

Registrierung von Aufnahmen des Augenhintergrundes zur Erstellung großflächiger Kompositionsaufnahmen

Daniel Baumgarten¹, Axel Doering², Michael Trost²

¹Institut für Biomedizinische Technik und Informatik, Technische Universität Ilmenau

²R&D Software, Carl Zeiss Meditec AG, Jena

Email: daniel.baumgarten@tu-ilmenau.de

Zusammenfassung. Wir präsentieren einen automatischen Algorithmus zur Registrierung und Überlagerung von Fundusbildern zu großflächigen Kompositionsaufnahmen. Das Verfahren kombiniert flächenbasierte und punktbasierte Ansätze. Als Ähnlichkeitsmaß dient jeweils der normierte Korrelationskoeffizient, der sich im Vergleich zur Transformation als robuster erwies und schneller zu berechnen ist. Den Transformationen der Bilder liegt ein quadratisches Modell zugrunde, das die annähernd sphärische Oberfläche der Retina berücksichtigt und anhand visueller Bewertung ausgewählt wurde. Bei der Validierung an realen klinischen Daten erwies sich der vorgestellte Algorithmus als robust und genau. Die Grenzen des Verfahrens bilden sehr unscharfe Bilder und solche, die nur sehr wenig relevante Strukturen enthalten.

1 Einleitung

Für die frühe Diagnose von Netzhauterkrankungen wie der Diabetischen Retinopathie empfiehlt sich eine ständige Beobachtung des Augenhintergrundes durch den Augenarzt oder im Rahmen von Screening-Untersuchungen. Dafür ist es erforderlich, die Fundusaufnahmen, die aufgrund des beschränkten Zugangs durch die Pupille jeweils nur einen kleinen Ausschnitt der Retina zeigen, zu großflächigen Kompositionsbildern zusammenzusetzen.

2 Stand der Forschung

Verschiedene Faktoren stellen hohe Ansprüche an die Verfahren zur Registrierung von Fundusaufnahmen. Die gekrümmte Fläche der Retina, unterschiedliche Beleuchtungsverhältnisse zwischen den Bildern, unterschiedliche Ausleuchtungen und strukturlose Bereiche innerhalb eines Bildes sowie nichtlineare Verzerrungen bilden hierbei die größten Probleme. In der Literatur lassen sich zwei Verfahren unterscheiden:

- *Flächenbasierte* (globale) Registrieralgorithmen [1, 2, 3] nutzen die Intensitätswerte der Bildpunkte. Die Registrierung erfolgt durch Maximierung eines Ähnlichkeitsmaßes des gesamten Überlappungsbereichs der Bilder.

- *Punktbasierte* (lokale) Registrieralgorithmen [4, 5] stützen sich dagegen auf ausgewählte, charakteristische Punkte. Es werden Punktkorrespondenzen zwischen den Bildern ermittelt, an die eine Transformation angepasst wird.

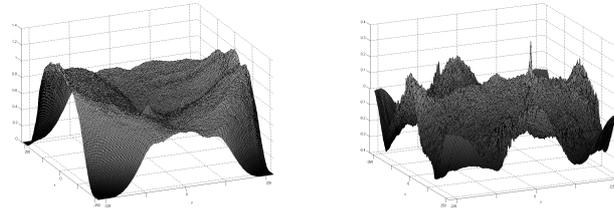
Ziel unserer Arbeiten ist die Entwicklung eines Algorithmus für den praktischen Einsatz in einer Funduskamera. Das Verfahren soll besonders zuverlässig und genau arbeiten und großflächige Kompositionsaufnahmen in einer für den Anwender akzeptablen Zeit berechnen. Um die Nachteile beider Ansätze zu umgehen, kombiniert das vorgestellte Verfahren ähnlich dem von Chanwimaluang et al. beschriebenen Algorithmus flächenbasierte und punktbasierte Ansätze [6]. Im Unterschied dazu werden die Punktkorrespondenzen durch ein Blockmatching-Verfahren bestimmt, das die Verteilung und Validität der Passpunkte sicherstellt. Damit ist es möglich, auch in der Peripherie der Retina Passpunkte zuverlässig und in ausreichender Anzahl zu detektieren. Zudem wird der normierte Korrelationskoeffizient anstelle der Transinformation als Ähnlichkeitsmaß verwendet, der sich als robuster erwies und deutlich schneller zu berechnen ist.

3 Methoden

Im ersten Schritt des von uns entwickelten Algorithmus wird eine grobe Verschiebung für alle möglichen Bildpaare bestimmt. Dazu werden in den auf eine geringere Auflösung skalierten Bildern die Blutgefäße durch ein Template-Matching hervorgehoben, um globale Bildanteile zu unterdrücken und Beleuchtungsunterschiede zwischen den Bildern auszugleichen [7]. Als Vorlage dient dabei eine Gauss-Kurve, mit der sich der Querschnitt eines Gefäßes grob approximieren lässt, über einer festen Länge. Das Template wird in mehreren Richtungen angewendet. Im Frequenzbereich wird die Kreuzkorrelationsfunktion der Gefäßbilder berechnet, deren Maximum der gesuchten Verschiebung entspricht. Die Verschiebung wird als gültig bewertet, falls der Wert des Maximums über einer Schwelle σ_V liegt. Anhand der Anzahl der gültigen Verschiebungen und deren Mittelwert wird ein Ankerbild bestimmt, in dessen Koordinatensystem alle weiteren Bilder transformiert werden.

