

# Diplomarbeit

Optischer 3D-Scanner zur Patientenpositionierung in der  
Strahlentherapie

angestrebter akademischer Grad

Magister/Magistra der Naturwissenschaften (Mag. rer.nat.)

Verfasserin/Verfasser: Weichenberger Harald

Matrikel-Nummer: 0502638

Studienrichtung (lt. Studienblatt): Physik

Betreuerin/Betreuer: A.o. Univ. Prof. Dr. Harry Friedmann

Wien am 28.03.2010

Formular Nr.: A04



# Abstract

## English

In radiotherapy the precise patient positioning is an important criterion for a good treatment success. This paper describes a method of optical measuring the surface of a human body at 10000 points and to digitalizes them in some seconds. This has been achieved through the use of graycode - procedure, followed by a phase shift – procedure. The necessary hardware for these are two standard video projectors, two cameras with frame grabber card, as well as two personal computers. A calibration of the system can be done with the implemented calibration algorithm within a few minutes. Here the cameras and video projectors are calibrated separately, which gives the advantage that the projectors can also be used independently for the projection of information. For visualization and correction of position deviations, it is possible to compare several scans. A special scan mode allows the capture of the body surface five times per second with a reduced data density. Using this fast scan, gating and tracking applications can be realized in the future.

## Deutsch

In der Radiotherapie stellt die genaue Patientenpositionierung ein wichtiges Kriterium für einen guten Behandlungserfolg dar. Mit dem in dieser Arbeit beschriebenen Projekt ist es möglich die Körperoberfläche eines Patienten optisch in wenigen Sekunden an 10000 Punkten zu vermessen und zu digitalisieren. Dies wurde durch die Verwendung des Graycode-Verfahrens mit anschließendem Phaseschiebepverfahren realisiert. Die notwendige Hardware beschränkt sich dabei auf zwei standard Videobeamer, zwei Kameras mit Framegrabberkarten, so wie zwei PCs. Eine Kalibrierung des Systems kann mit dem integrierten Kalibrieralgorithmus in wenigen Minuten durchgeführt werden. Hierbei werden die Kameras und Videobeamer getrennt kalibriert, was den Vorteil hat, dass die Beamer auch eigenständig zur Projektion von Informationen genutzt werden können. Zur Visualisierung und Korrektur von Lageabweichungen ist es möglich, mehrere Scans miteinander zu vergleichen. Ein spezieller Scanmodus ermöglicht die Erfassung der Körperoberfläche fünf mal je Sekunde, mit reduzierter Datendichte. Mittels dieses "Fast-Scans" sollen zukünftig Gating- und Trackinganwendungen realisiert werden.



# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einführung</b>	<b>11</b>
1.1	Motivation . . . . .	11
1.2	Grundlagen und Aufbau . . . . .	12
1.3	Integration im Open-radART . . . . .	14
1.4	Kamera, Videobeamer, Framegrabber und Computer . . . . .	15
<b>2</b>	<b>Kalibrierung</b>	<b>17</b>
2.1	Grundlagen . . . . .	17
2.1.1	Pixelkoordinaten- und Bildkoordinatensystem . . . . .	17
2.1.2	Gain- und Offsetkorrektur der Kamerabilder . . . . .	18
2.1.3	Bad-Pixel-Map (BPM) . . . . .	18
2.2	Das Verfahren . . . . .	20
2.2.1	Das Kalibrierphantom . . . . .	20
2.2.2	Die Kalibrierung nach Tsai [10] . . . . .	22
2.2.3	2D-Kamerakalibrierung . . . . .	29
2.2.4	3D-Kamerakalibrierung . . . . .	34
2.2.5	2D-Beamerkalibrierung . . . . .	35
2.2.6	3D-Beamerkalibrierung . . . . .	38
2.2.7	Zusammenfassung und Ablauf der Kalibrierung . . . . .	39
<b>3</b>	<b>Datenerfassung</b>	<b>41</b>
3.1	Grundlagen . . . . .	41
3.2	Graycode-Verfahren . . . . .	41
3.3	Streifenerkennung . . . . .	43
3.4	Phasenschiebeverfahren . . . . .	48
3.5	Radiale Objektivverzerrung . . . . .	51
3.6	Berechnung der Punktwolke . . . . .	52
3.7	Reduzierung der Datendichte . . . . .	54
3.8	Ablauf eines Scans . . . . .	55
3.9	Mesh-Zippering . . . . .	58
3.10	Textur . . . . .	66
3.10.1	Berechnung . . . . .	66
3.10.2	Visualisierung . . . . .	69
3.11	Der Fast-Scan . . . . .	70
3.11.1	Fast-Scan mit binären Streifenprojektionen . . . . .	71
3.11.2	Fast-Scan mit Farbstreifen . . . . .	73
<b>4</b>	<b>Genauigkeitsanalyse</b>	<b>81</b>
4.1	Genauigkeit der Kamerakalibrierung . . . . .	81
4.2	Genauigkeit des Kalibrierphantoms . . . . .	83
4.3	Genauigkeit der Beamerkalibrierung . . . . .	84
4.4	Genauigkeit des Scansystems . . . . .	84

## *Inhaltsverzeichnis*

4.5	Mögliche Verbesserungen . . . . .	88
4.6	Ausblick und Zusatzanwendungen . . . . .	88
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>89</b>

# Abbildungsverzeichnis

1.1	Patientenpositionierung mit Laser . . . . .	12
1.2	Vermeidung von Abschattungseffekten mit 2 Scansystemen . . . . .	13
1.3	Aufbau des Stativs . . . . .	14
1.4	Computer-Netzwerkarchitektur . . . . .	16
2.1	Koordinatensysteme . . . . .	17
2.2	BPM geringe Strahlenbelastung . . . . .	19
2.3	BPM höhere Strahlenbelastung . . . . .	19
2.4	Das Kalibrierphantom . . . . .	21
2.5	Das Kalibrierphantom - Wölbung des Papiers aufgrund von Temperaturschwankungen . . . . .	22
2.6	Grauwertvermessene Punkte . . . . .	30
2.7	Punkt 24 am Kalibrierphantom . . . . .	30
2.8	Punkt 36 am Kalibrierphantom . . . . .	30
2.9	Hintergrundrauschen im Bereich ohne Punkte . . . . .	30
2.10	Beispiel einer Kamerakalibrierung . . . . .	31
2.11	Messung der Winkelabhängigkeit der Kamerakalibrierung . . . . .	33
2.12	Spiralprojektion . . . . .	36
2.13	Spiralprojektion - Detaildarstellung . . . . .	37
3.1	Verzerrung von Lichtstreifen . . . . .	41
3.2	Graycode . . . . .	42
3.3	Projektion des Graycodes . . . . .	43
3.4	Schneiden des Dreiecks mit einer Linie. . . . .	43
3.5	Hervorhebung der Streifen . . . . .	44
3.6	Grauwertmessung nach der Berechnung der Hervorhebung der Streifen	44
3.7	Auswertung der Grauwerte aller Bilder einer Sequenz . . . . .	46
3.8	Grenzwert bei feinen Streifen (1) . . . . .	47
3.9	Grenzwert bei feinen Streifen (2) . . . . .	48
3.10	Phaseschiebeverfahren - Streifenprojektion . . . . .	49
3.11	Zeilenausschnitt Phaseschiebeverfahren . . . . .	50
3.12	Berechnung eines Punktes zur Bildung einer Geraden . . . . .	53
3.13	Gradienten basierte Störungsanalyse . . . . .	56
3.14	Blockschaltbild . . . . .	57
3.15	Darstellung der Normalvektoren der Scanoberfläche . . . . .	58
3.16	Scan des Thorax eines Patienten . . . . .	60
3.17	Resultat der Kostenfunktion . . . . .	62
3.18	Entfernung der Dreiecke nach Berechnung der Kostenfunktion . . . . .	63
3.19	Zweite Berechnung der Kostenfunktion . . . . .	63
3.20	Entfernung der redundanten Dreiecke . . . . .	64
3.21	Darstellung beider Scans nach Anwendung der Kostenfunktionen und Entfernung der redundanten Dreiecke . . . . .	64

3.22 Einfügen von Vertices zur Triangulation des Spalts . . . . .	65
3.23 Triangulation des Spalts . . . . .	65
3.24 Detaildarstellung der Triangulation des Spalts . . . . .	66
3.25 Darstellung der Notwendigkeit doppelter Vertices . . . . .	68
3.26 Seitliche Ansicht eines 3D-Scans . . . . .	69
3.27 3D-Scan mit MV-Bestrahlungsfeldern überlagert . . . . .	69
3.28 3D-Scan einer Papierrolle . . . . .	69
3.29 Aufgezeichnete Atemkurve . . . . .	73
3.30 Farbcode des Fast-Scans mit Streifen unterschiedlicher Farben . . . . .	74
3.31 Streifenbild des Fast-Scans mit Farbstreifen . . . . .	77
3.32 Streifenbild des Fast-Scans nach der Bildbearbeitung . . . . .	77
3.33 Detaildarstellung des Streifenbildes nach der Bildbearbeitung . . . . .	78
3.34 Blockschaltbild CUDA-dll . . . . .	80
4.1 Resultat einer Beamerkalibrierung . . . . .	84
4.2 3D-Scan des Kalibrierphantoms . . . . .	85
4.3 Detaildarstellung des 3D-Scans des Kalibrierphantoms . . . . .	85
4.4 3D-Scan des Kalibrierphantoms in der X-Y-Ebene dargestellt . . . . .	86
4.5 Überlagerung Scan/CT . . . . .	87
4.6 Überlagerung Scan/CT nach der Datenbearbeitung . . . . .	87

# Tabellenverzeichnis

2.1	Ausdehnungskoeffizienten . . . . .	21
2.2	Ergebnisse der Zonenberechnungen . . . . .	32
2.3	Ergebnisse der Zonenberechnungen . . . . .	32
2.4	Resultate einer Kamerakalibrierung . . . . .	33
2.5	Resultate einer Kamerakalibrierung . . . . .	34
2.6	Resultate einer Beamerkalibrierung . . . . .	37
2.7	Resultate einer Beamerkalibrierung . . . . .	38
3.1	Farbzuordnungstabelle . . . . .	76
3.2	Beispiele der Farbzuordnung . . . . .	76
4.1	Genauigkeit der Kamerakalibrierungen . . . . .	83



# 1 Einführung

## 1.1 Motivation

Um die Vorteile welches dieses Projekt bietet darstellen zu können, wird zuerst ein aktuelles Verfahren der Patientenpositionierung in der Strahlentherapie an der Universitätsklinik Salzburg (im Jahr 2010) erläutert. Bevor die Bestrahlung eines Tumors begonnen werden kann, wird ein Computertomogramm der relevanten Körperregion des Patienten aufgenommen. Mittels dieses CTs wird die Bestrahlung geplant. Mit der Aufnahme des Tomogramms werden gleichzeitig drei Markierungen mit Henna auf der Haut des Patienten aufgebracht. Diese Markierungen sind deckungsgleich mit den Laserlinien eines im Raum angebrachten Lasersystems. Zu einem späteren Zeitpunkt, wird eine erneute Positionierung am Linearbeschleuniger anhand dieser Kennzeichnungen vorgenommen (siehe Abbildung 1.1). Eine feine Lagekorrektur wird an einigen Bestrahlungsgeräten bei bestimmten Tumoren mit Hilfe von kV-Bildern (Röntgenbilder) und MV-Bildern, welche mit Szintillationsdetektoren aufgenommen werden, durchgeführt. Bei den MV-Bildern handelt es sich um Aufnahmen welche mit einem Bremsstrahlungsspektrum von 6 MV oder 15 MV Elektronen angefertigt werden. Insbesondere bei adipösen Personen kann die Position der Markierungen relativ zu einem inneren Organ stark variieren. Des Weiteren leiden manche Patienten unter der Stigmatisierung durch die Hautmarkierungen, welche für den gesamten Zeitraum der Behandlung aufgebracht sind. Diese Gründe geben Anlass ein Verfahren zu entwickeln, welches eine höhere Informationsdichte über die Lage des Patienten bietet und keine stigmatisierenden Nebenwirkungen aufweist. Die Wahl ist hierbei auf einen optischen 3D Scanner gefallen. Es gibt nun eine Vielzahl verschiedener Möglichkeiten ein derartiges Scansystem zu konstruieren. Eine relativ einfache Methode besteht in der Benützung einer Laserlinie, welche über den Patienten geführt wird. Um eine hohe Informationsdichte zu erhalten, müssen in Abständen von einigen Millimetern Bilder aufgenommen und daraus 3D-Positionen berechnet werden. Dies führt jedoch zu einer langen Scanzeit oder einer sehr teuren, schnellen Hardware. Es soll sich bei diesem Projekt um eine Low-Cost-Anwendung handeln, damit auch in Entwicklungsländern der Einsatz des Gerätes ermöglicht werden kann. Aus diesem Grund sind Lasersysteme nicht geeignet. Eine weitere Methode besteht in der Verwendung eines Videobeamers und einer Kamera. Damit kann prinzipiell jedes beliebige Bild auf den Patienten projiziert und aufgenommen werden. Ein kommerziell erhältliches System verwendet das Stereokameraprinzip und bildet einen binären Pseudozufallscode auf dem Patienten ab wobei durch Aufnahme eines einzelnen Bildes die 3D-Koordinaten berechnet werden können. Die Genauigkeit dieses Systems ist hierbei auf die Kameraauflösung beschränkt. Bei der Verwendung eines Videobeamers bietet es sich an, diesen für Zusatzinformationen am Patienten zu nutzen. Etwa für die farbliche Darstellung von Falschpositionierun-

## 1 Einführung

gen. Diese Zusatzanwendungen werden von dem kommerziell erhältlichen System nicht angeboten. Außerdem sind die Kosten auch hier sehr hoch.

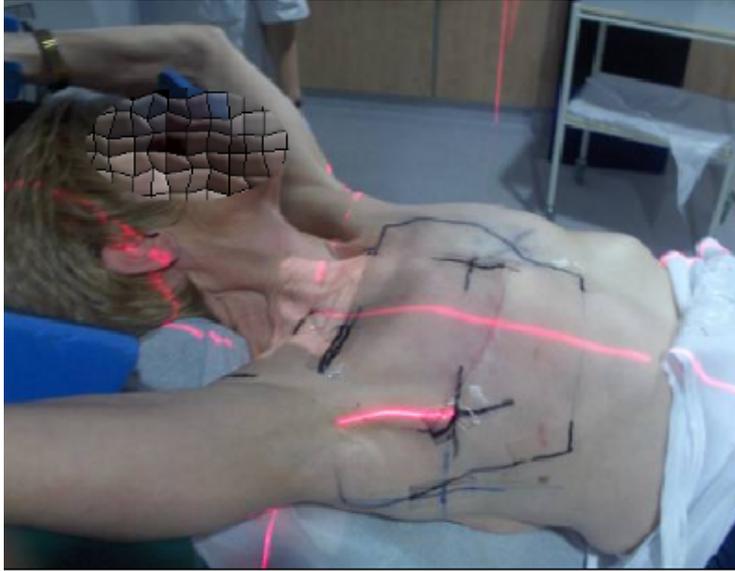


Abbildung 1.1: Patientenpositionierung mit Laser und Hautmarkierungen

Der zu entwickelnde Scanner muss somit mindestens folgende Anforderungen erfüllen:

- kostengünstige Hardware
- kurze Scanzeit ( $< 5$  s)
- hohe Informationsdichte
- Möglichkeit zur direkten Abbildung von Informationen am Patienten
- Modus für sehr schnellen Scan ( $> 5$  Hz) für “Gating und Tracking” (siehe Kapitel 3.11 “Der Fast-Scan”)

## 1.2 Grundlagen und Aufbau

In der Literatur werden mehrere Verfahren für optische 3D-Scanner beschrieben. Im vorherigen Abschnitt wurden bereits einige Anforderungen an das System gestellt, welche nun noch erweitert werden müssen. Relevant für einen klinischen Betrieb sind jedenfalls eine hohe zeitliche Stabilität so wie einfache Kalibrierverfahren des Scanners. Des Weiteren ist darauf zu achten, dass Temperaturschwankungen keine zu großen Auswirkungen auf die Genauigkeit haben und es muss eine möglichst hohe Strahlungshärte der verwendeten Komponenten gegeben sein. Die zeitliche Stabilität ist ein wichtiges Kriterium, da der klinische Betrieb nicht durch oftmalige Kalibrierungen gestört werden soll.

Aufgrund der bisher erwähnten Voraussetzungen fiel die Entscheidung hardwareseitig auf die Verwendung von kommerziell erhältlichen Standard-Videobeamern und

Kameras. Softwareseitig wird auf das in der Literatur beschriebene Graycodeverfahren mit anschließendem Phaseschiebeverfahren zurückgegriffen. Es dient das Graycodeverfahren einer Vermessung, die auf die Anzahl der Pixel der Kamera beschränkt ist. Bei dem Phaseschiebeverfahren handelt es sich dagegen um ein Interpolationsverfahren zwischen den Pixeln, wodurch auf eine feinere Ortsauflösung erzielt werden kann.

Eine wichtige Anwendung wird die Vermessung des Thorax bei Mammakarzinomen sein. Hierbei ist aufgrund der Wölbung der Brust, aus einem beliebigen Betrachtungswinkel, immer mit Abschattungseffekten zu rechnen. Eine Möglichkeit dies zu vermeiden besteht in der Verwendung von zwei nebeneinander angebrachten Scannern.

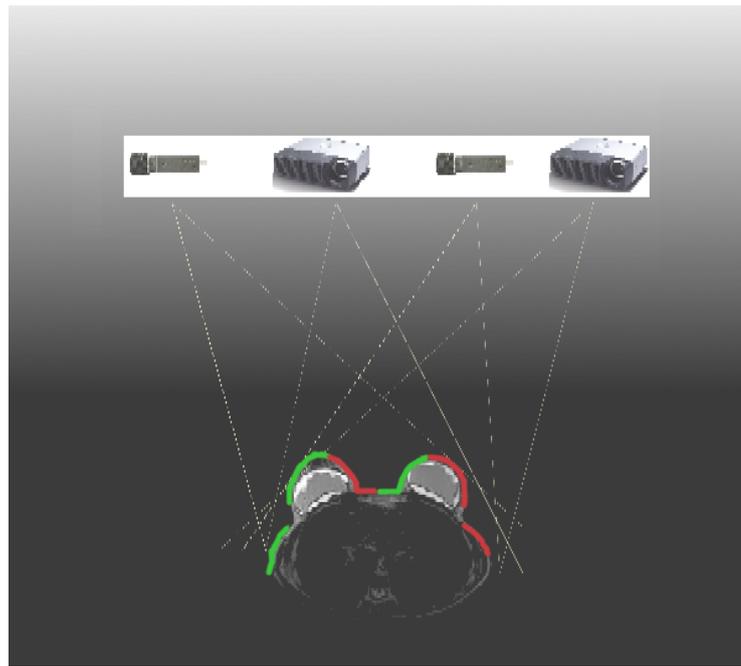


Abbildung 1.2: Schematische Darstellung der Anordnung von 2 Beamer-Kamera-Systemen zur Reduzierung von Abschattungseffekten. Zur Visualisierung der Abschattungseffekte sind die Scanner über einem MRT-Schnitt eines weiblichen Thorax dargestellt. Der linke Videobeamer und die linke Kamera bilden das erste System. Dieses ist auf dem MRT grün gekennzeichnet. Die rechte Kamera und der rechte Beamer konstruieren das zweite Scansystem (rot). Aus den mittleren beiden Komponenten lässt sich ein System für schnelle Scans bilden. Ein System aus den beiden außen liegenden Elementen würde rein redundante Ergebnisse liefern.

Um eine zeitliche Stabilität zu erreichen muss ein möglichst steifes Stativ im Raum angebracht werden. Hier wird dies erreicht, indem rechteckige Metallrohre an der Decke verankert werden und an diesen ein Querbalken, auf welchem sich die Scansysteme befinden, angebracht wird. Einen der wichtigsten Punkte des Projektes stellt die Kalibrierung dar. Auch hierzu sind in der Literatur einige Verfahren beschrieben. Im Allgemeinen besteht natürlich die Anforderung an eine möglichst hohe Genau-



Abbildung 1.3: Aufbau des Stativs

igkeit. Ein zweites für den klinischen Einsatz relevantes Kriterium ist ein geringer zeitlicher Aufwand, um den normalen Patientenbetrieb nicht zu stören. Dies wird durch die Kalibrierung nach R. Y. Tsai erreicht.

### 1.3 Integration im Open-radART

Am Institut für Technologieentwicklung in der Strahlentherapie der Paracelsus Medizinischen Privatuniversität wird bereits seit mehreren Jahren an einem Programm für die Radiotherapie gearbeitet (open-radART). Der 3D-Scanner wird in vollem Umfang in dieses Programm integriert sein und dadurch viele Vorteile für den klinischen Alltag bieten. Zum Beispiel ist eine direkte Überlagerung der Daten dieses Projektes mit den Daten von Computertomographen, Kernspintomographen und segmentierten Struktursätzen möglich. Es können unter Verwendung des Videobeamers auch Struktursätze von PTVs (Planungszielvolumen), CTVs (klinisches Zielvolumen) u.ä. direkt auf die Oberfläche des Patienten projiziert werden.

### Fast-Scan und “Gating und Tracking“

Bei der Bestrahlung von Bronchialkarzinomen treten aufgrund der Atmung große intrafraktionelle Bewegungen des Tumors auf. Dies bedeutet für die Therapie, dass große Sicherheitsränder um das klinische Zielvolumen gesetzt werden müssen und somit wiederum eine Beschränkung der Dosisescalation gegeben ist. Eine Möglichkeit die Sicherheitsränder minimieren zu können, besteht in der Erfassung der Bewegung des Tumors und einer Anpassung des Therapiestrahls an die jeweilige Position. Dies kann durch eine Positionsvariation der Lamellenblenden des Multileafe-Kollimators realisiert werden. Ist es möglich die Körperoberfläche kontinuierlich zu vermessen, kann mittels 4D-CT Aufnahmen eine Korrelation zwischen der Oberflächenbewegung und der Tumorbewegung errechnet werden. Aus diesen 4D-Computertomographiedaten kann die Bewegungstrajektorie des Tumors erkannt und errechnet werden.

## 1.4 Kamera, Videobeamer, Framegrabber und Computer

Zu Beginn des Projektes müssen bezüglich der Hardware nun Details festgelegt werden. Wie bereits erwähnt, sollen dabei die Kosten möglichst gering gehalten werden.

### Die Kameras

Diese sollten die Daten möglichst störungsfrei, somit über ein gut abgeschirmtes Kabel übertragen können. Der Übertragungsweg kann abhängig von der Konstruktion des Beschleunigerraumes durchaus 20 m betragen. Es hat sich gezeigt, dass es von Vorteil ist, den Computer außerhalb dieses Raumes zu montieren, um eine erhöhte Strahlenbelastung zu vermeiden. Des Weiteren muss ein qualitativ gutes Objektiv angebracht werden können. Die Entscheidung fiel daher auf eine CCD-Kamera des Modells WAT-221S der Firma Watec mit einer Auflösung von (768 x 576) Pixel. Es erfolgt hierbei eine analoge Datenübertragung via BNC-Leitungen.

### Die Videobeamer

Da eine hohe Strahlungshärte Voraussetzung ist, wird hier auf die DLP-Technik (Mikrospiegel) gesetzt. Um das bereits kurz erwähnte Phaseschiebverfahren effektiv anwenden zu können, muss eine höhere Auflösung als die der Kamera zur Verfügung stehen (siehe Kapitel "Phaseschiebverfahren"). Es wurden, diesen Spezifikationen zu Grunde liegend, Videobeamer vom Typ Acer-PD528 mit einer Auflösung von (1027 x 768) Pixel verwendet.

### Der Framegrabber

Aufgrund der Integration des Scanners in das Programm Open-radART ist es notwendig einen Treiber zur Verfügung gestellt zu bekommen, welcher über die Programmiersprache Delphi direkt angesprochen werden kann. Dies wird vom Framegrabberkartenhersteller Hasotec zur Verfügung gestellt. Es wird bei diesem Projekt auf das Produkt FG-34 zurückgegriffen, welches eine Framerate von bis zu 20 Bildern/s bei der Auflösung von (768 x 576) Pixel ermöglicht. Der Anschluss erfolgt über einen PCI-Steckplatz des Computers.

## Die Computer

Realisiert wird das gesamte Projekt durch Verwendung von zwei Computer, welche über ein Ethernet-Netzwerk miteinander verbunden sind. In einem der beiden Computer befindet sich die Framegrabberkarte, an welche über einen Adapter beide Kameras angeschlossen sind. Dieser Adapter wird direkt von der Firma Hasotec angeboten. Im zweiten Computer befindet sich eine Grafikkarte mit mehreren VGA-Ausgängen wobei am ersten ein Bildschirm und an zwei weiteren die Videobeamer angeschlossen werden. Der Desktop wird im Betriebssystem (hier Windows XP, 32-Bit Version) auf "Erweitert" eingestellt. In der folgenden Abbildung 1.4 ist der Aufbau schematisch dargestellt. Ausgenommen von der Grafikkarte benötigt dieser Computer keine besondere Hardware. Da auch keine rechenintensiven Vorgänge auf diesem Computer stattfinden, kann ein kostengünstiger PC verwendet werden. Es ist zu beachten, dass jener Computer, an welchem die Kameras angeschlossen sind, eine dem aktuellen Stand der Technik entsprechende, leistungsstarke Hardware besitzen muss, da die Berechnungen zur Vereinigung der Scans der linken und rechten Seite sehr rechenintensiv sind. Bei einem Computer mit einem Xeon Dual-Core 3,2 GHz Prozessor und 3 GB Arbeitsspeicher beträgt die Rechenzeit für diesen Vorgang ungefähr 5 Sekunden. Wird hierfür ein PC mit deutlich geringerer Rechenleistung verwendet, kann die Rechenzeit für diesen Vorgang mehr als 30 Sekunden betragen, was für den klinischen Betrieb durchaus störend sein kann. Insbesondere besteht bei längerer Rechenzeit die Gefahr einer Bewegung des Patienten während dieser Berechnung. Eine besondere Bedeutung hat die Geschwindigkeit bei dem Fast-Scan-Verfahren. Hier wird eine Beschleunigung der Berechnungen durch Verwendung der GPU (Graphic Processing Unit) unter Benützung der CUDA-Programmierung erreicht. Voraussetzung für diese Programmiersprache ist eine CUDA-fähige Nvidia Grafikkarte. Aktuell wird hierfür eine GT9600 mit 512 MB Speicher und 64 Streamingprozessoren mit einer Prozessortaktfrequenz von 750 MHz verwendet.

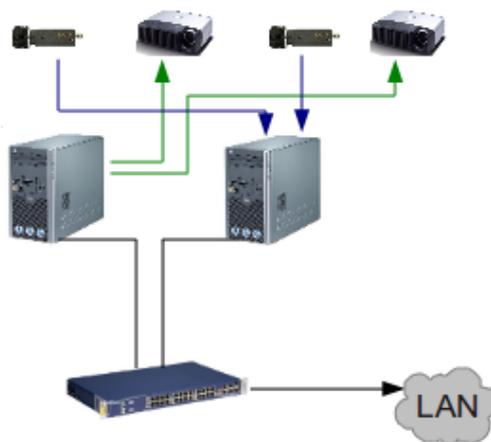


Abbildung 1.4: Computer-Netzwerkarchitektur

# 2 Kalibrierung

## 2.1 Grundlagen

### 2.1.1 Pixelkoordinaten- und Bildkoordinatensystem

Das Pixelkoordinatensystem besteht aus diskreten Punkten wobei der Nullpunkt in der Mitte des linken unteren Kamerapixels liegt. Besitzen die Pixel keine quadratische Form, was im allgemeinen der Fall ist, so ist der Abstand zwischen den diskreten Punkten auf der X- und Y-Achse nicht ident. Bei dem Bildkoordinatensystem handelt es sich um ein kartesisches Koordinatensystem welches seinen Ursprung in der Mitte des Bildes hat. Es hat sich als nützlich erwiesen zusätzlich ein CCD-Koordinatensystem und ein Weltkoordinatensystem zu definieren. Sowohl das CCD- als auch das Weltkoordinatensystem sind kartesische Koordinatensysteme, wobei das CCD-Koordinatensystem der Spiegelung des Bildkoordinatensystems über die 2. Mediane entspricht. Das Weltkoordinatensystem wird durch die Kalibrierung definiert und besitzt seinen Ursprung in der Mitte des Kalibrierphantoms. Die Umrechnung zwischen einem beliebigen der drei Koordinatensysteme zum Weltkoordinatensystem erfolgt über eine Rotationsmatrix, einem Translationsvektor, einem Koeffizienten zur Korrektur von Linsenverzerrungen und dergleichen. Diese Faktoren werden im Zuge der Kalibrierung bestimmt. Zuletzt wird noch ein Kamerakoordinatensystem definiert. Dieses befindet sich im Fokus, dem optischen Zentrum des Systems und die Achsen sind parallel zum Bildkoordinatensystem. Es erfolgt lediglich eine Verschiebung dieses Systems. Eine besondere Bedeutung bekommt dieses im Zuge der Kalibrierung da sich im optischen Zentrum keine radialen Verzerrungen zeigen. Im Bildkoordinatensystem werden diese jedoch deutlich sichtbar und müssen korrigiert werden.

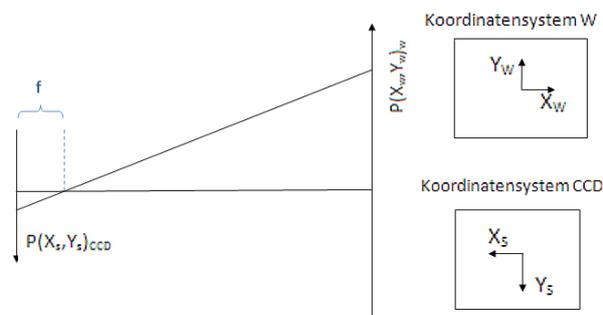


Abbildung 2.1: Darstellung des Zusammenhangs zwischen CCD- und Weltkoordinatensystem (W),  $f$  ist hierbei die Fokusdistanz der Kamera

### 2.1.2 Gain- und Offsetkorrektur der Kamerabilder

Der Offset entspricht einer Abweichung der Pixelgrauwerte vom Null-Wert der Kamera bei vollkommen unbeleuchtetem Chip. Generell ist bei digitalen Aufnahmen das Bildrauschen hauptsächlich auf dieses Dunkelrauschen, welches sich aus dem Rauschen der Ausleseelektronik und dem Dunkelstrom zusammensetzt, zurückzuführen. Insbesondere ist bei dieser Anwendung darauf zu achten, dass im Laufe der Zeit ein Anstieg des Dunkelrauschens aufgrund der Strahlenexposition der Kamera zu erwarten ist. Es wird somit in regelmäßigen Abständen, im Zuge einer Kalibrierung, ein Offsetbild angefertigt. Dieses wird in einem abgedunkeltem Raum bei maximal geschlossener Iris und mit einer vor der Linse angebrachten Abdeckung aufgenommen. Folgend wird bei allen weiteren Bildern immer eine Korrektur jedes Pixels mittels diesem Offsetbild vorgenommen indem der Offset subtrahiert wird. Eine weitere Bildkorrektur wird über den Gain vorgenommen. Dieser beschreibt im wesentlichen die Steigung  $k$  in einer linearen Funktion

$$y = kx + d, \quad (2.1)$$

wobei  $d$  der Offset ist.

