Modell- und wissensbasierte Segmentierung und Bildanalyse von Röntgenbildern

Frank Vogelsang, Frank Weiler*, Michael Kohnen, Michael van Laak, Markus Kilbinger, Berthold Wein und Rolf W. Günther

Klinik für Radiologische Diagnostik,Universitätsklinikum Aachen,
Pauwelsstr. 30, 52074 Aachen
*Parsytec AG, Auf der Hüls 183, 52086 Aachen
Email: vogel@rad.rwth-aachen.de

Zusammenfassung. Im Bereich der medizinischen Bildverarbeitung ist die Segmentierung der wichtigste Vorverarbeitungsschritt für die nachfolgende Bildanalyse. Um einen den visuellen und kognitiven Fähigkeiten des Menschen wenigstens nahen Algorithmus zu entwickeln, muß nach Ansicht der Autoren möglichst umfassend das a priori verfügbare Wissen über das Segmentierungszenario berücksichtigt werden, um eine Kopplung von Segmentierungs- und Analyseprozeß zu erreichen. Ein wesentliches Problem bei der Verwendung von aktiven Konturen zur Segmentierung ist eine hinreichend gute Initialisierung. Es wird eine Methode zur Initialisierung des vorgestellten Bildmodells mit Active Shapes beschrieben, die unter Ausnutzung der im Modell verankerten topographischen Information eine sehr gute initiale Ausrichtung zur Feinsegmentierung der zu detektierenden Objekte erlaubt.

Schlüsselwörter: Modell- und wissensbasierte Segmentierung, Active Shapes, Aktive Konturen

1 Einleitung

Die klassische Bildsegmentierung betrachtet jeden Bildverarbeitungschritt als einen in sich abgeschlossenen Prozeß. Dadurch können keine Beziehungen, die zwischen den verschiedenen Verarbeitungsprozessen bestehen, ausgenutzt werden. Darüber hinaus werden Fehler über den gesamten Prozeß propagiert, ohne daß höherstufige Verarbeitungsschritte diese Fehler beheben können. In das hier vorgestellte Verfahren wird in jeden der verschiedenen Bildverarbeitungsschritte möglichst viel a priori Wissen integriert. Unter Verwendung eines hierarchischen Bildmodells mit aktiven Konturen werden die verschiedenen Schritte des Bildverarbeitungsprozesses miteinander gekoppelt [2, 6, 7].

2 Hierarchisches Bildmodell mit aktiven Konturen

Eine übergreifende Methode, die eine Kopplung von Segmentierung und Bildanalyse ermöglicht, ist die Verwendung eines hierarchischen Bildmodells [6, 7].

Durch eine Triangulation kann die in einem solchen Modell verankerte topographische Ordnung verschiedener Objekte zueinander in ein Segmentierungsszenario integriert werden. Eine baumartige hierarchische Anordnung erlaubt darüber hinaus eine Zusammenfassung der Objekte zu Gruppen und eine semantische Zuordnung derselben. So kann den Objektkonturen des Modells ihre Bedeutung zugeordnet werden und eine kontextsensitive Bildanalyse wird möglich. Die Konturen innerhalb des Bildmodells werden als aktive Konturen modelliert [3]. Eine Erweiterung der klassischen Definition der aktiven Konturmodelle von KASS ET AL. ermöglicht es, Formwissen translations-, rotations- und skalierungsinvariant als internen Energieterm der aktiven Kontur zu modellieren. Das hier verwendete aktive Konturmodell besteht zusätzlich zu den von KASS ET AL. definierten (externe Energie E_{ext}, Energieterme der 1. und 2. Ableitung E_{deriv1}, E_{deriv2}) aus drei weiteren Energien. Die Formulierung wird jeweils für einen ausgezeichneten Punkt $v_i = (x_i, y_i)$ im Iterationsschritt $s, s \in \{1, \ldots, S\}$ der aktiven Kontur dargestellt. Da die aktiven Konturen oder auch Snakes diskretisiert als Menge von Stützpunkten vorliegen, kann man über eine Delauny-Triangulation der Punktmenge Formwissen repräsentieren. Die Kantenlängen der Triangulation hängen von dem verwendeten Formprototypen ab. Jedem Punkt v_i kann über die Kantenlängen der Triangulation eine *Sollposition* $\bar{v}_i$ zugeordnet werden, die sich je nach Verformung der Snake von seiner aktuellen Position mehr oder weniger stark unterscheidet. Sie kann für den Punkt v_i mit den Längen der anliegenden Kanten $l_1, \ldots, l_m$ translations- und rotationsinvariant berechnet werden. Durch eine Normierung der mittleren Kantenlänge der Triangulation der aktuellen Snake d auf die mittlere Kantenlänge d_0 aller Triangulationskanten des Formprototypen kann eine Skalierungsinvarianz der Sollposition erreicht werden und die gewichtete Sollposition $\bar{v}_i$ für den Punkt v_i folgendermaßen definiert werden:

$$\bar{v}_i = \frac{1}{2w_{lok_i}} \sum_{j=1}^{m} w_j \left(v_{j_1} + v_{j_2} + \frac{d}{d_0} l_j \frac{v_{j_1} - v_{j_2}}{|v_{j_1} - v_{j_2}|} \right) \qquad (1)$$

$$\text{mit} \quad v_{j_1} = v_i \quad \text{und} \quad w_{lok_i} = \sum_{i=1}^{m} w_k$$

Die Formenergie muß nun entsprechend auf die Gewichte aller Kantengewichte normiert werden, da die Teilenergien der Konturpunkte im Verhältnis zur Gesamtsumme aller Kantengewichte w_{ges} der Snake berücksichtigt werden müssen.

$$E_{form}(s, v_i) = \alpha_{form} \cdot \beta_{form}(s) \cdot \frac{1}{w_{ges}^2} \sum_{i=1}^{n} \left(w_{lok_i} \frac{|\bar{v}_i - v_i|}{d} \right)^2 \qquad (2)$$

Man hat damit ein affin invariantes Formmodell, das darüber hinaus gewünschte Formabweichungen von einer Standardform modelliert. Durch die Triangulation einer Menge von mehreren Objekten treten zwei unterschiedliche Typen von Triangulationskanten auf. Kanten, die je zwei Punkte des gleichen Objektes verbinden, werden als *Formkanten* bezeichnet. Kanten, die je zwei zu verschiedenen Objekten gehörende Punkte verbinden, heißen *Szenekanten*. Durch die Verwendung von Szenekanten können Lageinformationen der Objekte untereinander berücksichtigt werden. Die Berechnung der Szeneenergie E_{szene} erfolgt analog zur Berechnung der Formenergie. Zusätzlich wird eine Energie definiert, die während der Optimierung des aktiven Konturmodells gleichbleibende Punktabstände präferiert:

$$E_{dist}(s, v_i) = \alpha_{dist} \cdot \beta_{dist}(s) \cdot \left(\bar{v}_i - \frac{|v_{i+1} - v_i| + |v_i - v_{i-1}|}{2} \right)^2, \tag{3}$$

wobei $\bar{v}_i$ der mittlere Abstand der Punkte der Kontur k mit $v_i \in k$ ist. Die Gesamtenergie des Punktes v_i im Iterationsschritt s kann nun als Summe ihrer Teilenergien dargestellt werden:

$$\begin{aligned} E_{ges}(s, v_i) = & E_{ext}(s, v_i) + E_{deriv_1}(s, v_i) + E_{deriv_2}(s, v_i) \\ & + E_{form}(s, v_i) + E_{szene}(s, v_i) + E_{dist}(s, v_i) \end{aligned} \tag{4}$$

Nach einer Initialisierung des Bildmodells wird durch die Energieminimierung eine Feinsegmentierung erreicht.

