

Shading-Korrektur für Endoskopische Bilder und Fundusbilder

Annika Hirsch¹, Christian Münzenmayer² und Dietrich Paulus¹

¹ Institut für Computervisualistik
Universität $\frac{1}{2}$ Koblenz-Landau
56070 Koblenz
paulus@uni-koblenz.de

² Fraunhofer Institut für Integrierte Schaltungen,
Am Wolfsmantel 33,
D-91058 Erlangen

Zusammenfassung. In der medizinischen Diagnostik werden Farbkameras eingesetzt. Bei Endoskopen zur Betrachtung des Körperinneren ist eine Beleuchtungsquelle erforderlich. Ebenso wird beim Blick in das Auge mit einer Funduskamera eine Beleuchtung benötigt. In beiden Fällen ist das entstehende Bild nicht gleichmäßig ausgeleuchtet, was durch die Geometrie der Aufnahme bedingt ist. Im Beitrag werden Verfahren vorgestellt, wie diese Beleuchtungsvariation automatisch erkannt und reduziert werden kann, so dass nachfolgende rechnergestützte Verarbeitungsschritte von einer gleichmäßigen Beleuchtung ausgehen können.

1 Einleitung

In medizinischen Anwendungen unterliegen endoskopische Bilder speziellen Beleuchtungsschwankungen, die durch die Geometrie der Optik und Lampe bedingt sind. Ähnliche Probleme ergeben sich in der Diagnostik des Auges, wenn so genannte Fundusbilder verwendet werden. Hier ist ebenfalls eine Änderung der Beleuchtung festzustellen, die zusätzlich noch durch die Geometrie des Auges bedingt ist. Auf die Notwendigkeit der Normierung der Eingabebilder in der Ophthalmologie wird beispielsweise in [4, 1] hingewiesen.

Werden so geartete Bilder mittels Bildverarbeitung und Bildanalyse untersucht, so sind die Beleuchtungsänderungen oft Grund für Schwierigkeiten der Verfahren. Es ist daher wünschenswert, die Bilder so zu normalisieren, dass eine Unabhängigkeit von der Beleuchtung entsteht. Zum Ausgleich dieser Schwankungen in endoskopischen Bildern wurden in [5] Verfahren vorgestellt, die auf einer so genannten retrospektiven Filterung beruhen. Im Folgenden werden diese Verfahren auch auf Fundusbildern angewendet. Ein neuer Ansatz basierend auf einer angenommenen Beleuchtungsverteilung wird dann vorgestellt und evaluiert.

Im Abs. 2 stellen wir den Stand der Technik zum Thema Shading-Korrektur vor. In Abs. 3.1 führen wir ein neues lineares Modell ein, das in Abs. 3.2 auf Quadriken erweitert wird. Ergebnisse werden in Abs. 4 vorgestellt. Eine Zusammenfassung in Abs. 5 beschließt den Beitrag.

2 Shading-Korrektur

2.1 Grauwertbilder

Eine ungleichmäßige Ausleuchtung eines Bilds stellt für den menschlichen Beobachter nicht immer ein Problem dar, da das Gehirn diese Unterschiede auszugleichen scheint. Anders ist es bei der automatischen Analyse mit einem Rechner. Hier müssen diese Unterschiede ausgeglichen werden, falls die ermittelten Merkmale nicht gegenüber Beleuchtungsunterschieden invariant sind. Es ist dabei festzustellen, dass die Beleuchtung über das Bild hinweit meist langsam variiert. Abb. 1 zeigt hierzu ein Beispiel eines Fundus-Bildes.

