Erschienen in: Medizinische Physik 1999 - Tagungsband der 30. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik, S. 53-54 , Passau, September 1999

Formbasierte Lokalisation einfacher anatomischer Strukturen unter Nutzung lokaler Konturorientierung

Ulf-Dietrich Braumann, Otto A. Sauer
Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie, Universitätsklinikum Würzburg

Zusammenfassung

Zur automatischen Lokalisation von einfachen anatomischen Strukturen in CT-Schichten wird ein Verfahren vorgestellt und am Beispiel des Wirbelkörpers demonstriert. Wesentlich dabei ist, daß zur Lokalisation ein Ähnlichkeitsmaß verwendet wird, das auf der äußeren Kontur und damit auf der Silhouette der betreffenden Struktur beruht. Dabei wird in einem Zwischenschritt die gesamte CT-Schicht einer lokalen Orientierungsanalyse unterzogen, wofür ein sehr effizientes Verfahren benutzt wird, das auch für andere Fragestellungen der Mustererkennung neue Möglichkeiten eröffnet. Anhand von Beispielergebnissen wird veranschaulicht, daß gerade der konturbasierte Ansatz mit einem starren Template die vorhandene Variabilität in der Silhouette des Wirbelkörpers tolerieren kann.

Einleitung

Die weitere Automatisierung bestimmter einfacher, bisher routinemäßig manuell vorgenommener Bearbeitungsschritte zur Aufbereitung von CTs zur Bestrahlungsplanung würde ein Straffung der Arbeitsabläufe im Vorfeld der Planung ermöglichen. So besteht die Zielstellung dieser Arbeit darin, aufbauend auf einer erfolgreichen *Lokalisation des Wirbelkörpers* indirekt die Lage des Spinalkanals zu bestimmen. Gerade in der Bestrahlungsplanung gehört die teilautomatische Konturierung dieses Risikoorgans zu den zeitintensiven Aufgaben zur Vorbereitung der Planung. Über viele CT-Schichten hinweg sind manuell *Startpunkte* für das im jeweiligen Planungssystem implementierte Verfahren zur Segmentierung (z.B. Linienverfolgung in Gradientenbildern) zu setzen. Mit der automatischen Lokalisation des Spinalkanals läßt sich das Setzen solcher Startpunkte automatisieren.

Methodik

Die Besonderheit des zur Lokalisation vorgestellten Ansatzes besteht darin, daß die äußere Kontur des Wirbelkörpers anhand eines räumlich verteilten Arrangements orientierter Filter stückweise approximiert wird. Mittels eines somit erstellten Templates (siehe Abb. 1) wird für jeden Bildpunkt einer CT-Schicht ein Ähnlichkeitsmaß für das Vorhandensein einer dem Template entsprechenden anatomischen Struktur gebildet.

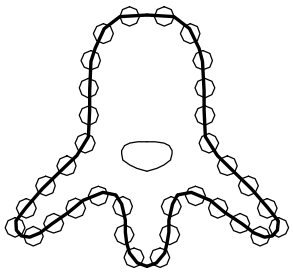

Abb. 1: *Schematische Darstellung des aus einem CT-Schnitt gewonnen Konturtemplates für einen Wirbelkörper im Transversalschnitt.*

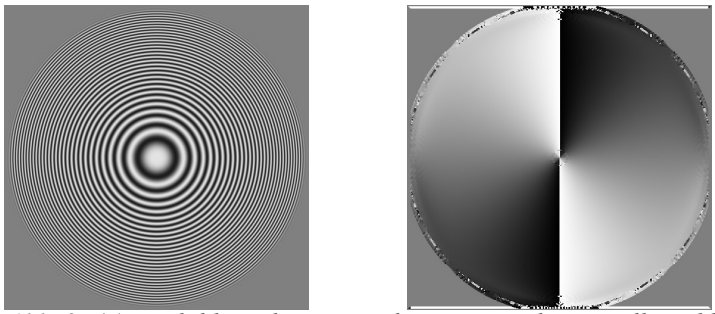

Abb. 2: *(a) Testbild aus konzentrischen Ringen, deren Wellenzahl bis zum Rand proportional auf k=0,25 wächst. (b) Ergebnis der Orientierungsbestimmung mittels 2D-Tensormethode; wegen der π-Periodizität weist die Grauwert-Kodierung des zyklischen Winkelmaßes zweimal einen Schwarz-Weiß-Sprung auf.*

