

**Fachhochschule Wiesbaden**  
**Fachbereich Informatik**

**Diplomarbeit**  
**zur Erlangung des akademischen Grades**  
**Diplom-Informatiker (FH)**

**Fraktionierte 3D-Erkennung von**  
**Landmarken mit einem tetraoptischen System**

vorgelegt von Jan Egger  
am 27. Februar 2004

Referent: Prof. Dr. Detlef Richter  
Korreferent: Prof. Dr. Karl-Otto Linn

### **Eidesstattliche Erklärung**

Hiermit erkläre ich an Eides Statt, dass ich die vorliegende Diplomarbeit selbstständig und ausschließlich unter Verwendung der angegebenen Hilfsmittel und Literaturquellen verfasst habe.

Wiesbaden, 27. Februar 2004

Ort, Datum

\_\_\_\_\_  
Jan Egger

### **Erklärung zur Veröffentlichung**

Hiermit erkläre ich mein Einverständnis mit den im folgenden aufgeführten Verbreitungsformen dieser Diplomarbeit :

<b>Verbreitungsform</b>	<b>Ja</b>	<b>Nein</b>
Einstellung der Arbeit in die Bibliothek der FH Wiesbaden	x	
Veröffentlichung des Titels der Arbeit im Internet	x	
Veröffentlichung der Arbeit im Internet	x	

Wiesbaden, 27. Februar 2004

Ort, Datum

\_\_\_\_\_  
Jan Egger

---

## **Danksagungen**

Mein Dank gilt Herrn Professor Dr. Detlef Richter, der mir ein besonders interessantes Diplomthema übertragen und mich nicht nur bei der Abfassung meiner Diplomarbeit, sondern auch während meines ganzen Studiums und vor allem während meines Auslandssemesters stets freundlich und interessiert unterstützt hat.

Außerdem möchte ich mich bei Herrn Dr. Gerd Strassmann für die Betreuung des Projekts aus medizinischer Sicht und für sein persönliches Engagement bedanken.

Herrn Professor Dr. Karl-Otto Linn danke ich für die bereitwillige Übernahme des Korreferates.

---

## **Vorwort**

Meine Diplomarbeit ist Teil eines Forschungsprojekts im Fachbereich Informatik der Fachhochschule Wiesbaden zur Stereovision (3D-Navigation) in der Medizin.

Unter Leitung von Professor Dr. Detlef Richter für den Bereich Digitale Bildverarbeitung wurden seit 1996 in Zusammenarbeit mit Dr. Gerd Strassmann, Institut für Strahlentherapie der Philipps-Universität Marburg, erhebliche Fortschritte in der Methodik der algorithmischen Lösung von Problemen in der medizinischen Bildverarbeitung erzielt.

Ziel des Projekts ist die Entwicklung eines 3D-Navigationssystems, mit dem die Position von Biopsienadeln in Echtzeit am Bildschirm von vier Kameras in CT-Schnittbildern visualisiert werden kann. Das Navigationssystem soll in der Brachytherapie Verwendung finden. Diese Therapie ist eine spezielle Form der Krebsbehandlung unter Anwendung von Strahlentherapie.

---

## Inhaltsverzeichnis

<b>1.</b>	<b>EINLEITUNG .....</b>	<b>8</b>
1.1.	Bildaufnahme .....	8
1.2.	Therapie .....	10
1.3.	Problemstellung .....	11
<b>2.</b>	<b>TECHNISCHE GRUNDLAGEN .....</b>	<b>12</b>
2.1.	Stereokamerasystem .....	12
2.2.	Tetraoptisches Kamerasystem .....	13
2.3.	Stereokameraaare .....	15
2.4.	Verwendete Kameras und Objektive .....	17
2.5.	Kalibriermuster .....	19
2.6.	Leuchtdioden .....	21
2.7.	Tracker .....	22
2.8.	Landmarken .....	24
2.9.	Fixationsmasken .....	25
2.10.	Navigation und Patientenregistrierung .....	26
2.11.	Computerhardware und -software .....	27
2.12.	Framegrabberkarten .....	28
2.13.	Softwarearchitektur .....	29

---

<b>3.</b>	<b>THEORETISCHEN GRUNDLAGEN.....</b>	<b>30</b>
3.1.	Stereosehen .....	30
3.2.	Pixelseitenverhältnis .....	31
3.3.	Schnittpunkt der optischen Achse einer Kamera mit dem CCD-Chip ..	32
3.4.	Radialsymmetrische Verzerrungen.....	33
3.5.	Koordinatensysteme.....	34
3.5.1.	Weltkoordinatensystem .....	35
3.5.2.	Kamerakoordinatensystem.....	36
3.5.3.	Lochkamerakoordinatensystem .....	37
3.5.4.	Verzerrtes Lochkamerakoordinatensystem.....	38
3.5.5.	Pixelkoordinatensystem .....	39
<b>4.</b>	<b>REKONSTRUKTION DES LANDMARKENMODELLS.....</b>	<b>40</b>
4.1.	Modelldefinition .....	40
4.2.	Rekonstruierbare und nicht rekonstruierbare Modelle .....	41
4.3.	Zuordnung von Lochkamerakoordinaten zweier Kameras.....	43
4.4.	Anzahl der Weltkoordinaten im Vierkamarasystem.....	45
4.5.	Reduzierung der Anzahl der berechneten Weltkoordinaten .....	46
4.6.	Eliminierung der entstehenden Punktwolken .....	48
4.7.	Anzahl der zu untersuchenden Weltkoordinaten .....	51
4.8.	Matching über die Abstände der Weltkoordinaten .....	54
4.9.	Matching von fünf Punkten über die Abstände .....	56

---

4.10.	Matching eines Dreiecks über die Abstände.....	57
4.11.	Sortieren der Abstände.....	58
4.12.	Matching eines Modells durch Rotieren.....	60
<b>5.</b>	<b>EVALUATION .....</b>	<b>69</b>
5.1.	Arbeitsbereiche der Kamerasysteme .....	69
5.2.	Durchgeführte Tests.....	72
5.3.	Absolute Abweichungen des Vierkameranystems .....	80
<b>6.</b>	<b>HANDBUCH .....</b>	<b>82</b>
6.1.	Einleitung.....	82
6.2.	CamChooser(Landmarken)-Dialog .....	83
6.3.	Show3D(Landmarken)-Dialog .....	88
<b>7.</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG.....</b>	<b>91</b>
<b>8.</b>	<b>LITERATUR- UND QUELLENVERZEICHNIS .....</b>	<b>92</b>
	<b>ANHANG A.....</b>	<b>95</b>
	<b>ANHANG B.....</b>	<b>102</b>
	<b>ANHANG C.....</b>	<b>103</b>

---

# **1. Einleitung**

## **1.1. Bildaufnahme**

Voraussetzung der Brachytherapie ist eine sorgfältige Diagnostik mittels Computer-Tomographie (CT). Dabei handelt es sich um ein spezielles, 1972 entwickeltes Röntgenverfahren, das Querschnittbilder verschiedener Körperabschnitte anfertigt.

Mittels einer Röntgenröhre und Blenden wird ein schmaler Röntgenstrahl (Fächerstrahl) erzeugt. Dieser durchdringt die gewünschte Körperstelle und wird innerhalb des Körpers durch die verschiedenen Strukturen - zum Beispiel Haut, Fett, Muskeln, Organe, Knochen - unterschiedlich stark abgeschwächt.

Genau gegenüber der Röntgenröhre befindet sich eine Vielzahl von Detektoren, die das abgeschwächte Signal empfangen, elektronisch aufbereiten und einem Computer zur Auswertung weiterleiten. Im Anschluss daran dreht sich die Röntgenröhre mit den Detektoren geringfügig um den Patienten weiter.

Dieser Vorgang wiederholt sich mehrmals, so dass verschiedene Projektionen derselben Schicht erzeugt werden. Diese werden im Computer zu einem Graustufenbild umgerechnet, das auf einem Bildschirm betrachtet und ausgewertet werden kann.

Im Vergleich zum üblichen Röntgenbild ist das CT-Bild übersichtlicher, da wegen der besseren Kontraste leichter zwischen den verschiedenen Gewebearten unterschieden werden kann. Außerdem wird beim CT-Bild nur eine Schichtebene abgebildet, die nicht von anderen Schichten überlagert wird. Mit Hilfe eines Computers ist es möglich, ein dreidimensionales Bild zu erzeugen.



---

Die Spiral-CT ist die modernste Weiterentwicklung der CT. Hier dreht sich die Röntgenröhre spiralförmig und kontinuierlich um den Patienten, wobei größere Körperabschnitte fortlaufend dargestellt und zu einem dreidimensionalen Bild aufgebaut werden. Dadurch erhält man ein exakteres Bild der Gewebe.

Bei einer CT-Untersuchung, die schmerzfrei ist, liegt der Patient flach auf dem CT-Tisch. Der Tisch bewegt sich langsam durch die Öffnung des Gerätes. Der Patient soll während der Untersuchung so entspannt und ruhig wie möglich liegen und die gegebenen Atemanweisungen genau befolgen, da sich manche Organe mit der Atmung verschieben.



Abbildung 1.1 – Computertomograph [15]

---

## 1.2. Therapie

Bei einer Tumorthherapie mit radioaktivem Material, das durch eine Biopsienadel verabreicht wird, verändert sich die Position des Patienten auf dem CT-Tisch bei jedem Behandlungstermin im Verhältnis zum vorherigen Termin. Das führt zu einer deutlich verminderten Genauigkeit. Es ist notwendig, jeweils die genaue Position des Patienten zu registrieren und die dazu passende Transformation zu berechnen.

Verwendet man zur Visualisierung der Biopsienadel diese berechnete Transformation, wird die Nadel im CT-Datensatz unabhängig von der Position des Patienten korrekt angezeigt. Die für die Visualisierung nötige Überführung der beiden Koordinatensysteme von Stereokamera und CT erfolgt mittels einer Transformation (Rotation und Translation).

Auch bei einer konventionellen externen Strahlentherapie entfällt eine aufwendige Korrektur der Position des Patienten mit Hilfe der automatischen Patientenregistrierung. Es ist dadurch möglich, das Bestrahlungsgerät auf die jeweils aktuelle Position des Patienten einzustellen.

---

### **1.3. Problemstellung**

Während bisher die automatische Patientenregistrierung durch ein Kamerasystem, bestehend aus zwei Kameras, erfolgte, bietet ein Kamerasystem, bestehend aus vier Kameras, für den behandelnden Arzt größere Vorteile.

Beim Vierkammersystem ist der Sichtbereich der Kameras derart vergrößert, dass die Positionierung des Patienten in einer jeweils exakt gleichen oder ähnlichen Lage im Verlauf einer sich über einen längeren Zeitraum erstreckenden Behandlung nicht erforderlich ist.

Für die Lageerkennung des Patienten werden bei der Behandlung Leuchtdioden benutzt. Ihre exakte und automatische Erkennung durch das Vierkammersystem beschleunigt die gesamte ärztliche Therapie gegenüber dem Zweikammersystem nochmals erheblich.

Das von mir zu lösende Problem bei der Anwendung eines Vierkammersystems ist es, die wesentlich aufwendigere und komplexere Methodik bei der Erkennung der Position des Patienten zu berechnen und zu programmieren.

In meiner Arbeit werde ich verschiedene Lösungen vorstellen.

---

## 2. Technische Grundlagen

### 2.1. Stereokamerasystem

Das Stereokamerasystem (Zweikamerasystem) besteht aus zwei digitalen Grauwert-Kameras mit CCD-Technik. Durch zeitgleiche Aufnahme zweier Bilder durch zwei Kameras kann die dritte Dimension, die in einem Bild von nur einer Kamera nicht zu bestimmen ist, berechnet werden. Die Kameras müssen sich dafür an einer festen Position befinden und das Bild aus verschiedenen Blickrichtungen aufnehmen.

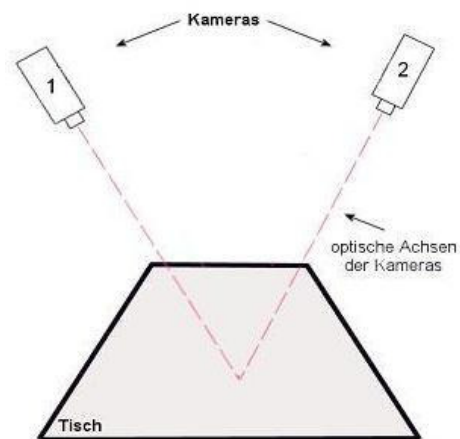


Abbildung 2.1 - Zweikamerasystem

---

## 2.2. Tetraoptisches Kamerasystem

Das tetraoptische Kamerasystem (Vierkammersystem) besteht aus vier digitalen Grauwert-Kameras mit CCD-Technik. Die Kameras befinden sich auf der gleichen Höhe und bilden ein Rechteck. Die Blickrichtung aller vier Kameras zeigt schräg nach unten jeweils zur Mitte des Rechtecks. Zur Befestigung der Kameras dient ein quadratischer Aluminiumrahmen mit einer Kantenlänge von ca. 1,20 m. Der Rahmen ist in einer Höhe von ca. 1,40 m über dem Arbeitstisch angebracht.

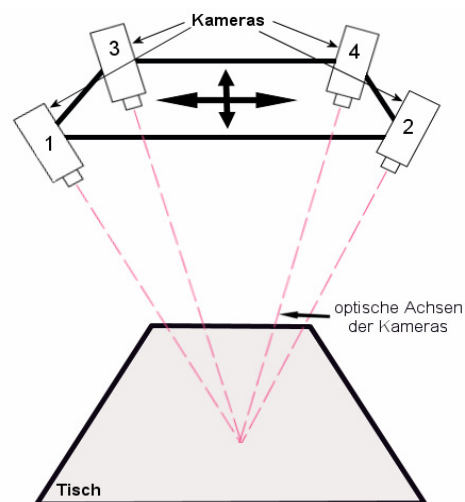


Abbildung 2.2 – Das Vierkammersystem [15]



Abbildung 2.3 – Fotografischer Entwurf des Vierkameranystems für den klinischen Einsatz [1]

---

### 2.3. Stereokamerapaare

Der Vorteil des Vierkameranystems gegenüber dem Zweikameranystem liegt in seinem größeren Arbeitsbereich. Während beim Zweikameranystem nur ein Stereopaar zur Verfügung steht, können mit dem Vierkameranystem sechs Stereokamera

Kamera	Kamera	Kamera
1	1	2
2	1	3
3	1	4
4	2	3
5	2	4
6	3	4

Tabelle 2.1 – Kombinationen von Stereokamera

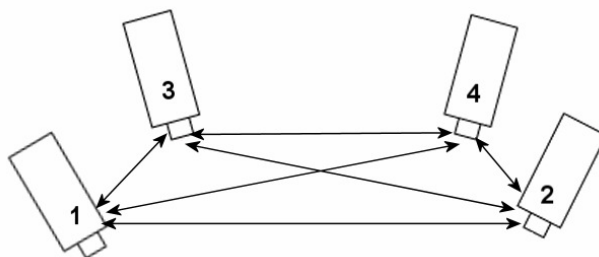


Abbildung 2.4 – Stereokamera

---

Sechs Stereokameraare erhöhen die Wahrscheinlichkeit um ein Vielfaches, alle Leuchtdioden (s. Kap. 2.6) zu erkennen, mit denen die Lage des Patienten bestimmt wird. Leuchtdioden können zum Beispiel bei einem auf dem Rücken liegenden Patienten an nur einer Kopfseite angebracht und dennoch von mindestens einem Stereokameraaar erkannt werden.

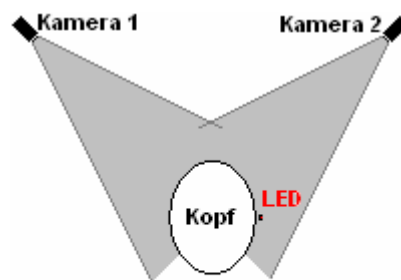


Bild 2.5 – Nicht bestimmbare Leuchtdioden (LED) im Zweikamerasystem  
(Ansicht des Zweikamerasystems von der Seite)



---

## 2.4. Verwendete Kameras und Objektive

Bei den während der Arbeit an dieser Diplomarbeit verwendeten Kameras handelt es sich um digitale Grauwert-Kameras mit CCD-Technologie. Der Name CCD steht für Charge Coupled Device. Es handelt sich hierbei um einen lichtempfindlichen Sensor, der in der Lage ist, Licht über einen längeren Zeitraum zu sammeln und zu speichern.



Abbildung 2.6 – CCD-Kamera mit Objektiv

Technische Daten	
Firma	Teli (Tokyo Electronic Industry Co., LTD)
Modell	CS8320BC
TV-Signal	CCIR
Pixel auf dem CCD Chip (B x H)	752 x 582
Größe des CCD Chips	1/2 "
Pixelgröße	8,6 Mikrometer x 8,3 Mikrometer

Tabelle 2.2 – Technische Daten der Kamera [13]

---

Bei den eingesetzten Objektiven handelt es sich um Standardobjektive mit Brennweiten von 12,5 mm. Die Blende kann bei den Objektiven manuell eingestellt werden. Vor den Kameras ist zusätzlich ein Infrarotfilter befestigt, der Licht mit einer geringen Wellenlänge sperrt. Bei dem Infrarotfilter handelt es sich um einen RG-830-Langpassfilter. RG-830 steht für eine Rot-Grenze bei 830 nm. Licht mit einer geringeren Wellenlänge wird nicht durchgelassen.

<b>Technische Daten</b>	
Firma	Pentax / Cosmicar
Modell	C21211 (KA)
Bezeichnung mit Fixierschraube	B1214D-2 (KA)
Format	1 “
Mount	C
Brennweite	12,5 mm
Blende	1,4 – C
M.O.D.	0,3 mm
Bildwinkel, horizontal	53° 56°

Tabelle 2.3 – Technische Daten der Objektive [12]

---

## 2.5. Kalibriermuster

Ein Kalibriermuster dient zur Bestimmung verschiedener Kameraparameter. Das hier verwendete Kalibriermuster ist ein schachbrettartiges Muster, das in schwarz-weiß ausgedruckt wird. Während der Kalibrierung wird das Muster unter das Vierkammersystem gelegt. Das gleiche Verfahren wurde auch schon im Zweikammersystem angewandt und ist für das Vierkammersystem übernommen worden. Während der letzten Diplomarbeiten wurden verschiedene Kalibriermuster eingesetzt und getestet. Die Muster unterscheiden sich nicht nur in der Mustergröße, sondern auch in der Größe und Anzahl der Quadrate auf dem Muster. Für die Kalibrierung ist es sehr wichtig, dass das verwendete Kalibriermuster vorher exakt vermessen wird, da das mit einer Kamera aufgenommene Kalibriermuster diesem in einem Maßstab 1:1 zugeordnet wird.

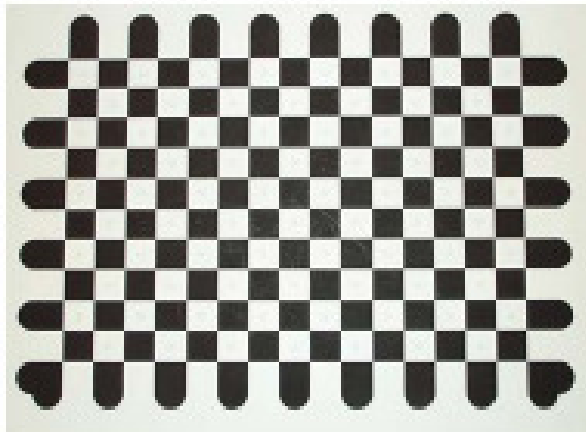


Abbildung 2.7 – Kalibriermuster [15]

---

Während der Ausarbeitung dieser Arbeit wurde in einer anderen Arbeit ein weiterführendes Kalibrierverfahren entwickelt und getestet [7]. Dabei fährt ein Roboter mit einer Leuchtdiode die Eckpunkte eines virtuellen Würfels unter dem Vierkammersystem an. Da die Größe des Würfels im Weltkoordinatensystem (s. Kap. 3.5.1) bekannt ist, kann eine Zuordnung zu den Kamerakoordinaten (s. Kap. 3.5.2) wie beim Kalibriermuster erfolgen. Der Vorteil dieser Kalibriermethode liegt in der zusätzlich zur Verfügung stehenden Dimension (Multi-Plane). Bei der ursprünglichen Kalibrierung standen aufgrund der Art des Kalibrierusters nur zwei Dimensionen zur Verfügung (Single-Plane). Die dritte Dimension musste jeweils berechnet werden. Bei der neuen Kalibriermethode muss die dritte Dimension nicht mehr berechnet werden, dadurch wird das ganze System erheblich genauer werden.

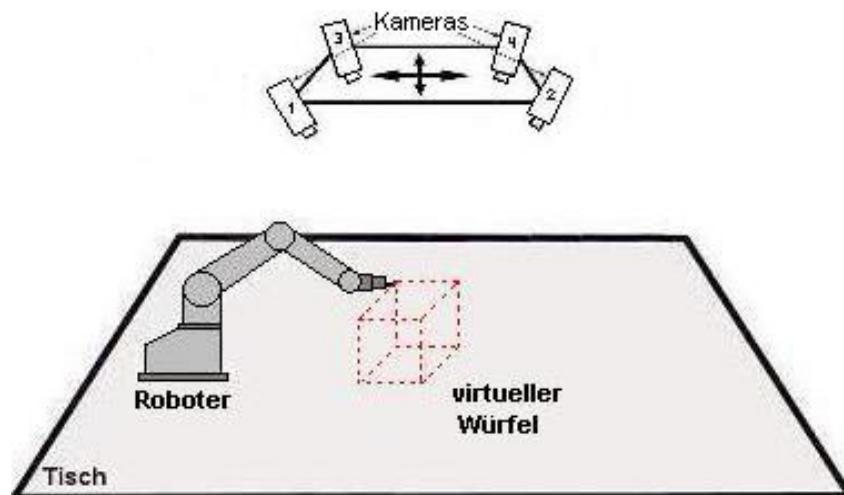


Abbildung 2.8 – Dreidimensionale Kalibrierung  
(Die Perspektiven des virtuellen Würfels und des Vierkammersystems sind unterschiedlich)

---

## 2.6. Leuchtdioden

Die Leuchtdiode (LED) ist ein elektronisches Bauteil. Die Abkürzung LED steht für Light Emitting Diode (Licht aussendende Diode). Ist die Diode in Durchflussrichtung geschaltet, strahlt sie Licht ab. Im Laufe der Entwicklungen wurde die Leuchtkraft der Leuchtdioden immer mehr gesteigert. Sie werden unter anderem für Zustandsanzeigen, Verkehrsleitsysteme und Informationstafeln verwendet. Außer einer relativ hohen Leuchtkraft besitzen Leuchtdioden einen geringen Stromverbrauch und eine geringe Hitzeentwicklung.



