

Diplomarbeit

Evaluierung der Effektivdosis  
verschiedener zahnärztlich radiologischer Verfahren  
an der Medizinischen Universität Graz

eingereicht von

Daniel Schwabl

zur Erlangung des akademischen Grades  
Doktor der Zahnheilkunde (Dr.med.dent.) an der  
Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der

Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheit  
Klinische Abteilung für Orale Chirurgie und Kieferorthopädie

unter der Anleitung der Betreuer/innen

Sen.Scient. Dr<sup>in</sup> Barbara Kirnbauer

Univ. Doz. Mag. Dr. Georg Stücklschweiger

Univ. Prof. DDr. Norbert Jakse

Graz, 2018

## **Eidesstattliche Erklärung**

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen mit bestem Wissen und Gewissen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, Januar 2018 Daniel Schwabl eh.

## Danksagung

Eine Danksagung ist meistens schwer und eine Gratwanderung, da man Gefahr läuft nicht all jenen zu danken, die einen über das bisherige Leben und Studium zu demjenigen gemacht haben, der man ist. Diese Arbeit setzt einen kleinen Stempel unter einen anfänglich so lange wirkenden Lebensabschnitt, an dem man lange gearbeitet hat und der im Rückblick wie ein Atemhauch verfliegen ist. Überhaupt ist es so, dass man im Angesicht des Alltagsstress und den damit verbundenen kleinen und kleinen „groß-wirkenden“ Sorgen zu wenig dankt. Deshalb soll diese Seite all jenen gewidmet sein, denen ich direkt oder indirekt noch einen Dank schulde.

Allen voran danke ich meinen Eltern, ohne die ich nicht wäre und ohne, die dieses Studium nicht möglich gewesen wäre. Einen Dank meiner Mutter, die mir das Leben geschenkt hat und immer alles für mich gibt. Du bist und bleibst die Beste, weil du tagtäglich für mich das Größte bist! Nicht weniger danke ich meinem Vater, der mich so nimmt wie ich bin, mich unterstützt und immer einen guten Rat hat, wenn ich einen benötige. Du bist ein Vorbild und ich bin stolz dein Sohn zu sein!

Des weiteren danke ich allen meinen bisherigen Lehrern, für jeden Ansporn, für jede Aufforderung mich zu bemühen und stets das Beste zu geben.

Nicht vergessen darf ich allerdings ganz besondere Leute, die mich in meinem Studium begleitet haben; Kollegen, die zu Freunden geworden sind. Freunde mit denen ich Rückschläge, Verzweiflungen und aber auch sehr schöne Momente während dieses Studiums teilen durfte. Ich danke euch allen für das gemeinsame Verzweifeln, das Teilen der Sorgen und jedes Lachen, das ihr mir geschenkt habt. Allen voran aber danke ich einer ganz bestimmten Kollegin und Freundin, die jede noch so große Sorge mit einem Lächeln ganz klein wirken hat lassen und die, die Gabe hat, sich mit einem Freuen zu können!

Zu guter Letzt und wie man so schön sagt „last but not least“ danke ich jenen, ohne welche diese Arbeit nicht zu Stande gekommen wäre; meinen Betreuern und den Mitarbeitern des Universitätsklinikums Graz, die mich mit ihrer Hingabe zum Thema und ihrer Fachkunde unterstützt haben.

Allen voran Sen.Scient. Dr<sup>in</sup> Barbara Kirnbauer, die sehr viel Geduld mit mir hatte

und mich mit unermüdlichem Einsatz unterstützt hat. Nicht weniger danke ich Univ. Doz. Mag. Dr. Georg Stücklschweiger und seinem Kollegen Mag. Helmuth Guss Msc für deren technischen Rat und Hilfeleistung bei den Berechnungen und Messungen zu dieser Arbeit. Nicht unerwähnt soll abschließend die Orale Radiologie der Klinik für Zahnmedizin und Mundgesundheits bleiben, die immer ein offenes Ohr und eine offene Tür für meine Anliegen hatte.

Ich danke somit all den hier namentlich genannten Personen, aber auch all jenen, die nicht namentlich angeführt sind, mir mit Respekt, Höflichkeit, Menschlichkeit und Ehrlichkeit entgegen getreten sind.

„Dånschian für ålls“!

# Inhaltsverzeichnis

<b>Eidesstattliche Erklärung</b> .....	<b>II</b>
<b>Danksagung</b> .....	<b>III</b>
<b>Inhaltsverzeichnis</b> .....	<b>V</b>
<b>Abkürzungen und deren Erklärung</b> .....	<b>1</b>
<b>Abbildungsverzeichnis</b> .....	<b>3</b>
<b>Tabellenverzeichnis</b> .....	<b>4</b>
<b>Zusammenfassung</b> .....	<b>5</b>
<b>Abstract</b> .....	<b>7</b>
<b>1. Einführung</b> .....	<b>8</b>
1.1 Problemstellung.....	8
1.2 Zielsetzung und Fragestellung .....	8
1.2.1 Fragestellungen.....	9
1.3 Historie der Röntgenstrahlung und der Radiologie.....	10
1.4 Zwei- und dreidimensionale Aufnahmeverfahren in der Zahnheilkunde.....	12
1.4.1 Dentales Kleinbildröntgen.....	12
1.4.2 Orthopantomogramm (OPG).....	12
1.4.3 Digitale Volumentomographie.....	13
1.4.3.a Funktionsweise und Aufbau eines DVT/CBCT-Gerätes.....	13
1.4.3.b Arten von Detektoren.....	14
1.4.3.c Das Prinzip der Rückprojektion.....	15
1.4.3.d Technische Spezifikationen der beiden DVT-Geräte .....	19
1.5 DVT: Indikationen, Kontraindikationen und Limitationen.....	20
1.6 Strahlenschutz.....	23
1.6.1 Direkte und Indirekte Strahlenwirkung.....	23
1.6.2 Stochastische und Deterministische Strahlenwirkung.....	24
1.6.3 Definition der Effektivdosis .....	24
1.6.4 Beeinflussende Faktoren für die Höhe der Strahlenbelastung.....	25
1.6.4.a Gerätespezifische Parameter.....	25
1.6.4.b AnwenderInnenspezifische Parameter.....	26
1.6.4.c PatientInnenspezifische Parameter.....	27
1.6.5 Gesetzliche Regelungen und Richtlinien.....	28

1.6.5.a Medizinische Strahlenschutzverordnung.....	28
1.6.5.b Grenzwerte .....	29
1.7 Weitere technische Informationen:.....	30
1.7.1 Funktionsprinzip einer Ionisationskammer [29].....	30
1.7.2 Monte-Carlo-Simulationsprogramm PCXMC.....	31
<b>2. Methodik.....</b>	<b>32</b>
2.1 Versuchsaufbau.....	32
2.2 Erhebung der gerätespezifischen Aufnahmeparameter.....	33
2.3 Verwendete Ionisationskammern und Messgeräte.....	33
2.4 Ablauf der Messungen.....	34
2.5 Berechnung des Dosisflächenproduktes (DAP).....	35
2.6 Ermittlung der Effektivdosis .....	35
<b>3. Ergebnisse.....</b>	<b>37</b>
3.1 Erhobene gerätespezifische Parameter.....	37
3.2 Berechnete Dosisflächenprodukte und Abweichung.....	40
3.3 Planmeca Promax 3DMax: Effektivdosis der CBCT-Aufnahmemodi.....	43
3.3.1 Planmeca Promax 3DMax: Übersicht aller Aufnahmemodi.....	48
3.4 Planmeca Promax 3DMax: Effektivdosis der 2D-Aufnahmemodi.....	52
3.5 Sirona Orthophos XG 3D: Effektivdosis der CBCT-Aufnahmemodi.....	53
3.6 Sirona Orthophos XG 3D: Effektivdosis der 2D-Aufnahmemodi.....	53
<b>4. Diskussion.....</b>	<b>55</b>
4.1 Diskussion der Methoden.....	55
4.1.1 Versuchsaufbau und Messungen.....	55
4.1.2 Bestimmung der Effektivdosis mittels Monte-Carlo-Simulation.....	56
4.1.3 Vergleich erhobener Effektivdosis mit Literaturquellen.....	57
4.2 Diskussion der Ergebnisse.....	58
4.2.1 Effektivität des Ultra-Low-Dose <sup>TM</sup> - Modus (ULD).....	58
4.2.2 Vergleich der Effektivdosis Sirona Orthophos XG 3D mit Planmeca Promax 3DMax im FoV 50x55.....	59
4.2.3 Vergleich der Effektivdosis Sirona Orthophos XG 3D mit Planmeca Promax 3DMax im größeren FoV.....	60
4.2.4 Vergleich der Effektivdosis der CBCT-Aufnahmen im ULD mit OPG-	

Aufnahmen.....	61
4.2.5 Vergleich der Effektivdosis des Dental-CT mit jener des CBCT im ähnlichen FoV.....	63
4.2.6 Vergleich erhaltener Effektivdosiswerte mit der Literatur.....	65
4.3 Schlussfolgerung.....	70
<b>5. Literaturverzeichnis.....</b>	<b>72</b>
<b>6. Anhang.....</b>	<b>76</b>

## Abkürzungen und deren Erklärung

°C	Grad Celsius
A	Ampère
AEC	Automatic Exposition Control
AfoV	Bestrahlte Fläche eines FoV
Al	Aluminium
ALADA	As low as diagnostically acceptable
ALARA	As low as reasonable achievable
ang. CTDI	angezeigter CTDI
ang. DAP	angezeigtes DAP
bzw.	beziehungsweise
CBCT	Cone beam computed tomography
CCD	Charge coupled device
cm	Zentimeter
cm <sup>2</sup>	Quadratzenimeter
cm <sup>3</sup>	Kubikzentimeter
CO <sub>2</sub>	Kohlendioxid
CT	Computertomographie
CTDI	Computed Tomography Dosis Index
Cu	Kupfer
DAP	Dosis-Area-Product/Dosisflächenprodukt
DLP	Dosis-Längen-Produkt
DVT	DigitaleVolumentomographie
et al	et alii/ et aliae
FoV	Field of view
FPD	Flat panel detector
ger. DAP	gerechnetes DAP
Gy	Grey
HD	High-Definition
Hi-Res	High-Resolution
hPa	Hektopascal
i.d.g.F	in der geltenden Fassung
ICRP	International Commission on Radiological Protection
kV	Kilovolt
M	Medium

