Evaluierung von Differentialoperatoren zur Detektion charakteristischer Punkte in tomographischen Bildern

Thomas Hartkens, Karl Rohr, H.-Siegfried Stiehl

Arbeitsbereich Kognitive Systeme, Fachbereich Informatik, Universität Hamburg
Vogt-Kölln-Str. 30, D-22527 Hamburg

Zusammenfassung Für zahlreiche Anwendungen wurden in der Literatur Differentialoperatoren zur Detektion von charakteristischen Punkten vorgeschlagen. Eine systematische Untersuchung für tomographische Bilder mit einem anschließenden Vergleich dieser Operatoren existiert bisher nicht. In dieser Arbeit wird untersucht, inwieweit korrespondierende Punkte in tomographischen Bildern detektiert werden und wie sich die Performanz der Operatoren unter elastischen Deformationen und Rauschen verhält. Dazu werden vier Ecken-Operatoren sowohl auf synthetische Bilder als auch auf mehrere MR-Bilder angewendet und die jeweiligen Ergebnisse miteinander verglichen.

1 Einleitung und Motivation

Zwei tomographische Verfahren haben in der Vergangenheit in der Medizin besondere Bedeutung erlangt: Die (Röntgen-) Computer-Tomographie (CT) und die Kernspin-Tomographie (MRI oder NMR). Häufig ist es für die Diagnose und Therapieplanung hilfreich, zwei gleich- oder verschiedenartige Tomogramme zu überlagern und zu vergleichen. Damit sich korrespondierende Strukturen adäquat überlagern, müssen i.a. vorliegende Bilddeformationen zurückgerechnet werden. Für diese Registrierung ("matching") von medizinischen Bildern ist es i.a. notwendig, korrespondierende Strukturen zu finden, d.h. Strukturen, die in beiden Bildern den gleichen anatomischen Ort repräsentieren. Ein möglicher Ansatz besteht darin, markante Punkte der Intensitätsfunktion für die Registrierung heranzuziehen.

In dieser Arbeit verstehen wir unter markanten Punkten Ecken von Objekten in 2D-Bildern. Wir definieren sie als maximale Krümmung entlang einer Kante. Zur Bestimmung von Ecken werden Differentialoperatoren auf das Bild angewendet und ein Eckenmaß berechnet. Eine Auswahl von markanten Punkten wird durch Ermittlung von Extrema des Eckenmaßes getroffen. Ziel dieser experimentellen Untersuchung ist es, festzustellen, inwieweit sich korrespondierende Punkte in medizinischen Grauwertbildern mittels Ecken-Operatoren finden lassen. Dabei sollen die Ergebnisse der Operatoren gegenübergestellt werden.

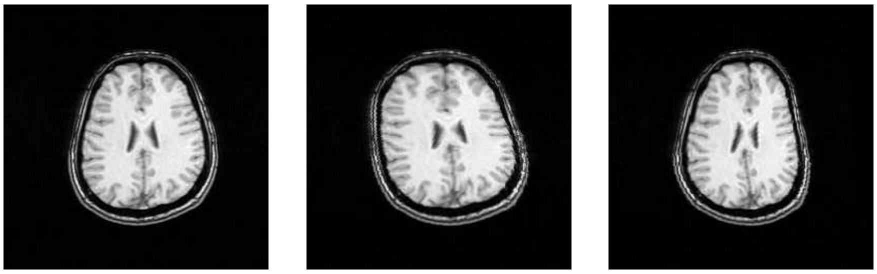


Abbildung1. MR-Bild durch eine elastische Transformation deformiert. *Links das Orginalbild; in der Mitte und rechts die beiden deformierten Bilder.*

2 Untersuchungsmethodik

2.1 Kriterien

Um die Operatoren miteinander vergleichen zu können, müssen geeignete Bewertungskriterien festgelegt werden. Förstner [4] beschreibt Eigenschaften, die die detektierten Punkte erfüllen sollten. Der Schwerpunkt der vorliegenden Untersuchung liegt auf zwei dieser Eigenschaften.

