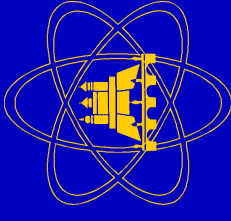


Formbasierte Lokalisation einfacher anatomischer Strukturen unter Nutzung lokaler Konturorientierung

Ulf-Dietrich Braumann, Otto A. Sauer

Universitätsklinikum Würzburg

Klinik für Strahlentherapie



1. Einordnung

- ☆ Straffung der Aufbereitung von CTs zur Bestrahlungsplanung

2. Methodik

- ☆ Filterarrangements im Ortsraum
- ☆ Nichtlineare lokale Strukturanalyse (2D-Tensormethode)

3. Ergebnisse

- ☆ Wirbelkörper/Spinalkanal in CT-Schnitten

4. Résumé

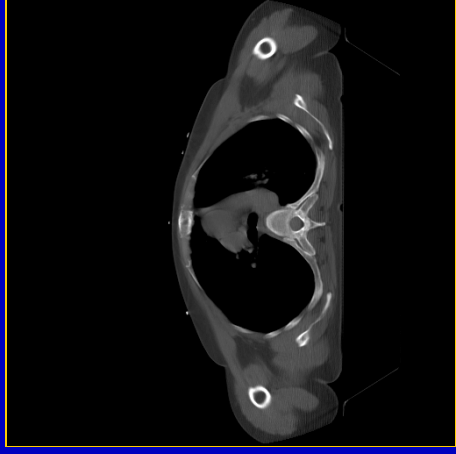
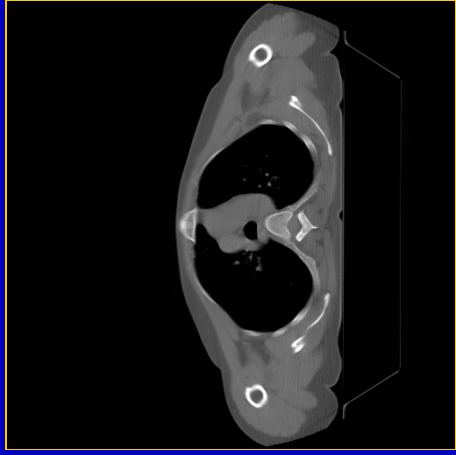


Einordnung

- ✗ **Straffung der Arbeitsabläufe im Vorfeld der Bestrahlungsplanung**
- ✗ **Definition von Risikoorganen z. T. sehr zeitintensiv und stereotyp, insbesondere beim Spinalkanal**
- ✗ **Bestimmung der Lage des Spinalkanals aufbauend auf einer erfolgreichen Lokalisation des Wirbelkörpers**
- ✗ **Voraussetzung zur Bildung von Startpunkten zur automatisierten Konturierung des Spinalkanals**



Einordnung – Veranschaulichung im CT

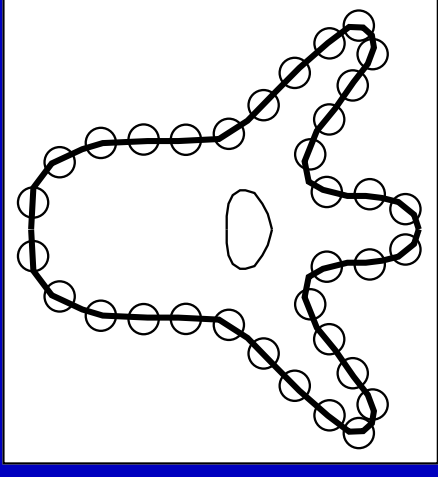


Methodik – Lösungsansatz: Filterarrangements zur Konturapproximation

- Lösung des Lokalisationsproblems im **Ortsraum**
- Approximation der **äußeren Wirbelkörperkontur** anhand eines räumlich verteilten **Arrangements orientierter Filter** (Template)
- **Ähnlichkeitsmaß** für das Vorhandensein der approximierten anatomischen Struktur
- erwartete **Vorteile** des konturbezogenen Mustererkennungsansatzes:

