, der das Voxel zugeordnet wurde, ein Gewichtungsfaktor zwischen 0 und 1 verliehen. Dieser Gewichtungsfaktor kann als die Wahrscheinlichkeit, mit der das Voxel einer Region zugeordnet werden kann, verstanden werden. Die Summe der Gewichte muss damit 1 sein. Voxel, die völlig in einer homogenen Struktur eingebettet sind, haben einen Gewichtungsfaktor von etwa 1. Voxel in Grenzbereichen und kontrastarmen Bezirken besitzen

dann ein Gewicht in der mittleren Größe, da eine größere Ungenauigkeit der Zuordnung besteht.

Ebenso wie die Verfahren mit Neuronalen Netzen sind Fuzzy-Klassifikationen sehr rechenintensiv und kommen daher bei den vorhandenen Datenmengen und den heutigen PC-Rechenleistungen nicht als Lösung des Problems in Frage. Doch auch hier sei darauf hingewiesen, dass sich künftig durchaus vernünftige Ansätze ableiten lassen könnten.

Vorteile	Nachteile
modernes Verfahren mit Potenzial auch in der Bildverarbeitung, wo Laufzeiten und messtechnische Aspekte keine übergeordnete Rolle spielen	hohe Laufzeiten
	sehr speicherintensiv
	nicht reproduzierbare Ergebnisse

Tabelle 4-23: Vor- und Nachteile: Schwellwertbestimmung mit Fuzzy-Klassifikation

Schwellwertbestimmung mit Hilfe Genetischer Algorithmen

Genetische Algorithmen sind stochastisch orientierte Suchalgorithmen, die innerhalb vorher festgelegter Toleranzen optimale Lösungen in Form von Bitketten für passend formulierte Probleme bestimmen. Neben dem Einsatz als Klassifikator sind Genetische Algorithmen insbesondere für die effiziente Bestimmung von beinahe optimalen Lösungen vollständiger Optimierungsprobleme interessant.

Ausgangspunkt eines Genetischen Algorithmus ist eine Menge an „Individuen“ genannten Bitketten, die Lösungskandidaten für das betrachtete Problem darstellen. Auf diesen Bitketten können abhängig vom betrachteten Problem beispielsweise Routen in Graphen oder Ausprägungen bestimmter Merkmale kodiert werden. Die Individuen werden mittels der Operatoren „Selektion“, „Kreuzung“ und „Mutation“ in einem iterativen Prozess umgeformt, bis ein bestimmtes Abbruchkriterium erfüllt ist. Im Selektionsprozess werden die Individuen in Hinblick auf ihre Tauglichkeit als Problemlösung bewertet. Besonders taugliche Individuen erzeugen mittels Kreuzung Nachkommen, wohingegen weniger taugliche Individuen verworfen werden. Im Kreuzungsprozess werden paarweise Individuen ausgewählt, um durch gegenseitiges Vertauschen zufällig ausgewählter Bitkettenabschnitte zwischen den Individuen neue Individuen zu erzeugen. Üblicherweise werden Selektion und Kreuzung so

durchgeführt, dass die Gesamtzahl der Individuen konstant bleibt. In der Praxis zeigt sich, dass die Entwicklung nur mit diesen beiden Operationen schnell bei stark suboptimalen Lösungen stagniert, da durch Kreuzung nur zu den Individuen der Elterngeneration ähnliche neue Individuen entstehen können. Um dies zu verhindern, werden Mutationen eingeführt, die mit einer bestimmten Wahrscheinlichkeit zufällig ausgewählte Bits auf den Individuen invertieren. In den meisten Fällen ist die Zielfunktion, der die in den Bitketten kodierten Variablen gehorchen, nicht bekannt, so dass als Abbruchkriterium kein Wert für eine bestimmte Lösungsqualität der Individuen in Frage kommt. In diesem Fall wird eine bestimmte Obergrenze an Iterationen festgelegt. Nach Ablauf der letzten Iteration dient das Individuum als Lösung, das als am tauglichsten bewertet wurde.

Anwendungen Genetischer Algorithmen in der Klassifikation werden ‚Classifier Systems‘ genannt. Die Bitketten, in diesem Anwendungsfall „Classifier“ genannt, basieren auf einer dreiwertigen Logik, die die übliche binäre Logik um einen „don’t care“-Wert erweitert. Auf diesen Bitketten ist zum einen eine bestimmte Merkmalsausprägung für Vektoren einer bestimmten Klasse und zum anderen eine Nachricht kodiert, die wieder einer bestimmten Merkmalsausprägung entspricht und gleichzeitig die Klassenzugehörigkeit anzeigt. In jedem Iterationszyklus des Genetischen Algorithmus wird nun ein Stichprobenvektor eingelesen, woraufhin die vorhandenen Classifier auf ihre Tauglichkeit überprüft werden. Dies geschieht durch das Verschicken der Nachricht passender Classifier und die erneute Anwendung der Classifier auf diese Nachricht. Die Anzahl der verschickten Nachrichten, die das Ansprechen eines Classifiers auf einen Stichprobenvektor bewirkt, dient als Tauglichkeitsmaß. Als Ausgabe liefert das Classifier System die Klassenzugehörigkeit des tauglichsten Classifiers. Ein Vergleich mit der tatsächlichen Klassenzugehörigkeit des Stichprobenvektors führt dann zu einer Entscheidung, ob die Tauglichkeit des Classifiers herauf- oder herabgesetzt wird.

Vorteile	Nachteile
modernes Verfahren mit Potenzial auch in der Bildverarbeitung, wo Laufzeiten und messtechnische Aspekte keine übergeordnete Rolle spielen	extrem hohe Laufzeiten
liefert kein optimales Ergebnis (erreicht einen Wert > 80%)	sehr speicherintensiv
	nicht reproduzierbare Ergebnisse (abhängig von Saat- und Kreuzungspunkten)

Tabelle 4-24: Vor- und Nachteile: Schwellwertbestimmung mit Hilfe Genetischer Algorithmen

4.4 Analyse und Bewertung von Verfahren zur Segmentierung durch Kantenextraktion

Zur Segmentierung durch Kantenextraktion bedient man sich so genannter Kanten-Detektoren [Wat_95], die in einem Bild Stellen erkennen sollen, die eine abrupte Änderung der Grauwertfunktion aufweisen. Ein Maß für die Änderung der Grauwertfunktion eines Bildes ist der Gradient. Wenn eine Annäherung des Gradienten aus einer Umgebung des als Kantenpunkt in Frage kommenden Pixels berechnet wird, gibt der Betrag des Gradienten dann die Stärke der Kante und die Richtung des Gradienten eine Normale zur Kantenrichtung an.

Die im Zuge dieser Arbeit durchgeführten Untersuchungen haben gezeigt, dass der Einsatz von Kantenfiltern in der 3D-CT-Datenauswertung nicht trivial ist. Schon bei der Verwendung solcher Segmentieralgorithmen in 2D kommt es oft zu Problemen. Es werden zum Beispiel keine geschlossenen Kanten generiert - so genannte „lost pixels“ oder „pixel-islands“ entstehen.

Daher werden in der Praxis weiterführende Verfahren zur Behebung dieser Probleme eingesetzt:

- Heuristische Verfahren zum Verbinden von Kanten
- Watershed Verfahren
Man erzeugt hierbei ein Gradientenbild; für alle Voxel werden jeweils die Nachbarvoxel mit dem geringsten Gradientenbetrag bestimmt; iterativ wird nun ein Pfad über die bestimmten Nachbarn zum lokalen Minimum hin erzeugt; Zuordnung des lokalen Minimums; Voxel mit gemeinsamem Minimum werden gleicher Region zugeordnet, Es kommt jedoch oftmals zu Übersegmentation, d.h. zu viele Regionen werden erzeugt.
- Aktive Konturen
Aktive Konturen, so genannte Snakes, werden seit 1988 eingesetzt, um Kurven, Flächen oder Körper zu approximieren. Dabei wird einer Linie ein Kräftemodell hinterlegt, damit diese sich unter Einwirkung externer und interner Kräfte verformen kann. Sie beruhen auf mathematischen Beschreibungen in Form von Isolinien bzw.

Isoflächen, die einen Kreis oder eine Kugel beschreiben. Diese werden dann sukzessive verformt, bis das Kräftegleichgewicht sich eingestellt hat.

Vorteile	Nachteile
Mathematisch beschreibbar	Konturen bleiben an lokalen Energiemaxima „hängen“
Robust gegenüber Bildrauschen	Manuelle Platzierung im Datensatz notwendig
Sub-voxel Genauigkeit	Scharfe Kanten und Ecken sind im mathematischen Modell nicht vorgesehen.

Tabelle 4-25: Vor- und Nachteile: Kantenextraktion

Ihren Reiz haben Kantenextraktionsverfahren jedoch in ihrer Effektivität und Schnelligkeit. Während ein voxelbasiertes Binarisierungsverfahren zunächst ein Volumenmodell des Objektes generiert, erhält man durch die Kantenextraktion im 3D-Datensatz ein Oberflächenmodell in Form einer Punktwolke, welche meist auch das Ziel jeder Segmentierung eines CT-Datensatzes ist.

Die Ergebnisse der Analyse soll nachfolgend anhand einiger ausgewählter Kantensegmentierungsalgorithmen zusammengefasst werden. Die verwendeten 3D-Datensätze wurden als Schichtbildstapel in 2D verarbeitet.

4.4.1 Lineare Kantendetektionsverfahren

Shift-and-difference Edge Enhancement

Dieses Verfahren benutzt Konvolutionsfilter (Konvolution = Faltung), die das Bild verschieben. Das verschobene Bild wird dann vom Originalbild subtrahiert.

Beispiele für Filterkerne:

$$\begin{pmatrix} -1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}, \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 \\ -1 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}, \begin{pmatrix} 0 & -1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad (4.113)$$

Horizontal Vertikal Diagonal

Funktionsweise am Beispiel des horizontalen Filters:

Im Originalbild wird ein Pixel und mit seinen acht Nachbarn betrachtet. Diese neun Grauwerte werden dann Element für Element mit dem Filterkern multipliziert. Die Summe der Produkte ergibt dann den Grauwert für den betrachteten Pixel im Zielbild. Dieser Vorgang wird mit allen Pixeln des Originalbildes durchgeführt. Der Zielgrauwert bei dem horizontalen Filter ist daher der Grauwert des betrachteten Pixels minus den Grauwert des oberen Nachbarn. Die restlichen Nachbarn werden nicht bewertet. Und das entspricht einer Verschiebung des Bildes um ein Pixel nach unten mit anschließender Subtraktion des verschobenen Bildes vom Originalbild.

Als Ergebnis erhält man die Helligkeitsänderungen benachbarter Pixel:

- Bei einer kleinen Änderung hat der Ergebnispixel einen kleinen Grauwert, er ist dunkel.
- Bei einer großen Änderung ist der Grauwert entsprechend hoch und der Pixel ist hell.

Übergänge von Hell nach Dunkel ergeben negative Ergebnisse; da negative Grauwerte aber nicht möglich sind, wird entweder der Absolutbetrag gebildet und damit werden Hell/Dunkel- und Dunkel/Hell-Kanten erkannt, oder negative Grauwerte werden auf null gesetzt und es werden nur Dunkel/Hell-Kanten im Ergebnisbild dargestellt.

Vorteile	Nachteile
sehr schnell	liefert keine geschlossenen Kanten
	aufwändige Nachbearbeitung notwendig
	Ergebnis eignet sich nicht zur Verwendung mit einem Triangulationsalgorithmus

Tabelle 4-26: Vor- und Nachteile: Shift-and-difference Edge Enhancement

Gradient directional Edge Enhancement

Dieser Filter erzeugt ein neues helles Pixel, wenn ein positives Gefälle im Grauwertgebirge des Bildes in Richtung des Kerns existiert. Die Intensität des neuen Pixels ist proportional zu der Pixel-zu-Pixel-Intensität des Gefälles, d. h. der Steilheit des Gefälles, das der Kern findet.

Filter-Kerne:

$$\begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ -1 & -2 & 1 \\ -1 & -1 & 1 \end{pmatrix}, \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & -2 & 1 \\ -1 & -1 & -1 \end{pmatrix}, \begin{pmatrix} 1 & -1 & -1 \\ 1 & -2 & -1 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix}, \begin{pmatrix} -1 & 1 & 1 \\ -1 & -2 & 1 \\ -1 & 1 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.114)$$

Nord Ost Nordost Südwest

Bei kleinen Filterkernen sind allerdings Fehler möglich, z. B. können horizontale Filter auch diagonale Kanten finden. Um das zu verhindern, vergrößert man daher die Filterkerne. Filter, die genau das angeben was gesucht wird, heißen „matched Filters“ (passende Filter); zum Beispiel wäre der Folgende ein Filter für horizontale Linien:

$$F = \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & -1 & -1 & -1 \end{pmatrix} \quad (4.115)$$

Zur Objektidentifikation verwendet man z.B. in medizinischen Anwendungen Templates (Vorlagen). Das sind sehr große Filterkerne, welche die Charakteristika eines Objektes speichern.

Vorteile	Nachteile
sehr schnell	liefert keine geschlossenen Kanten
einfach zu implementieren	aufwändige Nachbearbeitung notwendig
	Ergebnis eignet sich nicht zur Verwendung mit einem Triangulationsalgorithmus
	zur Verwendung der notwendigen „großen“ Filterkerne ist à priori Wissen über den Datensatz notwendig
	sehr benutzerabhängig (Auswahl des Filterkerns)

Tabelle 4-27: Vor- und Nachteile: Gradient directional Edge Enhancement

4.4.2 Nonlineare Kantendetektoren - Gradient-Vektor-Verfahren

Der Gradient repräsentiert Intensitätsschwankungen des Grauwerts von Pixel zu Pixel. Das entspricht der 1. Ableitung der Grauwertfunktion $g(x)$. Die 1. Ableitungen in alle Richtungen werden in einem Vektor gesammelt:

$$\vec{\nabla}g = \left[\frac{\partial g}{\partial x_1}, \frac{\partial g}{\partial x_2}, \dots, \frac{\partial g}{\partial x_N} \right]^T \quad (4.116)$$

Dieser Vektor ist senkrecht zur Richtung der Kanten und parallel in Richtung der Grauwertwechsel. Der Betrag des Gradienten ist ein Maß für die Steilheit einer Kante:

$$|\vec{\nabla}g| = \sqrt{\sum_{n=1}^N \left(\frac{\partial g}{\partial x_n} \right)^2} \quad (4.117)$$

Das entspricht in 2 Dimensionen der Formel von Pythagoras. Die Position der Kante befindet sich an der Stelle des maximalen Betrages des Gradienten. Eine betragsunabhängige Erkennung einer Kante erfolgt mit Rangordnungsoperationen, bei denen die Beträge aufsteigend sortiert und entsprechend mit einem Rang versehen werden. Die Position der Kante ist dann an der Stelle mit maximalem Rang. Die Richtung der Kante wird direkt vom G-Vektor gegeben. (allerdings senkrecht dazu)

Difference of Gaussian (DoG)

Die Gaussverteilung in 2 Variablen ist definiert durch:

$$g(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma} \exp\left(-\frac{[x^2 + y^2]}{2\sigma^2}\right) \quad (4.118)$$

wobei σ die Standardabweichung ist, die Form und Breite bestimmt.

Bei DoG wird das zu untersuchende Bild mit 2 Gaußfunktionen mit verschiedenem σ geglättet und dann wird von beiden Hilfsbildern die Differenz berechnet.

Vorteile	Nachteile
findet äußere Kanten von Objekten gut	Entstehung von Inselkonturen im „Inneren“ eines Bauteils
gut zu implementieren	Ergebnis ist stark parameterabhängig

Tabelle 4-28: Vor- und Nachteile: Difference of Gaussian (DoG)

Weitere Gradientenverfahren

Generell gelten Gradientenverfahren als Alternative zu bislang eingesetzten Schwellwertverfahren. In der Bildverarbeitung werden sie häufig eingesetzt, jedoch fanden sie bei CT-Daten aufgrund der im Vergleich sehr ungenauen Segmentationsgrenzen wenig Anwendung.

Drei Verfahren, die nach diesem Prinzip vorgehen sind:

- Simple-Edge-Operator
- Sobel-Operator
- Kirsch-Operator

Die beiden letztgenannten Operatoren erzeugen ein Kantenbild durch Faltung des zu segmentierenden Bildes mit Faltungskernen.

Roberts' Cross Operator (Kreuz-Operator)

Dieser Operator benutzt die kleinstmöglichen Differenzfilter, um den Gradienten zu berechnen:

$$D_{x-y} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix} \quad D_{x+y} = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -1 & 0 \end{bmatrix} \quad (4.119)$$

Dieser diagonale Differenzfilter erzeugt einen um 45° gedrehten Gradientenvektor.

Differenz-Operatoren heben aber nicht nur Kanten hervor, sondern auch das Rauschen. Daher verwendet man in der Praxis zusätzlich Averaging-Operatoren, welche jedoch der Genauigkeit des Ergebnisses in starkem Maße abträglich sind.

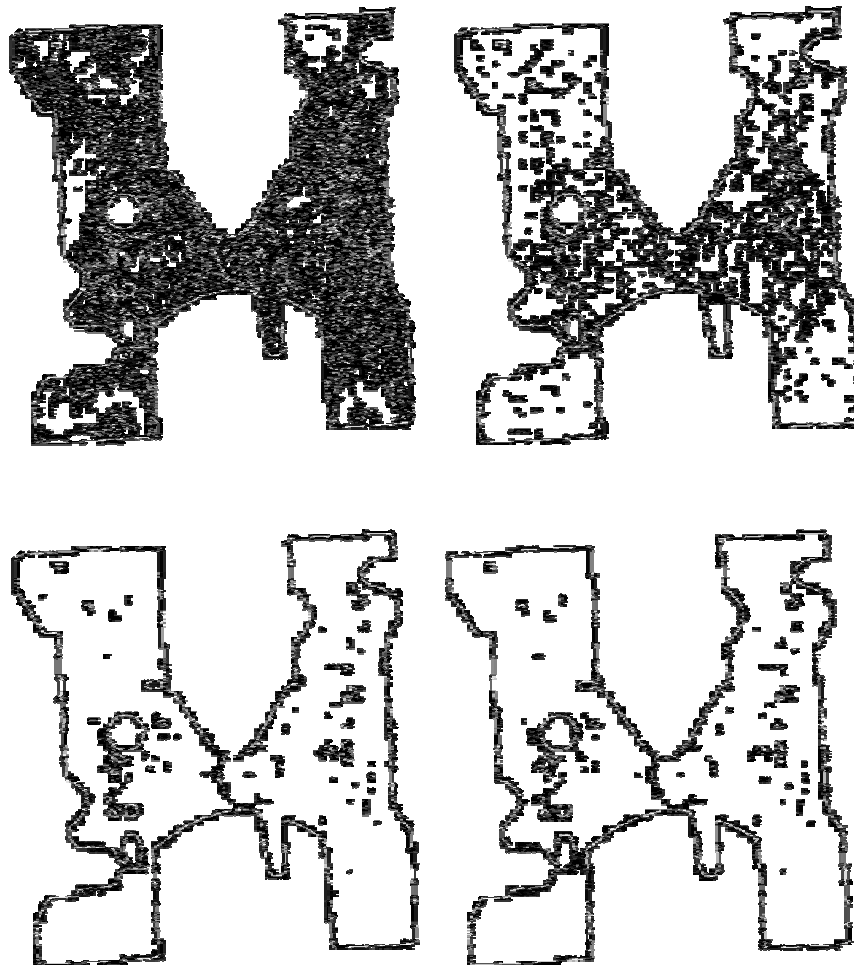


Abbildung 4-3: Ergebnisse mit dem Roberts Cross Operator Schwellwerte bei 15; 20; 25; 30

Vorteile	Nachteile
schnell	extrem rauschempfindlich
einfach zu implementieren	

Tabelle 4-29: Vor- und Nachteile: Roberts' Cross Operator (Kreuz-Operator)

Sobel-Operator

Die folgenden Filter-Masken berechnen den Durchschnitt entlang der horizontalen und vertikalen Ableitung der Grauwertfunktion.

Filter-Masken:

$$S_x = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}, \quad S_y = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.120), (4.121)$$

Daraus errechnet man die Komponenten des neuen Bildpunktes:

$$I_x = \text{IMAGE} * S_x \quad I_y = \text{IMAGE} * S_y \quad (4.122), (4.123)$$

Der Wert des neuen Bildpunktes ergibt sich dann folgendermaßen:

$$I = \sqrt{I_x^2 + I_y^2} \quad (4.124)$$

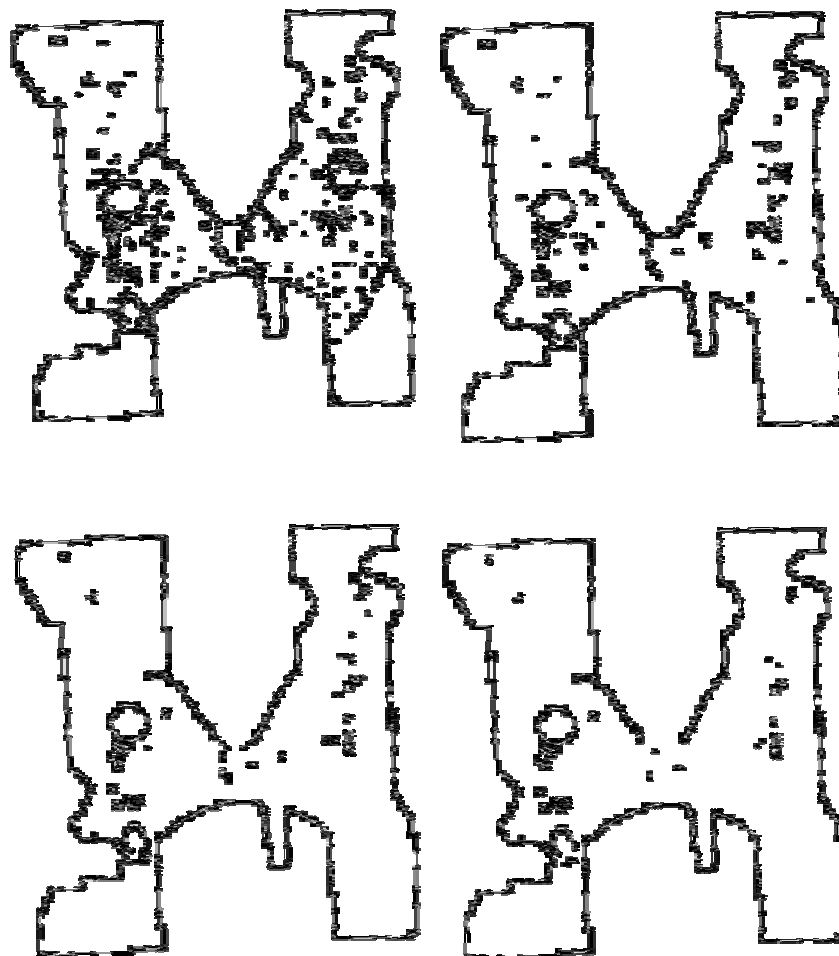


Abbildung 4-4: Sobel 2D Schwellwerte bei 15, 20, 25 und 30

Nach Zucker und Hummel (1978) gibt es einen 3D-Sobel Operator. Dieser ist nachfolgend dargestellt. Es handelt sich hierbei um einen 3x3x3 Kernel, der wie folgt aufgebaut ist:

x-1			x			x+1		
-a	-b	-a	0	0	0	a	b	a
-b	-1	-b	0	0	0	b	1	b
-a	-b	-a	0	0	0	a	b	a
y-1			y			y+1		
a	b	a	b	1	b	a	b	a
0	0	0	0	0	0	0	0	0
-a	-b	-a	-b	1	-b	-a	-b	-a

z-1	z	z+1																											
<table border="1" style="margin: auto;"> <tr><td>-a</td><td>0</td><td>a</td></tr> <tr><td>-b</td><td>0</td><td>b</td></tr> <tr><td>-a</td><td>0</td><td>a</td></tr> </table>	-a	0	a	-b	0	b	-a	0	a	<table border="1" style="margin: auto;"> <tr><td>-b</td><td>0</td><td>b</td></tr> <tr><td>-1</td><td>0</td><td>1</td></tr> <tr><td>-b</td><td>0</td><td>b</td></tr> </table>	-b	0	b	-1	0	1	-b	0	b	<table border="1" style="margin: auto;"> <tr><td>-a</td><td>0</td><td>a</td></tr> <tr><td>-b</td><td>0</td><td>b</td></tr> <tr><td>-a</td><td>0</td><td>a</td></tr> </table>	-a	0	a	-b	0	b	-a	0	a
-a	0	a																											
-b	0	b																											
-a	0	a																											
-b	0	b																											
-1	0	1																											
-b	0	b																											
-a	0	a																											
-b	0	b																											
-a	0	a																											

Tabelle 4-30: Matrixdarstellung eines 3D-Sobel Operators

Vorteile	Nachteile
Funktioniert gut, wenn Kontrast zwischen Regionen hoch ist	Anfällig für Bildrauschen
Alle Kanten werden detektiert	Fehler in Richtung des Gradienten, d.h. anisotrop

Tabelle 4-31: Vor- und Nachteile: Sobel-Operator

Prewitt-Operator

Statt des Sobel-Operators kann auch der Prewitt-Operator verwendet werden: Seine Filter-Masken sehen so aus:

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 1 & 0 & -1 \\ 1 & 0 & -1 \end{bmatrix} \quad \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.125)$$

Die Berechnungen erfolgen analog.

Die Kantendefinition bei allen Verfahren erfolgt mit Rangordnungsoperatoren über den Betrag des Gradienten. Das bedeutet, nicht der genaue Betrag des Gradienten entscheidet über die Wertung der Kante, sondern die Reihenfolge der Gradientenbeträge.

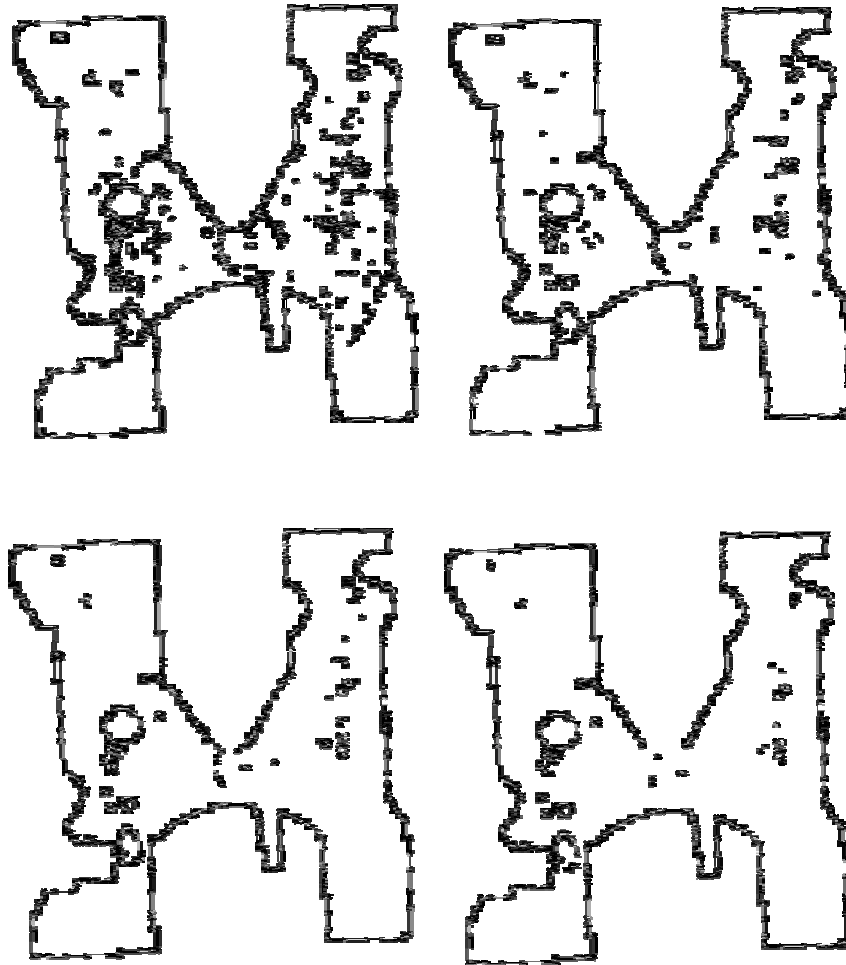


Abbildung 4-5: Prewitt 15; 20; 25; 30

Vorteile	Nachteile
leicht zu implementieren	liefert keine geschlossenen Kanten
	nur zweidimensional vernünftig anwendbar

Tabelle 4-32: Vor- und Nachteile: Prewitt-Operator

4.4.3 Operatoren, welche die Nulldurchgänge der 2. Ableitung näherungsweise bestimmen

Eine andere Methode, die Kanten aus einem Bild zu extrahieren, besteht in der Untersuchung der 2. Ableitung des Bildes auf Nulldurchgänge, da diese dort auftreten, wo die Steigung der 1. Ableitung ein Maximum aufweist, was wiederum der Fall ist, wenn die

Änderung der Helligkeit des Bildes ein lokales Maximum aufweist. Das einfachste Verfahren, das auf diesem Prinzip beruht, basiert auf dem Laplace-Operator.

