

Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
(Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. J.Mühling)

Klinische Anwendung und Strahlenbelastung der digitalen Volumentomographie zur
radiologischen Diagnostik im Kiefer - Gesichtsbereich

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Doktorgrades in der Zahnheilkunde
der
medizinischen Fakultät Heidelberg
der
Ruprecht-Karls-Universität

Vorgelegt von
Dr.med. Rene´Wörtche
aus
Heidelberg
2003

Dekan: Prof. Dr. Dr. h.c. Hans-Günther Sonntag
Referent: PD. Dr. Dr. Hassfeld

Inhaltsverzeichnis

INHALTSVERZEICHNIS	4
1 EINLEITUNG:	6
1.1 Thematik	6
1.2 Grundlagen der Orthopantomographie	7
1.3 Grundlagen der Computertomographie	8
1.4 Grundlagen der digitalen Volumentomographie	10
1.5 NEW TOM Modell QR-DVT 9000	12
1.6. Zielsetzung:	14
2 MATERIAL METHODE:	15
2.1 Geräte/ Versuchsumfang:	15
2.1.1 NEW TOM Typ QR-DVT 9000	15
2.1.2 CT Typ Picker PQ-2000 , Siemens SOMATOM Volume Zoom ...	16
2.1.3 Orthopantomographie	17
2.1.5 Vertix Multix UH, Multix UPH Siemens medical	18
1.0.6 Phantom	18
2.1.7 Thermoluminiszenzdosimeter TLD-100 der Firma Harshaw	20
3 DOSISBEGRIFFE UND STRAHLENWIRKUNG	22
3.2 Dosisbegriffe	23
4.3 Strahlenwirkung	26
4 ERGEBNISSE:	28

4.1 Messungen der Energiedosis Di	28
3.2 Gewichtete Äquivalentdosen	33
4.3 geschätzte effektive Untersuchungsdosis	36
5 FALLBEISPIELE:	38
5.1.1 Traumatologie :	39
5.1.2 Traumatologie :	41
5.2.1 Onkologie:	44
5.2.2 Onkologie:	46
5.3.1 Infektion:	48
5.4.1 Überzählige Zahnanlage:	50
5.5.1 Implantologie:	51
5.6.1 Spaltbildungen:	52
6. FALLDISKUSSION:	55
6.1.1 Traumatologie :	55
6.1.2 Traumatologie :	55
6.2.1 Onkologie:	55
6.2.2 Onkologie:	56
6.3.1 Infektion:	56
6.4.1 Überzählige Zahnanlage:	56
6.5.1 Implantologie:	56
6.6.1 Spaltbildungen:	57
7. DISKUSSION:	58
8. ZUSAMMENFASSUNG:	64
9. LITERATUR:	65

10. ANHANG:	70
Tabellen und Diagramme:	70
Hauptmessung TLD's:	70
Veröffentlichung:	78
11. LEBENSLAUF:	79
12. DANKSAGUNG:	81

1 Einleitung:

1.1 Thematik

Mit der Entdeckung der sog. „X“-Strahlen 1895 durch Konrad Röntgen, wurde die Voraussetzung für viele Bildgebungstechniken in der Medizin geschaffen. Ihre Fähigkeiten für den Betrachter bisher verborgene Strukturen sichtbar zu machen gilt bis heute als eine der grundlegendsten Entdeckungen der jüngsten medizinischen Geschichte. Seit Ihrer Entdeckung wurden mannigfaltige Techniken mit den unterschiedlichsten physikalischen Ansätzen entwickelt und in den medizinischen Routinebetrieb eingeführt. Die permanente Weiterentwicklung, Verbesserung und Abwandlung der Methode erhöhte im Lauf der Jahre die diagnostische Aussagekraft für den Betrachter.

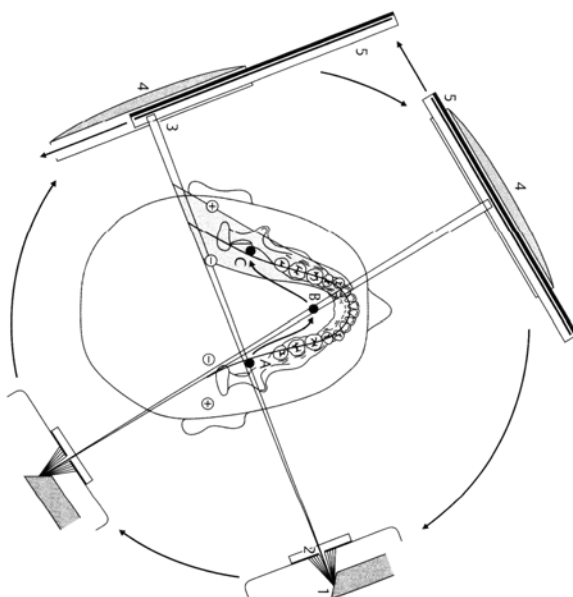
In der jüngeren Vergangenheit gewannen die computergestützten dreidimensionalen bildgebende Verfahren wie die Computertomographie oder die Magnetresonanztomographie gegenüber den konventionellen radiologischen Darstellungstechniken bei der Diagnostik im Kopf – Halsbereich immer mehr an Bedeutung. Nicht zuletzt weil durch Sie die Qualität der radiologischen Diagnostik deutlich gesteigert werden konnte und die chirurgischen Eingriffe patientenindividuell mit einer höheren Präzision geplant und durchgeführt werden können. Gerade im Zeitalter einer erhöhten öffentlichen Sensibilität gegenüber den Heilberufen und einem gestiegenen Aufklärungsbedürfnis des Patienten ist vor dem forensischen Hintergrund die Patientenaufklärung und eine anschauliche Visualisierung von immer größerer Bedeutung. Neben der klassischen zweidimensionalen Orthopantomographie (konventionell, digital) stellt die relativ aufwendige kostenintensive und strahlenbelastende Computertomographie eine etablierte Darstellungsmethode im Bereich des zahntragenden Gesichtsschädels dar. Eine Neuentwicklung, die digitale Volumentomographie, des Kiefer-Gesichtsbereichs welche zur Zeit ihren Einzug in die klinische Routinediagnostik nimmt, scheint die Vorteile einer geringen Strahlenbelastung bei guter dreidimensionaler Abbildungsqualität und einfacher Handhabung in sich zu vereinen. Im Rahmen der Einführung in den klinischen Alltag soll nun eine erste Beurteilung des Systems im

Vergleich mit den althergebrachten Techniken unternommen werden. Zum Vergleich wird der klinisch zahnärztliche Goldstandard der Panoramaschichtaufnahme und die bekannt hervorragenden dreidimensionalen Abbildungsqualitäten der Computertomographie vor dem Hintergrund der Strahlenbelastung für den Patient betrachtet werden.

1.2 Grundlagen der Orthopantomographie

Eine seit Jahrzehnten auf dem Fachgebiet der Mund- Kiefer- Gesichtschirurgie etablierte Aufnahmetechnik ist die Panoramaschichtaufnahme (Orthopantomographie), die auf der Basis der klassischen Tomographie, wie sie sich schon Bocage 1921 (Pasler) patentieren ließ, entwickelt wurde. Bereits 1939 wurden durch K. Heckmann die theoretischen Voraussetzungen zur Anpassung der Schichtaufnahmetechnik an die anatomischen Besonderheiten der menschlichen Kiefer geschaffen, welche 1949 von Paatero in einem bis zur Produktionsreife entwickelten Gerät umgesetzt werden konnte. Das Prinzip einer gleichsinnigen Rotation von Röntgenstrahler und Filmebene um einen während der Aufnahme entlang der Kiefer wandernden Rotationspunkt blieb bis in unsere Zeit die Grundvoraussetzung dieser Abbildungstechnik, welche auch als „Zonographie“ beschrieben werden kann.

Abb.: 1 Funktionschema des OPG´s



Seither konnten zwar mannigfaltige Verbesserungen bis hin zu digitalen Varianten entwickelt werden, was aber an dem Prinzip einer zweidimensionalen Darstellung des Ober- und Unterkiefers sowie der benachbarten anatomischen Strukturen nichts änderte. Trotz der Einführung der digitalen Aufnahmetechnik und damit einher geladener Reduzierung der Strahlenbelastung des Patienten, ist diese Aufnahmetechnik mit mehreren methodischen Nachteilen behaftet. So erfordert diese Technik eine sehr exakte Positionierung des Patienten in die geräteseitig vorgegebenen Fokus-Objektflächenanordnung. Um so komplexer wird dieser Sachverhalt, da sich die Kieferbögen und die diagnostischen Fragestellungen in den verschiedenen Lebensaltern verändern und damit eine entsprechende Positionierung des Gesichtsschädels und eine Anpassung der Schichtform erfordert. Dies erklärt die außerordentlich hohe Anfälligkeit der Technik im Hinblick auf eine fehlerhafte Positionierung bzw. eine mangelnde Mitarbeit der Patienten aus den verschiedensten Gründen. Das grundsätzliche Problem stellt bei der Panoramatechnik somit die nicht maßstabsgetreue und nicht verwischungsfreie zweidimensionale Darstellung der anatomischen Gegebenheiten dar.

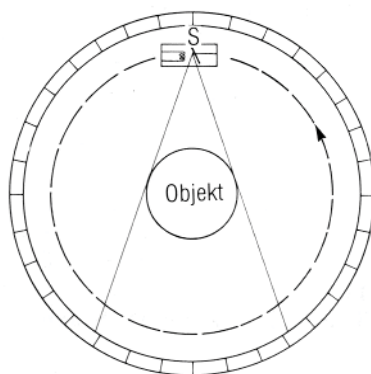
1.3 Grundlagen der Computertomographie

Gerade der immer größere Bedarf einer dreidimensionalen Bildgebung im Bereich des kranio,- mandibulären Systems konnte in den vergangenen Jahren neben der Computertomographie durch die Magnetresonanztomographie befriedigt werden. Die Grundlage der CT geht auf die konventionelle Verwischungstomographietechnik des holländischen Radiologen Plantes zurück, bei der durch die gegenläufige Bewegung von Röntgenröhre und Film nur die Strukturen im Bereich des Drehpunkts scharf abgebildet werden. Basierend auf den unabhängigen Arbeiten von Cormack (1963) und Hounsfield (1967) führte 1970 die Einführung der Computertomographie in den klinischen Alltag zu einer Revolution der radiologischen Diagnostik.

Seit damals führten permanente Überarbeitungen von dem System einer, gleichsinnig, um das mit langsamen Vorschub bewegte Objekt, rotierenden Röntgenstrahler -Detektoreinheit, zu vielen Generationen von

Computertomographen. In den Anfängen konnten lediglich Translations und Rotationsbewegungen mit jeweils einer Detektoreihe durchgeführt werden. Aber bereits in der zweiten Generation kamen Mehrfachdetektoren (10 -ca. 100) in einer ausschließlicher Rotationsbewegung zur Anwendung. Heute werden Systeme mit einem feststehenden Detektorenring (bis zu 5000) verwendet.

Abb.:2 Schema eines CT's mit feststehendem Detektorring



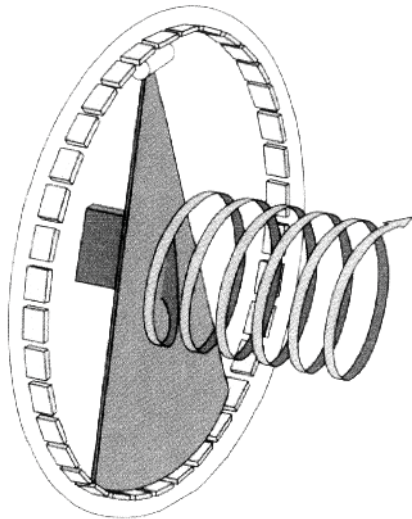
Innerhalb einer Untersuchung werden neben den Röhrenparametern Strom und Spannung, auch der Rekonstruktionsalgorithmus, das Field of View (FoV) und der Vorschub der Patientenliege in der Gantry festgelegt. Die Breite des Röntgenstrahls, die sog. Schichtdicke in Millimeter bestimmt dabei den Objektvorschub.

Abb.:3 Prinzip der schichtweisen Abtastung



Vor der Einführung des Spiralcomputertomographen 1993 wurde das Untersuchungsprinzip von dem Wechsel Liegenvorschub und aktive Scanphase bestimmt, wodurch jeweils nur eine definierte Schicht rekonstruiert werden konnte. Eine hochauflösende 3-D-Rekonstruktion war mit einer erhöhten Strahlenbelastung für den Patienten verbunden, da bestimmte Schnittregionen überlappend doppelt gescannt werden mussten. Bei der Helical- bzw. Volumenscantechnik des Spiralcomputertomographen wird der Patiententisch mit einem kontinuierlichen Vorschub in der Gantry bewegt, was in Bezug auf das untersuchte Objekt eine schraubenförmige Bewegung darstellt.

Abb.: 4 Prinzip des Spiral-CT



Durch diese Technik konnte die reine Untersuchungszeit und die Strahlenbelastung vermindert werden. Durch die Entstehung eines zusammenhängenden Datensatzes, kann innerhalb des Scanvolumens jede beliebige Schicht definiert und rekonstruiert werden.

1.4 Grundlagen der digitalen Volumentomographie

Seit kurzem steht mit der digitalen Volumentomographie ein neues Darstellungsverfahren zur Verfügung, das prinzipiell die gleichen dreidimensionalen Darstellungsoptionen wie die Computertomographie bietet, jedoch, bezüglich der Strahlenbelastung des Patienten konventionellen Aufnahmetechniken vergleichbar ist und mit den Anschaffungskosten zwischen den beiden Verfahren rangiert.

Auch bei dieser Technik macht man sich das grundlegende Prinzip Tomographietechnik zunutze, jedoch wird im Gegensatz zur Computertomographie das zu untersuchende Gebiet stationär mit nur einem Umlauf gescannt. Eine um 360° rotierbare Röntgenröhre arbeitet dabei mit einem konstanten Öffnungswinkel, der bei den meisten Geräten ca. 14° (Cone Beam Technik) beträgt.

Abb.: 5 Prinzip des DVT's



Die verwendete Strahlenqualität befindet sich im Bereich der mittelharten Röntgenstrahlung. Der gleichsinnig rotierende Detektor besteht meist aus einem Bildverstärker an dessen Ausgang die Bildinformation mittels CCD-Chips aufgenommen wird. Ebenso wie bei der Helical- bzw Volumenscantechnik des Spiralcomputertomographen wird auch hier ein homogener Datensatz durch die Aufnahme von 360 Einzelbilder (eine Aufnahme pro Winkelgrad) erzeugt. Das dabei gescannte rotationssymmetrisches Volumen besitzt je nach Hersteller unterschiedliche Durchmesser und Höhen. So reicht die Spanne bei den mittlerweile erhältlichen dentalen Geräten von 40×30 mm bis 100×120 mm. In Fall des New Toms besitzt das Scanvolumen eine Höhe von 10 cm und eines Durchmessers von 12 cm. Andere Hersteller verwenden abweichende verschiedene Formate. Grundsätzlich entwickeln

viele Hersteller sog. Cone Beam-CT's. die die Vorhandene CT Generation gerade durch ihren Zeitvorteil in ihren diagnostischen Möglichkeiten erweitern soll.

1.5 NEW TOM Modell QR-DVT 9000

Seit dem 15.12.1999 wird der Digitale Volumentomograph NEW TOM Modell QR-DVT 9000 im Routinebetrieb der Klinik für Mund, Kiefer und Gesichtschirurgie eingesetzt. Das Gerät besitzt eine um 360° rotierbare Röntgenröhre, die bis zu einer maximalen Röhrenspannung 110 KV und einer maximalen Röhrenstromstärke von 10mA belastbar ist. Die Röhre arbeitet im Bereich der mittelharten Röntgenstrahlung bei einer Filterung von 0.7 mm Aluminium mit einem konstanten Öffnungswinkel von 14° in Cone Beam Technik. Der Detektor besteht aus einem Bildverstärker der Firma Thomson mit einem BV-Eingangsfenster von 8 x 8 Zoll mit einem Verstärkungsfaktor von 22:1. Die Bilderfassung erfolgt mit Hilfe eines Sony CCD-Chips mit einer Matrix von 752 x 582 Pixel. Die Bearbeitung des 94 MB großen Rohdatensatzes erfolgt mit Hilfe der Rekonstruktionssoftware New Tom 9000 Dental unter Windows NT. Bei der Erstellung des Rohdatensatzes rotiert die Röntgenröhre und der Bildverstärker einmalig um 360° um die stationäre Patientenliege, wobei pro Grad ein Einzelschnittbild erstellt wird. Bei diesem einmaligen Umlauf in 76 sec. wird ein rotationssymmetrisches Volumen mit einer Höhe von 10 cm und einem Durchmessers von 12 cm erfasst. Ausgehend von einem Prescan werden alle 360 sagittalen Schnittbilder mit der Smart-Beam-Technik einzeln in der niedrigst möglichen Aufnahmedosis angepasst, um eine maximale Dosisreduktion zu erreichen. Die reine Expositionszeit beträgt 18 sec. Der Rohdatensatz wird nach der Aufnahme in einem seitlichen Planungstomogramm dargestellt, in dem die Schichtdicke der zu rekonstruierenden axialen Schichten (0,3; 1,0; 3,0 mm) und der Rekonstruktionswinkel festgelegt werden. Nach der primären Rekonstruktion können weitere sog. sekundäre Rekonstruktionen errechnet werden. Zu ihnen zählen sagittale, koronale, paraaxiale Schnitte, sowie eine 3D Rekonstruktion.