---

mA	Milliampère
MedStrSchV	Medizinische Strahlenschutzverordnung
mGy	Milligrey
mm	Millimeter
msek.	Millisekunden
MW	Mittelwert
N	Normal
PAN	Panoramaaufnahme
pC	Pikocoulomb
S	Small
sek.	Sekunden
StrSchG	Strahlenschutzgesetz
Sv	Sievert
TFT	Thin film transistor
u.a.	unter anderem
ULD	Ultra-Low-Dose™
V	Volt
v.a.	vor allem
XS	Extrasmall
z.B.	zum Beispiel
µm	Mikrometer
µSv	Mikrosievert

---

## Abbildungsverzeichnis

• Abbildung 1: Edisons Entwicklung [4] .....	11
• Abbildung 2: Ein modernes Röntgen im Jahre 1919 [4].....	11
• Abbildung 3: Röntgenkugel von Siemens [5].....	12
• Abbildung 4: Prinzip des Panoramaröntgens [6].....	12
• Abbildung 5: Aufbau eines DVT-Gerätes [9].....	13
• Abbildung 6: Image Intensifier Aufbau [eigene Abbildung].....	16
• Abbildung 7: Flat Panel Detektor Aufbau [eigene Abbildung].....	16
• Abbildung 8: Prinzip der Rückprojektion; nach [11].....	17
• Abbildung 9: Prinzip der Rückprojektion; nach [11].....	19
• Abbildung 10: Prinzip der Rückprojektion; nach [11].....	19
• Abbildung 11: Planmeca Promax 3DMax [12].....	20
• Abbildung 12: Bildvergleich Normal zu ULD [15].....	21
• Abbildung 13: Sirona Orthophos XG 3D [17].....	21
• Abbildung 14: Aufbau einer Ionisationskammer [30].....	32
• Abbildung 15: Ausrichtung der Messkammer [eigene Abbildung].....	35
• Abbildung 16: Versuchsaufbau am Beispiel des Sironagerätes [eigene Abbildung].....	35
• Abbildung 17: Messkammer 2 [eigene Abbildung].....	36
• Abbildung 18: Messkammer 3 [eigene Abbildung].....	36
• Abbildung 19: Messkammer 1 [eigene Abbildung].....	36
• Abbildung 20: Universaldosimeter UNIDOS PTW-Freiburg [eigene Abbildung].....	37
• Abbildung 21: Planmeca Promax 3D Max; Reduktion der Effektivdosis im ULD-Modus in %.....	67
• Abbildung 22: Vergleich der Effektivdosis 50x55 Sirona Orthophos XG 3D und Planmeca Promax 3DMax.....	69
• Abbildung 23: Vergleich der Effektivdosis 80x80 Sirona Orthophos XG 3D und 100x50 Planmeca Promax 3DMax.....	69
• Abbildung 24: Planmeca Promax 3DMax; Vergleich OPG zu CBCT im ULD.....	71
• Abbildung 25: Planmeca Promax 3D Max; Vergleich OPG zu CBCT im ULD.....	71

## Tabellenverzeichnis

• Tabelle 1: Tech. Spez. Planmeca Promax 3DMax [13].....	19
• Tabelle 2: Tech.Spez Sirona Orthophos XG 3D [18].....	20
• Tabelle 3: Tech. Spez. PTW DLP 30017 [34].....	34
• Tabelle 4: Sirona Orthophos XG 3D; Erhobene Aufnahmeparameter.....	37
• Tabelle 5: Planmeca Promax 3DMax; Erhobene Aufnahmeparameter .....	40
• Tabelle 6: Sirona Orthophos XG 3D; Abweichung des ermittelten DAP.....	40
• Tabelle 7: Planmeca Promax 3DMax; Abweichung des ermittelten DAP.....	43
• Tabelle 8: Planmeca Promax 3DMax; Effektivdosis 50x55 "Zahn" in $\mu\text{Sv}$ .....	43
• Tabelle 9: Planmeca Promax 3DMax; Effektivdosis 100x55 "Zähne" in $\mu\text{Sv}$ .....	44
• Tabelle 10: Planmeca Promax 3DMax; Effektivdosis 100x90 "Zähne" in $\mu\text{Sv}$ .....	44
• Tabelle 11: Planmeca Promax 3DMax; Effektivdosis 100x130 "Gesicht" in $\mu\text{Sv}$ .....	45
• Tabelle 12: Planmeca Promax 3DMax; Effektivdosis 130x55 "Kiefer" in $\mu\text{Sv}$ .....	45
• Tabelle 13: Planmeca Promax 3DMax; Effektivdosis 130x90 "Kiefer" in $\mu\text{Sv}$ .....	46
• Tabelle 14: Planmeca Promax 3DMax; Effektivdosis 230x160 "Schädel" in $\mu\text{Sv}$ .....	46
• Tabelle 15: Planmeca Promax 3DMax; Effektivdosis 230x260 „Schädel“ in $\mu\text{Sv}$ .....	47
• Tabelle 16: Planmeca Promax 3DMax; Übersicht der Effektivdosis aller FoV für die adulte PatientInnengröße.....	49
• Tabelle 17: Planmeca Promax 3DMax; Übersicht der Effektivdosis aller FoV für die juvenile PatientInnengröße.....	51
• Tabelle 18: Planmeca Promax 3DMax; Effektivdosis der OPG-Aufnahmen.....	52
• Tabelle 19: Sirona Orthophos XG 3D; Effektivdosis 80x80 und 50x55 in $\mu\text{Sv}$ .....	53
• Tabelle 20: Sirona Orthophos XG 3D; Effektivdosis der OPG-Aufnahmen.....	54
• Tabelle 21: Effektivdosis; Vergleich Dental-CT mit CBCT.....	64
• Tabelle 22: Tabelle nach Ludlow et al; Vergleich mit eigenen Werten.....	66
• Tabelle 23: Tabelle nach Rottke et al; Vergleich mit eigenen Werten.....	67
• Tabelle 24: Tabelle nach Pauwels et al; Vergleich mit eigenen Werten.....	68
• Tabelle 25: Tabelle nach Bornstein et al; Vergleich mit eigenen Werten.....	69

## Zusammenfassung

**Ziel:** In der Zahnmedizin finden eine Vielzahl von verschiedenen Röntgenverfahren Anwendung. Hierzu zählen unter anderen auch die Orthopantomographie und die Digitale Volumentomographie (DVT oder CBCT). Hauptziel dieser Arbeit ist die Eruierung der Effektivdosis verschiedener CBCT- sowie der 2D-Aufnahmemodi der beiden Geräte Planmeca Promax 3DMax und Sirona Orthophos XG 3D und diese mit bestehender Literatur und der Effektivdosis für des Dental-CT der Universitätsklinik für Radiologie zu vergleichen.

**Material und Methoden:** Es erfolgte die Messung der Strahlendosis beider CBCT-Geräte und in den verschiedenen Aufnahmemodi mit Hilfe einer Ionisationskammer der Firma PTW-Freiburg. Aus den gewonnenen Datensätzen erfolgte, unter Berücksichtigung der Höhe und des Durchmessers des jeweiligen FoV, die Berechnung des Dosisflächenproduktes (DAP), der Vergleich des vom Gerät angezeigten und errechneten DAP, sowie die Berechnung der prozentuellen Abweichung. Während die Berechnung der Effektivdosis für die CBCT-Aufnahmemodi mit dem Monte-Carlo-Simulationsprogramm PCXMC der Firma Stuk. durchgeführt wurde, erfolgte die Bestimmung der Effektivdosis für die zweidimensionalen Aufnahmen durch Verwendung eines Konversionsfaktors durch Multiplikation mit dem ermittelten Dosisflächenprodukt.

**Ergebnisse:** In Bezug auf die CBCT-Aufnahmen des Planmeca Promax 3DMax ergaben sich für die Effektivdosis in den verschiedenen FoV für die adulte PatientInnengröße folgende Maximal- und Minimalwerte; 129/7  $\mu\text{Sv}$  (50x55), 235/13  $\mu\text{Sv}$  (100x55), 352/20  $\mu\text{Sv}$  (100x90), 130/28  $\mu\text{Sv}$  (100x130), 109/10  $\mu\text{Sv}$  (130x55), 171/16  $\mu\text{Sv}$  (130x90), 648/46  $\mu\text{Sv}$  (230x160) und 1480/111  $\mu\text{Sv}$  (230x260). Für die juvenile PatientInnengröße konnten folgende Maximal- und Minimalwerte eruiert werden; 34/2  $\mu\text{Sv}$  (50x55), 69/4  $\mu\text{Sv}$  (100x55), 108/6  $\mu\text{Sv}$  (100x90), 103/9  $\mu\text{Sv}$  (100x130), 34/3  $\mu\text{Sv}$  (130x55), 55/5  $\mu\text{Sv}$  (130x90), 315/21  $\mu\text{Sv}$  (230x160) und 531/38  $\mu\text{Sv}$  (230x260). Für die beiden FoV des Sirona Orthophos XG 3D ergaben sich Maximal- und Minimalwerte für die Effektivdosis für die adulte PatientInnengröße von 120/57  $\mu\text{Sv}$  (80x80) und 51/25  $\mu\text{Sv}$  (50x55) bzw. für die juvenile PatientInnengröße von 52/15  $\mu\text{Sv}$  (80x80) und 21/6 (50x55).

Die Effektive Dosis der OPG-Aufnahmen des Gerätes Planmeca Promax 3DMax lagen zwischen 24-36  $\mu\text{Sv}$  (adulte PatientInnengröße) und 10-14  $\mu\text{Sv}$  (juvenile PatientInnengröße), sowie für das Gerät Sirona Orthophos XG 3D zwischen 94-127  $\mu\text{Sv}$  (adulte PatientInnengröße) und 39-54  $\mu\text{Sv}$  (juvenile PatientInnengröße).

**Schlussfolgerung:** Es zeigte sich eine hohe Streubreite bei den Werten für die Effektivdosis zwischen den beiden Geräten und den verschiedenen Aufnahmemodi. Selbst bei Beibehaltung der Feldgröße zeigten sich große Unterschiede in der Effektivdosis der CBCT-Aufnahmen, bedingt durch die Wahl des Aufnahmemodus und den sich damit verändernden Aufnahmeparametern. Bei Kenntnis der Effektivdosis der jeweiligen Aufnahmemodi ist es durchaus möglich auch CBCT-Aufnahmen bei geringerer Strahlendosis als Dental-CT- und konventioneller OPG- Aufnahmen anzufertigen.

