

# Auflösungssteigerung von fiberskopischen Bildsequenzen im Ortsraum

Christian Winter<sup>1,2</sup>, Sandra Weisensel<sup>2</sup>, Stephan Rupp<sup>2</sup>  
und Thomas Wittenberg<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Lehrstuhl für Informationstechnik, Erlangen

<sup>2</sup>Fraunhofer-Institut für Integrierte Schaltungen IIS, Erlangen

Email: winter@like.e-technik.uni-erlangen.de

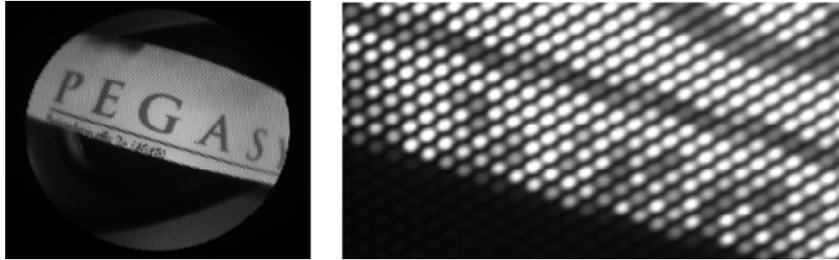
**Zusammenfassung.** Die visuelle Begutachtung spielt eine wichtige Rolle in der medizinischen Diagnose und Therapie. Für schwierige Zugänge werden Endoskope mit flexiblem Bildleiter (sog. Fiberskope) eingesetzt, die jedoch auf Grund der Faserstruktur eine schlechte Auflösung gegenüber linsenstarrten Modellen aufweisen. Unter dem Begriff „Super Resolution“ existieren in der Bildverarbeitung verschiedene Ansätze, um die Auflösung von bewegten Bildsequenzen zu erhöhen. Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Lokalisierung der unregelmäßig verteilten Faserzentren und der Auflösungssteigerung für den Anwendungsbereich der flexiblen Endoskopie. Visuelle Ergebnisse belegen einen deutlichen Fortschritt durch die vorgestellte Methode.

## 1 Problemstellung

Ohne den bildgebenden Einsatz von Endoskopen wären heute viele Anwendungen der medizinischen Diagnostik, Behandlung und Forschung undenkbar. Die derzeitige Präferenz für linsenoptische Systeme wird u.a. mit deren hoher Bildqualität begründet. Wo ein im wortwörtlichen Sinne weitaus „flexiblerer“ Einsatz gefordert ist (kleiner, schwieriger Zugang) muss auf hochwertige halbstarre oder biegsame Endoskope (Fiberskope) zurückgegriffen werden. Bislang behindert vor allem die schlechte Auflösung der übertragenen Bilddaten (Bildbündel mit ca. 5k - 10k Einzelfasern) und die architekturbedingte Wabenstruktur (s. Abb. 1) einen adäquaten Einsatz solcher Geräte.

Der vorliegende Beitrag überwindet mit Verfahren der „Auflösungssteigerung für bewegte Bildsequenzen“ (Super Resolution) die Informationsgrenze, deren Kalkulation sich bislang auf die Betrachtung von Einzelbildern bezog. Dies ähnelt dem Verhalten des menschlichen Auges beim Arbeiten mit Fiberskopen, wenn kleine Seitwärtsbewegungen genutzt werden, um einen detailreicheren Eindruck zu gewinnen. Eine derartige Auflösungssteigerung eröffnet für die rechnergestützte Weiterverarbeitung der Daten neue interessante Anwendungsgebiete für die flexible Endoskopie, die bislang wegen ihrer hohen Anforderung an die Auflösung starren Endoskopen vorenthalten war.

**Abb. 1.** Typische Abbildung einer Szene mit Schriftzug durch ein Fiberskop (links). Stark vergrößerter Ausschnitt zeigt die homogene Wabenstruktur bei Verwendung eines Glasfaser-Endoskops (rechts).



