

Farbtexturbasierte optische Biopsie auf hochauflösenden endoskopischen Farbbildern des Ösophagus

Christian Münzenmayer¹, Steffen Mühldorfer², Brigitte Mayinger²
Heiko Volk¹, Matthias Grobe¹ und Thomas Wittenberg¹

¹Fraunhofer-Institut für Integrierte Schaltungen, 91058 Erlangen

²Universität Erlangen-Nürnberg, Medizinische Klinik I, 91054 Erlangen

Email: mzn@iis.fraunhofer.de

Zusammenfassung. In diesem Beitrag stellen wir zwei neue Verfahren zur Farbtexturklassifikation in endoskopischen Bildern vor. Diese multispektralen Texturmerkmale basieren auf Summen- und Differenzhistogrammen sowie Statistischen Geometrischen Merkmalen. Die Anwendbarkeit dieser Farbtexturmerkmale zur automatischen Klassifikation von hochauflösenden Bildern der Schleimhaut des Ösophagus wird nachgewiesen. Es zeigt sich, dass durch die Verwendung dieser kombinierten Farbtexturmerkmale signifikante Klassifikationsverbesserungen erzielt werden können.

1 Problemstellung

Ohne erkennbare Ursache wurde in den letzten Jahrzehnten eine Vervier- bis Verfünffachung der Inzidenz des Adenokarzinoms des Ösophagus beobachtet. Der größte Teil der Adenokarzinome des distalen Ösophagus entwickelt sich aus spezialisiertem Zylinderepithel, der sogenannten Barrett-Schleimhaut. Bei der Barrett-Schleimhaut handelt es sich um spezialisiertes, intestinales Zylinderepithel, das sich metaplastisch als Folge einer Defektheilung auf dem Boden einer Refluxösophagitis entwickelt. Es wird geschätzt, dass 5% der Patienten mit häufigem Sodbrennen eine Barrett-Schleimhaut entwickeln. Diese Patientengruppe trägt das Risiko einer karzinomatösen Entartung von etwa 0,5% pro Patient und Jahr. Der Nutzen endoskopischer Vorsorgeuntersuchungen bei Patienten mit Refluxkrankheit ist derzeit umstritten, da bislang das individuelle Risiko einer tumorösen Entwicklung nur unzureichend prognostiziert werden kann. Neue Ansätze, dieses Problem zu lösen, sind die Verwendung von Farbstoffen (Chromoendoskopie“) und die hochauflösende Vergrößerungsendoskopie (SZoo-mendoskopie“). Ein langfristiges Ziel ist dabei eine automatische, bildbasierte Gewebeerkennung im Ösophagus als Ergänzung zur konventionellen Biopsie.

2 Stand der Forschung

Texturmerkmale zur Analyse von strukturierten Oberflächen werden seit über zwanzig Jahren in der Bildverarbeitung untersucht und eingesetzt. Mit der ste-

tigen Weiterentwicklung der Rechenleistung handelsüblicher Rechner sowie der dedizierten Erweiterung von Texturverfahren auf farbiges Bildmaterial ist es heute jedoch möglich, u.a. endoskopisch aufgenommenes Bildmaterial mit der darin enthaltenen Farb- und Texturinformation mit Methoden der Bildverarbeitung zu untersuchen und automatisch auszuwerten. Nach unserem Wissensstand gibt es derzeit noch sehr wenige Untersuchungen, um endoskopische Bilder mit Verfahren der digitalen (Farb-)Textur-Verarbeitung zu untersuchen. Palm et al. [1] haben die bekannten Cooccurrence-Merkmale und Gaborfilter in Richtung Farbfähigkeit weiterentwickelt und an endoskopischen Aufnahmen menschlicher Stimmlippen untersucht. Karkanis et al. [2] haben Untersuchungen zur automatischen, rechnergestützten Klassifikation von Kolonkarzinomen publiziert, bei denen Cooccurrence- und Wavelet-Merkmale im Grauwertbereich mit neuronalen Netzen trainiert und klassifiziert wurden.