Bei einer künstlichen Strahlenbelastung der Bevölkerung von 2,026mSv pro Jahr, stammen bei jährlich 88 Millionen Röntgenuntersuchungen in der Bundesrepublik Deutschland ca. 2 mSV. aus der Belastung durch die medizinische Röntgendiagnostik, dabei entfallen alleine 38% auf die Strahlenbelastung durch die Computertomographie. Diese Strahlenbelastung zu reduzieren ist unter anderem ein vordringliches Ziel der neuen Röntgenverordnung von 2002, welche die Verwendung der neuen digitalen Darstellungstechniken empfiehlt.

Bild1 : NEWTOM Modell QR-DVT 9000 Gantry mit stationärer Patientenliege



1.6. Zielsetzung:

Folgende Fragen sollten im Rahmen dieser Arbeit näher beleuchtet werden:

- Welche Vor- bzw. Nachteile besitzt die Technik im Vergleich mit den bekannten konventionellen Bildtechniken im Routinebetrieb?
- Wie kann die neue Technik in den klinischen Routinebetrieb integriert werden um der RÖV zu entsprechen? (*Reports, Datensicherung, Ausdruck*)
- Wie hoch ist die Strahlenbelastung im Vergleich zu den etablierten radiologischen Systemen (Orthopantomogram, CT)?
- Welche speziellen Fragestellungen können mit dem System beantwortet werden? (*Navigation, Implantatplanung, Knochendefektvermessung, LKG Spalten, Parodontologie*)

2 Material Methode:

2.1 Geräte/ Versuchsumfang:

2.1.1 NEW TOM Typ QR-DVT 9000

Das Gerät besitzt eine um 360° rotierbare Röntgenröhre, die bis zu einer maximalen von Röhrenspannung 110 KV und einer maximalen Röhrenstromstärke von 10mA belastbar ist. Die Röhre arbeitet im Bereich der mittelharten Röntgenstrahlung bei einer Filterung von 0.7 mm Al mit einem konstanten Öffnungswinkel von 14° in Cone Beam Technik (Bianchi et al. 1998). Der Detektor besteht aus einem Bildverstärker der Firma Thomson mit einem BV-Eingangsfenster von 8 x 8 Zoll und einem Verstärkungsfaktor von 22:1. Die Bilderfassung erfolgt mit Hilfe eines Sony CCD-Chips mit einer Matrix von 752 x 582 Pixel. Die Bearbeitung des 94 MB großen Rohdatensatzes erfolgt mit Hilfe der Rekonstruktionssoftware New Tom 9000 Dental unter Windows NT. Bei der Erstellung des Rohdatensatzes rotieren die Röntgenröhre und der Bildverstärker einmalig 360° um die stationäre Patientenliege, wobei pro Grad eine Einzelprojektion erstellt wird. Bei dem einmaligen Umlauf in 76 sec. wird ein rotationssymmetrisches Volumen mit einer Höhe von 10 cm und einem Durchmesser von 12 cm, bei einer Expositionszeit von 18 sec. erfasst. Ausgehend von einem Prescan werden 360 Aufnahmen mit der Smart-Beam-Technik einzeln, in der niedrigsten möglichen Aufnahmedosis angepasst, um eine maximale Dosisreduktion zu erreichen. Der Rohdatensatz wird nach der Aufnahme in einem seitlichen Planungstomogramm dargestellt, in dem die Schichtdicke der zu rekonstruierenden axialen

Schichten (0,3; 1,0; 3,0 mm) und der Rekonstruktionswinkel festgelegt wird (Mozzo et al. 1998). Nach der primären Rekonstruktion können weitere sog. sekundäre Rekonstruktionen errechnet werden. Zu ihnen zählen sagittale, koronare, paraaxiale Schnitte, sowie eine 3D Rekonstruktion. In unseren Untersuchungen wurde der Digitale Volumentomograph NEW TOM Modell QR-DVT 9000 der Firma NEW TOM Deutschland Marburg mit der Einstellung 110 KV und 5,4 mA, (automatische Dosisvorwahl) betrieben.

2.1.2 CT Typ Picker PQ-2000 , Siemens SOMATOM Volume Zoom

Für die Dosismessungen wurden jeweils das CT PQ-2000 der Firma Picker International Inc., Highland Heights, Ohio, USA und das CT der Firma Siemens SOMATOM Volume Zoom verwendet. Nachdem das Phantom in der Kopfschale positioniert und fixiert wurde, erfolgte die Anfertigung des Pilotbildes zur Planung. Die Ausrichtung umfasste wie bei den anderen Messungen den Unterkieferbasalrand parallel und bis zur Höhe der Frankfurter Horizontalen.

Picker CT, PQ-2000:

Die Parameter der Picker CT Untersuchung wurden von uns bewusst gewählt, da sie in Ihren optischen Abbildungsqualitäten und Ihrer metrischen Exaktheit bereits eingehend untersucht wurden (Kornas et al. 1998). So konnte von diesen Autoren bei der Reduzierung des mAs-Produkts auf 24% bei verminderter Weichgewebstdarstellung keine Einbußen der Messgenauigkeit beobachtet werden und dies sollte für uns den Maßstab zur Reduktion der Strahlenbelastung für eine dreidimensionale Bildgebung des knöchernen Gesichtsschädels liefern (Hassfeld et al. 1998). Die Spiralprotokolle wurden mit den Einstellungen 130 KV, 125 mA, und 30 mA, 1,5 sec durchgeführt.

Tabelle 1:

Leistungsparameter des Picker CT

Leistung	U (kV)	I (mA)	t (s)	Produkt I x t
----------	--------	--------	-------	---------------

				(mAs)
100%	130	125	1,5	187,5
24%	130	30	1,5	45.0

Siemens CT SOMATOM Volume Zoom:

Das Spiralprotokoll wurden jeweils mit einer konstanten Röhrenspannung von 120 kV bei einem Röhrenstrom von 42 mA und einer Scanzeit von 0,75 sec. mit einer Schichtung von 1,0 mm durchgeführt.

Tabelle 2: Leistungsparameter des Siemens CT

Leistung	U (kV)	I (mA)	t (s)	Produkt I x t (mAs)
100%	120	42	0,75	30,5

2.1.3 Orthopantomographie

Digitales OPG Typ ORTHOPHOS Plus DS Ceph

Das OPG ORTHOPHOS Plus DS Ceph der Firma Sirona wurde mit dem digitalen Zeilensensor im OPG Modus, sowie im Fernröntgen Modus (Ceph) verwendet. Der digitale Zeilensensor mit CCD Technik ist am Gerät jeweils auf Panorama- oder Ceph – Aufnahme positioniert (280 x 120 x 35 mm Panorama: 138 x 5,9mm Ceph: 184 x 5,9mm Panorama abhängig vom gewählten Programm, max. 138 x 288mm Ceph: maximal 184 x 200mm Panorama: 0,09mm Pixelgröße

Ceph: 0,09mm Pixelgröße) Für die Messung im OPG- Modus wurden die Parameter 66 KV, 8 mA und im FRS – Modus 84 KV, 13 mA vorgewählt.

Orthophos Plus

An der konventionellen Gerätevariante wurden die Einstellungen 66 KV, 16 mA verwendet.

2.1.5 Vertex Multix UH, Multix UPH Siemens medical

Für die Clementschitsch Aufnahme wurde die Großröntgenanlage Vertex Multix UH, Multix UPH der Firma Siemens medical verwendet. Die Aufnahmeparameter betrugen 77 KV, 18,4 mA

Technische Daten:

Röntgenstrahler mit Blendensystem (Tiefenblende)

Gesamtfilterung des Röntgensystems: min. 2,5 mm Al

Eigenfilterung (Härtungsgleichwert) des Blendensystems: Obertisch-Tiefenblende mit Spiegel 1 mm Al bei 80 kV mit einschwenkbaren Zusatzfiltern

0,1 mm Cu 3,8 mm Al bei 80 kV 0,2 mm Cu 7,5 mm Al bei 80 kV 0,3 mm Cu 11,1 mm Al bei 80 kV

zulässige Tiefenlage des Fokus: 80 mm

max. Nutzstrahlenfeld: 573,4 mm x 573,4 mm bei einem Film-Fokusabstand von 1 m

Strichlichtvisier: 24 V/20 W Fa. Osram: HaloStar Nr. 64 435

Flächendosisprodukt- Meßgerät: Diamentor Typ X 1630, Nr. 8106 809

1.0.6 Phantom

Für die Dosismessungen wurde ein Kopfphantom (Rando; Alderson Research, The Phantom Laboratory, Stamford, Conn./USA Post Office Box 511, Salem, NY 12865-0511) benutzt, das aus einem

menschlichen knöchernen Schädel besteht, der in gewebeäquivalenter Isocyanid- Gummimasse in Kopfform eingegossen ist, Das Phantom ist in zehn Schichten geschnitten, die von cranial nach caudal von 1-10 nummeriert sind. Das Phantom wurde jeweils in der Kopfhalterung bzw. -schale entsprechend der Herstellerangaben der Röntgengeräte positioniert und fixiert.

Bild 2: Das Rando- Alderson -Phantom



Die Ausrichtung erfolgte an dem Unterkieferbasalrand, wobei der Scanbereich parallel und bis zur Höhe der Frankfurter Horizontalen reichte. Die FRS und die Clementschitsch Aufnahme wurden in der üblichen Positionierung und Einblendung durchgeführt.

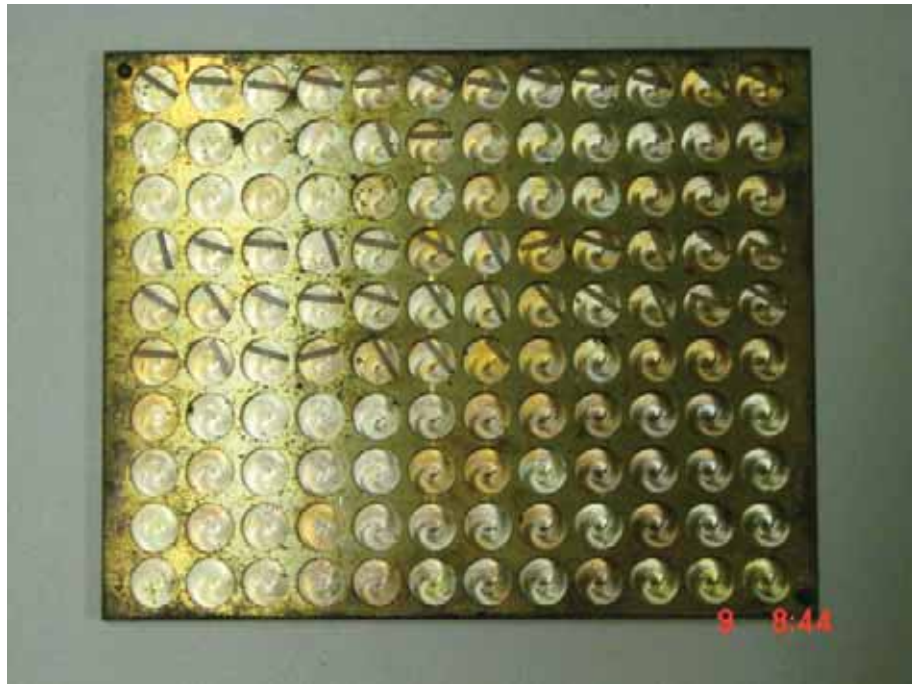
Bild 3: Messposition



2.1.7 Thermoluminiszenzdosimeter TLD-100 der Firma Harshaw

Das Rando-Phantom wurde mit 22 Thermoluminiszenzdosimetern (LiF – TLD's; Maße 1x1x6mm) (TLD-100 der Firma Harshaw) pro Kopfseite in den jeweiligen Referenzorganen bestückt (Tabelle 3). Um einen ausreichend geringen statistischen Messfehler der TLD's zu gewährleisten, wurden nach eingehenden Vormessungen jeweils 100 Belichtungen mit dem OPG, 25 mit dem DVT und jeweils 2 mit dem CT durchgeführt. Jedes TLD wurde innerhalb der Serie nur für einen Messort verwendet und jeder Messort wurde mit 2 TLD's bestückt, um innerhalb einer Messreihe Vergleichswerte zu erhalten.

Bild 4: TLD's in der Aufbewahrungsplatte



So können zufällige Abweichungen der Messwerte erfasst und ggf. durch Mittelung reduziert werden. Die Ermittlung der Dosismittelwerte erfolgte nur bei in sich konsistenten Messwerten, bei denen nur marginale Abweichung zwischen TLD1 und TLD2 zu sehen war. Bei größeren Abweichungen wurden die Messung wiederholt. Zusätzlich wurde bei jeder Messreihe eine Referenzgruppe von 12 TLDs mit einer bekannten Dosis bestrahlt und ausgewertet. Die mittlere relative Abweichung der Referenzmeßwerte von der Solldosis wurde bei allen Messungen als Korrekturfaktor für systematische Abweichungen verwendet.

Bild 5: TLD Beschickung der einzelnen Phantomscheiben



Tabelle 3: Lokalisation der 22 Dosimeter im Alderson – Rando – Phantom (2 TLD´s pro Referenzorgan)

Weichgewebe	Orbita anterior
	Orbita distal
	1. Molar Oberkiefer
	Parotis
	Pharynx
	anteriorer Mundboden
	distaler Mundboden
Knochen	Knochen Kieferwinkel
Hautoberfläche	Cornea
	Wange
	Kinn

3 Dosisbegriffe und Strahlenwirkung

3.1 Allgemeines

Als Dosis im allgemeinen Sinn bezeichnet man die Wirkung einer bestimmten Strahlenmenge. Sie kann physikalischer, chemischer oder physiologisch - biologischer Natur sein. In der Strahlenschutzpraxis zieht man

- das Ionisationsvermögen
- die Energieübertragung
- und die biologische Wirksamkeit einer Strahlung in Betracht.

Aus diesen 3 Aspekten ergeben sich 3 Dosisbegriffe:

- *Ionendosis*,
- *Energiedosis*
- *und Äquivalentdosis*.

3.2 Dosisbegriffe

3.2.1 Ionendosis (Expositionsdosis)

Diese rein physikalische Größe ist ein Maß für die Zahl der Ionen, die durch Strahlung in einer bestimmten Menge Materie erzeugt werden, also die Gesamtladung pro Masseneinheit:

Einheit: **C/kg (Coulomb/kg)**

Die Ionendosis ist die einzige physikalisch messbare Dosisgröße. Dazu misst man die Zahl der Ladungen in einem definierten Luftvolumen (siehe Ionisationskammer, Stabdosisimeter).

3.2.2. Energiedosis D_i

Die in einer Masseneinheit deponierte Gesamtenergie nennt man Energiedosis

Einheit: **J/kg = Gy (Joule/kg = Gray)**

Letztlich ist die Energiedosis gleich der Zahl der in 1 kg Materie erzeugten Ladungen multipliziert mit der Energie, die zur Erzeugung einer Ladung benötigt wird, der Ionisierungsenergie.

Wenn man diese Überlegung für Luft (Ionisationsenergie ca. 34eV.) anstellt, so ergibt sich

$$1R = 4.1 \cdot 10^{15} \text{ Ldg} = 8.87 \cdot 10^{-2} \text{ J/kg}$$

Man sieht, dass selbst die Energiemengen, die einer tödlichen Röntgendosis entsprechen ($1000R \Rightarrow 2.3 \cdot 10^{-6} \text{ kWh/kg} = 0.002 \text{ kcal/kg}$) winzig und physikalisch kaum messbar sind.

Das Verhältnis von Energiedosis zu Ionendosis hängt von den Absorptionseigenschaften des getroffenen Materials im Vergleich zur Luft ab. Es ist für viele Strahlenarten annähernd konstant im Bereich mittlerer Energien. Stärkere Abweichungen ergeben sich z.B. für sehr weiche bzw. sehr harte Röntgenstrahlen in Knochen-bzw. Fettgewebe.

3.2.3. Äquivalentdosis („Biologische“ Dosis) H_i

Für die biologische Strahlenwirkung ist nicht die gesamte absorbierte Energie maßgeblich, sondern auch die Art der Energiedeposition in Materie. Physikalisch kann hier ein Parameter, der *Energieverlust pro Wegstrecke* angegeben werden. Diese Größe wird auch häufig als Bremsvermögen bezeichnet.

LET (linear energy transfer) in keV/ μm

Wenn die mittlere Ionisierungsenergie des absorbierenden Materials bekannt ist, so lässt sich aus dem LET berechnen, wieviele Ionenpaare pro μm Wegstrecke gebildet werden. Daraus wiederum ergibt sich ein mittlerer Abstand zwischen den Ionisierungsorten.

Ist dieser Abstand groß (einige nm) so spricht man von locker ionisierender Strahlung (Röntgen-, β -, γ -Strahlung), bei kleinem Abstand (< 1 nm) handelt es sich um dicht ionisierende Strahlenarten (α -, Neutronen-Strahlung).

Biologisch definiert man eine relative biologische Wirksamkeit

RBW

d.h. einen Faktor, der die biologische Wirkung einer Strahlung relativ zur Wirkung von Röntgenstrahlung bei gleicher Energiedosis beschreibt. Daher kommt auch der Name Äquivalentdosis: Man versteht darunter die Menge (Dosis) von Röntgenstrahlung, die die gleiche Wirkung wie die betrachtete Strahlung hat. In der Strahlenschutzpraxis hat man in Anlehnung an die RBW einen weniger differenzierten Qualitätsfaktor q eingeführt und erhält so die Äquivalentdosis für eine bestimmte Strahlenart als:

$$H_i = w_r \cdot D_i \quad \text{Einheit:} \quad \text{Sv (Sievert)}$$

Typische Qualitätsfaktoren:

$w_r = 1$	für Röntgen-, γ -, β -Strahlen
$w_r = 5-10$	für Neutronen je nach Energie
$w_r = 20$	für α -Strahlen

Die von uns gemessenen Energiedosen D_i entsprechen dabei bereits Äquivalentdosen $H_i = w_r D_i$, da für alle verwendeten Strahlenqualitäten ein Strahlenwichtungsfaktor $w_r = 1$ angenommen werden kann.

