Quantitative Farbmessung in laryngoskopischen Bildern

Christoph Palm, Ingrid Scholl, Thomas Lehmann und Klaus Spitzer

Institut für Medizinische Informatik,
Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule (RWTH), 52057 Aachen
Email: cpalm@imib.rwth-aachen.de

Zusammenfassung. Quantitative Farbmessungen sollen die Diagnostik laryngealer Erkrankungen unterstützen. Dabei wird der Farbeindruck nicht nur durch die Reflexionseigenschaften des Gewebes sondern auch durch die Farbe der verwendeten Lichtquelle beeinflußt. Der hier vorgestellte Farbkonstanz-Algorithmus basiert auf dem dichromatischen Reflexionsmodell und liefert eine pixelweise Trennung des Farbbildes in seine beiden Farbanteile. Die Körperfarbe entspricht dabei der gewebespezifischen Reflexion, die Oberfächenfarbe der Strahlung der Lichtquelle.

Schlüsselwörter: Farbkonstanz, quantitative Farbmessung, dichromatisches Reflexionsmodell, Laryngoskopie

1 Einleitung

In der medizinischen Diagnostik spielt die Farbe bei der Beurteilung des zu untersuchenden Gewebes seit jeher eine zentrale Rolle. Sie ist auch ein wichtiger Parameter zur Befundung von organischen Kehlkopferkrankungen. Dazu wird der Larynx mit Hilfe eines starren Endoskops mit einer Lupenoptik eingesehen. Bislang erfolgt die Begutachtung der Farbe der Stimmlippen und des umliegenden Gewebes ausschließlich durch den Arzt, so daß das Ergebnis von seiner Beobachtungsgabe und Erfahrung abhängt und so zu einer recht groben Klassifizierung des Krankheitsbildes führt. Zusätzlich wirkt sich die Beleuchtungsfarbe auf den Farbeindruck aus, die sich durch Alterung oder Lichtquellenwechsel verändert.

Eine quantitative Farbmessung, die gleichzeitig den Einfluß der Lichtquellenfarbe eliminiert, würde die Objektivierung der Diagnostik fördern, eine genauere Zuordnung von Farbmessung und Erkrankung ermöglichen und so auch die Verlaufskontrolle über einen längeren Zeitraum hinweg unterstützen. In dem Projekt *Quantitative Digitale Laryngoskopie*[1] erfolgt die Farbmessung durch Einsatz einer Farb-CCD-Kamera und Videoaufzeichnung des Endoskopbildes mit nachfolgender Digitalisierung. Zur Elimination der Lichtquellenfarbe wird in dieser Arbeit ein Farbkonstanz-Algorithmus vorgestellt, der die beleuchtungsunabhängige Gewebefarbe bestimmt und Farbfehler durch Überbelichtung und Interreflexion detektiert.

[1] Das Projekt wird von der Deutschen Forschungsgemeinschaft gefördert (Sp 538/2-1 und We 2147/1-1).

2 Methodik

Das Verfahren basiert auf dem dichromatischen Reflexionsmodell [1], das den Farbeindruck aus der Linearkombination zweier Farben erklärt: der Farbe der Oberflächen- und der der Körperreflexion. Mit der Annahme einer achromatischen Reflexion an der Objektoberfläche kann die Lichtquellenfarbe als Farbe der Oberflächenreflexion und die Gewebefarbe als Körperreflexionskomponente identifiziert werden. Ziel der quantitativen Farbmessung ist die Bestimmung der reinen Gewebefarbe, die der Unterscheidung von verschiedenartigem Gewebe, insbesondere zur Differenzierung zwischen gesundem und pathologischem Gewebe, dient. Der hier vorgestellte Farbkonstanz-Algorithmus ist dreistufig. Dabei wird zunächst die Lichtquellenfarbe ohne Einsatz von a-priori verfügbarem Wissen aus den Bilddaten ermittelt. Aufgrund dieser Zusatzinformation läßt sich die gesuchte Gewebefarbe schätzen. Bei Verfügbarkeit beider Farbanteile werden die Faktoren der dichromatischen Linearkombination berechnet, so daß das Bild pixelweise in die jeweiligen gewichteten Farbkomponenten aufgeteilt wird.

