

Visualisierung von Halswirbelmobilitäten für die Funktions-Diagnostik

Matthias Hahn, Ingo Wuttke und Thomas Beth

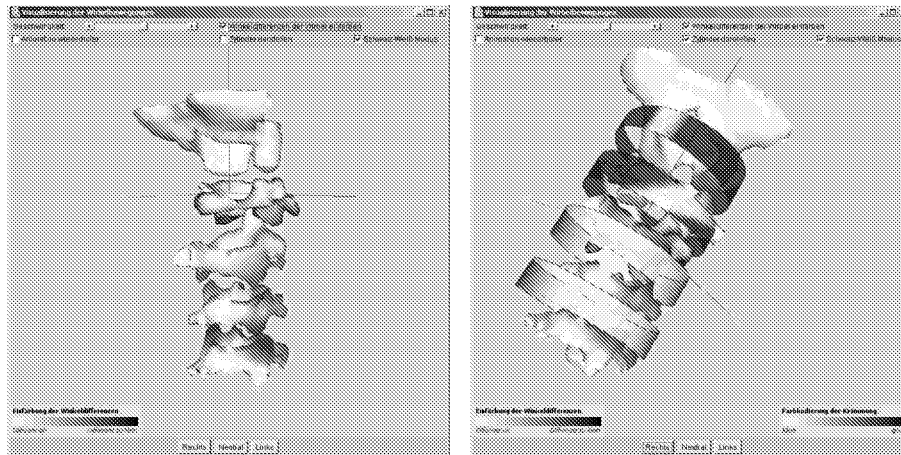
Institut für Algorithmen und Kognitive Systeme,
Universität Karlsruhe, 76128 Karlsruhe
Email: hahn@ira.uka.de

Zusammenfassung. Durch die Analyse funktioneller Kopf-Gelenks-Störungen (fKGS) lassen sich objektive Maßzahlen zur Bewertung von Schleudertraumata bestimmen. Mit der Software *Vertebra* können die hierbei ermittelten Wirbelrotationen und Wirbelblockaden in 3D visualisiert werden, um Radiologen sowie Patienten und Krankengymnasten eine intuitive Vorstellung vorliegender fKGS geben zu können.

1 Einleitung

In Deutschland erleiden jährlich 200.000 bis 300.000 Unfallbeteiligte eines Straßenverkehrsunfalls eine Halswirbelsäulen-Beschleunigungsverletzung (Schleudertrauma). Bei einzelnen Verletzten resultieren daraus gravierende dauerhafte Beschwerden, wie beispielsweise Kopf-Nacken-Schmerzen, Schwindel, Hör- und Sehstörungen. Anhand manualmedizinischen Techniken wurden von entsprechend ausgebildeten Ärzten gehäuft Funktionseinschränkungen in der Halswirbelsäule (HWS) bei Unfallopfern mit chronifizierten Beschwerden gefunden, die in aller Regel in den Kopf-Hals-Gelenken auftreten. Zur objektiven Untersuchung der fKGS eignet sich besonders die tomographische Funktions-Diagnostik [1]. Hierbei werden tomographische Volumendatensätze der HWS in der Neutralstellung und den Rotationsstellungen nach maximalem aktivem Rotatieren des Kopfes nach rechts bzw. nach links aufgenommen. Anhand dieser drei Aufnahmen werden die einzelnen Gelenkmobilitäten, d. h. die Differenzen der Rotationswinkel der beiden das Gelenk umschließenden Wirbel bestimmt. Dies kann bei CT-Aufnahmen mittels des Programmpakets *ROSE* automatisch erfolgen [2]. Dabei werden zusätzlich zu den bei einer manuellen Auswertung bestimmten Winkeln der Rotationen in der Axialebene auch die Rotationswinkel der eventuell bei der Kopfdrehung erfolgten Wirbelkippungen sowie die Verschiebungsvektoren für der einzelnen Halswirbel bestimmt. Bei der anschließenden Diagnostik werden die ermittelten Mobilitätswerte mit den Normwerten aus einem Normalkollektiv verglichen. Aus zu kleinen axiale Mobilitäten lässt sich auf Blockaden und somit auf funktionelle Störungen in den entsprechenden Gelenken schließen [1,3].