Laplace-Operator

Der Laplace-Operator berechnet die Summe der 2. Ableitungen der Grauwertfunktion $g(x)$ in Richtung aller Dimensionen des Bildes. Daher spricht man in diesem Fall von einem isotropen Kantendetektor, denn es werden in alle Richtungen verlaufende Kanten gleich gut erkannt.

Die Kanten werden an den Nullstellen der 2. Ableitung der Grauwertfunktion $g(x)$ erkannt.

Der Laplace-Operator

$$\bar{\nabla}(g) = \frac{\partial^2 g}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 g}{\partial y^2} \quad (4.126)$$

oder allgemein für N Dimensionen

$$\bar{\nabla}(g) = \sum_{n=1}^N \frac{\partial^2 g}{\partial x_n^2} \quad (4.127)$$

kann für N=2 Dimensionen wie folgt angenähert werden:

$$\bar{\nabla}(g(x, y)) = -4g(x, y) + g(x+1, y) + g(x-1, y) + g(x, y+1) + g(x, y-1) \quad (4.128)$$

Diese Gleichung kann durch folgende Filtermaske ausgedrückt werden:

$$F = \begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \quad (4.129)$$

Vorteile	Nachteile
isotrop und daher gut in die dritte Dimension zu übertragen	durch die doppelte Ableitung beeinflusst Bildrauschen das Ergebnis erheblich

Tabelle 4-33: Vor- und Nachteile: Laplace-Operator

Marr-Hildreth-Kantendetektor (Laplacian-of-Gaussian-Filter - LoG) [Marr80]

Der Marr-Hildreth-Operator ist ein Kantenoperator, der eine Kantendetektion mittels einer zweidimensionalen zweiten Ableitung der Grauwertfunktion mit einer rauschunterdrückenden Glättung durch ein Gaußtiefpaßfilter kombiniert. Verwendet wird dazu ein dem oben angeführten Laplace-Operator ähnlicher Faltungskern. Da beide Operatoren isotrop sind, werden Kanten in allen Richtungen erkannt.

Folgende Schritte müssen durchgeführt werden:

- 1) Eingabe der Standardabweichung des Gauß-Filters als Parameter
- 2) Berechnung der Größe des Faltungskerns
- 3) Berechnung der Koeffizienten des Faltungskerns
- 4) Eigentliche Faltung des Kerns mit dem Bild
- 5) Suche der Nulldurchgänge

Eine zweidimensionale Gaußfunktion und der darauf angewendete Laplace-Operator. Darstellungsbereich ist $\pm 4s$.

$$LoG(x, y) = \frac{\partial^2 G(x, y)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 G(x, y)}{\partial y^2} \quad (4.130)$$



Abbildung 4-6: LoG Schwellwert=0,5; 1; 1,5; 2; Standardabweichung $\sigma=2$;

Vorteile	Nachteile
schnell	nicht immer werden geschlossene Kanten generiert
	Bildrauschen hat ebenfalls einen stark negativen Effekt

Tabelle 4-34: Vor- und Nachteile: Marr-Hildreth-Kantendetektor (Laplacian-of-Gaussian-Filter - LoG)

Canny-Kantendetektor [Can_86]

Der Canny-Kantendetektor ist ein komplexes Segmentierungsverfahren, stellt jedoch heute einen Standard-Kantendetektor dar. Er kombiniert Glättung durch Gaussfunktion mit

Standardabweichung σ mit einfachen Differenzoperatoren. Erkannt werden die Kanten in Richtung des Gradienten durch Nullstellen in der 2. Ableitung des geglätteten Bildes, wenn die Größe des Gradienten über einem Schwellenwert liegt. Canny zeigte, dass sein Verfahren optimal bei Bildern mit Gauß'schem Rauschen bezüglich dreier Kriterien ist:

- Die Wahrscheinlichkeit, Kanten nicht zu erkennen oder fälschlicherweise Kanten zu erkennen, wo keine vorhanden sind, ist minimal (detection criterion)
- Die Kanten werden in der Mitte ihres tatsächlichen Auftretens markiert (localization criterion).
- Jede Kante wird nur einmal erkannt (no multiple response criterion).

Dieses Verfahren verwendet ein Gauß-Filter wie der Marr-Hildreth-Kantendetektor zur Glättung, schätzt die Richtung des Kantenverlaufs, bestimmt den Ort des lokalen Maximums in dieser Richtung, berechnet die Stärke der Kante und führt anschließend noch eine Schwellwertbildung mit Hysterese durch.

Dieses Verfahren ist geeignet zur Erkennung von Kanten in verschiedenen Auflösungen durch Variation von σ . Damit kann man in einem Bild nach feinen oder groben Strukturen suchen.

Um den oben genannten Anforderungen gerecht zu werden, benutzte Canny mathematische Methoden zur Approximation von Funktionen. Der optimale Detektor lässt sich durch eine Summe von vier Exponentialfunktionen beschreiben, die eine sehr gute Näherung der ersten Ableitung einer Gaußkurve ergeben. Der gesamte Operator ergibt sich durch eine Kombination von Bildverarbeitungsschritten und stellt ein komplexes Verfahren dar:

- Reduzierung des Bildrauschens

Es ist unwahrscheinlich, dass ein Kantendetektionsverfahren auf dem Rohdatensatz erfolgreich funktioniert. Aus diesem Grunde wird das Bild mit einer Gauß-Maske gefiltert, um ein leicht unscharfes Bild zu erhalten. Dadurch erreicht man, dass das vorhandene Bildrauschen zu weiten Teilen unterdrückt wird.

- Finden des Intensitätsgradienten

Eine Kante im Bild kann in viele Richtungen zeigen, daher benutzt der Canny Algorithmus vier Masken, um jeweils in horizontaler, vertikaler und diagonaler Ebene Kanten zu finden. Die Ergebnisse aller Maskierungen mit dem Original werden gespeichert. Für jeden Pixel markiert man den größten Wert und die Richtung in der

die Kante gefunden wurde. Daraus resultiert ein Bild, das sowohl die Intensitätsgradienten enthält als auch die Richtung in welche der Gradient zeigt.

- Kantenverfolgung im Bild

Hohe Werte der Intensitätsgradienten sind mit größerer Wahrscheinlichkeit Kanten im Original. Allerdings existiert keine exakte Schwelle, die eine Kante von ihrer Umgebung separiert. Aus diesem Grunde wird beim Canny Detektor eine Schwelle mit Hysterese eingesetzt, die über einen unteren und einen oberen Schwellwert definiert sind. Unter der Annahme, dass wichtige Kanten durchgängig im Bild zu finden sind, beginnt man mit dem hohem Schwellwert zu segmentieren. Die gefundenen Kantenstücke lassen sich nun vervollständigen, indem man die gespeicherten Richtungsvektoren zur Hilfe nimmt. Dabei findet der untere Schwellwert Verwendung, der somit eine Detektion feiner Linien ermöglicht, solange ein Startpunkt zur Verfügung steht. Am Ende dieses Prozesses steht ein Binärbild aller gefundenen Kanten zur Verfügung.

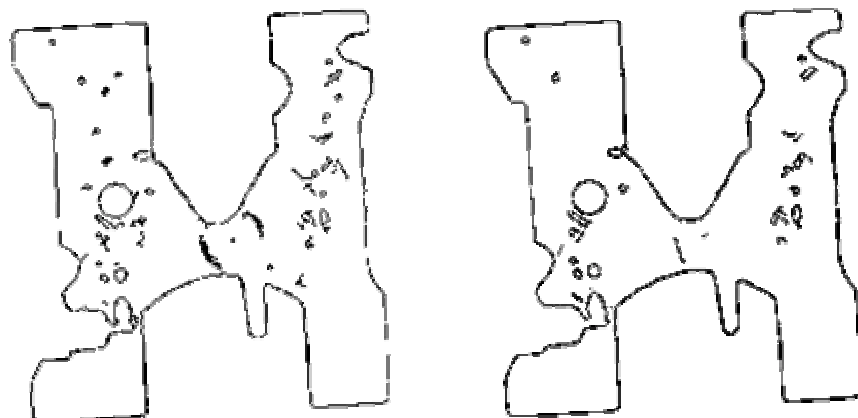


Abbildung 4-7: Canny 2D Schwellwert 55, $\sigma = 1$ und $\sigma = 4$

Vorteile	Nachteile
adaptiv	
hohe Genauigkeit	
robust gegen Bildrauschen	

Tabelle 4-35: Vor- und Nachteile: Canny-Kantendetektor

4.5 Analyse und Bewertung flächenbasierter Segmentationsverfahren

4.5.1 Mehrschwellenverfahren mittels Histogramm-Extrema

Diese Prozedur realisiert ein Bildsegmentierungsverfahren, bei welchem die Grauwertskala durch Schwellen (die Minima des Grauwert-Histogramms) in Bereiche eingeteilt wird, die homogenen Bildregionen zugeordnet werden. Alle zwischen zwei Minima liegende Grauwerte werden auf den dazwischen liegenden maximalen Grauwert abgebildet. Vor dieser Extremwertsuche wird noch eine Glättung des Grauerthistogramms durchgeführt, wobei die Stärke derselben die Anzahl der Peaks des Histogramms und somit die Feinheit der Segmentierung bestimmt.

Es wurde das Verfahren wie in [Kle_95] beschrieben analysiert. Dabei wird statt Bestimmung der Ableitungen des geglätteten Histogramms die Differenz zwischen Verteilungsfunktion und geglätteter Verteilungsfunktion auf Nulldurchgänge untersucht. Genauer wird folgendermaßen vorgegangen:

- Bestimmung des Grauerthistogramms h
- Bestimmung der Verteilungsfunktion d aus dem Histogramm
- Glättung der Verteilungsfunktion mit einem Glättungsfenster variabler Breite
- Berechnung der Funktion p als Differenz von geglätteter und ungeglätteter Verteilungsfunktion
- Bestimmung der negativen Nulldurchgänge von p : ergibt Grauwertgrenzen der Segmentierung
- Bestimmung der positiven Nulldurchgänge von p : ergibt Grauwerte der Segmentierung
- Durchlauf aller Pixel: Bestimmung des Segmentierungsintervalls, entsprechende Festlegung der Grauwerts des Pixels.

Vorteile	Nachteile
auch für multimodale Histogramme geeignet	durch vorangehende Glättung relativ ungenau
unempfindlich gegenüber Rauschen	

Tabelle 4-36: Vor- und Nachteile: Mehrschwellenverfahren mittels Histogramm-Extrema

4.5.2 Region Growing

Der prinzipielle Vorgang beim Region Growing ist folgender:

- Verteilung von Saatzellen über das Bild. Die Anzahl der Saatzellen bestimmt die Anzahl der Regionen. Die Bildpunkte, auf die die Saatzellen fallen, sind als bereits segmentiert zu markieren.
- Bestimmung der Nachbarpixel (4-Nachbarschaft) zu jeder Basisregion, Ordnen aller Nachbarn in einer Kandidaten-Liste nach einer Bewertung (Pixel mit großer „Ähnlichkeit“ zu einer Region zuerst).
- Pixel mit größter Ähnlichkeit (das erste der Kandidaten-Liste) mit entsprechender Region vereinigen. Verschmolzenes Pixel aus Liste entfernen und als segmentiert markieren. Von verschmolzenem Pixel die Nachbarn bestimmen, diese in die Liste einsortieren.
- Vorigen Punkt wiederholen, bis die Kandidaten-Liste leer ist.

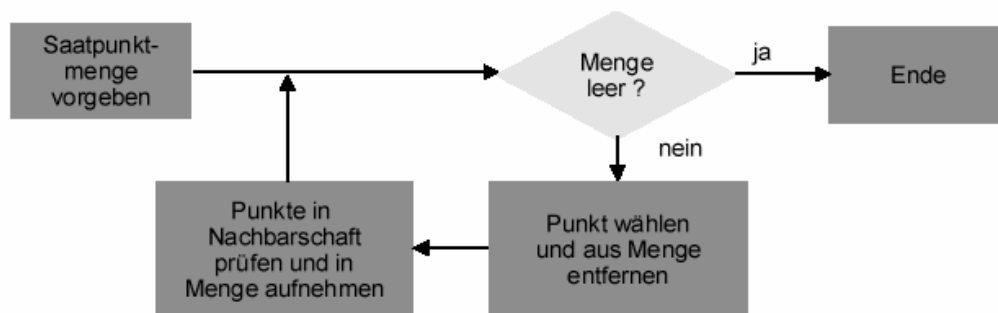


Abbildung 4-8: Flussdiagramm des Region-Growing-Algorithmus

In der 3D-Digitalisierung von industriellen Bauteilen wird das Region Growing beim so genannten CGI Verfahren eingesetzt. Das CGI-Verfahren verwendet die Layer-Milling-Technologie, um von in einem Kubus eingegossenen Bauteilen Schichten von Mikrometerdicker abzufräsen und mit Hilfe einer Zeilenkamera zu digitalisieren. Die einzelnen Schichtbilder werden mit Hilfe eines Region-Growing-Algorithmus zu einem zusammenhängenden 3D-Datensatz umgewandelt. Das Region Growing ist dabei allerdings nur in Zusammenspiel mit anderen Schwellwertalgorithmen wirksam.

Beim CGI-Verfahren wie auch bei der Computertomographie tritt dabei ein störender Nebeneffekt auf, welcher als „Jagging-Effekt“ bekannt geworden ist. Ebenen, welche mit Hilfe des Region Growing in der dritten räumlichen Dimension miteinander verknüpft werden zeigen eine Sprungkante, welche aufgrund der meist niedrigeren Auflösung in dieser Richtung resultiert. Deshalb ist es notwendig, Region-Growing-Algorithmen mit speziellen Interpolationsfunktionen zu ergänzen, um deutlich bessere Resultate zu erzielen. Dies ist in aktuellen Software-Modulen, wie z.B. MIMICS 7.3 der Firma Materialise bereits implementiert, beseitigt aber nicht die in den vorangegangenen Kapiteln diskutierten Probleme und wird daher im Zuge dieser Arbeit nicht näher betrachtet.

Vorteile	Nachteile
relativ einfach zu implementieren	sehr speicherintensiv
gute Laufzeiten	löst Problemstellung bekanntermaßen nicht
	je nach Lage des Saatpunktes kann es zu kompletten Datenverlusten kommen

Tabelle 4-37: Vor- und Nachteile: Region Growing

4.5.3 Split and Merge

Das Split-and-Merge-Verfahren besteht ganz grob aus 3 Teilen [Tut_02]:

- Das Eingabebild wird in Regionen aufgeteilt, bis die Varianz der Bildpunkte jeder Region unter der als Parameter angegebenen Grenze liegt. Diese Regionen sind in der Regel Quadrate (Quadtree) Dabei können unterschiedlichste Bedingungen aufgestellt werden, z.B.:

- die Fläche im Quadranten denselben Grauwert besitzt,
 - die Grauwerte in einem bestimmten Intervall liegen,
 - eine bestimmte Verteilung der Grauwerte in dem Quadranten zu finden ist usw.
- Zu jeder Region werden die benachbarten Regionen bestimmt.
 - Iterative Verschmelzung (merge) von Regionen, welche gleichen Bedingungen entsprechen, solange wie die Varianz der resultierenden Region kleiner als ein Grenzwert ist, der im nächsten Iterationsschritt verdoppelt wird. Die restlichen Regionen werden weiter, bis hin zur höchsten Auflösung, unterteilt (split). Dies wird so lange wiederholt, bis der Grenzwert einen als Parameter angegebenen Wert übersteigt.

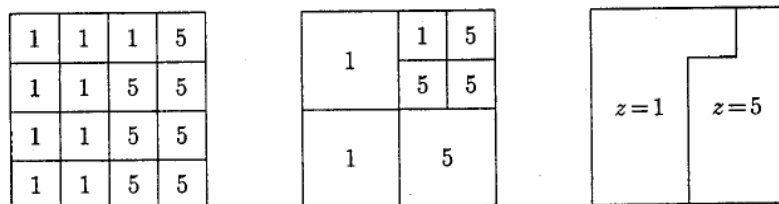


Abbildung 4-9: Split-and-Merge-Algorithmus (links: Ausgangsbild; Mitte: Quadtree-Aufteilung (split); rechts: Endergebnis (merge))

Region Merging

Das Region Merging ist eine Variante des Split-and-Merge-Algorithmus, welche beim Start von der kleinsten Einheit, dem Pixel bzw. dem Voxel ausgeht und gleiche Einheiten nach einem definierten Homogenitätskriterium verschmilzt (merge).

Nachfolgend der schematische Ablauf des Algorithmus:

- Start: jedes Pixel ist eine eigene Region
- Benachbarte Regionen, welche dasselbe Homogenitätskriterium erfüllen, werden verbunden.

- Dieser Vorgang wird so lange wiederholt, bis keine Veränderungen mehr auftreten.

Region Splitting

Das Region Splitting ist wie auch das Region Merging eine Variante des Split-and-Merge-Algorithmus. Hierbei wird jedoch von der größten Einheit, dem gesamten Datensatz, ausgegangen und eine immer kleinere Unterteilung vorgenommen. Diese Unterteilung wird in jedem Ast des Ablaufs so lange fortgesetzt, bis jeweils das vorgegebene Homogenitätskriterium erfüllt ist. Obwohl alle drei Algorithmen sehr ähnlich sind, unterscheiden sich die einzelnen Ergebnisse teilweise erheblich.

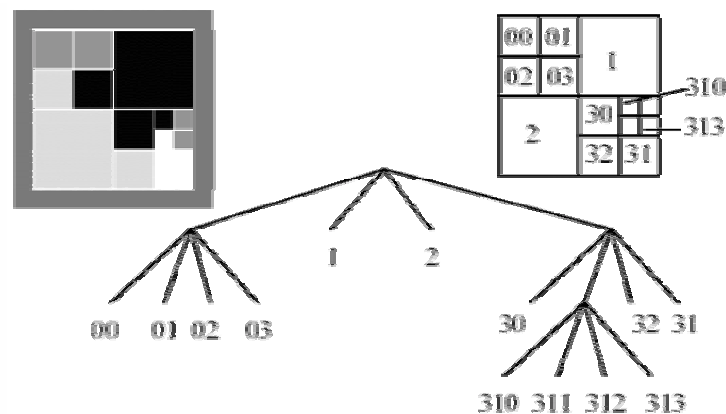


Abbildung 4-10: Region Splitting Algorithmus

Octree-Verfahren

Das zweistufige Octree-Verfahren ist eine Überführung des zweidimensionalen Split-and-Merge-Algorithmus ins 3D. Während der Split-Phase wird das Voxelmmodell in Kuben unterteilt. Diese werden bei vorliegender Inhomogenität der Grauwerte wiederum rekursiv in 8-Teilkuben unterteilt. In der Merge-Phase erfolgt die Zuordnung von Kuben zu Regionen unter Berücksichtigung von Nachbarschaftsbeziehungen und (ggf. verschiedenen) Schwellwerten.

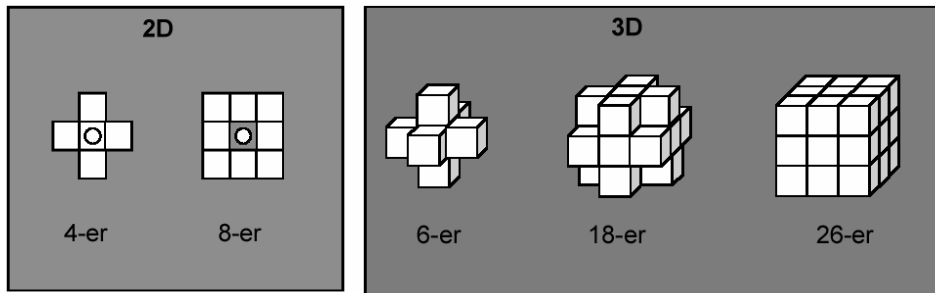


Abbildung 4-11: 2D- und 3D-Octree Verfahren

Vorteile	Nachteile
relativ einfach zu implementieren	sehr speicherintensiv
	schlechte Laufzeiten
	abhängig von einem vorgegebenen Homogenitätskriterium

Tabelle 4-38: Vor- und Nachteile: Split and Merge

Weitere flächenbasierte Segmentierungsmethoden sind zum Beispiel der 3D-Canny-Operator, der 3D-DeRiche-Filter und die Wasserscheidentransformation.

Die Analyse der verschiedenen Segmentierungsalgorithmen hat gezeigt, dass jeder einzelne von ihnen in einem dedizierten Anwendungsfall seine ganz speziellen Vorteile hat. Insbesondere in der 2D-Bildverarbeitung, wo die meisten der betrachteten Algorithmen ihren Ursprung haben, treten unterschiedlichste Anforderungen auf. Daher kann auch nicht generell ein einziger „bester“ Algorithmus identifiziert werden, sondern nur der für die jeweilige Anwendung am besten passende. In der durchgeführten Analyse wurden die Algorithmen und Verfahren im Hinblick auf die Anwendung in der 2D- und 3D-Computertomographie betrachtet und bewertet. Die Anforderungen wurden in Kapitel 3 gesammelt und in Form von 11 Bewertungskriterien in die Analyse miteinbezogen. Aber auch in der Computertomographie findet man unterschiedlichste Voraussetzungen vor. So können zum Beispiel mehrere verschiedene Materialien im zu tomographierenden Objekt in einem Datensatz viele stark unterschiedliche Helligkeitsmaxima hervorrufen. Auch unterschiedliche Spannungs- und Strom- oder Filtereinstellungen am Computertomographen verursachen stark voneinander abweichende Ergebnisse. Die gerätespezifischen Unterschiede in den Datensätzen lassen sich in der heutigen Praxis nicht vermeiden, da es (noch) keine fest vorgeschriebene Vorgehensweise in Form einer Normung gibt. Die Anforderungen an die Auswertesoftware sind daher entsprechend hoch. Im Hinblick auf die Gegenwart unterschiedlicher Materialien der zu digitalisierenden Objekte muss der verwendete Algorithmus jedoch in der Lage sein Unterschiede auszugleichen, ohne dass der Benutzer dies durch Parametereingabe beeinflussen kann bzw. muss.

Die Analysematrix zeigt wie erwartet ein recht inhomogenes Bild mit einer breiten Streuung der Werte über die Gesamtheit der betrachteten Algorithmen. Die maximal erreichbare Punktzahl der Bewertung liegt bei 154 Punkten. Die Werte reichen von 20 Punkten (13%) als kleinsten Wert bis hin zu 136 Punkten (88%). Dabei zeigt sich, dass kantenorientierte ebenso wie regionenorientierte Verfahren im Vergleich zu punktorientierten Verfahren insgesamt signifikant schlechter abschneiden.

Insbesondere bei den parametrisierbaren Segmentierungsverfahren zeigte sich, dass durch die korrekte Wahl der entsprechenden Parameter das Ergebnis deutlich beeinflusst werden konnte. Im Hinblick auf die Reproduzierbarkeit und Wiederholbarkeit der Messungen war dies oft der Grund für eine insgesamt schlechtere Bewertung (Abwertung), da diese Eigenschaften für einen in der Messtechnik verwendeten Algorithmus essenziell wichtig sind.

4.7 Folgerungen aus den Analyseergebnissen

Für die Auswertung von CT-Voxeldaten eignen sich im Hinblick auf die großen Datenmengen und die Komplexität der Problemstellung, insbesondere die punktorientierten Verfahren deshalb sehr gut, weil diese den Vorteil der voxelweisen Bearbeitung bieten. Damit ist es meist nicht notwendig bei der Bearbeitung den gesamten Datensatz im Speicher des Auswerterechners zu halten, was bei Datenmengen von oft über einem Gigabyte auch bei sehr leistungsstarken Rechnern neuester Generation erhebliche Performanceeinbußen mit sich bringt. Mit zukünftigen 64-bit Systemen, welche bis zu 64 Gigabyte Hauptspeicher verwalten können, wird dieses Problem früher oder später obsolet. Kantenorientierte Verfahren liefern oft schon im zweidimensionalen Fall nicht die gewünschten Ergebnisse. Die oft richtungsgebundene/vektorielle Auswertung der Daten lässt sich auf einen computertomographisch erzeugten Datensatz mathematisch zwar problemlos erweitern, jedoch lassen sich die optischen und beleuchtungstechnischen Gegebenheiten aus der 2D-Bildverarbeitung, bei welchen diese Algorithmen oft hervorragende Ergebnisse zeigen, nicht mit den physikalischen Verhältnissen, welche bei CT-Daten eine Rolle spielen, vergleichen. Sie werden daher in dieser Arbeit nicht weiter berücksichtigt.

Die Wirkweise von regionenbasierten Verfahren ist kaum mit denen der punkt- und kantenorientierten Verfahren zu vergleichen, da sie sich stets in mehreren Iterationsschleifen über den gesamten Datensatz hinweg arbeiten müssen, um zusammenhängende Regionen zu generieren. Hierbei arbeiten Sie stets gemeinsam mit einem anderen Schwellwertverfahren, welches dabei einen globalen oder lokalen Schwellwert vorgibt. Das Laufzeitverhalten dieser Gruppe von Algorithmen ist im Vergleich zu den anderen relativ schlecht. Die Qualität der Ergebnisse differiert von befriedigend bis mangelhaft und ist meistens stark geprägt von Datenverlusten nicht berücksichtigter Regionen im Datensatz, sowie von benutzerabhängigen Schwankungen in der Genauigkeit der gemessenen Referenzgeometrien.

Die Analyse der oben genannten Algorithmen hat nun gezeigt, dass auch eine lokale Definition des Schwellwertes alleine nicht ausreicht, um messtechnisch verwertbare Ergebnisse zu erzielen. Die besten Voraussetzungen scheinen sich durch die Verwendung eines punktorientierten dynamischen lokalen Schwellwertverfahrens zu ergeben (136 Punkte). Im nachfolgenden Kapitel wird dieser Algorithmus in ein Gesamtkonzept zur Auswertung von 3D-Voxeldaten eingearbeitet und softwaretechnisch implementiert. Angesichts der am Fraunhofer IPA bereits vorhandener Implementierung des Marching-Cubes-Algorithmus wurde diese als Basis herangezogen und darauf aufbauend die Auswertearithmetik integriert.

Kapitel 5

Konzeption und Realisierung eines Algorithmus zur dynamischen, lokal-adaptiven Bestimmung von Schwellwerten in 3D-CT-Daten.