## Abstract

**Objective:** In Dentistry a variety of different radiological diagnostics are applied. Among these, there are the OPT (panoramic radiograph) and the CBCT (Cone-Beam-CT). The primary aim is the determination of effective dose of different CBCT and 2D panoramic settings of the two CBCT devices Planmeca Promax 3DMax and Sirona Orthophos XG 3D and the comparison of obtained results with data for Dental CT and of current studies.

**Material and Methods:** After the measurement of the input dose of the different CBCT and 2D panoramic settings of both devices with an ionization chamber by PTW-Freiburg for the adult and child patient size, followed the calculation of the dosis-area-product (DAP) considering the height and diameter of each setting and the comparison of the calculated DAP with the DAP retrieved directly from the device, as well the calculation of percental deviation. The evaluation of effective dose for the CBCT settings was done then using the Monte-Carlo-Simulation software PCXMC by Stuk. The evaluation of effective dose for the 2D panoramic -settings was done using conversion coefficients.

**Results:** Maximal and minimal effective dose in CBCT settings for Planmeca Promax 3DMax in the different FoV for adult patient size; 129/7  $\mu\text{Sv}$  (50x55), 235/13  $\mu\text{Sv}$  (100x55), 352/20  $\mu\text{Sv}$  (100x90), 130/28  $\mu\text{Sv}$  (100x130), 109/10  $\mu\text{Sv}$  (130x55), 171/16  $\mu\text{Sv}$  (130x90), 648/46  $\mu\text{Sv}$  (230x160) and 1480/111  $\mu\text{Sv}$  (230x260). Respectively for the child sized patient in the different FoV; 34/2  $\mu\text{Sv}$  (50x55), 69/4  $\mu\text{Sv}$  (100x55), 108/6  $\mu\text{Sv}$  (100x90), 103/9  $\mu\text{Sv}$  (100x130), 34/3  $\mu\text{Sv}$  (130x55), 55/5  $\mu\text{Sv}$  (130x90), 315/21  $\mu\text{Sv}$  (230x160) and 531/38  $\mu\text{Sv}$  (230x260). Maximal and minimal effective dose in CBCT settings for Sirona Orthophos XG 3D in the two offered FoV was about 120/57  $\mu\text{Sv}$  (80x80) and 51/25  $\mu\text{Sv}$  (50x55) for adult patient size, respectively 52/15  $\mu\text{Sv}$  (80x80) and 21/6 (50x55) for the child sized patient.

Effective dose in 2D panoramic settings for Planmeca Promax 3DMax ranged between 24-36  $\mu\text{Sv}$  (adult patient size), 10-14  $\mu\text{Sv}$  (child patient size) and for Sirona Orthophos XG 3D between 94-127  $\mu\text{Sv}$  (adult patient size) and 39-54  $\mu\text{Sv}$  (child patient size).

**Conclusion:** A high scatter range for effective dose between the two different CBCT devices, the different settings and even keeping up one FoV, depending on the varied exposure settings, could be shown. In addition, with the knowledge of effective dose of the different CBCT and 2D panoramic settings, CBCT imaging with a lower effective dose than comparable Dental-CT or 2D panoramic radiographs could be done.

# 1. Einführung

*„Ach, dass der Mensch doch durchsichtig wäre wie eine Qualle und dass man den Sitz seiner Leiden schauen könnte.“[1]*

sagte Röntgen seinerzeit und seit seiner Entdeckung der Röntgenstrahlung scheint dieser Wunsch ungebrochen und immer stärker zu werden.

## 1.1 Problemstellung

Eine Zunahme in der Zahl der angefertigten Röntgenaufnahmen bedeutet auch eine Zunahme der PatientInnen dosis. Für einen verantwortungsvollen Umgang mit Strahlung und zum Schutz des Patienten/der Patientin ist eine Kenntnis der Effektivdosis der verschiedenen Aufnahmemodi der verwendeten Geräte unerlässlich.

Die Initiierung dieser Arbeit erfolgte, um im Sinne des ALARA-Prinzips eine Reduktion der PatientInnen dosis zu ermöglichen, eine ausreichende Aufklärung vor Anfertigung einer radiologischen Aufnahme gewährleisten und die Herstellerangaben mit eigenen Daten vergleichen zu können.

## 1.2 Zielsetzung und Fragestellung

Ziel dieser Diplomarbeit ist es, die Effektivdosis der am meisten genutzten zwei- und dreidimensionalen Aufnahmemodi, der im Einsatz befindlichen radiologischen Geräte an der Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheits zu eruieren.

Hauptziel dieser Diplomarbeit ist die erstmalige Eruierung der Effektivdosis verschiedener 2D- und CBCT-Aufnahmemodi für die adulte und juvenile PatientInnen gröÙe –sowohl im Normalmodus, als auch im Ultra-Low-Dose-Modus (ULD<sup>TM</sup>)– des Gerätes Planmeca Promax 3DMax und der Vergleich dieser Werte mit bereits existenten Literaturquellen. Ein weiteres Ziel ist die Bestimmung der Effektivdosis der CBCT- und 2D-Panoramaaufnahmen des an der Klinik für Zahnmedizin und Mundgesundheits bereits etablierten Gerätes Sirona Orthophos XG 3D und die Gegenüberstellung mit den ermittelten Werten für das Gerät Planmeca ProMax 3DMax. Um die Größenrelation der ermittelten Effektivdosiswerte besser darstellen zu können, werden zudem retrospektiv erhobene Effektivdosiswerte der Dental-CT-Aufnahmen der Universitätsklinik für Radiologie herangezogen und den ermittelten Werten beider erwähnten CBCT-Geräte gegenübergestellt.

### 1.2.1 Fragestellungen

#### Hauptfragestellungen:

1. Wie hoch sind die Werte der Effektivdosis der verschiedenen zwei- und dreidimensionalen Aufnahmemodi der beiden CBCT-Geräte, jeweils für die juvenile und die adulte PatientInnengröße?
2. Stellen sich Unterschiede in der Effektivdosis bei ähnlichem/gleichem FoV zwischen den beiden untersuchten CBCT-Geräten dar? Wenn ja, in welcher Größenordnung befinden sich diese?
3. Wie hoch ist die Effektivdosis von Dental-CT Aufnahmen am LKH-Universitätsklinikum Graz?

#### Sich daraus ergebende Nebenfragestellungen:

- Wie hoch ist die durchschnittliche Reduktion der Effektivdosis durch Einsatz des ULD-Modus im Vergleich zur normalen Einstellung in Prozent?
- Ist es möglich im ULD-Modus des Gerätes Planmeca Promax 3DMax CBCT-Aufnahmen mit einer geringeren Effektivdosis bei ähnlichem/gleichem FoV, als bei Panoramaaufnahmen anzufertigen?
- Decken sich die berechneten Effektivdosiswerte mit Daten aus der Literatur?
- Ist die Effektivdosis für CBCT-Aufnahmen bei ähnlichem/gleichem FoV geringer, als jene von Dental-CT-Aufnahmen?

### **1.3 Historie der Röntgenstrahlung und der Radiologie.**

Wilhelm Conrad Röntgen, geboren am 27. März 1845 in Lennep Nordrhein-Westfalen, entdeckte im November 1895 als Professor der Physik an der Universität Würzburg „[...] bei experimentellen Arbeiten [...] die Wirkungen einer merkwürdigen ungewöhnlichen Naturerscheinung“ .[2] Bereits wenige Wochen später, am 6. Januar 1896, gingen die „X-Strahlen“–wie sie von ihm genannt wurden– als sensationelle Entdeckung um die Welt und wurden schließlich vom Anatom V. Koelliker als „Röntgensche Strahlen“ bezeichnet. [2] Als Folge trat eine Faszination für die Röntgenstrahlung auf, welche gleichsam Laien zum Erstaunen brachte und Wissenschaftler und Wissenschaftlerinnen zu teilweise skurrilen und gefährlichen Experimenten veranlasste.

Ursprünglich entdeckte Röntgen die Strahlen bei Arbeiten mit der Hittorfschen Röhre, einer Gasentladungsröhre, entwickelt von Prof. J.W. Hittorf (1824-1914), welcher damit vor allem Kathodenstrahlung untersuchte. Angestoßen durch die Entdeckung Röntgens, die Mitwirkung vieler Wissenschaftler wie z.B. Silvanus Phillips Thompson (1851-1916), fand eine rasante Weiterentwicklung und Leistungssteigerung im Bereich der Vakuumröhren vom Ende der 1890er bis in die 1920er Jahre statt.[3]

Neben der Röntgenröhre als Emitter für die Röntgenstrahlung, unterstand auch der Film, auf dem das erzeugte Bild sich abzeichnete, unter steter Weiterwicklung. W.C. Röntgen arbeitete einerseits mit einer Lösung aus Barium-Platin-Cyanid zwischen Glasplatten für die Durchleuchtung von Körperteilen und deren Beobachtung in Echtzeit und andererseits auch mit Photoplaten für statische Aufnahmen. Größtes Problem der verwendeten Glasplatten war die beschränkte Lagerfähigkeit, auf Grund von Wasserverlust einsetzendem Auskristallisieren der Lösung. Thomas Edison begann, nach Bekanntgabe der Entdeckung der Röntgenstrahlen durch W.C. Röntgen, ebenfalls mit Forschungen. Er setzte seine Hoffnung eher auf die Durchleuchtung, als auf die statische Abbildung und entwickelte 1896 bereits eine eigene Apparatur hierfür (Abb.1 [4]). Diese bestand aus einer Holzkiste mit darin befindlicher Röntgenröhre, auf welche das zu durchleuchtende Objekt gelegt und dann durch einen Fluoreszenzschirm beobachtet werden konnte.[4]

Der erste richtige Durchbruch im Bereich der Filme fand erst im Jahre 1916 statt. C.V.Patterson entwickelte zusammen mit F.W. Reuter durch die neu gegründete Patterson Screen Company den sog. „Standard Intensifying Screen.“ Damit begann die schrittweise Ablösung der bisher üblichen beschichteten Glasplatten. 1918 entwickelte Kodak dann einen doppelseitig beschichteten Film zwischen zwei Platten, welcher dann –zusammen

mit der inzwischen etablierten Coolidge-Röhre von 1913– eine beginnende Standardisierung der Expositions- und Entwicklungszeit ermöglichte und damit die Weichen für die Zukunft der Radiologie und deren Entwicklungen stellte.[4]



Abbildung 1: Edisons Entwicklung [4]



Abbildung 2: Ein modernes Röntgen im Jahre 1919 [4]

