CT-basierte 3D-Planung für die dentale Implantologie

W. Stein, S. Haßfeld, J. Brief, I. Bertovic, R. Krempien*, J. Mühling

Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
*Radiologische Klinik, Abteilung klinische Radiologie
Universität Heidelberg, Im Neuenheimer Feld 400, 69120 Heidelberg
http://www.rzuser.uni-heidelberg.de/~v97
v97@ix.urz.uni-heidelberg.de

Zusammenfassung. Beschrieben wird ein 3D-Planungssytem für die dentale Implantologie. Wir haben einen Algorithmus für die automatisierte Detektion Alveolarnervs entwickelt, der nur eine minimale Benutzerinitialisierung erfordert. Um eine interaktive Implantatpositionierung auf vergleichsweise preiswerter PC-Hardware zu ermöglichen, wurden Methoden zur Hybridvisualisierung entwickelt, die auch ohne große Texturspeicher und spezielle Graphikprozessoren auskommen.

Schlüsselwörter: Dentale Implantologie, Nervdetektion, Hybridvisualisierung

1 Einleitung

Computergestützte Chirurgie (CAS) war bisher ein Anwendungsgebiet für Hochleistungsgraphikrechner und wurde fast ausschließlich an Universitätskliniken für Forschungszwecke eingesetzt. Die schnelle Weiterentwicklung von PC-Hardware, sinkende Preise und neue und sorgfältig überarbeitete Softwarealgorithmen ermöglichen es, CAS einem wesentlich erweiterten Benutzerkreis zugänglich zu machen.

Wir stellen ein interaktives 3D-Planungssystem für die dentale Implantologie vor, welches auf einer Workstation implementiert wurde. Zudem zeigen wir einige der notwendigen Schritte auf, die es ermöglichen, die Abhängigkeit von spezialisierter (teurer) Hardware, große Texturspeicher und Graphikprozessoren, zu überwinden und CAS auf einem PC auch dem niedergelassenen Zahnarzt zugänglich zu machen.

2 Klinischer Hintergrund und Ziel der Arbeit

Das bisherige klinische Protokoll verwendet für die Implantatplanung das Orthopantomogramm (OPG), eine 2D Panorama-Röntgenprojektion. Dies stellt jedoch nicht die notwendigen Tiefeninformationen für komplexe klinische Fälle zur Verfügung, z.B. bei atrophierter Maxilla oder in der Nähe von nervösen oder vaskulären Strukturen.

Bei Implantationen im Seitenzahnbereich des Unterkiefers ist die Kenntnis über die exakte Lage des nervus alveolaris inferior, der innerhalb des Unterkieferknochens vom foramen mandibulae zum foramen mentale verläuft, für den Operationserfolg entscheidend. Um genaue 3D Daten des Patientenkiefers zu erhalten wird deshalb eine Computertomogramm-Untersuchung durchgeführt.

Die Nervdetektion stellt sich als eine anspruchsvolle Aufgabe dar, da Nerven nur einen sehr kleinen Durchmesser besitzen und sich gekrümmt durch den dreidimensionalen Raum winden. Erschwerend kommt hinzu, daß sie von Gewebe mit ähnlichen Abbildungscharakteristika im CT umgeben sind und sich nur ein schwacher Kontrastunterschied zum umgebenden Gewebe ergibt. Der nervus alv. inf. verläuft zusammen mit einer Arterie und Vene innerhalb eines schmalen Kanals mit sehr dünnen und perforierten Seitenwänden. Mit der z.Z. verfügbaren Technologie scheint es nicht möglich zu sein, den Nerv allein zu detektieren, aber das Innere dieses Kanals kann detektiert und so die kritische Struktur angezeigt werden.

Basierend auf Knochenverfügbarkeit, Abstand zu kritischen Strukturen und der geplanten Funktionalität entscheidet der Zahnarzt über die Plazierung des Implantates. Um ein effizientes Werkzeug in der Hand des Zahnarztes darzustellen, muß das System für eine genaue, hochaufgelöste 3D Detektion und Visualisierung von Nerven und Knochen sorgen. Für eine interaktive, intuitive Positionierung des Implantes werden Bildwiederholraten von mehreren Bildern pro Sekunde benötigt.

