

Bildregistrierung zur Verbrennungsanalyse

Veronika Zimmer¹, Nils Papenberg¹, Jan Modersitzki², Bernd Fischer^{1,2}

¹Fraunhofer MEVIS, Projektgruppe Bildregistrierung, Wallstraße 40, 23562 Lübeck

²Institute of Mathematics and Image Computing, Universität zu Lübeck

`veronika.zimmer@mevis.fraunhofer.de`

Kurzfassung. In der plastischen Chirurgie ist es zur Bestimmung der Therapie notwendig, den Schweregrad einer Verbrennung genau einzuschätzen. Hierzu ist ein Verfahren entwickelt worden, das auf der Verarbeitung visueller Aufnahmen der Wunde in unterschiedlichen Farbspektren beruht. Diese müssen zur Weiterverarbeitung unbedingt deckungsgleich sein, so dass ein Registrierungsproblem gegeben ist. Zur Lösung dieses Problems präsentieren wir einen parametrischen Registrierungsansatz, der auf einer speziellen Vorverarbeitung und der Modifikation eines bekannten Distanzmaßes beruht. Die einzelnen Schritte und Bausteine werden erläutert. Das Verfahren ist an 50 Datensätzen aus der klinischen Praxis getestet worden, wobei es sich als besonders geeignet erwiesen hat.

1 Einleitung

Um in der plastischen Chirurgie Verbrennungen wirksam und schnell zu therapieren, ist die Klassifikation der Wunde in ihrem Schweregrad notwendig. Verbrennungen vom Grad 2b oder höher verheilen ohne Transplantation nur in wenigen Fällen. Aktuell basiert eine Diagnose auf der visuellen Inspektion und der Erfahrung des behandelnden Arztes, ist aber durch eine hohe Fehlerquote von über 40% unzuverlässig. Dennoch ist eine Klassifizierung anhand visueller Informationen möglich. In [1] ist gezeigt worden, dass durch vier Einzelbildern der Wunde, die jeweils nur einen schmalbandigen Frequenzbereich zeigen, eine Einteilung möglich ist. Diese Bilder werden mittels Clusteranalyse und den Informationen einer Wissensbasis pixelgenau klassifiziert. Der Arzt ist so in der Lage, eine Brandwunde genau abzugrenzen und eine individuelle Therapie zu planen. Um eine kostengünstige Lösung für diese Auswertung zu erzielen, ist auf eine parallele Optik bei der Aufnahme der Bilder verzichtet worden. Stattdessen ist von der Delphi Optics GmbH, Lübeck, ein Objektiv für eine digitale Spiegelreflexkamera entwickelt worden (vergleiche Abbildung 1, links), das in einer Aufnahme die benötigten Daten erzielt. Diese sind durch die verwendete Optik aber nicht deckungsgleich, so dass hier ein ausgefallenes Registrierungsproblem entsteht. Erst dessen Lösung ermöglicht eine sinnvolle Weiterverarbeitung. Hiermit befasst sich diese Arbeit.

Eine auf den optischen Eigenschaften des Objektivs basierende analytische Lösung ist nicht möglich, da der Kameraabstand vom Objekt sich individuell ändert. Wir präsentieren daher ein bildbasiertes Verfahren.

Die Schwierigkeiten der Registrierung liegen zum einen in den aufgenommenen Daten. In dieser Anwendung steht die teils stark zerstörte Haut im Fokus der Untersuchung, so dass beliebige Abschnitte des Körpers dargestellt werden (Kopf, Arme, Beine, Rücken, Bauch). Die Aufnahmen werden von Bildverarbeitungs-laien (den behandelnden Chirurgen) aufgenommen und folgen daher keinem Aufnahmestandard. Die Anwender stellen aber sehr hohe Forderungen an die Robustheit des Verfahrens. Durch Verwendung von Blitzlichtern sind die Bilder durch starke Reflexionen überbelichtet. Ein typischer Datensatz ist in Abbildung 1, rechts, dargestellt. Die vier Frequenzbänder können mit Rot-, Infrarot-, Blau- und Grünkanal bezeichnet werden.

