

Automatische 3D Rekonstruktion des Unterkiefers und der Manibulärnerven auf Basis dentaler Bildgebung

Hans Lamecker, Dagmar Kainmüller, Heiko Seim, Stefan Zachow
Zuse-Institut Berlin (ZIB)

lamecker@zib.de

Kurzfassung

Die genaue Kenntnis der räumlichen Lage des mandibulären Nervverlaufs im menschlichen Unterkieferknochen spielt eine zentrale Rolle bei der Planung von knochenverankerten Zahnimplantaten. Diese Arbeit stellt ein Verfahren vor, welches automatisch eine genaue und verlässliche Rekonstruktion von Knochen und Nerv aus dentalen tomografischen Aufnahmen liefert, und so das Potential für den Einsatz in der zahnärztlichen Praxis hat.

1 Einleitung

Implantatgetragener Zahnersatz gewinnt in unserer Gesellschaft aufgrund ästhetischer und funktioneller Vorteile zunehmend an Bedeutung. Allein in Deutschland werden mittlerweile ungefähr eine Million Zahnimplantate pro Jahr gesetzt mit steigender Tendenz. Bei der Integration von Implantaten in den knöchernen Zahnhalteapparat handelt es sich um einen verhältnismäßig kleinen chirurgischen Eingriff, der nicht nur in Zahnkliniken sondern auch zunehmend in Zahnarztpraxen durchgeführt wird. Für die Behandlungsplanung ist eine medizinische Bildgebung (Röntgen) erforderlich mit deren Hilfe die optimalen Implantatpositionen im Kieferknochen hinsichtlich Knochenangebot und dem Verlauf von Risikostrukturen bestimmt werden. Der Trend geht dabei verstärkt zur dreidimensionalen Bildgebung mittels spezieller Röntgen-Computertomografie für die Dentaldiagnostik (Cone-Beam (CBCT) oder digitale Volumentomographie (DVT)).

Ein in den Kieferknochen eingebrachtes Implantat darf Risikostrukturen, wie beispielsweise die im Kieferknochen verlaufenden Nerven, nicht verletzen. Die Behandlungsplanung anhand von dreidimensionalen Bilddaten erfordert somit nicht nur eine verlässliche Lokalisation der Knochengrenzen, sondern ebenso der Zahnwurzeln und Nerven in den Bilddaten. Dieser Prozess der Lokalisierung (auch Bildsegmentierung genannt) ist im Allgemeinen sehr zeitaufwändig, da die anatomischen Strukturen über eine Vielzahl von Schnittbildern der tomografischen Aufnahme erkannt und klassifiziert werden müssen. Erschwerend kommt hinzu, dass eine verlässliche Erkennung dieser Strukturen nicht immer in allen Bildern möglich ist, da Störungen, die durch limitierende Bildgebungseigenschaften bzw. durch metallene Füllungen oder vorhandene Implantate verursacht werden, die relevante Bildinformation überlagern (Abb. 1). Besonders die Nervkanäle sind wegen ihrer geringen Ausdehnung und ihres schwachen

Kontrasts zum umgebenden Gewebe selbst unter optimalen Bedingungen nur schwer über ihren gesamten Verlauf zu lokalisieren [1]. Ziel ist es daher, die Bildsegmentierung so genau und verlässlich wie möglich zu gestalten und diesen Vorgang für die zahnärztliche Routine zu automatisieren. Für die dentale Bildgebung ist dabei insbesondere von Bedeutung, die Kiefergelenke in ihrer Form und Lage so genau wie möglich zu erfassen, sowie die Nervkanäle sicher und verlässlich in den Bilddaten zu erkennen.

2 Methoden

Das vorgeschlagene Verfahren basiert auf einem statistischen Modell der Unterkiefergeometrie einschliesslich des mandibulären Nervverlaufs. Hierzu wurde zunächst in einer Menge von Trainingsdaten der Knochen und der Nerv manuell segmentiert. Diese Daten wurde dann durch eine konsistente Parametrisierung der Oberflächen sowie der Nervkurve auf eine Referenzgeometrie in Korrespondenz gebracht. Das bedeutet, dass jeder Punkt der Referenzgeometrie einen korrespondierenden Punkt auf den Trainingsdaten besitzt und umgekehrt. Dies erlaubt die Darstellung der Daten in einem Vektorraum und anschließend daran auch die statistische Analyse. Als Ergebnis erhält man ein mittleres Modell der Knochen- und Nervgeometrie sowie charakteristische Verformungen der Trainingsmenge, die sogenannten Eigenmoden. Durch Variation der Gewichtungen dieser Eigenmoden wird im Segmentierungsprozess nun diejenige Form des Unterkiefers bestimmt, die möglichst genau der Form des Unterkiefers in den Bilddaten entspricht. Die Übereinstimmung wird durch ein Intensitätsmodell des Unterkiefers in den Bilddaten bewertet. Dieses basiert auf dem Gradienten der Bildintensität senkrecht zur Modelloberfläche [2].

Initial erfolgt eine grobe Platzierung des mittleren Knochenmodells in den Bilddaten durch die Anwendung einer

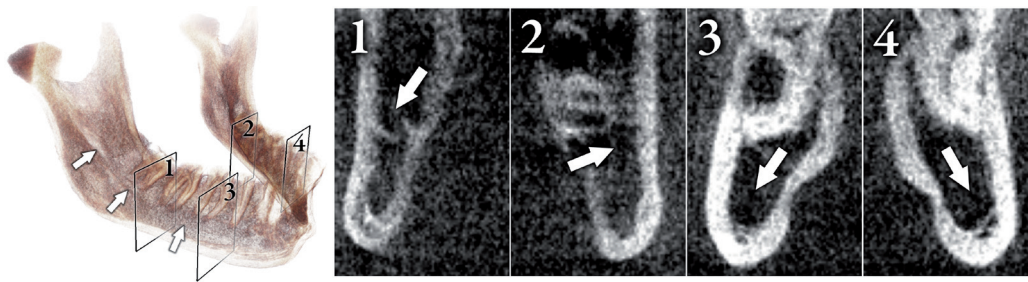


Figure 1 Volume-rendering (links) und koronale Ansichten (rechts) eines CBCT Datensatzes. Pfeile markieren die Lage des Nervkanals.