- **Invarianz:** Die Punkte sollen invariant gegenüber Verzerrungen sein.
- **Stabilität:** Wird das untersuchte Objekt ein zweites Mal aufgenommen, so sollen auch in diesem Bild die gleichen Punkte detektiert werden. Die detektierten Punkte sollen insbesondere robust gegenüber Rauschen sein.

2.2 Vorgehensweise

Zur Untersuchung der Operatoren werden die Bilder einerseits algorithmisch durch eine elastische Transformation deformiert [1] [3] und andererseits mit Gauß-Rauschen überlagert. Die Operatoren werden auf alle so gewonnenen Bilder angewendet. Danach wird die Anzahl der korrespondierenden Punkte in den Bildern ermittelt. Die Zuordnung der Punkte wird visuell entschieden. Zwei Probleme müssen bei dieser Untersuchungsmethode beachtet werden:

- Durch die elastische Deformation des Bildes kann teilweise nicht mehr sicher entschieden werden, ob zwei Punkte wirklich den gleichen anatomischen Ort repräsentieren.
- Bei einer Deformation kann es passieren, daß bestimmte Bildbereiche nicht oder nur unwesentlich verformt werden. Innerhalb dieser Bereiche werden dann i.a. die gleichen Punkte detektiert, und die Zuordnung ist trivial. Diese Punkte würden fälschlicherweise als korrespondierende, markante Punkte klassifiziert werden, auch wenn sie bei einer anderen (größeren) Deformation keineswegs detektiert würden.

Um möglichst unabhängig von der speziellen Verformung bzw. von dem Rauschen zu sein, wird jedes der Orginalbilder zweimal deformiert bzw. verrauscht, so daß je Versuch drei Bilder zu Grunde liegen (siehe Abb. 1). Die Anzahl der korrespondierenden Punkte wird für jede Kombination der Bilder gezählt, d.h. für die Bilder 1 und 2, Bilder 1 und 3 und die Bilder 2 und 3. Zum Schluß werden die Punkte ermittelt, die in allen drei Bildern korrespondieren. Durch diese Untersuchungsmethode ist zum einen die Auswahl der korrespondierenden Punkte unabhängiger von der jeweiligen Deformation. Zum anderen dient eines der Bildpaare als Kontrolle (z.B. die Bilder 2 und 3), da die Punktbeziehung transitiv sein sollte. Ein Punkt wird nur dann in der Wertung berücksichtigt, wenn die Punkte dreimal unabhängig voneinander als korrespondierend klassifiziert worden sind.

3 Differentialoperatoren zur Detektion charakteristischer Punkte

Um markante Punkte in den Bilddaten zu ermitteln, wenden wir die Operatoren auf jeden Punkt des Bildes an. Diese berechnen aus der lokalen Umgebung des jeweiligen Bildpunktes ein Maß für charakteristische Punkte. Dazu verwenden die Operatoren die partiellen Ableitungen der Bildfunktion. In der analytischen Untersuchung in [8], bei der ein idealisiertes L-Eckenmodel zugrundegelegt wurde, hatten folgende Operatoren die besten Lokalisierungseigenschaften.

- **Kitchen&Rosenfeld (1982)**
  Der Operator von Kitchen&Rosenfeld [5] repräsentiert die Krümmung von Isointensitätslinien multipliziert mit dem Betrag des Grauwertgradienten.

$$k_{Kitchen\&Rosenfeld} = \frac{g_x^2 g_{yy} - 2 g_x g_y g_{xy} + g_y^2 g_{xx}}{g_x^2 + g_y^2} \tag{1}$$

- **Blom et al. (1992)**
  Das Eckenmaß von Blom et al. [2] ist die Krümmung einer Isointensitätslinie multipliziert mit dem 3-fach potenzierten Betrag des Grauwertgradienten. Damit wird der Grauwertgradient stärker in die Bewertung miteinbezogen als bei Kitchen&Rosenfeld.

