

**UNIVERSITÄT HANNOVER**

**INSTITUT FÜR PHOTOGRAMMETRIE UND GEOINFORMATION**

**DIPLOMARBEIT**

**“UNTERSUCHUNGEN ZUR DIGITALEN  
OBERFLÄCHENREKONSTRUKTION AUS MIKROSKOPAUFNAHMEN“**

VORGELEGT VON

CAND. GEOD. THOMAS REIFENBERGER

IM OKTOBER 2002

**Erklärung:**

Hiermit versichere ich, dass die vorliegende Arbeit von mir selbständig verfasst wurde. Zur Bearbeitung wurden die angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet.

Langenhagen, den 02.10.2002

---

(Thomas Reifenberger)

# Inhalt

---

## INHALT

<b>1.</b>	<b>EINLEITUNG.....</b>	<b>5</b>
<b>2.</b>	<b>GRUNDLAGEN.....</b>	<b>6</b>
2.1	Räumliche Wahrnehmung des Menschen.....	6
2.2	Mathematische Grundlagen.....	8
2.2.1	Modell der Zentralprojektion.....	8
2.2.2	Stereonormalfall der Stereobildauswertung.....	10
2.2.3	Genauigkeitsbetrachtung für den Stereonormalfall.....	11
2.3	Entstehung digitaler Bilder.....	13
2.4	Bildfehler beschreibende Funktionen.....	14
2.4.1	Radial-symmetrische Verzeichnung.....	15
2.4.2	Radial-asymmetrische und tangentiale Verzeichnung.....	16
<b>3.</b>	<b>BILDZUORDNUNG.....</b>	<b>17</b>
3.1	Methode der kleinsten Quadrate.....	18
3.2	Kreuzkorrelationsverfahren.....	19
3.3	Softwaretechnische Grundlagen.....	20
3.4	Schwierigkeiten bei der Bildzuordnung.....	22
3.4.1	Mehrdeutigkeiten und Fehlzuordnungen.....	22
3.4.2	Geometrische Verzerrungen.....	23
<b>4.</b>	<b>MEDIZINISCHER HINTERGRUND.....</b>	<b>27</b>
4.1	Beispiel für Arbeitserleichterung der Chirurgen.....	27
4.2	Vorteile mikrochirurgischer Behandlung für die Patienten.....	28
4.3	Ausblick auf neue Entwicklungen.....	28
<b>5.</b>	<b>AUFNAHME DER BILDER MIT DEM STEREOMIKROSKOP.....</b>	<b>30</b>
5.1	Beschreibung des Stereomikroskops.....	30
5.2	Vorgehensweise bei der Aufnahme.....	32
<b>6.</b>	<b>BILDVORVERARBEITUNG.....</b>	<b>35</b>
6.1	Vorüberlegende Schritte und Lösungen für auftretende Probleme.....	35
6.2	Möglichkeiten zur Aufbereitung digitaler Bilder.....	39
6.2.1	Rechteckfilter.....	39
6.2.2	Gaußfilter.....	40

## Inhalt

---

<b>7.</b>	<b>ERZEUGUNG VON 3D-MODELLEN AUS STEREOBILDERN</b> .....	<b>41</b>
7.1	Das Programm Bildkorrelator .....	41
7.1.1	Programmbeschreibung .....	41
7.1.2	Programmablauf in der Praxis .....	49
7.2	Vergleich der Ergebnisse .....	55
7.2.1	Korrelationsergebnisse mit Millimeterpapier.....	57
7.2.2	Ergebnisse nach R G B – Farbkanalzerlegung .....	59
7.2.3	3D-Ansicht eines medizinischen Objekts.....	61
<b>8.</b>	<b>GENAUGKEITSBETRACHTUNG</b> .....	<b>62</b>
8.1	Beschreibung des Treppenmodells .....	62
8.2	Zusammenhang zwischen den Höhen und Grauwertintensitäten .....	63
8.3	Genauigkeit der 3D-Auswertung .....	65
8.3.1	Abschätzung der Höhengenaugigkeit.....	65
8.3.2	Berechnung der empirischen Standardabweichung .....	66
<b>9.</b>	<b>SCHLUSSBETRACHTUNG</b> .....	<b>71</b>
<b>10.</b>	<b>ABBILDUNGEN</b> .....	<b>72</b>
<b>11.</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS</b> .....	<b>74</b>

### 1. EINLEITUNG

Im Bereich der Chirurgie ist die Oberflächenrekonstruktion von bestimmten Objekten, insbesondere von inneren Organen, von immer größerem Interesse, um zum Beispiel Operationsszenen simulieren zu können. Die Entwicklung dreidimensionaler Modelle kommt aber auch der Ausbildung von Medizinstudenten zugute, die Übungsaufgaben dann am Computer durchführen können und nicht mehr an realen Organen lernen müssen.

Unter dem Begriff Oberflächenrekonstruktion versteht man die Erzeugung dreidimensionaler Modelle aus Stereobildpaaren. Um dieses Ziel zu erreichen ist es erforderlich, in den Stereobildern identische, sogenannte homologe Punkte zu finden und ihre Bildkoordinaten zu kennen. Hierzu gibt es verschiedene Verfahren der digitalen Bildzuordnung, die diese Aufgabe lösen. Auf diese soll später genauer eingegangen werden.

Durch die Entwicklung von immer leistungsfähigeren Computersystemen wird es ermöglicht, solche komplizierten und für den Menschen zeitintensiven Aufgaben schnell und zuverlässig zu bewältigen. Die Suche homologer Punkte wird mit Hilfe einer Software weitestgehend automatisch durchgeführt, während der Mensch anhand von Merkmalen in einem zeitaufwendigen Bildvergleich Koordinaten identischer Punkte manuell messen muss.

Für die automatisierte Bestimmung identischer Punkte in Stereobildpaaren ist es erforderlich, dass die Bilder in digitaler Form auf dem Rechner vorliegen. Durch die Verwendung von CCD-Sensoren in Digitalkameras ist es heutzutage kein Problem, Bilder auf direktem Weg in digitaler Form zu erhalten und in den Standardformaten wie zum Beispiel BMP, TIFF oder JPEG [siehe Luhmann 2000, S. 352] im Auswertesystem zu speichern. Langwierige Digitalisierungsprozesse von analogen Vorlagen mit Scannern sind nicht mehr erforderlich, wodurch der Auswertevorgang noch zusätzlich beschleunigt wird.

In dieser Arbeit soll erprobt werden, inwieweit die Möglichkeit besteht, mit Methoden der digitalen Photogrammetrie Oberflächen von inneren Organen zu rekonstruieren. Dazu wurden Datensätze digitaler Stereomikroskopaufnahmen erzeugt, die für die Untersuchungen verwendet werden.

Ziel ist es, die Funktionalität der Demonstrationssoftware nachzuweisen, die vollautomatisch aus Stereobildpaaren 3D-Modelle generiert. Die Ableitung präziser Höhen aus den Bildern findet hier noch keine Priorität, sondern es ist nachzuweisen, dass die Möglichkeit besteht, aus medizinischen Normalfallaufnahmen mit Hilfe der Software automatisch Parallaxen ableiten zu können. Die Qualität dieser Parallaxen ist letztendlich zu verifizieren.

### 2. GRUNDLAGEN

Für das Verständnis der folgenden Kapitel ist es unverzichtbar, auf die allgemeinen Grundlagen der Photogrammetrie einzugehen. Deswegen werden in diesem Kapitel die mathematischen Voraussetzungen in der Photogrammetrie beschrieben, insbesondere das Prinzip der Stereobildauswertung, sowie die Entstehung digitaler Bilder. Abschließend werden mögliche Fehlereinflüsse und ihre Auswirkungen kurz erläutert. Einleitend wird zunächst einmal, im folgenden Abschnitt, die räumliche Wahrnehmung des Menschen beschrieben, weil alles Weitere auf diese natürlichen Gegebenheiten aufbaut.

#### 2.1 Räumliche Wahrnehmung des Menschen

Da die technischen Realisierungen der dreidimensionalen Objektrekonstruktion mit der räumlichen Wahrnehmung des Menschen vergleichbar sind, wird in diesem Abschnitt kurz auf das räumliche Sehen eingegangen. Aufgrund der Tatsache, dass der Mensch zwei Augen besitzt, hat er die Möglichkeit, dreidimensional zu sehen. Das heißt, der Mensch kann mit Hilfe einer auftretenden Parallaxe zwischen den Abbildungen des linken und des rechten Auges Abstände beziehungsweise Entfernungen wahrnehmen und abschätzen (siehe Abb. 2.1). Voraussetzung hierfür ist, dass wir in beiden Abbildungen identische Objektpunkte einander zuordnen können. Für den Mensch ist die Erkennung identischer Punkte keine Schwierigkeit, da er dies mit seiner Logik und aus Erfahrung heraus lösen kann. Währenddessen gibt es für einen Rechner, der diese Befähigungen nicht besitzt, verschiedene Methoden der Bildzuordnung für die automatisierte Bestimmung sogenannter homologer Punkte. Diese Verfahren werden später detailliert beschrieben.

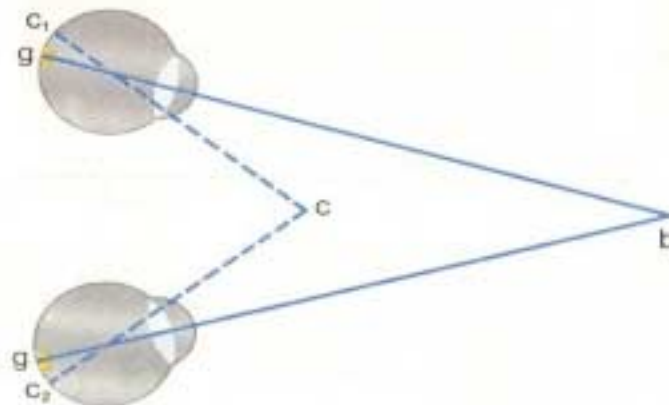


Abb. 2.1 Stereosehen beim Menschen [Linder Biologie, 1989]

## 2 Grundlagen

---

Aufgrund der Augenbasis ist eine Tiefenwahrnehmung möglich. Wenn man abwechselnd das linke und das rechte Auge schließt, stellt man fest, dass das beobachtete Objekt hin und her „wandert“. Diese Bewegung des Objektes ist entfernungsabhängig. Je näher ein Objekt dem Beobachter ist, desto größer die Bewegung zwischen den Bildern.

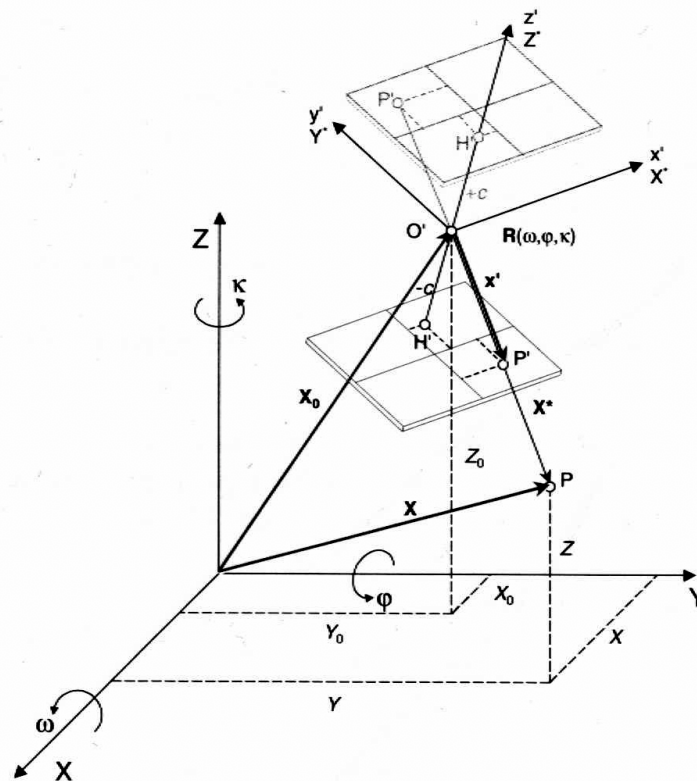
In der Abbildung wird deutlich, dass wir einen Gegenstand, den wir mit beiden Augen betrachten, einfach sehen, obwohl zwei etwas verschiedene Bilder entstehen. Das ist dadurch zu erklären, dass sich die Gesichtsfelder beider Augen weitgehend überdecken und die Augen so eingestellt werden, dass die gleichen Bilder auf einander entsprechende Netzhautstellen fallen. Solche Stellen sind zum Beispiel der gelbe Fleck, aber auch alle Stellen, die in beiden Augen in derselben Richtung und Entfernung vom gelben Fleck liegen. Bilder dieser Art lösen im Gehirn eine einheitliche Empfindung aus. Entstehen solche Bilder jedoch nicht auf den einander entsprechenden Stellen der Netzhaut, dann werden zwei Bilder wahrgenommen. Dies ist zum Beispiel der Fall, wenn man ein Objekt in der Ferne scharf sieht und gleichzeitig einen Gegenstand in geringer Entfernung zu den Augen hält.

Menschen, die von der Geburt an nur mit einem Auge sehen können, sind nicht in der Lage Entfernungen abzuschätzen. Nur aus der im Laufe des Lebens gesammelten Erfahrung gelingt es ihnen, ein Gefühl für die Entfernung zu bekommen.

### 2.2 Mathematische Grundlagen

#### 2.2.1 Modell der Zentralprojektion

Grundlegend wird für die Photogrammetrie das Modell der Zentralperspektive vorausgesetzt. Die Zentralprojektion beschreibt den Zusammenhang zwischen einem Punkt im dreidimensionalen Objektraum und seinem Abbild in der zweidimensionalen Ebene (Abb. 2.2).



**Abb. 2.2 Zentralprojektion des Raumes [Luhmann, 2000]**

Gemeinsamer Bezugspunkt zwischen dem Objektkoordinatensystem  $(X, Y, Z)$  und dem Kamerakoordinatensystem  $(x', y', z')$  ist das Projektionszentrum  $O'$ .

Die Zentralprojektion des Raumes ist definiert durch die Parameter der inneren und äußeren Orientierung, insgesamt neun Parameter.

Durch die drei Parameter der inneren Orientierung wird das Kamerakoordinatensystem festgelegt. Sie bestehen aus den Bildkoordinaten des Bildhauptpunktes  $(x_0, y_0)$  sowie der Kammerkonstanten  $c$ . Diese Größen sind gerätespezifisch und von Kamera zu Kamera verschieden. Wenn sie nicht schon durch Herstellerangaben bereits bekannt sind, können sie mit einer Kamerakalibrierung ermittelt werden. Die innere Orientierung legt die Lage und den Abstand des Projektionszentrums von der Bildebene fest.



## 2 Grundlagen

---

Die äußere Orientierung beschreibt durch sechs Parameter die Lage und Ausrichtung des Kamerakoordinatensystems zum übergeordneten Objektkoordinatensystem. Die sechs Parameter setzen sich aus den Objektkoordinaten ( $X_0, Y_0, Z_0$ ) des Projektionszentrums und den drei Drehungen ( $\omega, \varphi, \kappa$ ) des Kamerakoordinatensystems in Bezug zum Objektkoordinatensystem zusammen. Diese Größen können durch koordinatenmäßig bekannte Passpunkte bestimmt werden.

Die Aufgabe der Photogrammetrie, die Form und Lage eines bestimmten Objektes zu beschreiben, wird mit Hilfe der Rekonstruktion von Strahlenbündeln gelöst, und zwar bildet jeder beliebige Bildpunkt  $P'$  zusammen mit seinem jeweiligen Objektpunkt  $P$  einen Strahl durch das gemeinsame Projektionszentrum  $O'$ . Schneiden sich nun mehrere solcher homologen Strahlen im Raum, lassen sich die Objektkoordinaten eines Punktes  $P$  bestimmen, wenn die innere und äußere Orientierung der Kamera bekannt sind.

Die funktionalen Beziehungen werden als Kollinearitätsgleichungen bezeichnet.

$$X = X_0 + (Z - Z_0) \frac{r_{11}(x' - x'_0) + r_{12}(y' - y'_0) - r_{13}c}{r_{31}(x' - x'_0) + r_{32}(y' - y'_0) - r_{33}c} \quad (2.1)$$

$$Y = Y_0 + (Z - Z_0) \frac{r_{21}(x' - x'_0) + r_{22}(y' - y'_0) - r_{23}c}{r_{31}(x' - x'_0) + r_{32}(y' - y'_0) - r_{33}c} \quad (2.2)$$

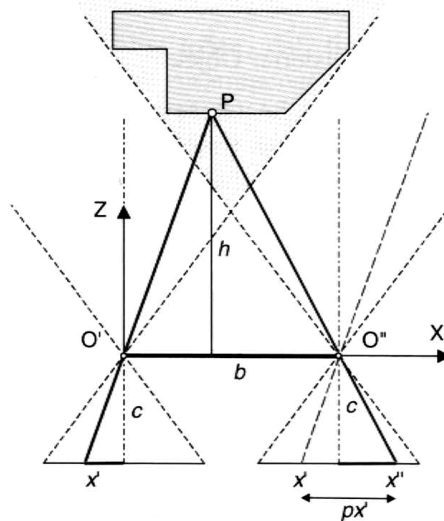
$c$	Kammerkonstante
$X, Y, Z$	Objektkoordinaten des Punktes $P$
$X_0, Y_0, Z_0$	Objektkoordinaten des Projektionszentrums $O$
$x', y'$	Bildkoordinaten des Punktes $P'$
$x'_0, y'_0$	Bildkoordinaten des Bildhauptpunktes $H$
$r_{ij}$	Elemente der räumlichen Drehmatrix $R$

Hier wird deutlich, dass anhand eines Einzelbildes nur die Richtung zum Objektpunkt  $P$  bestimmt werden kann, nicht aber seine absolute dreidimensionale Lage im Raum. Hierzu benötigt man ein zweites Bild aus einer anderen Perspektive, um eine eindeutige Information über die  $Z$ -Koordinate zu erhalten.

Nur über die Auswertung von Stereobildpaaren ist eine dreidimensionale Rekonstruktion von Objekten möglich.

### 2.2.2 Stereonormalfall der Stereobildauswertung

Sowohl im Abschnitt 2.2.1 als auch am Beispiel des menschlichen Auges wurde festgestellt, dass man ein Objekt aus zwei verschiedenen Perspektiven betrachten muß, um einen dreidimensionalen, räumlichen Gesamteindruck zu bekommen. Beim Menschen werden die beiden Bilder des linken und rechten Auges im Gehirn zu einem „3D-Modell“ verarbeitet, der Rechner benötigt zwei Bilder, sogenannte Stereobilder. In der Photogrammetrie stellt der Normalfall eine häufig verwendete Aufnahmekonfiguration der Stereobildauswertung dar (siehe Abb. 2.3).



**Abb. 2.3 Normalfall der Zweibildauswertung [Luhmann, 2000]**

Der Stereonormalfall ist ein Sonderfall, wobei die jeweiligen Bildebenen zu den Objektebenen parallel im Raum sein müssen. Um diese Voraussetzung gewährleisten zu können, werden zwei Kameras mit gleichen Eigenschaften rechtwinklig zur Basis ausgerichtet. Die Basis B beschreibt den Abstand der Projektionszentren der Kameras voneinander.

Bei der Stereoauswertung ist man meist bemüht, den Normalfall herzustellen, da hier eine Konstellation der Bildkoordinatensysteme und des Objektkoordinatensystems erreicht wird, die zu wesentlichen mathematischen Vereinfachungen in den Kollinearitätsgleichungen führt. Die Drehwinkel beider Bilder sind Null und die Bilder sind nur in x-Richtung um die Basislänge B verschoben. Daraus ergibt sich:

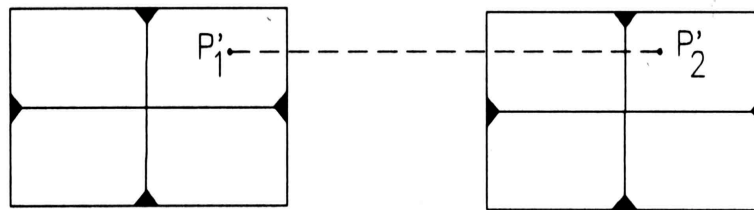
$$\begin{aligned}
 X_0' &= Y_0' = Z_0' = Y_0'' = Z_0'' = 0 \\
 X_0'' &= b \\
 x_0' &= y_0' = x_0'' = y_0'' = 0 \\
 \omega' &= \varphi' = \kappa' = \omega'' = \varphi'' = \kappa'' = 0
 \end{aligned}$$

## 2 Grundlagen

Da die Drehwinkel zwischen beiden Bildern Null sind, wird die Rotationsmatrix  $R$  zur Einheitsmatrix  $E$  ( $R' = R'' = E$ ).

Die Bestimmung der  $x$ -Parallaxe wird entweder mit Hilfe eines Stereokomparators visuell durch den menschlichen Operateur durchgeführt oder durch Verfahren der digitalen Bildzuordnung automatisiert am Rechner.

Desweiteren gilt für den Normalfall, dass die  $y$ -Koordinaten homologer Bildpunkte identisch sind, es gibt also keine  $y$ -Parallaxen (siehe Abb. 2.4).



**Abb. 2.4 Stereobildpaar ohne  $y$  - Parallaxe [Krauss, 1994]**

Wenn man diese mathematischen Vereinfachungen berücksichtigt, ergeben sich aus den Kollinearitätsgleichungen folgende mathematische Formeln für die Berechnung der Objektkoordinaten  $X$ ,  $Y$  und  $Z$ :

$$-Z = \frac{c * B}{x' - x''} = \frac{c * B}{p_x} \quad (2.3)$$

$$Y = -Z \frac{y'}{c} = -Z \frac{y''}{c} \quad (2.4)$$

$$X = -Z \frac{x'}{c} = B - Z \frac{x''}{c} \quad (2.5)$$

### 2.2.3 Genauigkeitsbetrachtung für den Stereonormalfall

Die Tiefeninformation, die für die Oberflächenrekonstruktion von Objekten benötigt wird, also die  $Z$ -Koordinate, wird über die Messung der  $x$ -Parallaxe ermittelt. Daher ist es relevant, eine Aussage über die Genauigkeit und Zuverlässigkeit der zuvor berechneten Objektkoordinaten machen zu können und außerdem zu wissen, wie groß die Parallaxenmeßgenauigkeit ist.

Unter der Voraussetzung, dass die Kammerkonstante  $c$  und die Aufnahmebasis  $B$  als fehlerfrei angenommen werden können, wendet man das Fehlerfortpflanzungsgesetz auf die oben aufgeführten Gleichungen zur Objektkoordinatenberechnung an. Nach der Differenzierung der Formeln ergeben sich für die

## 2 Grundlagen

---

Genauigkeitsabschätzung der Objektkoordinaten des zu rekonstruierenden Objektes folgende Ausdrücke:

$$\sigma_z = m_b \frac{Z}{B} \sigma_{p_x} = \frac{Z^2}{c * B} \sigma_{p_x} \quad (2.6)$$

$$\sigma_y = \sqrt{\left(\frac{y'}{c} \sigma_z\right)^2 + \left(\frac{Z}{c} \sigma_y\right)^2} = \sqrt{\left(\frac{y'}{c} m_b \frac{Z}{B} \sigma_{p_x}\right)^2 + (m_b \sigma_y)^2} \quad (2.7)$$

$$\sigma_x = \sqrt{\left(\frac{x_1}{c} m_b \frac{Z}{B} \sigma_{p_x}\right)^2 + (m_b \sigma_x)^2} \quad (2.8)$$

Der Quotient  $Z/B$  wird als Abstand-Basis-Verhältnis bezeichnet und beschreibt die Schnittgeometrie bei der Punktbestimmung [Luhmann 2000, S. 312]. Für den Quotienten  $Z/c$  wird die Bildmaßstabszahl  $m_b$  eingeführt. Die Genauigkeit der Objektkoordinaten ist also abhängig von der Parallaxenmeßgenauigkeit, vom Bildmaßstab sowie vom Abstand-Basis Verhältnis.

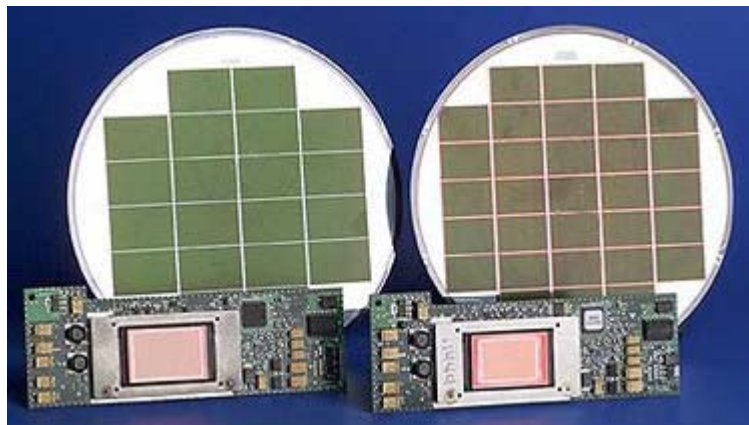
Die Parallaxenmeßgenauigkeit wird abgeschätzt mit

$$\sigma_{p_x} = \frac{\sigma_x}{\sqrt{2}}. \quad (2.9)$$

und ist dementsprechend genauer als eine einzelne gemessene Bildkoordinate.

### 2.3 Entstehung digitaler Bilder

Für die automatisierte Bestimmung homologer Punkte in Stereobildern werden Bilder in digitaler Form benötigt. Solche digitalen Bilder werden zum Beispiel mit Digitalkameras erzeugt, die anstelle einer Filmschicht die Bildinformation mit Hilfe opto-elektronischer Sensoren erfassen [Luhmann 2000, S. 161]. Ein mit am häufigsten verwendeter opto-elektronischer Sensor ist der CCD-Sensor (charged coupled device). Abbildung 2.5 stellt zwei verschiedene Sensoren dar. Im Hintergrund sieht man die Flächen der CCD-Chips, vorne die Platinen der Elektronik.



**Abb. 2.5** CCD - Sensoren [[www.agfanet.com](http://www.agfanet.com)]

CCD-Sensoren setzen sich aus einer bestimmten Anzahl kleiner lichtempfindlicher Detektorelemente zusammen, die matrixförmig angeordnet sind. Jedes Detektorelement erzeugt proportional zur einfallenden Lichtmenge elektrische Ladung, die dann ausgelesen und quantifiziert werden kann. Dieser Vorgang wird als Analog-Digital-Wandlung bezeichnet. Durch die matrixförmige Anordnung der Elemente, die auch Pixel genannt werden, entsteht ein Bildkoordinatensystem. Jedes Element ist also koordinatenmäßig bekannt und bekommt durch die Analog-Digital-Wandlung einen Grauwert zugeordnet. Dieser Grauwert kann bei einem 8-bit Graustufenbild in einem Wertebereich zwischen 0 (schwarz) und 255 (weiss) liegen und entspricht der zuvor eingefallenen Lichtmenge. Damit es zu keiner Ladungsverschiebung zwischen den einzelnen Elementen kommt, werden Isolatoren verwendet.

Gängige Größen von CCD-Sensoren sind zum Beispiel:

2240 × 1680 Pixel	Olympus E 10
3060 × 2036 Pixel	Kodak DCS 460

Ein wesentlicher Vorteil von CCD-Sensoren ist, dass sie in der Herstellung preiswert sind und außerdem von hoher geometrischer Stabilität. Ein Nachteil besteht allerdings darin, dass die Bilder immer noch nicht so hochauflösend sind, wie gescannte Analogbilder.

### 2.4 Bildfehler beschreibende Funktionen

Obwohl die Hersteller bemüht sind, bei der Produktion von Kameras geometrische Abweichungen vom Idealfall zu vermeiden, ist es für präzise photogrammetrische Auswertungen unverzichtbar, diese Fehler zu berücksichtigen. Abweichungen von der idealen zentralperspektiven Abbildung (Abbildungsfehler) werden durch Korrekturfunktionen  $\Delta x'$ ,  $\Delta y'$  der Bildkoordinaten ausgedrückt [Luhmann 2000, S. 118].

