

Autor
Wissenschaftler
Status
Aktuell
Kategorie
Untersuchung

Metrische Genauigkeit von Computertomografie, digitaler Volumentomografie und Orthopantomografie

Dr. Ines Goch

Ziel der vorliegenden Untersuchung war festzustellen, welches radiologische Verfahren bei der Planung dentaler Implantate die größte metrische Genauigkeit bietet. Drei menschliche Kiefer wurden jeweils mit einem Computertomografen, einem digitalen Volumentomografen und einem Panoramaschichtgerät aufgenommen, aufbereitet und in definierte Abschnitte zerlegt. Durch die Durchführung von CT-Scans mit 100 mAs, 50 mAs und 10 mAs konnten variierende Doseinstellungen untersucht werden.

Anschließend wurden der Abstand zwischen Oberrand des Mandibularkanals und Kieferkamm, die Kieferkammbreite zehn Millimeter kaudal des Kieferkamms und der Abstand zwischen Unterrand des Sinus maxillaris und Kieferkamm sowohl an Präparaten als auch an den radiologischen Datensätzen vermessen. Die Auswertung erfolgte mittels eines Programms zur virtuellen Planung dentaler Implantate. Aus 150 Messwerten ergaben sich für die CT- ebenso wie für die DVT-Untersuchungen keine signifikanten Abweichungen von den am Originalpräparat ermittelten Maßen. Eine Dosisreduzierung bei der Computertomografie von 100 mAs auf 50 mAs beziehungsweise 10 mAs hatte keinen Einfluss auf die metrische Genauigkeit. Bei der Orthopantomografie hingegen traten große Abweichungen auf. Aufgrund dieser deutlichen Abweichungen sollte die metrische Auswertung von Panoramaaufnahmen nicht auf der Annahme konstanter Vergrößerungsfaktoren, sondern auf einem Vergleich mit in situ befindlichen Referenzobjekten basieren.

Einleitung

In Medizin und Zahnmedizin werden zunehmend Computer als Werkzeug zur Unterstützung

von Diagnose, Operationsplanung und Therapie eingesetzt. Um anatomische und physiologische Gegebenheiten dem menschlichen Vorstellungsvermögen gerecht darstellen zu können, bedient man sich moderner digitaler Bildgebungsverfahren wie der Computertomografie, der Magnetresonanztomografie oder der digitalen Volumentomografie. In der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde erstreckt sich das Einsatzgebiet solcher Verfahren von der erweiterten Diagnostik über die dentale Implantologie bis zur Planung der Behandlung kraniofazialer Fehlbildungen und fortgeschrittener Tumore. Neben diesen modernen Verfahren der dreidimensionalen Bildgebung hat die Orthopantomografie aufgrund ihrer universellen Verfügbarkeit und guten Auflösung eine zentrale Bedeutung in der dentalen Implantologie. Allerdings lässt dieses Standardverfahren nur eine zweidimensionale Ansicht zu. Dreidimensionale Strukturen werden überlagert dargestellt und erlauben somit nur eine eingeschränkte Diagnostik^[1].

Speziell die computerunterstützte Implantologie gewinnt mit dem Ziel der Schonung bedeutsamer anatomischer Nachbarstrukturen, wie des Nervus alveolaris inferior oder des Sinus maxillaris, besonders bei aufwendigen implantatgestützten Versorgungszunehmend an Bedeutung. Hierbei werden Computerprogramme zur intraoperativen Instrumentennavigation von solchen unterschieden, die präimplantologische Diagnostik und virtuelle Planung mit dem Ergebnis einer Bohrschablone bieten.

