

Intensitätsbasiertes Multiskalen-Blending zur Erstellung von Panoramabildern in der Fluoreszenzendoskopie

Alexander Behrens, Martin Guski, Thomas Stehle, Sebastian Gross, Til Aach

Lehrstuhl für Bildverarbeitung, RWTH Aachen University, 52056 Aachen, Germany
alexander.behrens@lfb.rwth-aachen.de

Kurzfassung. Bei der Erstellung von Bildkompositionen aus endoskopischen Fluoreszenzbildern kommt es bei herkömmlichen linearen Blendingverfahren aufgrund starker Bildintensitätsunterschiede zwischen den zu überblendenden Endoskopbildern zu ungewollten visuellen Artefakten. Das entwickelte nichtlineare intensitätsbasierte Pyramidenblending dagegen erhält sowohl diagnostisch relevante Fluoreszenzinformationen als auch feine Gefäßstrukturen. Dies ermöglicht die Erstellung von kontrast- und struktureicheren Panoramabildern der Harnblase.

1 Einleitung

Die medizinische Diagnose und Therapie von Harnblasenkrebs erfolgt durch eine Zystoskopie, in der ein starres Endoskop durch die Harnröhre in die Harnblase des Patienten eingeführt wird. Mittels eines Videoendoskopiesystems wird hierbei die Harnblase gesichtet. Zur Kontrastverstärkung zwischen gesunden und tumorösen Gewebe kommt die photodynamische Diagnose (PDD) zur Anwendung, bei der eine Markersubstanz angeregt durch schmalbandiges eingestrahktes blaues Licht (380–450 nm) fluoresziert. Aufgrund der schmalbandigen Lichteinstrahlung ist für die Erzeugung von rauscharmen und kontrastreichen Bildern das Zystoskop stets dicht (≤ 1 cm) an der Blasenwand entlangzuführen. Dies führt zu Bildern mit einem kleinen „Field of View“ (FOV), welches die Navigation und Orientierung innerhalb der Blase erschwert.

Mosaikalgorithmien [1, 2, 3] liefern dagegen durch iteratives Aneinandersetzen von sequentiellen Endoskopbildern lokale Blasenpanoramen mit größeren FOVs. Klinisch können diese zur Orientierungshilfe, zur Befundsdokumentation und zum gezielten Wiederauffinden von Tumoren eingesetzt werden. Hierfür ist jedoch sicherzustellen, dass die originale Bildinformation möglichst unverfälscht und ohne störende Artefakte im resultierenden Panoramabild wiedergegeben wird. Neben einer ungenauen Bildregistrierung kann ein unangepasstes Blendingverfahren starke visuelle Artefakte und Strukturverluste in den Überlappungsbereichen zweier überblendeter Bilder verursachen.

Obwohl lineare Alpha-Blendingmethoden [4] unter gleichbleibenden Beleuchtungsbedingungen gute Ergebnisse liefern [1, 2, 5], verschwinden bei Mehrfachüberblendungen von ungleich beleuchteten und aufgelösten Bildregionen dia-

gnostisch relevante Bildinformationen wie Fluoreszenzstärke und feine Vaskularisierungsstruktur. Um diese Informationen in den resultierenden Panoramabildern zu erhalten, wird im Folgenden ein neues intensitätsbasiertes Multiskalen-Blending für die Fluoreszenzendoskopie vorgestellt.

2 Methoden

Bedingt durch die Bauweise des optischen Systems des Zystoskops ist stets eine deutliche Vignettierung vorhanden, welche die Abschattung von der Bildmitte zum Bildrand beschreibt. Beim Überblenden des Überlappungsbereichs $A \cap B$ zweier Endoskopbilder A und B (Abb. 1(a)) ist daher die geringere Intensität der Randpixel zu berücksichtigen, um Artefakte wie in Abb. 1(b) gezeigt zu vermeiden. Unter Annahme von zwei annähernd gleich stark belichteten PDD-Bildern und eines radialsymmetrischen Vignettierungsverlaufs liefert ein Alpha-Blending mit einer linearen Gewichtungsfunktion, basierend auf der relativen Entfernung zwischen Pixelposition und Bildrand [5], bereits einen sanften Überblendungsverlauf ohne visuell störende Artefakte [1, 2] (Abb. 1(c)).