Den wesentlichen Einfluss der Abbildungsfehler stellen die radial-symmetrische Verzeichnung und die radial-asymmetrische und tangentielle Verzeichnung dar, die in den nachfolgenden Abschnitten beschrieben werden. Da sich die Verzeichnung auf den Bildhauptpunkt bezieht, müssen die gemessenen Bildkoordinaten  $x$ ,  $y$  zunächst um die Koordinaten des Bildhauptpunktes  $x_0$ ,  $y_0$  korrigiert werden.

Folgende Größen müssen hierfür definiert werden:

$x_0, y_0$	: Koordinaten des Bildhauptpunktes H
$x, y$	: Koordinaten des gemessenen Bildpunktes
$x' = x - x_0$	: Koordinaten des gemessenen Bildpunktes
$y' = y - y_0$	auf den Bildhauptpunkt bezogen
$\Delta x', \Delta y'$	: Korrekturwerte der Abbildungsfehler
$r' = \sqrt{x'^2 + y'^2}$	: Bildradius des zu korrigierenden Bildpunktes
$dr$	: Korrekturwert des Bildradius

Die Korrekturgleichungen der Bildkoordinaten lauten dann:

$$x'_{\text{korr}} = x' + \Delta x'_{\text{rad}} + \Delta x'_{\text{tan}} \quad (2.10)$$

$$y'_{\text{korr}} = y' + \Delta y'_{\text{rad}} + \Delta y'_{\text{tan}} \quad (2.11)$$

### 2.4.1 Radial-symmetrische Verzeichnung

Unter den Abbildungsfehlern stellt die radial-symmetrische Verzeichnung den größten Einfluss dar. Sie resultiert aus Brechungsänderungen an den Linsen der Objektive und hängt sowohl von der aktuellen Fokussierung als auch von der Objektentfernung bei konstanter Fokussierung ab. Die radial-symmetrische Verzeichnung ist, wie in Abbildung 2.6 deutlich wird, vom Bildradius eines Bildpunktes abhängig und ist am äußeren Bildrand am größten. Bildpunkte, die vom Bildhauptpunkt am weitesten entfernt sind, sind besonders betroffen.

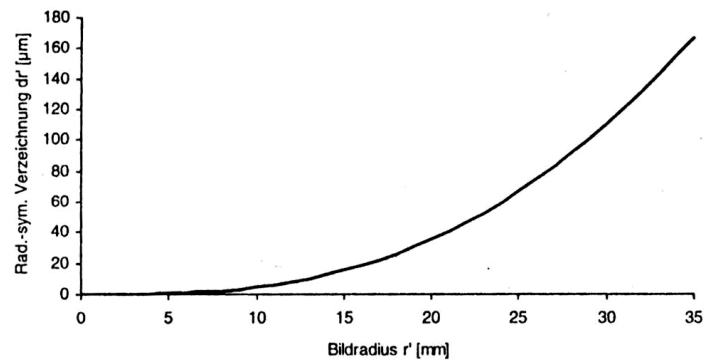


Abb. 2.6 Radial-symmetrische Verzeichnung [Luhmann, 2000]

Es wird also eine Verzerrung der Abbildung verursacht, die zum Bildrand hin zunimmt. Die flächenhafte Auswirkung der radial-symmetrischen Verzeichnung auf die Bildpunkte zeigt die nachfolgende Abbildung:

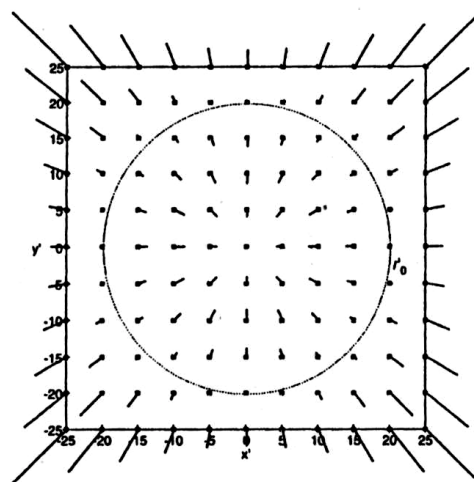


Abb. 2.7 Auswirkung der radial-symmetrischen Verzeichnung [Luhmann, 2000]

## 2 Grundlagen

---

Die radial-symmetrische Verzeichnung wirkt sich also auf die aus den Bildern zu rekonstruierenden Objektkoordinaten aus, da die Abbildung nicht mehr exakt dem Modell der Zentralperspektive entspricht. Die Abbildungsfehler werden üblicherweise durch Potenzreihen oder trigonometrische Reihen ausgedrückt. Die Verzeichnungsparameter  $A_1$  bis  $A_n$  werden mit Hilfe einer Kamerakalibrierung ermittelt. Für die Potenzreihe ergibt sich die folgende Darstellung:

$$dr'_{\text{rad}} = A_1 * r'^3 + A_2 * r'^5 + A_3 * r'^7 + \dots \quad (2.12)$$

Für die meisten Objektive kann sie nach dem zweiten oder dritten Term abgebrochen werden. Die gemessenen Bildkoordinaten werden dann korrigiert nach:

$$\Delta x'_{\text{rad}} = x' \frac{\Delta r'_{\text{rad}}}{r'} \quad (2.13)$$

$$\Delta y'_{\text{rad}} = y' \frac{\Delta r'_{\text{rad}}}{r'}. \quad (2.14)$$

### 2.4.2 Radial-asymmetrische und tangentielle Verzeichnung

Die radial-asymmetrische und tangentielle Verzeichnung resultiert vor allem aus der Dezentrierung der Linsen der Objektive und ist im Vergleich zur radial-symmetrischen Verzeichnung nur bei hohen Genauigkeitsanforderungen als Korrektur anzubringen, da ihr Anteil deutlich geringer ist. Sie sollte jedoch auf jeden Fall bei der Verwendung einfacherer Objektive, wie zum Beispiel bei Videokameras, mitbestimmt werden.

Ihr Anteil kann mit folgendem Zusammenhang berechnet werden:

$$\Delta x'_{\text{tan}} = B_1 * (r^2 + 2 * x'^2) + 2 * B_2 * x' * y' \quad (2.15)$$

$$\Delta y'_{\text{tan}} = B_2 * (r^2 + 2 * y'^2) + 2 * B_1 * x' * y' \quad (2.16)$$

Die Parameter  $B_1$  und  $B_2$  werden ebenfalls durch eine Kamerakalibrierung bestimmt.



### 3. BILDZUORDNUNG

Die dreidimensionale Objektrekonstruktion ergibt sich, wie in den Grundlagen erörtert, aus der Messung, beziehungsweise der Bestimmung von x-Parallaxen identischer Punkte in Stereobildern. Um die x-Parallaxen zu bestimmen, ist es erforderlich, dass die Bildkoordinaten von korrespondierenden Punkten in beiden Bildern bekannt sind. In der analogen Photogrammetrie übernimmt der menschliche Operator die Zuordnung homologer Punkte. Diese Aufgabe kann der Mensch ohne größere Probleme lösen, da er von der Natur mit Fähigkeiten ausgestattet ist, die ihm dabei hilfreich zur Seite stehen. Diese Fähigkeiten sind zum Beispiel die dreidimensionale Wahrnehmung von Objekten oder auch im Laufe des Lebens gesammelte Erfahrungen. Dem Rechner stehen diese Hilfsmittel der Natur nicht zur Verfügung und daher wird deutlich, dass die automatisierte Bestimmung identischer Punkte eine äußerst komplexe Aufgabe ist. In der digitalen Photogrammetrie lösen Verfahren der Bildzuordnung (image matching) die Aufgabe, identische Objektmerkmale (Punkte, Muster, Kanten) in zwei oder mehr Bildern des Objektes zu identifizieren und einander eindeutig zuzuordnen [Luhmann 2000, S. 416]. Das Problem der digitalen Bildzuordnung ist zwar kein neues Forschungsgebiet der Photogrammetrie, dennoch eines der aktuellsten Aufgabengebiete.

Die Verfahren der digitalen Bildzuordnung lassen sich in drei Gruppen hierarchisch unterteilen. Man unterscheidet zwischen

- ▶ Flächenbasierten Zuordnungsverfahren
- ▶ Merkmalsbasierten Zuordnungsverfahren
- ▶ Strukturbasierten Zuordnungsverfahren.

Die erste Gruppe ist die von den Zuordnungsverfahren einfachste, auf der die weiteren Gruppen basieren. Die Analyse der Bilder erfolgt hier aufgrund von Bildelementen und Intensitätswerten (low level vision). Darauf aufbauend folgt die Gruppe der merkmalsbasierten Zuordnungsverfahren, die aus den Intensitätswerten abgeleitete Merkmale, wie zum Beispiel Kanten, verwendet (mid level vision). Strukturbasierte Zuordnungsverfahren basieren auf Strukturen, die aus den zuvor bestimmten Merkmalen und Intensitätswerten abgeleitet wurden. Sie stellen die höchste Ebene der Verfahren dar (high level vision).

Da die in dieser Arbeit verwendete Software durch flächenbasierte Zuordnungsverfahren realisiert wurde, sollen diese in den folgenden Abschnitten ausführlich erläutert werden. Zu den bekanntesten Lösungen in dieser Gruppe zählen die Methode der kleinsten Quadrate und das Kreuzkorrelationsverfahren. Diese Verfahren werden anschließend behandelt, und es sollen die Vor- und Nachteile beider Vorgehensweisen verdeutlicht werden. In Abschnitt 3.3 werden die softwaretechnischen Grundlagen beschrieben, die für die Realisierung des Programms Bildkorrelator erforderlich sind. Außerdem werden Gründe genannt, weshalb man sich bei der Umsetzung des Programms für das Kreuzkorrelationsverfahren und gegen die Kleinste-Quadrate-Methode entschieden hat. Abschließend beschäftigt sich Abschnitt 3.4 damit, welche Probleme und Schwierigkeiten bei der Bildzuordnung auftreten können.

#### 3.1 Methode der kleinsten Quadrate

Ein häufig eingesetztes flächenbasiertes Bildzuordnungsverfahren ist die Kleinste-Quadrate-Anpassung. Das Grundprinzip dieses Verfahrens liegt in der Minimierung der Quadrate der Grauwertdifferenzen von Musterbild und Suchbild. Die Stelle mit der kleinsten Differenz der Grauwerte wird bei der Zuordnung als wahrscheinlichste angenommen. Die Kleinste-Quadrate-Anpassung erfordert eine schon sehr genaue Zuordnung, was bedeutet, man geht von der Annahme aus, dass im Muster- und im Suchbereich bereits derselbe Objektausschnitt abgebildet wird. Es sind also nur noch geringe Verschiebungen in der Lage möglich. Die Mustermatrix wird hierbei durch eine geometrische und eine radiometrische Transformation auf die Suchmatrix abgebildet. Zur Kompensation radiometrischer Helligkeits- und Kontrastunterschiede zwischen Muster- und Suchmatrix wird eine lineare Transformation angesetzt. Vernachlässigt man geometrische Verzerrungen und das Bildrauschen, so gilt für jedes Paar von Bildelementen aus Muster- und Suchmatrix die folgende Gleichung:

$$g'(x_m, y_m) = r_1 + r_2 g''(x_s, y_s). \quad (3.1)$$

Für die geometrische Transformation der Muster- und Suchmatrix wird eine Affintransformation durchgeführt:

$$x_s = a_0 + a_1 x_m + a_2 y_m \quad (3.2)$$

$$y_s = b_0 + b_1 x_m + b_2 y_m \quad (3.3)$$

Die Parameter der geometrischen und radiometrischen Transformation lassen sich nach den Regeln der vermittelnden Ausgleichung bestimmen. Es ergeben sich folgende Verbesserungen:

$$v(x_m, y_m) = r_1 + r_2 g''(a_0 + a_1 x_m + a_2 y_m, b_0 + b_1 x_m + b_2 y_m) - g'(x_m, y_m) \quad (3.4)$$

Wesentlicher Vorteil gegenüber dem im folgenden Abschnitt beschriebenen Kreuzkorrelationsverfahren ist, dass geometrische Verzerrungen und radiometrische Unterschiede zwischen zwei zu vergleichenden Bildern bei der Zuordnung berücksichtigt werden können. Da es sich hier um eine Ausgleichungsaufgabe handelt, erhält man statistische Kenngrößen über die Ergebnisse. Die erreichbare Genauigkeit ist somit größer.

Mit Hilfe der Kleinste-Quadrate-Anpassung wird eine subpixelgenaue Parallaxenbestimmung ermöglicht. Dieses Verfahren wurde Anfang bis Mitte der achtziger Jahre für die digitale Stereobildauswertung entwickelt und hat sich inzwischen als universelles Bildmeßverfahren etabliert.

#### 3.2 Kreuzkorrelationsverfahren

Das einfachste Verfahren in der Gruppe der flächenbasierten Bildzuordnung stellt die Kreuzkorrelation dar. Unter Korrelationsverfahren werden hier solche Methoden verstanden, die ein Ähnlichkeitsmaß zwischen einem Musterbild und einem Suchbild berechnen [Luhmann 2000, S. 401]. In der digitalen Bildverarbeitung ist der Kreuzkorrelationskoeffizient ein bekanntes Ähnlichkeitsmaß. Dabei wird eine Mustermatrix, bestehend aus  $M * N$  Bildelementen des einen Bildes, Pixel für Pixel über eine größere Suchmatrix des anderen Bildes geschoben. Die Mustermatrix enthält die Grauwerte des gesuchten homologen Punktes und seiner Umgebung, deren Größe durch die Mustermatrix festgelegt ist. Beide Matrizen werden miteinander auf Ähnlichkeit überprüft, indem der Kreuzkorrelationskoeffizient zwischen den Grauwerten  $g'(x, y)$  der Mustermatrix und den Grauwerten  $g''(x, y)$  des entsprechenden Teils der Suchmatrix berechnet wird:

$$r = \frac{\sum_i^n g'_i g''_i - \frac{1}{n} \sum_i^n g'_i * \sum_i^n g''_i}{\sqrt{\left( \sum_i^n g_i'^2 - \frac{1}{n} \left( \sum_i^n g'_i \right)^2 \right) * \left( \sum_i^n g_i''^2 - \frac{1}{n} \left( \sum_i^n g''_i \right)^2 \right)}} \quad (3.5)$$

- n: Anzahl der Pixel in der Mustermatrix  
 $g'_i, g''_i$ : Grauwerte der Pixel i im linken und rechten Bild

Der normierte Kreuzkorrelationskoeffizient r kann sich nur in einem Wertebereich von -1 und +1 befinden. Dabei bedeutet:

- 1 = funktionale Abhängigkeit
- 0 = Unabhängigkeit beider Stichproben
- 1 = Vorzeichenwechsel, z. B. Vergleich eines Bildes mit seinem Negativ

Die Stelle, an der r seinen maximalen Wert erreicht, entspricht der besten Lageübereinstimmung zwischen Muster- und Suchmatrix. Dort besteht die größte funktionale Abhängigkeit.

Mit dem Kreuzkorrelationsverfahren hat man die Möglichkeit, eine hohe Dichte homologer Bildpunkte zu erreichen, was für die Oberflächenrekonstruktion von großer Bedeutung ist. Es handelt sich um ein robustes Verfahren, das allerdings je nach der Größe des Suchbereichs sehr rechenaufwendig werden kann. Nachteilig an diesem Verfahren ist, dass bei Objekten, die eine schwach texturierte Oberfläche aufweisen, eine eindeutige Zuordnung nicht gewährleistet werden kann.

### 3 Bildzuordnung

---

Man spricht in diesem Fall von Mehrdeutigkeiten, die dadurch auftreten, dass an verschiedenen Stellen maximale Kreuzkorrelationskoeffizienten berechnet wurden.

Eine weitere Schwäche besteht darin, dass das Verfahren bei Verzerrungen oder Rotationen zwischen Mustermatrix und Suchmatrix versagt. Diese führen direkt zu einem geringeren Ähnlichkeitsmaß.

#### 3.3 Softwaretechnische Grundlagen

Das Programm Bildkorrelator basiert auf das Kreuzkorrelationsverfahren. Bei der Suche nach identischen Bildpunkten in den Stereobildern wird zunächst im Programm eines der Bilder als Ausgangsbild festgelegt. In diesem Ausgangsbild wird nun ein regelmäßiges Raster von Startpunkten erzeugt, dessen Gitterweite im Programm definiert werden kann. Für sämtliche Punkte des Rasters wird ein Kontrasttest durchgeführt. Dieser wird realisiert, indem um jeden Startpunkt eine Umgebungsmatrix gelegt wird, die der im Abschnitt 3.2 genannten Mustermatrix entspricht. Die Größe der Umgebungsmatrix wird durch den Benutzer des Programms bei der Eingabe der Parameter festgelegt. Für jeden Bildpunkt innerhalb dieses Bereichs wird die Varianz der Grauwerte berechnet. Wenn die Varianz unter einem zuvor vereinbarten Schwellwert liegt, wird zum nächsten Gitterpunkt übergegangen ohne diesem Punkt einen homologen Punkt im zweiten Bild zuzuordnen. Mit dem Kontrasttest soll verhindert werden, dass eine Punktzuordnung unzuverlässig wird, weil der Kontrastunterschied in diesem Bereich einfach zu gering ist.

Die Punkte des Rasters, die sich nach dem Kontrasttest als zuverlässig herausgestellt haben, werden für die Korrelation verwendet, und es wird nach ihren korrespondierenden Punkten im zweiten Bild gesucht. Dazu wird zunächst um den Punkt, der die gleichen Bildkoordinaten wie der Ausgangspunkt besitzt, ein Suchbereich, in Abschnitt 3.2 als Suchmatrix bezeichnet, mit einer bestimmten Größe festgelegt. Die Bildkoordinaten des Ausgangspunktes werden also zunächst als Näherungswerte herangezogen. Innerhalb dieses Suchbereichs wird nun für jeden Bildpunkt seine Umgebung ausgelesen, um sie mit der Umgebung des Punktes im Ausgangsbild zu vergleichen. Dies wird realisiert, indem zwischen beiden Umgebungsmatrizen der Kreuzkorrelationskoeffizient nach Gleichung 3.5 berechnet wird. Die Koordinaten des Bildpunktes, bei dem der maximale Kreuzkorrelationskoeffizient erreicht wird, werden gespeichert. An dieser Stelle besteht die größte funktionale Abhängigkeit. Der minimale Korrelationskoeffizient, der für identische Punkte ein Ähnlichkeitsmaß darstellt, wird durch den Benutzer bei der Eingabe vorgegeben. Hiermit wird eine Ähnlichkeitsprobe durchgeführt. Nur Punkte, bei denen der Korrelationskoeffizient den vorher festgelegten Wert erreicht, werden als identische Punkte zugeordnet, da ansonsten die Ähnlichkeit zu gering wäre. Um Fehlzuordnungen zu verhindern wird außerdem der Kreuzkorrelationskoeffizient für die Punkte berechnet, die an den Suchbereich angrenzen. Ein Maximum der Korrelation am Rand des Suchfensters deutet nicht zwangsläufig auf ein lokales Maximum hin, da die Korrelation schließlich nach außen hin weiter ansteigen könnte. In diesem Fall findet keine Punktzuordnung statt.

### 3 Bildzuordnung

---

Die automatisch gefundenen homologen Punkte werden abschließend in den Ausgabebildern, zur visuellen Kontrolle, mit weißen Kreuzen markiert. Aus den Bildkoordinatendifferenzen der identischen Punkte ergeben sich die für die Oberflächenrekonstruktion benötigten x-Parallaxen.

Im Kapitel 7 wird anhand einer Bedienungsanleitung das Programm ausführlich beschrieben, indem auch in einem praktischen Beispiel auf die Eingabe der Parameter eingegangen wird.

In Abschnitt 3.1 wurde deutlich, dass die Methode der kleinsten Quadrate einige wesentliche Vorteile gegenüber dem Kreuzkorrelationsverfahren hat. Man könnte sich also die Frage stellen, warum beim Programm Bildkorrelator das Korrelationsverfahren für die Bildzuordnung bevorzugt wurde. Dafür gibt es verschiedene Gründe, welche an dieser Stelle erläutert werden sollen.

Das institutseigene Matching-Programm DPCOR basiert auf der Methode der kleinsten Quadrate. Ein Vorteil besteht darin, dass eine fehlerfreie Bildzuordnung auch bei Stereobildaufnahmen möglich ist, die vom Normalfall abweichen. Das Programm lässt zum Beispiel eine Verdrehung der Bilder von bis zu ca.  $15^\circ$  zu. Der Grund dafür ist, dass identische Startpunkte in beiden Bildern verlangt werden, welche manuell festgelegt werden müssen. Nachteilig an diesem Verfahren ist jedoch, dass deswegen die Bildzuordnung nicht vollautomatisch erfolgt, da der Operateur bei der Messung von identischen Startpunkten einen manuellen Eingriff unternimmt. Weil der Zusammenhang zwischen der Startpunktmessung und der anschließenden Korrelation nicht in der Benutzeroberfläche definiert ist, erfordert der Programmstart einen erfahrenen Auswerter.

Das Programm DPCOR, welches auf FORTRAN-Module aufbaut, ist eine kommerzielle Software. Aus diesem Grund wurde ein eigenständiges und lizenzfreies C-Programm entwickelt, mit der Anforderung, dass es bildraumorientiert arbeiten soll ohne Festlegung von Startpunkten. Das Programm Bildkorrelator soll die Aufgabe der Zuordnung identischer Punkte in zwei Bildern ohne manuellen Eingriff und weitestgehend vollautomatisch lösen. Die Software ist einfach zu bedienen und erwartet daher nicht, dass der Benutzer über größere Erfahrungen verfügt. Über die Korrelation in den Stereobildern werden homologe Punkte zugeordnet. Die aus deren Bildkoordinaten abgeleiteten x-Parallaxen machen es möglich, eine 3D-Ansicht zu generieren.

### 3.4 Schwierigkeiten bei der Bildzuordnung

In diesem Abschnitt werden Schwierigkeiten und Probleme behandelt, die bei der digitalen Bildzuordnung auftreten können. Man spricht bei der Bildzuordnung von einem schlecht gelösten Problem (ill-posed problem). Man muss sich also die Frage stellen, in welchem Fall sie ein gut gelöstes Problem (well-posed problem) wäre und sich das Ziel vor Augen halten, welches man mit Hilfe der Bildzuordnung erreichen will. Die Aufgabe, homologe Bildpunkte in zwei Bildern zu finden, wäre gut gelöst, wenn zu jedem Punkt eine Lösung existieren würde, die zusätzlich auch noch eindeutig ist. Dieser Idealfall wird in der Praxis jedoch nicht hergestellt werden können. Es besteht die Möglichkeit, dass entweder gar keine Lösung existiert oder es gibt mehrere Lösungen. Wenn mehrere Lösungen existieren, spricht man von Mehrdeutigkeiten der Bildzuordnung. In diesem Fall findet keine fehlerfreie Punktzuordnung statt.

#### 3.4.1 Mehrdeutigkeiten und Fehlzuordnungen

Große Schwierigkeiten für die Bildzuordnung bereiten Mehrdeutigkeiten, welche diese zu einem schlecht gelösten Problem machen. Als Ursache hierfür findet man häufig Objekte mit homogenen Oberflächen, die nur wenig Struktur aufweisen, also wenige markante Stellen besitzen. Anders ausgedrückt heißt das, dass innerhalb der Umgebung eines Bildpunktes die Intensitätsverteilung der Grauwerte zu gering ist. Am Beispiel des Kreuzkorrelationsverfahren treten solche Mehrdeutigkeiten dann auf, wenn es mehrere maximale Kreuzkorrelationskoeffizienten gibt. Eine eindeutige Zuordnung ist nicht mehr möglich.

Desweiteren kann es zu Fehlzuordnungen durch Reflexionen an der Objekt-oberfläche kommen, die zum Beispiel durch die Beleuchtung verursacht werden. Wenn die Reflexion eines Objektpunktes in Richtung beider Projektionszentren unterschiedlich ist, wird der Objektpunkt in beiden Bildern mit unterschiedlicher Intensitätsverteilung abgebildet. Im einen Bild ist die Varianz der Grauwerte in der Umgebung des Punktes groß genug, und deswegen wird die Struktur der Oberfläche als markant angesehen, während im anderen Bild die Varianz der Grauwerte zu gering ist. Obwohl es sich hier ohne Zweifel um identische Punkte handelt, sind sie jedoch für den Computer nicht mehr ähnlich. Eine Zuordnung wird nicht stattfinden. Diese Ursache lässt sich insbesondere bei Oberflächen mit stark reflektierenden Eigenschaften nicht vollständig abstellen.

Mehrdeutigkeiten und Fehlzuordnungen lassen sich zwar nicht komplett ausschließen, aber es gibt Möglichkeiten diese zu minimieren: Mit Hilfe eines Varianztests der Grauwerte innerhalb der Umgebung eines zu untersuchenden Bildpunktes, kann man überprüfen, ob es sich überhaupt lohnt, einen bestimmten Punkt für eine zuverlässige Zuordnung zu verwenden. Liegt die Varianz unterhalb eines bestimmten Schwellwertes, ist der Punkt ungeeignet und wird nicht berücksichtigt.

Hat sich aber ein Punkt nach dem Varianztest als geeignet herausgestellt, hat man bereits Näherungswerte für die Koordinaten des zu suchenden homologen Punktes im anderen Bild. Da man davon ausgehen kann, dass diese Koordinaten nur um wenige Pixel von den Näherungswerten abweichen, wird um den Bildpunkt mit den

Näherungskoodinaten ein Suchbereich festgelegt, in dem der Kreuzkorrelationskoeffizient berechnet wird. Es besteht zwar immer noch die Möglichkeit, dass in diesem Bereich mehrere maximale Kreuzkorrelationskoeffizienten auftreten, aber man hat den Suchbereich stark eingeschränkt und braucht nicht im gesamten Bild zu korrelieren.

#### 3.4.2 Geometrische Verzerrungen

Weitere Probleme bei der Bildzuordnung bereiten geometrische Verzerrungen, die zu unterschiedlichen Abbildungen des Objektes in den Bildern führen. Dabei kommt es bei den Abbildungen zu Abweichungen vom Idealfall, welche zum einen durch eine fehlerhafte Orientierung der Bilder hervorgerufen werden können oder zum anderen aufgrund der aufzunehmenden Objektoberfläche beziehungsweise ihres Reliefs entstehen.

##### 3.4.2.1 Geometrische Verzerrung durch fehlerhafte Orientierung

Eine fehlerhafte Orientierung von Stereobildern kann sowohl durch einen unterschiedlichen Bildmaßstab in beiden Bildern als auch durch verschiedene Rotationswinkel  $\omega$ ,  $\varphi$ ,  $\kappa$  um die einzelnen Achsen verursacht werden.

Abbildung 3.1 zeigt ein Stereobildpaar mit unterschiedlichen Bildmaßstäben:

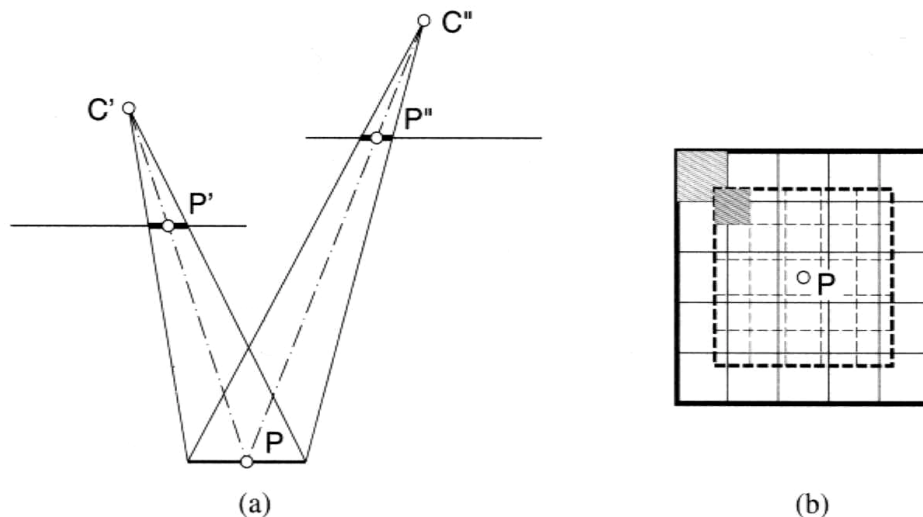
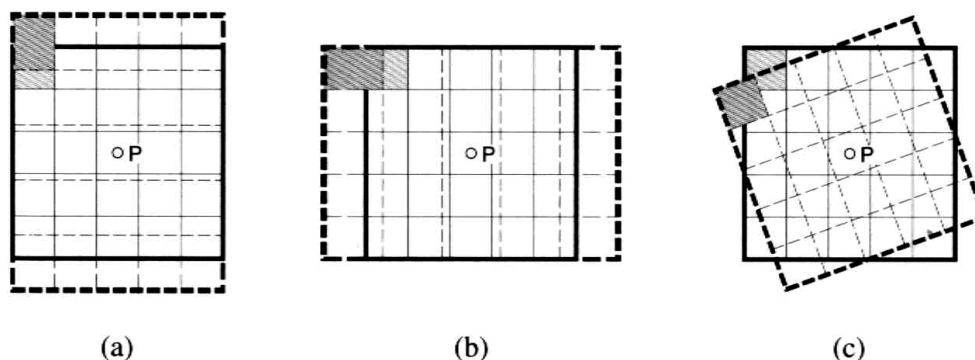


Abb. 3.1 Stereobildpaar mit unterschiedlichen Bildmaßstäben [Shenk, 1999]

### 3 Bildzuordnung

Dass in diesem Beispiel ein unterschiedlicher Bildmaßstab vorhanden ist, hängt mit der unterschiedlichen Aufnahmeentfernung zusammen. Im rechten Bild ist die Aufnahmeentfernung größer als im linken Bild (a). Daraus resultiert, dass das jeweilige Objekt, hier eine  $5 \times 5$  Pixel-Umgebung um Punkt P, unterschiedlich groß abgebildet wird. Die Bildausschnitte sind dadurch so verschieden, dass sie nicht mehr miteinander verglichen werden können (b).