Zur lokalen Orientierungsbestimmung wird ein modernes und elegantes Verfahren (2D-Tensormethode) nach JÄHNE eingesetzt, mit dem direkt im Ortsraum innerhalb einer lokalen Nachbarschaft ein Geradenfit im Fourierraum ausgeführt werden kann. Für jeden Bildpunkt kann sehr schnell ein Winkel der in seiner Nachbarschaft *dominanten Orientierung* (siehe Abb. 2b) sowie ein *Konfidenzmaß* bestimmt werden. Während über das Konfidenzmaß die reine Kanteninformation extrahierbar ist, liefert die dominante Orientierung gerade den lokalen Kanten*winkel*, der hier von weiterem Interesse sein soll. Dieses lokale Winkelmaß kann als Zwischenergebnis in Form eines zum jeweiligen CT-Schnitt korrespondierenden Orientierungswinkelbildes angesehen werden. Es wird folgendermaßen gebildet:

$$\tan 2\Phi = (2\mathbf{B}*(\mathbf{D}_p*\mathbf{I})\bullet(\mathbf{D}_q*\mathbf{I}))/(\mathbf{B}*((\mathbf{D}_q*\mathbf{I})\bullet(\mathbf{D}_q*\mathbf{I})-(\mathbf{D}_p*\mathbf{I})\bullet(\mathbf{D}_p*\mathbf{I}))) \quad (1)$$

Darin ist **I** das jeweilige (bereits bandbegrenzte) Grauwertbild, **B** ein zweidimensionales Binomialfilter vierter Ordnung und $\mathbf{D}_p$ und $\mathbf{D}_q$ getrennte Ableitungsoperatoren erster Ordnung für beide Bilddimensionen. Der Stern

(*) symbolisiert eine zweidimensionale Faltung, der Punkt (•) das Schurprodukt (elementweise Multiplikation); die Division (/) ist ebenfalls elementweise auszuführen. Das Feld $\mathbf{\Phi}$, das nun einfach als Arcustangens von Gl. 1 zu bestimmen ist, enthält die zu **I** korrespondierenden Orientierungswinkel im Bereich $[0,\pi)$.

Das räumlich verteilte Arrangement orientierter Filter bildet nun das Template $\mathbf{\Lambda}$, das eine gewünschte Konturform repräsentiert und sich anhand von Beispielbildern auf die jeweilige anatomische Struktur (hier der Wirbelkörper) einstellen läßt. Inhärenter Vorteil dieses Vorgehens gegenüber nicht-konturbasierten Verfahren ist, daß lediglich anatomische *Begrenzungen* erfaßt werden. Dadurch ist a priori nur eine geringe Abhängigkeit vom vorherrschenden Bildkontrast gegeben, da die Kontur lediglich als solche detektiert werden muß. Darüber hinaus spielt gerade durch den Konturbezug nur die *Silhouette* des Wirbelkörpers eine Rolle, so daß der Grauwertverlauf (Dichteverlauf) innerhalb der jeweiligen anatomischen Struktur für das Verfahren nicht betrachtet zu werden braucht. Damit kann auf die Festlegung eines Grauwert-Fensters für die Verarbeitung der CT-Daten verzichtet werden. Die genannten Aspekte schlagen sich insgesamt in einer hohen Robustheit des Verfahrens nieder.