Verallgemeinerten Houghtransformation [3]. Daran anschliessend erfolgt die oben beschriebene Optimierung, die eine robuste Anpassung des Modells an die Bilddaten erlaubt, d.h. übliche Probleme von deformierbaren Modellen werden durch die wissenbasierte Einschränkung der Freiheitsgrade durch das statistische Modell vermieden. Im allgemeinen lassen sich mit diesen Freiheitsgraden die gesuchten Formen in den Bilddaten nicht beliebig genau beschreiben. Daher erfolgt nach der modell-basierten Anpassung noch ein dritter Schritt, der beliebige Deformationen des Modells zulässt, die jedoch auf eine (enge) räumliche Umgebung der aktuellen Form begrenzt sind. Dies erhöht die Genauigkeit der Segmentierung deutlich [2]. Der Nervverlauf ergibt sich nach Optimierung der Knochenoberfläche aus dem statistischen Modell [4]. Wie bei der Knochenoberfläche wird auch hier die vorhandene Bildinformation genutzt, um dann eine genauere Rekonstruktion durchzuführen. Dazu wird in der Umgebung des geschätzten Nervverlaufs ein Graph aus den Intensitätswerten des Bildes aufgebaut, durch den mittels eines Dijkstraalgorithmus derjenige Pfad berechnet wird, der dem tatsächlichen Nervverlauf optimal entspricht [2].

3 Ergebnisse

Das Verfahren wurde auf 106 CBCT Datensätzen, aufgenommen mit einem Sirona Galileos Scanner des Universitätsklinikum Köln (Dr. Max Zinser), validiert. Es handelte sich um Patienten zwischen 16 und 71 Jahren, davon 56 weiblich und 50 männlich. Die Patienten weisen unterschiedlichste Indikationen auf, aus denen verschiedene Artefakte resultieren. Jeder Datensatz wurde von einem Experten manuell segmentiert. Zur Evaluation wurde ein Leave-one-out Test vorgenommen, d.h. es wurde jeweils die zu segmentierende Form vor der Segmentierung aus dem Modell entfernt. In Abb. 2 ist links die Genauigkeit über alle 106 Datensätze für den mittleren und root-mean-square Oberflächenabstand zu sehen. Rechts ist der prozentuale Überlapp des Nerven mit der Referenzsegmentierung des rechten bzw. linken Nervkanals dargestellt. Der mittlere Abstand zum Nervzentrum (nicht dargestellt) betrug 1 mm für den rechten und 1.2 mm für den linken Nerv. In Abb. 2 wird die Genauigkeit entlang des Nerven nach der Modelloptimierung (blau) und nach der Freiformphase (rot) dargestellt.

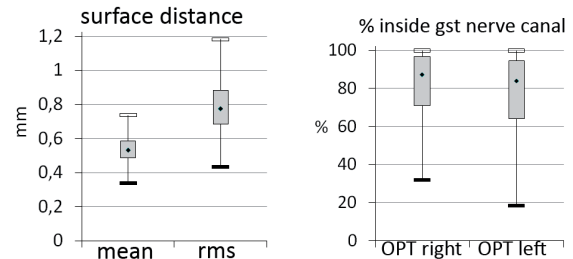


Figure 2 Genauigkeit der Knochen- (links) und Nervrekonstruktion (rechts).

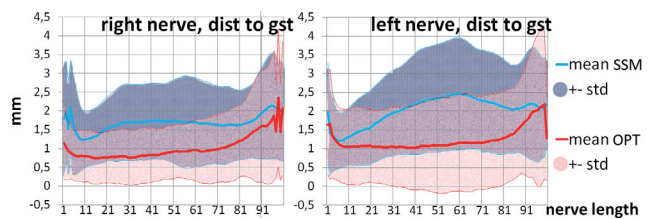


Figure 3 Nervrekonstruktionsgüte entlang des Nerven.

4 Zusammenfassung und Ausblick

Das vorgestellte System erlaubt eine präzise dreidimensionale Rekonstruktion des Unterkieferknochens sowie des Verlaufs des mandibulären Nerves. Die größten Ungenauigkeiten liegen hierbei noch an den Nervein- und auslässen. Zukünftige Erweiterungen sollen zwischen trabekulärem und kortikalem Knochen unterscheiden, sowie die Zahnformen integrieren.

5 References

- [1] Stein, W.; Kaßfeld, S.; Brief, J. et al.: CT-Basierte 3D-Planung für die dentale Implantologie. In Bildverarbeitung für die Medizin (1998)
- [2] Kainmüller, D.; Lamecker, H.; Seim, H. et al.: Automatic Extraction of Mandibular Nerve and Bone from Cone-Beam CT Data. In Proc. MICCAI (2009), vol. 5762 of LNCS, Springer, pp. 76–83
- [3] Khoshelham, K.: Extending Generalized Hough Transform to Detect 3D Objects in Laser Range Data. In Proc. ISPRS (2007), vol. 36 of IAPRS, pp. 206–211
- [4] Zachow, S.; Lamecker, H.; Elsholtz, B. et al.: Is the course of the mandibular nerve deducible from the shape of the mandible? Int. J. CARS, 1 (2006) pp. 415–417