✗ keine Intensitäts- und Kontrastabhängigkeit, da nur **Silhouette** betrachtet wird

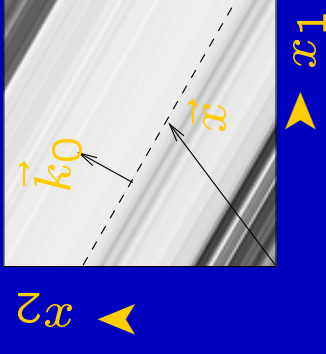
✗ trotz starrem Template Abdeckung größerer **Variationen** der jeweiligen Kontur



Methodik – *Orientierungsfilterung im Ortsraum*

- Gaborfilter 📌 Gabor (1946), Daugman (1980)
- Steerable Filters 📌 Freeman (1991)
- Canny-/Derichefilter 📌 Canny (1986) bzw. Deriche (1987)
- **Nichtlineare lokale Strukturanalyse** 📌 **Jähne (1989ff.)**

Methodik – Nichtlineare Strukturanalyse: Prinzip (1)



○ Lokale Nachbarschaft mit ideal orientierter Struktur

○ Suche eines mittleren Orientierungsvektors:

$$\overline{\vec{k}_0(\vec{x})} = \arg \max_{\vec{k}_0(\vec{x})} \left(\vec{k}_0^\top(\vec{x}) \mathbf{J}(\vec{x}) \vec{k}_0(\vec{x}) \right)$$

○ Tensorelement:

$$J_{pq}(\vec{x}) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} w(\vec{x} - \vec{x}') \left(\frac{\partial g(\vec{x}')}{\partial x'_p} \frac{\partial g(\vec{x}')}{\partial x'_q} \right) dx'_1 dx'_2$$

Methodik – Nichtlineare Strukturanalyse: Prinzip (2)

- J in Diagonalform überführt:

$$\begin{aligned} \mathbf{J}'(\vec{x}) &= \begin{bmatrix} J'_p(\vec{x}) & 0 \\ 0 & J'_q(\vec{x}) \end{bmatrix} \\ &= \mathbf{T}^\top(\vec{x}) \mathbf{J}(\vec{x}) \mathbf{T}(\vec{x}) \end{aligned}$$

mit

$$\mathbf{T}(\vec{x}) = \begin{bmatrix} \cos(\phi(\vec{x})) & \sin(\phi(\vec{x})) \\ -\sin(\phi(\vec{x})) & \cos(\phi(\vec{x})) \end{bmatrix}$$

- Lösungsansatz:

$$0 = \frac{1}{2}(J_{pp} - J_{qq}) \sin 2\phi + J_{pq} \cos 2\phi$$

Methodik – Nichtlineare Strukturanalyse: Prinzip (3)

- Ergebnis:

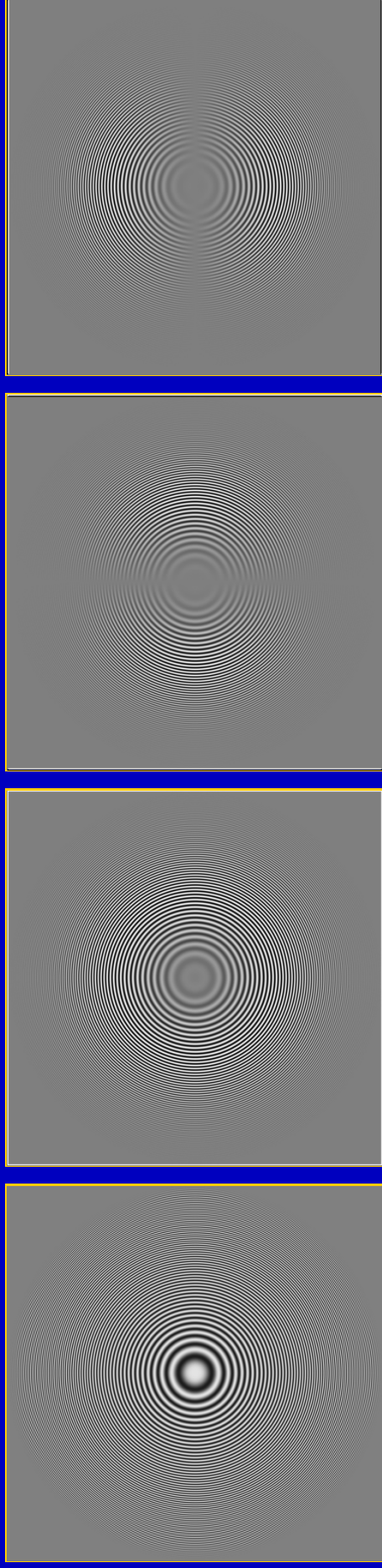
$$\tan(2\phi(\vec{x})) = \frac{2J_{pq}(\vec{x})}{J_{qq}(\vec{x}) - J_{pp}(\vec{x})}$$

- Realisierung:

$$\tan(2\Phi) = \left(2\mathbf{B} * ((\mathbf{D}_p * \mathbf{I}^*) \cdot (\mathbf{D}_q * \mathbf{I}^*)) \right) \div \left(\mathbf{B} * ((\mathbf{D}_q * \mathbf{I}^*) \cdot (\mathbf{D}_q * \mathbf{I}^*)) - (\mathbf{D}_p * \mathbf{I}^*) \cdot (\mathbf{D}_p * \mathbf{I}^*) \right)$$

- Interpretation: Geradenfit im Ortsfrequenzraum im Ortsraum

Methodik – Verarbeitungsschritte für Testbild (1)



Testbild

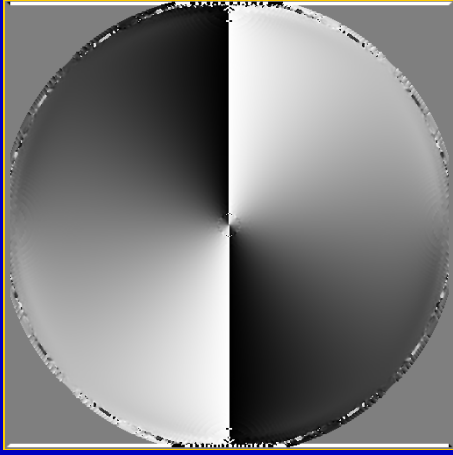
bandpaßfilter-
tes Testbild

Gradient in
 x_1 -Richtung

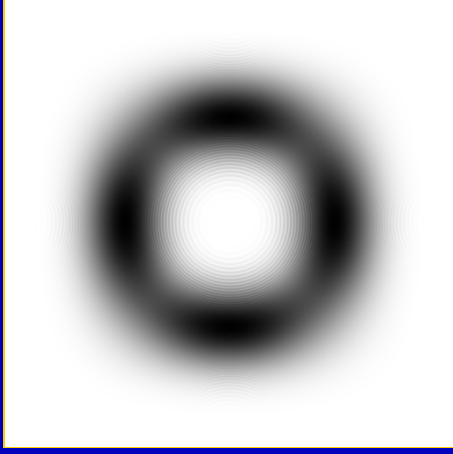
Gradient in
 x_2 -Richtung

- Testbild mit konzentrischem Wellenmuster linear steigender Wellenzahl $k \in [0 \dots 0,5)$
- Bandpaßfilterung zur Verbesserung der Gradientenbildung