Es wird zur Bestimmung des Gains ein Bild bei maximaler Linsenöffnung und heller Raumbeleuchtung vor einem weißen Objekt (hier: ein Blatt Papier) über die Kamera digitalisiert. Es sollten alle Grauwerte, mit Ausnahme von Bad-Pixel welche im Kapitel Bad-Pixel-Map erläutert werden, über einem Wert von 180 liegen. Unter Grauwert wird hier jene Information eines Pixels verstanden, welche bei der Aufnahme eines monochromen Bildes entstehen und der maximal erreichbare Wert 255 ist. Es wird der für jedes Pixel gemessene Wert als das jeweils höchste Erreichbare gewertet und ein multiplikativer Verstärkungsfaktor  $k$  auf den Wert 255 errechnet. Jedes Pixel der folgenden Bilder wird sofort nach Aufnahme mit dem Gainwert multipliziert und anschließend der Offsetwert subtrahiert.

### 2.1.3 Bad-Pixel-Map (BPM)

Bei der Verwendung von CCD-Kameras in CT-Räumen und in den Behandlungsräumen eines Elektronen-Linearbeschleunigers mit der hauptsächlich Verwendung von Photonen durch Bremsstrahlung ist eine Veränderung von Pixel der Kamera zu beobachten. Bei den Beschleunigern wird aus Elektronenenergien von 6 MeV und 15 MeV ein Bremsstrahlungsspektrum zur Therapie erzeugt. Mit steigender Betriebszeit und somit erhöhter Dosis im CCD-Chip und der Elektronik zeigt sich ein Anstieg des Rauschens. Des Weiteren existieren gelegentlich auch Pixel welche bereits zum Zeitpunkt des Kameraerwerbs ein abweichendes Verhalten zu den restlichen zeigen. Diese Pixel müssen registriert werden und dürfen bei Berechnungen nicht verwendet werden. Besonders bei dem im Kapitel "Die Kalibrierung nach Tsai" beschriebenen Kalibrierverfahren und bei dem Phaseschiebepverfahren kann es durch falsche Grau-

werte zu Fehlmessungen kommen. Die Identifikation dieser Badpixel erfolgt durch Vergleich jedes Pixels mit seiner Umgebung. Es wird der Mittelwert der Grauwerte der umliegenden 159 Pixel berechnet und nur eine maximale Abweichung zugelassen. Eine Ausnahme bilden Pixel im Randbereich, hier werden weniger Umgebungspixel betrachtet. Möglich ist auch die Berechnung des Mittelwertes über das gesamte Bild und die Betrachtung der Abweichung der einzelnen Werte von diesem Mittelwert. Dies erfordert jedoch für eine zuverlässige Auswertung, dass die Beleuchtung beim Gain-Bild über die gesamte Betrachtungsfläche homogen ist, was schwierig zu realisieren ist. Überschreitet oder unterschreitet der untersuchte Wert über eine Schranke hinaus seine Umgebung, so wird dieser in einer Bad-Pixel-Map als fehlerhaft vermerkt.

In den folgenden Abbildungen 2.2 und 2.3 sind Bad-Pixel-Maps zweier Kameras dargestellt. Die linke BPM wurde aus den Bildern einer Kamera errechnet, welche sich ein Jahr in einem CT-Raum befand und im Verhältnis zur Rechten einer geringeren Strahlenbelastung ausgesetzt war. Diese befand sich zum Zeitpunkt der Aufnahme ein Jahr im Beschleunigerraum. Mittels PLDs (Photolumineszenzdetektoren) wurden Messungen an der Position der CCD-Kamera über einen Zeitraum von 7 Tagen vorgenommen. Da die abgestrahlten Monitoreinheiten dieses Beschleunigers im Zeitraum der PLD-Messungen, sowie in dem Zeitraum, in welchem sich die Kamera im Raum befunden hat bekannt sind, kann die Jahresdosis auf ca.  $(16 \pm 6)$  Gy geschätzt werden.



Abbildung 2.2: BPM geringe Strahlenbelastung; Grenzwert für die Erkennung eines Bad-Pixels in dieser Abbildung ist eine Abweichung von 5 Grauwerten

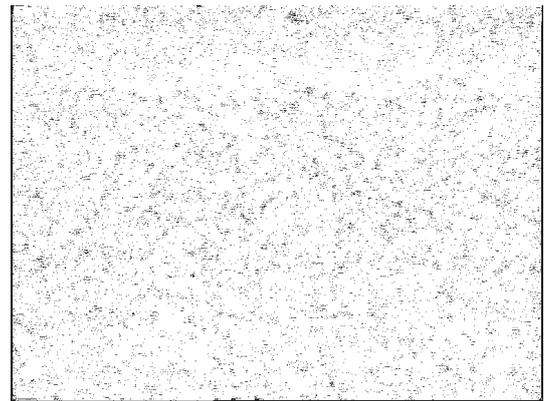


Abbildung 2.3: BPM höhere Strahlenbelastung; Grenzwert für die Erkennung eines Bad-Pixels in dieser Abbildung ist eine Abweichung von 5 Grauwerten

## 2.2 Das Verfahren

Bereits bei den Grundlagen wurden zwei wichtige Kriterien der Kalibrierung erwähnt. Diese waren eine möglichst hohe Genauigkeit und ein möglichst geringer Zeitaufwand. Bereits 1987 wurde von Rodger Y. Tsai ein Algorithmus zur Kalibrierung von Kameras publiziert. Um dieses Verfahren anwenden zu können ist ein exaktes Kalibrierphantom eine Grundvoraussetzung. Daher wird im ersten Teil der Kalibrierung ausführlich über die Konstruktion dieses Objektes gesprochen.

### 2.2.1 Das Kalibrierphantom

Bei der Methode nach Tsai werden Punkte mit bekannten Abständen zueinander auf einer Ebene vermessen. Es ist somit notwendig eine möglichst starre, ebene Fläche zu erzeugen. Wie sich bei diesem Projekt zeigte, ist es notwendig das Verhalten verschiedener Materialien bei Temperaturschwankungen mit zu bedenken. Das Scansystem ist unter anderem in einem CT-Raum montiert in welchem sich eine Klimaanlage mit überdimensionierter Wärmeabfuhr befindet. Aufgrund dessen kommt es in diesem Raum zu Temperaturschwankungen von bis zu  $13^{\circ}\text{C}$ .

Das Kalibrierphantom ist aus Plexiglas mit den Abmessungen  $80\text{ cm} \times 80\text{ cm} \times 1\text{ cm}$ , verstärkt durch Längs- und Querverstrebungen, und einem  $5\text{ cm}$  hohen Rahmen gefertigt, welcher ca.  $5\text{ mm}$  über die Oberfläche ragt. Um Höhenverstellungen und Justierungen vornehmen zu können ist das Phantom auf drei höhenverstellbaren Schrauben aufgesetzt. Aufgrund der durch die hohe Masse der Platte verursachten Momente kommt es zu einer kleinen Biegung der Platte. Diese wurden durch Eingießen von flüssigen Epoxidharz welches langsam aushärtete ausgeglichen. Aufgrund der Oberflächenspannung ist am Rand jedoch eine deutliche Wölbung ersichtlich und es muss ein Abstand von einigen Zentimetern vom Rand der Platte für alle weiteren Messungen eingehalten werden. Auf die Oberfläche wird ein Plakatpapier mit aufgedruckten Punkten (Radius  $2,5\text{ mm}$ ), deren Abstand voneinander genau bekannt sein muss, aufgebracht. Hier werden 257 Punkte verwendet, wobei sich der erste direkt in der Mitte des Kalibrierphantoms befindet. Mit Ausnahme des mittleren Punktes weisen alle einen Abstand von  $22\text{ mm}$  zu ihren vier Nachbarn in X- und Y-Richtung auf. Da sich der Mittelpunkt im Zentrum von 4 Punkten befindet besitzt dieser, wie in Abbildung 2.4 ersichtlich, einen Abstand von  $11\text{ mm}$  zu seinen Umgebenden. Um die Orientierung und den Mittelpunkt bestimmen zu können, sind 5 Punkte mit einem Ring versehen. Durch die Kenntnis der Koordinaten der Punkte im Weltkoordinatensystem und der Kenntnis der Punkte am CCD-Sensor der Kamera, durch Aufnahme eines Bildes, können mittels der Kalibrierung von Tsai alle relevanten Parameter berechnet werden.

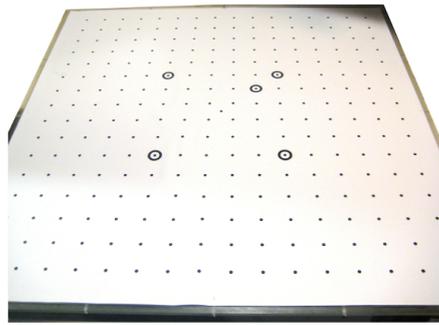


Abbildung 2.4: Das Kalibrierphantom

Mittels der in Tabelle 2.1 angegebenen linearen Temperaturexpansionskoeffizienten und der Formel 2.2 lässt sich eine Ausdehnung der verschiedenen Materialien des Kalibrierphantoms abschätzen.

$$L = L_0(1 + \alpha \cdot \Delta T) \quad (2.2)$$

Daraus ergibt sich bei einer Temperaturdifferenz von 13 K für Polymethylmethacrylat (PMMA) eine ungefähre Längenausdehnung von gerundet 1 mm, wobei jene von Papier vernachlässigbar klein ist. Bei einer Abkühlung des Phantoms kommt es somit zu der in Abbildung 2.5 ersichtlichen Wölbung des Papiers. Dieser Effekt muss bei der Kalibrierung berücksichtigt werden. Aufgrund der guten thermischen und mechanischen Eigenschaften von Kohlefaser wird zukünftig ein Kalibrierphantom aus diesem Material gefertigt werden.

Tabelle 2.1: Ausdehnungskoeffizienten

Material	Temperaturexpansionskoeffizient $\alpha$ [ $10^{-6}/\text{K}$ ] bei 293,15 K
Polymethylmethacrylat (PMMA: Acrylglas, Plexiglas) [1] [2]	75 (50 - 110)
Stahl [4]	11,5
Glas [5]	10
Quarz-Glas [6]	0,5
Epoxidharz [8]	75
Holz (anisotrop) (längs der Faser) [6]	8
Isolierpapier [9]	4,0 - 6,2
Kohlenstofffaser (anisotrop) [7]	-1,5 (in Faserrichtung) bis 15 (senkrecht zur Faserrichtung)

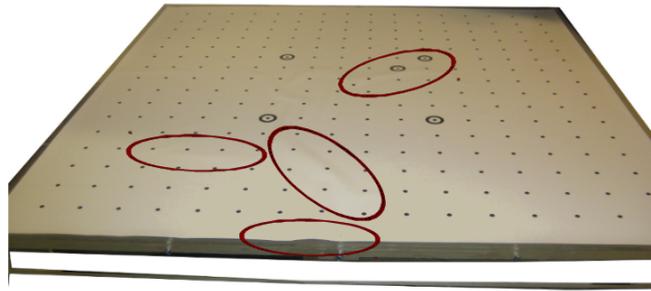


Abbildung 2.5: Das Kalibrierphantom - Wölbung des Papiers aufgrund von Temperaturschwankungen

### 2.2.2 Die Kalibrierung nach Tsai [10]

Bei dieser Kalibrierung werden 11 Parameter bestimmt, wobei es sich um sechs äußere und fünf innere Parameter handelt. Erstere beschreiben die Rotation und Translation der Kamera- und Beamerkoordinatensysteme zum Weltkoordinatensystem. Dabei entsprechen die ersten drei äußeren Parameter den Euler-Winkeln und die Weiteren dem Translationsvektor. Die Inneren entsprechen unter anderem dem Fokus und Parametern zur Korrektur von Abbildungsfehlern, wie etwa dem Verzerrungskoeffizienten für die radiale Verzerrung und einem Skalierungsfaktor für die X-Koordinaten im Bild. Um die Kalibrierung durchführen zu können, ist das Kalibrierphantom so anzubringen, dass von beiden Kamerasystemen möglichst viele Punkte erkannt werden können. Es ist mindestens erforderlich alle 5 Punkte, welche von einem Kreis umrandet sind, zu erkennen. Im Allgemeinen kann davon ausgegangen werden, dass mit einer größerer Anzahl an Punkten eine höhere Genauigkeit erreicht wird. Die Projektionsfläche der Videobeamer sollte zu Beginn bereits ebenfalls auf das Kalibrierphantom gerichtet sein. Vor dem Beginn der Kalibrierung müssen bereits die Gain- und Offsetbilder aufgenommen werden und es ist darauf zu achten, dass ab dem Beginn der Kalibrierung kein direkter Kontakt mit den Kameras, den Videobeamern so wie dem Stativ erfolgen sollte. Jeglicher Positionsveränderung würden Messungen mit inkorrektem Ergebnis folgen.

#### Mathematisches Modell und Berechnung der Kalibrierung nach Tsai

Bei diesem Verfahren wird im Wesentlichen versucht die Anzahl der zu bestimmen Parameter über einen Algorithmus der kleinsten Fehlerquadrate zu minimieren und diese zu bestimmen. Es wird zum Lösen der Gleichungssysteme auf die Methode der Pseudoinverse einer Matrix zurückgegriffen. Im nächsten Schritt werden noch nicht berechnete Parameter erneut durch einen Algorithmus der kleinsten Fehlerquadrate bestimmt. Es wird dabei versucht die möglichst beste Übereinstimmung zwischen dem beobachteten Bild und dem Modell zu finden. Die zu Beginn berechneten Parameter werden in diesem Schritt noch verfeinert.

In der Publikation von Rodger Y. Tsai übernimmt der Skalierungsfaktor  $s_x$  eine wichtige Rolle. Wird von einem perfekt abgestimmten System in der Kamera, so wie zwischen Kamera und Framegrabber ausgegangen, so ist dieser Faktor exakt 1. Bei einem nicht idealen System ist dies jedoch nicht der Fall und dieser Skalierungsfaktor muss bekannt sein. Die Ursache hierfür kann zum Beispiel in einer ungenauen Timing-Abstimmung der Kamera liegen. Ignoriert man diesen Skalierungsfaktor wird der daraus resultierende Fehler bei Messungen mit einem Modell Fairchild CCD 3000 mit rund 5 % angegeben (siehe Seite 328 in [10]).

Abhängig davon ob  $s_x$  bekannt ist, muss eine 2D- bzw. 3D-Kalibrierung durchgeführt werden. Mittels der 3D-Kalibrierung kann dieser bestimmt werden. Messungen haben gezeigt, dass dieser Wert bei dem hier verwendeten Kameramodell zeitlich stabil ist und aus diesem Grund die wesentlich umfangreichere höherdimensionale Kalibrierung für jede Hardwarekonfiguration nur in großen Zeitintervallen wiederholt werden muss.

Die Berechnung aller Parameter erfolgt im Wesentlichen in vier Schritten.

- Transformation der Weltkoordinaten zu Kamerakoordinaten - Rotationsmatrix und Translationsvektor werden bestimmt
- Berechnung der idealen unverzerrten Bildkoordinaten - Fokus wird bestimmt
- Verzerrte Koordinaten werden berechnet - Bestimmung der Parameter der radialen Verzerrung
- Eventuelle Berechnung des Skalierungsfaktors

Einfachheit halber wird zuerst das realisierte 2 dimensionale Verfahren besprochen. Es seien  $P_{\text{Welt},X}$  und  $P_{\text{Welt},Y}$  die reellen bekannten Koordinaten der Punkte auf dem Kalibrierphantom mit dem Nullpunkt in der Mitte des Phantoms. Weiters seien  $P_{\text{CCD},X}$  und  $P_{\text{CCD},Y}$  die Koordinaten der registrierten Punkte am CCD-Chip der Kamera im Pixelkoordinatensystem. Details zur Vermessung der Punkte werden im Kapitel Kamerakalibrierung erläutert.

Zuerst erfolgt eine Umrechnung vom Pixelkoordinatensystem in das CCD-Koordinatensystem.

$$X_{\text{CCD}_k} = (\text{CCD}_{\text{Center},X} + \frac{N_{\text{PixelIn}X}}{2}) - P_{\text{CCD},X_k} \quad (2.3)$$

$$Y_{\text{CCD}_k} = (\text{CCD}_{\text{Center},Y} + \frac{N_{\text{PixelIn}Y}}{2}) - P_{\text{CCD},Y_k} \quad (2.4)$$

mit  $k = 0 \dots N-1$ , wobei  $N$  die Anzahl der registrierten Punkte am CCD-Chip ist.

## 2 Kalibrierung

Des Weiteren sind  $N_{\text{PixelInX}}$  und  $N_{\text{PixelInY}}$  jeweils die physikalisch reale Anzahl der Pixel auf der X-Achse und der Y-Achse des CCD-Chips.  $\text{CCD}_{\text{Center,X}}$  und  $\text{CCD}_{\text{Center,Y}}$  sind die Koordinaten des Bildhauptpunktes.

Die CCD-Koordinaten werden nun in reale Längeneinheiten umgerechnet. Hierzu wird mit der physikalischen Größe der Pixel multipliziert und durch die Anzahl der Pixel dividiert.  $\text{CCD}_{\text{SizeX}}$  und  $\text{CCD}_{\text{SizeY}}$  geben dabei die Größe des Chips in der SI-Einheit Meter an.

$$X_{d_k} = X_{\text{CCD}_k} \cdot \left( \frac{\text{CCD}_{\text{SizeX}}}{N_{\text{PixelInX}}} \right) \quad (2.5)$$

$$Y_{d_k} = Y_{\text{CCD}_k} \cdot \left( \frac{\text{CCD}_{\text{SizeY}}}{N_{\text{PixelInY}}} \right) \quad (2.6)$$

Es können nun die realen Positionen der Punkte  $P_{\text{Welt,X,Y}}$  so wie die Positionen der  $k$  Punkte in der Kamera  $X_d$  und  $Y_d$  in jeweils einem Vektor dargestellt werden. Der tief gestellte Buchstabe  $d$  soll darauf hinweisen, dass diese Koordinaten noch verzerrt (distorted) sind. Dies wird im Kapitel "Radiale Objektivverzerrung" noch genauer erläutert.

$$\vec{X}_d = \begin{pmatrix} X_{d_0} \\ X_{d_1} \\ X_{d_2} \\ \vdots \\ X_{d_{k-1}} \end{pmatrix} \quad \vec{Y}_d = \begin{pmatrix} Y_{d_0} \\ Y_{d_1} \\ Y_{d_2} \\ \vdots \\ Y_{d_{k-1}} \end{pmatrix} \quad (2.7)$$

$$\vec{X}_{\text{Welt}} = \begin{pmatrix} P_{\text{Welt},X_0} \\ P_{\text{Welt},X_1} \\ P_{\text{Welt},X_2} \\ \vdots \\ P_{\text{Welt},X_{k-1}} \end{pmatrix} \quad \vec{Y}_{\text{Welt}} = \begin{pmatrix} P_{\text{Welt},Y_0} \\ P_{\text{Welt},Y_1} \\ P_{\text{Welt},Y_2} \\ \vdots \\ P_{\text{Welt},Y_{k-1}} \end{pmatrix} \quad (2.8)$$

Im Vektor der Weltkoordinaten werden nur jene Koordinaten eingetragen, die einen korrespondierenden Punkt im Bildkoordinatensystem haben. Dies kann aufgrund

jener Punkte am Kalibrierphantom, welche einen Ring um sich haben, festgestellt werden (Siehe Kapitel: Kalibrierphantom).

Mittels dieser Vektoren wird nun nach [10] eine Matrix A aufgestellt und die Methode der pseudoinversen Matrix angewendet. Die folgenden Berechnungen stellen die implementierte Zusammenfassung dieser Publikation dar.

$$A = (Y_{d_i} \cdot P_{Welt, X_i} \quad Y_{d_i} \cdot P_{Welt, Y_i} \quad Y_{d_i} \quad -X_{d_i} \cdot P_{Welt, X_i} \quad -X_{d_i} \cdot P_{Welt, Y_i}) \quad (2.9)$$

mit  $i = 0 \dots k-1$ , wobei  $k$  die Anzahl der registrierten Punkte ist.

$$\vec{X} = [(A^T \cdot A)^{-1} \cdot A^T] \cdot \vec{Y}_d \quad \text{wobei} \quad \vec{X} = \begin{pmatrix} T_y^{-1} \cdot r_{0,0} \\ T_y^{-1} \cdot r_{0,1} \\ T_y^{-1} \cdot T_x \\ T_y^{-1} \cdot r_{1,0} \\ T_y^{-1} \cdot r_{1,1} \end{pmatrix} \quad (2.10)$$

In Gleichung 2.10 entsprechen  $T_x$  und  $T_y$  den jeweiligen Komponenten des Translationsvektors und die  $r_{l,m}$  ( $l = 0 \dots 2$ ,  $m = 0 \dots 2$ ) den Komponenten der Rotationsmatrix. Wie in [10] und [11] ausführlich erklärt berechnen sich alle weiteren notwendigen Parameter der Kalibrierung wie folgt. In den kommenden Formeln stellen die  $X_i$  (mit  $i = 0 \dots 4$ ) die Komponenten des Vektors  $\vec{X}$  dar.

$$S_r = X_0^2 + X_1^2 + X_3^2 + X_4^2 \quad (2.11)$$

$$T_y = \sqrt{\frac{S_r - \sqrt{S_r^2 - 4 \cdot (X_0 \cdot X_4 - X_1 \cdot X_3)^2}}{2 \cdot (X_0 \cdot X_4 - X_1 \cdot X_3)^2}} \quad (2.12)$$

$$T_x = T_y \cdot X_2 \quad (2.13)$$

$$r_{0,0} = X_0 \cdot T_y \quad (2.14)$$

$$r_{0,1} = X_1 \cdot T_y \quad (2.15)$$

$$r_{1,0} = X_3 \cdot T_y \quad (2.16)$$

$$r_{1,1} = X_4 \cdot T_y \quad (2.17)$$

Einige Werte des Translationsvektors so wie der Rotationsmatrix sind somit bereits berechnet. Jedoch ist diese Berechnung nicht eindeutig, da auch ein Resultat mit falschem Vorzeichen errechnet werden kann. Eine Verifikation kann vorgenommen werden, indem ein beliebiger Punkt, welcher sich jedoch nicht im Nullpunkt des Bildkoordinatensystems befinden darf ausgesucht und auf diesem die folgende Berechnung angewendet wird. Hier ist dies stets der 10. Punkt der registriert wird.

$$x = r_{0,0} \cdot P_{Welt,X_i} + r_{0,1} \cdot P_{Welt,Y_i} + T_x \quad (2.18)$$

$$y = r_{1,0} \cdot P_{Welt,X_i} + r_{1,1} \cdot P_{Welt,Y_i} + T_y \quad i = 0 \dots k-1 \quad (2.19)$$

Weisen  $x$  und  $X_d$ , so wie  $y$  und  $Y_d$  das gleiche Vorzeichen auf, so gilt  $\text{sgn}(T_y) = 1$ . Ansonsten muss dieses auf  $\text{sgn}(T_y) = -1$  gesetzt werden. Zwei weitere Komponenten der Matrix berechnen sich nach den Formeln 2.20 und 2.21.

$$r_{0,2} = \sqrt{1 - r_{0,0}^2 - r_{0,1}^2} \quad (2.20)$$

$$r_{1,2} = v \cdot \sqrt{1 - r_{1,0}^2 - r_{1,1}^2} \quad (2.21)$$

$$\text{mit } v = -\text{sgn}(r_{0,0} \cdot r_{1,0} + r_{0,1} \cdot r_{1,1})$$

Die restlichen Komponenten der Rotationsmatrix  $r_{2,0}$ ,  $r_{2,1}$  und  $r_{2,2}$  errechnen sich aus dem äußeren Produkt der Vektoren  $(r_{0,0}, r_{0,1}, r_{0,2})$  und  $(r_{1,0}, r_{1,1}, r_{1,2})$ .

In [10] wird zur Berechnung des Fokus, des Verzerrungskoeffizienten und des Skalierungsfaktors zuerst ein Näherungsverfahren mit  $\kappa$  gleich Null berechnet und anschließend ein Gleichungssystem optimiert, wobei die Näherungswerte als Startwert für die Optimierung verwendet werden. Bei realen Objektiven treten Linsenverzerrungen auf, welche durch den Faktor  $\kappa$  beschrieben werden (siehe Kapitel: "Radiale Objektivverzerrung").

In der Literatur ist ein weiteres Verfahren zu finden, wobei diese Werte mit einem einzigen Rechenverfahren mittels eines "Least-Mean-Square"-Algorithmus errechnet werden. Hierzu wird die folgende (kx3)-Matrix  $K$  (2.22 - 2.24) generiert.

$$K_{i,0} = r_{1,0} \cdot P_{Welt,X_i} + r_{1,1} \cdot P_{Welt,Y_i} + T_y \quad (2.22)$$

$$K_{i,1} = -Y_{d_i} \quad (2.23)$$

$$K_{i,2} = (r_{1,0} \cdot P_{Welt,X_i} + r_{1,1} \cdot P_{Welt,Y_i} + T_y) \cdot (P_{Welt,X_i}^2 + P_{Welt,Y_i}^2) \quad (2.24)$$

Hierbei ist  $i = 0 \dots k-1$ , wobei  $k$  die Anzahl der Punkte am Phantom ist, welche einen korrespondierenden Punkt am CCD-Chip haben. Um nun ein Gleichungssystem der Form 2.25 aufstellen zu können, muss der Vektor  $\vec{W}$  noch definiert werden.

$$K \cdot \vec{L} = \vec{W} \quad (2.25)$$

Es handelt sich bei  $W$  um einen  $k$ -dimensionalen Vektor mit den folgenden Komponenten:

$$W_i = (r_{2,0} \cdot P_{Welt,X_i} + r_{2,1} \cdot P_{Welt,Y_i}) \cdot (r_{1,0} \cdot P_{Welt,X_i} + r_{1,1} \cdot P_{Welt,Y_i} + T_y) \quad (2.26)$$

mit  $i=0 \dots k-1$ , wobei  $k$  gleich definiert ist, wie in 2.22.

Es kann nun der unbekannte Vektor  $\vec{L}$  mit dem selben Algorithmus der Pseudoinversen wie in Gleichung 2.10 berechnet werden. Dabei ist die Lösung durch die folgende Gleichung 2.27 zu erhalten.

$$\vec{L} = [(K^T \cdot K)^{-1} \cdot K^T] \cdot \vec{W} \quad (2.27)$$

Durch die einzelnen Komponenten dieses Vektors lassen sich nun die Fokusdistanz, der Verzerrungskoeffizienten und die  $z$ -Komponente des Translationsvektors ausdrücken.

$$f = L_0 \quad (2.28)$$

$$T_z = L_1 \quad (2.29)$$

$$\kappa = L_2/f \quad (2.30)$$

Der vierte Schritt, die Bestimmung des Skalierungsfaktors  $s_x$  wird nur im Zuge einer 3D-Kalibrierung ausgeführt. Der Skalierungsfaktor beschreibt die Verzerrung in x-Richtung im Bild (siehe Kapitel “3D-Kamerakalibrierung” und “3D-Beamerkalibrierung”). Bei dieser wird nicht das Gleichungssystem 2.10 sondern ein erweitertes Gleichungssystem 2.31 in welchem die z-Komponenten des Weltkoordinatensystems ungleich Null sind und  $s_x$  vorkommen, verwendet. Es gilt nun nicht mehr nur 5 Unbekannte, sondern 7 aus dem mehrfach überbestimmten Gleichungssystem 2.32 mit k registrierten Punkten am CCD-Chip zu bestimmen.

$$A^T = \begin{pmatrix} Y_{d_i} \cdot P_{Welt, X_i} \\ Y_{d_i} \cdot P_{Welt, Y_i} \\ Y_{d_i} \cdot P_{Welt, Z_i} \\ Y_{d_i} \\ -X_{d_i} \cdot P_{Welt, X_i} \\ -X_{d_i} \cdot P_{Welt, Y_i} \\ -X_{d_i} \cdot P_{Welt, Z_i} \end{pmatrix} \quad \text{mit } i = 0 \dots k-1 \quad (2.31)$$

$$\vec{X} = [(A^T \cdot A)^{-1} \cdot A^T] \cdot \vec{Y}_d \quad \text{wobei} \quad \vec{X} = \begin{pmatrix} T_y^{-1} \cdot r_{0,0} \cdot s_x \\ T_y^{-1} \cdot r_{0,1} \cdot s_x \\ T_y^{-1} \cdot T_x \cdot s_x \\ T_y^{-1} \cdot r_{1,0} \\ T_y^{-1} \cdot r_{1,1} \end{pmatrix} \quad (2.32)$$

Werden die unbekannt Parameter dieser Gleichung in derselben Vorgehensweise wie bei der Kalibrierung ohne Bestimmung des Faktors  $s_x$  bestimmt, so resultiert hieraus der noch unbekannt Skalierungsfaktor. Abschließend müssen noch die Komponenten der ersten Zeile der Rotationsmatrix durch den Wert des Skalierungsfaktors dividiert werden um die korrigierte Rotationsmatrix zu erhalten.

### 2.2.3 2D-Kamerakalibrierung

Dem mathematischen Modell ist zu entnehmen, dass für die Bestimmung aller nötigen Parameter lediglich eine Aufnahme der Punkte des Kalibrierphantoms, mit möglichst exakt bekannten Koordinaten relativ zur Mitte des Objektes, nötig ist. Nach erfolgter Photographie muss die Position der Punkte im Bild möglichst exakt errechnet werden. Hierzu wird das 2D-Problem mittels der Grauwertinformation des Bildes auf ein 3D-Problem erweitert und durch lineare Interpolation dieser Werte die Position bestimmt. Als Grauwertinformation werden hier die digitalen Werte der Pixel bei einer monochromen Aufnahme bezeichnet. In diesem Fall stehen 8-Bit Informationen zur Verfügung, welche somit einen Bereich von 0 bis 255 abdecken. Es resultieren aus der Interpolation bereits Werte welche sich nicht mehr im diskreten Pixelkoordinatensystem befinden, sondern in einem kontinuierlichen kartesischen Koordinatensystem mit seinem Ursprung in der Mitte des linken unteren Pixel des Bildes. Dies stellt jedoch kein Problem im mathematischen Modell der Kalibrierung dar und die somit errechneten Punkte werden den  $P_{CCD,X}$  und  $P_{CCD,Y}$  zugeordnet. Zuerst werden jene Punkte ausfindig gemacht, welche einen Ring um sich tragen. Aus dieser Information kann die Orientierung des Kalibrierphantoms bestimmt werden und somit ist auch die Nummerierung der einzelnen Punkte vom Zentrum ausgehend möglich. Das ermöglicht eine eindeutige Zuordnung zu den realen Punkten am Kalibrierphantom.