5.1 Allgemeine Betrachtungen und Abgrenzung zu anderen Arbeiten

Der Einsatz von globalen Schwellwerten im Bereich der industriellen Mess- und Prüftechnik führt wie in Kapitel 3 beschrieben nur zu ungenügenden Ergebnissen. Der Grund hierfür ist, dass bei der Anwendung eines globalen Schwellwertes die geometrische Beschaffenheit des Objektes gänzlich unberücksichtigt bleibt. Die Notwendigkeit einer solchen Berücksichtigung bei der Segmentierung wurde am Ende von Kapitel 3 nachgewiesen. Wie in Kapitel 4 dargelegt, betrachten andere aus der 2D-Bildverarbeitung bekannte Verfahren, wie zum Beispiel auf Gradienten basierende Segmentierungsmethoden, die Umgebung eines jeden Pixels und leiten daraus eine Segmentierung ab. Am besten scheint dies jedoch mit einem lokalen dynamischen Schwellwertalgorithmus zu gelingen, wie die durchgeführte Analyse gezeigt hat. In diesem Kapitel wird gezeigt, wie der in Kapitel 4 ausgewählte 2D-Segmentierungsalgorithmus in die dritte Dimension übertragen und implementiert wird.

Parallel zur vorliegenden Arbeit wurde am Fraunhofer EZRT von Stefan Kasperl ein Verfahren zur Artefaktreduktion entwickelt [Kas_05]. Kasperl führt eine modellbasierte Analyse des Strahlengangs durch das digitalisierte Objekt durch und simuliert anschließend die theoretische Schwächung der Strahlung. Mit dem so erstellten Modell normiert er den aufgenommenen Datensatz und erzielt so eine qualitative Verbesserung der Daten im Hinblick auf die im Datensatz vorhandenen Artefakte. Insbesondere für Computertomographien metallischer Werkstoffe, bei denen in der Praxis verstärkt Artefakte auftreten, ist dieses Verfahren als vorbereitende Maßnahme für eine spätere Weiterverarbeitung und messtechnische Auswertungen sehr gut geeignet. Das von Kasperl gezeigte Verfahren eignet sich vorwiegend zur Reduzierung von Artefakten in 3D-CT-Datensätzen, geht aber dann wiederum bei der Oberflächenextraktion von einem globalen Schwellwert aus. Die so genannte Normierung des Objekts, die Kasperl beschreibt, verändert dabei den Grauwert jedes einzelnen Voxels und greift damit direkt in die Messung

wie eine Art Filter ein. Geometrieinflüsse werden damit nur bedingt mitberücksichtigt. Eine Parametrierung des Algorithmus für die Auswertung ist zudem unerlässlich. Diese Parametrierung ist jedoch abhängig vom verwendeten CT-System und macht es deshalb schwierig nachträgliche Auswertungen ohne Kenntnis der genauen Versuchsparameter durchzuführen. In der Praxis sind Betreiber einer CT-Anlage und auswertender Benutzer oft nicht dieselben, manchmal, zum Beispiel im Falle von Dienstleistungsunternehmen, nicht einmal derselben Firma zugehörig. Dann wird es problematisch eine Durchgängigkeit der Prozesskette zu erreichen, ohne dass wichtige Informationen wie zum Beispiel die einzustellenden Software-Parameter verloren gehen.

5.2 Adaption des ausgewählten 2D-Segmentierungsalgorithmus

Lokal-adaptive Schwellwerte zeichnen sich bei der Auswertung von CT-Daten besonders dadurch aus, dass sie in Bereichen unterschiedlicher Intensität stabiler arbeiten als ein globaler Schwellwert. Ein globaler Schwellwert, der für einen Teilbereich eines Datensatzes sehr gute Ergebnisse liefert, kann in anderen Bereichen völlig versagen. Bei röntgentomographischen Aufnahmen kommt es aufgrund der verwendeten Technologie und den besonderen physikalischen Wechselwirkungen der Strahlung mit Materie zu Helligkeits-/ Intensitätsschwankungen im resultierenden Datensatz. Die Ursache hierfür kann einmal im verwendeten Detektorsystem haben – besonders drastisch ist dies bei Bildverstärker/Kamera-Systemen zu sehen – oder einfach von Dichteschwankungen im Material herrühren, die sich dann in unterschiedlichen Grauwerten im Voxeldatensatz niederschlagen. Im Falle der Detektorsysteme versucht man zwar diese Effekte durch das Subtrahieren eines Schwarz- bzw. Weißbildes zu kompensieren, jedoch schaffen das gegenwärtige Filter nur bedingt, wie nachfolgende Abbildung zeigt.

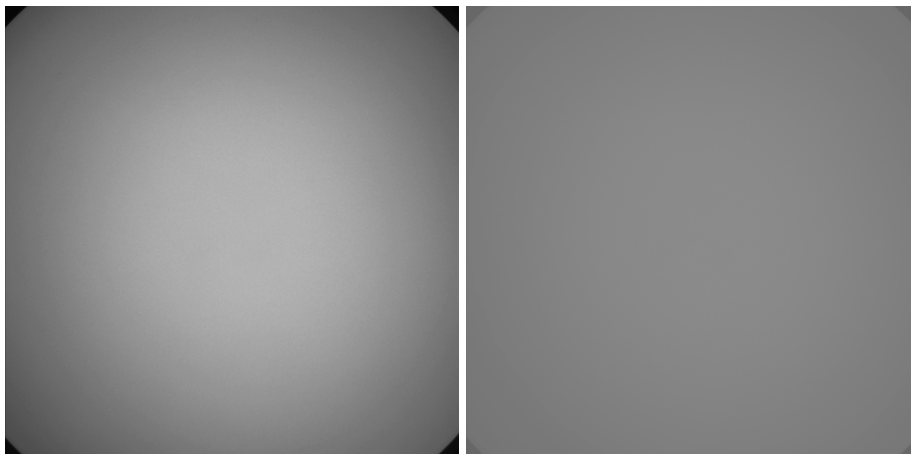


Abbildung 5-1: Helligkeitsverteilung Bildverstärker/Kamera – unkorrigiert (links),
korrigiert (rechts)

Während ein globaler Schwellwert im einfachsten Fall in der Mitte der beiden im Histogramm nebeneinander liegenden Grauwertmaxima, durch geschickte Auswahl eines mehr oder weniger genau die Realität repräsentierenden Segmentierungsalgorithmus und dessen Parametrierung definiert wird, muss ein optimaler Algorithmus den gesamten Grenzbereich zwischen den Maxima im Histogramm (Abbildung 5-2) abdecken. Die Bereiche links bzw. rechts dieses kritischen undefinierten Bereiches sind klar einem der Zustände „Material“ und „Umgebung“ zuzuordnen. Ausreißer müssen jedoch von dem zu entwickelnden Algorithmus erkannt und entsprechend behandelt werden bzw. dürfen nicht zu einer Beeinflussung des Gesamtergebnisses führen. In den nachfolgenden Unterkapiteln werden nun die einzelnen Arbeitsschritte der entwickelten dynamischen, lokal-adaptiven Segmentierung näher erläutert.

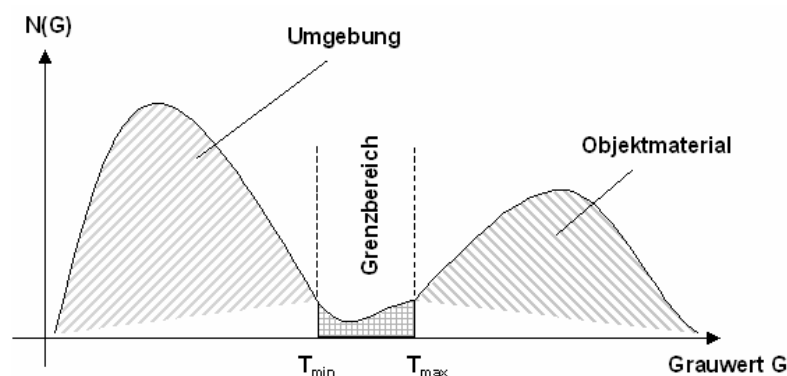


Abbildung 5-2: Bestimmung des optimalen Schwellwertes ist anhand eines
Histogramms und der Verwendung globaler Schwellwerte nicht möglich.

5.2.1 Histogramm, Histogrammanalyse und globale Vorsegmentierung

Zur Erfassung der Grauwertverteilung in einem 3D-Voxelmodell wird zunächst, wie im 2D-Fall, ein Histogramm erzeugt. Anschließend wird über einen globalen Schwellwert eine vorläufige Grobsegmentierung des Voxelmodells durchgeführt. Dieser globale Schwellwert wird mittels Histogrammanalyse gemäß dem Verfahren nach Otsu ermittelt. Dieses Verfahren wurde in Kapitel 4 ausführlich beschrieben.

Der folgende Pseudocode geht von der Suche nach der maximalen Varianz zwischen den Klassen aus.

```
Suche minimalen Grauwert des Bildes
Suche maximalen Grauwert des Bildes
Erstelle Histogramm
Normalisiere die Histogrammfrequenzen
Für alle Histogrammfrequenzen
    Berechne Varianz zwischen neuen Klassen
    Vergleiche mit vorherigem Wert
    Setze Schwellwert auf neues Maximum
Maximum nach Schleife ist Schwellwert
```

Abbildung 5-3: *Pseudocode Otsu Global*

Die Standardabweichungen der jeweiligen Klassen dienen nun für die Ermittlung der Größe des Grenzbereiches im Histogramm. Die in diesem Grenzbereich liegenden Grauwerte werden anschließend mit Hilfe des lokal-adaptiven Schwellwertverfahrens segmentiert. Eine geringe Standardabweichung deutet auf schmale Verteilungen hin und somit ist auch der kritische Grenzbereich kleiner als bei großen Standardabweichungen, welche in breiten Verteilungen auftreten.

Im einfachsten Fall liegt das Histogramm in einer bimodalen Form vor, d.h. es existieren 2 Maxima und ein mehr oder weniger deutlich ausgeprägtes Minimum. Dann wird genau ein globaler Schwellwert und ein dazugehöriger Grenzbereich ermittelt. Bei komplexen Objekten, welche aus mehr als einem Material bestehen, erhält man multimodale Histogramme, bei denen jedes Maximum einem bestimmten Material entspricht. Es hängt nun sehr stark von den jeweiligen Absorptionskoeffizienten ab, wie gut sich die Maxima im Histogramm voneinander trennen lassen. Materialien mit sehr ähnlichem Absorptionskoeffizient haben sich überlagernde Grauwertverteilungen und lassen sich nicht voneinander trennen. Diese Problematik ist jedoch nicht Gegenstand dieser Arbeit.

Treten mehr als 2 Maxima und dementsprechend auch mehrere Minima im Histogramm auf, so können auch mehrere globale Schwellwerte und dazugehörige kritische Grenzbereiche definiert werden. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit soll zur Verifikation des Verfahrens zunächst nur der bimodale Fall betrachtet werden. Eine multimodale Erweiterung ist in diesem Punkt dann trivial.

5.2.2 Lokales Verfahren nach Otsu für einen kubischen ($m \cdot m \cdot m$) Ausschnitt

Im Gegensatz zu den in der 2D-Bildverarbeitung verwendeten Fenstern muss bei einer exakten Auswertung im dreidimensionalen Voxelmodell die betrachtete Umgebung eines jeden Voxels dann selbst ebenfalls dreidimensional sein. Diese Feststellung ist keineswegs trivial, da in den meisten in der Literatur zu findenden Betrachtungen von paralleler, monochromatischer Strahlung ausgegangen wird, d.h. es erfolgt keine Berücksichtigung der verschiedenen Arten von Streuung bzw. Wechselwirkungen der Strahlung mit den Atomkernen des zu durchstrahlenden Materials. Ebenso vernachlässigt man auch oft die in der 3D-CT vorliegende Kegelstrahlgeometrie, bei der von einem Strahlbündel mehrere Schichten durchdrungen werden. Durch letztgenannten Sachverhalt haben insbesondere die in den Schichten ober- und unterhalb eines betrachteten Voxels liegenden Voxel, starken Einfluss auf dessen Grauwert und müssen deshalb in die Schwellwertbestimmung miteinbezogen werden. Die vermeintliche Abhängigkeit dieses Einflusses vom Durchstrahlwinkel α konnte im Rahmen der durchgeführten Versuche als vernachlässigbar eingestuft werden.

Die simpelste dreidimensionale Umgebung eines Voxels ist die kubische. Die Verwendung einer solchen liegt nahe, da das gesamte Voxelmodell in den meisten Fällen ebenfalls kubisch ist. Die Parameter k , l und m , welche das Maß für die Ausdehnung des zur Schwellwertbestimmung herangezogenen Kubus in die drei Raumrichtungen x , y und z darstellen sollen, werden gleich gesetzt. Ausnahmen bilden die Voxel in den Randbereichen. Diese werden bei der Implementierung gesondert betrachtet. Zu unterscheiden sind Voxel in Eckbereichen, Voxel in Kantenbereichen und Voxel in Flächenbereichen. Die Zahl der zu betrachtenden Nachbarn ist hier jeweils unterschiedlich (s. Tabelle 5-1).

Lage des zu untersuchenden Voxels	Anzahl der Nachbarn bei Fenstergröße $d = 2n+1$ Voxel		
	$n = 1 \rightarrow d = 3$	$n = 2 \rightarrow d = 5$	$n = m \rightarrow d = 2m+1$
Äußere Ecke	7	26	$(m+1)^3 - 1$
Äußere Kante	11	44	$(2m+1)(m+1)^2$
Äußere Fläche	17	74	$(2m+1)(m+1)(m+2)$
Abstand des Voxels $>$ halbe Window-Größe	26	124	$(2m+1)^3 - 1$

Tabelle 5-1: Anzahl der Nachbarn eines zu betrachtenden Voxels in Abhängigkeit seiner Lage im Voxelmodell

Natürlich treten je nach Fenstergröße weitere Grenzfälle auf, in denen die Anzahl der zu betrachtenden Voxel nochmals variieren kann. Softwaretechnisch ist dies einfach zu handhaben.

Es hat sich gezeigt, dass die Ergebnisse bei Anwendung von lokalen Schwellwerten allein nicht optimal sind. Meist erhält man zwar die korrekte Außenkontur des Objektes, jedoch bilden sich im Inneren viele Fragmente, welche bei einer späteren Triangulierung äußerst störend sind. Dieser Nachteil liegt an der Architektur der lokalen Segmentierungsalgorithmen und kann nur durch die Wahl der entsprechenden Parameter korrigiert werden, d.h. das manuelle Eingreifen des Benutzers durch geschickte Parametrisierung ist unabdingbar.

Wie in Kapitel 6 belegt ist, wird ein sehr viel besseres Ergebnis durch den Einsatz eines adaptiven, lokalen Schwellwertes erreicht. Die optimale Fenstergröße wird dabei von der lokalen Grauwertverteilung und jedem einzelnen untersuchten Voxel separat bestimmt. Ausgangspunkt ist ein dreidimensionales Startfenster definierter Größe, für das die Standardabweichung der Grauwerte in Bezug auf den Zentralvoxel berechnet wird. Eine hohe Standardabweichung repräsentiert hierbei die Präsenz von Hintergrund und Objektinformation im betrachteten Bereich. Umgekehrt sind niedrige Standardabweichungen darauf zurückzuführen, dass nur Hintergrund bzw. nur Objekt erfasst wurde. Die lokale Fenstergröße zur Schwellwertberechnung wird, ausgehend von einem minimalen Fenster, sukzessive vergrößert, bis die Standardabweichung einen Schwellwert erreicht hat. Dieser kann beispielsweise abhängig von der Standardabweichung des gesamten Bildes definiert werden. Das Verfahren liefert für jedes Voxel eine individuelle Fenstergröße, welche zur Berechnung der Schwelle verwendet wird. Die Strategie der lokalen Adaption kann prinzipiell mit jedem beliebigen Schwellwertverfahren realisiert werden. In diesem Falle wurden das Verfahren von Otsu und die Ermittlung eines lokalen Schwellwerts über einen lokalen Median-Filter herangezogen.

Das bereits als globaler Algorithmus zur Schwellwertbestimmung beschriebene Verfahren von Otsu (Kap. 4.1.1) lässt sich auch lokal in einer Umgebung anwenden. Es soll im Folgenden davon ausgegangen werden, dass die gesamte Größe des Voxelmodells stets mindestens 256^3 Voxel beträgt, es also eine Kantenlänge größer als 256 Voxel besitzt. Weiter gilt zu beachten, dass m groß genug gewählt wird. In der 3D-Computertomographie sollte die Kantenlänge des Startfensters mindestens 5 Voxel betragen, da das Verfahren auf der Klassifikation der Histogrammwerte beruht. Letzteres wurde anhand empirischer Untersuchungen auf Voxeldatensätzen ermittelt. Würde dieses Verfahren auf einen zu

kleinen Bereich angewandt, so ergäben sich falsche Schwellwerte durch Bildrauschen und eine Fragmentierung des Datensatzes in viele so genannte Inseln wäre die Folge.

Um dies zu vermeiden wird die Fenstergröße mit der Standardabweichung normiert, sodass die Fenstergröße immer mindestens 5 sein muss. Die maximale Fenstergröße wird nur durch die Größe des Voxelmodells beschränkt.

Überträgt man das globale Verfahren von Otsu auf den lokalen Fall, so wird anstatt der Gesamtheit des Voxelmodells eine durch die Fenstergröße bestimmte Auswahl an Voxel zur Klassifizierung herangezogen. Die Voxel innerhalb dieser Auswahl können wiederum zwei Klassen K_1 und K_2 in der Weise zugeordnet werden, dass die Streuung innerhalb der so bestimmten Klassen möglichst klein und gleichzeitig zwischen den Klassen aber möglichst groß ist. Um diese Forderung in einer Größe zusammenzufassen wird der Quotient zwischen den beiden Varianzen gebildet und ein Schwellwert gesucht, bei dem dieser Quotient möglichst maximal wird.

$S \in [0, \dots, \text{max. Grauwerttiefe}]$ sei der Schwellwert, welcher die Grauwerte eines durch eine bestimmte Fenstergröße $m \cdot m \cdot m$ definierten Teildatensatzes, in zwei Klassen $K_1: [0, \dots, S]$ und $K_2: [S+1, \dots, \text{max. Grauwerttiefe}]$ trennt. Dann lassen sich wie im globalen Fall folgende Kenngrößen berechnen:

$$\text{Auftrittswahrscheinlichkeit: } p_1 = \sum_{k=0}^S H(k) \quad , \quad p_2 = \sum_{k=S+1}^{\text{Max.Grauwerttiefe}} H(k) \quad (5.1), (5.2)$$

$$\text{Mittlerer Grauwert: } \mu_1 = \frac{1}{p_1} \sum_{k=0}^S H(k)k \quad , \quad \mu_2 = \frac{1}{p_2} \sum_{k=S+1}^{\text{Max.Grauwerttiefe}} H(k)k \quad (5.3), (5.4)$$

$$\text{Varianz: } \sigma_1^2 = \frac{1}{p_1} \sum_{k=0}^S H(k)(k - \mu_1)^2 \quad , \quad \sigma_2^2 = \frac{1}{p_2} \sum_{k=S+1}^{\text{Max.Grauwerttiefe}} H(k)(k - \mu_2)^2 \quad (5.5), (5.6)$$

Forderung:

- Varianz innerhalb der Klassen K_1 und K_2 (local within-class-variance)

$$\sigma_w^2 = p_1\sigma_1^2 + p_2\sigma_2^2 \quad (5.7)$$

muss minimal werden.

- Varianz zwischen den Klassen K_1 und K_2 (local between-class-variance)

$$\sigma_B^2 = p_1(\mu_1 - \mu)^2 + p_2(\mu_2 - \mu)^2 \quad (5.8)$$

muss maximal werden, wobei:

$$\mu = \sum_{k=0}^{Max.Grauwerttiefe} H(k)k \quad (5.9)$$

den mittleren Grauwert des Teilvolumens $m \cdot m \cdot m$ darstellt.

Die Varianz des Teilvolumens $m \cdot m \cdot m$

$$\sigma^2 = \sum_{k=0}^{Max.Grauwerttiefe} (k - \mu)^2 H(k) = \sigma_w^2 + \sigma_B^2 = const. \quad (5.10)$$

ist konstant, d.h. es existiert ein Wert von S , für den σ_w^2 minimal und gleichzeitig σ_B^2 maximal wird.

Man bildet nun den Quotienten der local within variance Klasse und der local between variance Klasse:

$$q(k) = \frac{\sigma_B(k)}{\sigma_w(k)} \quad (5.11)$$

Durch Maximierung dieses Quotienten wird nun der Schwellwert S bestimmt, der die Grauwerte der beiden Klassen entsprechend der Varianz teilt. Die Bestimmung von S erfolgt durch eine Schleife über S von $0, \dots, \text{max. Grauwerttiefe}$.

Hierbei ist für die Implementierung folgende Vereinfachung nützlich:

$$\sigma_B^2 = p_1(\mu_1 - \mu)^2 + p_2(\mu_2 - \mu)^2 = \frac{p_1}{1-p_1}(\mu - \mu_1)^2 \quad (5.12)$$

5.2.3 Lokales Median Verfahren

Der Median, eine Größe der Statistik, ist der mittlere Wert einer Rangordnung. Er gehört zu den Maßzahlen der zentralen Verteilung, auch Lagemaß genannt. Sortiert man eine Reihe von Messwerten der Größe nach, so ist der Wert, der in der Mitte dieser Reihe liegt, der Median. Hat man eine gerade Anzahl von Werten, ergibt sich der Median als arithmetisches Mittel der beiden mittleren Werte. Die eine Hälfte der Werte ist größer, die andere Hälfte kleiner als der Median. Der Median ist also das 50%- Perzentil.

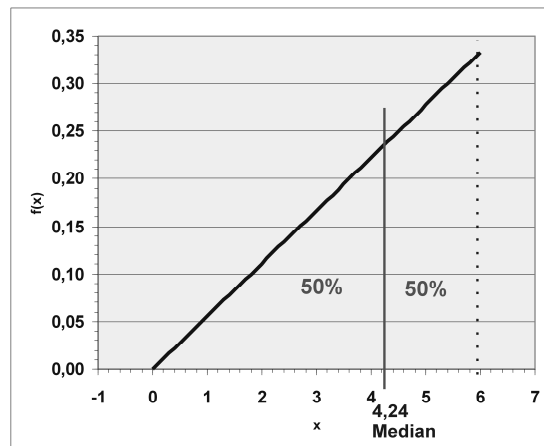


Abbildung 5-4: Darstellung des Median in einer Dreiecksverteilung

Im Gegensatz zum arithmetischen Mittelwert verändert sich der Median durch einzelne Extremwerte kaum, d.h. durch seine Resistenz gegen Ausreißer eignet sich der Median besonders gut als Lageparameter für nicht normalverteilte Grundgesamtheiten. Aus diesem Grunde wurde der Median auch im Zuge dieser Arbeit zum Vergleich mit dem im Abschnitt zuvor entwickelten lokalen Otsu Algorithmus herangezogen. Gerade in durch kleinere Fenstergrößen definierten Teilmengen eines Voxelmotells liegen die darin enthaltenen Grauwerte meist nicht normalverteilt vor, obwohl dies bei der Betrachtung des gesamten Voxelmotells noch der Fall war. Das Auftreten lokaler Inhomogenitäten ist bei der Computertomographie das funktionale Herzstück.

Der Median einer geordneten Stichprobe mit n Messwerten berechnet sich wie folgt:

$$\tilde{x} = \begin{cases} x_{\frac{n+1}{2}} & ,n \text{ ungerade} \\ \frac{1}{2} \left(x_{\frac{n}{2}} + x_{\frac{n}{2}+1} \right) & ,n \text{ gerade} \end{cases} \quad (5.13)$$

Überträgt man dies auf die Anwendung zur Ermittlung eines lokalen Schwellwerts, so erhält man als Median einer Grauwertverteilung innerhalb eines $m \cdot m \cdot m$ Kubus, jenen Grauwert, der in einer aufsteigenden Reihe aller im Kubus auftretenden Grauwerte den Mittleren darstellt. Dieser Grauwert wird als Schwellwert der lokalen Teilmenge definiert. Die Adaption des $m \cdot m \cdot m$ Fensters erfolgt nicht wie beim lokalen Otsu Verfahren über die Standardverteilung, ausgehend von einer minimalen Fenstergröße, sondern über eine Iterationsschleife mit der Fenstergröße als Laufparameter und einem Konvergenzkriterium in Bezug auf den sich in jeder Iteration ändernden Wert des Medians. Dabei werden ein maximales und ein minimales Fenster vorgegeben. Empirische Erprobungen haben hier für einen typischen Voxeldatensatz der Größe 512^3 Voxel die idealen Startwerte $m_{\max} = 64$ und $m_{\min} = 5$ ergeben.

5.2.4 Dynamisches, lokal-adaptives Marching-Cubes-Verfahren (DLAMC)

Durch die Integration des oben beschriebenen lokalen Schwellwertalgorithmus in den Ablauf eines modifizierten Marching-Cubes-Verfahrens wird die Visualisierung der Ergebnisse in Form einer Darstellung von Iso-Oberflächen in 3D-CT Datensätzen ermöglicht. Diese Visualisierung kann sowohl über die aus dem MC-Algorithmus resultierende Triangulierung erfolgen als auch über die Darstellung von Punkten, welche dann beispielsweise mit einem vorhandenen CAD-Modell oder einer anderen Punktemenge verglichen werden kann. Das Ergebnis eines solchen Vergleiches erfolgt dann über die zuvor bereits beschriebene Farbdarstellung eines Soll-Ist-Vergleichs.

Der Marching-Cubes- Algorithmus legt, wie bereits beschrieben, auf den einzelnen Kanten, der durch einen Voxeldatensatz laufenden Würfel, die Eckpunkte der die Iso-Oberfläche beschreibenden Dreiecke fest. Als Entscheidungskriterium dient dabei der globale Schwellwert. Damit die lokale Adaption des Algorithmus die gewünschten Resultate liefert, reicht es nicht aus, an dieser Stelle anstatt dem globalen den jeweils ermittelten lokalen Schwellwert in den Ablauf einzusteuern. Vielmehr muss der lokale Schwellwert derart in die

Generierung der Dreiecksflächen eingehen, dass keinerlei Diskontinuitäten an deren Übergängen entstehen. Dem DLAMC-Verfahren ist daher eine trilineare Interpolation von acht Nachbarn hinterlegt, welche sicherstellt, dass Diskontinuitäten eliminiert werden bzw. per definitionem nicht auftreten können.

Durch die in den vorigen Abschnitten beschriebenen Verfahren existiert für jeden einzelnen Voxel des Grenzbereiches im Histogramm nun ein lokaler Schwellwert. Softwaretechnisch werden diese Werte in einem dreidimensionalen Array – einer so genannten Maske - zwischengespeichert. Da bei der Interpolation neben den lokalen Werten auch die lokalen Schwellwerte mit eingehen, wird je Dimension (Raumrichtung) der Mittelwert der lokalen Schwellwerte gebildet. Dieser Mittelwert ersetzt den globalen Schwellwert. Dadurch wird sichergestellt, dass die Kontinuität der Flächen bestehen bleibt, denn in einer 4-er oder 8-er Umgebung würden benachbarte Dreiecksflächen an den Kanten unterschiedliche Interpolationswerte und somit unterschiedliche Steigungen aufweisen.