Abbildung 2.9 – Leuchtdiode (LED)

Während dieser Arbeit wurden TS-AlGaAs (Trägersubstrat-Aluminium Gallium Arsenit) -Dioden verwendet. Diese Diodentechnologie erbringt eine sehr hohe Strahlungsleistung, und enorme Übertragungsraten sind über einen weiten Leistungsbereich möglich.

<b>Technische Daten</b>	
<b>Strahlungsintensität</b>	75 mW/sr bei 50 mA 375 mW/sr bei 250 mA
<b>Öffnungswinkel</b>	17°
<b>Wellenlänge</b>	875 nm
<b>Bandweite</b>	9 MHz.

Tabelle 2.4 – Technische Daten der TS-AlGaAs

---

## 2.7. Tracker

Der Tracker ist die Halterung, an der die Biopsienadel befestigt wird. In den Tracker werden Löcher gefräst, in denen sich Leuchtdioden befinden. Anhand der Leuchtdioden kann die Position des Trackers durch das Vierkammersystem im Raum bestimmt werden. Ist die Position des Trackers bekannt, kann die Position und Ausrichtung der Biopsienadel berechnet werden.

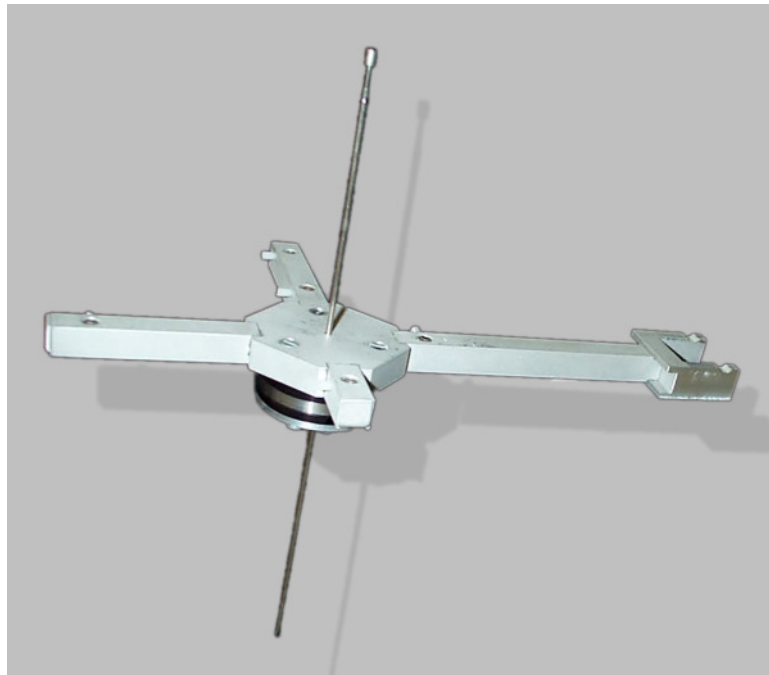


Abbildung 2.10 – Tracker und Biopsienadel [1]

---

Die Anordnung der Leuchtdioden beim Tracker darf keine Rotationssymmetrie ergeben. Ansonsten wäre es nicht eindeutig möglich, die Positionen der Leuchtdioden und damit die Position des Trackers im Raum zu bestimmen. Auch die Anzahl der Leuchtdioden und ihre Positionen zueinander dürfen sich unter keinen Umständen ändern. Die Anzahl der Leuchtdioden könnte sich zum Beispiel dann ändern, wenn eine Diode ausfällt.

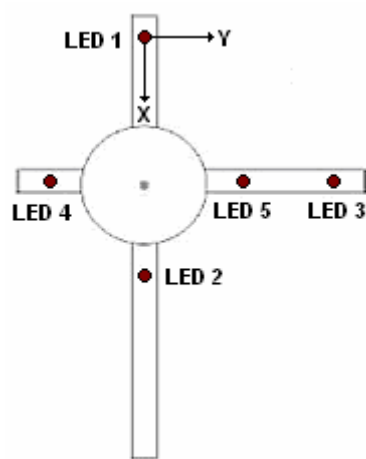


Abbildung 2.11 - Tracker

LED	X	Y	Z
1	0	0	0
2	104,17	0	0
3	72,12	72,44	0
4	72,39	-31,44	-0,38
5	72,37	37,55	-0,13

Tabelle 2.5 – Koordinaten der Leuchtdioden auf dem Tracker

---

## 2.8. Landmarken

Als Landmarken werden Leuchtdioden bezeichnet, die in Kunststoff eingelassen sind. Der Kunststoff besteht aus Polymethylen difluorid. Dieser Stoff ist in CT-Aufnahmen gut sichtbar. Damit können die Positionen der Landmarken in den CT-Aufnahmen bestimmt werden. Die in den Kunststoff eingelassenen Leuchtdioden dienen wiederum der Bestimmung der Positionen der Landmarken, wenn der Patient unter dem Kamerasystem liegt.



Abbildung 2.12 – Landmarke

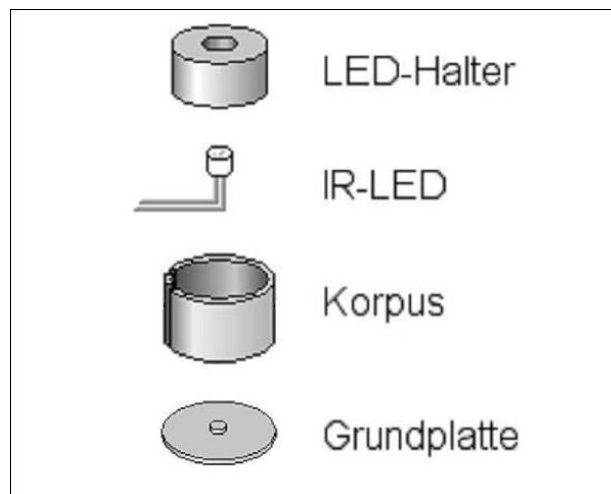


Abbildung 2.13 – Aufbau einer Landmarke



---

## 2.9. Fixationsmasken

Während der gesamten Behandlung eines Patienten, die oft mehrere therapeutische Eingriffe nötig macht, dürfen sich die Positionen der Landmarken am Patienten auf keinen Fall ändern. Um dies zu gewährleisten, gibt es verschiedene Methoden. Eine Methode besteht darin, die Landmarken bzw. die Grundplatten der Landmarken auf die Haut des Patienten aufzukleben. Eine weitere Methode, die oft im Kopfbereich angewendet wird, ist das Anfertigen einer Fixationsmaske. Diese Maske wird individuell für einen Patienten angefertigt, die Landmarken werden danach auf der Maske befestigt. Im Gegensatz zu der Methode, bei der die Landmarken über den gesamten Zeitraum der Behandlung auf der Haut verbleiben, muss der Patient die Fixationsmaske nur für die Dauer des jeweiligen Eingriffs tragen.



Abbildung 2.14 – Fixationsmaske mit Landmarken

---

## 2.10. Navigation und Patientenregistrierung

Mit Hilfe der Navigation werden der Tracker und damit auch die Biopsienadel unter dem Kamerasystem im Raum bestimmt. Mit der Patientenregistrierung wird danach die Biopsienadel während der Operation in den CT-Schnittbildern eingezeichnet. Um das zu realisieren, muss die Lage des Patienten bekannt sein und mit den CT-Schnittbildern abgeglichen werden. Dies geschieht über die Landmarken. Der Kunststoff der Landmarken ist in den CT-Bildern sichtbar, genau so wie die Leuchtdioden der Landmarken während der Operation im Kamerasystem erkennbar sind.

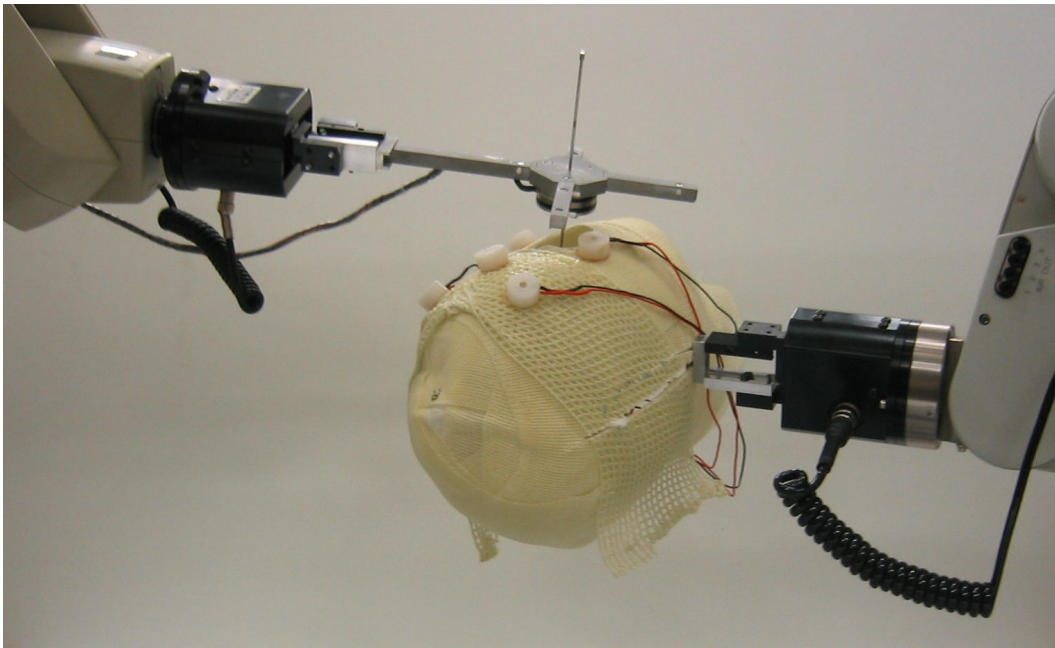


Abbildung 2.15 – Tracker und Fixationsmaske

---

## 2.11. Computerhardware und -software

Als Computer für die Verarbeitung der Daten der vier CCD-Kameras kam während dieser Arbeit ein PC mit folgender Hardware zum Einsatz:

<b>Technische Daten</b>	
Prozessor	Intel Pentium 4
Prozessortakt	2 GHz
Arbeitsspeicher	512 Mbyte
Grafikkarte	Nvidia GeForce 2 MX 400
Monitor	Eizo Nanao FlexScan T965
Framegrabberkarten (4 Stück)	Data Translation DT3162

Tabelle 2.6 – Technische Daten des PC

Die Hardware des PC für die Patientenregistrierung entspricht bis auf die vier Framegrabberkarten der Hardware in der obigen Tabelle.

Bei dem verwendeten Betriebssystem handelt es sich um Microsoft Windows 2000 mit installiertem Service Pack 3. Als Entwicklungsumgebung wurde die Visual C++ Version 6 von Microsoft benutzt.

---

## 2.12. Framegrabberkarten

Eine Framegrabberkarte dient dem einfachen Anschluss einer Kamera an einen PC. Die Framegrabberkarte empfängt das analoge Signal einer Kamera und digitalisiert es für die weitere Verarbeitung im Rechner. Bei den in diesem Projekt eingesetzten Framegrabberkarten handelt es sich um PCI-Framegrabberkarten von Data Translation.

Technische Daten	
Firma	Data Translation
Modell	DT3162
Videoformate	RS-170, RS-330, CCIR
Max. Auflösung	2048 x 2048
Max. Übertragungsrate	133 Mbytes / sec

Tabelle 2.7 – Technische Daten der Framegrabberkarten [10]



Abbildung 2.16 –Framegrabberkarte

---

## 2.13. Softwarearchitektur

Als Softwarearchitektur wurde das Client-Server-Prinzip angewandt. Der Client ist bei dieser Anwendung die Patientenregistrierung, die für das Anzeigen der Biopsienadel in den CT-Schnittbilder zuständig ist. Die Aufgabe des Servers ist es, die Daten zu verarbeiten, die die vier CCD-Kameras liefern. Für die Zukunft ist geplant, dass Client und Server auf einem Rechner laufen. Zur Zeit kann dies noch nicht realisiert werden, da die Hardwareanforderungen für einen PC zu hoch sind.

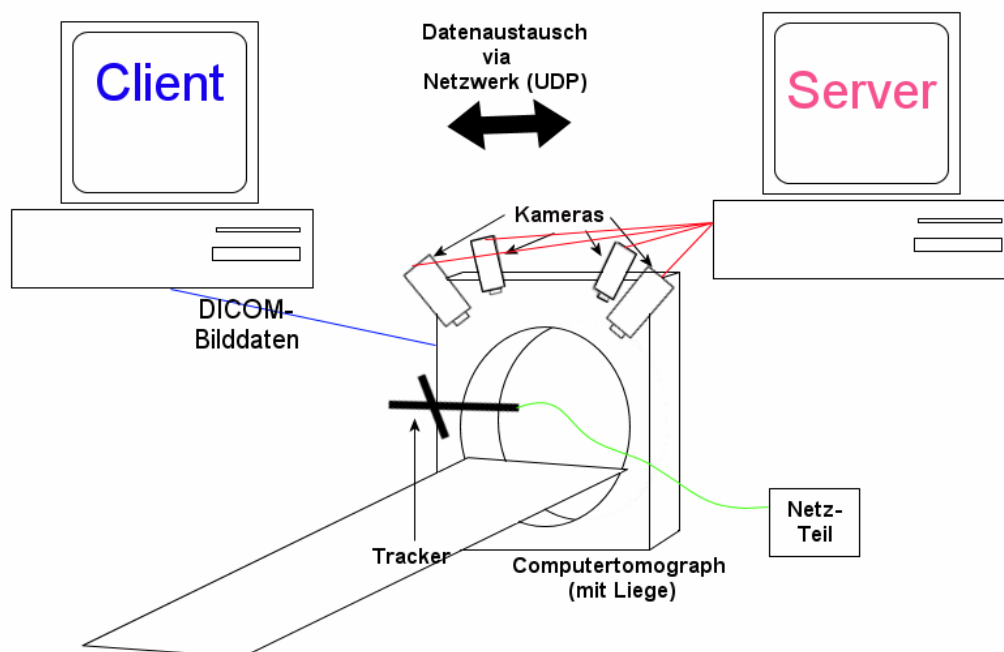


Abbildung 2.17 – Softwarearchitektur [15]

---

### 3. Theoretischen Grundlagen

#### 3.1. Stereosehen

Mit Hilfe des Stereosehens wird aus zwei zweidimensionalen Bildern ein dreidimensionales Bild rekonstruiert. Dazu müssen zwei Kameras ein und die selbe Szene aus unterschiedlichen Blickwinkeln aufnehmen. Sind die Kameras fest positioniert und sind die Blickwinkel auf das Motiv bekannt, kann die dritte Dimension berechnet werden.

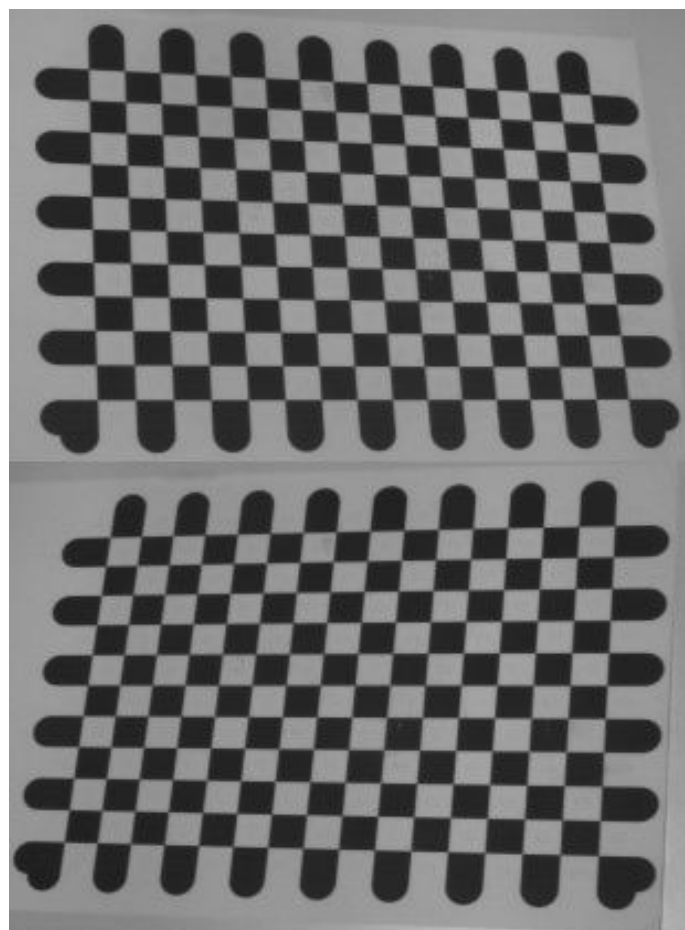


Bild 3.1 – Kalibriermuster aus unterschiedlichen Blickrichtungen und Winkeln aufgenommen

---

### 3.2. Pixelseitenverhältnis

Um die analogen Videosignale, die die CCD-Kameras liefern, im Computer nutzen zu können, werden Framegrabberkarten eingesetzt. Die Framegrabberkarten wandeln die analogen Signale in digitale Signale um. Durch Zeitdifferenzen zwischen Kamera und Framegrabberkarte treten optische Verzerrungen in Form von Stauchungen oder Streckungen der Bilder auf. Das Pixelseitenverhältnis  $\frac{D_x}{D_y}$  gibt die Form der Verzerrung an und muss für jede Kamera einzeln bestimmt werden. Ist das Pixelseitenverhältnis einer Kamera bekannt, kann die Verzerrung rechnerisch eliminiert werden.

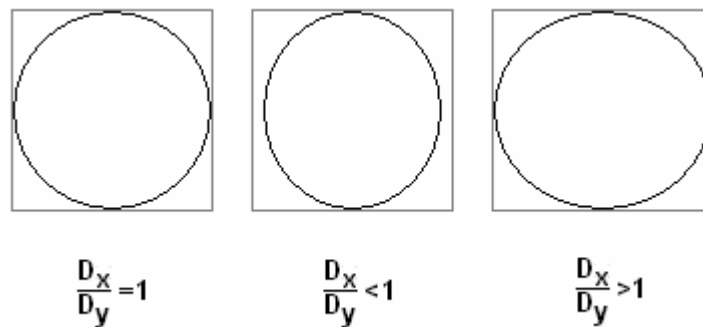


Abbildung 3.2 – Pixelseitenverhältnis

---

### **3.3. Schnittpunkt der optischen Achse einer Kamera mit dem CCD-Chip**

Durch Fertigungsungenauigkeiten liegt der CCD-Chip einer Kamera selten exakt mittig in der Kamera. Die Chipmitte und damit auch die Bildmitte muss für jede Kamera einzeln ermittelt werden und wird mit  $c_x$  und  $c_y$  angegeben. Ist die ideale Bildmitte bekannt, kann die Verschiebung eines CCD-Chips in einer Kamera rechnerisch eliminiert werden.

Um die Chipmitte einer Kamera zu bestimmen, wird diese mit einem Gewinde in einen Tubus geschraubt. Der Tubus besitzt drei Lochblenden, durch die ein Laserstrahl auf die CCD-Kamera trifft. Der Punkt, an dem die CCD-Kamera von dem Laserstrahl getroffen wird, entspricht der idealen Bildmitte.

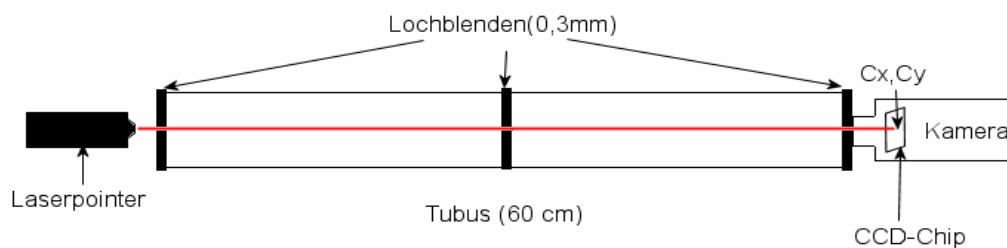


Abbildung 3.3 – Bestimmung der CCD-Chipmitte [15]



---

### 3.4. Radialsymmetrische Verzerrungen

Kameraobjektive erzeugen radialsymmetrische (tonnenförmige und kissenförmige) Verzerrungen. Diese Verzerrungen treten durch Linsenkrümmungen der Kamera auf. Nimmt man mit einer Kamera ein bekanntes Muster auf, können Verzerrungskoeffizienten berechnet werden. Mit Hilfe dieser Koeffizienten ist es dann möglich, die Verzerrungen in den Bildern der Kamera mathematisch zu korrigieren.

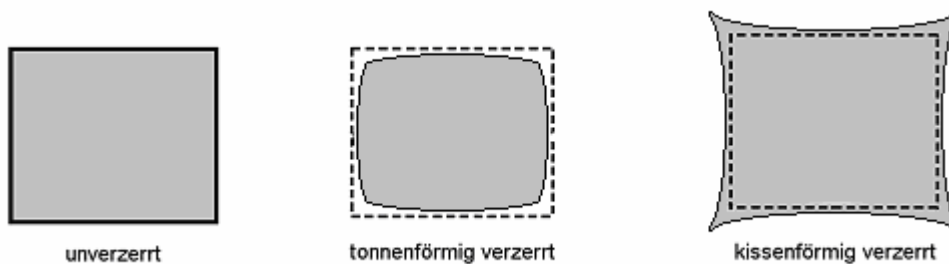


Abbildung 3.4 – Radialsymmetrische Verzerrungen

### 3.5. Koordinatensysteme

Die aufgenommenen Bilder der einzelnen Kameras können nicht ohne weiteres für das Stereosehen verwendet werden. Eine Vielzahl von Störungen, zum Beispiel in Form von Verzerrungen der Bilder, müssen zu erst herausgerechnet werden. Zwischen dem Pixelkoordinatensystem, das dem aufgenommenen Bild entspricht, und dem Weltkoordinatensystem, das der aufgenommenen Szene im Raum entspricht, liegen noch drei weitere Koordinatensysteme.