Computergestützte Operationshilfen werden heute in weiten Bereichen der Humanmedizin, so auch in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie eingesetzt^[2-7]. Zusätzlich wird in naher Zukunft auch der Einsatz von Operationsrobotern erwartet, die spezifische Operationsschritte weitgehend autonom durchführen können. Mit den Systemen

zur computerunterstützten Planung, wie beispielsweise implant3D (med3D, D-Heidelberg) oder coDiagnostiX® (IVS Solutions, D-Chemnitz) können anhand von CT- oder DVT-Datensätzen interaktiv 3D-Planungen erstellt werden. Es ist dem Behandler möglich, bei hoher Bildqualität virtuell dreidimensionale Implantate zu positionieren und die spätere prothetische Suprakonstruktion mit einzubeziehen. Zur Umsetzung der Planung während der Operation dienen hier computerunterstützt hergestellte individuelle Bohrschablonen, die die präimplantologisch geplante Implantatposition auf den Operationssitus übertragen.

Bei Betrachtung der verschiedenen Möglichkeiten der digitalen Bildgebung ist es das Ziel dieser Untersuchung, einen Vergleich der metrischen Genauigkeit von Computertomografie, digitaler Volumentomografie und Orthopantomografie, auch im Hinblick auf die Strahlenbelastung des Patienten, bei der Nutzung eines computerunterstützten Programms zur Planung einer Implantation anzustellen.

Material und Methode

Von drei humanen formalinfixierten Kopfpräparaten aus dem Zentrum für Anatomie und Hirnforschung der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf wurden jeweils ein digitales Volumentomogramm, drei Computertomogramme mit verschiedenen Stromstärken (100 mAs, 50 mAs, 10 mAs) und ein Orthopantomogramm (Abb. 1) angefertigt. Zur digitalen Volumentomografie wurde NewTom DVT 9000 (NewTom, D-Marburg) verwendet, zur Computertomografie Somatom Plus 4 Volume Zoom (Siemens, D-München) und zur Panoramaschichtaufnahme Orthophos C (Sirona Dental Systems, D-Bensheim). Nach Ansicht der Panoramaschichtaufnahmen wurden die zu untersuchenden Kieferabschnitte festgelegt: Im Präparat 1 wurde der linke Unterkieferkorpus, in Präparat 2 der rechte Unterkieferkorpus und in Präparat 3 der linke Oberkiefer in der Region des ersten Molaren ausgewählt. Die Präparate wurden anschließend aufgearbeitet und in definierte Abschnitte zerteilt. Im Unterkiefer wurden jeweils 5 mm dicke Schnitte, im Oberkiefer 2 mm dicke Schnitte angefertigt. DICOM-Datensätze aus den digitalen radiologischen Verfahren wurden

in implant3D eingelesen, während die Panoramaschichtaufnahmen mit Hilfe eines Aufsichtscanners digitalisiert wurden. Entsprechend der Schnittflächen der Präparate wurden an allen radiologischen Datensätzen folgende Parameter vermessen: im Unterkiefer der Abstand zwischen dem Oberrand des Canalis mandibulae und dem Kieferkamm und die Kieferbreite 10 mm kaudal des Kieferkamms, im Oberkiefer der Abstand zwischen Unterrand des Sinus maxillaris und dem Kieferkamm.



Abb. 1: Orthopantomografie

Die radiologischen Datensätze wurden digital mit Hilfe von implant3D, die Panoramaschichtaufnahme mit einem an unserer Klinik in einer Studie ermittelten einheitlichen und gerätespezifischen Vergrößerungsfaktor von 1,25 mittels der Vixwin-Software (Dürr Dental, D-Bietigheim-Bissingen) vermessen. An den Schnitten der Originalpräparate erfolgte die Erhebung der Werte mit einer Schieblehre manuell. Die Abbildungen 2 bis 5 zeigen bei Präparat 1 jeweils den Vergleich radiologischer Schnitte mit dem Originalschnitt in frontaler Ansicht.