Der andere Grund für eine fehlerhafte Orientierung liegt daran, dass unterschiedliche Rotationswinkel zwischen beiden Bildern vorhanden sind (siehe Abb 3.2). Beispiel (a) zeigt eine Drehung des rechten Bildes um die x-Achse, Beispiel (b) eine Drehung um die y-Achse und Beispiel (c) eine Drehung des rechten Bildes um die z-Achse des Kamerakoordinatensystems bezogen auf das linke Bild.



**Abb. 3.2 Stereobildpaare mit verschiedenen Rotationen [Shenk, 1999]**

Auch hier ist deutlich zu erkennen, dass ein Vergleich der Bilder nicht oder nur begrenzt mit Hilfe der Kleinste-Quadrate-Methode möglich ist, da die durch die Rotationswinkel verursachten Drehungen dazu führen, dass gleiche Pixel der Bildausschnitte unterschiedliche Objektpunkte darstellen.

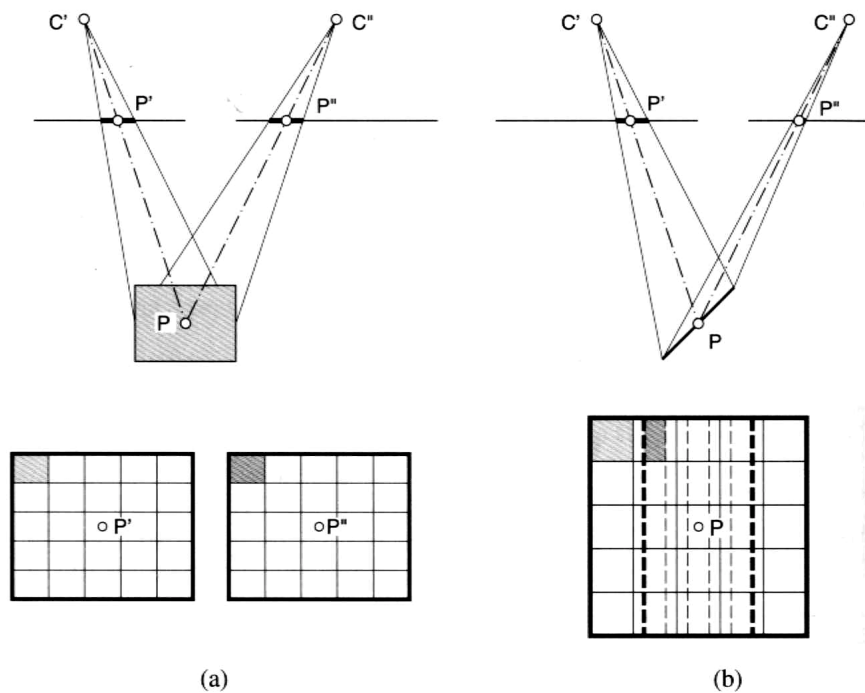
#### 3.4.2.2 Geometrische Verzerrung aufgrund der Objektoberfläche

Während sich der vorherige Abschnitt mit der Frage beschäftigt hat, was passiert, wenn die Orientierung der Stereobilder fehlerhaft ist, soll jetzt davon ausgegangen werden, dass die Orientierung fehlerfrei ist. Man nimmt also den Stereonormalfall an. Allerdings wird im folgenden Beispiel die Objektoberfläche, hier eine Ebene, um die Basis geneigt. Man hat dabei die Möglichkeit, die Oberfläche entweder parallel zur Basis zu kippen oder senkrecht zur Basis.

Die auf der folgenden Seite dargestellte Abbildung 3.3 veranschaulicht die geometrische Verzerrung, die durch eine Neigung der Objektoberfläche hervorgerufen wird:



### 3 Bildzuordnung



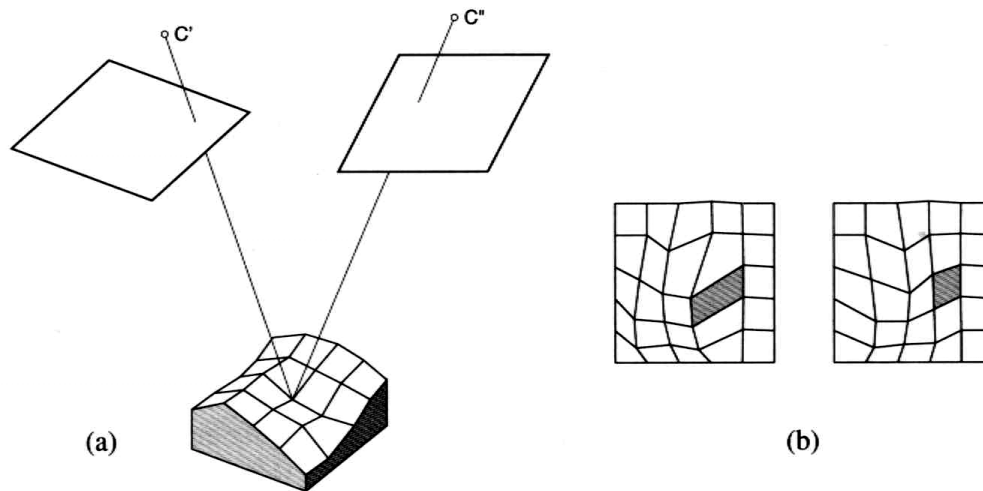
**Abb. 3.3 Auswirkungen einer geneigten Oberfläche [Shenk, 1999]**

Betrachtet man die Ausschnitte des linken und des rechten Bildes, ist leicht zu erkennen, dass eine Neigung der Ebene parallel zur Basis keine Konsequenzen für die Bildzuordnung hat. Gleiche Pixel repräsentieren gleiche Objektpunkte (a). Der Grund dafür ist, dass bei einer Drehung parallel zur Basis keine Maßstabsunterschiede auftreten. Im Gegensatz dazu hat eine Drehung der Ebene senkrecht zur Basis Auswirkungen auf den Bildmaßstab. Je mehr die Oberfläche geneigt wird, desto kleiner wird der Objektbereich im rechten Bild (b), bis es zu einer totalen Überdeckung kommt. Im Fall einer Überdeckung ist der Objektbereich im rechten Bild überhaupt nicht mehr zu sehen. Daher kann keine Bildzuordnung durchgeführt werden.

#### 3.4.2.3 Geometrische Verzerrung aufgrund des Oberflächenreliefs

Bisher wurde in den Beispielen immer von einer Ebene als Objekt ausgegangen. In der Praxis wird man allerdings Objekte mit unebenen Oberflächen vorfinden, die man mit Verfahren der digitalen Bildzuordnung dreidimensional rekonstruieren möchte.

Auch bei einer fehlerfreien Orientierung werden durch das Relief der Oberflächen geometrische Verzerrungen verursacht, deren Ausmaß davon abhängig ist, wie stark das Relief ausgeprägt ist. Aus verschiedenen Perspektiven werden Objektbereiche unterschiedlich groß dargestellt. Abbildung 3.4 stellt die Projektion der Objektbereiche im linken und im rechten Bild dar:



**Abb. 3.4 Auswirkungen des Reliefs auf die Abbildung [Shenk, 1999]**

Es ist zu erkennen, dass eine Bildzuordnung immer problematischer wird, je größer die Höhenunterschiede sind. Durch die geometrischen Verzerrungen werden die Bildausschnitte derartig unterschiedlich, dass auch in diesem Fall eine Bildzuordnung unmöglich ist.

Die aufgrund geometrischer Verzerrung auftretenden Probleme bei der digitalen Bildzuordnung können, wenn man den Stereonormalfall annimmt, bis auf Verzerrungen bedingt durch das Oberflächenrelief weitestgehend vernachlässigt werden. Bei der Erstellung der Stereobildpaare wurden die Kameras so sorgfältig wie möglich mit den Justierschrauben eingestellt, dass die Bildpaare gut genug orientiert waren. Außerdem wurde konsequent darauf geachtet, dass der Arbeitsabstand konstant gehalten wurde. Dadurch hat man erreicht, dass die Bilder weder in sich verdreht sind noch einen unterschiedlichen Bildmaßstab aufweisen. Man kann also davon ausgehen, dass der Stereonormalfall hergestellt ist. Auswirkungen, die durch das Relief der Oberfläche hervorgerufen werden, lassen sich leider nicht abstellen. Da es hier jedoch darum geht, Objektoberflächen dreidimensional zu rekonstruieren, wäre es uninteressant, nur ebene Objekte aufzunehmen.

### 4. MEDIZINISCHER HINTERGRUND

Durch die Entwicklung der vergangenen Jahre ist es den Medizinern gelungen, die Lebenserwartung der Menschen extrem zu erhöhen. Diese höchst erfreuliche Tendenz stellt jedoch neue Anforderungen sowohl an die Chirurgen selbst, als auch an die Technik. Eine immer älter werdende Bevölkerungsgruppe sorgt für eine merkliche Zunahme von Operationen und damit verbundenen Krankenhausaufenthalten, da im Alter, in Folge von zum Beispiel Abnutzungserscheinungen, Behandlungen erforderlich sind. Daraus resultieren hohe Kosten, die auf die Patienten beziehungsweise die Krankenkassen zukommen. Ziel ist es, anfallende Kosten zu reduzieren, indem Patientenaufenthalte auf das Notwendigste beschränkt und die Nutzung der vorhandenen Mittel optimiert werden.

Außerdem hat diese neue Patientengeneration verständlicherweise hohe Ansprüche und erwartet immer besser werdende Behandlungsstandards sowie eine möglichst weitgehende Genesung, um hinterher wieder vollständig am aktiven Leben teilnehmen zu können.

Aus diesen Gründen ist es von hoher Bedeutung, Methoden zu entwickeln, die zum einen den Chirurgen ihre Arbeit erleichtern sollen und zum anderen den Patienten den Krankenhausaufenthalt und die Operationen so angenehm wie möglich zu machen. Als positiver Nebeneffekt soll dadurch auch noch eine Senkung der Behandlungskosten erzielt werden.

#### 4.1 Beispiel für Arbeitserleichterung der Chirurgen

Eine wesentliche Verbesserung der Arbeitsbedingungen stellt für die Chirurgen die Entwicklung von Operationsmikroskopen dar. Diese Mikroskope verfügen über eine bis zu 18-fachen Vergrößerung, drei bis sechs mal höher als die besten Lupenbrillen. Neben besserer Ergebnisse, die diese Operationsmikroskope liefern, sind sie außerdem aus ergonomischer Sicht so gebaut, dass sie den Chirurgen während der gesamten Operation eine angenehme Körperhaltung ermöglichen. Durch das bessere körperliche Allgemeinbefinden wird eine Leistungssteigerung verbunden mit einer längeren Ausdauer erreicht. Abb. 4.1 zeigt die Vorteile des Operationsmikroskops:

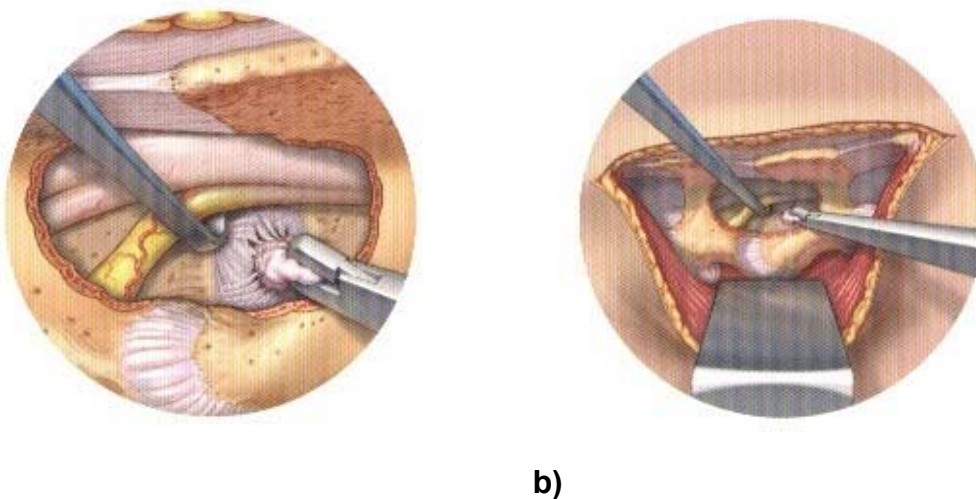


**Abb. 4.1** Operationsmikroskop (links) und Lupenbrille (rechts) (ZEISS 2001)

### 4.2 Vorteile mikrochirurgischer Behandlung für die Patienten

Operationsmikroskope ermöglichen den Chirurgen, durch bessere Schärfe und Sicht, anatomische Strukturen bei den Patienten zu diagnostizieren. Im Gegensatz zur Endoskopie ist es bei dieser Behandlungsmethode einfacher, kritische Strukturen zu schonen, was wiederum die Angst der Patienten vor Untersuchungen verringert. Führende Chirurgen haben berichtet, dass bei Patienten weniger Schmerzen auftreten, und es kommt seltener zu Komplikationen. Da diese Vorgehensweise für die Patienten angenehmer ist, erholen sie sich schneller von Operationen und können das Krankenhaus früher verlassen. Anhand einer Studie bei 200 Patienten ist man zu dem Ergebnis gekommen, dass sich bei Patienten, die mikrochirurgisch behandelt wurden, der Krankenhausaufenthalt von durchschnittlich 4,6 Tagen auf 1,4 Tage verkürzt hat. Daraus resultiert eine Verringerung der Gesamtkosten um mehr als 50 Prozent.

In der Abbildung 4.2 wird dargestellt, wie durch die stärkere Vergrößerung und das intensivere Licht des Operationsmikroskops anatomische Details dem Chirurgen stärker hervorgehoben werden, im Vergleich zur Sicht durch eine Lupenbrille.



**Abb. 4.2** Sicht durch Operationsmikroskop (a) und Lupenbrille (b) (ZEISS 2001)

### 4.3 Ausblick auf neue Entwicklungen

Im Zeitalter der "Virtuell Reality" werden immer mehr neue Methoden entwickelt, die real existierende Situationen simulieren. Im Bereich der Medizin stellen zum Beispiel Operationsszenen solche Situationen dar. Dazu werden räumliche Modelle benötigt, um Objekte so darzustellen, dass sie sich von der Wirklichkeit kaum noch unterscheiden lassen. Ziel ist es, anhand dieser dreidimensionalen Modelle Lehrveranstaltungen für Medizinstudenten durchzuführen oder Chirurgen auf Operationen vorzubereiten und zu trainieren, ohne dass diese an Menschen oder an Tieren Übungen vornehmen müssen. Studien haben bewiesen, dass computersimulierte Trainingsmethoden mindestens genau so effektiv wie die Standardmethoden sind.

## 4 Medizinischer Hintergrund

---

Damit wird verhindert, dass an Testpersonen oder Tieren unnötige Versuche unternommen werden, die man auch simulieren kann ohne das jemandem dabei Schmerzen zugefügt werden.

Während computergestützten Simulationen können die Ausbilder frühzeitig feststellen, ob ein angehender Chirurg überhaupt für diesen Beruf geeignet ist und den psychischen Belastungen während Operationen standhält, indem auch Komplikationsfälle trainiert werden. Außerdem können sich bereits erfahrene Chirurgen noch perfektionieren, da durch das Training zusätzlich noch medizinische Fehler verringert werden können, die zu unnötigen Todesfällen führen.

Die für Computersimulationszwecke benötigten 3D-Modelle sollen photogrammetrisch aus medizinischen Stereomikroskopaufnahmen erzeugt werden.

### 5. AUFNAHME DER BILDER MIT DEM STEREO MIKROSKOP

#### 5.1 Beschreibung des Stereomikroskops

Das Stereomikroskop, das für die Mikroskopaufnahmen bei der Firma Carl Zeiss Oberkochen verwendet wurde, ist ein benutzerdefinierter Aufbau, der vor der Erstellung der Stereobildpaare von Herrn Dr. Haisch zusammengebaut wurde. Diese Konstruktion ist nicht im Handel erhältlich, daher gibt es keine Abbildung in Prospekten. Folgende Skizzen sollen jedoch das Grundprinzip schematisch verdeutlichen, wobei es darauf ankommt den Strahlengang der Optik nachzuvollziehen:

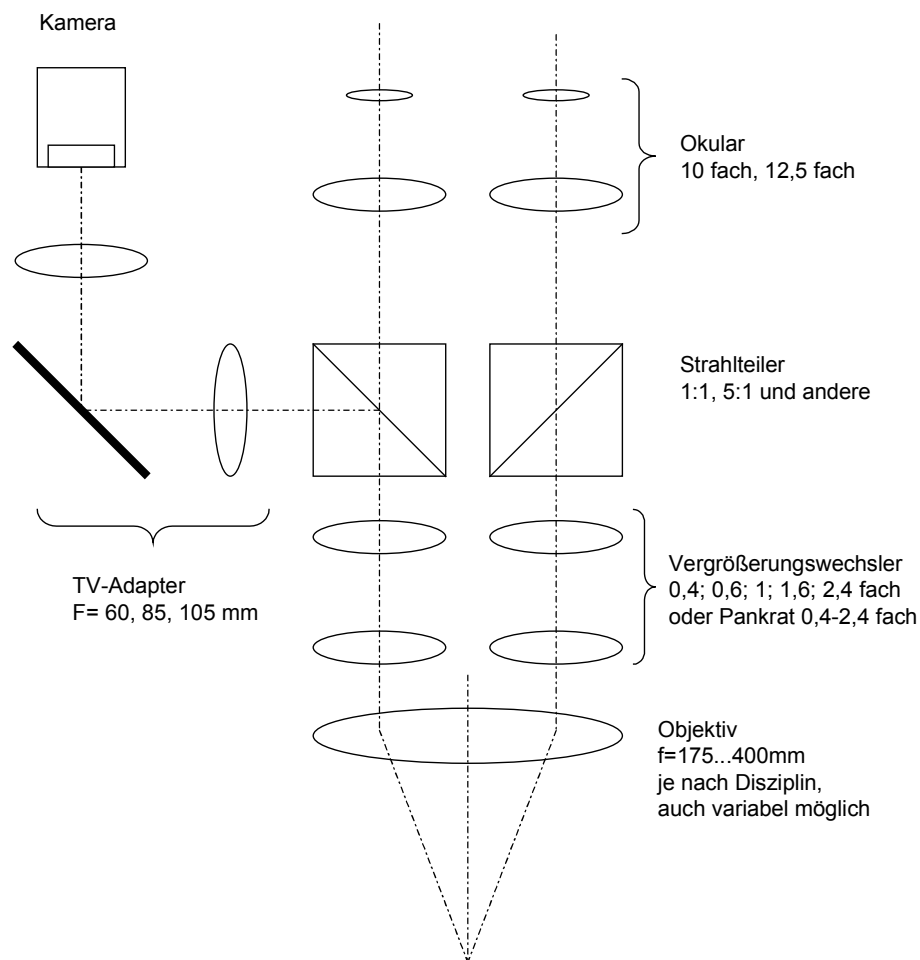
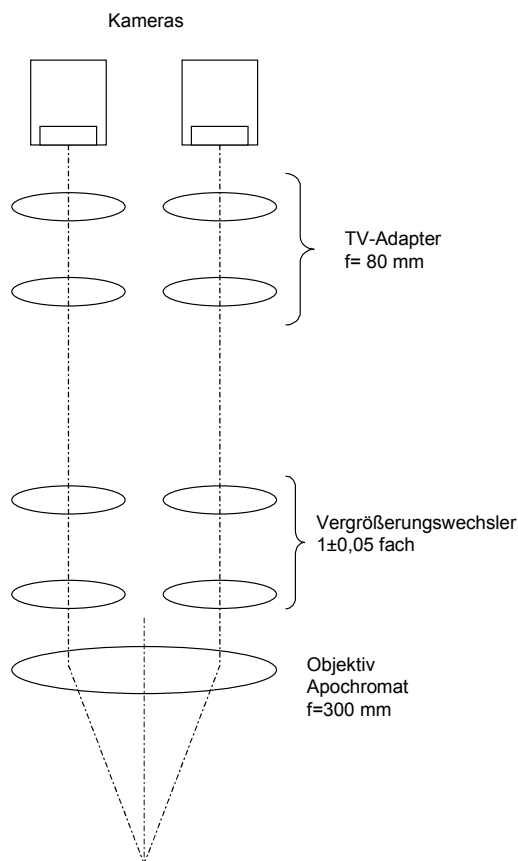


Abb. 5.1 Allgemeiner Aufbau des Stereomikroskops

## 5 Aufnahme der Bilder mit dem Stereomikroskop

Abbildung 5.1 zeigt den allgemeinen Aufbau eines Stereomikroskops. Die Brennweite des Objektivs bestimmt immer den Arbeitsabstand. Das bedeutet, dass die Optik so ausgelegt ist, dass das Objektiv das Objekt immer nach unendlich abbildet. Anders ausgedrückt heißt das: Alle Strahlen, die von einem Objektpunkt in der Fokusebene ausgehen, verlaufen nach dem Objektiv parallel. Dadurch wird ermöglicht, in den Strahlengang Strahlenteiler einzubauen. Mit Hilfe der Strahlenteiler wird erreicht, dass während man durch das Okular ein Objekt dreidimensional betrachtet, zusätzlich Kameras zur Dokumentation angeschlossen werden können. Ein Vergrößerungswechsler oder der Pankrat haben die Aufgabe, gegebenenfalls die Brennweite und damit den Abbildungsmaßstab flexibel zu gestalten.

Der Übersichtlichkeit halber werden im Schema die Linsengruppen durch einzelne Linsen dargestellt.



**Abb. 5.2**      **Verwendeter Aufbau zum Aufnahmezeitpunkt**

Abbildung 5.2 stellt den Aufbau dar, wie er zur Aufnahme der Stereobildpaare verwendet wurde. Anstelle der Okulare wurden Kameraadapter eingebaut.

### 5.2 Vorgehensweise bei der Aufnahme

Das Stereomikroskop wurde bei der Aufnahme der Bildpaare, mit Hilfe eines TV-Adapters an einem Bildschirm angeschlossen, auf dem man den Aufnahmebereich sehen und die Fokussierung der Bilder überprüfen konnte. Außerdem war das Stereomikroskop über einen Analog-Digital-Grabber mit einem Rechner verbunden, auf dem die digitalen Bilder im standardisierten TIFF-Format gespeichert wurden.

Bei der Einstellung der Objekte war es wichtig, darauf zu achten, dass das Grundrauschen der Kameras so weit wie möglich reduziert wird und die Bilder nicht in sich verdreht sind. Diese Effekte führen, wie im folgenden Kapitel deutlich wird, zu fehlerhaften Punktzuordnungen durch das Bildkorrelationsprogramm. Herr Haisch hat diesem Problem Abhilfe geschaffen, indem er zuvor qualitativ gute Kameras ausgewählt und diese mit größter Sorgfalt mit den Justierschrauben eingestellt hat. Desweiteren wurde bei jedem Bild auf dem angeschlossenen Bildschirm die Fokussierung überprüft, damit die Ergebnisse nicht unscharf werden. Probleme sind mit der Beleuchtung aufgetreten, wofür eine Xenon-Lampe verwendet wurde. Da die inneren Organe wie Schweineherz und Schweinehirn eine feuchte Oberfläche aufweisen, führt die Beleuchtung stellenweise zu Reflektionen, die auch nicht ganz verhindert werden konnten.

Die aufzunehmenden Objekte wurden jeweils auf eine höhenverstellbare Arbeitsplattform positioniert. So konnte der Arbeitsabstand von 300mm konstant gehalten werden. Ein Umschalter ermöglichte es, zwischen dem linken und dem rechten Bild auszuwählen. Nach Durchführung der Aufnahmen wurden die Bilder abschließend im Rechner gespeichert.

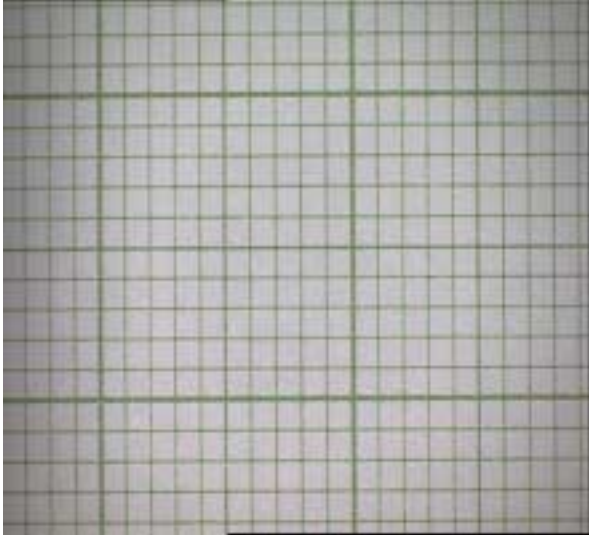
Als Aufnahmeobjekte dienten sowohl Teile vom Schweineherz und Schweinehirn, als auch Millimeterpapier und eine Treppe für Test- und Kalibrierzwecke. Alle Aufnahmen wurden sowohl mit als auch ohne aufprojiziertem Rastergitter durchgeführt. Da die inneren Organe sehr homogene Oberflächenstrukturen besitzen, sollen durch das Gitter schwach texturierte Bereiche überbrückt werden.

Die folgende Abbildung 5.3 zeigt Beispiele der mikroskopisch aufgenommenen Objekte. Die Millimeterpapieraufnahmen (a) wurden erstellt, um anhand der Millimeterlinien die Orientierung der Bilder zu überprüfen, damit diese nicht in sich verdreht sind und keinen unterschiedlichen Abbildungsmaßstab haben. Als Kalibrierkörper wurde ein Treppenmodell (b) für spätere Genauigkeitsuntersuchungen zur Verfügung gestellt. Die Bilder (c) und (d) stellen Teile vom Schweineherz sowohl mit als auch ohne Raster dar, entsprechend sind auf den Aufnahmen (e) und (f) Teile vom Schweinehirn zu erkennen. Um den Eindruck einer Operationsszene zu vermitteln, wurde bei den Aufnahmen (g) und (h) mit einem Skalpell leicht in die Organe eingedrückt beziehungsweise eingeschnitten.