2.1 Bestimmung der Lichtquellenfarbe

Die zu messenden Farbwerte $[R, G, B]^{tr}$ eines einfarbigen Objekts mit spektralem Remissionsgrad $[\beta_k^R, \beta_k^G, \beta_k^B]^{tr}$ des Körpers und einer wellenlängenneutralen Reflexion der Objektoberfläche $[\beta_o^R, \beta_o^G, \beta_o^B]^{tr} = [\beta_o, \beta_o, \beta_o]^{tr}$, das mit einer Lichtquelle der Farbe $[s^R, s^G, s^B]^{tr}$ beleuchtet wird, stellen sich nach dem dichromatischen Reflexionsmodell wie folgt dar:

$$\begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} = g_o \beta_o \begin{bmatrix} s^R \\ s^G \\ s^B \end{bmatrix} + g_k \begin{bmatrix} \beta_k^R \cdot s^R \\ \beta_k^G \cdot s^G \\ \beta_k^B \cdot s^B \end{bmatrix}, \tag{1}$$

mit den positiven Gewichtsfaktoren g_o und g_k.

Im auf die Summe der drei Farbkanäle normierten CIE–Farbdiagramm liegen diese Farbwerte auf einer Geraden, deren Geradengleichung explizit angegeben werden kann:

$$\frac{G}{R+G+B} = a \cdot \frac{R}{R+G+B} + b \tag{2}$$

mit

$$a = -\frac{1 - \frac{s^B}{s^R} \cdot \frac{\beta_k^B - \beta_k^G}{\beta_k^G - \beta_k^R}}{1 + \frac{s^B}{s^G} \cdot \frac{\beta_k^B - \beta_k^R}{\beta_k^G - \beta_k^R}} \qquad \text{und} \qquad b = \frac{1}{1 + \frac{s^B}{s^G} \cdot \frac{\beta_k^B - \beta_k^R}{\beta_k^G - \beta_k^R}}. \tag{3}$$

Für zwei verschiedenfarbige Objekte, die mit einer Lichtquelle der gleichen Farbe S bestrahlt werden, gilt:

$$\begin{bmatrix} \beta_{k,1}^R \\ \beta_{k,1}^G \\ \beta_{k,1}^B \end{bmatrix} \neq \begin{bmatrix} \beta_{k,2}^R \\ \beta_{k,2}^G \\ \beta_{k,2}^B \end{bmatrix} \qquad \text{und} \qquad S = \begin{bmatrix} s_1^R \\ s_1^G \\ s_1^B \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} s_2^R \\ s_2^G \\ s_2^B \end{bmatrix}. \tag{4}$$

Das Gleichsetzen beider Geradengleichungen ergibt mit $r_s = s^R/(s^R + s^G + s^B)$ und $g_s = s^G/(s^R + s^G + s^B)$ die normierte Farbe der Lichtquelle als Schnittpunkt.

Um diese Eigenschaft ausnutzen zu können, müssen die Farbgeraden ohne Einsatz von a-priori-Wissen aus den Bilddaten extrahiert werden. Das Bild wird zunächst *farbsegmentiert*, um Objekte einer einheitlichen Körperfarbe in einem Cluster zu vereinen. Dazu wird ein spezieller Merkmalsraum verwendet, bei dem die Farbvektoren auf das orthogonale Komplement zur Unbuntachse projiziert und anschließend normiert werden [2, 3]. Da die Körperfarben nicht bekannt sind, kommt es dabei zu Ungenauigkeiten, die sich darin äußern, daß i. allg. mehrere Objekte mit ähnlichen Körperfarben in einem Cluster zu finden sind.

Im CIE-Farbdiagramm eines solchen Clusters sind dann auch mehrere mögliche Geraden zu finden. Die N Längsten dieser Geraden werden mit Hilfe einer *Hough-Transformation* detektiert. N sollte nicht zu klein gewählt werden, um die Zahl der Geradenhypothesen nicht bereits in diesem Schritt zu beschränken. In Abb. 1(a) wurden beispielhaft vier Geraden aus Farbdiagramm eines Clusters extrahiert.