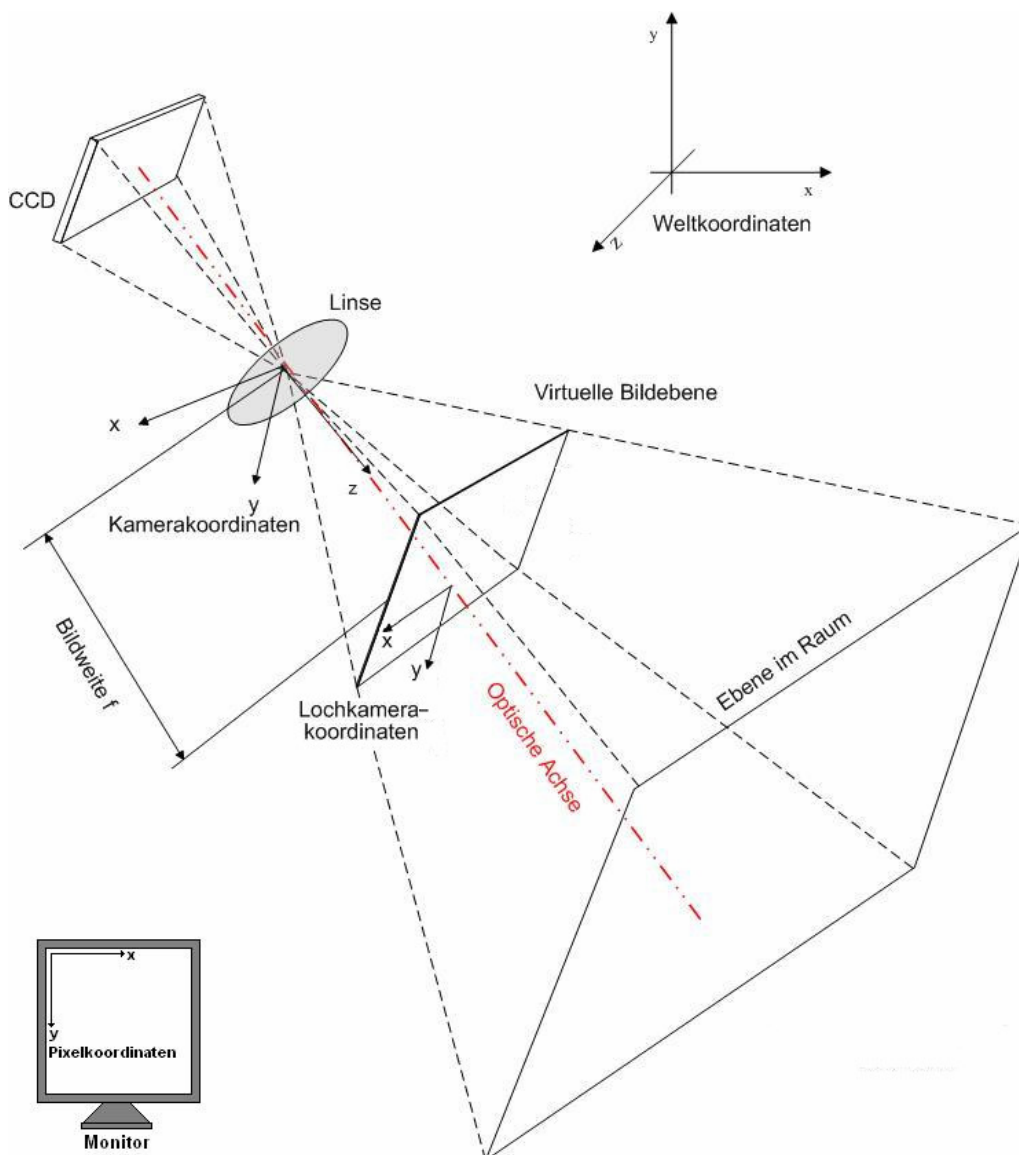


Abbildung 3.5 – Die Koordinatensysteme

---

### 3.5.1. Weltkoordinatensystem

Das Weltkoordinatensystem (w) ist ein dreidimensionales Koordinatensystem. Die Weltkoordinaten entsprechen den dreidimensionalen Punkten im Raum. Die Maßeinheit des Weltkoordinatensystems wird in Millimetern angegeben

$$\vec{w} = \begin{pmatrix} w_x \\ w_y \\ w_z \end{pmatrix}$$

Mit:

$w_x$  - x-Koordinate des Weltkoordinatensystems

$w_y$  - y-Koordinate des Weltkoordinatensystems

$w_z$  - z-Koordinate des Weltkoordinatensystems

---

### 3.5.2. Kamerakoordinatensystem

Das Kamerakoordinatensystem ( $k$ ) ist ein dreidimensionales Koordinatensystem. Die Kamerakoordinaten entstehen durch eine Transformation, bestehend aus einer Rotation und einer Translation der Weltkoordinaten. Die z-Achse des Kamerakoordinatensystems verläuft entlang der optischen Achse der Kamera.

$$\bar{k} = \begin{pmatrix} k_x \\ k_y \\ k_z \end{pmatrix} = R \cdot \begin{pmatrix} w_x \\ w_y \\ w_z \end{pmatrix} + T$$

Mit:

- $k_x$  - x-Koordinate des Kamerakoordinatensystems
- $k_y$  - y-Koordinate des Kamerakoordinatensystems
- $k_z$  - z-Koordinate des Kamerakoordinatensystems
- $R$  - Rotationsmatrix
- $T$  - Translationsvektor

$R, T$  werden während der Kalibrierung bestimmt

---

### 3.5.3. Lochkamerakoordinatensystem

Das Lochkamerakoordinatensystem (l) ist ein zweidimensionales Koordinatensystem. Es entsteht durch Zentralprojektion der Kamerakoordinaten durch den Brennpunkt der Lochkamera. Der Ursprung des Lochkamerakoordinatensystems liegt in der Linsenmitte der Kamera.

$$\vec{l} = \begin{pmatrix} l_x \\ l_y \end{pmatrix} = \frac{f}{k_z} \cdot \begin{pmatrix} k_x \\ k_y \end{pmatrix}$$

Mit:

- $l_x$  - x-Koordinate des Lochkamerakoordinatensystems
- $l_y$  - y-Koordinate des Lochkamerakoordinatensystems
- $f$  - Bildweite

---

### 3.5.4. Verzerrtes Lochkamerakoordinatensystem

Das verzerrte Lochkamerakoordinatensystem ( $v$ ) ist ein zweidimensionales Koordinatensystem. Die verzerrten Lochkamerakoordinaten entstehen durch tonnenförmige und kissenförmige Verzerrungen der Lochkamerakoordinaten. Die Verzerrungskoeffizienten  $k_1$  und  $k_2$  werden für jede Kamera während der Kamerakalibrierung mit Hilfe des Kalibrierusters bestimmt.

$$\vec{v} = \begin{pmatrix} v_x \\ v_y \end{pmatrix} = (1 + k_1 r^2 + k_2 r^4) \cdot \begin{pmatrix} l_x \\ l_y \end{pmatrix}$$

Mit:

- $v_x$  - x-Koordinate des verzerrten Lochkamerakoordinatensystems
- $v_y$  - y-Koordinate des verzerrten Lochkamerakoordinatensystems
- $k_1, k_2$  - Verzerrungskoeffizienten
- $r$  - Abstand des Bildpunktes zur optischen Achse

---

### 3.5.5. Pixelkoordinatensystem

Das Pixelkoordinatensystem ( $p$ ) ist ein zweidimensionales Koordinatensystem. Die Pixelkoordinaten entsprechen dem Grauwertbild im Rechner. Der Ursprung des Pixelkoordinatensystems liegt in der linken oberen Ecke, was durch die Addition von  $c_x$  und  $c_y$  erreicht wird. Zusätzlich fließt noch das Pixelseitenverhältnis in die Transformation mit ein.

$$\bar{p} = \begin{pmatrix} p_x \\ p_y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} v_x \cdot \frac{D_x}{D_y} + c_x \\ v_y + c_y \end{pmatrix}$$

Mit:

- $p_x$  - x-Koordinate des Grauwertbildes
- $p_y$  - y-Koordinate des Grauwertbildes
- $c_x$  - x-Koordinate des Schnittpunktes der optischen Achse der Kamera mit dem CCD-Chip
- $c_y$  - y-Koordinate des Schnittpunktes der optischen Achse der Kamera mit dem CCD-Chip
- $\frac{D_x}{D_y}$  - Pixelseitenverhältnis

---

## 4. Rekonstruktion des Landmarkenmodells

### 4.1. Modelldefinition

Während dieser Arbeit kamen verschiedene Landmarkenmodelle und auch der Tracker als Modell zum Einsatz. Zur optischen Erkennung der Modelle  $M$  unter dem Vierkammersystem dienen die Leuchtdioden im Raum. Ein Modell unter dem Vierkammersystem (VK) kann als eine Menge von  $n$  Punkten im Raum definiert werden:

$$M^{VK} = \{M_i^{VK} \mid M_i^{VK} \in R^3, i = 1..n\}$$

Mit:

$n$  - Anzahl der Leuchtdioden eines Modells

Zur Erkennung der Modelle in den CT-Schnittbildern dient der Kunststoff der Landmarken. Ein Landmarkenmodell in den CT-Schnittbildern kann als eine Menge von  $m$  Punkten im dreidimensionalen CT-Koordinatensystem definiert werden:

$$M^{CT} = \{M_j^{CT} \mid M_j^{CT} \in R^3, j = 1..m\}$$

Mit:

$m$  - Anzahl der Landmarken eines Modells

wobei für dasselbe Modell unter dem Vierkammersystem und in den CT-Schnittbildern gilt:

$$m = n$$



---

## 4.2. Rekonstruierbare und nicht rekonstruierbare Modelle

Werden Landmarken am Körper des Patienten angebracht, kann vorher keine Aussage darüber getroffen werden, welche Kamera im Vierkammersystem welche Landmarken sieht. Es ist auch nicht sicher, dass eine Kamera alle Landmarken erkennt. Es ist vorstellbar, dass jede Kamera nur einen Teil aller Landmarken sieht, sich das gesamte Modell aber noch rekonstruieren lässt. Dieses Szenario ist vorstellbar, wenn die Landmarken wie in Abbildung 4.1 am Kopf eines Patienten so angebracht werden, dass eine Kamera maximal drei Landmarken sieht.

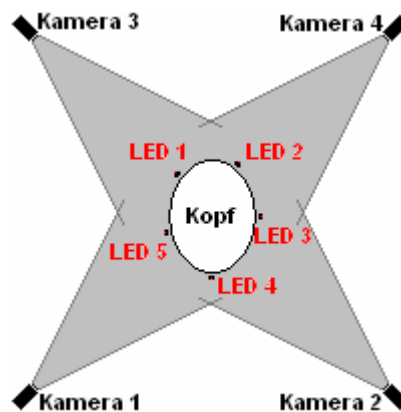


Abbildung 4.1 – Landmarken am Kopf des Patienten  
(Ansicht des Vierkammersystems von oben)

---

Sind Modelle nicht oder nicht eindeutig rekonstruierbar, muss das Vierkammersystem dies erkennen. Ein Modell ist nicht mehr zu rekonstruieren, falls mindestens eine Leuchtdiode eines Modells  $M^{VK}$  in keiner oder nur in einer Kamera zu sehen ist. Ist ein Modell  $M^{CT}$  rotationssymmetrisch, kann das erkannte Modell  $M^{VK}$  nicht mehr eindeutig dem Modell  $M^{CT}$  zugeordnet werden. (Beispiel für ein um die z-Achse rotationssymmetrisches Modell siehe Abbildung 4.2). Vielmehr ergeben sich mehrere Möglichkeiten, das Modell  $M^{VK}$ , das sich unter dem Vierkammersystem befindet, mit dem Modell  $M^{CT}$  aus den CT-Aufnahmen zur Deckung zu bringen. Es gibt keine eindeutige Zuordnung von  $M_n^{VK} \rightarrow M_m^{CT}$ , mit  $n = m$  Anzahl der Leuchtdioden bzw. Landmarken.

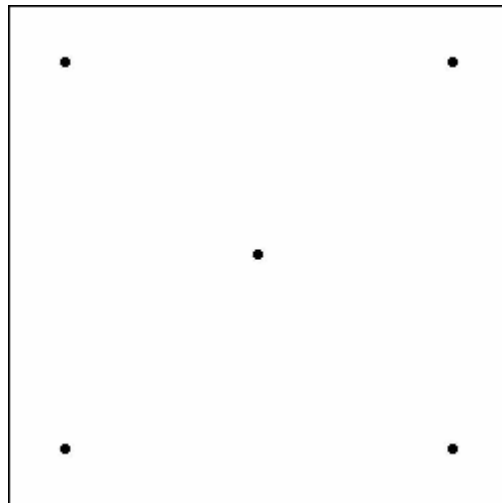


Abbildung 4.2 -Rotationssymmetrisches Modell

---

### 4.3. Zuordnung von Lochkamerakordinaten zweier Kameras

Werden mehrere Leuchtdioden von zwei oder mehr Kameras erkannt, hat man das Problem des Matchings korrespondierender Punkte in den Kamerabildern. Auch wenn zwei Kameras jeweils nur eine Leuchtdiode sehen, ist es möglich, dass es sich dabei um unterschiedliche Leuchtdioden handelt. Es besteht also das Problem, dass bei  $m$  zu erkennenden Weltpunkten in den Kamerabildern  $K^k$  jeweils  $n^k$  Punkte in Kamerakordinaten sichtbar sind, die einander zugeordnet werden müssen.

Mit:

- $k$  - Nummer der Kamera, mit  $k = 1 \dots 4$  im Vierkammersystem
- $K^k$  - Kamerabild der jeweiligen Kameras
- $n^k$  - Anzahl der sichtbaren Leuchtdioden in der Kamera  $k$  mit  
 $n^k \leq m$

Leuchtdioden mit Licht in unterschiedlichen Farben zu verwenden, hat sich als nicht realisierbar herausgestellt. Auch ein gezieltes Ausschalten der einzelnen Leuchtdioden, um festzustellen, welche Leuchtdioden in den einzelnen Kamerabildern zusammengehören, ist aus Performancegründen nicht möglich.

In den Abbildungen 4.3 und 4.4 sind vier Kamerabilder eines Modells  $M^{VK}$  mit  $n = 5$  Leuchtdioden unter dem Vierkammersystem zu sehen, wobei in Abbildung 4.4 jede Kamera nur einen Teil des Modells sieht. Im Gegensatz zu Abbildung 4.3, bei der ersichtlich ist, dass sich das Modell rekonstruieren lässt, ist in Abbildung 4.4 eine Zuordnung der erkannten Leuchtdioden in den Stereokamera paaren nicht ohne weiteres möglich und damit eine Entscheidung, ob sich das Modell überhaupt rekonstruieren lässt, besonders problematisch.

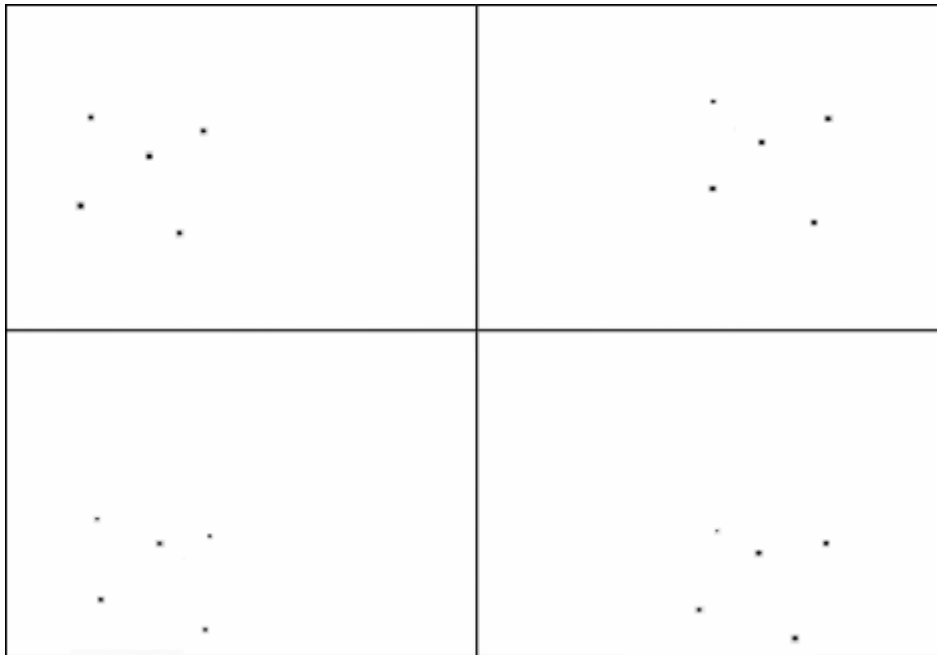


Abbildung 4.3 – Modell unter dem Vierkammersystem

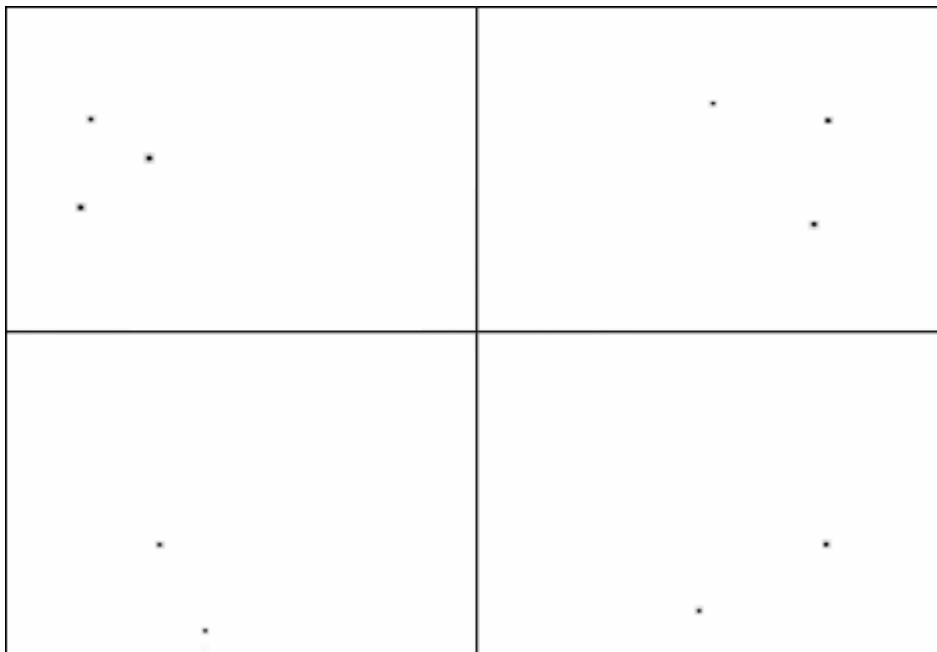


Abbildung 4.4 – Fraktioniertes Modell unter dem Vierkammersystem

---

#### 4.4. Anzahl der Weltkoordinaten im Vierkammersystem

Weil keine eindeutige Zuordnung einer Leuchtdiode in zwei oder mehr Kamerabildern nur aus der Aufnahme heraus erfolgen kann, müssen für die Berechnung der Punkte im Weltkoordinatensystem alle Kombinationen in Betracht gezogen werden. Die Anzahl  $a$  der berechenbaren Punkte im Weltkoordinatensystem ergibt im Vierkammersystem:

$$a = n^1 \cdot n^2 + n^1 \cdot n^3 + n^1 \cdot n^4 + n^2 \cdot n^3 + n^2 \cdot n^4 + n^3 \cdot n^4$$

Mit  $n^1, n^2, n^3, n^4$  Anzahl der sichtbaren Leuchtdioden in den vier Kamerabildern.

In Abbildung 4.5 sind alle berechenbaren Weltkoordinaten für ein Modell im Vierkammersystem dargestellt, wobei  $n^k = 5$ , für  $k = 1 \dots 4$ .

