

Fließende Überblendung von Endoskopiebildern für die Erstellung eines Mosaiks

Diana Wald^{0,1,2}, Mireille Reeff¹, Gábor Székely¹, Philippe Cattin¹, Dietrich Paulus²

¹ Medical Image Analysis and Visualization Group
Computer Vision Laboratory, Swiss Federal Institute of Technology
ETH-Zentrum Sternwartstr. 7, CH-8092 Zurich

² Institut für Computervisualistik, Universitätsstr. 1, D-56070 Koblenz

Zusammenfassung. Im Beitrag wird ein neues Verfahren zum fließenden Überblenden von Endoskopiebildern vorgestellt. Spezielles Augenmerk wird dabei auf die Erhaltung von feinsten Details in den Aufnahmen und einen guten visuellen Gesamteindruck gelegt. Die Bilder werden zunächst in ihrer Intensität angeglichen. Die Überlappungsbereiche werden anschließend mit dem neuen Verfahren überblendet.

1 Einleitung

Das Twin to Twin Tranfusion Syndrome (TTTS) ist eine Erkrankung der Plazenta, die bei monochoriaten Schwangerschaften auftreten kann [1]. Da sich die Föten bei einer solchen Schwangerschaft die Plazenta teilen, kann es auf der Plazenta zu Anastomosen von Blutgefäßen der beiden Föten kommen. Wird dabei der venöse Blutkreislauf des einen Fötus mit dem arteriellen des Anderen verbunden, kommt es zu einer unproportionierten Blutverteilung (Abb. 1).

Die Folgen von TTTS sind beträchtlich. Die Sterberate für monochoriate Mehrlinge, die von Mitte der Schwangerschaft an, an TTTS leiden, liegt zwischen 80 und 100 Prozent. Rechtzeitig erkannt, lassen sich durch einen minimal invasiven Eingriff diese Anastomosen jedoch trennen. Dabei wird mit dem Endoskop die Plazenta abgesucht und mit einem Laser die verbundenen Blutgefäße getrennt und koaguliert. Das kleine Gesichtsfeld des Endoskopes erschwert es jedoch den Chirurgen sicherzustellen, dass die ganze Plazenta abgesucht und alle Anastomosen getrennt wurden. Durch systematisches Abfahren der Plazenta könnte aus Einzelbildern ein Gesamtbild der Plazenta in Form eines Mosaikes erstellt werden. Dieses Gesamtbild wäre eine ideale Orientierungshilfe für den Chirurgen und würde die Operation beschleunigen und sicherer gestalten.

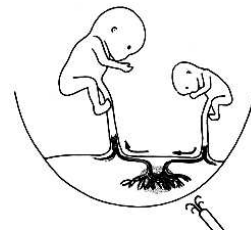


Abb. 1. Der Fötus rechts verliert Blut zugunsten vom Linken (Bild aus [2])

⁰ Die Arbeit wurde im Rahmen des Freemover Program von Erasmus an der ETH in Zürich erstellt.

Die Erzeugung dieses Mosaikbildes aus endoskopischen Bildern stellt einen bisher unbearbeiteten Teil der medizinischen Bildverarbeitung dar. In [3] werden Lichtfelder aus endoskopischen Bildfolgen erzeugt; die erforderliche Interpolation wird jedoch nicht zur Erzeugung von Überblendungen verwendet. Bei der Anwendung in der Photographie haben Bilder meist eine ähnliche Beleuchtung; daher sind bei der Überlapung z. B. in [4] keine speziellen Anpassungsschritte erforderlich. Falls Illuminanzunterschiede festzustellen sind, so wird z. B. in [5] ein *weighted average blending* durchgeführt. Im Gegensatz zur Panoramabildern sind die Überlappungsbereiche in der Endoskopie nicht quadratisch und die Randregionen der Bilder in der Regel unscharf.

2 Methoden

Alle bildgebenden Verfahren weisen Unzulänglichkeiten im Aufnahmeprozess auf. Diese müssen nach Möglichkeit bereits in der Vorverarbeitung korrigiert werden. Im Falle von endoskopischen Bildern sind dies Verzerrungen durch Linsenfehler und Inhomogenitäten in der Beleuchtung. Für die Korrektur der Linsenfehler verwendeten wir die verbreitete Kamerakalibrierung nach [6]. Der folgende Absatz beschreibt kurz zwei von uns verwendete Verfahren zum Illuminanzausgleich. Anschließend wird in Abs. 2.2 das speziell für endoskopische Bilder entwickelte Überblendverfahren vorgestellt.

