Gewebedifferenzierung in sonographischen Aufnahmen der Haut

Regina Pohle und Jens Ulrich

Institut für Simulation und Graphik und Universitätsklinik für Dermatologie
Otto-von-Guericke-Universität, 39016 Magdeburg
Email: regina@isg.cs.uni-magdeburg.de

Zusammenfassung. In dem Beitrag wird ein System vorgestellt, welches den Arzt bei der Auswertung von Ultraschallbildern der Haut unterstützen soll. Dazu wurden zuerst Segmentierungsverfahren entwickelt. Sie erlaubten eine möglichst automatische Detektion der interessierenden Objekte. Anschließend erfolgte die Berechnung einer Vielzahl von Textur- und Formmerkmalen für jeden segmentierten Bereich, von denen dann für die verschiedenen Unterscheidungsaufgaben eine optimale Untermenge ausgewählt wurde. Die bisher erzielten Ergebnisse werden dargestellt und Verbesserungsmöglichkeiten werden diskutiert.

Schlüsselwörter: Texturanalyse, Gewebedifferenzierung, Klassifikation

1 Einleitung

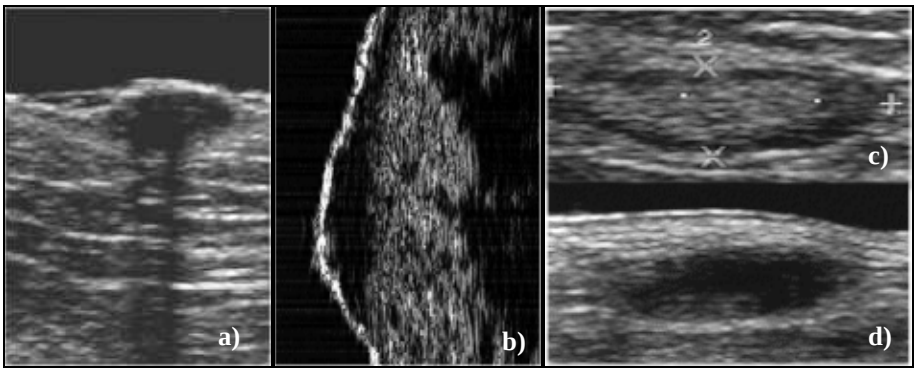
Auf dem Gebiet der Auswertung von sonographischen Aufnahmen dominieren derzeit noch manuelle Verfahren, bei denen anhand von immer wiederkehrenden sonographischen Mustern eine Beschreibung und Grobklassifizierung der Tumore bzw. Lymphknoten vorgenommen wird. Diese Methode erfordert ein aufwendiges Untersuchertraining und ist subjektiv geprägt. Aus diesem Grund wird seit mehr als einem Jahrzehnt wissenschaftlich daran gearbeitet, die Aussagen von Ultraschallbildern durch computergestützte Systeme zu erhöhen [1]. Bei dem im folgenden vorgestellten Programmsystem soll der subjektiv empfundene Bildeindruck, der größtenteils vom Erfahrungsschatz des Untersuchers bestimmt wird, durch reproduzierbare Methoden der Bildanalyse objektiviert werden.

2 Bildmaterial

In unsere Untersuchungen wurden sowohl 7,5-MHz- als auch 20-MHz-Sonogramme (Abb. 1) einbezogen. Beide Sonogrammtypen wiesen aufgrund der, bei den Ultraschallaufnahmen der Haut auftretenden, sehr geringen Impedanzunterschiede oft nur schwache Grauwertkontraste innerhalb der Hautregion auf.