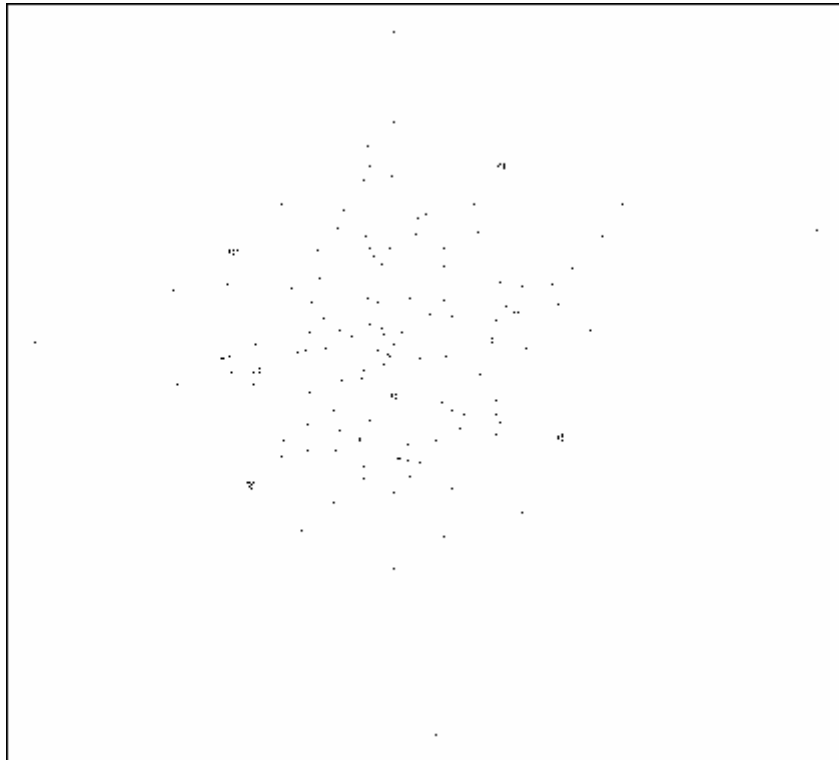


Abbildung 4.5 – Alle berechenbaren Punkte im Weltkoordinatensystem

---

#### 4.5. Reduzierung der Anzahl der berechneten Weltkoordinaten

Die Weltkoordinaten werden aus dem potentiellen Schnittpunkt zweier Sehstrahlen berechnet. Wegen minimaler Abweichungen schneiden sich zwei Sehstrahlen aber niemals exakt, vielmehr muss der minimale Abstand der Sehstrahlen berechnet werden. In der Mitte des minimalen Abstands liegt der Punkt in Weltkoordinaten. Über diesen minimalen Abstand zweier Sehstrahlen lassen sich berechnete Punkte, die keine Leuchtdiode repräsentieren, herausfiltern. Es gilt:

$$d(S_i^{k1}, S_j^{k2}) < T^{AS}, \text{ für } k1 \neq k2$$

Mit:

- $k1, k2$  - Nummern der Kameras
- $i$  - Index für einen Sehstrahl der Kamera  $k1$ , mit  $i = 1 \dots n^{k1}$
- $j$  - Index für einen Sehstrahl der Kamera  $k2$ , mit  $j = 1 \dots n^{k2}$
- $d(S_1, S_2)$  - Minimaler Abstand zweier Sehstrahlen  $S_1, S_2$ ,  
mit  $S_1, S_2 \in R^3$
- $T^{AS}$  - Schwellwert für den Abstand zweier Sehstrahlen

---

In Abbildung 4.6 sind aus allen berechenbaren Weltkoordinaten aus Abbildung 4.5 die Punkte angegeben, deren Sehstrahlen bei der Berechnung des Weltpunkts einen kleineren Abstand als einen Schwellwert  $T^{AS}$  haben. Der Schwellwert  $T^{AS}$  ist auf 4 mm gesetzt.

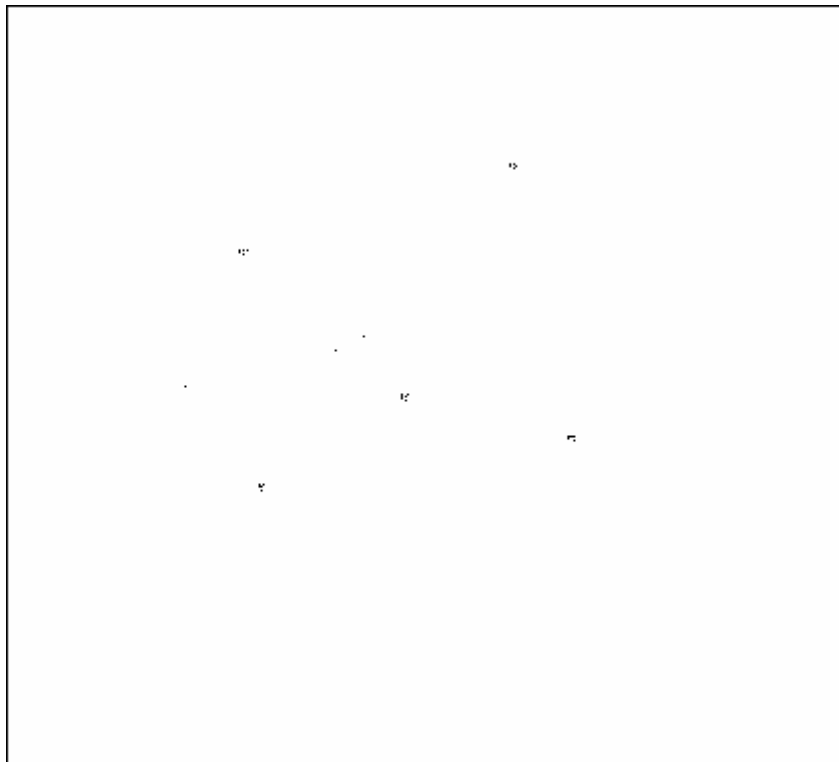


Abbildung 4.6 – Reduzierung der Punkte durch den Abstand der Sehstrahlen

---

#### 4.6. Eliminierung der entstehenden Punktwolken

Erkennt mehr als ein Stereokamerapaar eine Leuchtdiode, werden die Weltkoordinaten für diese Leuchtdiode von jedem dieser Stereokamerapaare berechnet. Durch minimale Abweichungen bei den Berechnungen der einzelnen Stereokamerapaare entstehen Punktwolken (siehe Abbildung 4.6), die ein und die selbe Leuchtdiode beschreiben. Erkennen z.B. alle vier Kameras in einem Vierkammersystem die selbe Leuchtdiode, wird von allen sechs Stereokamerapaaren die Weltkoordinaten für diese Leuchtdiode berechnet. Da es sich also bei Punktwolken um eine Leuchtdiode handelt, können diese Punkte zusammengefasst werden.

Es gilt:

$$\forall i, j: d(P_i^{WK}, P_j^{WK}) = \sqrt{(P_{ix}^{WK} - P_{jx}^{WK})^2 + (P_{iy}^{WK} - P_{jy}^{WK})^2 + (P_{iz}^{WK} - P_{jz}^{WK})^2} < T^{AP}$$

werden die Punkte  $P_i^{WK}$  und  $P_j^{WK}$  wie folgt neu gesetzt:

$$P_{ix}^{WK} = P_{jx}^{WK} = \frac{(P_{ix}^{WK} + P_{jx}^{WK})}{2}$$

$$P_{iy}^{WK} = P_{jy}^{WK} = \frac{(P_{iy}^{WK} + P_{jy}^{WK})}{2}$$

$$P_{iz}^{WK} = P_{jz}^{WK} = \frac{(P_{iz}^{WK} + P_{jz}^{WK})}{2}$$

für  $i \neq j$

Mit:

$i, j$  - Indexe der Punkte im Weltkoordinatensystem

$P^{WK}$  - Punkt aus dem Weltkoordinatensystem, mit  $P^{WK} \in R^3$

$T^{AP}$  - Schwellwert für den Abstand zweier Punkte im Weltkoordinatensystem, die eine Punktwolke ergeben



---

Der maximale Radius einer Punktwolke und damit auch der Wert für die Schwelle  $T^{AP}$  ergibt sich bei den Landmarken durch den Durchmesser des Kunststoffes einer Landmarke, wie es in Abbildung 4.7 zu sehen ist. Es ist natürlich nicht auszuschließen, dass ein virtueller Punkt in einer Punktwolke oder so nahe an einem real existierenden Punkt liegt, dass eine Punktwolke gebildet wird. Da dieser Fall aber nur sehr selten auftritt und der real existierende Punkt nur für einen sehr kurzen Moment beeinflusst wird, wird dies vernachlässigt.

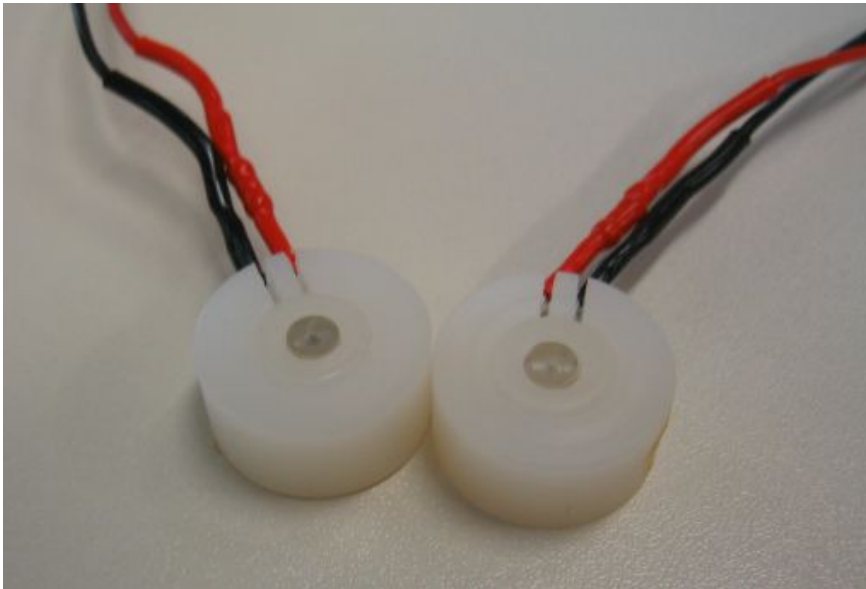


Abbildung 4.7 – Minimaler Abstand zweier Leuchtdioden von Landmarken

---

In Abbildung 4.8 sind die Weltpunkte aus Abbildung 4.6, angegeben, die nach dem Zusammenfassen der Punktwolken entstehen. Der Schwellwert  $T^{AP}$  für den Abstand zweier Punkte aus dem Weltkoordinatensystem wurde auf 5 mm gesetzt, was in der Abbildung 4.6 in etwa dem maximalen Abstand der Punkte aus den Punktwolken entspricht.

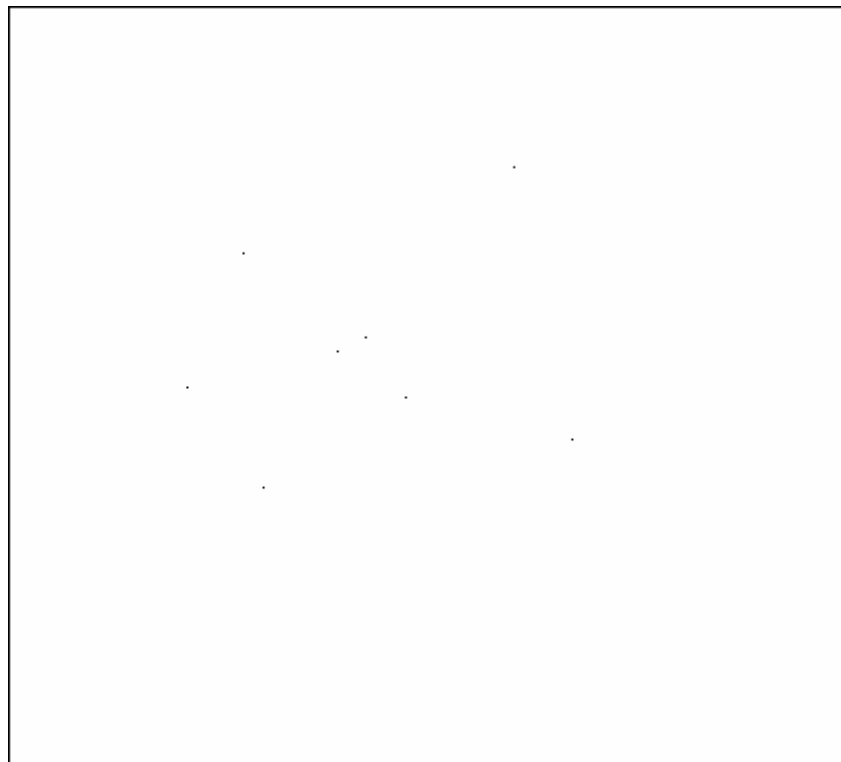


Abbildung 4.8 – Zusammenfassen der Punktwolken

---

#### 4.7. Anzahl der zu untersuchenden Weltkoordinaten

Durch die Reduzierung der Anzahl der berechneten Weltkoordinaten mit Hilfe eines geeigneten Schwellwertes  $T^{AS}$  und dem Zusammenfassen über den Abstand  $T^{AP}$  der real existierenden Punkte, die mit mehr als einem Stereokamera paar erkannt werden, ist es möglich, einen Großteil der virtuellen Punkte zu eliminieren. Als nächster Schritt müssen aus den restlichen Punkten die Punkte bestimmt werden, die zu dem Modell gehören. Es gilt also, das Modell  $M^{VK}$  aus  $E = \{E_i \mid E_i \in R^3, i = 0 \dots a\}$  zu finden, das mit dem Modell  $M^{CT}$ , unter Berücksichtigung einer minimalen Abweichung, übereinstimmt.

Mit:

- $E$  - Menge von Punkten im Raum
- $a$  - Anzahl der Punkte im Weltkoordinatensystem, nach Anwendung von  $T^{AS}$  und  $T^{AP}$

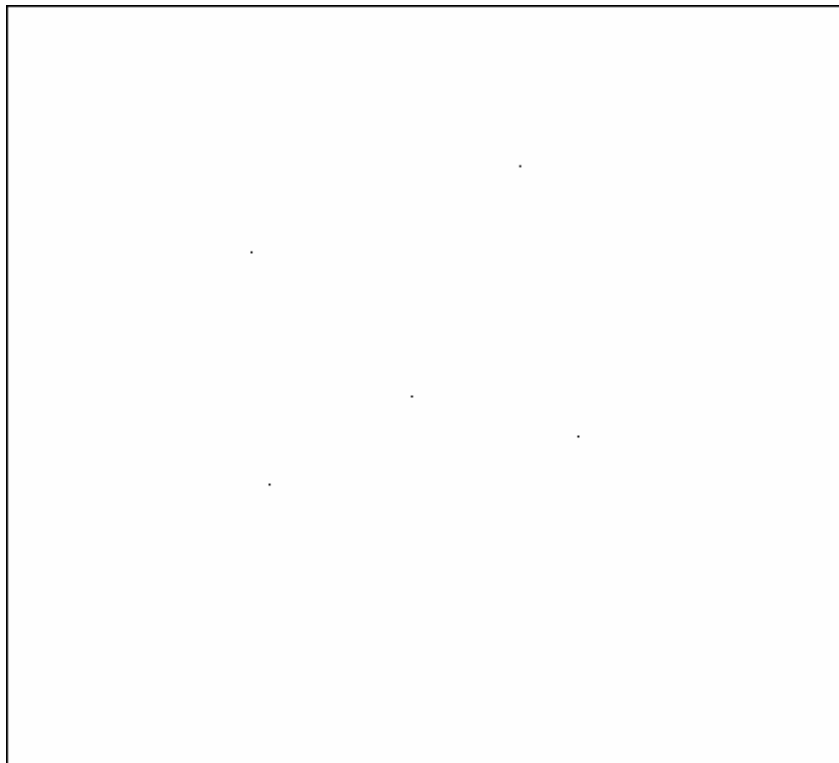


Abbildung 4.9 – Das gesuchte Modell

---

Für diese Arbeit wurden der Tracker und Landmarkenmodelle, die jeweils fünf Leuchtdioden haben, verwendet. Es gilt also, ein Modell  $M^{VK}$  mit  $n = 5$  Punkten in einer Menge mit  $a$  Punkten wiederzufinden, wobei  $a \geq n$  gelten muss. Ansonsten kann das Modell nicht rekonstruiert werden. Dafür ist es notwendig, alle Mengen mit fünf Punkten zu betrachten und auf eine Modellzugehörigkeit hin zu untersuchen. Die Anzahl der zu untersuchenden Mengen ergibt:

$$u = \binom{a}{n} = \frac{a!}{(a-n)!n!}$$

Mit:

- $u$  - Anzahl der zu untersuchenden Mengen
- $n$  - Anzahl der Leuchtdioden eines Modells
- $a$  - Anzahl der Punkte im Weltkoordinatensystem, nach Anwendung von  $T^{AS}$  und  $T^{AP}$

In Abbildung 4.10 sind alle Mengen dargestellt, die untersucht werden müssen, falls die Anzahl  $n$  der Leuchtdioden eines Modells  $M^{VK}$ , das sich unter dem Vierkammersystem befindet, fünf beträgt und die Anzahl  $a$  der Punkte im Weltkoordinatensystem, nach der Reduzierung mit einem Schwellwert  $T^{AP}$  und nach der Eliminierung der entstandenen Punktwolken mit einem Schwellwert  $T^{AS}$ , sechs beträgt. Es sind also  $u = 6$  Mengen zu untersuchen.

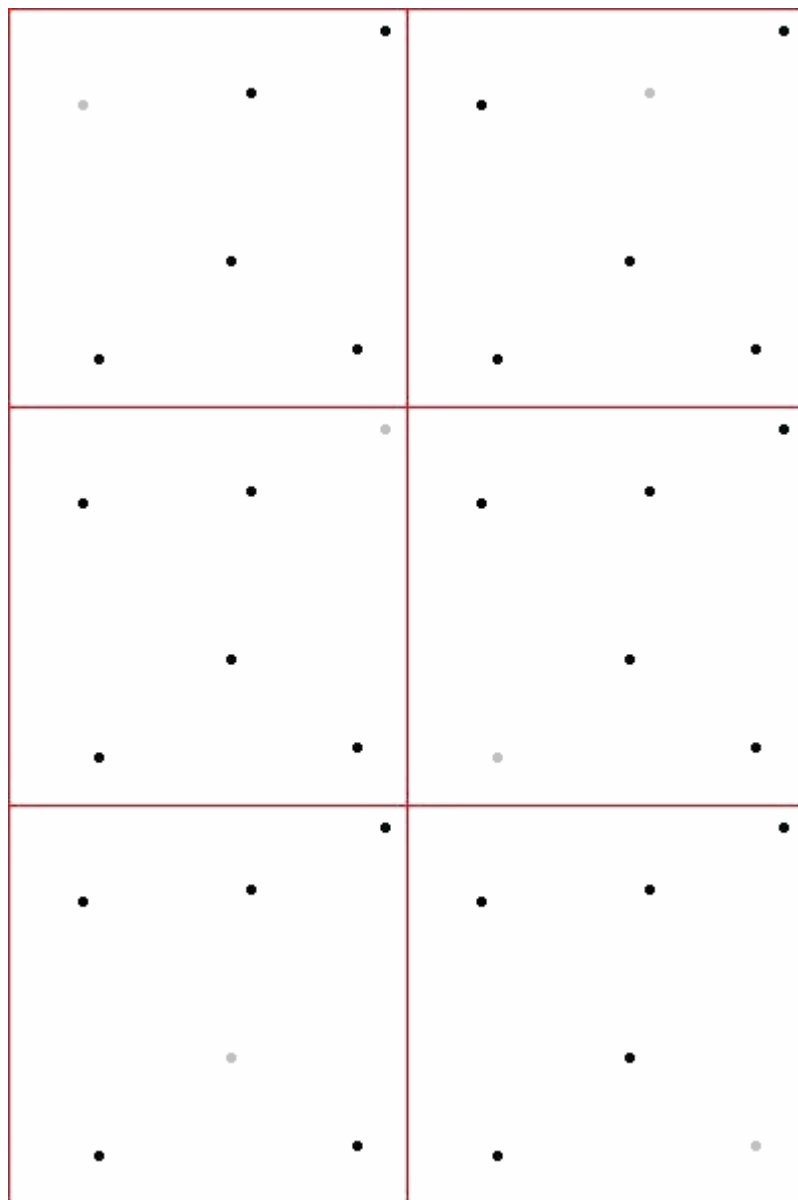


Abbildung 4.10 – Fünfermengen

---

#### 4.8. Matching über die Abstände der Weltkoordinaten

Da das Modell  $M^{VK}$  unter dem Vierkameranensystem eine beliebige Lage haben darf, so lange jede Leuchtdiode durch mindestens ein Stereokamerapaar erkannt wird, ist es nicht möglich, direkt über die absoluten Positionen der berechneten Punkte im Weltkoordinatensystem auf das Modell  $M^{CT}$ , das bestimmt werden soll, zu schließen. Die einzige Information, die sich nicht ändert, auch wenn das Modell  $M^{VK}$  verschoben oder gedreht ist, sind die Abstände der Punkte des Modells untereinander. Eine unterschiedliche Skalierung der Modelle  $M^{VK}$  und  $M^{CT}$  ist ausgeschlossen, da sich die Positionen der Landmarken während der gesamten Behandlung nicht ändern. Unter dieser Annahme kann

$$\overline{M_i^{VK} M_{i+1}^{VK}} \rightarrow \overline{M_j^{CT} M_{j+1}^{CT}}, \text{ für } i = 1 \dots n, j = 1 \dots n,$$

mit:

- $n$  - Anzahl der Leuchtdioden eines Modells
- $\overline{M_1 M_2}$  - Abstand zweier Punkte  $M_1$  und  $M_2$ , mit  $M_1, M_2 \in R^3$

zugeordnet werden, wobei keine Aussage über die Zuordnung  $i \rightarrow j$  getroffen werden kann.

In der Abbildung 4.11 sind die fünf Punkte eines Landmarkenmodells  $M^{CT}$  zu sehen. In Abbildung 4.12 sind die fünf Punkte eines Modells  $M^{VK}$ , das mit dem Vierkameranensystem rekonstruiert wurde, angegeben. Die Zuordnung der Punkte zwischen den Modellen ist nicht bekannt, nur die Abstände zwischen den Punkten sind im dreidimensionalen Raum, gleich geblieben, auch wenn das Modell  $M^{VK}$  gegenüber dem Modell  $M^{CT}$  um  $90^\circ$  rotiert ist.