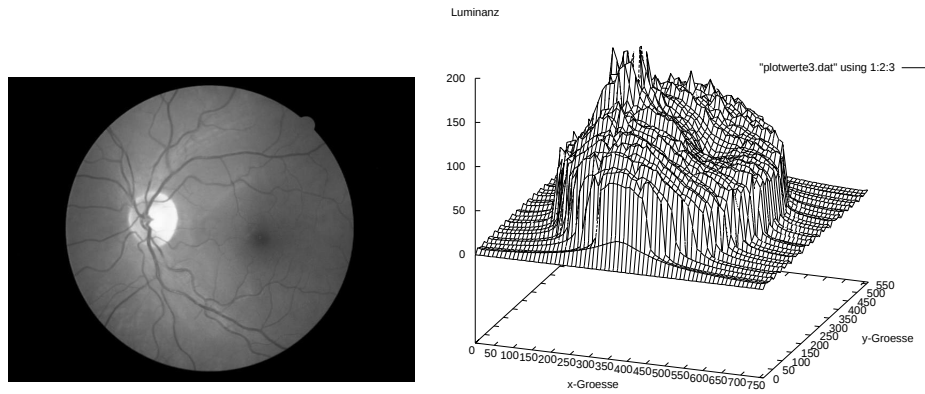


Abb. 1. Fundus-Bild zur Erläuterung der Beleuchtungsunterschiede, rechts ein Plot der Intensität

In der Literatur wird der Zusammenhang zwischen idealem Grauwert-Bild f_{ij} und verrauschtem, beleuchtungsvariantem Bild g_{ij} , das aus der realen Kamera stammt, durch ein lineares Modell angegeben [8]:

$$g_{ij} = f_{ij}\gamma_{ij} + \beta_{ij} \quad (1)$$

Die Parameter γ_{ij} und β_{ij} sind positionsabhängige multiplikative und additive Komponenten, die im Allgemeinen unbekannt sind.

Während es beispielsweise in der Industrie möglich ist, mittels Kalibrierenaufnahmen von weißen und schwarzen Oberflächen und von Testobjekten zunächst Daten zu erhalten, aus denen dann die Parameter γ_{ij} und β_{ij} geschätzt werden, ist diese Vorgehensweise in der Medizin oft nicht möglich [5]. In [5] werden daher für endoskopische Bilder des Ösophagus so genannte retrospektive Verfahren angewendet, die die Beleuchtung nur auf Basis des Eingabebilds g_{ij} schätzen.

Unter der Annahme, dass sich die Beleuchtung langsamer verändert als der Bildinhalt, kann das ideale Bild aus (1) mittels homomorpher Filterung ermittelt werden [8, 5].

In einem Ansatz aus [3] werden Polynome zweiten Grads zur Modellierung der Beleuchtung eingesetzt.

2.2 Farbbilder

Wie in [5] dargestellt, lassen sich die Verfahren für Grauwertbilder auch auf Farbbildern anwenden, wenn die üblichen drei-kanaligen Bilder aus dem RGB-Farbraum zunächst in einen Farbraum konvertiert werden, in dem Farbe und Intensität $\frac{1}{2}$ getrennt sind. Die Verfahren aus Abs. 2.1 werden auf dem Intensitäts-Kanal angewendet und das Bild wird dann in den RGB-Farbraum zurückgeführt. Für die homomorphe Filterung und den YUV-Farbraum ist dies als Diagramm in Abb. 2 dargestellt.

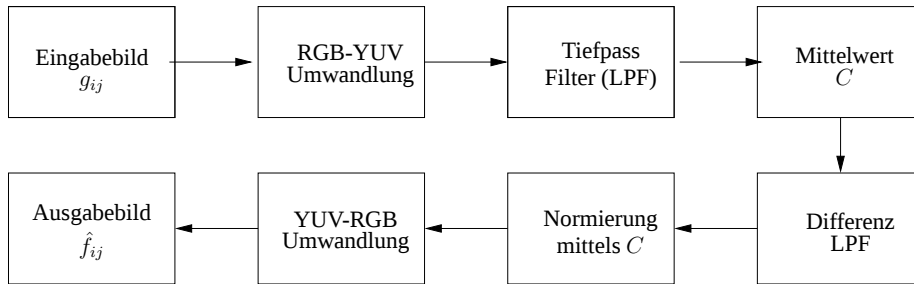


Abb. 2. Farbbild-Shading-Korrektur im Intensitätskanal nach [5]

Ein Ergebnis auf einem endoskopischen Bildern aus [5] ist in Abb. 9 auf Seite 80 dargestellt.