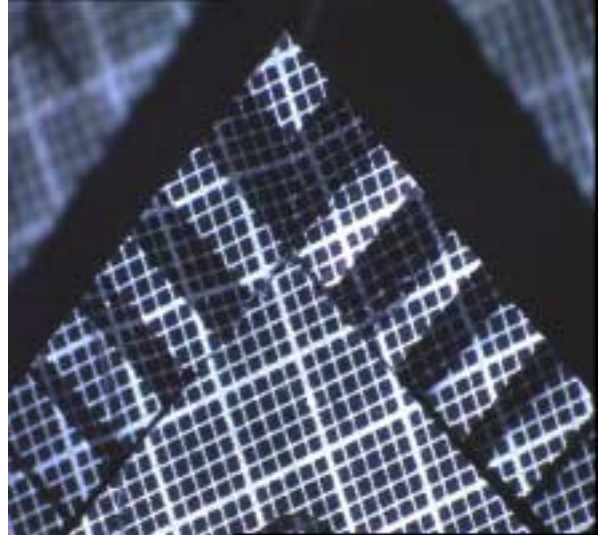


## 5 Aufnahme der Bilder mit dem Stereomikroskop

---



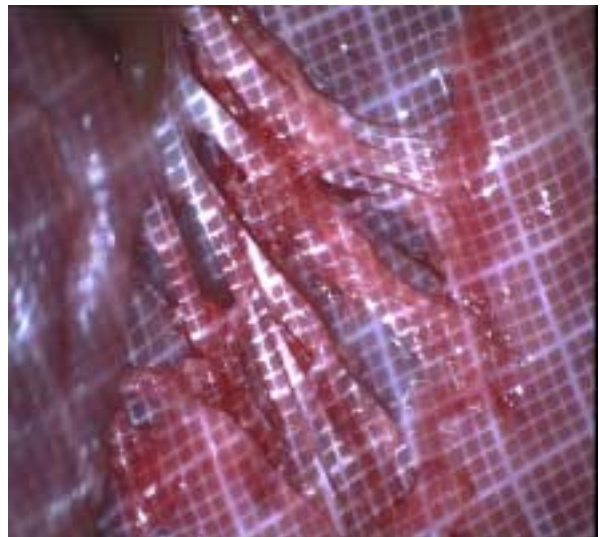
a) Millimeterpapier



b) Treppe für Kalibrierzwecke



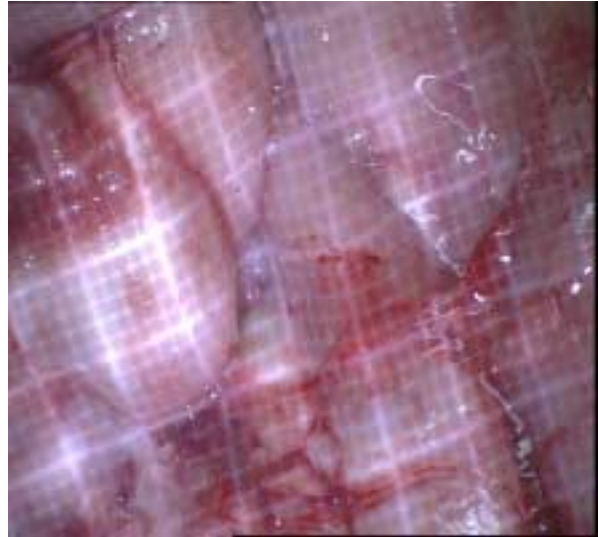
c) Schweineherz



d) Schweineherz mit Raster



e) Schweinehirn



f) Schweinehirn mit Raster



g) Herz mit Skalpell



h) Hirn mit Skalpell

Abb. 5.3 Mikroskopaufnahmen verschiedener Objekte

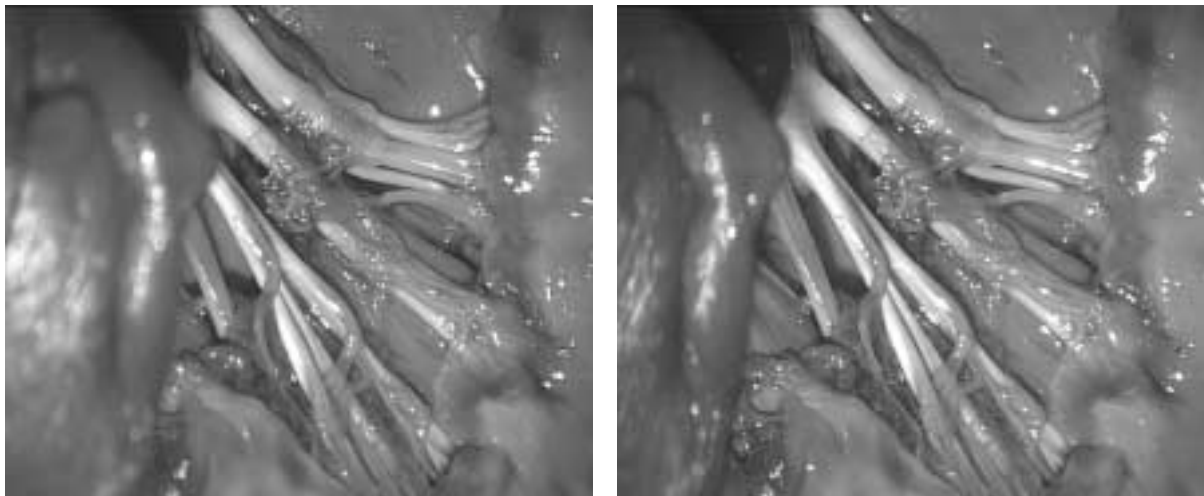
### 6. BILDVORVERARBEITUNG

Dieses Kapitel beschäftigt sich mit anfänglichen Problemen, die bei ersten Tests des Programmes Bildkorrelator aufgetreten sind. Es werden Lösungsansätze vorgestellt, die im Laufe der Untersuchungen zur Behebung dieser Probleme entwickelt wurden. Außerdem werden Möglichkeiten zur Bildverbesserung und Aufbereitung von Bildern beschrieben, die im eigentlichen Sinne unter Bildvorverarbeitung verstanden werden. Dazu gehören insbesondere verschiedene Filterungsverfahren, welche gegebenenfalls zur Rauschunterdrückung angewendet werden können.

#### 6.1 Vorüberlegende Schritte und Lösungen für auftretende Probleme

Als erste Datensätze wurden digitale 24-bit Farbbilder im TIFF-Format von der Firma Carl Zeiss zur Verfügung gestellt.

Diese Stereobildpaare zeigten verschiedene Ausschnitte von inneren Organen wie Herz und Gehirn. Zusätzlich waren Stereobilder von Millimeterpapieraufnahmen enthalten. Da die Software Bildkorrelator auf Graustufenbildern basiert, wurden die verwendeten Bildpaare zunächst in 8-bit Graustufenbilder konvertiert (Abb. 6.1) und anschließend aus programmtechnischen Gründen als BMP-Dateien gespeichert.



**Abb. 6.1 Stereobildpaar konvertiert in 8-bit-Graustufen**

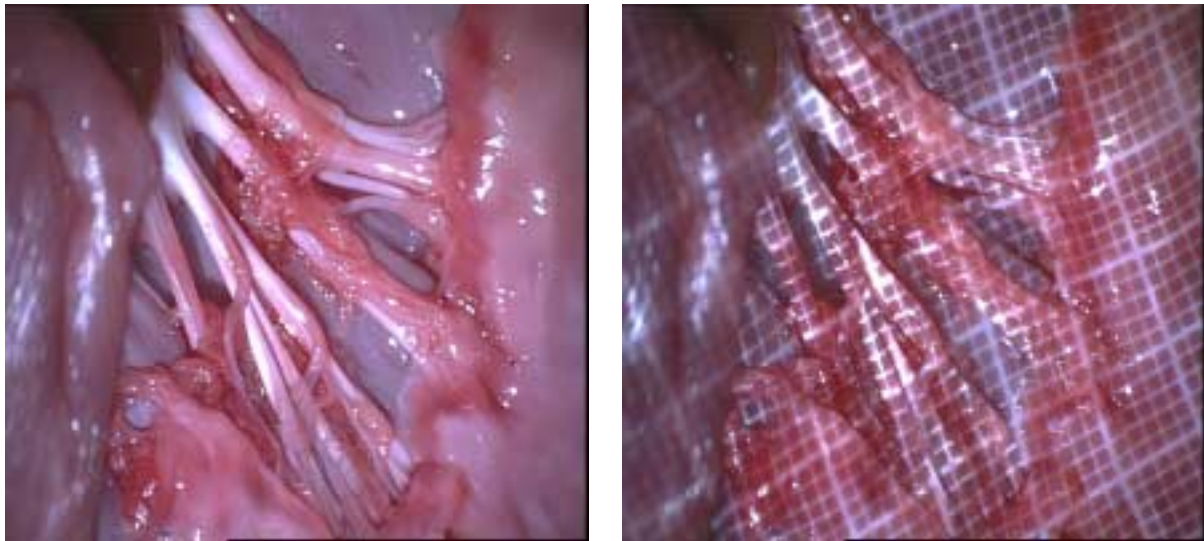
Bei ersten Tests der Software wurde festgestellt, dass es insbesondere bei den Stereobildaufnahmen von den inneren Organen Bereiche gibt, die sehr schwach texturiert sind, das heißt, es sind Stellen vorhanden, deren Oberflächen keine markante Struktur aufweisen. In den Graustufenbildern wirken sich diese homogenen Bereiche negativ hinsichtlich der Kontrastunterschiede aus. Die Intensitätsverteilung der Grauwerte ist zu gering. Da das Programm, wie in Kapitel 3 beschrieben, einen Kontrasttest durchführt, um einer unzuverlässigen Punktzuordnung vorzubeugen, würden diese Bereiche daher bei der Suche homologer Punkte unberücksichtigt gelassen. Eine hohe Punktdichte kann dann nicht erreicht werden.

## 6 Bildvorverarbeitung

---

Aus diesem Grund wurde empfohlen, zur Überbrückung dieser schwach texturierten Bereiche ein Millimeterpapier-Raster aufzuprojezieren. In den späteren Ausführungen wird sich dann herausstellen, wie wichtig und hilfreich diese Überlegung für die Bildzuordnung sein wird. Diese Vorgehensweise ist unverzichtbar, da man durch die Rasterprojektion der natürlichen, homogenen Oberfläche eine markante Struktur verleiht, wodurch Mehrdeutigkeiten oder Fehlzugeordnungen vermieden werden.

Die folgende Abbildung 6.2 zeigt Bilder vom Herz mit und ohne aufprojiziertem Raster:

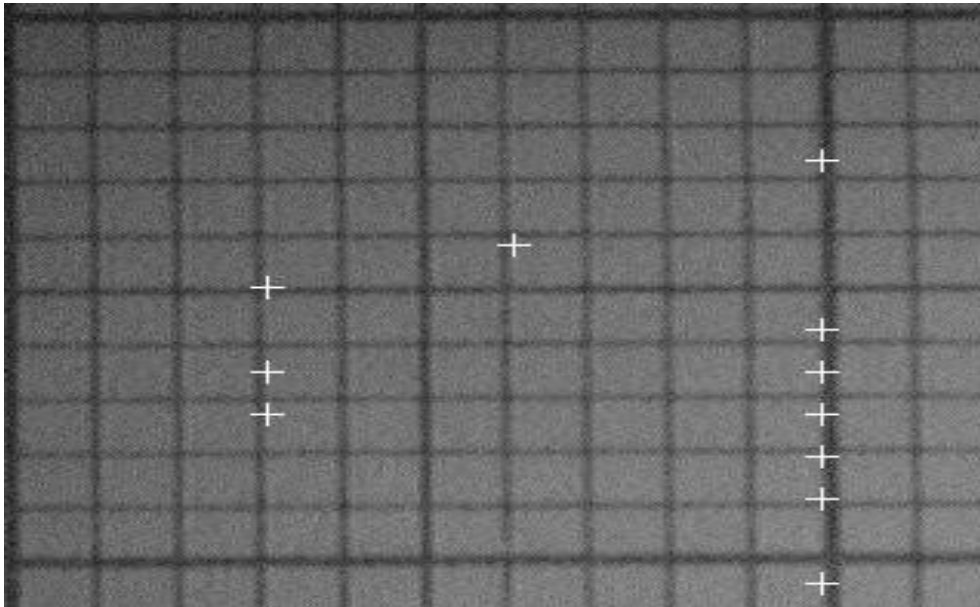


**Abb. 6.2 Bild vom Herz ohne Raster und mit aufprojiziertem Raster**

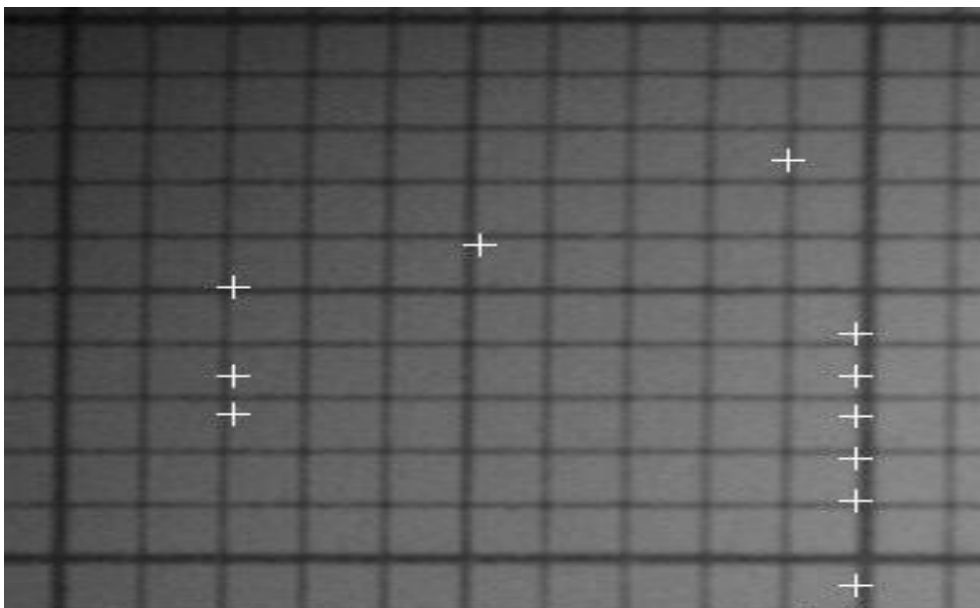
Desweiteren wurde erkannt, dass bei der automatischen Suche identischer Punkte Fehler auftreten. Insbesondere im oberen linken Bildbereich ist eine grobe Fehlzugeordnung nachweisbar. Es ist leicht zu erkennen, dass die in diesem Bereich gefundenen Punkte im linken und im rechten Bild nicht identisch sind (siehe Abb. 6.3 und 6.4).

Diese fehlerhafte Punktzuordnung tritt auf, weil die Stereobildpaare der ersten Tests in sich verdreht sind. Wie aus Kapitel 3 hervorgeht, resultieren daraus geometrische Verzerrungen, die durch die fehlerhafte Orientierung der Bilder verursacht werden. Weitere Probleme ergeben sich aus der unterschiedlichen Radiometrie des linken und des rechten Stereobildes. In allen Paaren weist das linke Bild ein wesentlich stärkeres Grundrauschen als das rechte Bild auf. Eine Rauschunterdrückung durch verschiedene Filterungsverfahren, zum Beispiel durch eine Glättungsfilterung, ist hier jedoch nicht zu empfehlen, weil dadurch auch feine Details, also markante Stellen im Bild, verloren gehen können.

Damit die kleinen Kreuzmarkierungen der zugeordneten Punkte besser hervortreten, sind in den folgenden Abbildungen nur die betroffenen Bildausschnitte im oberen linken Bereich dargestellt.



**Abb. 6.3**     **Automatisiert gefundene Punkte im linken Bild**



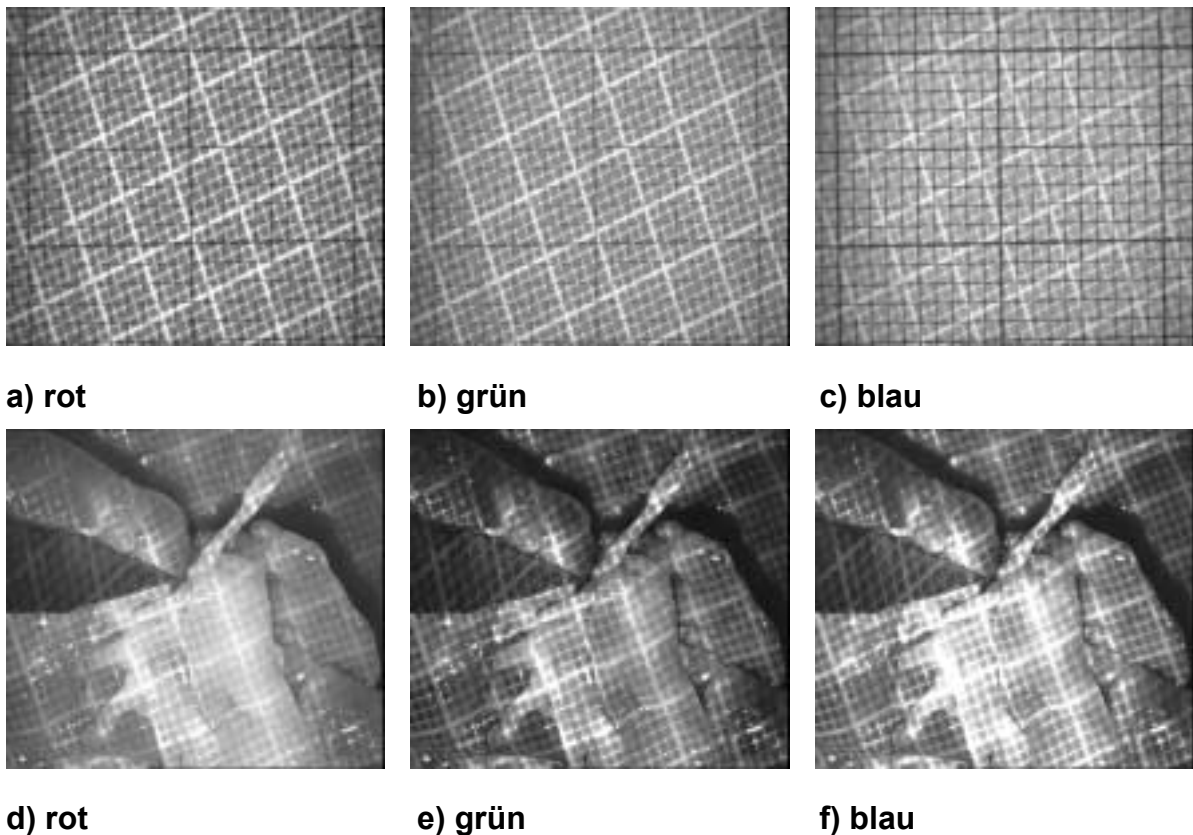
**Abb. 6.4**     **Automatisiert gefundene Punkte im rechten Bild**

Vergleicht man das linke und das rechte Bild, sieht man anhand der Millimeterlinien, dass das rechte Bild gegenüber dem linken Bild verdreht ist. Außerdem ist das Rauschen im linken Bild deutlich zu sehen. Einen weiteren Qualitätsverlust stellt ein Helligkeitsabfall im linken oberen Bereich des rechten Bildes dar. Eine fehlerhafte Punktzuordnung ist leider nicht zu verhindern. Im betroffenen Bildausschnitt befinden sich die fehlerhaft zugeordneten Punkte jeweils eine Gitterlinie weiter links als im Ausgangsbild.

## 6 Bildvorverarbeitung

Diese Mängel ließen sich nicht beheben, weshalb die ersten Bilder für qualitativ gute Untersuchungen ungeeignet waren. Daher wurde am 19.04.02, zusammen mit Herrn Dr. Haisch von der Firma Carl Zeiss in Oberkochen, ein qualitativ besserer Datensatz Stereomikroskopaufnahmen erstellt.

Dieser neue Datensatz vom 19.04.02 besteht ebenfalls aus digitalen Bildern im TIFF-Format. Da es sich um 24-bit Farbbilder handelt, ist es erforderlich, die verwendeten Bildpaare mit Hilfe einer Bildverarbeitungssoftware in 8-bit Graustufenbilder zu konvertieren. Dabei besteht die Möglichkeit, die Farbbilder entweder direkt in Graustufenbilder umzuwandeln oder diese zuvor nach ihren Farbkanälen Rot, Grün, Blau aufzutrennen. Betrachtet man die Bilder nach einer Farbkanalzerlegung, ist zu sehen, dass die einzelnen Farbkanäle verschiedene Ergebnisse hinsichtlich der Kontrastunterschiede liefern (siehe Abb. 6.5). Da das verwendete Korrelationsprogramm aufgrund von Kontrastunterschieden identische Punkte in Stereobildpaaren berechnet, ist es wichtig, bei der Auswahl der Bilder darauf zu achten, jene zu verwenden, die nach der Farbkanalzerlegung die größten Kontrastunterschiede aufweisen. In diesen Bildern ist die Intensitätsverteilung der Grauwerte am größten. Derjenige Farbkanal, der die besten Ergebnisse liefert, kann von Farbbild zu Farbbild immer unterschiedlich sein und kann nicht schon im voraus festgelegt werden. Deswegen muss diese Entscheidung durch den Operateur getroffen werden.



**Abb. 6.5      Farbkanalauftrennung nach R G B**

Anhand der Abbildung sieht man die Unterschiede, die die einzelnen Farbkanäle hinsichtlich des Kontrastes liefern. Außerdem wird gezeigt, dass nicht immer der gleiche Farbkanal das beste Ergebnis erzielt. Während bei den Millimeterpapieraufnahmen der rote Kanal das kontrastreichste Bild erzeugt (a) ist bei der Aufnahme des Herzes genau das Gegenteil der Fall (d). Hier weist der grüne Kanal den meisten Kontrast auf (e). Entscheidend für die Bildzuordnung wird sein, dass das projizierte Raster stark genug in Erscheinung tritt. In Kapitel 7 werden die Ergebnisse miteinander verglichen, das heißt, es werden konkrete Aussagen über die Anzahl der automatisiert gefundenen identischen Punkte gemacht.

### 6.2 Möglichkeiten zur Aufbereitung digitaler Bilder

In der digitalen Bildverarbeitung besteht die Möglichkeit zur Aufbereitung von Bildern, das heißt, man hat verschiedene Verfahren zur Korrektur von aufnahmebedingten Fehlern zur Auswahl. Dazu gehören zum Beispiel die Unterdrückung beziehungsweise die Verminderung von eventuell vorhandenem Rauschen, die Unterdrückung von Störungen verursacht durch gestörte Pixel bei CCD-Kameras oder auch die Unterdrückung oder Hervorhebung von feinen Details. Außerdem hat man die Möglichkeit, unscharfe Aufnahmen nachträglich zu schärfen. Zur Durchführung der Filterung wird die Filtermatrix zeilen- und spaltenweise über das aufzubereitende Bild geschoben. An jeder Position  $x, y$  wird nun ein neuer Grauwert berechnet, der im Ergebnisbild gespeichert wird.

Dieser Abschnitt beschäftigt sich mit sogenannten Filteroperatoren, die zur Rauschunterdrückung eingesetzt werden können. Man bezeichnet diese Art von Filteroperatoren als Glättungs- oder Tiefpaßfilter. Davon werden im Anschluß der Rechteckfilter und der Gaußfilter vorgestellt.

#### 6.2.1 Rechteckfilter

Ein sehr einfach zu berechnender Glättungsfilter ist der Rechteckfilter. Dieser bildet den Mittelwert der Grauwerte in einem Bildbereich, der der Größe der Filtermatrix entspricht. Der daraus resultierende Mittelwert ist der neue Grauwert der dem zentralen Pixel des Bildbereichs zugeordnet wird. Anders ausgedrückt bedeutet das, dass der Grauwert eines bestimmten Pixels seiner Umgebung angepasst wird. Die Filtermatrix eines  $3 \times 3$  Rechteckfilters sieht folgendermaßen aus:

$$\frac{1}{9} \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix}$$

Durch die Glättung wird allerdings nicht nur bewirkt, dass das Rauschen im Bild gedämpft wird. Leider wird zusätzlich auch die Struktur verwischt, wodurch für die Bildzuordnung wichtige Details im Bild verloren gehen. Der Glättungseffekt steigt mit zunehmender Größe der Filtermatrix.

### 6.2.2 Gaußfilter

Der Gauß- oder Binomialfilter ist zwar schwerer zu berechnen als der Rechteckfilter, besitzt aber laut Luhmann im mathematischen Sinne optimale Glättungseigenschaften [Luhmann 2000, S. 367]. Die Koeffizienten des Gaußfilters gehen aus der Binomialverteilung hervor. Eine  $3 \times 3$  Matrix des Binomialfilters sieht wie folgt aus:

$$\frac{1}{16} \begin{pmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{pmatrix}$$

An dieser Stelle ist anzumerken, dass bei jeder Glättung ein Teil der Bildinformation verloren geht, da bei einer Rauschunterdrückung zwangsläufig markante Bildpunkte zerstört werden. Für das in dieser Arbeit zur Bildzuordnung eingesetzte Kreuzkorrelationsverfahren ist dieser Effekt auf keinen Fall erwünscht, weil feine Details die Bildzuordnung wesentlich erleichtern. Mit der Glättung muss daher äußerst vorsichtig umgegangen werden, um den Informationsverlust so gering wie möglich zu halten. Die Entscheidung, ob eine Glättung sinnvoll ist, ist außerdem abhängig von dem aufgenommenen Objekt. Da die erstellten medizinischen Stereomikroskopaufnahmen aufgrund der homogenen Oberflächen der Organe ohnehin schon eine schwache Textur aufweisen und sogar die Projektion einer künstlichen Textur erforderlich ist, wird in diesem Fall auf eine Glättung verzichtet. Die Qualität der Aufnahmen muss hier schon von vornherein so gut sein, dass kein Rauschen vorhanden ist. Bei den Stereobildpaaren vom 19.04.02 handelt es sich um Aufnahmen hoher Qualität. Daher ist es möglich, die Originalbilder für die Untersuchungen zu verwenden.



### 7. ERZEUGUNG VON 3D-MODELLEN AUS STEREOBILDERN

Das in dieser Arbeit zur Oberflächenrekonstruktion eingesetzte C-Programm Bildkorrelator arbeitet weitestgehend vollautomatisch. Nachdem der Benutzer der Software die für die Bildkorrelation grundlegenden Parameter festgelegt hat, wird die Berechnung gestartet. Bis zur Ergebnisausgabe läuft das Programm selbständig ab. Aus diesem Grund wird in diesem Kapitel darauf Wert gelegt, den Programmablauf näher zu erläutern und die einzelnen Schritte detailliert zu verdeutlichen. Nach einer ausführlichen Programmbeschreibung wird später, in einem praktischen Beispiel, auf die Bedienung eingegangen. Abschließend werden verschiedene Ergebnisse, welche mit dem Programm erzielt wurden, präsentiert und miteinander verglichen.

#### 7.1 Das Programm Bildkorrelator

##### 7.1.1 Programmbeschreibung

###### 7.1.1.1 Eingabe der Bilder

Beim Programmstart öffnet sich ein DOS-Dialogfenster. Zuerst wird man aufgefordert, die Dateinamen des linken und des rechten Bildes einzugeben.

Außerdem wird gefragt, von welchem Bild bei der Suche nach identischen Punkten ausgegangen werden soll. Dieses Bild wird im weiteren als „**Bild 1**“, das andere als „**Bild 2**“ bezeichnet.

###### 7.1.1.2 Suche nach identischen Punkten

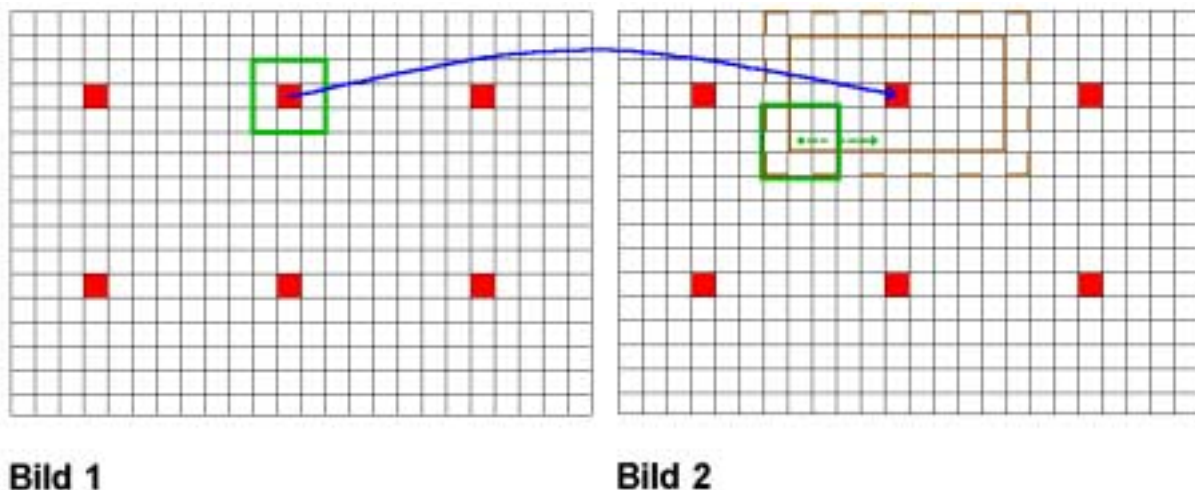


Abb. 7.1 Suche nach identischen Punkten in Stereobildpaaren

In Bild 1 wird ein regelmäßiges Raster von Punkten angelegt, welches in der Abbildung 7.1 rot dargestellt ist. Von einem Rasterpunkt zum nächsten sind es im Beispiel acht Bildelemente.