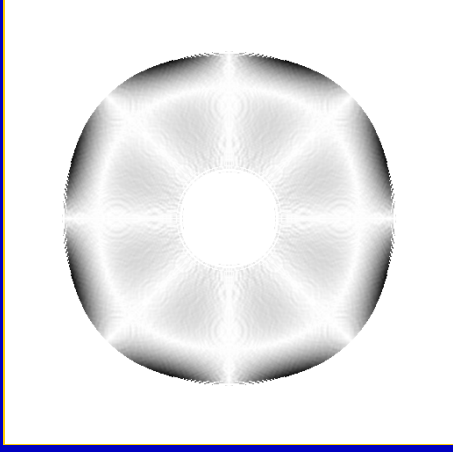
Methodik – Verarbeitungsschritte für Testbild (2)



Winkelbild



Konfidenzmaß



Winkelfehler

- Winkelfehler aus dem Ortsfrequenzbereich veranschaulicht, innerhalb dessen das Konfidenzmaß mind. 10% des Maximums beträgt
- maximaler Winkelfehler in diesem Bereich ca. $2,2^\circ$
- mittlerer absoluter Fehler unter $0,2^\circ$
- Standardabweichung unter $0,3^\circ$
- außerhalb bis zu 20°

Methodik – Filterarrangement: Ähnlichkeitsmaß

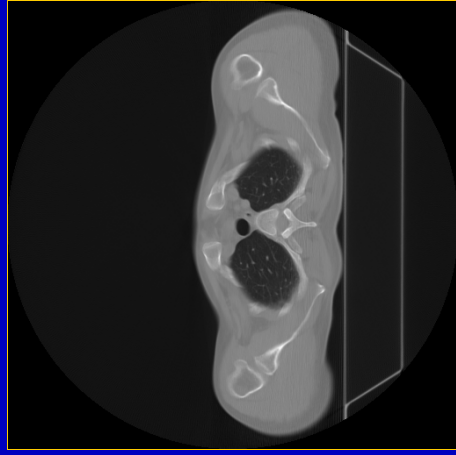
Bildung pixelweise entlang des Templates:

$$f_{p,q} = \frac{\sum_{i=0}^{I-1} \sum_{j=0}^{J-1} \left[\cos \left(2 \left| \lambda_{i,j} - \phi_{x+i-\frac{I}{2}, y+j-\frac{J}{2}} \right| \right) + 1 \right]}{2 \text{card}(\text{supp}(\Lambda))}$$

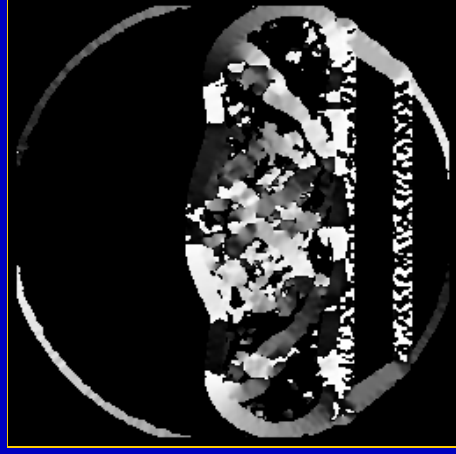
mit

- Λ – Templatematrix der Größe 45×85
 - λ – Element von Λ
 - ϕ – Element der Winkelmatrix Φ der Größe 512×512
- Formel sichert, daß Abweichungen zwischen Template und Bild zyklisch geschlossen behandelt werden
 - Normierung auf den Bereich $f_{p,q} \in [0, 1]$
 - Suche des Maximums $f_{\max}$ mit den Koordinaten $p_{\max}$ und $q_{\max}$

