

# Kalibrierung von Röntgenkameras für die Lageerkennung in der Kniegelenkendoprothetik

Carsten Lehr

Universität Hannover,

Institut für Theoretische Nachrichtentechnik und Informationsverarbeitung,

Appelstr. 9a, 30167 Hannover, Germany

lehr@tnt.uni-hannover.de

## Zusammenfassung

In diesem Beitrag wird ein Verfahren zur Kalibrierung von Röntgenkameras für die Lageerkennung in der Kniegelenkendoprothetik vorgestellt. Das Verfahren beruht auf einer Trennung der Kalibrierung der durch das Bildaufnehmersystem verursachten Verzerrungen von der Kalibrierung der weiteren Kameraparameter, die die Projektion des 3D-Objektraums in die 2D-Bildebene beschreiben.

## 1 Einleitung

Polyethylenabrieb stellt bei der aseptischen Lockerung von Knie totalendoprothesen einen wichtigen Faktor dar [3, 4, 5, 6]. Ursächlich für den Abrieb sind das Design der Prothesenoberflächen, die Dicke und Qualität des Polyethylens, das Übergewicht des Patienten, die erhöhte körperliche Belastung des Patienten und Implantationsfehler [3, 4, 5]. Durch steigende Primärimplantationszahlen und Erhöhung der mittleren Verweildauer der Knie totalendoprothesen wird bei steigender Lebenserwartung auch die Zahl der Revisionseingriffe aufgrund des Polyethylenabriebs zunehmen [1, 2]. Es wäre daher wünschenswert, über eine nichtinvasive Methode zur Messung des Polyethylenabriebs basierend auf Standardröntgenbildern zu verfügen. Ein Ziel der medizinischen Röntgendiagnostik ist es deshalb, allein mit Hilfe zweidimensionaler Röntgenprojektionen, d.h. mit Hilfe von Standardröntgenbildern Informationen über den aktuellen Zustand der implantierten Endoprothese zu erhalten, um auf den Verschleißgrad zu schließen. Ein geeignetes Maß für den Verschleiß ist der minimale räumliche Abstand zwischen der tibialen und der femoralen Komponente, welcher unter Belastung der

Rest-Dicke des Inlays entspricht.

Es werden daher Verfahren entwickelt, die räumliche Lage der Prothesenteile aus ihrer aus einem Standardröntgenbild segmentierten Kontur zu schätzen [7]. Ist die räumliche Lage beider Prothesenteile zueinander bekannt, so kann daraus der gesuchte minimale Abstand bestimmt werden.

Vorraussetzung für die Erkennung der Lage der Prothesenteile im Raum aus einer zweidimensionalen Röntgenprojektion ist die Kenntnis der Abbildungseigenschaften der Röntgenkamera, d.h. eine Kalibrierung der Röntgenkamera [7, 8, 9]. Die Kalibrierung beinhaltet das Festlegen einer adäquaten Modellbeschreibung der Abbildungseigenschaften sowie die Bestimmung der im Modell enthaltenen Kameraparameter. Dazu werden mit der zu kalibrierenden Kamera eine oder mehrere Bilder von Eichkörpern mit exakt vermessen Kalibriermarken aufgenommen. Aus der Zuordnung der Kalibrierkörpermarken zu den im Bild detektierten Abbildungen der Marken werden die Modellparameter ermittelt.

Für die Kalibrierung werden 2D-Kalibrierkörper verwendet. Diese haben gegenüber 3D-Kalibrierkörpern, die im allgemeinen exaktere Kalibrierungsergebnisse liefern können, im praktischen Einsatz den Vorteil, daß sie einfacher und kostengünstiger mit geforderten Genauigkeit zu fertigen und zudem gegenüber mechanischen Beanspruchungen robuster sind. Eine Verbesserung der Güte der Kalibrierung mit 2D-Kalibrierkörpern wird durch ein Verfahren erreicht, das die gemeinsame Auswertung mehrerer Kalibrieraufnahmen ermöglicht.