Eine annähernd gleichbleibende globale Beleuchtungsstärke der Blasenwand ist während eines Blasenscans durch die Freihandbewegung des Endoskops nicht sichergestellt. Aufgrund der schmalbandigen Lichteinstrahlung führen variierende Abstände zwischen Endoskopspitze und Blasenwand schnell zu einer deutlichen Intensitätsabnahme der Bildpixel (Abb. 2). Hohe Bildintensitäten dagegen deuten auf hochwertige und diagnostisch relevante Bildinformationen hin, da Gefäßstrukturen durch den geringeren Objektstand höher aufgelöst werden und stärkere Fluoreszenzen auf Tumore hinweisen.

Im Falle der Überblendung von unterschiedlich stark belichteten und gleichzeitig verschieden hoch aufgelösten PDD-Bildern (Abb. 2) mittels eines Alpha-Blendings, kommt es durch die lineare Pixelinterpolation zum Verlust von Strukturinformation. Darüber hinaus können bei Mehrfachüberblendungen selbst einst starke Fluoreszenzen von Tumoren vollständig verloren gehen.

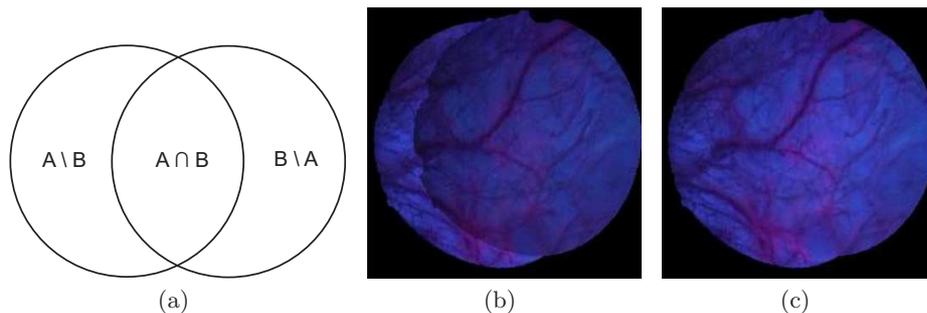


Abb. 1. (a) Überlappungsbereich zweier Endoskopbilder. (b) Bildregistrierung ohne Überblendung. (c) Bildregistrierung mit linear gewichtetem Alpha-Blending [1, 2, 5].

Ein ortsfrequenzabhängiges Blending [6] ermöglicht es dagegen unterschiedliche Helligkeiten anzugleichen und gleichzeitig feine Bildstrukturen zu erhalten. Basierend auf einer Multiskalenrepräsentation werden dabei tieffrequente Signale über weite Bildregionen überblendet, während hohe Ortsfrequenzen nur lokal berücksichtigt werden. Dieser Ansatz wird im Folgenden für die Erhaltung von feiner Vaskularisierungsstruktur in PDD-Panoramabildern übernommen. Dazu werden die Bildinhalte der beiden zu kombinierenden Endoskopbilder zunächst durch Laplacepyramiden [7] repräsentiert. Die Erstellung der Laplacepyramide erfolgt dabei rekursiv durch Gaußpyramiden

$$G^{(q+1)} = \downarrow_2 \mathcal{B} G^{(q)} \quad \text{mit} \quad G^{(0)} = G \quad (1)$$

wobei sich das Originalbild G auf der 0-ten Pyramidenebene befindet. Jede q -te Ebene berechnet sich mittels binomialer Tiefpassfilterung \mathcal{B} und anschließender Abwärtsabtastung \downarrow_2 um den Faktor 2. Die Laplacepyramide mit gewünschter Bandpasszerlegung ergibt sich damit zu

$$L^{(p)} = G^{(p)} - \mathcal{B} \uparrow_2 G^{(p+1)} \quad \text{mit} \quad L^{(P)} = G^{(P)} \quad (2)$$

in der das letzte Bild der Pyramide $L^{(P)}$ das tiefpassgefilterte Bild $G^{(P)}$ repräsentiert und \uparrow_2 einer Aufwärtsabtastung um den Faktor 2 entspricht.