## 2 Stand der Forschung und Fortschritt durch den Beitrag

Aufnahmen durch Faseroptiken mit handelsüblichen Kameras (Auflösung VGA bzw. PAL:  $\geq 300.000$  Bildpunkte) zeigen eine störende sogenannte „Wabenstruktur“, welche aus der Ummantelung der einzelnen (ca. 3k - 10k) Glasfasern resultiert. Sie kann passiv durch Tiefpassfilter geglättet, mittels spektraler Maskierung adaptiv reduziert [1] oder fasergenau interpoliert werden [2]. Zur aktiven Steigerung der Auflösung sind sowohl mechanische Verfahren denkbar, die jedoch eine gewisse Baugröße voraussetzen [3], als auch rein optische Ansätze mit digitaler Bildverarbeitung. Für die zuletzt genannten muss entweder Vorwissen in die Einzelaufnahme eingebracht werden (z.B. Kantenerhaltung), oder die Informationsdifferenz mehrerer Aufnahmen aus variierenden Betrachtungsrichtungen kombiniert werden. Mit letzterem beschäftigen sich für herkömmliche Videosequenzen erfolgreich viele Arbeiten unter dem Sammelbegriff „Super Resolution“ [4, 5]. Seit wenigen Jahren kennt die Literatur Ansätze zur Auflösungssteigerung in beliebigen Gitterstrukturen [6]. Gleichwohl die Anwendung auf herkömmliche Videosequenzen viel versprechende Ergebnisse zeigt [7], fehlt bislang eine praktische Umsetzung für die Aufbereitung von fiberskopischen Bildsequenzen.

Gemäß Borman und Stevenson [4] lässt sich der dieser Arbeit zugrunde liegende Ansatz von Lertrattanapanich [6] in die Klasse der Ortsbereichsverfahren mit Interpolation aus ungleich verteilten Rastern einteilen.

Die Anpassung und Optimierung dieses Verfahrens auf beliebige Gitterstrukturen der Bildinformation in der Eingangssequenz zur Gewinnung höher aufgelöster Bildinformation bietet drei wesentliche Vorteile: (1) Zur Komposition des hoch auflösenden Gitters werden statt interpolierten Aufnahmen (bedingt durch den Auflösungsunterschied zwischen Kamera und Faserbündel) explizit die Luminanzen der Faserzentren verwendet; (2) konstruktiv bedingte Unregelmäßigkeiten der Wabenstruktur haben keinen negativen Einfluss auf das Ergebnis; (3) das Verfahren toleriert nicht-globale Bewegungen, wie sie insbesondere bei weitwinkligen Endoskopoptiken auftreten. Stark variierende Bewegungen in den Randbereichen müssen nicht perspektivisch modelliert werden.

**Abb. 2.** Ablauf der Auflösungssteigerung nach dem vorgestellten Verfahren. LR („Low Resolution“) bezeichnet die niedrig aufgelösten Eingangsbilder, HR („High Resolution“) steht für das hochaufgelöste Ausgangsbild. Für die Faserlokalisierung wird ein separates Referenzbild ausgewertet.



### 3 Methoden

Der Vorgang der Auflösungssteigerung wurde als 6-stufiges Verfahren implementiert und ist als Ablaufdiagramm in Abbildung 2 skizziert. Dabei bezeichnet LR („Low Resolution“) die Eingangsbilder mit niedriger Auflösung und HR („High Resolution“) charakterisiert das hoch aufgelöste Ausgangsbild. Details zu den einzelnen Schritten:

#### 1. Nicht-lineare Vorverarbeitung zur Faser-Lokalisierung

Zur robusten Lokalisierung der Faserzentren wird eine Referenzaufnahme durch einen Maximumskomparator von optischen Beeinträchtigungen wie Unschärfe und Beleuchtungsgradienten bereinigt. Dazu wird um jede Bildkoordinate  $(x, y)$  des Eingangsbildes  $f(x, y)$  ein quadratisches Fenster  $\Omega_{xy}$  mit der geschätzten Kantenlänge des Faserabstands betrachtet. Entspricht hierin ein Bildpunkt dem lokalen Maximum  $\hat{f}|_{\Omega_{xy}}$ , so wird im Ausgangsbild  $g(x, y)$  diese Koordinate auf den definierten Maximalwert  $\hat{m} \neq 0$  gesetzt:

$$\forall \Omega_{xy} : g(x, y) = \hat{m}, \quad \text{falls } (x, y) \in \Omega_{xy} \cup f(x, y) = \hat{f}|_{\Omega_{xy}}$$

Mögliche Cluster von  $\hat{m}$ -Werten werden anschließend noch durch morphologische Operationen auf zentrale Punkte, die Faserzentren, reduziert.