## 7 Erzeugung von 3D-Modellen aus Stereobildern

---

Die Punkte des Rasters werden zunächst gleichmäßig im Bild angeordnet, ohne die Textur des Bildes zu berücksichtigen. Erst später wird ein Kontrasttest darüber entscheiden, welche Punkte wirklich für eine zuverlässige Bildzuordnung geeignet sind und verwendet werden können.

→ „**Gitterweite für identische Punkte**“ = „**Git**“ = 8

Nun wird Schritt für Schritt für alle Gitterpunkte in Bild 1 eine Kontrastprobe durchgeführt. Dazu wird um den jeweiligen Gitterpunkt eine Umgebungsmatrix gelegt, die im Bild 1 der Abbildung grün eingerahmt ist.

Die Seitenlänge dieses Quadrates beträgt im Beispiel drei Bildelemente:

→ „**Größe der Korrelationsmatrix**“ = „**KorM**“ = 3

Für Bildpunkte innerhalb dieses Quadrates berechnet das Programm die Varianz „*Var*“ der Grauwerte. Liegt die Varianz unter einem vorgegebenen Wert, einem sogenannten Schwellwert, so wird zum nächsten Gitterpunkt übergegangen, ohne dem betrachteten Gitterpunkt einen Punkt in Bild 2 zugeordnet zu haben. Wegen des zu geringen Kontrastes wäre diese Zuordnung zu unzuverlässig gewesen. Die Parallaxe für diesen Punkt muss später interpoliert werden. Der Schwellwert für die Varianz ergibt sich aus „*VarMin*“ = „*StabwMin*<sup>2</sup>“.

→ „**minimale Standardabweichung (für Kontrastprobe)**“ = „**StabwMin**“

Liegt die Varianz über dem Schwellwert, so wird die „*Anzahl der Punkte nach Kontrasttest*“ um eins erhöht, und es wird nach dem homologen Punkt in Bild 2 gesucht. Zunächst werden als Näherungswerte die Bildkoordinaten des Punktes mit den selben Koordinaten ausgewählt ( $x_2 = x_1$  und  $y_2 = y_1$ , siehe blauer Pfeil). Um diesen Punkt wird ein Suchfenster mit einem bestimmten Radius gelegt, in dem alle Punkte untersucht werden (durchgezogenes braunes Rechteck). Das braune Rechteck umfasst im Beispiel die Punkte mit  $x_1-4 \leq x_2 \leq x_1+4$  und  $y_1-2 \leq y_2 \leq y_1+2$ .

→ „**Suchradius in Zeilen-Richtung**“ = „**DX**“ = 4

→ „**Suchradius in Spalten-Richtung**“ = „**DY**“ = 2

Für jeden Punkt innerhalb der Suchmatrix liest das Programm nun die Umgebung aus, die in Abbildung 7.1, Bild 2 als grünes Quadrat gekennzeichnet ist, um sie mit der Umgebung des Ausgangspunktes in Bild 1 zu vergleichen.

## 7 Erzeugung von 3D-Modellen aus Stereobildern

---

Hierbei wird für jeden Punkt der Suchmatrix der Kreuzkorrelationskoeffizient zwischen den beiden grünen Matrizen berechnet. Wobei der maximale Korrelationskoeffizient „*Rho*“ mit den zugehörigen Koordinaten gespeichert wird.

Außerdem wird der Kreuzkorrelationskoeffizient auch für die Punkte berechnet, die an das Suchfenster grenzen (siehe Abb. 7.1, Bild 2 gestricheltes braunes Rechteck). Liegt die maximale Korrelation in diesem Bereich vor, so wird die gefundene Parallaxe nicht gespeichert, und im Listing erscheint „*Maximum außerhalb der Suchradien*“. Diese Vorgehensweise berücksichtigt, dass ein Maximum der Korrelation am Rand des Suchfensters nicht zwangsläufig auf ein lokales Maximum hindeutet. Die Korrelationsfunktion könnte schließlich nach außen weiter ansteigen. Ohne Berücksichtigung des Grenzbereiches käme es gegebenenfalls zu Fehlzugeordnungen.

Für den Korrelationskoeffizienten „*Rho*“ muss mindestens der vereinbarte Wert „*RhoMin*“ erreicht werden, da ansonsten die Ähnlichkeit zwischen den beiden Punkten zu klein wäre.

→ „*minimaler Korrelationskoeffizient (für Ähnlichkeitsprobe)*“ = „*RhoMin*“

Wird der vorgegebene Wert nicht erreicht, so wird die gefundene Parallaxe nicht gespeichert und muss später ebenfalls interpoliert werden. Ansonsten wird die „*Anzahl der Punkte nach Korrelationstest*“ um eins erhöht, und das gefundene Punktepaar wird gespeichert.

Das Ergebnis der Berechnung bis zu dieser Stelle ist die Untermenge der Gitterpunkte in Bild 1, denen ein Punkt in Bild 2 zugeordnet wurde.

Die gefundenen Punkte werden in den Bildern mit einem weißen Kreuz markiert, und in den Dateien „*aus1.bmp*“ und „*aus2.bmp*“ ausgegeben.

### 7.1.1.3 Berechnung der Parallaxen

Aus den gefundenen Bildkoordinaten der identischen Punkte können jetzt die Parallaxen berechnet werden. Für die Oberflächenrekonstruktion würde es genügen, die Parallaxen in x-Richtung zu bestimmen. Aus ihnen lassen sich die jeweiligen Höhen ableiten. Die y-Parallaxen werden jedoch zusätzlich mitbestimmt, weil diese ein Kriterium für die Qualität des Stereonormalfalls sind.

Die Parallaxen ergeben sich aus der Differenz zwischen den Koordinaten im linken und denen im rechten Bild:

$$Dx = x_{\text{Links}} - x_{\text{Rechts}} \text{ und } Dy = y_{\text{Links}} - y_{\text{Rechts}} \quad (7.1)$$

Demzufolge gilt für „*linkes Bild*“ = „*Bild 1*“:  $Dx = x_1 - x_2$  und  $Dy = y_1 - y_2$

und für „*rechtes Bild*“ = „*Bild 1*“:  $Dx = x_2 - x_1$  und  $Dy = y_2 - y_1$ .

## 7 Erzeugung von 3D-Modellen aus Stereobildern

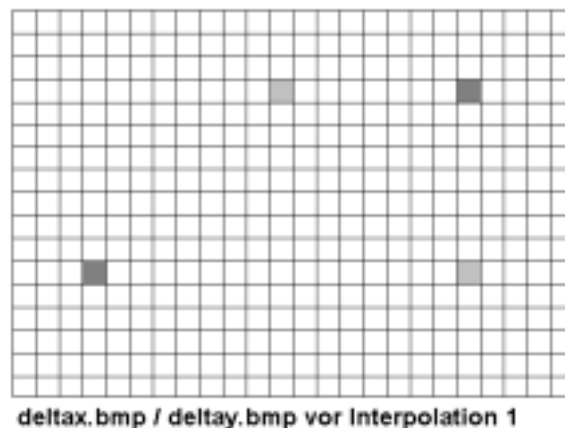
Hierbei werden die maximalen und die minimalen Parallaxen ausgegeben.

Die Parallaxen werden danach in Grauwerte umskaliert. Hierbei entspricht der Grauwert 0 der minimalen und der Grauwert 254 der maximalen Parallaxe. Der Grauwert 255 wird für Punkte ohne bekannte Parallaxe verwendet.

$$g = (Dx - Dx_{\min}) \cdot \frac{254}{(Dx_{\max} - Dx_{\min})} \quad (7.2)$$

Diese Grauwerte werden in einer neuen Bildmatrix an den Koordinaten  $x_1$  und  $y_1$  gespeichert. Auf diese Weise bleibt das regelmäßige Raster erhalten, welches zunächst allerdings noch lückenhaft ist, da nicht überall eine Zuordnung identischer Punkte stattgefunden hat. Daher konnten keine Parallaxen bestimmt werden und sie müssen in diesem Fall interpoliert werden.

In der folgenden Abbildung 7.2 ist die noch lückenhafte Bildmatrix vor der Interpolation dargestellt:

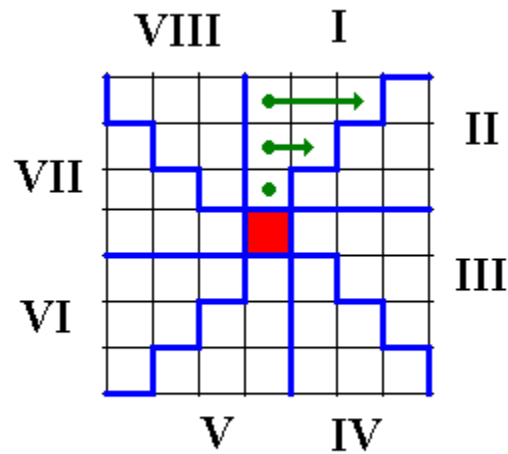


**Abb. 7.2** Ausgabe der Parallaxen nach Umskalierung in Grauwerte

### 7.1.1.4 Interpolation der Parallaxen an den Gitterpunkten

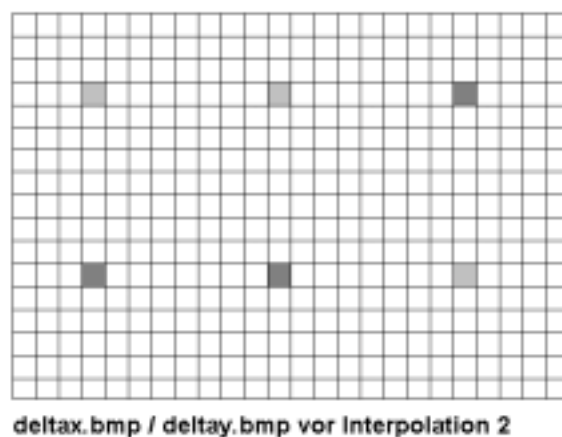
Anschließend erfolgt die Interpolation. Hierbei werden zunächst alle Gitterpunkte durchgegangen. Wurde ein Gitterpunkt mit dem Grauwert 255 gefunden, was bedeutet, dass für diesen Punkt keine bekannte Parallaxe zur Verfügung steht, wird die Bildebene in acht Oktanten eingeteilt, in denen nach gültigen Stützpunkten gesucht wird.

Die auf der folgenden Seite befindliche Abbildung 7.3 zeigt die Einteilung der Bildebene in Oktanten und verdeutlicht die Suchreihenfolge:



**Abb. 7.3 Einteilung der Bildebene in Oktanten für die Grauwertinterpolation**

Der rot eingefärbte Punkt stellt in diesem Beispiel den Gitterpunkt dar, für den der Grauwert gesucht werden soll. Bei den anderen Punkten handelt es sich ebenfalls um Gitterpunkte. Die Suchreihenfolge ergibt sich für den ersten Oktanten folgendermaßen: Zunächst wird eine Zeile nach oben gegangen. Alle Spalten bis zum rechten blau eingezeichneten Rand werden anschließend durchlaufen. Darauf wird wiederum eine Zeile nach oben gegangen. Die Suche wird solange fortgesetzt, bis ein Gitterpunkt mit einem Grauwert  $\neq 255$  gefunden wurde oder der Bildrand erreicht wurde. Der neue Grauwert ergibt sich als gewichtetes Mittel der gefundenen Stützpunkte, wobei das jeweilige Gewicht eines Grauwertes umgekehrt proportional zum Quadrat der Entfernung des Stützpunktes ist. Ergebnis der Interpolation ist ein jetzt vollständiges Gitter (Abb. 7.4).



**Abb. 7.4 Ausgabe der Parallaxen nach Interpolation**

## 7 Erzeugung von 3D-Modellen aus Stereobildern

An dieser Stelle ist anzumerken, dass die interpolierten Ergebnisse in einer neuen Bildmatrix abgelegt werden. Die alte Matrix bleibt unverändert. Somit hat die Reihenfolge der Interpolation keinen Einfluss, und es entstehen keine Schleppeffekte.

Für genauere Hintergrundinformationen bezüglich der Interpolationsverfahren wird hier insbesondere auf die Dissertation von Wilfried Linder: „Interpolation und Auswertung digitaler Geländemodelle mit Methoden der digitalen Bildverarbeitung“, Kap. 5.3 verwiesen.

### 7.1.1.5 Filterung

Vor der zweiten Interpolation bietet das Programm die Möglichkeit an, eine Filterung der Parallaxenausgabebilder durchzuführen. Hierfür stehen vier Filteroperatoren zur Verfügung:

1	1	1
1	1	1
1	1	1

 / 9

A) „3x3-Mittelwert“

1	2	1
2	4	2
1	2	1

 / 16

B) „3x3-Binomial“

1	1	1	1	1
1	1	1	1	1
1	1	1	1	1
1	1	1	1	1
1	1	1	1	1

 / 25

C) „5x5-Mittelwert“

1	4	6	4	1
4	16	24	16	4
6	24	36	24	6
4	16	24	16	4
1	4	6	4	1

 / 256

D) „5x5-Binomial“

**Abb. 7.5 Filteroptionen vor der zweiten Interpolation**

Die Filter werden nur auf die Gitterpunkte angewendet. Der erste Filter weist einem Gitterpunkt beispielsweise das Grauwertmittel aus den 9 Gitterpunkten der Nachbarschaft zu und passt ihn dadurch seiner Umgebung an. Der daraus resultierende Glättungseffekt bewirkt, dass im Modell unbeabsichtigte Graustufenmaxima oder -minima beseitigt werden.

Die verschiedenen Möglichkeiten zur Filterung digitaler Bilder wurden im Kapitel Bildvorverarbeitung, Abschnitt 6.2 erläutert.

### 7.1.1.6 Ausgabe der Parallaxen

Anschließend werden die übrigen Punkte aus den Gitterpunkten bilinear interpoliert. Alle Berechnungen erfolgen sowohl für die x-Parallaxen als auch für die y-Parallaxen. Mit den ausgegebenen Extremwerten für die Parallaxen können die Grauwerte wieder in Parallaxen umgerechnet werden. Die entsprechenden Dateien sind „*deltax.bmp*“ und „*deltay.bmp*“.

Außerdem besteht die Möglichkeit die x-Parallaxen als VRML-Datei auszugeben. Auf diese Weise ergibt sich eine dreidimensionale Ansichtsmöglichkeit des Modells.

Für die VRML-Datei wird nach der „*Gitterweite der Stützpunkte*“ gefragt. Es ist nicht erforderlich, dass diese der für die identischen Punkte verwendeten Gitterweite entsprechen muss. Sie legt den Abstand zwischen zwei Punkten in der VRML-Datei fest. Die VRML-Datei wird unter „*ModelAus.wrl*“ gespeichert. Außerdem besteht die Möglichkeit, auf das Modell eine Textur zu projizieren. Diese muss als \*.jpg oder als \*.gif vorliegen. Um den korrekten Bezug zwischen dem Höhenmodell und der Textur zu erhalten muss die Textur der Aufnahmegeometrie von Bild 1 entsprechen.

### 7.1.1.7 Umgekehrte Korrelation

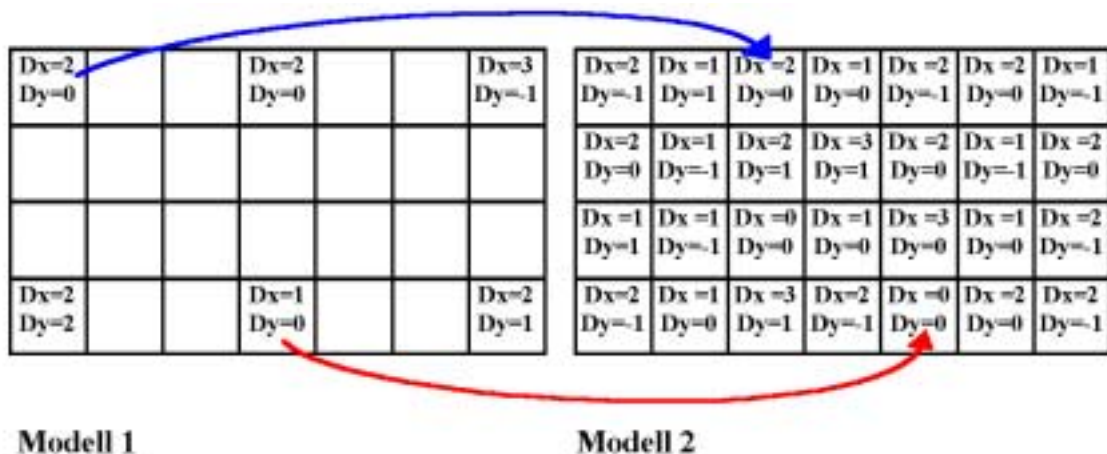
Nachdem das Höhenmodell erzeugt wurde, bietet das Programm die Möglichkeit an, eine Korrelationsberechnung in umgekehrter Richtung durchzuführen. Das bedeutet, dass nun in Bild 2 ein regelmäßiges Raster erzeugt wird, von dem bei der Suche nach identischen Punkten ausgegangen wird. Auf die zuvor beschriebene Art und Weise wird nun ein zweites Modell (Modell 2) erzeugt. Die Parameter der ersten Berechnung werden dafür übernommen.

Die beiden Modelle werden nun miteinander verglichen. Hierzu werden alle Gitterpunkte im Modell 1 durchlaufen. Zu einem Gitterpunkt wird jetzt der entsprechende Punkt im Modell 2 gesucht. Dieser ergibt sich aus den Koordinaten des Gitterpunktes und den zugehörigen Parallaxen. Wurde für die Berechnung von Modell 1 vom rechten Bild ausgegangen, so sind die Parallaxen auf die Koordinaten aufzuaddieren. Ansonsten müssen sie davon subtrahiert werden.

Die Parallaxe an der auf diese Weise gefundenen Stelle in Modell 2 müsste nun theoretisch der in Modell 1 entsprechen. Somit ergibt sich eine Möglichkeit der Genauigkeitsuntersuchung und der Mittelbildung.

Folgendes Beispiel soll den Vergleich der beiden berechneten Modelle mit Hilfe der Abbildung 7.6 verständlich machen:

## 7 Erzeugung von 3D-Modellen aus Stereobildern



**Abb. 7.6 Vergleich der zwei berechneten Modelle**

Beispiel zur Abbildung („Bild 1“ = „rechtes Bild“):

Dem Gitterpunkt oben links in Modell 1 ( $x_1=0, y_1=3$ ) sind die Parallaxen  $Dx = 2$  und  $Dy = 0$  zugeordnet. Die Koordinaten des entsprechenden Punktes in Modell 2 ergeben sich für „Bild1“ = „rechtes Bild“ aus der Summe  $x_2 = x_1 + Dx = 2$  und  $y_2 = y_1 + Dy = 3$ . An dieser Stelle befinden sich auch die Parallaxen  $Dx = 2$  und  $Dy = 0$ . Demzufolge stimmen hier die Modelle überein.

Dem Gitterpunkt unten in der Mitte in Modell 1 ( $x_1=3, y_1=0$ ) sind die Parallaxen  $Dx = 1$  und  $Dy = 0$  zugeordnet. Die Koordinaten des entsprechenden Punktes in Modell 2 ergeben sich aus der Summe  $x_2 = x_1 + Dx = 4$  und  $y_2 = y_1 + Dy = 0$ . Hier befinden sich die Parallaxen  $Dx = 0$  und  $Dy = 0$ . Die x-Parallaxen unterscheiden sich somit um 1. Daher gibt es an dieser Stelle keine Übereinstimmung der Modelle.

Aus den Differenzen zwischen den x-Parallaxen, die für jeden Gitterpunkt vorliegen, lässt sich die Standardabweichung „sigma“ berechnen.

Mittel der Parallaxen:  $Dx = (Dx_{Alt} + Dx_{Neu}) / 2$

Verbesserungen:  $v_{Alt} = Dx - Dx_{Alt}$  und  $v_{Neu} = Dx - Dx_{Neu}$

Anzahl der verglichenen Punkte:  $n$

Anzahl der Verbesserungen:  $2n$

Anzahl der Freiheitsgrade:  $f = 2n - n = n$

Standardabweichung:  $\sigma^2 = \Sigma(vv) / f = \Sigma(vv) / n$   
 $= \Sigma[(Dx - Dx_{Alt})^2 + (Dx - Dx_{Neu})^2] / n$   
 $= \Sigma [(Dx - Dx_{Alt})^2 + (Dx - Dx_{Alt})^2] / n$   
 $= 2 * \Sigma [(Dx - Dx_{Alt})^2] / n$   
 $= 2 * \Sigma [((Dx_{Neu} - Dx_{Alt})/2)^2] / n$   
 $= \Sigma [(Dx_{Neu} - Dx_{Alt})^2] / (2*n)$



Außerdem besteht die Möglichkeit, beide Modelle zu mitteln. Hierbei wird der Mittelwert beider x-Parallaxen an den Koordinaten  $x_1$  und  $y_1$  in einer neuen Matrix gespeichert. Das gemittelte Modell ergibt sich schließlich wieder durch bilineare Interpolation der Gitterpunkte und wird in „*deltaxm.bmp*“ ausgegeben.

### 7.1.2 Programmablauf in der Praxis

Anhand eines praktischen Beispiels wird in diesem Abschnitt der Arbeitsablauf dargestellt und die Bedienung des Programms erklärt. Dabei wird gezeigt, wie der Benutzer auf der Programmoberfläche die einzelnen Parameter für die Suche identischer Bildpunkte eingibt. Als Zwischenergebnisse werden auch die Ausgabebilder der identischen Punkte präsentiert bis als Endergebnis das 3D-Modell eines Herzes in Form einer VRML-Datei erzeugt wird.

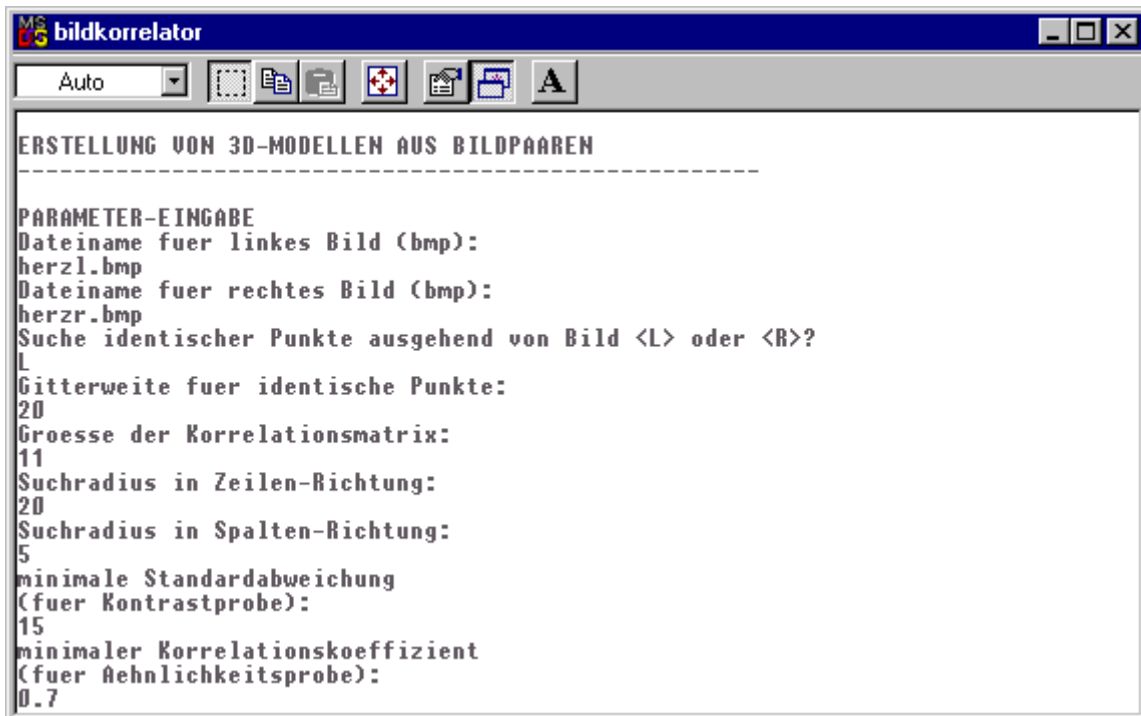


Abb. 7.7 Benutzeroberfläche für die Parametereingabe

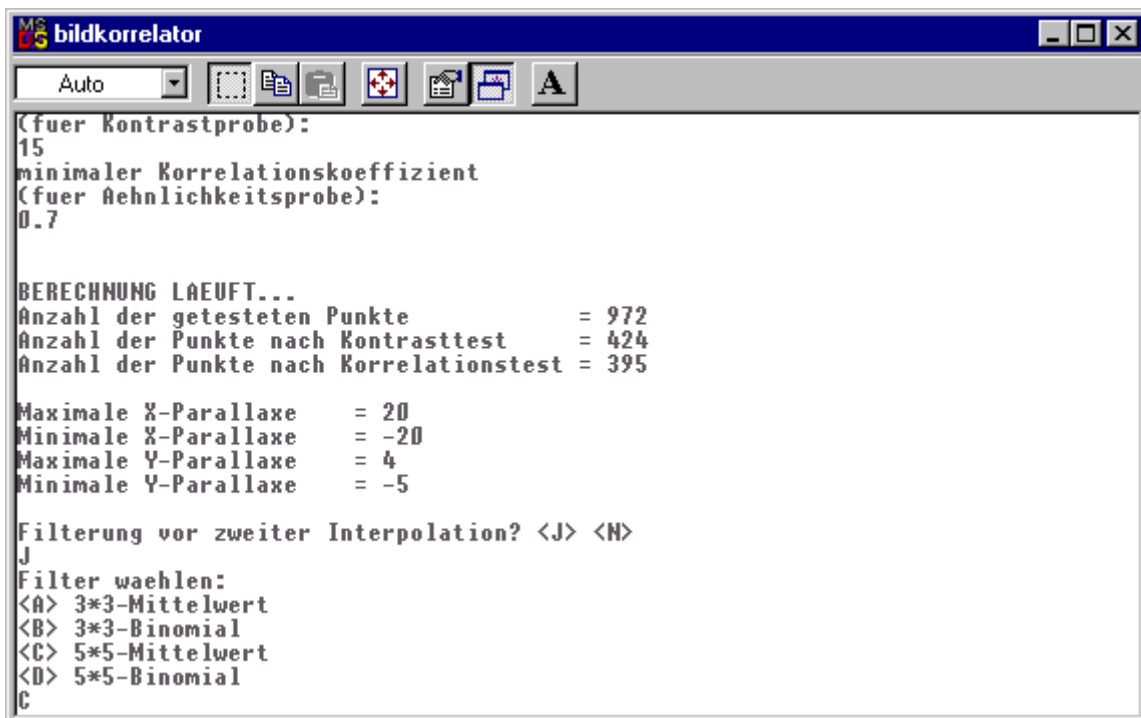
Abbildung 7.7 stellt die Benutzeroberfläche des Programms Bildkorrelation dar. In diesem Beispiel wird als linkes Bild die Datei „herzl.bmp“ und als rechtes Bild die Datei „herzr.bmp“ eingegeben. In der nächsten Zeile wird das linke Bild als Ausgangsbild für die Suche identischer Punkte festgelegt. In diesem Bild werden später die Startpunkte, wie bereits beschrieben, mit der Gitterweite angeordnet, die am nächsten Abfragepunkt definiert wird. Im weiteren Ablauf erwartet das Programm, dass der Benutzer die Größe der Korrelationsmatrix (Umgebungsmatrix) und den Radius des Suchbereichs in x- und y-Richtung vereinbart. Für die Kontrastprobe, die durchgeführt wird, um unzuverlässige Punkte nicht zu berücksichtigen, wird man aufgefordert, eine minimale Standardabweichung

## 7 Erzeugung von 3D-Modellen aus Stereobildern

anzusetzen. Diese ist abhängig von den Kontrastunterschieden innerhalb der Korrelationsmatrix. Weist ein Bereich große Kontrastunterschiede auf, kann man eine hohe Punktdichte auch mit einem höher angesetzten Schwellwert erreichen. Je geringer die Kontrastunterschiede sind, desto kleiner wählt man den Schwellwert. Es muss allerdings berücksichtigt werden, dass man die minimale Standardabweichung nicht zu gering ansetzen darf, da ansonsten die gewünschte Wirkung des Kontrasttestes ausbleibt.

