Die Analyse von Zeitreihenaufnahmen am Beispiel einer suturalen Mittelgesichtsdistraktion

G. Wollny[1], Th. Hierl[2], F. Kruggel[1] und R. Klöppel[3]

[1]Max-Planck-Institut für neuropsychologische Forschung, 04103 Leipzig
[2]Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Plastische Gesichtschirurgie, Nürnberger Str. 57, 04103 Leipzig
[3]Klinik für Diagnostische Radiologie, Liebigstraße 20a, 04103 Leipzig

Zusammenfassung. Die suturale Mittelgesichtsdistraktion stellt eine Therapiemethode für Patienten mit ausgeprägter Unterentwicklung des Mittelgesichts dar. Während ästhetische Veränderungen sehr gut verifizierbar sind, war die Analyse der zugrundeliegenden Schädelveränderungen bisher nicht möglich. Es wird ein Verfahren vorgestellt, das anhand prä- und postoperativ erstellter CT-Bilder und unter Verwendung visko-elastischer Registrierung die Veränderungen des Schädels ermittelt. Durch eine geeignete Visualisierung werden dann die Verformungen qualitativ und an gewählten Landmarken auch quantitativ erfaßt.

1 Problemstellung

Bei Patienten mit Lippen-Kiefer-Gaumenspalten, der zweithäufigsten angeborenen Fehlbildung, liegt oft eine ausgeprägte Unterentwicklung des Mittelgesichts vor. Die sutura-

Abb. 1. Behandlung eines Patienten mit Lippen-Kiefer-Gaumenspalte mit suturaler Mittelgesichtsdistraktion und gleichzeitiger transversaler Oberkieferdehnung v.l.n.r.: präoperativ; RED-System; postoperativ

le Mittelgesichtsdistraktion stellt hierfür eine neue Therapiemethode dar. Dabei erfolgt die Operationsplanung mittels eines Schädelmodells, das anhand eines präoperativen CT Bildes erstellt wird. Schließlich wird das hypoplastische Mittelgesicht durch eine subtotale Le-Fort-I-Osteotomie von Pterygoid, Jochbein und Maxilla unterhalb der

Orbitae gelockert und nachfolgend über mehrere Wochen mittels eines *Rigid External Distractors* (RED) langsam nach vorn gezogen [1] (Abb. 1).

Während äußerliche Veränderungen gut sichtbar und damit leicht verifizierbar sind, ist die Analyse der komplexen dreidimensionalen Schädelveränderungen anhand der prä- und postoperativ erstellten CT Bilder (Abb. 2) bisher nicht möglich. Im folgenden stellen wir eine Methode zur genauere Analyse dieser Veränderungen vor. Diese ist nötig, um die Wirkung des Distraktors auf den Schädel besser zu verstehen und die Therapieplanung weiter zu verbessern [2].

2 Analysewerkzeuge

Die Analyse der Operation erfolgt auf der Grundlage der routinemäßig erstellten prä- und postoperativen CT-Datensätze (Abb. 2). Dabei wird in der folgenden Verarbeitung das präoperative Bild als Referenzbild R und das postoperative als Studienbild S verwendet.

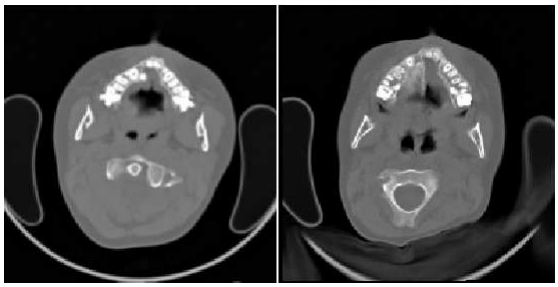

Abb. 2. Präoperatives (Referenz, links) und postoperatives (Studie, rechts) CT Bild. Die Verlagerung des Mittelgesichts ist deutlich sichtbar.

