

Autor
Wissenschaftler
Status
Aktuell
Kategorie
Grundlagen

Bildgebende Diagnostik in der Zahnheilkunde

Dreidimensionale Bildgebung, Betrachtungen zur Strahlenexposition, Perspektiven

Dr. Dirk Schulze (Teil 2)

Teil 1 des Beitrages siehe Ausgabe Mai 2007.

Dreidimensionale Bildgebung

Nun, zunächst einmal muss man sich vergegenwärtigen, worum es sich bei dreidimensionalen bildgebenden Verfahren handelt. Bei Projektionsradiographien wie z. B. einer Zahnaufnahme werden dreidimensionale Objekte auf eine zweidimensionale Ebene projiziert. Das bedeutet, dass die einzelnen gewebetypischen Objekteigenschaften (Dichte, Dicke, Ordnungszahl) aufeinander summiert abgebildet werden – daher ist auch die Rede von Summationsaufnahmen. Dreidimensionale bildgebende Verfahren liefern demgegenüber Informationen, die durch eine Summation verloren gehen, d. h. auch andere Objektebenen gelangen zur Ansicht oder können rekonstruiert werden. Es ist allerdings wiederum möglich, z. B. mit Hilfe eines speziellen Rekonstruktionsmodus, die Ansichten, die wir von den Summationsaufnahmen kennen, aus den dreidimensionalen Datensätzen zu rekonstruieren.

Im Fokus der zahnmedizinischen Anwendung stehen die Computertomographie und die digitale Volumentomographie. Die Magnetresonanztomographie stellt aufgrund ihrer technischen Grundlagen eine Sonderform der Bildgebung dar, die an dieser Stelle keine Berücksichtigung finden soll.

Bei einer Computertomographie werden Daten durch Rotation von Röhre und Detektor um das Untersuchungsobjekt akquiriert. Während dieser Rotationen durchdringt ein eng begrenztes (kollimiertes) Strahlenbündel den Patienten. Die dabei im Patienten auftretenden Absorptionen resultieren in einem Absorptionsprofil, welches auf der gegenüberliegenden Seite durch ein Detektorarray aufgezeichnet wird.

Die Rotation dieses Systems um den Patienten sorgt dafür, dass Absorptionsprofile aus allen Richtungen ausgelesen werden (Abb. 1).

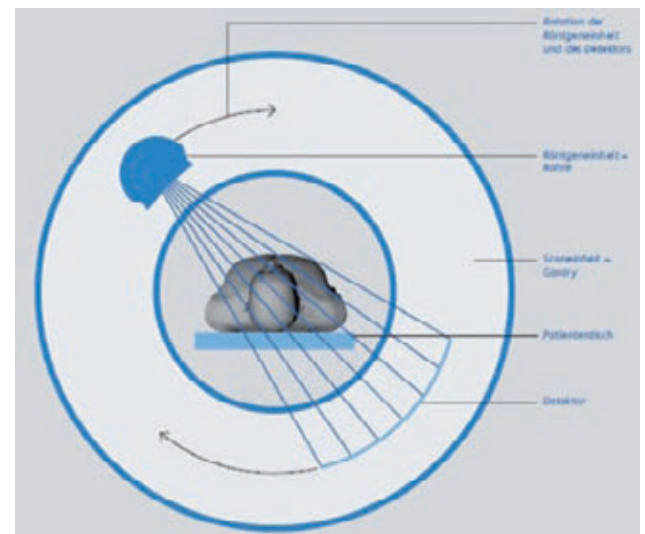


Abb. 1: Prinzip der Computertomographie (Quelle: Computertomographie – Geschichte und Technologie, Siemens AG, Medical Solutions, D-Forchheim).

Da das Strahlenbündel je nach Kollimation eine Breite von nur wenigen Millimetern oder darunter aufweist, ist neben der Rotation um den Patienten auch eine Translation des Untersuchungsobjektes notwendig. In früheren Gerätegenerationen wurden Rotation und Translation voneinander getrennt durchgeführt, was zu einer entsprechend langen Untersuchungszeit und damit korrelierenden hohen Strahlenexposition führte. Werden beide Bewegungen miteinander kombiniert, entsteht ein spiralförmiger Abtastraum – der Begriff Spiral-CT war geboren. Dadurch konnte die Untersuchungszeit erheblich verkürzt und die dabei auftretende Dosis reduziert werden.