2 Material und Methoden

Das hier vorgestellte Verfahren basiert auf einer Vorverarbeitung der Daten und einer anschließenden parametrischen Registrierung. Folgende Vorverarbeitungsschritte werden durchgeführt, nachdem die Kanäle in vier Einzelbilder aufgeteilt wurden:

1. *Entrauschen*: Um das Kamerarauschen zu entfernen, werden die Daten mittels kubischer Splines approximiert [2], wobei ein Parameter θ die Approximationseigenschaft steuert. Große Werte führen zu global glatten Bildern, $\theta = 0$ liefert die Interpolante der Daten. Wir wählen in dieser Arbeit $\theta = 100$.
2. *Maskierung*: Durch die feuchte Oberfläche der Wunden und die Verwendung eines Blitzlichtes entstehen größere überbelichtete Bereiche in den Bildern, die sich aber kanalweise unterscheiden. Um deren Einfluss auf die Registrierung zu minimieren, werden sie mittels Schwellwertverfahren maskiert.



Abb. 1. links: Darstellung von Kamera und Objektiv; rechts: Originäres Bild der Kamera mit einzelnen Rot-, Infrarot-, Blau- und Grünkanälen.

3. *Histogrammausgleich*: Die einzelnen Farbkanäle zeigen unterschiedliche Grauwertverteilungen. Um diese anzugleichen, verwenden wir einen Histogrammausgleich. Ergebnis ist ein in jedem Kanal gleichverteiltes Histogramm. Hierbei ist

$$y(x) = \left\lfloor \frac{y'(x) - y'(x)_{\min}}{1 - y'(x)_{\min}} (L - 1) + 0.5 \right\rfloor \quad (1)$$

der neue Intensitätswert eines Pixels mit Intensität x [3]. L ist die Gesamtanzahl an Grauwerten, $y'(x) = \sum_{i=0}^x p(i)$, $y' \in [0, 1]$ mit Intensitäten x, i und $p(i)$ Häufigkeit von i .

Die Vorverarbeitungsschritte sind für einen Kanal in Abbildung 2 dargestellt. Da bei der Aufnahme der Kanäle keine Bewegung stattfindet, wählen wir ein rigides Transformationsmodell $y = y(w)$, $w \in \mathbb{R}^3$ mit affiner Nachregistrierung ($w \in \mathbb{R}^6$). Durch die Geometrie des Objektivs werden nur geringe Rotationsanteile erwartet. Daher wird die Rotation für rigide Transformationen im Optimierungsalgorithmus mit einem Strafterm belegt. Es wird eine parametrische Registrierung mit einem modifizierten NGF-Distanzmaß durchgeführt. Das Registrierungsproblem lautet

$$\mathcal{D}(R, T; w) + p(w) \stackrel{!}{=} \min \quad (2)$$

mit Distanzmaß \mathcal{D} , Bilder R, T , Transformation y und Strafterm $p(w)$.