## 2 Modellbeschreibung der Abbildungseigenschaften einer Röntgenkamera

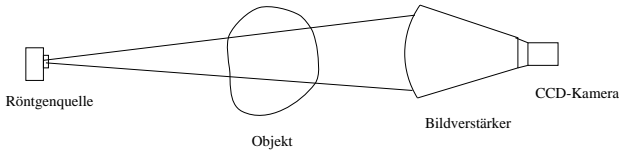


Abbildung 1: Aufbau einer Röntgenkamera

In Abbildung 1 ist der Aufbau einer Röntgenkamera bestehend aus einer Röntgenquelle und einem Bildaufnehmer dargestellt. Als Bildaufnehmer wird ein Bildverstärker mit CCD-Kamera und Framegrabber verwendet, um eine direkte Verarbeitung der Bilddaten im Rechner zu ermöglichen.

Zunächst erfolgt eine Projektion der 3D-Objekte im Raum auf den Eingangsschirm des Bildverstärkers. Diese Abbildung ist abhängig von den äußeren Aufnahmebedingungen, z.B. dem Abstand und der Orientierung des Bildaufnehmers zur Strahlenquelle. Daran anschließend erfolgt die Abbildung vom Eingangsschirm des Bildverstärkers über Bildverstärker, CCD-Kamera und Framegrabber. Im Bildverstärker treten zwei verschiedenen Typen von nichtlinearen Verzerrungen auf, zum einen Radialverzerrungen aufgrund des gewölbten Eingangsschirms des Bildverstärkers, zum anderen S-förmige Verzerrungen aufgrund der Ablenkung bewegter Elektronen im Bildverstärker durch das umgebende Magnetfeld. Weitere Verzerrungen werden durch die Optik der CCD-Kamera verursacht.

Zum Beschreiben dieses Abbildungsverhaltens der Röntgenkamera wird ein Projektionsmodell, ergänzt durch die Modellierung der im Bildaufnehmer auftretenden nichtlinearen Verzerrungen, gewählt. Das Projektionsmodell beschreibt die perspektivische Abbildung der Raumpunkte in die Bildebene. Das Verzerrungsmodell berücksichtigt die aufgrund der nichtlinearen Verzerrungen im Bildaufnehmersystem auftretenden Abweichungen des realen Abbildungsverhaltens von dem idealisierten Abbildungsverhalten des Projektionsmodells. Damit ergibt sich folgende Modellbeschreibung der Abbildung eines 3D-Punktes  $P_w$  auf den Punkt  $P_v$  im verzerrten Ausgangsbild (Abbildung 2).

Der 3D-Objektpunkt  $P_w = (x_w, y_w, z_w)$  wird aus der Darstellung im Weltkoordinatensystem (WKS) mittels einer Rotation  $\mathbf{R}$  und einer Translation  $\mathbf{T}$  in die

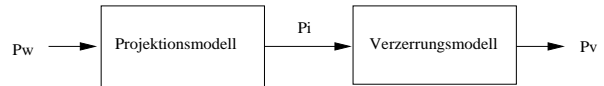
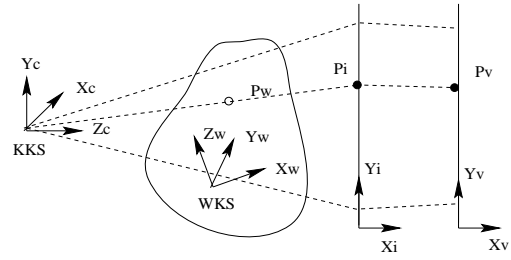


Abbildung 2: Kameramodell

Darstellung  $P_c = (x_c, y_c, z_c)$  im Kamerakoordinatensystem (KKS) überführt. Diese Transformation wird durch 3 Rotationsparameter und 3 Translationsparameter beschrieben (äußere Kameraparameter).