Neben dieser Gemeinsamkeit waren bei der Auswertung auch einige Unterschiede zwischen den beiden Bildtypen zu berücksichtigen. So bewirkte die unterschiedliche Schallfrequenz sowohl eine unterschiedliche laterale und axiale Auflösung der Bilder

Abb. 1: Ultraschallbild von einem Hauttumor bei einer Schallfrequenz von 7,5 MHz (a) und von 20 MHz (b) sowie Bilder von einem unspezifischen Lymphknoten (c) und einem spezifischen Lymphknoten (d), beide mit 7,5 MHz geschallt.



als auch Unterschiede im typischen Speckleraushen, welches durch Überlagerungs- und Auslöschungserscheinungen der Ultraschallwellen hervorgerufen wird.

Bei der Wahl der Bildverarbeitungsalgorithmen spielte weiterhin das mögliche Auftreten von Störungen (Tabelle1) eine wesentliche Rolle. Diese erschwerten durch das Verursachen echofreier Bereiche eine Abgrenzung der Tumorregion.

3 Segmentierung der Hauttumore

Zur Minderung der Rauscheinflüsse erfolgte zu Beginn eine Medianfilterung der Bilder. Bei der sich anschließenden Segmentierung wurden in Abhängigkeit von den typischen Bildeigenschaften zwei verschiedene Verfahren angewandt.

Störung	Ursache	Merkmal
Schallschatten	stark reflektierende oder stark absorbierende Grenzflächen	echofreier Streifen
Mehrfachechos	große Impedanzsprünge	mehrfache Echos im gleichen Abstand
Streuung der Signale	Unebenheiten oder ungünstige Einstrahlwinkel bewirken, daß die Signalantwort nicht zum Empfänger gelangt	Unterbrechungen des Signals in schräg aufsteigenden und abfallenden Bereichen
Artefakte	Haare oder Luftblasen in der Wasservorlaufstecke	echoreiche Anzeigen vor Beginn der eigentliche Hautoberfläche

Tabelle 1. Ursache und charakteristisches Erscheinungsbild möglicher Störungen im Sonogramm

3.1 Segmentierung mittels Multi-Schwellwertverfahren

Die untersuchten Hauttumore stellten sich im 7,5-MHz-Ultraschallbild zumeist als reflexarme Gebiete mit einzelnen Binnenechos dar. Aufgrund der geringeren Grauwerte der Tumorregion im Vergleich zum umgebenden Gewebe wurde zur Segmentierung ein Multi-Schwellwertverfahren eingesetzt. Dabei erfolgte nach Markierung der Tumorposition eine iterative Binarisierung mit anschließender Berechnung der konvexen Hüllfläche des Tumors. Überschritt das Verhältnis zweier aufeinanderfolgender Flächen einen vorgegebenen Wert, brach der Algorithmus ab. Diese Bedingung wurde deswegen gewählt, um zu gewährleisten, daß nicht infolge von Signalstreuungen und Schallschatten Gebiete außerhalb des Tumors erfaßt werden.

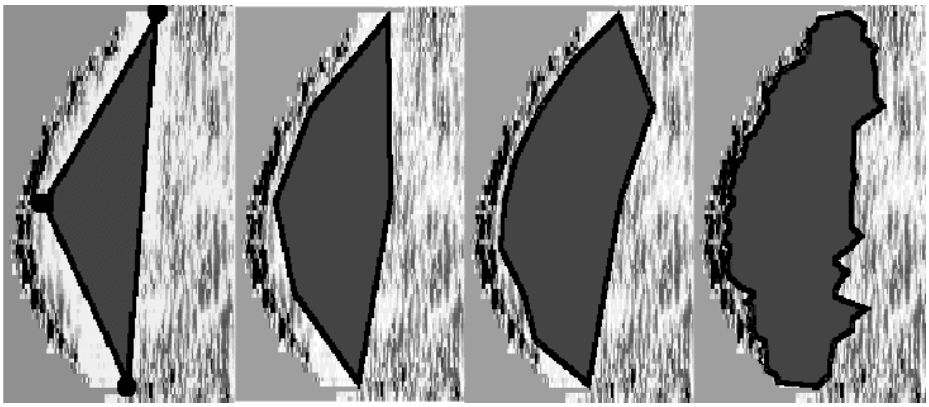
3.2 Segmentierung mittels aktiver Konturen