Die Applikation *Vertebra* hat zum Ziel durch die Visualisierung der Wirbelbewegungen innerhalb der Funktions-Aufnahmen einerseits dem Radiologen ein Werkzeug zur Diagnose von fKGS zu geben, andererseits dem Patienten eine Visualisierung der fKGS außerhalb der radiologischen Praxis zu ermöglichen.

Abb. 1. Verschiedene Darstellungsmodi.

(a) Darstellung der Gelenkmobilitäten. Dunkler eingefärbte Wirbel rotieren weniger.

(b) Darstellung der Wirbelsäulenkrümmungen. Dunkle Bereiche sind stärker gekrümmt.

2 Modellierung

Wir verwenden zur Darstellung von Wirbelbewegungen in der HWS Oberflächenmodelle der Schädelbasis (C0) und der oberen Halswirbel (C1-C4). Damit die Bewegungen besser verfolgt werden können, werden die Wirbel mittels einer Explosionsdarstellung mit vergrößerten Wirbelabständen visualisiert. Die einzelnen Wirbel werden dabei direkt übereinander angeordnet und folgen im Allgemeinen nicht dem korrekten anatomischen Verlauf der Patienten-HWS. Anhand der ermittelten Rotations- und Translationswerten können die Wirbel zwischen Neutralstellung und Rotationsstellungen animiert dargestellt werden.

Die Erstellung der Wirbelmodelle erfolgte anhand eines Datensatzes mit 301 Schichtbildern im Bereich C0-C4 und einer Voxelaufösung von $0,29 \times 0,29 \times 0,3 \text{ mm}^3$. Nach einer manuellen Segmentierung der Wirbel wurden mit dem Marching-Cubes-Verfahren Dreiecksnetz-Oberflächen extrahiert [4]. Die Anzahl der Dreiecke wurde durch Verschmelzen von Dreiecken in Bereichen niedriger mittlerer Oberflächenkrümmung von ursprünglich mehreren tausend Dreiecke auf ungefähr 1.500 pro Wirbel reduziert und daraus VRML-Modelle mit dem Freeware-Paket *CyberVRML97* erzeugt [5,6].

3 Software

Wir waren bei der Entwicklung von *Vertebra* bestrebt, eine intuitiv zu bedienende plattformunabhängige Applikation zu erstellen, die einerseits vom Radiologen, andererseits auch außerhalb der radiologischen Praxis vom Patienten benutzt

werden kann. Somit kam kommerziell erhältliche Simulations-Software nicht in Frage. Java mit der zusätzlichen API Java3D eignete sich gut für unseren Zweck. Und so haben wir *Vertebra* als kleine, mitsamt der Wirbelmodelle ca. 1 MB große JAR-Datei erstellt. Das Programm kann sowohl als Applikation als auch als Applet in einem Java-fähigen Browser gestartet werden. Die Rotations- und Translationsparameter werden in diesem Fall dem Applet anhand von HTML-Parametern übergeben. Wenn beim Radiologen die HTML-Datei mitsamt der Geometrie-Parameter erstellt wird, kann die gesamte Applikation auf eine CD gebrannt und dem Patienten gegeben werden.

4 Darstellungsmodi und Methodik

Grundsätzlich kann die Wirbelvisualisierungen im Farb- oder im Graustufenmodus betrieben werden. Dieser Modus eignet sich für radiologische Praxen, die oftmals mit Graustufenmonitoren arbeiten. Hierbei werden die Darstellungen für die Mobilität und die Krümmung jedoch nicht so deutlich wie bei der Farbdarstellung.

Vertebra lässt sich in einem Normalmodus mit ausschließlicher Wirbelvisualisierung, im Mobilitäts- und im Krümmungsmodus betrieben werden. In allen Modi lässt sich das Wirbelsäulenmodell beliebig im 3D drehen, verschieben und skalieren. Des Weiteren lassen sich die Wirbelbewegungen animiert darstellen, wobei sich die Wirbel um ein frei wählbaren Wirbel, der festgehalten wird, drehen. Für die Animation werden die Wirbelpositionen zwischen der Neutralstellung und den Rotationsstellungen interpoliert. Dabei entspricht die resultierende Bewegung nicht der natürlichen Bewegung. Die axiale Rotation und das Abkippen der Wirbel werden in der Animation jedoch deutlich dargestellt.