Um diese auswerten zu können, muss ein Bild aufgenommen werden, auf welchem alle Störungen minimiert werden. Vor allem der Bildbereich außerhalb des Phantoms stellt dabei ein Problem dar. Der Bereich kann eliminiert werden, indem vor dem Beginn ein Bild, das Subtraktionsbild, aufgenommen wird bei welchem die zu vermessenen Punkte auf der Fläche des Kalibrierphantoms abgedeckt werden und anschließend jene Bilder mit den Punkten von diesem subtrahiert werden. Die Abdeckung sollte mit einer Farbe welche jener zwischen den Punkten entspricht erfolgen. Im Idealfall dürfte hier keine Farbabsorption stattfinden und das wäre ein absolutes Weiß. Einfachheit halber wurden mehrere Blatt Druckerpapier verwendet. Dies hat sich als durchaus ausreichend erwiesen. Es werden somit alle Bereiche welche nicht abgedeckt wurden bei dem Subtraktionsbild so wie allen folgenden Bildern ident aufgenommen. Folgend ergeben sich durch die Subtraktion die jeweiligen Pixelwerte zu 0, also einem idealen Schwarz. Selbstverständlich sind in einem realen Messaufbau keine idealen Werte zu erreichen, es kann jedoch ein sehr niedriger Threshold gesetzt und alle Werte unterhalb können ignoriert werden. An der Stelle der Punkte weist das Subtraktionsbild aufgrund der weißen Abdeckung einen hohen Pixelwert auf. In den folgenden Bildern wird in diesen Pixel aufgrund der schwarzen Punkte ein niedriger Wert gemessen. Aus der Subtraktion eines hohen weniger eines niedrigen Wertes resultiert somit ein Hoher für jene Stellen an welchen Punkte registriert wurden. Das Problem wird somit auf die Suche nach hellen Bereichen in einem dunklen Bild invertiert.

Die Positionsbestimmung der Punkte erfolgt in zwei Schritten:

- Bestimmung der ungefähren Position aufgrund des 2D-Bildes:  
Hierbei werden helle Strukturen auf dunklem Hintergrund gesucht und diese vom Zentrum ausgehend nummeriert.

## 2 Kalibrierung

- Berechnung der exakten Position durch lineare Interpolation in einem 3D-Raum der durch die Koordinaten im Bild und die Grauwerte aufgespannt wird:

An dieser Stelle werden die im ersten Teil bestimmten Koordinaten aufgegriffen und verbessert. Es wird um die grob bestimmte Position ein Quadrat gelegt und über eine Mittelwertgewichtung der Grauwerte der umliegenden Pixel die Lokalisation verbessert. Um feines Restrauschen im Bild nach der Gain- und Offsetkorrektur nicht mit einzubeziehen, wird ein unterer Grenzwert gesetzt, ab welchem die Grauwerte erst betrachtet werden. Dieser kann jedoch wie in den folgenden Abbildungen zu sehen ist sehr niedrig gesetzt werden.

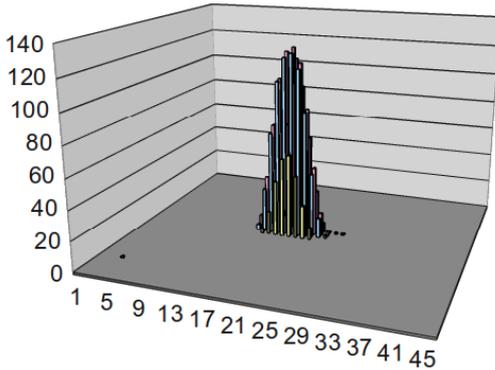


Abbildung 2.6: Punkt 16 am Kalibrierphantom

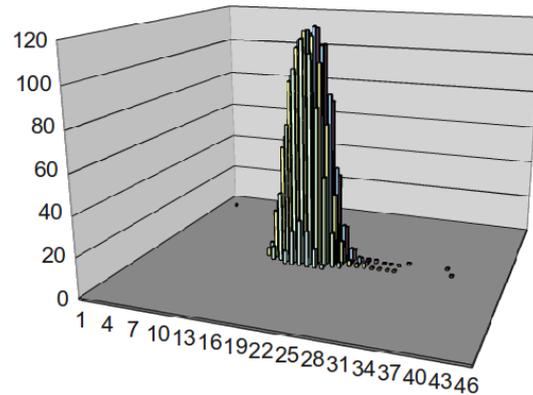


Abbildung 2.7: Punkt 24 am Kalibrierphantom

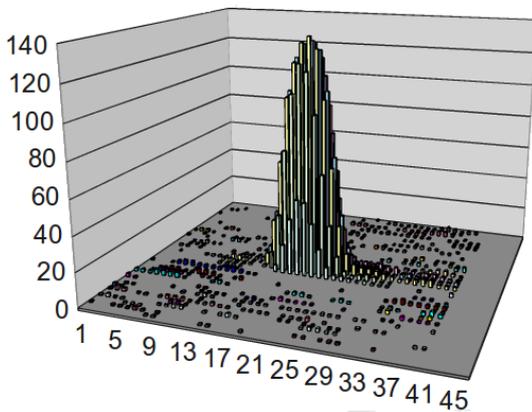


Abbildung 2.8: Punkt 36 am Kalibrierphantom

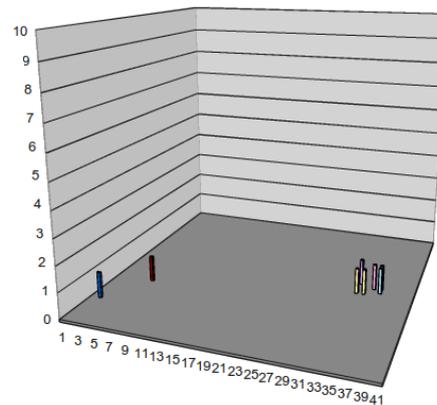


Abbildung 2.9: Hintergrundrauschen im Bereich ohne Punkte

Mit diesen interpolierten Pixelpositionen wird nun die Kalibrierung durchgeführt. Zur Verifikation der Genauigkeit wird mit den hieraus erhaltenen Daten eine Rückrechnung durchgeführt, indem mit der berechneten Bildposition ein virtueller Punkt auf das Kalibrierphantom gerechnet wird. Anschließend wird die Differenz zwischen der tatsächlichen und der virtuellen Punktposition bestimmt. Zur Visualisierung der Abweichung wird am Bildschirm ein Fehlerbalken, jeweils in X- und Y-Richtung neben dem vermessenen Punkt dargestellt (genauere Erklärung siehe Kapitel "Genauigkeitsanalyse"). Ein Beispiel einer derartigen Berechnung ist in Abbildung 2.10

dargestellt. Es ist zu erkennen, dass im oberen Bereich einige Punkte nicht dargestellt werden. Dies ist eine Korrekturmaßnahme welche vorgenommen werden kann. An dieser Stelle befanden sich, die im Abschnitt “Kalibrierphantom” erläuterten und in Abbildung 2.5 illustrierten Wölbungen des Papiers. Werden nach der Rückberechnung bei einigen Punkten große Abweichungen registriert, so können diese manuell entfernt werden und eine neuerliche Berechnung kann durchgeführt werden. Liegt der Fehler über einem Grenzwert, welcher eingestellt werden kann (hier 1,5 mm) so wird der Punkt automatisch aus der Berechnung entfernt.

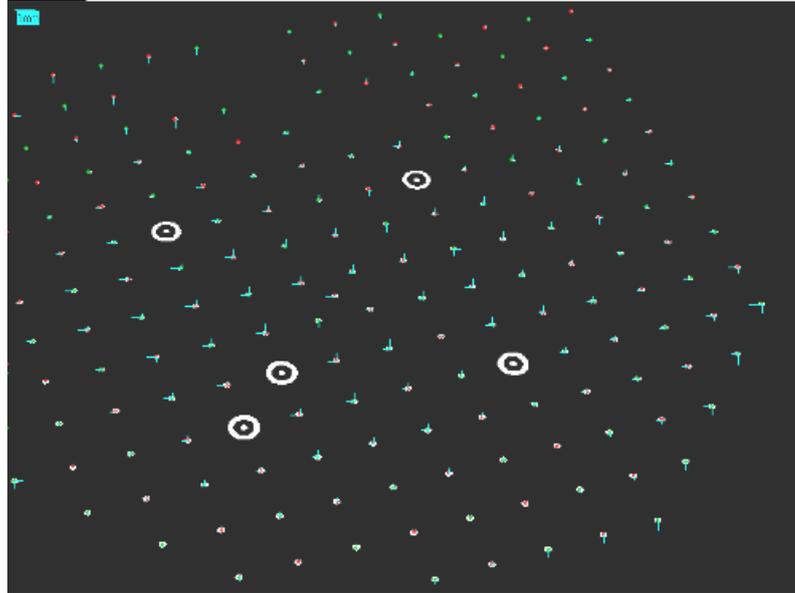


Abbildung 2.10: Kamerakalibrierung mit entfernten Punkten auf Wölbungen des Papiers

Gleichzeitig mit der Rückberechnung und der Ermittlung der Fehler der Punkte wird eine äquidistante Zoneneinteilung des Weltkoordinatensystems auf dem Kalibrierphantom vorgenommen. Die Anzahl dieser Zonen kann per Software variiert werden. Jede Zahl bei welcher die Quadratwurzel eine ganze Zahl ergibt kann dabei verwendet werden. Es hat sich als praktikabel erwiesen, diese auf 16 einzustellen. Es wird nun in jeder Zone der mittlere Fehler und die Standardabweichung der darin vorkommenden Punkte im Vergleich zu ihrer realen Position errechnet. Befinden sich nicht mindestens zwei Punkte im Betrachtungsfeld der Kamera so ist die Standardabweichung nicht berechenbar und es wird diese Zone als solche markiert, indem ein maximaler Wert bei der Standardabweichung gesetzt wird. Dies wirkt als beschränkender Faktor bei der Zonenanzahl, da möglichst vermieden werden sollte, viele dieser nicht berechenbaren Zonen zu erhalten. Die Resultate werden von beiden Kameras im Arbeitsspeicher abgelegt und bei der Beamerkalibrierung wieder aufgegriffen.

## 2 Kalibrierung

In den Tabellen 2.2 und 2.3 sind die errechneten Werte jeder Zone von zwei Kalibrierungen dargestellt.

Tabelle 2.2: Ergebnisse der Zonenberechnungen

Kamerasystem	Zonennummer	Mittelwert [mm]	Standardabweichung [mm]
links	1	0,38	(inf)
links	2	0,17	0,06
links	3	0,19	0,18
links	4	0,18	0,24
links	5	0,14	0,22
links	6	0,14	0,22
links	7	0,14	0,23
links	8	0,14	0,23
links	9	0,12	0,45
links	10	0,15	0,26
links	11	0,13	0,27
links	12	0,11	0,29
links	13	0,00	(inf)
links	14	0,21	0,47
links	15	0,17	0,40
links	16	0,10	(inf)

Tabelle 2.3: Ergebnisse der Zonenberechnungen

Kamerasystem	Zonennummer	Mittelwert [mm]	Standardabweichung [mm]
rechts	1	0,26	0,15
rechts	2	0,14	0,12
rechts	3	0,16	0,13
rechts	4	0,12	0,18
rechts	5	0,15	0,14
rechts	6	0,17	0,15
rechts	7	0,19	0,16
rechts	8	0,21	0,18
rechts	9	0,26	0,31
rechts	10	0,18	0,20
rechts	11	0,11	0,27
rechts	12	0,10	0,24
rechts	13	0,00	(inf)
rechts	14	0,14	0,31
rechts	15	0,20	0,47
rechts	16	0,00	(inf)

Bei jenen Zeilen in den Tabellen 2.2 und 2.3 in denen in der Spalte Standardabweichung (inf) angegeben ist, konnte keine Auswertung durchgeführt werden da maximal ein Punkt in dieser Zone gefunden wurde. Abschließend zur Kamerakalibrierung sei angemerkt, dass bei der Ausrichtung des Kalibrierphantoms darauf zu achten ist, dass aus keiner der beiden Betrachtungsperspektiven der Kameras die Punkte in Y-Richtung im Aufnahmebild in annähernd einer Linie liegen. Dies würde zu einem ähnlichen Gleichungssystem im Kalibrierungsalgorithmus führen und weiters zu einem höheren mittleren Fehler. Dieser ist in Abbildung 2.11 dargestellt.

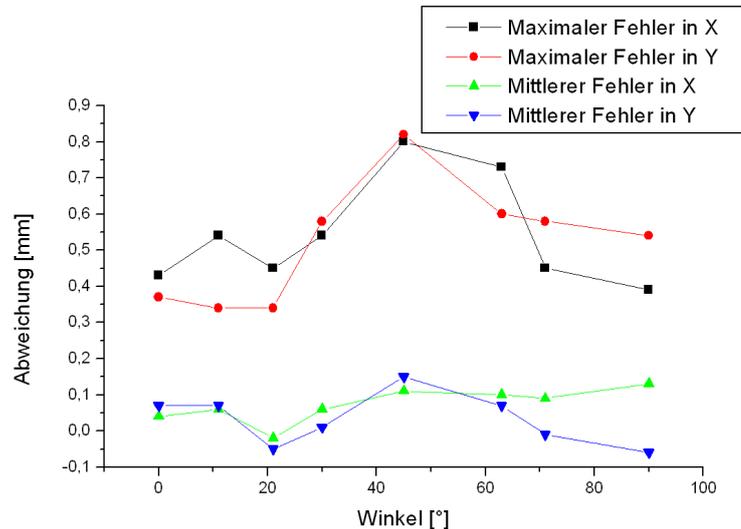


Abbildung 2.11: Messung der Winkelabhängigkeit der Kamerakalibrierung: Jeweils eine Kalibrierung und somit Messung bei einem Winkel. Bei  $45^\circ$  war die Unterkante des Phantoms parallel zur X-Achse der Kamera.

In der folgenden Tabelle ist das Resultat einer Kamerakalibrierung dargestellt.

Tabelle 2.4: Resultate einer Kamerakalibrierung

Kamerasystem	berechneter Parameter	Ergebnis
links	$T_X$	-395,7 mm
links	$T_Y$	-1003,0 mm
links	$T_Z$	1212,2 mm
links	$\kappa$	-0,000523
links	f	15,9 mm
links	$r_{0,0}$	-0,967
links	$r_{0,1}$	0,205
links	$r_{0,2}$	-0,152
links	$r_{1,0}$	0,060
links	$r_{1,1}$	0,762
links	$r_{1,2}$	0,645
links	$r_{2,0}$	0,248
links	$r_{2,1}$	0,614
links	$r_{2,2}$	-0.749

Tabelle 2.5: Resultate einer Kamerakalibrierung

Kamerasystem	berechneter Parameter	Ergebnis
rechts	$T_X$	823,8 mm
rechts	$T_Y$	-519.2 mm
rechts	$T_Z$	1251,4 mm
rechts	$\kappa$	-0.000607
rechts	f	16,3 mm
rechts	$r_{0,0}$	-0,849
rechts	$r_{0,1}$	-0,421
rechts	$r_{0,2}$	0,319
rechts	$r_{1,0}$	0,212
rechts	$r_{1,1}$	0,825
rechts	$r_{1,2}$	0,524
rechts	$r_{2,0}$	-0,484
rechts	$r_{2,1}$	0,377
rechts	$r_{2,2}$	-0,789

Es ist zu beachten, dass bei dem Scansystem auf welches sich die Werte in Tabelle 2.5 beziehen die Kameras des linken und rechten Scansystems etwas versetzt in der Höhe angebracht wurden. Der Unterschied im Resultat des Fokus  $f$  ergibt sich aufgrund der unterschiedlichen Linseneinstellungen des Objektivs, welche wiederum in der unterschiedlichen Distanz zum Kalibrierphantom begründet sind. Alle Matrixberechnungen in der Kalibrierung erfolgen mit dem Datentyp `double` in Delphi (8 Byte, mindestens 15 signifikante Stellen). Die Ergebnisse werden in `double` oder `single` Datentypen (4 Byte, mindestens 7 signifikante Stellen) gespeichert. Die Ergebnisse in der Tabelle 2.5 stellen gerundete Resultate dar.

## 2.2.4 3D-Kamerakalibrierung

Diese stellt eine Erweiterung der 2D-Kalibrierung dar, indem eine Vermessung des Phantoms in mehreren Ebenen erfolgt. Aufgrund des angebrachten höhenverstellbaren Lasersystems im CT-Raum kann eine Höheneinstellung mit einer Genauigkeit besser als 1 mm vorgenommen werden, was auch eine Grundvoraussetzung für die 3D-Kalibrierung ist. Ist keine Möglichkeit vorhanden, eine derartige Positionierung des Phantoms vorzunehmen muss ein wesentlich schwieriger anzufertigendes Kalibrierobjekt erzeugt werden. Der Ablauf dieser Kalibrierung gestaltet sich sehr einfach. Es wird jeweils eine 2D-Kalibrierung in drei möglichst weit auseinander liegenden Z-Ebenen des Weltkoordinatensystems durchgeführt. Dabei sind jedes Mal alle Korrekturverfahren zur Verbesserung der Genauigkeit ident der 2D-Kalibrierung vorhanden (zum Beispiel: Entfernung von Punkten nach der Rückberechnung). Es werden die Informationen über die Positionen der Punkte nach jeder Ebene gespeichert. Daraus resultieren nach der dritten Ebene zwei Arrays mit jeweils den berechneten Positionen am CCD-Chip in allen Ebenen und den bekannten zugehörigen Weltkoordinaten. Mit diesen Daten wird nun der Algorithmus der 3D-Kalibrierung ausgeführt und somit der Skalierungsfaktor  $s_x$  errechnet. Dieser ergibt sich bei den beiden Kamerasystemen zu 0,9953 und 0,9965. Wie zu erwarten war, liegt der Wert sehr nahe bei der idealen 1. Würde jedoch diese Korrektur vernachlässigt werden, so

wäre mit ein bis vier Pixel und somit mit einem Fehler von bis zu 4 mm zu rechnen. Wird der Skalierungsfaktor durch diese 3D-Kalibrierung bestimmt, so muss dieser bei zukünftigen 2D-Kalibrierungen berücksichtigt werden.

### 2.2.5 2D-Beamerkalibrierung

Diesem Verfahren liegt im wesentlichen derselbe Algorithmus wie der Kamerakalibrierung zugrunde. Es werden nun jedoch vom Videobeamer schwarze Punkte mit bekannten DLP-Koordinaten (DLP: Digital Light Processing, Mikrospiegelaktor) projiziert und von der Kamera, welche bereits kalibriert ist vermessen. Unter der Projektion schwarzer Punkte, was physikalisch so nicht möglich ist, wird hier die vollkommene Beleuchtung der Fläche, mit Ausnahme eines Punktes verstanden. Daraus resultiert ein unbeleuchteter, dunkel wirkender Punkt. Somit wird wieder der Bezug zwischen dem Koordinatensystem des Videobeamers und dem Weltkoordinatensystem hergestellt. Die Genauigkeit der Beamerkalibrierung ist direkt von jener der Kamerakalibrierung abhängig. Um diesen Effekt und somit potentielle Ungenauigkeiten der Kamerakalibrierung mit geringerer Gewichtung in die Beamerkalibrierung eingehen zu lassen, werden alle Punkte gleichzeitig von beiden Kameras vermessen. Hier kommen nun auch die Zoneneinteilungen der Kamerakalibrierungen zu tragen. Es wird ein gewichteter Mittelwert aus den beiden Messungen zur Berechnung der Position des Punktes verwendet. Diese Gewichtung ergibt sich dabei direkt aus der Genauigkeit der jeweiligen Kamera in dieser Zone. Weist eine Kamera eine höhere Genauigkeit als die zweite in derselben Zone auf, so wird diese bei der Berechnung der Position im selben Verhältnis zur Genauigkeit der Kalibrierungen höher gewichtet.

Konnten in einer Zone keine statistischen Abweichungen errechnet werden (siehe Kapitel "2D-Kamerakalibrierung"), da zum Beispiel in diesem Ausschnitt des Weltkoordinatensystems nur ein Punkt vermessen wurde, so wird lediglich von der zweiten Kamera eine Messung des Beamerpunktes vorgenommen.

Die projizierten Punkte müssen auf einer ebenen Fläche vermessen werden. Es bietet sich an, auch hierfür das Kalibrierphantom zu verwenden. Um die Bildauswertung hintergrundunabhängig zu gestalten, wird zuerst ein Hintergrundbild mit voller Beleuchtung aufgenommen und von diesem werden alle weiteren Aufnahmen subtrahiert. Daraus resultiert, dass keine schwarzen Punkte auf weißem Hintergrund gesucht werden müssen, sondern weiße auf schwarzem Hintergrund. Die Vermessung erfolgt auch hier mittels der in Kapitel "2D-Kamerakalibrierung" beschriebenen Interpolation.

Einige Kriterien für die Verwendbarkeit von Punkten müssen aufgestellt werden:

- Diese dürfen nicht in die Nähe von Punkten auf dem Phantom projiziert werden, da sich dadurch die gemessenen Grauwerte verändern.
- Natürlich kann auch keine Auswertung erfolgen, wenn diese direkt auf schwarze Regionen auf dem Phantom abgebildet werden.
- Es muss aufgrund der Grenzflächenspannung, welche zu einer Wölbung des Epoxidharzes führt, ein Abstand von einigen Zentimetern zur Umrandung eingehalten werden.

- Außerhalb der definierten, ebenen Fläche des Kalibrierobjektes darf keine Messung verwertet werden.

Wie bereits im Kapitel “2D-Kamerakalibrierung” diskutiert, ist es zu vermeiden, Betrachtungsperspektiven zu wählen durch welche ähnliche Gleichungssysteme entstehen. Dies kann durch eine spiralförmige Punktprojektion erreicht werden. In der folgenden Abbildung 2.12 ist eine Überlagerung der Bilder der linken so wie rechten Kamera zu sehen. Des Weiteren werden die vermessenen Koordinaten als farbig gefüllte Kreise in das Bild projiziert, wobei über jedem zwei Balken dargestellt sind. Der blaue stellt dabei die Abweichungen der vermessenen Koordinaten der Kamera dar. Diese werden in der X-Achse so wie der Y-Achse getrennt dargestellt. Der zweite Balken stellt die genormte Gewichtung der Systeme in der zugehörigen Zone dar. Dies wird in Abbildung 2.13 vergrößert visualisiert.

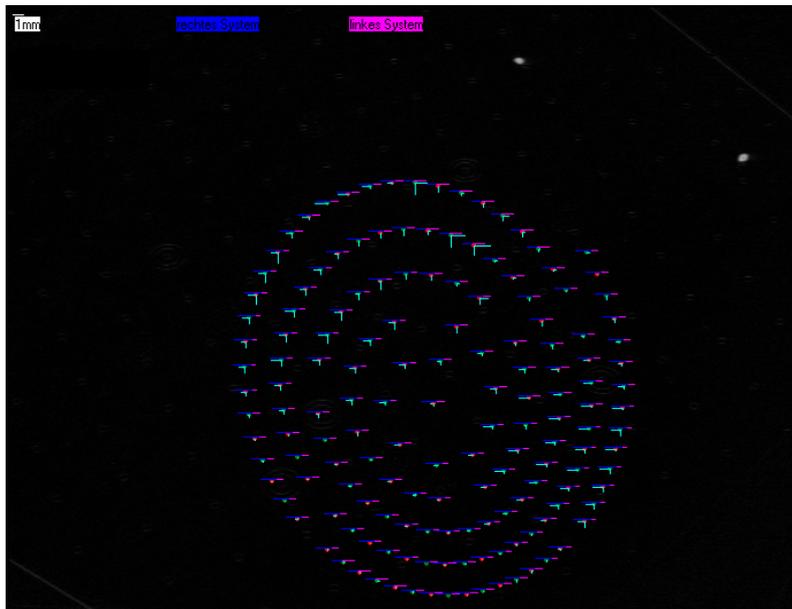


Abbildung 2.12: Spiralprojektion: Die Aufnahmen der projizierten Punkte werden mit inversen Farben in jeweils den Kameras zugehörigen Pixelkoordinatensystemen überlagert. Diese sind die zwei weißen elliptischen Objekte im ersten Quadranten. Unregelmäßigkeiten im Verlauf der Spirale kommen aufgrund der oben genannten Kriterien zustande, welche nicht von jeder Projektion erfüllt werden. Die dunkelblauen Linien stellen die Gewichtung der rechten und die rosa gefärbten die Gewichtung der linken Kamera dar.

Selbstverständlich führen Unebenheiten am Phantom auch hier zu Fehlern in der Kalibrierung. Die an solchen Positionen berechneten Punkte können ident zur Kamerakalibrierung auch hier entfernt werden. Bei einer abschließenden Neuberechnung gehen diese somit nicht mehr ein.

Können eine oder beide Kameras keinen weißen gefüllten Kreis im Subtraktionsbild identifizieren, so wird der Durchmesser der Projektion erhöht. Begonnen wird mit einem Radius von 3 Pixel, welcher sich auf 5 und anschließend 7 Pixel erhöhen kann. Wird auch dieser nicht gefunden, so wird mit der nächsten berechneten Position fortgefahren. Es kann die Anzahl jener, die erkannt werden sollen, vorgegeben werden.

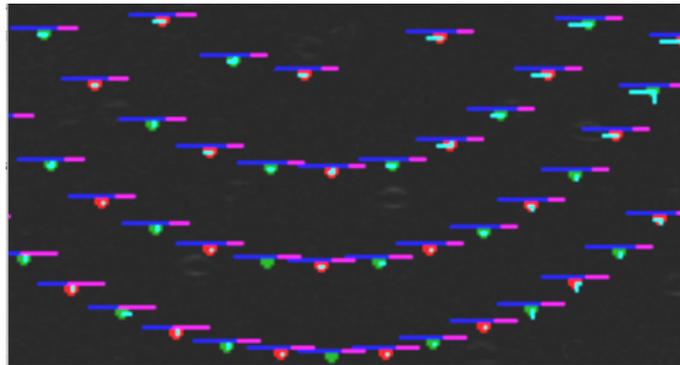


Abbildung 2.13: Spiralprojektion - Detaildarstellung: In diesem Ausschnitt ist die Genauigkeit der rechten Kamera (blau) höher als jene der Linken (rosa). Bei den Messungen rechts oben ist eine Diskrepanz der beiden Systeme von ca. 0,8 mm in X-Richtung anhand der hellblauen Linien zu erkennen.

Diese Zahl ist jedoch lediglich eine Soll-Vorgabe und kein Zwangskriterium und wird ständig auf Plausibilität im Messvorgang überprüft. Ist die Projektion dieser Anzahl auf das Phantom mit den vorgegebenen Spiralparametern nicht möglich, so wird die maximal mögliche Anzahl vermessen und mit einem Hinweis beendet.

Es ist darauf zu achten, dass ausreichend Zeit für diese Kalibrierung eingeplant werden muss. Eine Projektion von 257 Punkten, wie dies hier als Standard eingestellt ist, benötigt mit den zugehörigen Aufnahmen ungefähr 10 Minuten. In der folgenden Tabelle 2.7 ist das Resultat einer Beamerkalibrierung dargestellt.

Tabelle 2.6: Resultate einer Beamerkalibrierung

Beamersystem	berechneter Parameter	Ergebnis
links	$T_X$	-998,4 mm
links	$T_Y$	-776,2 mm
links	$T_Z$	1208,6 mm
links	$\kappa$	-0,000058
links	f	30,9 mm
links	$r_{0,0}$	-0,734
links	$r_{0,1}$	0,678
links	$r_{0,2}$	-0,058
links	$r_{1,0}$	0,326
links	$r_{1,1}$	0,426
links	$r_{1,2}$	0,844
links	$r_{2,0}$	0,596
links	$r_{2,1}$	0,600
links	$r_{2,2}$	-0,534

Tabelle 2.7: Resultate einer Beamerkalibrierung

Beamersystem	berechneter Parameter	Ergebnis
rechts	$T_X$	272,2 mm
rechts	$T_Y$	-865,2 mm
rechts	$T_Z$	1186,1 mm
rechts	$\kappa$	-0,000057
rechts	f	29,9 mm
rechts	$r_{0,0}$	-0,940
rechts	$r_{0,1}$	-0,335
rechts	$r_{0,2}$	-0,058
rechts	$r_{1,0}$	-0,255
rechts	$r_{1,1}$	0,581
rechts	$r_{1,2}$	0,773
rechts	$r_{2,0}$	-0,225
rechts	$r_{2,1}$	0,742
rechts	$r_{2,2}$	-0,632

Die Ergebnisse in Tabelle 2.7 stellen gerundete Ergebnisse der Kalibrierung dar. Auch bei der Beamerkalibrierung wird mindestens mit dem Datentyp `single`, zumeist mit `double` in Delphi gerechnet.

### 2.2.6 3D-Beamerkalibrierung

Auch bei der Videobeamerkalibrierung kann der Skalierungsfaktor  $s_x$  bestimmt werden. Zu Beginn sei jedoch gleich darauf hingewiesen, dass dies ein sehr zeitaufwändiges Verfahren ist und mindestens 30 Minuten in Anspruch nimmt. Ähnlich der Kamerakalibrierung bei welcher das Phantom in drei Ebenen vermessen wurde, können vom Videobeamer Punkte auf verschiedenen Ebenen in z-Richtung des Weltkoordinatensystem projiziert und von der Kamera vermessen werden. Voraussetzung hierfür ist, dass die Kameras im selben Durchgang kalibriert wurden, da die Informationen der Zoneneinteilungen notwendig sind. Diese Informationen werden nur im Arbeitsspeicher abgelegt und nicht auf der Festplatte gespeichert. Dies hat den Nachteil, dass beim Schließen des Programms alle Informationen über die Zonen verloren gehen. Der Vorteil liegt jedoch darin, dass zu unterschiedlichen Zeiten keine veralteten Kamerainformationen für neue Beamerkalibrierungen verwendet werden können. Da die Genauigkeit dieser Kalibrierung direkt von jeder der Kameras abhängt wurde festgelegt, dass diese sofort aufeinander folgend durchzuführen sind. Wie bereits im Kapitel 3D-Kamerakalibrierung erwähnt muss eine 3D-Kalibrierung nur in großen Zeitabständen durchgeführt werden. Nach jeder der drei vermessenen Ebene stehen die selben Korrekturverfahren zur Entfernung von Punkten aus der Berechnung wie bei der 2D-Kalibrierung zur Verfügung. Die Daten jeder Ebene werden gespeichert und zum Abschluss dem Algorithmus der 3D-Kalibrierung übergeben. Wird der Skalierungsfaktor im Zuge dieser Kalibrierung bestimmt, so muss dieser bei den zukünftigen 2D-Kalibrierungen berücksichtigt werden.

### 2.2.7 Zusammenfassung und Ablauf der Kalibrierung

Hier werden prägnant die wichtigsten Schritte der häufigeren 2D-Kalibrierung für den Anwender zusammengefasst. Bei der Kamerakalibrierung sind die folgenden Punkte in ihrer Abfolge einzuhalten um ein möglichst exaktes Ergebnis zu erreichen:

- Gain- und Offsetbilder aufnehmen
- Das Kalibrierphantom eben unter Zuhilfenahme einer Wasserwaage mit den verstellbaren Schrauben auf der Unterseite ausrichten und mit dem Lasersystem möglichst exakt positionieren.
- Die Punkte am Phantom abdecken und ein Bild aufnehmen.
- Abdeckung entfernen und erneut eine Fotografie durchführen
- Berechnung starten und etwaige Fehler entfernen
- Ergebnis abspeichern

Nach Abschluss beider Kamerakalibrierungen kann jene des Videobeamers begonnen werden.