3 Beleuchtungskorrektur durch Oberflächenanpassung

3.1 Shading-Korrektur durch Ebenenanpassung

Wie im unteren Teil von Abb. 9 zu sehen, ergibt sich im korrigierten Bild bei einem horizontalen Schnitt ein Profil, das durch eine annähernd horizontale Gerade angenähert werden kann. Im Original-Bild ist die Ausgleichsgerade dagegen gekippt. Dieser Effekt rührt von der räumlich langsamen Änderung der Beleuchtung, die im Beispiel von links nach rechts abnimmt.

Hieraus ergibt sich ein neuer Ansatz. Unter der Annahme, dass das Bild eine makroskopisch annähernd homogene Struktur hat, lässt sich durch eine Ebenen-Approximation der Intensitätswerte eine zweidimensionale Beleuchtungsverteilung approximieren.

Mit Pixelpositionen (i, j) , Pixelgröße $\Delta_x \times \Delta_y$ und Grauwerten, bzw. Intensitäten f_{ij} ergibt sich für jeden Bildpunkt die Ebenengleichung

$$a_1 \Delta_x j + a_2 \Delta_y i + a_3 f_{ij} + a_4 = 0 \quad , \quad (2)$$

wobei die Parameter der Ebene a_1, a_2, a_3, a_4 zu bestimmen sind. Zur Berechnung dieser Ebene werden die schwarzen und weißen Pixel des Hintergrunds (vgl. Abb. 9 und Abb. 1) nicht berücksichtigt. Die Lösung mit minimalem quadratischen Fehler führt zu

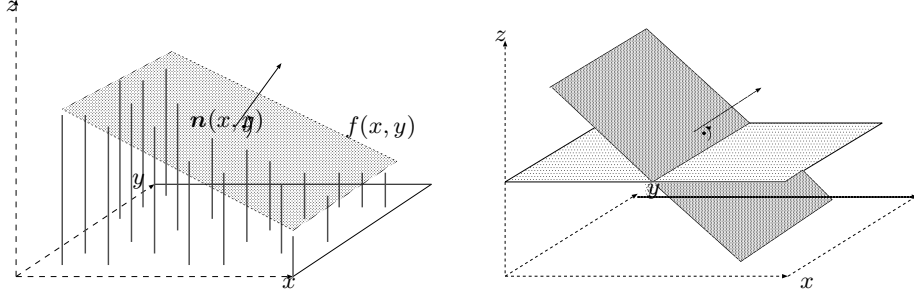


Abb. 3. Illustration Ausgleichsebene

einem Parametervektor $(a_1, a_2, a_3)^T$. Bei quadratischen Pixeln kann dabei die Pixelgröße $\Delta_x \times \Delta_y$ ignoriert werden. Für rechteckige Pixel muss dagegen das Seitenverhältnis Δ_x/Δ_y aus den Kameraangaben entnommen werden.

Die Intensitäten werden nun nach

$$\hat{f}_{ij} = \frac{-\mu a_3}{1 + a_1 j + a_2 i} f_{ij} \quad (3)$$

korrigiert, d. h., jeder Pixel wird in Abhängigkeit seines Abstands zur Ausgleichsebene korrigiert (vgl. Abb. 3).