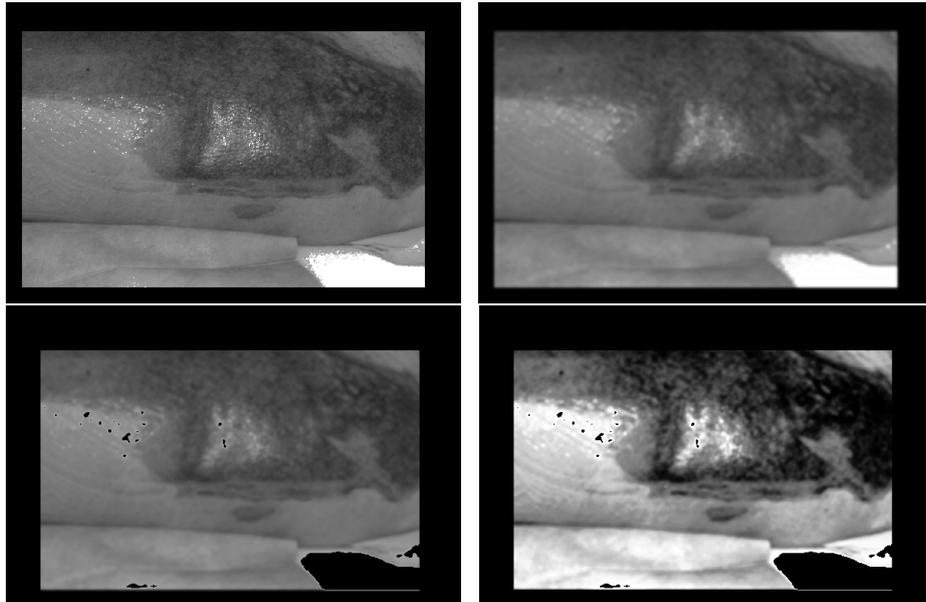


Abb. 2. Vorverarbeitungsschritte am Beispiel eines Blau-Kanals; oben links: Eingangsbild; oben rechts: Entrauschen; unten links: Maskierung; unten rechts: Histogrammausgleich.

Idee des NGF-Distanzmaßes [4] ist, dass es minimal wird, wenn Kanten in Template- und Referenzbild in gleicher Richtung verlaufen. Dieses Maß wird so modifiziert, dass der Helligkeitswechsel berücksichtigt, die Sprunghöhe aber ignoriert wird:

$$\mathcal{D}^{\text{NGFm}}(T, R; y) = \int_{\Omega} 1 - \left(\frac{\langle \nabla T(y(x)), \nabla R(x) \rangle}{\|\nabla T(y(x))\| \|\nabla R(x)\|} \right) dx. \quad (3)$$

Dies modelliert die Eigenschaft, Kanten von hell nach dunkel auf eben solche Kanten zu registrieren, ohne dabei die absoluten Grauwerte zu berücksichtigen. Eben solche Gebiete treten in den Verbrennungsdaten typischerweise auf. Zur Interpolation verwenden wir kubische Splines. Zur Lösung des Minimierungsproblems wählen wir einen Discretize-Optimize-Ansatz [5] mit Gauß-Newton-Verfahren [6] und Multilevelansatz.

3 Ergebnisse

Die Registrierung ist an insgesamt 50 Datensätzen getestet worden, die von der Delphi Optics GmbH bereitgestellt wurden. Die Datensätze zeigen Verbrennungen in unterschiedlicher Schwere an verschiedenen Bereichen des menschlichen Körpers. Für jeden Datensatz sind drei Registrierungen mit dem Grün-Kanal als Referenz durchgeführt worden. Bewertet wurde die Registrierung anhand