## 1.4 Zwei- und dreidimensionale Aufnahmeverfahren in der Zahnheilkunde

### 1.4.1 Dentales Kleinbildröntgen

W.C. Röntgen entdeckte die Röntgenstrahlen im Jahre 1896. Schenkt man der Datierung von Zahnrontgenaufnahmen Glauben, dann könnten die ersten ihrer Art bereits im selben Jahr angefertigt worden sein. Der Zahnarzt Wilkhoff soll sich für Zahnaufnahmen seiner Zähne für die Belichtungszeit von 25 min auf den Boden gelegt haben, um möglichst verwacklungsfreie Aufnahmen zu erhalten. Besagte Bilder sind noch existierend und handschriftlich von ihm auf das Jahr 1896 datiert. Im selben Jahr begründete ein weiterer Zahnarzt, C. Edmund Kells die Paralleltechnik. Ab dem Jahr 1897 kamen die ersten beschichteten Filme aus Zelluloid zum Einsatz und die Entwicklung von Verstärkerfolien schritt voran. 1904 kam das erste zahnärztliche Röntgengerät auf den Markt. Durch stete Weiterentwicklung und die Einführung neuer Röntgenröhren im Jahre 1919 wurden dann in den 1930er Jahren die ersten dentalen Röntgen entwickelt, die das Prinzip der heutigen



Abbildung 3: Röntgenkugel von Siemens [5]

Kleinbildröntgengeräte einleiteten. Generator und Röntgenröhre befinden sich von nun an in einem Gehäuse. Bekanntester Vertreter dieser Art war die Röntgenkugel von Siemens (Abb.3[5]).[5]

### 1.4.2 Orthopantomogramm (OPG)

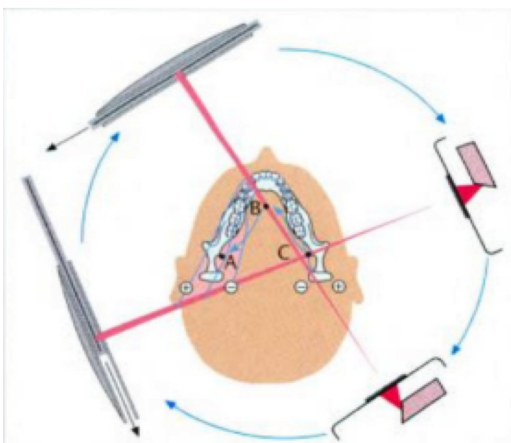


Abbildung 4: Prinzip des Panoramaröntgens [6]

Das Orthopantomogramm auch Panoramiaschichtaufnahme genannt, ist eine Röntgenaufnahme des Unter- und Oberkiefers samt Zahnreihen, Nasennebenhöhlen, Teilen der Halswirbelsäule und des Gesichtsschädels und dient in der Zahnmedizin vorwiegend als diagnostische Übersichtsaufnahme. Die Grundidee und die erste Apparatur zur Panoramaröntgenaufnahme wurden 1933/34 vom Japaner Hisatugu Numata entwickelt. [5] Nach steter Weiterentwicklung dieser

Grundidee von Numata –vor allem durch die finnischen Wissenschaftler Yrjö Veli Paatero

und Timo Nieminen– kam schließlich 1956 das erste Panoramagerät „Panorex“ auf den Markt.[5]

Das Prinzip des Panoramaröntgens (Abb.4[6]) beruht auf einer sich im Uhrzeigersinn um den Patienten/ die Patientin bewegende Röntgenröhre und einem Bildempfänger (Film oder Detektor). Auf der einen Seite emittiert die Röntgenröhre hierbei ein keilförmiges wenige mm dickes Strahlenbündel. Auf der anderen Seite gleitet der Bildempfänger (z.B. Film) in seinem Gehäuse gegenläufig zur Umlaufrichtung hinter einer Sekundärblende vorbei. Der Röntgenstrahl fällt so durch die fokusnahe (erste) und die fokusferne (sekundäre) Schlitzeblende auf den sich im Gegensinn zum eigentlichen Umlauf vorbei bewegenden Bildempfänger. Das Originalprinzip des heutigen Panoramaröntgens von Paatero basiert hierbei auf einem Strahl, welcher auf einer ellipsoiden Bahn über drei Drehpunkte geführt wird .[6]

### 1.4.3 Digitale Volumentomographie

Das erste DVT- Gerät, im Englischen auch Cone-Beam-Computed Tomography (CBCT), NewTom 9000 wurde erstmalig von QR S.r.l. 1996 in Europa und 2001 in den Vereinigten Staaten auf den Markt gebracht.[7] Entscheidende Entwicklungsschritte wurden hierbei vor allem von Attilio Tacconi, Piero Mozzo, Daniele Godi und Giordano Ronca gemacht, welche seither als die Begründer der modernen CBCT-Aufnahmetechnik gelten.[8]

#### 1.4.3.a Funktionsweise und Aufbau eines DVT/CBCT-Gerätes

Ein DVT (Digitale Volumentomographie)-Gerät besteht aus einer strahlenemittierenden Röntgenröhre einer- und einem Detektor andererseits, welche beide gegenüberliegend auf einem beweglichen Arm montiert sind.(Abb.5 [9])

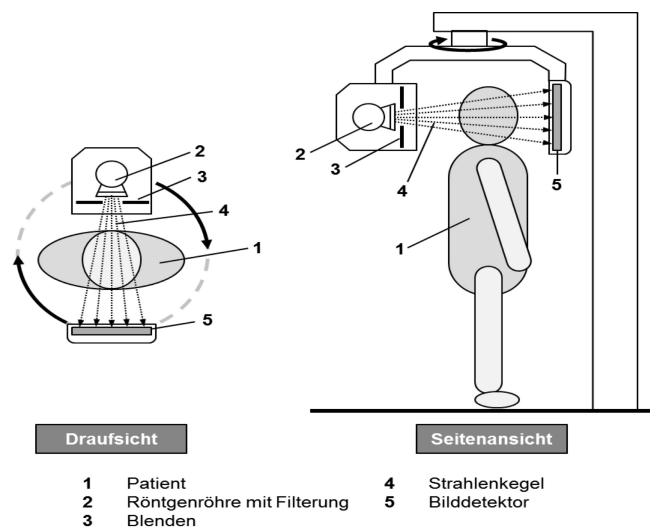


Abbildung 5: Aufbau eines DVT-Gerätes [9]

Beim DVT wird der Röntgenstrahl mit Hilfe von Blenden zu einem kegel- oder pyramidenförmigen Strahlenbündel geformt, was einen wesentlichen Unterschied zum CT, welches mit einem millimeterdicken zweidimensionalen Strahl arbeitet, darstellt. Aus diesem Grund bezeichnet man DVT-Geräte im angloamerikanischen Sprachraum auch als CBCT (Cone Beam Computed Tomography).

Das durch die Blenden generierte kegelförmige Strahlenbündel durchläuft das zu untersuchende Objekt, trifft auf den direkt gegenüberliegend starr montierten Detektor und führt dort zur Erzeugung eines zweidimensionalen Abbildes.

Bei einer CBCT-Aufnahme bewegt sich der Arm, an welchem die strahlenemittierende Röntgenröhre und der Detektor fest montiert sind, mind.  $180^\circ$  –zumeist  $360^\circ$ – um den Patienten und erzeugt während dieses Umlaufes hunderte solcher zweidimensionaler Projektionen aus verschiedenen Angulationen. Um hierbei die Strahlenbelastung möglichst gering zu halten, strahlt die Röntgenröhre nicht dauerhaft, sondern gepulst an fest definierten Positionen innerhalb dieses Umlaufes.

Am Ende einer CBCT-Aufnahme hat das Gerät so hunderte, an unterschiedlichen Positionen aufgenommene, zweidimensionale Projektionen akquiriert. Das dreidimensionale Bild wird dann mit Hilfe von komplexen mathematischen Algorithmen aus diesen Datensätzen, basierend auf der Abschwächung der Röntgenstrahlung beim Durchlauf durch das zu betrachtende Objekt, rekonstruiert.

#### *1.4.3.b Arten von Detektoren*

Wie bereits erwähnt, besteht ein DVT-Gerät aus einer strahlenemittierenden Röntgenröhre, die einem Detektor gegenübergestellt ist. Was diesen Detektor betrifft, kann man zwei Arten voneinander unterscheiden: **Flat-Panel-Detektoren (FPD)** und **Image-Intensifier**.

Beim sog. **Image-Intensifier** (Abb.6) treffen die von der Röntgenröhre emittierten Röntgenstrahlen auf eine Fluoreszenzschicht und erzeugen dort Photonen, welche dann auf einer dahinter befindlichen Photokathode Elektronen freisetzen. Diese Letzteren treffen dann auf einen Schirm und erzeugen das Bild. Zur Darstellung wird dieses dann von einer CCD-Kamera in analoge Videosignale umgewandelt.[10] Hauptvorteil dieses Detektortypus ist, dass bereits mit geringer eingehender Strahlendosis ein gutes Ausgangssignal erlangt werden kann. Da jedoch das Ausgangssignal –wie der Name dieses Detektortypus vermuten lässt– im Nachhinein noch verstärkt werden muss, was mit

Qualitätsverlust einhergeht, findet dieser Detektortypus heutzutage nur noch wenig Anwendung.