Zum Vergleich mit entsprechenden Literaturwerten wurden für die verschiedenen Organe gewichtete Äquivalentdosen $w_i H_i$ errechnet. Durch Multiplikation mit Organwichtungsfaktoren w_i entsprechend den Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission ICRP (ICRP Publication 60: Recommendations of the International

Commission on Radiological Protection 1990). Neben der Tatsache, dass die gewichteten Dosen eigentlich erst in der Summation zu einer effektiven (Ganzkörper-) Dosis Sinn machen, ist hierbei zu beachten, dass es sich bei den gemessenen Werten um Ortsdosen an einer Stelle des betreffenden Organs handelt und nicht um über das Organ gemittelte Dosen handelt, wie sie eigentlich im ICRU-Formalismus verwendet werden sollten. Solche Integraldosen können am Patienten prinzipiell nicht gemessen werden, sondern werden in der Regel durch Monte Carlo Simulation am Modell errechnet. Durch Summation dieser Organdosen gemäß der Formel

$$E = w_1 \cdot H_1 + w_2 \cdot H_2 + \dots = \sum_T w_T \cdot H_T$$

E = Effektivdosis; w_T = Wichtungsfaktoren der ICRP; H_T = mittlere Organdosen, gewichtet mit einem Bewertungsfaktor 1 für die verwendete Strahlenqualität

(ICRP Publication 60: Recommendations of the International Commission on Radiological Protection 1990, Drexler et al. 1993, Jaeger et al. 1999)

können dann Effektivdosen E für die Untersuchung abgeschätzt werden. Diese Schätzung ist allerdings unvollständig, da die korrekte Summation entsprechend den Empfehlungen der ICRP über 13 definierte Organe erfolgt, die bei unserer Untersuchung größtenteils nicht erfasst wurden. Allerdings liegen die Organdosen bei den vorliegenden Untersuchungen für die meisten zu berücksichtigenden Organe nahe bei Null, z.B. Gonaden, Blase, Brust, Verdauungsorgane, rotes Knochenmark und sind daher in unserem Fall zu vernachlässigen.

4.3 Strahlenwirkung

4.1. Zeitlicher Verlauf der Strahlenwirkung

Dauer

Physikalische. Phase	ca. 10^{-13} s	Angeregte Moleküle, Moleküllionen, Elektronen
Phys.chem. Phase	ca 10^{-10} s	Reaktion der obigen Produkte mit der Umgebung, Dissoziation, Bildung von Radikalen
chem. Phase	ca. 10^{-6} s	z.B. Diffusion von Radikalen und chem. Reaktion
biologische Phase	- zu vielen Jahren	stochastische Schäden (Krebs etc.) genetische Schäden

3.2. Physikalisch-chemische und chemische Wirkung

Die Strahlung kann sowohl direkt auf umgebende Moleküle einwirken und diese ionisieren oder spalten, oder indirekt über die Zersetzung von biologisch nicht relevanten Molekülen und anschließender chemischer Reaktion der entsprechenden Bruchstücke.

Der wichtigste Effekt ist die Radiolyse des Wassers, bei der besonders reaktionsfreudige freie Radikale entstehen.



Die freien Radikale OH^* und H^* sind sehr reaktionsfreudig und können mit anderen Molekülen reagieren oder z.B. molekularen Wasserstoff H_2 und Wasserstoffperoxyd H_2O_2 bilden. Da diese Stoffe (stark

reduzierend bzw. oxidierend) wandern können, kann sich der eigentliche Schaden in einiger Entfernung von der primären Ionisation abspielen.

Schäden an der genetischen Substanz erfolgen daher häufiger über die Radiolyse der Zellflüssigkeit als durch direkte Strahlentreffer an der DNA.

4.3. Molekularbiologische Wirkung

Bedeutend sind vor allem Doppelstrangbrüche an der DNA, die im Gegensatz zu einfachen Strangbrüchen irreparabel sein können. Solche Brüche können direkt von Strahlung verursacht werden, wenn der mittlere Abstand zwischen zwei Ionisationsorten, wie z.B. bei α -Strahlung ($\text{LET} \cong 60 \text{ keV/min}$) in der Größenordnung der Basenpaarabstände liegt (0.34 nm). Der indirekte Effekt über Radiolyse überwiegt jedoch meist.

Selbst bei Doppelstrangbrüchen manifestiert sich letztlich ein Strahlenschaden nur bei fehlerhafter Replikation, während der Zelltod außer in extremen Fällen (akute Strahlenschäden) sowohl für stochastische als auch für genetische Folgen bedeutungslos ist.

4 Ergebnisse:

4.1 Messungen der Energiedosis D_i

Die niedrigsten Ortsdosen (Energiedosis) wurden wie nicht anders zu erwarten am digitalen OPG gemessen. Die Werte lagen zwischen $0,01 \text{ mGy}$ (Cornea) und $0,50 \text{ mGy}$ (distaler Mundboden), an der konventionellen Geräteausführung des

Orthopantomogrammgeräts wurden Werte zwischen 0,02 mGy (Cornea) und 0,95 mGy (Parotis) ermittelt.

Auffällig waren allerdings die erhöhten Werte im Bereich des distalen Mundbodens und des Pharynx.

Bei der Clementschitsch Aufnahme wurden minimale Werte im Bereich der Cornea (0,045 mGy) und ein Maximalwert im Bereich der Parotis (0,477 mGy) ermittelt. Bei der Fernröntgenseitaufnahme konnten Werte zwischen minimal 0,036 mGy (Pharynx) und maximal von 0,108 mGy (Parotis) ermittelt werden.

Die ebenfalls zu erwartenden Maximalwerte wurden in Abhängigkeit von den Einstellungen mit dem Standardprogramm am CT der Firma Picker gemessen. Im Standardmodus des Spiralscans (130 KV, 125 mA, 1,5 sec) wurden Dosiswerte zwischen 2,59 mGy (Cornea) und 31,23 mGy (Pharynx) erfasst. Mit dem reduzierten Spiralprotokoll (45 mAs) wurden Werte von minimal 0,65 mGy (Orbita) und 11,93 mGy (distaler Mundboden) maximal ermittelt (130 KV, 33 mA, 1,5 sec).

Auch die Werte der Multislice Messungen am CT der Firma Siemens lagen mit minimal 3,095 mGy (Kinn) und maximal 11,18 mGy (Wange) lagen klar oberhalb der DVT Werte. Es zeigte sich aber, dass die Dosiswerte des DVT's mit 1,61 mGy (Kinn Oberfläche) und 3,95 mGy (1. Molar OK) auch noch deutlich unterhalb der Werte des strahlenreduzierten Picker CT- Protokolls lagen.

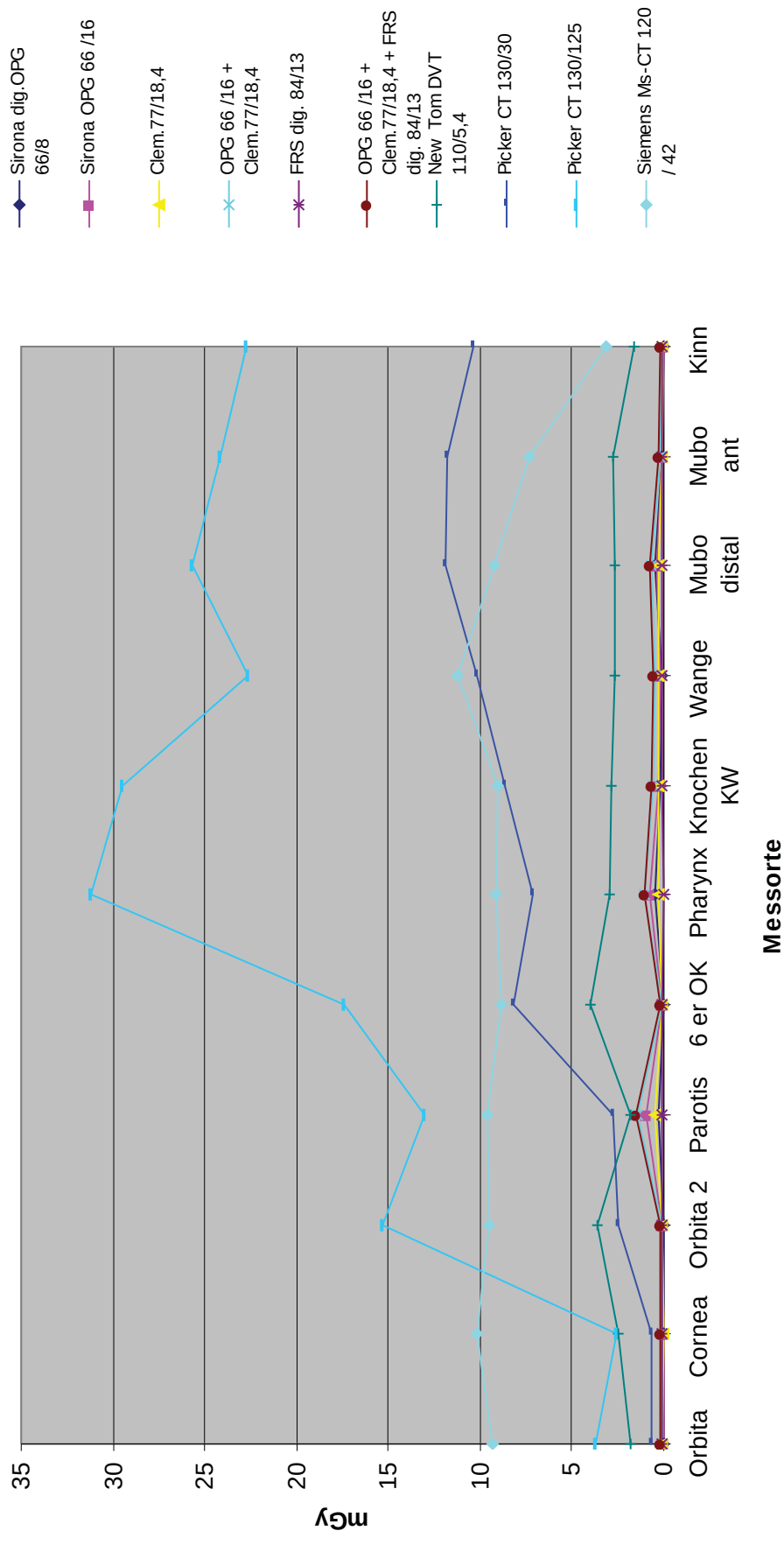
Tabelle 4: Dosismittelwerte aus 2 Messdurchläufen in mGy an den gemessenen Lokalisationen im Alderson – Rando – Phantom (Minima und Maxima wurden fett hervorgehoben)

	Sirona dig.OPG 66/8	Sirona OPG 66 /16	Clem. 77/18,4	FRS dig. 84/13	New Tom DVT 110/5,4	Pickler CT 130/30	Pickler CT 130/125	Siemens Ms- CT 120 / 42
Orbita	0,016	0,031	0,074	0,071	1,85	0,655	3,74	9,312
Cornea Oberfl.	0,01	0,024	0,045	0,101	2,49	0,664	2,593	10,131
Orbita 2	0,023	0,05	0,059	0,072	3,65	2,436	15,337	9,472
Parotis	0,274	0,958	0,477	0,108	1,83	2,774	13,042	9,572
6 er OK	0,03	0,053	0,066	0,076	3,95	8,207	17,418	8,88
Pharynx	0,489	0,774	0,268	0,036	2,96	7,15	31,232	9,128
Knochen KW	0,158	0,271	0,282	0,073	2,89	8,632	29,522	9,061
Wange Oberfl.	0,083	0,199	0,308	0,086	2,67	10,192	22,609	11,184
Munbb. Distal	0,506	0,406	0,286	0,058	2,63	11,93	25,648	9,221
Mundbo ant	0,083	0,085	0,134	0,062	2,75	11,75	24,148	7,37
Kinn Oberfl.	0,02	0,014	0,058	0,11	1,61	10,375	22,743	3,095

Abb.6:

Grafische Darstellung der effektiven Dosiswerte in mGy

Energiedosis



3.2 Gewichtete Äquivalentdosen

Die niedrigsten gewichteten Äquivalentdosen wurden an dem digitalen OPG mit einem Wert von 0,0001 mSv (Cornea) und 0,0253 mSv (distaler Mundboden) ermittelt. An der konventionellen OPG Variante wurden Werte zwischen 0,0001 mSv (Kinn) und 0,0479 mSv (Parotis) errechnet.

Bei der Clemtschitsch Aufnahme wurden gewichtete Äquivalentdosen zwischen 0,002 mSv (Cornea) und einem Maximalwert von 0,02385 mSv (Parotis) ermittelt.

Die gewichteten Dosen bei der Untersuchung des digitalen FRS (OPG Sirona) betrugen minimal 0,0018 mSv (Pharynx) und maximal Werte von 0,005 mSv (Kinn).

Die Dosiswerte des DVT's lagen bei minimal 0,016 mSv (Kinn Oberfläche) und maximal 0,183 (Orbitatrichter).

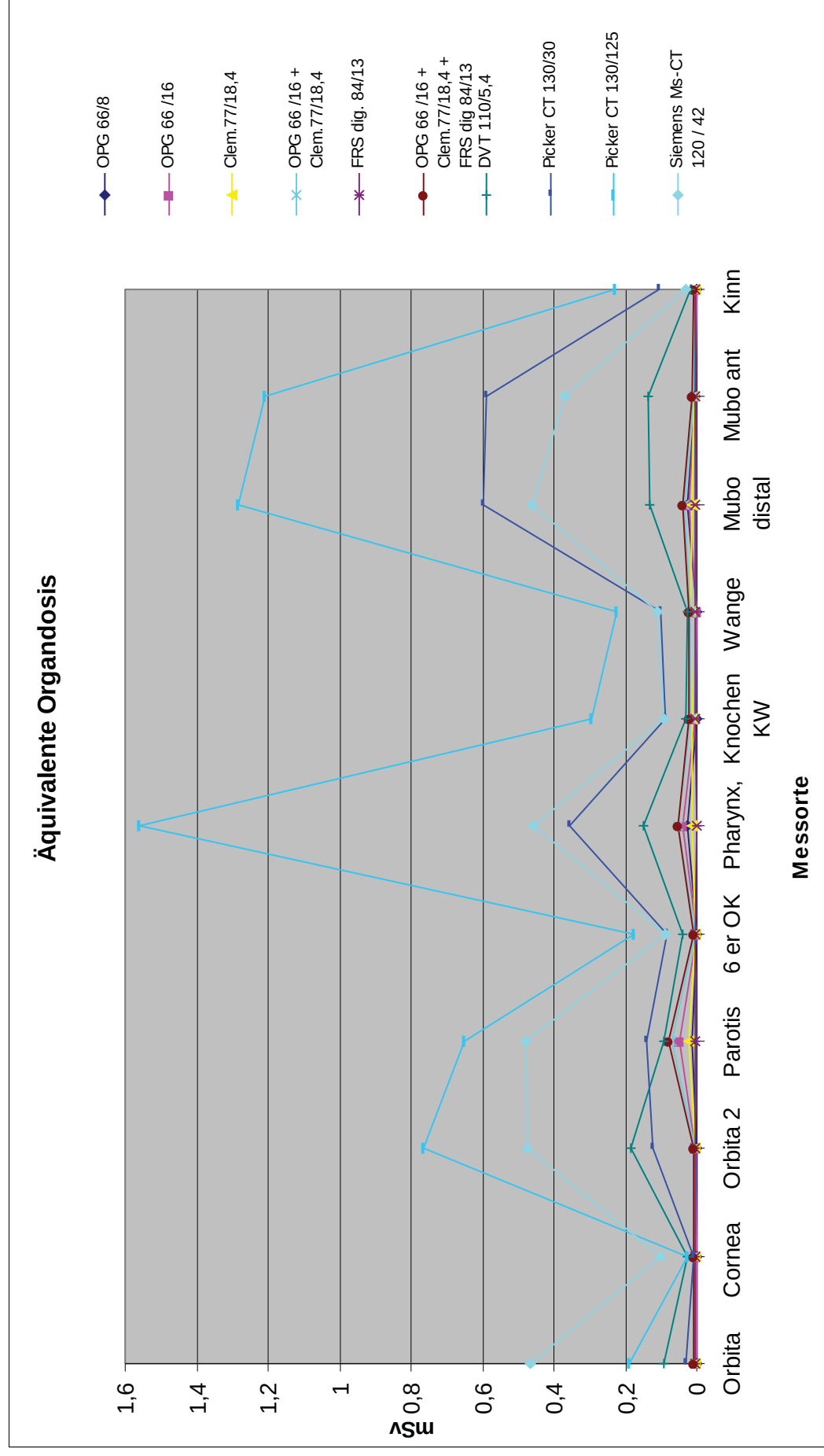
Mit dem reduzierten CT Spiralprotokoll (45 mAs) wurden Werte von minimal 0,007 mSv (Cornea) und 0,597 mSv (distaler Mundboden) maximal ermittelt (130 KV, 33 mA, 1,5 sec). Im Standardmodus der Spiraluntersuchung am Picker CT (130 KV, 125 mA, 1,5 sec) wurden gewichtete Dosiswerte zwischen 0,026 mSv (Cornea) und 1,562 mSv (Pharynx) erfasst.