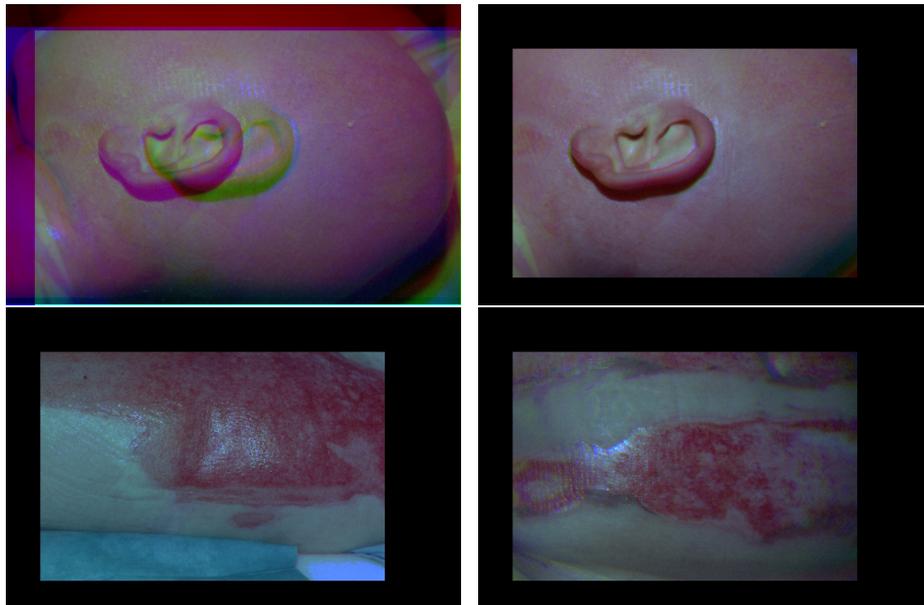


Abb. 3. Oben links: Überlagerung der Kanäle vor der Registrierung; oben rechts und unten: Ergebnisse der Registrierung an drei Beispielen.

des Farbbilds, welches durch die Überlagerung des Rot-, Grün- und Blau-Kanals entsteht. In Abbildung 3 sind die Ergebnisse dreier Datensätze dargestellt: oben links das Farbbild des ersten Datensatzes vor der Registrierung, oben rechts nach der Registrierung, sowie unten die Ergebnisse der Registrierung von zwei anderen Datensätzen. Eine deutliche Verbesserung ist visuell zu erkennen. Der Wert des Zielfunktionals hat sich im Vergleich zum Eingangsdatensatz beim Rot-Kanal im Mittel auf 86,80 % verringert, beim Infrarot-Kanal auf 88,89 % und beim Blau-Kanal auf 76,93 %.

4 Diskussion

Wir haben ein neues Registrierungsproblem aus der plastischen Chirurgie vorgestellt und einen ersten Lösungsansatz präsentiert. Dieses Verfahren ist an einer großen Zahl klinischer Daten getestet worden. Die Ergebnisse wurden visuell inspiziert und für geeignet empfunden. Das Verfahren erfüllt zusätzlich auch die oben beschriebenen Robustheitsanforderungen, so dass es in der klinischen Praxis eingesetzt werden kann.

Durch die Maskierung können die überbelichteten Bildbereiche sinnvoll ausgeblendet werden. Obwohl die Modifikation die Freiheiten des NGF-Maßes einschränkt, modelliert es so die auftretenden Daten geeigneter und schafft somit einen Beitrag zur Robustheit des Verfahrens.

Zur Weiterentwicklung planen wir das Einbringen der Kamerageometrie in das Verfahren. Dabei soll ein perspektivisches Transformationsmodell [7] anstelle des rigiden eingesetzt werden, das die Aufnahmeverzerrungen physikalisch modelliert. Auch soll die relative Lage der Farbkanalbilder zueinander ausgenutzt werden. So kann aus der Registrierung von Rot- auf Grün- und von Blau- auf Grünkanal auf eine gute initiale Registrierung für Infrarot- auf Grünkanal geschlossen werden.

Zur Verbesserung der Verlässlichkeit planen wir ein Maß, das die Güte der Registrierung misst, so dass fehlschlagende Registrierungen erkannt und Aufnahmen wiederholt werden können.

Literaturverzeichnis

1. Eisenbeiß W, Marotz J, Schrade JP. Reflection-optical multispectral imaging method for objective determination of burn depth. *Burns*. 1999;25:697–704.
2. de Boor C. *A Practical Guide to Splines*. Springer; 1978.
3. Gonzalez RC, Woods RE. *Digital Image Processing*. Prentice Hall; 2007.
4. Haber E, Modersitzki J. Beyond mutual information: a simple and robust alternative. In: Meinzer H, Handels H, Horsch A, et al., editors. *Proc BVM*. Springer; 2005. p. 350–4.
5. Modersitzki J. *FAIR: flexible algorithms for image registration*. Philadelphia: SIAM; 2009.
6. Nocedal J, Wright SJ. *Numerical Optimization*. Springer; 1999.
7. Fitzpatrick J, Hill D, Maurer C. Image registration. In: Sonka M, Fitzpatrick J, editors. *Handbook of Medical Imaging*. SPIE Press; 2000.