

Zur Vereinheitlichung und dem Vergleich nichtlinearer Registrierung

Gert Wollny¹, Heiko Lippmann¹, Thomas Hierl² und Jörg Hendricks²

¹Max-Planck-Institut für Kognitions- und Neurowissenschaften, 04103 Leipzig
Email: {wollny, lippmann}@cbs.mpg.de

²Klinik und Poliklinik für Mund- Kiefer- und Gesichtschirurgie, 04103 Leipzig
Email: hiet@medizin.uni-leipzig.de

Zusammenfassung. Nichtlineare Registrierung findet viele Anwendungen in der medizinischen Bildverarbeitung. Eine Validierung und ein Vergleich der Verfahren ist bisher aber nur punktuell erfolgt. In dieser Arbeit wird ein Ansatz vorgestellt der die Implementierung von nichtlinearen Registrierungsverfahren vereinheitlicht, Komponenten dieser Implementierung austauschbar macht, und damit die Vergleichbarkeit verbessert. Weiterhin erfolgt ein Vergleich dreier Verfahren anhand der Registrierung eines chirurgisch veränderten Schweinekopfs.

1 Einleitung

Nichtlineare Registrierung findet viele verschiedene Anwendungen in der medizinischen Bildverarbeitung. Werkzeuge zur nichtlinearen Registrierung können beispielsweise verwendet werden, um Veränderungen in Zeitreihen medizinischer Bilder zu analysieren und damit Krankheits- oder Therapieverläufen zu bewerten. Nichtlineare Registrierung kann zur modellbasierten Segmentierung verwendet werden, oder um Serien von Bildern zu normalisieren und so für eine nachfolgende statistische Analyse vorzubereiten. Eine große Anzahl von Verfahren zur nichtlinearen Registrierung wurde entwickelt; für einen Überblick sei auf Maintz und Viergever verwiesen [1].

Allerdings existieren bisher nur wenige Ansätze, diese Verfahren zu validieren und miteinander zu vergleichen. Für gewöhnlich erfolgt die Bewertung eines vorgestellten Verfahrens - wenn überhaupt - nur nach den vom Autor selbst gewählten Maßstäben. Die Ergebnisse verschiedener Autoren sind damit schwer oder überhaupt nicht vergleichbar.

Ziel dieser Arbeit ist es, Registrierungsverfahren softwareseitig zu vereinheitlichen, und Daten sowie Maße zu entwickeln, die eine Vergleichbarkeit unterschiedlicher Verfahren ermöglicht.

2 Verwandte Arbeiten

2.1 Vereinheitlichung der nichtlinearen Registrierung

Ein theoretischer Ansatz zur Vereinheitlichung von Registrierungsverfahren wurde von Modersitzki und Fischer [2] vorgestellt: Sind zwei Bilder gegeben, das *Studienbild* S und das *Referenzbild* R , und wird weiterhin die Menge erlaubter Transformationen mit Θ vorgegeben, dann bezeichnet die Registrierung die Suche nach einer Transformation T_{reg} , die folgenden Term minimiert:

$$T_{\text{reg}} = \min_{T \in \Theta} \arg F_{\text{cost}}(S(T), R) + \kappa E(T). \quad (1)$$

Hierin beschreibt F_{cost} den Unterschied zwischen dem mit Transformation T deformierten Studienbild S und dem Referenzbild R , $E(T)$ ist eine Energie die den Topologieerhalt der Transformation T sicherstellt und der Faktor κ wichtet zwischen beiden zu optimierenden Maßen.

Eine vereinheitlichte Implementierung von Bildverarbeitungsalgorithmen im allgemeinen wird durch das *Image Processing Toolkit* (ITK) angestrebt. Da ITK einen sehr komplexen Ansatz zur Implementierung der Algorithmen verwendet, der im wesentlichen auf C++ Templates basiert, ergeben sich allerdings Nachteile: Das Hinzufügen neuer Algorithmen und Datentypen erfordert ein Rekompilieren des Toolkits, und die Einbindung eigener Algorithmen ist ohne tiefere Kenntnisse im Bereich Softwaredesign recht schwierig.

2.2 Ansätze zur Validierung von Bildverarbeitungsalgorithmen

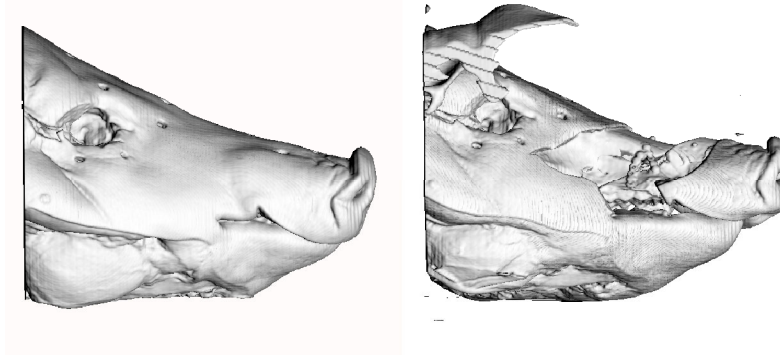
In den letzten Jahren wurden verschiedene Projekte für die Validierung von Bildverarbeitungs-Algorithmen vorgestellt, wie z.B. der von M. Bach Cuadra entwickelte Ansatz zur Bewertung von Segmentierungsverfahren [3]. Ein vergleichbares Projekt für die nichtlineare Registrierung existiert unseres Wissens nach nicht.