Eine Selektion innerhalb dieser Hypothesen findet im Rahmen der *inversen Pfadsuche* statt. Dabei wird deren Konsistenz zum dichromatischen Reflexionsmodell überprüft und bewertet. Physikalische Grundlage der inversen Pfadsuche ist die sukzessive Änderung der Farbwerte entlang eines gekrümmten Objekts von einem Farbextrem (Körperfarbe) zum anderen Farbextrem (Beleuchtungsfarbe) des dichromatischen Modells [4]. Deshalb wird für jede Geradenhypothese eines Clusters ein lokaler Pfad im Bild gesucht (Abb. 1(b)), der die Farbwerte auf der Geraden in einen topologischen Zusammenhang bringt. Lange Pfade im Originalbild, die im Farbdiagramm einer Geraden zuzurechnen sind, entsprechen mit hoher Wahrscheinlichkeit einem der gesuchten Farbübergänge. Zur Bestimmung des längsten Pfades einer Geraden werden deren normierte Farbwerte nacheinander in das Originalbild zurückprojiziert und auf direkte Nachbarschaft zu bereits bestehenden Pfaden überprüft. Dabei ist zu beachten, daß zwar entlang eines Pfades Farben im Diagramm übersprungen werden können, die Rei-

Abb. 1. (a) Ausschnitt des CIE-Farbdiagramms eines Clusters. (b) Die lokalen Pfade der repräsentativen Farbgerade eines Clusters sind als weiße *Schlangenlinien* im Farbbild eingetragen. (c) Die Farbgeraden der einzelnen Cluster schneiden sich in der Lichtquellenfarbe S.

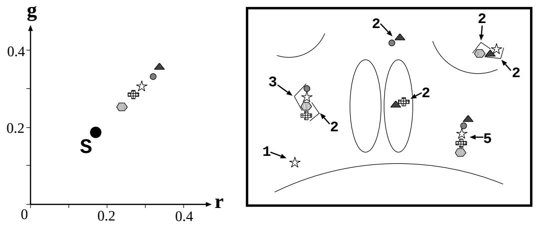


Abb. 2. Die Symbole im CIE-Farbdiagramm (links) entsprechen den normierten Farbwerten eines Clusters. Sie sind im normierten Originalbild wiederzufinden und bilden Pfade mit den angegebenen Längen.

henfolge aber erhalten bleiben muß. Abb. 2 verdeutlicht den Zusammenhang von Farbgerade im Diagramm und lokalem Pfad im Bild. Die Länge des längsten Pfades kann als Maß für die Gültigkeit des dichromatischen Reflexionsmodells interpretiert und so eine repräsentative Gerade für ein Cluster bestimmt werden.

Der Schnittpunkt der repräsentativen Geraden liefert die gesuchte Beleuchtungsfarbe (Abb. 1(c)). Allerdings ist in diesem Stadium nicht zwischen korrekten Farbgeraden und solchen, die z.B. das Ergebnis von *Color-Clipping* sind, zu unterscheiden. Da die Anzahl der fehlerhaften Geraden verhältnismäßig gering ist, kann dennoch der korrekte Schnittpunkt bestimmt werden.

2.2 Schätzung der Gewebefarbe

Eine Methode zur Bestimmung der Gewebefarbe ist die Viertelkreisanalyse [5], bei der die Farben eines Objekts mit Hilfe zweier orthonormaler Eigenvektoren beschrieben werden. Diese werden so rotiert, daß einer von beiden in Richtung der Lichtquellenfarbe S weist. Die transformierten Werte sind dann im ersten Quadranten des Einheitskreises zu finden. Eine robuste Schätzung der Körperfarbe liefert der Wert, der *am weitesten* von S entfernt ist.