Bevor die erste Berechnung ausgeführt wird, verlangt das Programm nach dem für die Ähnlichkeitsprobe erforderlichen minimalen Korrelationskoeffizienten. In diesem Beispiel wurde der Wert 0,7 eingegeben. Um gute Ergebnisse zu erzielen, sollte sich der Korrelationskoeffizient im Wertebereich zwischen 0,7 – 0,9 befinden, wobei ein Korrelationskoeffizient von 0,9 schon eine sehr große funktionale Abhängigkeit und somit ein großes Ähnlichkeitsmaß darstellt. Verwendet man hingegen als Ähnlichkeitsmaß Korrelationskoeffizienten unterhalb 0,7, wird die Punktzuordnung wiederum zu unzuverlässig.

Nachdem die erste Berechnung stattgefunden hat, gibt das Programm die Anzahl der gefundenen identischen Punkte aus (siehe Abb. 7.8):



```
(fuer Kontrastprobe):
15
minimaler Korrelationskoeffizient
(fuer Aehnlichkeitsprobe):
0.7

BERECHNUNG LAEUFT...
Anzahl der getesteten Punkte           = 972
Anzahl der Punkte nach Kontrasttest    = 424
Anzahl der Punkte nach Korrelationstest = 395

Maximale X-Parallaxe      = 20
Minimale X-Parallaxe     = -20
Maximale Y-Parallaxe     = 4
Minimale Y-Parallaxe    = -5

Filterung vor zweiter Interpolation? <J> <N>
J
Filter waehlen:
<A> 3*3-Mittelwert
<B> 3*3-Binomial
<C> 5*5-Mittelwert
<D> 5*5-Binomial
C
```

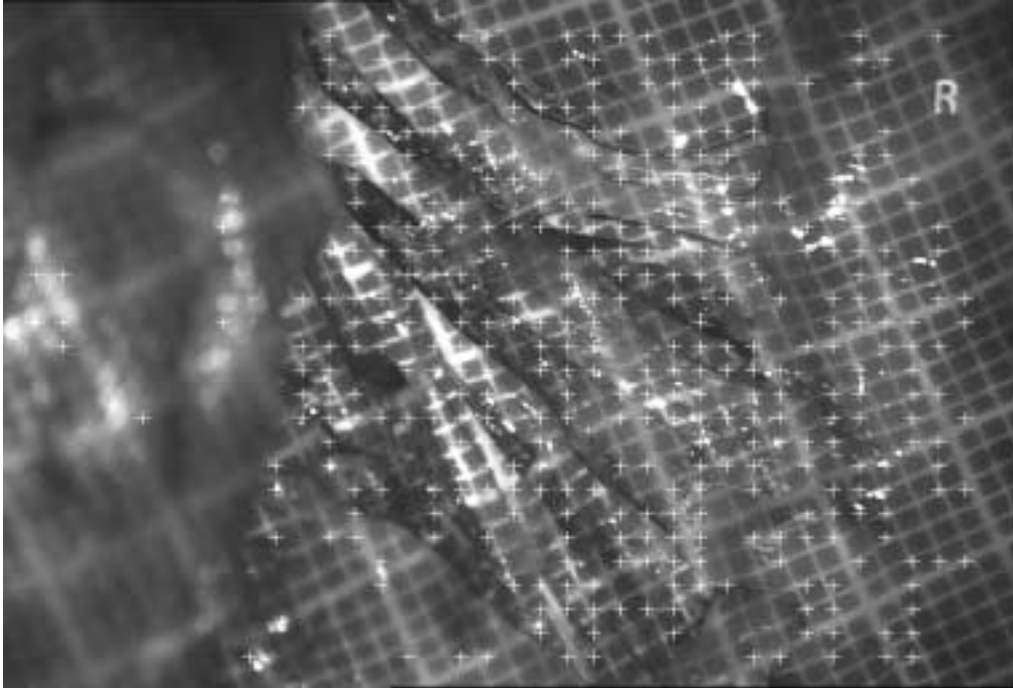
**Abb. 7.8** Ausgabe der Anzahl identischer Punkte

Dabei wird zuerst die Anzahl der insgesamt getesteten Punkte angezeigt. Bei einer Gitterweite identischer Punkte von 20 Pixeln, wird am Anfang ein regelmäßiges Raster bestehend aus 972 Punkten angelegt. Entsprechend werden bei einer geringeren Gitterweite von 10 Pixeln 3816 Punkte untersucht. In den folgenden Zeilen ist dargestellt, wieviele Punkte nach Durchführung des Kontrasttests und der Ähnlichkeitsprobe übrig geblieben sind. Außerdem werden die maximalen und

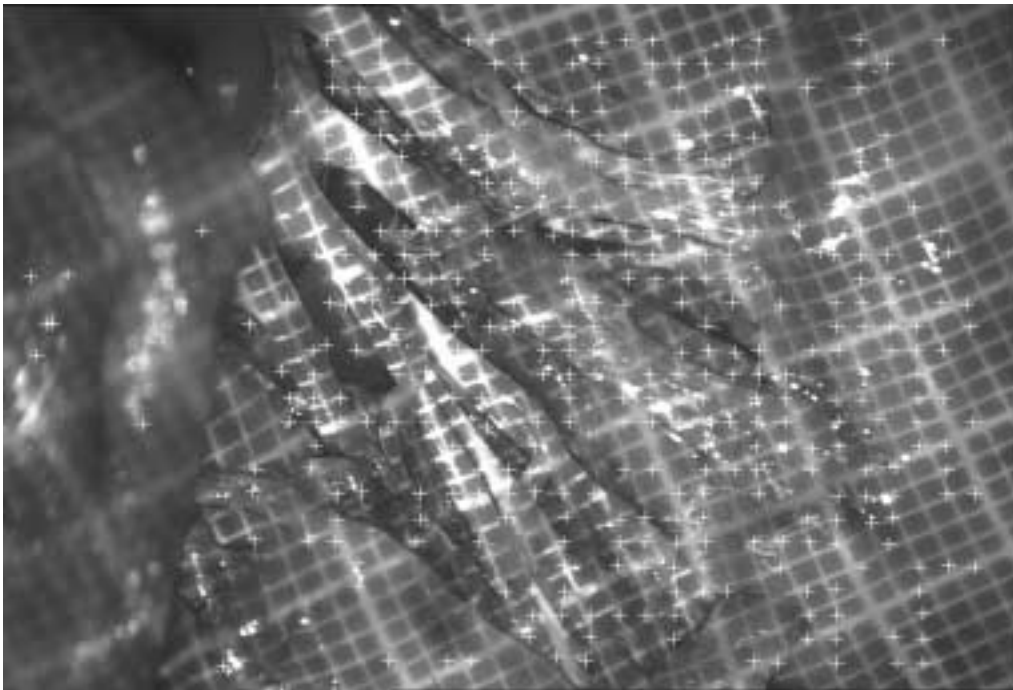
## 7 Erzeugung von 3D-Modellen aus Stereobildern

---

minimalen Parallaxen zwischen den Bildkoordinaten der identischen Punkte sowohl in x- als auch in y-Richtung ausgegeben. Abbildung 7.9 zeigt die Ausgabebilder der automatisiert gefundenen identischen Punkte:



a)



b)

Abb. 7.9 Identische Punkte im linken (a) und rechten (b) Bild (Kreuze)

## 7 Erzeugung von 3D-Modellen aus Stereobildern

---

Anhand der weißen Kreuze ist eine visuelle Kontrolle auf grobe Fehlzuordnungen möglich. In der Abbildung ist besonders gut zu erkennen, dass das Programm in der linken Bildhälfte aufgrund mangelnder Kontraste nur sehr wenige Punkte gefunden hat. Der Grund dafür ist, dass das aufprojizierte Raster, wegen der in diesem Bereich besonders feuchten Oberfläche, nicht ausreichend zur Geltung kommt. In diesem Bereich können keine Parallaxen gespeichert werden, und daher werden sie interpoliert.

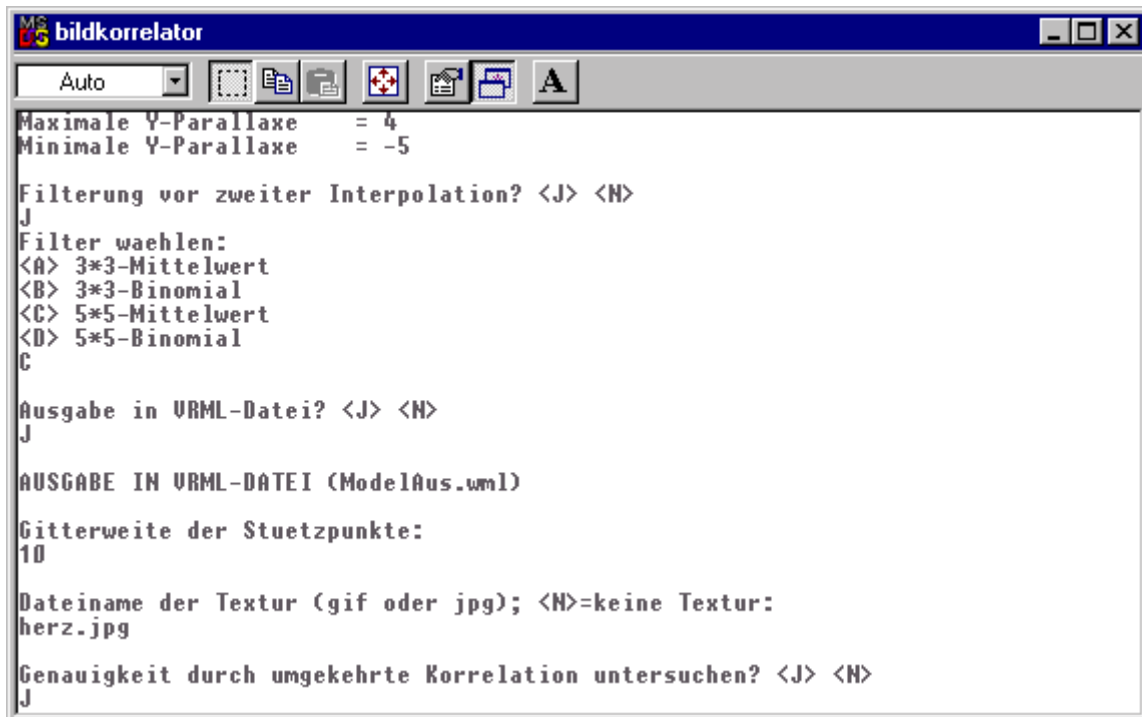
Das Programm hat jetzt bereits aus den Parallaxen Graustufenbilder erzeugt, in denen Höheninformationen enthalten sind, da jeder Grauwert eine bestimmte Höhe repräsentiert (Abb.7.10):



**Abb. 7.10 Ausgabe der Parallaxen nach Interpolation der Grauwerte**

Zur Verschönerung des Ergebnisses wird dem Benutzer die Option angeboten, eine Filterung des Parallaxenausgabebildes durchzuführen. Bereiche mit extremen Grauwertunterschieden, sogenannten Piks, werden dadurch geglättet und an ihre Umgebung angepasst. Somit wird verhindert, dass unnatürliche Unebenheiten auftreten.

In diesem Beispiel wird ein  $5 \times 5$  -Mittelwert-Filter ausgewählt (siehe Abb. 7.11). An dieser Stelle ist darauf hinzuweisen, dass eine Filterung keine Genauigkeitssteigerung herbeiführt. Sie dient ausschließlich dazu, dass durch eine Glättung der Grauwerte keine extremen Minima oder Maxima vorkommen. Dadurch wird das Modell hinsichtlich seiner Optik aufbereitet.



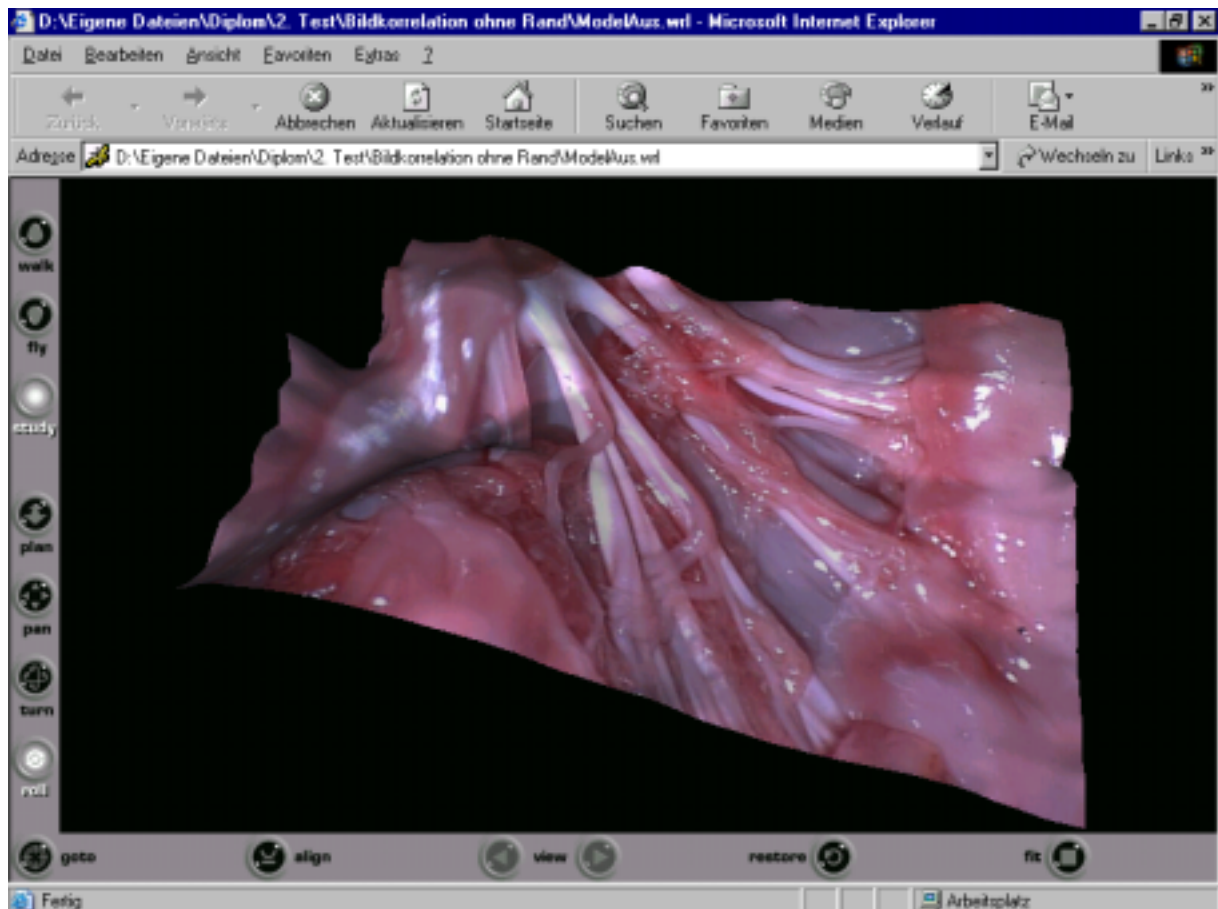
**Abb. 7.11** Möglichkeiten der Filterung

Im folgenden Programmablauf hat der Benutzer die Möglichkeit, dass das Programm aus dem berechneten Modell ein 3D-Modell in Form einer VRML-Datei generiert. Wird dies erwünscht, fragt das Programm nach der Gitterweite der Stützpunkte des Modells. Anschließend ist es freigestellt, ob auf das 3D-Modell ein Bild im Format \*.gif oder \*.jpg als Textur projiziert werden soll. In diesem Beispiel wurde als Textur die Datei „herz.jpg“ verwendet.

Abschließend wird eine Genauigkeitsuntersuchung durch umgekehrte Korrelation angeboten. Dabei sucht das Programm ein zweites Mal nach identischen Punkten, unter Beibehaltung der zuvor eingegebenen Parameter. Der Vorgang wiederholt sich wie anfangs beschrieben, bis auf den Unterschied, dass jetzt das jeweils andere Bild als Ausgangsbild verwendet wird. In diesem Fall geht das Programm bei der Korrelation also vom rechten Bild aus. Es erfolgt erneut eine Ausgabe der automatisiert gefundenen identischen Punkte sowie der minimalen und maximalen Parallaxen. Diese Untersuchung soll zeigen, wie gut die beiden berechneten Modelle zueinander passen.

Abbildung 7.12 stellt dar, wie das erzeugte 3D-Modell als VRML-Datei präsentiert wird. Im Browser des Internet-Explorers hat man die Möglichkeit, das Modell mit Hilfe des Bedienfeldes frei im dreidimensionalen Raum zu bewegen und von allen Seiten zu betrachten:

## 7 Erzeugung von 3D-Modellen aus Stereobildern



**Abb. 7.12** Darstellung des 3D-Modells im Browser des Internet-Explorers

Für eine nachträgliche Begutachtung stellt das Programm eine ausführliche Auflistung zusammen, in der alle wichtigen Ergebnisse automatisch dokumentiert werden. Dadurch hat man auch noch im nachhinein die Möglichkeit, Ergebnisse miteinander vergleichen zu können.

### 7.2 Vergleich der Ergebnisse

Anhand verschiedener Untersuchungsergebnisse lässt sich zeigen, wie wertvoll sich die Idee herausgestellt hat, ein projiziertes Rastergitter zur Überbrückung schwach texturierter Bereiche zu verwenden. Insbesondere die Stereobildpaare, auf denen innere Organe zu sehen sind, haben Bereiche, welche wenig beziehungsweise keine Struktur aufweisen.

Für die digitale Bildzuordnung bereitet diese Gegebenheit große Schwierigkeiten. Es resultieren Mängel an Kontrast, die bei der Korrelation dazu führen, dass nur eine geringe Anzahl von Punkten erreicht wird. Eine qualitativ gute Oberflächenrekonstruktion erfordert allerdings eine hohe Punktdichte. Durch die Projektion des Rasters entstehen künstlich erzeugte Kontrastunterschiede. Das Programm entscheidet nach der Kontrastprobe, dass an einer bestimmten Stelle eine Punktzuordnung möglich ist, an der ansonsten keine Korrelation stattgefunden hätte.

Wenn man die Abbildung 7.13 auf der nachfolgenden Seite betrachtet, wird bereits deutlich, wie groß der Vorteil eines aufprojizierten Gitters ist. Aus Darstellungsgründen wird hier nur jeweils ein Bild betrachtet, da es darauf ankommt, dass die kleinen weißen Kreuze noch erkennbar sind. Während im oberen Bild, aufgrund des Kontrasttests, ganze Bereiche vorhanden sind, die von der Punktzuordnung unberücksichtigt bleiben, werden im unteren Bild mit Raster auch diese Gebiete mitberücksichtigt. Konkret ergeben sich folgende Anzahlen von Punkten:

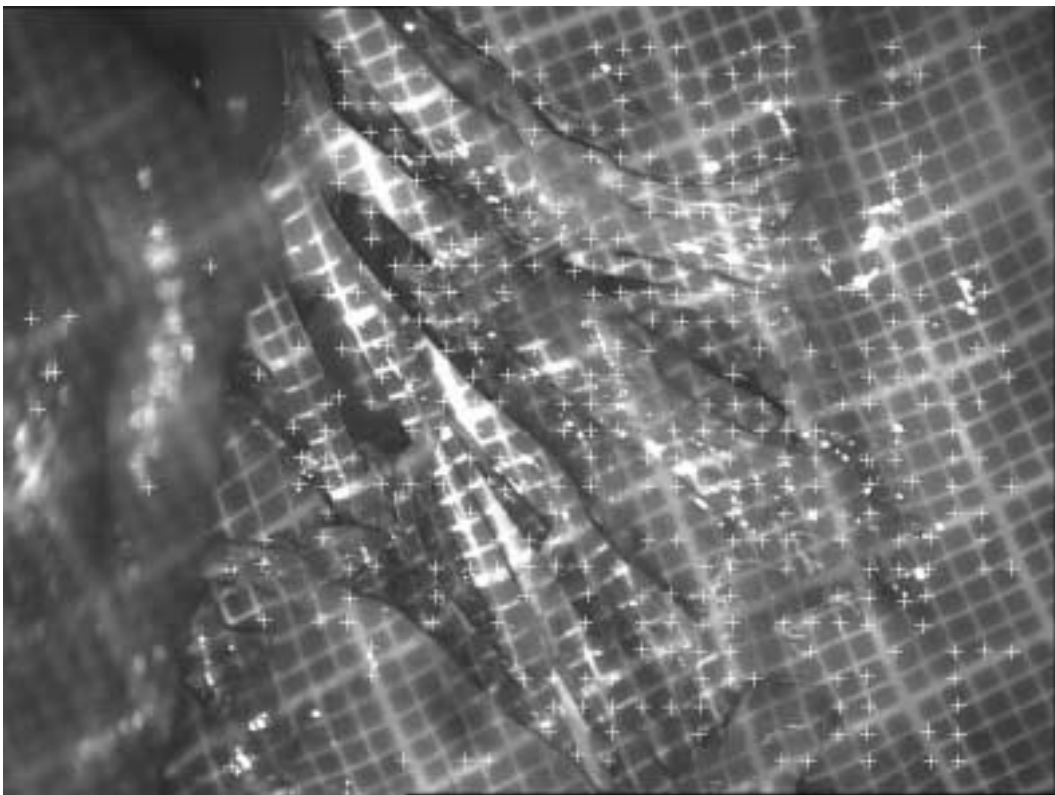
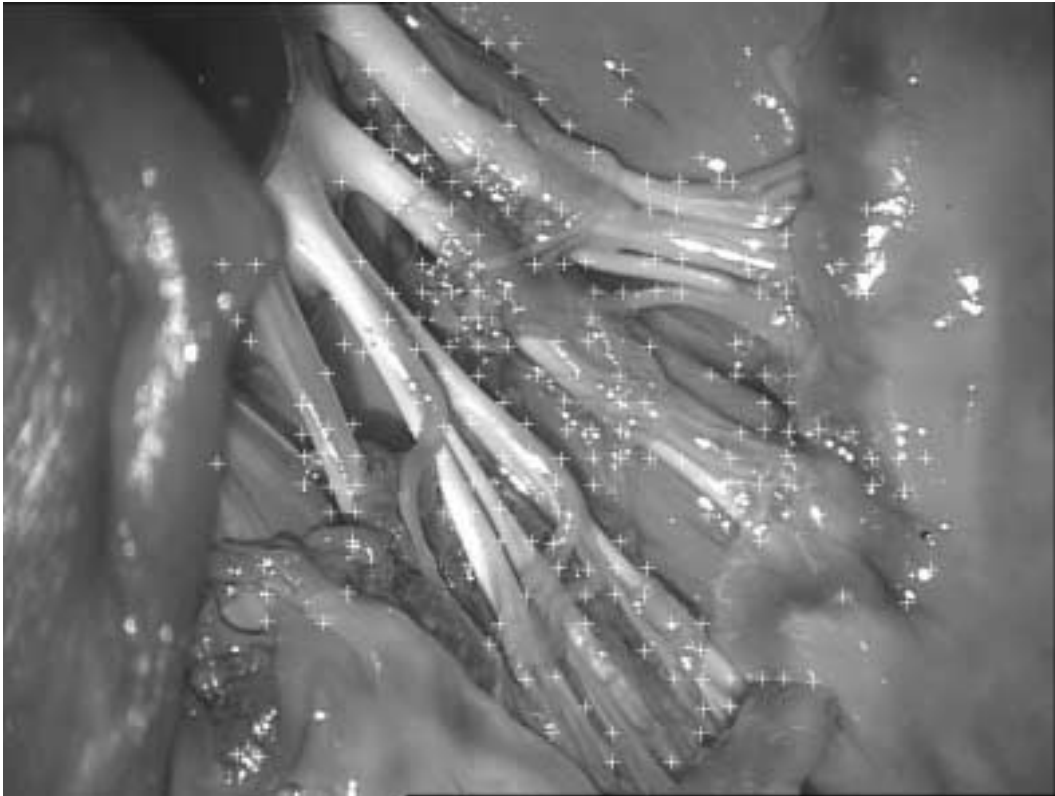
Ohne Gitterraster:

<i>Anzahl der getesteten Punkte:</i>	<b>972</b>
<i>Anzahl der Punkte nach Kontrasttest:</i>	<b>251</b>
<i>Anzahl der Punkte nach Korrelationstest:</i>	<b>220</b>

Mit Gitterraster:

<i>Anzahl der getesteten Punkte:</i>	<b>972</b>
<i>Anzahl der Punkte nach Kontrasttest:</i>	<b>424</b>
<i>Anzahl der Punkte nach Korrelationstest:</i>	<b>395</b>

Von den insgesamt 972 getesteten Punkten blieben nach dem Kontrasttest im Bild ohne Raster nur 251 Punkte übrig, während bei der Verwendung eines Rasters 424 Punkte für die Korrelation verwendet wurden. Die Anzahl der Punkte nach der Ähnlichkeitsprobe ist schließlich ebenfalls größer, als wenn auf ein Raster verzichtet wird.



**Abb. 7.13** Gefundene Punkte ohne Gitter und mit Gitter



## 7 Erzeugung von 3D-Modellen aus Stereobildern

### 7.2.1 Korrelationsergebnisse mit Millimeterpapier

Zu Beginn der Untersuchungen wurden zunächst verschiedene Testreihen mit den Millimeterpapieraufnahmen durchgeführt. Diese waren erforderlich, um Erfahrungen darüber zu sammeln, mit welchen Parametereingaben die besten Ergebnisse erzielt werden können. Bei diversen Programmdurchläufen bekommt der Benutzer auch ein Gefühl dafür, welche minimale Standardabweichung sich am besten als Schwellwert für die Kontrastprobe eignet.