3 Summen- und Differenz-Histogramme

Summen- und Differenz-Histogramme wurden von M. Unser [3] als Näherung für die zweidimensionalen Cooccurrence-Matrizen eingeführt mit dem Vorteil einer wesentlich schnelleren Berechnung. Diese Histogramme beinhalten die Häufigkeiten der Grauwertsummen bzw. -differenzen in einem bestimmten Pixelversatz (d, θ) in einer Bildregion D . Mit dem maximalen Grauwert $G = 255$ sind diese definiert als:

$$h_S(i) = |\{(x_1, y_1) \in D | I(x_1, y_1) + I(x_2, y_2) = i\}|, \quad (1)$$

$$h_D(j) = |\{(x_1, y_1) \in D | I(x_1, y_1) - I(x_2, y_2) = j\}|, \quad (2)$$

wobei $i = 0, \dots, 2(G-1)$ und $j = -G+1, \dots, G-1$. Diese Histogramme werden bezüglich der Pixelanzahl N in D normiert und zur Berechnung von 15 Merkmalen (vgl. [3]) verwendet. Für Farbbilder ist die einfachste Erweiterung, diese Merkmale auf allen drei Kanälen (RGB) zu berechnen und in einen gemeinsamen Merkmalsvektor zu kombinieren (sog. *Intra-plane Verfahren*).

Um die statistischen Abhängigkeiten zwischen den Ebenen zu berücksichtigen werden ebenenübergreifende Histogramme (sog. *Inter-plane Verfahren*) wie folgt definiert:

$$h_S^{(pq)}(i) = |\{(x_1, y_1) \in D | I^{(p)}(x_1, y_1) + I^{(q)}(x_2, y_2) = i\}|, \quad (3)$$

$$h_D^{(pq)}(j) = |\{(x_1, y_1) \in D | I^{(p)}(x_1, y_1) - I^{(q)}(x_2, y_2) = j\}|, \quad (4)$$

wobei $p \neq q \in \{R, G, B\}$, $i = 0, \dots, 2(G-1)$ und $j = -G+1, \dots, G-1$. Der HSV-Farbraum (Hue, Saturation, Value) erlaubt die Trennung von Farb- und Intensitätsinformation. Durch die bei schwacher Beleuchtung unvermeidlichen Sensorstörungen werden Farbwerte H bei geringer Sättigung S störanfällig. Dies wird durch einen Schwellwert S_{min} behoben:

$$H' = \begin{cases} H & \text{wenn } S \geq S_{min}, \\ 0 & \text{sonst.} \end{cases} \quad (5)$$

Farbtöne H werden also nur bei ausreichender Sättigung betrachtet. Die Bestimmung dieses Schwellwerts erfolgt momentan noch heuristisch. Da der Farbton H' als Winkelmaß repräsentiert wird, sind trigonometrische Abstandsmaße erforderlich:

$$d = \sin\left(\frac{H_1 - H_2}{2}\right), \quad (6)$$

$$s = \sin\left(\frac{H_1 + H_2}{2}\right). \quad (7)$$

Um diskrete Histogramme aufzubauen, werden diese Abstandsmaße auf den Bereich $[-255; 255]$ bzw. $[0; 510]$ skaliert. Für diese sog. *nichtlinearen $H'V$ -Merkmale* werden je 15 Merkmale in der H' -Ebene mit o.g. Abstandsmaßen und in der V -Ebene mit skalaren Summen und Differenzen bestimmt.

