

Kombination verschiedener Ähnlichkeitsmaße für die 2D/3D-Registrierung von Röntgenbildern mittels Demokratischer Integration

T. Feldmann¹, S. Bouattour¹, D. Paulus¹ und F. Deinzer²

¹Institut für Computervisualistik, Universität Koblenz-Landau, 56070 Koblenz

²Siemens AG, Medical Solutions, Angiographie, Durchleuchtung und
Aufnahmesysteme, 91301 Forchheim

Email: {tfeld, bouattour, paulus}@uni-koblenz.de, frank.deinzer@siemens.com

Zusammenfassung. Für die 2D/3D-Registrierung von Bilddatensätzen eines Patienten werden verschiedene intensitätsbasierte Ähnlichkeitsmaße eingesetzt. Diese haben den Nachteil, dass sie nur auf bestimmten Bilddaten gute Ergebnisse liefern und zusätzlich heuristisch parameterisiert werden müssen. In diesem Beitrag wird ein neues Verfahren vorgestellt, dass beliebig viele Ähnlichkeitsmaße integriert und automatisch das für den jeweiligen Bilddatensatz geeignetste am höchsten gewichtet. Dazu werden die freien Parameter der Maße an das Bildmaterial automatisch adaptiert. Unsere Experimente belegen die Wirksamkeit der Methode.

1 Einleitung

In vielen medizinischen Eingriffen wird präoperativ ein 3D-Volumen des betroffenen Körperteils aufgenommen und in die während der Intervention mit einer C-Bogen-Anlage erstellten 2D-Röntgenbilder eingeblendet. Hierfür ist eine permanente *intra-operative Registrierung* der 2D-Röntgenbilder mit dem 3D-Volumen zum Ausgleich von Patientenbewegung (Translation, Rotation) notwendig. Die projektiven Eigenschaften der C-Bogen-Anlage sind dabei bekannt.

Bei der *rigiden* 2D/3D-Registrierung sind die Parameter für Rotation und Translation eines 3D-Volumens (sechs Freiheitsgrade) gesucht, die in einer bestmöglichen Übereinstimmung zwischen einem damit projizierten Bild¹ und einem echten 2D-Röntgenbild resultieren. Die Übereinstimmung wird *intensitätsbasiert* gemessen. Dazu werden verschiedene Ähnlichkeitsmaße verwendet, z.B. *Normalisierte Kreuzkorrelation* (NCC), *Merkmalsintensität* (PI), *Gradientenkorrelation* (GC) oder *Gradientendifferenz* (GD) [1]. Einige dieser Maße haben freie Parameter, deren Werte heuristisch angepasst werden müssen. Zudem hängt ihre Leistungsfähigkeit stark vom Bildmaterial ab, so dass heuristisch das passende Verfahren für den jeweiligen Anwendungsfall ermittelt werden muss.

Dieser Beitrag stellt ein Verfahren vor, das verschiedene Ähnlichkeitsmaße zur intensitätsbasierten rigiden 2D/3D-Registrierung kombiniert. Dabei werden die freien Parameter der Abstandsmaße zur Laufzeit automatisch adaptiert.

¹ Digitally reconstructed Radiograph (DRR)[1]

2 Demokratische Integration für die 2D/3D-Registrierung

Für die 2D/3D-Registrierung von Röntgenbildern mit 2D-Projektionen eines 3D-Volumens (DRR) wird eine Menge intensitätsbasierter Ähnlichkeitsmaße eingesetzt, deren Kombination mittels der so genannten *demokratischer Integration* (DI) nach Triesch et al. [2] erfolgt. Dort wurde die DI für die Gesichtserkennung und Verfolgung eingeführt. Im folgenden werden die theoretischen Grundlagen der DI sowie unsere Anpassungen für die medizinische 2D/3D-Registrierung erläutert.

Das Ziel der Registrierung eines zum Zeitpunkt t aufgenommenen Röntgenbilds $I_{\text{FLL}}(t)$ mit einem Volumen ist das Auffinden der sechs Freiheitsgrade \mathbf{x} für Rotation und Translation, so dass die Projektion des Volumens $I_{\text{DRR}}(\mathbf{x})$ mit dem $I_{\text{FLL}}(t)$ am ähnlichsten ist. Bei der DI werden N_S verschiedene Ähnlichkeitsmaße S_i parallel eingesetzt. Glg. 1 gibt das Ergebnis der Einzelmaße an.

$$A_i(\mathbf{x}, t) = S_i(I_{\text{FLL}}(t), I_{\text{DRR}}(\mathbf{x})) \text{ mit } 0 \leq A_i(\mathbf{x}, t) \leq 1 \text{ und } i = 1 \dots N_S \quad (1)$$