$$P_c = \mathbf{R} * P_w + \mathbf{T} \quad (1)$$

Der 3D-Punkt  $P_c$  wird perspektivisch in die Bildebene projiziert. Zusätzlich wird eine Skalierung der Abbildung ( $S_x$  und  $S_y$  als Skalierungsfaktoren) und eine Verschiebung des Koordinatensystemursprungs (Hauptpunktverschiebung  $(C_x, C_y)$ ) berücksichtigt. Damit ergibt sich für den Bildpunkt  $P_i = (x_i, y_i)$  im unverzerrten Bild:

$$P_i = (x_i, y_i) : \begin{cases} x_i = f/S_x * x_c/z_c + C_x \\ y_i = f/S_y * y_c/z_c + C_y \end{cases} \quad (2)$$

$f$  beschreibt den Abstand der Röntgenquelle zur Eingangsebene des Bildverstärkers. Die 5 Parameter  $f$ ,  $C_x$ ,  $C_y$ ,  $S_x$ ,  $S_y$  werden als innere Kameraparameter bezeichnet.

Zur Beschreibung der in Bildaufnehmersystemen auftretenden Verzerrungen werden in der Literatur verschiedene Methoden vorgeschlagen [13, 14]. Diese beruhen teilweise auf lokalen Approximationen, teilweise auf globalen Beschreibungen der Verzerrungen. In dieser Arbeit wird ein Polynomansatz für die globale Beschreibung der Verzerrungen verwendet. Die Transformation des Bildpunktes  $P_i = (x_i, y_i)$  des unverzerrten Bildes in den Bildpunkt  $P_v = (x_v, y_v)$  des verzerrten Ausgangsbildes wird durch zweidimensionale Polynome in  $x_i$  und  $y_i$  modelliert.

$$P_v = (x_v, y_v) : \begin{cases} x_v = f_1(x_i, y_i) \\ y_v = f_2(x_i, y_i) \end{cases} \quad (3)$$

$f_1(), f_2() : \text{Polynomfunktionen}$

Ähnliche Kameramodelle sind aus dem Bereich der Kalibrierung von CCD-Kameras sowie aus Ansätzen zur Kalibrierung von Röntgenkameras bekannt [10, 11, 12, 13]. Im Unterschied zur Modellierung von CCD-Kameras ist für Röntgenkameras im allgemeinen eine Beschreibung der Verzerrungen durch nur wenige Parameter nicht möglich. Insbesondere die bei der Kalibrierung von CCD-Kameras häufige Beschränkung auf nur einen Verzerrungsparameter, der die Radialverzerrungen beschreibt, ist nicht zulässig. Daher ergibt sich für die Röntgenkamera ein Modell mit einer hohen Zahl an Freiheitsgraden. Dies ist mit dem Nachteil einer starken Abhängigkeit einzelner Parameter voneinander verbunden. Diese Abhängigkeiten können zu Problemen bei einer gemeinsamen Kalibrierung aller Parameter des Modells gleichzeitig führen.

### 3 Kalibrierung der Modellparameter

Es wird ein zweiteiliges Kalibrierungsverfahren entwickelt, das es ermöglicht, die Zahl der jeweils gleichzeitig zu kalibrierenden Parameter zu reduzieren. Dazu wird die Kalibrierung der Verzerrungsparameter von der Kalibrierung der Parameter des Projektionsmodells getrennt. Zunächst werden die Parameter, die die Verzerrungen im Bildaufnehmer beschreiben, ohne Kenntnis der anderen Kameraparameter bestimmt. Anschließend können mit Hilfe des kalibrierten Verzerrungsmodells die im Bildverstärker auftretenden Verzerrungen ausgeglichen werden (Entzerrung). Die Kalibrierung der Parameter des Projektionsmodells erfolgt dann ausgehend von entzerrten Bildern eines zweiten Kalibrierkörpers.