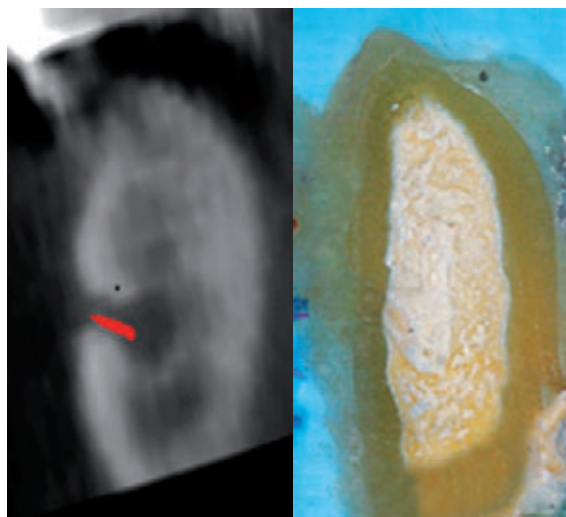


Abb. 2: Digitale Volumentomografie.

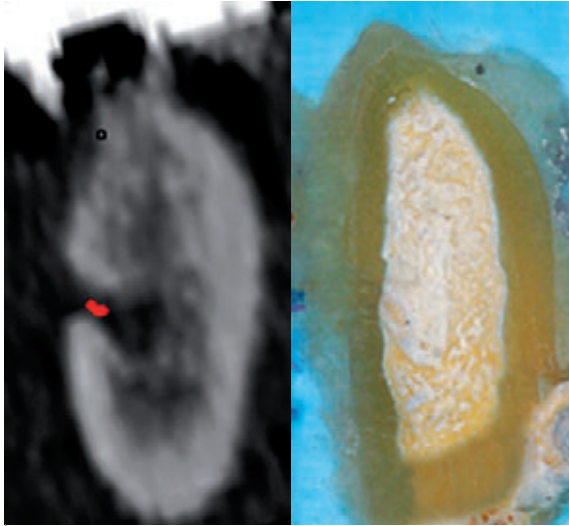


Abb. 3: Computertomografie (10 mAs).

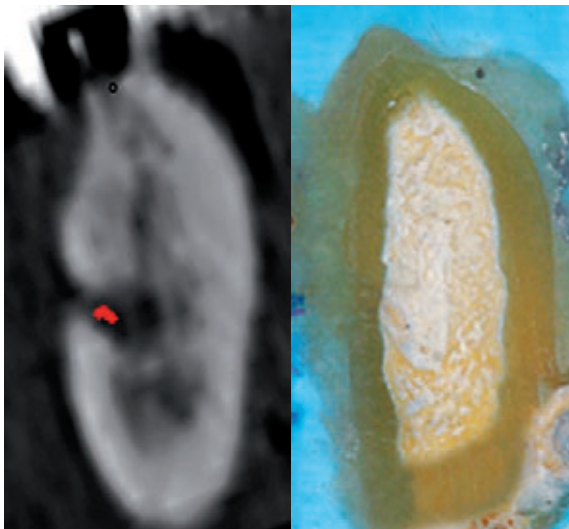


Abb. 4: Computertomografie (50 mAs)

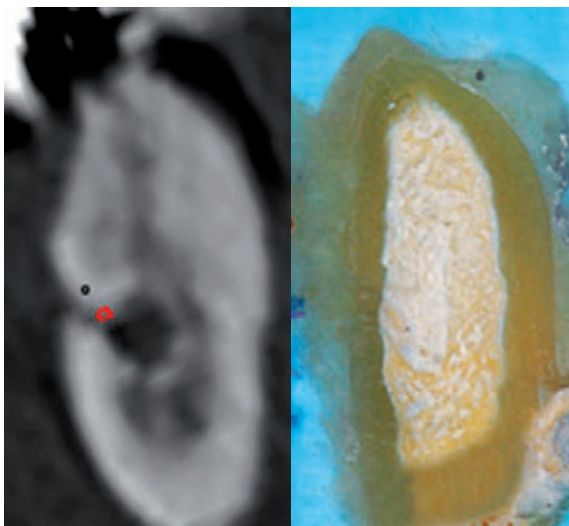


Abb. 5: Computertomografie (100 mAs)

