



Highspeed Stereo-Endoskopie für eng begrenzte Messvolumina

CHRISTINA STEINER, Ingolstadt, MANFRED WIGGENHAGEN & CHRISTIAN HEIPKE, Hannover

Keywords: Photogrammetrie, Bildverarbeitung, Endoskopie, Fahrzeugsicherheit

Zusammenfassung: Die Auswertung photogrammetrischer Bilder von Crashversuchen mittels stationärer Kameras ist eine etablierte Methode zur Analyse von Fahrzeug- und Dummy-Bewegungen und liefert wichtige Informationen zur Beurteilung von Berechnungsmodellen zur Crashesimulation. Für eine zuverlässige Validierung der Modelle ist es von Bedeutung, auch die Vorgänge im Inneren des Fahrzeugs zu kennen. Dies kann mit Hilfe der Auswertung von Bildern mitfahrender Kameras geschehen, wird jedoch bisher kaum durchgeführt, da sich die Kameraorientierung während des Crashversuchs ändern kann und eine Referenzierung im Objektraum dadurch erschwert wird. In diesem Artikel wird ein Beitrag zur Lösung der genannten Probleme beschrieben. Es werden zwei Glasfaserendoskope an Onboard-Hochgeschwindigkeitskameras angeschlossen und als Stereomesssystem eingesetzt. In den Auswertungen der durchgeführten Versuche ist zu sehen, dass eine Relativbewegung zwischen Kamera und Endoskop-Okular, die sich als Bildhauptpunktverschiebung auswirkt, die Messgenauigkeit in Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung beeinträchtigen kann. Um diese Auswirkungen zu minimieren, wurde eine Methode entwickelt, die es ermöglicht, die Verschiebung des Bildhauptpunktes zu korrigieren. Mit Hilfe dieser Korrekturmethode konnte das Endoskop-Messsystem so verbessert werden, dass die Messung von Strecken im Inneren des Fahrzeugs während des Crashversuchs mit einer Genauigkeit von wenigen Millimetern möglich ist.

Summary: *Highspeed Stereo-Endoscopy for narrow measurement spaces.* The photogrammetric processing of crash test images acquired by stationary cameras is an established method for the analysis of vehicle and dummy movements. This method provides important information for the evaluation of crash simulation models. For a reliable validation of those models, however, it is important to also consider potential movements and deformations in the interior of the car. Such information can be gathered by analyzing images of so called on-board cameras, which are mounted on the moving vehicle during the crash. However, since image orientations may change during the experiment and thus referencing the results to a world coordinate system becomes cumbersome. In this article we describe possibilities to solve these issues. Two fiberscopes are connected to two onboard high-speed cameras and are used as a stereo measurement system. In controlled tests we show that depending on the alignment of the cameras with the direction of vehicle movement during the crash a relative movement between camera and endoscope eyepiece can be observed, which adversely affects the measurement accuracy. We interpret this movement as a change in the coordinates of the principal point and develop a correction method based on the fact that the image of the endoscope is projected as a circle on the CCD sensor of the camera. We show that in this way an accuracy of distances measured in the viewing field of the cameras of a few mm can be reached.

1 Einleitung

1.1 Hintergrund

Die Dokumentation und Auswertung von hochdynamischen Prozessen mit Hilfe von Highspeed-Kameras gehört in der Fahrzeugsicherheit seit Jahren zum täglichen Geschäft der Automobilhersteller. Gefordert wird dabei in der Regel eine Nachbarschaftsgenauigkeit von Punkten im Objektraum im Bereich weniger mm. Moderne Kameras leisten Aufnahmefrequenzen von über 1 000 Hz, die es ermöglichen, die schnellen und komplexen Bewegungen während eines Crashtests aufzuzeichnen und mit Methoden der Bildverarbeitung und Photogrammetrie in der notwendigen Güte auszuwerten. Die Analyse der Bildsequenzen sowie deren Abgleich mit vorher durchgeführten virtuellen Crashtests sind ein elementarer Beitrag zur Entwicklung von Fahrzeugen (vgl. RAGUSE et al. 2005). Der Crashvorgang wird sowohl mit sogenannten stationären Kameras als auch – zur Überwachung des Innenraums – mit mitfahrenden („onboard“) Kameras aufgezeichnet. Anders als mit stationären Kameras, ist die präzise Messung von Fahrzeugbewegungen mit Hilfe der onboard eingesetzten Kameras bisher nicht etabliert. Grund dafür sind die Bewegungen und Deformationen, denen die zu beobachtenden Objekte und Aufnahmesysteme unterliegen. Dadurch sind kaum Möglichkeiten vorhanden, das Aufnahmesystem im Raum zu referenzieren (äußere Orientierung), ebenso können nur schwer stabile Verhältnisse im Aufnahmesystem (innere Orientierung) garantiert werden.