2.1 Illuminanzausgleich

Aufgrund der koaxialen punktförmigen Lichtquelle des Endoskopes sind die Bilder in der Mitte über- und zum Rand hin meist unterbelichtet [7]. Abhilfe soll ein Illuminanzausgleich schaffen, der die Helligkeit in den Endoskopiebildern angleicht.

Wir verwenden hier die Verfahren mit *linearer Filterung* (LF) und das Verfahren mit kalibrierter Filterung (KF) aus [8], welche auch schon in [9] und in [10] verwendet und getestet wurden. Bei dem retrospektiven Verfahren mit linearer Filterung (LF) wird das optimale Bild \hat{g} allein aus dem vorliegenden aufgenommenen Endoskopiebild g abgeschätzt. Als ersten Schritt geht eine Konvertierung in einen Farbraum voraus, der Farbe und Intensität trennt. Während in [9] eine Normierung im Y -Kanal des YUV-Farbraums durchgeführt wurden, wurden hier die zu Grunde liegenden RGB Bilder in den HSV Farbraum konvertiert. In einem zweiten Schritt folgt der Illuminanzausgleich mittels linearer Filterung, die auf den Intensitätskanal V angewendet wird. Ansatz für die lineare Filterung ist die Bildentstehungsgleichung aus [10]:

$$g(x, y) = \gamma(x, y)I(x, y)\hat{g}(x, y) + o(x, y) \quad (1)$$

Beim Illuminanzausgleich durch LF wird angenommen, dass das Störsignal γ und der Belichtungsfaktor I tieffrequent sind und der Offset o null sei. Wird das Bild g mit einem Tiefpassfilter (LP) geglättet, ist das Resultat eine Abschätzung des Hintergrundes bzw. die tieffrequenten Störfaktoren γ und I . Wird nun diese geglättete Version von dem Bild g subtrahiert und eine Konstante, die die Helligkeit im Bild korrigiert, addiert, so ist das Ergebnis das abgeschätzte illuminanzausgeglichene Bild \hat{g} .

$$\hat{g}(x, y) = g(x, y) - \text{LP}\{g(x, y)\} + C \quad (2)$$

Das zweite von uns getestete Verfahren zum Illuminanzausgleich *kalibrierte Filterung* (KF) wurde in [8] vorgestellt. Dort wird das verwendete Endoskop mit Hilfe zweier Referenzbildern f_{black} und f_{white} kalibriert, wobei f_{black} den Dunkelstrom liefert. Damit vereinfacht sich (1) mit $I = 0$ zu $f_{\text{black}}(x, y) = o(x, y)$.

Da im weißen Referenzbild f_{white} keine Bildinformationen vorhanden sind, liefert das es die Faktoren γ , I und o :

$$f_{\text{white}}(x, y) = \gamma(x, y)I(x, y) + o(x, y) \quad (3)$$

Für den Illuminanzausgleich mit dem Kalibrierungsfiter ergibt sich nach [8]:

$$\hat{g}(x, y) = C (g(x, y) - f_{\text{black}}(x, y)) / (f_{\text{white}}(x, y) - f_{\text{black}}(x, y)) \quad (4)$$

2.2 Überblendung von überlappenden endoskopischen Bildern

Die anatomischen Begebenheiten erfordern bei einem chirurgischen Eingriff an der Plazenta ein Endoskop mit abgewinkelter Optik. Da es mit einem von Hand geführten Endoskop schwierig ist, die Scheimpflugbedingung einzuhalten, weisen die einzelnen Bilder in der Bildmitte meist ein bessere Bildqualität als am Rand auf. Die Qualität wird durch die perspektivischen Verzerrungen der abgewinkelten Optik noch weiter gemindert. Durch das einfache Übereinanderlegen der Bilder können dadurch wichtige Details, die sich in der Mitte eines Bildes befinden, von einem informationsärmeren Rand eines anderen Bildes verdeckt werden und somit dem Chirurgen wichtige Informationen vorenthalten werden. Im weiteren beeinträchtigen die durch einfaches Überlagern der Endoskopiebilder entstehenden Ränder den visuellen Gesamteindruck des Mosaiks.