Ergebnisse

Aus über 150 Messwerten ergaben sich nach statistischer Auswertung folgende Ergebnisse: Zwischen den untersuchten Schnittflächen der Präparate und den CT-Untersuchungen mit verschiedenen Stromstärken sowie den DVT-Untersuchungen ergaben sich für den Unterkiefer Abweichungen von -1,2 bis +0,2 mm. Der Mittelwert betrug -0,25 mm. Bei gleichen Parametern streuten die Werte für die Oberkiefermessung von -0,25 bis +0,25 mm, der Mittelwert lag bei +0,18 mm (Tab. 1; Abb. 6 bis 8). Diese Abweichungen zeigen keine statistischen Signifikanzen ($p \geq 0,5$).

Die Reduktion der Röhrenstromstärke von 100 mAs auf 50 mAs beziehungsweise 10 mAs bei den CT-Untersuchungen hatte keinen Einfluss auf die metrische Genauigkeit (Abb. 6 bis 8). Die Qualität der Darstellung am Bildschirm verschlechterte sich jedoch zunehmend, je weiter das mAs-Produkt reduziert wurde.

Hoch signifikante Unterschiede ($p \leq 0,01$) zeigten sich bei der Vermessung der Panoramaschichtaufnahme, bei der die Abweichung für alle Messungen mit einem Mittelwert von 2,61 mm (Tab. 1; Abb. 6 bis 8) bestimmt wurde. Auffällig erschien hierbei, dass bei allen Unterkiefermessungen immer ein größeres als das zur Verfügung stehende Knochenangebot gemessen wurde.

Präparat	Messung	CT 100mAs [mm]	CT 50mAs [mm]	CT 10mAs [mm]	DVT [mm]	OPTG [mm]
1	Abstand Nerv-Alveolar-kamm	-0,5	-0,5	-0,1	-0,4	3
1	Breite 10 mm kaudal	0,07	-0,21	-0,21	-0,71	
2	Abstand Nerv-Alveolar-kamm	0,2	0	0	0	0,8
2	Breite 10 mm kaudal	-0,14	-0,14	-0,35	-0,21	
3	Kieferkamm-Sinus maxillaris	0,25	0,13	0,13	0,25	0,25

Tab. 1: Differenzwerte (Mittelwerte) zum Präparat.

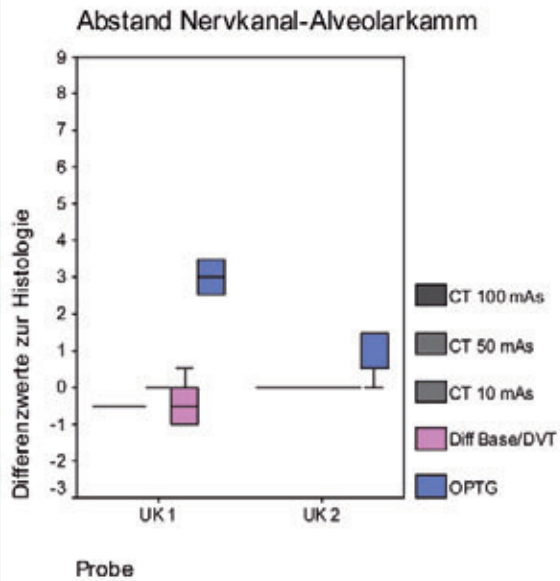


Abb. 6: Differenzwerte zur Histologie bei der Messung des Abstandes zwischen dem Oberrand des Canalis mandibulae und dem Kieferkamm von Präparat 1 und 2.