3 Nervdetektion

Der Benutzer identifiziert durch Mausklick im Schichtbild oder in der 3D-Visualisierung jeweils den gut sichtbaren Eintritts- und Austrittspunkt des Nervs am Knochen und wählt den für den Nerv spezifischen Grauwert aus. Der gesamte Voxeldatensatz wird jetzt wie Graph behandelt, bei dem jedes Voxel als ein Knoten betrachtet wird. Das Fortschreiten von einem Voxel zu einem seiner 26 Nachbarn wird dabei als gewichtete Kante aufgefaßt *(Abb. 1)*. Die Gewichtung der Kanten basiert auf den Grauwerten der Bilddaten:

$$\begin{aligned} g_i &= \text{Grauwert am } Knoten_i \\ g_{best} &= \text{Grauwert mit der höchsten Wahrscheinlichkeit für Nerv} \\ dist_{ij} &= \text{Euklidische Distanz zwischen } Knoten_i \text{ und } Knoten_j \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \mathbf{Gewicht_{ij}} &= (const \cdot |g_i - g_{best}|^n + 1) \cdot dist_{ij} \\ &= \text{Kosten beim Schritt von } Knoten_i \text{ zu } Knoten_j \text{ entlang } Kante_{ij} \end{aligned}$$

Die Leitdrahtsuche im Voxelraum läßt sich jetzt als Suche nach dem günstigsten Pfad zwischen zwei Knoten betrachten. Eine drastische Einschränkung der

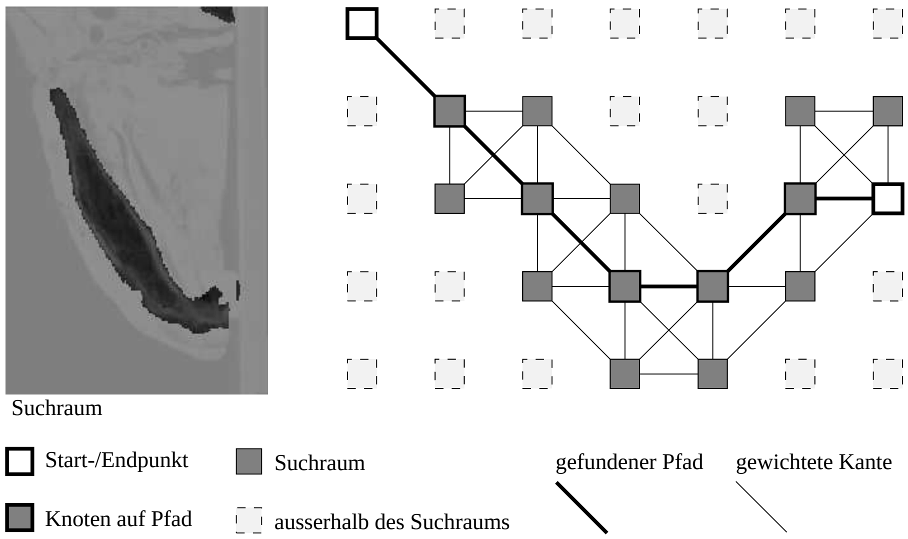


Abb. 1. Graphensuche für Detektion des Leitdrahtes

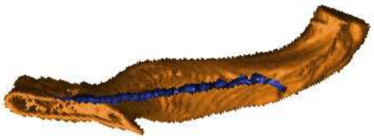
Suchzeiten um ungefähr 95% wird durch eine vorangehende Folge von Erosionen und Dilatationen erreicht, wodurch der Suchraum auf die Voxel eingeschränkt wird, die von Knochen umschlossen sind oder sich zumindest in der Nähe von Knochen befinden.

Bei der Breitensuche werden vom Startknoten ausgehend die Kosten der gewichteten Kanten beim Fortschreiten zum Nachbarvoxel aufsummiert. Wenn die aktuelle Summe kleiner ist, als der in diesem Knoten gespeicherte Wert, so wird dieser Wert ersetzt und der Knoten wird in der Liste der auf ihre Nachbarn noch zu untersuchenden Knoten vermerkt. Sobald keine Knoten mehr untersucht werden müßen, haben alle Knotenwerte ihr Minimum erreicht und die Breitensuche wird beendet. Ausgehend vom Endknoten kann nun der günstigste Pfad zurück zum Startknoten, an dem sich das globale Minimum befindet, ausgelesen werden.

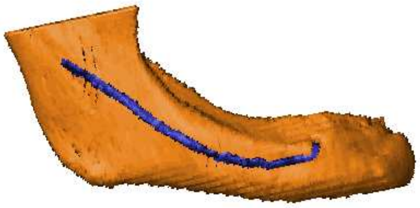
Hierdurch wird eine fuzzy-Klassifizierung erreicht, die im Vergleich zu einer harten Klassifizierung Artefakten gegenüber robuster ist. Bei einer harten Klassifizierung könnte es passieren, daß ein Artefakt den einzigen Pfad blockiert. Bei der unscharfen Klassifizierung kann der Pfad durch kleine Regionen passieren, die aufgrund ihres Grauwertes eine niedrige Wahrscheinlichkeit zeigen, den Nerv zu enthalten, jedoch durch ihre Nachbarn bedingt, mit hoher Wahrscheinlichkeit den Nerv enthalten.

Der Leitdraht wird im nächsten Schritt zur Initialisierung eines länglichen 3D-Ballons verwendet, um dadurch das gesamte Volumen des Mandibularkanals, in dem der Nerv enthalten ist, auszufüllen [1]. Da der Leitdraht eine sehr gute Initialisierung bietet, kann das Ballonmodell einfach und robust realisiert werden.