4 Statistische Geometrische Merkmale

Die Statistischen Geometrischen Merkmale (SGF) basieren auf geometrischen Eigenschaften der Regionen eines Binärbildstapels, der durch sukzessive Schwellwertoperationen auf dem ursprünglichen Grauwertbild berechnet wird [4]. Für eine Serie von Schwellwerten $\alpha_i = \alpha_0 + i\Delta\alpha$ wird ein Binärbildstapel erzeugt:

$$I_{B\alpha_i}(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{wenn } I(x, y) \geq \alpha_i, \\ 0 & \text{sonst.} \end{cases} \quad (8)$$

In jedem Binärbild wird durch eine Regionenanalyse die Zahl und mittlere Irregularität der weißen und schwarzen Regionen berechnet. Der Merkmalsextraktionsprozess berechnet die statistischen Eigenschaften, wie Mittelwert und Varianz dieser Maße bezüglich aller Bilder des Stapels, was zu 16 numerischen Merkmalen führt [4].

Eine Farberweiterung kann nun ebenso durch *Intra-plane* Merkmale mit evtl. Farbraumkonversion erfolgen. Ebenenübergreifende Eigenschaften werden durch logische Verknüpfungen zwischen den Binärbildstapeln erreicht. Für ein Farbbild $\mathbf{I}(x, y)$ werden die Binärbilder $I_{B\alpha}^{(pq)}(x, y)$ durch

$$I_{B\alpha}^{(pq)}(x, y) = I_{B\alpha}^{(p)}(x, y) \odot I_{B\alpha}^{(q)}(x, y), \quad (9)$$

$$I_{B\alpha}^{(p)}(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{if } I^{(p)}(x, y) \geq \alpha, \\ 0 & \text{otherwise,} \end{cases} \quad (10)$$

erzeugt, wobei \odot eine der booleschen Operationen AND (\wedge), OR (\vee) und XOR (\oplus) darstellt. Auf diesen drei Bildstapeln werden die Originalmerkmale berechnet und zu einem Gesamtvektor zusammengefügt. *Nichtlineare $H'V$* Merkmale werden analog zu den Summen- und Differenzhistogrammen auf den Kanälen H' und V berechnet, wobei hier angemerkt sei, dass die erste Schwellwertbildung auf dem Farbton H bezüglich der Sättigung S und erst im zweiten Schritt auf dem modifizierten Farbton H' stattfindet, also keine in dem Sinne redundante Schwellwertbildung auftritt.

Abb. 1. Betrachtete Gewebetypen des Ösophagus (a) Plattenepithel (b) Corpus-Schleimhaut (c) Cardia-Schleimhaut (d) Barrett-Schleimhaut (aus drucktechnischen Gründen nach Graukonvertierung und linearer Histogrammspreizung)

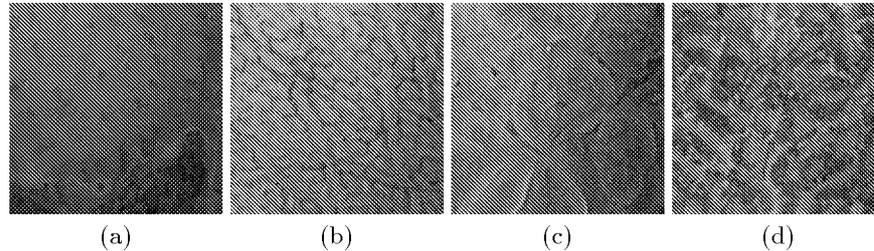


Tabelle 1. Erkennungsraten zur Gewebeklassifikation im Leaving-One-Out Verfahren auf 2734 Regionen der Größe 64x64 Pixel in 121 Bildern. Für die Inter-plane SGF-Merkmale sind die Ergebnisse für die AND/OR/XOR Operation angegeben.

Merkmale	Grau	Intra	Inter	H'V	S _{min}
Histogramme	65%	85%			
Cooccurrence	70%				
Unser S/D	73%	90%	90%	86%	150
Chen SGF 16	54%	79%	74%/75%/81%	60%	0