3.2 Shading-Korrektur durch Quadrik-Anpassung

An Stelle der Annahme einer planaren Verteilung in (2) lässt sich auch eine hyperbolische Annahme treffen, wie sie bei einer nahen Punktlichtquelle zu beobachten ist. Die Ebenenanpassung muss dann eine Quadrik approximieren, wobei hier auf die Angabe der Pixelgröße (Δ_x, Δ_y) verzichtet wird. Die allgemeine Quadrik

$$a_1 x^2 + a_2 y^2 + a_3 z^2 + a_4 xy + a_5 xz + a_6 yz + a_7 x + a_8 y + a_9 z + a_{10} = 0 \quad (4)$$

wird für Graph-Oberflächen, die als Funktion nach $z = f(x, y)$ auflösbar sind, unter Verwendung der diskreten Pixelpositionen (i, j) zur Formel

$$a_1 j^2 + a_2 i^2 + a_4 i j + a_7 j + a_8 i + a_9 f_{ij} + a_{10} = 0 \quad (5)$$

In den Experimenten führte eine weitere Einschränkung zu

$$a_1 j^2 + a_2 i^2 + a_7 j + a_8 i + a_9 f_{ij} + a_{10} = 0 \quad (6)$$

in der Regel zu besseren Ergebnissen. Die Parameter $(a_1, a_2, a_7, a_8, a_9, a_{10})$ lassen sich wie in Abs. 3.1 durch ein lineares Gleichungssystem mit minimalem quadratischen Anpassungsfehler lösen. In beiden Anpassungsproblemen ist es numerisch jedoch bedeutsam, die Gleichungen (2) und (6), durch geeignete Skalierung in einen geeigneten Bereich zu bringen; wie in [2] wurde beispielsweise zur Lösung von (2) der Messwertvektor $\mathbf{m} = (j, i, f_{ij}, 1)$ normiert auf $\mathbf{m}' = \sqrt{2}\mathbf{m}/\|\mathbf{m}\|$.

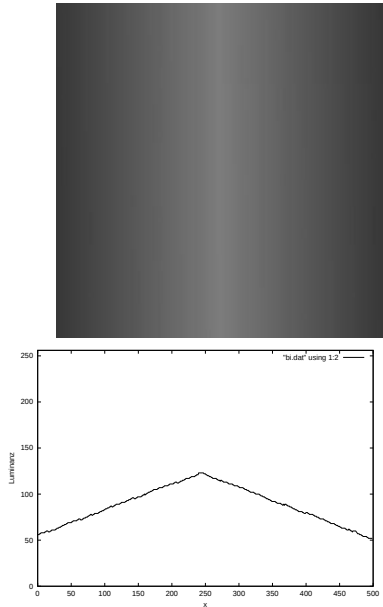


Abb. 4. Bilinearer Verlauf

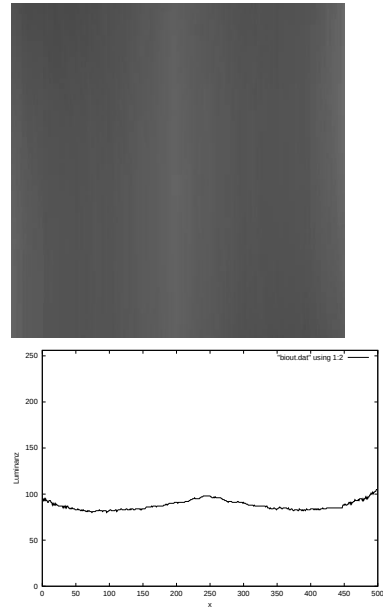


Abb. 5. Quadrikausgleich

4 Experimente und Ergebnisse

Abb. 4 zeigt oben ein synthetisches Bild, das horizontal ein dachförmiges Intensitätsprofil hat (Abb. 4 unten). Die Korrektur nach (6) ist in Abb. 5 rechts dargestellt. Die Korrektur eines endoskopischen Bilds ist in Abb. 6 zu sehen. Ausgangsbild und Ergebnisse auf Fundusbildern sind in Abb. 7 und Abb. 8 dargestellt.