(a) Volumenvisualisierung der CT-Aufnahme



(b) Aufsicht von oben



(c) Darstellung des Nervs aus CT-Daten

(d) Anatomisches Präparat, Knochen teilweise entfernt

Abb. 2. Validierung durch Vergleich der CT-Volumenvisualisierung mit Photo des anatomischen Präparates

4 Validierung der Segmentierung

Zur Validierung der Nervdetektion wurden fünf anatomische Präparate einer CT-Aufnahme unterzogen und der Datensatz wie oben beschrieben analysiert. Nach der Entfernung von Gewebe und der den Nerv verdeckenden Knochenschichten wurden die Präparate photographiert *(Abb. 2, d)*. In den CT-Aufnahmen wurde der Alveolarnerv detektiert und das Ergebnis mittels Volumenvisualisierung der Voxeldaten sichtbar gemacht *(Abb. 2, a-c)* und mit den Photographien verglichen. Zudem erfolgte auch eine Überprüfung der Segmentierungsergebnisse manuell in den einzelnen CT-Schichten.

Sowohl bei den Präparaten, wie auch bei Patientendaten zeigten 3D-Visualisierung und schichtweise Überprüfung der Segmentierung äußerst realistische und vielversprechende Ergebnisse *(Abb. 2, c und d)*.

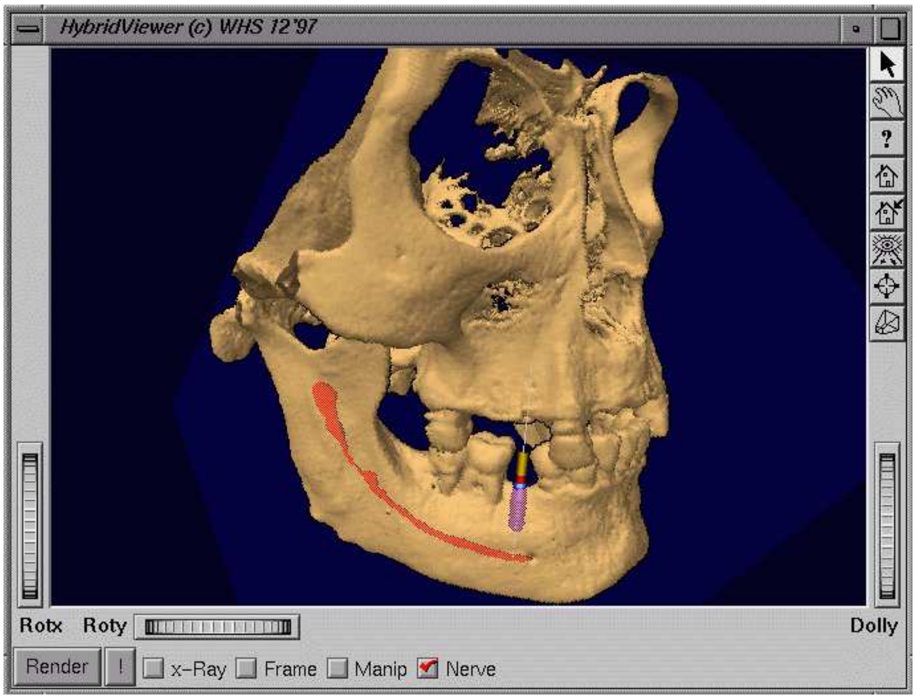


Abb. 3. Hybridvisualisierung: Volumenvisualisierung in Bildreihenfolge und Oberflächenvisualisierung in Objektreihenfolge mittels Tiefenpufferverschmelzung

5 Hybridvisualisierung

Da spezielle Texturspeicher, Geometrie- und Rasterprozessoren für eine schnelle, interaktive Volumenvisualisierung nicht zur Verfügung stehen, haben wir einen neuen Ansatz mit hybriden Techniken gewählt. Das fertige Bild setzt sich aus Projektionen in Bildreihenfolge (raycasting) und Objektreihenfolge aus Volumenobjekten und Oberflächenobjekten zusammen, die in ein quasi-stationäres Hintergrundbild und ein dynamisches Vordergrundbild aufgespaltet werden. Anschließend erfolgt mittels des Tiefenpuffers eine Verschmelzung beider Visualisierungsprozesse [2]. Dies erlaubt auch auf PCs ohne spezielle Graphikhardware eine sehr hohe Bildauflösung und gleichzeitig ein interaktives Positionieren von Zahnarztbohrer oder Implantat *(Abb. 3)*.

Literatur

1. D. Terzopoulos, T. McInerney: Deformable models in medical image analysis: a survey. Medical Image Analysis 1(2), 1996
2. W. Stein, S. Haßfeld: Integrierte Steuerung eines Hybrid-Visualisierers durch Open Inventor. Digitale Bildverarbeitung in der Medizin, Tagungsband zum 5. Freiburger Workshop, 1997.