- Das Phantom möglichst ident in der Achsneigung zur Kamerakalibrierung ausrichten. Nach Möglichkeit sollte dieses zwischen der Kamera- und Beamerkalibrierung nicht berührt werden.
- Beim Starten der Berechnung wird automatisch das Subtraktionsbild aufgenommen.
- Potentiell falsch vermessene Punkte entfernen
- Ergebnis speichern



# 3 Datenerfassung

## 3.1 Grundlagen

Eine optische Vermessung eines Objektes wird aufgrund der Verzerrungen von Lichtstreifen auf diesem Objekt ermöglicht. Ist ein kalibriertes Kamera- und Videobeamersystem vorhanden, so kann anhand dieser Verzerrungen eine Vermessung der Oberfläche erfolgen. In der Abbildung 3.1 sind diese Verzerrungen deutlich erkennbar.

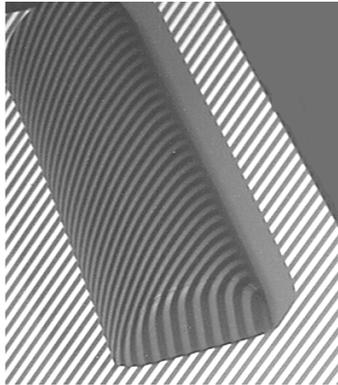


Abbildung 3.1: Verzerrung von Lichtstreifen auf einen halb runden Polster

## 3.2 Graycode-Verfahren

Eine Möglichkeit zur Vermessung einer Oberfläche wird durch die Projektion eines Gray-Codes gegeben [12]. Hierbei wird vom Videobeamer eine Abfolge von Bildern projiziert, wobei jedes aus schwarzen und weißen Streifen besteht. Es halbiert sich mit jedem Bild die Breite dieser Linien in X-Richtung im Pixelkoordinatensystem. In Y-Richtung sind diese vom ersten bis zum letzten Pixel durchgezogen.

Als Beispiel ist in Abbildung 3.2 aus einer Sequenz von 4 Bildern jeweils ein Zeilenausschnitt dargestellt. Bei vier aufeinander folgenden Bildern können aufgrund von jeweils zwei möglichen Zuständen (schwarz und weiß) maximal  $2^4 = 16$  Unterteilungen stattfinden.

Eine Positionszuordnung kann errechnet werden, indem für jedes Pixel die folgende Berechnung durchgeführt wird. Sei P ein beliebiges Pixel am CCD-Chip der Kamera mit den Pixelkoordinaten X und Y. Des Weiteren sei P(i) die binäre Information

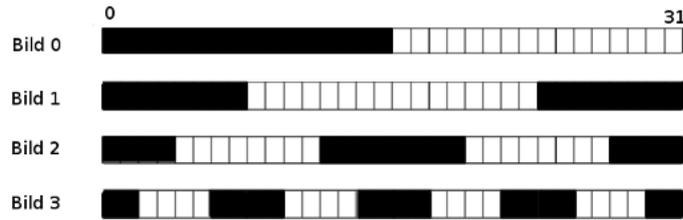


Abbildung 3.2: Graycode: Beispiel von vier Zeilenausschnitten der aufeinander folgenden Bildsequenzen. Mit den nummerierten Zeilenpixel (0 bis 31) wäre es möglich maximal 5 Bilder zu projizieren. In diesem Beispiel ist eine Auflösung von 2 Pixel erreichbar.

ob dieses einen beleuchteten (1) oder dunklen (0) Punkt aufgenommen hat. Dabei ist  $i$  ein Laufindex von 0 bis zur Anzahl der Bilder  $k$  welche aufgenommen wurden weniger eins. Es errechnet sich der Graycode  $G(P)$  folgendermaßen:

$$P_{XOR}(j) = \begin{cases} P(0) & \text{falls } j = 0 \\ 0 & \text{falls } j \neq 0 \text{ und } P(j) = P_{XOR}(j-1) \\ 1 & \text{falls } j \neq 0 \text{ und } P(j) \neq P_{XOR}(j-1) \end{cases} \quad (3.1)$$

$$G(P) = \sum_{i=0}^{k-1} P_{XOR}(i) \cdot 2^{(k-1)-i} \quad (3.2)$$

Betrachtet man die obige Abbildung 3.2 ist zu erkennen, dass nur ein minimal möglicher Fehler gemacht wird, sollte ein Pixel im Randbereich zwischen heller und dunkler Projektion einen Wert falsch detektieren. Diese Randbereiche stellen den am schwierigsten auszuwertenden Bereich dar, da im Allgemeinen die Übergänge nicht zwischen den Kamerapixel sondern innerhalb eines solchen auftreten werden. Daraus resultieren nicht eindeutige Werte welche über einen sinnvollen Grenzwert als logisch 1 oder 0 gewertet werden müssen. Dies wird im Kapitel “Streifenerkennung” noch detaillierter erörtert.

Wird nach obiger Formel  $G(P)$  berechnet so ist der Zusammenhang zwischen dem Pixel  $P$  der Kamera und einer Videobeamerspalte gegeben. Über geometrische Berechnungen, eines Schnittes einer Linie mit einem Dreieck kann anschließend die Position im 3D-Raum des Weltkoordinatensystems errechnet werden. Dies ist in der Abbildung 3.4 skizziert und wird noch detailliert im Kapitel “Berechnung der Punktwolke” besprochen werden.

In dieser Anwendung wird das Graycodeverfahren mit neun Bildern angewendet. Daraus resultiert eine Auflösung von 512 Streifen.

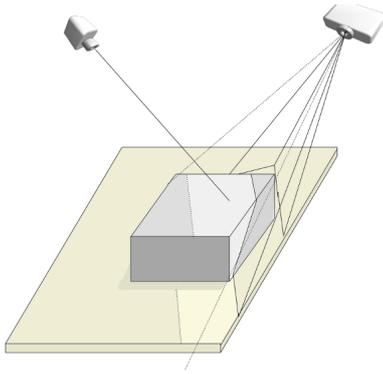


Abbildung 3.3: Hier ist die Projektion des ersten Bildes dargestellt. Der Sehstrahl der Kamera veranschaulicht die Aufnahme eines Pixels.

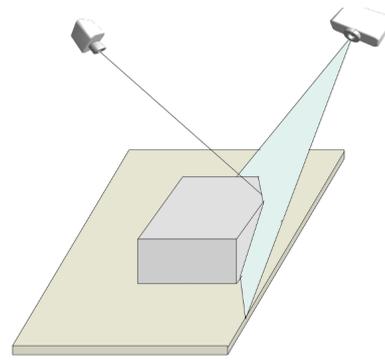


Abbildung 3.4: Die 3D-Koordinaten ergeben sich durch Schneiden eines Dreiecks mit einer Linie, wobei das Dreieck eine Zeile der Beamerprojektion darstellt.

### 3.3 Streifenerkennung

In der Abfolge der projizierten Bilder befindet sich unter anderem ein Bild ohne Beleuchtung (Schwarzbild) durch den Beamer, so wie eines mit Beleuchtung (Weißbild) über die gesamte Projektionsfläche. Jene Bilder, welche die eigentliche Information enthalten bestehen aus Streifensequenzen wie im Kapitel “Graycode-Verfahren” erläutert wurde. Für die Anwendung dieses Verfahrens ist es notwendig, diese Streifen aus dem Hintergrund des Bilder heraus zurechnen, so dass die Farbe des zu betrachtenden Objektes keine Rolle spielt. Dies ist natürlich physikalischen Gesetzmäßigkeiten unterworfen, welche eine Begrenzung dieser Aussage ergeben. Weist dieses Objekt eine zu hohe Lichtabsorption auf, so verschwindet die Information im Rauschen und es kann keine Auswertung erfolgen.

Wie in [13] gezeigt, kann unter Zuhilfenahme der Schwarz- und Weißbilder eine Hervorhebung der Streifen erfolgen. Die Berechnung kann wie in Abbildung 3.5 dargestellt erfolgen. Es wird jeweils ein Subtraktionsbild des Streifen- und des Schwarzbildes, so wie vom Schwarz- und Weißbild errechnet, wobei jeweils die Beträge der einzelnen Pixelsubtraktionen gespeichert werden. Anschließend erfolgt eine Division der erhaltenen Subtraktionsbilder. Es ist im Ergebnis (siehe Abbildung 3.5) ein Rauschen in Bereichen außerhalb der Projektionsfläche vom Beamer zu sehen. Dies stammt aus der Division durch zwei Bilder deren Pixelwerte sich in diesem Bereich nur durch ein geringes Rauschen unterscheiden. Würde sich bei der Subtraktion des Schwarzbildes vom Streifenbild ein negatives Vorzeichen ergeben, wird der Wert des Pixels im Subtraktionsbild auf 0 gesetzt. Resultieren kann dies, wenn aufgrund des Rauschens in dunklen Bereichen beider Bilder der Grauwert des Schwarzbildes größer ist. Es ist natürlich darauf zu achten, dass diese Berechnung nur erfolgen darf, wenn der Nenner ungleich 0 ist. Jener Bereich, welcher außerhalb der Projektionsfläche des Videobeamers liegt, kann einfach bestimmt werden, indem die Änderung der Grauwerte des Weiß- und Schwarzbildes betrachtet werden. Unterschreiten diese einen Grenzwert, so liegt das jeweilige Pixel außerhalb des beleuchteten Bereiches.

### 3 Datenerfassung

Daraus kann ein Maskenbild bestimmt werden, welches die binäre Information enthält, ob ein Pixel für die Auswertung interessant oder uninteressant ist.

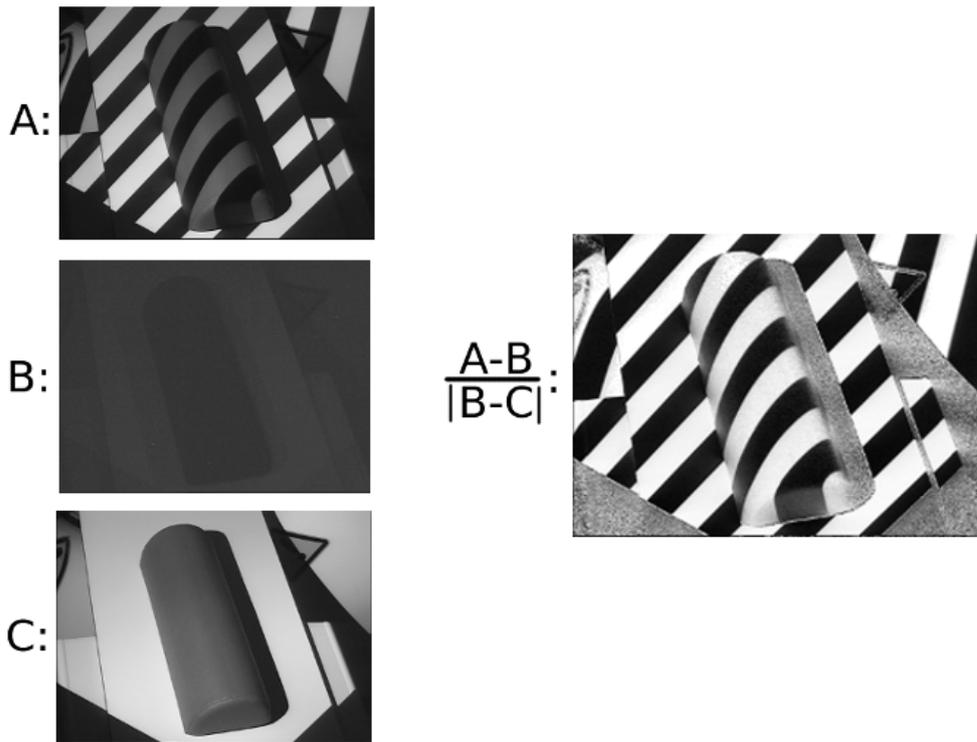


Abbildung 3.5: Hervorhebung der Streifen:

- A: Streifenbild
- B: Schwarzbild
- C: Weißbild

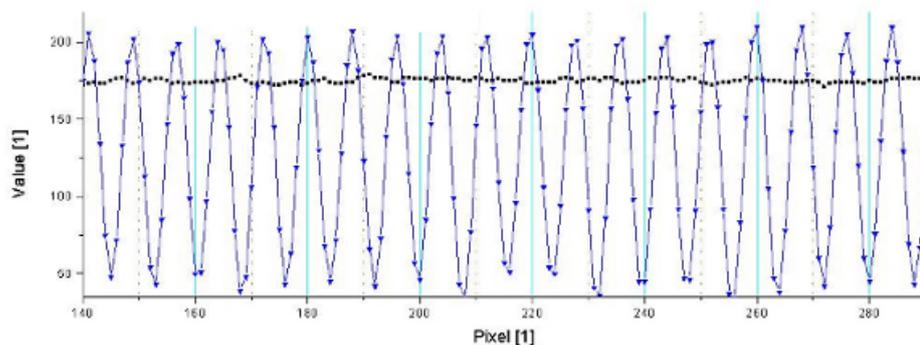


Abbildung 3.6: Grauwertmessung nach Hervorhebung der Streifen: schwarz: Betrag der Subtraktion des Schwarzbildes weniger dem Weißbild, blau: Ergebnis der Berechnung; Dargestellt ist ein Ausschnitt einer Zeile der Projektion auf eine ebene Fläche

Wurden alle Bilder bearbeitet muss eine Zuordnung jedes Pixels auf binär 0 bzw. 1 erfolgen. Der einfachste Weg ist einen Grenzwert zu setzen und jene Werte die größer als dieser sind, als logisch 1 zu werten, beziehungsweise jene unterhalb als logisch 0.

Dies würde auch funktionieren, solange die Streifen weit genug von einander entfernt sind (siehe Abbildung 3.6).

In der nachfolgenden Abbildung 3.7 sind alle ausgewerteten Aufnahmen zu sehen, welche für das Graycode-Verfahren nötig sind. Dargestellt wird jeweils ein Ausschnitt einer Zeile. Dieser Bereich ist im obersten Bild durch eine weiße Linie visualisiert. Bei den Auswertungen wird links oben mit den feinsten Streifen begonnen und rechts unten mit den breitesten beendet. Im Bild ist zu sehen, dass es sich bei dem zu vermessenden Objekt um einen halb runden Polster handelt welcher von der linken Seite vermessen wird. Direkt rechts neben dem Objekt ist ein Schatten zu beobachten, welcher bei der Auswertung aufgrund des Maskenbildes nicht betrachtet wird. Dieser Schatten ist in den Diagrammen als deutliche Störung ersichtlich.

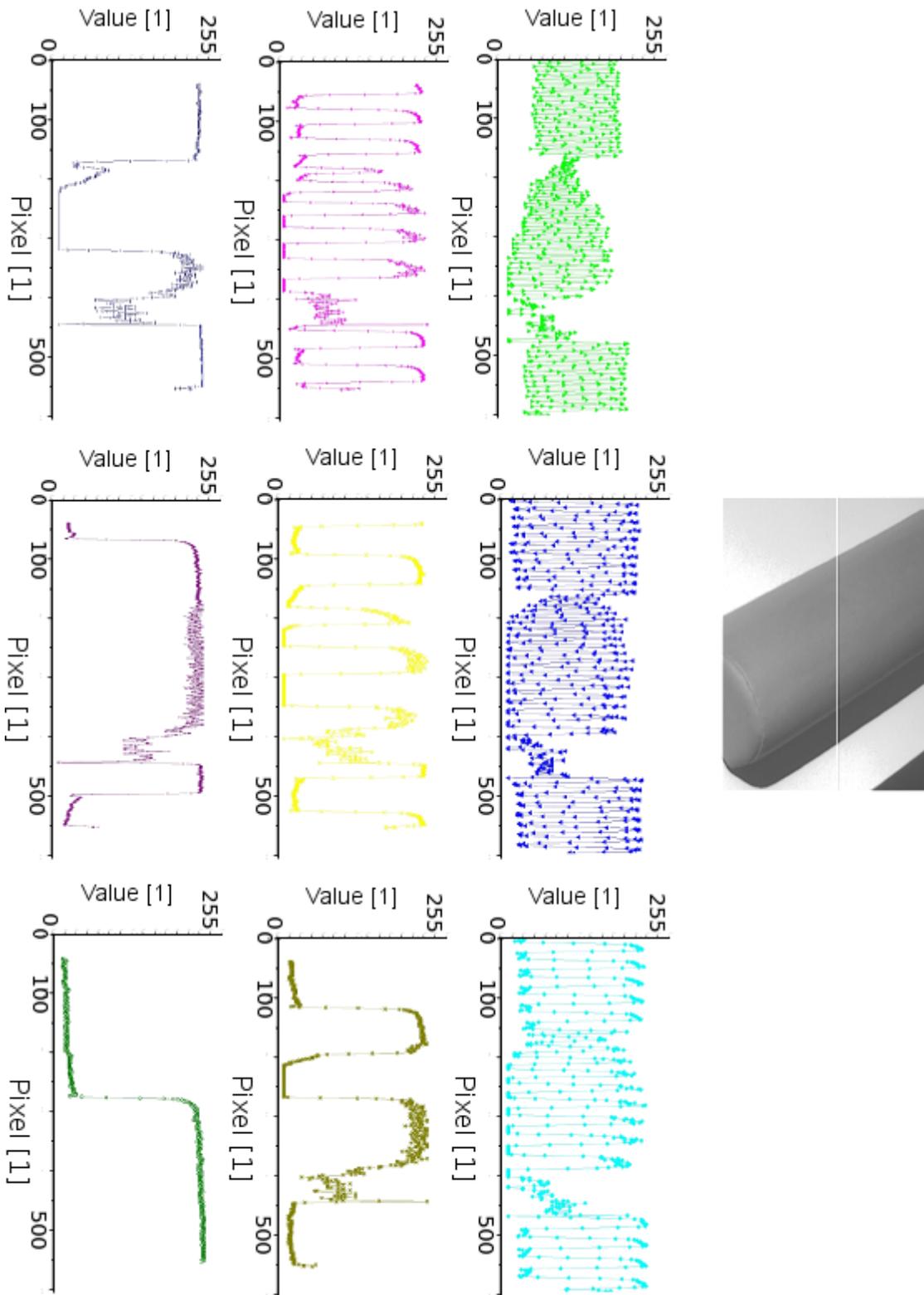


Abbildung 3.7: Auswertung einiger Grauwerte einer Zeile

Betrachtet man hierbei die ersten Bilder, ist zu erkennen, dass beim Beginn der Wölbung auf der linken Hälfte die hellen Streifen von den dunklen kaum noch unterscheidbar sind. Die Ursache hierfür liegt im Gradienten der Oberfläche welcher nahezu orthogonal auf den Sehstrahl der Kamera (Vektor vom Fokuspunkt zum

Betrachtungspunkt im Weltkoordinatensystem) steht. Ist dies der Fall, so erscheint der Abstand zwischen den Linien im Kamerabild geringer was schließlich zu einer Überlagerung der hellen und dunklen Streifen führt.

Hieraus resultieren Grauwerte, welche nicht einfach über einen Grenzwert zugeordnet werden können. Dies ist umso deutlicher ausgeprägt, je feiner die Streifen sind welche vom Beamer projiziert werden. In Abbildung 3.7 ist dies im linken oberen Bild, in der ersten Diagrammhälfte deutlich zu erkennen. Um eine richtige binäre Zuordnung zu gewährleisten wird bei diesen Bildern jeweils um eine Region definierter Größe, vom zu betrachtenden Pixel ausgehend ein Mittelwert der Grauwerte gebildet. Schließlich gibt der Mittelwert zwischen den hellen und dunklen Streifen die Grenze für die Zuordnung vor. Die Region sollte dabei nicht zu klein gewählt werden um zu vermeiden, dass bei größeren Abständen der Streifen nur innerhalb von einem gesucht wird und der Mittelwert somit nahezu dem Maximum an dieser Stelle entspricht. Realisiert wurde dies mit einer Größe von 10 Pixel. Um die Rechenzeit nicht stark zu erhöhen, findet dies nicht bei jedem Bild Anwendung, sondern lediglich bei den zwei mit der feinsten Streifenauflösung. Bei allen weiteren Bildern hat sich gezeigt, dass keine Notwendigkeit besteht auch hier einen berechneten Grenzwert zu verwenden, sondern ein statischer bei der Hälfte des maximal erreichbaren Wertes, ausreichend ist. In den folgenden Abbildungen 3.8 und 3.9 sind erneute Messungen am gleichen Objekt wie in 3.7 dargestellt, wobei der berechnete Grenzwert für jedes Pixel überlagert ist.

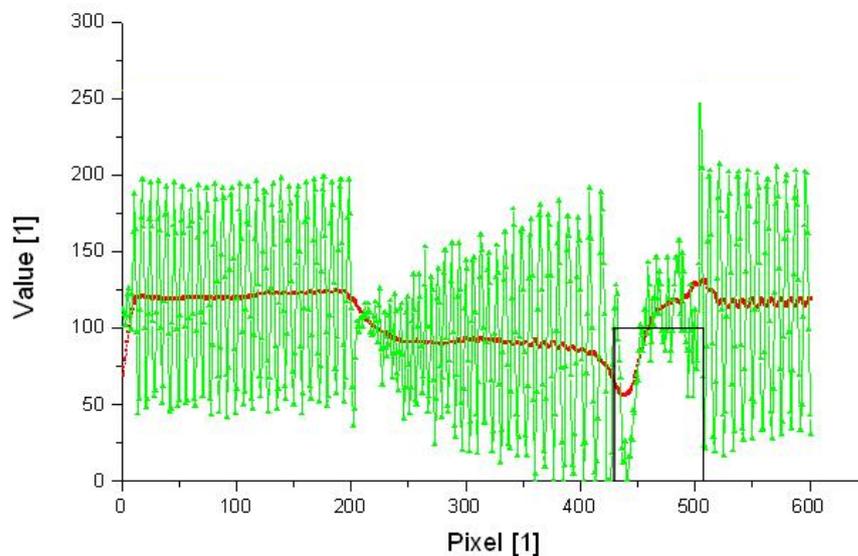


Abbildung 3.8: Grenzwert bei der feinsten Streifenauflösung: Aus den ermittelten Grauwerten (grün) wird der Grenzwert (rot) berechnet und es erfolgt eine binäre Zuordnung der Pixel. Die schwarze Funktion visualisiert die auszuwertenden Pixel. Weist diese Funktion den Wert 100 auf, so handelt es sich um Pixel welche im Schattenbereich liegen und nicht zur Auswertung verwendet werden.

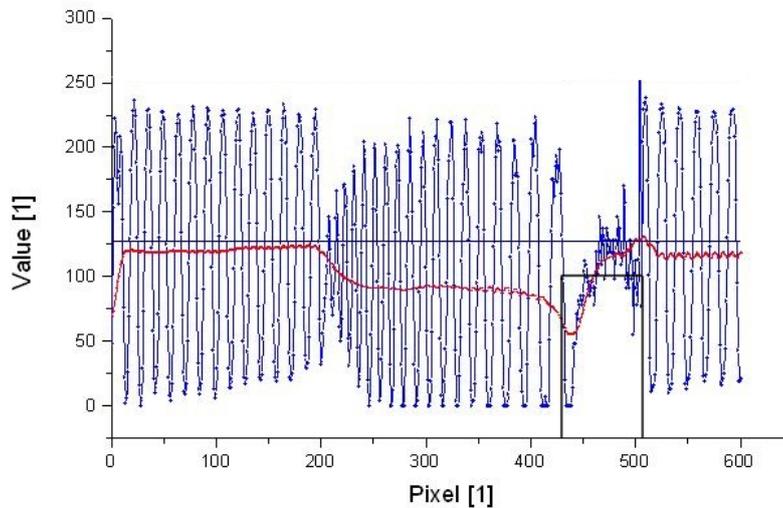


Abbildung 3.9: Grenzwert bei der zweitfeinsten Streifenprojektionen: Aus den ermittelten Grauwerten (blau) wird der Grenzwert (rot) berechnet und es erfolgt eine binäre Zuordnung der Pixel. Die schwarze Funktion visualisiert die auszuwertenden Pixel.

Weist die schwarze Funktion in Abbildung 3.9 den Wert 100 auf, so handelt es sich um Pixel welche im Schattenbereich liegen und nicht zur Auswertung verwendet werden. Im Vergleich zu dem berechneten Grenzwert wird der statische beim Wert 127 (blau) abgebildet. Es ist zu erkennen, dass dieser in der ersten Hälfte des Graphen zu deutlich falschen Zuordnungen führen würde.

### 3.4 Phasenschiebeverfahren

Dieses Verfahren dient der Berechnung von Subpixelpositionen indem ein Interpolationsverfahren angewendet wird. Im wesentlichen besteht die Aufgabe darin, die Phasenlage jedes Bildpunktes durch diskrete Messungen von 4 phasenverschoben projizierten Bildern zu bestimmen und aus dieser eine Position zu berechnen. Es wird erneut eine Abfolge von Bildern projiziert, wobei jedes Bild einen Sinusverlauf mit einer Periodenlänge von 8 Pixel darstellt. Jedes Bild in dieser Abfolge ist zum Vorherigen um  $\pi/2$  phasenverschoben. Da von einem Videobeamer keine kontinuierlichen Bildinformationen abgebildet werden können, kann kein direkter Sinusverlauf auf das zu vermessende Objekt übertragen werden. Um diesem jedoch möglichst nahe zu kommen, werden an diskreten Punkten einer Sinusfunktion Stützstellen berechnet und die Amplitude an diesen Punkten den Pixeln der projizierten Bilder zugeordnet. Diese berechneten Werte müssen auf einen Bereich von 0 bis 255 umgerechnet werden, da ein Bildpunkt vom Datentyp Byte in Delphi ist und somit 1 Byte Speicherplatz zur Verfügung stellt.

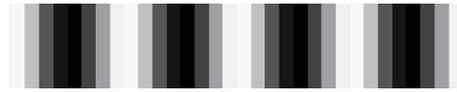


Abbildung 3.10: Phasenschiebverfahren: Diese Abbildung ist ein Ausschnitt aus dem projizierten Bild welches den Sinusverlauf darstellt.

In diesem Projekt wird das Phasenschiebverfahren ausschließlich mit vier Bildern angewendet und die Phasenverschiebung nach [12] wie folgt berechnet.

$$\phi = \pi/2 + \arctan \frac{P_2(i) - P_4(i)}{P_1(i) - P_3(i)} \quad (3.3)$$

Hierbei sind die  $P_j$  ( $j=1..4$ ) die nacheinander aufgenommenen Bilder und  $P_j(i)$  ( $i = 1..(768 \cdot 576)$ ) die Grauwerte der jeweiligen Pixel des Bildes. Dabei wird eine Addition mit  $\pi/2$  vorgenommen um nur positive Werte zu erhalten. Der Wertebereich dieser Funktion liegt somit im Intervall  $[0, \pi]$ .

Wie in [12] erläutert, können durch geringe Messfehler Probleme bei den Phasenübergängen von  $\pi$  auf 0 auftreten, welche sich in einem Versatz um eine halbe Periode darstellen würden.

Es werden die Graycodewerte betrachtet und zwischen geraden und ungeraden Werten unterschieden. Handelt es sich um gerade, so wird davon ausgegangen, dass Phasen zwischen 0 und  $3/4 \cdot \pi$  richtig sind. Liegt die Phase zwischen  $3/4 \cdot \pi$  und  $\pi$  so wird eine Korrektur um  $\pi$  vorgenommen. Wird die Phasenlage bei einem ungeraden Graycodewert berechnet, so ist davon auszugehen, dass Werte kleiner  $\pi/4$  um  $\pi/2$  addiert und Werte größer  $\pi/4$  um  $\pi/2$  subtrahiert werden müssen.

$$\varphi = \begin{cases} \phi & \text{falls Graycodewert gerade und } \phi < 3/4\pi \\ \phi - \pi & \text{falls Graycodewert gerade und } \phi > 3/4\pi \\ \phi + \pi/2 & \text{falls Graycodewert ungerade und } \phi < \pi/4 \\ \phi - \pi/2 & \text{falls Graycodewert ungerade und } \phi > \pi/4 \end{cases} \quad (3.4)$$

Die Position eines Punktes  $\rho$  berechnet sich nach Formel 3.5.

$$\rho = \frac{1}{2}G(P) + \frac{2\varphi}{\pi} \quad (3.5)$$

Der Nullpunkt im Bildkoordinatensystem wurde zuvor um jeweils ein halbes Pixel in X und Y-Richtung nach links unten verschoben und befindet sich somit im Eck des Bildes. Die Positionen  $\rho$  bilden nun die neuen Koordinaten  $P_{Xd}$  und  $P_{Yd}$ , wobei das d andeutet, dass diese Koordinaten noch verzerrt sind (siehe Kapitel "Radiale Objektivverzerrung"). In der folgenden Grafik 3.11 sind  $\phi$ ,  $\varphi$  so wie das Endresultat und die zugehörigen Graycodewerte dargestellt.

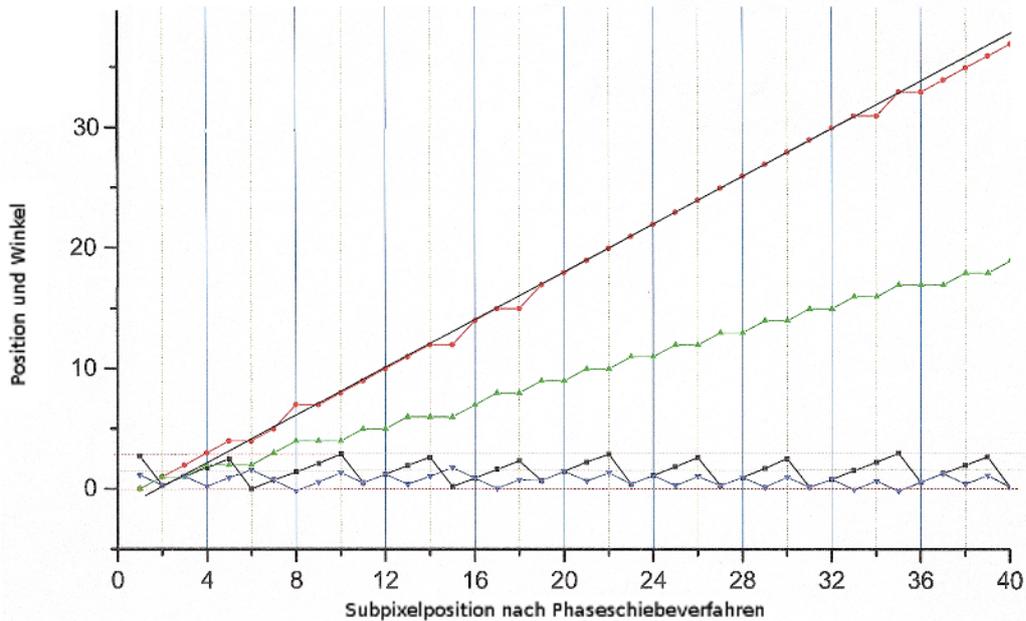


Abbildung 3.11: Zeilenausschnitt Phaseschiebverfahren:  
 grün: Ausschnitt aus den projizierten Graycodewerten  
 blau: Ausschnitt aus den berechneten, unkorrigierten Phasen  
 schwarz: korrigierte Phasen  
 rot: Resultat der Phaseschiebewerte  
 Solllinie in schwarz ist der roten Kurve überlagert

Es ist in Abbildung 3.11 die durch das Phaseschiebverfahren interpolierte Abtastung durch die höhere Steigung der roten Linie ersichtlich. Da der Videobeamer schräg auf die zu vermessende Oberfläche projiziert, ändern sich die aufgenommenen Streifenbreiten, wodurch der Versatz zu Beginn und zu Ende der roten Linie erklärbar ist. Hierbei handelt es sich somit nicht um einen Messfehler. Jene Punkte die im Verlauf der roten Kurve vom Sollwert im mittleren Bereich abweichen sind jedoch Messfehler, welche ca. 0,5 mm betragen.