Um die Untersuchungsgeschwindigkeit noch weiter zu erhöhen, wurde damit begonnen, Detektorar-

rays (Zeilen) miteinander zu koppeln. In der Folge wurde daher von Mehrzeilen-Spiral-CT (englisch: multi slice spiral ct oder auch nur MSCT) gesprochen. Inzwischen können 64 oder sogar 128 Detektorzeilen miteinander gekoppelt werden, was zu Untersuchungszeiten von wenigen Sekunden geführt hat.

Nach der Akquisition der Daten erfolgt die Primärrekonstruktion. Typischerweise werden bei einer CT die Grenzen der Primärrekonstruktion a priori anhand einer Übersichtsaufnahme (scout view) festgelegt. Des Weiteren müssen Schichtdicke sowie Schichtabstand (Inkrement) festgelegt werden. So ist es z. B. möglich, 1 mm dicke Schichten in einem Abstand von 0,5 mm zu rekonstruieren. Solch eine „überlappende“ Rekonstruktion ist für die anschließende Sekundärrekonstruktion unter Umständen erforderlich. Die entlang der Rotationsachse ausgeführte Primärrekonstruktion führt also zum eigentlichen CT-Datensatz, der dann über Sekundärrekonstruktionen oder den Import in andere Software-Umgebungen weiterverarbeitet werden kann.

Das menschliche Gewebe wird also bei der CT wie bei herkömmlichen Röntgenuntersuchungen von Röntgenstrahlung durchdrungen. Nach der primären Rekonstruktion liegt die Gewebeanformation in Form einer Graustufenverteilung vor. Die Graustufen werden entlang einer Skala quantitativ eingestuft, dafür wurden die Hounsfield Einheiten (HE oder HU) eingeführt – benannt nach Sir Godfrey Hounsfield, einem der Erfinder der CT. Als Konstanten gelten dabei die Werte für Wasser (0 HE) und Luft (-1000 HE). Knochen weist Werte von über 1000 HE auf, parenchymatöse Organe liegen zwischen 20 und 80 HE, Fett bei -100 bis -200 HE.

Als typische Sekundärrekonstruktionen müssen unbedingt die multiplanaren Rekonstruktionen (MPR) genannt werden. Dabei werden die Voxel des Primärdatensatzes in einer bestimmten Ebene selektiert und auf eine Fläche projiziert bzw. rekonstruiert. Zu kompliziert? Also, der Primärdatensatz besteht aus einzelnen Scheiben oder Schichten. Diese Schichten setzen sich aus kleinen Würfeln (Voxeln) zusammen: Pixel + Schichtdicke = Voxel! Das bedeutet, dass der gesamte Datensatz aus kleinen Würfeln besteht. Sind

die Kantenlängen eines Datenwürfels gleich lang, so spricht man von isotropen Voxeln. Isotrope Voxel erlauben zweifelsfreie Längenrekonstruktionen, da bei der Berechnung nicht interpoliert werden muss.

Für eine multiplanare Rekonstruktion wird quasi eine Scheibe in frontaler oder sagittaler Ansicht aus dem Primärdatenstapel herausgeschnitten und betrachtet. In diesem Moment wird aus dem 3D-Datensatz wieder ein zweidimensionales Bild.

Weitere typische Sekundärrekonstruktionen sind die schattierte Oberflächenansicht (surface shaded display - SSD) oder die Volumen-Rendering-Technik (VRT).

Bei der SSD werden nur Voxelwerte interpretiert, die dem Betrachter am nächsten liegen. Alle anderen Daten werden verworfen. Dadurch kann eine Oberfläche rekonstruiert werden, die bei entsprechenden Beleuchtungs- (blending) oder Schattierungsoptionen (shading) unserem Gehirn eine gewisse Dreidimensionalität vorgaukelt (Abb. 2). Bei der VRT werden alle Voxel entsprechend der in ihnen enthaltenen Objektinformation interpretiert. Hierbei kann durch die Anwendung von Farbspektren und Transparenz eine überzeugende Visualisierung erzeugt werden. In der Regel ist diese jedoch nicht wegweisend für die Diagnostik, sondern dient häufig Demonstrationszwecken.



Abb. 2: Typische SSD eines Gesichtsschädels.

Die digitale Volumentomographie (DVT) basiert auf einem etwas anderen Akquisitions- und Rekon-

truktionskonzept. Prinzipiell findet ein flächenförmiger Detektor Anwendung.