Zur Veranschaulichung sei nachfolgend in Form von Pseudocode dargestellt, wie die Trilineare Interpolation des DLAMC Verfahrens implementiert bzw. wie dabei die lokalen Schwellwerte integriert wurden.

bisher:

```
Je Raumrichtung
Faktor =(Schwellwert-Wert1)/(Wert2-Wert1)
Interpolation = Position1+Faktor*(Position2-Position1)
```

neu:

```
Je Raumrichtung
Schwellwert = SchwellwertLokal1+SchwellwertLokal2 / 2
Faktor =(Schwellwert-Wert1)/(Wert2-Wert1)
Interpolation=Position1+Faktor*(Position2-Position1)
```

Im Folgenden wird der Pseudocode des neuen Algorithmus angegeben.

```
Durchwandere Datensatz mittels Zelle
Je Zelle
    Ermittle anhand der Maske welcher der 15 Fälle vorliegt
    Ermittle anhand der Maske an welchen Kanten Schnittpunkte
    existieren
```


Interpoliere anhand der *Originaldaten* die Position der
Schnittpunkte
Generiere Dreiecksflächen in Zelle

Abbildung 5-5: *Pseudocode DLAMC-Algorithmus*

In der Literatur findet man die Bezeichnung „Adaptive Marching Cubes“ (AMC) auch mit nachfolgend beschriebener Bedeutung:

„Eine Modifikation des Basis-Algorithmus, verbessert die Approximation dadurch, dass er das Verhältnis der Punkte ober- und unterhalb des Schwellwerts in die Positionierung der Polygone mit einbezieht und die Polygonpunkte auf der Geraden zwischen den beiden Testpunkten genauer bestimmt.“ [Shu_95]

Hierbei handelt es sich jedoch lediglich um eine Variante der Subvoxel-Interpolation des Marching-Cubes-Algorithmus, ohne lokale Schwellwerte mit einzubeziehen. Shu's AMC-Algorithmus zeichnet sich vor allem dadurch aus, dass die Zahl der Dreiecke deutlich reduziert wird. In einem Datensatz von 256x256x113 Voxeln sind dies bis zu 55% im Vergleich zu einem konventionellen Marching Cubes. Dies wird dadurch erreicht, dass der AMC die einzelnen Dreiecke der Oberflächengestalt anpasst, d.h. in Bereichen geringer Krümmung werden die Dreiecke größer, wohingegen in Bereichen starker Krümmung kleine Dreiecke generiert werden. Auf diese Anpassung bezieht sich auch Shu's Bezeichnung „adaptiv“.

5.3 Entwicklungsumgebung und Schnittstellen

Im folgenden Abschnitt wird die im Rahmen dieser Arbeit entwickelte softwaretechnische Realisierung beschrieben. Folgende Komponenten wurden implementiert:

Bestandteile
1) Datenimport-Schnittstelle
2) Datenexport-Schnittstelle
3) Routine zur Erzeugung eines Histogramms

4) Routine zur Ermittlung der Histogramm-Minima
5) Routine zur Bestimmung der Standardabweichungen und Varianzen der Klassen C_1 und C_2 (Otsu-global)
6) Routine zur Bestimmung des Globalen Schwellwerts (Otsu-global)
7) Routine zur Festlegung des Grenzbereiches mit Hilfe der Standardabweichungen
8) Routine zur Festlegung des Startfensters (Otsu-lokal)
9) Routine zur Bestimmung der Schwellwerte nach dem dynamischen, lokal-adaptiven Otsu-Verfahren
10) Routine zur Generierung von Iso-Oberflächen nach dem DLAMC-Algorithmus auf Subvoxelebene

Tabelle 5-2: *Bestandteile der Implementierung*

5.3.1 Entwicklungsumgebung

Als Entwicklungsumgebung wurde eine Knoppix Distribution (Linuxkernel 2.4) eingesetzt, mit Kdevelop als Programmierumgebung.

Die Auswertung der Ergebnisse, d.h. die Visualisierung und Durchführung der Soll-Ist-Vergleiche, sowie die eigentlichen Berechnungen der Segmentierungsoperationen wurden auf einem Dual Athlon Rechner mit 2 MHz Taktfrequenz und 3 GByte RAM unter Windows XP durchgeführt.

5.3.2 Schnittstellen zum Datenimport und -export

Die Daten liegen in einem Rohformat (raw) vor. Die Grauwerte sind als 16Bit Werte (unsigned short) abgespeichert, von denen jedoch nur 4096 Werte durch die am Fraunhofer IPA zur Verfügung stehende CT-Anlage belegt werden. Als Übergabeargumente werden dem Programm unter anderem die Anzahl der Voxel je Achse übergeben. Daraus ergeben sich Dateigrößen von: $X \cdot Y \cdot Z \cdot 2$ Byte.

Zu beachten ist, dass Dateien auf Windows- und Linuxsystemen unterschiedlich interpretiert werden, da Zahlenwerte, die aus mehreren Bytes bestehen, auf unterschiedliche Art im Speicher abgelegt werden können (engl. Endianess).

Auf Windowssystemen wird das niederwertigste Byte an der niedrigsten Speicheradresse abgelegt, man spricht von little endian.

Auf Linuxsystemen wird das höchstwertigste Byte an der niedrigsten Speicheradresse abgelegt, man spricht von big endian.

Da die Datensätze auf Windowssystemen generiert werden, wird in der Software auf dem Linuxsystem auch die Einlese- und Ausgaberroutine daraufhin angepasst.

Kapitel 6

Verifikation der Ergebnisse und quantitative Beurteilung gegenüber den Verfahren des Stands der Technik

In diesem Kapitel werden anhand einer Reihe von Versuchsobjekten, synthetischer und realer Natur, die Ergebnisse des DLAMC-Algorithmus dargestellt, und im direkten Vergleich mit den Verfahren aus dem Stand der Technik bewertet. Außerdem wird gezeigt, dass mit Hilfe des in dieser Arbeit entwickelten neuen Verfahrens zur Segmentierung von 3D-CT Voxeldatensätzen die Schwächen der bisher in der Praxis verwendeten Methoden in Bezug auf den direkten Einfluss der Objektgeometrie auf die Segmentierung derart reduziert werden konnten, dass insbesondere messtechnische Anforderungen erfüllt sind. Die in Kapitel 3 vorgestellten Versuchsreihen werden dabei nochmals mit dem DLAMC-Algorithmus ausgewertet. Die Ergebnisse werden gegenübergestellt, diskutiert und anhand von graphischen Soll-Ist-Vergleichen quantitativ beurteilt.

6.1 Versuchsobjekt: Stihl-Vergaser

Bei dem nachfolgend vorgestellten Objekt handelt es sich um einen Vergaser, hergestellt von der Firma Stihl AG & Co. KG zur Verwendung in einer Kettensäge. Das aus Aluminiumdruckguss hergestellte Bauteil hat eine ungefähre Box-Größe von 70 · 50 · 50 mm und enthält im vollständig bearbeiteten Zustand sowohl filigrane Gewinde, Bohrungen als auch Einlegeteile. Zwei dieser Einlegeteile treten in Abbildung 6-1 markant hervor. Die aus einem hohen Anteil an Kupfer bestehenden Hülsen verursachen, wie deutlich zu erkennen, starke Artefaktbildung durch Strahlhärtung im Datensatz.

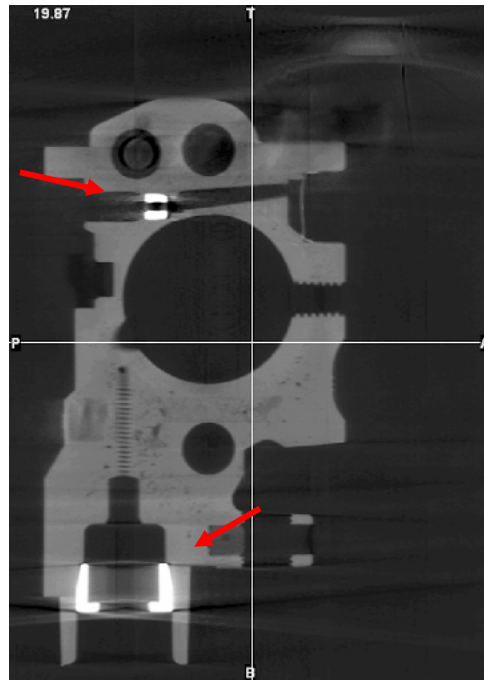


Abbildung 6-1: Grauwertbild (2D-xz-Schnitt) Stihl-Vergaser

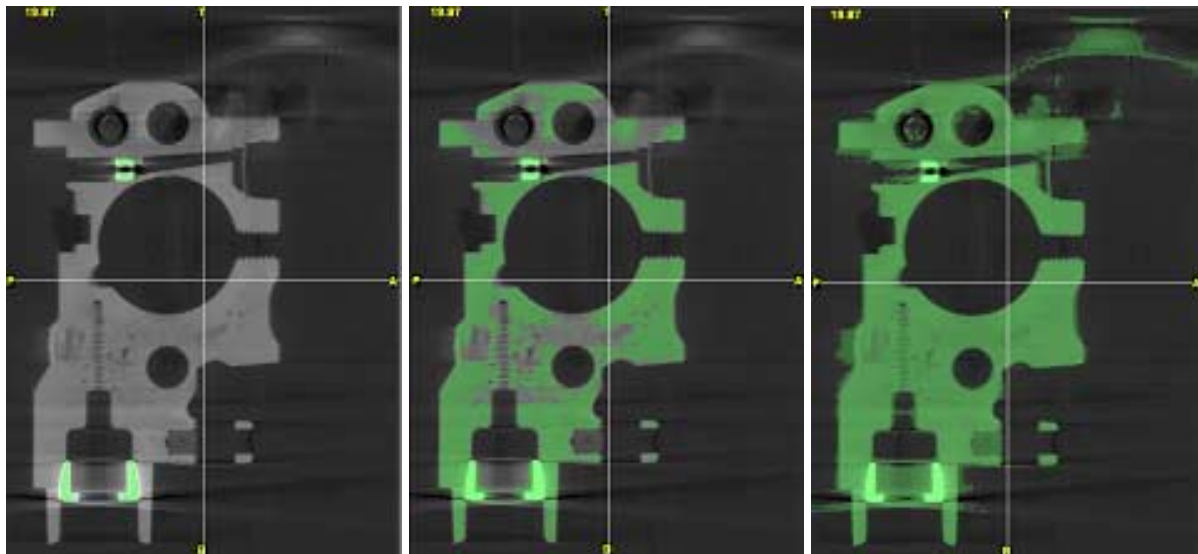


Abbildung 6-2: Versuch einer globalen Segmentierung mit verschiedenen Schwellwerten (von links: $S = -850$, -890 , -900) am Stihl-Vergaser (2D-xz-Schnitte)

Das Objekt wurde mit dem XTek Computertomographen am Fraunhofer IPA tomographiert und zunächst mit Hilfe der Software MIMICS ausgewertet. Die Ergebnisse dieser Auswertung sind in Abbildung 6-2 dargestellt und verdeutlichen die bereits diskutierten Schwierigkeiten nochmals. Versucht man mittels der zur Verfügung stehenden Werkzeuge einen globalen Schwellwert zu finden, so stellt man leicht fest, dass weder die gängige 50%-

Regel im Histogramm noch das manuelle Verschieben des Schwellwerts mit gleichzeitigem visuellem Prüfen des Ergebnisses in der dafür vorgesehenen GUI zum Erfolg führt. Schon kleinste Änderungen des Schwellwerts erzeugen große Unterschiede im Resultat. Im linken Bild von Abbildung 6-2 erkennt man, dass mit einem Schwellwert von $S=-850$ gerade einmal die Einlegeteile segmentiert werden. Erhöht man den Schwellwert auf $S=-890$, so werden zusätzlich Teile des Gusskörpers selektiert. Es bilden sich zudem bereits erste ungewollte Selektionen in den Artefaktbereichen. Eine weitere Änderung um nur noch 10 weitere Inkremente verursacht eine völlige Überselektion, die bei einer späteren Triangulierung zur Verstümmelung der Oberfläche führen würde. Ein so ausgewerteter Datensatz eignet sich nicht mehr zur messtechnischen Weiterbearbeitung.

Im nächsten Schritt wurde der Datensatz mit dem DLAMC-Algorithmus ausgewertet. Zur Ermittlung des lokalen Schwellwerts wurde das in Kapitel 5 beschriebene lokale Otsu-Verfahren verwendet. Zum Vergleich mit dem herkömmlichen Verfahren wurde dazu im Voxelmodell ein Schnitt an einer festgelegten Höhe definiert (Abbildung 6-3) und die entsprechenden Punkte später aus den beiden Ergebnisdateien extrahiert (Abbildung 6-4). Zur besseren Verdeutlichung wurden die binären (schwarz/weiß) Schichtbilder als invertierte Darstellungen realisiert und die Kanten extrahiert.

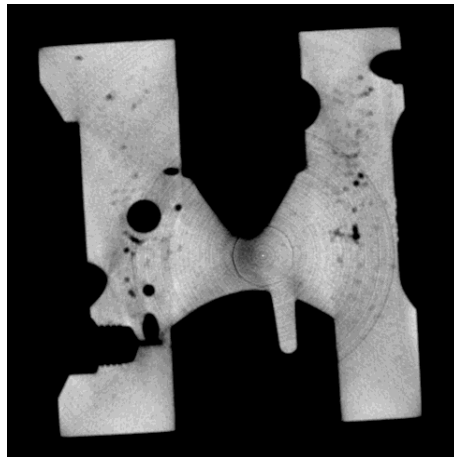


Abbildung 6-3: *x-y-Schnitt im Voxelmodell des Stahl-Vergasers*

Abbildung 6-3 zeigt deutlich die starken Helligkeits- und Grauwertschwankungen im Querschnitt. Ebenso sind so genannten Ringartefakte sichtbar, welche sich in konzentrischen Kreisen um den ursprünglichen Drehpunkt des Objektes während des CT-Scans befinden. Eine Besonderheit von Gussteilen ist das Vorkommen von Lufteinschlüssen, so genannten Lunkern, welche in diesem Beispiel ganz besonders ausgeprägt und in unterschiedlichster Größe auftreten.

Bei der Anwendung des globalen Schwellwertes zur Segmentierung treten wie erwartet Probleme in den kritischen Bereichen des Objektes auf. Diese sind in Abbildung 6-4 farblich markiert. Insbesondere im zentralen Bereich des Objektes, dort wo auch die Absorption der Röntgenstrahlung in Summe am größten ist, zeigen sich massive Ausbrüche in der Kontur. An dieser Stelle sind auch die beeinflussenden Effekte der Gesamtgeometrie des Objektes am schwerwiegendsten.

Im Bereich der Ringartefakte erkennt man ebenfalls eine ausgeprägte Selektion, welche im realen Objekt nicht vorhanden ist und somit als Störung in den ausgewerteten Datensatz eingeht.

Neben den realen Lunkern im Inneren des Vergasers stellt der globale Schwellwert auch Abschattungen und Teile der Ringartefakte dar, sodass sich ein recht unruhiges Gesamtbild des ausgewerteten Datensatzes ergibt. Führt man einen normalen Marching-Cubes durch und erzeugt damit eine triangulierte Oberfläche, so ist diese Oberfläche nicht geschlossen. Es klaffen Lücken und man findet so genannte Inseln und einzelne Dreiecke abgelöst vom eigentlichen Modell frei im Raum hängen. Meistens hilft auch keine manuelle Korrektur, da die eigentliche Form des Objektes nicht mehr reproduziert werden kann. Selbstverständlich ist dies nicht nur für messtechnische Zwecke inakzeptabel, sondern auch für Digital Mock-up Anwendungen, bei denen das tomographierte Objekt rein zur Visualisierung herangezogen wird.

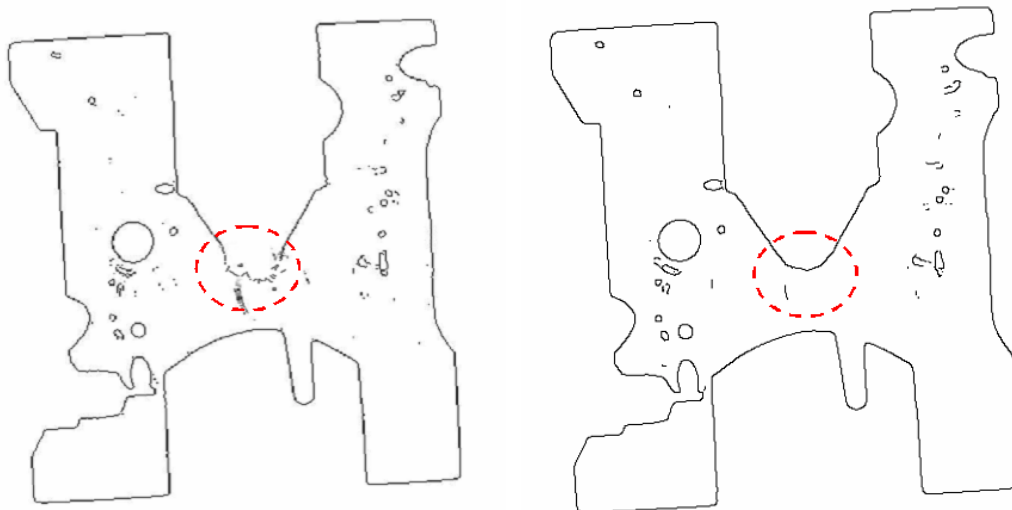


Abbildung 6-4: *Farblich invertierte Darstellung einer Segmentierung mit Kantenextraktion ; oben: mit globalem Schwellwert in MIMICS Software ausgewertet; rechts: mit DLAMC-Verfahren ausgewertet*

Im Vergleich dazu sieht man die sehr saubere Kontur des mit dem DLAMC ausgewerteten Schichtbildes. Hier ergibt sich eine geschlossene Oberfläche. Die Lunker werden korrekt abgebildet.

Dieses Beispiel zeigt zunächst rein visuell die qualitativen Verbesserungen, welche mit dem DLAMC erreicht werden können. In den nun folgenden Beispielen wird die Wirkweise des Algorithmus quantitativ untersucht.

6.2 Versuchsreihe Hohlzylinder

In Kapitel 3 wurde anhand dieser Versuchsreihe demonstriert, wie sich die Form von Bauteilen auf die Vermessung von geometrischen Größen in Objekten auswirkt. Eine Auswertung derselben Rohdaten mit dem DLAMC in Kombination mit dem lokalen Otsu-Verfahren ergibt gegenüber den Referenzmessungen eine deutlich geringere Abweichung, als die mit einem globalen Schwellwert ausgewerteten Daten. In Abbildung 6-5 wird dieser Unterschied graphisch dargestellt. Im linken Bild fallen die Messwerte, welche auf den mit globalem Schwellwert segmentierten CT-Daten ermittelt wurden, bei ansteigendem Innenradius deutlich ab, wohingegen sie bei dem mit DLAMC segmentierten Daten nahezu konstant bleiben.

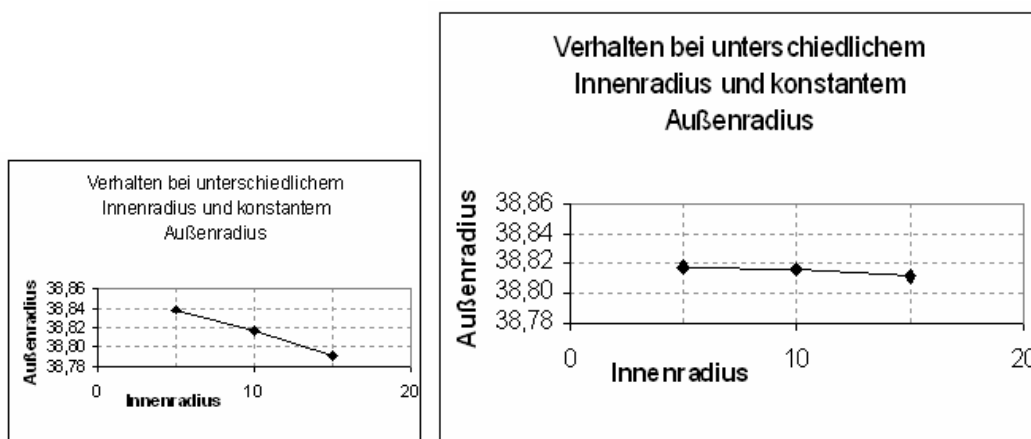


Abbildung 6-5: Vergleich der Daten ohne (links) und mit (rechts) lokaler Schwellwertauswertung DLAMC und lokalem Otsu-Verfahren (variierender Innenradius [mm], konstantem Außenradius [mm])

Dasselbe lässt sich auch analog feststellen, wenn man beide Auswertarten auf die Versuchsreihe mit konstant gehaltenem Innenradius und ansteigendem Außenradius

anwendet und die Ergebnisse gegenüberstellt. Im linken Bild von Abbildung 6-6 erkennt man einen deutlichen Einbruch der Messwerte um mehrere Zehntel mm. Indes bleiben die Werte in dem mittels DLAMC ausgewerteten Datensatz wiederum nahezu konstant.

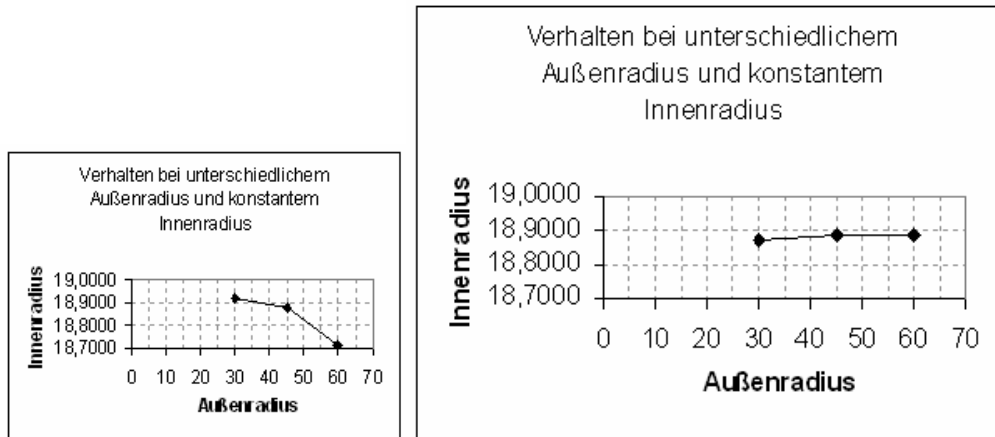


Abbildung 6-6: Vergleich der Daten ohne (links) und mit (rechts) lokaler Schwellwertauswertung DLAMC und lokalem Otsu-Verfahren (variierender Außenradius [mm], konstantem Innenradius [mm])

Dieser Versuch zeigt die Stärken des DLAMC-Algorithmus und insbesondere seine Eignung im Hinblick auf messtechnische Anwendungen.

6.3 Vergleich und Bewertung der Ergebnisse anhand der Untersuchung eines synthetischen Referenzmodells

Die Geometrie der Objekte bei der oben beschriebenen Versuchsreihe ist sehr simpel. Die zylindrische Form wurde deshalb gewählt, um andere, undefinierte Einflüsse möglichst ausschließen zu können. Um jedoch die Eignung des DLAMC-Algorithmus auch für die praktische Anwendung bestätigen zu können, war es notwendig, eine komplexe geometrische Form, demselben Vergleich zu unterziehen und qualitativ auszuwerten. Dazu wurden ein von Fraunhofer EZRT hergestelltes Testteil bzw. dessen tomographierte Rohdaten herangezogen. Dieses Testteil verwendete auch Kasperl für den Nachweis seiner Methode zur Artefaktreduzierung, wie in [Kas_05] beschrieben. Es wurde damit für zukünftige Arbeiten an den Fraunhofer Instituten zum Thema Computertomographie eine wertvolle Referenz und Vergleichsmöglichkeit geschaffen. Eine spätere Zusammenführung beider Methoden ist ebenfalls nicht ausgeschlossen und erscheint zum heutigen Zeitpunkt sehr sinnvoll und wertschöpfend.

In diesem Abschnitt werden nun die Ergebnisse der beiden implementierten Verfahren (lokales Otsu-Verfahren und Median-Verfahren, jeweils in Kombination mit dem DLAMC-Algorithmus) gegen ein Referenzmodell verglichen, welches durch die optische Vermessung eines Testteils erhalten wurde. Die Referenzmessung wurde von der Firma GOM mbH in Braunschweig mit dem Weißlichtstreifenprojektionssystem ATOS 2 durchgeführt. Das Testteil selbst besteht aus Aluminium. Seine Außenmaße betragen $100 \cdot 60 \cdot 25 \text{ mm}^3$.

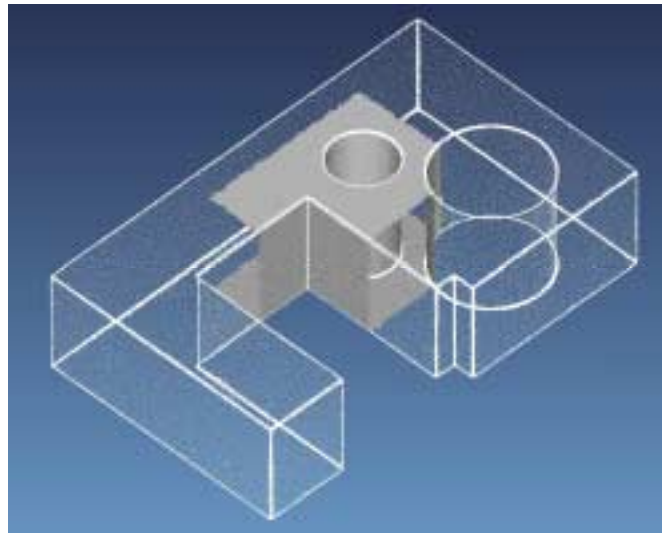


Abbildung 6-7: *Testteil und Ausschnitt*

Abbildung 6-7 zeigt die Punktwolke des Testteils und den schattierten Bereich, welcher für die im Folgenden angestellten Vergleiche als Ausschnitt herangezogen wurde. Die Reduzierung der Datensatzgröße durch die Auswahl eines Ausschnitts erfolgte aus Gründen der zeitlichen Optimierung der Versuche, da die Laufzeit der implementierten Algorithmen noch deutliches Verbesserungspotenzial zeigt. Dieser programmiertechnische Routineaufwand ist jedoch nicht Teil dieser Arbeit.

Der Ausschnitt aus dem Testteil wurde so gewählt, dass er sowohl eine möglichst große Anzahl an typischen Problemstellungen der industriellen Computertomographie als auch messtechnisch leicht zu bestimmende Größen, wie z.B. Flächen, Kreise und Zylinder enthält.

Im ersten Schritt erfolgt die Segmentierung des Rohdatensatzes mit Hilfe des zur Verfügung stehenden kommerziellen Softwarepakets VGStudioMAX, sowie eine Segmentierung mittels lokalem Otsu-Verfahren und lokalem Median-Verfahren. Die Ergebnisse sind der Vollständigkeit halber in Abbildung 6-8 festgehalten.

