Segmentierung der Brüste in der dynamischen MR-Mammographie

Harald Fischer, Stefan Egenter*, Dietmar Saupe*, Jürgen Hennig

Universitätsklink Freiburg, Abt. Röntgendiagnostik, Sektion Medizinpysik
Hugstetter Str. 55, 79106 Freiburg
*Institut für Informatik
Albert-Ludwigs-Universität, 79106 Freiburg
Email: fischerh@ukl.uni-freiburg.de

Zusammenfassung. In der dynamischen MR-Mammographie wird das Anreicherungsverhalten von Gewebe nach Gabe eines Kontrastmittels mit Hilfe der Bildgebung untersucht. Eine exakte Segmentierung der Brüste ermöglicht es a) das Fett/Parenchym-Verhältnis zu quantifizieren, b) Analysen auf die interessierenden Pixel einzugrenzen und c) die Daten für eine numerisch aufwendigere Bewegungskorrektur vorzubereiten. Es soll ein schneller, exakter und robuster Segmentierungsalgorithmus vorgeschlagen werden. Das Verfahren trennt die Brust an der Grenze Brust/Brustmuskel oder Brustmuskel/Thorax vom Rest der Daten mit Hilfe einer offenen Aktiven Kontur. Die robuste Berechnung der Aktiven Kontur wird durch Einbeziehen von MR-Mammographie spezifischen Bildmerkmalen erreicht und indem die Beweglichkeit der Snake-Stützstellen beschränkt wird.

Schlüsselwörter: Aktive Konturen, Snakes, MR-Mammographie

1Einleitung

Brustkrebs ist bei Frauen eine sehr häufige Erkrankung. Wie bei allen Krebserkrankungen erhöht eine rechtzeitige Erkennung der malignen Gewebsveränderung die Chance auf eine langfristige Heilung. Als diagnostisches Mittel zur Krebserkennung gelten in erster Linie das Abtasten der Brust und die Röntgenmammographie. Werden mit den Verfahren keine eindeutigen Befunde erzielt, so kann eine dynamische kernspintomograpische Untersuchung (MR-Mammographie) durchgeführt werden. Die MR-Mammographie zeichnet sich durch eine hohe Spezifität bei der Klassifikation des Gewebes in benigne und maligne Gewebsveränderung aus. Im Rahmen der Untersuchung werden nach Kontrastmittelgabe mehrere Volumen der Brust aufgenommen und bei der Auswertung mit dem Volumen vor Gabe des Kontrastmittel (KM) verglichen.

Die Datenaufnahme erfolgt unter normaler Atmung, so kann es zu Fehlklassifikationen von Pixeln auf Grund von Bewegung der Patientin während der Datenakquisition kommen. Die Bewegungsartefakte lassen sich meist durch Nachbearbeitung der Daten korrigiert. Im Rahmen des von Fischer et al. verwendeten lokal-elastischen

Matchingverfahren [1] wurde ein schneller und präziser Segmentierungsalgorithmus [2] entwickelt, um:

- die numerisch teure Bewegungskorrektur durch Reduktion der berücksichtigten Pixel zu beschleunigen,
- die Bewegungskorrektur robuster zu machen, indem Gewebe außerhalb der Brustspule (vor allem das KM-anreichernde Herz) keinen Einfluß auf die Korrektur besitzt,
- eine Quantifizierung von Fett, Parenchym und verändertem Gewebe zu ermöglichen,
- eine schnelle 3D-Visualisierung der Klassifikationsergebnisse zu gestatten,
- für die Klassifikation die Anzahl der zu untersuchenden Pixel zu begrenzen.

2Methodik

Zur Segmentierung der Brust muß das Parenchym mit den Gefäßen, das Fettgewebe, die Mamille und - optional - der Brustmuskel vom Rest des Körpers getrennt werden. Es sind die diagnostisch relevanten Bereiche die gemeinsam als "geschlossenes" Objekt segmentiert werden sollen. Brustoberfläche, Brustseiten und Brustwand werden unterschiedlich behandelt. Die Brustoberfläche wird mit Hilfe eines schnelle Scanline-Verfahrens erkannt. Die Brustwand bzw. der Brustmuskel trennt die Brust vom Thorax. Die Segmentierungsgrenze wird mit einer offenen Aktiven Kontur - einer B-Spline Snake - gefunden. Die Segmentierungslinien von Brustoberfläche und Brustwand müssen an den seitlichen Rändern der Brust zusammengeführt werden, was durch eine horizontale Linie erfolgt. Diese wird aus den Bildmerkmalen an dem rechten und linken Bildrand berechnet. Außen- und Innenkontur der Brust lassen sich mit Hilfe dieser horizontalen Kante verbinden, da die Außenkontur immer die horizontale Kante schneidet und der erste und letzte Stützpunkt der Aktiven Kontur auf die horizontale Kante gelegt wird.