Die nun vorgeschlagene Methode trägt diesem Umstand Rechnung, indem die Pixel je nach ihrer Position im jeweiligen Bild, resp. ihrer Entfernung zum Rand, unterschiedlich gewichtet werden. Das bedeutet, die Pixel die sich in der Mitte eines Bildes befinden erhalten eine höhere Priorität als die zumeist unscharfen Randpixel (Abb. 2). Um die Position der Pixel in den jeweiligen Bildern festzustellen, betrachtet eine Maske der Größe $h \times h$ eine bestimmte Anzahl von Nachbarpixeln. Wenn der betrachtete Nachbarpixel innerhalb des jeweiligen Bildes liegt, wird eine Variable i um eins erhöht. Das bedeutet, dass Randpixel einen kleinen Wert erhalten, da ein großer Teil der Nachbarpixel außerhalb des Bildes liegen. Dagegen erhalten Pixel, die sich in der Mitte des Bildes befinden, den maximalen Wert, da bei jedem Nachbarpixel i um eins erhöht wird. Diese Vorgehensweise wird für das existierende Mosaik und das Bild, das neu dazu kommt, an der Stelle (x, y) des zu verarbeitenden Pixel angewendet. Durch die Variable i ist die Entfernung des betrachteten Pixel zum Rand in beiden Bildern bekannt und der neue Pixelwert $k(x, y)$ kann wie folgt berechnet werden:

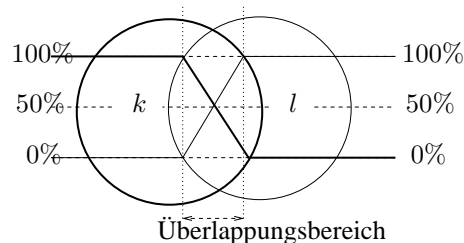


Abb. 2. Prozentuale Gewichtsverteilung des Überlappungsbereiches

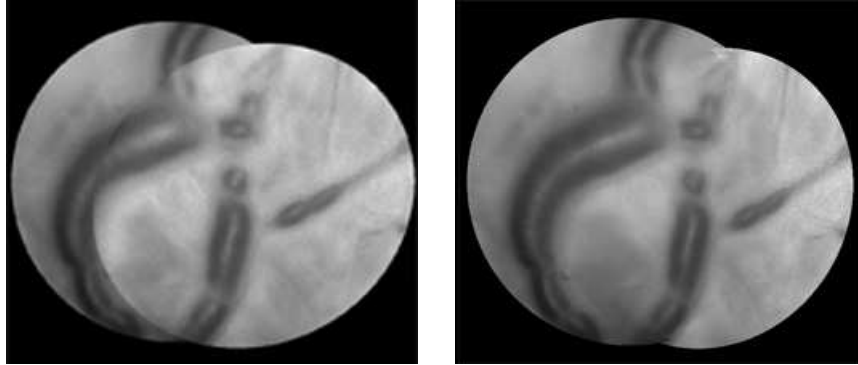


Abb. 3. Beim einfachen Übereinanderlegen werden Details verdeckt
Abb. 4. Die neue Methode erhält auch kleinste Details (Luftblase unten rechts)

$$\hat{k}(x, y) = \frac{i_k - \lfloor \frac{h^2}{2} \rfloor}{(i_k - \lfloor \frac{h^2}{2} \rfloor) + (i_l - \lfloor \frac{h^2}{2} \rfloor)} k(x, y) + \frac{i_l - \lfloor \frac{h^2}{2} \rfloor}{(i_k - \lfloor \frac{h^2}{2} \rfloor) + (i_l - \lfloor \frac{h^2}{2} \rfloor)} l(x, y)$$

wobei h für die verwendete Maskengröße, k für das vorhandene Mosaik und l für das neu dazu kommende Bild steht. Durch die Subtraktion der Hälfte der Maskenfläche $\lfloor \frac{h^2}{2} \rfloor$ von i wird bewirkt, dass Randpixel eine geringere bzw. keine Gewichtung erhalten. Erst nachdem der komplette Überlappungsbereich abgearbeitet wurde, werden die neuen Farbwerte \hat{k} auf das Mosaik geschrieben. Die Variable i wird für die beiden Bilder k und l separat ermittelt als i_k und i_l .