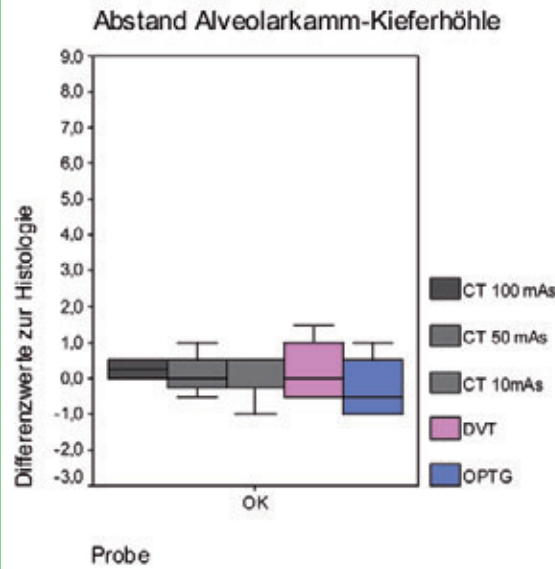


Abb. 8: Differenzwerte zur Histologie bei der Messung des Abstandes zwischen dem Kieferkamm und dem Unterrand des Sinus maxillaris von Präparat 3.

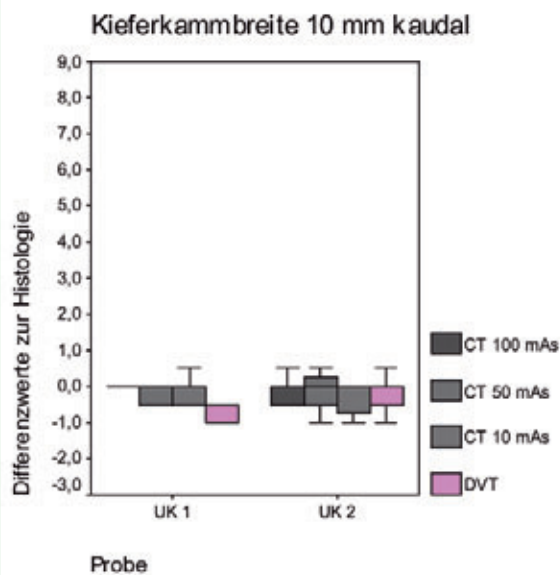


Abb. 7: Differenzwerte zur Histologie bei der Messung der Kieferkammbreite 10 mm kaudal des Oberrandes des Kieferkammes von Präparat 1 und 2.

Diskussion

Ziel dieser Untersuchung war die Beurteilung der Genauigkeit verschiedener analoger und digitaler radiologischer Verfahren bei der computerunterstützten Implantatplanung. Die nur zweidimensional mögliche Betrachtungsweise konventioneller Röntgenaufnahmen und die daraus resultierende

Unsicherheit bei der Insertion dentaler Implantate im dreidimensionalen Kiefer kann durch Programme zur dreidimensionalen Planung in Kombination mit einem modernen bildgebenden Verfahren weitestgehend aufgehoben werden. Die bei analoger Radiologie überlagernde Darstellung dreidimensionaler Strukturen und die fehlende Beurteilbarkeit des Knochenvolumens erfüllen nicht in jedem Fall die Anforderungen nach präzisiertem, sicherem und schonendem Operieren.

Der Hauptkritikpunkt am Einsatz einer Computertomografie oder einer digitalen Volumentomografie für zahnärztliche Zwecke ist die im Vergleich zu konventionellen Röntgenverfahren erhöhte Strahlenexposition des Patienten sowie der höhere technische, finanzielle und zeitliche Aufwand. Dem steht die genauere und umfangreichere Aussage einer computertomografischen Untersuchung sowie die damit mögliche Anwendung eines Programms zur dreidimensionalen Implantatplanung gegenüber. Durch entsprechende Parameterwahl lässt sich die Strahlendosis einer CT-Untersuchung der Kiefer in Grenzen halten, die mit einer konventionellen Schädelaufnahme in zwei Ebenen oder einer digitalen Volumentomografie vergleichbar ist^[8-10]. Eine deutliche Dosisreduktion ist durch Beschränkung auf die Darstellung des Knochens zu erreichen^[1, 2, 6, 11, 12, 13, 14, 15].