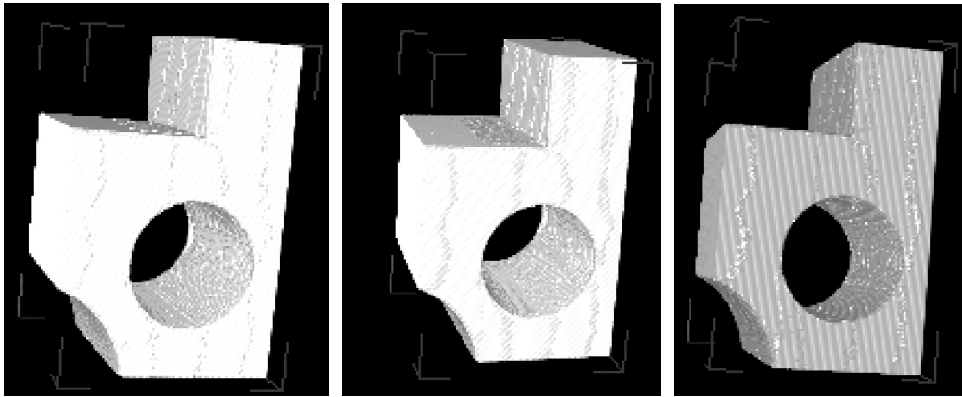


Abbildung 6-8: *Segmentierung von links: Global, Otsu Lokal, Median Lokal*

6.3.1 Vergleich mit dem Stand der Technik

Um eine aussagekräftige Gegenüberstellung der Auswertungen zu erhalten, muss die Durchführung der jeweiligen Auswertung stets auf dieselbe Art und Weise erfolgen. Systematische Fehler müssen ausgeschlossen werden. Eine besondere Herausforderung stellt dabei die so genannte Registrierung der tomographierten Datensätze zum Referenzmodell dar, gegen das diese verglichen werden sollen. Die Registrierung bildet mit Hilfe der mathematischen Operationen „Transformation“ und „Rotation“ beide Datensätze so aufeinander ab, dass diese optimal übereinander liegen. Es gibt dabei in der Praxis verschiedene Verfahren, welche sich je nach Anwendung mehr oder weniger gut eignen. In Bezug auf die Soll-Ist-Vergleiche hat sich herauskristallisiert, dass sich Best-Fit-Algorithmen besonders gut eignen, Datensätze zueinander zu registrieren. Dabei wird die Summe der Abstandsfehlerquadrate minimiert, d.h. die Summe aller Abstände der Punkte in Modell 1 zu ihren äquivalenten Partnern in Modell 2 wird minimal. Voraussetzung für diese Art von Verfahren ist meist, dass sich die zu registrierenden Modelle bereits durch eine Grobnäherung in enger Nachbarschaft und annähernd gleicher räumlicher Ausrichtung befinden. Um dies zu gewährleisten werden im vorliegenden Fall die in den Modellen enthaltenen Standardgeometrien wie Zylinder, Fläche und Kreis dazu benutzt, um eine erste Grobregistrierung auf das Referenzmodell durchzuführen. Die Software SURFACER, (Fa. Unigraphics Ltd., USA) bietet eine Vielzahl dieser Funktionen an. Die so genannte 3-2-1 Registrierung liefert für jeden Datensatz eine einfache Transformationsmatrix, welche die notwendigen Transformations- bzw. Rotationsschritte beinhaltet. Nachdem die Modelle nun grob ausgerichtet sind, setzt der Best-Fit-Algorithmus an und bringt die Modelle in die optimale Position zueinander.

Nach dieser Vorarbeit können nun die graphischen Auswertungen durchgeführt werden. Dazu wird ebenfalls die Software SURFACER verwendet.

Da es keine optimale Vorgehensweise für die Bestimmung eines globalen Schwellwertes in den konventionellen Softwarepaketen gibt, werden insgesamt drei Segmentierungen in der Software VGStudioMAX mit unterschiedlichen globalen Schwellwertungen durchgeführt, zum Referenzmodell registriert und mit diesem verglichen. Die Abbildungen 6-9, 6-10 und 6-11 zeigen die Ergebnisse mit der farblichen Darstellung der Abweichungen. Anhand der nebenstehenden Farbskala sieht man deutlich die stark differierenden Abstände der Modelle zueinander, je nach dem mit welchem globalen Schwellwert ausgewertet wurde. Dabei stellen graue Flächen ein definiertes Toleranzband von $\pm 0,1\text{mm}$ dar, alle anderen Farben beschreiben positive (rote) wie negative (blaue) Abweichungen vom Sollwert.

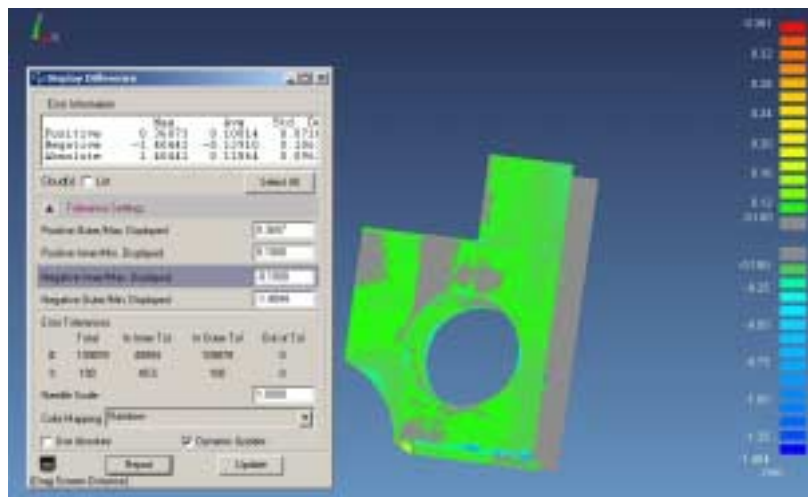


Abbildung 6-9: Erste Klassifikation mit VGStudio MAX (globaler Schwellwert S=128)

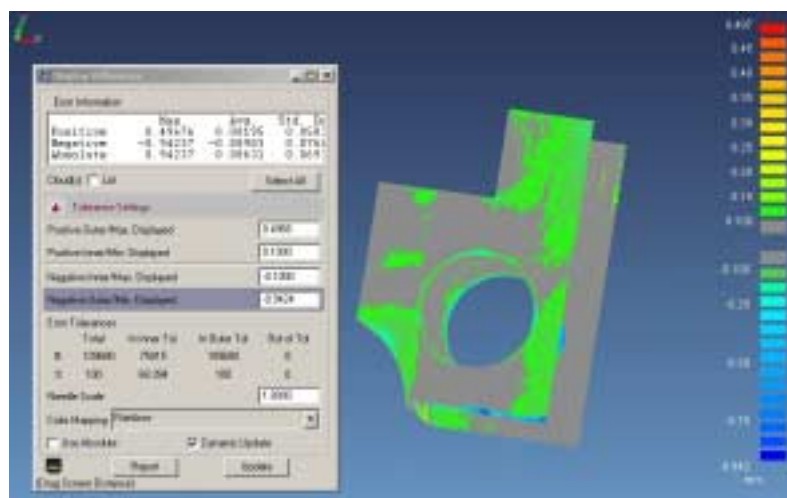


Abbildung 6-10: Zweite Klassifikation mit VGStudio MAX (globaler Schwellwert S=124)

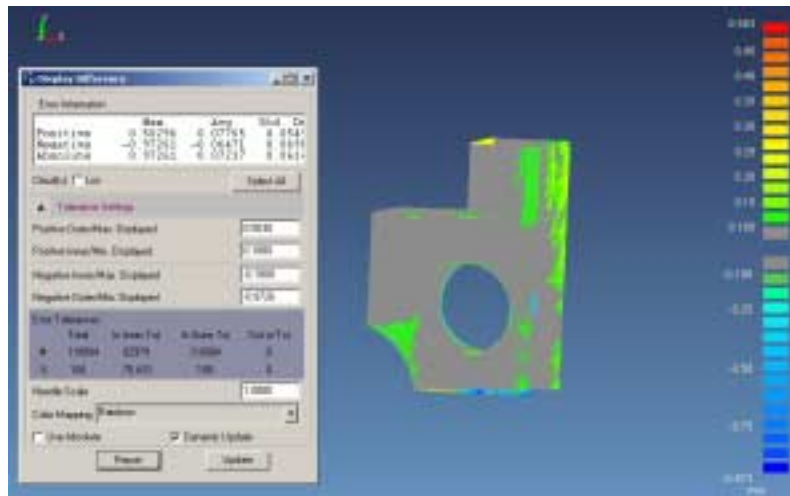


Abbildung 6-11: Dritte Klassifikation mit VGStudio MAX (globaler Schwellwert $S=125$)

In Tabelle 6-1 ist die statische Auswertung über alle Punkte der drei Datensätze aufgelistet. Man erkennt insbesondere beim Vergleich der Werte der Standardabweichung, dass diese je nach eingestelltem globalem Schwellwert erheblich variiert. Ein globaler Schwellwert von 125 scheint in diesem Fall das optimale Ergebnis zu liefern. Die Veränderung des Schwellwerts um nur ein Grauwertinkrement auf 124 liefert einen Unterschied in der Standardabweichung von 11,27%!

S=128	Max. Abweichung [mm]	Durchschnittl. Abweichung [mm]	Standardabw eichung [mm]
Positiv	0,36073	0,10014	0,0761
Negativ	-1,40441	-0,12940	0,1062
Absolut	1,40441	0,11864	0,0962
Punkte innerhalb $\pm 0,1\text{mm}$ Fehlertoleranz	49994		
In %	45,5		
S=124	Max. Abweichung	Durchschnittl. Abweichung	Standardabw eichung
Positiv	0,43676	0,08195	0,0583
Negativ	-0,94237	-0,08983	0,0768
Absolut	0,94237	0,08631	0,0693
Punkte innerhalb $\pm 0,1\text{mm}$ Fehlertoleranz	75015		
In %	68,4		
S=125	Max. Abweichung	Durchschnittl. Abweichung	Standardabw eichung
Positiv	0,50296	0,07765	0,0549
Negativ	-0,97261	-0,06471	0,0690
Absolut	0,97261	0,07237	0,0614
Punkte innerhalb $\pm 0,1\text{mm}$ Fehlertoleranz	82979		
In %	75,4		

Tabelle 6-1: *Statistik des Vergleichs unterschiedlicher globaler Schwellwerte in VGStudioMAX gegen das Referenzmodell*

Vergleicht man die Anzahl der innerhalb des definierten Toleranzbandes enthaltenen Punkte miteinander, so sieht man auch hierbei signifikante Unterschiede, je nach eingestelltem globalem Schwellwert. Inkrementelle Änderungen des Schwellwerts verursachen hier ebenfalls starke Änderungen in der Anzahl der Punkte innerhalb des Toleranzbandes. Bei einem Schwellwert von 124 liegen 68,4% aller Punkte innerhalb des Toleranzbandes, bei einem nur um ein Inkrement höheren Wert sind es bereits 75,4.

6.3.2 Vergleich VGStudio MAX mit Referenzmodell

Die folgenden beiden Bilder dienen als visuelle Referenz zum Vergleich der neu entwickelten Verfahren mit dem momentanen Stand der Technik. Sie stellen zwei normierte ISO Ansichten des Soll-Ist Vergleichs zwischen Referenzmodell und VG-Studio MAX Modell dar. Des Weiteren wurde die Ansicht des Toleranzbandes auf einen Maximalwert von $\pm 1,0\text{mm}$ normiert, sodass die Farben in den fortan dargestellten Bildern vergleichbar sind. Der innere Toleranzbereich von $\pm 0,1\text{mm}$ wurde beibehalten und ist wie bereits oben grau dargestellt.

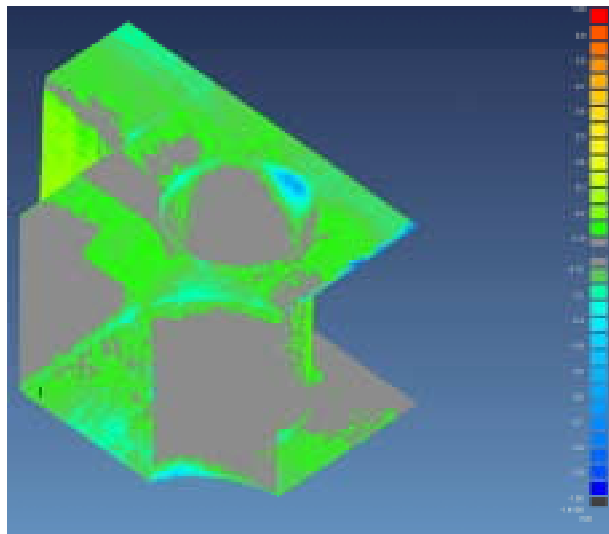


Abbildung 6-12: Vergleich VGStudio MAX mit Referenzmodell, ISO Ansicht 1

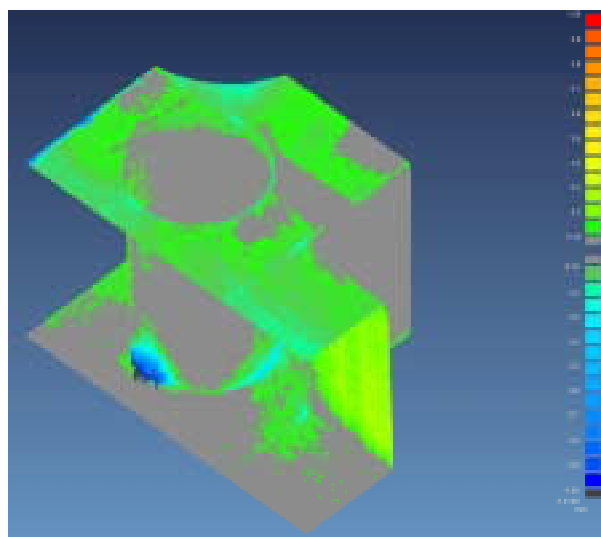


Abbildung 6-13: Vergleich VGStudio MAX mit Referenzmodell, ISO Ansicht 2

Am Ergebnis obiger Bilder als Referenz müssen sich die neu entwickelten Verfahren des lokalen Otsu und des lokalen Median in Verbindung mit dem DLAMC-Algorithmus messen lassen. Wie in den ISO-Ansichten gut ersichtlich, sind die hellblauen bis schwarzen Bereiche besonders problematisch. Es tritt dort eine sehr starke segmentierungsbedingte Abweichung vom Referenzmodell auf. Die Farbe Schwarz zeigt dabei eine Abweichung größer als -1,0 mm. Ziel der neu entwickelten Segmentierungsalgorithmen ist es, die Segmentierung an diesen Stellen zu verbessern, ohne die Statistik der gesamten Auswertung zu verschlechtern.

6.3.3 Vergleich Materialise mit Referenzmodell

Das zweite am Fraunhofer IPA zur Segmentierung eingesetzte Softwareprodukt ist MIMICS, Fa. Materialise N.V., Belgien. Mit dieser Software wurde der tomographierte Datensatz in gleicher Weise ausgewertet wie mit VGStudioMax. Der Wert des globalen Schwellwerts wurde gleich gewählt, dennoch treten, wie die graphische Auswertung in den Abbildungen 6-14 und 6-15 zeigen, erhebliche Unterschiede zur Auswertung mit VGStudioMAX auf. Diese resultieren offensichtlich in der unterschiedlichen Art und Weise der Erzeugung des STL-Modells. Die Tatsache, dass der Marching-Cubes-Algorithmus in den USA bis vor wenigen Monaten patentiert war, nötigte die Anbieter von Softwareprodukten, dieses Patent in Form von modifizierten Verfahren zu umgehen. Die verschiedenen Softwarepakete liefern daher auch mehr oder weniger stark voneinander differierende Ergebnisse.

Wie auch bereits bei der Auswertung in VGStudioMAX wurde bei der Generierung der STL-Modelle vollständig auf Glättungs- und Reduzierungsoptionen verzichtet.

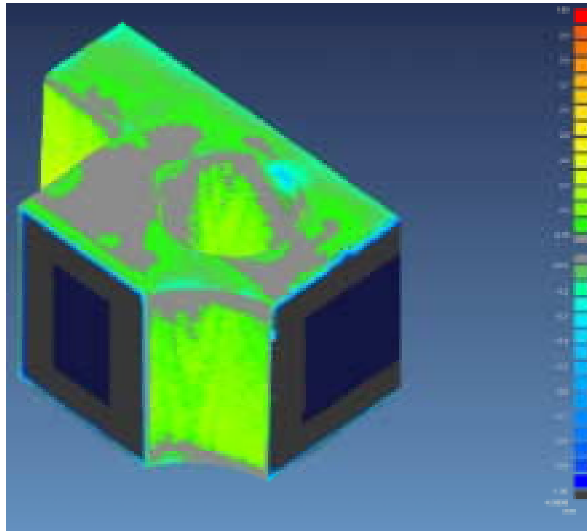


Abbildung 6-14: Vergleich Materialise mit Referenzmodell, ISO Ansicht 1

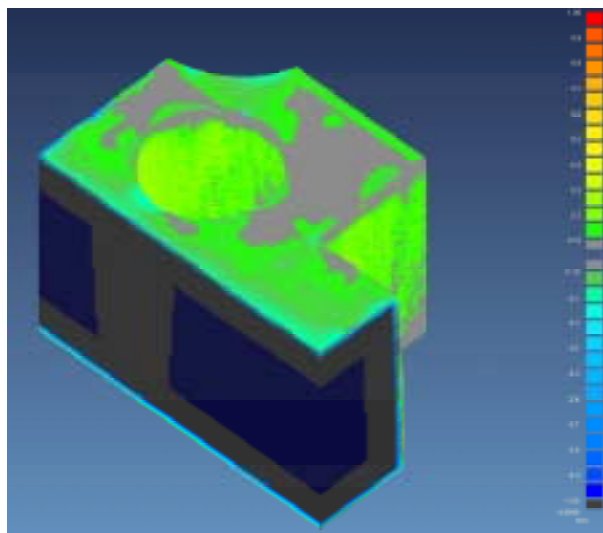


Abbildung 6-15: Vergleich Materialise mit Referenzmodell, ISO Ansicht 2

Die Philosophie von MIMICS beinhaltet, stets geschlossene STL-Modelle zu liefern. Daher kommt es in den Randbereichen des gewählten Ausschnitts auch zu sehr großen Abweichungen, welche aber nicht in die Betrachtung eingehen. Es werden keine neuen Punkte generiert, welche in die Statistik eingehen, noch beeinflussen die Abweichungen die Standardabweichungen, da sie sich im Mittel genau aufheben.

Betrachtet man das durch MIMICS generierte Ergebnis, so scheint dies auf den ersten Blick das bessere Verfahren zu sein. Die kritischen Bereiche konnten zwar nicht ganz eliminiert werden, doch ist Ihre Ausprägung weitaus weniger stark. Ein genauerer Blick auf die Statistik der Auswertung zeigt jedoch, dass das Gegenteil der Fall ist. Die Ausprägung der Fehlerstellen konnte zwar reduziert werden, jedoch nur auf Kosten des Gesamtergebnisses.

Die Zusammenfassung in Tabelle 6-2 zeigt eine um Faktor 5,5 höhere Standardabweichung in MIMICS im Vergleich zu VGStudioMAX.

VGStudioMAX	Max. Abweichung [mm]	Durchschnittl. Abweichung [mm]	Standardabweichung [mm]
Positiv	0,50296	0,07765	0,0549
Negativ	-0,97261	-0,06471	0,0690
Absolut	0,97261	0,07237	0,0614
Punkte innerhalb $\pm 0,1\text{mm}$ Fehlertoleranz	82979		
In %	75,4		
MIMICS	Max. Abweichung	Durchschnittl. Abweichung	Standardabweichung
Positiv	N.A.	0,13553	0,06141
Negativ	N.A.	-0,53037	0,35441
Absolut	N.A.	0,42658	0,35724
Punkte innerhalb $\pm 0,1\text{mm}$ Fehlertoleranz	15047		
In %	21,1		

Tabelle 6-2: *Statistik des Vergleichs VGStudioMAX und MIMICS gegen das Referenzmodell*

6.3.4 Vergleich Otsu Global mit dem Referenzmodell

Das globale Schwellwertverfahren nach Otsu stellt, anders als der bisherige Stand der Technik, ein automatisiertes Verfahren dar. Die Generierung der Triangulation erfolgte über einen konventionellen modifizierten Marching-Cubes-Algorithmus.

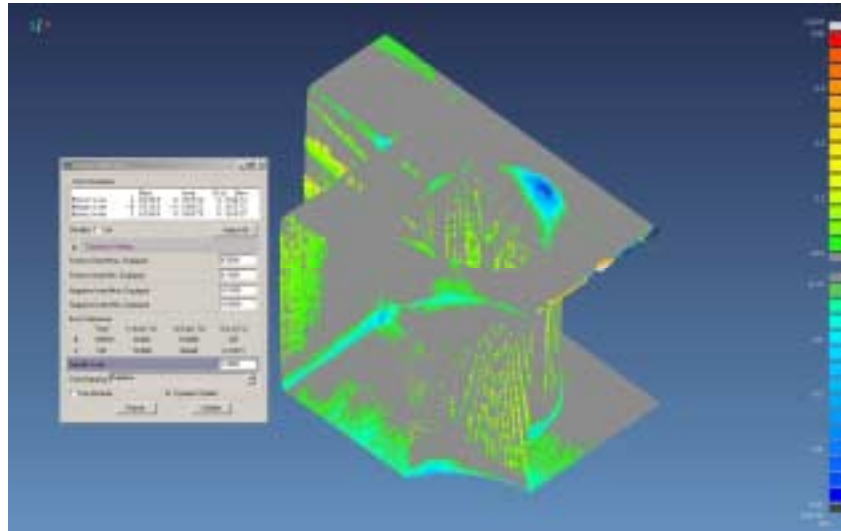


Abbildung 6-16: Vergleich Otsu Global gegen Referenzmodell, ISO Ansicht 1

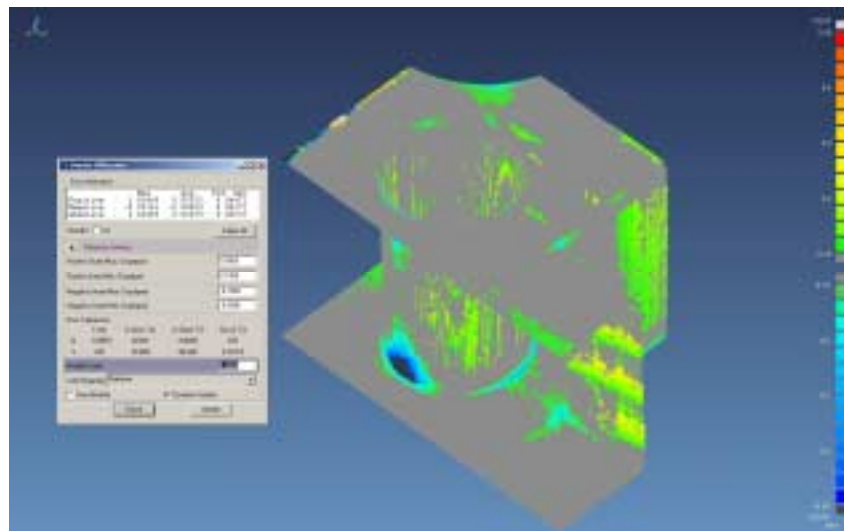


Abbildung 6-17: Vergleich Otsu Global gegen Referenzmodell, ISO Ansicht 2

Bei den scheinbaren Abweichungen an den Rändern des Modells handelt es sich wiederum um Randeffekte. Man erkennt aber auch, dass der kritische Bereich am Rande des Zylinders sehr stark ausgeprägt ist. Der visuelle Gesamteindruck des Ergebnisses deutet aber darauf hin, dass sich die Masse der Punkte innerhalb der inneren Toleranz befindet.

VGStudioMAX	Max. Abweichung [mm]	Durchschnittl. Abweichung [mm]	Standardabw eichung [mm]
Positiv	0,50296	0,07765	0,0549
Negativ	-0,97261	-0,06471	0,0690
Absolut	0,97261	0,07237	0,0614
Punkte innerhalb $\pm 0,1\text{mm}$ Fehlertoleranz	82979		
In %	75,4		
Otsu, global	Max. Abweichung	Durchschnittl. Abweichung	Standardabw eichung
Positiv	1,02469	0,05932	0,04472
Negativ	-0,93163	-0,08053	0,08272
Absolut	1,02469	0,06879	0,06537
Punkte innerhalb $\pm 0,1\text{mm}$ Fehlertoleranz	82426		
In %	78,8		

Tabelle 6-3: *Statistik des Vergleichs VGStudioMAX und globalem Otsu-Verfahren gegen das Referenzmodell*

Der positive visuelle Eindruck wird auch durch die Statistik bestätigt. 78,8% aller Punkte befinden sich demnach im inneren Toleranzbereich. Die Standardabweichung liegt nur rund 6,5% über der in VGStudioMAX ermittelten.

6.3.5 Vergleich Otsu Lokal mit Referenzmodell

Wie in Kapitel 5 dargelegt setzt der lokale Otsu eine Vorsegmentierung durch einen globalen Otsu voraus. In Kombination mit dem DLAMC-Algorithmus ergeben sich dann folgende Ergebnisse:

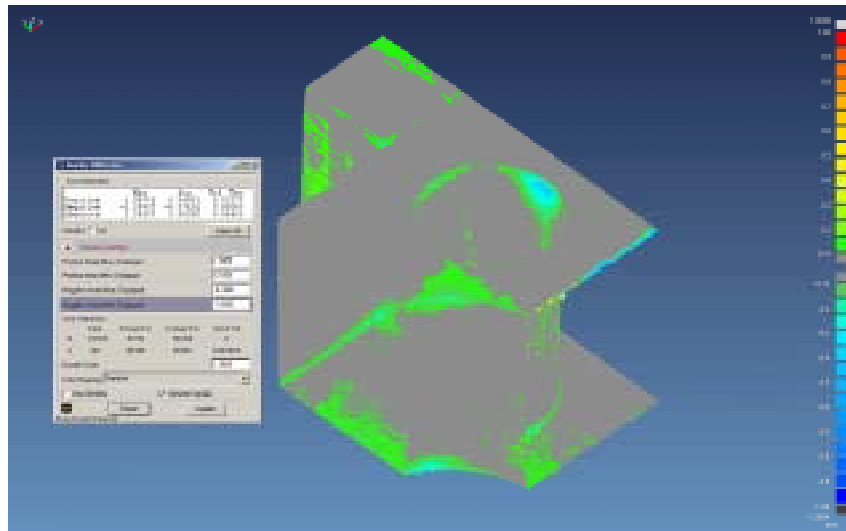


Abbildung 6-18: Vergleich Otsu Lokal mit Referenzmodell, ISO Ansicht 1

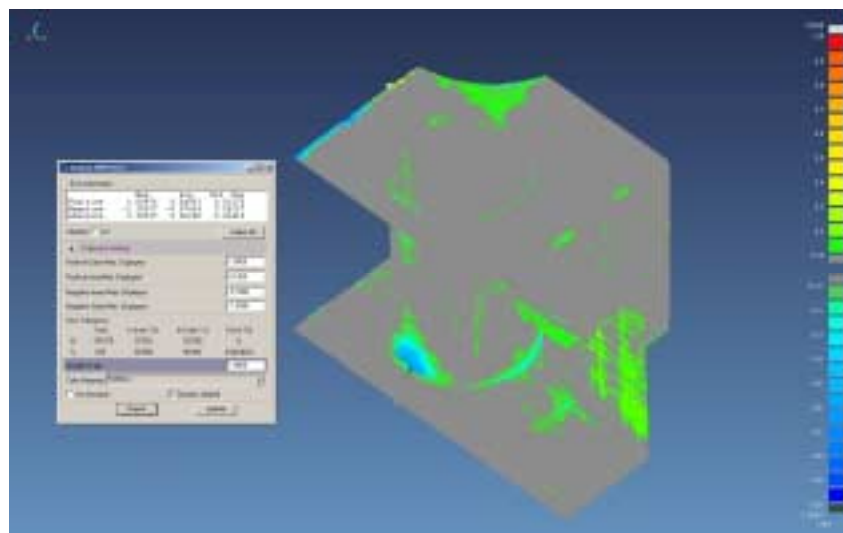


Abbildung 6-19: Vergleich Otsu Lokal mit Referenzmodell, ISO Ansicht 2

Die Abweichungen sind durch die Verwendung des lokalen Otsu in Kombination mit dem DLAMC-Algorithmus auch an den kritischen Kreissegmenten zurückgegangen. In Ansicht 2 sieht man allerdings eine Stelle an der auch das lokale Verfahren versagt, es bildet sich ein schwarzer Wurmfortsatz. Im Vergleich zum Stand der Technik, welcher gleich mehrere solcher Ausreißer zeigt, stellt dies dennoch eine deutliche Verbesserung dar.