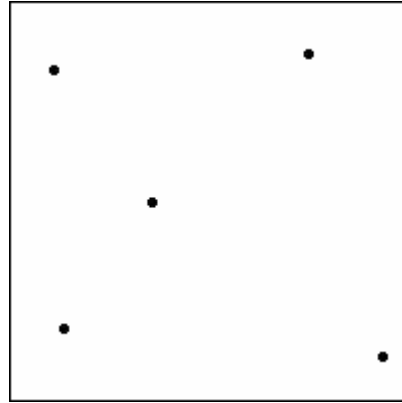


Abbildung 4.11 – Landmarkenmodell aus den CT Schnittbildern

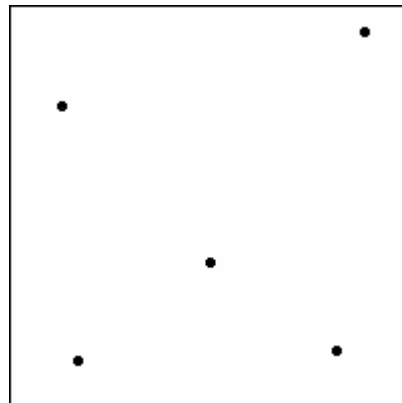


Abbildung 4.12 – Um 90° rotiertes Modell unter dem Vierkammersystem

---

#### 4.9. Matching von fünf Punkten über die Abstände

Um ein Modell  $M^{VK}$  mit einem Modell  $M^{CT}$  über die Abstände der Punkte aus den Modellen im  $R^3$  untereinander zu matchen, bietet es sich an, die minimale Summe quadratischer Abweichungen der Abstände zu berechnen. Die Summe  $D$  ergibt:

$$D = \sum_{\substack{i=1 \\ j=1}}^{\substack{i=n \\ j=m}} (d_i^{VK} - d_j^{CT})^2$$

Mit:

$d_i^{VK}$  - Abstand zwischen den Punkten  $i$  und  $i+1$  im Modell  $M^{VK}$

$d_j^{CT}$  - Abstand zwischen den Punkten  $j$  und  $j+1$  eines Modells  $M^{CT}$

Da die korrespondierenden Punkte, und damit auch die korrespondierenden Abstände, noch nicht bekannt sind, müssen alle Permutationen von  $i$  über  $j$  in Betracht gezogen werden. Die Anzahl der Permutationen ergibt sich aus der Fakultät von  $n$ . Bei einem Modell  $M^{CT}$  mit fünf Landmarken ergeben sich, wie in Abbildung 4.13 zu sehen, zehn Abstände. Das ergibt eine Anzahl von  $10!$  Permutationen, was nicht in Realtime realisierbar ist.

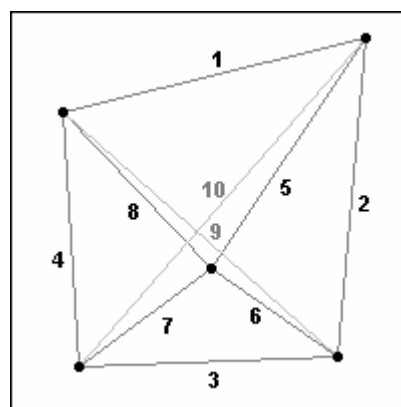


Abbildung 4.13 – Abstände beim Fünfpunktemodell



---

#### 4.10. Matching eines Dreiecks über die Abstände

Anstatt bei den verbleibenden Weltkoordinaten nach allen  $n$  Punkten eines Modells  $M^{CT}$  auf einmal zu suchen, kann es auch reichen, nur einen Teil der Punkte des Modells zu betrachten. Bei einem Modell  $M^{CT}$  mit  $n = 5$  Punkten bietet es sich an, die Suche auf  $t = 3$  Punkte zu beschränken, wie es in Abbildung 4.14 zu sehen ist. Auf die restlichen  $n - t = 2$  Punkte kann im Anschluss von den gefundenen  $t = 3$  Punkten geschlossen werden. Da auch bei  $t = 3$  Punkten ohne weiteres keine Zuordnung der Abstände  $d_i^{VK} \rightarrow d_j^{CT}$  existiert, müssen wieder alle Permutationen betrachtet werden. Die Anzahl der Permutationen ergibt sich aus  $t!$ , was mit  $t = 3$  Punkten in Realtime zu realisieren ist.

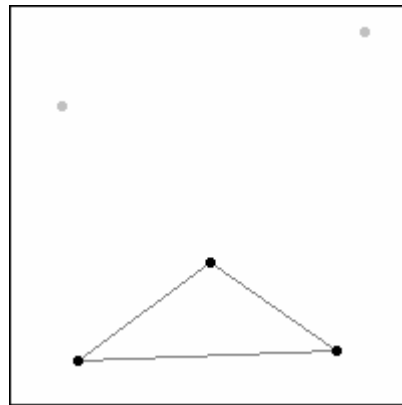


Abbildung 4.14 - Drei Punkte aus dem Fünfeck

---

## 4.11. Sortieren der Abstände

Eine weitere Möglichkeit, ein Modell  $M^{VK}$  mit einem Modell  $M^{CT}$  nur über die Abstände der Punkte aus den Modellen untereinander zu matchen, bietet sich, wenn die Punkte der beiden Modelle die gleiche Reihenfolge haben und damit die Zuordnung von  $i \rightarrow j$  und daraus auch die Zuordnung von  $d_i^{VK} \rightarrow d_j^{CT}$  bekannt ist. Berechnet man die Schwerpunkte der Modelle  $M^{CT}$  und  $M^{VK}$ , ergibt sich die Reihenfolge der Punkte der Modelle durch den Abstand  $d(M_i^{VK}, S^{VK})$  bzw.  $d(M_j^{CT}, S^{CT})$  der einzelnen Punkte zum Schwerpunkt.

Mit:

- $d(M, S)$  - Abstand zweier Punkte,  $M$  und  $S$ , mit  $M, S \in R^3$
- $S^{VK}$  - Schwerpunkt des Modells  $M^{VK}$ , mit  $S^{VK} \in R^3$
- $S^{CT}$  - Schwerpunkt des Modells  $M^{CT}$ , mit  $S^{CT} \in R^3$ .

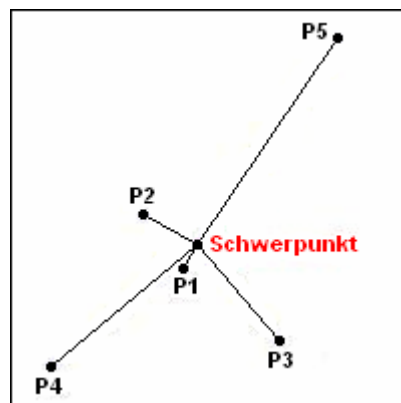


Abbildung 4.15 – Abstände zum Schwerpunkt

---

Diese Methode eignet sich allerdings nur, falls die Abstände der einzelnen Punkte zum Schwerpunkt unterschiedlich sind. Haben zwei oder mehr Punkte eines Modells  $M^{CT}$  in etwa den gleichen Abstand zum Schwerpunkt, kann es passieren, dass die Reihenfolge der Punkte im erkannten Modell  $M^{VK}$  durch minimale Abweichungen beim Berechnen der einzelnen Punkte nicht mehr mit der des Modells  $M^{CT}$  übereinstimmt. In Abbildung 4.16 haben die Punkte  $P_2, P_3,$  und  $P_4$ , fast den gleichen Abstand zum Schwerpunkt.

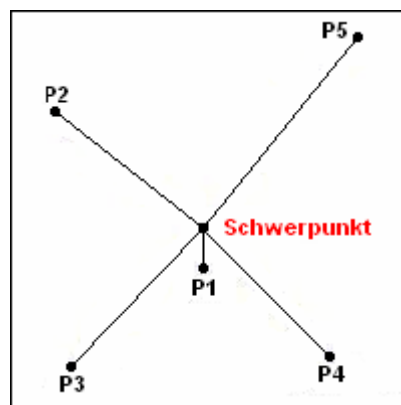


Abbildung 4.16 – Abstände zum Schwerpunkt teilweise gleich

Beim Tracker kann durch die Bauweise und die Anordnung der Leuchtdiode leicht sichergestellt werden, dass alle Punkte des Modells  $M^{CT}$  sehr unterschiedliche Abstände zum Schwerpunkt haben. Die Landmarken allerdings werden vom behandelnden Arzt am Körper des Patienten angebracht. Es muss daher davon ausgegangen werden, dass zwei oder mehr Punkte dieselbe Distanz zum Schwerpunkt besitzen.

---

#### 4.12. Matching eines Modells durch Rotieren

Alle bis jetzt vorgestellten Verfahren haben den Nachteil, dass sie nur mit den Abständen der Punkte der Modelle arbeiten. Dadurch treten aber immer wieder Situationen auf, bei denen ein Modell  $M^{VK}$  unter dem Vierkammersystem gefunden wird, das von den Abständen der Punkte sehr gut mit dem gesuchten Modell  $M^{CT}$  übereinstimmt, dass jedoch die Geometrien der Modelle unterschiedlich sind.

Selbst wenn die Abstände der einzelnen Punkte zum Schwerpunkt, wie es beim Trackermodell der Fall ist, sehr unterschiedlich sind, lassen sich mit den Verfahren, die nur mit den Abständen der Punkte arbeiten, immer wieder Modelle  $M^{VK}$  während der Erkennung unter dem Vierkammersystem finden, die nicht dem gesuchten Modell  $M^{CT}$  entsprechen.

Gesucht wird also eine Methode, die ein unter dem Vierkammersystem gefundenes Modell  $M^{VK}$  auf das bekannte Modell  $M^{CT}$  rotiert und es dadurch zur Deckung bringt. Dabei ist zu beachten, dass sich die Modelle  $M^{VK}$  durch minimale Abweichungen bei der Erkennung unter dem Vierkammersystem nicht exakt mit den jeweils dazugehörigen Modellen  $M^{CT}$  zur Deckung bringen lassen.

---

Sollen zwei Modelle  $M^{VK}$  und  $M^{CT}$  durch Rotation zur Deckung gebracht werden, reicht es aus, wenn drei Punkte aus den Modellen zur Deckung gebracht werden. Stimmen die Geometrien der Modelle überein, liegen die restlichen  $n - 3$  Punkte aus den Modellen auch übereinander. Da keine Zuordnung der Punkte der Modelle untereinander erfolgen kann, muss ein Punkt in beiden Modellen bestimmt werden, der in beiden Modellen übereinstimmt. Es bieten sich in diesem Fall die Schwerpunkte  $S^{VK}$  und  $S^{CT}$  an. Stimmen beide Modelle überein, haben diese auch den gleichen Schwerpunkt und es gilt  $S^{VK} = S^{CT}$ . Der erste Schritt ist also, die Schwerpunkte des Landmarkenmodells  $M^{CT}$  (siehe Abbildung 4.17) und des Modells  $M^{VK}$  (siehe Abbildung 4.18) unter dem Vierkammersystem zu bestimmen und diese an den Ursprung des Koordinatensystems zu verschieben.

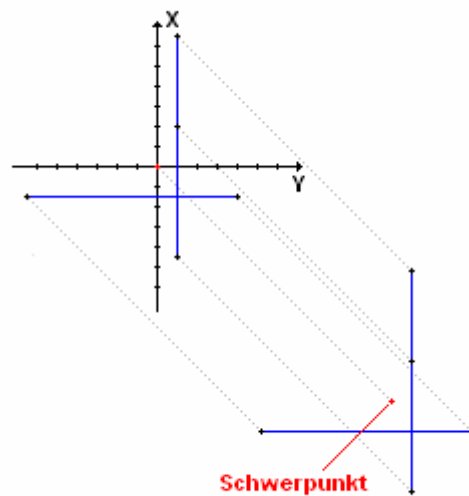


Abbildung 4.17 – Verschiebung des Landmarkenmodells  $M^{CT}$  an den Ursprung des Koordinatensystems

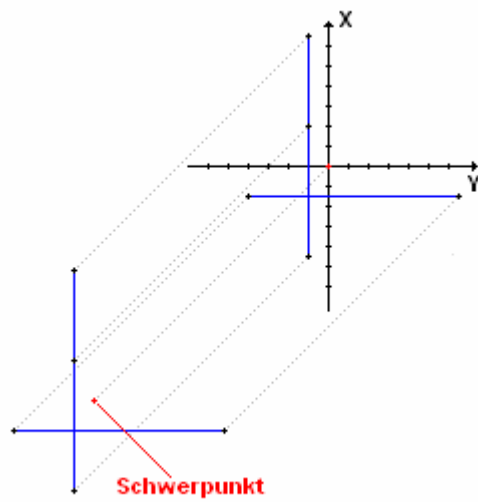


Abbildung 4.18 – Verschiebung des erkannten Modells  $M^{VK}$  an den Ursprung des Koordinatensystems

---

Der zweite Punkt, über den die Modelle zur Deckung gebracht werden, wird über die Abstände der Punkte der Modelle  $M^{CT}$  und  $M^{VK}$  zum Schwerpunkt bestimmt (siehe Abbildung 4.19). Es wird der Abstand des ersten Punktes  $P_1^{CT}$  vom Landmarkenmodell  $M^{CT}$  zum Ursprung berechnet. Der erste Punkte  $P_1^{CT}$  ist der Punkt mit dem größten Abstand zum Schwerpunkt  $S^{CT}$ . Im Modell  $M^{VK}$  aus dem Vierkameranasytem werden jetzt der oder die Punkte bestimmt, die unter Berücksichtigung einer Abweichung den gleichen Abstand zum Schwerpunkt  $S^{VK}$  haben. Wird kein Punkt  $P_1^{VK}$  gefunden, der den gleichen Abstand zum Schwerpunkt  $S^{VK}$  hat, den der Punkt  $P_1^{CT}$  zum Schwerpunkt  $S^{CT}$  besitzt, kann dieses Modell  $M^{VK}$  nicht das gesuchte sein. Im folgenden Beispiel wird ein Landmarkenmodell  $M^{CT}$  gewählt, das dem Trackermodell ähnelt. Alle Punkte aus dem Modell befinden sich auf der xy-Ebene. Die z-Achse ist aus Darstellungsgründen nicht eingezeichnet.

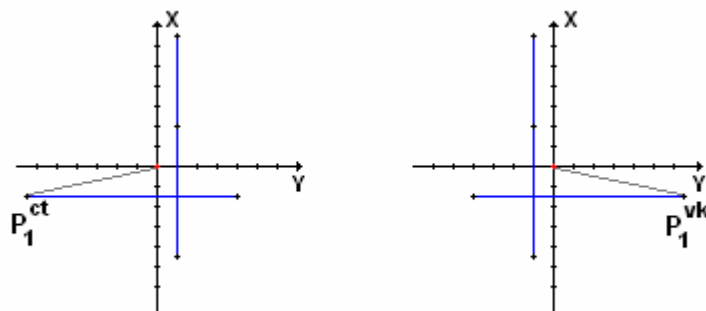


Abbildung 4.19 – Punkt  $P_1^{CT}$  im Landmarkenmodell  $M^{CT}$  und  $P_1^{VK}$  im zu erkennenden Modell  $M^{VK}$

---

Soll nun der Punkt  $P_1^{VK}$  aus dem erkannten Modell  $M^{VK}$  aus dem Vierkammersystem auf den Punkt  $P_1^{CT}$  des Landmarkenmodells  $M^{CT}$  rotiert werden, müssen der Rotationswinkel und die Rotationsachse bestimmt werden. Der Rotationswinkel wird über das Skalarprodukt der Vektoren, die vom Ursprung zu den Punkten  $P_1^{CT}$  und  $P_1^{VK}$  zeigen, berechnet (siehe Abbildung 4.20). Die Rotationsachse wird aus dem Normalenvektor der Ebene bestimmt, die die Vektoren  $\vec{P}_1^{CT}$  und  $\vec{P}_1^{VK}$  aufspannen (siehe Abbildung 4.20).

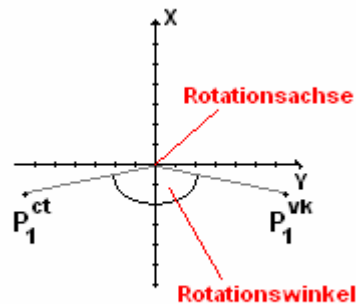


Abbildung 4.20 – Rotationswinkel und Rotationsachse der ersten Rotation  
(Rotationsachse steht in diesem Beispiel senkrecht auf der xy-Ebene)

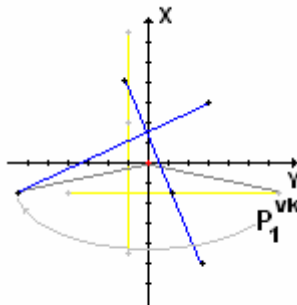


Abbildung 4.21 – Erste Rotation des Landmarkenmodells



Nach der Rotation stimmen das Landmarkenmodell  $M^{CT}$  und das Modell  $M^{VK}$ , das unter dem Vierkameranystem erkannt wurde, in zwei Punkten überein, dem Schwerpunkt  $S^{CT}$  bzw.  $S^{VK}$  und dem potentiellen ersten Punkt des erkannten Modells,  $P_1^{CT}$  bzw.  $P_1^{VK}$  (siehe Abbildung 4.22). Es fehlt also noch ein dritter Punkt, um die beiden Modelle  $M^{CT}$  und  $M^{VK}$  im Raum zur Deckung zu bringen. Der dritte Punkt ergibt sich aus den Abständen der Punkte aus dem Landmarkenmodell  $M^{CT}$  zum Punkt  $P_1^{CT}$ . Der Punkt mit dem größten Abstand zu  $P_1^{CT}$  wird als  $P_2^{CT}$  genommen. Als  $P_2^{VK}$  wird der Punkt gewählt, der aus dem erkannten Modell  $M^{VK}$  den gleichen Abstand zu  $P_1^{VK}$  hat wie  $P_1^{CT}$  zu  $P_2^{CT}$ . Wobei auch hier eine minimale Abweichungen zwischen den Abständen  $\overline{P_1^{CT} P_2^{CT}}$  und  $\overline{P_1^{VK} P_2^{VK}}$  berücksichtigt werden muss.

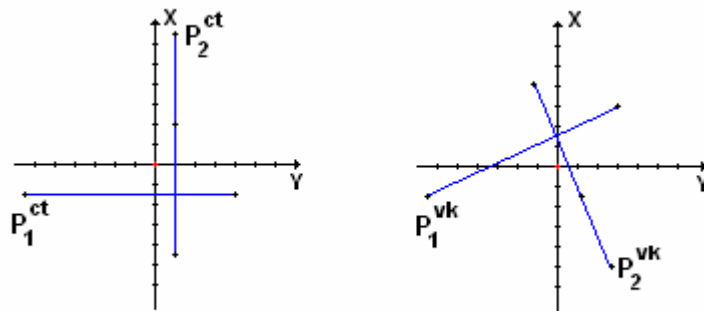


Abbildung 4.22 - Punkt  $P_2^{CT}$  im Landmarkenmodell  $M^{CT}$  und Punkt  $P_2^{VK}$  im zu erkennenden Modell  $M^{VK}$

---

Wie bei der Rotation von Punkt  $P_1^{VK}$  auf Punkt  $P_1^{CT}$  benötigt man bei der Rotation von  $P_2^{VK}$  auf  $P_2^{CT}$  wieder einen Rotationswinkel und eine Rotationsachse. Die Rotationsachse ist dabei die Gerade, die durch den Schwerpunkt  $S^{CT}$  bzw.  $S^{VK}$  und den Punkt  $P_1^{CT}$  bzw.  $P_1^{VK}$  verläuft (siehe Abbildung 4.23).

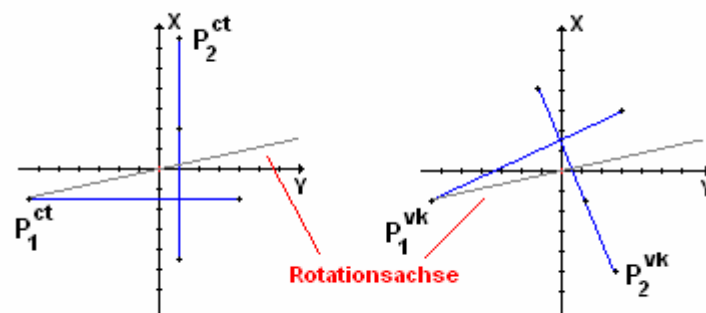


Abbildung 4.23 – Rotationsachse der zweiten Rotation

Für die Bestimmung des Rotationswinkels wird eine Ebene aus den Vektoren  $\vec{P}_2^{CT}$ ,  $\vec{P}_2^{VK}$  und dem Normalenvektor der Ebene, der durch die Vektoren  $\vec{P}_1^{CT}$  bzw.  $\vec{P}_1^{VK}$  gegeben ist, konstruiert (siehe Abbildung 4.24).

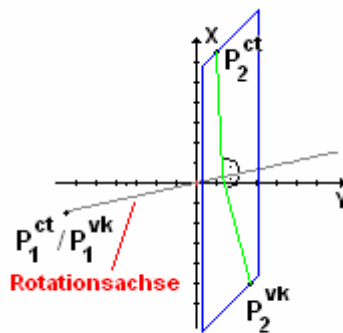


Abbildung 4.24 – Ebene der Vektoren  $\vec{P}_2^{CT}$ ,  $\vec{P}_2^{VK}$  und dem Normalenvektor

$$\vec{P}_1^{CT} (\vec{P}_1^{VK})$$

Der Rotationswinkel ist der Winkel zwischen den Richtungsvektoren in der Ebene. Lautet die Ebenengleichung  $\vec{E} = \vec{a} + t(\vec{u}) + s(\vec{v})$ , lässt sich der Rotationswinkel über das Skalarprodukt der Vektoren  $\vec{u}$  und  $\vec{v}$  berechnen.

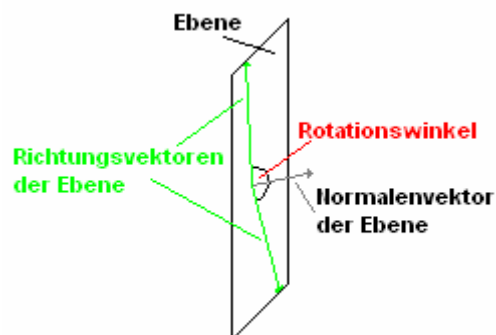


Abbildung 4.25 – Rotationswinkel auf der Ebene

---

Nach der zweiten Rotation (siehe Abbildung 4.26) liegen die Schwerpunkte  $S^{CT}$ ,  $S^{VK}$  und zwei weitere Punkte aus dem Landmarkenmodell  $M^{CT}$  und dem Modell  $M^{VK}$ , das unter dem Vierkameranasytem erkannt wurde, übereinander. Stimmen die Geometrien der beiden Modelle in allen  $n$  Punkten überein, befinden sich auch die restlichen Punkte unter Berücksichtigung einer minimalen Abweichung an den selben Koordinaten.

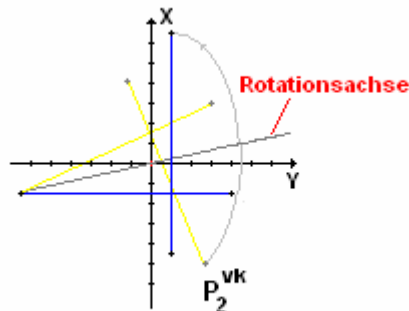


Abbildung 4.26 – Zweite Rotation des Landmarkenmodells

Das Verfahren „Matching eines Modells durch Rotieren“ hat sich als das beste aller implementierten Verfahren herausgestellt. In allen Situationen, in denen die vorherigen Verfahren Modelle  $M^{VK}$  erkannten, die mit dem gesuchten Modell  $M^{CT}$  nicht übereinstimmten, lieferte dieses Verfahren richtige Ergebnisse. Die Rotationen wurden mit Quaternionen gelöst (siehe Anhang A).