Beim sog. **Flat-Panel-Detektor (FPD)** (Abb.7) treffen die Röntgenstrahlen auf eine Schicht aus thalliumbeschichtetem Caesiumjodid und erzeugen dort Lichtquanten. Diese werden dann über feine Kristalle auf Photodioden gelenkt und in Elektronen umgewandelt, welche dann auf ein TFT-Gitter treffen und das Bild ergeben. Der Vorteil dieser Technik liegt in der besseren Ausgangsqualität der Bilder und einem größeren Aufnahmebereich als beim Image Intensifier bei dabei kompakteren Abmessungen. Nachteil dieser Technologie besteht jedoch darin, dass dieser Detektortypus weit kostenintensiver ist und mehr Eingangs dosis benötigt. [10]

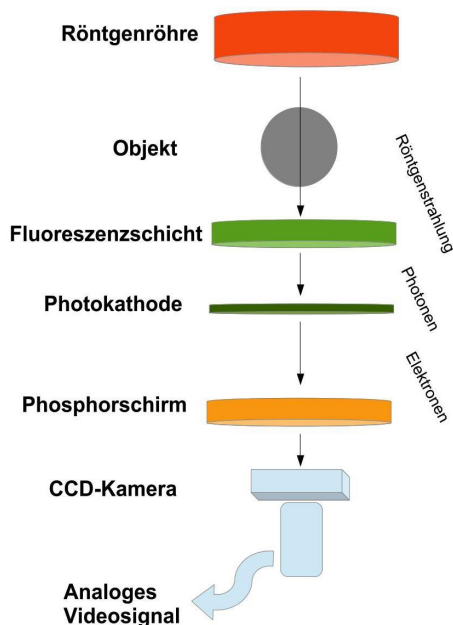


Abbildung 7: Image Intensifier Aufbau [eigene Abbildung]

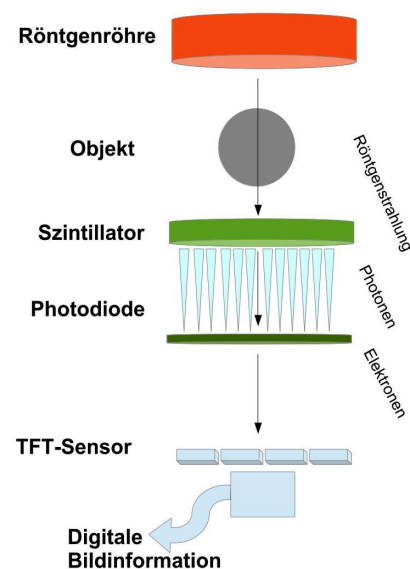


Abbildung 6: Flat Panel Detektor Aufbau [eigene Abbildung]

### 1.4.3.c Das Prinzip der Rückprojektion

Das dreidimensionale Bild der DVT-Aufnahme basiert auf vielen Einzelaufnahmen, die während des Umlaufs um das zu untersuchende Objekt durchgeführt werden. Basierend auf diesen Einzelaufnahmen und den daraus gewonnenen Einzelbildern wird mit Hilfe von mathematischen Algorithmen das 3D-Volumen berechnet. Basis aller gängigen Algorithmen ist die sog. Rückprojektion.

Dabei wird, ausgehend von dem Faktum, dass Eingangsintensität vor dem Eintritt in das Objekt, Ausgangsintensität nach dem Austreten aus dem Objekt, sowie die Dicke (Strecke Fokus Detektor) bekannt sind, die Strahlungsintensität auf jedem beliebigen Punkt entlang dieser Strecke rückberechnet. Die Strecke zwischen Fokus und Detektor wird hierbei in kleinste Abschnitte, den sog. Voxeln unterteilt. Am Ende der Rückprojektion kann jedem Voxel (jedem Einzelabschnitt der Strecke) eine Graustufe zugeordnet werden. Alle Voxel mit der ihnen zugeordneten Graustufe ergeben am Ende das dreidimensionale Bild.

Basierend ist die Rückprojektion auf dem sog. Lambert-Beer'schen Gesetz, welches die Abschwächung von Licht (generell Strahlung) bei der Passage durch eine Substanz beschreibt. Im Bezug auf ionisierende Strahlung, kann dieses Gesetz wie folgt ausgedrückt werden [11]:

$$I_1 = I_0 \cdot e^{-\varepsilon \cdot d}$$

*I<sub>0</sub>..... Intensität vor Objekteintritt*  
*I<sub>1</sub>..... Intensität nach Objektaustritt*  
*ε ..... Absorptionskoeffizient*  
*d..... Dicke des Objektes*

Durch Umstellung der Formel kann so auf den Absorptionskoeffizienten des Gewebes an jedem beliebigen Streckenabschnitt (in diesem Fall jedes Voxel) rückgeschlossen werden [11]:

$$\ln\left(\frac{I_1}{I_0}\right) \cdot \left(\frac{1}{d}\right) = -\varepsilon$$

Das Prinzip der Rückprojektion kann auch gut graphisch erklärt werden, indem man sich ein Objekt vorstellt, das lediglich aus 3x3 Voxeln besteht. Vereinfacht wird hierbei das Objekt aus nur drei Positionen mit Röntgenstrahlen bestrahlt und die Intensität der Letzteren beim Austritt aus dem Objekt am Detektor gemessen (Abb.8).[11] Die Absorptionskoeffizienten sind durch das an der Stelle der Voxel befindliche Gewebe determiniert und uns für dieses Gedankenexperiment bekannt:

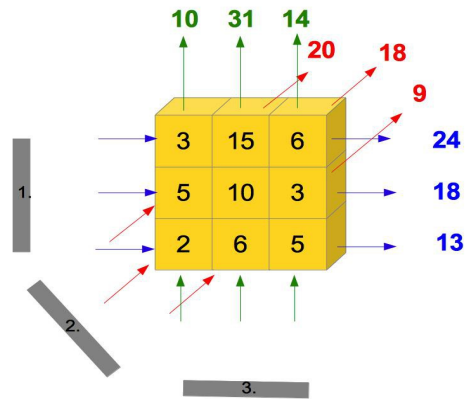


Abbildung 8: Prinzip der Rückprojektion; nach [11]

Im Normalfall sind die Absorptionskoeffizienten jedes Voxel nicht bekannt und müssen über komplexe mathematische Algorithmen rückerrechnet werden.

Die Lösung erfolgt vereinfacht durch Rückprojektion. Hierbei wird die gemessene Strahlungsintensität bei Objektaustritt durch die Anzahl der durchquerten Voxel dividiert und den durchquerten Voxeln zugeordnet. Dies erfolgt in diesem vereinfachten Beispiel für alle drei eingestellten Aufnahmepositionen (Abb.9).

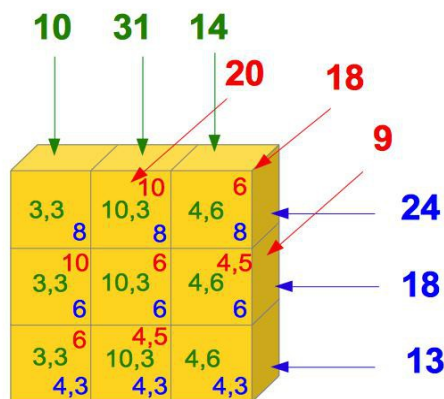


Abbildung 9: Prinzip der Rückprojektion; nach [11]

Die so zugeordneten Werte für jedes Voxel werden ihrerseits gemittelt und einer Graustufe zugeordnet.(Abb.10) [11]



5,65	9,43	6,2
6,43	7,43	5,03
4,53	6,36	4,45

*Abbildung 10: Prinzip der Rückprojektion; nach [11]*

Wenn man nun die Ausgangswerte (Abb.8), die uns in diesem Gedankenexperiment bekannt waren, mit den Endwerten (Abb.10) vergleicht, stellt man fest, dass einige der Werte mit den tatsächlichen nahezu übereinstimmen, andere sehr stark von diesen abweichen. Dies liegt daran, dass ein sehr vereinfachtes Konzept der Rückprojektion als Beispiel herangezogen worden ist und die Präzision erst mit der Anzahl der Einzelaufnahmen in unterschiedlichen Positionen und der Komplexität des Algorithmus zunimmt. Trotzdem zeigt sich auch die Fehleranfälligkeit der Rückprojektion und somit auch, dass eine DVT-Aufnahme nicht als fehlerfrei anzusehen ist.

#### 1.4.3.d Technische Spezifikationen der beiden DVT-Geräte

##### Planmeca Promax 3DMax



Abbildung 11: Planmeca Promax 3DMax [12]

Technische Spezifikationen	
Röhrenspannung	60-120 kV
Röhrenstrom	1-12 mA
Bilddetektor	Flat-Panel
Umlaufwinkel	210-360°
Umlaufzeit	9-40 sek. gepulst
Rekonstruktionszeit	2-55 sek.

Tabelle 1: Tech. Spez. Planmeca Promax 3DMax [13]

Planmeca bietet eine ganze Reihe verschiedener DVT-Geräte an; alle zugehörig zur Produktfamilie Planmeca Promax 3D. Die Geräte unterscheiden sich hierbei vor allem in der Größe des maximalen FoV, wobei das untersuchte Planmeca Promax 3DMax (Abb.11 [12]), dasjenige mit dem größten FoV (230x260 mm) ist und damit sogar die Darstellung des gesamten Schädels ermöglicht. Diese Ausführung des DVT- Gerätes richtet sich somit nicht nur speziell an den zahnmedizinischen Bereich, sondern an alle maxillofazillären Fachbereiche der Medizin.

Planmeca hat eigens für seine Promax 3D Produktfamilie einen eigenen Ultra-Low-Dose™ -Modus entwickelt, der auf intelligenten 3D Algorithmen basiert und somit, laut Hersteller, die Darstellung detaillierter anatomischer Verhältnisse bei einer niedrigeren effektiven PatientInnendosis, als eine 2D-Aufnahme ermögliche [14]. Das Grundprinzip dieses Planmeca Ultra-Low-Dose™ -Protokolls liegt darin, dass es zu einer Variation des Röhrenstroms bei jeder einzelnen Aufnahme bei gleichzeitiger Verkürzung der Pulsation der Strahlungsabgabe im Zuge des Umlaufs um den Patienten/die Patientin kommt. Dies führt zu einer geringeren PatientInnendosis und zu einer geringeren Umlaufzeit gegenüber dem Normalmodus, ohne den Umlaufweg verkürzen oder die Anzahl der Aufnahmen reduzieren zu müssen. Aus diesem Grund ist der Planmeca Ultra-Low-Dose™ Modus zu jedem FoV und jeder Auflösung zuschaltbar.[15] Untersucht wurde dieser Modus bereits von Ludlow et al, welche zum Schluss kamen, dass es bei Verwendung dieses Modus durchschnittlich zu einer 77%-igen Reduktion der PatientInnendosis kommt, ohne jedoch die Bildqualität statistisch signifikant zu verschlechtern.[16](Abb.12 [15])

