Lokalisation des Spinalkanals in CT-Schichten anhand der Wirbelkörpersilhouette unter Nutzung lokaler Konturorientierung

Ulf-Dietrich Braumann

Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie
Universitätsklinikum Würzburg
Josef-Schneider-Straße 11, 97080 Würzburg
braumann@strahlentherapie.uni-wuerzburg.de

Zusammenfassung Zur automatischen Lokalisation des Spinalkanals in CT-Schichten des Hals- und Thoraxbereiches wird ein neues Verfahren vorgestellt und als Machbarkeitsstudie demonstriert. Wesentlich dabei ist, daß dafür ein Ähnlichkeitsmaß verwendet wird, das auf einem Konturmodell der Silhouette des den Spinalkanal umschließenden Wirbelkörpers beruht. Dazu wird ein Template angelegt, das die Wirbelkörpersilhouette anhand eines räumlich verteilten Arrangements lokaler orientierter Filter stückweise approximiert. Dabei wird in einem Zwischenschritt jede untersuchte CT-Schicht einer lokalen Orientierungsanalyse unterzogen, wofür ein sehr effizientes Verfahren nach Jähne [1, 2] benutzt wird, das auch für andere Fragestellungen der Mustererkennung im Ortsbereich neue Möglichkeiten eröffnet. Anhand von Beispielergebnissen wird dargelegt, daß der einfache konturbasierte Ansatz mit einem starren Konturmodell die vorhandene Variabilität in der Silhouette des Wirbelkörpers zwischen Hals- und Brustwirbelsäule gut tolerieren kann.

Schlüsselwörter: starres Konturmodell, Wirbelkörpersilhouette, Spinalkanallokalisation, lokale Orientierung

1 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 daraus die Lage des davon umschlossenen Spinalkanals – der im Transversalschnitt eine eher unspezifische Silhouette bildet – zu bestimmen. Gerade in der computergestützten 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. durch Linienverfolgung in Gradientenbildern) zu setzen. Sofern man dem Wirbelkörper einen Referenzpunkt zuordnet, der in das Lumen des Spinalkanals fällt, entspricht die Lokalisation des Wirbelkörpers zugleich einer Lokalisation des Spinalkanals. Somit läßt sich das Setzen von Startpunkten zur Konturierung damit automatisieren.

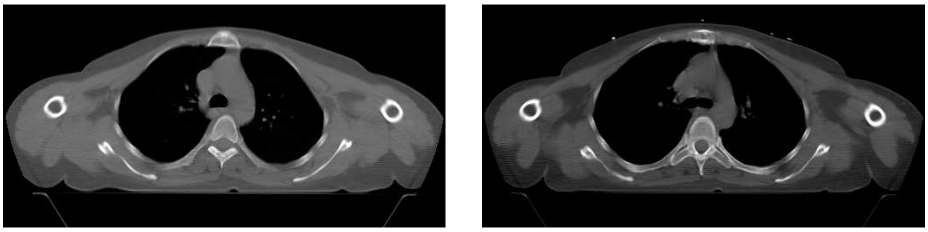


Abb. 1. Veranschaulichung der Problemstellung: die 1cm auseinanderliegenden CT-Schnitte zeigen die beiden möglichen Typen von Transversalschnitten durch den Wirbelkörper, die sich gerade durch einen Spalt bzw. seitliche Dornen unterscheiden. Ohne eine explizite Einbeziehung des Falls im linken Bild soll in beiden Fällen eine hinreichend genaue Lokalisation erfolgen.

2 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 Prinzipdarstellung in Abb. 2) wird für jeden Bildpunkt einer CT-Schicht ein Ähnlichkeitsmaß für das Vorhandensein einer dem Template entsprechenden Wirbelkörpersilhouette gebildet.

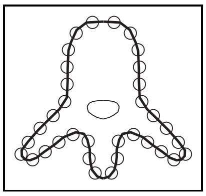


Abb. 2. Schematische Darstellung des Konturtemplates für einen Wirbelkörper im Transversalschnitt. Die Kreise markieren diejenigen orientierten Filter, die in die Konturmodellierung einbezogen sind.