3 Modellinitialisierung mit Active Shapes

Ein wesentliches Problem bei der Verwendung von aktiven Konturen und einem Bildmodell ist die gute Initialisierung des Modells. Am Beispiel der Segmentierung von Handröntgenaufnahmen wird ein Verfahren zur Initialisierung vorgestellt. Eine entsprechende Darstellung für den Kontext der Thoraxröntgenbilder findet sich in [4]. Zur initialen Ausrichtung des Modells auf ein Handröntgenbild wird zunächst die Handkontur bestimmt. Hierzu wird mittels eines angepaßten Schwellenwertverfahrens nach Otsu eine grobe Segmentierung in Hand und Hintergrund durchgeführt [2, 5]. Die Methode der Active Shape Models gewährleistet in einem anschließenden Schritt eine zuverlässige Segmentierung des Handumrisses. Das Verfahren der Active Shape Models versucht durch Dimensionsreduktion des Merkmalsraumes die charakteristischen Formparameter mittels Hauptachsentransformation zu bestimmen. Der Algorithmus wird in der Literatur auch als Karhunen Loéve Transformation bezeichnet. COOTES ET AL. haben es in [1] zur Modellierung der Active Shape Models verwendet. Die Bestimmung der Handaußenkontur in Handröntgenbildern geschieht analog der Vorgehensweise von COOTES ET AL. und wird hier nicht näher behandelt. Interessant ist jedoch, daß in der Praxis die Anzahl der relevanten Eigenvektoren sehr niedrig ist. Eine Variation der ersten $k (k < 5)$ Eigenvektoren und der affinen Transformationsparameter erlaubt es, alle signifikanten Formen zu modellieren (Abb. 1). Das Auffinden der Handaußenkontur in einem gegebenem Handröntgenbild ist äquivalent mit der Optimierung des Active Shape Models. Als Grundlage für

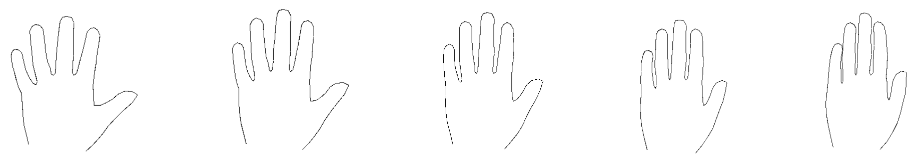

Abb. 1. Variation des Active Shape Models der Hand durch den Eigenvektor mit dem größten Eigenwert im Bereich einer Standardabweichung

die Optimierung des Active Shape Models dient ein aus der Vorsegmentierung entstandenes distanztransformiertes Bild $D(x, y)$. Durch Summieren der Werte kann ein Gütemaß F für die aktuelle Referenzkontur definiert werden:

$$F = \sum_{(x,y)\in R} g(x, y) \cdot D(x, y) \tag{5}$$

Die Referenzpunkte der Handkontur werden zusätzlich noch mit Gewichten $g(x, y)$ versehen. Im Verhalten des mittels Simulated Annealing durchgefürten Optimierungprozesses macht sich die Erweiterung der Active Shape Models insofern bemerkbar, daß der Prozeß seltener in lokale Minima konvergiert und darüber hinaus schneller gegen die optimale Lösung strebt.

4 Modellbasierte Segmentierung der Handknochen

Durch das Wissen über den Verlauf der Handkontur auf dem Röntgenbild kann nun die Lage der Handknochen bestimmt werden. Das triangulierte Bildmodell wird anhand der detektierten Handkontur auf das Bild eingepaßt. Anschließend wird das Active Shape-Verfahren für jeden Knochen der Hand noch einmal einzeln angewendet. Durch eine abschließende Minimierung des aktiven Konturmodells durch einen Greedy Algorithmus wird eine Feinsegmentierung der Handknochen erreicht. Abbildung 2 zeigt in der ersten Reihe das Originalbild, den segmentierten Handumriß und den angepaßten Formprototyp mit segmentiertem Handumriß und in der zweiten Reihe den optimierten Formprototyp, das Endergebnis nach der Segmentierung mit aktiven Konturmodellen und daraus resultierende Regions of Interest. In [4, 6] finden sich entsprechende Segmentierunsergebnisse für Thoraxröntgenbilder.