### 3.5 Radiale Objektivverzerrung

Aufgrund der Linsenverzerrungen kommt es zu einer unwirklichen Abbildung des Objektes auf dem CCD-Chip der Kamera. Im Rahmen der Kalibrierung wird in erster Näherung ein Faktor  $\kappa$  berechnet, mit welchem die radialen Verzerrungen korrigiert werden können. Die translatorischen Verzerrungen sind nach [10] zu vernachlässigen. Die radialen Verzerrungen haben ihr Zentrum im Bildhauptpunkt, welcher jenem Punkt entspricht an dem ein Lichtstrahl durch das Projektionszentrum im rechten Winkel auf die CCD-Ebene trifft. Die radiale Entfernung zum Bildhauptpunkt wird in Gleichung 3.6, skaliert auf die Si-Einheit Meter, berechnet.

$$r = \sqrt{\left(\left(P_{Xd_k} - P_{CCD_{HP,X}}\right) \frac{CCD_{SizeX}}{N_{PixelInX}}\right)^2 + \left(\left(P_{Yd_k} - P_{CCD_{HP,Y}}\right) \frac{CCD_{SizeY}}{N_{PixelInY}}\right)^2} \quad (3.6)$$

In dieser Gleichung (3.6) bezeichnen  $P_{Xd}$  und  $P_{Yd}$  die Koordinaten des Pixels im Pixelkoordinatensystem,  $P_{CCD_{HP,X}}$  und  $P_{CCD_{HP,Y}}$  die Koordinaten des Bildhauptpunktes,  $CCD_{SizeX}$  und  $CCD_{SizeY}$  die physikalische Größe des Chips so wie  $N_{PixelInX}$  und  $N_{PixelInY}$  die Anzahl der Pixel in X beziehungsweise Y-Richtung. Um die unverzerrten Koordinaten  $P_{Xu}$  und  $P_{Yu}$  berechnen zu können, wird zuerst eine Transformation ins Bildkoordinatensystem (3.7 und 3.8) vorgenommen und nach der Entzerrung (3.9 und 3.10) wieder in das Pixelkoordinatensystem zurück transformiert (3.11 und 3.12).

$$X_{Bild_k} = \left(\frac{N_{PixelInX}}{2} - s_x \cdot P_{Xd_k}\right) \cdot \frac{CCD_{SizeX}}{N_{PixelInX}} \quad (3.7)$$

$$Y_{Bild_k} = \left(\frac{N_{PixelInY}}{2} - P_{Yd_k}\right) \cdot \frac{CCD_{SizeY}}{N_{PixelInY}} \quad (3.8)$$

$$X_{u_k} = \frac{X_{Bild_k}}{1 + \kappa \cdot r^2} \quad (3.9)$$

$$Y_{u_k} = \frac{Y_{Bild_k}}{1 + \kappa \cdot r^2} \quad (3.10)$$

$$P_{Xu_k} = \frac{\frac{N_{PixelInX}}{2} - X_{u_k} \cdot \frac{N_{PixelInX}}{CCD_{SizeX}}}{s_x} \quad (3.11)$$

$$P_{Yu_k} = \frac{N_{PixelInY}}{2} - X_{u_k} \cdot \frac{N_{PixelInY}}{CCD_{SizeY}} \quad (3.12)$$

In diesen Gleichungen 3.7 bis 3.12 entspricht  $k$  jedem ganzzahligen Element von 0 bis  $N-1$ , wobei  $N$  die Anzahl der Pixel ist und  $s_x$  dem bereits in der Kalibrierung diskutierten Skalierungsfaktor entspricht. Der tief gestellte Buchstabe  $u$  soll ab nun darauf hinweisen, dass die Koordinaten unverzerrt (undistorted) sind. Implementiert wurde dieses Verfahren nach einer Sortierung der Phaseschiebewerte. Diese Phaseschiebewerte werden mit den zugehörigen Graycodewerten in jeder Zeile des Bildes nummeriert (von 0 bis 1024 aufsteigend) und hier als Projektionswert bezeichnet. Anschließend werden alle nach gleichen Werten durchsucht und nach diesen sortiert. Es müssen natürlich die Pixelkoordinaten  $P_{Xd}$  und  $P_{Yd}$  weiter gespeichert werden.

### 3.6 Berechnung der Punktwolke

Wie in Abbildung 3.3 und 3.4 dargestellt, ist die Berechnung der Position durch die Ermittlung des Schnittpunktes eines Dreiecks und einer Linie möglich. Im Allgemeinen ist eine Gerade durch zwei Punkte im Raum definiert, wobei jeder Punkt durch einen Vektor dargestellt wird. Die Berechnung des Vektors  $P_1$  welcher einen von zwei Punkten darstellt ist in den Formeln 3.13 - 3.15 niedergeschrieben.

$$\vec{P} = [Inf] \cdot (R_{InvCam} \cdot \vec{C}) \quad (3.13)$$

mit der Invertierten, im Zuge der Kalibrierung bestimmten, Rotationsmatrix  $R_{InvCam}$  der Kamera und

$$\vec{C} = \begin{pmatrix} P_{Xu,CCD} \\ P_{Yu,CCD} \\ f_C \end{pmatrix} \quad (3.14)$$

In Formel 3.13 steht das  $[Inf]$  für eine theoretisch unendlich große Zahl mit der multipliziert wird, um das Dreieck welches vom Videobeamer aufgespannt wird in jedem Fall zu schneiden. Im Programm wurde dies vereinfacht durch Multiplikation mit 400 ( $[Inf]=400$ ) umgesetzt, da in diesem Fall bis zu 4 Meter Entfernung möglich sind und diese in der Praxis mit Sicherheit nicht überschritten werden. Dieser Faktor ist somit vollkommen ausreichend.  $P_{Xu,CCD}$  und  $P_{Yu,CCD}$  stellen hier die zuerst radial entzerrten Pixel im CCD-Koordinatensystem dar, welche nach Formel 2.5 und 2.6 in reale Längeneinheiten umgerechnet werden. Der Fokus  $f$  stellt die dritte Komponente des Vektors dar.

Dieser errechnete Vektor muss nun noch um den Translationsvektor, welcher auch

im Vorgang der Kalibrierung bestimmt wurde, verschoben werden.

$$\vec{P}_1 = \vec{T} + \vec{P} \quad (3.15)$$

Es wurde somit ein über die Kamera registrierter Punkt wie in Abbildung 3.12 dargestellt transformiert und als Vektor vom Ursprung im Weltkoordinatensystem ausgehend dargestellt.

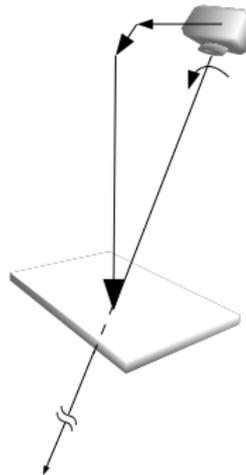


Abbildung 3.12: Visualisierung der Berechnung eines Punktes zur Bildung einer Geraden

Anhand dieser Abbildung ist auch erkennbar, dass der Vektor für den zweiten Punkt direkt aus dem Translationsvektor bestehen muss.

Für die Berechnung des Dreiecks kann als erster Punkt ebenfalls der Translationsvektor, nun jener des Videobeamers, verwendet werden. Der zweite und dritte Punkt ergeben sich nun aus dem Projektionswert des zu vermessenden Pixels.

Hierzu wird zuerst der jeweilige Projektionswert  $B_v$  in das CCD-Koordinatensystem (hier eigentlich DLP-Koordinatensystem) umgerechnet.

$$B_{DLPSys} = \frac{DLP_{SizeX}}{2} - B_v \quad (3.16)$$

$DLP_{SizeX}$  ist hier die Anzahl der Pixel auf dem DLP-Chip in X-Richtung. Es sei an dieser Stelle nochmals angemerkt, dass lediglich die X-Komponente betrachtet

werden muss, da die vom Videobeamer projizierten Werte auf der Y-Achse in jeder Spalte ident sind. Nun können zwei weitere Vektoren aufgestellt werden. Als Y-Koordinate erhalten diese die jeweils halbe Ausdehnung des DLP-Chips und als z-Komponente den Fokus.

$$\vec{P}_{B1} = \begin{pmatrix} B_{DLPSys} \\ \frac{DLP_{SizeX}}{2} \\ f_B \end{pmatrix} \quad \vec{P}_{B2} = \begin{pmatrix} B_{DLPSys} \\ \frac{-DLP_{SizeX}}{2} \\ f_B \end{pmatrix} \quad (3.17)$$

Die Vektoren  $P_{B1}$  und  $P_{B2}$  werden nun noch mit der inversen Rotationsmatrix und anschließend mit dem Translationsvektor des Beamers multipliziert um die endgültig resultierenden Vektoren zu erhalten. Es kann nun der Schnittpunkt errechnet, und somit die 3D-Position bestimmt werden. Dies wird für jedes Pixel am CCD-Chip der Kamera durchgeführt. In diesem Fall resultieren daraus 442368 3D-Positionen. Für jeden dieser Punkte wird ein Vertex generiert welcher neben den Komponenten des Vektors auch Speicherplatz für Texturkoordinaten, Farbe, Transparenz und vieles mehr bereit stellt (siehe Kapitel "Textur").

## 3.7 Reduzierung der Datendichte

Je nach Größe des CCD-Chips der Kamera werden unterschiedlich viele 3D-Positionen errechnet, wobei nicht für jeden Anwendungsfall die komplette Informationsdichte oder der gesamte Betrachtungsbereich der Kamera nötig ist. Wie bereits im vorherigen Kapitel erwähnt entstehen bei diesem Kameramodell mehr als 440000 Vertices welche nun auf einen sinnvollen Wert reduziert werden müssen. Alle diese Vertices beizubehalten würde bei allen weiteren Rechenoperationen unverhältnismäßig viel Zeit in Anspruch nehmen. Es muss schließlich darauf geachtet werden, nicht nur die Scanzeit, sondern auch die Zeit für die Datenverarbeitung möglichst gering zu halten um zu vermeiden, dass sich der Patient in diesem Zeitintervall der Berechnung bewegt. In vielen Situationen kann eine "Region des Interesses" (ROI) festgelegt werden. Es wird zum Beispiel bei der Aufnahme einer Mamma nicht notwendig sein teile der Beine mit zu erfassen. Es können somit alle Vertices außerhalb einer definierten ROI verworfen werden. Es wird bei den verbleibenden Vertices insbesondere im Hinblick auf die Bad-Pixel-Map nicht sinnvoll sein, in konstanten Abständen auf dem CCD-Chip Daten zu verwerfen bzw. beizubehalten. Die Entscheidung für ein Ausdünnverfahren fiel hierbei auf ein zufallsbasiertes Verfahren in welchem die Anzahl der beizubehaltenden Vertices vorgegeben wird. Als Standardeinstellung wird dieser Wert auf 10000 gesetzt. Es besteht die Möglichkeit auf Highresolution mit 50000 und Lowresolution mit 3000 zu wechseln.

## 3.8 Ablauf eines Scans

Es wurden nun alle wichtigen Kapitel für einen Scan diskutiert, welche nun noch zu einem Gesamtkonzept zusammengesetzt werden müssen. Dabei soll die Möglichkeit für jeweils einen Scan vom linken, rechten und mittleren System bestehen, so wie ein kombinierter Scan vom linken und rechten System möglich sein. Es wird direkt beim Starten eines beliebigen Scans ein Interrupttimer auf dem Kamerarechner gestartet, auf welchem auch das Hauptprogramm läuft. Durch diesen Rechner wird bei jedem Aufruf ein Bild aufgenommen. Nach der Aufnahme jedes Bildes wird per TCP/IP-Protokoll eine kurze Datensequenz, mit der Information welches Bild als nächstes projiziert werden muss, an den Beamerrechner über das Ethernet-LAN gesendet. Nach dem Senden dieser Information muss kurz gewartet werden, da bei dem hier verwendeten Videobeamer festgestellt wurde, dass dieser erst nach einigen Millisekunden ( $>100$  ms; siehe Kapitel "Fast-Scan") scharf projiziert. Ist die Wartezeit zu kurz, so ist dies an deutlichen Artefakten zu erkennen. Nach dieser Wartezeit wird der Interrupttimer erneut aufgerufen und das nächste Bild aufgenommen. Dies wird für alle Bilder des Graycodeverfahrens und des Phaseschiebeverfahrens wiederholt. Jedes aufgenommene Bild wird Gain- und Offset-korrigiert und anschließend das Subtraktionsbild und das Divisionsbild errechnet. Darauf folgend wird die Binärisierung der einzelnen Pixel vorgenommen, wobei bei den beiden feinsten Streifenbildern der Grenzwert für binär 1 bzw. 0 über einen Glättungsfilter berechnet wird. Wurden alle Bilder aufgenommen, so kann das Graycodeverfahren angewendet werden. Zur Verbesserung der Auflösung wird folgend das Interpolationsverfahren, das Phaseschiebeverfahren angewendet. Es kann dazu kommen, dass mehrere Pixel nebeneinander in einer Zeile den selben Projektionswert erfassen. Ist dies der Fall, so wird der Mittelwert gerundet und dieser weiter verwendet.

Eine anschließende kurze Berechnung dient der Entfernung von Störungen indem eine Auswertung der Gradienten zwischen drei aufeinander folgenden Pixel mit gleichem Projektionswert erfolgt. Der Gradient wird hierbei aus den Pixelpositionen am CCD-Chip errechnet. Übersteigt die Differenz der Gradient ein Maximum so wird dies als eine Störung interpretiert und diese noch vor dem Ausdünnen der Daten entfernt. Hier kommt dem Projekt die Anatomie des Menschen zu gute, da davon ausgegangen werden kann, dass der Mensch keine Kanten besitzt und somit ein sinnvolles zulässiges Maximum gesetzt werden kann.

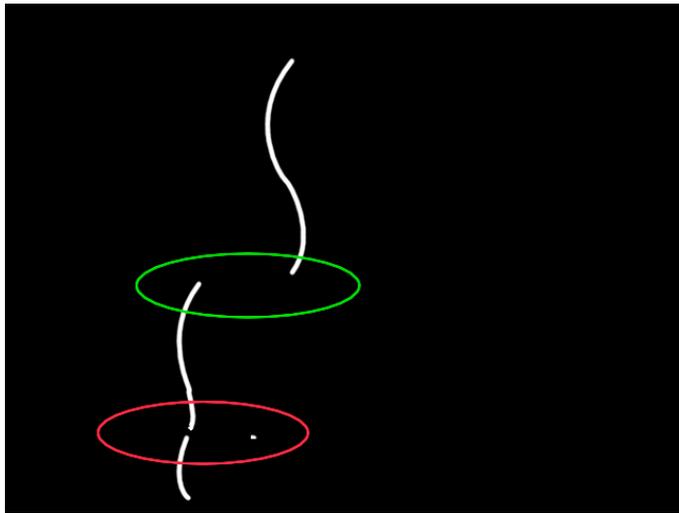


Abbildung 3.13: Gradienten basierte Störungsanalyse: Diese Grafik illustriert die Störungsanalyse. In weiß sind Pixel mit gleichen Projektionswerten dargestellt. Der grüne Bereich ist zulässig, demgegenüber ist der rote Bereich nicht zulässig und das Pixel wird entfernt.

Anschließend folgt die radiale Entzerrung und das kreieren der Punktwolke. In dem folgenden Blockschaltbild ist der Ablauf eines Scans dargestellt.

Wird ein kombinierter Scan von der linken und rechten Seite angefertigt, so beginnt dies mit jeweils einem separaten Scan pro Seite, welche zu einem späteren Zeitpunkt (siehe Kapitel “Mesh-Zippering”) zusammengefügt werden. Diese Punktwolken müssen nun trianguliert werden. Diese ist jedoch kein Bestandteil von diesem Projekt und wird deshalb nicht detaillierter behandelt. Es sei nur erwähnt, dass im Programm open-radART eine Delaunay-Triangulation vorhanden ist, welche diese Aufgabe übernimmt. Im open-radArt werden anatomische 3D-Daten des Patienten, die Strahlenfelder, Zielvolumina und vieles mehr in Form von 3D-Strukturen abgespeichert. Um eine möglichst gute Integration des Scanners in dieses Programm zu erreichen werden auch die Punktwolken in jeweils eine solche Struktur übertragen.

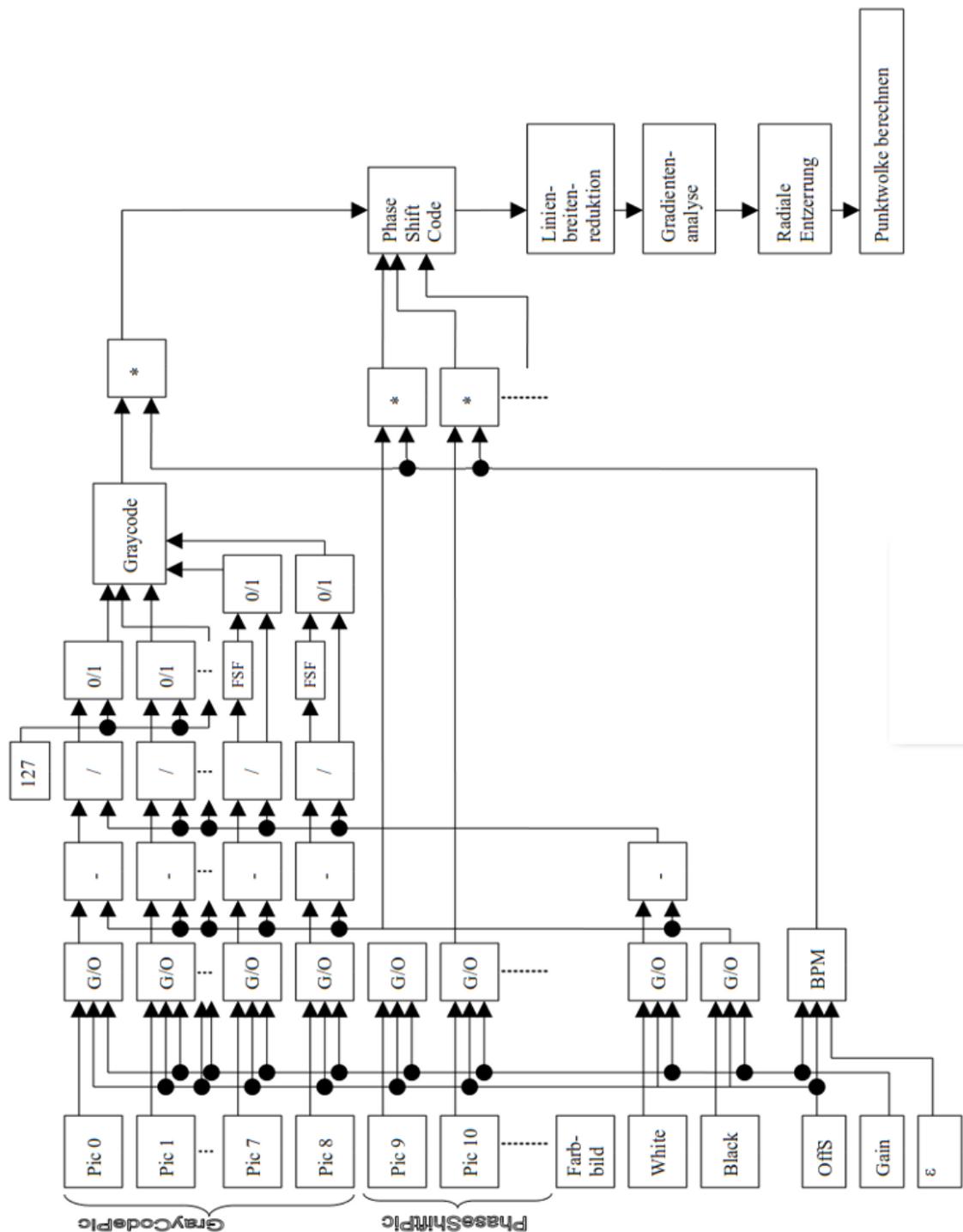


Abbildung 3.14: Blockschaltbild:

G/O: Gain- und Offsetkorrektur

-: Subtraktion der beiden Bilder

/: Division der zwei Bilder

0/1: Binärisierung der Bilder mit dem Grenzwert 127 oder dem variablen Grenzwert (FSF, Fast-Smoothing-Filter)

\*: Anwendung der Bad-Pixel-Map durch Multiplikation der Bilder

OffS: Aufnahme des Offsetbildes

ε: Grenzwert der Bad-Pixel-Map

### 3.9 Mesh-Zippering

In diesem Kapitel wird das Zusammenfügen von zwei Scans zu einem kombinierten erläutert. Hierfür gibt es in der Literatur zahlreiche verschiedene Verfahren, welche teilweise schon in Code-Bibliotheken zur Verfügung stehen und sehr schnell implementiert werden können. Als Beispiel für publizierte Verfahren dienen [14] und [15]. Diese Verfahren vereinen die Scans immer an den Randstellen, oder dezimieren die Scans an den überlappenden Bereichen solange bis nur mehr eine geringe Anzahl an überlappenden Dreiecken vorhanden ist, welche folgend zusammengefügt werden. Diese Verfahren liefern als Resultat einen lückenlos zusammengefügt Scan. Die wichtigste Anforderung an dieses Projekt ist die physikalisch korrekte Erfassung der Körperoberfläche. Es ist bekannt, dass die Scans an jenen Punkten, bei denen die Normalvektoren der Oberfläche in Richtung des Kamerafokus gerichtet sind exakter erfasst werden können, als jene Punkte bei welchem der Winkel, zwischen dem Normalvektor und dem Vektor der sich aus dem Kamerafokus und dem Messpunkt ergibt, groß ist. Unmöglich wird die Erfassung sobald ein Winkel von  $90^\circ$  erreicht wird.

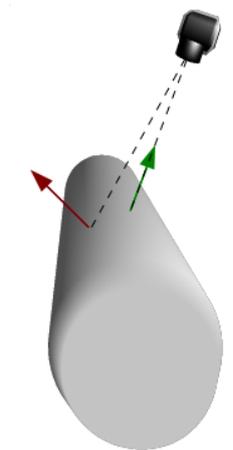


Abbildung 3.15: Darstellung der Normalvektoren der Scanoberfläche - grün: kleiner Winkel zur Kamera - wird somit gut erfasst; rot: großer Winkel zur Kamera - wird schlecht erfasst

Ein Grund für die geringere Exaktheit liegt im binärisieren der Graycodebilder. Es wurde im Kapitel "Streifenerkennung" bereits gezeigt, dass bei sehr geringen Streifenbreiten kein fixer Grenzwert gesetzt werden kann, da die Binärisierung aufgrund des geringeren Kontrastes zwischen Weiß und Schwarz der projizierten Streifen falsche Ergebnisse liefern würde. Aus diesem Grund wurde für die feinsten zwei Streifen ein variabler Grenzwert eingeführt. Aus zeitlichen Gründen ist dieser jedoch nicht für jedes Graycodebild eingeführt worden. Ein weiterer Grund liegt in der zumeist größeren Entfernung zu den Punkten mit größeren Winkeln zwischen dem Oberflächennormalvektor und dem Vektor zum Kamerafokus. Diese Aussage ist jedoch nur bei Betrachtung der menschlichen Anatomie gültig und im Bereich der Mamma eines weiblichen Thorax sicher verletzt.

Es wird nun eine Bedingung definiert, welcher das Mesh-Zippering genügen muss:

Sind in einem Scanbereich zwei überlappende Scans vorhanden welche sich in der z-Koordinate des Weltkoordinatensystems nicht zu weit unterscheiden, so ist jenes Dreieck eines Scans zu erhalten, von dem der Oberflächennormalvektor einen geringeren Winkel zum Vektor, der sich aus dem Fokuspunkt und dem Messpunkt ergibt, aufweist.

Nicht unbedingt erforderlich ist, dass die Oberfläche vollkommen lückenlos geschlossen wird, solange die verbleibenden Löcher sehr klein sind ( $<3\text{mm}^2$ ) und es nicht zu viele sind. Es ist darauf zu achten, dass eine sinnvolle maximale zulässige Abweichung in der z-Komponente im Weltkoordinatensystem der beiden Scans definiert werden muss. Dies stellt eine nicht triviale Herausforderung dar. Es können Abweichungen aufgrund der möglichen Bewegung des Patienten während des Scans, beziehungsweise zwischen den beiden Scans auftreten. Ist dies der Fall, so dürfen die Scans an diesen Stellen nicht vereint werden, da dies zu einem falschen Eindruck führen würde. Des Weiteren ist mit ständigen Bewegungen der Brust, insbesondere des Abdomens, aufgrund der Atmung zu rechnen. Diese Bewegungen führen in erster Linie zu Inhomogenitäten im Scan oder zu Artefakten in der z-Komponente des Weltkoordinatensystems, die bis zu 2 cm betragen können. Es kann nun noch dazu kommen, dass Artefakte an einer beliebigen Stelle einen zufälligen Oberflächennormalvektor liefern, welcher einen sehr kleinen Winkel aufweist und somit als richtig interpretiert wird. Um dies auszuschließen wird vor der Betrachtung der Vektoren ein Glättungsfilter angewendet.

Ein Großteil des Projektes wird in der Programmiersprache Delphi entwickelt. An dieser Stelle hat es sich jedoch als sinnvoll erwiesen eine dll in der Programmiersprache c++ zu schreiben und dabei die open source freeware "VTK" von "Kitware" einzubinden um die zahlreichen Funktionen für 3D-Datenverarbeitung zu nützen. Für den Glättungsfilter steht hier eine Funktion mit der Bezeichnung `vtkSmoothPolyDataFilter` zu Verfügung, welche auf Daten vom Typ `Polydata` angewendet werden kann. Diese Funktion wird auf beide Teilscans angewendet. Wichtig ist dabei, dass es zu keinem schrumpfen der Struktur kommt und die Erhaltung wichtiger anatomischer Merkmale gesichert ist. Bei einem Scan kann es zu kleineren Lücken, zum Beispiel durch größere sehr dunkle Pigmentnävus, Tätatierungen oder kleinen Abschattungen kommen. Diese Lücken werden mit einem weiteren Algorithmus, dem `vtkFillHolesFilter` geschlossen.

In der folgenden Abbildung 3.16 ist links ein Originalscan einer Person dargestellt. Bei diesem handelt es sich um einen schwierig auszuwertenden Scan, da der Patient während der Aufnahme die rechte Hand deutlich bewegt hat und hier Teilabweichungen von ca. 2 cm vorhanden sind. Des Weiteren sind aufgrund einer starken Bauchatmung deutliche Abweichungen und Artefakte festzustellen.

In der Abbildung 3.16 sind Texturen erkennbar, welche im Kapitel "Texturen" detaillierter erläutert werden.



Abbildung 3.16: Zwei Teils cans des Thorax eines Patienten halbtransparent überlagert: links: Original; rechts: Teils cans nach dem Schließen der Lücken und der Glättung

Nun wird eine Kostenfunktion definiert, durch welche für jedes Dreieck ein Faktor errechnet wird. Dieser ist anhängig von der Position und dem Oberflächennormalvektor. Sind innerhalb einer maximalen Abweichung von  $\delta = \pm 6$  mm in z-Richtung keine weiteren Dreiecke zu finden, so wird der Kostenfunktionswert auf ein Maximum gesetzt. Diese Dreiecke müssen somit beibehalten werden. Diese 6 mm haben sich bei vielen Messungen als ein praktikabler Wert ergeben.

Zur Berechnung der Kostenfunktion wird ein K-D-Baum (unbalancierter Suchbaum zum schnellen Auffinden von Punkten in k-dimensionalen Räumen) von jedem Teils can erzeugt. Mittels dieses K-D-Baumes kann effizient nach den nächsten Nachbarn von einem beliebigen Punkt im Raum ausgehend gesucht werden. Nun wird jeder Vertex  $\vec{V}_{1,i}$  ( $i = 0 \dots N$ , wobei N die Anzahl der Vertices des jeweiligen Scans ist) des linken Scans durchlaufen und der jeweils nächstliegende Vertex  $\vec{V}_{2,i}$  im rechten Scan gesucht. Wird innerhalb der zulässigen Toleranz  $\delta$  ein Vertex gefunden, so erfolgt die Berechnung 3.20 für den Winkel  $\gamma$ . Kann kein Vertex gefunden werden, so wird die Kostenfunktion des Vertex auf ein Maximum gesetzt. In dieser Berechnung wird der Mittelpunkt zwischen der Kamera C und dem Beamer B des jeweiligen Systems für die Ermittlung des Betrachtungswinkels gewählt. Der Ausgangspunkt der Betrachtung  $\vec{P}'$  ist somit über die Translationsvektoren gegeben.

$$\vec{P}' = \frac{1}{2} \cdot (\vec{T}_C + \vec{T}_B) \quad (3.18)$$

Der Betrachtungsvektor  $\vec{B}$  vom Punkt  $\vec{P}'$  zum Vertex  $\vec{V}_{1,i}$  ergibt sich durch Subtraktion der beiden Vektoren.

$$\vec{B} = \vec{P}' - \vec{V}_{1,i} \quad (3.19)$$

$$\gamma = \arcsin \left| \frac{\vec{B}}{\|\vec{B}\|_2} \times \frac{\vec{N}_{1,i}}{\|\vec{N}_{1,i}\|_2} \right| \quad (3.20)$$

mit  $i=0\dots N$ , wobei  $N$  erneut die Anzahl der Vertices im jeweiligen Scan ist und  $N_{1,i}$  der Normalvektor des Vertex ist.

Die Formel 3.20 entspricht einer Umformung der Definition des Kreuzproduktes. Als Resultat wird in der Programmiersprache Delphi (dieser Teil der Funktion wird nicht in der c++-dll berechnet) der Winkel in Radianen geliefert. Die Kostenfunktion  $\lambda$  wird nun durch folgende Umrechnung 3.21 erhalten.

$$\lambda = 1 - \frac{\gamma}{90} \quad (3.21)$$

mit  $\gamma$  in Grad umgerechnet

Der Normalvektor des Vertex wird bei der Triangulation berechnet und entspricht dem Mittelwert der Normalvektoren der angrenzenden Flächen. Dieser wird ebenfalls zu jedem Vertex abgespeichert und ist vor allem bei der 3D-Darstellung, insbesondere bei den Beleuchtungen relevant. Der Aufbau des Datentyps Vertex wird im Kapitel "Textur" noch genauer erläutert.

Nach der Berechnung der ersten Kostenfunktion wird für den zweiten, rechten Teilscan ident vorgegangen. Hier wird ebenfalls zuerst überprüft, ob ein Vertex des nun linken Scans innerhalb der zulässigen Abweichung von einem Vertex im rechten Scan ausgehend gefunden wird. Ist dies der Fall, so wird die Kostenfunktion nach den Formeln 3.18 bis 3.21 für die Vertices  $\vec{V}_{2,i}$  errechnet und abgespeichert. Wird kein Vertex gefunden, so wird auch hier ein Maximalwert gesetzt.

Um nicht zusätzlich Speicherplatz für jeden Vertex für die Kostenfunktion zu belegen, werden die errechneten Werte in den Farbkanälen r,g,b der Vertices gespeichert, welche zu diesem Zeitpunkt noch nicht benötigt werden.

Für den obigen Scan ergibt sich die Kostenfunktion wie in Abbildung 3.17 farblich dargestellt.

