

Lineare Farbkorrektur zur automatischen Geweberkennung in der Endoskopie des Ösophagus

Christian Münzenmayer¹, Frederic Naujokat¹, Steffen Mühldorfer²,
Brigitte Mayinger² und Thomas Wittenberg¹

¹Fraunhofer-Institut für Integrierte Schaltungen, 91058 Erlangen

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

Email: mzn@iis.fraunhofer.de

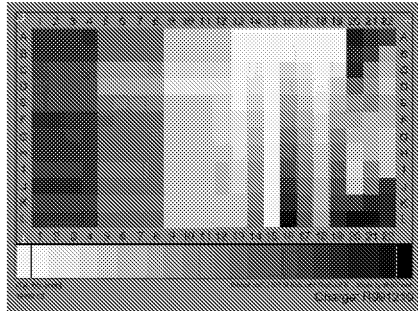
Zusammenfassung. Der vorliegende Beitrag untersucht mehrere Varianten eines analytischen, auf Referenzfarbwerten beruhenden, linearen Farbkalibrierungsverfahrens mit verschiedenen Matrixformen und vorverarbeitenden Normierungen. Die erforderlichen Transformationsmatrizen werden mit Hilfe der Singulärwertzerlegung geschätzt. Ihr Einfluss auf Klassifikationsraten einer farbtextrbasierten Gewebeklassifikation werden bewertet und mit bekannten Farbkonstanzverfahren verglichen. Das vorgestellte Verfahren leistet einen Beitrag zu einer verbesserten automatischen Erkennung von Geweben, die langfristig Unterstützung für den praktizierenden Endoskopiker bieten und auch in Wissenschaft und Forschung Einsatz finden kann.

1 Einleitung

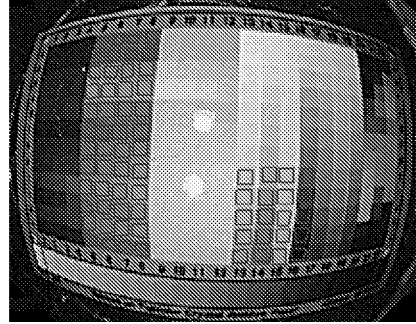
Für die klinische Diagnostik und Therapieverlaufskontrolle von Geweben und Zellen unter Verwendung von Endoskopen und Mikroskopen werden vermehrt digitale Farbkameras eingesetzt. Verbreitete Rechneranwendungen hierbei sind die digitale Archivierung und schlagwortbasiertes Image Retrieval. Zunehmend werden aber auch Telediagnostik- und Diagnose-unterstützende Systeme (Computer Assisted Diagnosis) entwickelt. Ein Beispiel hierfür ist die automatische Geweberkennung auf zoom-endoskopisch gewonnenen Aufnahmen des Ösophagus. Für die Bildanalyse, insbesondere mit Methoden der Farbtextranalyse, sind normierte Aufnahmebedingungen von entscheidender Bedeutung. Dies sind zum einen einheitliche Geometrie- und zum anderen normierte Beleuchtungsverhältnisse im Hinblick auf Helligkeit und Farbe der Lichtquelle. Veränderungen der Beleuchtungsfarbe durch fertigungsbedingte Toleranzen und Alterungseffekte stehen dem allerdings entgegen. Deshalb sind entsprechende Farbkonstanz- bzw. Farbkalibrierungsverfahren erforderlich, die eine Korrektur der akquirierten Bilder ermöglichen.

Stehen für eine Aufnahme keine zusätzlichen Informationen über die verwendete Beleuchtung zur Verfügung, können nur einfache Farbkonstanzverfahren wie sog. Gray-World oder White-World-Verfahren, Whitening oder Comprehensive

Abb. 1. Farbreferenzwerte werden mittels einer Farbreferenzkarte nach dem IT8.7/2 Standard gewonnen. Aus dem Standardlayout mit 288 Farbfeldern wurden 68 Felder, ausgewählt. Diese liegen in der endoskopischen Aufnahme in einem hinreichend homogen ausgeleuchteten Bereich und außerhalb der Totalreflexionen in der Bildmitte.



