

Praktikum Mathe und Medizin

Segmentierung von Tumoren und der rechten Herzwand in CT Daten

André Gripshöfer, Sebastian Westerheide

a.gripshoefer@gmx.de, SeWesti@gmx.de

08.07.2008

- 1 Problemstellung
- 2 Lösung
- 3 Ergebnisse
- 4 mögliche Verbesserungen

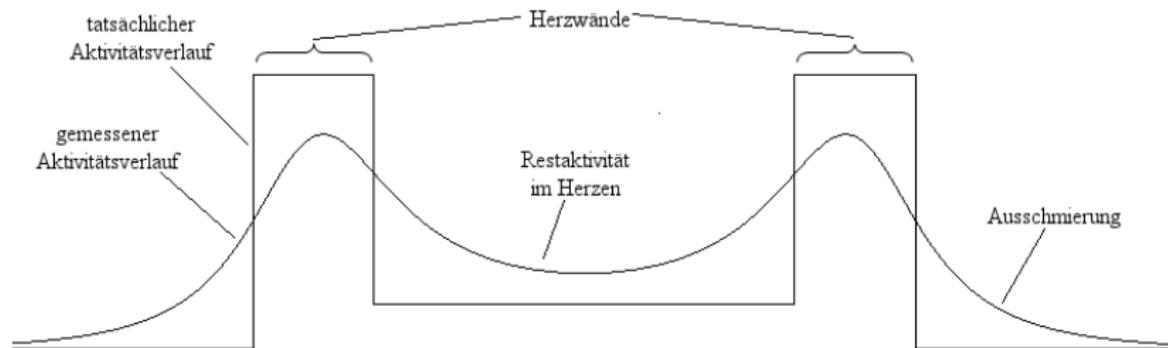
Problemstellung

Aufgrund des Partialvolumeneffekts sind PET Aufnahmen von kleinen Strukturen wie Tumoren und der rechten Herzwand unbrauchbar. Man kann nicht entscheiden, ob ein Tumor klein und sehr aktiv ist, oder größer und nicht so aktiv.

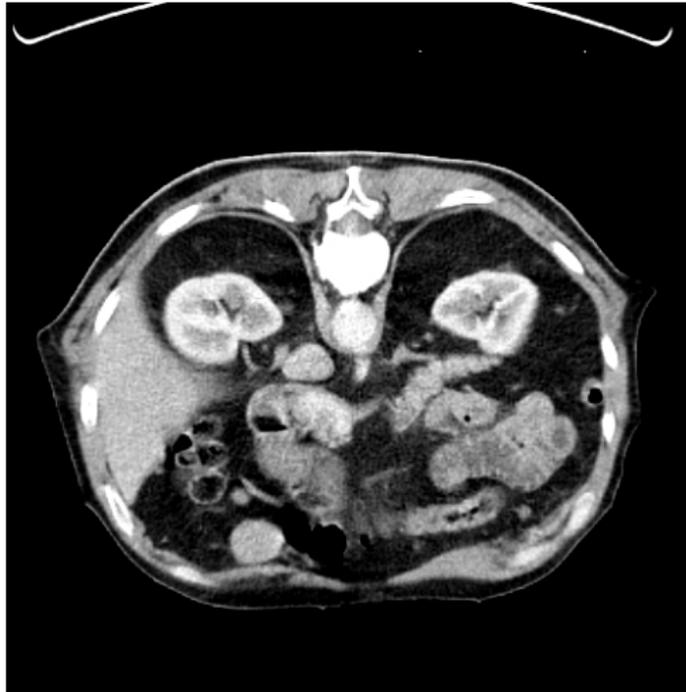
Problemstellung

Aufgrund des Partialvolumeneffekts sind PET Aufnahmen von kleinen Strukturen wie Tumoren und der rechten Herzwand unbrauchbar. Man kann nicht entscheiden, ob ein Tumor klein und sehr aktiv ist, oder größer und nicht so aktiv.