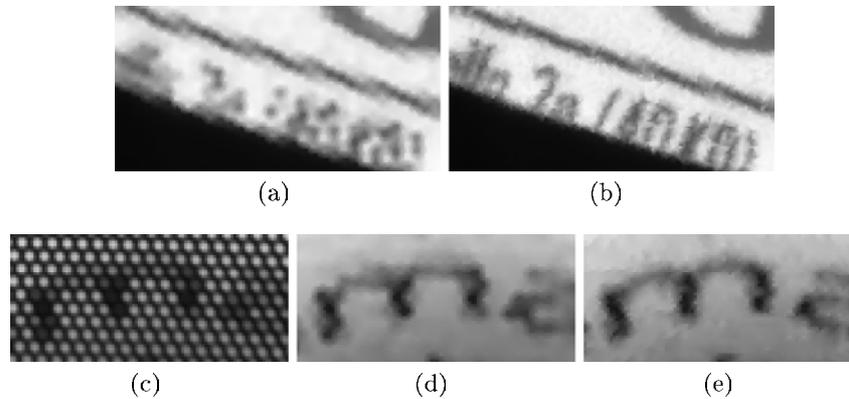
#### 2. Bereitstellen des Delaunay-Dreiecksnetzes aus Faserzentren

Die lokalisierten Faserzentren werden nach Kriterien von Delaunay trianguliert und in Form dieses geordneten Dreiecksgitters für die folgenden Schritte als „Lookup-Tabelle“ zur Verfügung gestellt.

#### 3. Aufbereitung und Berechnung der lokalen Bewegungen

Zwischen den Aufnahmen der fiberskopischen Bildsequenz werden die lokalen Bewegungsfelder für kontrastreiche Merkmale mit einer iterativen Implementierung des Lucas-Kanade Trackers unter Nutzung von mehreren Auflösungsstufen berechnet. Für ein subpixel-genaues Ergebnis wird das Bildmaterial im Voraus auf Basis der barizentrischen Koordinaten zwischen den Gitterpunkten des Delaunay-Netzes intrapoliert.

**Abb. 3.** Interpolation von Ausschnitt aus Abb. 1 unter Berücksichtigung der Bildinformationen von (a) 1 bzw. (b) 10 benachbarten Aufnahmen. Ausschnitt aus Blick in zylindrischen Hohlraum (c) und Interpolation unter Berücksichtigung der Bildinformationen von (d) 1 und (e) 5 longitudinal verschobenen Nachbaraufnahmen.



#### 4. Vorbereitung des HR-Gitters aus Basisbild

In diesem Schritt wird ein kontinuierliches HR-Gitter vorbereitet, indem die Faserintensitäten aus dem Basisbild an die entsprechenden Pixel-Koordinaten einer geeigneten Datenstruktur eingefügt werden.

#### 5. Sukzessive Erweiterung des HR-Gitters mit Intensitätsinformation aus angrenzenden Bildern

Für eine definierte Anzahl von weiteren diskreten LR-Bildern um das Basisbild herum werden nun von Stellen sicher georteter Verschiebung die Intensitäten an die bewegungsinvertierte Position als Stützstellen in das HR-Gitter eingebracht.

#### 6. Barizentrische Interpolation

Das resultierende Bild entsteht durch kartesische Abtastung des HR-Gitters mit barizentrischer Interpolation der Grauwertverteilung zwischen den enthaltenen Stützstellen.

## 4 Ergebnisse

Die präsentierten Verfahren wurden auf unterschiedlichem Bildmaterial untersucht und verglichen. Als Einflussgrößen wurden dabei insbesondere die Anzahl der zur Auflösungssteigerung verwendeten Bilder und die unterschiedliche Struktur im Bild auf das subjektive Empfinden hin untersucht. Abbildung 3 zeigt links den vergrößerten Ausschnitt aus Abb. 1 ohne Steigerung der Auflösung und rechts das HR-Ergebnis unter Berücksichtigung der Bildinformationen in detailreichen Regionen von 10 im Subfaser-Abstand verschobenen Aufnahmen.