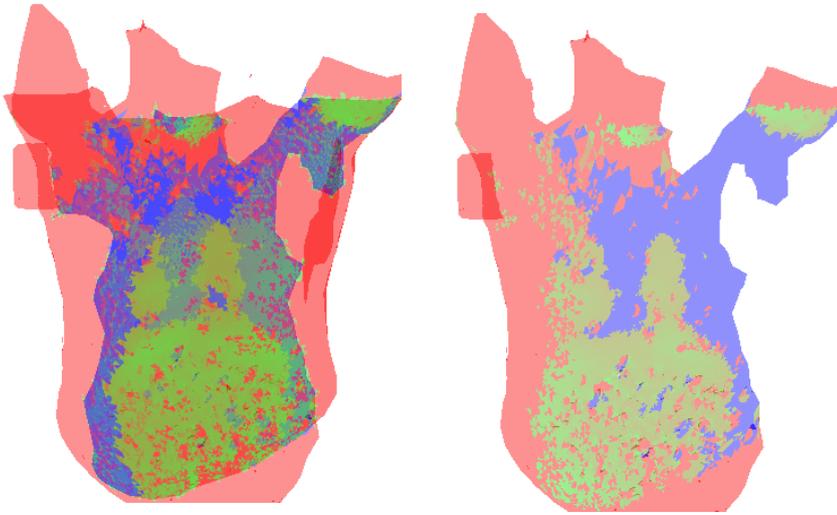


Abbildung 3.17: Das Resultat der Kostenfunktion ist hier farblich dargestellt. Rot dargestellte Bereiche stellen ein Maximum in der Kostenfunktion dar. Grün liegt zwischen  $\epsilon$  und dem Maximum und blau liegt unterhalb von  $\epsilon$ .  
links: Überlagerung der Kostenfunktionen beider Scans;  
rechts: Kostenfunktion des linken Scans

Anschließend werden vom ersten Scan alle Dreiecke bei denen alle Vertices unterhalb des Grenzwertes  $\epsilon=0,5$  liegen entfernt. Es resultiert ein Teilscan bei dem alle Dreiecke erhalten bleiben, die keine Überlappung mit dem zweiten Scan aufweisen oder die nach Überprüfung der Normalvektoren für exakter gemessen angesehen werden. Dies ist in Abbildung 3.18, zu sehen. Es wird nun ein Scan (in diesem Fall der linke) als leicht dominanter angenommen, indem die Kostenfunktion geringfügig erhöht wird, um zu vermeiden, dass in ebenen Bereichen eine ständige zufällige Abwechslung des verwendeten Scans resultiert. Diese Abwechslung würde schließlich durch das Rauschen dominiert werden und folgend zu einem unverhältnismäßig hohen Rechenaufwand beim Vereinigen der Scans führen.

Der linke Teilscan ist somit auf die relevanten Bereiche reduziert worden. Nun muss erneut eine Berechnung der Kostenfunktion für beide Scans vorgenommen werden. Da bereits einige Bereiche aus dem linken Scan entfernt wurden, ergibt sich nun eine neue Funktion. Diese ist in der Abbildung 3.19 rechts visualisiert.

Nach dieser Berechnung müssen erneut Dreiecke entfernt werden. Hier jedoch all jene, die ein redundantes Dreieck im linken Scan aufweisen. Hierzu wird der Grenzwert  $\epsilon$  auf 0,999 des Maximalwertes gesetzt. In der Abbildung 3.20 ist der rechte Scan nach dem Entfernen dieser Dreiecke dargestellt. Es werden erneut nur jene gelöscht, bei welchem alle Vertices den Maximalwert unterschreiten.

Bei dieser Abbildung ist die starke Bauchatmung des Patienten deutlich zu erkennen. Es wäre problemlos möglich, diese Bereiche zu identifizieren und zu glätten oder einen Mittelwert zu errechnen. Da jegliche Art der Fehlpositionierung erkennbar sein

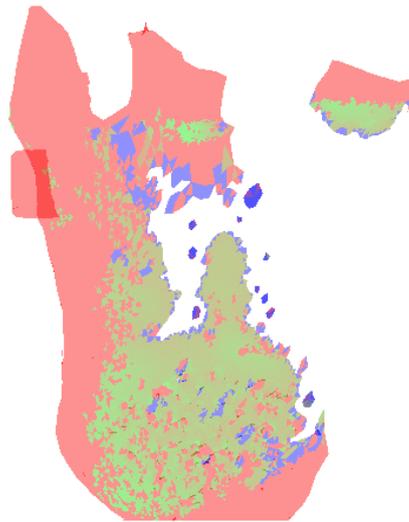


Abbildung 3.18: Dreiecke welche bei allen Vertices einen Wert unter  $\epsilon$  aufweisen wurden gelöscht. Es ist die Wölbung des Thorax im Bereich um das Sternum deutlich ersichtlich.

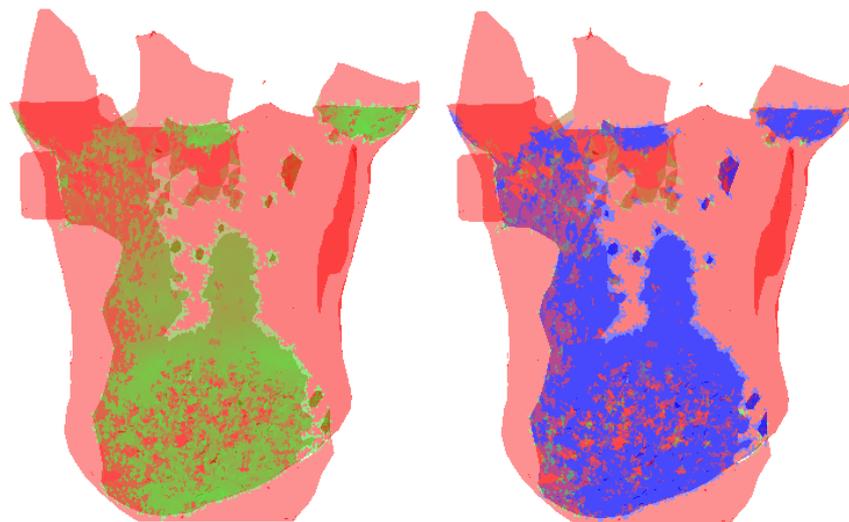


Abbildung 3.19: Zweite Berechnung der Kostenfunktion

links: Überlagerung der Scans nach der Entfernung der Dreiecke beim ersten Scan;

rechts: Berechnung der zweiten Kostenfunktion - liegt  $\epsilon$  unterhalb des Grenzwertes ist das Dreieck blau markiert

muss wird hier auf diese Glättungen jedoch verzichtet. Da diese Dreiecke Artefakte und keine physikalisch korrekte Information abbilden, würde jede Verschönerung des Scans zu einem unwirklichen Ergebnis führen.

Werden nun die beiden Teilsfans wieder überlappend dargestellt (siehe Abbildung 3.21) so sind einige wichtige Kriterien die an dieses Verfahren gestellt wurden deutlich sichtbar. Als erstes wurden offensichtlich die Dreiecke anhand der Oberflächenanatomie und der Orientierung der Kameras richtig beibehalten, da die Abwechslung der verwendeten Scans im Bereich des Brustbeins erkennbar sind. Auch im Bereich

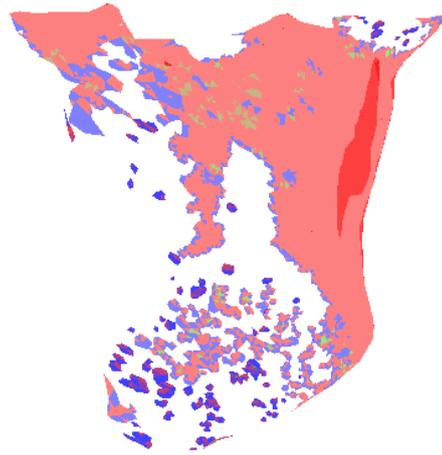


Abbildung 3.20: Entfernung der redundanten Dreiecke

des linken Armes (aus der Position des Patienten betrachtet) ist dies der Fall. Ein weiteres wichtiges Kriterium war die Erhaltung beider Scans, sobald diese eine maximale zulässige Abweichung überschreiten. Dies ist im Bereich der rechten Schulter und des rechten Oberarmes eingetreten. Der Patient hat hierbei frühzeitig seinen Arm aus der Halterung bewegt. Auch Artefakte welche durch die Atmung aufgetreten sind blieben wunschgemäß erhalten.



Abbildung 3.21: Darstellung beider Scans nach Anwendung der Kostenfunktionen und Entfernung der redundanten Dreiecke

Als Resultat all dieser Berechnungen tritt nun jedoch ein Spalt zwischen den Teils-  
cans zum Vorschein. Dieser kann nun über eine Triangulation geschlossen werden.  
Hierzu werden nun im ersten Schritt die Umrandungen jeder Fläche der beiden  
Teils-Scans extrahiert. Anschließend werden zusätzliche Vertices im 1 mm Abstand  
entlang der erhaltenen Linien eingefügt. Dies hat den Vorteil eine kleine maximale  
zulässige Seitenlänge für ein Dreieck vorgeben zu können und somit großteils zu ver-  
meiden, dass Dreiecke innerhalb eines Teils-Scans erzeugt werden. Es wird höchstens

eine Seitenlänge von 8 mm zugelassen. Diese muss mit der Kostenfunktion abgestimmt werden, um keine großen Lücken zu erhalten.

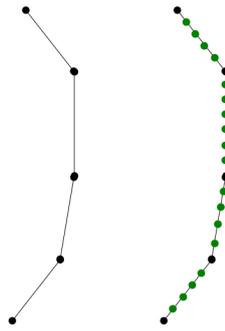


Abbildung 3.22: Schematische Darstellung des Einfügens von Vertices zur Triangulation des Spalts

Nun wird eine 2D-Delaunay-Triangulation der Vertices vorgenommen. Für diese Triangulation ist es notwendig eine Position eines Sichtpunktes zu definieren. Hierbei bietet das “Visualisation Tool Kit” (VTK) die Möglichkeit die optimale Position des Sichtpunktes für diese Triangulation vom Programm errechnen zu lassen. Dies hat bei allen durchgeführten Scans optimale Ergebnisse geliefert.

Abschließend müssen die beiden Teilsfans mit der neu triangulierten Struktur zusammengesetzt werden. Es ist dabei für die Textur (siehe Kapitel “Textur”) notwendig, dass die eingefügten Vertices an den Randstellen doppelt vorhanden sind. Die Begründung hierfür wird im folgenden Kapitel geliefert.

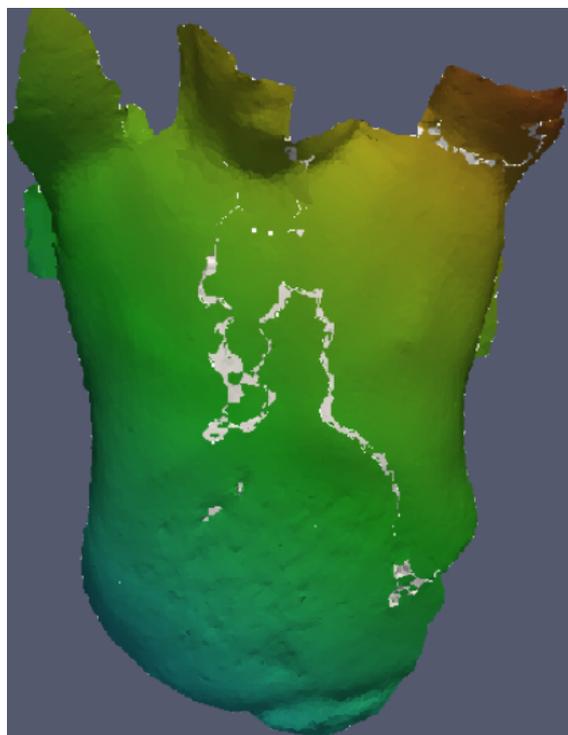


Abbildung 3.23: Triangulation des Spalts (Silber)

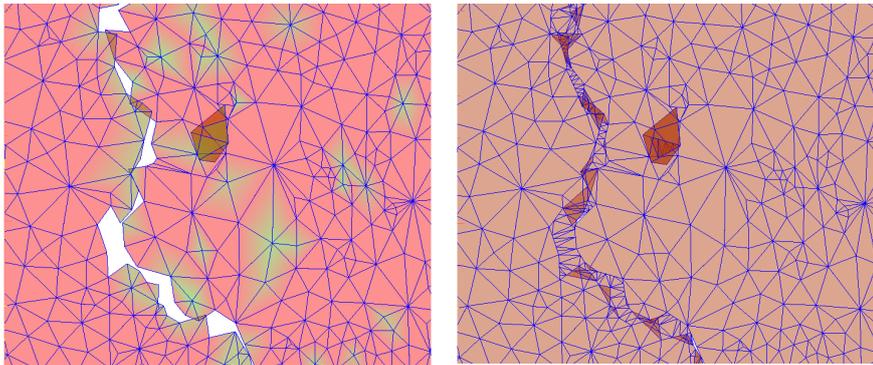


Abbildung 3.24: Detaildarstellung der Triangulation des Spalts

In der Abbildung 3.24 ist zu sehen, dass die ursprünglichen Teilscans an manchen Stellen überlappen. Dies kann durch Variation der maximal zulässigen Abstände in der Kostenfunktion optimiert werden.

Bei dem Mesh-Zippering handelt es sich um den rechenaufwändigsten Schritt im 3D-Scan. Hierfür ist es notwendig eine leistungsstarke Hardware zur Verfügung zu haben und die Anzahl der Datenpunkte auf einen sinnvollen Wert zu setzen. Mit deutlich mehr als 10000 Datenpunkte je Teilscan ist mit dem derzeitigen Stand der PCs diese Berechnung in weniger als 5 Sekunden nicht durchführbar. Getestet wurde dies mit einem Intel Xeon Dual Core 3.2 GHz und 3 GB DDR2-800. Für diese Anwendung sind 10000 Vertices je Scanseite durchaus ausreichend. Sollte es nötig sein für andere Anwendungen eine höhere Informationsdichte in gleicher Rechenzeit zu benötigen, könnten Teile dieser Berechnung auf die Grafikkarte ausgelagert werden. Dies erschien hier jedoch nicht notwendig. Im Kapitel “Fast Scan” und “GPU” wird dies jedoch besprochen und angewendet.

## 3.10 Textur

### 3.10.1 Berechnung

Wie bereits erwähnt wird in der Abfolge der Bildaufnahmen auch ein Farbbild je Scanseite abgespeichert. Mittels dieser Farbbilder wird nun die Bildinformation auf die 3D-Struktur projiziert um einen realistisch wirkenden Scan mit erkennbaren Körpermerkmalen zu erhalten. An dieser Stelle erscheint es nun sinnvoll den Datentyp Vertex etwas genauer zu betrachten.

Jeder Vertex besitzt folgende Variablen:

- Vector: x,y,z-Koordinaten des Vertex jeweils vom Typ Single (3 x 4 Byte)
- Color: r,g,b Farben jeweils vom Typ single (3 x 4 Byte)
- iTexture: x,y-Koordinaten jeweils vom Typ Integer (2 x 4 Byte)

- Normal: x,y,z-Koordinaten des Normalvektors jeweils vom Typ Single (3 x 4 Byte)
- Distance vom Typ Single (4 Byte)
- Value vom Typ Single (4 Byte)

Es werden somit in Summe 52 Byte Speicherplatz je Vertex reserviert.

Jeder Vertex besitzt neben den Weltkoordinaten somit unter anderem noch zwei Integer-Variablen für Texturkoordinaten und drei Single-Variablen für die r,g,b Farbwerte eines Raumpunktes. Mittels dieser Variablen wird es ermöglicht, eine realistische Darstellung der Farben und Texturen zu erreichen. Die r,g,b - Variablen wurden bereits im Kapitel "Mesh-Zippering" zum Zwischenspeichern der Kostenfunktion verwendet. Der Speicherplatz für diese Variablen wird bereits mit dem Generieren eines Vertex reserviert.

Wird ein kombinierter Scan angefertigt, so treten einige Schwierigkeiten zum Vorschein. Zuerst müssen die Farben der Kameras sehr genau auf einander abgestimmt werden um beim Übergang von einem Scan auf den Anderen keine Kanten zu erzeugen. Hierfür steht derzeit kein Kalibrierverfahren zur Verfügung, was eine manuelle Einstellung erfordert. Zu diesem Zweck wurden drei Farben auf weißem Papier ausgedruckt und diese beim Abgleichen betrachtet. Es empfiehlt sich hier jene Farben zu verwenden, die vom Drucker ohne Mischen ausgedruckt werden können. In diesem Fall waren das Magenta, Zyan und Gelb. Des Weiteren muss darauf geachtet werden, dass der Drucker homogene Flächen ohne Störungen drucken kann.

Wurden die beiden Kameras aufeinander abgestimmt, so sollte kein deutlicher Grenzbereich zu sehen sein. Ein geringer Helligkeitsunterschied an den Grenzen kann nicht vermieden werden, da die Leuchtstärke vom Videobeamer mit der Distanz abnimmt und somit in unterschiedlicher Entfernung verschiedene r,g,b - Werte aufgenommen werden.

Bei einem Scan mit beiden Systemen werden die zwei Farbbilder in ein Bitmap der doppelten Höhe übereinander abgespeichert.

Nun muss eine Rückberechnung der Verticeskoordinaten der jeweiligen Struktur auf die Pixelkoordinaten im Bild erfolgen. Alle hierzu nötigen Parameter sind aus der Kalibrierung bekannt. Im wesentlichen handelt es sich erneut um die Ermittlung des Schnittpunktes einer Geraden mit einer Ebene indem ein Sehstrahl von der Kamera zur Vertexposition ermittelt wird und anschließend mit der Ebene welche um die Länge des Fokus hinter die Kamera verschoben ist geschnitten wird (siehe Abbildung 2.1).

In der Kalibrierung wurde auch ein Faktor zur Korrektur von radialen Verzerrungen  $\kappa$  bestimmt. Mittels dieses Faktors muss nun eine Korrektur vorgenommen werden.

$$P_{X,u} = P_{X,d} \cdot (1 + \kappa \cdot r^2); \quad (3.22)$$

$$P_{Y,u} = P_{Y,d} \cdot (1 + \kappa \cdot r^2); \quad (3.23)$$

mit den noch verzerrten Koordinaten  $P_{X,d}$  und  $P_{Y,d}$ , dem Verzerrungskoeffizienten  $\kappa$  und dem Radius  $r$  welcher vom Bildhauptpunkt ausgehend berechnet wird.

Aus den Formeln 3.22 und 3.23 resultieren die unverzerrten Texturkoordinaten  $P_{X,u}$  und  $P_{Y,u}$ .

In X-Richtung ist schließlich noch eine Korrektur um den Skalierungsfaktor  $s_x$ , welcher ebenfalls im Zuge der Kalibrierung bestimmt wurde, vorzunehmen.

Im Falle eines Scans mit beiden Systemen ist nun eine Zuordnung eines Vertex zu einem Bild zu treffen. Hierzu wird noch vor dem Mesh-Zippering, also vor der Vereinigung der Scans, in den Texturkoordinaten der Vertices eine Information abgespeichert, ob diese dem linken oder rechten System zugehörig sind. Jenen Vertices die im Zuge des Mesh-Zipperings generiert wurden, wird in den Texturkoordinaten ebenfalls eine diesbezügliche Information abgespeichert. Anhand dieser Information wird den Vertices nun eine eindeutige Texturcoordinate zugeordnet. Diese entspricht der Position des zugehörigen Pixels im Bitmap. An dieser Stelle ist es nun relevant, dass beim Mesh-Zippering die neuen Vertices zusätzlich eingefügt wurden und nicht nur eine Triangulation der bereits vorher vorhandenen Vertices durchgeführt wurde. Beim Übergang vom linken Scan zum Rechten müssen an einigen Positionen sowohl Texturkoordinaten des linken, als auch des rechten Texturbildes vorhanden sein. Dies wird in Abbildung 3.25 veranschaulicht.

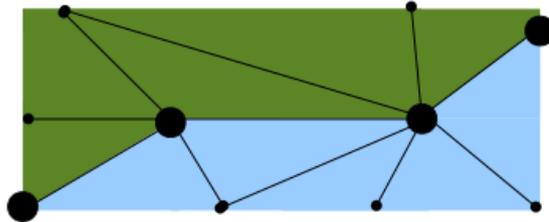


Abbildung 3.25: Darstellung der Notwendigkeit doppelter Vertices beim Übergang zwischen den Teilsfans:

Die großen Punkte sollen jene Positionen darstellen, an denen zwei Vertices notwendig sind. Hier findet der Übergang von einem Teilsfan zum anderen statt. Die Texturkoordinaten müssen einmal für die blauen Dreiecke und einmal für die grünen Dreiecke gespeichert werden.

Bei den im Zuge des Mesh-Zipperings neu eingefügten Vertices werden Texturkoordinaten vom einem beliebigen System verwendet (hier: linkes System).

Ein Vertex besitzt wie bereits erwähnt auch drei Single-Variablen zum Speichern von Farben. Es werden hierbei die Farben des Pixels an der berechneten Texturposition ausgelesen und die Rot, Grün und Blauwerte normiert in den r,g,b-Variablen des Vertex abgespeichert.

### 3.10.2 Visualisierung

Das Programm open-radART besitzt eine OpenGL-Unterstützung welche es mittels der Texturkoordinaten ermöglicht, auf jedes Dreieck die zugehörige Bildinformation zu projizieren. Es können des Weiteren die Farbinformationen der Vertices mit den Texturinformationen überlagert werden. Dabei wird jeweils der Farbverlauf von einem Vertex zum nächsten fließend interpoliert. Dies bietet insbesondere bei der Lagerungskontrolle große Vorteile, da die Textur halb transparent mit farbkodierten Soll-Ist-Lageabweichungen überlagert werden kann.

Des Weiteren besteht die Möglichkeit segmentierte Struktursätze aus CTs, MRTs oder dergleichen zu überlagern. Auch Strukturen der Therapiestrahlen können direkt überlagert dargestellt werden.

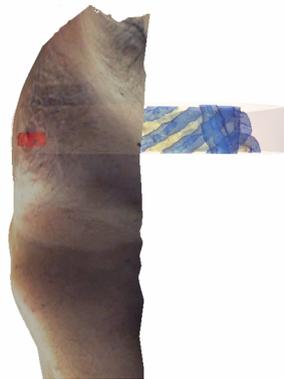


Abbildung 3.26: Seitliche Ansicht eines 3D-Scans, überlagert mit anatomischen Strukturen welche aus einem CT segmentiert wurden. Des Weiteren ist das PTV (Planungszielvolumen, rot) eingeblendet.

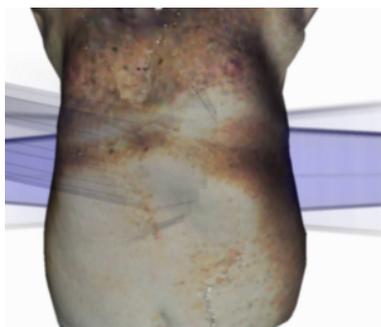


Abbildung 3.27: 3D-Scan mit MV-Bestrahlungsfeldern überlagert. Hinweis: Die hier abgebildeten Bestrahlungsfelder dienen lediglich der Demonstration dieser Überlagerungsmöglichkeit und wurden aus diesem Grund in die Patientenmitte transformiert.

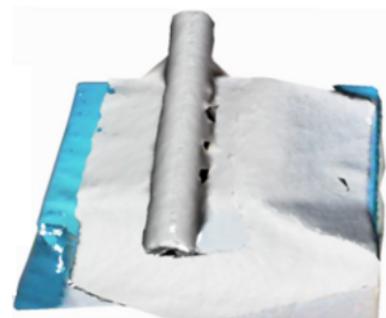


Abbildung 3.28: 3D-Scan einer weißen Papierrolle mit ungefähr 10cm Durchmesser. Hier ist ein guter Farbabgleich der beiden Kameras ersichtlich. An den Übergängen zwischen den zwei Teilscans wurde nahezu die selbe Farbe und Helligkeit auf der Struktur erreicht.

## 3.11 Der Fast-Scan

Bei diesem handelt es sich um einen sehr wichtigen Teil dieses Projektes. Der Fast-Scan soll es ermöglichen die Oberfläche eines Körpers mit hoher Geschwindigkeit und möglichst hoher Datendichte kontinuierlich zu vermessen. Dies ist mit einem normalen 3D-Scan nicht möglich, da hierfür die Scanzeit, so wie die Rechenzeit für die Datenverarbeitung viel zu lange sind. Eine Anwendung des Fast-Scans wird das Gating und Tracking (Erfassen und Nachvollziehen) von inneren Organen sein. Des Weiteren kann eine kontinuierliche Lagekontrolle während der Bestrahlung gestaltet werden. Insbesondere bei Lungentumoren kommt dem Gating und Tracking eine wichtige Bedeutung zu. Aufgrund der Inspiration und Expiration während der Bestrahlung kommt es zu einem starken Positionswechsel des Tumors. Derzeit werden bei Lungentumoren an der Universitätsklinik Salzburg zeitlich lange CT-Aufnahmen bei der Planungscomputertomographie angefertigt, auf denen die Tumore aufgrund der Bewegung verschwommen erscheinen und somit die Bewegungstrajektorie abgeschätzt werden kann. Anschließend muss ein großes Zielvolumen definiert werden, was als Nebeneffekt eine hohe Strahlenbelastung im umliegenden Gewebe mit dementsprechenden Nebenwirkungen hervorruft. Ist es möglich die Bewegung des Tumors während der Bestrahlung zu erfassen, so können die Zielvolumina deutlich kleiner angesetzt und der Bewegung angepasst werden. Dies ist ein längerfristiges Ziel des Fast-Scans. Die Anpassung des Therapiestrahls an die Bewegung des Tumors während der Bestrahlung kann durch Positionsvariation der Blendenlamellen (Multi-Leaf-Collimator,MLC) erfolgen. Ein Linearbeschleuniger mit "Multi-Leaf-Collimator" ist ein Standard der modernen Radiotherapie und kann somit vorausgesetzt werden ([16], [17]).

Es gibt derzeit bereits mehrere Verfahren die ein Gating und Tracking ermöglichen. Diese liefern jedoch eine sehr geringe Informationsdichte. Ein Beispiel hierfür ist ein Gurt mit einem Bewegungssensor, welcher um das Abdomen des Patienten gespannt werden kann. Dadurch wird jedoch nur ein Punkt auf der Oberfläche des Körpers abgetastet. Die Vorteile dieses Systems sollen in einer deutlich höheren Informationsdichte liegen.

Der erste Schritt muss die Erfassung der Bewegungstrajektorie des Tumors sein. Dies kann in Kombination eines 4D-Computertomographen mit dem 3D-Scanner realisiert werden. Hierbei wird am CT die Tumorbewegung während der Atmung sichtbar und zur gleichen Zeit wird die Oberflächenbewegung mit dem Scanner gemessen. Kann eine Zeitabstimmung gemacht werden, so besteht ein Zusammenhang zwischen der inneren Tumorbewegung und der Körperoberflächenbewegung. Es kann somit eine Funktion berechnet werden, welche diese Korrelation der Bewegungen beschreibt. In wie fern diese Korrelationsfunktionen zu einem späteren Zeitpunkt mit der tatsächlichen Bewegung übereinstimmt wird in weiteren Arbeiten untersucht werden müssen. Dafür ist ein funktionierendes, schnelles Scansystem jedoch eine Grundvoraussetzung.

In der Radiotherapie der Universitätsklinik Salzburg steht ein 4D-CT der Firma Siemens vom Typ Somatom Emotion mit einer Schnittstelle für einen Gating und Tracking-Gurt zur Verfügung. Über dieses Interface ist es möglich eine zeitliche Abstimmung zwischen dem CT und dem Scanner zu realisieren. Um ein Gating und Tracking zu ermöglichen muss die Abtastrate der Körperoberfläche mindestens der doppelten Atemfrequenz entsprechen. Dies wird bereits durch das Nyquist-Shannon-Abtasttheorem vorgegeben. Die Atemfrequenz eines gesunden erwachsenen

Menschen liegt bei 12 bis 20 Atemzüge je Minute und somit 0,2 Hz bis 0,3 Hz. Bei Personen mit Lungentumoren ist davon auszugehen, dass die Atemfrequenz erhöht ist und somit auch eine höhere Abtastrate nötig ist. Wird von einem Extremwert von 0,8 Hz ausgegangen ist somit ein Scan mit mindestens 2 frames per second (fps) erforderlich um die physikalische Mindestanforderung zu erfüllen. Eine Bedingung an ein stabiles Bestrahlungsverfahren welches die Atembewegung korrigiert ist eine Vorausberechnung der zukünftigen Atembewegung, da bei der gesamten Apparatur mit einer zeitlichen Verzögerung zu rechnen ist.

Sollte sich die Atmung des Patienten spontan ändern, so muss die Bestrahlung in möglichst geringer Zeit an die neue Atembewegung angepasst werden oder die Behandlung unterbrochen werden. Um diese Zeit zu minimieren wird eine Scanfrequenz von mindestens 5 Hz gefordert. Dies hat des Weiteren den Vorteil, dass bereits kurze Zeit nach dem Scanbeginn mehr Daten für ein mathematisches Modell, welches die Atmung modellieren soll vorhanden sind. Wird eine Funktion aufgestellt, welche die Atmung des Menschen modellieren soll, so kann keine einfache Sinusfunktion verwendet werden. Hierzu gibt es einige Publikationen [18], [19] und [20]. in denen dies diskutiert wird. Auch dies ist ein Thema welches im Umfang dieses Projektes zukünftig noch untersucht werden muss.

Es werden nun folgend zwei Möglichkeiten vorgestellt, wie ein derartiger schneller Scan realisiert werden kann, wobei sich derzeit die zweite Version noch in der Entwicklung befindet und noch keine endgültigen Resultate zur Verfügung stehen.

Um einen schnellen Scan zu konstruieren müssen die dabei als einschränkend wirkenden Faktoren betrachtet werden. Der Framegrabber kann von der Kamera bis zu 20 Bilder/s aufnehmen und wird daher nicht stark beschränkend sein. Es steht somit alle 50 ms ein neues Bild bereit.

Bei dem hier verwendeten Videobeamer kann beobachtet werden, dass innerhalb von 100 ms kein scharfes Bild projiziert wird. Diese Zeitangabe beinhaltet die Datenübertragung vom Kamerarechner zum Beamerrechner, so wie die Aktualisierungszeit des Bildes am Rechner. Es befinden sich dabei die zu projizierenden Bilder auf einem Server welche bei jedem Aufruf neu geladen werden. Diese Latenzzeiten so wie die Reaktionszeit vom Beamer stellen bereits eine Begrenzung der maximal erreichbaren Scanrate dar. Um eine Scanzeit kurz zu halten sollte somit vermieden werden, viele Bildwechsel vorzunehmen.

Das wichtigste Kriterium für schnelle Scans ist eine kurze Rechenzeit am PC. Hierzu gibt es in diesem Projekt verschiedene Realisierungsmöglichkeiten die getrennt in den Kapiteln "Fast-Scan mit binären Streifenprojektionen" und "Fast-Scan mit Farbstreifen" erläutert werden.