Zur Lösung der genannten Probleme wurde ein neues Onboard-Aufnahmesystem entwickelt, das es ermöglicht, trotz der beengten Platzverhältnisse im Inneren eines Fahrzeugs präzise Messungen von dreidimensionalen Bewegungen zu erhalten. Das Aufnahmesystem besteht aus zwei Glasfaserendoskopen, die an zwei mitfahrenden Hochgeschwindigkeitskameras angeschlossen sind und bildet aufgrund der geringen Größe und des flexiblen Schlauches der Endoskope ein vielseitig einsetzbares Stereomesssystem.

Im folgenden Text wird auf die Untersuchungen eingegangen, die durchgeführt wurden, um das Genauigkeitspotential des Messsystems zu

bestimmen. Hierbei wird vor allem auf die Bestimmung der Nachbarschaftsgenauigkeit und von dreidimensionalen Relativbewegungen Wert gelegt. Weiterhin wird eine Methode vorgestellt, die es ermöglicht, die Einflüsse einer instabilen inneren Orientierung auf die Messwerte zu minimieren, indem vorhandene Bewegungen des Bildhauptpunktes geeignet korrigiert werden.

1.2 Stand der Wissenschaft und Technik

Der Einsatz sogenannter Glasfaserendoskope ist vor allem in der Medizin weit verbreitet und dort ein beliebtes Mittel zur Diagnostik und minimalinvasiven Chirurgie (vgl. KILIAN 2005). Hierbei spielt vor allem die Verbesserung der Bildqualität (vgl. WINTER 2008) eine wichtige Rolle, bei der die Faserendoskope gegenüber starren Linsenendoskopen im Nachteil sind. Ebenfalls im Interesse der Forschung liegt die Navigation der Endoskope im Untersuchungsraum (vgl. WENGERT et al. 2006), bei der beispielsweise Ergebnisse von Voruntersuchungen wie CT (Computertomographie)- und MRT (Magnetresonanztomographie)-Aufnahmen genutzt werden. Um die fehlende Tiefeninformation beim Einsatz einzelner Endoskope auszugleichen, werden verschiedene Ansätze verfolgt. Dazu zählen unter anderem die Verwendung von 3D-Endoskopen mit zwei CCD-Sensoren am distalen Ende (vgl. YOSHIDA et al. 2003) und der Anschluss von Time-of-Flight Kameras an Glasfaserendoskopen (LANGE 2006).

Um Endoskope für präzise Messungen nutzen zu können, muss deren Abbildungsgeometrie bekannt sein. Während die Kalibrierung von optischen Messsystemen zu den selbstverständlichen Methoden der Photogrammetrie gehört, um optimale Ergebnisse zu erhalten, gewann die Kalibrierung von Endoskopen erst relativ spät an Bedeutung. Die Verzeichnung solcher Faserendoskope ist meist mit dem bloßen Auge zu erkennen und hat daher eine Größenordnung, die korrigiert werden muss (vgl. HELFERTY et al. 2001). Mit den Auswirkungen von Bildkorrekturen auf die Kalibrierung und Messung beschäftigen sich RUPP et al. (2006). Mit der in dieser Arbeit

beschriebenen Anwendung ist am ehesten das Aufnahmesystem von KLAR (2005) vergleichbar. Der Autor kombiniert ebenfalls Highspeed-Kameras und Glasfaserendoskope zur Aufzeichnung von Bewegungen, lehnt diesen Aufbau jedoch als Messsystem aufgrund unzureichender Genauigkeit ab.

Bei den meisten in der Literatur beschriebenen Einsatzszenarien handelt es sich, sowohl in der Medizin als auch in der Technik, weitestgehend um Echtzeitanwendungen zur Inspektion und Operation. Sie unterscheiden sich vor allem in der Geschwindigkeit der aufzeichnenden Bewegungen und im Zeitpunkt der Auswertung von der hier beschriebenen Anwendung, die im post-processing durchgeführt wird. Die vorliegende Arbeit beschreibt ein Stereomesssystem, das speziell für die Anwendung bei hochdynamischen Vorgängen entwickelt worden ist und die Messung von präzisen 3D-Relativbewegungen ermöglicht. Dazu trägt der neu entwickelte Korrekturansatz bei, der die Auswirkungen der Relativbewegung zwischen Endoskop und Kamera kompensiert, die durch die beim Sicherheitsversuch auf das Messsystem wirkenden Beschleunigungen verursacht werden. Eine detailliertere Beschreibung des Systems und eine ausführliche Analyse der Ergebnisse sind STEINER (2015) zu entnehmen.

2 Technische Versuchsausrüstung

Das entwickelte Aufnahmesystem besteht aus zwei Kameras und zwei Endoskopen. Bei Glasfaserendoskopen entsteht das Bild hinter dem Objektiv, dem so genannten distalen Ende und wird auf den Querschnitt des Faserbündels projiziert. Von dort wird das Bild faserweise transportiert und anschließend durch das Okular auf den Flächensensor der Kamera projiziert (vgl. Abb. 1). Für die weiteren Untersuchungen wird vorausgesetzt, dass das Glasfaserbündel keinen Einfluss auf die geometrischen Abbildungseigenschaften hat. Aufgrund der verwendeten Endoskope hoher Fertigungsqualität kann diese Voraussetzung als gegeben angesehen werden.