Die ermittelten Dosen bei der Untersuchung des Siemens Multislice CT's betrugen minimal 0,03 mSv (Kinn) und maximal Werte von 0,46 mSv (distaler Mundboden).

Tabelle 5: äquivalente Dosismittelwerte aus 2 Messdurchläufen in mSv an den gemessenen Lokalisationen im Alderson – Rando – Phantom

	OPG 66/8	OPG 66 /16	Clem. 77/18,4	FRS dig. 84/13	DVT 110/5,4	Picker CT 130/30	Picker CT 130/125	Siemens Ms-CT 120 / 42
Orbita	0,0008	0,00155	0,0037	0,00355	0,0925	0,03275	0,187	0,4656
Cornea Oberfl.	0,0001	0,00024	0,00225	0,00505	0,0249	0,00664	0,02593	0,10131
Orbita 2	0,00115	0,0025	0,00295	0,0036	0,1825	0,1218	0,76685	0,4736
Parotis	0,0137	0,0479	0,02385	0,0054	0,0915	0,1387	0,6521	0,4786
6 er OK	0,0003	0,00053	0,0033	0,0038	0,0395	0,08207	0,17418	0,0888
Pharynx,	0,02445	0,0387	0,0134	0,0018	0,148	0,3575	1,5616	0,4564
Knochen KW	0,00158	0,00271	0,0141	0,00365	0,0289	0,08632	0,29522	0,09061
Wange Oberfl.	0,00083	0,00199	0,0154	0,0043	0,0267	0,10192	0,22609	0,11184
Mundbo. distal	0,0253	0,0203	0,0143	0,0029	0,1315	0,5965	1,2824	0,46105
Mundbo. Ant.	0,00415	0,00425	0,0067	0,0031	0,1375	0,5875	1,2074	0,3685
Kinn Oberfl.	0,0002	0,00014	0,0029	0,0055	0,0161	0,10375	0,22743	0,03095

Abb. 7: Grafische Darstellung der äquivalenten Dosiswerte in mSv



4.3 geschätzte effektive Untersuchungsdosis

Am digitalen OPG wurde eine in Anlehnung an den ICRP Formalismus (vergleiche Seite 26) eine effektive Untersuchungsdosis von 0,013 mSv ermittelt. Die Untersuchungsdosis der konventionellen Variante wurde mit einem Wert von 0,022 mSv errechnet.

Für die Clementschitsch Aufnahme konnte eine effektiven Untersuchungsdosis von 0,026 mSv abgeschätzt werden. Die Untersuchungsdosis für die FRS Aufnahme wurde ein Wert von 0,012 mSv ermittelt. Die gesamte gemittelte effektive Untersuchungsdosis des DVT's betrug 0,187 mSv.

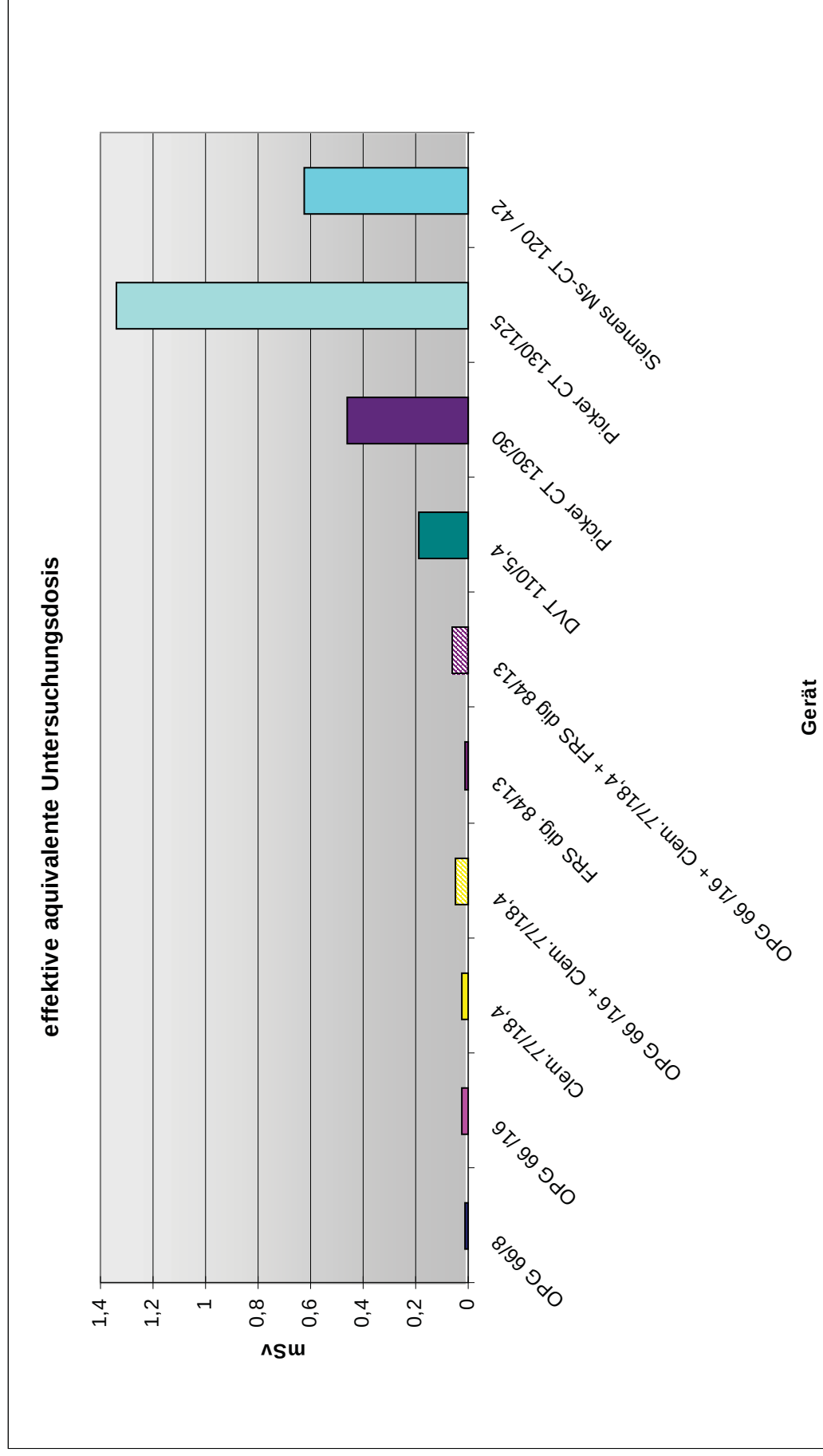
Die Untersuchungsdosis des reduzierten Spiralprotokolls des Picker CT's kann durch entsprechend ICRP-Empfehlungen gewichtete Summation der effektiven Organdosen zu 0,46 mSv abgeschätzt werden. Die geschätzte gesamte effektive Untersuchungsdosis Im Standardmodus der Spiraluntersuchung am Picker CT betrug 1,337 mSv.

Die effektiven Untersuchungsdosis am Siemens CT wurde mit einem Wert von 0,62 mSv errechnet.

Kumuliert man Einzelwerte der Untersuchungen , wie sie in der klinischen Routine zur Darstellung von mehreren Ebenen üblich sind, so ergeben sich bei der Addition von dig. OPG und einer Clementschitsch Aufnahme eine äquivalente Untersuchungsdosis von 0,047 mSv, kommt noch eine digitale FRS Aufnahme hinzu so ergibt sich ein Wert von 0,06 mSv.

Abb.8:

Grafische Darstellung der relativen äquivalenten Untersuchungs-dosis in mSv



5 Fallbeispiele:

Seit dem 15.12.1999 wird der Digitale Volumentomograph NEW TOM Modell QR-DVT 9000 im Routinebetrieb der Klinik und Poliklinik für Mund- Kiefer und Gesichtschirurgie eingesetzt. Neben der Routinediagnostik wurde das Gerät auch zu speziellen Fragestellungen verwendet.

So wurden Aufnahmen im Bereich der **Traumatologie** mit der Frakturdarstellung in 3D sowie der Frakturdarstellung in Einzelebenen für den gesamten knöchernen Schädel angefertigt. Als Basis für **Oral – und kieferchirurgische Eingriffe** wurde die Diagnostik und Operationsplanung im Bereich der Zysten Chirurgie, der dentoalveolären Chirurgie, der Spaltchirurgie, sowie zu rekonstruktiven Eingriffen im Knochenbereich durchgeführt. Auch die Standardaufnahmen der Kiefer (OPG, FRS, NNH) wurden vergleichend angefertigt. Im Bereich der **Parodontologie** wurden mehrwandige Knochentaschen, Volumendefekte im zahnnahe Bereich und die Verlaufskurve des Knochenabbaues dargestellt und vermessen. Zur **endodontischen Abklärung** wurde Wurzelfüllmaterial in Zahn und Nervkanal sowie apikale Geschehen und einzelne Zahnwurzeln dargestellt. In der **Allgemeinen Funktionslehre** wurde das Kiefergelenk in seinen knöchernen Bestandteilen in Form und Stellung untersucht.

Im Bereich der **Implantologie** wurden OP-Planungen mit der Darstellung von Risikostrukturen (Kieferhöhlenausdehnung, Nervdarstellung im UK) sowie die Erstellung des Rohdatensatzes zur navigierten Implantation durchgeführt.

An Hand der nachfolgend dargestellten Fallbeispielen werden die mannigfaltigen Anwendungsoptionen sowie die hohe diagnostische Wertigkeit der Digitalen Volumentomographie im Vergleich mit konventionellen Röntgenverfahren dargestellt. Aus dem Gesamtspektrum insgesamt 550 Aufnahmen wurden zu Demonstration folgende Aufnahmen ausgewählt:

5.1.1 Traumatologie :

45 jähriger Patient Zn. mehrfach offener UK-Fraktur nach Sturz

Abb.: 9 : konventionelle Panoramaschichtaufnahme mit der Darstellung einer Unterkieferfraktur Regio 48, kein eindeutiger Hinweis auf weitere Frakturen durch die deutlichen Verwischungsartefakte im Frontzahnbereich

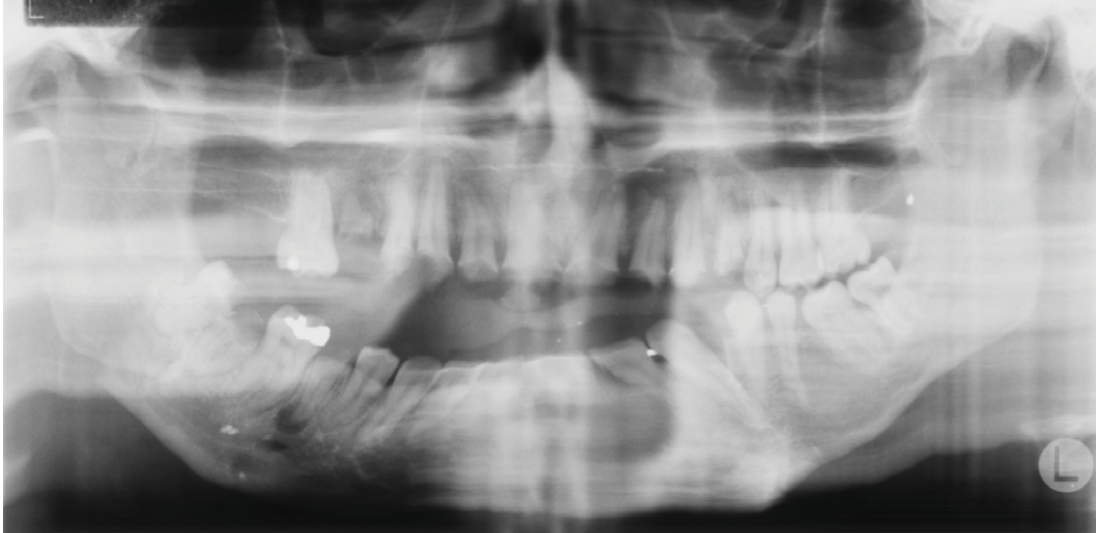
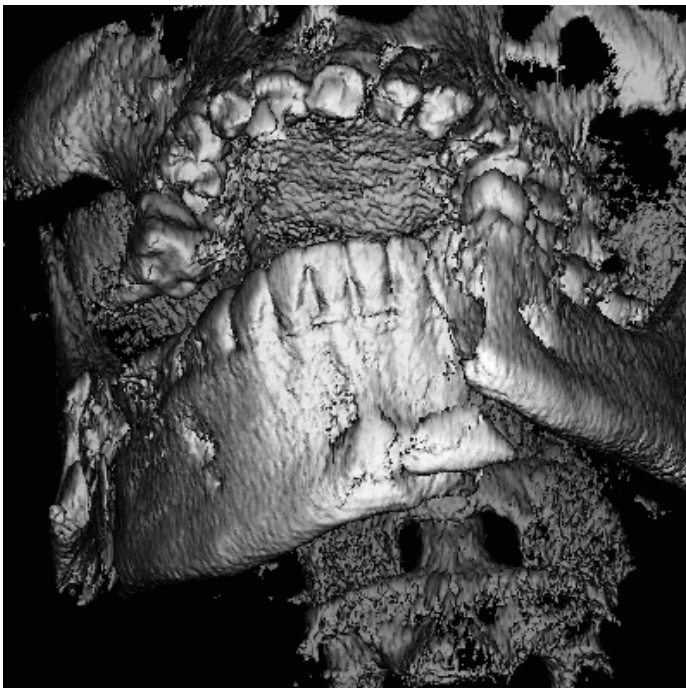


Abb.: 10 : Axiale DVT – Schicht der Unterkieferfraktur Regio 48, paramediane Unterkieferfraktur Regio 33.



und 11 : DVT 3D Darstellung der Unterkieferfraktur Regio 48, paramediane Unterkieferfraktur Regio 33 ,
Bruchfragment Regio 33



5.1.2 Traumatologie :

61 jähriger Patient Zn. nach Sturz mit Fahrrad

Abb.: 12 : konventionelle axial, exzentrische Schädelaufnahme (Henkeltopfaufnahme) der Darstellung der Jochbogenfraktur rechts.

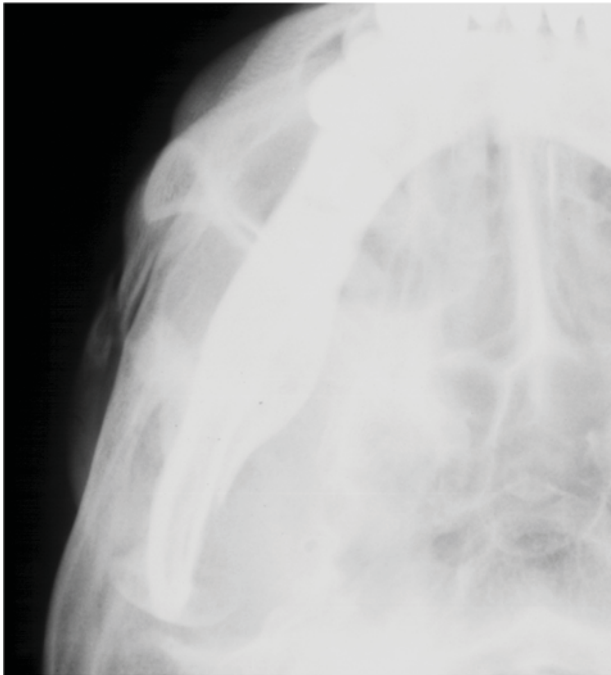


Abb.: 13 : konventionelle Panoramaschichtaufnahme, kein sicherer Nachweis einer Fraktur



Abb.: 14 : NNH Aufnahme mit der Darstellung der Jochbogenfraktur

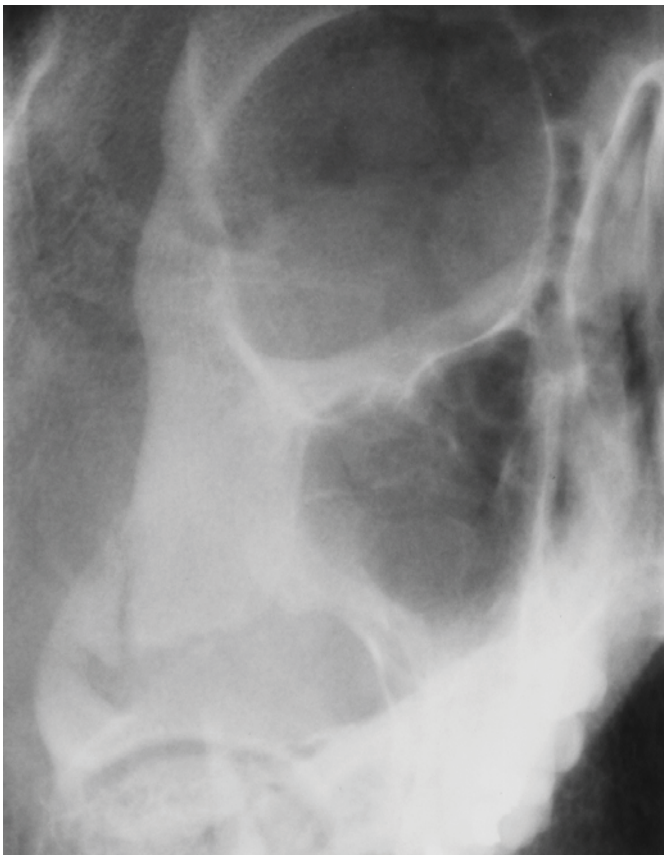


Abb.: 15 : DVT coronare Rekonstruktion, Darstellung der Jochbogenfraktur, der lateroorbitalen Fraktur, der Fraktur der Crista Zygomaticoalveolaris und der Orbitabodenfraktur.