Die Segmentierung der Tumore in den hochfrequenten Aufnahmen wurde infolge der sich häufig ergebenden stark strukturierten Begrenzungsechos in zwei Schritten durchgeführt. Im ersten Schritt erfolgte die Detektion der Hautoberfläche, welche auf einer Schwellwertentscheidung mit nachfolgender Störungsbeseitigung basierte und zur Definition der Abbruchbedingung bei der eigentlichen Segmentierung genutzt wurde. Die anschließend eingesetzten aktiven Konturen werden in der Literatur als erfolgversprechende Möglichkeit zur Erkennung von schlecht abgegrenzten Bildteilen beschrieben und wurden schon mehrfach zur Segmentierung in Ultraschallbildern genutzt [2, 3]. Die Energiefunktion der Kurve, welche im Rahmen der Segmentierung minimiert werden soll, ist eine Kombination aus definierten inneren und äußeren Kräften und hängt von der Gestalt und der Lage des zu segmentierenden Objekts im Bild ab. Wird die Position der aktiven Kontur über Fourier-Deskriptoren definiert als v(s)=(x(s),y(s)), wobei x(s) und y(s) die x, y-Koordinaten entlang der Kontur sind und $s \in [0, 1]$, so läßt sich die Energiefunktion angeben als

$$E_{Kurve} = \int_0^1 E_{intern}(v(s)) + E_{Bild}(v(s)) + E_{extern}(v(s))ds\,. \qquad (1)$$

Die innere Energie der Kurve E_{intern} stellt die Glattheit der Kontur sicher. Durch die Bildkräfte E_{Bild} und durch die externen Kräfte E_{extern}, welche vom Nutzer definiert werden, erfolgt eine Anziehung zu wesentlichen Bildmerkmalen. Im realisierten Ansatz wurde davon ausgegangen, daß durch den Nutzer drei Punkte angegeben werden, die innerhalb des Tumors liegen. Diese wurden dann vom Programm in die mögliche Maximalposition verschoben. Bei dem anschließenden iterativen Algorithmus erfolgte, wie in Abb. 2 zu erkennen ist, jeweils zwischen zwei Punkten das Einfügen neuer Stützpunkte, die dann verschoben wurden. Zum Aufweiten der Kontur diente ein Schwellwertoperator. Um zu verhindern, daß die Kontur aus dem Tumor

Abb. 2: Iterationsschritte zur Segmentierung des Tumors



herauswuchs, wurden als äußere Kriterien der Abstand der Punkte untereinander sowie die Lage der Wasservorlaufstrecke eingeführt.

3.3 Merkmale zur Gewebedifferenzierung

Zur Beschreibung der detektierten Gewebestrukturen wurden 41 Merkmale herangezogen. Diese orientierten sich an den bei der manuellen Sonogrammauswertung genutzten Kriterien, wie z.B. seitliche und tiefe Begrenzung des Tumors, Form, Abgrenzbarkeit zum umliegenden Gewebe und Echomorphologie. Die berechneten Merkmale lassen sich zu folgenden Gruppen zusammenfassen: Merkmale der Form und Kontur, Merkmale der Statistik 1. und 2. Ordnung, Merkmale zum Vergleich mit der Nachbarregion und Merkmale zur Beschreibung der Binnenechos. Besonders letztere spielten auch bei der Charakterisierung der Lymphknoten in Ultraschallbildern eine wichtige Rolle.

Im Gegensatz zu den Untersuchungen bei den 7,5-MHz-Aufnahmen konnten in den 20-MHz-Aufnahmen kaum Texturen wahrgenommen werden. Deshalb ergaben sich für die einzelnen untersuchten Tumoren auch nur signifikante Unterschiede bei den Form- und Konturmerkmalen. Anhand dieser Kenngrößen war eine Zuordnung zu den verschiedenen Hauttumorarten nicht möglich.