Der Umlauf von Röhre und Detektor um den Patienten beläuft sich maximal auf eine Rotation, je nach Gerät kann der Bewegungsumfang aber auch nur 200° oder etwas mehr betragen. Das Strahlenbündel ist im Gegensatz zur CT kegelförmig, daher wird diese Technik im Englischen auch cone-beam CT (CBCT) genannt. Das kegelförmige Strahlenbündel erlaubt dabei die Exposition des gesamten Untersuchungsvolumens. Die Röntgenstrahlung wird bei der DVT nicht kontinuierlich appliziert, die Strahlung wird „gepulst“. Das bedeutet, dass die Röntgenstrahlen in einzelnen „Schüssen“ abgegeben wird. Diese dauern nur wenige Millisekunden und ergeben multipliziert mit der Anzahl der „Schüsse“ (zwischen 200 und 450) die gesamte Expositionszeit, welche daher nur wenige Sekunden beträgt. Das Ergebnis eines „Schusses“ ist ein Durchleuchtungsbild (fluoroscopia shot), also eine zweidimensionale Absorptionsmatrix (Abb. 3). Diese Durchleuchtungsbilder stellen die Grundlage für die

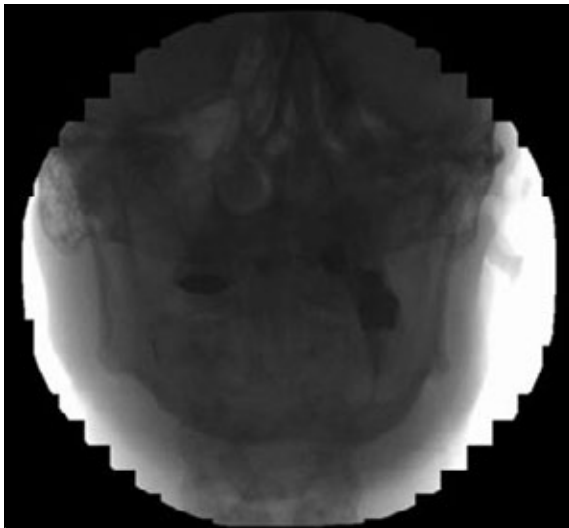


Abb. 3: Fluoroskopie einer DVT-Aufnahme (NewTom 3G).

anschließende Primärrekonstruktion dar. Die Akquisition der Daten erfolgt derzeit entweder durch Bildverstärker (image intensifier) oder Flachdetektoren (flat panel). Bildverstärker benötigen weniger Dosis, da das Eingangssignal noch sekundär verstärkt wird. Allerdings ist besonders bei hohen Auflösungen gegenwärtig ein deutliches Rauschen zu beobachten. Flachdetektoren müssen mit einer höheren Dosis

angesteuert werden, dafür liefern sie auch bei sehr hohen Auflösungen ein rauschärmeres Bild. Allerdings sind sie deutlich teurer als Bildverstärker. Hin und wieder wird über eine „kürzere Lebensdauer“ vor allem von Bildverstärkern berichtet. Dies kann nur Kopfschütteln hervorrufen, da selbst die älteste Bildverstärker-Generation eine Lebensdauer von mindestens 1.500 Betriebsstunden aufweist. Das entspricht bei einer durchschnittlichen Expositionszeit von z. B. 10 Sekunden rein rechnerisch einer minimalen Lebensdauer von 540.000 Untersuchungen.

Die Patienten werden je nach Gerätetyp entweder im Stehen, im Sitzen oder im Liegen untersucht. Die Untersuchungsdauer liegt momentan – wiederum je nach Gerät – zwischen 14 und 40 Sekunden. Die anschließende Primärrekonstruktion benötigt im Schnitt 3 bis 7 Minuten.