(a) IT 8.7/2 Farbreferenzkarte



(b) Endoskopische Ansicht

Color Normalization (CCN) [1] angewandt werden. Bei Vorwissen über auftretende Lichtfarben können auch Verfahren wie Finlaysons Color by Correlation eingesetzt werden. Unter Zuhilfenahme von Farbreferenzkarten (z. B. IT 8.7/2) können analytische oder spektrale Modelle zur Farbkalibrierung benutzt werden [2]. Analytische Modelle zur Abbildung vom geräteabhängigen RGB-Farbraum in den geräteunabhängigen Farbraum CIE Lab wurden in [2] vorgestellt. Diese arbeiten ebenso mit linearen Transformationen, minimieren allerdings den empfindungsgemäßen Farbabstand ΔE .

2 Lineare Farbkorrektur

2.1 Berechnung der Transformationsmatrizen

Unser Verfahren setzt ein Referenzbild \mathbf{I}_F^U einer normierten Farbtabelle voraus, das im unbekanntem Beleuchtungskontext der zu kalibrierenden Bilder aufgenommen wurde. Dazu verwenden wir eine miniaturisierte IT8.7/2 Farbtabelle (Abb. 2(a)) mit 288 Farbfeldern, die mittels einer lichtdichten Kapsel in definiertem Abstand aufgenommen wird. Aufgrund der Richtcharakteristik der Endoskop-Beleuchtung werden hier $N = 68$ Referenzfarbtripel γ_i^U ($i = 1 \dots N$) als mittlere Farbwerte von Farbfeldern aus der Bildmitte extrahiert (Abb. 2(b)) und in einer Referenzmatrix angeordnet:

$$\mathbf{I}_{3 \times N}^U = (\gamma_1^U \ \gamma_2^U \ \dots \ \gamma_N^U) = \begin{pmatrix} R_1^U & R_2^U & \dots & R_N^U \\ G_1^U & G_2^U & \dots & G_N^U \\ B_1^U & B_2^U & \dots & B_N^U \end{pmatrix} \quad (1)$$

Als kanonische Normreferenz können tabellarisch vorliegende Farbwerte oder eine der Aufnahmeserien dienen, die ebenso in Matrixform als $\mathbf{I}_{3 \times N}^C$ vorliegen.

Ziel ist es mithilfe der beiden Referenzen eine Zuordnungsfunktion $\Phi : \gamma^U \rightarrow \gamma^C$ zu finden, die Farbtupel unbekannter Beleuchtung γ^U in die kanonische Beleuchtung γ^C überführen. Wir setzen hier ein lineares Modell voraus, wobei die notwendige Transformationsmatrix $M_{3 \times 3}$ mit Hilfe der Singulärwertzerlegung $A = U \Sigma V^T$ berechnet wird. Mit der Diagonalmatrix Σ , die entsteht indem alle Singulärwerte, die nicht null sind, durch ihre Inversen $\sigma_i \rightarrow \frac{1}{\sigma_i}$ ersetzt werden, ist die Pseudo-Inverse definiert als $A^+ = V \Sigma U^T$. Somit ergibt sich für die Transformation folgende Matrix:

$$M_{3 \times 3} = \mathbf{I}^C_{3 \times N} (\mathbf{I}^U_{3 \times N})^+ \quad (2)$$

Um konstante Helligkeitsanteile in die Transformation einzubeziehen, kann eine homogene Koordinate bei den Referenzwerten angefügt werden:

$$\begin{pmatrix} R^C \\ G^C \\ B^C \end{pmatrix} = P_{3 \times 4} \begin{pmatrix} R^U \\ G^U \\ B^U \\ 1 \end{pmatrix} \quad (3)$$

Höhere Freiheitsgrade können mit Termen zweiter Ordnung erreicht werden, bei denen allerdings auf die Normierung der Wertebereiche geachtet werden muss (siehe Abschnitt 2.2):

$$\begin{pmatrix} R^C \\ G^C \\ B^C \end{pmatrix} = Q_{3 \times 10} (1, R^U, G^U, B^U, (R^U)^2, (G^U)^2, (B^U)^2, R^U G^U, R^U B^U, G^U B^U)^T \quad (4)$$

In beiden Fällen wird die Berechnung der Transformationsmatrix analog zu (2) basierend auf der kanonischen Referenz $\mathbf{I}^C_{3 \times N}$ und den um die homogene Koordinate bzw. die Terme zweiter Ordnung ergänzten Referenz-Matrizen $\mathbf{II}^C_{4 \times N}$ bzw. $\mathbf{\Psi}^C_{10 \times N}$ berechnet.