3 Experimente

Die Bilder zu den Experimenten wurden an einer ex-vivo Plazenta aufgenommen. Um eine anatomische korrekte Form zu garantieren, wurde die Plazenta in einer halbkugelförmigen Schale fixiert und mit Wasser bedeckt. Die Bilder wurden mit dem selben Endoskop aufgenommen, welches für die chirurgischen Eingriffe verwendet wird. Die affine Transformation zwischen den einzelnen Bildern wurde aus semi-automatisch bestimmten korrespondierenden Punkten berechnet. Die Bilder wurden anschließend mit den in Abs. 2.1 vorgestellten Verfahren in ihrer Beleuchtung angeglichen. Dabei zeigte KF für einzelne Endoskopieaufnahmen visuell die besseren Ergebnisse, da der Gesamtfarb- und Bildeindruck zum Originalbild beibehalten wird. Die Ergebnisse waren jedoch stark von den Referenzbildern abhängig. Die Aufnahme der Referenzbilder ist aber gemäß den Chirurgen intraoperativ nur schwer durchzuführen. Im Gegensatz dazu liefert LF für die intraoperative Planung und Navigation nützliche Bilder.

Das vorgeschlagene Überblendungsverfahren zeigt eine visuell deutliche Verbesserung der Bildqualität im zusammengesetzten Bild. Der Übergang von einem zum anderen Bild verläuft durch die prozentuale Gewichtung linear. Dabei werden die informationsarmen Ränder marginal oder gar nicht bewertet und somit werden keine wichtigen

Details im Bild verdeckt. Um ein optimales Resultat zu erzielen, wird für die Berechnung eine Maske $h \times h$ in der Größenordnung des Überlappungsbereichs benötigt.

In den Abbildungen 3 und 4 wird das Ergebnis des Verfahrens anhand von realen KF Illuminanz ausgeglichenen Bildern verdeutlicht. Das Verfahren wurde an synthetischen und realen Bildern getestet und ausgewertet. In allen Experimenten zeigte sich, dass Überblendungsartefakte bei einer einfachen Überblendung deutlich sichtbar waren und im vorgestellten neuen Verfahren nicht mehr festzustellen waren.

4 Zusammenfassung und Ausblick

In realen endoskopischen Bildern liefert das Verfahren der retrospektiven linearen Filterung (LF) der Illuminanz nach einer Konvertierung der Eingabebilder in den HSV-Farbraum gute illuminanzausgeglichene Bilder. Das vorgestellte neue Verfahren für die Überblendung von endoskopischen Bildern liefert sowohl bei synthetischen als auch bei realen Bildern gute Ergebnisse und verringert die sonst sichtbaren Artefakte an den Bildgrenzen. Durch die Gewichtung der Pixel in Abhängigkeit der Entfernung zum Bildrand entsteht ein weicher Verlauf zwischen den einzelnen Bildern und wichtige Details werden nicht mehr von informationsarmen Rändern verdeckt.

Dank Die Bilder der Plazenta wurden in Zusammenarbeit mit Prof. Dr. med. Zimmermann von der Frauenklinik des Universitätsspitals in Zürich erstellt und uns dankenswerter Weise zur Verfügung gestellt.

Literaturverzeichnis

1. TTTSFoundation: The twin to twin transfusion syndrome foundation (2004) <http://www.tttsfoundation.org/>.
2. UCSF: Twin diseases (2001) <http://www.fetus.ucsf.edu/twindiseases.htm>.
3. Vogt, F., Paulus, D., Niemann, H.: Highlight substitution in light fields. In: International Conference on Image Processing (ICIP). (2002) 637–640
4. Osian, M., Gool, L.V.: Video shot characterization. *Machine Vision and Applications* **15** (2004) 172–177
5. Szeliski, R.: Image mosaicing for tele-reality applications. In: Proceedings of the Second IEEE Workshop on Applications of Computer Vision, Sarasota, FL, USA (1994) 44–53
6. Heikkilä, J.: Geometric camera calibration using circular control points. *TPAMI* **22** (2000) 1066–77 print, Mireille Reeff, Christian Wengert.
7. Reling, J., Flogel, H., Werschy, M.: Technische Endoskopie. expert Verlag (2001)
8. Young, I.T.: Shading Correction: Compensation for Illumination and Sensor Inhomogeneities. John Wiley & Sons, New York (2000) <http://www.ph.tn.tudelft.nl/People/albert/papers/YoungShading.pdf>.
9. Münzenmayer, C., Naujokat, F., Mühldorfer, S., Wittenberg, T.: Enhancing texture analysis by color shading correction. In Franke, K.H., ed.: 9. Workshop Farbbildverarbeitung, Ilmenau, Schriftenreihe des Zentrums für Bild- und Signalverarbeitung e.V. Ilmenau, 1/2003 (2003)
10. Tomazevic, D., Likar, B., Pernus, F.: A comparison of retrospective shading correction techniques. In: International Conference on Pattern Recognition (ICPR'00). Volume 3., IEEE Inc. (2000) 564–567