VGStudioMAX	Max. Abweichung [mm]	Durchschnittl. Abweichung [mm]	Standardabw eichung [mm]
Positiv	0,50296	0,07765	0,0549
Negativ	-0,97261	-0,06471	0,0690
Absolut	0,97261	0,07237	0,0614
Punkte innerhalb $\pm 0,1\text{mm}$ Fehlertoleranz	82979		
In %	75,4		
Otsu, lokal	Max. Abweichung	Durchschnittl. Abweichung	Standardabw eichung
Positiv	1,00976	0,04953	0,03275
Negativ	-1,28937	-0,07434	0,8257
Absolut	1,28937	0,06200	0,06415
Punkte innerhalb $\pm 0,1\text{mm}$ Fehlertoleranz	91730		
In %	85,6		

Tabelle 6-4: *Statistik des Vergleichs VGStudioMAX und lokalem Otsu-Verfahren in Kombination mit dem globalen Otsu-Verfahren und dem DLAMC-Algorithmus gegen das Referenzmodell*

Die Statistik zeigt mit 85,6% die bislang größte Anzahl an Punkten innerhalb des inneren Toleranzbandes. Die Standardabweichung zeigt sich mit einem Wert von 0,06415 nur 4,5% höher als der Referenzwert von 0,0614 aus VGStudioMAX.

6.3.6 Vergleich Median Lokal mit Referenzmodell

Zuletzt wird der entwickelte lokale Median-Algorithmus mit dem globalen Otsu und dem DLAMC-Algorithmus kombiniert. Trotz der Tatsache, dass das Median-Verfahren deutlich simpler zu realisieren ist, stellen sich die damit erreichten Ergebnisse als die Besten im visuellen Vergleich dar.

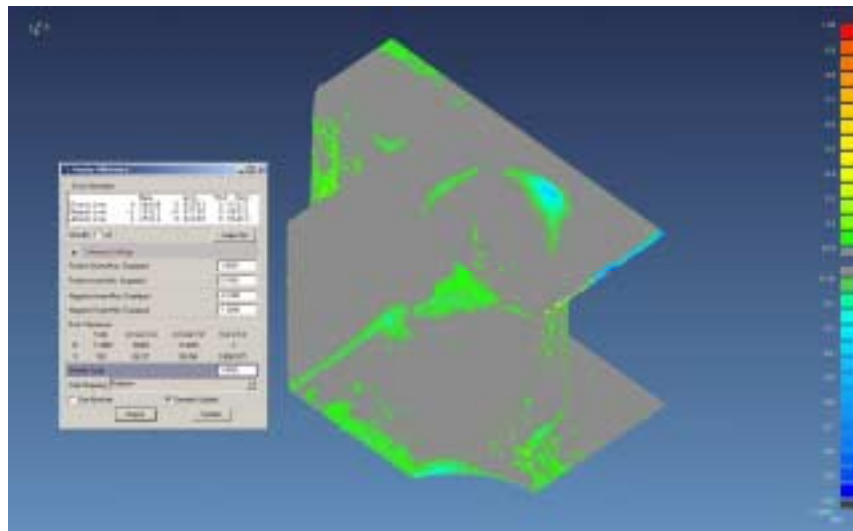


Abbildung 6-20: Vergleich Mittelwert Lokal mit Referenzmodell, Ansicht 1

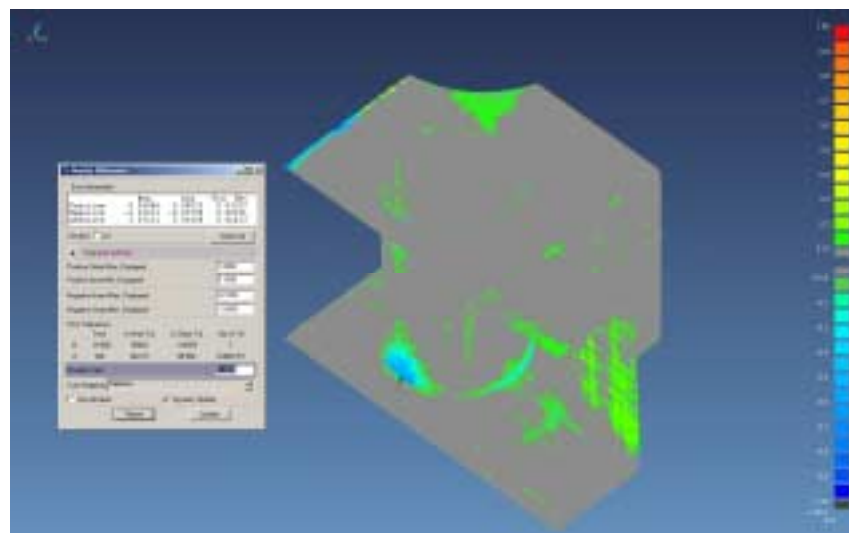


Abbildung 6-21: Vergleich Mittelwert Lokal mit Referenzmodell, Ansicht 2

Wie die Abbildungen 6-22 und 6-23 zeigen ist die erreichte Reduzierung der kritischen Bereiche mit diesem Verfahren am höchsten. Auch wenn eine gänzliche Eliminierung nicht gelingt, so ist eine negative Beeinflussung des restlichen Datensatzes nicht zu erkennen.

VGStudioMAX	Max. Abweichung [mm]	Durchschnittl. Abweichung [mm]	Standardabw eichung [mm]
Positiv	0,50296	0,07765	0,0549
Negativ	-0,97261	-0,06471	0,0690
Absolut	0,97261	0,07237	0,0614
Punkte innerhalb $\pm 0,1\text{mm}$ Fehlertoleranz	82979		
In %	75,4		
Median, lokal	Max. Abweichung	Durchschnittl. Abweichung	Standardabw eichung
Positiv	0,94048	0,05033	0,03327
Negativ	-1,29211	-0,07198	0,08321
Absolut	1,29211	0,06108	0,06413
Punkte innerhalb $\pm 0,1\text{mm}$ Fehlertoleranz	98402		
In %	86,3		

Tabelle 6-5: *Statistik des Vergleichs VGStudioMAX und lokalem Median-Verfahren in Kombination mit dem globalen Otsu und dem DLAMC-Algorithmus gegen das Referenzmodell*

In der Statistik ist eine nochmalige Erhöhung der Anzahl der ins innere Toleranzband fallenden Punkte auf nun über 86% zu bemerken. Die Standardabweichung verbessert sich unwesentlich.

Da die Ergebnisse sich nur in Details von denen des lokalen Otsu-Verfahrens unterscheiden, kann man den lokalen Mittelwert in Kombination mit dem globalen Otsu-Verfahren als besten Algorithmus wählen. Diese Entscheidung fällt insbesondere im Hinblick auf die Rechenzeit klar aus, denn in der industriellen Computertomographie wird mit Datensätzen in der Größenordnung 500MB und deutlich mehr gearbeitet. Der lokale Median-Algorithmus ist um den Faktor 10 schneller als der lokale Otsu-Algorithmus.

6.3.7 Messtechnische Auswertungen

Abschließend wird die Qualität der neu entwickelten Algorithmen anhand von messtechnischen Untersuchungen im Referenzmodell und in den ausgewerteten

Punktwolken geprüft. Die Software SURFACER bietet hierzu eine Vielzahl von Werkzeugen, um in den erhaltenen Punktwolken Regelgeometrien einzupassen und auszuwerten sowie Abstände und Winkel von Flächen und Geraden zueinander zu messen. Die zu vermessenden Geometrien sind in Abbildung 6-22 markiert und die Ergebnisse in Tabelle aufgeführt.

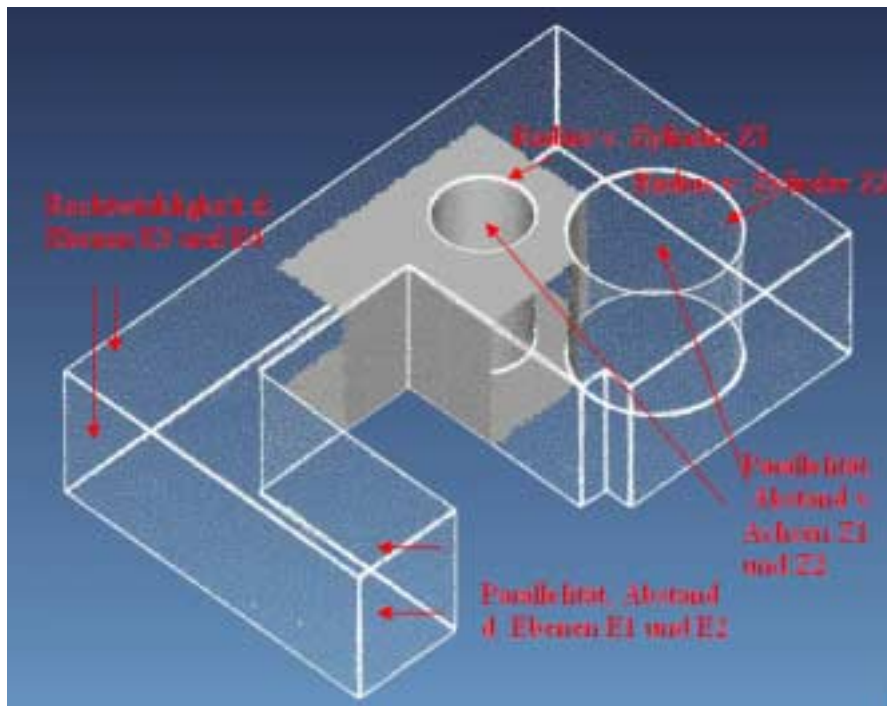


Abbildung 6-22: Festlegung der Maße im Testteil

	Sollmaß [±0,05mm; ±0,002°; entspricht den Fertigungstoleranzen]	VGStudioMAX	MIMICS	Otsu, global	Otsu, lokal	Median, lokal
Radius Zylinder Z1 [mm]	7,5	7,3872	7,7411	7,4502	7,5333	7,531
Radius Zylinder Z2 [mm]	12,5	12,3391	12,6982	12,5983	12,5982	12,5822
Abstand der Zylinderachsen Z1 und Z2 [mm]	25	25,6589	24,7911	25,0922	25,0441	25,0377
Winkel zw. den Zylinderachsen Z1 und Z2 [°]	0	0,0276	0,0837	0,0162	0,0095	0,0123
Abstand der Ebenen E1 und E2 [mm]	25	24,8972	25,5563	25,3873	24,9989	25,009
Winkel zw. den Ebenen E1 und E2 [°]	0	0,0660	0,1002	0,0202	0,0024	0,0019
Winkel zwischen den Ebenen E3 und E4 [°]	90	89,173	91,067	90,428	90,0142	90,0073

Tabelle 6-6: Ergebnisübersicht

Wie man vor allem in den nachfolgenden graphischen Darstellungen der Ergebnisse sieht, liegen die Ergebnisse von MIMICS und VGStudioMAX bei allen vermessenen Merkmalen deutlich über bzw. deutlich unter dem erwarteten Wert. Schon der globale Otsu-Algorithmus

liefert in 6 von 7 Fällen bessere Ergebnisse als die konventionellen Methoden. Noch bessere Resultate liefern die lokalen Algorithmen, welche zum Teil Abweichungen in der Größenordnung der Fertigungstoleranzen liefern.

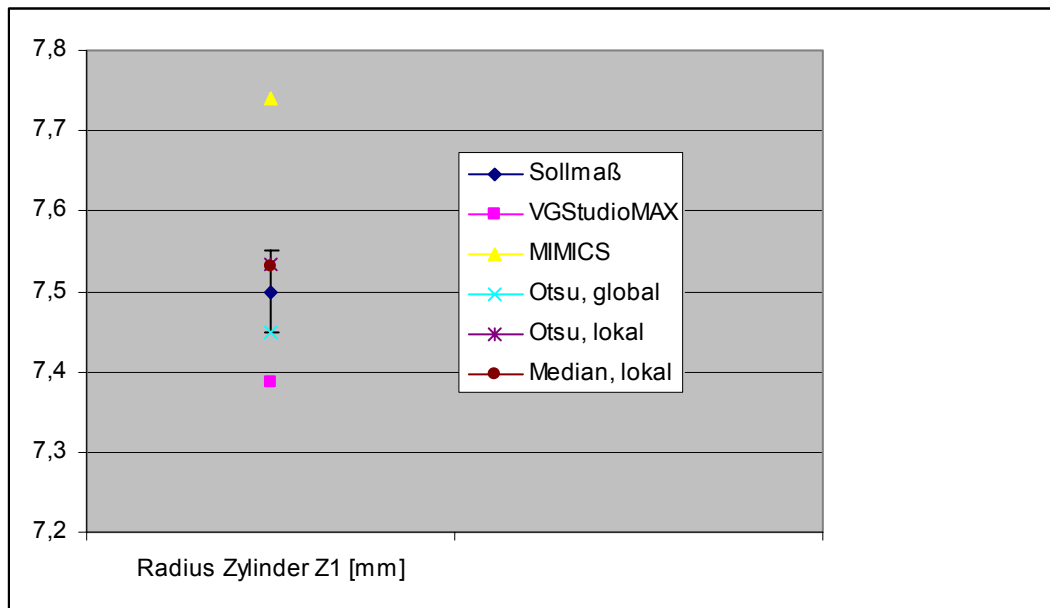


Abbildung 6-23: Ergebnis der Vermessung des Zylinderradius 1

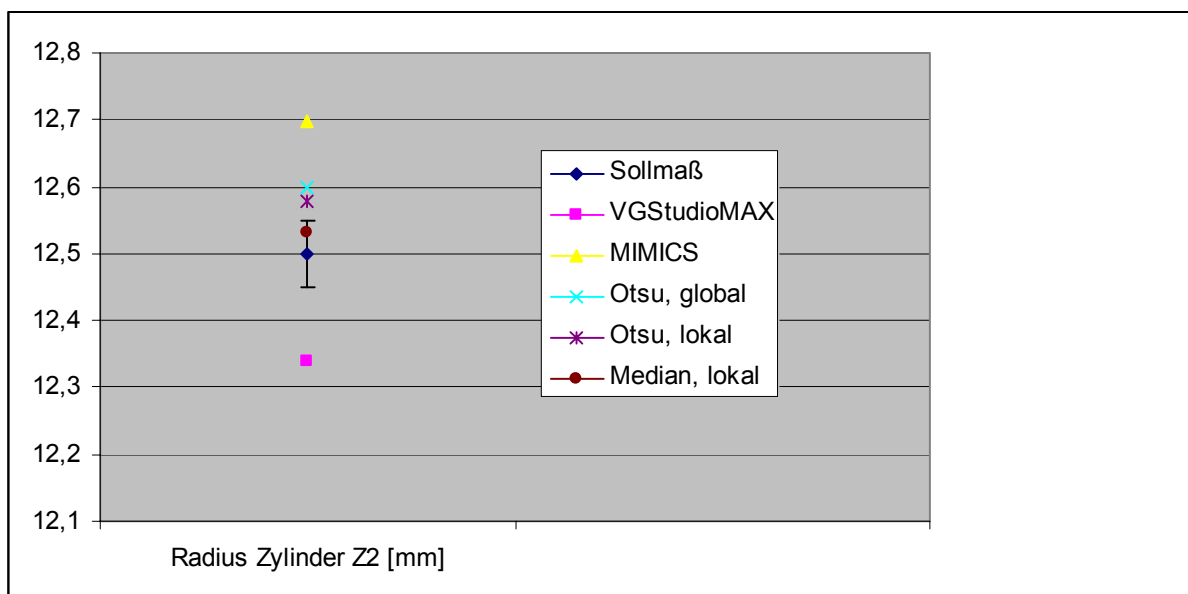


Abbildung 6-24: Ergebnis der Vermessung des Zylinderradius 2

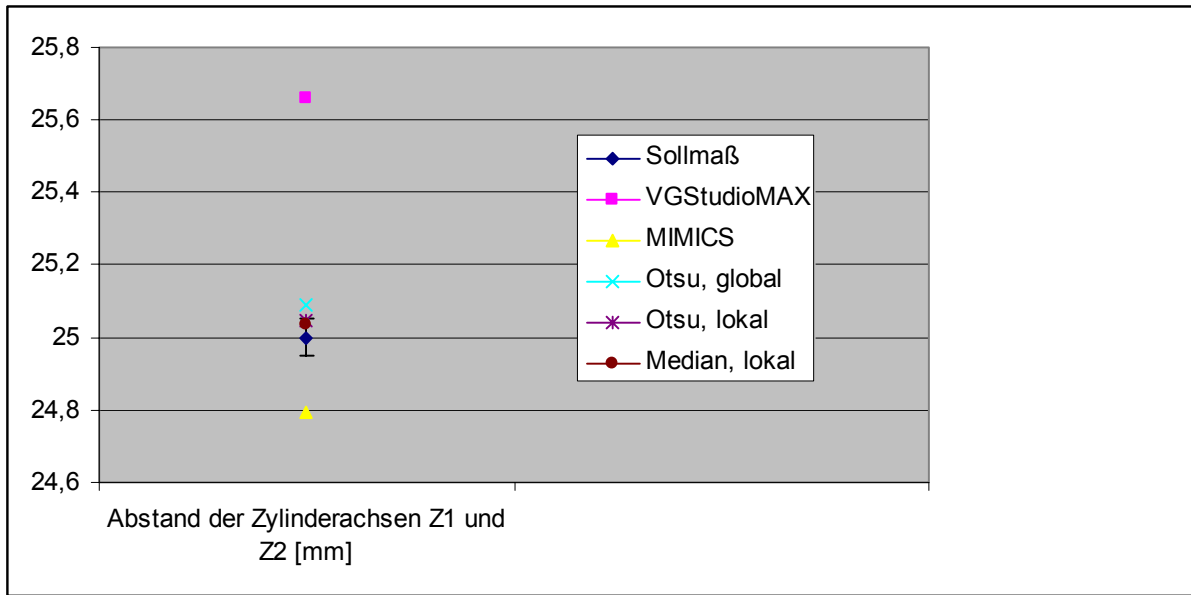


Abbildung 6-25: *Ergebnis der Vermessung des Abstandes der Zylinderachsen*

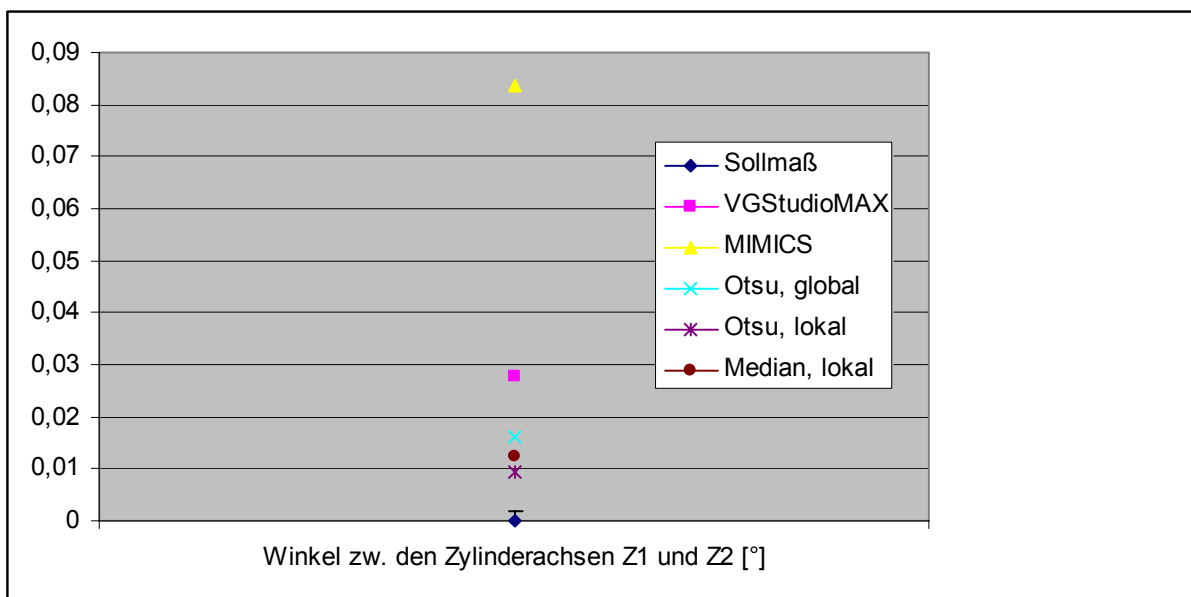


Abbildung 6-26: *Ergebnis der Vermessung des Winkels zwischen den Zylinderachsen*

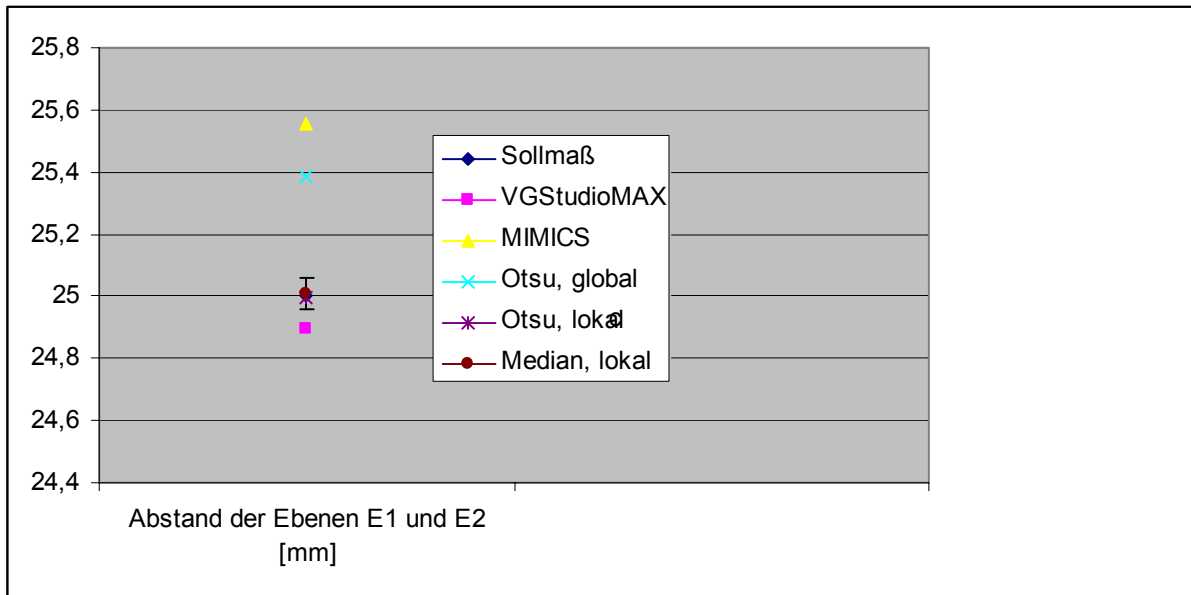


Abbildung 6-27: Ergebnis der Vermessung des Abstandes der Ebenen E1 und E2

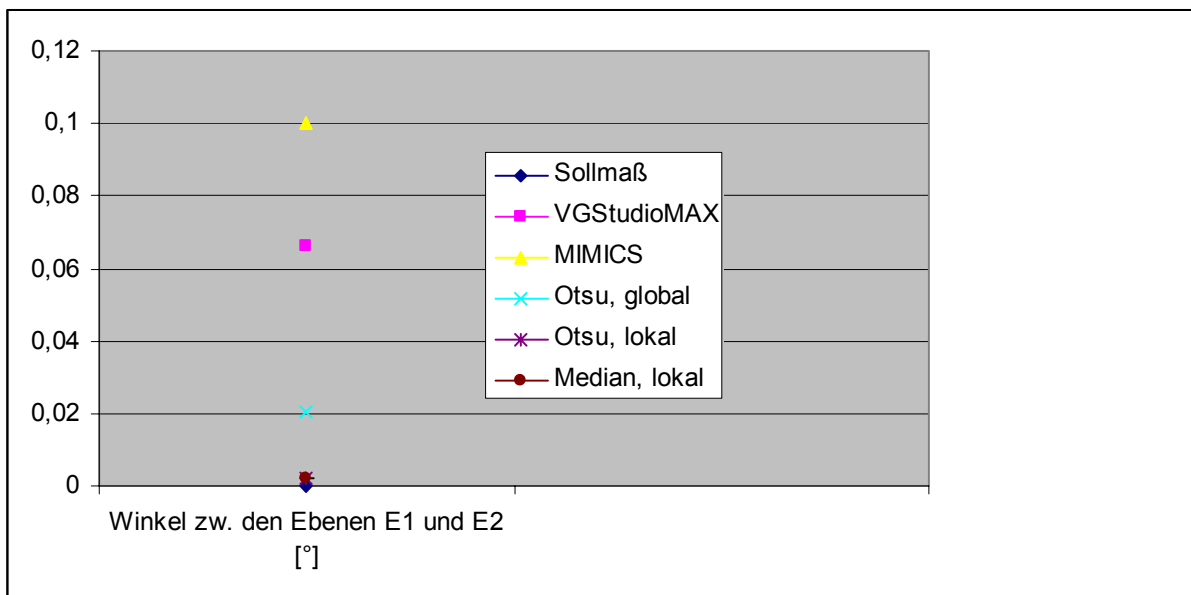


Abbildung 6-28: Ergebnis der Vermessung des Winkels zwischen den Ebenen E1 und E2

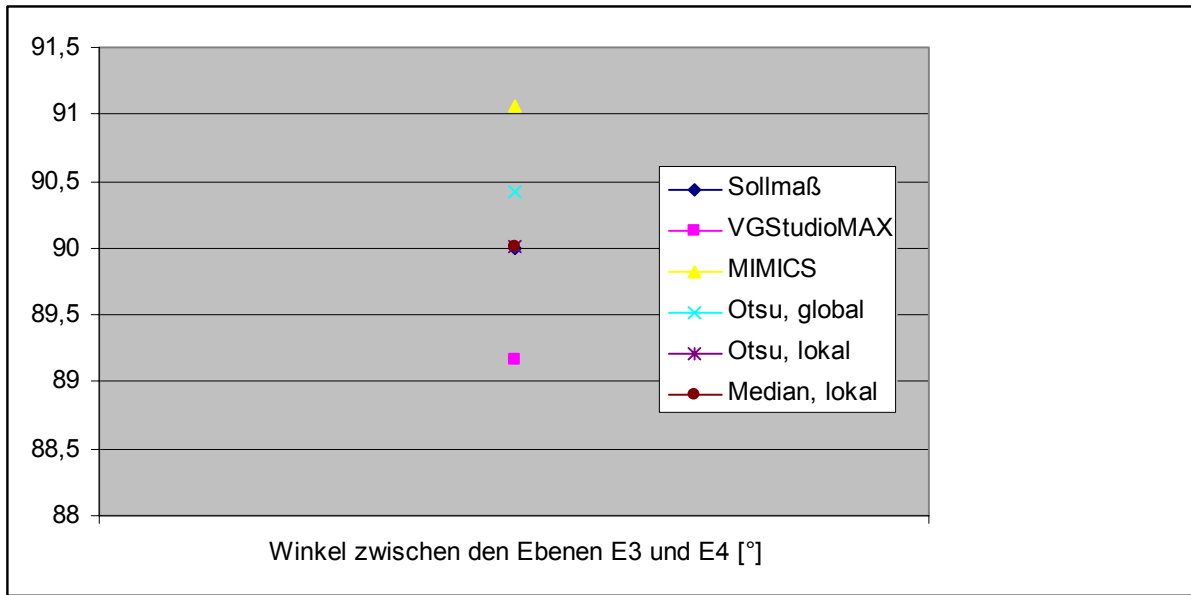


Abbildung 6-29: *Ergebnis der Vermessung des Winkels zwischen den Ebenen E3 und E4*

Kapitel 7

Zusammenfassung und Ausblick

In Kapitel 6 konnte gezeigt werden, dass die neu entwickelten Algorithmen zur Segmentierung von 3D-CT Datensätzen eine nennenswerte Verbesserung der Qualität der Daten schaffen. Es bleibt offen, inwieweit sich dadurch die Akzeptanz der Computertomographie in der industriellen Messtechnik weiter verbessert. Aus der zweidimensionalen Bildverarbeitung gibt es viele weitere Ansätze, welche in der Gesamtheit alle zu betrachten den Rahmen dieser Arbeit gesprengt hätten. Es galt zu zeigen, dass konventionelle Methoden für die Messtechnik ungeeignet sind und zu analysieren, welche Verfahren sich prinzipiell besser für den Einsatz in Verbindung mit computertomographischen Daten eignen. Darauf aufbauend wurde ein dynamischer, lokal-adaptiver Segmentierungsalgorithmus entwickelt und mit einem modifizierten Marching-Cubes-Algorithmus verknüpft. Es entstand daraus der so genannte DLAMC-Algorithmus. Im Zuge weiterer Arbeiten und Forschungsprojekte muss sich nun zeigen, inwiefern diese Methode allen Anforderungen der Industrie Stand hält und wie sich auf Basis der im Rahmen dieser Arbeit geleisteten Grundlagen, weitere Optimierungen bzw. gänzlich neue Wege ableiten lassen.