Die verwendeten Glasfaserendoskope der Firma Olympus haben eine Länge von 1,90 m, bestehen aus ca. 30.000 Einzelfasern, die zu einem Bündel, also einem Glasfaserstrang, zusammengefasst sind. Durch ein Edelmetallgeflecht sind sie vor Beschädigungen geschützt. Bei einem Faserdurchmesser von 3 μm und einem Bündeldurchmesser von 0,8 mm enthält das Bündel ca. 270 Einzelfasern im Durchmesser. Durch die kreisförmige Anordnung der Fasern und die feste Blende im Objektiv des Endoskops entsteht eine nahezu kreisförmige Abbildung auf dem Sensor der angeschlossenen Kamera (vgl. Abb. 2 links).

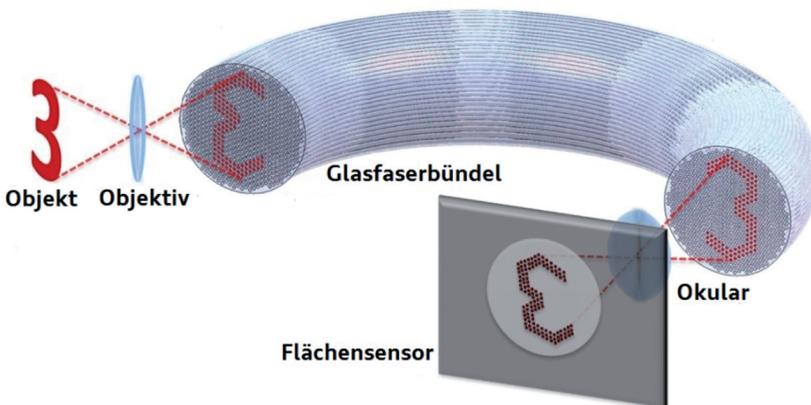


Abb. 1: Schematischer Strahlengang eines Glasfaserendoskops.

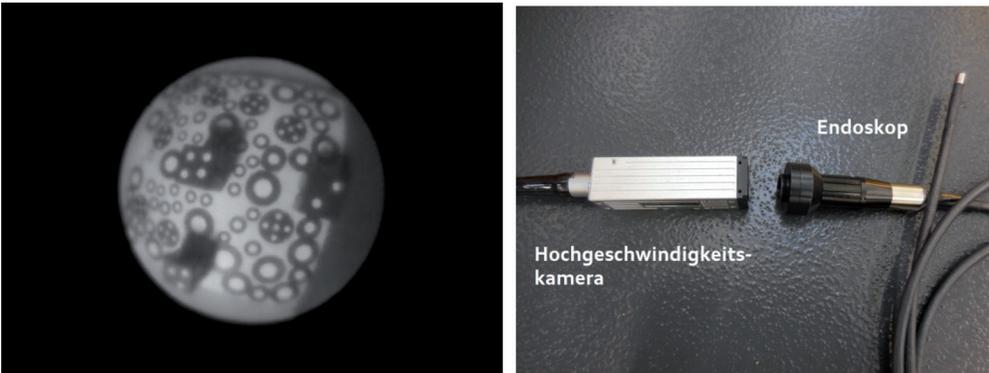


Abb. 2: Links: Kreisförmige Abbildung einer Glasfaserendoskopaufnahme. Zu sehen ist das für die Kalibrierung genutzte Testfeld. Rechts: Hochgeschwindigkeitskamera mit anzuschließendem Endoskop.

Als Kameras werden standardmäßig in Fahrzeugsicherheitsversuchen eingesetzte GX-5 von NAC Image Technology verwendet. Sie ermöglichen eine maximale Auflösung von 640×480 Pixeln bei einer Bildfrequenz von 1 000 Bildern pro Sekunde. Über den Objektivanschluss werden die Endoskope an die Kameras angeschlossen (vgl. Abb. 2 rechts). Die für die Experimente verfügbaren Endoskope hatten leicht unterschiedliche Kamerakonstanten. Der kreisförmige Bildausschnitt der Endoskope überdeckt einen Teil der Sensorfläche. Der jeweilige Durchmesser entspricht ca. 338 bzw. 300 Pixeln, der Unterschied ist durch die Fertigung der Endoskope zu erklären. Die Größe einer auf den Sensor projizierten Faser ist demnach in etwa gleich der Pixelgröße. Aus Sicht der Signaltheorie ist dies nicht ideal, laut Abtasttheorem sollte die Pixelgröße unterhalb der Hälfte des Faserdurchmessers liegen, um keinen Informationsverlust zu erleiden. Derartige Sensoren standen jedoch nicht zur Verfügung. Durch eine gemeinsame Steuerungseinheit wird eine Synchronität der beiden Kameras zueinander von 0,01 ms gewährleistet, die hier ausreichend ist.