Die Implementierung des eigentlichen Algorithmus´ zum Herstellen eines Fits von Template $\mathbf{\Lambda}$ und Orientierungswinkelbild $\mathbf{\Phi}$ einer CT-Schicht erfolgt nun pixelweise als Summation entlang des Templates:

$$f_{pq}=\left(0{,}5\sum_i \sum_j \left[\cos\left(2\left|\lambda_{ij}-\phi_{(p+i-I/2)(q+j-J/2)}\right|\right)+1\right]\right)\Big/\mathrm{card}(\mathrm{supp}(\mathbf{\Lambda})) \qquad (2)$$

Darin ist λ_{ij} Element von $\mathbf{\Lambda}$ und ϕ_{pq} Element von $\mathbf{\Phi}$; I und J sind die Dimensionen von $\mathbf{\Lambda}$. Gl. 2 sichert sowohl, daß Abweichungen des Orientierungswinkels von Bild und Template zyklisch geschlossen behandelt werden und daß das Fit-Ergebnis f_{pq} durch geeignete Normierung (Division durch die Anzahl der endlichen Elemente ungleich Null von $\mathbf{\Lambda}$) auf den Bereich [0,1] begrenzt ist. Die Position der gesuchten Struktur entspricht den Koordinaten p und q des Maximums $f_{pq_{\max}}$. Die Lage des Spinalkanals selbst ist bezogen auf das Template bekannt und kann direkt relativ zu den Koordinaten von $f_{pq_{\max}}$ bestimmt werden

Ergebnisse

Da die in Abb. 1 skizzierte Prototyp-Kontur aus anatomischen Gründen (z.B. Bandscheiben) so in den CT-Schichten nicht durchgängig auftritt, ist interessant, inwieweit das Verfahren die Variabilität der Silhouette des Wirbelkörpers und der relativen Lage des Spinalkanals toleriert. Nachfolgend sind Ausschnitte aus drei ausgewählten CT-Schichten mit eingezeichnetem Lokalisationsergebnis dargestellt. In einer von 33 CT-Schichten wurde der Spinalkanal falsch lokalisiert, in allen anderen Fällen wurde ein Punkt deutlich innerhalb des sichtbaren Kanallumens (∅ ca. 18 Pixel bei Bildern von 512×512 Pixeln) gefunden. Die mittlere Abweichung betrug ca. 5 Pixel, Standardabweichung dieser Abweichung ebenfalls ca. 5 Pixel, der Medianwert der Abweichung ca. 4 Pixel.

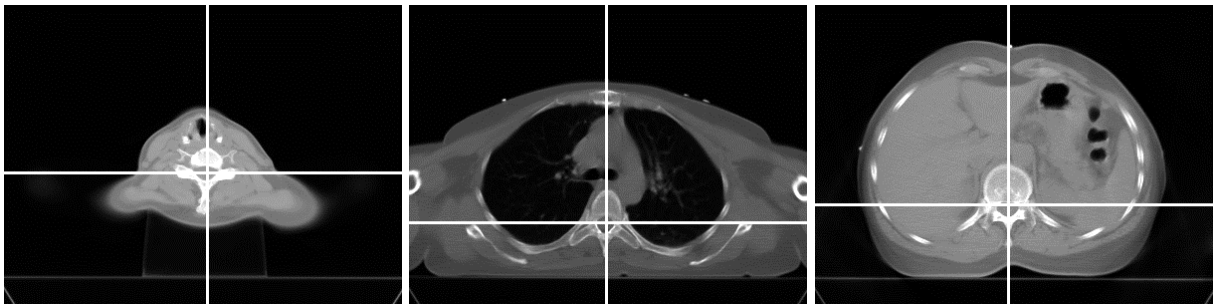

Abb. 3: *Lokalisationsergebnisse des Spinalkanals für Beispiele aus einem Thorax-CT (a) im Bereich der Halswirbelsäule, (b) im Bereich der oberen und (c) der unteren Brustwirbelsäule. Trotz der relativ starken Unterschiede sind offenbar die in allen Fällen sichtbaren Dornfortsätze und die nach ventral konvex verlaufende Wirbelkörperbegrenzung hinreichend spezifisch.*

Literatur

JÄHNE, BERND: *Moderne Konzepte der digitalen Bildverarbeitung.* Skript zum Tutorium der Deutschen Arbeitsgemeinschaft für Mustererkennung (DAGM), September 1998

JÄHNE, BERND: *Practical Handbook on Image Processing for Scientific Applications.* CRC Press LLC, Boca Raton, 1997