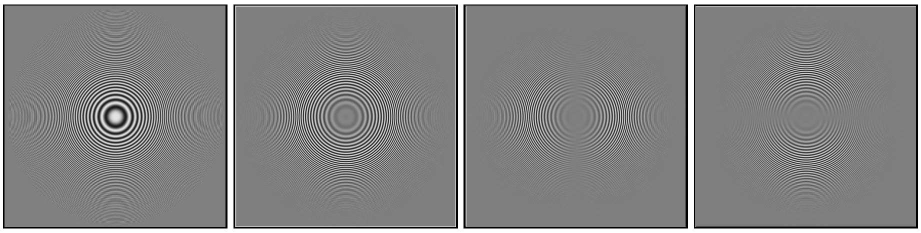
2.1 Orientierungsbestimmung

Zur lokalen Orientierungsbestimmung wird ein modernes und elegantes Verfahren (2D-Tensormethode) nach Jähne [1, 2] eingesetzt. Jähne bezieht sich darin auf Arbeiten von Granlund [3] und insbesondere von Bigün [4]. Der prinzipielle Ansatz für die Elemente des 2D-Tensors lautet für eine Bildfunktion $I(\mathbf{x})$:

$$J_{pq}(\mathbf{x}) \;=\; \int_{-\infty}^{+\infty}\int_{-\infty}^{+\infty} w(\mathbf{x}-\mathbf{x}') \left(\frac{\partial I(\mathbf{x}')}{\partial x'_p} \frac{\partial I(\mathbf{x}')}{\partial x'_q} \right) \mathrm{d}x'_1 \mathrm{d}x'_2 \tag{1}$$

Indem dieser Tensor $\mathbf{J}$ mit einer Transformation in eine Diagonalform gebracht wird, wird der dominante Orientierungswinkel des durch die Fensterfunktion w

Abb. 3. Orientierungsbestimmung mittels Tensormethode 1. (v. l. n. r.): Testbild $\mathbf{I}$ aus konzentrischen Ringen (lineare Erhöhung der Wellenzahl vom Zentrum zum Rand im Intervall $0 \dots \pi$); zur Verbesserung der folgenden Ableitung bandpaßgefiltertes Testbild $\mathbf{I}^\star$; Ableitungsergebnis $\mathbf{D}_p * \mathbf{I}^\star$; Ableitungsergebnis $\mathbf{D}_q * \mathbf{I}^\star$. Die sichtbaren Moiré-Effekte sind nahezu vollständig bedingt durch die begrenzte Auflösung des Drucks.



spezifizierten lokalen Bildausschnittes bestimmt. Die Lösung dafür lautet:

$$\tan\big(2\phi(\mathbf{x})\big) = \frac{2J_{pq}(\mathbf{x})}{J_{qq}(\mathbf{x}) - J_{pp}(\mathbf{x})} \tag{2}$$

Jähne zeigt darüber hinaus, daß diese im Ortsraum gefundene Lösung als Geradenfit im Fourierraum interpretiert werden kann.

Analog zu Gl. 2 muß nun eine Implementation gefunden werden, die auf eine diskrete Bildmatrix anwendbar ist. Mit Hilfe einfacher Binomialfilter $\mathbf{B}$, die die Funktion der Fensterfunktion erfüllen, und durch einfache Ableitungsfilter $\mathbf{D}$, die die partiellen Ableitungen realisieren, lautet die prinzipielle Lösung (das Bild $\mathbf{I}$ wurde bereits zur Verbesserung der Ableitungsgüte bandbegrenzt zu $\mathbf{I}^\star$):