3 Experimentelle Untersuchungen

3.1 Geometrische Kalibrierung

Gemäß den Ausführungen in Kapitel 2 können die Abbildungseigenschaften des Stereo-Endoskops zumindest näherungsweise mit den Gesetzen der Zentralprojektion und damit mit den bekannten Kollinearitätsgleichungen beschrieben werden. Um die zugehörigen Sensorparameter zu bestimmen, wird eine geometrische Kalibrierung durchgeführt. Verwendet wird dazu eine in Größe und Format auf das System abgestimmte Testtafel. Die Genauigkeit der Punkte dieser Tafel beträgt ca. 0,1 mm. Für die Bestimmung der inneren Orientierung werden vier gekippte und vier um je 90° gedrehte Aufnahmen (GODDING 1993) erstellt.

In den Aufnahmen werden die Bildkoordinaten der zuvor vermessenen Passpunkte bestimmt und gehen als Beobachtungen in eine Bündelausgleichung ein. Als Ergebnisse für die innere Orientierung werden die Kamerakonstante, der Bildhauptpunkt sowie die radialsymmetrische Verzeichnung nach BROWN (1976) bestimmt. Die tangential-asymmetrische Verzeichnung wird nicht mit berechnet, da sich in Voruntersuchungen gezeigt hatte, dass hohe Korrelationen zwischen tangential-asymmetrischer Verzeichnung und der y-Koordinate des Bildhauptpunktes beste-

Tab. 1: Ergebnisse der acht geometrischen Kalibrierungen für Endoskop 1.

Parameter	Mittelwerte	Mittlere Standardabweichung
c (mm)	2,0637	0,0131
X_H (mm)	-0,1418	0,0068
Y_H (mm)	0,0048	0,0071
A_1 (1/mm ²)	-0,1182	0,0027
A_2 (1/mm ⁴)	0,0091	0,0008

hen. Es wurden acht Kalibrierungen unter gleichbleibenden Bedingungen durchgeführt, um die Wiederholbarkeit der Ergebnisse zu prüfen.

Die Ergebnisse, in Tab. 1 beispielhaft für ein Endoskop dargestellt, zeigen durch die kleinen Standardabweichungen, dass die innere Orientierung gut bestimmbar und das Aufnahmesystem damit für präzise Messungen geeignet ist. Die Ergebnisse für das zweite Endoskop sind vergleichbar und werden deshalb nicht dargestellt. Im Detail ist zu den in Tab. 1 dargestellten Ergebnissen zu bemerken, dass wir Highspeed-Kameras verwenden, die nicht primär für Messzwecke gefertigt sind. Einseitige Abweichungen der Sensorlage relativ zur optischen Achse, wie sie hier durch den recht großen Wert der x-Koordinate des Bildhauptpunktes um Ausdruck kommen, sind durchaus realistisch.

3.2 Versuche zum Stereomesssystem

Um die Tauglichkeit des Endoskop-Kamera-Systems als Stereomesssystem zu untersuchen, wurden verschiedene Versuche auf einem Verzögerungsschlitten durchgeführt. Der Schlitten ermöglicht die Nachbildung eines Crashpulses ohne die Deformationen, die auf den Prüfkörper bei einem Gesamtfahrzeugversuch wirken, indem der Körper erst auf eine vorgegebene Geschwindigkeit gebracht und dann kontrolliert mit konstanter (negativer) Beschleunigung abgebremst wird. Der gesamte Vorgang dauert etwa 0,3 s. Diese Versuchsart ermöglicht einen vereinfachten Versuchsaufbau ohne Verdeckungen, mit ausrei-

chender Beleuchtung und mit reproduzierbaren Versuchsbedingungen und damit eine Untersuchung der Genauigkeit des Stereomesssystems unter idealen Bedingungen.

Die Endoskope wurden als provisorisches Stereosystem mit einer Basislänge von ca. 0,1 m aufgebaut. Abb. 3 zeigt diesen Versuchsaufbau. Die Optiken wurden auf die Kalibriertafel ausgerichtet, die hier als Versuchsobjekt dient und die zusammen mit den Kameras und den Endoskopen auf dem Schlitten befestigt wird. Der rote Pfeil zeigt die Bewegungsrichtung des Schlittens an, die optischen Achsen der Kameras liegen also in etwa parallel zur Bewegungsrichtung. Zunächst wurde die äußere Orientierung vor Versuchsbeginn einmalig berechnet und dann als konstant angenommen. In jedem (synchron) aufgenommenen Bildpaar wurden die Bildkoordinaten der Passpunkte gemessen und die Objektkoordinaten mit bekannter Orientierung per Vorwärtsschnitt berechnet. Die sich daraus ergebenden Strecken wurden mit den vorab bekannten Streckenlängen verglichen. Dadurch zeigte sich, dass die äußere Orientierung der Endoskope mit dem provisorischen Stereoaufbau nicht als konstant angesehen werden konnte. Über die ständig sichtbare Kalibriertafel wurden daraufhin für jeden Zeitpunkt die äußere Orientierung sowie die Objektkoordinaten neu bestimmt. Auf diese Art ergaben sich Abweichungen zwischen gemessener und Sollstrecke im mm-Bereich (für Details s. STEINER 2015).