Für alle Bildpaare mit gültiger Vorpositionierung werden, ausgehend von der bestimmten Verschiebung, die Punktkorrespondenzen ermittelt. Dazu wird ein Blockmatching-Algorithmus angewendet, der in mehreren Auflösungsstufen zu einem ausgewählten Block des Ausgangsbildes den korrespondierenden Block im Zielbild bestimmt. In jeder Stufe wird zur Reduzierung der Anzahl der Ähnlichkeitsmaßberechnungen eine Diamant-Suchstrategie [8] eingesetzt. Um die Validität und eine gute Verteilung der Passpunkte über den Überlappungsbereich zu gewährleisten, wird dieser in Kacheln unterteilt. In jeder Kachel werden durch ein Doppelschwellwertkriterium maximal zwei Passpunktpaare ausgewählt. Die ersten beiden Passpunktpaare, deren Ähnlichkeitsmaß über einer Schwelle σ_1 liegt, werden akzeptiert und die Suche für diese Kachel abgebrochen. Wurden nach einer maximalen Anzahl untersuchter Blockpaare keine zwei gefunden, werden die besten übrigen Paare verwendet, sofern deren Ähnlichkeitsmaß über einer Schwelle σ_2 liegt.

Abb. 1. Verteilung des NKK (links) und der TI (rechts) für Verschiebungen zwischen zwei Fundusbildern



Aus den Korrespondenzen werden die Parameter der Transformation aller Bilder in das Koordinatensystem des Ankerbildes berechnet. Die Passpunktpaare eines Bildes mit dem Ankerbild und allen bereits registrierten Bildern ergeben mit dem gewählten Transformationsmodell ein überbestimmtes Gleichungssystem, aus dem die Parameter durch Ausgleichsrechnung nach der Methode der kleinsten Quadrate geschätzt werden. Nach einer initialen Berechnung wird iterativ das Paar mit dem größten Fehler entfernt und aus den verbliebenen eine neue Transformation berechnet, bis dieser unter einem Schwellwert liegt. Damit werden mögliche Ausreißer und Fehlregistrierungen entfernt, die die Transformation verfälschen können.

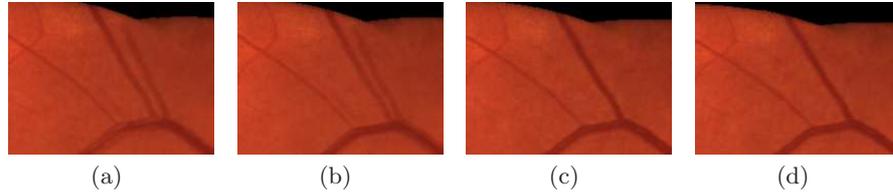
Nach der Berechnung der entsprechenden Parameter werden die Bilder transformiert. Vor der Überlagerung wird durch Segmentierung mit einem für jedes Bild individuell bestimmten Schwellwert eine Maske bestimmt. Aus dieser wird durch Tiefpassfilterung die Wichtung der Bildpunkte für die Überlagerung berechnet. Die Transparenz der Bilder nimmt so zum Rand hin zu, damit werden die Übergänge zwischen den Einzelbildern in der Bildmontage geglättet und die Regionen der Feldblende komplett ausgeblendet.

4 Ergebnisse

Für die Verwendung als Ähnlichkeitsmaß in der Vorpositionierung wurden der normierte Korrelationskoeffizient und die Transinformation untersucht. Lediglich die Verteilungen des NKK weisen einen deutlich erkennbaren und steilen Gipfel an der Position der gesuchten Verschiebung auf. Die dominierenden Anteile der Verteilungen der TI sind die zum Rand hin für große Verschiebungen stark ansteigenden Werte sowie ein Gipfel für die nicht gegeneinander verschobenen Bilder. Ursache ist jeweils die große Überlappung der homogenen Hintergrundbereiche [3]. Abb. 1 zeigt die Verteilung des NKK und der TI für ein Bildpaar.

Vier Transformationsmodelle wurden auf ihre Eignung für die Registrierung von Fundusbildern untersucht. Dazu wurden unter Nutzung dieser Modelle berechnete Bildmontagen visuell bewertet. Reichen die Freiheitsgrade eines Modells für die auftretenden Verzerrungen nicht aus, so sind Abweichungen sowie Sprünge an den Bildübergängen zu erkennen. 2 zeigt Ausschnitte von Bildmon-

Abb. 2. Ausschnitte einer Bildmontage für verschiedene Transformationsmodelle: Translation (a), affine (b), quadratische (c) und kubische Transformation (d)



tagen, die aus denselben Bildern mit verschiedenen Transformationsmodellen berechnet wurden. Bei Translation und affiner Transformation sind deutliche Abweichungen erkennbar, für das quadratische und das kubische Transformationsmodell liegen die Gefäße exakt übereinander. Quantitative Untersuchungen bestätigen diese Beobachtungen.