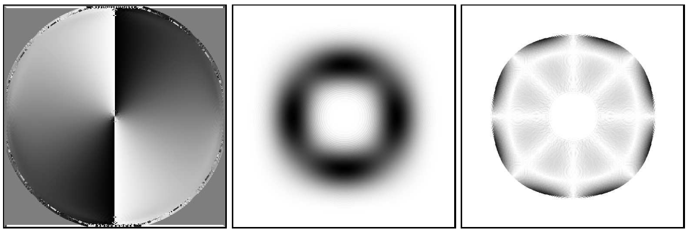
$$\begin{aligned}\tan(2\mathbf{\Phi}) = \Big(&2\mathbf{B} * \big((\mathbf{D}_p * \mathbf{I}^\star) \cdot (\mathbf{D}_q * \mathbf{I}^\star)\big)\Big) \div \\ &\Big(\mathbf{B} * \big((\mathbf{D}_q * \mathbf{I}^\star) \cdot (\mathbf{D}_q * \mathbf{I}^\star) - (\mathbf{D}_p * \mathbf{I}^\star) \cdot (\mathbf{D}_p * \mathbf{I}^\star)\big)\Big)\end{aligned} \tag{3}$$

Nach Bildung des halben Arcustangens kann nun für jeden Bildpunkt damit sehr schnell in dessen Nachbarschaft der Winkel der dominanten Orientierung (siehe Abbn. 3/4) bestimmt werden. Der Stern ($*$) symbolisiert eine zweidimensionale Faltung, der Punkt ($\cdot$) das Schurprodukt (elementweise Multiplikation); die Division ($\div$) ist ebenfalls elementweise auszuführen. Desweiteren läßt sich ein Konfidenzmaß der Orientierung bilden, das als Betrag eines Vektors aus Divident und Divisor von Gl. 3 bestimmt wird. Das lokale Orientierungsmaß liegt nun in Form eines zum jeweiligen CT-Schnitt korrespondierenden Orientierungswinkelbildes $\mathbf{\Phi}$ als Zwischenergebnis vor.

2.2 Arrangement orientierter Filter

Das räumlich verteilte Arrangement orientierter Filter (siehe Abb. 2) stellt das Template $\mathbf{\Lambda}$ dar, das eine gewünschte Konturform repräsentiert und anhand von Beispielbildern auf die Wirbelkörpersilhouette eingestellt wurde. Hierfür wurden für ein Averageverfahren ausschließlich Schnitte verwendet, in denen Wirbelkörper mit seitlichen Dornen enthalten waren. Der Fall in Abb. 1 links wird lediglich

Abb. 4. Orientierungsbestimmung mittels Tensormethode 2. (v. l. n. r.): Orientierungswinkel kodiert in Grauwerten (0°: Schwarz, 90°: Mittelgrau, 180°: Weiß, wegen der zyklischen Eigenschaften des Orientierungswinkels kommt es in der Darstellung zu Weiß-Schwarz-Sprüngen); Konfidenzmaß für die lokale Orientierung. Ersichtlich wird, daß dieses gerade im mittleren Ortsfrequenzbereich hoch ist – indirekte Folge der initialen Bandpaßfilterung. Rechts der Fehler der Winkelbestimmung in *dem* Ortfrequenzbereich, in dem das Konfidenzmaß noch 10% des Maximums beträgt. Der maximale Winkelfehler in diesem Bereich liegt bei ca. $2,2^\circ$ und wird gerade an der äußeren Abgrenzung erreicht, wobei dieser darüber hinaus bis zu 20° erreicht. Der mittlere absolute Fehler liegt unter $0,2^\circ$, die Standardabweichung unter $0,3^\circ$.



als demgegenüber unvollständig angesehen, so daß nur *ein* Template benötigt wird.

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 Silhouette lediglich als solche detektiert werden muß. Darüber hinaus spielt gerade durch den Konturbezug eben *nur* die Silhouette des Wirbelkörpers eine Rolle, so daß der Grauwertverlauf (Dichteverlauf) innerhalb 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 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:

$$f_{x,y} = \frac{\displaystyle\sum_{\substack{k=0 \\ \lambda_{k,l}\neq 0}}^{K-1} \sum_{l=0}^{L-1} \frac{1}{2}\left[\cos\left(2\left|\lambda_{k,l} - \phi_{x+k-\frac{K}{2},y+l-\frac{L}{2}}\right|\right) + 1\right]}{\mathrm{card}\left(\mathrm{supp}\left(\mathbf{\Lambda}\right)\right)} \tag{4}$$