Tabelle 1. Normwerte für intersegmentale Mobilitäten $\bar{\varphi}$ und der dazugehörigen Standardabweichungen σ nach [3].

	rechts		links	
	$\bar{\varphi}$	σ	$\bar{\varphi}$	σ
C0/C1	4.5°	1.7°	4.7°	1.1°
C1/C2	41.5°	6.5°	45.0°	5.2°

Gelenks-Blockaden lassen sich gut im Mobilitätsmodus darstellen (s. Abb. 1a). Für die Gelenke C0/1 und C1/2 sind die mittleren intersegmentale Mobilitäten $\bar{\varphi}_i$ und die korrespondierenden Standardabweichungen σ_i der Tabelle 1 zu entnehmen. Die Werte $\bar{\varphi}$ und σ wurden für C2/3 und C3/4 bislang noch nicht bestimmt. Wir haben für beide Gelenke jeweils $\bar{\varphi} := 8^\circ$ und $\sigma := 2^\circ$ gewählt. Diese Werte sind eine sinnvolle Näherung an die korrekten Werte, da die Maximalrotation des Kopfes ungefähr 90° nach beiden Seiten hin beträgt und die Gesamtrotation sich auf die einzelnen Kopf-Halsgelenke

verteilt. Die Mobilitäten ϑ_i mit $\vartheta_i < \bar{\varphi}_i - \sigma_i$ werden durch die Farbe

$$f_i = 1 - \frac{\vartheta_i}{(\bar{\varphi}_i - \sigma_i)}, \quad f_i \in [0, 1] \quad (1)$$

dargestellt. Das entsprechende Gelenk wird bei Rechts-Mobilitäten auf der rechten Seite, ansonsten auf der linken Seite so eingefärbt, dass die untere und die obere Seite benachbarter Wirbel die gleiche Farbe erhalten. Je dunkler bzw. stärker rot gefärbt der Wirbel ist, desto geringer ist die Mobilität. Damit lassen sich Blockaden und insbesondere unsymmetrische Mobilitäten schnell visuell erfassen.

Im Krümmungsmodus wird die Krümmungsveränderung der Wirbelsäule farblich kodiert dargestellt. Wir gehen in der Modellannahme davon aus, dass in der Neutralstellung keine Krümmung der Wirbelsäule vorliegt. Den einzelnen Gelenken werden nun in der Neutralstellung Zylinder überlagert. Das Oberflächennetz der Zylinder besteht aus 20 übereinanderliegenden äquidistanten Kreisen, die durch 50 senkrecht auf den Kreisen und gleichmäßig über die Kreisränder verteilte Linien verbunden sind. Bei Wirbelbewegungen wird der oberste Kreis des Zylinders mit der Abbildungsmatrix des oberen Wirbels und der unterste Kreis mit der des unteren Wirbels im korrespondierenden Gelenk rotiert und verschoben. Die dazwischen liegenden Kreise werden anhand von Quaternioneninterpolationen linear zwischen den beiden Positionen interpoliert. Auf den so deformierten Zylindern werden jeweils die betragsmäßigen mittleren Oberflächenkrümmungen $|H|$ bestimmt und mit einer Farbkodierung, bzw. einer Graustufenkodierung auf die Zylinderoberfläche aufgetragen (s. Abb. 1b). Die unnormierte mittlere Krümmung \bar{H} wird für jeden Knoten des Dreiecksnetzes durch eine Mittelung der Teilkrümmungen in einem 1-Ring von Dreiecken um den Knoten bestimmt. Der Mittelwert H wird durch eine Normierung mittels der baryzentrischen Fläche S um den Knoten erhalten [7]:

$$|H| = \frac{\bar{H}}{S}. \quad (2)$$

Bei der Animation wird ein Morphing zwischen der Form und Farbe des Zylinders in Neutralstellung zu Form und Farbe des Zylinders in der jeweiligen Rotationsstellung durchgeführt. Die Zwischenschritte werden in der Animation dargestellt. Alternativ zu dem beschriebenen Modell wurde ein Zylindermodell untersucht, das die Torsion der Wirbelsäule berücksichtigt und sich bei axialen Rotationen zu einem Hyperboloid verformt. Mit diesem Modell war jedoch das Abkippen der Wirbeln nicht mehr deutlich an der Krümmung zu erkennen.