Unser Verfahren wurde zur Validierung und Bewertung auf unterschiedliche Bildsätze angewendet. Dafür wurden bei 12 gesunden Probanden mit der Funduskamera VISUCAM© PRO NM unter Nutzung der 7-Felder-Methode, die an die ETDRS-Felddefinitionen angelehnt ist, jeweils sieben Bilder mit einem Bildwinkel von 30° oder 45° aufgenommen. Zudem wurden 14 Bildsätze von Tumorpatienten aus klinischen Untersuchungen verwendet. Pro Patient wurden ohne vorgegebenes Protokoll 25 bis 40 Bilder mit einem Bildwinkel von 45° aufgenommen.

Für die mit der VISUCAM© aufgenommenen Bildsätze konnten jeweils alle Bilder montiert werden, die Montagen weisen keine sichtbaren Fehlregistrierungen oder Schattengefäße auf. Bei der Berechnung von Kompositionsaufnahmen aus den Bildsätzen von Tumorpatienten konnten in einigen Fällen nicht alle Aufnahmen registriert werden. Die nicht hinzugefügten Bilder lagen meist in der Peripherie der Retina und enthielten damit kaum Strukturen. Zudem waren sie sehr unscharf. Auch diese Bildmontagen zeigen keine Fehlregistrierungen. Der mittlere Registrierungsfehler lag für alle Bildsätze unter zwei Bildpunkten. Die Übergänge zwischen den Einzelbildern sind in allen Fällen nicht mehr zu erkennen. 3 zeigt Beispiele für Bildmontagen aus den unterschiedlichen Testbildsätzen.

5 Diskussion

Diese Arbeit präsentiert einen automatischen Algorithmus zur Registrierung von Fundusbildern und deren Überlagerung zu Kompositionsaufnahmen. Als Ähnlichkeitsmaß für die flächenbasierte Vorpositionierung wird der normierte Korrelationskoeffizient gewählt. Unsere Untersuchungen zeigen, dass eine lineare Transformation (Translation, affine Transformation) als geometrisches Modell für die Verzerrung zwischen Fundusbildern nicht ausreicht. Gegenüber der quadratischen bringt die kubische Transformation keine erkennbare Verbesserung der Bildmontagen. Deshalb und aufgrund der höheren numerischen Instabilität

Abb. 3. Kompositionsbilder aus Aufnahmen der VISUCAM© (links) und Tumorpapienten (rechts)



der kubischen Transformation wurde das quadratische Modell dem entwickelten Algorithmus zugrunde gelegt.

Mit dem vorgestellten Algorithmus lassen sich unter Nutzung dieser Erkenntnisse Fundusbilder unterschiedlicher Größe, Qualität und Beleuchtungsverhältnisse robust und exakt registrieren. Die berechneten Bildmontagen weisen keine sichtbaren Fehler auf. Weiterführende Arbeiten beschäftigen sich mit der weiteren Verbesserung der Zuverlässigkeit des Algorithmus, insbesondere gegen unscharfe Bilder und solche, die wenig Struktur enthalten. Darüber hinaus wurde der Algorithmus in einem Software-Modul implementiert und in die Gerätesoftware der Funduskamera VISUCAM® PRO NM der Carl Zeiss Meditec AG integriert. Damit ist es dem Anwender möglich, unmittelbar nach Aufnahme der Bilder eine Bildmontage zu erzeugen.

Literaturverzeichnis

1. Ritter N, Owens R, Cooper J, et al. Registration of stereo and temporal images of the retina. *IEEE Trans Med Imaging* 1999;18(5):404–418.
2. Voss K, Ortman W, Süße H. Bildmatching und Bewegungskompensation bei Fundus-Bildern. In: *Procs DAGM*; 1998. 439–446.
3. Pluim JPW, Maintz JBA, Viergever MA. Mutual information based registration of medical images: A survey. *IEEE Trans Med Imaging* 2003;20(8):986–1004.
4. Can A, Stewart CV, Roysam B, Tanenbaum HL. A feature-based technique for joint, linear estimation of high-order image-to-mosaic transformations: Mosaicing the curved human retina. *IEEE Trans PAMI* 2002;24(3):412–419.
5. Laliberté F, Gagnon L, Sheng Y. Registration and fusion of retinal images: An evaluation study. *IEEE Trans Med Imaging* 2003;22(5):661–673.
6. Chanwimaluang T, Fan G, Fransen SR. Hybrid retinal image registration. *IEEE Trans Inf Technol Biomed* 2006;10(1):129–142.
7. Chaudhuri S, Chatterjee S, Katz N, Nelson M, Goldbaum M. Detection of blood vessels in retinal images using two-dimensional matched filters. *IEEE Trans Med Imaging* 1989;8(3):263–269.
8. Zhu S, Ma KK. A new diamond search algorithm for fast block matching motion estimation. *IEEE Trans Image Process* 2000;9(2):287–290.