Für die weiteren Versuche wurde der Stereoaufbau stabilisiert, so dass tatsächlich von einer konstanten äußeren Orientierung ausgegangen werden konnte (der Nachweis findet sich in STEINER 2015). In Aufbauten, in denen

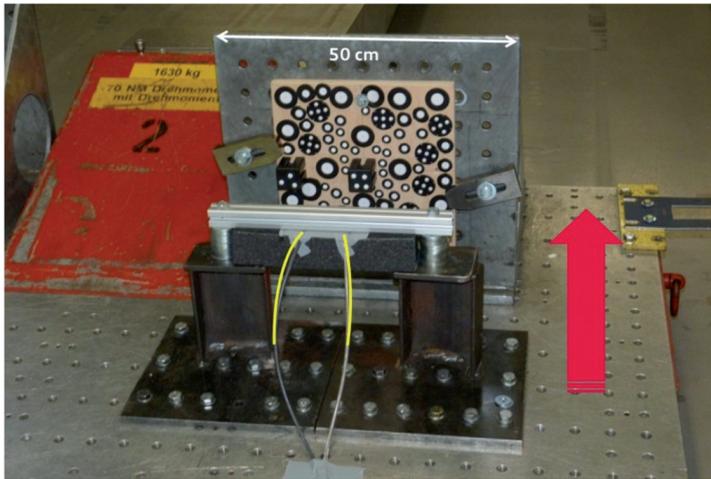


Abb. 3: Versuchsaufbau des Stereomesssystems mit Kalibriertafel auf dem Verzögerungsschlitten, der rote Pfeil entspricht der Bewegungsrichtung, die gelben Linien markieren die Endoskopschläuche.

die optischen Achsen der Kameras senkrecht zur Bewegung statt wie vorher parallel dazu ausgerichtet waren, zeigte sich ein Effekt, der in den Versuchsaufnahmen deutlich als eine Relativbewegung zwischen Kamera und angeschlossenem Endoskop zu erkennen war, und zwar an einer Bewegung des Kreisausschnittes auf dem Flächensensor (vgl. Abb. 4). Die Abbildung zeigt Aufnahmen aus einem Fahrzeugversuch, bei dem ein mit Messmarken versehener Autositz vermessen wurde. Die durchgehende rote Linie markiert in den Aufnahmen den Rand des Endoskopaus-

schnitts zu Beginn der Aufnahmesequenz, die gestrichelte Linie kennzeichnet den Kreisausschnitt in den drei später aufgenommenen Momentaufnahmen.

Die Vermutung lag nahe, dass die Ausrichtung der Kameras relativ zur Bewegungsrichtung des Schlittens ausschlaggebend für Auftreten und Größe der Relativbewegung zwischen Kamera und Endoskop war. Je nach Ausrichtung wirken die Beschleunigungen entweder in Richtung der optischen Achsen oder senkrecht dazu auf die Befestigung zwischen Endoskop und Kamera.

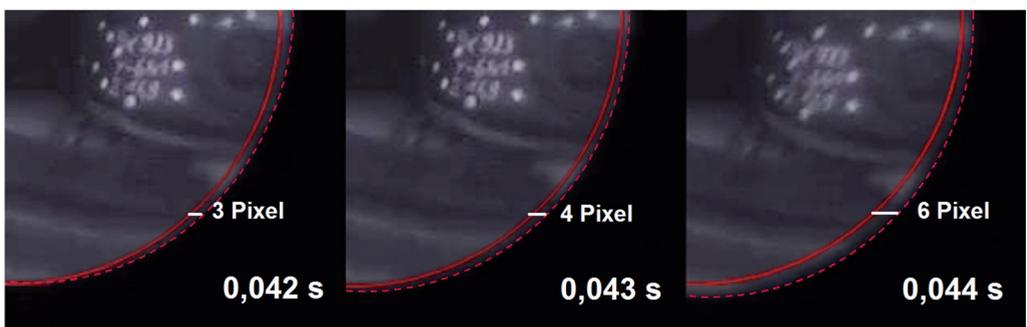


Abb. 4: Verschiebung des Endoskopkreischnitts auf dem Sensor: drei Momentaufnahmen, jeweils mit Begrenzung des Kreischnitts (durchgezogene Linie) und Verschiebung relativ zur ersten Aufnahme (gestrichelte Linie).

3.3 Bewegungskompensation Kreisausschnitt

Um zu bestätigen, dass die Ausrichtung der Kameras relativ zur Bewegungsrichtung Einfluss auf die Größe der Relativbewegung zwischen Endoskop und Sensor hat, wurden zwei weitere Schlittenversuche durchgeführt. Dabei wurde der gleiche Versuchsaufbau wie bei dem Schlittenversuch zuvor gewählt und jeweils nur die Ausrichtung der Kameras variiert. Beim ersten Aufbau wurden die Kameras parallel zur Bewegungsrichtung ausgerichtet, beim zweiten Versuch senkrecht dazu. Zum Vergleich wurde kontinuierlich jeweils eine Strecke auf der Kalibriertafel während des gesamten Versuchs gemessen.