Der Partialvolumeneffekt:



Der Partialvolumeneffekt am Beispiel (CT):



Der Partialvolumeneffekt am Beispiel (PETCT):



Problemstellung

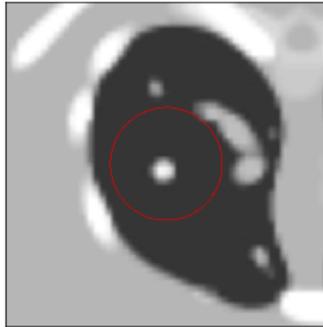
Um mittels einer Entfaltung den Partialvolumeneffekt zu korrigieren, ist es notwendig die entsprechenden Gebiete z.B. in CT-Daten zu segmentieren.

Problemstellung

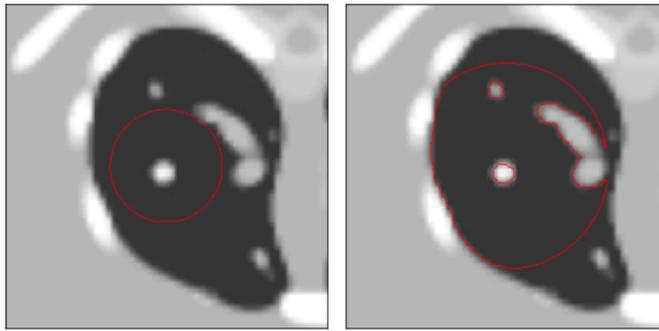
Um mittels einer Entfaltung den Partialvolumeneffekt zu korrigieren, ist es notwendig die entsprechenden Gebiete z.B. in CT-Daten zu segmentieren.

Segmentierung bezeichnet die Zusammenfassung von benachbarten Pixeln (Voxeln) eines Bildes (Volumendatensatzes) zu inhaltlich zusammenhängenden Regionen.

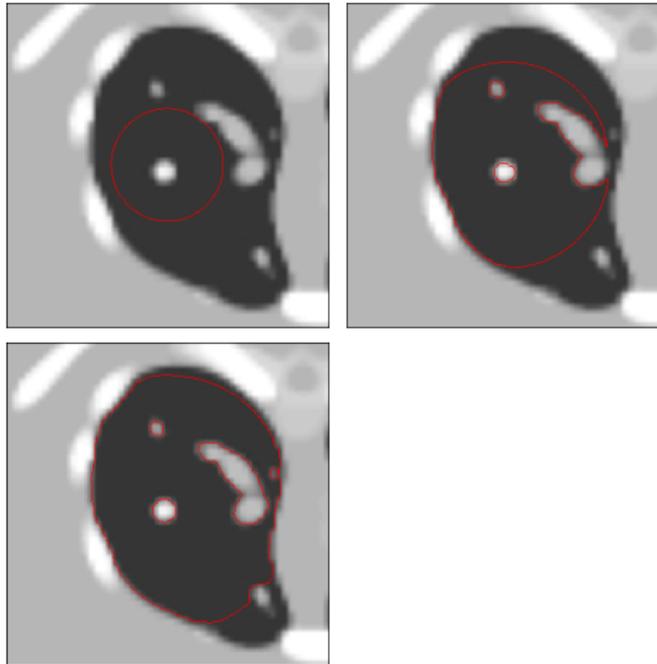
Segmentierung mittels einer *aktiven Kontur*:



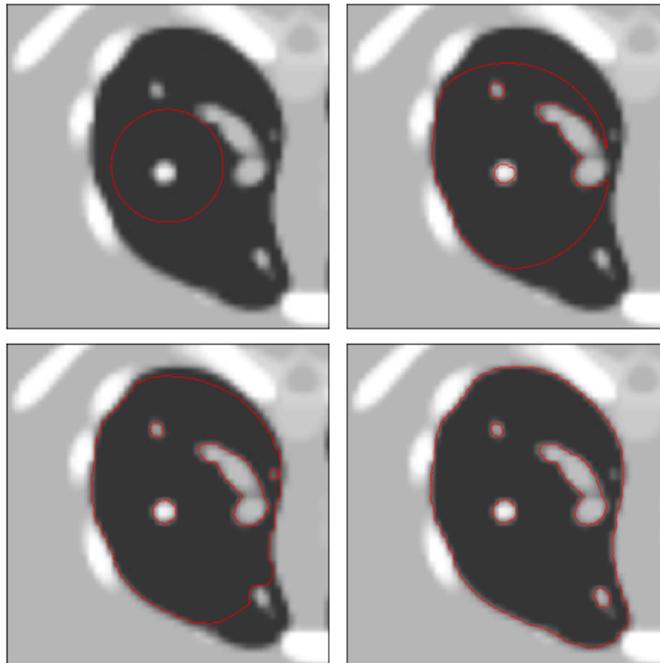
Segmentierung mittels einer *aktiven Kontur*:



Segmentierung mittels einer *aktiven Kontur*:



Segmentierung mittels einer *aktiven Kontur*:



Lösung (nach Chan und Vese)

Segmentierung durch Minimierung des Energiefunktional

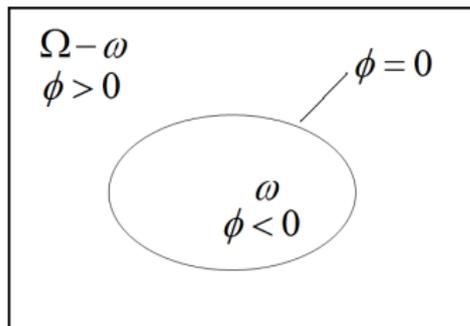
$$F(c_1, c_2, \phi) = \lambda_1 \int_{\Omega} (u_0 - c_1)^2 H(\phi) + \lambda_2 \int_{\Omega} (u_0 - c_2)^2 (1 - H(\phi)) \\ + \nu \int_{\Omega} |\nabla H(\phi)|$$

Bild $u_0 : \Omega \rightarrow \mathbb{R}$

$c_1 =$ Mittelwert von u_0 in ω

$c_2 =$ Mittelwert von u_0 in $\Omega \setminus \omega$

$\phi : \Omega \rightarrow \mathbb{R}$



Minimierung liefert die partielle DGL:

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = \delta_{\epsilon}(\phi) \left\{ \nu \operatorname{div} \left(\frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} \right) - \lambda_1 (u_0 - c_1)^2 + \lambda_2 (u_0 - c_2)^2 \right\} \quad \text{auf } \Omega$$

Minimierung liefert die partielle DGL:

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = \delta_{\epsilon}(\phi) \left\{ \nu \operatorname{div} \left(\frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} \right) - \lambda_1 (u_0 - c_1)^2 + \lambda_2 (u_0 - c_2)^2 \right\} \quad \text{auf } \Omega$$

→ Diskretisierung mittels Finite Differenzen (Vorwärts- und Rückwärtsdifferenzenquotient) und explizitem Eulerverfahren

Minimierung liefert die partielle DGL:

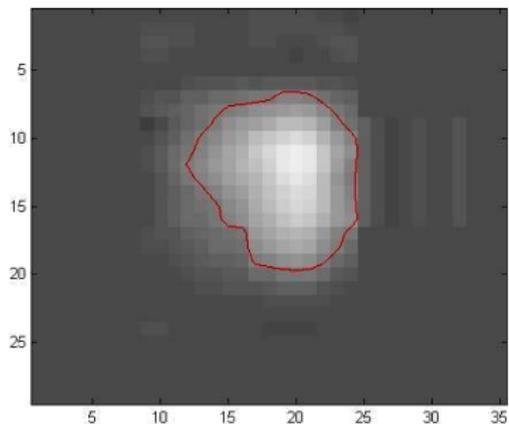
$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = \delta_{\epsilon}(\phi) \left\{ \nu \operatorname{div} \left(\frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} \right) - \lambda_1 (u_0 - c_1)^2 + \lambda_2 (u_0 - c_2)^2 \right\} \quad \text{auf } \Omega$$

→ Diskretisierung mittels Finite Differenzen (Vorwärts- und Rückwärtsdifferenzenquotient) und explizitem Eulerverfahren