$$k_{Blom} = g_x^2 g_{yy} - 2 g_x g_y g_{xy} + g_y^2 g_{xx} \tag{2}$$

- **Förstner (1986)**
  Der Operator von Förstner [4] zur Ermittlung markanter Punkte verwendet Mittelwerte über den Grauwertgradienten:

$$k_{Förstner} = \frac{detC}{traceC}, \qquad C = \begin{pmatrix} \overline{g_x^2} & \overline{g_x g_y} \\ \overline{g_x g_y} & \overline{g_y^2} \end{pmatrix} \tag{3}$$

- **Rohr (1987)**
  Rohr verwendet in [6] (siehe auch [7]) einen ähnlichen Operator wie Förstner. Als Maß für eine Ecke wird die Determinante der Matrix C ausgewertet:

$$k_{Rohr} = detC \tag{4}$$

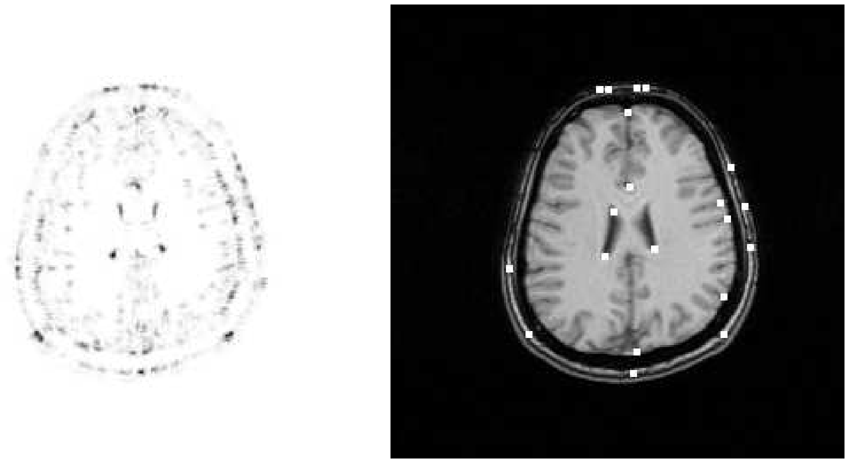


Abbildung2. Förstner-Operator (1.Abl.) angewendet auf das MR-Bild 'trans90'. *Das linke Bild zeigt die Operatorwerte (invertiert). Rechts sind die 20 größten Extrema im Orginalbild markiert; minimaler Abstand der Punkte: 5 Pixel.*

– **Förstner und Rohr mit 2. partiellen Ableitungen**
  Die Matrix C des Förstner- und Rohr-Operators besteht aus Mittelwertbildungen über den Grauwertgradienten $\bigtriangledown g$. Die Mittelwertbildungen brauchen nicht explizit durchgeführt, sondern können auch approximativ berechnet werden. Für Operatoren der Breite $w = 2n + 1$ läßt sich die Matrix C dann schreiben als:

$$C \approx \bigtriangledown g (\bigtriangledown g)^T + c \cdot \underline{H}^2, \quad \underline{H} = \begin{pmatrix} g_{xx} & g_{xy} \\ g_{xy} & g_{yy} \end{pmatrix}, \quad c = \frac{1}{2n+1} \sum_{i=-n}^{n} i^2 \qquad (5)$$