Koeff.	Abb. 7	Abb. 7	Abb. 8	Abb. 8
a_1	5.93296e-06	-3.76443e-06	-2.30964e-06	3.47189e-06
a_2	2.39738e-06	-1.52782e-06	-8.77195e-07	1.3389e-06
a_4	0	-2.41213e-06	-2.12514e-06	0
a_7	-0.00460803	0.0038473	0.00294476	-0.00316883
a_8	-0.00191254	0.00213184	0.00160293	-0.00120388
a_9	0.000889694	-0.000428865	0.00142442	-0.00181368
a_{10}	1	1	1	1

Tabelle 1. Quadrik-Anpassung mit (6)

Für Abb. 7 sind die berechneten Parameter wie folgt: der Ausgleich mittels (2) liefert

$$-0.000788394x + -0.000415322y + -0.00519192z + 1 = 0 \quad .$$

Die entsprechende Gleichung für Abb. 8 ist

$$-0.001316x + -0.000449263y + -0.00454655z + 1 = 0 \quad .$$

Die Koeffizienten der Anpassung mit (5) und (6) für die beiden Bilder sind in Tabelle 1 zusammengefasst.

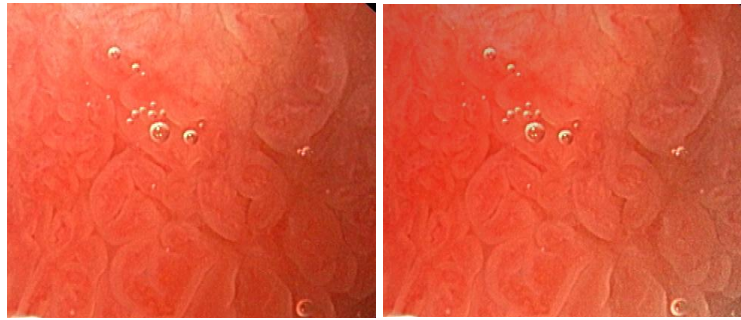


Abb. 6. Eingangsbild (links) und korrigiertes Bild (rechts) unter Verwendung von (2)

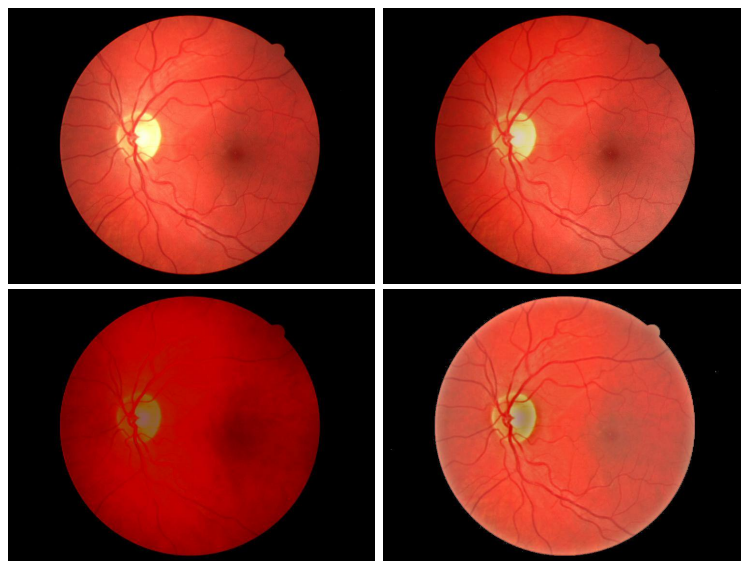


Abb. 7. Eingangsbild (oben links) und korrigierte Bilder unter Verwendung von (2) oben rechts, (6) unten links, homomorpher Filterung (Abb. 2) unten rechts

Abb. 7 zeigt, dass homomorphe Filterung und Ebenenanpassung zu einem erkennbaren Helligkeitsausgleich im Bild führen. Bei der Ebenenanpassung ist im Bereich des Schattens der Iris, der als dunkler Bereich rechts im Bild zu sehen ist, ein höherer Kontrast festzustellen, als bei der homomorphen Filterung. Letzere führt jedoch zu einer