#### 3.1 Schätzung der Verzerrungsparameter

Für die Schätzung der Verzerrungsparameter wird ein planarer Kalibrierkörper unmittelbar vor dem Eingangsschirm des Bildverstärkers verwendet (Abbildung 3). Als Kalibrierkörper dient eine einfache ebene Metallplatte mit kreisförmigen Löchern als Kalibriermarken. Die Mittelpunkte der Marken stellen die Kalibrierpunkte dar. Die Kalibrierpunkte sind als rechtwinkliges Gitter mit in horizontaler und vertikaler Richtung konstantem Lochabstand angeordnet. In den Kalibrieraufnahmen erhält man eine verzerrte Abbildung des Kalibriergitters. Der Vergleich des verzerrten Gitters mit einem rechtwinkligen Gitter mit konstantem Lochabstand ermöglicht die Schätzung der Verzerrungsparameter.

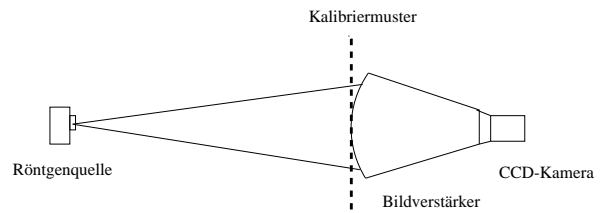


Abbildung 3: Kalibrierung des Verzerrungsmodells

Dazu werden zunächst die Koordinaten des verzerrten Gitters durch subpixelgenaue Bestimmung der Mittelpunkte der Abbildungen der einzelnen Kalibriermarken im Bild ermittelt. Die Parameter der die Verzerrungen beschreibenden Polynome  $f_1$  und  $f_2$  werden mit Hilfe eines Optimierungsverfahrens bestimmt. Dafür wird der Abstand zwischen den mit dem Verzerrungsmodell projizierten Punkten  $\tilde{P}_v$  und den zugehörigen Bildpunkten  $P_v$  im verzerrten Bild für alle Kalibrierpunkte  $k$  minimiert.

$$\sum_k \|\tilde{P}_v(k) - P_v(k)\|^2 \rightarrow \min \quad (4)$$

Die Kalibrierung der Verzerrungsparameter ist abhängig von der Position und Orientierung des Bildaufnehmers zur Röntgenquelle und muß für jede Änderung der Kameraposition neu durchgeführt werden.

Bei der Entzerrung eines Bildes mit Hilfe des Verzerrungsmodells wird jedem Bildpunkt des gesuchten unverzerrten Bildes der Grauwert des entsprechenden Bereiches im verzerrten Bild zugeordnet. Da dieser Bereich im allgemeinen zwischen den Pixeln des verzerrten Bildes liegt, wird der gesuchte Grauwert durch bilineare oder cubic-spline Interpolation aus den Grauwerten der benachbarten Pixel bestimmt.

#### 3.2 Schätzung der Parameter des Projektionsmodells

Im Anschluß an die Kalibrierung der Verzerrungsparameter werden die Parameter des Projektionsmodells bestimmt.

Die Kalibrierung der Parameter erfolgt durch Auswertung von Aufnahmen eines zweiten 2D-Kalibrierkörpers mit kreisförmigen Kalibriermarken. Die Mittelpunkte der Kalibriermarken dienen wiederum als Kalibrierpunkte (Abbildung 4). Der Kalibrierkörper befindet sich für die Aufnahmen in etwa in der Entfernung vom Bildaufnehmer, in der sich bei späteren Aufnahmen das Objekt, bei der vorliegenden Anwendung also das zu untersuchende Kniegelenk, befinden soll.