4 Untersuchung der Operatoren

Zur Berechnung der partiellen Ableitungen der Bilder verwenden wir Beaudet-Operatoren der Maskengröße 5×5. Bei den Operatoren von Förstner und Rohr werden die partiellen Ableitungen zusätzlich über eine Umgebung gemittelt. Diese Umgebung haben wir so gewählt, daß sie die Größe 3×3 hat, d.h. für die Berechnung mit den 2. partiellen Ableitungen gilt $c = \frac{2}{3}$. Ausgewertet wurden die vier MR-Bilder 'head', 'trans85', 'trans90' und 'tomo1451'. Einzelne Ergebnisse sind in Abb. 2 und 3 zu sehen. Bei den Bildern 'trans85', 'trans90' und 'tomo1451' wurden die 20 größten Extrema der einzelnen Operatoren zugrundegelegt. Im Bild 'head' war die Zuordnung von Punkten entlang der sehr kontraststarken Kantur zu unsicher. Daher wurden diese Punkte bei der Untersuchung nicht miteinbezogen. Um dennoch rund 20 Punkte für die Analyse verwenden zu können, wurde die Gesamtzahl der Extrema bei diesem Bild auf 40 erhöht.

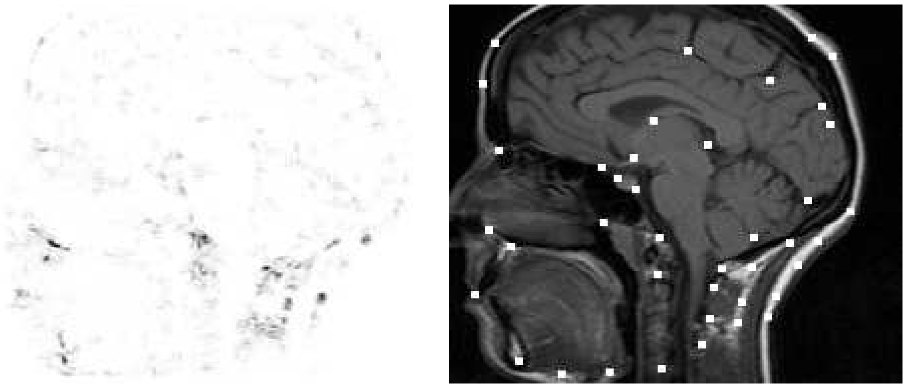


Abbildung3. Förstner-Operator (1.Abl.) angewendet auf das MR-Bild 'head'. *Links die Operatorwerte (invertiert) und rechts das Orginalbild mit den 40 größten Extrema; minimaler Abstand der Punkte: 10 Pixel.*

4.1 Elastische Deformationen

Die Ergebnisse der Operatoren unter elastischen Deformationen sind in Abb. 4 oben links aufgeführt. Es zeigt sich, daß die Ansätze von Förstner und Rohr i.a. bessere Ergebnisse liefern als die von Kitchen&Rosenfeld und Blom: Betrachtet man die Anzahl der korrespondierenden Punkte in allen deformierten Bildern, so ist in fast jeder Versuchsreihe der größte Wert für Kitchen&Rosenfeld und Blom kleiner oder gleich dem kleinsten Wert für Förstner und Rohr (einzige Ausnahme: 'trans90'). Der Operator von Kitchen&Rosenfeld schneidet im Vergleich zu dem Operator von Blom schlechter ab. In drei von vier Versuchen ergibt der Operator von Blom bessere Werte.

Die Ergebnisse des Operators von Rohr sind i.a. schlechter als die Ergebnisse des Operators von Förstner; unabhängig davon, ob die Operatoren mit ersten oder ersten und zweiten partiellen Ableitungen berechnet werden. Betrachtet man den Förstner-Operator nur mit der 1.Ableitung berechnet, so liefert dieser die besten Ergebnisse in Bezug auf Deformationen. Der Operator von Kitchen&Rosenfeld liefert die schlechtesten Resultate und führt oft nur zu halb so vielen korrespondierenden Punkte wie Förstner mit der 1.Ableitung. Es zeigt sich außerdem, daß mit dem Operator von Kitchen&Rosenfeld und Blom eher Punkte an der Kontur des Kopfes gefunden werden als in inneren Bereichen.

