

Atlasbasierte Erkennung anatomischer Landmarken

Jan Ehrhardt, Heinz Handels und Siegfried J. Pöppel

Institut für Medizinische Informatik, Universität zu Lübeck, 23538 Lübeck
Email: ehrhardt@medinf.uni-luebeck.de

Zusammenfassung. Es wird ein Verfahren präsentiert, welches auf der Basis dreidimensionaler, triangulierter Oberflächenmodelle von Knochenstrukturen eine robuste und genaue Bestimmung anatomischer Landmarken ermöglicht. Die Landmarken werden manuell auf dem Oberflächenmodell eines anatomischen Atlas festgelegt und durch ein nicht-lineares, oberflächenbasiertes Registrierungsverfahren automatisch auf das Oberflächenmodell des Patienten übertragen. Die Anpassung der Atlas- an die Patientenoberfläche erfolgt dabei in einer lokalen Umgebung der Landmarken. In den Registrierungsprozess werden, neben den euklidischen Abständen der Punkte, die Oberflächennormale und ein neu vorgestelltes Maß für die lokale Krümmung triangulierter Oberflächen einbezogen.

Eine abschließende Evaluation zeigt, dass durch das präsentierte Verfahren eine präzise und reproduzierbare Bestimmung der Positionen anatomischer Landmarken ermöglicht wird.

1 Einleitung

Anatomische Landmarken haben eine weitreichende Bedeutung in vielen Bereichen der Medizin. Sie werden z.B. zur Bestimmung von Winkeln und Distanzen bei der virtuellen Planung orthopädischer Eingriffe benötigt [1,2]. Die medizinische Bedeutung anatomischer Landmarken einerseits und die Problematik der manuellen Festlegung hinsichtlich Zeitaufwand und Reproduzierbarkeit andererseits, inspirierte die Entwicklung automatischer und semi-automatischer Verfahren zur Landmarkendetektion (siehe z.B. [3]). Diese Verfahren definieren Landmarken als Punkte mit besonderen differentialgeometrischen Eigenschaften. Orthopädisch relevante Landmarken auf den Oberflächen von Knochenstrukturen können deutlich von geometrisch markanten Punkten abweichen. Sie liegen oftmals auf Ansatzpunkten von Muskeln, welche nicht punktförmig, sondern flächig sind. Konzepte, wie z.B. „Mitte der Fläche“, lassen sich aber mit den o.g. Differentialoperatoren nicht umsetzen.

In [4] wurde deshalb ein atlasbasierter Ansatz zur automatischen Bestimmung anatomischer Landmarken vorgeschlagen. Hierbei werden die Positionen der anatomischen Landmarken für einen Atlasdatensatz interaktiv festgelegt. Anschließend werden die zugrundeliegenden Bildvolumina von Atlas und Patient durch ein nicht-lineares grauwertbasiertes Registrierungsverfahren anein-

ander angepaßt, und die Landmarkenpositionen vom Atlas auf den Patientendatensatz übertragen. Durch fehlende Grauwertkorrespondenzen und durch die geforderte Glattheitsbedingung des nicht-linearen Transformationsfeldes treten dabei Registrierungsfehler auf, so daß die ermittelten Landmarkenpositionen den Genauigkeitsanforderungen orthopädischer Planungsprozeduren nicht genügen.

In dieser Arbeit wird ein Verfahren vorgestellt, welches auf der Basis dreidimensionaler Oberflächenmodelle die präzise und reproduzierbare Übertragung anatomischer Landmarken vom Atlas auf den Patientenknochen gewährleistet. Dafür werden, neben den manuell festgelegten Atlaslandmarken, initiale Landmarkenpositionen auf dem Oberflächenmodell des Patienten benötigt.

2 Methode

Die Idee des im Folgenden beschriebenen Verfahrens beruht auf der Anpassung der Atlasoberfläche an die Patientenoberfläche in einer lokalen Umgebung der Landmarke. Ein Ausschnitt der Atlasoberfläche wird mit der Patientenoberfläche registriert. Dabei wird derjenige Bereich des Patientenknochens gesucht, welcher eine ähnliche Form, wie der Ausschnitt des Atlasdatensatzes hat. Die initiale Patientenlandmarke \hat{l}_{Pat} dient der Einschränkung des Suchbereiches. Das Verfahren kann folgendermaßen algorithmisch beschrieben werden:

Sei \mathcal{A} das triangulierte Oberflächenmodell des Atlas mit der manuell bestimmten Landmarkenposition $l_{\mathcal{A}}$ und \mathcal{P} das triangulierte Oberflächenmodell des Patienten mit der initialen Landmarke $l_{\mathcal{P}}$. Für ein Dreieck $T \in \mathcal{A}$ (bzw. $T \in \mathcal{P}$) bezeichne $c(T)$ den Schwerpunkt des Dreiecks.