Bisher wird die Genauigkeit nichtlinearer Registrierungsverfahren im wesentlichen durch eine der folgenden Methoden bewertet:

Oftmals nicht öffentlich zugängliche Patientendatensätze oder vereinfachte synthetisch generierte Testdatensätze werden verwandt und die Bildinhalte werden unter Verwendung synthetisch generierter Deformationsfelder verformt. Die Registrierung des so gewonnen Bildes mit dem originalen Datensatz liefert dann ein Verschiebungsfeld, welches mit der originalen Deformation verglichen wird. Allerdings ist eine synthetische Deformation nur schwer so zu modellieren, dass sie einer realen ähnlich ist; weiterhin ist es im allgemeinen nicht gegeben, dass die synthetische Deformation - insbesondere in homogenen Bildbereichen - tatsächlich ein Minimierer für das Registrierungsproblem ist, und schließlich werden Effekte wie der Partial Volume Effekt, Kontrastschwankungen o.ä. nicht mit berücksichtigt. Diese treten aber bei der Bildakquisition oft auf.

Eine andere Möglichkeit der Validierung ist die Verwendung und Verformung eines mit Landmarken versehenen (oftmals groben oder nur quaderförmigen) Phantoms. Die Genauigkeit der Registrierung wurde hier durch die Abweichung bei der Verlagerung korrespondierender Landmarken bewertet.

Abb. 1. Chirurgische Verlagerung des Oberkiefers (links: vorher, rechts: nach der zweiten Verlagerung). Da für die Verlagerung Weichgewebe entfernt wurde, muss es vor der Registrierung aus den Bilddaten entfernt werden.



3 Software Design

Verschiedene Ansätze zur Lösung des Registrierungsproblems (1) sind möglich. Einerseits können Optimierungsverfahren direkt auf (1) angewandt werden, andererseits ist es möglich mittels einer Nullstelle der ersten Ableitung

$$\kappa \frac{\partial}{\partial T} E(T) + \frac{\partial}{\partial T} F_{\text{cost}}(S(T), R) = 0 \quad (2)$$

ein Lösung von (1) zu finden.

Die bisher von uns implementierte Methode verwendet letztgenannte Methode. Dabei stellt (2) eine Euler-Lagrange Gleichung dar die mittels eines Zeitschrittverfahrens gelöst werden kann. Dabei wird eine künstliche Zeit eingeführt, (2) wird sukzessive gelöst und vermöge

$$T_{t+\Delta t} = f(T_t, \Delta t) \quad (3)$$

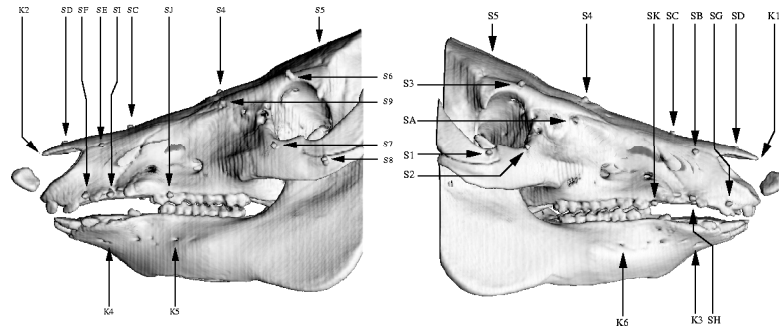
erfährt T über einen Zeitschritt Δt ein Update. Die Funktion $f(T_t, \Delta t)$ kann dabei, je nach Registrierungsverfahren, verschieden definiert sein.

Bei diesem Lösungsverfahren lässt sich das Registrierungsverfahren in folgende Module zerlegen:

- Berechnung der Kostenfunktion und des zugehörigen Gradienten
- Allgemeines Lösungsverfahren für ein lineares Gleichungssystem der Art (2)
- Durch $E(T)$ definierter Kern für diese Lösungsverfahren
- die Zeitschrittfunktion f .

Durch ein auf Plugins und dynamischer Bindung basierendes Design der Registrierungssoftware ist es möglich, verschiedene Löser, Kerne, Zeitschrittfunktionen und Kostenfunktionen unabhängig voneinander zu definieren und zu implementieren.

Abb. 2. Landmarken: K1-K6 natürliche Landmarken, S1 - SK Titanschrauben



Bisher wurden implementiert

- als Lösungsverfahren: Relaxation,
- als Kerne:
 - der Navié-Lame Operator $\mu\nabla^2 + (\mu + \lambda)\nabla(\nabla\cdot)T$ und
 - der Diffusionsoperator gemäß Modersitzki und Fischer [2],
- als Zeitschritt: ein Eulerschritt und ein “fluidier” Schritt und
- als Kostenfunktion: die Summe der quadratischen Differenzen.