In einer Umfrage wurde der visuelle Eindruck einer Sättigung im Prozess der Detailanreicherung für 10 Bildreihen protokolliert, die sukzessive aus jeweils 0, 5, 10, 15, 20 bzw. 25 benachbarten Bildern pro Basisbild generiert wurden. Weiterhin wurden von den 9 Testpersonen aus dem Bereich der Bildverarbeitung in

einem Blind-Test unsortierte Aufnahmen hinsichtlich ihrer Detailtreue in eine aufsteigende Reihenfolge gebracht. Das Ergebnis bestätigt die deutliche Zunahme von Details (lesbare Schrift, Kanten) bei Kombination von bis zu 10 fiberskopischen Einzelaufnahmen. Weiterer Aufwand zur Steigerung der Auflösung wird nur noch von deutlich weniger als 50% der Befragten als bemerkbar eingestuft.

Im Zuge eines aktuellen Projektes zur Rekonstruktion von Hohlräumen mit flexiblen Endoskopen konnten erste Aufnahmen einer longitudinalen Verschiebung des Endoskops innerhalb einer zylindrischen Röhrenwand erfolgreich mit dem vorgestellten Verfahren aufbereitet werden (siehe Abb. 3 unten).

## 5 Diskussion

Die vorgestellte Arbeit nutzt nicht-reguläre Delaunay-Dreiecks-Gitter, um nicht-redundante Informationen zwischen bewegten Aufnahmen einer fiberskopischen Bildsequenz zu akkumulieren und daraus Bilder mit höherer Auflösung zu generieren. Der erwartete Effekt konnte durch visuelle Ergebnisse bestätigt werden.

Trotz vielversprechender Resultate müssen insbesondere die Stabilität und Robustheit der eingesetzten Algorithmen zur lokalen Bewegungsdetektion untersucht werden, die sich wesentlich auf die Ergebnisse auswirken und z.B. für medizinische Gewebestrukturen bislang keine ausreichende Genauigkeit liefern.

Die Anwendung, Anpassung und Erweiterung von Verfahren zur Steigerung der Auflösung für den Bereich der flexiblen Endoskopie eröffnet ein weites Spektrum an Anwendungen im medizinischen und industriellen Umfeld, die bislang der starren Endoskopie vorenthalten waren. Das informationstheoretische Modell des Bildleiters als Übertragungskanal darf dabei neu überdacht werden.

**Danksagung.** Diese Arbeit wurde im Rahmen des Sonderforschungsbereichs 603 (TP A7) und dem Graduiertenkolleg 244 der DFG gefördert.

## Literaturverzeichnis

1. Winter C, et al. Automatic adaptive removal of fiberscopic comb-structure by spectral masking. *Computer Assisted Radiology and Surgery*, Amsterdam 2005.
2. Bröcher B. Faseroptische Sensoren zur Prozeßüberwachung in der Mikrosystemtechnik. Ph.D. thesis. RWTH Aachen; 2000.
3. Ben-Ezra M, Zomet A, Nayar SK. Video super-resolution using controlled subpixel detector shifts. In: *IEEE Trans Pattern Analysis and Machine Intelligence*. vol. 27; 2005. p. 977–987.
4. Borman S, Stevenson R. Spatial Resolution Enhancement of Low-Resolution Image Sequences - A Comprehensive Review with Directions for Future Research. *Laboratory for Image and Signal Analysis (LISA)* 1998.
5. Park SC, Park MK, Kang MG. Super-resolution image reconstruction: a technical overview. *IEEE Signal Processing Magazine* 2003;20:21–36.
6. Lertrattanapanich S, Bose N. High Resolution Image Formation From Low Resolution Frames Using Delaunay Triangulation. *IEEE Trans Image Process* 2002;11:1427–1441.
7. Farsiu S, Robinson D, Elad M, Milanfar P. Fast and Robust Multi-Frame Super-Resolution. In: *IEEE Trans Image Process*. vol. 13; 2004. p. 1327–1344.