3.4 Merkmalsauswahl und Klassifikation

Anhand von Trainingsdaten erfolgte die Auswahl der optimalen Merkmale mittels Evolutionsstrategie. Diese wurde schon für andere Problemstellungen erfolgreich zur Reduktion der Merkmalsanzahl [4, 5] eingesetzt. Bei dem erstellten Programm wurde von einer Populationsgröße von 200 Individuen ausgegangen, wobei ein Individuum einem String entsprach, in dem die Verwendung der einzelnen Kenngrößen zur Klassifizierung durch die Werte 0 oder 1 codiert war. An der so erzeugten Population wurden im Rahmen der Optimierungsstrategie verschiedene Manipulationen, die der Natur entlehnt sind, ausgeführt.

Ein großer Vorteil der Evolutionsstrategien ist deren Verzicht auf jegliche Hilfsinformationen. Der Übergang zu immer besseren Strukturen erfolgt bei diesem Optimierungsschema einzig und allein durch die Werte, die als individuelle Strings codiert sind, so daß es dadurch sehr allgemein und leicht auf verschiedene Problemstellungen zu übertragen ist. Als Klassifikator wurde bei dem vorgestellten Ergebnissen ein Minimum-Distance-Klassifikator verwendet.

4 Ergebnisse und Ausblick

Von den insgesamt 253 untersuchten 7,5-MHz-Sonogrammen konnten mit der vorgeschlagenen Methode 76 % der 186 Hauttumore mit relativ scharfer Begrenzung und 55 % der 67 Tumore mit unscharfer Begrenzung richtig automatisch segmentiert werden. Bei den untersuchten 50 hochfrequenten Sonogrammen lieferte das implementierte Segmentierungsverfahren für ca. 85 % der Bilder Konturen, die mit dem visuellen Eindruck übereinstimmten. Bei den restlichen Bildern mußte aufgrund des Auftretens von extremen Schallschatten, Schallunterbrechungen und sehr starken Binnenechos eine manuelle Markierung vorgenommen werden.

Die Differenzierung zwischen drei wichtigen Hauttumorarten (Basaliom, Karzinom, malignes Melanom) wurde anhand der 7,5-MHz-Sonogramme untersucht. Hier wurde eine Klassifikationsrate von 71 % erreicht.

Gegenwärtig wird an der Übertragung der Erkenntnisse auf die Gewebedifferenzierung von Lymphknoten gearbeitet. Erste Untersuchungen lieferten für die Unterscheidung zwischen unspezifischen und spezifischen Lymphknotenschwellungen ein Klassifikationsergebnis von 73 %.

Die Einführung weiterer Merkmale, speziell auch aus der Analyse von duplexsonographischen Bildern der Lymphknoten, soll im Hinblick auf eine mögliche Verbesserung der Ergebnisse überprüft werden.

5 Literatur

1. Delorme S, Zuna I: Quantitative Auswerteverfahren in der B-Bild- und Farbdopplersonographie, Ultraschall Klin Prax 10, 50-61, 1995.
2. Sonka M, Hlavac V, Boyle R: Image processing, Analysis and Machine Vision.Chapman & Hall Computing, London, 1. Auflage 1993.
3. Chalana V, Linker DT, Haynor DR, Kim Y: A multiple active contour model for cardiac boundary detection in echocardiographic sequences, IEEE Trans. on Medical Imaging 15:290-298, 1996.
4. Pohle R: Segmentierung und Klassifikation von Schweißnahtfehlern in radioskopischen Aufnahmen. Otto-von-Guericke-Universität, Dissertation, 1995.
5. Pohle R, Rohden L v Fischer D: Skeletal muscle sonography using texture analysis. in Medical Imaging 1997: Image Processing, Kenneth M. Hanson (Editor), Proceedings of SPIE Vol. 3034, 772-778 (1997).