1. Sei $l_{\mathcal{P}}^0 = l_{\mathcal{P}}$ und $k = 0$.
2. Bestimme für einen Radius r die Dreiecksmengen

$$\tilde{\mathcal{P}}^k = \left\{ T_j \in \mathcal{P} \mid \|c(T_j) - \|c(T_j) - l_{\mathcal{P}}^k\| < r + \delta \right\} \text{ und}$$

$$\tilde{\mathcal{A}} = \{ T_j \in \mathcal{A} \mid \|c(T_j) - l_{\mathcal{A}}\| < r \},$$

3. Berechne die affine Transformation ϕ_1^k welche $\tilde{\mathcal{A}}$ auf den Ausschnitt der Patientenoberfläche $\tilde{\mathcal{P}}^k$ abbildet.
4. Führe eine nicht-lineare Registrierung der affin ausgerichteten Oberflächen durch, ermittle die nicht-lineare Transformation ϕ_2^k .
5. Bestimme die neue Landmarkenposition $l_{\mathcal{P}}^{k+1} = (\phi_2^k \circ \phi_1^k)(l_{\mathcal{A}})$.
6. Falls kein Abbruchkriterium erfüllt: $k = k + 1$, gehe zu 2.

Ein wesentlicher Parameter des Verfahrens ist der gewählte Radius r , welcher die Größe der betrachteten lokalen Umgebung festlegt. Wird er zu klein gewählt, können die charakteristischen Eigenschaften der Umgebung einer Landmarke nicht erfaßt werden, wird er zu groß gewählt, kann aufgrund der patientenspezifischen Variationen nur ein ungenügendes Registrierungsergebnis erreicht werden. Der Parameter δ stellt sicher, daß für jeden Punkt auf $\tilde{\mathcal{A}}$ ein korrespondierender Punkt auf $\tilde{\mathcal{P}}^k$ existiert. Hier wurde $\delta = 10mm$ gewählt. Als Abbruchkriterium erwies sich eine feste Anzahl von drei Iterationen als ausreichend.

2.1 Nicht-lineare oberflächenbasierte Registrierung unter Einbeziehung von Differentialeigenschaften

Die affine Registrierung in Schritt 3 erfolgt durch den *Iterative-Closest-Point* Algorithmus. Für die nicht-lineare Oberflächenregistrierung in Schritt 4 wird eine Erweiterung der in [5] vorgeschlagenen *Geometry-Constrained-Diffusion* angewendet. Hierbei werden zunächst Punktkorrespondenzen zwischen den affin registrierten Oberflächen $\tilde{\mathcal{A}}$ und $\tilde{\mathcal{P}}^k$ hergestellt und daraus ein Verschiebungsfeld abgeleitet. Dieses Verschiebungsfeld wird durch eine Gaußfilterung geglättet und auf die Atlasoberfläche $\tilde{\mathcal{A}}$ angewendet. Anschließend werden erneut Punktkorrespondenzen zwischen der deformierten Atlasoberfläche und der Patientenoberfläche erzeugt. Diese Schritte werden bis zur Konvergenz des Verfahrens wiederholt.

Für die Bestimmung der Punktkorrespondenzen wird in [5] ein auf der euklidischen Distanz der Punkte basierender *Nearest-Neighbour*-Ansatz vorgeschlagen. Hier wird dieses Verfahren so erweitert, dass auch Differentialeigenschaften der Oberfläche in den Registrierungsprozess einfließen.

Die Differentialeigenschaften der Oberflächen enthalten wichtige Informationen über die Korrespondenz von Oberflächenpunkten. Deshalb sollen die Oberflächennormalen und lokale Krümmungseigenschaften im Rahmen des Registrierungsprozesses berücksichtigt werden. Seien $\mathbf{p} \in \tilde{\mathcal{A}}$ und $\mathbf{q} \in \tilde{\mathcal{P}}^k$ Punkte auf den Oberflächen $\tilde{\mathcal{A}}$ und $\tilde{\mathcal{P}}^k$. Die Distanz dieser Punkte sei gegeben durch

$$D(\mathbf{p}, \mathbf{q}) = \alpha \|\mathbf{p} - \mathbf{q}\|^2 + \beta \|\mathbf{n}(\mathbf{p}) - \mathbf{n}(\mathbf{q})\|^2 + \gamma (\kappa_\epsilon(\mathbf{p}) - \kappa_\epsilon(\mathbf{q}))^2, \quad (1)$$