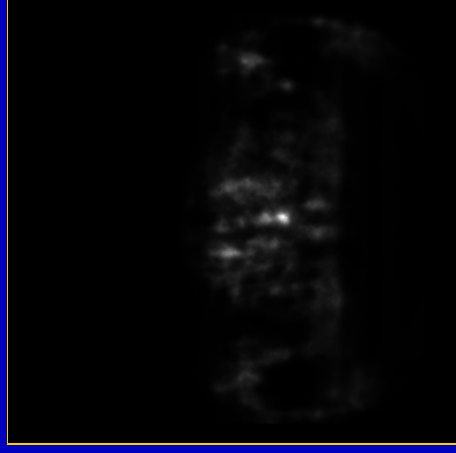
Ergebnisse – CT aus dem Thoraxbereich



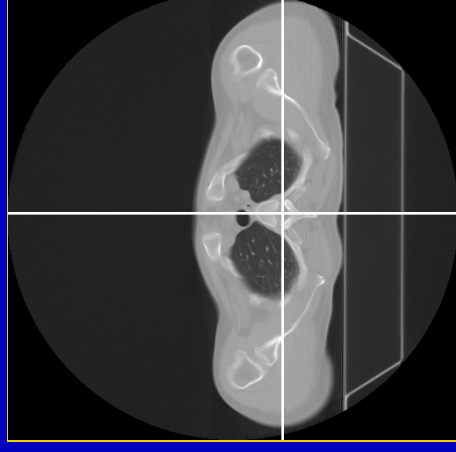
CT-Schnitt



Orientierungs-
bild

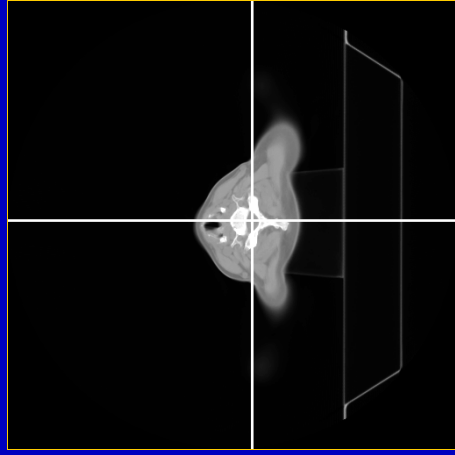


Templatefilter-
rung

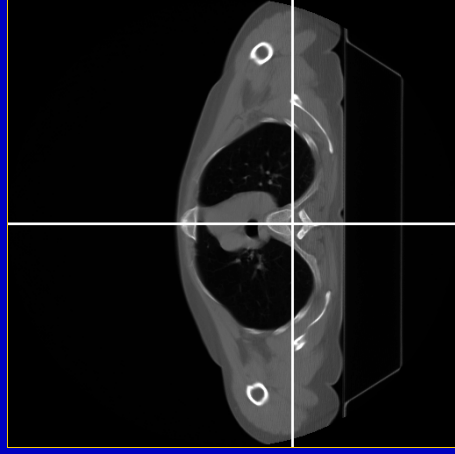


Lokalisation

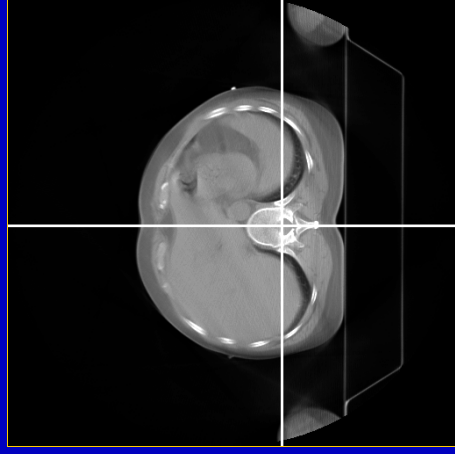
Ergebnisse – weitere CTs aus dem Thoraxbereich