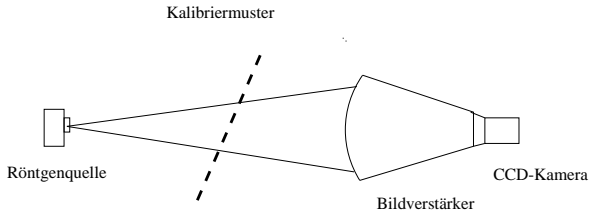


Abbildung 4: Kalibrierung des Projektionsmodells

Zunächst werden die Kalibrieraufnahmen entzerrt. Die Bestimmung der Parameter erfolgt durch einen Vergleich der im entzerrten Bild lokalisierten Koordinaten  $P_i$  der Kalibrierpunkte mit den durch Projektion mit dem Kameramodell berechneten Punktkoordinaten  $\tilde{P}_i$ . Ausgehend von einer direkten Schätzung der Parameter werden diese durch Minimierung des Abstands der projizierten Bildpunkte  $\tilde{P}_i$  von den tatsächlichen Bildpunkten  $P_i$  für alle Kalibrierpunkte  $k$  optimiert.

$$\sum_k \|\tilde{P}_i(k) - P_i(k)\|^2 \rightarrow \min \quad (5)$$

Die Optimierung der Parameter erfolgt in mehreren Stufen mit einer schrittweisen Erhöhung der Anzahl der jeweils zu optimierenden Parameter. Zunächst werden die inneren Parameter optimiert und anschließend die äußeren Parameter angepaßt. Zuletzt werden alle Parameter gemeinsam optimiert.

Die direkte Schätzung der Parameter sowie die nachfolgende Optimierung beruhen auf einer Erweiterung des Verfahrens von Tsai zu Kalibrierung von CCD-Kameras [11].

### 3.3 Kalibrierung mit mehreren Aufnahmen

Gegenseitige Abhängigkeiten innerer und äußerer Kameraparameter voneinander führen, je nach Aufnahmebedingungen, zu sehr flachen Minima des Fehlerkriteriums (Gleichung 5) zur Optimierung der Kameraparameter. Dieses Problem ist insbesondere bei kleinen Winkeln zwischen der Kalibrierkörperebene und der Bildebene zu beobachten. In solchen Fällen können schon kleine Fehler bei der Detektion der Kalibrierpunkte große Fehler bei der Bestimmung der Parameter verursachen. Das Abbildungsverhalten der Kamera wird dann für Punkte in der Ebene des Kalibrierkörpers trotz fehlerhafter Parameter gut modelliert, mit größer werdenden Abstand zu dieser Ebene treten jedoch verstärkt Abweichungen vom realen Abbildungsverhalten auf.

Da sich für unterschiedliche Positionen bzw. Orientierung des Kalibrierkörpers zur Kamera unterschiedliche Abhängigkeiten der Parameter voneinander ergeben, ermöglicht eine gleichzeitige Auswertung mehrerer Aufnahmen eine Stabilisierung der Kalibrierungsergebnisse. Daher wird das Kalibrierverfahren auf die gleichzeitige Auswertung mehrere Kalibrieraufnahmen erweitert (Mehrbildkalibrierung).

Zunächst werden alle Aufnahmen einzeln kalibriert. Anschließend erfolgt eine gemeinsame Optimierung der inneren Kameraparameter. Das Optimierungsverfahren beruht wiederum auf der Minimierung des Abstands der projizierten Bildpunkte  $\tilde{P}_i$  von den tatsächlichen Bildpunkten  $P_j$ . Dabei umfaßt das Optimierungskriterium jetzt die Kalibrierpunkte  $k$  aller verwendeter Kalibrieraufnahmen  $l$  gleichzeitig.

$$\sum_l \sum_k \|\tilde{P}_i(k, l) - P_i(k, l)\|^2 \rightarrow \min \quad (6)$$

Nach der Optimierung der inneren Kameraparameter werden die jeweiligen äußeren Parameter an die veränderten inneren Parameter angepaßt. Dieser Prozeß wird iterativ 3-10 mal wiederholt, bis sich nur noch geringfügige Veränderungen der Parameter ergeben.