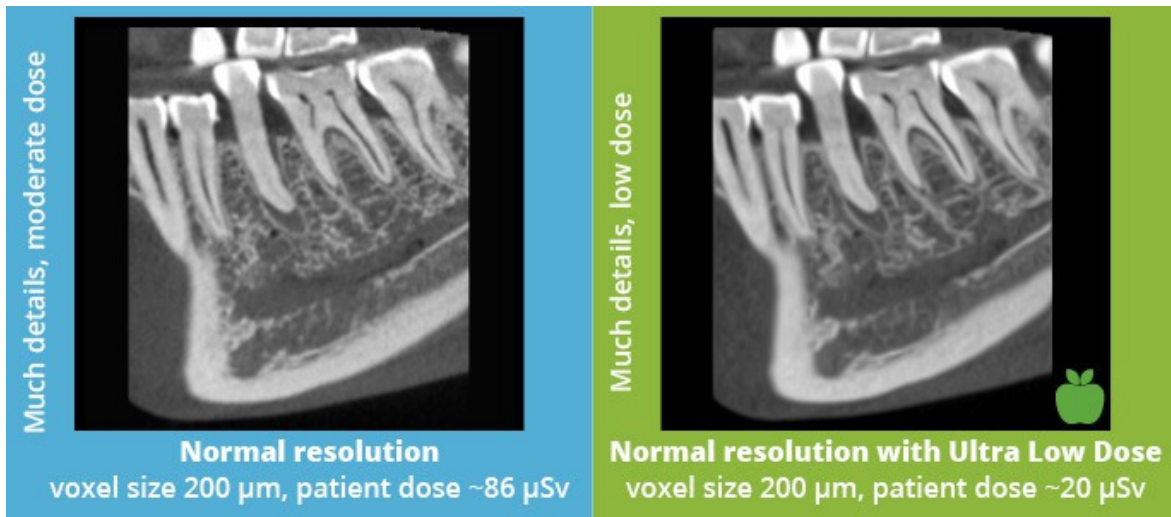
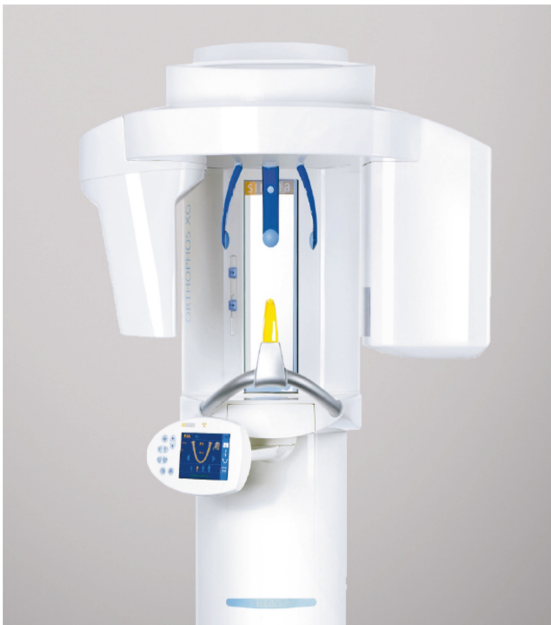


Abbildung 12: Bildvergleich Normal zu ULD [15]

### Sirona Orthophos XG 3D



Technische Spezifikationen	
Röhrenspannung	60-90
Röhrenstrom	3-16 mA
Bilddetektor	Flat-Panel
Effektivstrahlzeit	3,2-14,3 sek.

Tabelle 2: Tech.Spez Sirona Orthophos XG 3D [18]

Abbildung 13: Sirona Orthophos XG 3D [17]

Das Sirona Orthophos XG 3D des Herstellers Sirona-Dentsply (Abb.13 [17]) gehört zu den im deutschsprachigen Raum am meisten verbreiteten und genutzten DVT-Geräten. Es zeichnet sich durch seine Erweiterbarkeit aus. Dieses Gerät ist sowohl primär als reines Panoramaröntgengerät vorinstallier- und ergänzbar auf DVT/ Fernröntgenaufnahmen oder bereits vorab voll ausgestattet erhältlich. Im Bezug auf die Aufnahmemodi im 3D-Modus weist es eine bei weitem geringere Auswahlmöglichkeit auf, als das Planmeca Promax 3DMax und richtet sich mit einem maximalen FoV von 80x80 mm vorwiegend an den zahnmedizinischen Arbeitsbereich.

#### 1.5 DVT: Indikationen, Kontraindikationen und Limitationen

Grundsätzlich sollte eine dreidimensionale Diagnostik als Ergänzung zur zweidimensionalen gesehen werden. Um im Sinne des Patienten/der Patientin eine Minimierung der Strahlenbelastung zu erreichen, sollte deren Durchführung nur bei klar

vorliegender Indikationsstellung stattfinden.[19] Da diese Arbeit vor allem das dentale Einsatzgebiet des DVT/CBCT beleuchtet, soll im Folgenden auf die dentalen Indikationen, Kontraindikationen und die allgemeinen Limitationen dieser Technologie eingegangen werden.

### **Dentale Indikationen:**

#### *Orale Chirurgie und Implantologie:*

- Lagebestimmung von impaktierten/retinierten und/oder dislozierten Zähnen, sowie die Evaluierung derer Lagebeziehung zum Canalis mandibularis, sinus maxillaris und den benachbarten Zähnen präextractionem oder im Zuge von kieferorthopädischen Planungen.[20]
- Lagebestimmung von ausgedehnten zystischen oder entzündlichen Läsionen und derer Lagebeziehung zu gefährdeten benachbarten Strukturen.[20]
- Hilfsmittel bei der präimplantären Planung und postimplantären Nachsorge, vor allem bei komplexer ossärer Ausgangslage (mangelndes Knochenangebot, Nähe zu gefährdeten Strukturen, ...)[20]

#### *Traumatologie:*

- Wurzel- oder Alveolarfortsatzfrakturen[19]

#### *Funktionsdiagnostik:*

- Analyse der Morphologie der Mandibularcondylen und des Kiefergelenks selbst, vor allem bei ossären Arthropathien des Kiefergelenks.[20]
- Diagnose und Therapie des dentalen Traumas (wie z.B. Dislokationen, Luxationen) [19]

#### *Kieferhöhlendiagnostik:*

- Bei Pathologien des sinus maxillaris und Lokalisation von Fremdkörpern, wenn zweidimensionale Bildgebungen nicht ausreichen.[19]

#### *Zahnerhaltung:*

- Bei speziellen endodontischen Fragestellungen (Wurzelfrakturen,-perforationen, -resorptionen).[19]

### Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie:

- Prä- und postoperationem bei Traumata des Gesichtsschädels.[20]
- Bestimmung der Ausdehnung bei Osteomyelitis und Verlaufskontrolle.[20]
- Präoperative Planung bei Lippen-Kiefer-Gaumenspalten und Verlaufskontrolle.[20]

### **Kontraindikationen:**

Hauptkontraindikation ist eine fehlende Indikationsstellung. „Kann eine Exposition nicht gerechtfertigt werden, ist sie nicht zulässig.“[21]. Allgemein, aber vor allem bei Frauen in der Schwangerschaft und bei Heranwachsenden, ist kritisch zu hinterfragen, ob eine dreidimensionale Bildgebung absolut indiziert ist oder ob auf eine alternative Diagnostik zurück gegriffen werden kann.

### **Limitationen:**

Neben vielen Vorteilen, die die DVT bietet, hat liegen dennoch gewisse Limitationen und Nachteile vor. Unter anderem sind dies:

- Höhere Strahlendosis als bei herkömmlichen zweidimensionalen Aufnahmen
- schlechter Weichteilkontrast [22]
- Artefaktbildung durch sehr dichte Strukturen [22]
- Geräteabhängig beschränktes FoV

## **1.6 Strahlenschutz**

Mit zunehmender Wichtigkeit und Einsatzhäufigkeit der zwei- und dreidimensionalen radiologischen Bildgebung, gilt es nicht nur abzuklären, wann mit welcher Dosis verantwortungsvoll eine Aufnahme hergestellt wird (**As low as reasonable achievable** ALARA), sondern sich auch auf das ALADA-Prinzip „**As low as diagnostically acceptable**“[23] zu fokussieren. Dieses Prinzip legt den Fokus nicht nur auf die Dosisreduktion und den Einsatz radiologischer Bildgebung auf ein vertretbares Minimum, sondern auch darauf, die Aufnahme in Bezug auf das FoV und die Bildqualität (high definition/high resolution) so einzuschränken, dass diese für die Interpretation und die Diagnose noch ausreichend ist.[23] „Wenn es das Ziel einer radiologischen Aufnahme wird, schöne Bilder zu generieren, wenn nur ein diagnostisches Bild von Nöten ist, dann bietet man dem Patienten/der Patientin einen schlechten Dienst.“[24] Zudem zeigen Studien, wie wichtig ein sorgsamer Umgang bei der Durchführung der Aufnahmen ist. Ludlow et al konnten in einer Studie zeigen, dass bereits geringe Veränderungen in der Höhe und der Breite des FoV einer CBCT-Aufnahme strahlensensitive Organe –wie die Schilddrüse– weiter in den Bereich direkter Bestrahlung bringen und somit die Dosisbelastung drastisch erhöhen können.[25]

### **1.6.1 Direkte und Indirekte Strahlenwirkung**

Treffen ionisierende Strahlen auf zelluläre Bestandteile, kann dies zu direkten oder indirekten Schäden führen.

Bei direkter Strahlenwirkung entstehen Schäden durch den direkten Kontakt von ionisierender Strahlung mit Zellbestandteilen.

Bei indirekter Strahlenwirkung entstehen die Schäden an den zellulären Strukturen erst sekundär durch freie Radikale. Da die Zelle zu großen Teilen aus Wasser besteht, entstehen beim direkten Kontakt der ionisierenden Strahlung mit Wasser Radikale, welche ihrerseits dann zelluläre Strukturen verändern und somit in ihrer Funktion beeinträchtigen können.

Entstehen, egal ob indirekt oder direkt, zelluläre Schäden, verfügt der Körper auf molekularer Ebene über eine ganze Reihe von Mechanismen, welche die beschädigten Strukturen in den meisten Fällen reparieren oder –bei sehr großen Schäden– den programmierten Zelltod (Apoptose) der Zelle herbeiführen können

Werden Schäden an der Zelle jedoch nicht erkannt oder können diese nicht adäquat

repariert werden, werden diese an die Tochtergenerationen weitergegeben und können damit ein Kofaktor bei der Entstehung von malignen Neoplasien sein.[5]

### 1.6.2 Stochastische und Deterministische Strahlenwirkung

Gesundheitliche Folgen ionisierender Strahlung können durch stochastische und deterministische Strahlenwirkung hervorgerufen werden.