Die Ähnlichkeitsmaße werden über eine gewichtete Summe integriert (s. Glg. 2), bei der die Gewichte $r_i(t)$ die *Zuverlässigkeit* der Maße über die Zeit beschreiben.

$$R(\mathbf{x}, t) = \sum_{i=1}^{N_S} r_i(t) A_i(\mathbf{x}, t) \quad \text{mit} \quad \sum_{i=1}^{N_S} r_i(t) = 1 \quad (2)$$

Gesucht ist die Position im sechsdimensionalen Raum mit dem maximalen Wert für die Summe aller Abstandsmaße: $\mathbf{x}^*(t) = \underset{\mathbf{x}}{\operatorname{argmax}} R(\mathbf{x}, t)$.

Die Zuverlässigkeit $r_i(t)$ wird als dynamische, sich über die Zeit anpassende Gewichtung für das jeweilige Maß eingesetzt, um festzulegen, wie stark das Ähnlichkeitsmaß in zukünftigen Aussagen über die Bildähnlichkeit in die Bewertung eingeht. Sie ist durch die Dynamik in Glg. 3 definiert.

$$\tau r'_i(t) = q_i(t) - r_i(t) \quad (3)$$

Dabei ist τ eine Konstante, die angibt, mit welcher Geschwindigkeit sich r_i auf q_i zubewegt. Bei $q_i(t)$ handelt es sich um die *normierte Qualität*, für die gilt:

$$q_i(t) = \frac{\tilde{q}_i(t)}{\sum_{j=1}^{N_S} \tilde{q}_j(t)} \quad \text{mit} \quad \sum_{j=1}^{N_S} q_i(t) = 1 \quad (4)$$

Hierbei bezeichnet $\tilde{q}_i(t)$ die *relative Qualität*. Für diese werden drei Verfahren aus [2] getestet. Erstens die *Uniform Quality* (UQ): $\tilde{q}_i^{\text{UQ}}(t) = \frac{1}{N_S}$, in der alle Maße die gleiche konstante Qualität bekommen, zweitens die durch die Summe aller möglichen Positionen \mathbf{x} normierte *Normalized Saliency* (NoS) in Glg. 5 und drittens die in Glg. 6 definierte *Distance to Average Saliency* (DAS). Alternative Verfahren sind in [2] beschrieben.

$$\tilde{q}_i^{\text{NoS}}(t) = A'_i(\mathbf{x}^*(t), t) \quad \text{mit} \quad A'_i(\mathbf{x}, t) = \frac{A_i(\mathbf{x}, t)}{\sum_{\mathbf{x}'} A_i(\mathbf{x}', t)} \quad (5)$$

$$\tilde{q}_i^{\text{DAS}}(t) = g_{\text{ramp}}(A_i(\mathbf{x}^*(t)) - \overline{A_i(\mathbf{x}, t)}) \quad \text{mit} \quad g_{\text{ramp}}(x) = \begin{cases} 0 & : x \leq 0 \\ x & : x > 0 \end{cases} \quad (6)$$

Bei NoS und DAS müssen aufwendig zusätzliche Stichproben ermittelt werden, um eine Normierung durchführen zu können. Der Mittelwert $\overline{A_i(\mathbf{x}, t)}$ aus Glg. 6 lässt sich für die 2D/3D-Registrierung dabei lediglich approximieren.

Da die Ähnlichkeitsmaße häufig über Parameter verfügen, mit denen sie an das Bildmaterial angepasst werden können, werden bei Maßen mit geringer Qualität die Parameter dynamisch so abgeändert, dass das Einzelergebnis besser mit dem Gesamtergebnis korreliert. Dazu wird Glg. 1 um den Parametervektor $\mathbf{p}_i(t)$ erweitert:

$$A_i(\mathbf{x}, t) = S_i(I_{\text{FLL}}(t), I_{\text{DRR}}(\mathbf{x}), \mathbf{p}_i(t)). \quad (7)$$

Angenommen, es existiert eine Funktion, mit der man einen Parametervektor für jedes Abstandsmaß für jede 2D-Projektion des 3D-Volumens erstellen kann, dann gibt es auch die Möglichkeit, einen Parametervektor an der optimalen Registrierungsposition zu ermitteln durch:

$$\mathbf{p}_i^*(t) = \underset{\mathbf{p}_i}{\operatorname{argmax}} S_i(I_{\text{FLL}}(t), I_{\text{DRR}}(\mathbf{x}^*), \mathbf{p}_i). \quad (8)$$