## 4 Ergebnisse

Die Anwendung des vorgestellten Kalibrierungsverfahrens unter für Standardröntgenaufnahmen in der Kniegelenkdoprothetik typischen Aufnahmebedingungen wird im folgenden an Hand von Experimenten untersucht.

Für die Durchführung der Experimente standen eine Mikrofokusröntgenröhre mit einem Brennfleckdurchmesser zwischen 0.01mm und 0.06mm, ein Bildverstärker mit einem Durchmesser des sensitiven Bereichs des Eingangsschirms von 225mm sowie eine CCD-Kamera mit Framegrabber mit einer Bildgröße von 512 \* 512 Pixel und einer Grauwertauflösung von 8 bit zur Verfügung. Um den Einfluß des Rauschens der Strahlungsquelle zu begrenzen, wurde bei jeder Aufnahme jeweils über 25 Einzelbilder integriert.

Für die Versuche wurde ein Abstand zwischen Röntgenquelle und Bildaufnehmer von etwa 1.3m und ein Abstand vom Objekt zum Bildaufnehmer von etwa 0.2m gewählt. Diese Werte entsprechen den bei Standardröntgenaufnahmen in der Kniegelenkdoprothetik üblichen Aufnahmebedingungen. Als Kalibrierkörper für die Entzerrung wurde eine 2mm dicke Metallplatte mit 50 \* 50 Löchern mit einem Lochabstand von jeweils 3mm und einem Lochdurchmesser

Verzerrungen	Originalbild	entzerrtes Bild
mean/Pixel	1.95	0.10
mean/mm	0.54	0.03
max/Pixel	11.83	0.31
max/mm	3.30	0.09

Tabelle 1: Vergleich der mittleren und maximalen Verzerrungen im Originalbild und im entzerrten Bild

von 1mm verwendet. Als Kalibrierkörper für die Parameter der Projektion wurde eine 2mm dicke Metallplatte mit  $7 * 7$  Löchern mit einem Durchmesser von 10mm und einem Lochabstand von jeweils 15mm verwendet.

#### 4.1 Entzerrung

Zur Überprüfung des Entzerrungsverfahrens werden eine Reihe von Bildern des Entzerrungskalibrierkörpers aufgenommen und ausgewertet. In den Abbildungen 5 und 6 werden beispielhaft ein verzerrtes Bild und das zugehörige entzerrte Bild des Kalibrierkörpers gegenübergestellt. Die maximal auftretenden Verzerrungen betragen im Originalbild mehr als 11 Pixel. Mit Hilfe der Entzerrung können die maximal auftretenden Verzerrungen auf etwa 0.3 Pixel gesenkt werden (Tabelle 1).