### 3.11.1 Fast-Scan mit binären Streifenprojektionen

#### Funktionsweise

Dieses Verfahren basiert auf der Grundlage des Graycode-Verfahrens. Eine Geschwindigkeitserhöhung wird hier durch Reduzierung der Datendichte und des Bildausschnittes im Vergleich zum bisherigen System erreicht. Für den Fast-Scan wird ein Kombinationssystem (siehe Abbildung 1.2) aus dem rechten und linken Kamera-Beamersystem benützt. Durch Verwendung der beiden mittleren Komponenten wird

der Bereich um das Abdomen und den Thorax optimal abgebildet. Es ist jedoch zu beachten, dass es im Bereich großer Mammae zu Abschattungseffekten kommen kann, in denen keine Datenerfassung möglich ist. Bei diesem Verfahren wird zuerst eine Abfolge von fünf Streifenbildern projiziert und diese über die Kamera aufgenommen. Die Streifen beginnen mit der Breite der halben Pixelanzahl auf der horizontalen Achse des Videobeamers und werden mit jedem folgenden Bild halbiert. Hier wird dies mit einer beginnenden Breite im ersten Bild von 768 Pixel und einer minimalen Breite von 48 Pixel im letzten Bild umgesetzt. Mit diesen Bildern wird das Graycodeverfahren (siehe Kapitel "Graycode-Verfahren") angewendet. Die Streifenerkennung erfolgt dabei wie im namensgleichen Kapitel für die breiteren Streifen beschrieben. Damit erfolgt schließlich eine Einteilung der Betrachtungsfläche in 32 Zonen. An die fünf Streifenbilder anschließend wird ein Weiß- und Schwarzbild aufgenommen. Nun wird in die Mitte jeder der 32 Zonen ein weißer Streifen projiziert und durch die Kamera vermessen. Anschließend wird das Bild Gain- und Offset-korrigiert. Dieser Streifen darf sich nur innerhalb der zugehörigen Zone bewegen. Es werden nun 10 Zeilen der Kamera in äquidistanten Abständen herausgenommen und die Pixel in denen sich die Streifen wieder finden gesucht. Diese stellen die Position des zu vermessenden Punktes auf dem CCD-Chip der Kamera dar. Das Streifenbild welches die dünnen Streifen in die 32 Zonen projiziert liefert hier somit die wichtige Information. Das Bild kann statisch projiziert werden und in dieser Zeit ist es möglich mehrere Bilder zur Vermessung der Oberfläche aufzunehmen. Die Weiß und Schwarzbilder werden zur Hervorhebung der Streifen, wie auch im Kapitel "Streifenerkennung" beschrieben wurde, benötigt. Läuft nun ein Scan über längere Zeit, so kann nicht davon ausgegangen werden, dass sich der Patient nicht bewegt. Tritt eine Bewegung auf und die Schwarz- und Weißbilder stimmen nicht mehr mit dem aktuellen Streifenbild überein, so kommt es zu Artefakten in der Bildberechnung, was zu einem falschen Resultat führen kann. Um dies zu umgehen, müssen in regelmäßigen Abständen neue Weiß- und Schwarzbilder aufgenommen werden. Dies wirkt jedoch beschränkend in der Anzahl der Scans die je Sekunde durchgeführt werden können. Es muss somit ein sinnvolles Zeitintervall zwischen Schwarz- und Weißbildaufnahmen gefunden werden. Hier wird davon ausgegangen, dass der Patient innerhalb einer Sekunde keine zu großen Bewegungen macht. Sollte dies dennoch der Fall sein, so muss dies softwaretechnisch erkannt werden. Bei allen aufgenommenen Werten muss eine Überprüfung stattfinden, ob diese realistisch erscheinen und keine Fehlmessungen darstellen. Es wird jeweils nach ungefähr einer Sekunde ein neues Schwarz- und Weißbild aufgenommen. Zwischen diesen Bildern zur besseren Erkennung der Streifen werden mehrere Aufnahmen des Streifenbildes genommen und die Oberfläche vermessen. Die Berechnung der Körperoberflächenbewegung beruht auf der Erfassung der Differenzen zwischen zwei Scans. Hierbei muss jeweils die Differenz von einem Punkt im ersten Scan zum nächstliegenden Punkt im darauf folgenden Scan berechnet werden. Der nächstliegende Nachbar wird dabei über einen K-D-Baum gesucht. Hier wird auf einen K-D-Baum zurückgegriffen da dieser schnell konstruiert werden kann und mit diesem in kurzer Zeit nächstliegende Punkte von einem beliebigen ausgehend gefunden werden können.

Die Berechnung der Position von Punkten erfolgt wie im Kapitel "Berechnung der Punktwolke" beschrieben.

## Ergebnisse

Mit der hier verwendeten Hardware ist es möglich 7 Messungen je Sekunde mit je 320 Messpunkten durchzuführen. Dabei wird jede Sekunde ein Schwarz- und ein Weißbild zur Hintergrundkorrektur aufgenommen. Bei diesem Messvorgang wird ein Prozessor des Computers zeitweise stark ausgelastet. In der folgenden Grafik ist eine schnelle Atmung einer Person dargestellt. Zur Visualisierung wurde der Mittelwert aus 30 Messpunkten auf dem Abdomen berechnet und bei jeder Messung abgespeichert. Diese Messwerte sind in Abbildung 3.29 zu sehen.

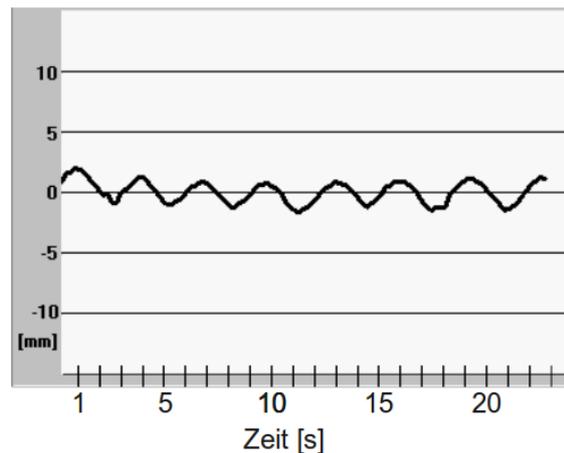


Abbildung 3.29: Aufgezeichnete Atemkurve

### 3.11.2 Fast-Scan mit Farbstreifen

#### Funktionsweise

In den Publikationen [21], [22] und [23] wird eine Möglichkeit erläutert wie über projizierte Farbstreifen durch Aufnahme von nur wenigen Bildern eine 3D-Information gewonnen werden kann. Es besteht bei ersterem Verfahren die Möglichkeit nur ein Bild hierfür zu verwenden. Durch dieses Verfahren wäre es möglich eine deutlich höhere Informationsdichte als bei dem Verfahren mit binären Streifenprojektionen zu erhalten. Es wird hierbei vom Beamer eine eindeutige Abfolge von Farbstreifen auf die Körperoberfläche des Patienten gesendet. Wird über die Kamera ein Bild aufgenommen, so kann durch Erkennung einer kleinen Teilsequenz der Farbstreifen auf eine eindeutige Position der Streifen geschlossen werden. Wichtig ist jedoch die Eindeutigkeit der Farbfolgen, so wie eine mögliche Zuordnung beim Ausfall von mehreren Streifen, zum Beispiel durch Abschattungen, mit möglichst geringer Fehlerwahrscheinlichkeit. Ziel dieses Fast-Scans soll es sein mehr als 5000 Punkte auf der Oberfläche des Körpers im Sekundentakt zu berechnen und mehrere hundert Punkte in kleinen Teilbereichen des Kamerabildes mit mehr als 5 Hz zu erfassen. Dies wird hier mit 72 projizierten Farbstreifen mit 4 unterschiedlichen Farben versucht. Es

muss jeweils eine Sequenz von mindestens vier aufeinander folgenden Farbstreifen erkannt werden um eine eindeutige Zuordnung zu ermöglichen. Dieser Farbcode ist in der Abbildung 3.30 dargestellt.

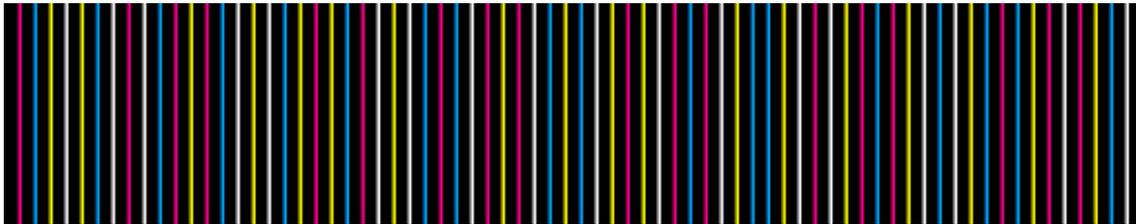


Abbildung 3.30: Farbcode des Fast-Scans mit Streifen unterschiedlicher Farben

Es wird hier eine Abfolge von Farbstreifen verwendet, bei welcher es durch Ausfall von einem Streifen an drei Stellen des Codes zu einer Mehrdeutigkeit der Sequenz kommen kann. Diese drei Stellen müssen von der Software separiert werden und können nur durch mindestens sechs aufeinander folgende Farbstreifen zugeordnet werden. Aus den aufgenommenen Bildern werden in äquidistanten Abständen Zeilen herausgenommen und in diesen die Farbstreifen gesucht. Der Abstand zwischen diesen Zeilen ist abhängig von der Anzahl der gewünschten Messpunkte. Auch bei diesem Verfahren werden zur besseren Erkennung der Streifen Weiß- und Schwarzbilder aufgenommen. Bei diesen sind die gleichen Überlegungen wie in Kapitel “Fast-Scan mit binären Streifenprojektionen” zutreffend, so dass jede Sekunde ein Schwarz- und ein Weißbild aufgenommen werden soll um potentielle Bewegungen des Patienten aus der Bildverarbeitung zu eliminieren. Können die Streifen am Kamerabild den Streifenpositionen am Beamerbild zugeordnet werden, so kann eine Berechnung der 3D-Position durch das bekannte Verfahren aus Kapitel “Berechnung der Punktwolke” angewendet werden.

#### **Vorteile und Schwierigkeiten dieses Scansystems**

Der wesentlichste Vorteil liegt in der höheren Informationsdichte dieses Systems und der damit verbundenen höheren statistischen Sicherheit bei allen darauf basierenden Auswertungen. Des Weiteren ergeben sich durch einen Scan mit 5000 Punkten je Sekunde neue Möglichkeiten bei der Patientenpositionierung. So wäre es zum Beispiel möglich die Position des Patienten während Tischtranslationen nachzuvollziehen. An dieser Stelle sei nochmals erwähnt dass derzeit noch keine Endresultate eines Scans zur Verfügung stehen. Relevante Zwischenergebnisse werden jedoch gezeigt. Wesentlich schwieriger gestaltet sich bei diesem Verfahren die notwendige Bildverarbeitung zur Erkennung der Streifenfarben. Einige wesentliche Schritte welche bisher bei einem 3D-Scan angewendet wurden bleiben auch hier erhalten. Der Erste ist die Berechnung der Bad-Pixel-Map. Hier müssen zulässige Abweichungen für jeden Farbkanal definiert werden. Bei dieser Anwendung haben Störungen in einem Farbkanal eine höhere Auswirkung, da dies dazu führen kann, dass eine Farbe falsch ausgewertet wird. Weitere Schritte welche bei diesem Scanverfahren ebenfalls, in abgeänderter Form, erhalten bleiben sind zum Beispiel eine Gain- und Offsetkorrektur und die Reduzierung des Hintergrundes durch Aufnahme von Weiß- und Schwarzbildern. Es ist nun jedoch darauf zu achten, dass die Gain- und Offsetbilder, so wie die

Schwarz- und Weißbilder keine Graubilder, sondern Farbbilder sind welche für jeden Farbkanal getrennt verarbeitet werden müssen. Des Weiteren folgen einige Schritte zur Verbesserung der Bildinformation (insbesondere der Farbinformation des Bildes) welche im folgenden Kapitel "Bildbearbeitung" erläutert werden.

Ein grundsätzliches Problem stellt die geringere Lichtintensität des hier verwendeten Videobeamers bei der Projektion bunter Farbstreifen dar. Dies wirkt sich bei einer großen Entfernung des Videobeamers vom Patienten wie dies hier der Fall ist, stark aus. Es hat sich bei einigen Aufnahmen gezeigt, dass aus diesem Grund eine aufwändige Bildbearbeitung zur Streifenerkennung unumgänglich ist. Die geringere Lichtintensität sorgt für ein geringeres Verhältnis zum Hintergrundrauschen und für einen geringen Unterschied in den r,g,b-Kanälen zwischen den verschiedenen Farbstreifen.

Werden anstelle von Grauwerten nun die r,g,b-Farben ausgewertet hat dies zur Folge, dass bei jeder Berechnung der mindestens dreifache Rechenaufwand entsteht. Die zusätzlich notwendigen Bildbearbeitungsschritte benötigen ebenfalls weitere Rechenzeit. Es ist somit erkennbar, dass mit einem Computer gleicher Hardware nicht die selbe Geschwindigkeit wie beim Fast-Scan mit binären Streifenprojektionen erhalten werden kann. Eine Lösung dieses Problems bietet eine parallelisierte Programmierung auf der Grafikkarte. In Kapitel "GPU" wird das hierzu ausgearbeitete Konzept vorgestellt.

## Bildbearbeitung

Durch die Bildbearbeitung muss es möglich sein, die Farbstreifen jeder Aufnahme auf unterschiedlichen Hintergründen eindeutig zu erkennen. Dies wird umso schwieriger je dunkler der Hintergrund ist, da somit die Lichtabsorption größer ist. Dies stellt eine besondere Herausforderung bei Personen mit dunkler Hautfarbe dar. Es handelt sich folgend bei allen Aufnahmen um Farbbilder welche die dreifache Speichergröße und bei vielen Berechnungen mindestens die dreifache Rechenzeit im Vergleich zu Graubildaufnahmen benötigen. Bei den Testbildern in diesem Kapitel wurden sieben Farben in sich wiederholenden Farbsequenzen projiziert um bei der Auswertung feststellen zu können, welche Farben leicht und schwierig zu erkennen sind.

Zuerst wird eine Gain- und Offsetkorrektur der Bilder vorgenommen, worauf anschließend eine Hervorhebung der Streifen nach dem im Kapitel "Streifenerkennung" beschriebenen und in Abbildung 3.5 dargestellten Verfahren erfolgt. Zur besseren Abgrenzung der Streifen von dem schwarzen Zwischenraum wird eine Unschärfmaskierung vorgenommen. Dieser Filter ist oft sehr Rechenintensiv, da zuerst eine unscharfe Version des Bildes errechnet werden muss. Da hier jedoch bekannt ist, dass sich die notwendige Information lediglich in der X-Richtung des Pixelkoordinatensystems befindet, kann der Filter speziell auf diese Anwendung ausgelegt werden. Es reduziert sich der Rechenaufwand der Glättung (hier: Mittelwertberechnung) von einem  $N \times N$ -Problem auf ein  $1 \times N$ -Problem, wobei  $N$  die Seitenlänge eines Filterquadrates ist. Als nächster Schritt wird das unscharfe Bild vom Originalbild subtrahiert und es resultiert das kantenverstärkte Bild. Darauf folgend wird das Hintergrundrauschen entfernt indem der Grauwert der Farbpixel berechnet wird und dieser einen Grenzwert nicht unterschreiten darf. Liegt dieser darunter, so werden die r,g,b - Werte auf 0 gesetzt um diese aus jeder Berechnung zu eliminieren. Zur besseren Identifizierung der Farben wird nun eine Transformation vom RGB-Raum

in den HSV- und HSL-Raum (HSV: hue, saturation, value und HSL: hue, saturation, lightness) vorgenommen um die Farbsättigung und die Helligkeit anzupassen. Hier kann ein Schwellwert eingestellt werden, ab welchem eine Korrektur mit einem multiplikativen Faktor vorgenommen wird. Abschließend kann noch eine Feinkorrektur der einzelnen Farbkanäle in Abhängigkeit von der Farbabsorption des Hintergrundes erfolgen, indem jeder Kanal separat durch eine Multiplikation mit einem Faktor verstärkt oder abgeschwächt werden kann.

Nach dieser Bildbearbeitung wird die Identifikation der Farbstreifen vorgenommen. Dies erfolgt nach der in [21] beschriebenen Methode. Hier werden die Differenzen zwischen den verschiedenen Farbkanälen betrachtet, wodurch eine eindeutige Farbzuzuordnung resultiert. Diese ist in Tabelle 3.1 für einige Farben bei idealen Werten in den r,g,b - Kanälen des jeweiligen Pixels dargestellt, wobei X einem undefinierten Wert angibt und  $\infty$  einen großen Wert andeutet, welcher aufgrund der Division durch Werte welche nahezu Null sind resultiert.

Tabelle 3.1: Farbzuzuordnungstabelle

Farbe	r/g	r/b	b/g	b/r	g/b	g/r
Rot	$\infty$	$\infty$	X	0	X	0
Grün	0	X	0	X	$\infty$	$\infty$
Blau	X	0	$\infty$	$\infty$	0	X
Cyan	0	0	1	$\infty$	1	$\infty$
Magenta	$\infty$	1	$\infty$	1	0	0
Gelb	1	$\infty$	0	0	$\infty$	1
Weiß	1	1	1	1	1	1

In der folgenden Abbildung 3.31 ist ein Streifenbild eines Testaufbaus mit einer dunklen Hand und einem blauen Polystyrolkeil wiederum auf einer braunen Kartonschachtel zu sehen. In Abbildung 3.32 ist das Bild nach der Bildbearbeitung dargestellt. Anhand dieses Bildes kann nun eine Zuordnung der Farben stattfinden.

Eine Division der r,g,b-Farbkanäle eines Pixels einer realen Aufnahme, kann keine idealen Werte wie sie in der Tabelle 3.1 eingetragen sind liefern. Es müssen Intervalle definiert werden, in denen die realen Werte den idealen zugeordnet werden. Hierzu wird das Intervall  $[0,8, 1,2]$  festgelegt, in dem eine Zuordnung zum idealen Wert "1" erfolgt. Dieses Intervall hat sich bei den bisherigen Testaufnahmen als sinnvoll ergeben. Werte darunter werden der "0" und jene darüber " $\infty$ " zugeordnet.

In der folgenden Tabelle 3.2 sind Beispiele der obigen Aufnahme 3.32 einiger Farberkennungen eines Pixels dargestellt.

Tabelle 3.2: Beispiele der Farbzuzuordnung

r/g	r/b	b/g	b/r	g/b	g/r	zugeordnete Farbe
0,63 (0)	2,19 (X)	0,29 (0)	0,46 (X)	3,47 ( $\infty$ )	1,59 ( $\infty$ )	Grün
0,01 (0)	0,07 (X)	0,12 (0)	15 (X)	8,07 ( $\infty$ )	121 ( $\infty$ )	Grün
0,5 (X)	0,06 (0)	8,5 ( $\infty$ )	17 ( $\infty$ )	0,12 (0)	2 (X)	Blau

Es hat sich bei diesem Projekt gezeigt, dass die Farben Magenta, Gelb so wie eine Mischfarbe aus "Cyan und Blau" und Weiß, am einfachsten zu erkennen sind. Der



Abbildung 3.31: Streifenbild des Fast-Scans mit Farbstreifen: Aufnahme einer Testanordnung

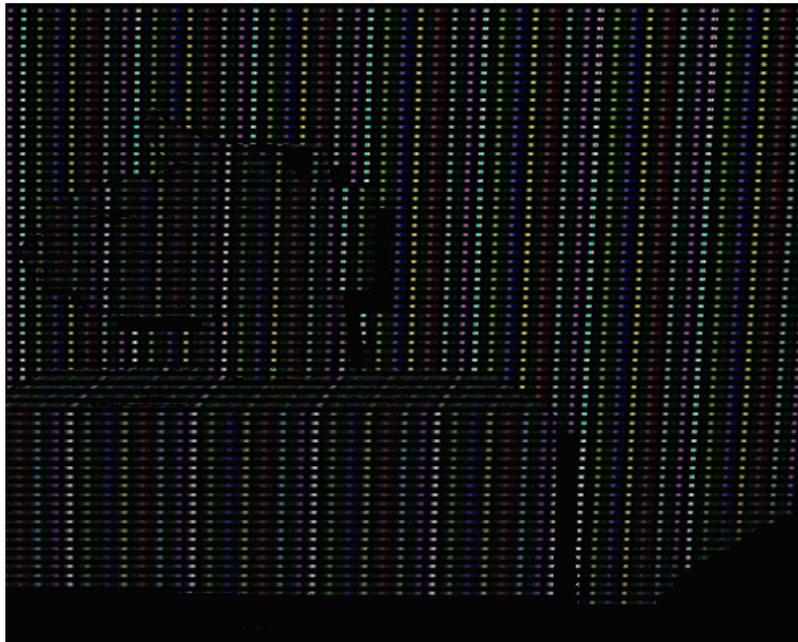


Abbildung 3.32: Streifenbild des Fast-Scans nach der Bildbearbeitung

projizierte Farbcode wird somit aus diesen Farben zusammengesetzt werden. Die Mischfarbe "Cyan und Blau" besteht dabei aus den r,g,b - Werten mit dem Hexadezimalcode 0094FF. Dieser Wert ist nach Lichtabsorption durch die menschliche Haut bei den hier verwendeten Videobeamern und den Kameras gut zu identifizieren.



Abbildung 3.33: Detaildarstellung des Streifenbildes nach der Bildbearbeitung:  
links: Ausschnitt der dunklen Hand (siehe Abbildung 3.31)  
rechts: Ausschnitt des weißen Hintergrundes (siehe ebenfalls Abbildung 3.31)

### Verbesserungen und Erweiterungen des Fast-Scans mit projizierten Farbstreifen

Ein Problem der Auswertung stellen noch Störungen nach der Bildbearbeitung dar. Diese müssen für einen stabilen Scan noch entfernt werden können. Auch das bisher definierte Intervall der Farbzuoordnung bedarf noch einer Überarbeitung, da noch seltene Falschzuordnungen stattfinden. Nach diesen Verbesserungen kann mit der Berechnung der 3D-Positionen begonnen werden. Eine Möglichkeit die Scanfrequenz zu erhöhen besteht darin, die aufeinander folgenden Streifenbilder zu analysieren und nur bei erkennbaren Bewegungen des Patienten neue Schwarz- und Weißbilder aufzunehmen.

### GPU

Zur Beschleunigung von Berechnungen welche parallelisiert werden können, wurde von dem Grafikkartenchip-Hersteller Nvidia die CUDA-Programmierung (Compute Unified Device Architecture) entwickelt. Es können mit CUDA Programme zur Berechnung auf der Grafikkarte entwickelt werden. Zahlreiche Grafikkarten die einen Chipsatz von Nvidia verwenden unterstützen diese Technik. Der wesentliche Vorteil von diesen Berechnungen liegt darin, dass eine Grafikkarte mehrere Prozessoren (Streamingprozessoren) zur parallelen Datenberechnung besitzt. Die hier verwendete Grafikkarte Nvidia GeForce 9600GT besitzt 64 solche, mit einer Taktfrequenz von 750 MHz arbeitenden, Prozessoren. Aktuelle PC-Grafikkarten von Nvidia besitzen bis zu 480 Recheneinheiten (GTX295) die für Berechnungen genutzt werden können. Der Geschwindigkeitsvorteil der im Verhältnis zu Berechnungen der CPU erreicht werden kann, hängt bei dieser Anwendung von der zur GPU zu übertragenden Datengröße ab. Die Übertragung von Daten von der CPU zur GPU ist sehr zeitaufwändig. Es wird bei der hier verwendeten Hardwarekonfiguration eine Übertragungsgeschwindigkeit von der Größenordnung 1 MB/ms erreicht. Somit sollte versucht werden, die zu übertragende Datenmenge möglichst gering zu halten. Ein weiterer sehr zeitaufwändiger Vorgang ist das Initialisieren und Zuweisen der Grafikkarte an das CUDA-Programm. Hierfür müssen mehr als 50 ms eingeplant werden. Es wäre nicht sinnvoll ein CUDA-Programm zu entwickeln welches für jedes Bild separat gestartet wird, da jedes mal die Initialisierungszeit gewartet werden müsste. Dies steht im Widerspruch zu einem schnellen Scansystem. Folgend wird die für den Fast-Scan entwickelte Architektur erläutert. Mit dieser wird eine Schnittstelle zu

einer dll, in der die CUDA-Funktionen bereit stehen, realisiert. Ein wichtiger Punkt ist hierbei die Rechenleistung der GPU parallel zur CPU benützen zu können, um die maximale Rechenleistung des PCs auszunützen.

Beim Start des Fast-Scans werden zwei parallel auf der CPU ablaufende Threads generiert. Um dies effektiv nutzen zu können, sollte ein Computer mit mindestens zwei Prozessoren verwendet werden. In einem der zwei Threads wird eine Funktion der CUDA-dll aufgerufen. Diese startet die Initialisierung der Grafikkarte und durchläuft einige kurze Testprogramme. Nach ungefähr 100 ms ist die Initialisierung abgeschlossen und die Funktion wartet in einer Endlosschleife. Während dieser Zeit kann durch den zweiten Thread auf der CPU der Scan vorbereitet werden (Timer starten und das Schwar-, Weiß-, und das erste Streifenbild aufnehmen). Folgend kann von diesem Thread eine Funktion der dll aufgerufen werden, welche jener Funktion, die sich in der Endlosschleife befindet mitteilt, dass Daten zur Berechnung bereitstehen. Nun wird der Datentransfer zur GPU durchgeführt und unmittelbar darauf mit der Berechnung begonnen. Während dieser Berechnungen auf der Grafikkarte können bereits durch die CPU neue Bilder aufgenommen werden und anschließend die berechneten Daten von der GPU zurückgeholt werden. Vor allem die Bildberechnungen können mit großem Geschwindigkeitsvorteil auf der GPU berechnet werden. Bei diesem Verfahren wird bei Computer mit mehreren CPU-Kernen nur jener, der die Bilder einliest und die 3D-Positionsberechnung vornimmt belastet. Weitere Prozessorkerne können für Gating- und Trackingberechnungen verwendet werden. Aktuell stehen noch keine endgültigen Resultate eines Scans zur Verfügung, jedoch konnten Testberechnungen mit dieser dll durchgeführt werden. Diese zeigten einen Geschwindigkeitsgewinn im Verhältnis zur CPU von bis zu einem Faktor 50. Dies wird jedoch nur erreicht, wenn die Datenübertragungszeit sehr klein ist, im Verhältnis zur Rechenzeit der GPU. Um die Datenmenge gering zu halten können die Bilder auf der CPU um jene Bereiche, die keine relevanten Informationen für die Positionsberechnungen beinhalten reduziert werden. Dies sind zum Beispiel jene Zeilen aus denen keine Pixel zur Positionsberechnung verwendet werden.

Des Weiteren ist darauf zu achten, dass die kleinstmöglichen Datentypen verwendet werden, da somit weniger Speicher als bei größeren Datentypen übertragen werden muss.

In der folgenden Abbildung ist ein Blockschaltbild der Schnittstelle zur Beschleunigung der Berechnungen durch CUDA-Programmierung dargestellt.

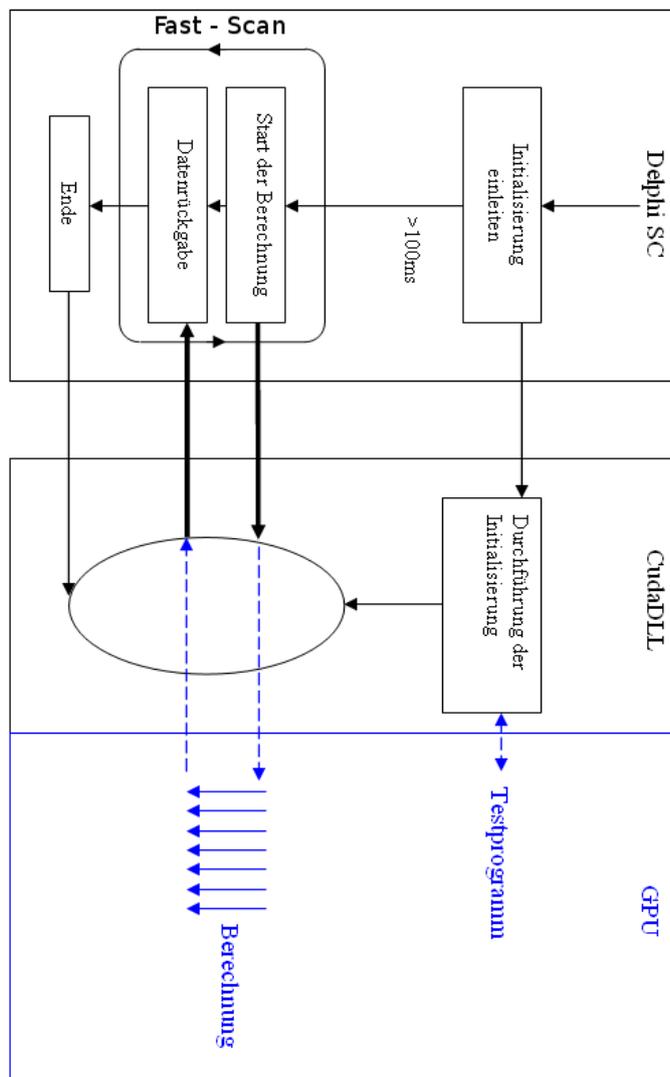


Abbildung 3.34: Blockschaltbild CUDA-dll

# 4 Genauigkeitsanalyse

In diesem Kapitel wird die Genauigkeit des Systems analysiert und anschließend Möglichkeiten zur Verbesserung erläutert. In drei Subkapitel wird die Zuverlässigkeit des Scansystems schrittweise untersucht. Beginnend mit der Ermittlung der Exaktheit der Kamerakalibrierung folgt anschließend die Analyse der Beamerkalibrierung und abschließend jene des kompletten Scansystems.