Die am Anfang durchgeführten und dokumentierten Forschungsergebnisse erlauben nun einen detaillierten Vergleich. An dieser Stelle werden Ergebnisse präsentiert und Korrelationsbeispiele mit und ohne aufprojiziertem Raster miteinander verglichen. Voraussetzung für diesen Vergleich ist, dass die Werte der verwendeten Parameter identisch sind. Die folgende Übersicht (Abb. 7.14) zeigt eine Auswahl an Ergebnissen:

Gitterweite identischer Punkte	20	10	20	20	20	20	20	20	10
Größe der Korrelationsmatrix	15	15	15	15	15	15	15	15	15
Suchradius Zeilen	11	11	6	20	11	11	11	11	11
Suchradius Spalten	3	3	2	6	3	3	3	3	3
min. Standardabweichung	34	34	34	34	20	20	20	15	15
min. Korrelationskoeffizient	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7	0,9	0,6	0,9	0,9
mm-papier <i>ohne</i> Raster									
	<u>1</u>	<u>2</u>	<u>3</u>	<u>4</u>	<u>5</u>	<u>6</u>	<u>7</u>	<u>8</u>	<u>9</u>
Anz. getesteter Punkte	<b>972</b>	<b>3816</b>	<b>972</b>	<b>972</b>	<b>972</b>	<b>972</b>	<b>972</b>	<b>972</b>	<b>3816</b>
Anz. P. nach Kontrastprobe	<b>3</b>	<b>3</b>	<b>3</b>	<b>3</b>	<b>353</b>	<b>353</b>	<b>353</b>	<b>641</b>	<b>2540</b>
Anz. P. nach Korrelationstest	<b>3</b>	<b>3</b>	<b>3</b>	<b>3</b>	<b>336</b>	<b>124</b>	<b>348</b>	<b>276</b>	<b>1052</b>
mm-papier <i>mit</i> Raster									
	<u>1m</u>	<u>2m</u>	<u>3m</u>	<u>4m</u>	<u>5m</u>	<u>6m</u>	<u>7m</u>	<u>8m</u>	<u>9m</u>
Anz. getesteter Punkte	<b>972</b>	<b>3816</b>	<b>972</b>	<b>972</b>	<b>972</b>	<b>972</b>	<b>972</b>	<b>972</b>	<b>3816</b>
Anz. P. nach Kontrastprobe	<b>355</b>	<b>1318</b>	<b>355</b>	<b>355</b>	<b>886</b>	<b>886</b>	<b>886</b>	<b>948</b>	<b>3711</b>
Anz. P. nach Korrelationstest	<b>315</b>	<b>1161</b>	<b>311</b>	<b>317</b>	<b>778</b>	<b>396</b>	<b>857</b>	<b>419</b>	<b>1596</b>

**Abb. 7.14 Anzahl der Punkte bei Millimeterpapier mit und ohne Raster**

Betrachtet man die Tabelle, wird deutlich, dass bei Millimeterpapieraufnahmen mit aufprojiziertem Gitter die minimale Standardabweichung höher angesetzt werden kann als wenn man auf ein Raster verzichtet. Zum Beispiel ist in der ersten Spalte zu

## 7 Erzeugung von 3D-Modellen aus Stereobildern

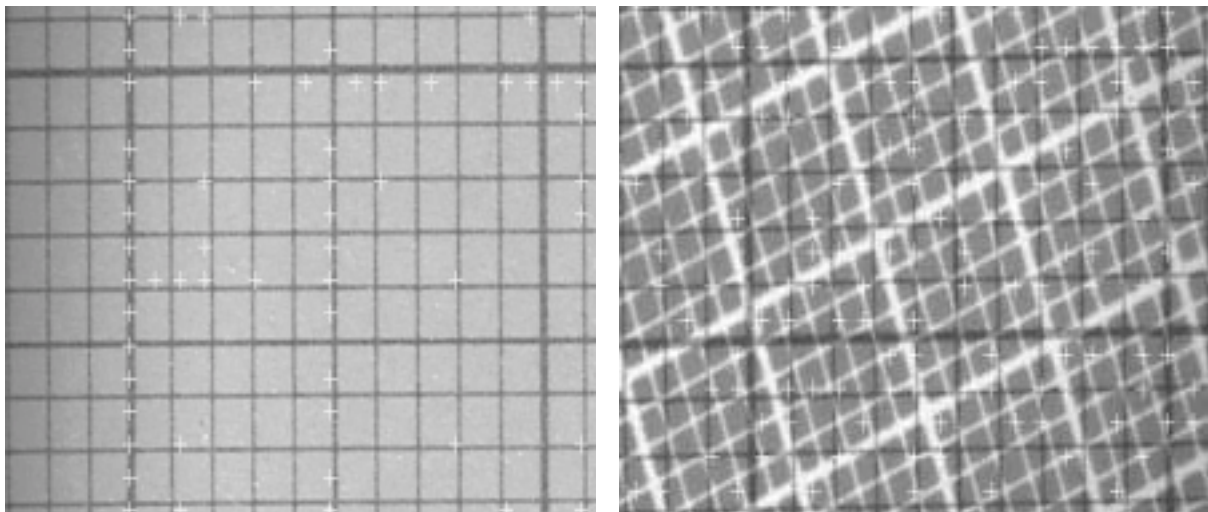
---

erkennen, dass bei einem Schwellwert von 34 nach dem Kontrasttest nur drei Punkte übrigbleiben. Unter Einsatz des Rasters überstehen bei gleicher Standardabweichung insgesamt 355 Punkte die Kontrastprobe. Um eine ähnlich hohe Punktdichte ohne Raster zu erreichen, ist es erforderlich, den Schwellwert, wie in Spalte sechs, auf 20 oder niedriger herabzusetzen. Dies hat allerdings zur Folge, dass bei einer Senkung der minimalen Standardabweichung die Zuverlässigkeit der Punktzuordnung stark leidet. Daher wurde in diesem Fall der minimale Korrelationskoeffizient mit 0,9 angesetzt. Dadurch wird bewirkt, dass eine Zuordnung homologer Bildpunkte nur bei größter funktionaler Abhängigkeit erfolgt.

Abbildung 7.15 verdeutlicht anhand zweier Bildausschnitte von Millimeterpapier, wie sehr sich die Punktdichte erhöht, obwohl die gleichen Parameter eingegeben worden sind.

Bei der Arbeit mit dem Programm Bildkorrelator wurde häufig, wie aus der Tabelle ersichtlich, eine Gitterweite identischer Punkte von 20 Pixeln und eine Größe der Korrelationsmatrix von 15 definiert. Wird eine kleinere Gitterweite festgelegt, erhöht sich automatisch die Laufzeit des Programms, weil dadurch schließlich die Anzahl der zu untersuchenden Punkte erhöht wird. Je mehr Bildpunkte nach dem Kontrasttest miteinander verglichen werden müssen, desto länger dauert die Rechenzeit.

Zur Größe des Suchradius ist anzumerken, dass dieser in x-Richtung größer als in y-Richtung vereinbart werden muss, weil aufgrund des vorausgesetzten Stereonormalfalls nur Koordinatenabweichungen in x-Richtung vorhanden sein sollten.



**Abb. 7.15** Höhere Punktdichte bei Millimeterpapier mit Raster (Kreuze)

### 7.2.2 Ergebnisse nach R G B – Farbkanalzerlegung

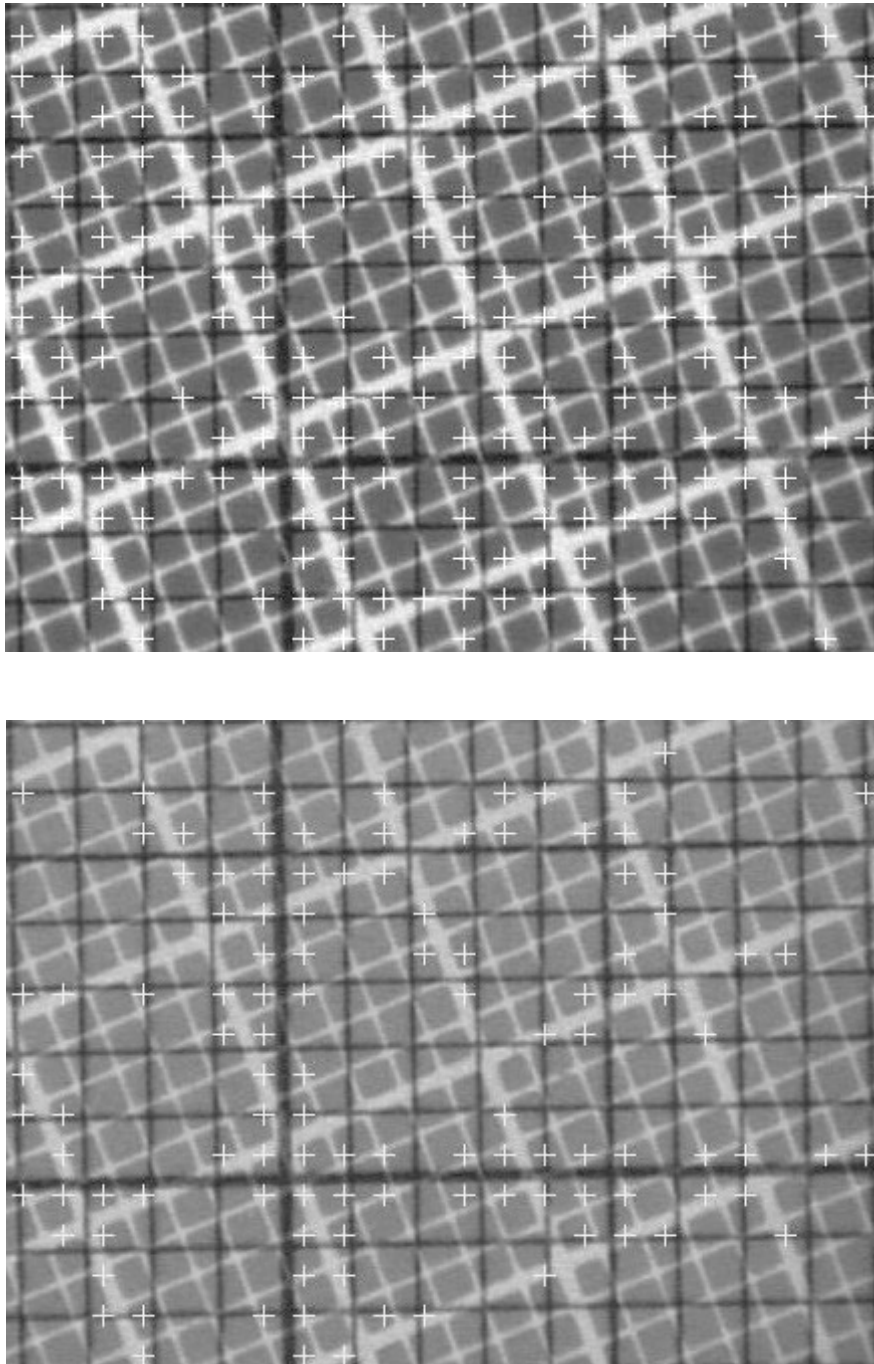
In Kapitel 6 wurde festgestellt, dass 24-bit Farbbilder, nach der Konvertierung in 8-bit Graustufenbilder, unterschiedlich viel Kontrast aufweisen, wenn man diese zuvor nach ihren einzelnen Farbkanälen Rot, Grün und Blau auftrennt. Um darzustellen, wie unterschiedlich die Ergebnisse, hinsichtlich der Punktzahlen, bei den einzelnen Farbkanälen ausfallen, wurde die folgende Übersicht zusammengestellt. Dazu werden vier Korrelationsbeispiele miteinander verglichen, die aus den verschiedenen Untersuchungen ausgewählt wurden. Als Testobjekt wurde in diesem Fall Millimeterpapier mit Rastergitter ausgewählt, da sich hiermit die Unterschiede besonders gut darstellen lassen.

Gitterweite identischer Punkte	20			20			20			20		
Größe der Korrelationsmatrix	25			15			15			15		
Suchradius Zeilen	11			11			11			11		
Suchradius Spalten	3			3			3			3		
min. Standardabweichung	34			20			20			15		
min. Korrelationskoeffizient	0,7			0,7			0,9			0,9		
	<u>1</u>			<u>2</u>			<u>3</u>			<u>4</u>		
mmpapier <i>mit</i> Raster	R	G	B	R	G	B	R	G	B	R	G	B
Anz. getesteter Punkte	<b>972</b>	<b>972</b>	<b>972</b>	<b>972</b>	<b>972</b>	<b>972</b>	<b>972</b>	<b>972</b>	<b>972</b>	<b>972</b>	<b>972</b>	<b>972</b>
Anz. P. nach Kontrastprobe	<b>483</b>	<b>211</b>	<b>207</b>	<b>908</b>	<b>802</b>	<b>767</b>	<b>908</b>	<b>802</b>	<b>767</b>	<b>955</b>	<b>930</b>	<b>916</b>
Anz. P. nach Korrelationstest	<b>480</b>	<b>208</b>	<b>205</b>	<b>906</b>	<b>801</b>	<b>765</b>	<b>905</b>	<b>800</b>	<b>763</b>	<b>947</b>	<b>926</b>	<b>907</b>

**Abb. 7.16 Anzahl der Punkte bei Millimeterpapier nach Farbkanalzerlegung**

Abbildung 7.16 stellt die verschiedenen Punktzahlen dar, die sich bei den Programmdurchläufen nach der Kontrastprobe und dem anschließenden Korrelationstest ergeben haben. In jedem Beispiel wurden die Berechnungen für die einzelnen Farbkanäle mit den gleichen Parametern durchgeführt.

Beim Blick auf die Tabelle fällt sofort auf, dass in allen Beispielen beim roten Farbkanal die größte Anzahl Punkte erzielt wird, für die eine Punktzuordnung im zweiten Bild erfolgt. Der blaue Farbkanal schneidet immer am schlechtesten ab. Die zugehörigen Ausgabebilder gefundener Punkte (Abb. 7.17, S.60) lassen klar erkennen, dass hier der rote Kanal in den Graustufenbildern die größten Kontrastunterschiede liefert. Besonders deutlich fallen die Unterschiede im ersten Beispiel auf. Da die minimale Standardabweichung mit 34 sehr hoch angesetzt wurde, befindet das Programm viele Punkte in den kontrastärmeren Bildern als zu unzuverlässig für eine fehlerfreie Punktzuordnung.



**Abb. 7.17** Kontrastunterschied zwischen dem roten und blauen Farbkanal

In der Abbildung sind Ausschnitte der Ausgabebilder zu sehen. Im oberen Bild wurde der rote Farbkanal für die Bildkorrelation verwendet. Durch die stärkeren Kontraste wird das projizierte Raster wesentlich besser hervorgehoben als beim blauen Kanal im unteren Bild. Daraus resultiert die höhere Punktdichte.

Wie schon im Kapitel 6 erwähnt wurde, liefert der rote Kanal jedoch nicht grundsätzlich die besten Ergebnisse. Bei jedem individuellen Objekt sollten daher

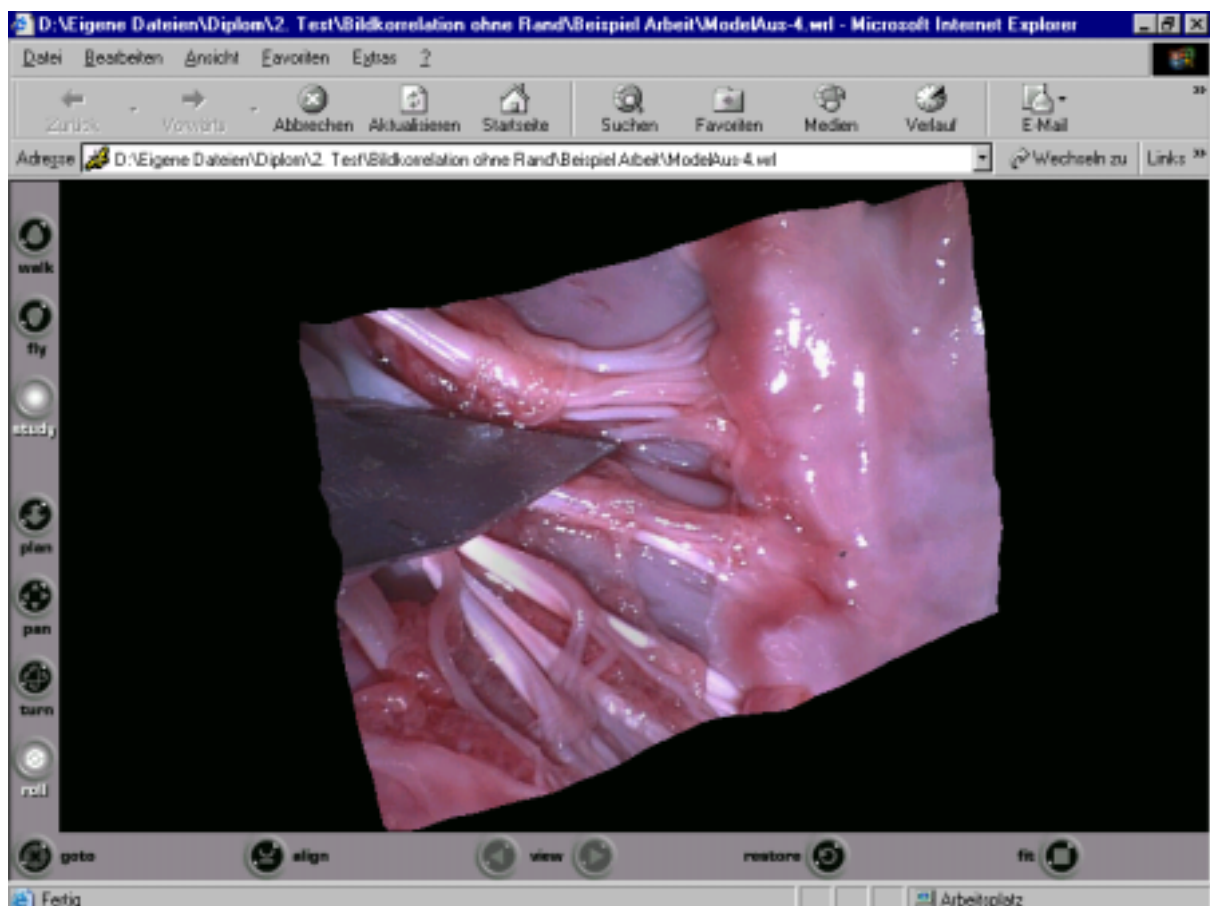
## 7 Erzeugung von 3D-Modellen aus Stereobildern

die Kontrastverhältnisse nach der Farbkanalzerlegung gründlich überprüft werden, bevor eine Bildkorrelation durchgeführt wird.

### 7.2.3 3D-Ansicht eines medizinischen Objekts

Bei den bisher analysierten Ergebnissen wurden Millimeterpapieraufnahmen dazu verwendet, um die Korrelationseigenschaften der Software zu testen. Ein weiteres Ziel war, ein Gefühl dafür zu bekommen, welche Parameter am besten geeignet sind, um eine zuverlässige Zuordnung identischer Punkte in den Stereobildern zu erreichen.

Unter Berücksichtigung der aus den vorhergehenden Abschnitten gewonnenen Erkenntnisse soll abschließend ein praxisorientiertes Beispiel präsentiert werden. Es soll gezeigt werden, dass es mit Hilfe des Programms möglich ist, mit Methoden der digitalen Bildzuordnung 3D-Ansichten aus medizinischen Stereomikroskop-aufnahmen zu generieren. Die folgende Abbildung 7.18 zeigt ein 3D-Modell, welches im Browser des Internet-Explorers frei beweglich ist:



**Abb. 7.18 3D-Ansicht eines Herzes**

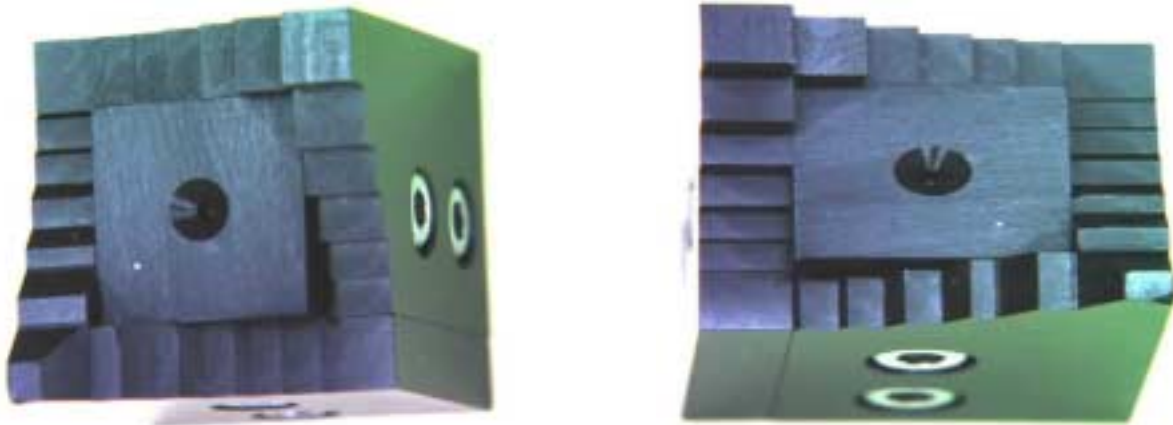
An dieser Stelle ist darauf hinzuweisen, dass selbstverständlich auch in diesem Beispiel für die Bildzuordnung Bilder mit Raster verwendet wurden. Damit das Modell aber so naturgetreu wie möglich aussieht, wurde als Textur das entsprechende Bild ohne Raster verwendet.

### 8. GENAUIGKEITSBETRACHTUNG

Dieses Kapitel soll sich mit der Frage beschäftigen, wie genau die erzeugten 3D-Modelle sind. Anhand der Aufnahmen des Treppenmodells, welches eine gute räumliche Geometrie besitzt, soll untersucht werden, wie gut die Qualität der aus den Bildkoordinaten homologer Punkte abgeleiteten Parallaxen ist. Um einen Bezug zwischen Modell und realem Objekt herstellen zu können, müssen die Höhen der einzelnen Ebenen, die durch die Stufen des Treppenmodells verlaufen, bekannt sein. Die Treppe wurde bei der Firma Carl Zeiss im Labor vermessen, da sich eine Höhenmessung mit einer Schieblehre als zu unpräzise erwiesen hat. Zur Kontrolle wurden die Höhen später auch photogrammetrisch ermittelt.

#### 8.1 Beschreibung des Treppenmodells

Damit man sich eine Vorstellung über das aufgenommene Treppenmodell, welches von der Firma Carl Zeiss als Kalibrierkörper zur Verfügung gestellt worden ist, machen kann, soll an dieser Stelle kurz die Geometrie der Treppe beschrieben werden. Da man anhand der Stereomikroskopaufnahmen, aufgrund des Stereonormalfalls, keinen Eindruck von der Räumlichkeit bekommt, wurde die Treppe später mit einer Digitalkamera aus verschiedenen Perspektiven schräg aufgenommen (Abb.8.1). Hier kommen die einzelnen Ebenen und die Form des Gesamtkörpers deutlich zur Geltung.



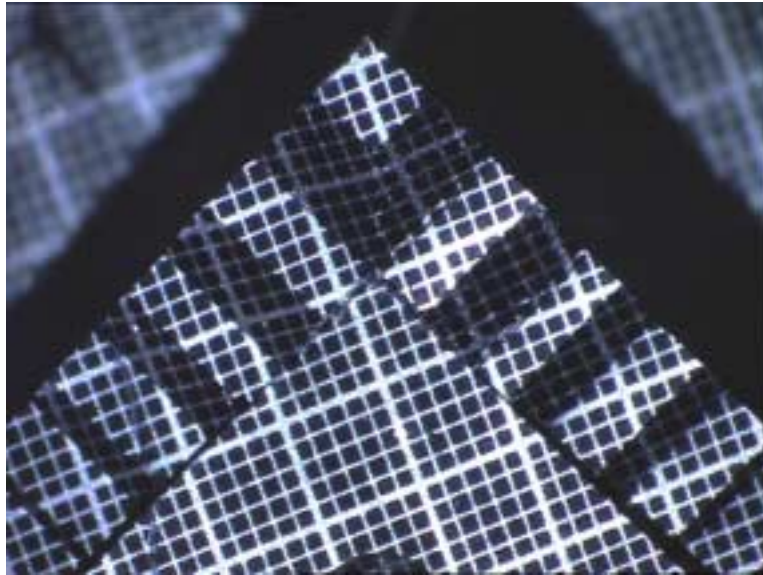
**Abb. 8.1** Schrägaufnahmen des Treppenmodells

Das oben abgebildete Treppenmodell verfügt über insgesamt sieben Ebenen. Alle spiegelbildlich gegenüberliegenden Stufen haben die gleiche Höhe und liegen daher in einer Ebene. Die große Ebene in der Mitte hat die gleiche Höhe wie die dritten Stufen von oben. Aufgrund der Regelmäßigkeit dieses Körpers ist es nun möglich, jeder Ebene die entsprechende Höhe zuzuordnen. Die weitere Vorgehensweise wird sein, dass man in einem Stereobild die höhenmäßig bekannten Treppenstufen wiedererkennt. Auf diesen Ebenen wird eine bestimmte Anzahl von Bildpunkten ausgewählt, deren Pixelkoordinaten  $x$ ,  $y$  registriert werden müssen. Mit Hilfe des aufprojizierten Rasters ist es leicht möglich die Ebenen voneinander zu

## 8 Genauigkeitsbetrachtung

---

unterscheiden, da die Gitterlinien an verschiedenen Treppenhöhen, bedingt durch die Projektion, versetzt sind (siehe Abb. 8.2).

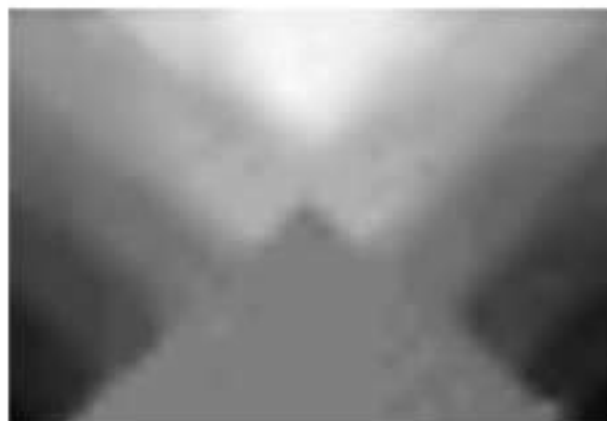


**Abb. 8.2** Mikroskopaufnahme des Treppenmodells mit Gitterlinien

In der Abbildung wird noch einmal deutlich, dass die dritthöchsten Stufen die gleiche Höhe haben müssen wie die große Ebene in der Mitte, da die Gitterlinien des Rasters hier ununterbrochen weiterlaufen. Dies ist bei den anderen Stufen nicht der Fall.

### 8.2 Zusammenhang zwischen den Höhen und Grauwertintensitäten

Anhand des Ausgabebildes der  $x$ -Parallaxen ist es möglich, jedem höhenmäßig bekannten Bildpunkt einen Grauwert zuzuordnen. Dies funktioniert, indem von einem bestimmten Bildpunkt im Originalbild die Pixelkoordinaten  $x, y$  registriert werden und man anschließend an gleicher Position im Parallaxenausgabebild den Grauwert misst.



**Abb. 8.3** Parallaxenausgabebild des Treppenmodells

## 8 Genauigkeitsbetrachtung

---

Handelsübliche Bildverarbeitungsprogramme sind in der Lage, die Grauwerte für jedes Bildelement anzuzeigen. Da es sich um 8-bit Graustufenbilder mit 256 Graustufen handelt, befinden sich die Grauwerte in einem Bereich zwischen 0 und 255, wobei bedeutet, dass Bildpunkte mit einem größeren Grauwert eine höhere Stelle im Objekt darstellen. Anders ausgedrückt werden tiefer liegende Objektpunkte durch dunklere Graustufen und höher liegende Objektpunkte durch hellere Graustufen repräsentiert. Vergleicht man die Abbildung 8.3 auf der vorherigen Seite mit der Mikroskopaufnahme der Treppe (Abb. 8.2), kann man die Geometrie des Modells erahnen. Insbesondere die mittlere Ebene fällt dem Betrachter sofort auf. Es wird deutlich, dass Bildpunkte mit gleicher Höhe im Parallaxenausgabebild den gleichen Grauwert besitzen.

Aus diesen Überlegungen lässt sich eine lineare Beziehung ableiten, da sich die Grauwerte proportional zur Objekthöhe verhalten müssen, beziehungsweise im gleichen Verhältnis zur Höhe wachsen. Es ist also möglich, die gemessenen Grauwerte, im Verhältnis zur bekannten Höhe, in einer Graphik darzustellen und durch die abgetragenen Punkte eine Regressionsgerade zu legen. Diese Gerade besitzt eine bestimmte Steigung  $m$  und verläuft durch den Ursprung des Koordinatensystems. Dieser funktionale Zusammenhang lässt sich mit der folgenden Geradengleichung in allgemeiner Form darstellen:

$$f(x) = m * x \quad (8.1)$$

Daraus ergibt sich für die Regressionsgerade folgende Darstellungsform:

$$g(H) = m * H \quad (8.2)$$

- g: theoretischer Grauwert
- H: Höhe einer Ebene des Treppenmodells
- m: Steigung der Regressionsgeraden

Auf diese Weise lässt sich für jede beliebige Höhe ein theoretischer Grauwert berechnen, der als Soll-Wert angenommen wird. Durch Differenzbildung zwischen den berechneten Soll-Werten und den aus dem Graustufenbild gemessenen Ist-Werten lassen sich nun als Abweichungen die Verbesserungen bestimmen. Aus den Verbesserungen ergeben sich letztendlich die Varianz und die Standardabweichung der Grauwerte.