Mathematisch beschrieben ist eine Aktive Kontur oder Snake als eine in der Ebene liegende parametrische Kurve

$$v(s) = \left(x(s)\, y(s)\right)^T, s \in [0,1], (x, y) \in \Re^2 . \tag{1}$$

Auf sie wirken innere und äußere Kräfte, die als Energiefunktionen definiert werden. Die Kurve bewegt sich in einer iterativen Optimierung so lange, bis ein Kräftegleichgewicht erreicht ist, wobei ein Gleichgewicht einem (lokalen) Minimum der gesamten Snake-Energie entspricht. Die Energiefunktion der Snake teilt sich entsprechend der auf sie wirkenden Kräfte in zwei Terme auf:

$$\varepsilon = \int_0^1 \left(\varepsilon_{int}(s) + \varepsilon_{ext}(s)\right) ds . \tag{2}$$

Die interne Energie ε_{int} basiert auf geometrische Eigenschaften der Kurve und beschreibt vereinfachend die Glattheit. Die externe Energie ε_{ext} beschreibt den Bezug zu den Daten, mit Hilfe eines auf dem Bild definierten skalaren Potentialfeldes. Das Potentialfeld wird so gewählt, daß die lokalen Minima mit den gesuchten Bildmerkmalen wie Intensitätsmaxima oder Objektkanten übereinstimmen.

In der vorgestellten Segmentierung wird der Übergang von Brust zu Brustmuskel bzw. Brustmuskel zu Thorax gesucht. Dieser Übergang hat einen starken Grauwertgradient (*Abb. 1c*), weshalb er als Potentialfunktion verwendet wird. Für den Übergang von Brust zu Muskel erzeugt der Gradientenoperator zwei eng nebeneinander liegende Kanten was darin begründet ist, daß nur eine sehr dünne Fettschicht das dunkle Parenchym vom dunklen Brustmuskel trennt. Dieses Vorwissen wird in die Berechnung des Potentialfeldes eingebracht, indem lediglich die Grauwertübergänge von hell nach dunkel (bei Bewegung auf die Körperachse zu) einen Beitrag liefern.

Ist die Snake etwas weiter von einer scharfen Kante entfernt, so hat der lokal starke Gradient trotzdem keinen Einfluß auf die Snake, weil er sich nur in der direkten Nachbarschaft der Kante auswirkt. Zur Überwindung dieses Problems wurde ein Scale-Space Ansatz verwendet. Dabei wird das Bild vor der Snake-Segmentierung geglättet. Zuerst wird das Bild stark geglättet, so daß eine scharfe Kante in der Potentialfunktion einen relativ großen Bereich in der Nähe der Kante beeinflußt und eine weiter entfernt liegende Snake "heranziehen" kann. Die neu berechnete Snake wird als Initialisierung für eine weitere Aktualisierung der Snake verwendet, jedoch für weniger stark bis gar nicht gefilterte Daten.

Trotz Verwendung des gerichteten Gradienten und des Scale-Space Verfahrens konnte nicht immer eine zufriedenstellende Segmentierung erzielt werden da viele kleine und schwächere Kanten in der Nähe der gesuchten Kante liegen können. Das Problem wurde durch Einbeziehen der absoluten Pixelintensitäten bei der Gradientenberechnung gelöst. Gesucht wird eine Kante von hell nach dunkel. Der berechnete Gradient wird jedoch nur dann in das Potentialfeld eingetragen, wenn das hellere Pixel - bei einem Übergang von hell nach dunkel - oberhalb eines Intensitätsschwellwertes liegt wodurch sich eine Vielzahl kleiner Karten im Gradientenbild ausblenden lassen (*Abb. 1d*).

Eine weitere Modifikation der Aktiven Kontur ist das Verbieten der horizontalen Verschiebung der Kontrollpunkte. Dadurch lassen sich Schlaufenbildungen der Snake verhindern. Bei einer offenen Snake müssen Anfangs- und Endpunkt separat behandelt werden. In dem beschriebenen Verfahren werden die beiden Punkte automatisch auf die horizontale Segmentierungsgrenze gezogen.

Die verschiedenen Schritte bei der Segmentierung sind in *Abb. 1* zusammengefaßt.

3Ergebnisse

Die Segmentierung wurde auf eine Reihe verschiedener klinischer Datensätze angewendet. Die Daten wurden auf einem SIEMENS Vision mit 1,5 T Feldstärke unter Verwendung einer 3D-FLASH Sequenz aufgenommen. 40 anatomische Schichten mit jeweils 256x256 Pixeln wurden vor Gabe des Kontrastmittel akquiriert, gefolgt von 4x40 Schichten nach KM. Die Voxelgröße betrug 1,3x1,3x3 Millimeter.