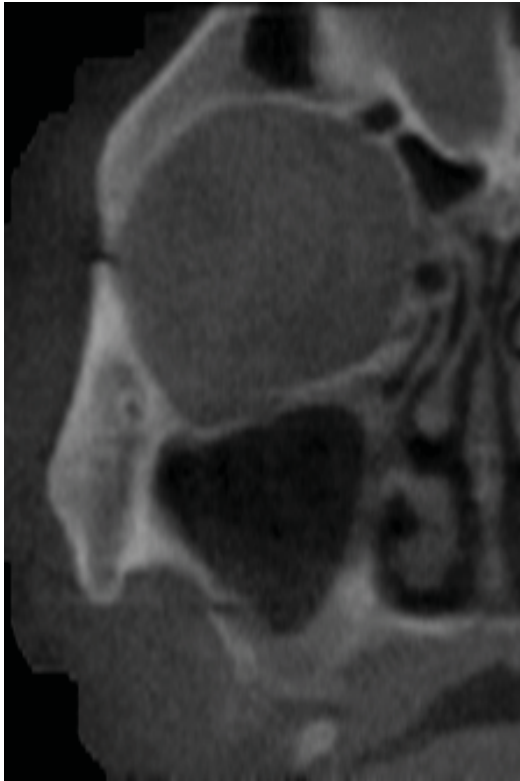
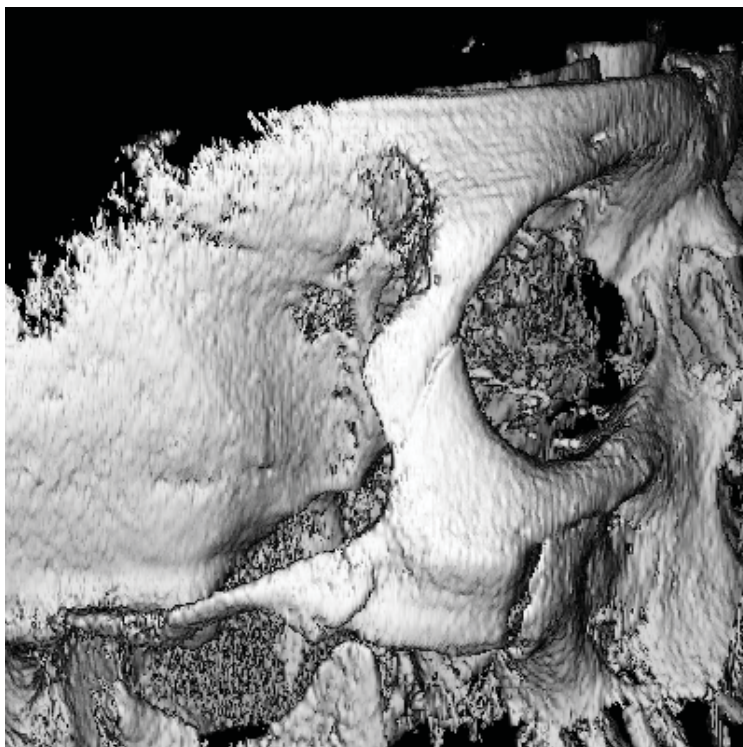


Abb.: 16 : DVT 3D Rekonstruktion: Darstellung der Jochbogenfraktur, der lateroorbitalen Fraktur, der Fraktur der facialen Kieferhöhlenwand und der Orbitabodenfraktur.



5.2.1 Onkologie:

55 jähriger Patient Zn. PLE-CA im Bereich des linken Zungengrundes

Abb.: 17 : Ausschnitt aus einer konventionelle Panoramaschichtaufnahme mit Darstellung der Tumorinvasion in den Unterkieferknochen in Regio 36-33

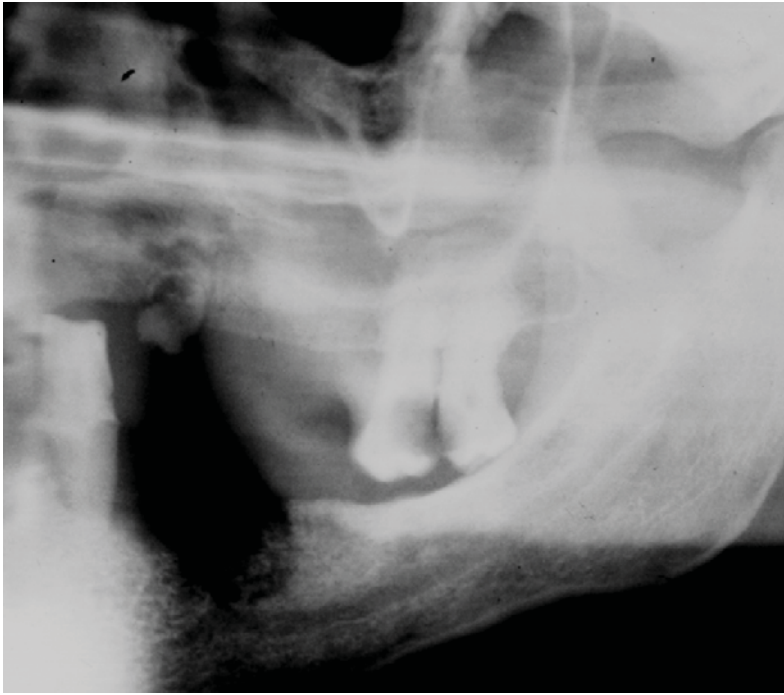


Abb.: 18 : Picker CT, axiale CT-Schicht mit Darstellung des Knochendefekts im Unterkieferknochen in Regio 36-33

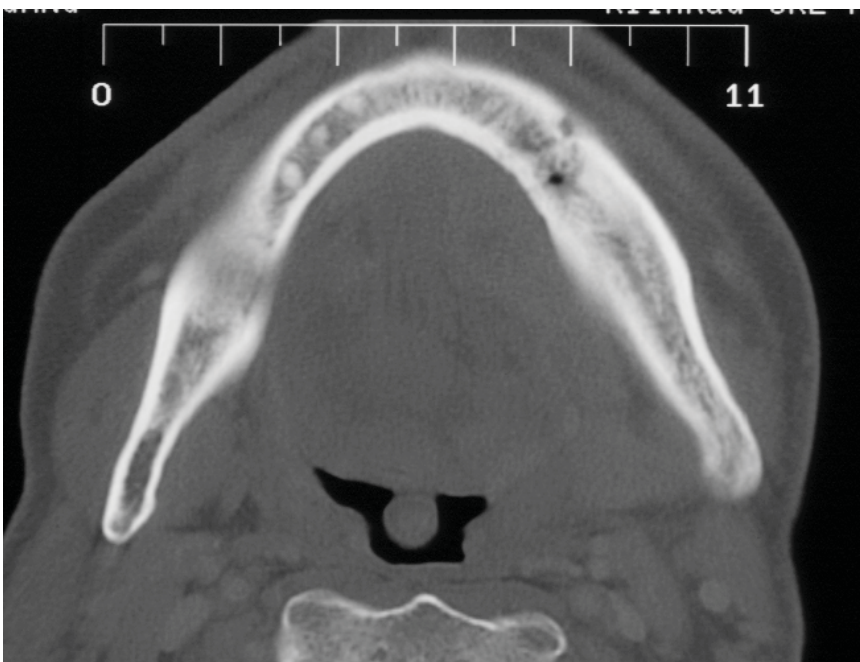


Abb.: 19 : DVT axiale Schicht mit Darstellung des tumorösen Knochendefekts im Unterkiefer Regio 36-33

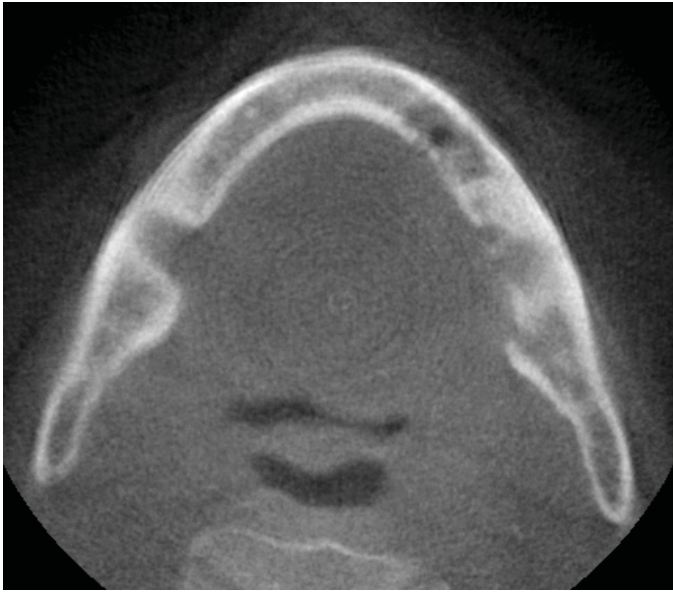


Abb.: 20 : DVT mit 3D Darstellung der Tumorinvasion in den Unterkieferknochen in Regio 36-33

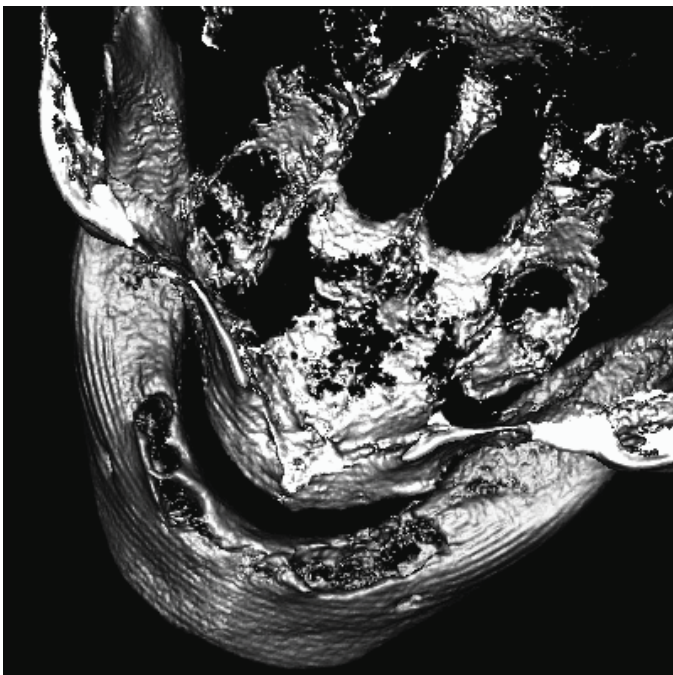
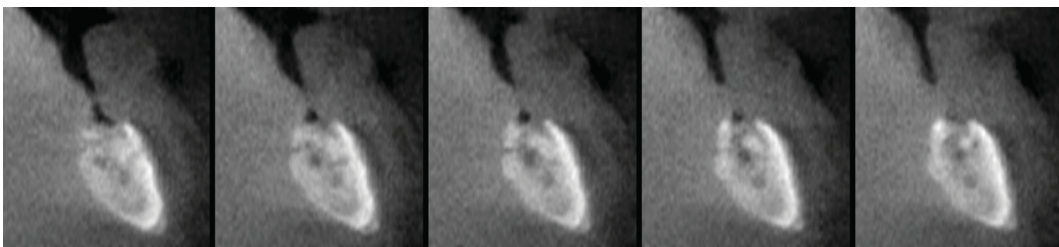


Abb.: 21 : DVT paraaxialen Unterkieferschichten im Bereich des Knochendefekts



5.2.2 Onkologie:

72 jährige Patientin bei Rezidiv eines Ameloblastoms im Bereich des rechten Oberkiefers

Abb.: 22 : konventionelle Panoramaschichtaufnahme ohne Nachweis zystischer Strukturen im Bereich des rechten Oberkiefers

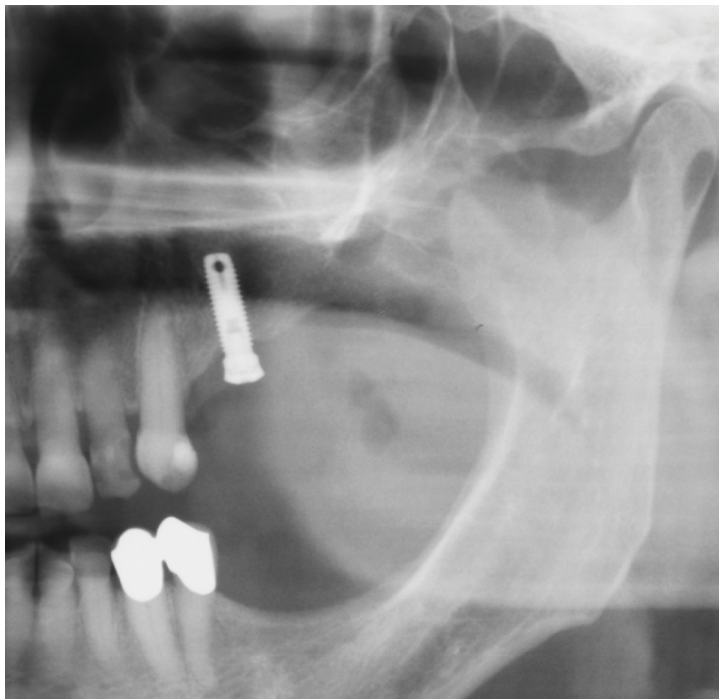


Abb.: 23 : NNH Aufnahme ohne Nachweis zystischer Strukturen im Bereich des rechten Oberkiefers



Abb.: 24 : DVT in den coronaren Schicht erfolgt der Nachweis von zystischen Strukturen im Bereich des rechten Oberkiefers.

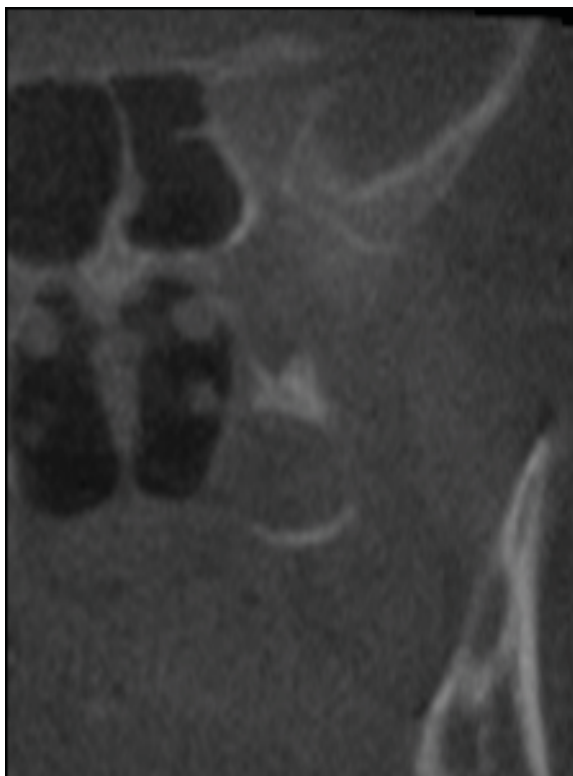


Abb.: 25 : DVT In den transversalen Schichten können ebenfalls die zystischen Strukturen im Bereich des rechten dorsalen Oberkiefers dargestellt werden



5.3.1 Infektion:

53 jährige Patientin Zn. 8 er Extraktion vor 6 Monaten

Abb.: 26: konventionelle Panoramaschichtaufnahme, konventionelle Panoramaschichtaufnahme mit dezentler Transluzenz Regio 48



Abb.: 27: Ausschnittvergrößerung aus der konventionelle Panoramaschichtaufnahme mit dezentler Transluzenz Regio 48

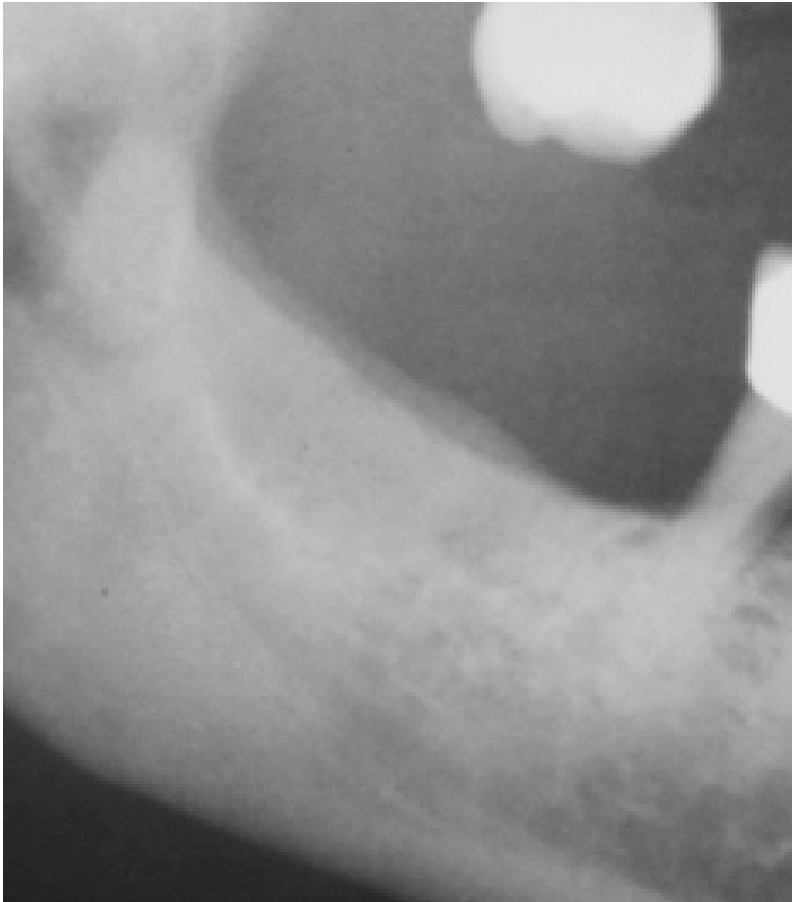


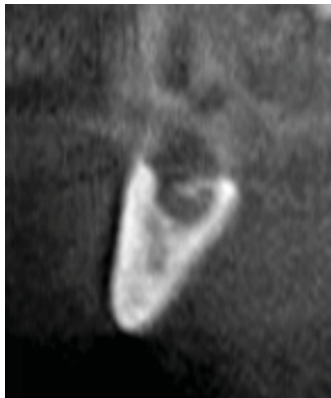
Abb.: 28 : DVT mit axialer Darstellung eines Knochensequesters in Regio 48