4.2 Rauschen

Wir betrachten als erstes eine geglättete L-Ecke, die mit additivem Gauß-Rauschen gestört wurde (Abb. 5). Man erkennt, daß der Operator von Rohr ein ähnliches Verhalten zeigt wie Blom: Dort wo der Grauwertgradient im Mittel bei Null liegt, wirkt sich das Rauschen kaum aus. An den Objektkanten, wo der Grauwertgradient erheblich größer als Null ist, ergibt sich ein ähnliches Ergebnis wie bei den Operatoren von Kitchen&Rosenfeld und Förstner. Der Operator von Blom bezieht den Grauwertgradienten stärker in die Berechnung ein als der Operator von Kitchen&Rosenfeld. Dies geschieht durch Multiplikation des

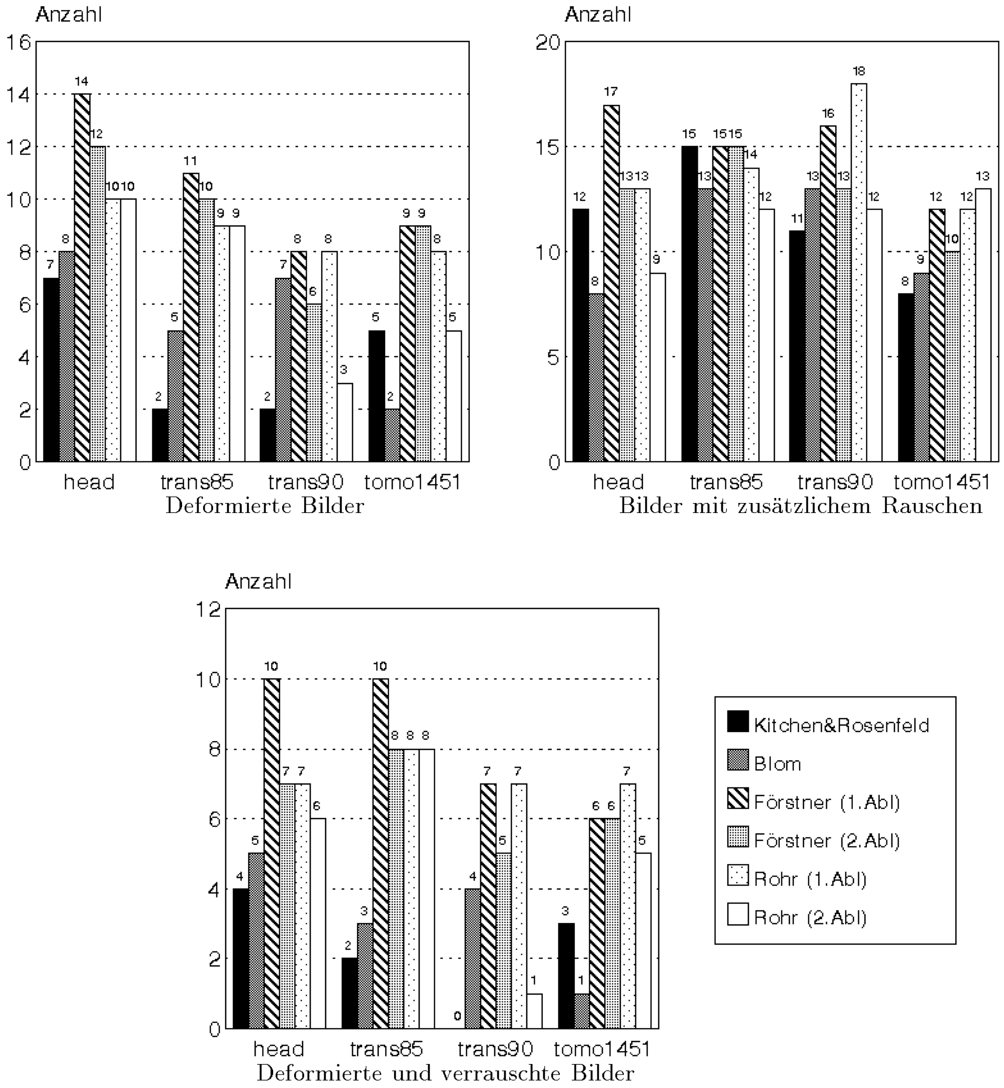
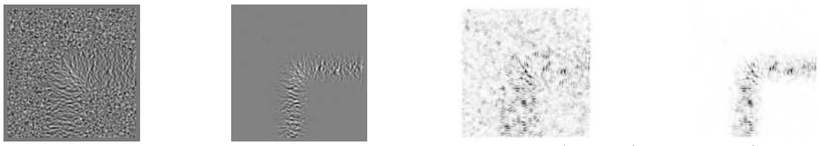