Cohnen et al. stellten bei Dosismessungen an einem Phantom Ortsdosiswerte von 4,06 mGy und 2,44 mGy bei einer CT-Untersuchung mit einer Stromstärke von 94 mA, 2,54 mGy und 1,22 mGy mit einer Stromstärke von 60 mA und 1,03 mGy und 0,7 mGy mit einer Stromstärke von 43 mA jeweils für die Schilddrüse und die Augenlinse fest. Die Werte des Niedrigdosis-CTs liegen damit im Bereich der Strahlendosis der digitalen Volumentomografie^[4].

Die Ergebnisse der metrischen Genauigkeit der CT-Untersuchungen in dieser Studie sind mit anderen Arbeiten vergleichbar. Die hier festgestellten relativen Abweichungen lagen für alle Präparate im Bereich von 0,4 mm. Fuhrmann et al. berichten von absoluten Differenzen zwischen 0,2 und 0,6 mm^[11-13], Klein et al.^[14] konstatierten Abweichungen zwischen 0,3 und 0,5 mm und Schlegel et al.^[15] verzeichneten absolute Abweichungen zwischen 0 und 2 mm. Auch bei einer starken Verringerung des zur Strahlendosis direkt proportionalen Stromstärke-Zeit-Produktes von 100 mAs auf 50 mAs beziehungsweise 10 mAs ergaben sich keine Änderungen der metrischen Genauigkeit. Ein Niedrigdosis-CT ist nach den Ergebnissen dieser Untersuchung durchaus für eine präzise Diagnostik und Planung ausreichend. Diese Feststellung wird in der Literatur bestätigt: Haßfeld et al. konnten zeigen, dass eine Dosisreduktion um 76 % keinen Einfluss auf die metrische Messgenauigkeit hatte, wobei die Reduzierung des Stromstärke-Zeit-Produktes auf 45 mAs zu einer Bandbreite der Strahlenexposition zwischen den Dosiswerten 0,07 mGy im Bereich der Schilddrüse und 6,9 mGy an der Hautoberfläche verbunden war^[17, 18].

Auch die digitale Volumentomografie, die ihren Hauptindikationsbereich in der Hartgewebediagnostik hat, da hierbei im Gegensatz zur Computertomografie keine Weichteildifferenzierung möglich ist (Weichteilfenster), bietet die Möglichkeit zu genauer präimplantologischer Diagnostik und Planung. Die Abweichungen bei der metrischen Genauigkeit lagen zwischen -0,7 und +0,6 mm und sind vergleichbar mit den Ergebnissen der Computertomografie. Die Ortsdosis liegt mit 1,5 mGy für die Augenlinse und mit 0,9 mGy für die Schilddrüse im Bereich einer Niedrigdosis-CT-Untersuchung^[4]. Die Ergebnisse

dieser Studie für die metrische Genauigkeit der digitalen Volumentomographie entsprechen den Ergebnissen von Möbes et al., die Abweichungen zwischen -0,4 und +0,4 mm feststellten^[8, 9].