Analog zur Dynamik der Zuverlässigkeit (Glg. 3) lässt sich eine Konstante θ_i definieren, die die Geschwindigkeit beschreibt, mit der sich die Parameter der Maße an die Bilddaten anpassen:

$$\theta_i \mathbf{p}'_i(t) = \mathbf{p}_i^*(t) - \mathbf{p}_i(t). \quad (9)$$

3 Experimente

Für die praktischen Experimente wurden vier Datensätze ausgewählt: ein künstliches Blutgefäß aus Knete und drei Phantomdatensätze eines Schädels, eines Thorax und eines Fußes. Sie bestanden jeweils aus einem vorab aufgenommenen 3D-Volumen und mehreren, mit einer C-Bogenanlage aufgenommenen Röntgenbildsequenzen. Die Röntgenbilder wurden sowohl einzeln, als auch als komplette Sequenzen (vgl. Abb. 1) gegen die DRRs der 3D-Daten registriert. Als Ähnlichkeitsmaße wurden NCC, PI, GC und GD aus [1] verwendet. NCC und PI vergleichen direkt die Pixelintensitäten zweier Bilder, während GC und GD auf den Gradientenbildern der Eingebilder arbeiten. Die Suche nach den optimalen Parametern von Glg. 2 und Glg. 8 wurde mit einem globalen Optimierungsverfahren (uniforme Suche), gefolgt vom lokalen *Downhill-Simplex* gelöst. Die Resultate zeigen, dass die gradientenbasierten Maße sich gut eignen, um Kanten von Knochen zu registrieren. Dementsprechend werden sie bei den Datensätzen des Phantomfußes und des Schädels hoch gewichtet. Die rein intensitätsbasierten Verfahren liefern hingegen gute Ergebnisse auf homogenen Flächen, wie man sie bei Aufnahmen von Weichteilen (Datensatz des künstlichen Blutgefäßes, vgl. Abb. 2) findet, und werden dort erwartungsgemäß stärker gewichtet. Beim Thorax werden alle Verfahren außer PI hoch gewichtet, da dieser

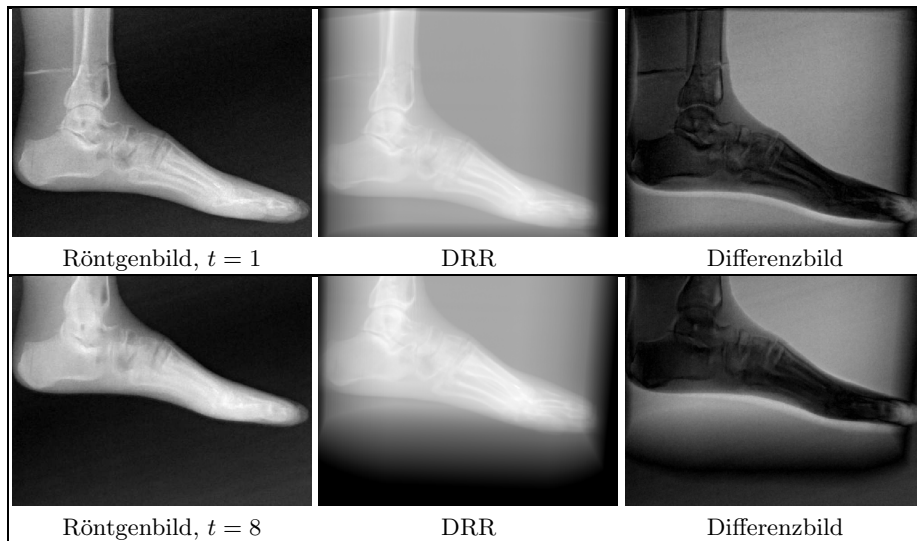


Abb. 1. Registrierung eines Phantomfußes über eine kontinuierliche Bildsequenz. Links: die Röntgenbilder aus der aufgenommenen Sequenz, Mitte: die DRR mit dem besten gefundenen Parameter \boldsymbol{x} für Rotation und Translation, Rechts: Differenzbild von Röntgenbild und DRR.

Datensatz sowohl große flächige Bereiche als auch viele Kanten aufweist. Damit ist die von der DI gewählte Gewichtung sinnvoll. Die Resultate wurden mit 3D-Plots diskreter Abtastungen der Suchräume validiert. Dabei zeigte sich, dass vorrangig diejenigen Maße gering gewichtet wurden, bei denen alle Aussagen zu einem Bilddatensatz bei variierendem \boldsymbol{x} sehr ähnlich, und damit undifferenziert waren. In den Experimenten lieferte die Kombination der Abstandsmaße auf allen Datensätzen meist signifikant bessere, aber nie schlechtere Ergebnisse als das jeweils manuell gewählte optimale Einzelmaß. Die Überprüfung der automatisch berechneten Gewichte bestätigt, dass die Gewichtszunahme wie erwartet für die Verfahren am stärksten war, die für die Bilddaten heuristisch am geeignetsten erschienen (vgl. Abb. 3). Bei den gering gewichteten Maßen stellte sich, wie gewünscht, durch die automatische Parameteradaptierung eine Angleichung der Aussage an das Gesamtergebnis ein.