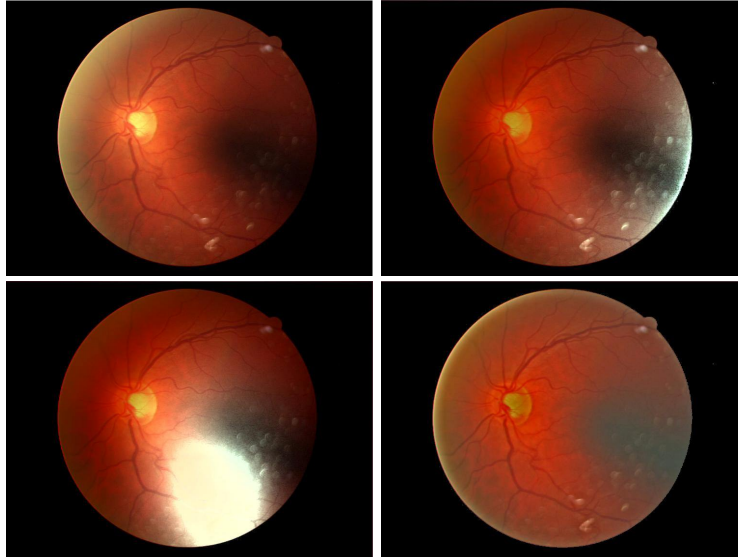
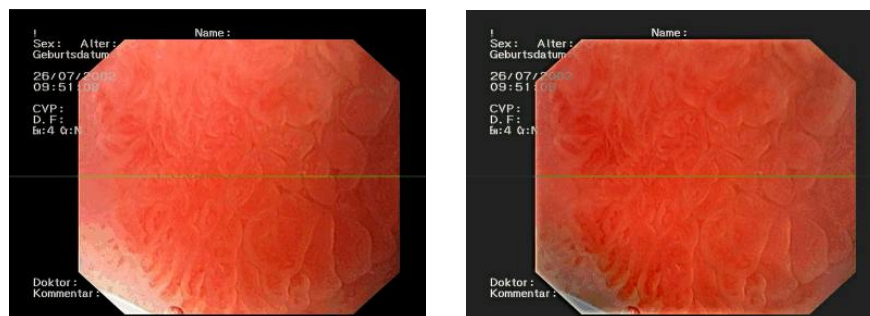
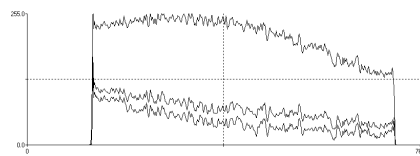


Abb. 8. Eingangsbild (oben links) und korrigierte Bilder unter Verwendung von (2) oben rechts, (6) unten links, homomorpher Filterung (Abb. 2) unten rechts.

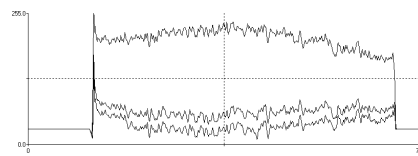


(a) Eingangsbild

(b) YUV Glättung



(c) RGB Linien Profil



(d) RGB Linien Profil

Abb. 9. Ergebnis auf einem endoskopischen Bild

deutlich homogenen Helligkeit im Bild. Diese Ergebnisse waren auch auf anderen Bildern festzustellen.

Wie in Abb. 8 zu sehen ist, führen bei extremen Beleuchtungen die Ebenenanpassungen zu schlechteren Ergebnissen, als die homomorphe Filterung, da es durch die großen Anpassungsfaktoren aus (3) zu Über- und Untersteuerung kommt. Aufnahmen dieser Qualität sind jedoch in der ärztlichen Praxis selten und werden in der Regel ohnehin wiederholt.

Die Anpassung einer Quadrik führt in Abb. 7 zu einem gleichmäßigen, aber relativ kontrastarmen Bild. In Abb. 8 führt der dunkle Schattenbereich zu einer Oberflächenform, die bei der Helligkeitsanpassung zu einem starken Übersprechen führt.