wobei $\mathbf{n}(\mathbf{p})$ und $\mathbf{n}(\mathbf{q})$ die Normalenvektoren der Oberflächen $\tilde{\mathcal{A}}$ und $\tilde{\mathcal{P}}^k$ an den Punkten \mathbf{p} bzw. \mathbf{q} sind. κ_ϵ stellt das in Abschn. 2.2 eingeführte Maß für die lokale Krümmung der Oberflächen dar. Die Gewichtungen α , β und γ können dabei z.B. entsprechend Gl. 2 bestimmt werden:

$$\alpha = \frac{1}{\max_{\mathbf{p}_i, \mathbf{p}_j \in \tilde{\mathcal{A}}} (\|\mathbf{p}_i - \mathbf{p}_j\|)}, \quad \beta = \frac{1}{\max_{\mathbf{p}_i, \mathbf{p}_j \in \tilde{\mathcal{A}}} (\|\mathbf{n}(\mathbf{p}_i) - \mathbf{n}(\mathbf{p}_j)\|)} \quad \text{und} \quad (2)$$

$$\gamma = \frac{1}{\max_{\mathbf{p}_i, \mathbf{p}_j \in \tilde{\mathcal{A}}} (|\kappa_\epsilon(\mathbf{p}_i) - \kappa_\epsilon(\mathbf{p}_j)|)}.$$

In jeder Iteration des nicht-linearen Registrierungsverfahrens ist für jeden Punkt $\mathbf{p}_i \in \tilde{\mathcal{A}}$ der korrespondierende Punkt $\mathbf{q}_i \in \tilde{\mathcal{P}}^k$ gesucht, welcher

$$\mathbf{q}_i = \arg \min_{\mathbf{q} \in \tilde{\mathcal{P}}^k} D(\mathbf{p}_i, \mathbf{q}). \quad (3)$$

erfüllt. Eine effiziente Implementierung dieser Suche ist z.B. mittels *kd-trees* möglich. In der aktuellen Implementierung wird stattdessen zunächst der zu \mathbf{p}_i euklidisch am nächsten benachbarte Punkt $\tilde{\mathbf{q}}$ auf $\tilde{\mathcal{P}}^k$ bestimmt. Anschließend wird in einer lokalen Umgebung dieses Punktes nach dem Minimierer von Gl. 1 gesucht.

2.2 Berechnung von Krümmungen triangulierter Oberflächen

Für die in Abschn. 2.1 vorgeschlagene oberflächenbasierte Registrierung wird ein Verfahren zur Bestimmung der lokalen Krümmungseigenschaften triangulierter Oberflächen benötigt. Die in [7] und [6] vorgeschlagenen diskreten Krümmungsmaße beziehen ausschließlich unmittelbar benachbarte Dreiecke in die lokale Krümmungsberechnung ein, und sind damit nicht unabhängig von der Größe der Oberflächendreiecke. Wenn die zugrundeliegenden Bildvolumina des Atlases und des Patienten in verschiedenen Auflösungen vorliegen, führt die Anwendung dieser Verfahren zu unbefriedigenden Ergebnissen. Hier wird deshalb ein neues Maß für die lokale Krümmung triangulierter Oberflächen vorgeschlagen.

Für einen Punkt \mathbf{x} einer Oberfläche \mathcal{O} sei $\mathbf{S}_\epsilon(\mathbf{x})$ der Schwerpunkt der lokalen Umgebung $\mathcal{O} \cap \mathcal{K}(\mathbf{x}, \epsilon)$ von \mathbf{x} . $\mathcal{K}(\mathbf{x}, \epsilon)$ ist dabei eine Kugel mit Zentrum \mathbf{x} und Radius ϵ . Der Parameter ϵ beeinflusst die Größe der betrachteten lokalen Umgebung. Die Distanz des Schwerpunktes $\mathbf{S}_\epsilon(\mathbf{x})$ zur Tangentialebene der Oberfläche im Punkt \mathbf{x}

$$\kappa_\epsilon(\mathbf{x}) = \frac{1}{\epsilon} (\mathbf{n}(\mathbf{x}) \cdot (\mathbf{S}_\epsilon(\mathbf{x}) - \mathbf{x})) \quad (4)$$

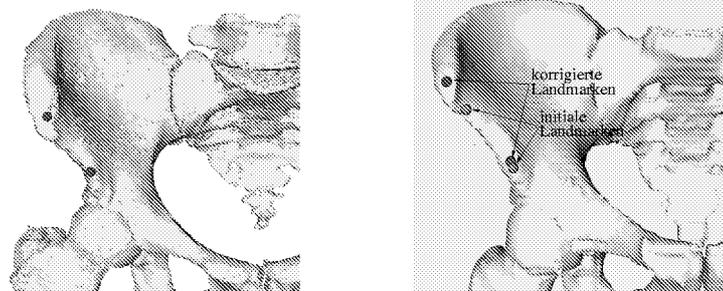
ermöglicht die Unterscheidung ebener ($\kappa_\epsilon \approx 0$), konvexer ($\kappa_\epsilon < 0$) und konkaver ($\kappa_\epsilon > 0$) Oberflächenbereiche. Das Krümmungsmaß κ_ϵ lieferte nahezu identische Krümmungswerte für zwei Oberflächenmodelle eines Hüftbeines, bestehend aus 150000 Dreiecken und 50000 Dreiecken. Dabei wurde $\epsilon = 3mm$ gewählt.