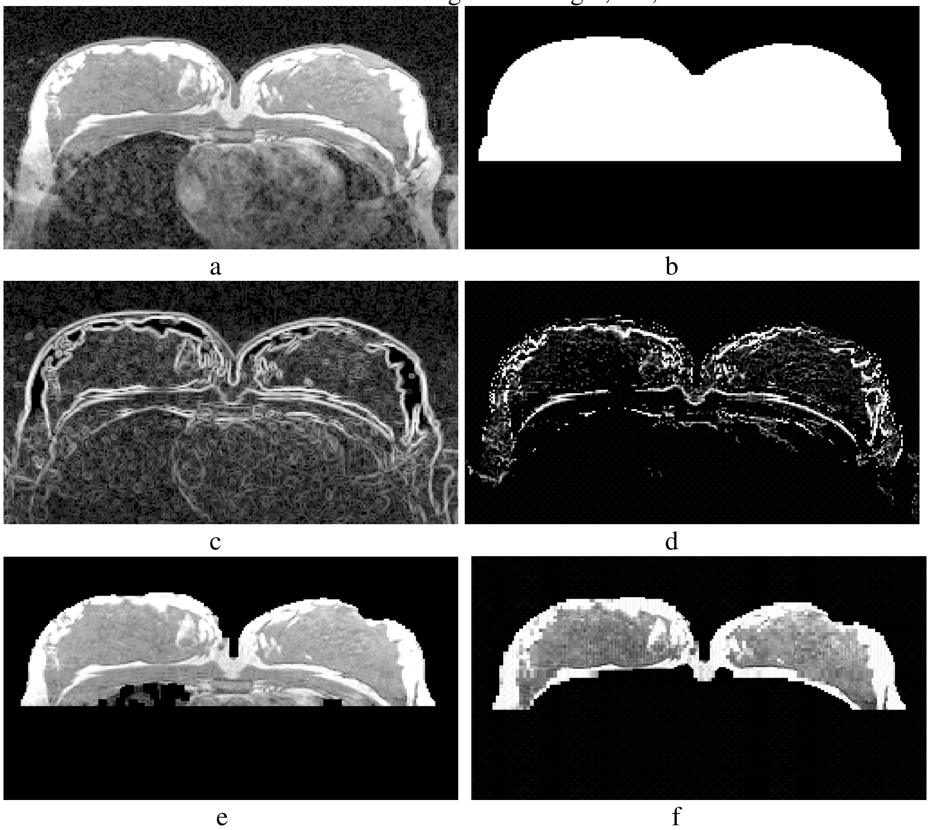

Abbildung 1. Überblick über den Segmentierungsalgorithmus anhand eines - in seiner Höhe reduzierten - Bildes. (a) Anatomische Bild, (b) die Maske gebildet aus der erkannten Brustoberfläche und dem horizontalen "Schnitt", (c) Gradientenbild, (d) Potentialbild, das nur einseitige Gradienten betrachtet mit Pixelhelligkeiten im Originalbild, die über einem Schwellwert liegen müssen, (e) mit einem einfachen Region-Growing-Verfahren ermittelte Maske und (f) mit der Snake segmentiertes Bild.

Zur Segmentierung wurde durch manuelles Setzen von 15 Stützstellen in der mittlere Schicht des ersten Volumens initialisiert. Alle weiteren Schichten des jeweiligen Volumens konnten vollautomatisch berechnet werden. Die Segmentierung eines Volumens dauerte in der aktuellen Java-Implementierung ca. eine Minute. Die Initialisierung der zeitlich späteren Volumen durch die Snakes der schon segmentierten Volumen schlug bei starken Bewegungsartefakten teilweise fehl, so daß bei diesen Datensätzen jedes Volumen einzelnen manuell initialisiert werden mußte.

Um die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse und die Robustheit des Verfahrens zu überprüfen, wurden eine Reihe von Datensätzen von Personen segmentiert, die mit MR-Bildern vertraut sind. Die mittlere Abweichung der Snake lag je Pixel im Bereich von 0,3 Pixel.

4Zusammenfassung und Diskussion

Zur Verbesserung der Auswertung kernspintomographischer Mammographie-Daten wurde eine schnelle robuste und doch sehr exakte Segmentierung der Brüste bei minimaler Benutzerinteraktion realisiert. Das Verfahren ist schnell, weil rechentechnisch teure Operationen nur dort durchgeführt werden, wo sie nicht vermieden werden können. Es arbeitet robust und exakt, indem MR-Mammographie spezifische Bildmerkmale berücksichtigt und Aktiver Konturen verwendet werden. Das Verfahren verlangt eine minimale Nutzerinteraktion, weil die Stützstellen der Snake lediglich in einer Schicht und einem Volumen manuell zu initialisieren sind.

Die Segmentierung des Gesamtvolumens nach Initialisierung nur einer einzelnen Schicht arbeitete vollautomatisch für alle untersuchten Datensätze. Die Initialisierung der Snakes späterer Volumen jedoch erzeugte Fehlsegmentierungen für den Fall, daß in den MR-Aufnahmen starke Bewegungsartefakte auftraten. Hier muß das Verfahren verbessert werden, indem z.B. nicht die vorige Snake übernommen wird, sondern das Gewebe um die Snake in der späteren Schichtbild durch Matching-Verfahren eingepaßt wird.

4Literatur

1. Fischer H, Otte M, Ehritt-Braun C, Buechert M, Peschl S, Hennig J: Local Elastic Motion Correction in MR-Mammography. In Proc. ot the Inermational Society for Magnetic Resonance in Medicine, 6th Scientific Meeting (Sydney), 725, 1998.
2. Egenter S: Auswertung und Segmentierung von MR-Mammographie-Daten. Diplomarbeit, Institut für Informatik, Universität Freiburg, 1998.