---

## **5. Evaluation**

### **5.1. Arbeitsbereiche der Kamerasysteme**

Als Arbeitsbereich der Kamerasysteme wird der Bereich bezeichnet, in dem jede Leuchtdiode eines Landmarkenmodells oder des Trackers von mindestens einem Stereokamerapaar gesehen wird. Arbeitsbereiche sind also nicht definiert durch den Sichtbereich der Kameras, sondern sie sind der Sichtbereich aller Stereokamerapaare in einem Kamerasystem.

Der Arbeitsbereich des Zweikamerasystems und der Arbeitsbereich des Vierkamerasystems kann jeweils am besten mittels zweier Diagramme (Abbildungen 5.1 und 5.2) verdeutlicht werden. Anhand dieser beiden Diagramme ist erkennbar, dass die Stereokamerapaare des Vierkamerasystems im Gegensatz zum Stereokamerapaar des Zweikamerasystems einen wesentlich größeren Sichtbereich und dadurch auch einen viel größeren Arbeitsbereich abdecken.

Die Arbeitsbereiche in den Diagrammen sind zur besseren Darstellung nur für den Bereich oberhalb des Kalibriermodells angegeben. Die Ebene, die von der x-Achse und der y-Achse aufgespannt wird, entspricht also dem Kalibriermodell. Während der Arbeitsbereich im Zweikamerasystem in der x,y-Ebene nicht viel größer als das Kalibriermodell ist, hat man im Vierkamerasystem in der x,y-Ebene einen Sichtbereich der sechs Stereokamerapaare, der mindestens der doppelten Größe des Kalibriermodells entspricht. Auch in der Höhe bietet das Vierkamerasystem gegenüber dem Zweikamerasystem einen größeren Arbeitsbereich, wodurch die Leuchtdioden eines Landmarkenmodells oder des Trackers noch sehr weit oberhalb des Tisches, auf dem das Kalibriermodell liegt, erkannt werden können.

---

Die z-Achse in den Diagrammen wird in Grauwerten angegeben. Der Grauwert 255 entspricht dabei 592 mm. Die maximale Höhe des Zweikamerasystems beträgt 506 mm, die des Vierkamerasystems 585 mm.

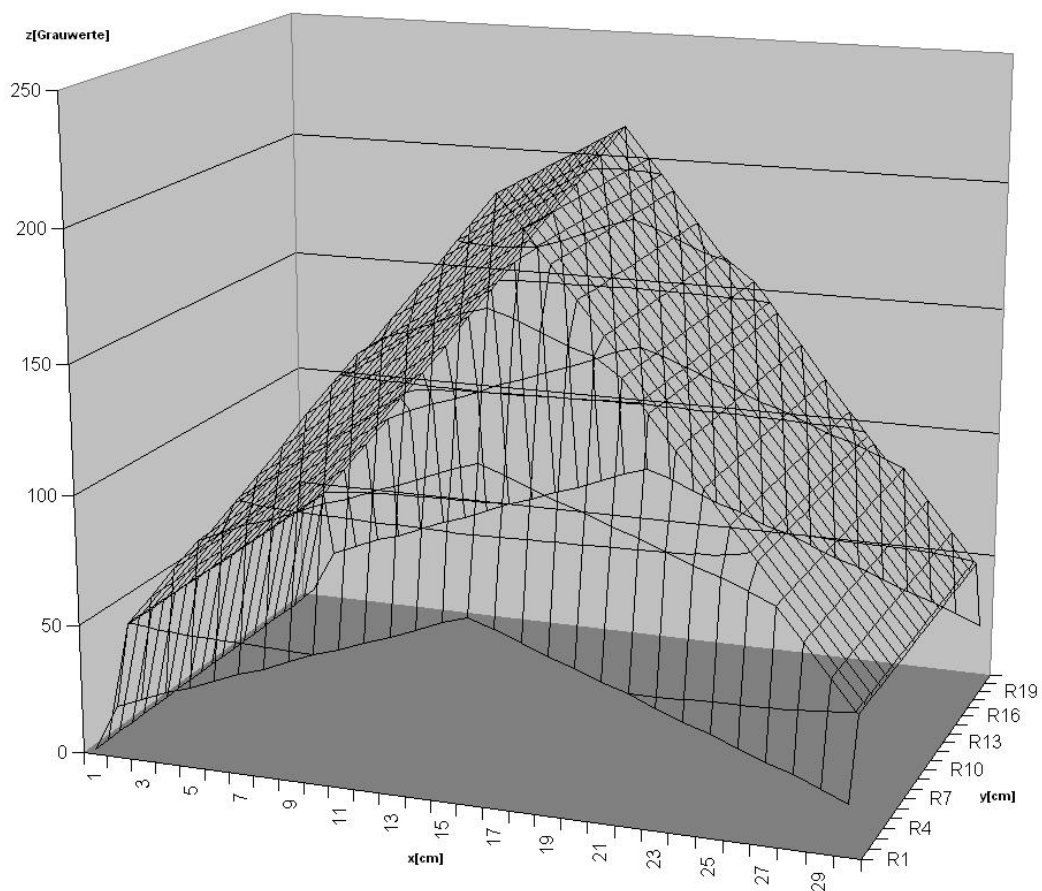


Abbildung 5.1 – Arbeitsbereich des Zweikamerasystems oberhalb des Kalibrierusters [18]  
(Kalibriermuster im Maßstab 1:2 dargestellt)

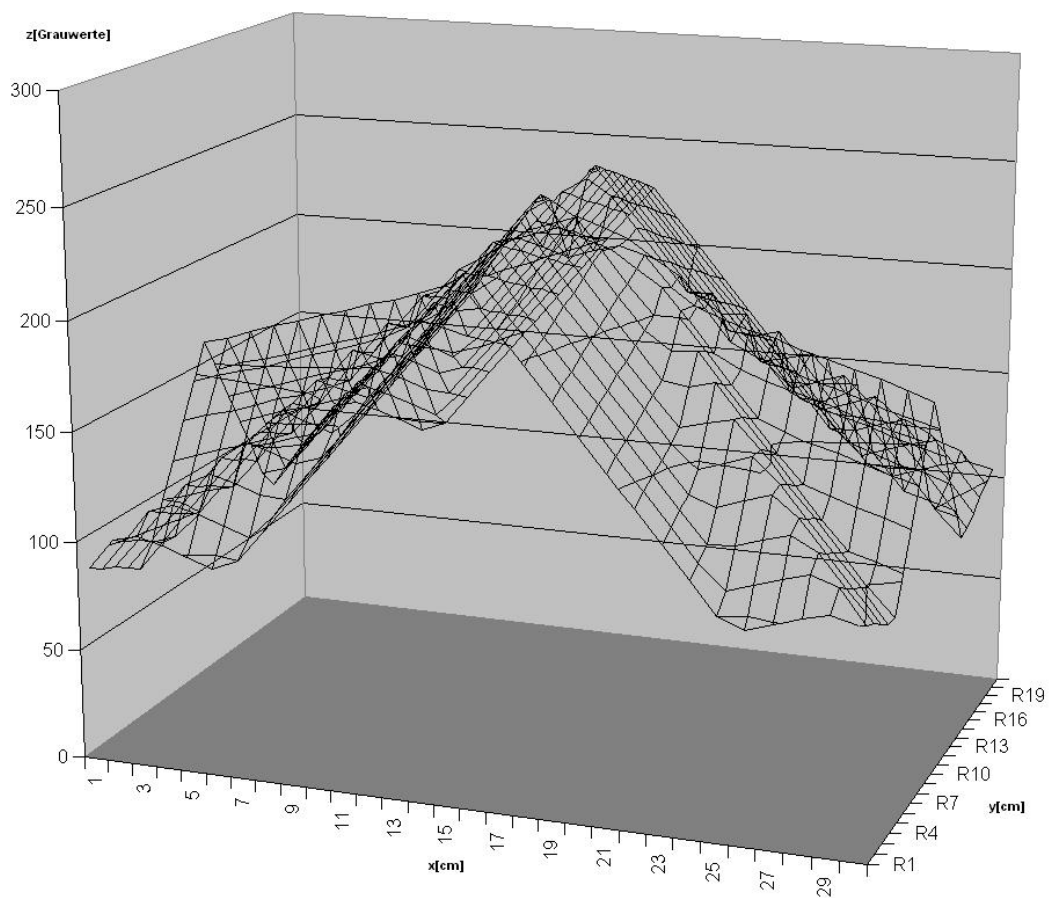


Abbildung 5.2 – Arbeitsbereich des Vierkameranensystems oberhalb des Kalibrieramusters [18]  
(Kalibrieramuster im Maßstab 1:2 dargestellt)

---

## 5.2. Durchgeführte Tests

Für die Evaluationstests wurden verschiedene Landmarkenmodelle und der Tracker an einem Roboter der Firma Mitsubishi vom Typ RV-E2 befestigt und das jeweilige Modell in die Mitte des Arbeitsbereiches des Vierkameranensystem auf eine Höhe von 168 mm über den Tisch gefahren. Der Roboter hat eine absolute Positioniergenauigkeit von ca. 0,4 mm und eine Wiederholgenauigkeit der Positionierung von +/- 0,04 mm, was für die Tests hinreichend genau ist.

Der erste Test galt der Frage, wie weit sich die Modelle in positiver und negativer Richtung drehen lassen, solange, bis die erste der Leuchtdioden des Modells aus dem Sichtbereich der Stereokamerapaare des Vierkameranensystems verschwindet und von diesem nicht mehr erfasst werden kann.

Als nächstes wurde getestet, wie weit sich die Modelle mit dem Roboter in die x- und y-Richtungen fahren lassen, bis keine Erkennung mit dem Vierkameranensystem mehr möglich war.

Zuletzt wurde untersucht, wie hoch sich die Modelle unter dem Vierkameranensystem fahren lassen, ohne den Arbeitsbereich der Stereokamerapaare zu verlassen.



---

Die durchgeführten Tests werden am Beispiel des Trackers verdeutlicht. In der folgenden Abbildung 5.3 ist der Tracker aus Sicht der einzelnen Kameras zu sehen, wenn er sich in der Mitte des Vierkammersystems 168 mm über dem Tisch befindet. Der Sichtbereich der einzelnen Kameras ist verkleinert dargestellt.

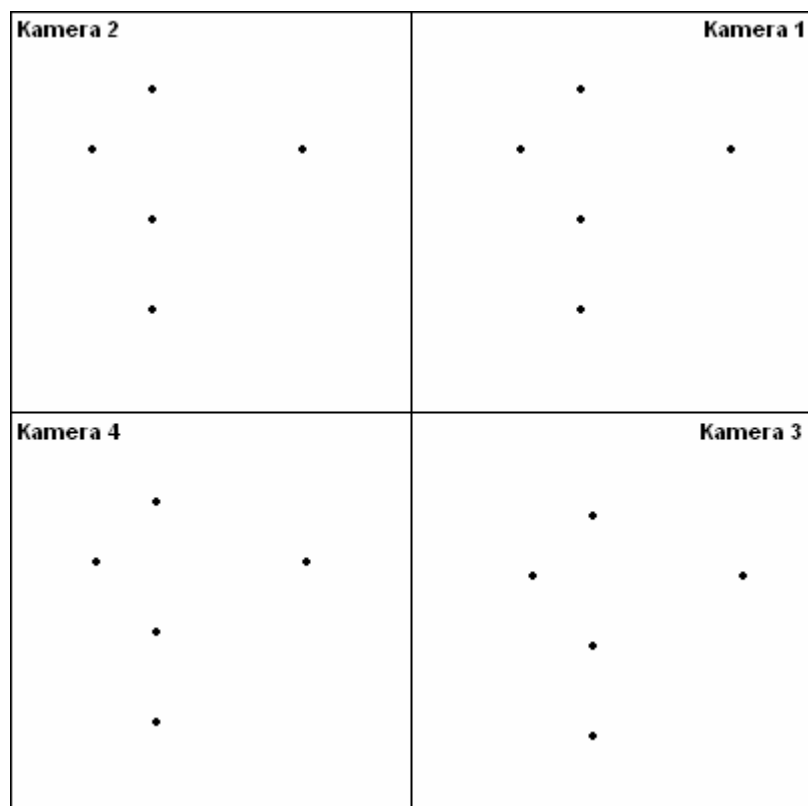


Abbildung 5.3 – Leuchtdioden des Trackers in den vier Kamerabildern

---

Wird der Tracker mit dem Roboter in positive Richtung gedreht, verschwinden die Leuchtdioden als erstes aus dem Sichtbereich der Kameras 3 und 4. Wird der Tracker um mehr als  $90^\circ$  gedreht, nimmt die Erkennung der Leuchtdioden auch unter den Kameras 1 und 2 ab, bis die erste Leuchtdiode ganz aus dem Sichtbereich der Stereokamera paare verschwindet und das Modell nicht mehr rekonstruiert werden kann.

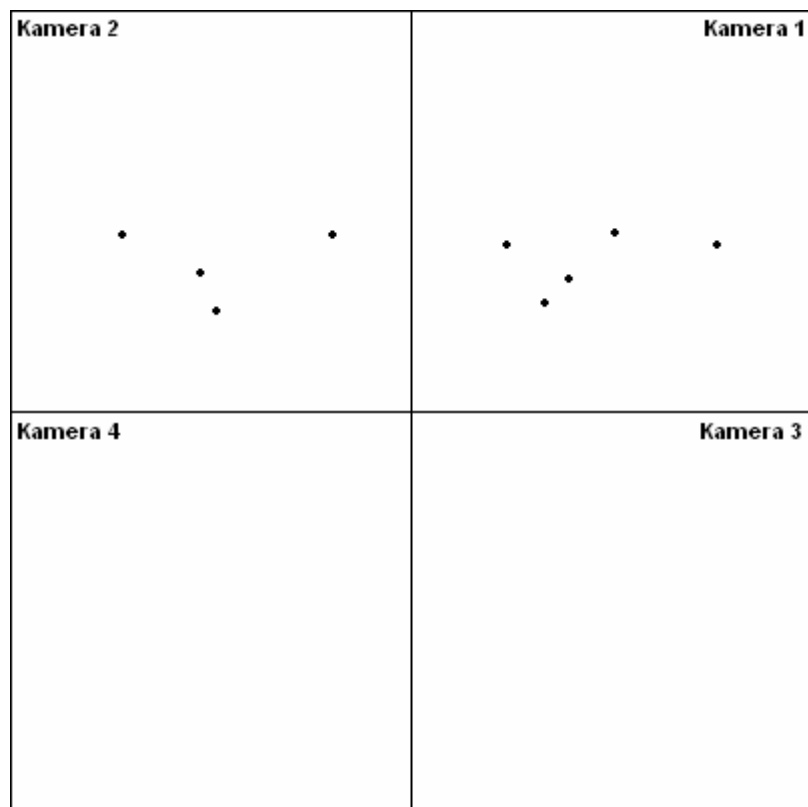


Abbildung 5.4 – Nicht rekonstruierbares Modell bei Rotation um mehr als  $90^\circ$

---

Wird der Tracker mit dem Roboter in negative Richtung gedreht, verschwinden die Leuchtdioden als erstes aus dem Sichtbereich der Kameras 1 und 2. Wird der Tracker um mehr als  $-90^\circ$  gedreht, nimmt die Erkennung der Leuchtdioden auch unter den Kameras 3 und 4 ab, bis die erste Leuchtdiode ganz aus dem Sichtbereich der Stereokamera-paare verschwindet und das Modell nicht mehr rekonstruiert werden kann.

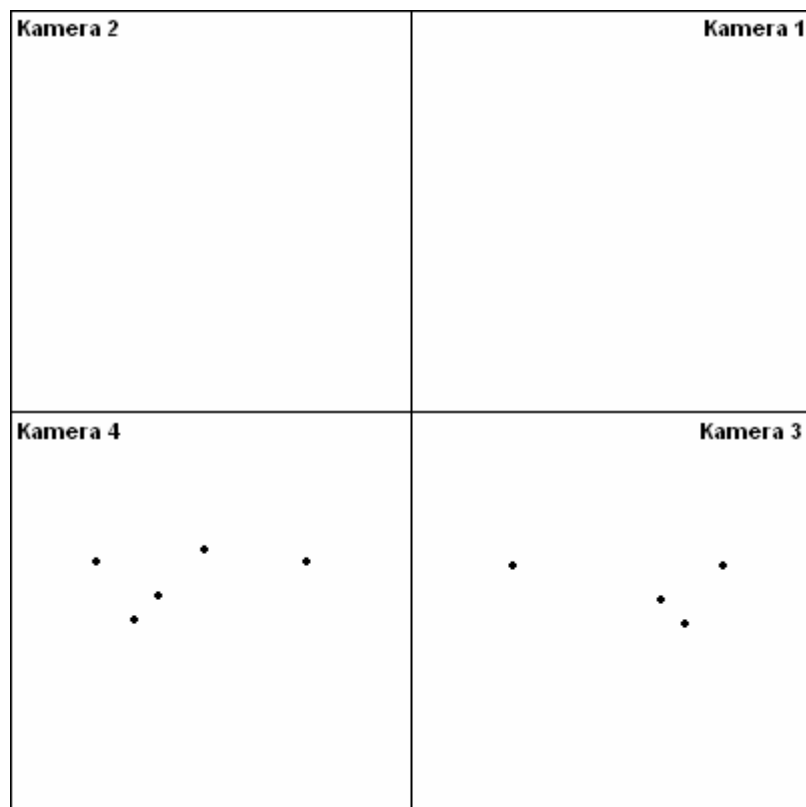


Abbildung 5.5 – Nicht rekonstruierbares Modell bei Rotation um mehr als  $-90^\circ$

---

Wird der Tracker mit dem Roboter horizontal in die positive y-Richtung verschoben, verschwinden die Leuchtdioden zuerst aus dem Sichtfeld der Kameras 1 und 2. Wird der Tracker dann weiter in positive y-Richtung verschoben, verschwinden die Leuchtdioden allmählich auch aus dem Sichtbereich der Kameras 3 und 4. Die maximale Verschiebung, bei der das Modell noch erkannt werden konnte, lag bei 234 mm.

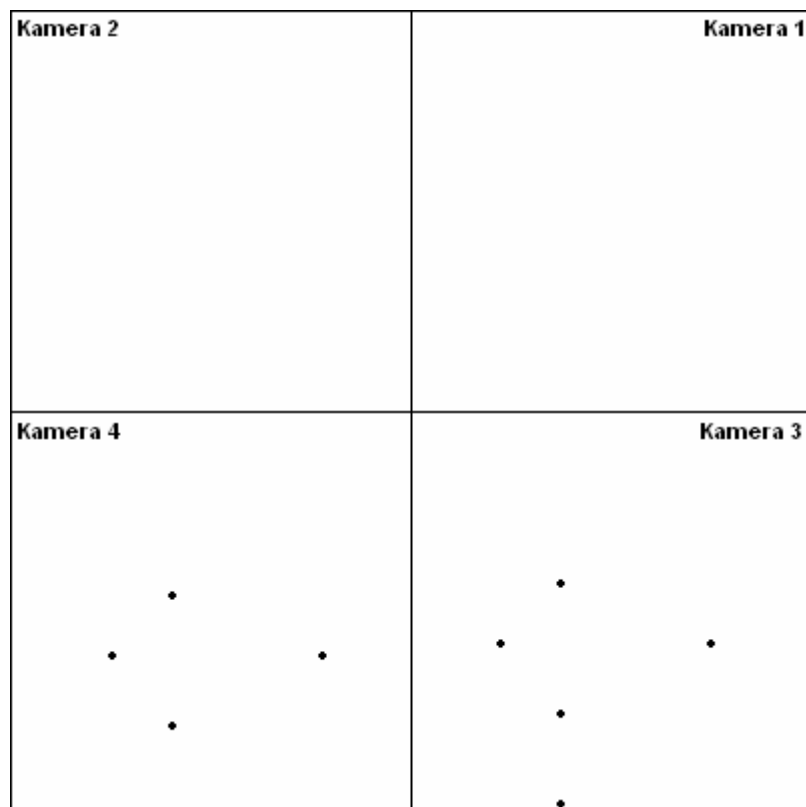


Abbildung 5.6 – Verschiebung des Trackers in positive y-Richtung

---

Wird der Tracker mit dem Roboter horizontal in die negative y-Richtung verschoben, verschwinden die Leuchtdioden zuerst aus dem Sichtfeld der Kameras 3 und 4. Wird der Tracker dann weiter in negative y-Richtung verschoben, verschwinden die Leuchtdioden allmählich auch aus dem Sichtbereich der Kameras 1 und 2. Die maximale Verschiebung, bei der das Modell noch erkannt werden konnte, lag hier bei -234 mm.