Da in CT Bildern Knochen mit hoher Intensität dargestellt werden, und Weichteilgewebe mit nur niedriger Intensität, kann der Schädel leicht durch die Verwendung eines Intensitätsfilters segmentiert werden. Daraus resultieren für die weitere Verarbeitung ein binäres Referenzbild R_t und ein binäres Studienbild S_t. Eine lineare Registrierung des Studienbildes auf das Referenzbild erfolgt anschließend zur Eliminierung von Lageunterschieden des Patienten während der Bildakquisition. Da in den zu registrierenden Bilder nach der Segmentation gleiche Materialien durch gleiche Intensitätswerte repräsentiert werden, kann die Summe der quadratischen Intensitätsdifferenzen

$$F(R,S) := \int_{\Omega} \left(S(\mathbf{x}) - R(\mathbf{x})\right)^2 d\mathbf{x} \tag{1}$$

als Maß für die Gleichheit der Bilder und damit als Kostenfunktion eingesetzt werden. Für die lineare Registration wird das von Thévenaz et al. [3] vorgestellte voxelbasierte Verfahren verwendet.

Um die strukturellen Veränderungen des Schädels zu quantifizieren wird Christensens Methode [4] zur nicht-linearen Registrierung basierend auf Visko-Elastizität angewandt. Die nicht-lineare Verformung des Studienbildes erfolgt auf der Grundlage der Navier-Stokes-Gleichung, wobei die erste Ableitung der Kostenfunktion (1) als die die Registration treibende Kraft auf der rechten Seite der Gleichung erscheint:

$$\mu\nabla^2\mathbf{v}(\mathbf{x},t)+(\mu+\lambda)\nabla(\nabla\cdot\mathbf{v}(\mathbf{x},t))=-[S(\mathbf{x}-\mathbf{u}(\mathbf{x},t))-R(\mathbf{x})]\;\nabla S|_{\mathbf{x}-\mathbf{u}(\mathbf{x},t)}\,. \quad (2)$$

Dabei wird das gesamte Bild als homogenes visko-elastisches Material mit den Lamé Konstanten μ und λ für Scherung und Querkontraktion betrachtet. $\mathbf{u}$ ist ein Vektorfeld, welches die Verformung des Studienbildes zu einem bestimmten Zeitpunkt t beschreibt, und $\mathbf{v}$ ist die Geschwindigkeit der Verformung zu diesem Zeitpunkt. Die Lösung des Registrationsproblems erfolgt dabei iterativ über Zeitschritte Δt durch Lösung der Gleichung (2) für Zeitpunkte t und anschließender Berechnung der neuen Verformung $\mathbf{u}(\mathbf{x}, t+\Delta t)$ mittels eines Eulerschrittes.

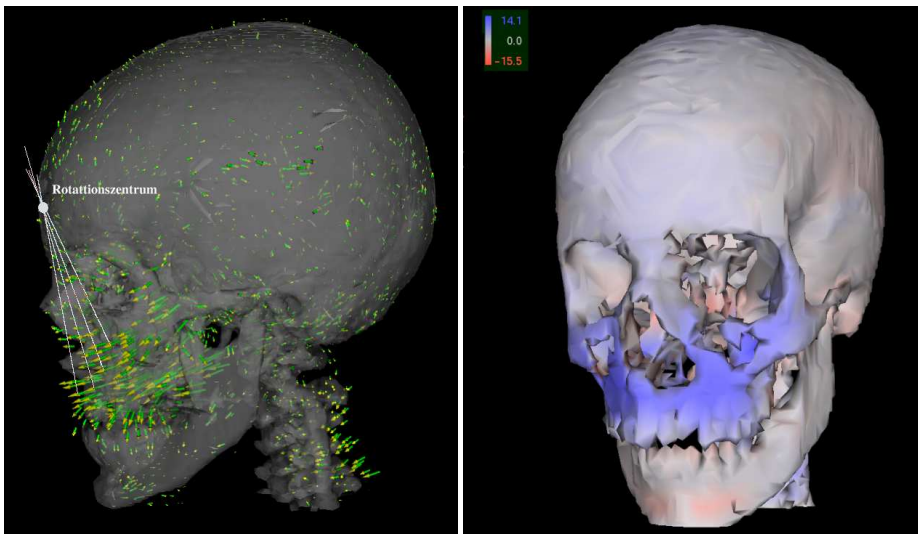

Abb. 3. Auswirkung der Mittelgesichtsdistraktion auf den Schädel. Verschiebungsvektoren zur Beschreibung der Distraktion und manuell ermitteltes Rotationszentrum (links), Verformung des Schädels, farbkodiert (rechts)