Nach Erstellung der Laplacepyramiden L_A und L_B der Eingangsbilder A und B , wird eine Gaußpyramide der Blendingmaske des Überlappungsbereichs $A \cap B$ erstellt. Anstatt der Verwendung einer binären Maske [6] oder einer tiefpassgefilterten Randmaske [5] wird nun eine Gewichtungsfunktion verwendet, die sowohl die Vignettierung als auch die maximale Intensitätserhaltung in den PDD-Bildern berücksichtigt. Dazu werden zunächst Vignettierungsmasken M_A, M_B der Eingangsbilder erstellt, welche die Randabschattung des Endoskops durch eine streng monoton steigende radialsymmetrische Gewichtungsfunktion nachbilden. Die zum Blending verwendete Gewichtungsmaske

$$M = \begin{cases} M_A & \text{für } E_A \geq E_B \\ 1 - M_B & \text{für } E_A < E_B \end{cases} \quad \text{mit} \quad (3)$$

$$E_A = \sum_{A \cap B} (M_A \cdot I_A)^2 \quad \text{und} \quad E_B = \sum_{A \cap B} (M_B \cdot I_B)^2 \quad (4)$$

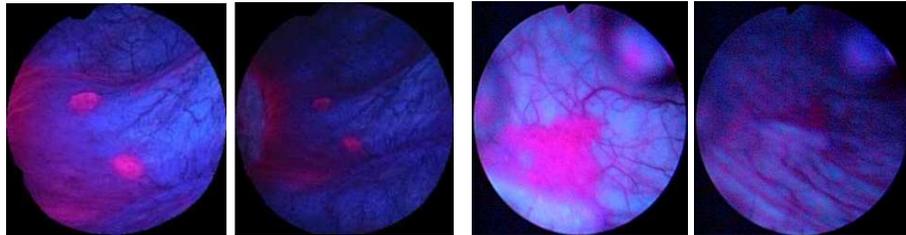


Abb. 2. Fluoreszierendes Tumorgewebe bei variierenden Abständen zwischen Endoskop und Blasenwand.

wird anschließend durch einen Vergleich der auftretenden Energien in beiden Grauwertbildern I_A, I_B aus den Vignettierungsmasken M_A, M_B gemäß Gl. 3 bestimmt. Zur abschließenden Bildrekonstruktion ist aufgrund der Pyramidenstruktur für die Maske M eine Gaußpyramide mit gleicher Stufenanzahl zu berechnen. Die rekursive Verknüpfung der mit M gewichteten Bandpassanteile von Bild A und B ergeben dann die resultierende Bildkomposition I_c^0 gemäß

$$I_c^{(p-1)} = M^{(p-1)} \cdot L_A^{(p-1)} + \left(1 - M^{(p-1)}\right) \cdot L_B^{(p-1)} + \mathcal{B} \uparrow_2 I_c^{(p)} \quad \text{mit (5)}$$

$$I_c^{(P)} = M^{(P)} \cdot L_A^{(P)} + \left(1 - M^{(P)}\right) \cdot L_B^{(P)}$$

Aufgrund der verwendeten 3-kanaligen Eingangsbilder ist die Rekonstruktion auf jedem der drei Farbkanäle gemäß Gl. (5) durchzuführen.

3 Ergebnisse

Zum Vergleich der vorgestellten Blendingverfahren wird eine reale, typische zystoskopische Freihandsequenz mit einer Auflösung von 384x288 verwendet, bei der während des Scans im Bereich zweier papillärer Tumore erst ein gewolltes Heranfahren und danach ein Wegbewegen des Endoskops von der Blasenwand vom Chirurg durchgeführt wurde (Abb. 2). Hierbei kommt es bei sequentiellen Mosaikalgorithmien [1, 2, 3] zum Mehrfachüberblenden von gleichen aber unterschiedlich stark beleuchteten Bildregionen. Aus Abb. 3(a) ist zu entnehmen, dass das linear gewichtete Alpha-Blending die in der Sequenz zunächst stark