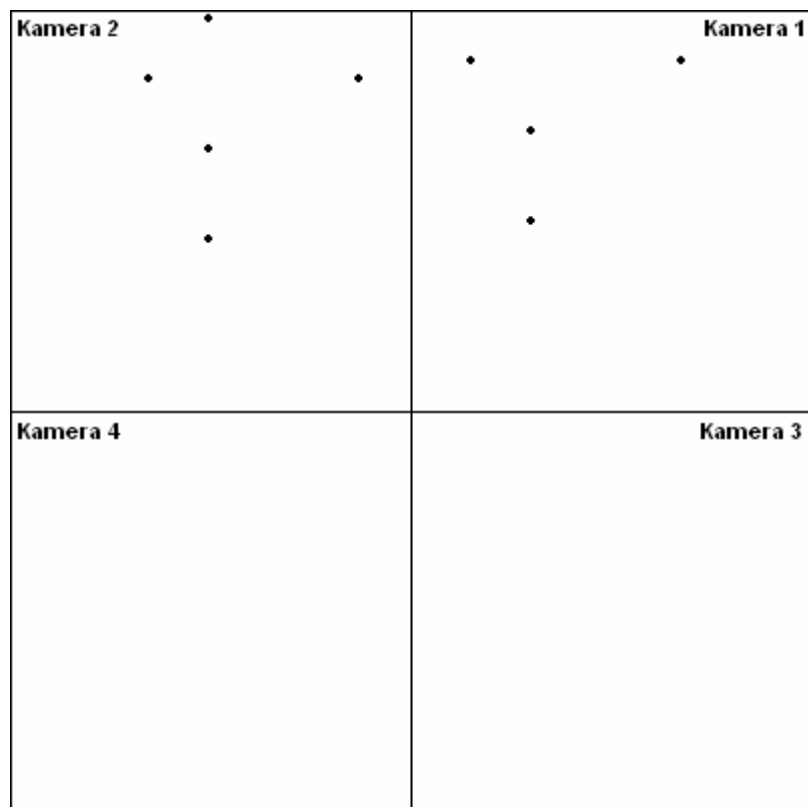


Abbildung 5.7 – Verschiebung des Trackers in negative y-Richtung

---

Wird der Tracker mit dem Roboter nach oben in Richtung der Kameras angehoben, verschiebt sich das Modell aus Sicht von Kamera 1 in die linke untere Ecke, von Kamera 2 in die rechte untere Ecke, von Kamera 3 in die linke obere Ecke und von Kamera 4 in die rechte obere Ecke (siehe Abbildung 5.8). Dennoch lässt sich das gesamte Modell anfangs noch aus allen Kamerabildern gemeinsam rekonstruieren. Oberhalb einer Höhe von 583 mm über dem Tisch ist die erste Leuchtdiode nur noch in einem Kamerabild zu sehen, und das gesamte Modell ist nicht mehr erkennbar

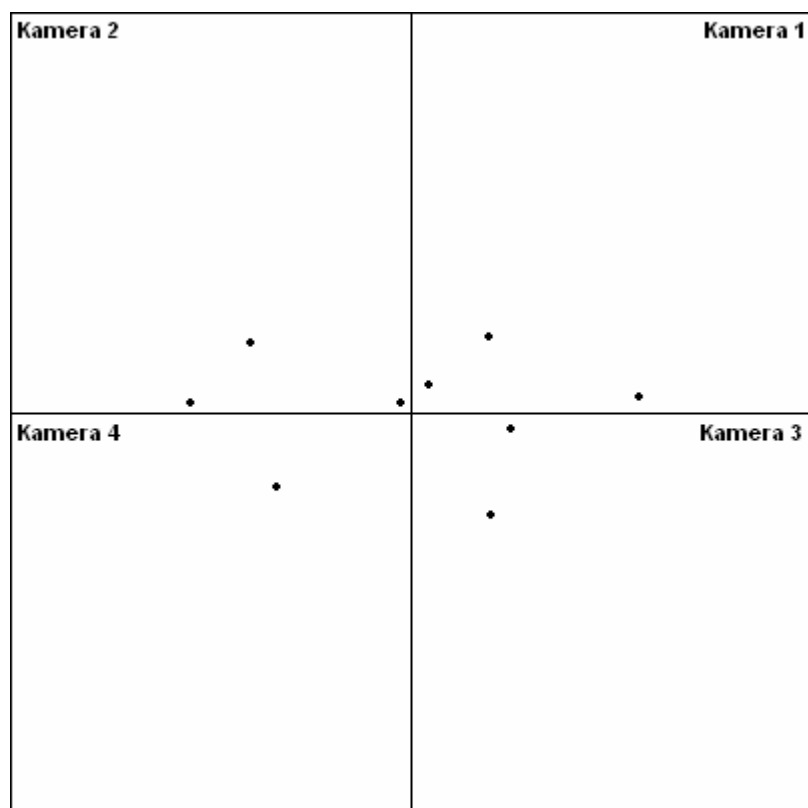


Abbildung 5.8 – Nicht erkennbares Modell bei Überschreitung der maximalen Höhe

---

Nach unten verschoben bleibt der Tracker bis genau auf Höhe des Arbeitstisches in allen vier Kamerabildern gut sichtbar und damit auf jeden Fall rekonstruierbar.

In den x-Richtungen wurde der Tracker bis zur maximalen Ansteuerung des Roboters von allen vier Kameras erkannt. Die Verschiebung lag in positiver x-Richtung bei 157 mm und in negativer x-Richtung bis -132 mm.

Abschließend ist zu sagen, dass jedes untersuchte Modell in einer Höhe von 168 mm oberhalb des Tisches in y-Richtung 468 mm und in x-Richtung mindestens 289 mm Bewegungsfreiraum unter dem Vierkammersystem hat. In der Mitte unter dem Vierkammersystem ergibt sich eine maximale Höhe von 583 mm, bis zu der jedes getestete Modell rekonstruiert werden kann.

Richtung / Rotation	Max gemessener Wert
+x	> 157 mm
-x	< -132 mm
+y	234 mm
-y	-234 mm
+z	583 mm
-z	< 0 mm
+ $\alpha$	ca. 90°
- $\alpha$	ca. -90°

Tabelle 5.1 – Bewegungsfreiraum für ein Modell unter den Annahmen aus 5.2

---

### 5.3. Absolute Abweichungen des Vierkammersystems

Um die absoluten Abweichungen zwischen den sechs Stereokamera-paaren des Vierkammersystems zu messen, wird mit einem Roboter ein virtueller Würfel mit den Kantenlängen 100 mm abgefahren. Am Greifarm des Roboters befindet sich eine Metallhalterung, in die ein Loch für eine Leuchtdiode ge-fräst wurde.

Bei dem Roboter (siehe Abbildung 5.9) handelt es sich um einen Roboter der Firma Mitsubishi vom Typ Melfa RV-2AJ. Die Positionsgenauigkeit und die Wiederholgenauigkeit des Roboters liegt im hundertstel Millimeterbereich, was für diese Messungen völlig ausreicht.

In Abbildung 5.10 ist erkennbar, dass die Kanten der Würfel nicht exakt deckungsgleich übereinander liegen. Die Abweichungen bewegen sich in einem Bereich, der von der Größenordnung her nicht tolerierbar ist. An der Beseitigung wird derzeit in einer weiteren Diplomarbeit gearbeitet.



Abbildung 5.9 – Roboter-greifarm mit Halterung und Leuchtdiode



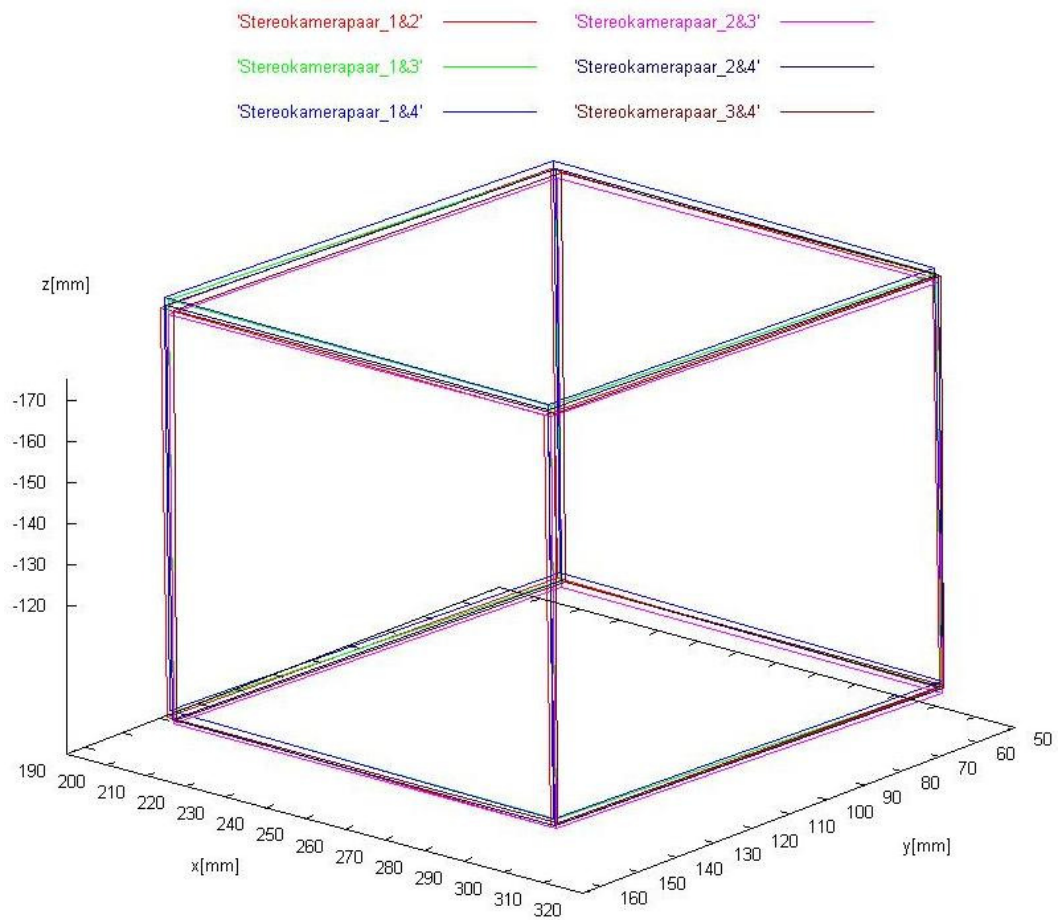


Abbildung 5.10 – Absolute Abweichungen aller Stereokamera paare

---

## **6. Handbuch**

### **6.1. Einleitung**

Die fraktionierte 3D-Erkennung, die während dieser Arbeit in das Projekt VT\_Tetroptik implementiert wurde, läuft komplett im Hintergrund der Anwendung, d.h. nicht sichtbar für den Anwender.

Um die Rekonstruktion der Landmarkenmodelle und des Trackers mit den unterschiedlichen implementierten Algorithmen zu testen, wurde das Projekt um zwei Dialoge erweitert.

Ändern sich zukünftige Landmarkenmodelle zum Beispiel in der Form, dass die Anzahl der Leuchtdioden an einem Patienten nicht mehr ausreicht und mehr Leuchtdioden eingesetzt werden müssen, muss der Algorithmus angepasst und getestet werden, was mit den implementierten Dialogen vergleichsweise einfach zu bewerkstelligen ist.

Es ist auch vorstellbar, dass aus dem Vierkammersystem ein Kamerasystem mit mehr als vier Kameras wird, um einen größeren Sichtbereich der Kameras und damit einen noch größeren Arbeitsbereich zur Verfügung zu haben. Auch in diesem Fall müssen Änderungen an dem implementierten Algorithmus vorgenommen werden, die mit Hilfe der Dialoge leicht vorzunehmen und zu testen sind. Für die endgültige Benutzung des Projekts in der Medizin haben die Dialoge keinen Nutzen und sollten aus der fertigen Version entfernt oder zumindest deaktiviert werden.

---

## 6.2. CamChooser(Landmarken)-Dialog

Der CamChooser(Landmarken)-Dialog befindet sich im Menüpunkt Tools. Alternativ kann der Dialog auch über die Tasten [Ctrl+M] aufgerufen werden (siehe Abbildung 6.1).

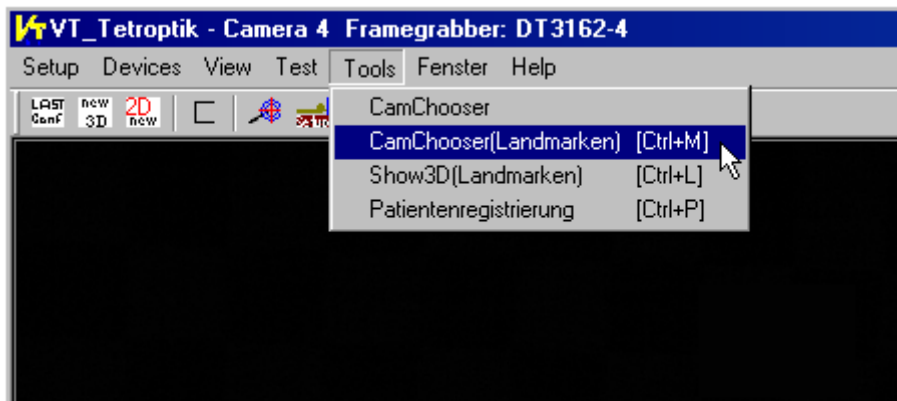


Abbildung 6.1 – Aufruf von CamChooser(Landmarken)-Dialog

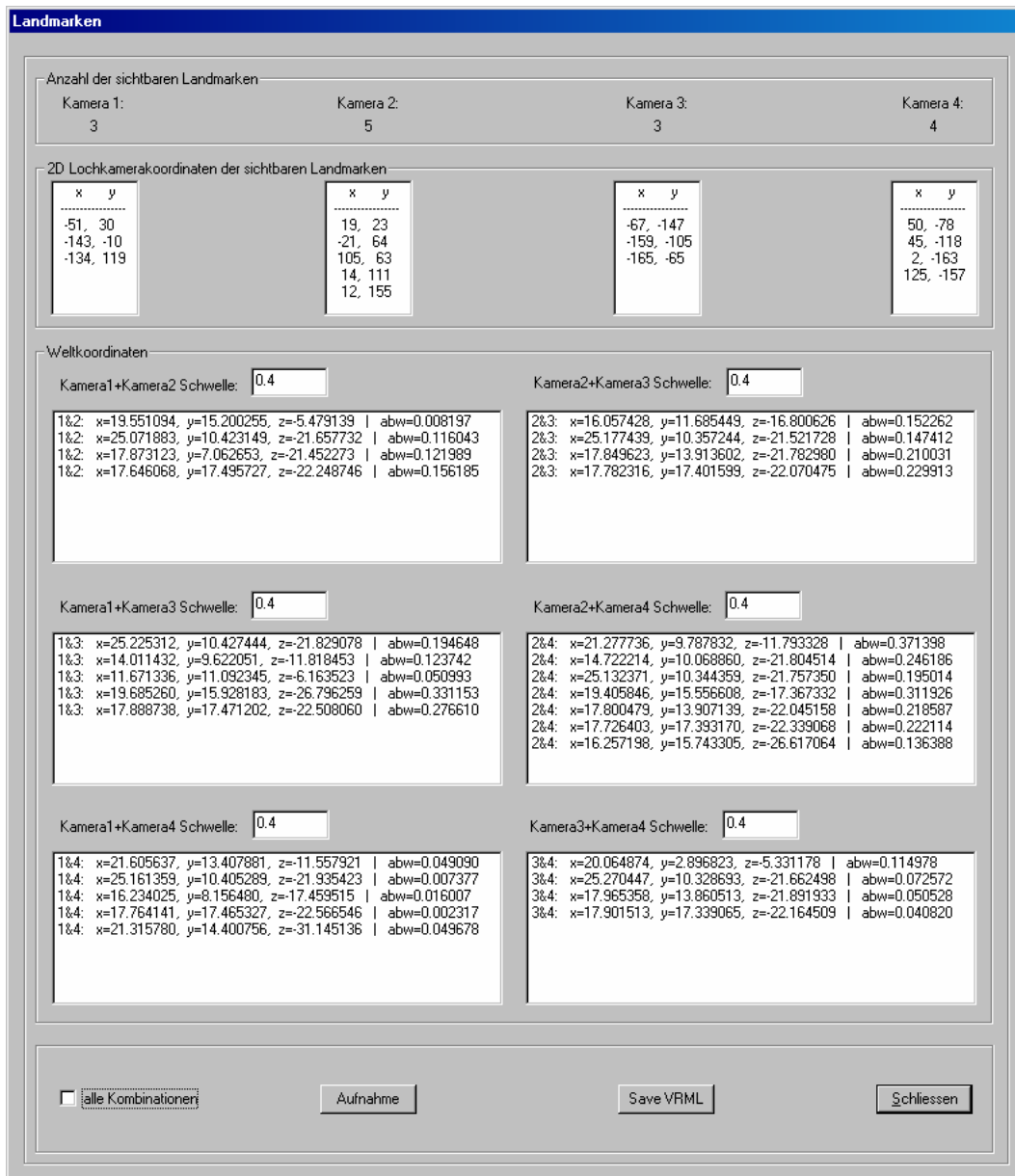


Abbildung 6.2 – CamChooser(Landmarken)-Dialog mit einem Schwellwert von 0.4 mm

---

Im CamChooser(Landmarken)-Dialog wird unter „Anzahl der Sichtbaren Landmarken“ die aktuell im Vierkameranystem sichtbare Anzahl der Leuchtdioden für jede Kamera angezeigt (siehe Abbildung 6.2).

Unter „2D Lochkamerakordinaten der sichtbaren Landmarken“ werden für jede Kamera die 2D-Koordinaten der sichtbaren Leuchtdioden angegeben. Sieht eine Kamera zum Beispiel drei Leuchtdioden, werden in der Listbox für die Kamera auch drei 2D-Koordinaten angegeben.

Darunter befinden sich die Listboxen für die sechs Stereokamerapaare. Hier werden die berechneten Weltkoordinaten für die einzelnen Stereokamerapaare ausgegeben.

Für jeden berechneten Punkt im Weltkoordinatensystem wird außerdem die minimale Distanz der zwei Sehstrahlen zueinander angezeigt, mit denen dieser Punkt berechnet wurde.

Jedes Stereokamerapaar hat zusätzlich ein Eingabefeld für einen Schwellwert. Hier werden alle berechneten Punkte im Weltkoordinatensystem herausfiltert, deren Sehstrahlen für die Berechnung der jeweiligen Punkte eine minimale Distanz zueinander haben, die größer ist als der eingegebene Schwellwert.

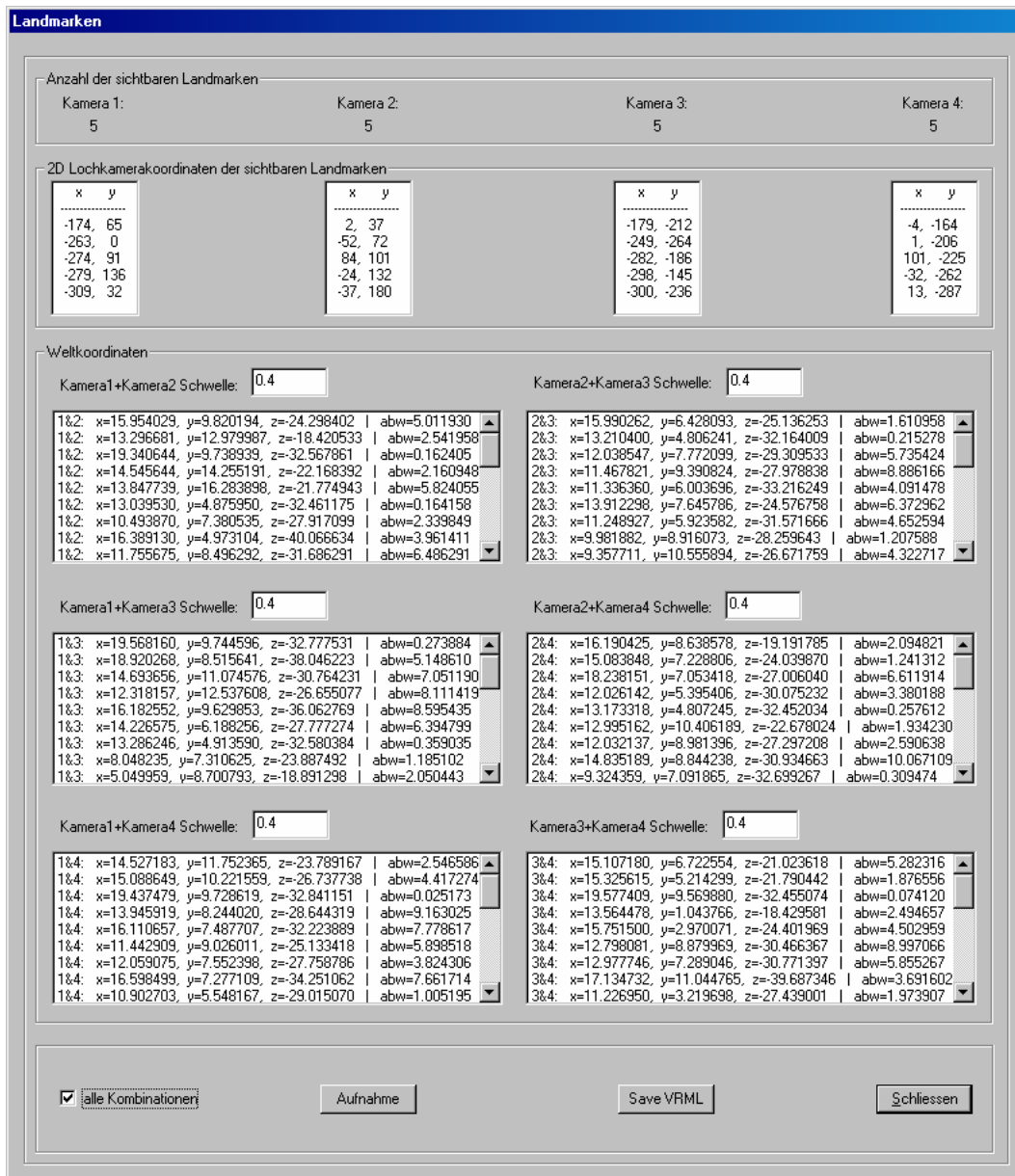


Abbildung 6.3 – CamChooser(Landmarken)-Dialog

---

Im unteren Bereich des CamChooser(Landmarken)-Dialogs (siehe Abbildung 6.3) befindet sich eine Checkbox „alle Kombinationen“. Ist diese Checkbox gesetzt, wird der eingegebene Schwellwert für die einzelnen Stereokamera-paare nicht mehr berücksichtigt. Vielmehr werden jetzt alle möglichen Punkte im Weltkoordinatensystem in den Listboxen angezeigt.

Der Button „Aufnahme“ macht eine aktuelle Aufnahme der aktuell sichtbaren Leuchtdioden unter dem Vierkameran-system und aktualisiert den CamChooser(Landmarken)-Dialog. Dieser Button macht nur Sinn, wenn im Quellcode der Timer nicht aktiviert ist, der ständige Aufnahmen durch die Kameras veranlasst.