In diesem etwas sperrigen Ausdruck erfolgt im Nenner zunächst eine Normierung auf die Summe der besetzten Elemente von $\mathbf{\Lambda}$, d. h. der Koordinaten, in deren Nachbarschaft ein Konturstück des Wirbelkörpers fällt, so daß sich $f_{x,y} \in [0,1]$ ergibt. Im Zähler werden prinzipiell Teildifferenzen zwischen Orientierungen im Bild und aus dem Template aufsummiert. Dabei ist $\lambda_{k,l}$ ein Element von $\mathbf{\Lambda}$ und $\phi_{x,y}$ Element von $\mathbf{\Phi}$. K und L sind die Dimensionen von $\mathbf{\Lambda}$. Gl. 4 sichert insbesondere, daß Abweichungen des Orientierungswinkels von Bild und Template zyklisch geschlossen behandelt werden. Die Position des Spinalkanals entspricht den Koordinaten x und y des Maximums $f_{x,y}^{\max}$

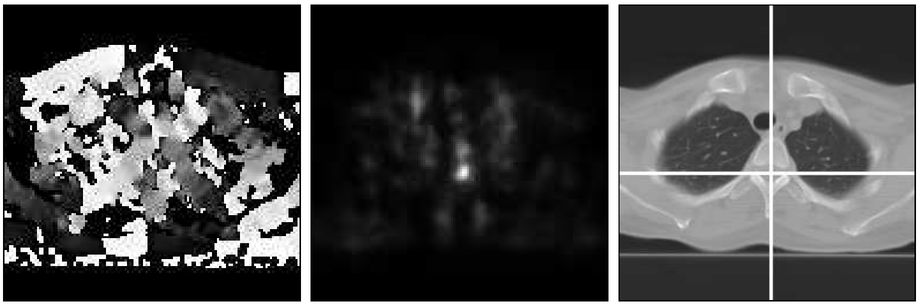


Abb. 5. Schritte der Lokalisation. (v. l. n. r.): Orientierungsbild (nur Werte dargestellt, deren Konfidenzmaß 10% des vorherrschenden Maximums mind. erreicht); Templatefilterung nach Gl. 4; Lokalisation des Spinalkanals

3 Ergebnisse und Ausblick

Da das in Abb. 2 skizzierte Konturtemplate aus anatomischen Gründen (z. B. gerade wg. Bandscheiben) so in den CT-Schichten nicht durchgängig auftritt, ist interessant, inwieweit das Verfahren mit einem starren Konturmodell die Variabilität der Silhouette des Wirbelkörpers und der relativen Lage des Spinalkanals toleriert.

Nur in einer von 33 Schichten eines CTs aus dem Bereich Halswirbelsäule bis zur unteren Brustwirbelsäule 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.

Von weiterem Interesse ist, ob und inwieweit auch auf gröberen Auflösungsstufen gearbeitet werden kann, was ebenfalls zu deutlich kleineren Templates als bisher $K = 45$ und $L = 85$ führen und damit die Rechenzeit u. U. erheblich senken würde. Desweiteren müssen Untersuchungen mit deutlich erweitertem Umfang des Datenmaterials folgen.

Über den vorgestellten Ansatz mit einem starren Konturmodell hinausgehend soll ein Anstoß für die weitere Nutzung des eleganten 2D-Tensor-Verfahrens zur Orientierungsbestimmung nach Jähne gegeben werden.

Literatur

1. Jähne, B.: Moderne Konzepte der digitalen Bildverarbeitung. Skript zum Tutorium der Deutschen Arbeitsgemeinschaft für Mustererkennung (DAGM), September 1998.
2. Jähne, B.: Practical Handbook on Image Processing for Scientific Applications. CRC Press LLC, Boca Raton, 1997.
3. Granlund, G. H.: In Search of a General Picture Processing Operator. In: Computer Graphics and Image Processing (CGIP), Academic Press, 8:155–173, 1978.
4. Bigün, J., Granlund, G. H.: Optimal Orientation Detection of Linear Symmetry. In: Proc. of the 1st Int. Conf. on Computer Vision, IEEE Computer Society Press, S. 433–438, 1988.