Bei der deterministischen Strahlenwirkung ist eine gesundheitliche Folge –bei Überschreiten einer gewissen Schwellendosis– unausweichlich und tritt in jedem Fall ein. Auswirkungen einer solchen Strahlenwirkung sind Erytheme der Haut, Haarverlust, Erblindung, Infertilität, vaskuläre Erkrankungen, sowie gastrointestinale und hämatopoetische Folgeerkrankungen. Die Höhe des entstehenden Schadens liegt hierbei proportional zur applizierten Dosis.[26]

Bei stochastischer Strahlenwirkung ist eine gesundheitliche Folge meist durch Summierung auftretender Schäden und die Interaktionen mit bereits bestehenden vererbten zellulären Beeinträchtigungen, zu einer gewissen Wahrscheinlichkeit auftretend. Betrachtet man hierbei z.B. die Entstehung von malignen Neoplasien, dann ist die Wahrscheinlichkeit ihrer Entstehung zwar auch proportional mit der applizierten Dosis, jedoch kann auch bereits eine geringe Dosis –wenn auch nur in geringer Wahrscheinlichkeit– zu einer Neoplasie führen.[26] Eine exakte Schwellendosis, wie bei der deterministischen Strahlenwirkung gibt es nicht.

### 1.6.3 Definition der Effektivdosis

Zur Quantifizierung der Strahlenexposition existieren verschiedene Dosisbegriffe. Während die Energiedosis nur die Menge, der auf einen Körper wirkenden Strahlung in Bezug zu dessen Masse quantifiziert, bezieht die Äquivalentdosis zusätzlich auch die unterschiedliche Wirkung der verschiedenen ionisierenden Strahlungen mit ein. Die Organdosis berücksichtigt nicht nur die Art der einwirkenden Strahlung, deren Menge und die Masse, des sich im Strahlengang befindlichen Körpers, sondern auch die Empfindlichkeit, des sich im Strahlengang befindlichen Gewebes.

Die Effektivdosis (E) ist die Summe der einzelnen Organdosen aller Gewebe und Organe, des sich im Strahlengang befindlichen Körpers. Die Effektive Dosis wird in der SI-Einheit Sievert [Sv] angegeben und ist durch folgende Formel definiert[27]:

$$E = \sum_T \omega_T \cdot H_T = \sum_T \omega_T \sum_R \omega_R \cdot D_{(T,R)}$$

*E...Effektivdosis*  
*H<sub>T</sub>... Äquivalentorgandosis*  
*ω<sub>R</sub>... Strahlenwichtungsfaktor*  
*ω<sub>T</sub>... Gewebewichtungsfaktor*  
*D...Energiedosis*

## 1.6.4 Beeinflussende Faktoren für die Höhe der Strahlenbelastung

### 1.6.4.a Gerätespezifische Parameter

Viele gerätespezifische Parameter beeinflussen die PatientInnendosis. Den meisten der folgenden Parameter ist gemein, dass sie durch den Endverbraucher/ die Endverbraucherin nur gering oder gar nicht adjustierbar sind.

- **Kollimation des FOV:** Ist der bei einer Aufnahme applizierte Strahlenkegel in seinen Dimensionen größer, als der vorhandene Detektor, führt dies zu einer Überstrahlung über die Grenzen des Detektors hinaus und somit zu einer höheren PatientInnendosis bei gleichbleibender Bildgröße.[26]
- **Art des Detektors:** Abhängig vom Typ und der Bauart des Detektors ergeben sich unterschiedlich notwendige Eingangsdosen zur Erzeugung eines adäquaten Bildes. Standardmäßig kommen heutzutage FPD (siehe Punkt 1.2.3.b) zum Einsatz und sind durch den Benutzer in ihren technischen Gegebenheiten nicht beeinflussbar. [26]
- **Filterung:** Sie beeinflusst die Aufhärtung und Abschwächung des Strahlenbündels. Die Verwendung eines sog. Bowtie-Filters ist in CT- Geräten Standard, während dies in CBCT Geräten noch nicht der Fall ist. Das Vorhandensein eines solchen Filters kann die PatientInnendosis vor allem in der Peripherie reduzieren und die Bildqualität verbessern. Der große Nachteil liegt in einer schlechteren Funktion des Detektors durch die Aufhärtung der Strahlen und einer meist deshalb notwendigen Erhöhung der Eingangsdosis.[26]
- **Streustrahlenraster:** Durch Einsatz von Streustrahlenrastern kann die PatientInnendosis erheblich reduziert werden, weil Streustrahlung abgefangen wird , während der Primärstrahl den Detektor erreichen kann. Im Normalfall sind solche Raster fix verbaut und deren Geometrie durch den Nutzer nicht beeinflussbar. Besteht jedoch eine Auswahl an Rastern, kann diese zu einer Verminderung der PatientInnendosis führen.[26]

- **Korrekturalgorithmen:** Auf die gewonnen Rohdaten werden meist geräte- und herstellerspezifische Korrekturalgorithmen angewandt, bevor eine 3D-Rekonstruktion erfolgt. Die Effizienz dieser Algorithmen kann die PatientInnendosis auch beeinflussen.[26]

#### 1.6.4.b AnwenderInnenspezifische Parameter

- **Umlaufwinkel:** Meist ist es für eine 3D- Rekonstruktion nicht erforderlich eine Datenakquirierung über 360° durchzuführen. Die Möglichkeit der Reduktion des Umlaufes kann zu einer Verminderung der PatientInnendosis führen.[26]
- **Röhrenspannung und Röhrenstromzeitprodukt:** Diese beiden Parameter sind die Hauptgrößen die durch die Benutzerin/den Benutzer beeinflusst und und somit zu einer Reduktion der PatientInnendosis führen können. Wenn alle anderen Parameter konstant gehalten werden, ist die PatientInnendosis proportional zum während des Umlaufes applizierten Röhrenstromzeitprodukt (mAs). Solange der Detektor nicht gesättigt ist, führt eine Erhöhung der mAs aber auch zu einer besseren Bildqualität. Der Zusammenhang Röhrenspannung (kV), PatientInnendosis und Bildqualität ist komplexer. Je höher die Röhrenspannung, desto energiereicher die Photonen. Dies führt zwar zu einer geringeren PatientInnendosis (mehr Photonen passieren das Gewebe und erreichen den Detektor), jedoch auch zu einem schlechteren Gewebekontrast. Die richtige Justierung dieser beiden Größen trägt maßgeblich zur Verminderung der PatientInnendosis bei.[26]
- **Automatische Expositionskontrolle (AEC):**AEC-Systeme adaptieren Aufnahmeparameter (u.a. den Röhrenstrom) während des Umlaufes um den Patienten/die Patientin in jeder Angulation so, dass basierend auf dem gerade im Fokus befindlichen Gewebe ein erwünschte Bildqualität erreicht wird. Dies führt zu einer Reduktion der PatientInnendosis.[26]
- **Spezielle Aufnahmemodi:** Die meisten CBCT-Geräte bieten eine Vielzahl an Aufnahmemodi, welche jeweils für bestimmte Aufnahmesituationen konzipiert worden sind und sich in ihren Aufnahmeparametern unterscheiden. Durch Verwendung des richtigen Aufnahmemodus kann die PatientInnendosis reduziert

werden.[26]

- **Korrekte Positionierung:** Während einer Aufnahme sollen sich für die Untersuchung nicht interessante Körperbereiche außerhalb des FoV befinden. Eine korrekte Positionierung des Patienten kann zu einer besseren Bildqualität bei geringeren Artefakten und geringerer PatientInnen dosis führen.[26]
- **Bismuth-Schilde:** Der Einsatz von Schilden für Augen, Schilddrüse, Brust oder andere Gewebe bringen in CBCT-Geräten nicht unbedingt Vorteile; vor allem dann nicht, wenn diese mit dem vorhandenen AEC interferieren. Platziert man den Bismuth-Schild nach Aktivierung des AEC, kann dies zu einem Vorteil führen, weil die sowieso schon abgeschwächte PatientInnen dosis noch weiter reduziert werden kann. Einzige Beeinträchtigung kann hier die verminderte Bildqualität sein. Platziert man den Bismuth-Schild jedoch vor Aktivierung des AEC, kann die Schutzfunktion durch den nun nach oben korrigierten Röhrenstrom aufgehoben werden oder sogar zu einer höheren PatientInnen dosis führen.[26]

#### *1.6.4.c PatientInnen spezifische Parameter*

Jener patientInnen spezifischer Parameter, der die PatientInnen dosis am meisten beeinflusst, ist die Dicke des sich im Strahlengang befindlichen Körperteils. Wenn die Aufnahmeparameter (wie Röhrenspannung, Röhrenstrom,...) konstant gehalten werden, wird ein dünnerer Patient/eine dünnere Patientin eine höhere Dosis erhalten, als ein vergleichsweise dickerer Patient/eine dickere Patientin, wenngleich Letzterer/Letztere mehr Strahlung absorbieren wird. Der Grund hierfür liegt darin, dass bei dickeren PatientInnen ein größerer Anteil der Strahlendosis bereits durch oberflächlichere Gewebe absorbiert wird und somit die Organdosen im Zentrum geringer ausfallen. Für den dünnen Patienten/die Patientin ist dies nicht der Fall. Die Dosis bleibt durch den gesamten Körper höher, was zu einer höheren Dosis im Zentrum führt. Bedingt durch die geringere Körpermasse, die höhere Lebenserwartung und damit einhergehende höhere Wahrscheinlichkeit stochastischer Strahlenfolgen, ist deshalb vor allem bei Kindern und Jugendlichen auf eine adäquate Dosisreduktion zu achten.[26]

### 1.6.5 Gesetzliche Regelungen und Richtlinien

Basierend auf internationalen Standards (u.a. International Commission on Radiological Protection ICRP) und Vorgaben der Europäischen Union, bildet das „Bundesgesetz über Maßnahmen zum Schutz des Lebens oder der Gesundheit von Menschen einschließlich ihrer Nachkommenschaft vor Schäden durch ionisierende Strahlen“ (**StrSchG** – BGBl. Nr. 227/1969) die Grundlage des Strahlenschutzes in Österreich. Zusammen mit weiteren Verordnungen gibt es die Rahmenbedingungen für den Umgang mit radioaktiven Stoffen und Strahlenquellen vor. Hauptinhaltepunkte des StrSchG sind:[28]

- Grundlegende Schutzbestimmungen
- Bewilligungserfordernisse und Meldepflichten
- Radioaktive Abfälle
- Schutz vor natürlichen Strahlenquellen
- Schutz- und Sicherungsmaßnahmen bei radiologischen Notstands-Situationen
- Zentrale Strahlenschutzregister (Dosisregister und Strahlenquellenregister)
- Behördliche Überwachung der Umwelt auf radioaktive Kontaminationen

Die bereits anfangs erwähnten Verordnungen basieren auf dem StrSchG und regeln den Umgang mit radioaktiven Stoffen in speziellen Bereichen. Für den Fachbereich Medizin wird der Umgang mit diesen durch die Medizinische Strahlenschutzverordnung (i.d.g.F.) geregelt.[28]

#### 1.6.5.a Medizinische Strahlenschutzverordnung

Der Umgang mit radioaktiver Strahlung und Stoffen für den medizinischen Fachbereich, ist durch die Medizinische Strahlenschutzverordnung (MedStrSchV), auf Basis des Strahlenschutzgesetzes, definiert. Im Folgenden soll ein kurzer Überblick über ausgewählte Inhalte dieser Strahlenschutzverordnung gegeben werden:

- Strahlengrundsätze: Im Abschnitt 2 der MedStrSchV werden die Strahlengrundsätze festgelegt. Unter anderem soll hier die *Rechtfertigung* und die *Optimierung* erwähnt werden. Der Kosten/Nutzenfaktor und die Rechtfertigung einer jeden Exposition ist vor Anfertigung dieser darzulegen, sowie Alternativen in Betracht zu ziehen. „Kann eine Exposition nicht gerechtfertigt werden, ist sie nicht zulässig.“[21] Ein weiteres Augenmerk ist die Optimierung, welche die Minimalisierung der Dosen (Ausnahme sind hierbei radiologische Therapien), die Verwendung geeigneter Geräte unter

Qualitätssicherung und –kontrolle meint.