## 4.1 Genauigkeit der Kamerakalibrierung

Bei der Kamerakalibrierung im Kapitel “2D-Kamerakalibrierung” wurde bereits die Ermittlung der Exaktheit der vermessenen Punkte durch die Differenz zu einer Rückberechnung der Punkte auf die Vermessungsoberfläche erwähnt. In Abbildung 2.10 ist das Ergebnis einer derartigen Berechnung abgebildet. In dieser Grafik stellen die Balken die Soll-Ist-Abweichungen dar. Nun wird die angewendete Berechnung erläutert und anschließend die Fertigungsgenauigkeit des Kalibrierphantoms diskutiert. Die Rückberechnung erfolgt nach den Berechnungen 4.1 bis 4.8 Im ersten Schritt wird jeder Punkt  $P_{CCD,k}$  mit den X- und Y-Komponenten  $P_{CCD,X_k}$  und  $P_{CCD,Y_k}$  vom Pixelkoordinatensystem in das CCD-Koordinatensystem umgerechnet und auf die Si-Einheit Meter skaliert. Hierbei gibt der Index k den jeweiligen Punkt an und nimmt dabei Werte von 1 bis zur Anzahl der registrierten Punkte an.

$$X_{d_k} = (CCD_{Center,X} + \frac{N_{PixelInX}}{2} - P_{CCD,X_k}) \cdot (\frac{CCD_{SizeX}}{N_{PixelInX}}) \quad (4.1)$$

$$Y_{d_k} = (CCD_{Center,Y} + \frac{N_{PixelInY}}{2} - P_{CCD,Y_k}) \cdot (\frac{CCD_{SizeY}}{N_{PixelInY}}) \quad (4.2)$$

Anschließend erfolgt die Berechnung der radialen Entzerrung.

$$X_k = \frac{X_{d_k}}{(1 + \kappa \cdot r^2)} \quad (4.3)$$

$$Y_k = \frac{Y_{d_k}}{(1 + \kappa \cdot r^2)} \quad (4.4)$$

Hierbei ist  $r$  der Radius welcher sich nach Formel 4.5 berechnet.

$$r = \sqrt{Y_k^2 + X_k^2} \quad (4.5)$$

Es muss auch hier der Schnittpunkt einer Ebene mit einer Geraden ermittelt werden. Diese Ebene geht dabei durch den Nullpunkt des Weltkoordinatensystems und wird von den X- und Y-Achsen dieses Systems aufgespannt. Definiert wird diese Ebene erneut durch drei Vektoren  $\vec{V}_1$ ,  $\vec{V}_2$  und  $\vec{V}_3$ .

$$\vec{V}_1 = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad \vec{V}_2 = \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix} \quad \vec{V}_3 = \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad (4.6)$$

Durch das Festlegen zweier Punkte kann die Gerade eindeutig definiert werden. Wie aus Kapitel "Berechnung der Punktwolke" bereits bekannt ist, kann als erster Punkt  $P_{1_k}$  der Translationsvektor  $T_C$  der Kamera verwendet werden. Der zweite Punkt  $P_{2_k}$  errechnet sich durch die Rotation und anschließende Translation der Vektors  $P_k$ . Die Komponenten des Vektors  $P_k$  bestehen aus den Koordinaten  $X_k$  und  $Y_k$ , so wie dem Fokus der Kamera in der Z-Koordinate.

$$\vec{P}_k = \begin{pmatrix} X_k \\ Y_k \\ f \end{pmatrix} \quad (4.7)$$

$$\vec{P}_{2_k} = T_C + \epsilon \cdot (R \cdot P_k) \quad (4.8)$$

In der Gleichung 4.8 stellt  $R$  die Rotationsmatrix der jeweiligen Kamera und  $\epsilon$  eine skalare Größe, welche hier 400 ist, dar.  $\epsilon$  wird verwendet um sicher zu stellen, dass ein Schnitt mit der Ebene erfolgt. Dies stellt eine Verlängerung der, die zwei Punkte

verbindenden, Linie dar. Durch die Berechnung des Schnittpunktes der Ebene und der Geraden kann somit die registrierte Position des Punktes am Kalibrierphantom berechnet werden. Aus der Subtraktion dieser Position mit der realen, bekannten Position der Punkte auf dem Kalibrierphantom kann die Abweichung jedes Punktes berechnet werden. Diese wird durch die Balken in Abbildung 2.10 visualisiert.

Die Genauigkeit wird nun in Form einer mittleren und maximalen Abweichung von den Soll-Werten angegeben, so wie die zugehörige Standardabweichung berechnet. In der folgenden Tabelle sind die Ergebnisse zweier Kamerakalibrierungen dargestellt, wobei die Positionen der Kamera und des Beamers variiert wurden und die Zeitintervalle zwischen den Kalibrierungen mehrere Wochen betragen. Die Standardabweichung wird in der Tabelle 4.1 nicht separat für die X- und Y-Koordinate angegeben. Der dargestellte Wert stellt die Standardabweichung der 2-dimensionalen Streuungen um die realen Positionen dar.

Tabelle 4.1: Genauigkeit der Kamerakalibrierungen

Kalibrierung	maximale Abweichung in X / Y [mm]	mittlere Abweichung in X / Y [mm]	Standardabweichung [mm]
1	0,48 / 0,36	-0,06 / -0,05	0,23
2	0,65 / 0,75	-0,18 / -0,05	0,32

## 4.2 Genauigkeit des Kalibrierphantoms

Die absolute Genauigkeit des Kalibrierphantoms setzt sich aus mehreren Faktoren zusammen. Als Erster sei hierbei die Planarität erwähnt. Die Oberfläche des Phantoms darf wie im Kapitel “Das Kalibrierphantom” erläutert, keine Wölbung aufweisen. Durch das Eingießen von flüssigem Epoxidharz in einen Rahmen wird die Wölbung bei ausreichendem Abstand vom Rand (aufgrund der Oberflächenspannung) weniger als 1 mm betragen. Ein weiterer Punkt ist die Temperaturabhängigkeit, welche zu einer Ausdehnung des Phantoms von bis zu 1 mm führen kann (siehe Kapitel “Das Kalibrierphantom”). Als nächstes sei die Genauigkeit der aufgebrachten Punkte zu betrachten. Auf das aufgeklebte Plakatpapier wurden mittels eines Großformatdruckers die schwarzen Punkte aufgebracht. Bei dem hier verwendeten Drucker ist zu erkennen, dass die Positionen der Punkte um bis zu 0,5 mm von ihren Soll-Werten abweichen. Deutlich erkennbar ist dies bei der Rückberechnung der Punktpositionen im Zuge der Kamerakalibrierung.

Um die Scans mit anderen bildgebenden Verfahren vergleichen zu können, ist es notwendig, das Phantom mit einer Wasserwaage horizontal auszurichten. Dies ist mit einer Genauigkeit von ungefähr  $\pm 1$  mm über die Längsausdehnung des Phantoms möglich.

### 4.3 Genauigkeit der Beamerkalibrierung

Nach Abschluss beider Kamerakalibrierungen kann die Beamerkalibrierung begonnen werden. Diese sind notwendig, da die Vermessung eines Punktes auf der Oberfläche des Kalibrierphantoms von beiden Kameras durchgeführt wird und die Differenz zwischen den Messungen durch einen Fehlerbalken visualisiert wird. In der folgenden Abbildung 4.1 ist ein Endresultat einer typischen Beamerkalibrierung dargestellt. In dieser beträgt die maximale Abweichung zwischen den Messungen der Kameras 1,2 mm.

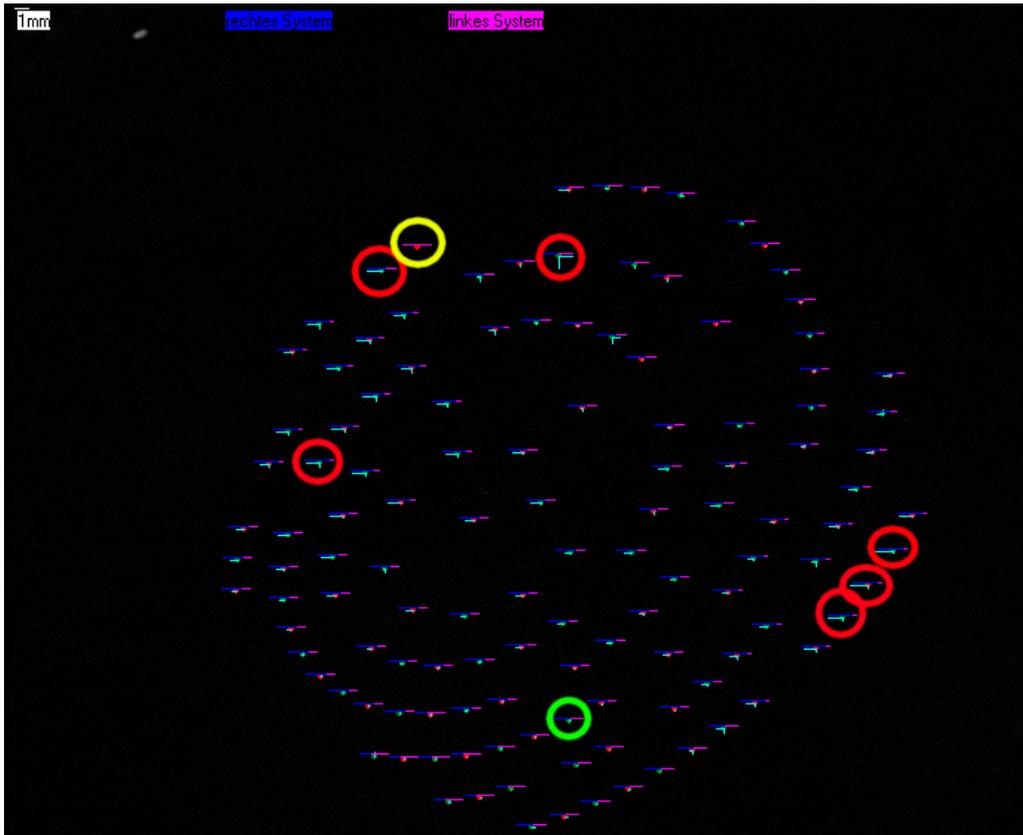


Abbildung 4.1: Resultat einer Beamerkalibrierung:  
rot: Vermessene Punkte mit einer Abweichung größer 1 mm  
gelb: Punkt wurde nur von einer Kamera vermessen (siehe Kapitel "2D-Beamerkalibrierung")  
grün: Beispiel eines Punktes mit weniger als 0,1 mm Abweichung.

### 4.4 Genauigkeit des Scansystems

Nach der Erläuterung der einzelnen Teile der Kalibrierung ist nun die Genauigkeit anhand von Testaufnahmen und anhand von Patienten zu verifizieren. Diese Verifikationscans dürfen noch nicht für klinische Zwecke verwendet werden. Wird nach der Kalibrierung der beiden Systeme ein Scan mit in seiner Position unverändertem Kalibrierphantom durchgeführt, so muss sich dieses in der X-Y-Ebene wieder finden.

Des Weiteren muss der mittlere Punkt an den Koordinaten  $(0,0,0)$  zu erkennen sein. Ein solcher Scan ist in Abbildung 4.4 dargestellt.

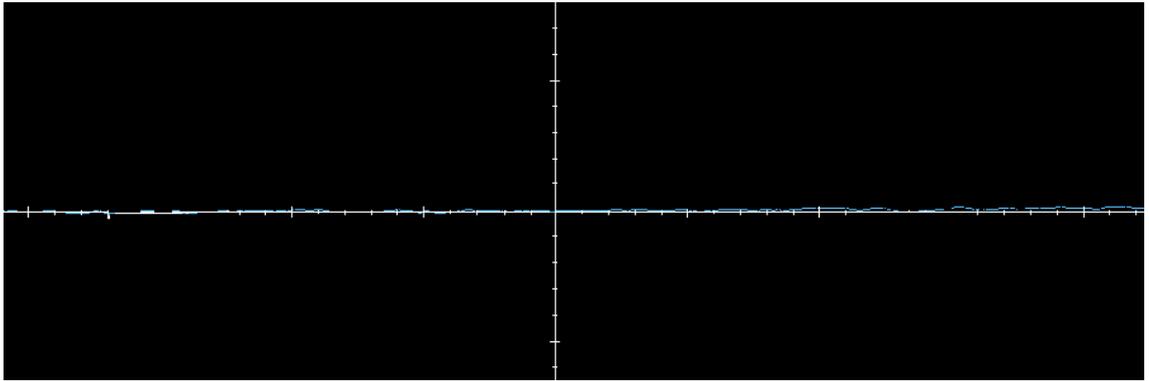


Abbildung 4.2: 3D-Scan des Kalibrierphantoms: Dargestellt ist ein Durchschnitt des Scans in der X-Z-Ebene durch den Nullpunkt. Der Scan ist in Hellblau visualisiert. An jenen Stellen wo keine Punkte ersichtlich sind, fallen diese mit der Achsendarstellung zusammen und liegen somit genau in der X-Y-Ebene.

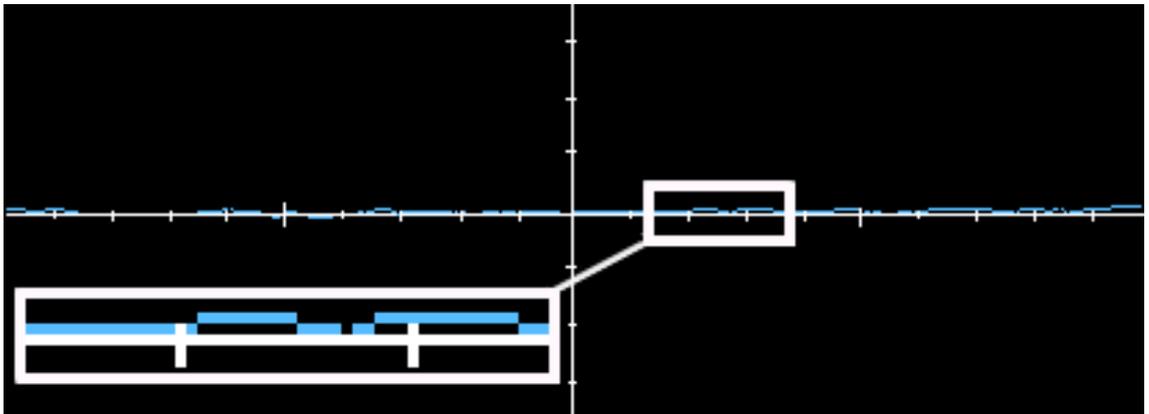


Abbildung 4.3: Detaildarstellung der Abbildung 4.2: Der Bereich um den Nullpunkt wird vergrößert dargestellt.

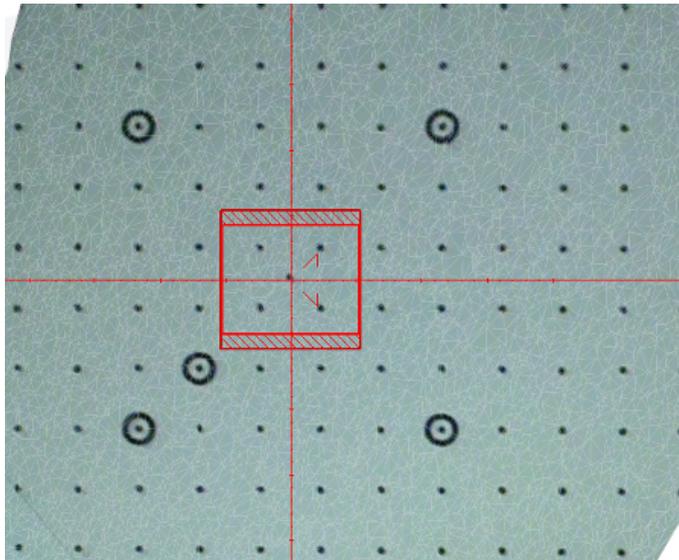


Abbildung 4.4: 3D-Scan des Kalibrierphantoms in der X-Y-Ebene dargestellt. Das Weltkoordinatensystem wird durch die roten Achsen angezeigt.

In den Abbildungen 4.2 bis 4.4 entspricht eine Skalierungseinheit 1 cm. Daraus ist zu erkennen, dass die Abweichung in der Nullebene in der X-Z-Ansicht weniger als  $\pm 2$  mm beträgt. Auch in der X-Y-Ebene ist die Abweichung des Nullpunktes vom Sollwert weniger als  $\pm 2$  mm. Beachtet man die Fertigungsungenauigkeiten des Phantoms (Wölbung des Papiers, siehe Kapitel “Das Kalibrierphantom”), welche sich in Abbildung 4.2 bei +21 cm auf der X-Achse durch eine leichte Erhöhung des Scans ersichtlich macht und die gerundete Zuordnung der Verticeskoordinaten zu den Pixeln in den Abbildungen, so befinden sich nahezu alle Scanpunkte innerhalb einer Abweichung von  $\pm 1$  mm.

Nun ist die Genauigkeit eines Scans außerhalb der Nullebene zu untersuchen. Dies wird hier durch einen Vergleich von Scans mit CT-Daten, welche zur gleichen Zeit aufgenommen wurden umgesetzt. Die folgenden Abbildungen 4.5 ist die Überlagerung der zwei Teilscans mit den CT-Daten vor der Datenbearbeitung dargestellt.

Es ist nun zu verifizieren, dass die Datenverarbeitung mit der Glättung, dem Schließen von kleinen Löchern im Scan und dem Zusammenfügen der Teilscans zu keiner Veränderung des Scanvolumens führt. Zu diesem Zweck ist die gleiche Schnittdarstellung wie Abbildung 4.5 nach der Datenbearbeitung in Abbildung 4.6 dargestellt.

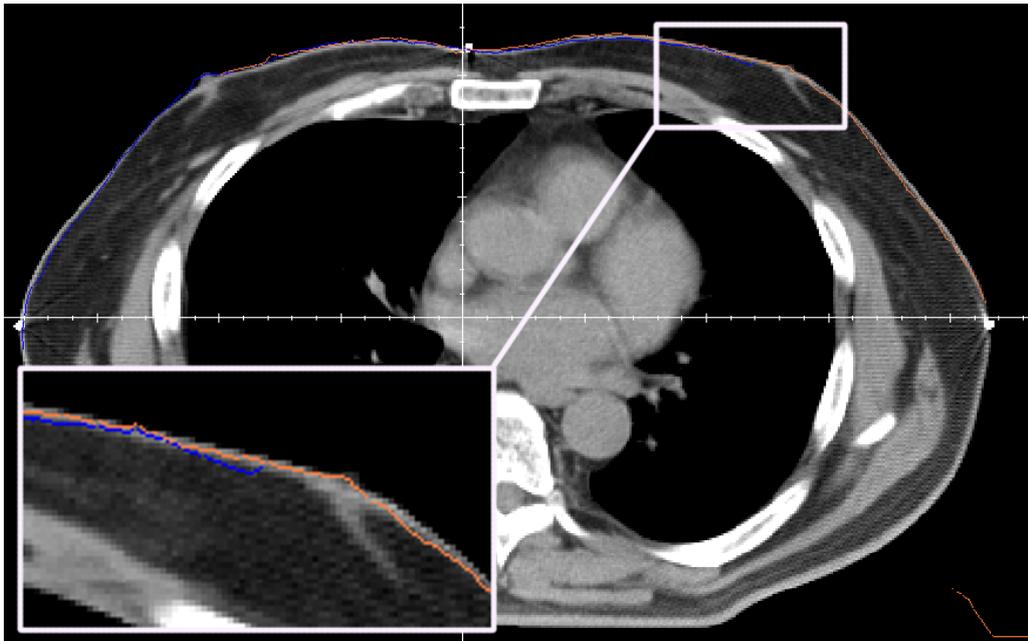


Abbildung 4.5: Überlagerung Scan/CT: In Blau und Orange sind die zwei Teils cans über dem CT-Datensatz in einem Schnittbild der X-Z-Ebene durch den Nullpunkt vor der Datenverarbeitung und dem Zusammenfügen der Scans dargestellt.

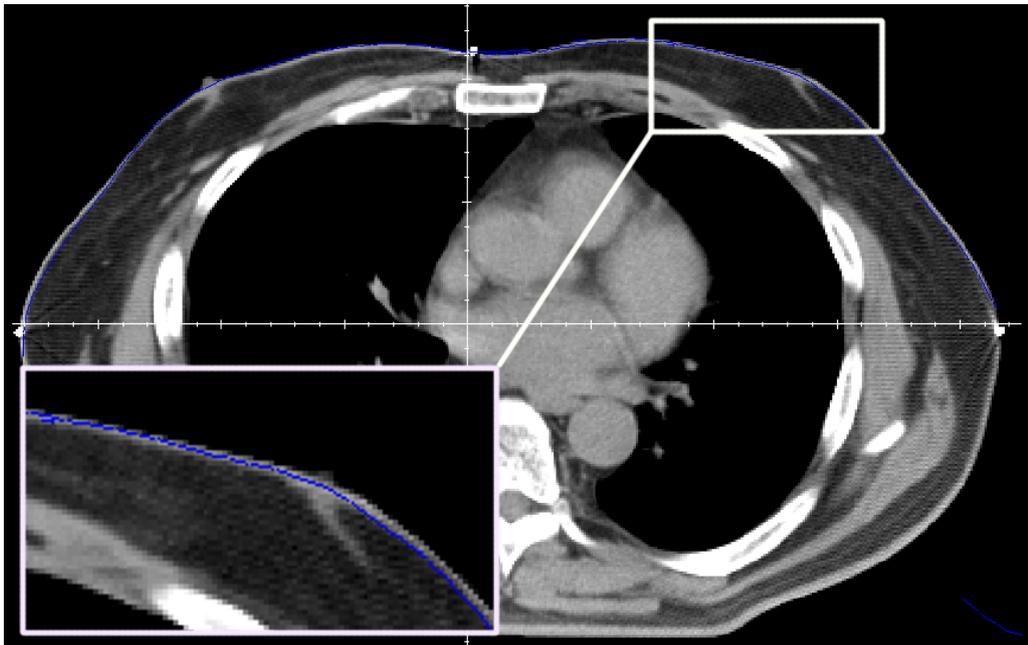


Abbildung 4.6: Überlagerung Scan/CT nach der Datenbearbeitung

Es ist zu erkennen, dass die Bearbeitung der Scandaten zu keiner Volumsänderung führt. Lediglich die gewünschte Glättung der Oberfläche kann als Veränderung beobachtet werden. Die Daten des Scans stimmen mit den CT-Daten innerhalb von  $\pm 2$  mm, bei einer Entfernung der Kamera und des Videobeamsers von ungefähr 1,5 m vom Objekt, überein.

## 4.5 Mögliche Verbesserungen

Um die Messgenauigkeit zu erhöhen stehen noch einige Verbesserungsmöglichkeiten zur Verfügung. In erster Linie sei hierbei die Fertigung eines neuen Kalibrierphantoms angeführt. Ein solches könnte aus Glas oder Kohlenstofffaser bestehen, da diese deutlich bessere thermische Eigenschaften aufweisen. Des Weiteren kann die Druckgenauigkeit der Punkte durch Verwendung eines exakteren Druckers verbessert werden.

Eine höhere Auflösung der Kamera und des Videobeamers könnte anschließend zu einer feineren und genaueren Objektauflösung und Vermessung führen. Dem entsprechend müsste auch der Framegrabber an die neue Hardware angepasst werden. Ein Videobeamer mit höherer Leuchtstärke würde auch die Auswertung der Farbstreifen beim Fast-Scan vereinfachen und stabiler ermöglichen.

In dem Kalibrieralgorithmus könnte schließlich noch eine Evaluierung der Genauigkeitsunterschiede zwischen dem hier angewendeten Verfahren der Berechnung des Fokus, der z-Komponente des Translationsvektors und des Koeffizienten der radialen Entzerrung, im Gegensatz zu dem in [10] beschriebenen Verfahren erfolgen. Sollte sich hierbei herausstellen, dass eine höhere Genauigkeit mit dem Verfahren nach [10] erreicht werden kann, so sollte dieses in dieser Anwendung realisiert werden.

## 4.6 Ausblick und Zusatzanwendungen

Die Fertigstellung des Fast-Scans mit projizierten Farbstreifen wird eine Forschung an Gating- und Trackinganwendungen verbessert ermöglichen. Dadurch könnten Sicherheitsränder um das Planungszielvolumen bei Lungentumoren reduziert und die Dosis im Tumor erhöht werden. Des Weiteren können kontinuierliche Positionsüberwachungen des Patienten während der Bestrahlung ermöglicht werden. Anwendungen welche bereits ohne den Fast-Scan realisiert werden, können zum Beispiel die Möglichkeit von Messungen von interfraktionellen Volumsänderungen oberflächlicher Tumore und deren farbliche Visualisierung. Der hierzu notwendige Algorithmus wurde nicht im Rahmen dieser Diplomarbeit entwickelt oder weiterentwickelt und wird deshalb nicht ausführlicher diskutiert. Dies betrifft ebenso eine weitere sehr sinnvolle Anwendung des 3D-Scanners, die Backprojection. Mit dieser können Strukturen wie PTVs (Zielvolumina), segmentierte Organe, und beliebige weitere Informationen auf die Körperoberfläche des Patienten projiziert werden. Ermöglicht wird das durch die separate Kalibrierung des Videobeamers.

## 5 Zusammenfassung

In der Radiotherapie ist eine, auf wenige Millimeter genaue Patientenpositionierung von entscheidender Bedeutung für den Therapieerfolg. Dieses Projekt ermöglicht die optische Vermessung einer Körperoberfläche in wenigen Sekunden an 10000 Punkten. Zur Berechnung der Positionen findet das Graycodeverfahren und ein Phaseschiebeverfahren Anwendung. Die Binärisierung der zwei feinsten Graycodebilder wird über einen variablen Grenzwert vorgenommen, was die richtige Graycode-Zuordnung verbessert. Eine folgende Korrektur der radialen Linsenverzerrung führt zu einem besseren Scanergebnis. Durch den Vergleich eines Scans welcher am Bestrahlungsgerät aufgenommen wird mit einem Referenzscan zur Planungssituation kann die Lage kontrolliert und bei Abweichungen korrigiert werden. Bei den realisierten Kalibrierverfahren werden die Kameras und Videobeamer getrennt kalibriert, was den Vorteil hat, dass der Beamer eigenständig für Projektionen genutzt werden kann. Abweichungen des Patienten in seiner Lage von der Sollposition können somit direkt auf dem Patienten farblich dargestellt werden. Zwei nebeneinander angebrachte Scansysteme verhindern größere Abschattungseffekte im Bereich der Mamma, wobei die Teilsfans eines jeden Systems zu einem Scanresultat vereint werden. Ein weiteres, schnelles Scanverfahren ermöglicht die Erfassung der Körperoberflächenbewegung mehr als fünf mal je Sekunde mit reduzierter Datendichte. Aktuell sind bei Scans Abweichungen von weniger als 2 mm vorhanden, wobei sich das Scansystem über einem Meter vom zum vermessenden Objekt entfernt befindet. Um diese Genauigkeit zu erreichen wurde viel Forschungsarbeit in die Kalibrierverfahren investiert. Insbesondere die Erkennung von Abweichungen des Kalibrierphantoms von seiner Idealform und der Ausschluss dieser Regionen von den Kalibrierberechnungen hat sich als sinnvoll erwiesen.



# Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei all jenen Personen bedanken, die mir diese Diplomarbeit ermöglicht haben. Ich danke A.o. Univ. Prof. Dr. Friedmann für die Betreuung der Diplomarbeit an der Universität Wien. Des weiteren gilt mein besonderer Dank Prof. Dr. Sedlmayer und dem leitenden Physiker Mag. Deutschmann für die Betreuung der Diplomarbeit am radART-Institut der Paracelsus Medizinischen Privatuniversität. Auch DI. Gaisberger, welcher dieses Projekt ins Leben gerufen hat, möchte ich für die Zusammenarbeit danken. Abschließend bedanke ich mich noch bei meiner Familie, so wie meiner Lebensgefährtin und ihrer Familie, da mir diese das Studium und die Diplomarbeit erst ermöglicht haben.



# Lebenslauf

## Persönliche Angaben:

Name: Harald Weichenberger  
Geburtsdatum: 20.09.1985  
Geburtsort: Salzburg, Austria



## Ausbildung:

1992 - 1996 Volksschule in Friedburg

1996 - 2000 Hauptschule in Friedburg

2000 - 2005 Höhere technische Bundeslehranstalt in Braunau am Inn  
mit Schwerpunkt Umweltmesstechnik

2005 - 2010 Studium der Physik an der Universität Wien  
Verfassung dieser externen Diplomarbeit am Institut für  
Technologieentwicklung in der Strahlentherapie der Pa-  
racelsus Medizinische Privatuniversität



# Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre hiermit an Eides Statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht. Die Arbeit wurde bisher in gleicher oder ähnlicher Form keiner anderen Prüfungsbehörde vorgelegt und auch noch nicht veröffentlicht.

Wien, am 27. 3. 2010



# Literaturverzeichnis

- [1] P. Müller-Buschbaum, Vorlesungsskriptum  
TU München, Inst. für Struktur und Dynamik kondensierter Materie, 2007
- [2] Forschungszentrum Jülich GMBH, Werkstofftabelle Kunststoffe 220-1900.00,  
Okt. 1998
- [3] K. Eichner und H. F. Kappert, Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung 1,  
Thieme-Verlag, 8. Ausgabe, 2005
- [4] V. Matthews, Vermessungskunde 1,  
Teubner-Verlag, 29. Auflage, Mai 2003
- [5] E. Hornbogen, G. Eggeler und E. Werner, Werkstoffe: Aufbau und Eigenschaften,  
Springer-Verlag 9. Auflage,
- [6] P. Lutz, H. Freymuth, R. Jenisch, H. Klopfer, K. Petzold, E. Richter und M. Stohrer  
Lehrbuch der Bauphysik, Teubner-Verlag, 5. Auflage, Nov. 2002
- [7] E. Moeller, Handbuch Konstruktionswerkstoffe,  
Hanser-Verlag, 2008
- [8] U. Leute, Physik und ihre Anwendungen in Technik und Physik,  
Hanser, 2004, Vol 2, Page 139
- [9] A. Wallraff, Über die Wärmeausdehnung von Isolierpapier,  
Springer Berlin / Heidelberg, Electrical Engineering, Volume 37, Number 9,  
September 1943
- [10] R. Y. Tsai, A Versatile Camera Calibration Techniaue for High-Accuracy 3D  
Machine Vision Metrology Using Off-the-shelf TV Cameras and Lenses,  
IEEE Journal of robotics and automation, Vol. RA-3, NO. 4, August 1987
- [11] B. K. P. Horn, Tsai's camera calibration method revisited, 2000
- [12] J. Gühring, 3D-Erfassung und Objektrekonstruktion mittels Streifenprojektion,  
Dissertation, Institut für Photogrammetrie der Universität Stuttgart, 2002
- [13] S. Winkelbach, Gradientenbasierte Rekonstruktion von 3d-Oberflächen,  
Diplomarbeit Technische Universität Braunschweig, Institut für Robotik und  
Prozeßinformatik, Mai 2001
- [14] G. Turk and M. Levoy, Zippered Polygon Meshes from Range Images,  
Computer Science Department Stanford University
- [15] Y. Duan und H. Qin, 2.5D Active Contour for Surface Reconstruction,  
Department of Computer Science University of Missouri at Columbia, Depart-  
ment of Computer Science State University of New York at Stony Brook

- [16] U. B. Hankemeier, Krizanits, Schüle-Hein, Tumorschmerztherapie, Springer-Verlag, 3. Auflage
- [17] W. Wannemacher, J. Debus, F. Wenz, Strahlentherapie Springer-Verlag, 2006
- [18] F. Ernst, R. Bruder und A. Schlaefer, Processing of Respiratory Signals from Tracking Systems for Motion Compensated IGRT, Institute for Robotics and Cognitive Systems, University of Lübeck
- [19] F. Ernst, A. Schlaefer und A. Schweikard, Prediction of Respiratory Motion with Wavelet-Based Multiscale Autoregression, Institute of Robotics and Cognitive Systems, University of Lübeck
- [20] L. Ramratha, A. Schlaefera, F. Ernsta, S. Dieterich und A. Schweikarda, Prediction of respiratory motion with a multi-frequency based Extended Kalman Filter, Institute for Robotics and Cognitive Systems, University of Luebeck, Sonja Dieterich, Department of Radiation Medicine, Georgetown University Hospital
- [21] P. Fechteler und P. Eisert, Adaptive Color Classification for Structured Light Systems, Fraunhofer Institute for Telecommunications - Heinrich-Hertz-Institute, Image Processing Department, 2008
- [22] P. Fechteler, P. Eisert und J. Rurainsky, FAST AND HIGH RESOLUTION 3D FACE SCANNING, Fraunhofer Institute, Heinrich-Hertz Institute, Image Processing Department, 2007
- [23] M. B. Vieira, L. Velho, A. S und P. C. Carvalho, A Camera-Projector System for Real-Time 3D Video, IMPA - Instituto de Matemtica Pura e Aplicada