Abb.: 29 : DVT sagittale Darstellung eines Knochensequesters in Regio 48



Abb.: 30 : DVT coronare Darstellung eines Knochensequesters in Regio 48



5.4.1 Überzählige Zahnanlage:

46 jähriger Patient mit unklarer Schmerzsymptomatik Regio 33-34

Abb. 31

Abb.: 31: Ausschnittvergrößerung aus der konventionelle Panoramaschichtaufnahme mit Darstellung überzähligen Zahnanlagen, sowie eine teils scharf, teils unscharf begrenzten Transluzenz Regio 34-32

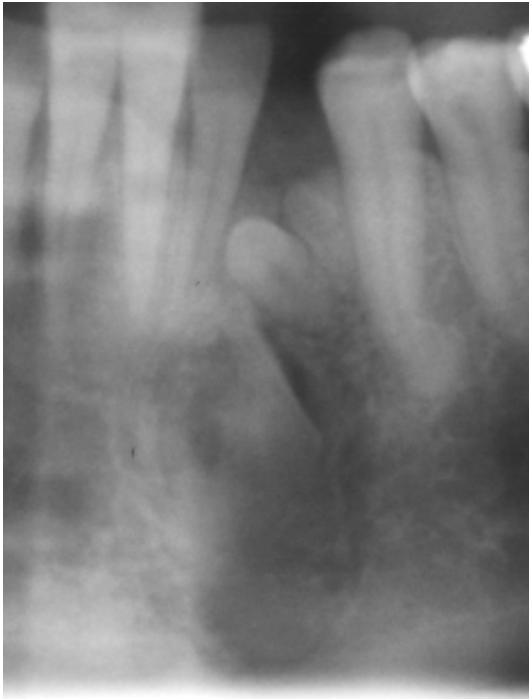


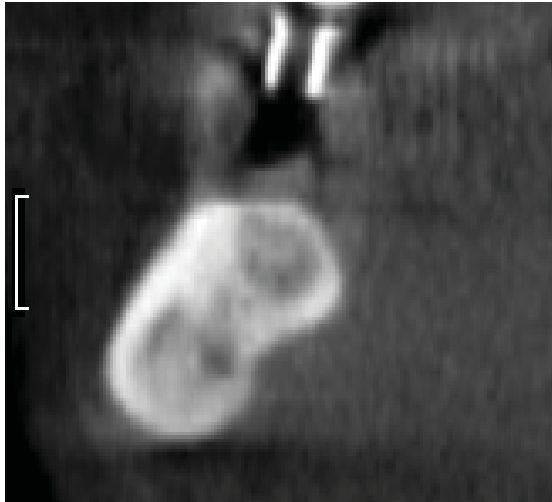
Abb.: 32 : DVT mit sagittaler Darstellung zweier überzähliger Zahnanlagen in Regio 33-34



5.5.1 Implantologie:

65 jähriger Patient vor der Implantation in Regio 46

Abb.: 33: DVT transversaler Schnitt des Unterkiefers mit Darstellung des Bohrhülse in Regio 46, des köchernen Angebots sowie der Risikostrukturen und der Schleimhautdicke.



5.6.1 Spaltbildungen:

8 jähriger Patient mit Lippen Kiefer Gaumenspalte links

Abb.: 34: DVT axialer Schnitt im Bereich des palatum durum mit der Darstellung des Spaltbereichs

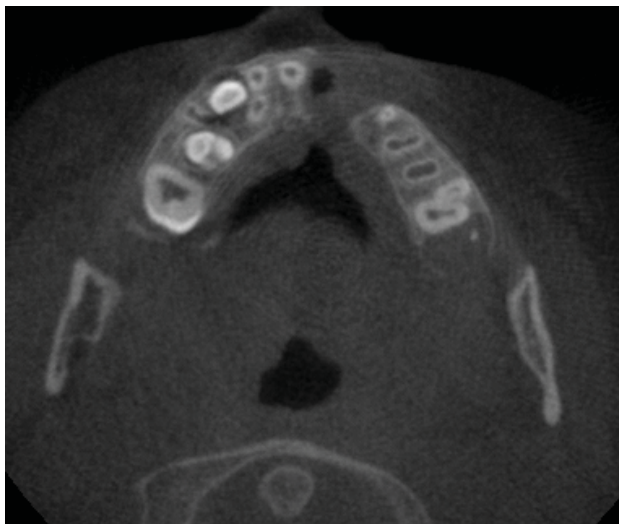


Abb.: 35: DVT coronarer Schnitt im Bereich der Molaren mit der Darstellung des Spaltbereichs

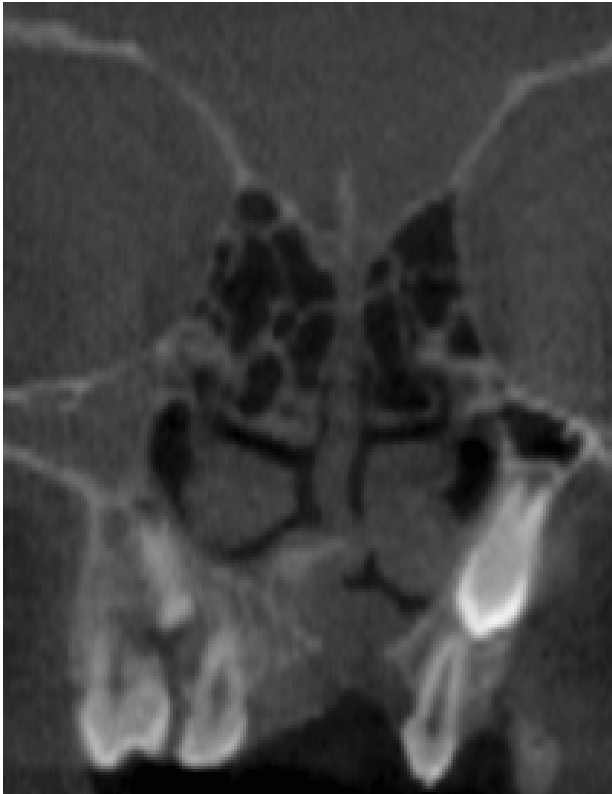
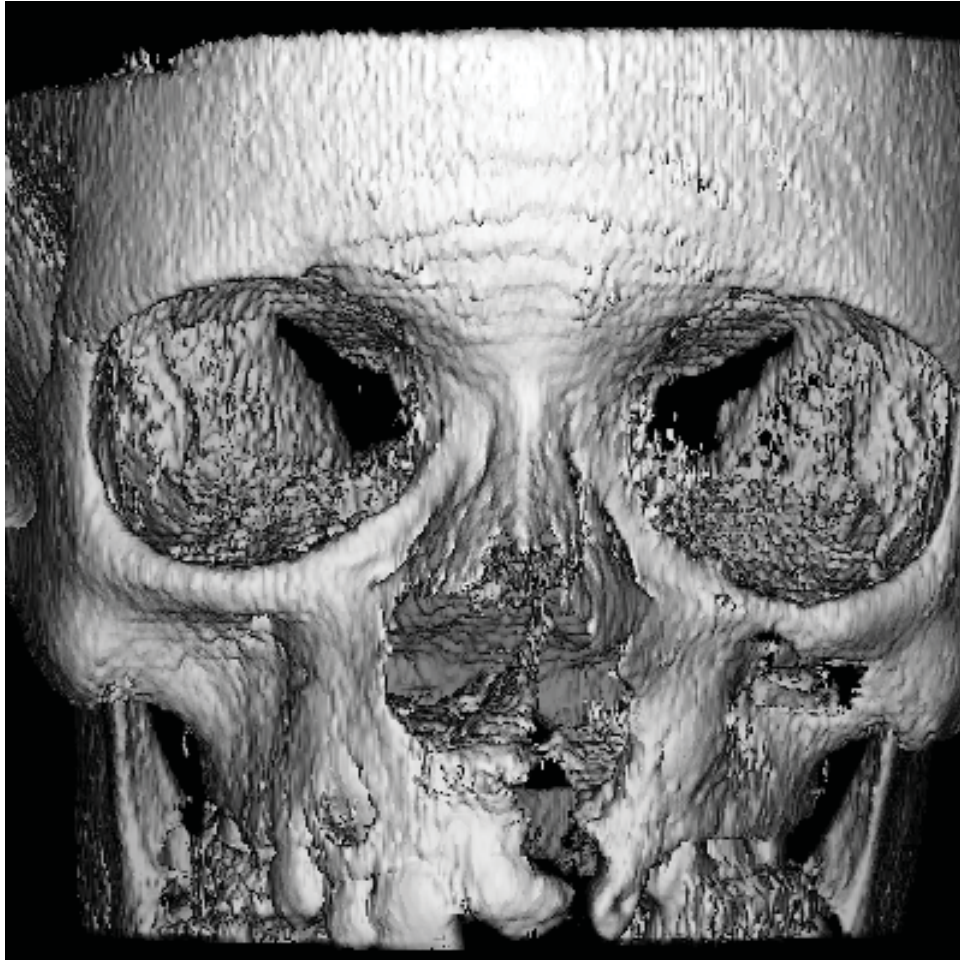


Abb.: 36: DVT sagittaler Schnitt im Bereich der Spalte und Darstellung des Knochenangebots



Abb.: 37: DVT 3D Rekonstruktion mit der Darstellung der Knochenstruktur bis zur Apertura Piriformis



6. Falldiskussion:

6.1.1 Traumatologie :

In Fall 1 konnte in der New Tom Aufnahme neben der exakten räumlichen Beziehung der Bruchfragmente im Raum zueinander und dem Verlauf des N. alveolaris inf. im Bereich der Fragmente, sowie ein ausgesprengtes Knochenfragment submental gezeigt werden. In der OPG Aufnahme konnte dieses nicht gezeigt werden. Gleichzeitig ist der Nachteil der OPG- Methode bei einem traumatisierten Patienten zu sehen welcher im Stehen nur sehr unzulänglich über den Unterkiefer, in diesem Fall mit einem ausgesprengten mentalen Knochenfragment, exakt im Strahlengang über die Expositionszeit zu positionieren ist. In der liegenden Lagerung des DVT's ist hier ein großer Vorteil zu sehen.

6.1.2 Traumatologie :

In Fall 2 gelang mit dem DVT im Vergleich zur konventionellen Röntgendiagnostik insbesondere auch die exakte Darstellung der Frakturlinien im Bereich der lateralen Orbita, der facialis Kieferhöhlenwand, sowie die Darstellung des Orbitabodens, welcher so in keiner der konventionellen Bildgebungen gezeigt werden konnte. Die höhere Strahlenbelastung eines CT's konnte dem Patienten erspart werden.

6.2.1 Onkologie:

In Fall 3 konnte in der NEW TOM Rekonstruktion der tumorbedingte Knochendefekt im Bereich des linken Unterkiefers bei einer im Vergleich zum CT geringeren Strahlenbelastung gezeigt und in seiner Ausdehnung dargestellt werden. Gerade in der 3D-Rekonstruktion, kann zwischen der knöchernen Tumordestruktion des linken Unterkiefers und den leeren Zahnalveolen nach den Zahnextraktionen eindeutig unterschieden werden. Jedoch ist eine Weichgewebsinvasion des Tumors nur im CT oder MRT zu beurteilen.

6.2.2 Onkologie:

In Fall 4 können durch das DVT in beiden genau beschriebenen Ebenen die durch das Ameloblastom bedingten zystischen Veränderungen mit einem Bruchteil der Strahlenbelastung einer CT-Aufnahme aufgezeigt bzw. abgegrenzt werden. Dies konnte von der konventionellen Röntgendiagnostik nicht erbracht werden.

6.3.1 Infektion:

In Fall 5 konnte gegenüber der konventionellen Panoramaschichtaufnahme in der New Tom Aufnahme eine Totenlade sowie eine Sequestrierung bei Osteomyelitis in Regio 48 gesehen werden, was in der konventionellen Bildgebung aufgrund der Überlagerung der summierten Aufnahmetechnik nicht darzustellen war.

6.4.1 Überzählige Zahnanlage:

In Fall 6 wurden in der New Tom Rekonstruktion gegenüber der Panoramaschichtaufnahme zwei überzählige Zahnanlagen gesehen. Die caudal gelegene Zahnanlage füllt dabei den gesamten Spongiosaraum des Unterkiefers aus. Bedingt durch die Aufnahmetechnik des OPG's kommt durch die Verwischungstechnik eher eine Transluzenz zur Abbildung, was primär an ein zystisches Geschehen denken lässt. Prinzipiell kann durch weitere konventionellen Aufnahmen (Einzelzahnaufnahme, Unterkieferaufbiß) die 2. Ebene zur Sicherung der Diagnose dargestellt werden, allerdings kann mit dem DVT eine ideale OP-Planung mit einem geeigneten Zugangsweg erfolgen.

6.5.1 Implantologie:

In Fall 7 konnte mit der DVT Darstellung präoperativ die exakte Implantatposition mit zusammen mit der abgebildeten Bohrhülse festgelegt werden. Dies ist durch die außerordentlich geringen Metallartefakte der DVT – Aufnahme überhaupt nur möglich. So können entsprechend dem köchernen Angebot und der Risikostrukturen (N. Alveolaris inf., Knochenausbuchtungen, Kieferform) der Bohrwinkel und die Größe des Implantats bereits präoperativ bestimmt werden. Gleichzeitig kann eine

metrisch exakte Schleimhautdickenmessung des Implantatgebiets erfolgen. Die Abbildung verdeutlicht die erheblich geringeren Metallartefakte gegenüber eine CT-Aufnahme, die eine Beurteilung in dieser Art aufgrund der strahlenförmigen Metallartefakte kaum zulässt.

6.6.1 Spaltbildungen:

In Fall 8 ermöglicht die sekundäre New Tom Rekonstruktion eine detailgenaue Wiedergabe der anatomischen Strukturen mit Erfassung des Spaltbereiches in den einzelnen Schnittebenen. Gerade bei diesem Bildbeispiel, wird deutlich, dass der durch das DVT erreichte Informationsgehalt nicht mit der Kombination der konventionellen Verfahren (OPG, FRS, NNH, Schädel PA) zu erreichen ist. Es können in der DVT- Rekonstruktion detaillierte Aussagen zum dreidimensionalen Knochenangebot im Bereich des Nasenbodens und eines einzelnen Zahns getroffen werden, was auch mit dem CT zu erreichen wäre, aber eine erhebliche Strahlenbelastung mit sich bringen würde. Das Bildbeispiel illustriert die Möglichkeit den Spaltbereich in jeder beliebigen Raumebene zu rekonstruieren und ebenso wie die 3-D Rekonstruktion aus jedem beliebigem Blickwinkel zu betrachten. Gerade in unserer interdisziplinären Zusammenarbeit mit der Kieferorthopädie konnten durch die DVT- Bildgebung immer wieder Fragen zu Prognose einzelner Zähne und zur Planung der sekundären Osteoplastik im Spaltbereich, bei einer unklaren oder unvollständigen Darstellung in den konventionellen Aufnahmetechniken getroffen werden.

7. Diskussion:

Im Bereich der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde kann ein stetig ansteigender Bedarf dreidimensionaler Darstellungen des Schädels aus unterschiedlichen Indikationen verzeichnet werden (Solar et al. 1999, Krennmair et al. 1995, Bothe et al. 1993, Fuhrmann et al. 1993b, Weigl et al. 1995). Neben den vielfältigen diagnostischen und forensischen Fragestellungen wie beispielsweise zur Frakturdiagnostik oder zur Lagebestimmung von Fremdkörpern und ektopischer Zähne, kommen neue Gebiete wie z.B. die Navigation im Bereich der dentalen Implantologie hinzu. (Jeffcoat 1992, Weinberg 1993, Schlegel et al. 1993b, Schmuth et al. 1992)

Gerade aber im Bereich der Navigation fordern die Hersteller möglichst hochauflösende Scans, die aber mit einer hohen Strahlenbelastung verknüpft sind (Frederiksen et al. 1995, Bothe et al. 1993, Bernhardt et al. 1987). Leider trägt das CT in erheblichem Maße zur kollektiven, effektiven Dosisbelastung der Gesamtbevölkerung bei, weshalb die Indikation als streng zu sehen ist. (Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit 1997)

In den achtziger Jahren begann eine kontinuierliche internationale Entwicklung dentaler Computer gestützter Tomographiegeräte (Arai et al. 1999, Möbs et al. 1999, Siwerdsen et al. 1999). Nahezu alle heute verfügbaren Systeme für den Kieferbereich basieren auf der sog. Cone - Beam Technik, bei der durch mathematische Algorithmen die von einem Konusstrahl im Strahlengang detektierten Objekte nahezu verzerrungsfrei auf eine digitale Darstellung umgerechnet werden (Arai et al. 1999, Tam et al. 1998). Seit 1997 steht mit der digitalen Volumetomographie ein kommerzielles Darstellungsverfahren zur Verfügung, das prinzipiell die gleichen dreidimensionalen Darstellungsoptionen wie die Computertomographie bietet, jedoch bezüglich der Strahlenbelastung des Patienten günstiger einzustufen ist (Möbes et al. 2000). Seit dem 15.12.1999 wird der Digitale Volumetomograph NEW TOM Modell QR-DVT 9000 im Routinebetrieb unserer Klinik eingesetzt. Das von uns verwendete Modell New Tom 9000 VR ermöglicht eine gute Hartgewebsdiagnostik, mit der Möglichkeit zur intraoperativen Instrumentennavigation über den Datenexport via DICOM- Schnittstelle.