Auch dieser Primärdatensatz besteht wiederum aus Voxeln, die dann für Sekundärrekonstruktionen zur Verfügung stehen. Hierbei kann auf o. g. Verfahren verwiesen werden (Abb. 4 und 5). Die quantitative Graustufenverteilung – siehe Hounsfield-Ein-

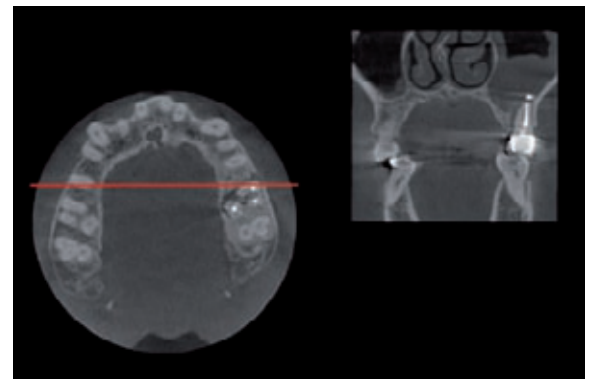


Abb. 4: Axiale Ansicht und frontale MPR eines DVT-Datensatzes.

heiten – gehorcht dabei nicht einer Skalierung, wie sie von der CT bekannt ist (Abb. 6). Eine gewisse Proportionalität ist nur im Hochkontrastbereich anzutreffen, daher ist die Darstellung von Knochen und Zahnhartsubstanzen derzeit die eigentliche Domäne der dentalen DVT. Gleichzeitig erklärt sich daraus die geringe Differenzierbarkeit von Weichgeweben. Ähnliche Abbildungen, wie sie von dentalen DVT-Geräten erzeugt werden, können mit CT-Geräten

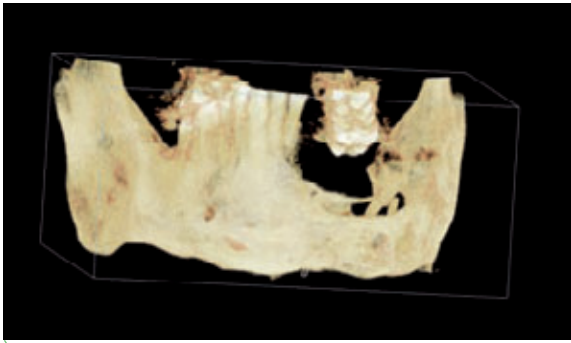


Abb. 5: VRT eines DVT-Datensatzes.

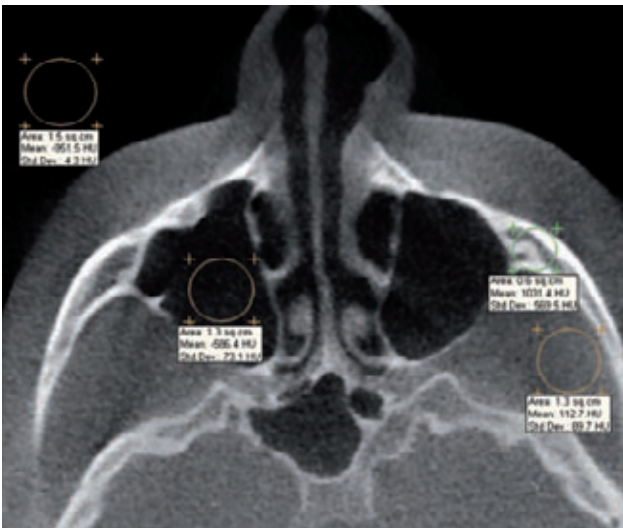


Abb. 6: Axiale Ansicht eines DVT-Datensatzes mit einzelnen HU-Messungen.

bei Einsatz von adaptierten Expositionsparametern erzeugt werden. Man spricht dann auch vom sogenannten low-dose CT.

Strahlenexposition

Die Strahlenexposition einer DVT hängt im Wesentlichen vom verwendeten Detektor und – sofern wählbar – selbstverständlich auch von den verwendeten Expositionsparametern ab. Dabei kann generell davon ausgegangen werden, dass Bildverstärkersysteme eine geringere Strahlenexposition verursachen als Geräte, die Flachdetektoren nutzen. Dies ist bereits durch einige Untersuchungen bestätigt worden. Nichtsdestotrotz sind höhere Auflösungen, also beispielsweise Voxel mit Kantenlängen von 50 μm , oder gar die suffizientere Darstellung von Weichteilen in einer DVT mit einer erheblichen Dosiszunahme verbunden.