Es bieten sich mehrere Schritte an, die erhaltenen Ergebnisse weiter zu optimieren. Der lokale Median kann durch Untersuchung der umliegenden Werte sicherlich noch verbessert werden. Aber auch die Verfahren zur Generierung von Oberflächenmodellen bieten viel Spielraum zur Verbesserung.

7.1 Regularized Marching Tetrahedra

Dies ist eine Abwandlung des Marching-Tetrahedra-Algorithmus. Dabei wird bereits bei der Berechnung der Dreiecke eine Vereinfachung und somit Reduzierung der Anzahl der Dreiecke vorgenommen. Die Vorteile dieses Verfahrens sind die Kompaktheit des Modells durch die geringe Anzahl an Dreiecken, ähnlich wie beim Marching-Cubes-Algorithmus und die Vermeidung von dessen Mehrdeutigkeiten. [Tre_98]

7.2 Level Set Methoden

Level Sets sind mathematische Methoden zur Beschreibung sich bewegender Kurven bzw. Flächen und sind von Sethian (1999) maßgeblich entwickelt und untersucht worden. Sie bieten gegenüber aktiven Konturen Vorteile, da sie sich auch an scharfen Ecken und Kanten dem Verlauf korrekt anpassen. Allerdings sind finite Differenzen zur Lösung des „initial value“-Problems sehr rechenintensiv und mit größeren Modellen, wie sie im vorliegenden Fall vorkommen, auch heute noch nicht effektiv und anwendungsnah zu realisieren.

7.3 Feature Sensitive Surface Extraction

Einen sehr viel versprechenden Ansatz, um mittels des Marching-Tetrahedra-Algorithmus auch spitze Winkel nachbilden zu können, bietet die Arbeit der Computer Graphics Group an der RWTH-Aachen. [Kob_01]

Der beschriebene Algorithmus durchsucht den Datensatz auf potentielle spitze Ecken und Kanten und generiert anhand einer Randbedingung an diesen Punkten zusätzliche Dreiecke, die der realen Kontur des Objektes besser entsprechen.

Neben den oben erwähnten Ansätzen wird es in Zukunft sicher noch viele weitere geben, welche die industrielle Computertomographie auf ihrem Weg zu einem etablierten messtechnischen Verfahren unterstützen werden. In der Hoffnung diesen Weg ein wenig mitbereitet zu haben endet diese Arbeit an dieser Stelle.

*Wie wir nicht fragen, zu welchem nützlichem Zweck
die Vögel singen, da sie zum Singen erschaffen worden und der Gesang für sie eine Lust;
so sollten wir auch nicht fragen, warum sich der menschliche Geist damit müht,
die Geheimnisse des Himmels auszuloten ...
Sind doch die Naturscheinungen deshalb so mannigfaltig
Und die am Himmel verborgenen Schätze so reich,
damit es dem menschlichen Geiste nie an frischer Nahrung mangle.*

Mysterium Cosmographicum

Johannes Kepler [1571 – 1630],

Naturphilosoph, Mathematiker, Astronom, Astrologe und Optiker.

Zusammenfassung der Arbeit

Die industrielle Röntgen-Computertomographie (CT) hat in den letzten Jahren auch im Bereich der Messtechnik immer mehr an Bedeutung gewonnen. Aufgrund der Besonderheit Objekte komplett, d.h. inklusive deren Innengeometrien, erfassen zu können, besitzt sie ein enormes Potenzial, die heute in der Messtechnik etablierten Verfahren, wie die taktile Koordinatenmesstechnik oder optische Triangulationsverfahren, in manchen Teilen zu ersetzen oder in vielen Anwendungen sinnvoll zu ergänzen (Multisensormesstechnik). Doch wie bei allen Sensoren spielt auch bei der Computertomographie die Auswertung der gesammelten Daten eine wesentliche Rolle. Insbesondere wenn messtechnische Anwendungen im Vordergrund stehen, gelten strenge Anforderungen im Hinblick auf Genauigkeit, Reproduzierbarkeit und Nachvollziehbarkeit der gesamten Prozesskette.

Die so genannte Segmentierung bezeichnet das Verfahren zur Trennung verschiedenartiger Materialien voneinander bzw. von der Umgebung, in welcher sich das Objekt befindet. Aufgrund der besonderen physikalischen Eigenschaften von Röntgenstrahlen stellt sich das Problem nicht trivial dar und wurde bislang nur höchst unzureichend gelöst. Bis dato werden aus der Medizin abgeleitete Verfahren zur Segmentierung eingesetzt. Diese basieren allesamt auf die Identifizierung eines globalen Schwellwertes, welcher dann zur Segmentierung des gesamten Voxelmodes verwendet wird.

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich zunächst mit dem wissenschaftlichen Nachweis der Unzulänglichkeit der heute eingesetzten globalen Schwellwertverfahren zur Segmentierung von industriellen 3D-Computertomographie-Datensätzen und mit der Definition von Anforderungen an einen Segmentierungsalgorithmus für den Einsatz in der 3D-CT. Messtechnische Anwendungen stehen hierbei besonders im Fokus der Betrachtungen. Es wird gezeigt, dass neben anderen physikalischen Störeffekten der Einfluss der Geometrie auf die Grauwertverteilung im Voxelmolell Hauptfehlerquelle in messtechnischen Auswertungen von CT-Daten ist. Dies bedeutet konkret, dass sich geometrische Messgrößen in Abhängigkeit von der Form eines Objektes, bei ansonsten identischen Bedingungen, unterschiedlich darstellen. Hauptbestandteil dieser Arbeit ist eine Analyse verschiedenster Segmentierungsalgorithmen, deren Bewertung nach zuvor definierten messtechnischen Klassifikatoren und die Identifizierung eines für die industrielle Messtechnik geeigneten Algorithmus. Es werden sowohl punkt- und kantenorientierte als auch regionenorientierte Verfahren miteinander verglichen. Dabei zeigt sich, dass sich die punktorientierte, dynamische, lokal-adaptive Bestimmung von Schwellwerten in besonderer

Weise zur Auswertung von 3D-Voxelmodellen, deren Ursprung die Röntgencomputertomographie ist, auszeichnet. Die Implementierung eines solchen Verfahrens in Verbindung mit einem modifizierten Marching Cube Algorithmus liefert im Vergleich mit herkömmlichen Segmentierungsverfahren deutlich bessere Ergebnisse. Anhand eines synthetischen Datensatzes und einigen Testdatensätzen von tomographierten Objekten werden diese Ergebnisse mit dem Stand der Technik verglichen und für messtechnische Anwendungen qualifiziert. Der Nachweis einer deutlichen Verbesserung des Gesamtmessergebnisses durch diese Methode wird erbracht. Die zuvor festgestellten messtechnischen Abweichungen, welche aufgrund des Einflusses der Geometrie der Bauteile bei der Verwendung von globalen Schwellwerten auftreten, werden durch den Einsatz des entwickelten Algorithmus nahezu eliminiert.

Summary

Industrial X-ray computer tomography (CT) has become more and more important over the last few years, also in the field of measurement technology. Due to the specific feature of being able to detect objects completely, i. e. inclusive of their inner geometry, it holds an enormous potential capacity to replace to some extent the methods established in modern day measurement technology, i. e. coordinate-reading measurement or optical triangulation methods, or to complement many of their applications expediently (multi-sensor measurement). However, as in all fields of sensor technology, analysis of the collected data plays an important role in the field of computer tomography. Especially if metrological applications are important, demanding requirements have to be met regarding accuracy, repeatability and traceability of the entire process chain.

The so-called segmentation refers to the method of separating heterogeneous materials from one another and/or from the environment of the object. Due to the special physical properties of X-rays, the problem is by no means trivial and has, up until now, only been solved insufficiently. To date methods derived from medical science are used for segmentation. They are all based on the identification of a global threshold which is then used for segmentation of the entire Voxel model.

The present dissertation initially deals with the scientific evidence of the insufficiency of the global threshold procedures used today for segmentation of industrial 3D computer tomography data sets and with the definition of requirements to a segmentation algorithm for application in the 3D-CT. Thereby the considerations focus especially on metrological applications. It is evidenced that, in addition to other physical negative effects, the influence of the geometry on spreading of the grey scale value in the Voxel module is the main source of error at the measurement evaluation of CT data. This means precisely that, if all other conditions are identical, geometrical measurement categories differ depending on the form of an object. The essential parts of this dissertation are the analysis of a range of segmentation algorithms, their evaluation according to predetermined measurement classifiers and the identification of an algorithm suited for industrial measurement technology. Both point-based and edge-based as well as region-based methods are compared with each other. It appears that the point-based, dynamic, local adaptive determination of thresholds is particularly distinguished for the evaluation of 3D Voxel models, which have their origins in X-ray computer tomography. Implementation of such a method combined with a modified Marching Cube Algorithm affords distinctly better results compared with traditional segmentation

methods. These results are compared to the state of the art and qualified for metrological applications by means of a synthetic data set and some test data sets of digitised objects. Evidence is provided of a considerable improvement of the total measurement result through this method. The previously ascertained metrological deviations occurring due to the influence of the component's geometry when using global thresholds are almost eliminated by applying the developed algorithm.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1-1:	<i>Wilhelm Conrad Röntgen; Quelle: [Wik_06]]</i>	12
Abbildung 1-2:	<i>Erstes Röntgenbild der Hand von Alfred von Kolliker, aufgenommen am 23 Januar 1896; Quelle: [Gla_95]</i>	13
Abbildung 1-3:	<i>Johann Radon; Quelle: [Gla_95]</i>	13
Abbildung 2-1:	<i>Elektromagnetisches Spektrum [Wik_06]</i>	19
Abbildung 2-2:	<i>Spektrum der Bremsstrahlung</i>	21
Abbildung 2-3:	<i>Spektrum der Bremsstrahlung mit charakteristischer Strahlung [Wik_06]</i>	21
Abbildung 2-4:	<i>Schema Röntgenquelle [Wik_06]</i>	23
Abbildung 2-5:	<i>Vergleich eines ungefilterten Spektrums (links) mit einem gefilterten Spektrum (rechts); es wurde ein Nickel-Filter verwendet; die gestrichelte Linie zeigt den Verlauf des Absorptionskoeffizienten von Nickel [Wik_06]</i>	24
Abbildung 2-6:	<i>Einfluss der Spannung auf die Absorption</i>	27
Abbildung 2-7:	<i>Absorption von Röntgenstrahlung + Verhalten der Intensität</i>	28
Abbildung 2-8:	<i>Schema Bildverstärker [Ewe_01]</i>	31
Abbildung 2-9:	<i>Technischer Aufbau eines a-Si-Flachdetektors [Quelle: Sie_05]</i>	32
Abbildung 2-10:	<i>Fächerstrahlgeometrie</i>	33
Abbildung 2-11:	<i>Kegelstrahlgeometrie</i>	33
Abbildung 2-12:	<i>Quantenenergiespektrum einer Röntgenröhre mit 105 kV Röhrenspannung [Bor_90]</i>	37
Abbildung 2-13:	<i>Massenabsorptionskoeffizienten in Abhängigkeit von der Ordnungszahl für verschiedene Quantenenergien. Man sieht: bei geringen Energien steigt der Massenabsorptionskoeffizient mit der Ordnungszahl an, bei hohen Energien ist er von der Ordnungszahl weitestgehend unabhängig [Bor_90]</i>	37
Abbildung 2-14:	<i>Projektionen</i>	39
Abbildung 2-15:	<i>Projektionsbilder $P_\alpha(t)$, $\theta = 0^\circ, 90^\circ, 180^\circ, 270^\circ$; Zylinder einer Kettensäge der Fa. Stihl AG & Co. KG</i>	41
Abbildung 2-16:	<i>Rückprojektionen nach 2, 20, 80, 180, 270 und 360 Projektionen bei $z=250$ (Schnittebene); Zylinder einer Kettensäge der Fa. Stihl AG & Co. KG</i>	42
Abbildung 2-17:	<i>Überlagerung der Rückprojektionen</i>	42
Abbildung 2-18:	<i>Rekonstruiertes Objekt, Voxelmodell</i>	46
Abbildung 2-19:	<i>Rekonstruiertes Objekt, xy, xz, yz Schichten</i>	46
Abbildung 2-20:	<i>Radiographie eines Linientestes</i>	48
Abbildung 2-21:	<i>Intensitätsprofil</i>	48
Abbildung 2-22:	<i>Beispiel für unterschiedliche Rasterung (von links oben nach rechts unten: 1024x1024, 512x512, 256x256, 128x128, 64x64, 32x32)</i>	49

Abbildung 3-1:	<i>Schematischer Aufbau eines industriellen CT [Quelle XTek Ltd]</i>	55
Abbildung 3-2:	<i>Foto eines industriellen CT [Quelle: XTek Anlage am Fraunhofer IPA]</i>	55
Abbildung 3-3:	<i>Schema 2D-/3D-CT</i>	57
Abbildung 3-4:	<i>Die in einer vollständigen 360° Rotation aufgenommenen 2D-Projektionsbilder ergeben nach der Rekonstruktion das 3D-Voxelmodell</i>	57
Abbildung 3-5:	<i>Grauwert-Übergang (Gesamtbild + Ausschnitt, vergrößert – Pixeldetails)</i>	58
Abbildung 3-6:	<i>MIMICS Eingabemaske für die Grauwertbild-Parameter</i>	60
Abbildung 3-7:	<i>MIMICS Import der Schichtbilder</i>	60
Abbildung 3-8:	<i>MIMICS Import der Schichtbilder (logarithmische Darstellung des Histogramms)</i>	61
Abbildung 3-9:	<i>MIMICS + Profillinie über Grauwertbild + Grauwertprofil + Schwellwertmaske</i>	61
Abbildung 3-10:	<i>3D-Punktewolke eines Deltaschleifergehäuses der Fa. Robert Bosch GmbH</i>	63
Abbildung 3-11:	<i>n x Projektionsbilder</i>	64
Abbildung 3-12:	<i>Rekonstruktion und Aufbau der 3D-Matrix</i>	64
Abbildung 3-13:	<i>2D Fälle Marching Rectangle</i>	65
Abbildung 3-14:	<i>Mehrdeutigkeit Marching Rectangle</i>	65
Abbildung 3-15:	<i>Marching-Cubes Zelle</i>	66
Abbildung 3-16:	<i>Marching-Cubes – 15 Fallunterscheidungen</i>	67
Abbildung 3-17:	<i>Reduzierung der Dreiecke 1</i>	68
Abbildung 3-18:	<i>Reduzierung der Dreiecke 2</i>	68
Abbildung 3-19:	<i>Objekt, STL (Netz) – Objekt STL (schattiert)</i>	68
Abbildung 3-20:	<i>Dividing Cubes</i>	70
Abbildung 3-21:	<i>Marching Tetrahedra Unterteilung eines Kubus</i>	71
Abbildung 3-22:	<i>Marching Tetrahedra verschiedene Fälle</i>	71
Abbildung 3-23:	<i>Marching Tetrahedra 22-Flächner</i>	72
Abbildung 3-24:	<i>von links: Risse in Keramikisolator, Samen in Zapfen, Metalleinschlüsse in Holz, Materialverteilung in Beton, Lunker in Aluminiumguss [Quelle: BAM Berlin, 2000]</i>	73
Abbildung 3-25:	<i>Messsoftware Screenshot [Quelle: SpecCheck Software, CGI Ltd.]</i>	76
Abbildung 3-26:	<i>Soll-Ist-Vergleich eines Zylinders (obere Reihe von links: Originalbauteil, CT-Schichtbilder; untere Reihe von links: Punktewolke, CAD Modell, graphische Darstellung der Abweichungen)</i>	76
Abbildung 3-27:	<i>Best-fit-Einpassung von regelgeometrischen Elementen (Zylinder, Fläche, Kugel)</i>	76
Abbildung 3-28:	<i>Prozesskette Flächenrückführung (Original, STL, CAD-Wireframe-Modell)</i>	77
Abbildung 3-29:	<i>Digitale Schleife der Optimierung</i>	78

Abbildung 3-30: <i>Physische Schleife der Optimierung</i>	79
Abbildung 3-31: <i>Fertigungszeichnung des Testteils STUFENPYRAMIDE</i>	81
Abbildung 3-32: <i>3D-CAD-Modell des Testteils STUFENPYRAMIDE</i>	82
Abbildung 3-33: <i>CT-Anlage des EMPA, Dübendorf, Schweiz</i>	83
Abbildung 3-34: <i>CT-Anlage, TomoAdour, Frankreich</i>	83
Abbildung 3-35: <i>Messplan Pyramide</i>	84
Abbildung 3-36: <i>Messergebnisse Pyramide mit einer 3D-Koordinatenmessmaschine [Quelle EMPA, Schweiz]</i>	85
Abbildung 3-37: <i>Polylines (links); Fitzylinder (rechts)</i>	86
Abbildung 3-38: <i>Auswertung</i>	87
Abbildung 3-39: <i>Auswertung</i>	87
Abbildung 3-40: <i>Sekundärbild (x-z-Ebene)</i>	88
Abbildung 3-41: <i>Zusammengesetzte Polylines (links); Ansicht von oben (rechts)</i>	89
Abbildung 3-42: <i>Hohlzylinder-Testteile Originale</i>	92
Abbildung 3-43: <i>Al-Hohlzylinder-Testteile: CT-Schnittbilder</i>	92
Abbildung 3-44: <i>CT-Anlage, BAM, Berlin [Quelle: BAM, Berlin]</i>	93
Abbildung 3-45: <i>Einlesemaske von MIMICS</i>	94
Abbildung 3-46: <i>Origin/Excel Auswertegraphen für den gemessenen Radius aufgetragen gegen den Schwellwert</i>	97
Abbildung 3-47: <i>Messergebnisse aus Surfacar (gleicher Schwellwert: gemessener Radius, aufgetragen jeweils gegen den gleichen Außenradius aber verschiedene Innenradien)</i>	98
Abbildung 3-48: <i>Origin/Excel Auswertegraphen (gleicher Schwellwert: gemessener Radius, aufgetragen jeweils gegen gleiche Außenradien aber versch. Innenradien</i>	98
Abbildung 4-1: <i>Schwellwertverfahren, welche in der industriellen CT eingesetzt werden</i>	111
Abbildung 4-2: <i>Histogramm mit 2 Normalverteilungen</i>	114
Abbildung 4-3: <i>Ergebnisse mit dem Roberts Cross Operator Schwellwerte bei 15; 20; 25; 30</i>	155
Abbildung 4-4: <i>Sobel 2D Schwellwerte bei 15, 20, 25 und 30</i>	157
Abbildung 4-5: <i>Prewitt 15; 20; 25; 30</i>	159
Abbildung 4-6: <i>LoG Schwellwert=0,5; 1; 1,5; 2; Standardabweichung $\sigma=2$;</i>	162
Abbildung 4-7: <i>Canny 2D Schwellwert 55, $\sigma = 1$ und $\sigma = 4$</i>	164
Abbildung 4-8: <i>Flussdiagramm des Region-Growing-Algorithmus</i>	166
Abbildung 4-9: <i>Split-and-Merge-Algorithmus (links: Ausgangsbild; Mitte: Quadtree- Aufteilung (split); rechts: Endergebnis (merge)</i>	168
Abbildung 4-10: <i>Region Splitting Algorithmus</i>	169
Abbildung 4-11: <i>2D- und 3D-Octree Verfahren</i>	170
Abbildung 5-1: <i>Helligkeitsverteilung Bildverstärker/Kamera – unkorrigiert (links), korrigiert (rechts)</i>	176

Abbildung 5-2:	<i>Bestimmung des optimalen Schwellwertes ist anhand eines Histogramms und der Verwendung globaler Schwellwerte nicht möglich.</i>	176
Abbildung 5-3:	<i>Pseudocode Otsu Global</i>	177
Abbildung 5-4:	<i>Darstellung des Median in einer Dreiecksverteilung</i>	182
Abbildung 5-5:	<i>Pseudocode DLAMC-Algorithmus</i>	185
Abbildung 6-1:	<i>Grauwertbild (2D-xz-Schnitt) Stihl-Vergaser</i>	189
Abbildung 6-2:	<i>Versuch einer globalen Segmentierung mit verschiedenen Schwellwerten (von links: $S = -850, -890, -900$) am Stihl-Vergaser (2D-xz-Schnitte)</i>	189
Abbildung 6-3:	<i>x-y-Schnitt im Voxelmodell des Stihl-Vergasers</i>	190
Abbildung 6-4:	<i>Farblich invertierte Darstellung einer Segmentierung mit Kantenextraktion ; oben: mit globalem Schwellwert in MIMICS Software ausgewertet; rechts: mit DLAMC-Verfahren ausgewertet</i>	191
Abbildung 6-5:	<i>Vergleich der Daten ohne (links) und mit (rechts) lokaler Schwellwertauswertung DLAMC und lokalem Otsu-Verfahren (variierender Innenradius [mm], konstantem Außenradius [mm])</i>	192
Abbildung 6-6:	<i>Vergleich der Daten ohne (links) und mit (rechts) lokaler Schwellwertauswertung DLAMC und lokalem Otsu-Verfahren (variierender Außenradius [mm], konstantem Innenradius [mm])</i>	193
Abbildung 6-7:	<i>Testteil und Ausschnitt</i>	194
Abbildung 6-8:	<i>Segmentierung von links: Global, Otsu Lokal, Median Lokal</i>	195
Abbildung 6-9:	<i>Erste Klassifikation mit VGStudio MAX (globaler Schwellwert $S=128$)</i>	196
Abbildung 6-10:	<i>Zweite Klassifikation mit VGStudio MAX (globaler Schwellwert $S=124$)</i>	196
Abbildung 6-11:	<i>Dritte Klassifikation mit VGStudio MAX (globaler Schwellwert $S=125$)</i>	197
Abbildung 6-12:	<i>Vergleich VGStudio MAX mit Referenzmodell, ISO Ansicht 1</i>	199
Abbildung 6-13:	<i>Vergleich VGStudio MAX mit Referenzmodell, ISO Ansicht 2</i>	199
Abbildung 6-14:	<i>Vergleich Materialise mit Referenzmodell, ISO Ansicht 1</i>	201
Abbildung 6-15:	<i>Vergleich Materialise mit Referenzmodell, ISO Ansicht 2</i>	201
Abbildung 6-16:	<i>Vergleich Otsu Global gegen Referenzmodell, ISO Ansicht 1</i>	203
Abbildung 6-17:	<i>Vergleich Otsu Global gegen Referenzmodell, ISO Ansicht 2</i>	203
Abbildung 6-18:	<i>Vergleich Otsu Lokal mit Referenzmodell, ISO Ansicht 1</i>	205
Abbildung 6-19:	<i>Vergleich Otsu Lokal mit Referenzmodell, ISO Ansicht 2</i>	205
Abbildung 6-20:	<i>Vergleich Mittelwert Lokal mit Referenzmodell, Ansicht 1</i>	207
Abbildung 6-21:	<i>Vergleich Mittelwert Lokal mit Referenzmodell, Ansicht 2</i>	207
Abbildung 6-22:	<i>Festlegung der Maße im Testteil</i>	209
Abbildung 6-23:	<i>Ergebnis der Vermessung des Zylinderradius 1</i>	210
Abbildung 6-24:	<i>Ergebnis der Vermessung des Zylinderradius 2</i>	210
Abbildung 6-25:	<i>Ergebnis der Vermessung des Abstandes der Zylinderachsen</i>	211
Abbildung 6-26:	<i>Ergebnis der Vermessung des Winkels zwischen den Zylinderachsen</i>	211
Abbildung 6-27:	<i>Ergebnis der Vermessung des Abstandes der Ebenen E1 und E2</i>	212

Abbildung 6-28: <i>Ergebnis der Vermessung des Winkels zwischen den Ebenen E1 und E2</i>	212
Abbildung 6-29: <i>Ergebnis der Vermessung des Winkels zwischen den Ebenen E3 und E4</i>	213

Tabellenverzeichnis

Tabelle 2-1:	<i>Absorptionskoeffizienten [1/cm] für Röntgenstrahlung als Funktion der Photonenenergie für verschiedene Materialien</i>	29
Tabelle 2-2:	<i>Strahlenempfindlichkeit / Ortsauflösung</i>	31
Tabelle 3-1:	<i>Vor- und Nachteile: Marching-Cubes-Algorithmus</i>	69
Tabelle 3-2:	<i>Vor- und Nachteile: Dividing Cubes Algorithmus</i>	70
Tabelle 3-3:	<i>Vor- und Nachteile: Marching-Tetrahedra-Algorithmus</i>	72
Tabelle 3-4:	<i>Anforderungen A01 – A06</i>	74
Tabelle 3-5:	<i>Anforderungen A07 – A09</i>	75
Tabelle 3-6:	<i>Anforderungen A10 – A12</i>	77
Tabelle 3-7:	<i>Anforderungen A13 – A15</i>	78
Tabelle 3-8:	<i>Anforderungen ./.</i>	79
Tabelle 3-9:	<i>Daten der CT-Anlage des EMPA, Dübendorf, Schweiz</i>	82
Tabelle 3-10:	<i>Daten der CT-Anlage, TomoAdour, Frankreich</i>	83
Tabelle 3-11:	<i>Parameter der Schichtbilder, TomoAdour, Frankreich</i>	84
Tabelle 3-12:	<i>Auswertung</i>	88
Tabelle 3-13:	<i>Vergleich der Messwerte des KMM mit den ausgewerteten CT Daten (schichtweise segmentiert)</i>	89
Tabelle 3-14:	<i>Daten CT-Anlage, BAM, Berlin [Quelle: BAM, Berlin]</i>	93
Tabelle 3-15:	<i>Messergebnisse aus Surfacer (gemessene Radien für verschiedene Schwellwerte)</i>	96
Tabelle 4-1:	<i>Gewichtungsfaktoren</i>	110
Tabelle 4-2:	<i>Qualitätsstufen und Punkte</i>	110
Tabelle 4-3:	<i>Vor- und Nachteile: Schwellwert mit vorgegebenem Prozentsatz</i>	112
Tabelle 4-4:	<i>Vor- und Nachteile: Iterative Schwellwertbestimmung</i>	113
Tabelle 4-5:	<i>Vor- und Nachteile: Schwellwertbestimmung mittels Approximation eines Histogramms durch Normalverteilung</i>	115
Tabelle 4-6:	<i>Vor- und Nachteile: Schwellwertbestimmung nach Otsu</i>	117
Tabelle 4-7:	<i>Vor- und Nachteile: Schwellwertermittlung mittels Diskriminanzanalyse</i>	118
Tabelle 4-8:	<i>Vor- und Nachteile: Schwellwert mittels Maximierung der Entropie nach Pun</i>	120
Tabelle 4-9:	<i>Vor- und Nachteile: Schwellwert mittels Maximieren der Entropie nach Kapur, Sahoo und Wang</i>	122
Tabelle 4-10:	<i>Vor- und Nachteile: Schwellwertermittlung mittels Minimale Kreuz-Entropiemethode nach Brink und Pendock</i>	124
Tabelle 4-11:	<i>Vor- und Nachteile: Schwellwertermittlung nach dem Anisotropiekoeffizient-Verfahren nach Pun</i>	125