Die Orthopantomografie, die zwar mit niedrigerer Strahlenbelastung bei Dosiswerten für die Glandula parotis von 0,5 mGy, für die Schilddrüse von 0,1 mGy und für die Augenlinse von 0,1 mGy^[8, 9] verbunden ist, zeigte bei der Erhebung der metrischen Genauigkeit mit 2,7 mm signifikant größere Abweichungen gegenüber den digitalen Bildgebungsverfahren. Diese Ergebnisse lassen darauf schließen, dass eine Orthopantomografie zwar für die meisten Fälle implantologischer Diagnostik geeignet ist, jedoch in kritischen Grenzfällen bei eingeschränktem Knochenangebot durch 3D-Verfahren ergänzt werden sollte. Insbesondere die inkonstante Vergrößerung oder Verzerrung von Objekten auf Panoramaschichtaufnahmen in Abhängigkeit von Gerätetyp oder Patientenpositionierung ist bei der Implantationsplanung zu beachten. Minimale Abweichungen in Positionierung oder anatomischer Norm zeigen klinisch relevante Veränderungen des Vergrößerungsfaktors. Ein als konstant angenommener Vergrößerungsfaktor ist insofern fehlerträchtig, als dass die Positionierung des Patienten zu den Rotationszentren und zur Abbildungsschicht variiert. Während bei kleinen realen Vergrößerungsfaktoren von beispielsweise 1,3 ein zu niedriges Knochenangebot bestimmt wird, wird im umgekehrten Fall ein zu großes Angebot geschätzt. Dadurch besteht eine deutlich erhöhte Gefahr den Mandibularkanal im Unterkiefer oder die Kieferhöhle im Oberkiefer zu verletzen^[3, 19, 20, 21]. Das in dieser Untersuchung angewendete System implant3D zur interaktiven dreidimensionalen Planung von Implantaten bietet dem Anwender bei hoher Bildqualität und einfacher Handhabung eine einfache, aber zeitaufwendige Implantatplanung. Die Technik des Programms erlaubt insbesondere bei aufwendigen Versorgungen oder schwierigen anatomischen Verhältnissen eine verbesserte Interaktion zwischen Chirurgie und Prothetik. Die Umsetzung der Planung durch eine schablonengestützte Technik ist eine für den Implantologen vertraute und effiziente Technik. Grenzen zeigen sich in der chirurgischen Umsetzung bei einem zahnlosen Patienten, da hier die definierte

Fixierung der Bohrschablone nicht immer eindeutig möglich ist. Insgesamt jedoch erfüllt das Programm die Anforderungen des Implantologen für eine übersichtliche, einfache und dreidimensionale Diagnostik und Planung von implantologischen Eingriffen. ■