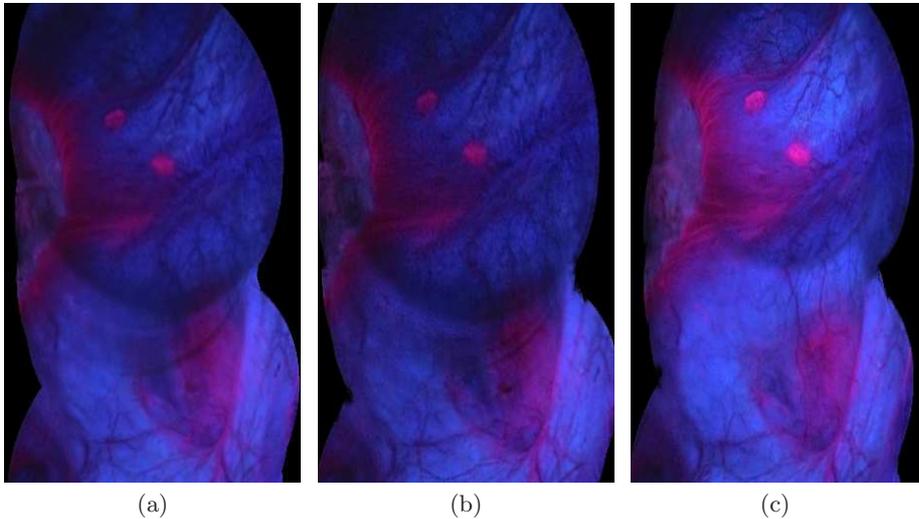


Abb. 3. (a) Lineares Alphablending, (b) lineares Pyramidenblending nach Burt [6], (c) nichtlineares Pyramidenblending.

fluoreszierenden Bildpixel durch Mehrfachüberblendungen sukzessive mit den intensitätsschwächeren Bildaufnahmen mittelt und feinere Vaskularisierungsstrukturen verloren gehen. Auch das lineare Multiskalen-Blending nach Burt [6] zeigt trotz Verwendung von Vignettierungsmasken M_A, M_B einen Verlust der Fluoreszenzinformation (Abb. 3(b)). Das hier entwickelte nichtlineare Pyramidenblending in Abb. 3(c) mit drei Pyramidenstufen erhält dagegen sowohl große Pixelintensitäten und damit stark fluoreszierende Bildregionen als auch feine Gewebestrukturen. Darüber hinaus werden weniger starke Kantenartefakte an den unvermeidlichen Helligkeitsverläufen zwischen dunklen und hellen Bildregionen erzeugt.

4 Diskussion

Lineare Alpha-Blendingmethoden erstellen bei annähernd konstant belichteten und ggf. normierten endoskopischen Videobildern sanfte Überblendungen ohne künstliche, visuell störende Artefakte. Bei starken Intensitätsschwanken zwischen den Bildern, wie sie in einer Freihandvideosequenz einer photodynamischen Diagnose vorkommen, erzeugen sie jedoch starke und unbefriedigende Blendingartefakte. Das entwickelte nichtlineare Pyramidenblending verwendet dagegen eine intensitätsabhängige Gewichtungsfunktion in unterschiedlichen Frequenzbändern. Hierbei wird erreicht, dass sowohl feine Strukturen als auch die Fluoreszenzintensität von tumorösen Gewebe für diagnostische Begutachtungen in einem Panoramabild der Harnblase erhalten bleiben. Dieses Verfahren ermöglicht die Erstellung von wesentlich struktureicheren Bildkompositionen für klinische Dokumentationsberichte und erlaubt es größere variierende Abstände zwischen dem Endoskop und der Blasenwand zu tolerieren, welche durch die Freihandbewegung des Chirurgen hervorgerufen werden können.

Literaturverzeichnis

1. Behrens A, Stehle T, Gross S, et al. Local and global panoramic imaging for fluorescence bladder endoscopy. In: Proc EMBC; 2009. p. 6990–3.
2. Behrens A. Creating panoramic images for bladder fluorescence endoscopy. Acta Polytech J Adv Eng. 2008;48(3):50–54.
3. Miranda-Luna R, Daul C, Blondel WCPM, et al. Mosaicing of bladder endoscopic image sequences: distortion calibration and registration algorithm. IEEE Trans Biomed Eng. 2008;55(2):541–553.
4. Porter T, Duff T. Compositing digital images. In: Proc SIGGRAPH; 1984. p. 253–259.
5. Wald D, Reeff M, Székely G, et al. Fließende Überblendung von Endoskopiebildern für die Erstellung eines Mosaiks. In: Proc BVM; 2005. p. 287 – 291.
6. Burt P, Adelson E. A multiresolution spline with application to image mosaics. ACM Trans Graph. 1983;2(4):217–36.
7. Jähne B. Digitale Bildverarbeitung. 6th ed. Springer; 2005.