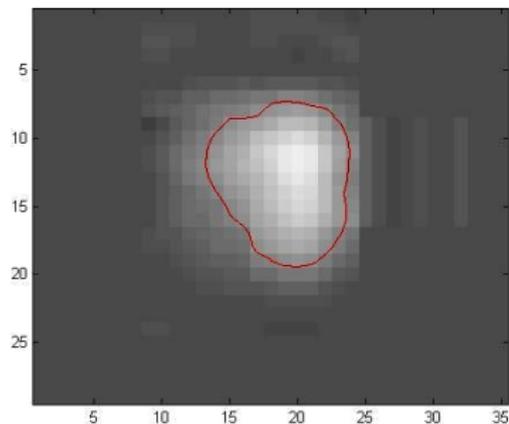
ν : Gewichtung der Länge der Kontur

λ_1, λ_2 : Gewichtung der Farbwerte

Auswirkung von ν :

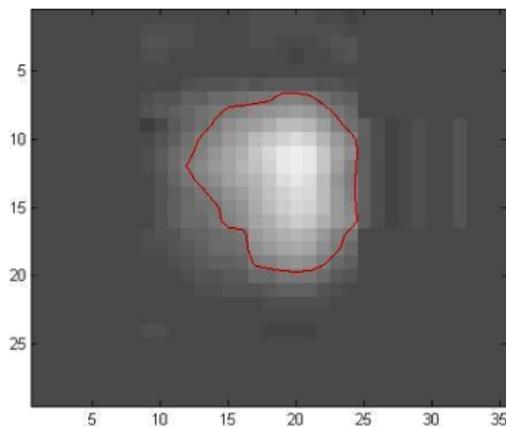


$\nu = 0.01$

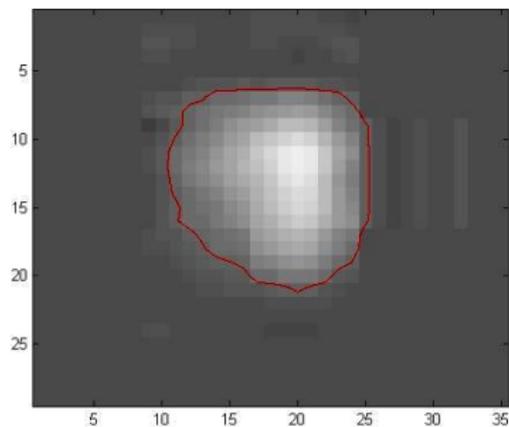


$\nu = 0.2$

Auswirkungen der λ :



$$\lambda_1 = 1$$
$$\lambda_2 = 1$$



$$\lambda_1 = 1$$
$$\lambda_2 = 5$$

Ergebnisse

Funktionsumfang der von uns erstellten 'Matlab Toolbox':

2D:

- Erzeugung einer initialen Kontur
- Segmentierung
- Anzeigen des Ergebnisses der Segmentierung
- Überlagerung von PET- und CT-Bildern
(somit auch in 3D möglich)

Ergebnisse

Funktionsumfang der von uns erstellten 'Matlab Toolbox':

3D:

- PET- und CT-Volumendaten aus Interfiles einlesen
- Matching von PET- und CT-Volumendaten
- automatisches Finden und Ausschneiden einer 'Region of Interest' (→ grobe Tumorlokalisierung)
- Erzeugung einer initialen Kontur
- Segmentierung
- Viewer zum Anzeigen aller Daten und Ergebnisse
- Exportieren der Segmentierung als Liste von Konturpunkten

mögliche Verbesserungen

- Erweiterung des Viewers um PETCT-Modalität
- gezielte Auswahl eines Startpunktes zur Bestimmung der ROI
- gezieltere Auswahl einer initialen Kontur (z.B. Berücksichtigung der Schräglage des Herzens)

Quellen

- Chan, T. and Vese, L. An active contour model without edges.
- Vese, L. and Chan, T. 2002. A multiphase level set framework for image segmentation using the Mumford and Shah Model.

Vielen Dank für Ihre Aufmerksamkeit!