5 Zusammenfassung und Ausblick

An zwei medizinischen Anwendungsbeispielen aus Endoskopie und Ophthalmologie wurde gezeigt, wie Farbbilder so normiert werden können, dass Beleuchtungsunterschiede eliminiert werden. Die vorgestellten neuen Verfahren zur Ebenenanpassung wurden qualitativ verglichen mit dem bekannten Verfahren der homomorphen Filterung.

In [5] wurde gezeigt, wie Texturklassifikation von endoskopischen Bildern mit Merkmalen aus [6] und [7] durch die Anwendung von homomorpher Filterung verbessert werden kann. Ein quantitativer Vergleich der Klassifikationsraten nach Shading-Korrektur mittels Ebenenanpassung steht noch aus.

Ebenso ist es geplant, einen Vergleich von Registrierungsverfahren von Fundusbildern mit HRT Bildern mit und ohne Shading-Korrektur durchzuführen. Für intensitätsabhängige Abstandsmaße ist hier mit einer Verbesserung der Registrierungsergebnisse zu rechnen.

Dank

Die Autoren danken Frau PD Dr. B. Mayinger und Herrn PD Dr. S. Mühldorfer für die freundliche Überlassung von endoskopischem Bildmaterial. Die Bilder der Augen wurden uns dankenswerter Weise von der Universitätsklinik Erlangen (Prof. Dr. G. Michelson) und der Praxis Dr. Schmitz-Valckenberg & Dr. Derse, Koblenz überlassen.

Literatur

1. Radim Chrastek, Matthias Wolf, Klaus Donath, Heinrich Niemann, Torsten Hothorn, Berthold Lausen, Robert Lämmer, C. Y. Mardin, and Georg Michelson. Automated segmentation of the optic nerve head for glaucoma diagnosis. In Thomas Wittenberg, Peter Hastreiter, Ulrich Hoppe, Heinz Handels, Alexander Horsch, and H. P. Meinzer, editors, *Bildverarbeitung für die Medizin 2003: Algorithmen - Systeme - Anwendungen*, Informatik aktuell, pages 338–342, Erlangen, 2003. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York.
2. Richard I. Hartley and Andrew Zisserman. *Multiple View Geometry in computer vision*. Cambridge University Press, Cambridge, 2000.

3. B. Likar, J.B.A. Maintz, M.A. Viergever, and F. Pernus. Retrospective shading correction based on entropy minimization. *Journal of Microscopy*, 197(3):285–295, 2000.
4. Georg Michelson, M. Groh, P. Pogorelov, M. Scibor, Radim Chrastek, K. Keppler, and J. Keller. Projekt e-EyeCare: Augenheilkunde im Web. *Deutsches Ärzteblatt, Supplement: Praxis Computer*, 99(11):20–22, 2002.
5. Christian Münzenmayer, Frederic Naujokat, Steffen Mühldorfer, and Thomas Wittenberg. Enhancing texture analysis by color shading correction. In Karl-Heinz Franke, editor, 9. *Workshop Farbbildverarbeitung*, Ilmenau, 2003. Zentrum für Bild- und Signalverarbeitung e.V.
6. C. Münzenmayer, H. Volk, C. Küblbeck, K. Spinnler, and T. Wittenberg. Multispectral texture analysis using interplane sum- and difference-histograms. In Luc Van Gool, editor, *Pattern Recognition - Proceedings of the 24th DAGM Symposium Zurich, Switzerland, September 2002*, pages 25–31, Berlin, 2002. Springer.
7. C. Münzenmayer, H. Volk, D. Paulus, F. Vogt, and Wittenberg. Statistical geometrical features for texture analysis and classification. In 8. *Workshop Farbbildverarbeitung, Autorenavorträge*, pages 87–94, Ilmenau, 2002. Zentrum für Bild- und Signalverarbeitung e.V. Ilmenau.
8. D. Tomazevic, B. Likar, and F. Pernus. A comparison of retrospective shading correction techniques. In *International Conference on Pattern Recognition (ICPR'00)*, volume 3, pages 564–567. IEEE, 2000.