Literaturverzeichnis

- [1] **Bothe, K. J.; Becker, H.; Neukam, F. W.:** Die Computertomographie zur präoperativen Diagnostik bei extremer Alveolarfortsatzatrophie. In: Jahrbuch für orale Implantologie (1993), S. 105.
- [2] **Casselmann, J. W.; Deryckere, F.; Hermans, R.; Declercq, C.; Neyt, L.; Pattyn, G.; Meeus, L.; Vandevoorde, P.; Steyaert, L.; Devos, V.:** DentaScan: CT software program used in the anatomic evaluation of the mandible and maxilla in the perspective of endosseous implant surgery. In: Fortschr Röntgenstr 155 (1991), S. 4.
- [3] **Catic, A.; Celebic, A.; Valentic-Peruzovic, M.; Catovic, A.; Kuna, T.:** Dimensional measurements on the human dental panoramic radiographs. In: Coll Antropol 22 (1998), S. 139-45.
- [4] **Cohnen, M.; Kemper, J.; Möbes, O.; Pawelzik, J.; Mödder, U.:** Radiation dose. In: Dental Radiology. Eur. Radiol. 12 (2002), 634-637.
- [5] **Donath, K.:** Trenn-Dünnschliff-Technik zur Herstellung histologischer Präparate von nichtschneidbaren Geweben und Materialien (1987).
- [6] **Ekestubbe, A.; Thilander, A.; Gröndahl, K.; Gröndahl, H. G.:** Absorbed doses from computed tomography for dental implant surgery: Comparison with conventional tomography. In: Dentomaxillofac Radiol 22 (1993), S. 13.
- [7] **Ewers, R.; Schicho, K.; Truppe, M.; Seemann, R.; Reichwein, A.; Figl, M.; Wagner, A.:** Computer-Aided Navigation in Dental Implantology: 7 years of clinical experience. In: J Oral Maxillofac Surg 62 (2004), S. 329-334.
- [8] **Möbes, O.; Becker, J.; Schnelle, C.; Ewen, K.; Kemper, J.; Cohnen, M.:** Strahlenexposition bei der digitalen Volumetomographie, Panoramaschichtaufnahme und Computertomographie. In: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 55 (2000), S. 335-339.
- [9] **Möbes, O.; Becker, J.; Pawelzik, J.; Jacobs, K.:** Anwendbarkeit der Digitalen Volumen Tomographie in der implantologischen Diagnostik. In: Zeitschrift für zahnärztliche Implantologie, 1999. 15: S. 229-232.
- [10] **Schüller, H., Köster, O., Ewen, K.:** Untersuchung zur Strahlenbelastung von Augenlinse und Schilddrüse bei der hochauflösenden Computertomographie der Zähne. In: Fortschr Röntgenstr 156 (1992), S. 189.
- [11] **Fuhrmann, R.; Wehrbein, H.; Diedrich, P.:** Dreidimensionale computertomographische Darstellung des bezahnten Alveolarkamms. Ein radiologisch histologischer Vergleich. In: Fortschr Kieferorthop 54 (1993), S. 91-100.
- [12] **Fuhrmann, R.; Klein, H. M.; Wehrbein, H.; Günther, R. W.; Diedrich, P.:** Hochauflösende Computertomographiefazialer und oraler Knochen- dehiszenzen. In: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 48 (1993), S. 242.
- [13] **Fuhrmann, R.; Langen, H. J.; Günther, R. W.; Diedrich, S.:** Radiologische Diagnostik artifizierender, infaalveolärer Knochendefekte. In: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 49 (1994), S. 36.
- [14] **Kassenbaum, D. K.; Stoller, N. E.; McDavid, W.; Goshorn, B.; Ahrens, C. R.:** Absorbed dose determination for tomographic implant site assessment techniques. In: Oral Surg Oral Med Pathol 73 (1992), S. 502.
- [15] **Schlegel, A.; Egerer, R.; Randelshofer, S.; Marquardt, S.; Donath, K.; Benner, U.; Sommer, B.:** Enossale Implantatplanung mit Hilfe der Spiral-Tomographie und des Real-Time-CT-Verfahrens- Vorteile und Verlässlichkeit. In: Zeitschrift für zahnärztliche Implantologie 9 (1993), S. 205.
- [16] **Klein, H. M.; Fuhrmann, R.; Diedrich, S.; Günther, R. W.:** Hochauflösende CT des bezahnten Alveolarkammes im Vergleich mit histologischen Dünnschliffpräparaten. In: Fortschr Röntgenstr 158 (1993), S. 187.
- [17] **Hassfeld, S.; Mühling, J.:** Navigation in maxillofacial and craniofacial surgery. In: Comput Aided Surg 3 (1998), S. 183-187.
- [18] **Hassfeld, S.; Streib, S.; Sahl, H.; Strattmann, U.; Fehrentz, D.; Zöller, J.:** Low-dose-Computertomographie des Kieferknochens in der präimplantologischen Diagnostik. In: Mund Kiefer Gesichtschir 2 (1998), S. 188.
- [19] **Gher, M. E.; Richardson, A. C.:** The accuracy of dental radiographic techniques used for

evaluation of implant fixture placement. In: Int J Periodontics Restor Dent 15 (1995), S. 268-283.

^[20] **Gomez-Roman, G.; Lukas, D.; Beniashvili, R.; Schulte, W.:** Areadependent enlargement ratios of panoramic tomography on orthograde patient positioning and its significance for implant dentistry. In: Int J Oral Maxillofac Implants 14 (1999), S. 248-57.

^[21] **Kaeppler, G.; Axman-Krcmar, D.; Reuter, I.; Meyle, J.; Gomez-Roman, G.:** A clinical evaluation of some factors affecting image quality in panoramic radiography. In: Dentomaxillofac Radiol 29 (2000), S. 81-84.

Dr. med. dent. Ines Goch
Willich, Deutschland



■ 1997-2003 Studium in Düsseldorf ■ 2005 Promotion in Düsseldorf ■ 2004-2006 Assistenzarztzeit in verschiedenen Praxen ■ seit 2006 Juniorsozietät in Willich ■ seit 2007 Referententätigkeit ProLab Akademie

Kontakt: inesgoch@t-online.de