4 Ein erster Landmarkenbasierter Vergleich

Um die Qualität der Registrierung zu bewerten, wurde ein Schweinekopf mehrfach chirurgisch deformiert (siehe Abb. 1). Mittels in den Schädel eingebrachter Titanschrauben konnten neben den natürlichen auch leicht identifizierbare, künstliche Landmarken in den Datensatz eingebracht werden (siehe Abb. 2). Zusätzlich zu dieser Deformation traten auch nichtlineare Veränderungen dadurch auf, dass während des Eingriffs Weichgewebe, und dabei insbesondere Muskeln entfernt wurden. Mittels Computertomographie wurden 3D Datensätze des Schweinekopfes vor der Verformung, nach der ersten und nach der zweiten Verformung gewonnen.

Nachdem die Titanschrauben aus den Datensätzen manuell mittels einer Bildbearbeitungssoftware entfernt wurden, erfolgte die nichtlineare Registrierung unter Verwendung

1. des Navié-Lame-Operators und des Eulerschrittes, dies entspricht einer elastischen Registrierung [4],
2. des Navié-Lame-Operators und des fluiden Zeitschrittes, dies entspricht einer fluide Registrierung [5] und
3. des Diffusionsoperators in Verbindung mit dem Eulerschritt, dies entspricht der schnellen diffusionsbasierten Registration [2].

Tabelle 1. Fehler bei der Registrierung der Landmarken in mm (Euklidischer Abstand)

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	SA	SB	SC	SD	SE	SF	SG	SH	SI	SJ	SK
Diff.	3	1	1	0	0	1	0	1	1	1	1	0	0	0	1	1	1	0	2	3	1	1	2	1	0	1
Elast.	1	0	1	1	1	1	0	2	1	2	1	0	1	1	1	1	4	0	1	10	1	2	4	1	2	1
Fluide	1	1	0	0	1	1	0	2	1	2	1	0	1	1	1	1	2	0	2	3	1	1	2	0	3	1
Diff.	6	4	2	1	2	1	0	1	1	2	2	1	1	1	1	1	25	2	21	20	1	1	5	3	7	8
Elast.	1	0	2	0	2	1	0	1	1	2	1	1	1	1	1	1	6	7	1	20	1	1	1	2	4	2
Fluide	2	1	3	0	2	1	0	1	1	2	2	1	1	1	1	1	6	2	2	10	1	1	1	3	8	10

Die Ergebnisse der Registrierung sind in Tabelle 1 zusammengefasst. Insbesondere an den Landmarken SB, SD, SE, SJ und SK treten teilweise erhebliche Registrationsfehler auf. Eine genauere Analyse des Registrationsfehlers ergab, dass die Registrierungsverfahren die Verschiebung der Landmarken in Richtung des Knochens - also in einer Richtung mit niedrigem Intensitätsgradienten - nicht adequat modelliert.

5 Diskussion

Wir haben eine Software-Design vorgestellt und implementiert, welches eine einfache Implementierung verschiedener Registrierungsverfahren in einem homogenen Kontext ermöglicht. Eine derartige Vereinheitlichung der Implementierung ermöglicht einen besseren Vergleich der Verfahren, da immer genau definiert ist, welche Komponenten des Verfahrens ausgetauscht werden. Im obengenannten Falle waren z.B. der Löser und die Methode zur Berechnung der Kostenfunktion immer identisch. Es ist unser Ziel, weitere Registrierungsverfahren Löser und Kostenfunktionen hinzuzufügen, andere Vergleichsmethoden zu entwickeln und sowohl die Software als auch die Vergleichsdaten unter einer freien Lizenz zu veröffentlichen.

Danksagung. Die Arbeit von G. Wollny und H. Lippmann wird von der Europäischen Kommission unter Grand No. IST-2001-37153 unterstützt.

Literaturverzeichnis

1. Maintz JBA, Viergever MA. A survey of medical image registration. *Medical Image Analysis* 1998;2(1):1–36.
2. Fischer B, Modersitzki J. Fast Diffusion Registration. In: Nashed MZ, Scherzer O, editors. *Contemporary Mathematics 313, Inverse Problems, Image Analysis, and Medical Imaging*. AMS; 2002. p. 117–129.
3. Bach Cuadra M, Platel B, Solanas E, Butz T, Thiran JP. Validation of Tissue Modelization and Classification Techniques in T1-Weighted MR Brain Images. In: *MICCAI*; 2002. p. 290–297.
4. Christensen GE, Miller MI, Vannier M. A 3D deformable magnetic resonance textbook based on elasticity. In: *AAAI Spring Symposium Series: Applications of Computer Vision in Medical Image Processing*. Stanford University; 1994. p. 153–156.
5. Christensen GE. Deformable shape models for neuroanatomy. DSc.-thesis. Server Institute of Technology. Washington University, Saint Louis; 1994.