Der „Save VRML“ Button speichert alle berechneten Punkte, die in den Listboxen der Stereokamera-paare zu sehen sind, in eine VRML<sup>1</sup>-Datei. Diese Datei kann dann in einen VRML-Viewer oder in einen Browser mit installiertem VRML-Plugin geladen werden. Die VRML-Datei gibt zum Beispiel Aufschluss darüber, wie die virtuellen Punkte im Raum verteilt sind.

---

<sup>1</sup> Virtual Reality Language – Skriptsprache, die es erlaubt, dreidimensionale Szenen darzustellen

---

### 6.3. Show3D(Landmarken)-Dialog

Der Show3D(Landmarken)-Dialog befindet sich im Menüpunkt Tools. Alternativ kann der Dialog auch über die Tasten [Ctrl+L] aufgerufen werden (siehe Abbildung 6.4).



Abbildung 6.4 – Aufruf von Show3D(Landmarken)-Dialog



---

Der Show3D(Landmarken)-Dialog stellt die berechneten Punkte im Weltkoordinatensystem dar. Wird der Dialog aufgerufen, werden alle Punkte im Weltkoordinatensystem, die sich aus allen aktuell sichtbaren Leuchtdioden im Vierkammersystem ergeben, berechnet und angezeigt (siehe Abbildung 6.5). Dies entspricht im CamChooser(Landmarken)-Dialog einem Setzen der Checkbox „alle Kombinationen“. Die Punkte im Weltkoordinatensystem werden mit der OpenGL-Library (siehe Anhang C) dargestellt, um eine schnelle und räumliche Anzeige sicherzustellen.

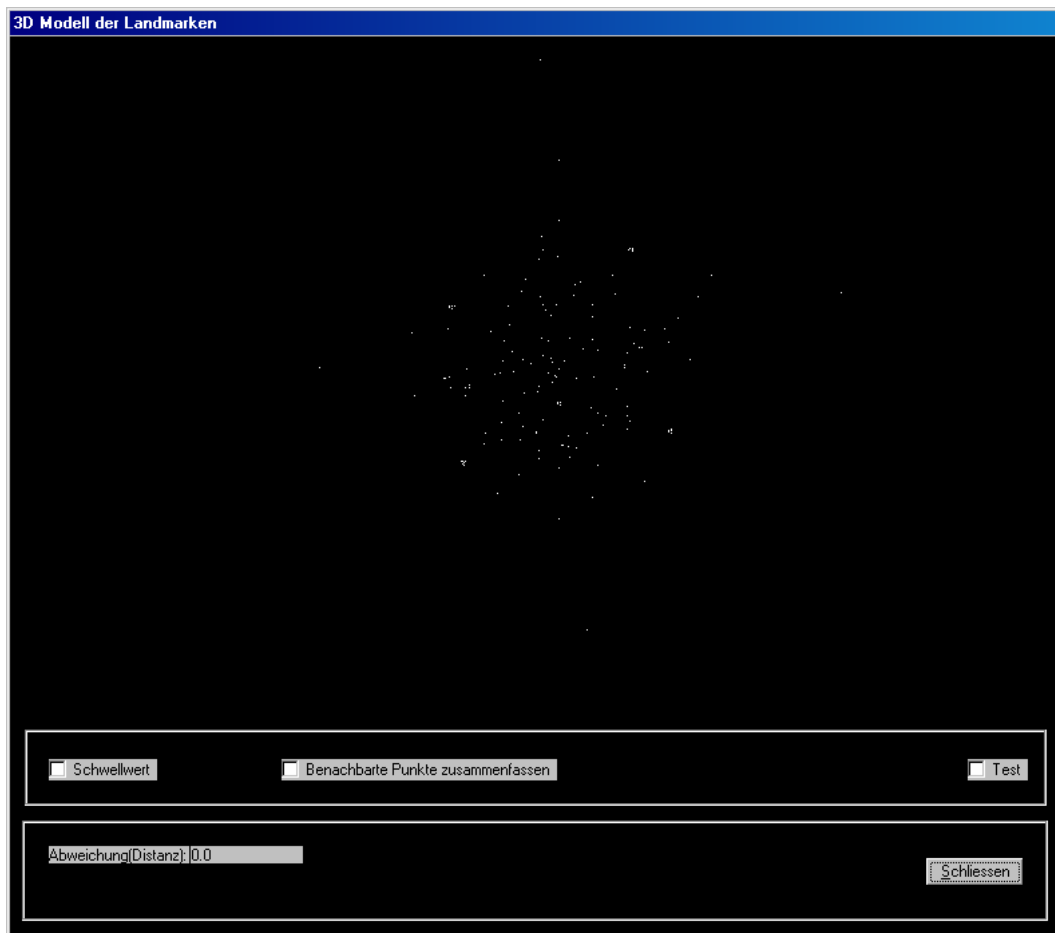


Abbildung 6.5 –Show3D(Landmarken)-Dialog

---

Wird die Checkbox „Schwellwert“ gesetzt, werden von allen berechneten Punkten im Weltkoordinatensystem nur die dargestellt, deren Sehstrahlen beim Berechnen des Punktes eine kleinere Distanz zueinander aufweisen als der Schwellwert, der im Quellcode festgelegt ist. Diese Darstellung entspricht der Anzeige der Punkte im Weltkoordinatensystem, wenn im CamChooser(Landmarken)-Dialog ein Schwellwert gesetzt und über diesen gefiltert wird.

Ist die Checkbox „Benachbarte Punkte zusammenfassen“ gesetzt, werden alle auftretenden Punktwolken jeweils zu einem Punkt zusammengefasst.

Durch das Setzen der Checkbox „Test“ wird in allen aktuell dargestellten Punkten das Landmarkenmodell gesucht. Wird das Landmarkenmodell gefunden, sind nur noch die Punkte des Landmarkenmodells zu sehen. Kann das Modell nicht rekonstruiert werden, werden auch keine Punkte mehr dargestellt.

Die „Abweichung“ im Show3D(Landmarken)-Dialog gibt an, wie gut das gefundene Modell mit dem gesuchten Landmarkenmodell übereinstimmt. Dabei werden die einzelnen Abstände der Punkte des rekonstruierten Modells zu den Punkten des gesuchten Modells addiert und angezeigt.

---

## **7. Zusammenfassung**

In der vorliegenden Arbeit wurde ein Algorithmus entwickelt und in das Projekt „3D Navigation in der Medizin“ implementiert und getestet. Dieser Algorithmus rekonstruiert in Echtzeit ein fraktioniertes 3D-Modell, bestehend aus Leuchtdioden, in einem tetraoptischen (Vierkamera-) System.

Während der Untersuchungen wurden verschiedene Verfahren entwickelt und in das Projekt integriert, um das für das Vierkammersystem erfolgreichste Verfahren herauszufiltern. Wenig erfolgreiche Verfahren wurden verworfen. Zum Beispiel hat sich das Verfahren, nach dem die Landmarkenmodelle und der Tracker für das Zweikammersystem rekonstruiert wurden, als für das Vierkammersystem nicht jederzeit sicher realisierbar herausgestellt.

Eine Anpassung des implementierten Algorithmus ist sowohl in Bezug auf eine beliebige Vergrößerung der Anzahl von Landmarken am Patienten als auch bei einer Erweiterung des Vierkammersystems um eine oder mehrere weitere Kameras jederzeit möglich. Das heißt, dass der Algorithmus nicht nur in dem vorhandenen Vierkammersystem Verwendung finden, sondern auch in zukünftigen Mehrkammersystemen eingesetzt werden kann.

Durch das Vierkammersystem und den entwickelten und implementierten Algorithmus hat sich der Arbeitsbereich für den behandelnden Arzt bei einem späteren medizinischen Einsatz gegenüber dem Arbeitsbereich des Zweikammersystems erheblich vergrößert. Dadurch ist das Projekt „3D Navigation in der Medizin“ wieder einen Schritt vorwärts in Richtung einer ersten klinischen Erprobung gerückt.

---

## **8. Literatur- und Quellenverzeichnis**

- [1] BECKER, Rolf und KESZLER, Tim: Kalibrierung und Validierung eines stereooptischen Navigationssystems am CT für die Durchführung der Patientenregistrierung und Kontrolle.  
Diplomarbeit FH Wiesbaden 2002
- [2] BENDER, Peter: Vorlesungsskript Elemente der Geometrie WS 2003/2004.  
Universität Paderborn, Fachgruppe Mathematikdidaktik
- [3] BIRKOBEN, Simon: Proseminar, Informatik in der Medizin SS 2003.  
Universität Karlsruhe
- [4] CLAUSSEN, Ute: Programmieren mit OpenGL – 3D-Grafik und Bildverarbeitung.  
Springer Verlag, ISBN 3-540-57977-X
- [5] GLASBERGER, Andreas: Visualisierung der Messungen eines 3D-Navigationssystems in medizinischen DICOM-Bilddaten.  
Diplomarbeit FH Wiesbaden 2002
- [6] GOTTWALD, Sabine: Modellabhängige Segmentierung von Landmarken in medizinischen DICOM-Bilddaten.  
Diplomarbeit FH Wiesbaden 2002
- [7] HAPPICH, Sascha: Multiplane-Kalibrierung eines tetraoptischen Kamerasystems für die dreidimensionale Navigation.  
Diplomarbeit FH Wiesbaden (in Vorbereitung)

- 
- [8] HARM, Martin: Entwicklung eines dreidimensionalen Nadelpositionierungssystems zur Strahlentherapie.  
Diplomarbeit FH Wiesbaden 2000
- [9] <http://www.calc3d.com>
- [10] <http://www.datx.com>
- [11] <http://www.netdokter.de>
- [12] <http://www.pentax.de>
- [13] <http://www.teli.co.jp/english/>
- [14] KALKHOF, Nicolas: Einsatz eines tetraoptischen Kamerasystems zur dreidimensionalen medizinischen Navigation.  
Diplomarbeit FH Wiesbaden 2003
- [15] LA TORRE, Francesco: Implementierung von Segmentierungsalgorithmen zur medizinischen Navigation mit einem Vier-Kamera-System.  
Diplomarbeit FH Wiesbaden 2003
- [16] OST, Kervin: Kalibrierung eines nichtstationären Stereokamerasystems zum Einsatz für eine dreidimensionale Objektverfolgung.  
Diplomarbeit FH Wiesbaden 1999
- [17] PAPULA, Lothar: Mathematik für Ingenieure und Naturwissenschaftler.  
Band 3, Vieweg Verlag, ISBN 3-528-34937-9
- [18] RICHTER, Detlef: LA TORRE, Francesco: Private Mitteilungen

- 
- [19] WILLMS, Andre: C++ Programmierung  
2.Auflage, Addison-Wesley Verlag, ISBN 3-8273-1627-8
- [20] ZILKEN, Herwig: Vorlesungsskript Computergrafik WS 2002/2003.  
Forschungszentrum Jülich, Zentralinstitut für Angewandte Mathematik

---

## Anhang A

### Quaternionen

Quaternionen wurden im Jahr 1843 von dem Mathematiker Sir W. R. Hamilton als Erweiterung der komplexen Zahlen eingeführt. Im Unterschied zu den komplexen Zahlen, die aus einem Realteil und einem Imaginärteil bestehen, besitzen Quaternionen neben ihrem Realteil drei Imaginärteile. Außerdem ist die Multiplikation im Gegensatz zu den komplexen Zahlen nicht kommutativ. Rein formal handelt es sich also bei einem Quaternion um ein Vierertupel mit einem eindimensionalen skalaren Realteil und einem dreidimensionalen vektoriellen Imaginärteil.

Als Erweiterung der komplexen Zahlen liefern Quaternionen die Grundlage für eine mathematisch bequeme Beschreibung von Rotationsvorgängen. Daher finden Quaternionen heute häufig Anwendung in der Computergrafik. Bei der Verwendung von Quaternionen an Stelle von Rotationsmatrizen werden weniger Rechenoperationen benötigt, was die Rechengeschwindigkeit steigert.

Quaternionen werden formal als  $x_0 + x_1 \cdot i + x_2 \cdot j + x_3 \cdot k$  ausgedrückt,  $x_0, x_1, x_2, x_3$  beschreiben dabei den Realteil der Zahl,  $i, j, k$  den Imaginärteil der Zahl.

Verschiedene Darstellungsmöglichkeiten für Quaternionen:

$$\begin{aligned} q &= [w, v] && \text{mit } v \in R^3, w \in R \\ &= [w, (x, y, z)] && \text{mit } x, y, z, w \in R \\ &= [w, x, y, z] && \text{mit } x, y, z, w \in R \\ &= w + i \cdot x + j \cdot y + k \cdot z && \text{mit } x, y, z, w \in R \end{aligned}$$

---

$w$  nennt man auch den Skalarteil,  $\vec{v} = \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}$  den Vektorteil des Quaternions.

Gegeben sind zwei Quaternionen :

$$q_1 = x_0 + x_1 \cdot i + x_2 \cdot j + x_3 \cdot k$$

und

$$q_2 = y_0 + y_1 \cdot i + y_2 \cdot j + y_3 \cdot k$$

Die Addition zweier Quaternionen ist assoziativ und kommutativ, sie erfolgt wie bei den komplexen Zahlen komponentenweise. Addiert man die zwei Quaternionen  $q_1$  und  $q_2$ , ergibt das:

$$\begin{aligned} q_1 + q_2 &= (x_0 + x_1 \cdot i + x_2 \cdot j + x_3 \cdot k) + (y_0 + y_1 \cdot i + y_2 \cdot j + y_3 \cdot k) \\ &= (x_0 + y_0) + (x_1 + y_1) \cdot i + (x_2 + y_2) \cdot j + (x_3 + y_3) \cdot k \end{aligned}$$



---

Die Multiplikation zweier Quaternionen ist assoziativ, aber nicht kommutativ. Die Multiplikation der zwei Quaternionen  $q_1$  und  $q_2$  ergibt:

$$\begin{aligned}
 q_1 \cdot q_2 &= (x_0 + x_1 \cdot i + x_2 \cdot j + x_3 \cdot k) \cdot (y_0 + y_1 \cdot i + y_2 \cdot j + y_3 \cdot k) \\
 &= (x_0 \cdot y_0 - x_1 \cdot y_1 - x_2 \cdot y_2 - x_3 \cdot y_3) + \\
 &\quad (x_0 \cdot y_1 + x_1 \cdot y_0 + x_2 \cdot y_3 - x_3 \cdot y_2) \cdot i + \\
 &\quad (x_0 \cdot y_2 - x_1 \cdot y_3 + x_2 \cdot y_0 + x_3 \cdot y_1) \cdot j + \\
 &\quad (x_0 \cdot y_3 + x_1 \cdot y_2 - x_2 \cdot y_1 + x_3 \cdot y_0) \cdot k
 \end{aligned}$$

Dabei gelten folgende Multiplikationsregeln :

	$i$	$j$	$k$
$i$	$-1$	$k$	$-j$
$j$	$-k$	$-1$	$i$
$k$	$j$	$-i$	$-1$

Tabelle 6.1 - Multiplikationsregeln

Zu jedem Quaternion  $q$  existiert ein konjugiertes Quaternion  $\overline{q}$ . Das konjugierte Quaternion  $\overline{q_1}$  ergibt:

$$\overline{q_1} = x_0 - x_1 \cdot i - x_2 \cdot j - x_3 \cdot k$$

---

Um einen Punkt  $\bar{P} = \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}$  aus dem  $R^3$  mit Hilfe der Quaternionen rotieren zu

können, muss dieser in Quaternionenschreibweise umgewandelt werden. Die Punktkoordinaten werden dabei in den Vektorteil des Quaternions übernommen. Der Skalarteil wird auf 0 gesetzt:

$$p = [0, x, y, z]$$

Anschließend wird das Quaternion  $p$  mit einem weiteren Quaternion  $q$  wie folgt multipliziert:

$$p_2 = q \cdot p \cdot \bar{q}$$

Das Einheitsquaternion  $q$  enthält hierbei die Rotationsinformation und sieht folgendermaßen aus :

$$q = \left[ \cos\left(\frac{w}{2}\right), u \cdot \sin\left(\frac{w}{2}\right) \right] = \left[ \cos\left(\frac{w}{2}\right), u_x \cdot \sin\left(\frac{w}{2}\right), u_y \cdot \sin\left(\frac{w}{2}\right), u_z \cdot \sin\left(\frac{w}{2}\right) \right]$$

Mit:

- $u$  - Einheitsvektor, der als Drehachse dient
- $p_2$  - Punkt nach der Drehung in Quaternionenschreibweise
- $w$  - Drehwinkel

---

Als Beispiel soll der Punkt  $\vec{P} = \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix}$  um Winkel  $w=180^\circ$  um die y-Achse gedreht werden (siehe Abbildung 6.1).

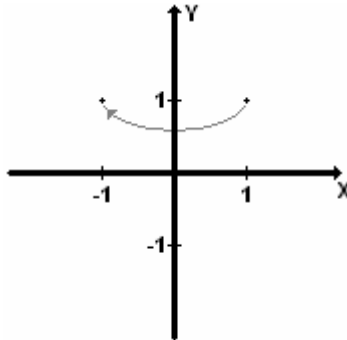


Abbildung 6.1 – Rotation um die y-Achse  
(z-Achse nicht angegeben)

Die Rotationsachse, die konjugierte Rotationsachse und der Punkt  $p$  ergeben in Quaternionenschreibweise folgende Darstellung:

$$q = \left[ \cos\left(\frac{w}{2}\right), \sin\left(\frac{w}{2}\right) \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix} \right] = \cos(90) + \sin(90) \cdot 0 \cdot i + \sin(90) \cdot 1 \cdot j + \sin(90) \cdot 0 \cdot k = j$$

$$\bar{q} = -j$$

$$p = \left[ 0, \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix} \right] = 0 + 1 \cdot i + 1 \cdot j + 0 \cdot k = i + j$$

---

Damit ergibt die Drehung:

$$\begin{aligned} p_2 &= q \cdot p \cdot \bar{q} = (j) \cdot (i + j) \cdot (-j) \\ &= (j) \cdot (-i \cdot j - j \cdot j) \\ &= (j) \cdot (-k + 1) \\ &= (-j \cdot k + j) \\ &= -i + j \\ &= -1 \cdot i + 1 \cdot j + 0 \cdot k \end{aligned}$$

Das ergibt den Punkt  $p_2$  in Vektorschreibweise:

$$\bar{P}_2 = \begin{pmatrix} -1 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix}$$

---

Die Rotation kann auch als Matrix  $R$  dargestellt werden und besitzt dann folgende Form:

$$R = \begin{bmatrix} 1 - 2 \cdot (y^2 + z^2) & 2 \cdot (x \cdot y - w \cdot z) & 2 \cdot (x \cdot z + w \cdot y) \\ 2 \cdot (x \cdot y + w \cdot z) & 1 - 2 \cdot (x^2 + z^2) & 2 \cdot (y \cdot z - w \cdot x) \\ 2 \cdot (x \cdot z - w \cdot y) & 2 \cdot (y \cdot z + w \cdot x) & 1 - 2 \cdot (x^2 + y^2) \end{bmatrix}$$

Mit den Werten aus dem vorherigen Beispiel ergibt dies:

$$w = \cos(90) = 0$$

$$x = \sin(90) \cdot 0 = 0$$

$$y = \sin(90) \cdot 1 = 1$$

$$z = \sin(90) \cdot 0 = 0$$

$$\vec{P}_2 = \begin{bmatrix} 1-2 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1-2 \end{bmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -1 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix}$$

---

## **Anhang B**

### **DICOM**

Die vom Computertomographen aufgenommenen Schnittbilder, die der Patientenregistrierung dienen, liegen ausschließlich im DICOM-Format vor.

DICOM steht für Digital Image Communications in Medicine und ist ein Standard für digitale Bildverarbeitung und -kommunikation in der Medizin.

Wegen der Vielzahl von bildgebenden Geräten in der Medizin und wegen der Anforderungen, die aufgenommenen Bilder zu archivieren und zwischen den unterschiedlichen Geräten zu kommunizieren, wurde Anfang der 80er Jahre vom American College of Radiology (ACR) und von der National Electrical Manufacturers Association (NEMA) die erste Version des DICOM-Standard, der ACR-NEMA Standard, entwickelt. Dieser Standard beinhaltete allerdings noch keine Netzwerkkommunikation, sondern war nur für die Kommunikation zwischen zwei Geräten vorgesehen.

1993 entstand daraus der Standard-DICOM 3.0, der eine herstellerunabhängige Kommunikationsmöglichkeit für medizinische Bilder und bildbezogene Daten von DICOM-kompatiblen Geräten bietet.

---

## **Anhang C**

### **OpenGL**

OpenGL (Graphics Library) ist eine Softwareschnittstelle zu grafischer Hardware. Entstanden als Programmierschnittstelle Iris GL der Silicon Graphics Hardware, wurde sie durch ein aus mehreren Software- und Hardwareherstellern bestehendes Gremium überarbeitet und 1992 für eine breite Systemumgebung freigegeben. Inzwischen unterstützen fast alle Grafikkarten diese Schnittstelle durch Hardware. Die OpenGL-Bibliothek steht für viele Plattformen und Programmiersprachen zur Verfügung.

Bei der OpenGL-Bibliothek werden nur die Grafikkommandos für die 2D- und 3D-Grafikprogrammierung genormt, die Fenster- und Eingabegeräteverwaltung wird dem jeweiligen Windowsystem überlassen. Der Befehlssatz der OpenGL-Bibliothek umfasst ca. hundertzwanzig Grafikfunktionen, die alle in Hardware abbildbar sind. Das bedeutet, dass die Funktionen mit in den Grafikchip eingebrannt werden können, was wiederum zu einer höheren Geschwindigkeit bei der Grafikberechnung und Grafikausgabe führt.

OpenGL arbeitet nach dem Prinzip einer „state machine“. Die Art und Weise, wie Primitives (Punkte, Linien, Polygone), die mit Hilfe entsprechender Funktionen definiert werden, auf dem Bildschirm erscheinen, wird eindeutig durch einen Satz von sogenannten Statusvariablen bestimmt, die innerhalb von OpenGL verwaltet werden. Der Wert einer Statusvariablen wird dabei solange beibehalten, bis er explizit durch einen entsprechenden Funktionsaufruf geändert wird.