

Grundlagen und Anforderungen an die dreidimensionale präoperative Diagnostik

Die schablonen- und navigationsgestützte Implantatinserterion nimmt einen wachsenden Stellenwert ein. Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit den Grundlagen der Computertomographie und beschreibt Fehlerquellen der Datenerfassung und im Planungsprozess.

DR. MED. MATTHIAS SCHNEIDER,
PROF. DR. MED. DR. MED. DENT. UWE ECKELT/DRESDEN

Der hohe Anspruch an die Einheit zwischen prothetischer und chirurgischer Implantatpositionierung und ein immer minimalinvasiveres Vorgehen erfordert eine dreidimensionale präoperative Planung. Basis ist zunächst immer die Datenakquisition, die in den meisten Fällen mittels Computertomographie und seltener mit Digitalen Volumetomographen (New Town) erfolgt. Die kontinuierliche Weiterentwicklung der Bildqualität bei gleichzeitiger Reduktion der direkten und der indirekten Strahlenbelastung führen zu einer immer breiteren Anwendung. Moderne Mehrschicht-Spiral-CT-Systeme erhöhen die räumliche Auflösung und erzeugen Datensätze mit isotropen Voxeln mit einer minimalen Kantenlänge von 0,75 mm. Die Untersuchungszeit ist auf wenige Sekunden beschränkt. Die technische Genauigkeit der Bildgebung ist für die folgenden Prozesse mit < 1mm ausreichend hoch.¹ Die Datensätze stehen dann für die weitere Verarbeitung in verschiedensten Planungsprogrammen (coDiagnostiX®, Simplant, Materialise, med3D etc.) zur Verfügung. Die planungsgerechte Umsetzung erfolgt in der Regel mittels Schablonen oder navigationsgestützt (RoboDent, coNavix).

Prinzip und Durchführung

Grundlagen der Computertomographie

Bei der herkömmlichen, heute kaum noch eingesetzten Technik, dem so genannten „Inkremental-CT“, fuhr für jede einzelne Aufnahme die Liege mit dem Patienten einige Millimeter weiter, und das Gerät durchleuchtete die nächste Schicht des Körpers. Zeitgemäße CT-Geräte sind so genannte Spiral-Computertomographen. Der Patient wird hier nicht schrittweise, sondern während der Rohdatenerfassung mit gleichmäßigem Tischvorschub durch die rotierende Röntgenröhre (Gantry) bewegt (Abb. 1). Inzwischen stehen flächendeckend Mehrschicht-Spiral-CT-Systeme (4-, 16- und 64-Zeiler) zur Verfügung (Abb. 2). Mit diesen Geräten können bis zu 64 parallele Schichten gleichzeitig bei einer Umdrehung der Gantry in weniger als einer halben Sekunde erzeugt werden.

Grundsätze der Bildentstehung

Innerhalb eines Spiralscans kann aus jedem beliebigen Segment ein CT-Bild erzeugt werden.² Das Bild besteht aus einer quadratischen Bildmatrix, die üblicherweise 256^2 bis 1.024^2 Bildpunkte (Pixel) umfasst. Unter Berücksichtigung, dass ein CT-Bild eine Schicht entsprechender Dicke repräsentiert, entspricht jeder dieser Bildpunkte einem Volumenelement, das man Voxel nennt. Wäre die Schichtdicke nahezu 10 mm, hätte das Voxel beispielsweise „Streichholzform“. Bei der Bildrekonstruktion wird jedem Voxel ein Zahlenwert zugeordnet, der das Maß für Röntgenschwächung in diesem Volumenelement ist. Der Grauwert eines Voxels entspricht dem Ausmaß, in dem der Röntgenstrahl im entsprechenden Objektvolumen abgeschwächt wird. Der Grad der Abschwächung wiederum hängt von der lokalen Elektronendichte ab. Zur Normierung setzte der britische Elektroingenieur G. N. Hounsfield den Dichtewert von Wasser auf 0 und von Luft auf -1.000 . Sehr dichtes Knochengewebe liegt bei $+3.000$ HE (Hounsfield-Einheiten). Chemische Elemente höherer Ordnungszahl und mithin größerer Elektronendichte haben entsprechend höhere Werte. Das Rekonstruktionsergebnis der erfassten Volumendaten wird im Wesentlichen durch die drei Geräteparameter Schichtkollimation (SC), Tischvorschub (TF) und Rekonstruktionsinkrement (RI) bestimmt. Die Schichtkollimation entspricht der Schichtdicke des Scans in der Patientenlängsachse und bestimmt die intrinsische Auflösung eines CT-Datensatzes. Für ein 16-Zeilengerät ergeben sich 16-mal 0,75 oder 16-mal 1,5 mm. So lässt sich während einer Umdrehung der Röntgenröhre ein Bereich von 12 mm bzw. 24 mm untersuchen. Der Tischvorschub beschreibt den Vorschub des Untersuchungstisches pro Röhrenumdrehung. Bei Erhöhung des Tischvorschubs wird die Bildqualität geringer. Die eigentliche Schichtdicke wird bei der Bildrekonstruktion festgelegt. Dieser dritte wichtige Parameter, das Rekonstruktionsinkrement, gibt an, in welchem Abstand die Schnitte in der Rekonstruktion aus den erfassten Volumendaten berechnet werden.

Röhrenstrom und Spannung

Diese Parameterangaben in mAs (Milliamperesekunden)