Tabelle 4-12:	<i>Vor- und Nachteile: Schwellwertes mit Hilfe von statistischen Momenten</i>	128
Tabelle 4-13:	<i>Vor- und Nachteile: Histogrammbasierte Multischwellwertverfahren</i>	129
Tabelle 4-14:	<i>Vor- und Nachteile: Verifikationsorientierte Schwellwertoperationen</i>	129
Tabelle 4-15:	<i>Vor- und Nachteile: Adaptive Schwellwertbestimmung mittels lokaler Grauwertverteilung und mit konstanter Fenstergröße</i>	131
Tabelle 4-16:	<i>Vor- und Nachteile: Adaptive Schwellwertbestimmung mittels lokaler Grauwertverteilung und mit dynamischer Fenstergröße</i>	132
Tabelle 4-17:	<i>Vor- und Nachteile: Schwellwert mit Minimum-Distance Klassifikator</i>	134
Tabelle 4-18:	<i>Vor- und Nachteile: Schwellwert mit Maximum-Likelihood-Klassifikator</i>	136
Tabelle 4-19:	<i>Vor- und Nachteile: Schwellwert mit Nearest-Neighbour-Klassifikator</i>	138
Tabelle 4-20:	<i>Vor- und Nachteile: Schwellwert mit Bayes-Klassifikator</i>	139
Tabelle 4-21:	<i>Vor- und Nachteile: Dynamisches Schwellwertverfahren nach Chow und Kaneko</i>	145
Tabelle 4-22:	<i>Vor- und Nachteile: Schwellwertbestimmung mit Hilfe von Neuronalen Netzen</i>	146
Tabelle 4-23:	<i>Vor- und Nachteile: Schwellwertbestimmung mit Fuzzy-Klassifikation</i>	147
Tabelle 4-24:	<i>Vor- und Nachteile: Schwellwertbestimmung mit Hilfe Genetischer Algorithmen</i>	148
Tabelle 4-25:	<i>Vor- und Nachteile: Kantenextraktion</i>	150
Tabelle 4-26:	<i>Vor- und Nachteile: Shift-and-difference Edge Enhancement</i>	151
Tabelle 4-27:	<i>Vor- und Nachteile: Gradient directional Edge Enhancement</i>	152
Tabelle 4-28:	<i>Vor- und Nachteile: Difference of Gaussian (DoG)</i>	154
Tabelle 4-29:	<i>Vor- und Nachteile: Roberts' Cross Operator (Kreuz-Operator)</i>	155
Tabelle 4-30:	<i>Matrixdarstellung eines 3D-Sobel Operators</i>	158
Tabelle 4-31:	<i>Vor- und Nachteile: Sobel-Operator</i>	158
Tabelle 4-32:	<i>Vor- und Nachteile: Prewitt-Operator</i>	159
Tabelle 4-33:	<i>Vor- und Nachteile: Laplace-Operator</i>	161
Tabelle 4-34:	<i>Vor- und Nachteile: Marr-Hildreth-Kantendetektor (Laplacian-of-Gaussian-Filter - LoG)</i>	162
Tabelle 4-35:	<i>Vor- und Nachteile: Canny-Kantendetektor</i>	164
Tabelle 4-36:	<i>Vor- und Nachteile: Mehrschwellenverfahren mittels Histogramm-Extrema</i>	166
Tabelle 4-37:	<i>Vor- und Nachteile: Region Growing</i>	167
Tabelle 4-38:	<i>Vor- und Nachteile: Split and Merge</i>	170
Tabelle 4-39:	<i>Zusammenfassung und Vergleichsmatrix</i>	171
Tabelle 5-1:	<i>Anzahl der Nachbarn eines zu betrachtenden Voxels in Abhängigkeit seiner Lage im Voxelmmodell</i>	178
Tabelle 5-2:	<i>Bestandteile der Implementierung</i>	186
Tabelle 6-1:	<i>Statistik des Vergleichs unterschiedlicher globaler Schwellwerte in VGStudioMAX gegen das Referenzmodell</i>	198

Tabelle 6-2:	<i>Statistik des Vergleichs VGStudioMAX und MIMICS gegen das Referenzmodell</i>	202
Tabelle 6-3:	<i>Statistik des Vergleichs VGStudioMAX und globalem Otsu-Verfahren gegen das Referenzmodell</i>	204
Tabelle 6-4:	<i>Statistik des Vergleichs VGStudioMAX und lokalem Otsu-Verfahren in Kombination mit dem globalen Otsu-Verfahren und dem DLAMC-Algorithmus gegen das Referenzmodell</i>	206
Tabelle 6-5:	<i>Statistik des Vergleichs VGStudioMAX und lokalem Median-Verfahren in Kombination mit dem globalen Otsu und dem DLAMC-Algorithmus gegen das Referenzmodell</i>	208
Tabelle 6-6:	<i>Ergebnisübersicht</i>	209

Literaturverzeichnis

- [Bar_96] Barrett, Harrison H., Swindell, William:
Radiological Imaging, Academic Press, Boston, revised edition 1996
- [Bau_81] Baudisch, E.; Becker, T.:
Klinische Röntgendiagnostik
J. Ambrosius Barth Leipzig, 1981
- [Bla_89] Blackledge, J.M:
Quantitative Coherent Imaging
Academic Press, London, 1989
- [Bor_90] Bormann, Manfred:
Experimentalphysik, Bd. 3
Universitätsverlag Dr. N. Brockmeyer, 1990
- [Bri_96] Brink, A.D.; Pendock, N.E.:
Minimum cross-entropy threshold selection.
In: Pattern Recognition, Vol. 29, N° 1, pages: 179 – 188, 1996
- [Can_86] Canny, John:
A Computational Approach to Edge Detection.
IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. PAMI-8,
No. 6, November 1986
- [Cas_79] Castleman, Kenneth:
Digital Image Processing
Prentice-Hall International Inc., London, 1979
- [Ch1_72] Chow, C. K.; Kaneko, T.:
Automatic Boundary Detection in the Left Ventricle from Cineangiograms.
In: Computers and Biomedical Research, Vol. 5, pages: 388 – 410, 1972
- [Ch2_72] Chow, C. K.; Kaneko, T.:
Boundary Detection of Radiographic Images by a Threshold Method.

In: Watanabe, S. (Ed.); Frontiers of Pattern Recognition.
Academic Press, New York, London, 1972

- [EU-DET] DETECT – New Product Design and Engineering Technologies based on next Generation Computed Tomography
European Framework VI Project; Contract NMP2-CT-2003-505914; 2003 – 2006
- [EU-FAT] FATIMA – First Article Tomography Inspection Methodology Advancement
Deliverable D 3.1: Report on segmentation accuracy with state of the art techniques.
European Framework V Project; Contract 17-190276; 2000 - 2003
- [EU-IMS] IMS-RPD und IMS-RPD 2001 – Intelligent Manufacturing Systems – Rapid Product Development
European Framework V and VI Projects; BRPR-CT98-9001; 1998 – 2001 und Project IST-2000-61209 / Contract G1RD-CT-2001-00540
- [Dör_01] Döhring, Wilfried.:
Radiologische Verfahren
Vorlesungsskript WS 2001/2002, Universität Magdeburg
- [Ewe_01] Ewert, U.:
Non destructive testing – Industrial computed tomography with phosphor imaging plates, Part1 + Part 2
Bundesanstalt für Materialprüfung (BAM), www.kb.bam.de/UA-CR/, Berlin
Februar 2001
- [Gab_99] Herman Gabor.T., Kuba, Attila (Editors):
Discrete Tomography – Foundations, Algorithms and Applications.
Birkhäuser, Boston 1999
- [Gir_00] Girod, B., Greiner, G., Niemann, H.:
Principles of 3D Image Analysis and Synthesis.
Kluwer Academic Publishers, Boston, USA, 2000

- [Gla_95] Glasser, O.:
Wilhelm Conrad Röntgen und die Geschichte der Röntgenstrahlen
Berlin, Heidelberg, 1995
- [Göb_02] Goebbels, Jürgen, Weidemann, Gerd, Riesemeier, Heinrich, Nitschke, Arnd:
Charakterisierung keramischer Mikrobauteile mittels Computertomographie –
Vergleich von Laboranlagen und Synchrotronstrahlung
Tagungsband DGzFP Jahrestagung 2002, Berlin, 2002
- [Hab_95] Haberäcker, Peter:
Praxis der digitalen Bildverarbeitung und Mustererkennung.
Hanser Verlag, München, Wien 1995
- [Här_99] Härer, Wolfgang, Lauritsch, Günter, Mertelmeier, Thomas, Wiesent, Karl:
Rekonstruktive Röntgenbildgebung – Thomographische Verfahren in drei
Dimensionen.
Physikalische Blätter 55 (1999) Nr. 3, Wiley-VCH Verlag GmbH, Weinheim,
1999
- [Ham_97] Hammersberg, Peter:
Techniques for the determination of the optimal performance of high resolution
computerized tomography.
Dissertation N° 505, University of Linköping, Schweden, 1997
- [Hir_97] Hiriyannaiah, Harish, P.:
X-ray Computed Tomography for Medical Imaging
IEEE Signal Processing Magazine, 1053-5888/97/10.00, 1997
- [Kak_88] Kak, A.C., Slaney, M.:
Principles of Computerized Tomographic Imaging
Society for Industrial and Applied Mathematics (SIAM), Philadelphia, 1988
- [Kas_05] Kasperl, Stefan:
Dissertation zum Thema „Qualitätsverbesserung durch referenzfreie
Artefaktreduzierung und Oberflächennormierung in der industriellen 3D-
Computertomographie“

- [Kle_95] Klette, Reinhard, Zamperoni, Piero:
Handbuch der Operatoren für die Bildbearbeitung.
2. überarbeitete und erweiterte Auflage, Vieweg Verlag, Braunschweig, 1995
(*Grundlagen zur Implementierung von Operatoren in der Bildbearbeitung, Koordinatentrafo, Grauwerttrafo, Kantenextraktion (Gauss, LOG, DOG, Deriche), Erhöhung der Bildschärfe durch Texturhervorhebung, Lokaladaptive Bildskalierung zur Detailhervorhebung, Adaptive Kontrastverstärkung im Bereich von Kanten*) ***5*** /.../
- [Kob_01] Kobbelt, Leif P., Botsch, Mario, Schwanecke, Ulrich, Seidel Hans-Peter
Feature Sensitive Surface Extraction from Volume Data, www-i8.informatik.rwth-aachen.de/publications/downloads/feature.pdf, 2001
- [Lor_87] Lorensen, William E., Cline, Harvey E.:
Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm.
Computer Graphics, Volume 21, Number 4, July 1987
- [Lün_00] Lüning, Alexander:
Seminarskript Computervision – Kantenerkennung und Segmentierung.
Fakultät Informatik, Freie Universität Berlin, 2000
- [Mat_05] <http://www.materialise.be>
- [MBV] Vorlesungsskript Medizinische Bildverarbeitung.
www.klinikum.rwth-aachen.de/cbt/ok3/mbv/Kapitel5/, Klinikum, RWTH Aachen, 2000
- [Mer_92] Merziger, G., Wirth, T.:
Repetitorium der höheren Mathematik.
BINOMI Verlag 1992
- [Nak_79] Nakagawa, Y.; Rosenfeld, A.:
Some Experiments on Variable Thresholding.
In: Pattern Recognition, Vol. 11, pages: 191 – 204, 1979

- [Nat_86] Natterer, Frank:
The mathematics of computerized tomography
B.G.Teubner Verlag Stuttgart und John Wiley & Sons Ltd, 1986
- [Nat_01] Natterer, Frank [et al.]:
Mathematical Methods in Image Reconstruction
Society for Industrial and Applied Mathematics, Philadelphia 2001
- [Ots_79] Otsu, N.:
A Threshold Selection Method from Grey-Level Histograms.
In: IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, Vol. 9, N° 1, pages
62 – 66, 1979
- [Pau_03] Paulus, Dietrich, Hornegger, Joachim:
Applied Pattern Recognition.
4. Auflage, Vieweg Verlag Braunschweig, 2003
- [Pal_96] Pal, N.R.:
On minimum cross-entropy thresholding.
In: Pattern Recognition, Vol. 29, N°. 4, pages 575 – 580, 1996
- [Pfu_99] Pfund, Matthias:
Geometrische Modellierung dreidimensionaler Objekte in Geo-
informationssystemen
Tagungsunterlagen zur GIS Weiterbildungstagung, Institute of Geodesy and
Photogrammetry, ETH Zürich , Schweiz, 1999
- [Pho_02] Phoenix | x-ray:
More than counting black dots.
Elektronik, Produktion und Prüftechnik, Sonderdruck: Special Inspection,
Januar/Februar 2002
- [PTB_02] www.ptb.de/en/publikationen/jahresberichte/jb2002/oe5/
- [Rad_17] Radon, Johann:
Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser
Mannigfaltigkeiten.

Ber. Verh. Sächs. Akad. Wiss. Leipzig, Math. Nat. kl. 69 (1917), 262-277
nachgedruckt in P. Gruber et al. (Ed.) Radon, Johann: Gesammelte
Abhandlungen. Verlag der Österreichischen Akademie der Wissenschaften,
Wien; Birkhäuser, 1987

- [Ram_96] Ramm, A.G., Jkatsevich, A.I.:
The Radon Transform and Logical Tomography
CRC Press, Boca Raton, USA, 1996
- [Riv_98] Rivers, Mark:
Tutorial Introduction to X-ray Computed Microtomography Data Processing,
www-fp.mcs.anl.gov/xray-cmt/rivers/tutorial.html, university of Chicago, May
1998
- [Rot_02] Roth, Holger:
Grundlagen der Mikro- und Nanofokus-Röntgeninspektion
Sonderdruck von Messtec & Automation, Bildverarbeitung, Oberfläche,
Mikroskopie, GIT Verlag, Darmstadt, Januar 2002
- [Sah_88] Sahoo, P.K.; Soltani, S; Wong, A.K.C.; Chen, Y.C.:
A Survey of Thresholding Techniques.
In: computer Vision, Graphics and Image Processing, Vol. 41; pages 233 –
260, 1988
- [Sch_99] Schillinger, Burkhard, Blümlhuber, Wolfgang, Fent, Andreas, Wegner, Marcus:
3D neutron tomography: recent developments and first steps towards reverse
engineering, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 424
(1999) 58-65, Elsevier Science, 1999
- [Sch_01] Schneider, Michael:
Studies for Neutron Tomography at the Institute Laue-Langevin,
Diplomarbeit, Institut für Physik, Universität Heidelberg, Juli 2001
- [Shu_05] Shu, Renben; Zhou, Chen; Kankanhalli, Mohan S.:
Adaptive marching cubes.
The Visual Computer, Springer Verlag, Berlin, 1995

- [Sie_02] Siemens Bildqualitätshandbuch SOMATOM plus / plus-S, 2002
- [Sie_05] <http://www.siemensmedical.com>
- [Sto_03] Stommel, M.; Kuhnert, K.-D.:
Übersicht Lernverfahren
Universität Siegen, Seminarskriptum, 2003
- [Swa_93] Swaelens, Bart, Kruth, J.P.:
Medical Applications of Rapid Prototyping Techniques
Proceedings of The Fourth International Conference on Rapid Prototyping –
1993, Dayton, Ohio, USA, Juni 1993
- [Tre_98] Treece, G.M., Prager, R.W. and Gee, A.H.:
Regularised marching tetrahedra: improved iso-surface extraction, [svr-
www.eng.cam.ac.uk/reports/svr-ftp/treece_tr333.pdf](http://www.eng.cam.ac.uk/reports/svr-ftp/treece_tr333.pdf), September 1998,
- [Tsa_85] Tsai,W.-H.:
Moment-Preserving Thresholding: A New Approach.
In: Computer Vision, Graphics and Image Processing, Vol. 29, pages: 337 –
393, 1985
- [Tsc_96] Tschirley, René:
Bildgebende Verfahren in der Medizin,
www.cs.tu-berlin.de/~gremlin , Technische Universität Berlin, 1996
- [Tu1_01] Turbell, Henrik, Danielsson, P.-E.:
Fast Feldkamp Reconstruction
Image Processing Laboratory, University of Linköping, 2001
- [Tu2_01] Turbell, Henrik:
Cone-Beam Reconstruction using Filtered Backprojection,
Dissertation No. 672, Linköping Studies in Science and Technology, Institute
of Technology, University of Linköping, Schweden, Februar 2001
- [Tut_02] Diverse Autoren:
Tutorial: Das Split and Merge Verfahren

Arbeitsgruppe Medizinische Bildverarbeitung, Allgemeines Krankenhaus,
Wien, 2002

- [VDI_05] Diverse Autoren:
Genauigkeit von Koordinatenmessgeräten - Kenngrößen und deren Prüfung -
Leitfaden zur Anwendung von DIN EN ISO 10360 für Koordinatenmessgeräte
mit optischen Abstandssensoren
VDI/VDE-Gesellschaft Mess- und Automatisierungstechnik, 2005
- [Vol_05] <http://www.volumegraphics.com>
- [Wah_84] Wahl, F. M.:
Digitale Bildsignalverarbeitung
Springer Verlag, 1984
- [Wat_95] Watkins, Christopher, Sadun, Alberto, Marenka, Stephen:
Modern Image Processing
Academic Press Professional, Boston, 1995
- [Wik_06] www.de.wikipedia.org
- [Wol_96] Wolsiffer, Kerstin:
Diplomarbeit Medizinische Informatik „Implementierung eines interaktiven
Segmentierers“
Universität Heidelberg, Fachhochschule Heilbronn, 1996
- [Xte_05] <http://www.xtek.co.uk>

Curriculum Vitae

Persönliches:

Name: Nico Blessing

Adresse: Amselweg 13, D-89182 Bernstadt

Geburtsdatum: 24.04.1972

Geburtsort: D-78713 Schramberg

Familienstand: verheiratet seit dem 01.01.2000
mit Ulrike Stephanie Blessing, geborene Stumpf am 21.11.1967

Kinder: Yannic Mathias, geboren am 04.04.2000
Luca Andreas, geboren am 11.09.2001
Fabian Tobias, geboren am 01.12.2004

Beruflicher Werdegang:

1982 – 1991 Gymnasium Schramberg

1991 – 1992 Wehrdienst in Sigmaringen, Stabsdienst 10. Panzerdivision

1992 – 1999 Studium der Physik an der Universität Konstanz

28.01.1999 Diplomprüfung im Fach Physik, Abschluss: Diplom-Physiker
Diplomarbeit zum Thema „Photoelektronenspektroskopie an Metallcarbidclustern“

Feb. 1999 – Juni 2001 Wissenschaftlicher Angestellter am Institut für Fertigung und Fabrikbetrieb der Universität Stuttgart

- Juli 2001 – Sept. 2004 Wissenschaftlicher Angestellter am Fraunhofer Institut für
Produktionstechnik und Automatisierung in Stuttgart
- seit Okt. 2004 Entwicklungsleiter bei der Firma Zwick / Roell GmbH und Co.
KG in Ulm-Einsingen
- seit Mai 2006 Nebenberuflicher Dozent an der Berufsakademie
Ravensburg/Weingarten, Außenstelle Friedrichshafen im
Studiengang Elektrotechnik
20. Mai 2008 Promotion zum Doktor der Ingenieurwissenschaften an der
Fakultät für Konstruktions-, Produktions- und Fahrzeugtechnik
an der Universität Stuttgart

Publikationen

Blessing, N., Effenberger, I.:

“3D computed tomography - technology, applications and process integration”

International Committee for Non-Destructive Testing -ICNDT- ; Canadian Institute for NDE:

16th World Conference on Nondestructive Testing 2004. CD of proceedings: Palais des

Congrès, Montreal, Canada, August 30 - September 3, 2004

Montreal: Events International Meeting Planners, 2004

Blessing, N., Harris, R., Dickens, P.:

“Rapid Product Development in a Rapid Virtual Enterprise – Intelligent manufacturing Systems realised in a successful European Project”

Proceedings of the International IMS Forum 2004, Vol.1 : Global challenges in manufacturing, ISBN: 88-901168-9-7, S.231-238

Villa Erba, Cernobbio, Lake Como, Italy, May 17th – 19th 2004

Politecnico di Milano, 2004

Blessing, N.:

“Trend zum guten "Look and Feel"“

Zeitschrift Automobil Entwicklung Nr.6, S.70-71

Ausgabe 5 (2003)

Blessing, N.:

„Anwendungsbeispiele von industrieller Computertomographie“

Proceedings der Sensorik und Messtechnik Tagung an der Fachhochschule Wels,

Österreich, 5. Juni 2003

Blessing, N.:

“Advanced Threshold Methods for 3D-Micro- Computertomography data”

Proceedings of the International Symposium on Computed Tomography and Image

Processing for Industrial Radiology, DGzFP, Berlin, 23 - 25 June 2003

Blessing, N.:

“Industrial Inspection and Measurement Processes using Micro Computer Tomography”
Proceedings of 3rd World Congress on Industrial Process Tomography,
Banff, Canada, 2. – 5. September 2003

Blessing, N.; Grzesiak, A.:

“Rapid prototyping, tooling & manufacturing - state of the industry – Germany”
Wohlers Report 2004 : Rapid Prototyping & Tooling State of the Industry. Annual Worldwide
Progress Report Fort Collins, Co, USA: Wohlers Associates, 2004, ISBN: 0-9754429-0-2,
S.133

Blessing, N.; Harris, R.; Dickens, P.:

“Rapid product development in a rapid virtual enterprise - Intelligent manufacturing systems
realised in a successful European Project”
Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik und Automatisierung -IPA-, Stuttgart:
8. Fraunhofer IPA Anwenderforum Rapid Product Development. CD-ROM : Prozesse und
Prozessketten in der hybriden Produktentstehung, Proceedings, S.1-11, Stuttgart, 2003 (IPA-
Anwenderforum), 17. September 2003

Henning, A.; Blessing, N.; Harris, R.; Dickens, P.; Janssens, M.:

“Rapid Product Development in a Rapid Virtual Enterprise”
Euro-u Rapid 2003. High-Tech Solutions and Concepts. Proceedings : International User’s
Conference on Rapid Prototyping & Rapid Tooling & Rapid Manufacturing. Frankfurt/Main,
December 1-2, 2003
Stuttgart: Fraunhofer IRB Verlag, 2003, ISBN: 3-8167-6417-7, Frankfurt 2003

Blessing, N.:

“Rapid prototyping, tooling & manufacturing - state of the industry – Germany”
Wohlers Report 2003 : Rapid Prototyping, Tooling & Manufacturing State of the Industry,
Annual Worldwide Progress Report, S.137-138
Fort Collins, Colo.: Wohlers Associates, 2003

Blessing, N.:

“New Applications of industrial Micro-CT”

Euro-uRapid 2002 : High-Tech Solutions and Concepts. Proceedings. International User's Conference on Rapid Prototyping & Rapid Tooling & Rapid Manufacturing. Frankfurt/Main, December 2-3, 2002

Stuttgart: Fraunhofer IRB Verlag, 2002, ISBN: 3-8167-6227-1, Frankfurt 2002

Blessing, N.:

“Industrial Inspection and Measurement Processes using Micro Computer Tomography“

Proceedings of TCT Conference, MICC, Manchester, UK, 16th & 17th October 2002

Blessing, N.:

“Neue Anwendungen der industriellen Micro-CT“

7. Anwenderforum Rapid Product Development 2002 am Fraunhofer IPA

Produktentwicklung in Unternehmensnetzwerken

Stuttgart, September 2002

Blessing, N.:

“IMS RPD & IMS RPD 2001 - European Projects“

RAPID PROTOTYPING 2002 CONFERENCE

Cincinnati, Ohio, April 29-May 2, 2002

Blessing, N.:

“Schneller voran im Rapid Product Development“

Zeitschrift Konstruktion, S. 46 - 47

Ausgabe 11/12 - 2001

Blessing, N.:

“Doppelt so schnell zum Drittel-Preis“

Zeitschrift Automobil Entwicklung, S. 82 - 84

Ausgabe November 2001

Blessing, N.:

„Zweite Runde für RPD Forschung“

Zeitschrift ke – konstruktion + engineering, Titelseite

Ausgabe 9/2001

Blessing, N.:

“Computer Tomography Measurement in the Rapid Product Development Process Chain”

Proceedings of the Second Annual Conference with International Participation on Rapid

Technologies

Rapid Product Development Association of South Africa (RAPDASA)

Stellenbosch, South Africa, November 2001

Blessing, N.:

„Schneller voran im Rapid Product Development“

Innovations report, Forum für Wissenschaft, Industrie und Wirtschaft, 15. August 2001

Blessing, N.:

Tagungsband zum 6. Anwenderforum Rapid Product Development 2001

CD-ROM; Fraunhofer IPA,

Stuttgart, Oktober 2001

Blessing, N.:

“Intelligent Manufacturing Systems (IMS) Rapid Product Development Project (RPD) –
Results of a successful European project”

Proceedings of IMS2001: International IMS Project Forum on Intelligent Manufacturing
Systems

Ascona, Switzerland, October 2001

Blessing, N.:

“New Applications of Computer Tomography Measurement and Rapid Prototyping”

Proceedings of International User’s Conference on Rapid Prototyping, Rapid Tooling and
Rapid Manufacturing

Amsterdam, Netherlands, May 2001

Blessing, N.:

Tagungsband zum 5. Anwenderforum Rapid Product Development 2000

CD-ROM; Fraunhofer IPA

Stuttgart, September 2000

Blessing, N.:

“Industrial Applications of new 3D Measurement Methods”

Reverse Engineering Conference Publication

Danish Technological Institute

Aarhus, Denmark, November 1999

Blessing, N.:

„Photoelektronenspektroskopie an Metallcarbidclustern“

Diplomarbeit an der Universität Konstanz, Fakultät für Physik,

Konstanz, 1999

Blessing, N.; Burkart, S.; Ganteför, G.:

“Production of large metalcarbohedrene clusters using a pulsed arc cluster ion source”

Euro.Phys.J.D 17, 37 (2001)

Blessing, N.; Burkart, S.; Kreisle, D.; Ganteför, G.:

“Thermionic emission from negatively charged Metcars: the exceptional behaviour of

Ti₁₃C₂₂⁻ in "Cluster and Nanostructure Interfaces"

Eds. P. Jena, S. N. Khanna, B. K. Rao

World Scientific, Singapur 2000, S. 429, ISBN: 9810242190

Burkart, S.; Blessing, N.; Klipp, B.; Müller, J.; Ganteför, G.; Seifert, G.:

“Experimental verification of the high stability of Al₁₃H: a building block of a new type of cluster material?”

J. Chem. Phys. 301(5-6), 546 (1999)

Burkart, S.; Blessing, N.; Ganteför, G.:

“Indication of a size-dependent transition from molecular to dissociative chemisorption on Clusters”

Phys. Rev. B (1999)

Blessing, N., et al.:

Jahresbericht “Festkörper- und Clusterphysik” 1998

“Size-dependent transition from molecular to dissociative hydrogen chemisorption on titanium clusters”, p 78 – 89;

“Experimental verification of the high stability of Al₁₃H: a building block of a new type of cluster material?”, p 80 – 81;

Universität Konstanz, Fakultät für Physik, Konstanz 1998

Burkart, S.; Blessing, N.; Müller, J.; Klipp, B.; Ganteför, G.; Seifert, G.:

“The change of the electronic structure of aluminium clusters upon hydrogen chemisorption”

ISSPIC 9 (1998)