2.2 Vorverarbeitung und Normierung

Gamma-Korrektur Ebenso wie übliche Digitalkameras weisen die in dieser Arbeit verwendeten Endoskope (Olympus GIF-Q160Z) eine nicht-lineare Charakteristik auf. Diese sog. Gamma-Korrektur soll die nicht-lineare Transfer-Funktion der verwendeten Monitore kompensieren und die Quantisierung auf die üblichen 8 Bit in der Farbtiefe verbessern. Ist dieser Exponent γ bekannt, können die Farbwerte (hier beispielhaft für den Rot-Kanal $R \in [0; 255]$) vor der linearen Farbtransformation korrigiert werden. Im Anschluss an die Transformation wird der Exponent wieder eingerechnet und der Wertebereich skaliert:

$$R^U \rightarrow \tilde{R}^U = \left(\frac{R^U}{255} \right)^{\frac{1}{\gamma}} \rightarrow \tilde{R}^C = M \tilde{R}^U \rightarrow R^C = 255 (\tilde{R}^C)^\gamma \quad (5)$$

Intensitäts-Normierung Durch den bei digitalen Bildern eingeschränkten Wertebereich sind Maßnahmen erforderlich, um ein Abschneiden von Farbwerten bei linearen Transformationen zu vermeiden. Eine solche Maßnahme ist die zeilenweise Normierung der Transformationsmatrizen durch $\bar{m}_{ij} = \frac{m_{ij}}{\sum_k m_{ik}}$. Um auch bei der Transformation mit quadratischen Termen einheitliche Wertebereiche zu schaffen, werden die Transformationen wie bei der Gamma-Korrektur mit normierten Farbwerten in $[0; 1]$ berechnet.

Chromatizitäts-Normierung Die absolute Helligkeit in Form der Intensität geht bei den obigen Verfahren in die Berechnung der Transformationsmatrizen ein. Gerade bei inhomogen ausgeleuchteten Referenzbildern kann dies problematisch werden und zu Verfälschungen führen. Für eine reine Farbkorrektur schlagen wir daher die Verwendung der intensitätsnormierten Chromatizitätskoeffizienten $[r, g, b] = \frac{[R, G, B]}{R+G+B}$ vor. Die Berechnung der Transformation erfolgt erst auf den normierten Werten und ist damit unabhängig von absoluten Helligkeitswerten. Korrigierte Werte werden wie für den Rot-Kanal kurz dargestellt im Anschluss wieder auf ihre ursprüngliche Intensität skaliert:

$$R^U \rightarrow r^U = \frac{R^U}{I^U = R^U + G^U + B^U} \rightarrow r^C = M r^U \rightarrow R^C = I^U r^C \quad (6)$$

3 Experimentelle Evaluierung und Ergebnisse

Zur Evaluierung wurden auf einer Stichprobe von zoom-endoskopischen Aufnahmen des Ösophagus bei 23 Patienten 82 histologisch gesicherte Regionen selektiert und vorklassifiziert. Es handelt sich hierbei um Regionen, die Plattenepithel, Schleimhaut der Cardia, sowie sog. Barrett-Schleimhaut zeigen. Zur Merkmalsextraktion dienen Farbhistogramme, farberweiterte Summen- und Differenzhistogramme sowie statistische geometrische Merkmale in einer Inter-Plane-Farbvariante [3]. Die Verfahren werden nach statistischer Merkmalsnormierung mittels eines Nächster-Nachbar-Klassifikators nach dem Leaving-One-Out-Schema evaluiert.