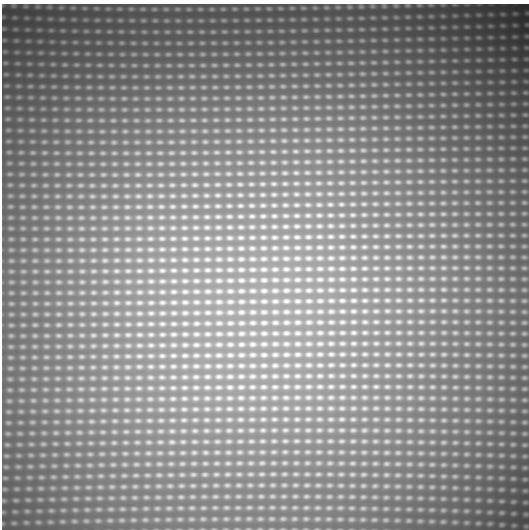


Abbildung 5: Originalbild des Entzerrungskalibrierkörpers

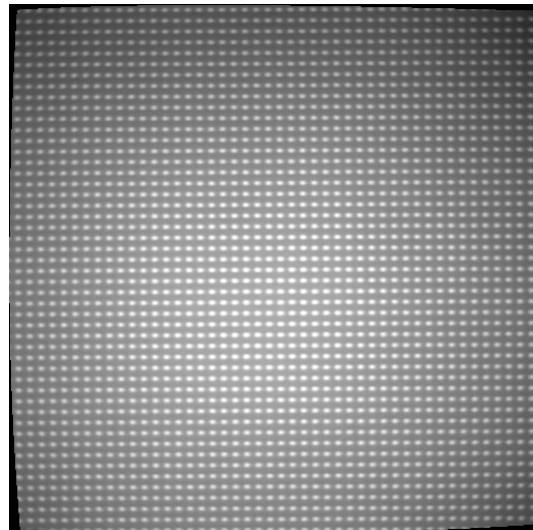


Abbildung 6: Entzerrtes Bild des Entzerrungskalibrierkörpers

#### 4.2 Kalibrierung des Gesamtsystems

Für die Kalibrierung des Projektionsmodells werden 12 Aufnahmen des Kalibrierkörpers aus verschiedenen Ansichten, aber bei gleichbleibenden inneren Kameraparametern verwendet. Alle Aufnahmen werden zunächst einzeln kalibriert (Einzelbildkalibrierung). Um die Stabilisierung der Kalibrierungsergebnisse durch die Verwendung mehrerer Aufnahmen gleichzeitig zu überprüfen, werden zusätzlich jeweils zwischen 4 und 8 zufällig ausgewählte Aufnahmen gemeinsam kalibriert (Mehrbildkalibrierung). Als Maß für die Güte der Kalibrierung werden die Abweichung eines projizierten 3D-Kalibrierpunktes von dem tatsächlichen Bildpunkt in der Bildebene (2D-Fehler), der Abstand des 3D-Kalibrierpunktes von dem vom zugehörigen Bildpunkt ausgehenden Projektionsstrahl (3D-Fehler) sowie der *normalized calibration error* (NCE) nach Weng [10] verwendet. In Tabelle 2 sind die Ergebnisse der Einzelbildkalibrierungen und der Mehrbildkalibrierungen gegenübergestellt. Angegeben sind jeweils der maximale aufgetretene Fehler sowie der Mittelwert der Fehlermaße über alle Kalibrierungen. Die Modellfehler in der Bildebene bzw. der Kalibrierkörperebene sind bei der Einzelbild- und der Mehrbildkalibrierung gering. Auffällig ist, daß der zu erwartende Anstieg der Abweichungen in der Bildebene bei der Mehrbildkalibrierung gegenüber der Einzelbildkalibrierung nur sehr gering ausfällt. Der Wert des *normalized calibration error* ist für alle Kalibrierungen kleiner als 1, dies deutet auf gute Kalibrierungsergebnisse hin. In Tabelle 3 sind für die Einzelbild- sowie die Mehrbildkalibrierungen Mittelwert, maximaler und minimaler Wert der bei den verschiedenen Kalibrierungen berechneten inneren Pa-

Einzelbildkalibrierung	mean	max
2D-Fehler/Pixel	0.23	0.56
3D-Fehler/mm	0.05	0.11
NCE	0.61	0.70
Mehrbildkalibrierung	mean	max
2D-Fehler/Pixel	0.24	0.59
3D-Fehler/mm	0.05	0.13
NCE	0.63	0.76

Tabelle 2: Vergleich der Fehlermaße für Einzelbild- und Mehrbildkalibrierung

	Einzelbildkali.	Mehrbildkali.
$f$ /mm min	1005	1202
$f$ /mm max	1239	1215
$f$ /mm mean	1154	1207
$C_x$ /mm min	45	53
$C_x$ /mm max	160	66
$C_x$ /mm mean	97	58
$C_y$ /mm min	-126	-53
$C_y$ /mm max	163	-35
$C_y$ /mm mean	-13	-42