Die Messergebnisse mit parallel zur Bewegungsrichtung montierten Kameras entsprachen den in Abschnitt 3.2 erzielten Ergebnissen und damit den Erwartungen an die erreichbare Genauigkeit von wenigen mm. Das Ergebnis der Messungen bei senkrecht zur Bewegungsrichtung ausgerichteten Kameras ist für eine Strecke in Abb. 5 dargestellt. Der Abstand der beiden Punkte auf der Tafel ist während des Versuchs als konstant anzunehmen, daher sollte auch die Streckenmessung keine größeren Abweichungen zeigen. Jedoch sind deutliche Längenänderungen von mehr als 10 mm im Zeitbereich zwischen 0,03 s und 0,05 s zu erkennen. Vergleicht man dieses Ergebnis mit dem aufgezeichneten Video des Versuchs, zeigt sich, dass in diesem Zeitfenster die größte Bewegung des Kreisausschnittes auf dem Sensor stattfindet.

Die Bewegung des Endoskops relativ zur Kamera hat zur Folge, dass sich auch die optische Achse und damit der Bildhauptpunkt bewegt. Der in der Kalibrierung bestimmte und als konstant angenommene Bildhauptpunkt ist also als Bezugspunkt für die Bildkoordinaten nicht über die gesamte Messung hin gültig. Es wurde daher eine Methode entwickelt, die Auswirkungen der Bildhauptpunktbewegung zu korrigieren.

Für die Entwicklung der Korrekturmethode wurde angenommen, dass sich der Mittelpunkt des kreisförmigen Ausschnittes, d.h. des Abbildes des Endoskops auf dem Sensor (vgl. Abb. 2), genauso bewegt wie der Bildhauptpunkt; dabei soll die Verschiebung des Endoskops relativ zur Kamera parallel zur Bildebene verlaufen. Unter dieser Voraussetzung kann man die Veränderung der Lage des Kreismittelpunktes bestimmen und diese dann als rechnerische Korrektur auf die gemessenen Bildkoordinaten anbringen.

Um die Korrekturwerte zu ermitteln, macht man sich zunutze, dass sich der Endoskopausschnitt nahezu kreisförmig auf dem Sensor abbildet, mit einer identifizierbaren Kante am Übergang der belichteten zur nicht-belichteten Sensorfläche. Mit Hilfe einer Schwellwertfunktion wird diese Kante im Bild identifiziert und dann über einen Schwerpunktoperator der Mittelpunkt des Kreises mit einer Genauigkeit von ca. 0,1 Pixel bestimmt. Dies wird für jedes Einzelbild der Versuchsaufnahme durchgeführt, daraus ergeben sich die Mittelpunkte der jeweils bestimmten kreisförmigen Ausschnitte. Nimmt man an,

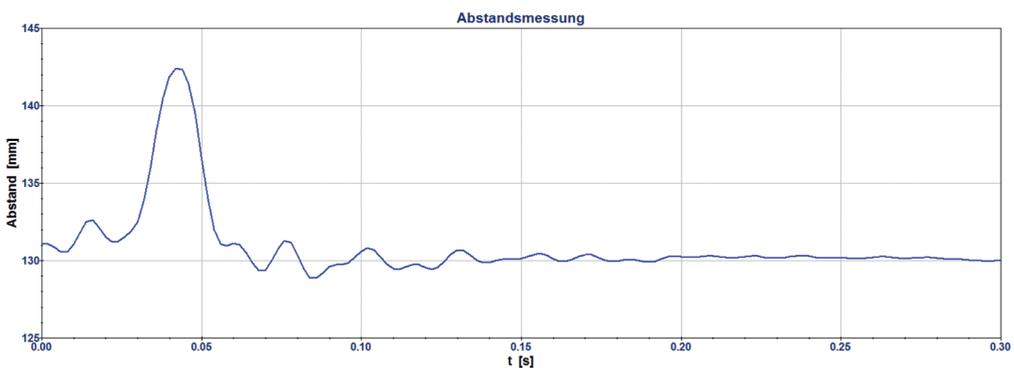


Abb. 5: Streckenmessung zwischen zwei Punkten mit senkrecht zur Bewegungsrichtung ausgerichteten Kameras.

dass das erste Bild den in der geometrischen Kalibrierung bestimmten Bildhauptpunkt besitzt, kann der zugehörige Kreismittelpunkt als Bezugspunkt für die in den folgenden Bildern berechneten Kreismittelpunkte herangezogen werden. Trägt man die ermittelten Relativverschiebungen als Funktion der Zeit auf, entstehen die Kurven wie in Abb. 6 gezeigt. Dargestellt sind die Verschiebungen des Kreismittelpunktes für beide Endoskope in x-Richtung, die in etwa parallel zur Bewegungsrichtung verläuft. Hier ist ebenso wie in der Streckenmessung aus Abb. 5 eine deutliche Veränderung im Zeitbereich zwischen 0,03 s – 0,05 s zu sehen. Dies bestärkt die Annahme, dass sich die Bewegung des Kreismittelpunktes und des Bildhauptpunktes entsprechen.