In Tabelle 1 sind zunächst die Klassifikationsraten ohne Vorverarbeitung sowie die Referenzergebnisse der Farbnormierungsverfahren Gray-World (GW), White-World (WW), Comprehensive Color Normalization (CCN), modifizierte CCN (MCCN) und Whitening (WHI) angegeben. Ebenso wurde zum Vergleich ein einfacher Weißabgleich mit unabhängiger Skalierung der RGB-Kanäle (Von Kries Transformation) anhand eines Weißbildes herangezogen. Für die vorgeschlagenen Farbkorrekturverfahren wurden verschiedene γ -Einstellungen sowie die Intensitätsnormierung (Int) und Chromatizitätsnormierung (Chr) verwendet.

4 Diskussion

Es zeigt sich, dass die geeignetsten Verfahren stark von den verwendeten Merkmalen abhängen. Farbkonstanzverfahren zeigten nur teilweise Verbesserungen,

Tabelle 1. Klassifikationsraten der Ösophagus-Stichprobe in % mit Farbhistogrammen (Hst), Summen- und Differenzhistogrammen (S/D) und statistischen geometrischen Merkmalen (Sgf).

Farbnormierung	Ohne	GW	WW	CCN	MCCN	WHI	v. Kries	
Hst	57	52	50	57	50	43	60	
S/D	62	46	63	62	66	50	66	
Sgf	70	62	74	68	66	57	73	
γ	0.50	0.75	1.00	1.25	1.50	1.75	Int	Chr
3x3 Hst	67	63	62	63	62	66	61	61
S/D	66	66	67	66	66	66	62	67
Sgf	71	73	72	71	70	74	73	66
3x4 Hst	54	60	56	59	59	60	59	63
S/D	65	62	68	68	71	72	62	48
Sgf	70	74	74	74	68	68	74	65
3x10 Hst	50	49	50	56	57	66	48	44
S/D	61	57	59	57	56	59	66	48
Sgf	74	78	73	67	66	66	80	55

der einfache Weißabgleich (v. Kries) ebenso. Die Ergebnisse nach Farbkorrektur fallen recht uneinheitlich aus, wobei gerade die statistischen geometrischen Merkmale am meisten von den größeren Matrizen (3x4, 3x10) profitieren und auch die Variation des γ -Parameters teilweise deutlichen Einfluss zeigt. Eine echte Messung dieses Parameters stand in diesen Experimenten allerdings als Referenz nicht zur Verfügung. Die Intensitätsnormierung (Int) zeigt keine nennenswerten Unterschiede wohingegen eine Korrektur der Chromatizitätskoeffizienten teilweise zu starken Einbrüchen in der Erkennungsleistung führt. Das im Test beste Ergebnis mit 80% Erkennungsleistung wird mit den SGF-Merkmalen bei einer 3×10 -Korrektur und intensitätsnormierter Matrix erzielt, was den zugrundeliegenden Ansatz bestätigt. Problematisch ist die Gewinnung der Farbreferenzwerte durch die systembedingt lokal ungleichmäßig ausgeleuchtete Farbtafel, die evtl. durch sog. Shading-Korrektur-Verfahren kompensiert werden kann. Weiterhin ist sicherzustellen, dass sich Systemparameter wie automatische Helligkeits- und Empfindlichkeitsregelungen in Lichtquelle und Aufnahmesystem nicht verändern. Noch nicht geklärt ist der Einfluss der verwendeten Farbfelder für die konkrete Applikation. In der Endoskopie könnte eine Optimierung auf die entsprechenden Gewebefarben zu besseren Ergebnissen führen.

Literaturverzeichnis

1. Finlayson GD, Schiele B, Crowley JL: Comprehensive Colour Image Normalization Procs ECCV'98, Nr. 1406 LNCS, Springer, Heidelberg, 1998.
2. Hardeberg JY: Acquisition and Reproduction of Color Images Dissertation.com, USA, 2001.
3. Münzenmayer C, Mühldorfer S, Mayinger B, et al.: Farbtexturbasierte optische Biopsie auf hochauflösenden endoskopischen Farbbildern des Ösophagus Procs BVM 03:191–195, 2003.