Tabelle 3: Kalibrierungsergebnisse für die inneren Kameraparameter  $f$ ,  $C_x$  und  $C_y$

parameter  $f$ ,  $C_x$  und  $C_y$  dargestellt. Auffällig ist die starke Streuung der Werte bei der Einzelbildkalibrierung. Diese Streuung wird durch die Mehrbildkalibrierung stark verringert. Die Mittelwerte der Mehrbildkalibrierung weichen deutlich von den Mittelwerten der Einzelbildkalibrierung ab, d.h. eine einfache Mittelung der Ergebnisse mehrerer unabhängiger Einzelbildkalibrierungen kann das Verfahren der Mehrbildkalibrierung nicht ersetzen.

## Literatur

- [1] Bosdorf, K.: Werkstoffe fuer Hueftendoprothesen - Alternativen zu den Standardmaterialien. Biomedizinische Technik, (1995) 12, S. 356-362.
- [2] Braun, A.: Informationsbroschuere Implantat 1, Fa. AESCULAP, Springer 1993.
- [3] Goodman, S., Lidgren, L.: Polyethylene wear in knee arthroplasty: A review. Acta Orthop. Scand. 63:358, 1992.
- [4] Kilgus, D.J., Moreland, J.R., Finerman, G.A., Funahashi, T.T., Tipton, J.S.: Catastrophic wear of tibial polyethylene inserts. Clin. Orthop. 273:223, 1991.
- [5] Mintz, L., Tsao, A.K., McCrae, C.R., Stulberg, S.D., Wright, T.: The arthroscopic evaluation and characteristics of severe polyethylene wear in total knee arthroplasty. Clin. Orthop. 273:215, 1991.
- [6] Tsao, A.K., Mintz, L., McCrae, C.R., Stulberg, S.D., Wright, T.M.: Failure of the porouscoated anatomic prosthesis in total knee arthroplasty due to sever polyethylene wear. J. Bone Joint Surg. 75A:19, 1993.
- [7] Fleute, M.: Untersuchung eines Verfahrens zur räumlichen Lageerkennung von Kniegelenkendothesen aus einer einzelnen Röntgenprojektion. Studienarbeit am Institut für Theoretische Nachrichtentechnik und Informationsverarbeitung, Universität Hannover, Juli 1996
- [8] Lavallée, S. et al.: Matching 3D smooth surfaces with their 2D projections using 3D distance maps. SPIE, Vol. 1570, Geometric Methods in Computer Vision, S. 322-336, San Diego, CA, Juli 1991
- [9] Lavallée, S.; Szeliski R.: Recovering the Position and Orientation of Free-Form Objects from Image Contours Using 3D Distance Maps. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1995 (4), S. 378-390.
- [10] Weng, J.; Cohen, P.; Herniou, H.: Camera calibration with distortion models and accuracy evaluation. IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligenz, Vol. 14(10), Oktober 1992, S. 965-980
- [11] Tsai, R.Y.: A versatile camera calibration technique for high-accuracy 3D machine vision metrology using off-the-shell tv cameras and lenses. IEEE J.Robotics Automation, Vol. RA-3(4), August 1988, S. 323-344.
- [12] Rougée, A.; Picard C.; Ponchut C.; Troussset Y.: Geometrical Calibration of X-Ray Imaging Chains for Three-Dimensional Reconstruction. Computerized Medical Imaging and Graphics, Vol. 17, Nos. 4/5, 1993, S. 295-300.
- [13] Doering, E.R.; Basart, J.P.; Gray, J.N.: Three-dimensional flaw reconstruction and dimensional analysis using a real-time X-ray imaging system. NDT+E International, Vol. 26(1), 1993, S. 7-17.
- [14] Schueler, B.; Xiaoping H.: Correction of image intensifier distortion for three-dimensional x-ray angiography. SPIE, Vol. 2432, Physics of Medical Imaging, 1995, S. 272-279.