Abbildung4. Anzahl der korrespondierenden Punkte in den einzelnen Versuchsreihen. *Jedes MR-Bild (head, trans85, trans90, tomo1451) wurde zweimal deformiert bzw. verrauscht. Die Abbildung oben links zeigt die Anzahl der korrespondierenden Punkte in dem Orginalbild und den deformierten Bildern, die Abbildung oben rechts die Anzahl in dem Orginalbild und den verrauschten Bildern. Die Abb. unten zeigt die Ergebnisse für Deformation und Rauschen. Es wurden in den Bildern trans85, trans90 und tomo1451 die 20 größten Extrema und in dem Bild head die 40 größten Extrema zugrundegelegt.*



Kitchen&Rosenfeld Blom Förstner (1.Abl.) Rohr (1.Abl.)

Abbildung5. Operatorwerte für eine L-Ecke. *Das ideal stufenförmige Bild wurde mit einem Gaußfilter geglättet ($\sigma = 10$) und danach mit Rauschen überlagert ($\sigma_n^2 = 25$). Die Ergebnisse des Förstner- und Rohr-Operators sind invers dargestellt.*

Kitchen&Rosenfeld-Operators mit dem Term $g_x^2 + g_y^2$. Auch den Rohr-Operator kann man als Förstner-Operator multipliziert mit dem Term $\overline{g_x^2} + \overline{g_y^2}$ betrachten. Beide Multiplikationen haben eine ähnliche Auswirkung auf das Ergebnis, in der Weise, daß Kanten stärker hervorgehoben werden.

Bei der Untersuchung tomographischer Bilder mit zusätzlichem Rauschen (Gauß-Rauschen mit $\sigma_n^2 = 25$ und $\sigma_n^2 = 100$) unterscheiden sich die Ergebnisse der einzelnen Operatoren nicht so klar wie bei der Untersuchung bzgl. der Deformationen. Die Ansätze von Förstner und Rohr ergeben hier etwas bessere Werte als die Ansätze von Kitchen&Rosenfeld und Blom (Abb. 4 oben rechts). Bei allen Bildern liefert entweder der Operator von Förstner oder Rohr die größte Anzahl korrespondierender Punkte. Dabei kann man nicht entscheiden, ob der Förstner- oder Rohr-Operator grundsätzlich bessere Ergebnisse liefert: Je nachdem welches Bild verwendet wird, liefert der eine oder der andere eine größere Anzahl korrespondierender Punkte. Jedoch kann man sicher sagen, daß die Berechnung mit der 2.Ableitung zu schlechteren Ergebnissen führt.

Ob der Operator von Kitchen&Rosenfeld oder der von Blom stabiler auf Rauschen reagiert, läßt sich anhand der Werte nicht entscheiden. Daraus kann man schließen, daß die Hervorhebung von Kanten wie oben beschrieben keine signifikanten Vorteile bei der Detektion markanter Punkte bringt.