5 Zusammenfassung

Die Verankerung des a priori verfügbaren Wissens in einem hierarischen Bildmodell in Kombination mit hinreichend guten Initialisierungsalgorithmen führt zu einer sehr genauen Segmentierung des Bildmaterials. Die dann durch das Modell verfügbaren topographischen Informationen erlauben eine effiziente anschließende Bildanalyse. Das Verfahren läßt sich leicht auf einen anderen Kontext übertragen.

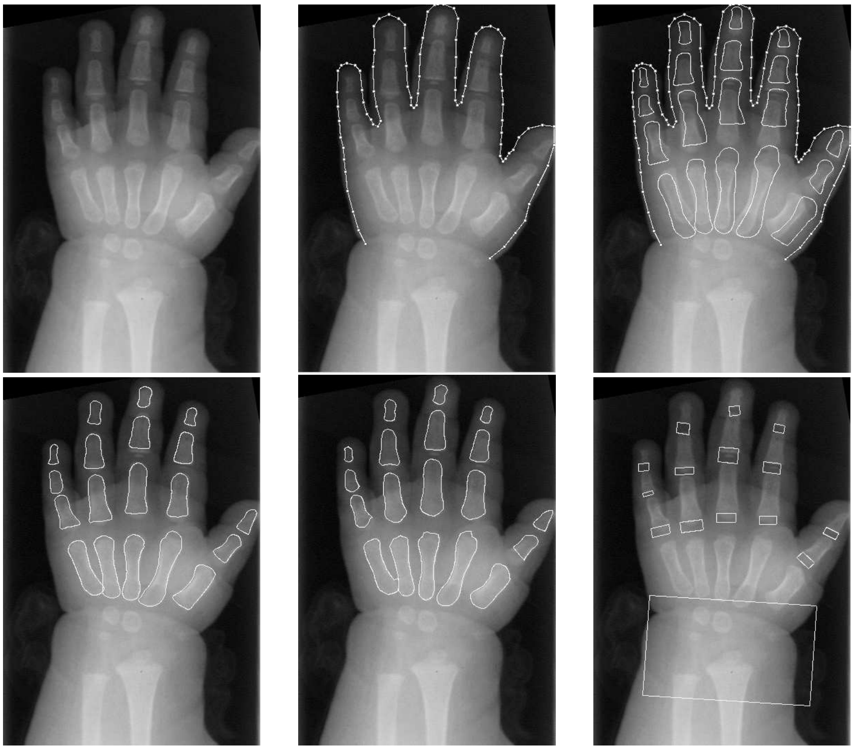

Abb. 2. Segmentierung der Hand

Literatur

1. Cootes, T. F., Taylor, C. J., Cooper D. H.: *Active shape models - Their Training and Application.* Computer Vision and Image Understanding, Vol. 61, No. 1, pp. 38 - 59, January 1995.
2. Kohnen, M. : *Modellbasierte Bildanalyse von Handröntgenbildern.* Diplomarbeit, Naturwissenschaftliche Fakultät, RWTH-Aachen, 1998
3. Kass, M., Witkin, A., Terzopoulos, D.: *Snakes: Active Contour Models.* Int. Journal of Computer Vision, p. 321, 1988.
4. van Laak, M.: *Modellbasierte Bildanalyse von Thoraxröntgenbildern.* Diplomarbeit, Naturwissenschaftliche Fakultät, RWTH Aachen 1998.
5. Otsu N.: *A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms.* IEEE Transactions, Vol. SMC-9, 62, 1979.
6. Weiler, F.: *Modellbasierte Bildsegmentierung mit aktiven Konturmodellen.* Dissertation, Lehrstuhl für angewandte Mathematik insbesondere Informatik, RWTH Aachen, 1998.
7. Weiler, F., Vogelsang, F.: *Model-Based Segmentation of Hand Radiographs.* Proc. of the SPIE's International Symposium on Medical Imaging 1998, San Diego, 1998.