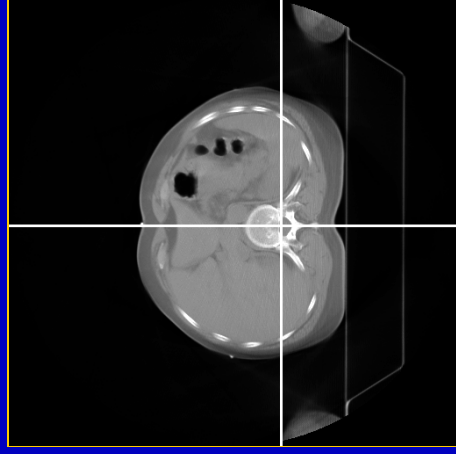
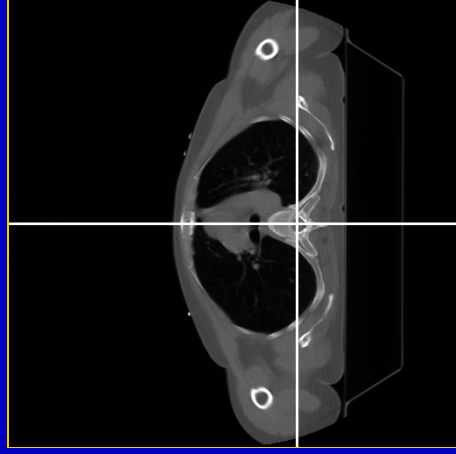
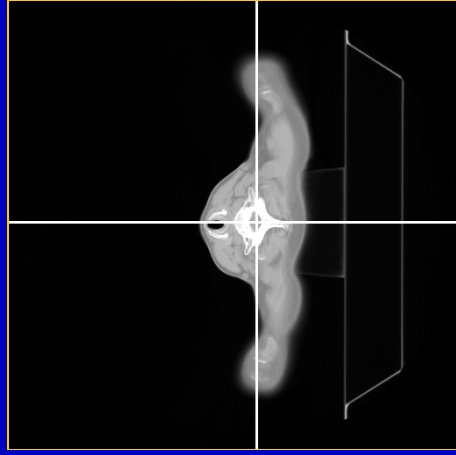
HWS



obere BWS



untere BWS



Ergebnisse – Bewertung

Bestimmung eines Startpunktes zur automatischen Segmentierung des Spinalkanals:

- von 33 Schnitten eines Thorax-CTs wurde *nur in einem* (Halsbereich) die Lage des Spinalkanals verfehlt
- bei allen anderen 32 Schnitten gefundener Punkt deutlich innerhalb des Spinalkanallumens (Ø 18 Pixel bei Bildern von 512 × 512)
- mittlere Abweichung: ca. 5 Pixel; Standardabw. der Abweichung: ca. 5 Pixel; Median der Abweichung: ca. 4 Pixel
- Verfahren kann die Form- und Größenvariationen des Wirbelkörpers weitgehend tolerieren



Résumé

Die Arbeit

- gibt ein Beispiel für die Anwendung eines modernen Bildverarbeitungsalgorithmus' auf ein Teilproblem aus der klinischen Routine
- legt Wert auf Implementierbarkeit
- weist dennoch noch Effektivierungsmöglichkeiten der Lösung auf
- zeigt akzeptable Resultate
- sollte nun um einen konkreten Segmentierungsalgorithmus erweitert werden (z. B. Linienverfolgung im Gradientenbild)
- läßt die Vermutung zu, daß mit *flexiblen* Templates Organe größerer Variabilität ebenfalls automatisch lokalisiert werden können



Literatur und Danksagung

- ✍ Jähne, B.: *Moderne Konzepte der digitalen Bildverarbeitung*. Skript zum Tutorium der DAGM, September 1998
- ✍ Jähne, B.: *Practical Handbook on Image Processing for Scientific Applications*. CRC Press LLC, Boca Raton, 1997
- ✍ Braumann, U.-D.; Corradini, A.; Böhme, H.-J.; Groß, H.-M.: *Konturbasierte Personenlokalisierung mittels dreidimensionaler neuronaler Felder und steuerbarer Filter*. Mustererkennung 1998 (20. DAGM-Symposium), Springer-Verlag, S. 385-392, 1998

Dank an:

- ✿ H. Kempe (Zentrum für Bild- und Signalverarbeitung Ilmenau)
- ✿ A. Corradini (FG Neuroinformatik, TU Ilmenau)