Bringt man die ermittelten Relativverschiebungen als Korrekturwerte auf die gemessenen

Bildkoordinaten der Streckenmessung an, erhält man die in Abb. 7 in grün dargestellte korrigierte Messkurve. Zum Vergleich ist in blau nochmal die Streckenmessung mit den unkorrigierten Bildkoordinaten zu sehen, der rote waagerechte Strich stellt den Sollwert dar. In der Darstellung zeigt sich deutlich die Verbesserung der Streckenmessgenauigkeit, die durch die Korrektur erreicht werden konnte.

Die verbleibenden Schwankungen der grünen Kurve liegen bei weniger als 2 mm und sind wahrscheinlich auf Restfehler bei der Kreismittelpunktbestimmung sowie auf weitere Fehlereinflüsse zurückzuführen; als Beispiel sei die teilweise nicht optimale Bildqualität genannt, die die Bestimmung der Bildkoordinaten negativ beeinflusst hat.

Es könnte also eine geeignete Methode entwickelt werden, die es ermöglicht, die Auswir-

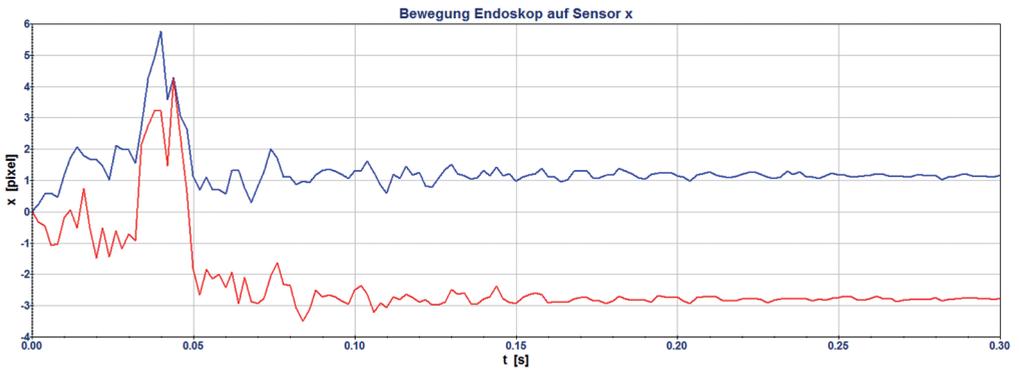


Abb. 6: Relativverschiebung der Endoskopkreisausschnitte in x-Richtung, blau: Endoskop 1, rot: Endoskop 2.

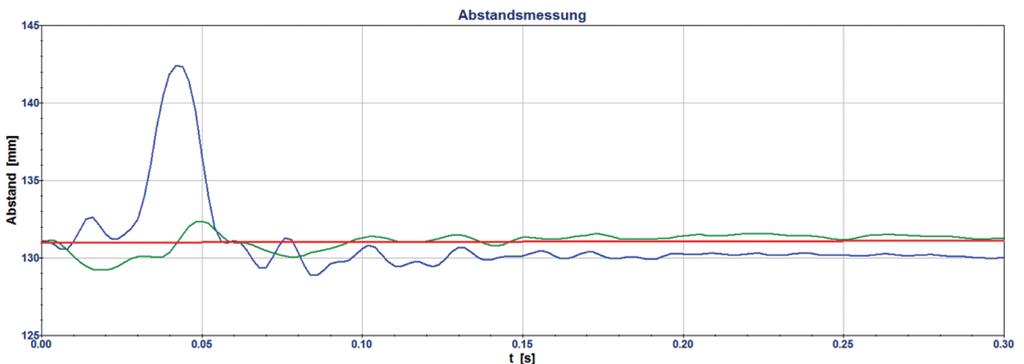


Abb. 7: Streckenmessung mit unkorrigierten (blau) und korrigierten (grün) Bildkoordinaten; Rot dargestellt ist der Sollwert der Strecke.

kungen der instabilen Bildhauptpunktlage zu minimieren. Mit Hilfe dieser Korrekturmethode ist es möglich, mit dem Stereomesssystem Streckenmessungen mit einer Nachbarschaftsgenauigkeit von wenigen Millimetern durchzuführen.

4 Bewertung und Ausblick

In diesem Beitrag wurde die Entwicklung eines Endoskop-Stereomesssystems vorgestellt, das es ermöglicht, präzise dreidimensionale Relativbewegungen im Innenraum eines Fahrzeugs während eines Crashversuchs mit einer Genauigkeit von wenigen Millimetern durchzuführen. Dabei wurden Herausforderungen gelöst, wie die geometrische Kalibrierung eines Endoskop-Kamera-Aufnahmesystems sowie die Orientierung des Messsystems in einer sich deformierenden Umgebung im Fahrzeug. Eine spezielle Halterung für die Endoskopspitzen ermöglicht eine Fixierung der relativen Position der Endoskope zueinander und hält damit die äußere Orientierung des Stereosystems konstant.