Grundsätzlich ist es mehr als problematisch, die verschiedenen radiologischen Techniken zu vergleichen, da sie auf unterschiedlichen Aufnahmetechniken beruhen und erheblich in Ihrem Aussagegehalt differieren. So sollte der Vergleich und die Aussagekraft von Dosismessungen in ihrer absoluten Aussage gerade innerhalb eines Vergleiches unterschiedlicher radiologischer Techniken mit dem entsprechenden Sachverstand gesehen werden (Drexler et al. 1993, Ewen et al. 1984). Die von uns durchgeführte Untersuchung sollte als ein Anhalt dienen, um die klinische Wertigkeit Untersuchungsmethode DVT im Verhältnis zu den bestehenden Methoden einzuschätzen.

Die erwartungsgemäß niedrigen Dosen am OPG zeichneten sich durch relativ hohe Werte im Bereich des distalen Mundbodens aus, was auf die kV Anhebung und die Verlangsamung der Umlaufgeschwindigkeit im Bereich der Wirbelsäule zurückzuführen ist. Das DVT liegt hinsichtlich der Strahlenbelastung, bei wesentlich größerer und vor allem dreidimensionaler Bildinformation für den Betrachter, über den althergebrachten von uns untersuchten dentalen Untersuchungsmethoden. Im Vergleich mit dem digitalen Orthopantomogramm konnte eine bis zu einer 10 fach höhere Strahlenbelastung gemessen werden, welche aber dem gesteigerten Informationsgehalt gegenüber gestellt werden muss. Ob die zusätzliche Bildinformation die Untersuchungsmethode DVT rechtfertigt, sollte im Einzelfall abgewogen werden.

Gerade aber wenn multiple konventionelle Röntgenaufnahmen zur Diagnostik und zur Operations-Planung angefertigt werden, was fast immer durch die Anfertigung einer zweiten Ebene erfolgt, so muss die Anfertigung einer DVT Aufnahme in Erwägung gezogen werden, da die Diskrepanz der Strahlenbelastung mit der steigenden Zahl konventioneller Aufnahmeverfahren im Vergleich zur DVT - Aufnahme immer mehr verschwindet und dagegen der Informationsgehalt der DVT - Aufnahme wesentlich höher einzuschätzen ist (Barke et al. 1985, Bernhardt et al. 1987).

Sicherlich hat die dreidimensionale Darstellung bei vielen Fragestellungen mittlerweile ihre Berechtigung und beschränkt sich nicht mehr nur auf die

Implantatplanung und Diagnostik im Bereich des stomatognathen Systems, sondern reicht bereits in die operative Navigation. (Schultes et al 2001, Zwicker et al. 1990, Wagner et al. 2003, Casselman et al. 1991)

Weite Teile der Diagnostik des Gesichtschädelbereichs wurden bisher von der Computertomographie dominiert, jedoch stellt die Strahlenbelastung eine deutliche Einschränkung dieser Methode dar. (Frederiksen et al. 1995, Schüller et al. 1992,, Ekkestube et al. 1993)

Selbst bei drastischer Dosisreduzierung im Sinne einer Low-dose-Computertomographie, bis hin zu den Grenzen deutlicher Bildqualitätsverluste verbleibt eine nicht unerhebliche Strahlenbelastung des Patienten. (Hassfeld et al 1998, Bothe et al. 1993, Kornas et al. 1998, Dietrich et al. 1999, Zwirewich et al. 1991)

Durch die Entwicklung neuer Detektoren zeigt sich jedoch auch bei unseren Messungen eine deutliche Dosisreduktion, so wird am Multislice-CT der Firma Siemens SOMATOM Volume Zoom, gegenüber dem älteren CT der Firma Picker, eine um ein Drittel geringere Strahlenbelastung und eine verbesserte Bildqualität gemessen. Das DVT hingegen liegt in der Patientenbelastung 8-10 fach unterhalb konventioneller CT- Untersuchungen und immer noch, unterhalb so genannter „Dosis reduzierter“ CT- Untersuchungsprotokolle.

Sicherlich erreicht die DVT Darstellung nicht die Bildqualität einer konventionellen CT- Untersuchung mit einer deutlich besseren Weichgewebsdarstellung (Hassfeld et al. 1998), dennoch können viele klinische Fragestellungen im Bereich der Hartgewebsdiagnostik (Fremdkörper, Frakturen, Zahnanomalien, Zysten) mit einer DVT- Untersuchung ausgezeichnet beantwortet werden (Ziegler et al. 2002). Die Aufnahmen des DVT's entsprechen gegenüber dem CT nicht ganz der gewohnten Qualität. Dies ist durch die erheblich einfacheren Konstruktion (CCD- Chip, Bildverstärker) und die Cone –Beam -Aufnahmetechnik zu erklären. Auch die Überlagerung durch kreisförmigen Aufnahmeartefakte in den Schnittebenen resultiert daraus. Dies muss aber bei vergleichbarem Informationsgehalt mit dem CT, gerade bei der Darstellung von knöchernen Strukturen, oder vor dem Hintergrund der

geringen Strahlenbelastung gewertet werden. Somit bietet die digitale Volutomographie (DVT) die Option der dreidimensionalen Gesichtschädeldiagnostik im Hartgewebereich, bei metrischer Genauigkeit in allen Schnittebenen des Raums. sowie die Möglichkeit einer hochauflösenden dreidimensionalen Rekonstruktion (Möbes et al. 1999).

Diese Möglichkeiten bestanden bisher nur bei der Bildgebung mittels Computertomographie, die aber aufgrund der nicht unerheblichen Strahlenbelastung und deren Folgen gerade für den jungen Organismus nur speziellen Fragestellungen vorbehalten blieb. Auch Untersuchungen mit der so genannten Low-dose-Computertomographie konnten zwar bei speziellen Fragestellungen zur Beurteilung der knöchernen Strukturen ohne einen Verlust an diagnostischer Genauigkeit, eine Reduktion der Strahlenbelastung um bis zu 76% erreichen, liegen aber nach unseren Messungen, wenn auch knapp noch oberhalb der Strahlenbelastung des DVT's. (Hassfeld et al. 1998, Neukam et al. 1993) Gerade vor diesem Hintergrund ist in der sog. Smart –Beam -Technik des New Tom mit maximal $1/5 - 1/10$ der CT-Dosis eines konventionellen Protokolls bei identischer Versuchsanordnung eine Lösung zu Sehen, um die digitale Schnittbildinformation bei vertretbarem Strahlenrisiko auch bei jungen Patienten und entsprechenden Indikationen einzusetzen. Auch können in klassischer Vorgehensweise Winkel und Strecken vermessen werden, sowie im Zusammenspiel mit der OPG -Ansicht auch komplexe Extraktionspläne festgelegt werden. Es lassen sich so ideal präoperativ interdisziplinäre Behandlungskonzepte planen und verfolgen, sowie bei Behandlungsende visuell und metrisch reevaluieren, was in den konventionellen Summationsaufnahmen nicht exakt möglich ist.

Die Tatsache, dass sich viele Hersteller mit der Entwicklung und Produktion ähnlicher Geräte befassen, spiegelt den gestiegenen Bedarf von preiswerten 3D Bildgebungsverfahren mit einer geringen Strahlenbelastungen im Gesichtsschädelbereich wieder. Neben dem New Tom sind mittlerweile auch andere Geräte für diesen Einsatzbereich erhältlich. So stellt die Firma Sorodex die Geräte Cranex Tome und Scanora her. Die Strahlenbelastung bei diesem filmbasierten Verfahren ist zwar geringer (Gijbels et al 2002) als die Strahlenbelastung durch das DVT, allerdings handelt es sich bei dieser multimodalen Aufnahmetechnik um eine detaillierte Zonographie mit relativ geringer Schichtanzahl ohne vollständige dreidimensionale

Erfassung. (Tammisalo et al 1995, 1995). Da kein axialer Volumendatensatz erzeugt wird, sind weder beliebige sekundäre Rekonstruktionen ohne eine erneute Strahlenbelastung des Patienten, noch die Nutzung der Aufnahmen zur späteren Navigation möglich.

Das System 3DX Multi-Image micro CT der Firma Morita hingegen erzeugt ähnlich wie bei dem Gerät der Firma NEW TOM einen Volumendatensatz, der die Grundlage der 3 D Visualisierung bildet. Allerdings beschränkt sich das primäre Scanvolumen auf 40 x 30 x 30 mm und ist damit eher primär zur dentalen Diagnostik und weniger zur Navigation im Gesamtkieferbereich geeignet.

Ein anderes, intraoperativ verwendbares Verfahren stellt das Siremobil Iso-C^{3D} mit der Navi Link Software der Firma Siemens Medical da. Hier erfolgt die Datenakquisition von 100 Einzelbildern durch eine isozentrische 190° Rotation des C-Bogens. Das primäre Scanvolumen entspricht, nach der Rekonstruktion mittels Feldkamp-Algorithmus einem Datenwürfel mit einer Kantenlänge von ca. 12 cm. Das Gerät wird bereits erfolgreich im Routinebetrieb (Orthopädie, Chirurgie) zur intraoperativen Diagnostik und Navigation eingesetzt. (Euler et al. 2002, Kotsianos et al. 2001). Die ersten vielversprechenden Untersuchungen zum Einsatz im orofacialen Bereich sind bereits abgeschlossen (Heiland et al. 2003).

Um der Röntgenverordnung beim DVT gerecht zu werden erfolgt die Datensicherung auf MO- Speicherplatten in digitaler Form sowie ein Tintenstrahlausdruck eines Reports mit Dokumentenechter Tinte auf Spezialpapier. Vergleicht man den materiellen Aufwand so rangiert das DVT eher in der Nähe eines digitalen OPG's als dem um ein vielfaches teureren CT. Der Zeitaufwand einer Untersuchung liegt dabei im Moment aber noch eher bei einer CT-Untersuchung, was nicht zuletzt von der aufwendigeren Patientenleinstellung und Lagerung abhängt, sowie von der verwendeten Rechnerkonfiguration und deren Leistung. Eine Steigerung der Rechnerleistung würde eine nicht unbeträchtliche Verkürzung der Rekonstruktionszeiten mit sich bringen, die im Moment bei einer Untersuchung ca. zwei Drittel der gesamten Untersuchungszeit darstellen. Das Einsatzgebiet des Gerätes kann nur teilweise an den gezeigten Beispielen demonstriert werden, da sie nur einen kleinen Ausschnitt darstellen. Die Domäne des Geräts ist sicherlich die

schnelle, preiswerte und strahlenhygienische 3D- Bildgebung im Hochkontrastbereich (Knochendarstellung) des menschlichen Gesichtsschädels.

8. Zusammenfassung:

Es besteht einen ein stetig steigender Bedarf an dreidimensionaler Röntgendiagnostik im Gesichtsschädelbereich. Hierbei zeichnet sich das System der Firma NEW TOM durch eine kurze Untersuchungszeit und niedrigere Anschaffungskosten bei für dentale Fragestellungen genügend großem Scanvolumen aus. Den klinisch zahnärztlichen Goldstandard stellt bisher immer noch die OPG -Aufnahme dar, welche aber oft durch weitere Röntgentechniken auf dem Weg zur Diagnosesicherung oder OP- Planung ergänzt werden muss. Gerade aber wenn multiple konventionelle Röntgenaufnahmen zur Diagnostik und zur Operations-Planung angefertigt werden, (die Anfertigung einer zweiten oder dritten Ebene) so muss die Anfertigung einer DVT Aufnahme in Erwägung gezogen werden, da die Diskrepanz der Strahlenbelastung mit der steigenden Zahl konventioneller Aufnahmeverfahren im Vergleich zur DVT -Aufnahme immer mehr verschwindet und dagegen der Informationsgehalt der DVT -Aufnahme wesentlich höher einzuschätzen ist. Im Gegensatz dazu stellt die CT- Untersuchung zwar ausgezeichnete Bildqualität, aber auch eine unverhältnismässige Strahlenbelastung für den Patienten dar. Selbst wenn man ein strahlenreduziertes CT- Protokoll zur dreidimensionalen Darstellung der Hartgewebe bei möglichst geringen Strahlenbelastung zu Grunde legt, so kann das DVT mit ihm problemlos konkurrieren. Im Vergleich der Strahlenbelastung ist das DVT knapp unterhalb einer dosisreduzierten CT- Untersuchung einzuordnen, bei zwar nur beschränkten Bildqualität im Bereich des Weichgewebes jedoch vergleichbaren Informationsgehalt im Hartgewebereich. Hingegen rangiert das DVT um das 7 – 10 Fache oberhalb einer digitalen OPG- Untersuchung. Vergleicht man den materiellen Aufwand so rangiert das DVT eher in der Nähe eines digitalen OPG´s als dem um ein vielfaches teureren CT. Der Zeitaufwand einer Untersuchung liegt dabei im Moment aber noch im Bereich einer CT-Untersuchung, was nicht zuletzt von der aufwendigeren Patienteneinstellung und Lagerung abhängt, sowie von der verwendeten Rechnerkonfiguration und deren Leistung. Eine Steigerung der Rechnerleistung würde eine nicht unbeträchtliche Verkürzung der Rekonstruktionszeiten mit sich bringen. Das Einsatzgebiet des Gerätes ist sicherlich die präzise, preiswerte und strahlenhygienische 3D- Bildgebung im Hochkontrastbereich (Knochendarstellung) des menschlichen Gesichtsschädels.

9. Literatur:

Arai Y., Tammisalo E., Iwai K., Hashimoto K., Shinoda K., Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. In Dentomaxillofac. Radiol. (1999) 4 S. 245-248

Bernhardt H, Bredt H P (1987) Die Strahlenbelastung im Rahmen zahnärztlicher Maßnahmen. Zahnärztliche Praxis 12/1987

Bianchi SD., Lojcono A., 2D and 3D images generated by Cone Beam Computed Tomography (CBCT) for dentomaxillofacial investigations. In Elsevier Science B. V. (1998) S. 792-797.

Bothe K J, Becker H., Neukam F W (1993) Die Computertomographie zur präoperativen Diagnostik bei extremer Alveolarfortsatzatrophie. Jahrbuch für orale Implantologie 1993 (GOI), 105-109 Quintessenz Verlag Berlin.

Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (Hrsg): Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahr 1997. Parlamentsbericht 1997

Casselmann J W, Deryckere F, Hermans R, Declercq C, Neyt L, Pattyn G, Meeus L, Vandervoorde P, Steyaert L, Devos V (1991) Denta Scan: CT software program used in the anatomic evaluation of the mandible and maxilla in the perspective of endosseous implant surgery. Fortschr Röntgenstr 15 5,14- 10

Drexler G, Panzer W, Dosimetrische Kenngrößen, Methodik der Dosisermittlung, Anwendbarkeit und Grenzen des Konzepts der Effektivdosis, Veröffentlichungen der Strahlenschutzkommission Band 30, Herausgegeben vom Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit. Strahlenexposition in der medizinischen Diagnostik Klausurtagung der Strahlenschutzkommission 18./19. Oktober 1993 Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, Jena, New York, 1995 S: 29-49

Dietrich B, Prokop M, Becken H (1993) H-Computertomographie des Felsenbeins mit reduzierter Dosis. R Klin Neuroradiol 3; 29-34

Ekkestube A, Thilander A, Gröndahl K, Gröndahl H G (1993) Absorbed doses from computed tomography for dental implant surgery: comparison with conventional tomography. Dentomaxillofac Radiol 1993, Vol. 22, February

Euler E, Heining S, Fischer T, Pfeifer K J , Mutschler W, Sonderdruck aus electromedica 1/02 S. 64-67

Ewen K, Lukoschek J (1984) Somatisches Strahlenrisiko bei dentalen Röntgenuntersuchungen Dtsch Zahnärztl Z 39:48-53

Frederiksen N L, Benson B W, Sokolowski (1995) Effektive dose and risk assessment from computed tomography of the maxillofacial complex Dentomaxillofac Radiol 24: 55-58, February

Fuhrmann R, Klein H M, Wehrbein H, Günther R W, Diedrich P (1993b) Hochauflösende Computertomographie fazialer und oraler Knochendehiszenzen. Dtsch Zahnärztl Z 48: 242-246

Hassfeld S., Streib S., Stahl H., Stratmann U., Fehrentz D., Zöller J., Low-dose-Computertomographie des Kieferknochens in der präimplantologischen Diagnostik. In Mund Kiefer Gesichtschir. (1998) 2 : S. 188-93.