3 Ergebnisse und Diskussion

Für eine erste Evaluation des präsentierten Verfahrens standen CT-Volumina des Beckens und daraus generierte Oberflächenmodelle der Knochenstrukturen von sieben Patienten sowie ein auf dem Visible Human Datensatz basierender anatomischer Atlas zur Verfügung. Für die Atlas und Patientendatensätze wurden manuell die Positionen von zehn anatomischen Landmarken festgelegt. Durch die in [4] vorgestellte grauwertbasierte Registrierung wurden für jeden Patientendatensatz initiale Landmarkenpositionen generiert, welche z.T. erheblich von den manuell definierten Landmarkenpositionen abwichen (bis zu 10mm). Anschließend wurden die initialen Landmarkenpositionen durch das hier präsentierte Verfahren korrigiert (siehe Abb. 1). Durch eine visuelle Kontrolle wurde die Korrektheit der Ergebnisse validiert. Die mittlere Abweichung der verbesserten Landmarken zu den manuell definierten Landmarken betrug 2.5mm und ist auch auf Ungenauigkeiten bei der manuellen Positionierung zurückzuführen.

Um die Unabhängigkeit des vorgestellten Verfahrens von der Position der initialen Landmarke zu überprüfen, wurde für jede manuell festgelegte Patientenlandmarke 25 zufällig verschobene initiale Landmarkenpositionen erzeugt. Anschließend wurden die initialen Landmarkenpositionen durch das atlasbasierte Verfahren korrigiert und die Abweichung der automatisch gefundenen Landmarken zu ihrem Mittelwert gemessen.

Abb. 1. Es sind die Oberflächenmodelle des anatomischen Atlas (links) und eines Patienten (rechts) mit den Positionen der Landmarken dargestellt. Die Landmarken wurden trotz der großen Abweichung der initialen Landmarkenposition korrekt vom Atlas auf den Patientendatensatz übertragen.



Die Abweichung der zufällig generierten Startpositionen von der manuell bestimmten Landmarke betrug im Mittel 7mm und maximal 10mm . Die mittlere Abweichung der automatisch bestimmten Landmarken zu ihrem Mittelwert lag für alle Landmarken unter 1.5mm , das Maximum dieser Abweichung betrug deutlich weniger als 4mm . Vergleicht man diese Werte mit der Auflösung der zugrundeliegenden CT-Daten der Patienten von $0.75 \times 0.75 \times 4\text{mm}^3$, so sind sowohl die mittlere als auch die maximale Abweichung kleiner als der Schichtabstand des CT-Volumens.

Durch die automatische Landmarkendetektion können die Positionen anatomischer Landmarken robust und reproduzierbar bestimmt werden. Die dabei erzielten Genauigkeiten genügen den Anforderungen der orthopädischen Operationsplanung.

Literaturverzeichnis

1. A.M. DiGioia et al. HipNav: pre-operative planning and intra-operative navigational guidance for acetabular implant placement in total hip replacement surgery. In *Proc. of Computer Assisted Orthopedic Surgery*, Bern, 1995.
2. H. Handels, J. Ehrhardt, B. Strathmann, W. Plötz, S.J. Pöpl. Three-dimensional Planning and Simulation of Hip Operations and Computer-Assisted Design of Endoprotheses in Bone Tumor Surgery. *J. of Comp. Aided Surg.*, 6:65–76, 2001.
3. K. Rohr. Differential Operators for Detecting Point Landmarks. *Image and Vision Computing*, 15(3):219–233, 1997.
4. J. Ehrhardt, H. Handels, T. Malina, B. Strathmann, W. Plötz, S.J. Pöpl. Atlas based Segmentation of Bone Structures to Support the Virtual Planning of Hip Operations. *International Journal of Medical Informatics*, 64:439–447, 2001.
5. P.R. Andresen, M. Nielsen, Non-rigid registration by geometry-constrained diffusion. *Medical Image Analysis*, 5(4):81–88, 2001.
6. M. Desbrun, M. Meyer, P. Schröder, A. Barr. Implicit Fairing of Irregular Meshes Using Diffusion Curvature Flow. In *SIGGRAPH 99*, pages 317–324, 1999.
7. A.D. Castellano Smith. *The Folding of the Human Brain: From Shape to Function*. PhD thesis, University of London, 1999.