Womit sich natürlich auch die Frage aufdrängt, wie diese Dosen überhaupt bestimmt werden. In der Regel nutzt man für klinische Dosismessungen anthropomorphe Phantome wie z. B. das Alderson-Rando-Phantom (The Phantom Laboratory, Salem, NY, USA) (Abb. 7). In diesem Phantom ist ein



Abb. 7: Alderson-Rando-Phantom des Schädels.

echter knöcherner Schädel eingelassen, während die Gesichteweichteile von einem gewebeäquivalenten Gummi oder Kunststoff repräsentiert werden. Das Phantom kann in mehrere Scheiben zerlegt werden. Jede dieser Scheiben enthält ein Raster von vertikalen Bohrungen, in die dann Stopfen mit Dosimetern eingebracht werden. Die Position der Stopfen muss dabei zwangsläufig mit interessierenden Organen, z. B. den großen Kopf-Speicheldrüsen, korrelieren. Nach dem Beschicken des Phantoms mit einer Reihe von

Dosimetern wird dieses im zu untersuchenden Gerät positioniert und in der Regel mehrfach nacheinander exponiert. Dies ist notwendig, um in den Dosimetern ein genügend hohes Signal zu erzeugen. Anschließend werden die Dosimeter in einem aufwendigen Verfahren ausgelesen. Als Ergebnis liegt dann die vor Ort gespeicherte Energiedosis vor.

Allerdings wird man in vielen Veröffentlichungen in Bezug auf Dosiswerte nur etwas von der effektiven Dosis lesen. Die effektive Dosis bildet die Grundlage einer Risikoabschätzung. Sie wird aus den ermittelten Energiedosen unter Zuhilfenahme verschiedener Faktoren berechnet.

Beispiel: Für eine DVT wird eine Reihe von verschiedenen Energiedosen bestimmt. Diese müssen jetzt in Organdosen umgerechnet werden, da die einzelnen Organe eine unterschiedliche Strahlenempfindlichkeit aufweisen. Durch eine DVT werden die Kopfhaut, der knöcherne Gesichtsschädel sowie das darin enthaltene rote Knochenmark, die Speicheldrüsen, die Linsen, die Schilddrüse und das Gehirn als strahlensensible Organe exponiert. Während die Speicheldrüsen vermutlich vollständig im Strahlengang liegen, dürfte die Abschätzung, wie viel Prozent der Haut oder des roten Knochenmarks exponiert wurden, schon recht schwierig ausfallen. In diesen Fällen wird auf anthropologische Untersuchungen und entsprechende Verhältnisgleichungen zurückgegriffen. Des Weiteren gehen in die Gleichung Korrekturfaktoren für die Dosimeter als auch für die Hintergrundstrahlung ein. Das Ergebnis wird daher einer Reihe von Annahmen unterworfen, die sich weder richtig belegen noch anfechten lassen. Deshalb muss mit Angaben zur effektiven Dosis recht vorsichtig umgegangen werden, es sei denn, die Dosisangaben sind von mehreren Arbeitsgruppen unabhängig voneinander bestätigt worden.

Perspektiven

Digitale bildgebende Verfahren werden in der Zahnheilkunde in Zukunft tonangebend sein. Der Wandel von der konventionellen filmgebundenen zur digitalen Darstellung vollzieht sich langsam aber stetig. Durch den breiteren Einsatz der dentalen DVT

erhält diese Säule der Zahnmedizin eine stärkere Gewichtung und die Konversion zu digitalen Verfahren eine zusätzliche Beschleunigung. Den Zahnärzten steht ein Paradigmenwechsel unbekanntem Ausmaßes ins Haus – die Panoramaschichtaufnahme wird auf lange Sicht durch ein dreidimensionales Verfahren als bildgebende Basisdiagnostik abgelöst. Deshalb müssen wir uns jetzt mit den möglichen Konsequenzen auseinandersetzen, die rechtlichen und technischen Rahmenbedingungen für Datenspeicherung, Datenübertragung und Datenweiterverarbeitung ausloten und praxisnah gestalten und das Erwerben der notwendigen Kenntnisse, wenn möglich, in die Ausbildung integrieren. Die DVT offeriert uns fantastische Möglichkeiten in Bezug auf Diagnostik, Planung und Therapie. Es ist an uns sicherzustellen, dass dieses Verfahren auch weiterhin Bestandteil der diagnostischen Palette des Zahnarztes bleibt. ■

PD Dr. Dirk Schulze
Freiburg, Deutschland



- 1995 Zahnärztliche Approbation
- 1998 Zahnärztliche Promotion
- seit 2000 Wissenschaftlicher Mitarbeiter der Poliklinik für Röntgendiagnostik des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf
- 2002 Ärztliche Approbation
- seit 2005 Leiter der Sektion Röntgen der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg
- 2006 Habilitation

Kontakt

dirk.schulze@uniklinik-freiburg.de