Da man Kenntnis darüber hat, welchem Grauwert die jeweilige Höhe entspricht, lässt sich durch Umstellung der Gleichung 8.2 die Standardabweichung der Grauwerte in eine Standardabweichung für die Höhenangaben umrechnen. Berechnungen hierzu folgen anschließend im Abschnitt 8.3.



### 8.3 Genauigkeit der 3D-Auswertung

#### 8.3.1 Abschätzung der Höhengenaugigkeit

Bei einer Genauigkeitsbetrachtung ist es sinnvoll, vorab einen theoretisch berechneten Wert abzuschätzen. Dadurch hat man später die Möglichkeit zu kontrollieren, ob die empirisch ermittelte Standardabweichung von der Größenordnung her korrekt ist, indem die Werte miteinander verglichen werden. Für die Genauigkeitsabschätzung der Höhe wird auf die Gleichung 2.6 aus Abschnitt 2.2.3 zurückgegriffen:

$$\sigma_z = m_b \frac{Z}{B} \sigma_{px} = \frac{Z^2}{c * B} \sigma_{px}$$

Schreibt man in der Gleichung anstelle der Bildmaßstabszahl  $m_b$  den vollen Ausdruck  $Z/c$ , so lässt sich die Gleichung folgendermaßen darstellen:

$$\sigma_z = \frac{Z}{c} \frac{Z}{B} \sigma_{px} = \frac{Z^2}{c * B} \sigma_{px}$$

- Z: Abstand
- c: Kammerkonstante
- B: Basis
- $\sigma_{px}$ : anzusetzende Parallaxenmessgenauigkeit

Im Zuge einer Kamerakalibrierung wurden folgende Werte ermittelt:

Z=152 mm	Angesetzte Parallaxenmessgenauigkeit:
B= 6 mm	$\sigma_{px}=0,004$ mm
c= 80 mm	entsprechend: $\sigma_{px}=1/2$ Pixel

Setzt man die berechneten Zahlenwerte entsprechend in die Gleichung ein, lässt sich die folgende theoretische Standardabweichung  $\sigma_z$  abschätzen:

$$\sigma_z = \frac{152 \text{ mm}}{80 \text{ mm}} * \frac{152 \text{ mm}}{6 \text{ mm}} * 0,004 \text{ mm} = 0,193 \text{ mm}$$

Bei der empirisch zu ermittelnden Standardabweichung für die Höhen kann man aufgrund des theoretisch berechneten Wertes erwarten, dass diese eine Größenordnung von ca. 0,2 mm hat. Anschließend wird im folgenden Abschnitt die empirische Standardabweichung berechnet.

## 8 Genauigkeitsbetrachtung

---

### 8.3.2 Berechnung der empirischen Standardabweichung

Im Abschnitt 8.2 wurde ein Zusammenhang zwischen den Objekthöhen des Treppenmodells und den zugehörigen Grauwertintensitäten im Parallaxenausgabebild hergeleitet. Mit Hilfe dieser Gedankengänge ist es möglich, die Höhengenaugigkeit empirisch zu ermitteln und eine Aussage über die Qualität der aus den Bildkoordinaten identischer Punkte abgeleiteten Parallaxen machen zu können.

Bei der Vermessung des Treppenmodells im Labor sind für die einzelnen Ebenen die folgenden Bezugshöhen bestimmt worden:

E1:	0,000 mm
E2:	0,231 mm
E3:	0,717 mm
E4:	1,679 mm
E5:	3,122 mm
E6:	5,077 mm
E7:	7,330 mm

Diese Höhenwerte haben sich durch eine photogrammetrische Ermittlung über einen räumlichen Vorwärtsschnitt bestätigt und können daher für die weiteren Untersuchungen herangezogen werden.

Anhand der Abbildung 8.2 ist jedoch zu erkennen, dass aufgrund des Aufnahmebereichs nur die oberen fünf Ebenen E3-E7 auf dem Bild sichtbar sind. Daher können auch nur den Höhen dieser Ebenen Grauwerte zugeordnet werden. Abbildung 8.4 stellt in einer Tabelle die in den einzelnen Ebenen manuell gemessenen Grauwerte dar:

<b>E3:</b> <b>H=0,717</b>	25	<b>E5:</b> <b>H=3,122</b>	113	<b>E6:</b> <b>H=5,077</b>	171
	30		113		170
	25		120		175
	33		127		177
	24		129		176
	18		127		166
<b>E4:</b> <b>H=1,679</b>	63		111	<b>E7:</b> <b>H=7,330</b>	244
	64		114		238
	76		104		243
	62		243		
	59		241		
	57		244		

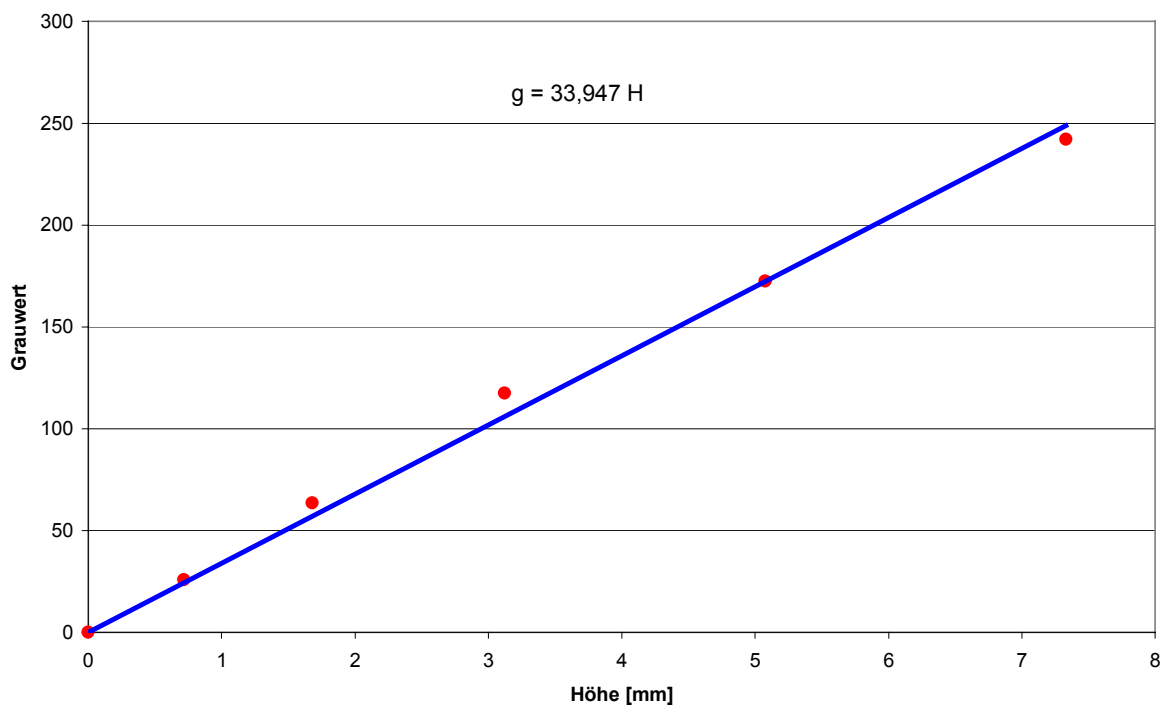
**Abb. 8.4      Gemessene Grauwerte in den Ebenen**

## 8 Genauigkeitsbetrachtung

Betrachtet man die Zahlenwerte näher, ist festzustellen, dass die gemessenen Grauwerte auch innerhalb einer Ebene variieren. Der Grund dafür ist, dass die Grauwerte innerhalb der Ebenen an verschiedenen Positionen gemessen wurden. Bei den Ebenen E3, E4, E6 und E7 wurden jeweils drei Grauwerte auf den spiegelbildlich gegenüberliegenden Stufen bestimmt. Auf der Ebene E5 wurden zusätzlich noch Grauwerte aus der Mitte ermittelt. Durch die Mehrfachmessung der Grauwerte wird erreicht, dass die Auswahl auch repräsentativ ist. Hätte man pro Ebene nur einen einzigen Grauwert bestimmt, wäre das Ergebnis nicht sehr aussagekräftig.

Für das weitere Vorgehen wird nun für jede Höhe der mittlere Grauwert berechnet. Es ergeben sich die folgenden Wertepaare, die sich in einer Graphik darstellen lassen (Abb. 8.5):

E3:	H=0,717 mm	g= 26
E4:	H=1,679 mm	g= 64
E5:	H=3,122 mm	g=118
E6:	H=5,077 mm	g=173
E7:	H=7,330 mm	g=242



**Abb. 8.5** Linearer Zusammenhang zwischen Höhen und Grauwerten

Es ist leicht zu erkennen, dass sich die im Parallaxenausgabebild gemessenen Grauwerte proportional zu den Höhen der Ebenen des Treppenmodells verhalten. Der daraus resultierende lineare Zusammenhang wird durch die in der Abbildung

## 8 Genauigkeitsbetrachtung

blau dargestellte Regressionsgerade verdeutlicht. Bei dieser muss es sich um eine Ursprungsgerade handeln, da ein Grauwert  $g=0$  eine Höhe  $H=0$  repräsentiert. Die Steigung der Regressionsgeraden hat den Wert  $m=33,947$ , und damit lässt sich analog zur Formel 8.2 folgende Geradengleichung aufstellen:

$$g(H) = 33,947 \cdot H$$

Die Gleichung der Regressionsgeraden macht es möglich, für jede beliebige Höhe den zugehörigen Grauwert zu berechnen. Dieser funktionsabhängige Wert wird als Soll-Wert definiert und dient zum Vergleich mit den tatsächlich gemessenen Ist-Werten. Durch Differenzbildung zwischen Soll- und Ist-Wert werden nun im nächsten Schritt die Varianz und die Standardabweichung der Grauwerte bestimmt:

Höhe [mm]	g_gemessen	g_berechnet	Soll-Ist <sup>2</sup>
0,717	25	24	0
	30	24	32
	25	24	0
	33	24	75
	24	24	0
	18	24	40
1,679	63	57	36
	64	57	49
	76	57	361
	62	57	25
	59	57	4
	57	57	0
3,122	113	106	49
	113	106	49
	120	106	196
	127	106	442
	129	106	530
	127	106	442
	111	106	25
	114	106	64
	104	106	4
5,077	171	172	2
	170	172	6
	175	172	7
	177	172	22
	176	172	13
	166	172	40
7,330	244	249	23
	238	249	117
	243	249	34
	243	249	34
	241	249	61
	244	249	23

**Abb. 8.6 Vergleich der gemessenen und berechneten Grauwerte**

## 8 Genauigkeitsbetrachtung

---

Aus den in Abbildung 8.6 dargestellten Quadraten der Differenzen (Verbesserungen) wird jetzt mit Hilfe der Gleichung

$$s_z = \sqrt{\frac{[vv]^2}{n-1}} \quad (8.3)$$

die empirische Standardabweichung der Grauwerte berechnet. Es ergibt sich eine Abweichung von 9 Graustufen.

Diese Standardabweichung in Graustufen lässt sich leicht in ihre entsprechende Höhengenaugkeit umrechnen, indem man die Gleichung der Regressionsgeraden nach der Höhe H auflöst:

$$H(g) = \frac{g}{33,947}$$

Für die empirische Standardabweichung der Höhe wurde der Wert  $s_z=0,272$  mm berechnet.

Bei der Abschätzung der Höhengenaugkeit im Abschnitt 8.3.1 wurde für die theoretische Standardabweichung der Wert  $\sigma_z=0,193$  mm ermittelt. Zunächst kann die Aussage gemacht werden, dass beide berechneten Standardabweichungen eine ähnliche Größenordnung haben. Die bei der Abschätzung berechnete theoretische Standardabweichung unterscheidet sich von der empirisch ermittelten um 0,079 mm. Damit kommt die Genauigkeit des Modells den Erwartungen also schon sehr nahe. Die Qualität der aus den Bildkoordinaten homologer Punkte abgeleiteten Parallaxen ist für die gegebenen Verhältnisse sehr gut. Der sich ergebende Unterschied zwischen der erwarteten und der tatsächlichen Genauigkeit wird nicht durch die Bildzuordnungssoftware hervorgerufen, sondern lässt sich anhand der konstruktions-technisch bedingten Aufnahmekonfiguration begründen. Bei näherer Betrachtung der zur Genauigkeitsabschätzung verwendeten Gleichung

$$\sigma_z = \frac{Z}{c} \frac{Z}{B} \sigma_{p_x} = \frac{Z^2}{c * B} \sigma_{p_x}$$

wird deutlich, dass die Höhengenaugkeit vom Basis-Höhenverhältnis beeinflusst wird. Bei Normalfallaufnahmen wird ein Basis-Höhenverhältnis von 2:1 angestrebt. In diesem Fall erhält man ein schlechtes Basis-Höhenverhältnis, da die Basis der Kameras aufnahmebedingt sehr klein ist. Dadurch wird der Term  $Z/B$  sehr groß. Aus diesem Grund sollte bei weiteren Arbeiten geprüft werden, ob es möglich ist, ein besseres Basis-Höhenverhältnis zu erreichen, um schließlich eine höhere Genauigkeit zu erzielen.

## 8 Genauigkeitsbetrachtung

Der Vollständigkeit halber wird nun abschließend die dreidimensionale Ansicht des Treppenmodells präsentiert. Durch die Abbildung bekommt man einen sehr guten räumlichen Eindruck von dem Modell, da die einzelnen Treppenstufen deutlich zu erkennen sind.

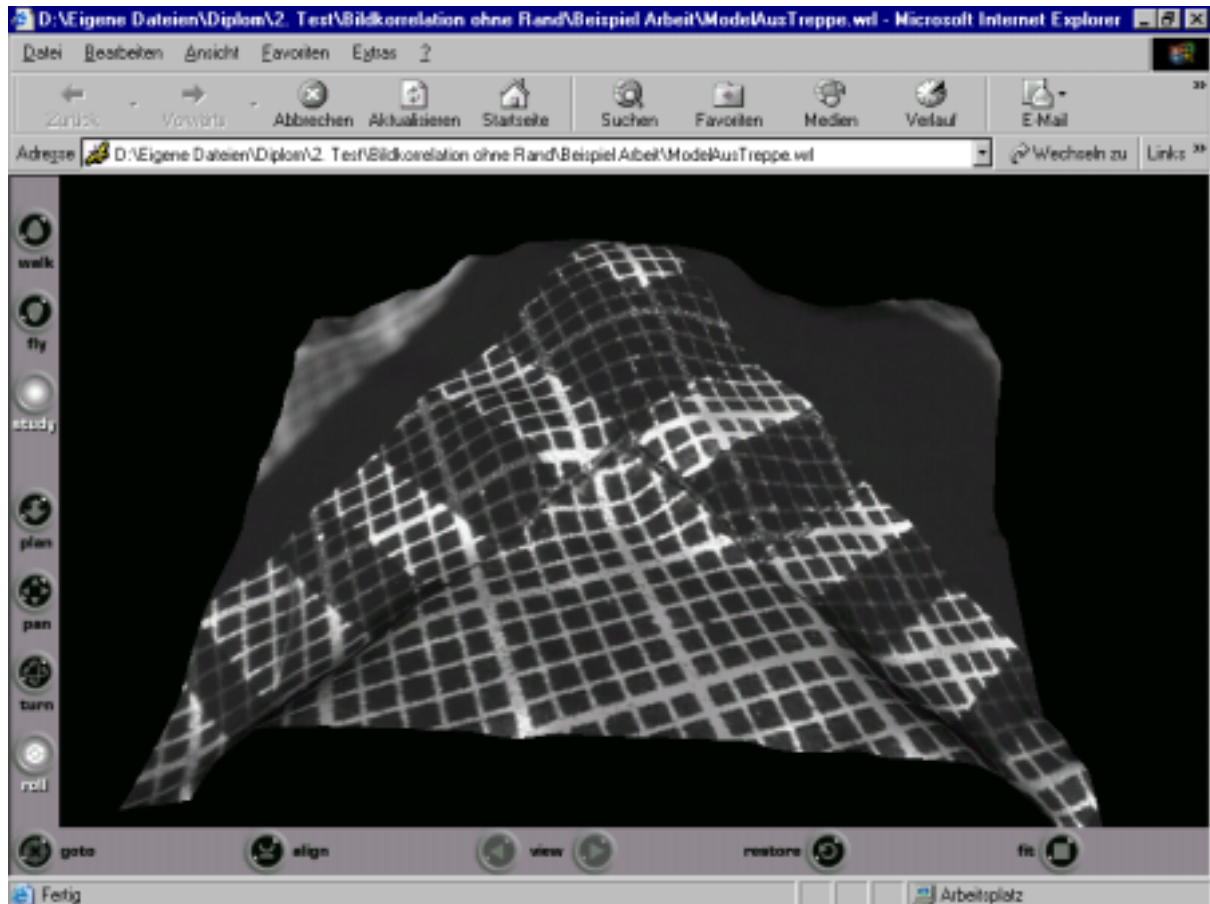


Abb. 8.7 3D-Ansicht des Treppenmodells

### 9. SCHLUSSBETRACHTUNG

Ziel dieser Arbeit war es zu untersuchen, inwieweit eine Oberflächenrekonstruktion aus Mikroskopaufnahmen mit Hilfe des Programms Bildkorrelator möglich ist. Vorweg kann schon mal die Aussage gemacht werden, dass es sich um ein eigenständiges und leistungsfähiges C-Programm handelt, welches den Programmablauf störungsfrei durchführt.

Ein großer Vorteil ist die einfache Handhabung der Software. Da das Programm weitestgehend vollautomatisch aus den Stereobildern 3D-Modelle generiert, und die für die Bildzuordnung benötigten Parameter in einem Dialog abgerufen werden, ist es nicht erforderlich, dass der Benutzer über größere Erfahrungen verfügt. Im Gegensatz zu anderen Matching-Programmen, wie zum Beispiel die institutseigene Software DPCOR, ist hier kein manuelles Eingreifen durch den Operateur nötig.

Die Untersuchungsergebnisse haben gezeigt, dass die Software imstande ist, unter Verwendung des Kreuzkorrelationsverfahrens eine zuverlässige Bildzuordnung durchzuführen, wenn Aufnahmen hoher Qualität vorhanden sind. Das heißt, dass die Stereobildpaare dem Normalfall entsprechen und ihre Orientierung fehlerfrei ist. Außerdem müssen die radiometrischen Verhältnisse beider Bilder übereinstimmen. Da durch eine nachträgliche Aufbereitung der Bilder, zum Beispiel durch eine Glättungsfilterung, für die Bildzuordnung relevante Strukturen zerstört werden, ist dafür zu sorgen, dass schon zum Zeitpunkt der Aufnahme ideale Bedingungen herrschen. Darin liegt eine Schwäche des Verfahrens gegenüber Bildzuordnungsprogrammen, die auf der Methode der kleinsten Quadrate basieren. Diese ermöglichen auch eine fehlerfreie Punktzuordnung bei Aufnahmen, die vom Normalfall abweichen.

Die Projektion einer künstlichen Textur in Form eines Gitterrasters hat sich als unverzichtbar herausgestellt, um eine hohe Dichte homologer Punkte zu erreichen. Aufgrund der homogenen Oberflächen der Organe wäre eine zuverlässige Objektrekonstruktion ansonsten nicht möglich. Dies sollte auch bei eventuell anschließenden Arbeiten berücksichtigt werden.

Bei der abschließenden Genauigkeitsbetrachtung hat sich herausgestellt, dass die aus den Bildkoordinaten homologer Punkte abgeleiteten Parallaxen eine hohe Qualität besitzen. Das Programm ist also durchaus geeignet, 3D-Modelle aus Stereomikroskopaufnahmen zu generieren. Allerdings würde sich eine Genauigkeitssteigerung ergeben, wenn ein besseres Basis-Höhenverhältnis erreicht werden könnte. Daher wird empfohlen, zu überprüfen, inwieweit dies konstruktionstechnisch realisierbar ist.

Wie hoch die Genauigkeit der rekonstruierten Modelle sein muss ist davon abhängig, welche Anforderungen an diese gestellt werden. Daher wird an dieser Stelle darauf hingewiesen, gegebenenfalls Kontakt mit den Medizinern aufzunehmen, um herauszufinden, wofür genau die 3D-Modelle eingesetzt werden sollen. Für die Simulation von Operationsszenen und für Ausbildungszwecke reicht die Genauigkeit der Modelle mit Sicherheit aus. Es wäre jedoch in einer weiteren Arbeit zu untersuchen, wann die Grenzen erreicht sind. Insbesondere für die Diagnose von Krankheiten ist dies zu überprüfen.

## 10 Abbildungen

### 10. ABBILDUNGEN

Abb. 2.1	Stereosehen beim Menschen [Linder Biologie, 1989].....	6
Abb. 2.2	Zentralprojektion des Raumes [Luhmann, 2000] .....	8
Abb. 2.3	Normalfall der Zweibildauswertung [Luhmann, 2000] .....	10
Abb. 2.4	Stereobildpaar ohne y - Parallaxe [Krauss, 1994].....	11
Abb. 2.5	CCD - Sensoren [www.agfanet.com] .....	13
Abb. 2.6	Radial-symmetrische Verzeichnung [Luhmann, 2000] .....	15
Abb. 2.7	Auswirkung der radial-symmetrischen Verzeichnung [Luhmann, 2000] .....	15
Abb. 3.1	Stereobildpaar mit unterschiedlichen Bildmaßstäben [Shenk, 1999]....	23
Abb. 3.2	Stereobildpaare mit verschiedenen Rotationen [Shenk, 1999].....	24
Abb. 3.3	Auswirkungen einer geneigten Oberfläche [Shenk, 1999].....	25
Abb. 3.4	Auswirkungen des Reliefs auf die Abbildung [Shenk, 1999].....	26
Abb. 4.1	Operationsmikroskop (links) und Lupenbrille (rechts) (ZEISS 2001)...	27
Abb. 4.2	Sicht durch Operationsmikroskop (a) und Lupenbrille (b) (ZEISS 2001)...	28
Abb. 5.1	Allgemeiner Aufbau des Stereomikroskops .....	30
Abb. 5.2	Verwendeter Aufbau zum Aufnahmezeitpunkt .....	31
Abb. 5.3	Mikroskopaufnahmen verschiedener Objekte .....	34
Abb. 6.1	Stereobildpaar konvertiert in 8-bit-Graustufen .....	35
Abb. 6.2	Bild vom Herz ohne Raster und mit aufprojiziertem Raster .....	36
Abb. 6.3	Automatisiert gefundene Punkte im linken Bild .....	37
Abb. 6.4	Automatisiert gefundene Punkte im rechten Bild .....	37
Abb. 6.5	Farbkanalaufftrennung nach R G B.....	38
Abb. 7.1	Suche nach identischen Punkten in Stereobildpaaren.....	41
Abb. 7.2	Ausgabe der Parallaxen nach Umskalierung in Grauwerte.....	44
Abb. 7.3	Einteilung der Bildebene in Oktanten für die Grauwertinterpolation ...	45
Abb. 7.4	Ausgabe der Parallaxen nach Interpolation .....	45
Abb. 7.5	Filteroptionen vor der zweiten Interpolation .....	46
Abb. 7.6	Vergleich der zwei berechneten Modelle .....	48
Abb. 7.7	Benutzermaske für die Parametereingabe.....	49
Abb. 7.8	Ausgabe der Anzahl identischer Punkte .....	50
Abb. 7.9	Identische Punkte im linken (a) und rechten (b) Bild (Kreuze) .....	51
Abb. 7.10	Ausgabe der Parallaxen nach Interpolation der Grauwerte.....	52
Abb. 7.11	Möglichkeiten der Filterung .....	53
Abb. 7.12	Darstellung des 3D-Modells im Browser des Internet-Explorers .....	54
Abb. 7.13	Gefundene Punkte ohne Gitter und mit Gitter .....	56
Abb. 7.14	Anzahl der Punkte bei Millimeterpapier mit und ohne Raster.....	57
Abb. 7.15	Höhere Punktdichte bei Millimeterpapier mit Raster (Kreuze).....	58
Abb. 7.16	Anzahl der Punkte bei Millimeterpapier nach Farbkanalzerlegung.....	59



## 10 Abbildungen

---

Abb. 7.17	Kontrastunterschied zwischen dem roten und blauen Farbkanal.....	60
Abb. 7.18	3D-Ansicht eines Herzes.....	61
Abb. 8.1	Schrägaufnahmen des Treppenmodells .....	62
Abb. 8.2	Mikroskopaufnahme des Treppenmodells mit Gitterlinien.....	63
Abb. 8.3	Parallaxenausgabebild des Treppenmodells .....	63
Abb. 8.4	Gemessene Grauwerte in den Ebenen .....	66
Abb. 8.5	Linearer Zusammenhang zwischen Höhen und Grauwerten .....	67
Abb. 8.6	Vergleich der gemessenen und berechneten Grauwerte .....	68
Abb. 8.7	3D-Ansicht des Treppenmodells .....	70

### 11. LITERATURVERZEICHNIS

- Agfa: Internet: <http://www.agfanet.com/>
- Bähr, H.-P. / Vögtle T. (1998): Digitale Bildverarbeitung. Anwendung in Photogrammetrie, Kartographie und Fernerkundung, Wichmann-Verlag, 3. Auflage, Heidelberg 1998
- Bässmann, H. / Besslich, Ph.W. (1991): Bildverarbeitung, Ad Oculus, Springer-Verlag 1991
- Bayrhuber, H: / Kull, U. (1989): Linder Biologie, Lehrbuch für die Oberstufe, J. B. Metzlersche Verlagsbuchhandlung, 20. Auflage, Stuttgart 1989
- Fleig, O.J. (2001): Surface reconstruction of the surgical field from stereoscopic microscope views in neurosurgery, Université de Rennes 2001, Internet: <http://sim3.univ-rennes1.fr/>
- Heipke, C. (1990): Integration von Bildzuordnung, Punktbestimmung, Oberflächenrekonstruktion und Orthoprojektion innerhalb der digitalen Photogrammetrie, Verlag der bayrischen Akademie der Wissenschaften, Dissertation, München 1990
- Jähne, B. (1989): Digitale Bildverarbeitung, Springer-Verlag 1989
- Kinderling, L. (2000): Untersuchungen zum Einsatz digitaler Bildverarbeitungsmethoden in der medizinischen Diagnostik, Diplomarbeit, Institut für Photogrammetrie und Ingenieurvermessungen, Universität Hannover 2000
- Kraus, K. (1994): Photogrammetrie. Grundlagen und Standardverfahren, Band 1, F. Dümmlers Verlag, Bonn 1994

## 11 Literaturverzeichnis

---

- Linder, W. (1994): Interpolation und Auswertung digitaler Geländemodelle mit Methoden der digitalen Bildverarbeitung, Wissenschaftliche Arbeiten der Fachrichtung Vermessungswesen der Universität Hannover, Dissertation, Hannover 1994
- Luhmann, T. (2000): Nahbereichsphotogrammetrie. Grundlagen, Methoden und Anwendungen, Wichmann-Verlag, Heidelberg 2000
- Schenk, T. (1999): Digital Photogrammetry, Volume 1, Background, Fundamentals, Automatic Orientation Procedures, TerraScience 1999
- Schmidt, K. (2002): Untersuchungen zur automatisierten Oberflächenrekonstruktion aus digitalen Bildern, Diplomarbeit, Institut für Photogrammetrie und Geoinformation, Universität Hannover 2002
- Sorid, D. / Moore, S..K. (2000): The Virtual Surgeon, IEEE Spectrum 2000
- ZEISS (2001): Operationsmikroskope von Carl Zeiss, Geschäftsbereich Chirurgische Geräte, Oberkochen 2001

## Dank

---

### **Dank:**

An dieser Stelle möchte ich mich bei Herrn Dr. Manfred Wiggenhagen vom Institut für Photogrammetrie und Geoinformation der Universität Hannover bedanken, der mich über den gesamten Zeitraum dieser Arbeit beraten und betreut hat.

Außerdem bedanke ich mich bei Herrn Dr. Michael Haisch von der Firma Carl Zeiss, der sich die Zeit genommen hat, mir die Möglichkeit zu geben, persönlich bei den Aufnahmen der Stereobildpaare in Oberkochen dabei sein zu können. Ein weiterer Dank gilt Herrn Dr. Alexander Hinz, der später die Betreuung dieser Arbeit seitens der Firma Carl Zeiss übernommen hat, für die gute Zusammenarbeit.

Gedankt sei auch allen, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.