Nach erfolgter Registration wird schließlich eine interaktive Visualisierung eingesetzt, um die Änderungen des Knochenbaus verständlich darzustellen. Hierfür werden aus den Volumendatensätzen der Schädel Oberflächen generiert [5]. Die Verschiebungsvektoren werden als Pfeile auf der Schädeloberfläche dargestellt (Abb. 3(l.)), und eine transparente Darstellung einen besseres Gesamtüberblick. Alternativ können die Veränderungen des Schädels durch ein Farbschema visualisiert werden (Abb. 3(r.)). Eine

Verschiebung der Schädeloberfläche in Richtung der Normalen wird durch Blaufärbung angezeigt, eine entgegengesetzte Verschiebung durch Rotfärbung. Die Farbsättigung korrespondiert mit der Stärke der Verschiebung, die zugehörige Skala ist in Millimetern angegeben. (Farbigen Abbildungen werden in der Online-Ausgabe des Tagungsbandes verfügbar sein: http://sunsite.informatik.rwth-aachen.de/Publications/CEUR-WS/)

3 Anwendung

Die Mittelgesichtsdistraktion wurde bei einem 12-jährigen Patienten durchgeführt, der an einer ausgeprägten Mittelgesichtshypoplasie auf Grund einer doppelseitigen Lippen-Kiefer-Gaumenspalte litt (Abb. 1). Die Analyse der CT-Datensätze (Abb. 2) mittels oben angegebener Methode ermöglichte eine eindeutige Zuordnung der dreidimensionalen Verschiebungsvektoren zu anatomischen Landmarken (Abb. 3 (l.)). Mit Hilfe der Verlagerungsvektoren konnte das für die Operationsplanung wichtige Rotationszentrum der Distraktion manuell bestimmt werden. Die Verlagerungsvektoren wiesen weiterhin auf komplexe suturale Veränderungen (z. B. der vorderen Schädelbasis) hin. Anhand der Farbkodierung der Verformungen (Abb. 3(r.)) ist die Fernwirkung der Mittelgesichtsverlagerung auf die Jochbeine (Blaufärbung) sowie die Verformung an des Seiten des Schädels (Rosafärbung) — herforgerufen durch die Fixierung des Distraktors (vgl. Abb 1) — erkennbar. Durch manuelle Auswahl von Landmarken im Visualisierungstool kann der zugehörige Verschiebungsvektor und damit die Verformung an dieser Stelle ermittelt werden.

4 Schlussfolgerung

Die vorgestellte Analysemethode ist geeignet, um biomechanische Gesichtspunkte der Distraktionsosteogenese darzustellen. Ihre Ergebnisse können als Ausgangspunkt für die Weiterentwicklung der Behandlungsmethode genutzt werden. Eine automatische Extraktion von Rotationszentren im Vektorfeld ist wünschenswert, um die Kraftansatzpunkte besser bestimmen zu können. Weiterhin könnte durch eine softwareseitige Unterstützung der Landmarkenselektion deren Treffgenauigkeit und damit auch die Genauigkeit von ermittelten Verformungswerten erhöht werden.

Literatur

1. Hierl Th. und Hemprich A.: *A Novel Modular Retention System for Midface Distraction Osteogenesis*. British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 38:623–626, 2000.
2. Hierl Th., R. Klöppel und Hemprich A.: *Midface Distraction Osteogenesis without Major Osteotomies: A Report on the First Clinical Application*. Plastic and Reconstruction Surgery, 108(6):1667–1672, November 2001.
3. Thevenaz P., Ruttimann U.E. und Unser M.: *A Pyramid Approach to Subpixel Registration Based on Intensity*. IEEE Trans. Medical Imag., 7(1):27–41, January 1998.
4. Christensen G. E.: *Deformable shape models for neuroanatomy*. DSc.-thesis, Server Institue of Technology, Washington University, Saint Louis, 1994.
5. Popinet S.: *The GNU Triangulated Surface Library*. http://gts.sourceforge.net, 2001.