5 Ergebnisse und Ausblick

Wir haben *Vertebra* zur 3D-Visualisierung mehrerer Wirbelmobilitäten verwendet, die mit *ROSE* errechnet wurden. In diesen Darstellungen können Blockaden und Wirbelkippungen viel intuitiver aufgenommen werden als bei einer numerischen Angabe. Die Plattformunabhängigkeit der Anwendung wurde durch

Verwendung von Java garantiert. Durch die Verwendung von Wirbel-Oberflächenmodellen erfolgt eine flüssige Darstellung auch handelsüblichen Rechnern mit Standardgraphikkarten. Jedem Patienten, der einen Java-fähigen Browser und ein Java3D Plugin auf seinem Rechner installiert hat, kann die Software ausführen. Bei entsprechender Hardwarevoraussetzung kann *Vertebra* ohne Änderung des Quellcodes auch auf einem 3D-Stereo-Gerät ausgeführt werden. Dadurch bekommt der Benutzer einen verstärkten räumlichen Eindruck und kann sich die Wirbelbewegung noch besser vorstellen.

Wirbelkipnungen die unbeabsichtigt bei der axialen Rotation erfolgen wurden bislang medizinisch noch nicht untersucht. Wir erwarten, dass sie in die zukünftige Funktions-Diagnostik mit einfließen und detailliertere Informationen über die fKGS geben. Durch Krümmungsdarstellung mit überlagerten Zylindern können diese Kippungen gut dargestellt werden. Weiterhin lassen sich mit der Software eventuelle Wirbelfehlbewegungen aufgrund degenerativer Wirbelsäulenerkrankungen oder -fehlbildungen visuell analysieren.

Eine Integration biomechanischer Modelle in *Vertebra* könnte eine realistischere Darstellung der Wirbelbewegungen ermöglichen. Eine Integration der korrekten Patientenwirbel anstelle der festen Wirbelmodelle würde die Darstellung darüberhinaus sehr verbessern.

Durch die virtuelle dreidimensionale Visualisierung wird dem Radiologen und dem Patienten ein intuitives Erfassen der Wirbelrotationen ermöglicht. Eventuell vorhandene Gelenkblockaden können nun nicht mehr nur als absolute Zahlen, sondern auch visuell erfasst werden. Wir erwarten, dass durch unsere Visualisierungen die Diagnostik von Schleudertraumata erweitert wird, da dem Radiologen eine Intuition für Gelenkblockaden vermittelt wird.

Wir danken Dr. H. Friedburg und A. Heinemann für die Aufbereitung und das Bereitstellen des Bildmaterials.

Literaturverzeichnis

1. Nagelmüller T, Friedburg H: Welchen Beitrag vermögen CT und MRT zur post-traumatischen Beurteilung der Kopf-Hals-Region zu liefern? *Weichteildistorsionen der oberen Halswirbelsäule*: 135–151. Springer, 1997.
2. Hahn M: New approach to evaluate rotation of cervical vertebrae. *Medical Imaging 2001: Image Processing*. Proc. of SPIE Vol. 4322: 1696–1704, 2001.
3. Dvorak J, Panjabi M M et al.: CT-functional diagnostics of the rotatory instability of the upper cervical spine. *Spine* 12: 197–205, 1987.
4. Lorensen, W.E. and Cline, H.E., Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Reconstruction Algorithm, *Computer Graphics*, 21 (4): 163–169, 1987.
5. Watt, A: 3D Computer Graphic. 3. Aufl. Addison Wesley, 1999.
6. Konno S: *CyberVRML97*. <http://cybergarage.org/vrml/cv97/cv97java/>
7. Dyn N, Hormann K, Kim S J, et al.: Optimizing 3D Triangulations Using Discrete Curvature Analysis. Lyche T, et al. (Hrsg.), *Mathematical Methods for Curves and Surfaces: Oslo 2000* Vanderbilt University Press, 135–146, 2001.