4.3 Elastische Deformation und Rauschen

Die Ergebnisse der Untersuchung bzgl. Deformationen und Rauschen sind in Abb. 4 unten zusammengefaßt. Ermittelt wurden diejenigen Punkte, die gleichzeitig in den deformierten als auch in den verrauschten Bildern korrespondieren. Hier wird nochmals deutlich, daß die Ansätze von Förstner und Rohr gegenüber den Ansätzen von Kitchen&Rosenfeld und Blom bessere Resultate liefern.

5 Zusammenfassung

Die Ergebnisse der Untersuchung lassen sich folgendermaßen zusammengefassen:

1. Die Anwendung der untersuchten Operatoren für tomographische Bilder liefert korrespondierende Punkte, die prinzipiell zur Registrierung verwendet werden können.

2. Die Ansätze von Förstner und Rohr liefern bzgl. der Eigenschaften Invarianz (Deformation) und Stabilität (Rauschen) i.a. bessere Ergebnisse als die Ansätze von Kitchen&Rosenfeld und Blom.
3. Die detektierten Punkte der Operatoren von Kitchen&Rosenfeld und Blom befinden sich häufig in der Nähe des Schädelknochens. An den inneren Strukturen des Gehirns (z.B. Ventrikel-System) werden selten markante Punkte ermittelt. Dagegen detektieren die Operatoren von Förstner und Rohr häufiger innere Strukturen.
4. Die Operatoren von Blom und Rohr reagieren ähnlich auf Rauschen und zwar so, daß Grauwertkanten hervorgehoben werden. Im Gegensatz zu synthetischen Bildern führt diese Eigenschaft bei tomographischen Bildern jedoch nicht zu einem signifikanten Vorteile.
5. Die Verwendung von ausschließlich ersten partiellen Ableitungen bei den Operatoren von Förstner und Rohr verbessert die Ergebnisse bei Rauschen und Deformationen.
6. In der gesamten Untersuchung lassen sich mit dem Operator von Förstner mit ausschließlich ersten partiellen Ableitungen am zuverlässigsten markante Punkte in tomographischen Bildern ermitteln. Der Operator von Kitchen&Rosenfeld liefert die schlechtesten Resultate.

Dank

Diese Arbeit entstand im Rahmen des von den Philips Forschungslaboratorien Hamburg finanzierten Projektes IMAGINE.

References

1. L. Binder, K. Rohr, R. Sprengel, H.S. Stiehl, **"Bildregistrierung mit interpolierenden 'Thin-Plate Splines' und Bezüge zur linearen Elastizitätstheorie",** *18. DAGM-Symposium Mustererkennung, Heidelberg/Germany, Springer-Verlag Berlin Heidelberg,* Sept. 1996
2. J. Blom, B.M. ter Haar Romeny, J.J. Koenderink, **"Affine invariant corner detection",** 1992 zur Veröffentlichung eingereicht
3. F.L. Bookstein, **"Principal Warps: Thin-Plate Splines and the Decomposition of Deformations",** *IEEE Transaction on Pattern Analysis and Maschine Intelligence,* S. 567-585, Vol. 2, June 1989
4. W. Förstner, **"A Feature based correspondence algorithmus for imaging matching",** *Int. Arch. Photogramm. Remote Sensing,* S. 150-166, Vol. 26, 1986
5. L. Kitchen, A. Rosenfeld, **"Gray-level corner detection",** *Patt. Recog. Lett.,* S. 95-102, Vol. 1, 1982
6. K. Rohr, **"Untersuchung von grauwertabhängigen Transformationen zur Ermittlung des optischen Flusses in Bildfolgen",** *Diplomarbeit, Institut für Nachrichtensysteme, Universität Karlsruhe,* FRG, 1987
7. K. Rohr, **"Modelling and identification of characteristic intensity variations",** *Image Vis. Comput.,* S. 66-76, Vol. 10, 1992
8. K. Rohr, **"Localization Properties of Direct Corner Detectors",** *Journal of Mathematical Imaging and Vision,* S. 139-150, Vol. 4, 1994