4 Diskussion

In diesem Beitrag haben wir die DI für die 2D/3D-Registrierung adaptiert und erweitert. Das Verfahren ist in der Lage, verschiedene Ähnlichkeitsmaße zu kombinieren. Es gewichtet dabei stets die Maße am höchsten, deren Aussagen am stärksten mit der Gesamtantwort harmonisieren. Durch diesen Ansatz können deutlich bessere Ergebnisse, als die von den einzelnen verwendeten Bildvergleichsverfahren, erzielt werden. Die DI optimiert zudem automatisch über die

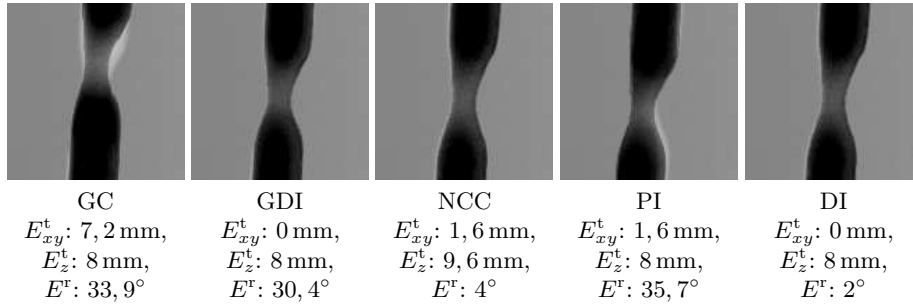


Abb. 2. Vergleich einzelner Ähnlichkeitsmaße und der Kombination mit DI durch Überlagerung von DRR und Röntgenbild bei einem globalen Optimierungsansatz. Die *in-plane* und *out-of-plane* Translationsfehler E_{xy}^t und E_z^t sind in Millimetern, die Rotationsfehler E^r als Winkel der internen Darstellung nach Rodrigues angegeben. Die DI erzielte den besten Registrierungs Wert.

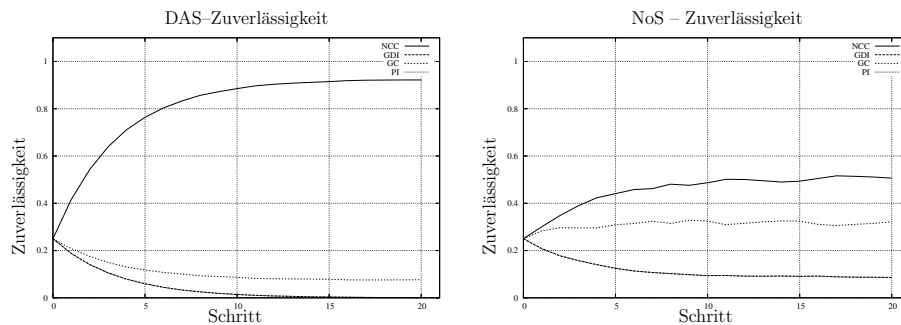


Abb. 3. Automatische Gewichtung der Zuverlässigkeiten der Ähnlichkeitsmaße über zwanzig Schritte mit Qualitätsmaßen DAS und NoS. Es wird das am besten für die Bilddaten aus Abb. 2 geeignete Abstandsmaß NCC bevorzugt.

Zeit die freien Parameter der verwendeten Ähnlichkeitsmaße, die bisher heuristisch ermittelt werden mussten. Unsere Experimente belegen die Wirksamkeit der Methode. Da das Verfahren auf herkömmlichen Rechnern mehrere Stunden für eine Registrierung benötigt, ist für die Zukunft vorgesehen, das Verfahren unter Ausnutzung von Grafikhardware für die 2D-Projektion des 3D-Volumens auf Echtzeitfähigkeit zu optimieren und eine Vielzahl zusätzlicher Bildvergleichsverfahren zu integrieren.

Literaturverzeichnis

1. Penney, G.P., Weese, J., Little, J.A., Desmedt, P., Hill, D.L., Hawkes, D.J.: A Comparison of Similarity Measures for Use in 2-D-3-D Medical Image Registration. IEEE Trans. on Med. Img. (1998) 586–595
2. Triesch, J., von der Malsburg, C.: Democratic Integration: Self-Organized Integration of Adaptive Cues. Neural Computation (2001) 2049–2074