Heiland N., Schulze D., Adam G., Schmelzle R., 3D-imaging of the faeial skeleton with an isocentric mobile Garm system (Siremobil ISO_C3»), University Hospital Hamburg-Eppendorf Hamburg, Germany. Dentomaxillofacial Radiology (2003) 32, 21-25

ICRP Publication 60: Recommendations of the International Commission on Radiological Protection 1990. Oxford: Pergamon Press, 1991.

Jaeger R G, Hübner W (1 974a) Dosimetrie und Strahlenschutz 2. Auflage: 341
Thieme Verlag Stuttgart

Jeffcoat M K (1992) Digital radiology for implant treatment planning and evaluation.
Dentomaxillofac Radiol Vol. 21-.203-207, November

Kotsianos D, Rock C, Euler E, Wirth S, Linsenmaie U, Brandl R, Mutschler W, Pfeifer K J, 3D - Bildgebung an einem mobilen chirurgischen Bildverstärker (ISO-C-3D).
Erste Bildbeispiele zur Frakturdiagnostik an peripheren Gelenken im Vergleich mit
Spiral-CT und konventioneller Radiographie. Unfallchirurg 2001-104: 834-828
Springer-Verlag 2001

Kornas M., Hassfeld S., Mende U., Zöller J., Metrische Genauigkeit der CT- Analyse
vor enossaler Implantation, in Dtsch Zahnärztl Z 53 (1998) 2 120-126.

Krennmair G, Lenglinger F, Ulm C W, Muhr T (1995) Anwendung moderner
Computertomographie (Dental-CT) in der Diagnostik von Unterkieferzysten. Der
Freie Zahnarzt 12/95.- 24-34

Mozzo P., Procacci C., Tacconi A., Tiazzi Martini P., Bergamo Andreis I.A., A new
volumetric CT machine for dental imagin based on the cone-beam Technique:
preliminary results. (1998) In European Radiol. 8. S. 1558-1564.

Möbes O., Becker J., Schnelle C., Ewen K., Kemper J., Cohen M., Strahlenexposition
bei der digitalen Volumentomographie, Panoramaschichtaufnahme und
Computertomographie. In Dtsch Zahnäztl Z. 55 (2000) S. 336- 339

Möbes O., Becker J., Pawelzik J., Jacobs K. Anwendungsmöglichkeiten der Digitalen
Volomen-Tomographie in der implantologischen Diagnostik. In Zahnärztl. Implantol.
15 (1999) S. 229-233

Schlegel A, Randelshofer P, Sommer B (1993b) Das Real Time C.T.-Verfahren in der
implantologischen Planung.Zahnärztliche Welt 102: 22-25

Schmuth G P F, Freisfeld M, Köster O (1992)The application of computerized tomography in cases of impacted maxillary canines.Europ J Orthodont 14, 296

Schultes G, Gaggl A. (2001) Ct-assisted navigation for insertion of dental implants in maxilla models Schweiz Monatsschr Zahnmed. 2001;111(7):828-33

Schüller H, Köster O, Ewen K (1992)Untersuchung zur Strahlenbelastung von Augenlinse und Schilddrüse bei der hochauflösenden Computertomographie der Zähne.Fortschr Röntgenstr 156.2: 189-192

Solar P., Gahleitner A., Dental CT in the planing of surgical procedures. In Radiologe (1999) 39 S. 1051-1063

Siwerdsen JH. Jaffray DA., Cone-beam computed tomography with a flat-Panel imager. In Med. Phys. (1999) 26, S. 2635-2647

Tam KC., Samarasekera S., Sauer F., Exact cone beam CT with a spiral scan. In Phys. Med. Biol. (1998), 43, S. 1015-1024

Tammisalo T, Luostarinen T, Rosberg J, Vathatalo K, Tammisalo EH. A comparsion of detailed zonography with periapical radiography for the dedection of priapical lessions. Dentomaxillofac Radiol 1995; 24: 114-120.

Tammisalo T, Luostarinen T, Vathatalo K, Rosberg J, Tammisalo EH. Radiographic detectability of periodontal diseases. A comparsion op periapical radiography with detailed zonographie. Dentomaxillofac Radiol 1995; 24: 185-190.

Wagner A, Wanschitz F, Birkfellner W, Zauza K, Klug C, Schicho K, Kainberger F, Czerny C, Bergmann H, Ewers R. (2003)Computer-aided placement of endosseous oral implants in patients after ablative tumour surgery: assessment of accuracy. J Craniomaxillofac Surg. 2001 Oct;29(5):276-81.

Weigl P, Schlegel K A, Lauer H Ch (1995) Der Einsatz des Real-Time-CT-Verfahrens in der präimplantologisch-prothetischen Planung Zahnärztl Implantol 11: 50-56

Weinberg (1993) CT scan as a radiologic data base for optimum implant orientation.
J Prosthet Dent 69(4): 381-5

Ziegler C.M., Woertche R., Brief J, Hassfeld S., Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery, Department of Oral and Maxillofacial Surgery. University of Heidelberg, Germany, Dentomaxillofacial Radiology (2002) 31, 126 -130.

Zwicker C, Langer M, Astinet F, Kohler D, Wolff KD, Felix R. 1990 Rofo The value of 3D-CT in maxillary surgical diagnosis and therapy planning Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr. 1990 Apr;152(4):393-7.

Zwirewich C V, Mayo J R, Müller N L (199 1)Low-Dose High Resolution CT of Lung Parenchyma. Radiology 180: 413-417

10. Anhang:

Tabellen und Diagramme:

Hauptmessung TLD's:

OPG digital:

	mGy	:100	Mw.			
b1	1,74	0,017	0,016	Scheibe 4 Orbita		
b2	1,40	0,014				
b3	1,22	0,012	0,010	Scheibe 4 Cornea		
b4	0,79	0,008				
b5	0,10	0,001				
b6	-0,09	-0,001				
b7	2,30	0,023	0,023	Scheibe 5 Orbita		
b8	2,30	0,023				
b9	45,06	0,451	0,274	Scheibe 6 Parotis		
b10	9,79	0,098				
b11	2,89	0,029	0,030	Scheibe 6 OK 6 er		
b12	3,08	0,031				
c1	48,96	0,490	0,489	Scheibe 6 Pharynx		
c2	48,85	0,488				
c3	15,76	0,158	0,158	Scheibe 7 Knochen KW		
c4	15,88	0,159				
c5	8,06	0,081	0,083	Scheibe 7 Wange		
c6	8,49	0,085				
c7	33,83	0,338	0,506	Scheibe 8 Mundboden distal		
c8	67,33	0,673				
c9	6,39	0,064	0,083	Scheibe 8 Mundboden anterior		
c10	10,15	0,101				
c11	2,00	0,020	0,020	Scheibe 8 Kinn		
c12	2,05	0,021				

OPG konventionell:

	mGy	:100	Mw.			
b1	3,40	0,034	0,031	Scheibe 4 Orbita		
b2	2,83	0,028				
b3	2,77	0,028	0,024	Scheibe 4 Cornea		
b4	2,02	0,020				
b5	0,08	0,001				
b6	0,00	0,000				
b7	4,65	0,046	0,050	Scheibe 5 Orbita		
b8	5,31	0,053				
b9	92,48	0,925	0,958	Scheibe 6 Parotis		
b10	99,10	0,991				
b11	5,14	0,051	0,053	Scheibe 6 OK 6 er		
b12	5,41	0,054				
c1	79,06	0,791	0,774	Scheibe 6 Pharynx		
c2	75,76	0,758				
c3	26,74	0,267	0,271	Scheibe 7 Knochen KW		
c4	27,39	0,274				
c5	26,90	0,269	0,199	Scheibe 7 Wange		
c6	12,82	0,128				
c7	19,61	0,196	0,406	Scheibe 8 Mundboden distal		
c8	61,50	0,615				
c9	6,78	0,068	0,085	Scheibe 8 Mundboden anterior		
c10	10,18	0,102				
c11	1,89	0,019	0,014	Scheibe 8 Kinn		
c12	0,91	0,009				

Clementschi77/18,4:

	mGy	:100	Mw.			
b1	7,74	0,077		Scheibe 4 Orbita		
b2	7,02	0,070	0,074			
b3	4,51	0,045				
b4	4,48	0,045	0,045	Scheibe 4 Cornea		
b5	30,24	0,302				
b6	31,38	0,314				
b7	6,24	0,062		Scheibe 5 Orbita		
b8	5,48	0,055	0,059			
b9	26,51	0,265				
b10	68,82	0,688	0,477	Scheibe 6 Parotis		
b11	7,07	0,071		Scheibe 6 OK 6 er		
b12	6,04	0,060	0,066			
c1	28,35	0,284		Scheibe 6 Pharynx		
c2	25,33	0,253	0,268			
c3	27,68	0,277		Scheibe 7 Knochen KW		
c4	28,79	0,288	0,282			
b5	30,24	0,302				
b6	31,38	0,314	0,308	Scheibe 7 Wange		
c7	28,29	0,283		Scheibe 8 Mundboden distal		
c8	28,94	0,289	0,286			
c9	13,56	0,136				
c10	13,25	0,133	0,134	Scheibe 8 Mundboden anterior		
d11	6,40	0,064		Scheibe 8 Kinn		
c12	5,21	0,052	0,058			

FRS dig. 84/13:

	mGy	:100	Mw.			
b1	7,23	0,072	0,071	Scheibe 4 Orbita		
b2	6,93	0,069				
b3	10,18	0,102	0,101	Scheibe 4 Cornea		
b4	10,00	0,100				
b5	0,07	0,001				
b6	-0,05	0,000				
b7	7,23	0,072	0,072	Scheibe 5 Orbita		
b8	7,10	0,071				
b9	7,56	0,076	0,108	Scheibe 6 Parotis		
b10	13,95	0,140				
b11	8,02	0,080	0,076	Scheibe 6 OK 6 er		
b12	7,14	0,071				
c1	3,60	0,036	0,036	Scheibe 6 Pharynx		
c2	3,68	0,037				
c3	7,62	0,076	0,073	Scheibe 7 Knochen KW		
c4	6,93	0,069				
b5	8,36	0,084	0,086	Scheibe 7 Wange		
b6	8,86	0,089				
c7	6,01	0,060	0,058	Scheibe 8 Mundboden distal		
c8	5,63	0,056				
c9	6,39	0,064	0,062	Scheibe 8 Mundboden anterior		
c10	6,03	0,060				
d11	11,81	0,118	0,110	Scheibe 8 Kinn		
c12	10,19	0,102				

Picker CT 130/30:

	mGy	:3	Mw.			
b1	2,01	0,670		Scheibe 4 Orbita		
b2	1,92	0,640	0,655			
b3	2,26	0,752		Scheibe 4 Cornea		
b4	1,73	0,577	0,664			
b5	0,11	0,038				
b6	0,11	0,038				
b7	10,64	3,548		Scheibe 5 Orbita		
b8	3,98	1,325	2,436			
b9	5,29	1,764		Scheibe 6 Parotis		
b10	11,35	3,784	2,774			
b11	23,16	7,721		Scheibe 6 OK 6 er		
b12	26,08	8,692	8,207			
c1	23,34	7,781		Scheibe 6 Pharynx		
c2	19,56	6,519	7,150			
c3	27,55	9,183		Scheibe 7 Knochen KW		
c4	24,24	8,081	8,632			
c5	30,54	10,180		Scheibe 7 Wange		
c6	30,61	10,204	10,192			
c7	36,82	12,273		Scheibe 8 Mundboden distal		
c8	34,78	11,592	11,933			
c9	36,13	12,043		Scheibe 8 Mundboden anterior		
c10	34,40	11,467	11,755			
c11	36,21	12,070		Scheibe 8 Kinn		
c12	26,04	8,680	10,375			

Picker CT 130/125:

	mGy	:3	Mw.			
b1	12,55	4,183	3,740	Scheibe 4 Orbita		
b2	9,89	3,297				
b3	10,01	3,338	2,593	Scheibe 4 Cornea		
b4	5,54	1,848				
b5	0,06	0,021				
b6	0,14	0,048				
b7	48,41	16,136	15,337	Scheibe 5 Orbita		
b8	43,61	14,537				
b9	45,68	15,228	13,042	Scheibe 6 Parotis		
b10	32,57	10,857				
b11	53,64	17,880	17,418	Scheibe 6 OK 6 er		
b12	50,87	16,956				
c1	97,91	32,637	31,232	Scheibe 6 Pharynx		
c2	89,48	29,827				
c3	61,72	20,573	29,522	Scheibe 7 Knochen KW		
c4	115,41	38,471				
c5	67,26	22,422	22,609	Scheibe 7 Wange		
c6	68,39	22,796				
c7	79,20	26,400	25,648	Scheibe 8 Mundboden distal		
c8	74,69	24,896				
c9	76,64	25,545	24,184	Scheibe 8 Mundboden anterior		
c10	68,47	22,823				
c11	67,35	22,450	22,743	Scheibe 8 Kinn		
c12	69,11	23,036				

New Tom DVT 110/5,4:

	mGy	:25	Mw.			
b1	51,90	2,076	1,859	Scheibe 4 Orbita		
b2	41,04	1,642				
b3	52,28	2,091	2,491	Scheibe 4 Cornea		
b4	72,25	2,890				
b5	-0,16	-0,006				
b6	-0,18	-0,007				
b7	95,36	3,814	3,659	Scheibe 5 Orbita		
b8	87,59	3,503				
b9	48,52	1,941	1,838	Scheibe 6 Parotis		
b10	43,37	1,735				
b11	99,98	3,999	3,956	Scheibe 6 OK 6 er		
b12	97,84	3,914				
c1	74,74	2,989	2,967	Scheibe 6 Pharynx		
c2	73,61	2,944				
c3	70,67	2,827	2,893	Scheibe 7 Knochen KW		
c4	73,98	2,959				
c5	66,16	2,646	2,676	Scheibe 7 Wange		
c6	67,66	2,706				
c7	59,03	2,361	2,630	Scheibe 8 Mundboden distal		
c8	72,48	2,899				
c9	62,81	2,512	2,759	Scheibe 8 Mundboden anterior		
c10	75,13	3,005				
c11	40,69	1,627	1,611	Scheibe 8 Kinn		
c12	39,84	1,594				

Siemens Ms-CT 120 / 42:

	mGy	:1	Mw.			
b1	9,51	9,510	9,312	Scheibe 4 Orbita		
b2	9,11	9,114				
b3	10,23	10,228	10,313	Scheibe 4 Cornea		
b4	10,40	10,397				
b5	-0,08	-0,076				
b6	-0,02	-0,018				
b7	9,40	9,396	9,472	Scheibe 5 Orbita		
b8	9,55	9,548				
b9	9,80	9,803	9,572	Scheibe 6 Parotis		
b10	9,34	9,342				
b11	8,98	8,976	8,880	Scheibe 6 OK 6 er		
b12	8,78	8,785				
c1	9,32	9,325	9,128	Scheibe 6 Pharynx		
c2	8,93	8,931				
c3	9,22	9,225	9,061	Scheibe 7 Knochen KW		
c4	8,90	8,897				
c5	11,10	11,101	11,184	Scheibe 7 Wange		
c6	11,27	11,266				
c7	8,53	8,531	9,221	Scheibe 8 Mundboden distal		
c8	9,91	9,911				
c9	5,09	5,092	7,370	Scheibe 8 Mundboden anterior		
c10	9,65	9,647				
c11	3,65	3,646	3,059	Scheibe 8 Kinn		
c12	2,47	2,473				

Veröffentlichung:

Ziegler C.M., Woertche R., Brief J, Hassfeld S., Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery, Department of Oral and Maxillofacial Surgery. University of Heidelberg, Germany, Dentomaxillofacial Radiology (2002) 31, 126 -130.

11. Lebenslauf:

GEBOREN: 04.04.1967

SCHULBILDUNG: 08.73 - 07.84
Besuch der Grund-, Haupt- und Realschule in Lorsch.
07.84 - 05.87
Besuch der gymnasialen Oberstufe in Bensheim.

WEHRDIENST: 10.87 - 12.88
Wehrdienst in einer Sanitätseinheit.

10.88
vorzeitige Freistellung zum Studium.

STUDIUM: 10.88
Beginn des Studiums der Humanmedizin an der Ruprecht-Karls-Universität, Heidelberg.

Tätigkeit als Präparationsassistent im anatomischen Institut der Universitätsklinik Heidelberg für Lehr- und Forschungszwecke unter der Leitung von Prof. Dr. G. v. Hagens.

03.91
Physikum an der Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg

03.92
Erstes Staatsexamen an der Ruprecht-Karls-Universität, Heidelberg-Mannheim

03.94
Zweites Staatsexamen

04.94 - 04.95

Praktisches Jahr am Klinikum Mannheim in den Fächern Chirurgie, Urologie und Innere Medizin.

05.95

Drittes Staatsexamen Medizin an der Ruprecht-Karls-Universität, Heidelberg-Mannheim

05.95 - 04.96

Promotionssemester und Wartezeit auf den Studienplatz der Zahnmedizin

04.96

Beginn des Zahnmedizinstudiums an der Johann Wolfgang Goethe Universität im Carolinum

12.99

Staatsexamen der Zahnmedizin an der Johann Wolfgang Goethe Universität im Carolinum

BERUFSAUSBILDUNG: 12.99

Beschäftigung als AIP an der Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg im Fachbereich der Mund Kiefer und Gesichtschirurgie

06.01

Assistent der Klinik und Poliklinik für Mund,- Kiefer und Gesichtschirurgie der Universität Heidelberg

12. Danksagung:

Meinen Eltern

Herrn Robert Hensley

Herrn PD. Dr. Dr. Hassfeld