5 Experimentelle Evaluierung

Auf einer klassifizierten Stichprobe von zoom-endoskopischen Aufnahmen (115x, Olympus GIF Q160Z) des Ösophagus bei 6 Patienten wurden quadratische Regionen der Größe 64x64 Pixel selektiert und zur Evaluierung verwendet. Es handelt sich hierbei um Regionen, die gesundes Plattenepithel (PE), gesunde Schleimhaut der Cardia (CS) und des Corpus (CO), sowie Barrett-Schleimhaut (BS) zeigen (Abb. 1). Die vorgestellten Farbtexturmerkmale werden im Leaving-One-Out-Verfahren gegenüber Histogramm-Merkmalen und den bekannten Cooccurrence-Verfahren evaluiert. Für die Summen- und Differenz-Histogramme wird dabei ein Offset von $d = 1$ und für die Statistischen Geometrischen Merkmale eine Binarisierungsschrittweite $\Delta\alpha = 16$ verwendet.

Tabelle 1 stellt die erzielten Erkennungsraten gegenüber. Zunächst kann festgehalten werden, dass eine automatische Klassifikation mit Erkennungsraten bis zu 90% im Leaving-One-Out-Verfahren möglich ist. Dabei sind die Farbmerkmale grundsätzlich den Grauwertmerkmalen überlegen.

Einen besseren Erkenntnisgewinn verspricht die Interpretation der entstehenden Kontingenztafeln (Vertauschungsmatrizen), von denen exemplarisch die der *Inter-plane* Summen-/Differenz-Histogramme herausgegriffen wurde (Tabelle 1). Hier zeigt sich eine relativ hohe Vertauschungsrate bei den Klassen Barrett- und Cardia-Schleimhaut, was durch deren auch für den Spezialisten ähnliche optische Erscheinungsform nachvollziehbar ist.

Tabelle 2. Kontingenztabelle mit den Detailergebnissen der *Inter-plane* Summen-/Differenz-Histogramme

	BS	PE	CS	CO	r	Ok	Total
BS	962	5	87	10	90%	962	1064
PE	20	220	19	8	82%	220	267
CS	87	4	715	9	88%	715	815
CO	9	2	3	574	98%	574	588
Σ					90%	2471	2734

6 Diskussion

Die Verwechslungen zwischen Cardia- und Barrett-Schleimhaut sind weiter nicht überraschend, da die Unterschiede auch makroskopisch während der Endoskopie in der hochaufgelösten Ansicht nicht trivial zu erkennen sind. Andererseits ist die Abbildung der charakteristischen plastischen Strukturen stark abhängig vom Aufnahmewinkel des Endoskops, d. h. bei leicht geneigter Ansicht sind diese besser sichtbar. Weitere Verbesserungen erwarten wir uns hier von einer umfangreicheren und hinsichtlich der Aufnahmepositionen und Gewebeabständen vereinheitlichten Stichprobe. Nicht unterschätzt werden sollten ebenfalls die variierenden Beleuchtungsverhältnisse und die damit verbundene Farbvarianz, deren Einfluss und Kompensation durch Methoden der Farbnormierung noch nicht vollständig geklärt sind. Spezielle Färbetechniken (z. B. Methylenblau), die neoplastisches Material anfärben, lassen weitere Verbesserungen erwarten. In jedem Falle lässt sich festhalten, dass durch die vorgestellten kombinierten Farbtextransätze signifikante Klassifikationsverbesserungen gegenüber Grauwert- und Histogrammverfahren erzielt werden.

Literaturverzeichnis

1. Palm C, Metzler V, Mohan B, et al.: Co-Occurrence Matrizen zur Texturklassifikation in Vektorbildern. Procs BVM 99:367–371, 1999.
2. Karkanis SA, Magoulas GD, Grigoriadou M, Schurr M: Detecting Abnormalities in Colonoscopic Images by Textural Description and Neural Networks. Procs of Workshop on Machine Learning in Medical Applications, Advance Course in Artificial Intelligence-ACAI99, Chania, Greece, 59-62, 1999.
3. Unser M: Sum and Difference Histograms for Texture Analysis. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 8(1):118–125, 1986.
4. Chen YQ, Nixon MS, Thomas DW: Statistical Geometrical Features for Texture Classification. Pattern Recognition, 28(4):537–552, 1995.