Wie sich in den durchgeführten Versuchen zeigte, ist die Bildhauptpunktlage der Aufnahmesysteme aufgrund von Bewegungen zwischen Endoskop und Kamera nicht konstant. Um diese Auswirkungen auf die Messung zu minimieren, wurde eine Methode entwickelt, diese Relativbewegung zu bestimmen und daraus Korrekturwerte abzuleiten.

Sowohl bei Schlittenversuchen als auch bei Versuchen im Fahrzeug zeigte sich als weitere hier nicht diskutierte Problematik die starke Abhängigkeit des Messsystems von den Lichtverhältnissen. Die Bildqualität nimmt bei schlechteren Lichtverhältnissen sehr schnell ab, so dass die Messung der Bildkoordinaten von markierten Punkten stark beeinträchtigt ist. Ein großes Potential für Verbesserungen besteht nach Ansicht der Autoren darin, das Versuchsobjekt beispielsweise durch leistungsstarke LEDs besser auszuleuchten oder lichtempfindlichere Kamerasensoren zu verwenden.

Danksagung

Die Erstautorin dankt ihren Kollegen bei der AUDI AG für ihre fortwährende Unterstützung ihrer Forschungsarbeiten und der Schaffung der dafür notwendigen Rahmenbedingungen. Die Inhalte dieses Beitrags wurden als Vortrag auf den Oldenburger 3D-Tagen 2016 präsentiert. Den Oldenburger Kollegen danken wir für diese Präsentations- und Austauschplattform.

Literatur

- BROWN, D.C., 1976: The bundle adjustment – progress and prospects. – *The International Archives of Photogrammetry*, **XXI (3)**, Helsinki, Finland.
- GODDING, R., 1993: Ein photogrammetrisches Verfahren zur Überprüfung und Kalibrierung digitaler Bildaufnahmesysteme. – *Zeitschrift für Photogrammetrie und Fernerkundung* **2/93**: 82–90.
- HELFERTY, J.P., ZHANG, C., McLENNAN, G. & HIGGINGS, W.E., 2001: Videoendoscopic Distortion Correction and Its Application to Virtual Guidance of Endoscopy. – *IEEE Transactions on Medical Imaging* **20 (7)**: 605–617.
- KILLIAN, A., 2005: Konzepte zur Entwicklung einer neuen Generation medizinischer Endoskope. – Dissertation, Fachgebiet Mikrotechnik, Technische Universität Berlin.
- KLAR, M., 2005: Design of an endoscopic 3D Particle Tracking Velocimetry system and its application in flow measurement within a gravel layer. – Dissertation, Ruprecht-Karl Universität Heidelberg.
- LANGE, R., 2006: 3D Time-of-Flight distance measurement with custom solid-state image sensors in CMOS/CCD-technology. – Dissertation, Fakultät Elektrotechnik und Informatik, Universität Siegen.
- RAGUSE, K., DERPMANN-HAGENSTRÖM, P., KÖLLER, P. & WOLF, A., 2005: Abgleich von Versuch und Simulation beim Crashtest anhand präzise überlagerter Visualisierung von Film und Berechnungsanimation. – *VDI Berichte* **1900**: 181–190.
- RUPP, S., WINTER, C. & WITTENBERG, T., 2006: Camera Calibration from Fiberscopic View with Accuracy Evaluations. – *Bildverarbeitung für die Medizin*: 424–428.

- STEINER, C., 2015: Highspeed Stereo-Endoskopie für eng begrenzte Messvolumina. – Dissertation, Wissenschaftliche Arbeiten der Fachrichtung Geodäsie und Geoinformatik der Leibniz Universität Hannover, ISSN 0174-1454, Nr. 317.
- WENGERT, C., CATTIN, P.C., DUFF, J.M., BAUR, C. & SZÉKELY, G., 2006: Markerless endoscopic registration and referencing. – Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI: 816–823.
- WINTER, C., 2008: Automatische Bildrestaurierung für faseroptische Systeme am Beispiel von Fiberskopen. – Dissertation, Technische Fakultät der Universität Erlangen-Nürnberg, Fraunhofer-IRB-Verlag.
- YOSHIDA, T., Inoue, H., Hara, A., Umezawa, A., Ohtsuka, K., Endo, S., Tamegai, Y., Kashida, H., Tanaka, J. & Kudo, S., 2003: Newly developed 3D endoscopic system: preliminary experience. – Endoscopy **35**: 181–184.

Adresse der Autoren

Dr.-Ing. CHRISTINA STEINER, AUDI AG Ingolstadt, 85045 Ingolstadt, Tel.: 0841-89-575326, christina.steiner@audi.de

Dr.-Ing. MANFRED WIGGENHAGEN & Prof. Dr.-Ing. CHRISTIAN HEIPKE, Leibniz Universität Hannover, Institut für Photogrammetrie und Geoinformation, Nienburger Straße 1, D-30167 Hannover, Tel.: 0511-762-2482, e-mail: {wiggenhagen} {heipke} @ipi.uni-hannover.de

Manuskript eingereicht: April 2016
Angenommen: Juli 2016