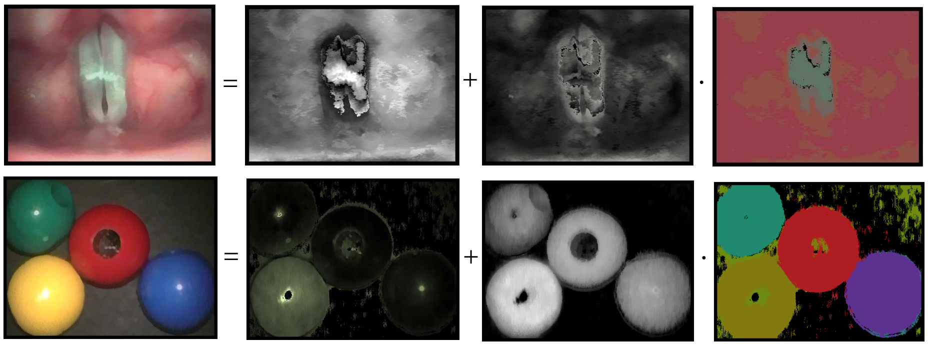
2.3 Pixelweise Trennung

Sind beide Farbanteile des dichromatischen Modells bekannt, so können auch die Gewichtsfaktoren berechnet und so das Bild pixelweise in seine Farbbestandteile zerlegt werden. Dazu wird die Moore-Penrose-Pseudoinverse eingesetzt. Damit wird die Gewichtung so vorgenommen, daß der quadratische Abstand zwischen Schätzwert und Originalwert minimiert wird [3].

3 Ergebnisse und Diskussion

Das hier vorgestellte Verfahren zur Trennung von Oberflčhenreflexion und Körperreflexion wurde sowohl an Bildern des Larynx als auch an Phantombildern getestet. Die Phantombilder zeigen Plastikkugeln, die in einem neutralreflektierenden Kasten unter Einsatz eines üblichen Lupenparyngoskops aufgenommen wurden. Für beide Bildmaterialien konnte die Lichtquellenfarbe bestimmt und eine pixelweise Separierung der Bilder in ihre gewichteten Farbanteile erzielt werden. In Abbildung 3 wird dieses Ergebnis als mathematische Gleichung wie (1) dargestellt.

Abb. 3. Das Originalbild (links) wird in seine beiden Farbanteile (rechts) gesplittet. Die Gewichtsfaktoren g_k und die Körperfarbe sind als Produkt (rechts) zu sehen, während g_o und die Lichtquellenfarbe in einem Bild (Mitte) zusammengefaßt sind.



In beiden Bildern der Körperfarbe fallen die geschwärzten Teile ins Auge. Eine Schwärzung erfolgt bei negativen Farbanteilen bei der dichromatischen Trennung. Da diese innerhalb des zugrundeliegenden physikalischen Modells nicht auftreten, können so Farbfehler aufgespürt werden. Im Glanzlichtbereich der gelben Kugel (Abb. 3 (unten links)) sind *Color Clipping*-Effekte in Folge von Überbelichtung zu beobachten. Im Randbereich der Stimmlippen treten dagegen Interreflexionen auf, d.h. die benachbarten rötlichen Objekte beleuchten die Stimmlippen zusätzlich. Diese dritte Farbkomponente kann nicht mit dem dichromatischen Modell beschrieben werden. Die Markierung dieser Farbfehler ist nützlich, um eine Störung der anschließenden Farbanalyse zu verhindern und evtl. Korrekturmaßnahmen einzuleiten.

Insgesamt führt der beschriebene Algorithmus zur Elimination des Einflusses der Beleuchtung auf die quantitative Farbmessung. Die farbkonstanten Farbwerte sollen in der weiteren Arbeit zur Diskriminierung verschiedener Gewebearten und Klassifikation verschiedener Krankheitsbilder eingesetzt werden.

Literatur

1. Shafer SA: Using Color to Separate Reflection Components. Color Research and Application, 10(4):210-218, 1985.
2. Tominaga S: Surface Identification Using the Dichromatic Reflection Model. IEEE PAMI, 13(7): 658-670, 1991
3. Palm C, Scholl I, Lehmann T, Spitzer K: Trennung von diffuser und spiegelnder Reflexion in Farbbildern des Larynx zur Untersuchung von Farb- und Formmerkmalen der Stimmlippen. In: Lehmann T, Scholl I, Spitzer K (Hrsg.), Bildverarbeitung für die Medizin. Augustinus Buchhandlung Aachen, 229-234, 1996
4. Lee H-C: Method for computing the scene-illuminant chromaticity from specular highlights. JOSA A, 3(10):1694-1699, 1986
5. Tominaga S, Wandell BA: Standard surface-reflectance model and illuminant estimation. JOSA A, 7(2):312-317, 1990