- Allgemeine Bestimmungen für medizinische Expositionen (Abschnitt 5) legen unter anderem die Referenzwerte für verschiedene radiologische Verfahren in der Strahlendiagnostik fest. Bei einer Überschreitung der Referenzwerte ist der Betreiber der jeweiligen Anlage dazu verpflichtet, die Ursachen zu identifizieren und für Abhilfemaßnahmen zu sorgen. Darüber hinaus schreibt es –vor allem im Umgang mit Kindern, stillenden Frauen und Schwangeren– vor „ [...]radiologische Geräte, Zusatzausrüstungen und Verfahren zu verwenden, die den Besonderheiten dieser Expositionen angepasst sind.“[21], sowie bei Frauen im gebärfähigen Alter eine mögliche Schwangerschaft zu erfragen und bei einer bestehenden Schwangerschaft „[...]der Dringlichkeit, und der Optimierung besondere Aufmerksamkeit zu widmen“[21]
- Darüber hinaus definiert die MedStrSchV die Beschaffenheit von Strahlenanwendungsräumen (Abschnitt 8) und Röntgeneinrichtungen (Abschnitt 9), sowie die Betriebsvorschriften für diagnostische Röntgeneinrichtungen (Abschnitt 10).

#### 1.6.5.b Grenzwerte

- Der Grenzwert der Bevölkerung liegt bei 1mSv/Jahr.[27]
- Der Grenzwert beruflich strahlenexponierter Personen liegt bei 20mSv/Jahr bzw. – in begründeten Ausnahmefällen– 50mSv/Jahr für ein einzelnes Jahr, wenn die durchschnittliche Jahresdosis fünf aufeinanderfolgender Jahre (einschließlich des Jahres in dem der Grenzwert überschritten wurde) 20mSv nicht überschreitet.[27]
- Personen unter 18 Jahren und Schwangeren ist ein Aufenthalt in Strahlenbereichen, nach geltendem österreichischen Gesetz, untersagt. Zukünftig könnte es –nach Umsetzung neuer europäischer Richtlinien– zu einer Lockerung dieser Vorgabe kommen. Demnach könnte für Auszubildende und Studierende zwischen 16-18 Jahren, welche ausbildungs- oder studiumsbedingt gezwungen sind mit radioaktiven Stoffen umzugehen, ein Grenzwert von 6mSv/Jahr eingeführt werden.[27]

- Der Grenzwert für die Ortsdosis für Orte außerhalb von Strahlenanwendungsräumen, an denen sich *ausschließlich* beruflich strahlenexponierte Personen befinden liegt bei 120  $\mu\text{Sv}/\text{Woche}$ . [21]
- Der Grenzwert für die Ortsdosis für Orte außerhalb von Strahlenanwendungsräumen, an denen sich *auch nicht* beruflich strahlenexponierte Personen befinden können liegt bei 20  $\mu\text{Sv}/\text{Woche}$ . [21]

Wichtig ist hier zu erwähnen, dass für jenen Bevölkerungsanteil, welcher sich als Patient/Patientin in medizinischer Behandlung befindet, kein Grenzwert existiert und es gerade deshalb auch von besonderer Wichtigkeit ist, den Einsatz genau abzuwägen und die Dosis radiologischer Diagnostik niedrig zu halten.

## **1.7 Weitere technische Informationen:**

### *1.7.1 Funktionsprinzip einer Ionisationskammer [29]*

Die Funktionsweise einer Ionisationskammer beruht auf dem Prinzip eines Plattenkondensators, bestehend aus zwei parallel gegenüberliegenden mit Gleichstrom versorgten Metallplatten in einem zumeist mit Luft oder Argon gefüllten Gehäuse. Die beiden metallischen Platten fungieren als Kathode auf der einen und als Anode auf der anderen Seite; es entwickelt sich bei Betrieb ein Spannungsfeld. Trifft nun eine ionisierende Strahlung auf die Ionisationskammer, werden Luft- bzw. Argonteilchen im Spannungsfeld der beiden Kondensatorplatten durch die eintretende Strahlung ionisiert und bewegen sich deshalb Richtung Anode. Dieser Teilchenfluss wird dann als Stromimpuls messbar. Je stärker die ionisierende Strahlung, desto mehr Ionisierungen finden statt und desto mehr Stromfluss kommt zu Stande.

Die Spannung zwischen den beiden Polen des Kondensators muss dabei so hoch gewählt werden, dass die Zeit bis zur sog. Rekombination, also zur erneuten Neutralisierung des ursprünglich ionisierten Teilchens, länger ist, als die Flugzeit des ionisierten Teilchens, da sich ansonsten Messfehler ergäben. Der Aufbau einer Ionisationskammer ist in Abb.14 [30] schematisch dargestellt:

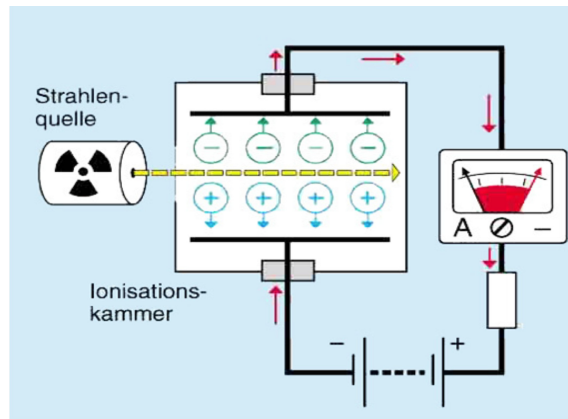


Abbildung 14: Aufbau einer Ionisationskammer [30]

### 1.7.2 Monte-Carlo-Simulationsprogramm PCXMC

Das Softwareprogramm PCXMC beruht auf einer sog. Monte-Carlo-Simulation. Darunter versteht man eine stochastische Vorgangsweise mit Hilfe derer komplexe, analytisch nur schwer lösbare oder sogar nicht direkt lösbare Problemstellungen mit Hilfe von Wahrscheinlichkeit mathematisch gelöst werden können.[31] Basis solcher Monte-Carlo-Simulationen ist eine sehr große Anzahl an vergleichbaren Zufallsbetrachtungen.

PCXMC inkludiert bei der Berechnung der effektiven Dosis Gewebe von insgesamt 29 Organen und berücksichtigt dabei sowohl die Gewebewichtungsfaktoren der ICRP-Publikation 103 von 2007, als auch die der ICRP-Publikation 60 von 1991. Das Programm bietet eine möglichst einfache Benutzeroberfläche und erlaubt die Berechnung der Effektivdosis sowohl für Erwachsene, als auch für Kinder. Zudem können die Eingaben der zu berechnenden Parameter mit Hilfe graphischer Darstellungen stets kontrolliert und abgeglichen werden. [32][33]

## 2. Methodik

Im Folgenden soll auf den Versuchsaufbau zur Messung der Strahlendosis der verschiedenen Aufnahmemodi der beiden DVT-Geräte und auf die weitere Auswertung der erhobenen Daten eingegangen werden.

### 2.1 Versuchsaufbau

Die Durchführung der Messungen der Strahlendosis der beiden DVT-Geräte Planmeca Promax 3DMax und Sirona Orthophos XG 3D fand an der Abteilung für Oralchirurgie und Kieferorthopädie der Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheit Graz statt.

Hierfür wurden drei Messkammern (siehe Punkt 2.3) mit Hilfe eines eigens adaptierten Stativs an der PatientInnenposition im jeweiligen DVT-Gerät positioniert (Abb.16). Bei der Positionierung der Messkammern wurde auf einen reproduzierbaren Abstand Fokus-Messkammer geachtet (34 cm für das Planmeca Promax 3DMax; 30 cm für das Sirona Orthophos XG 3D aus baulichen Gründen). Die Messung des Abstandes Fokus-Messkammer erfolgte vom markierten Fokuspunkt an der Röntgenröhre bis zum Kreuzungspunkt der Orientierungslaser des jeweiligen Gerätes im Mittelpunkt des Messkammerdurchmessers. Zudem wurden die einzelnen Messkammern im Bezug auf die Höhe so positioniert, dass diese immer in der Mitte der Höhe des FOV lagen (Abb.15).

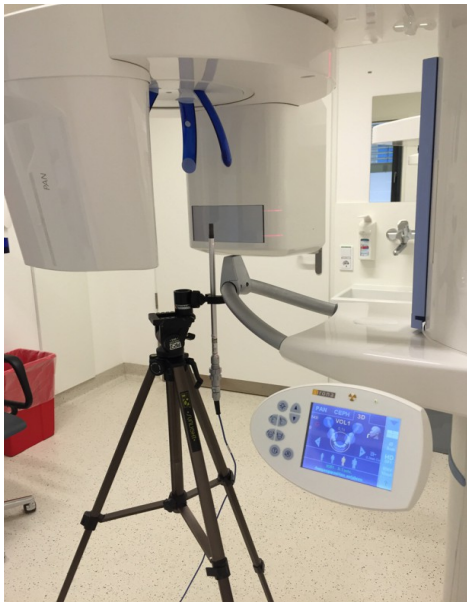


Abbildung 16: Versuchsaufbau am Beispiel des Sironagerätes [eigene Abbildung]

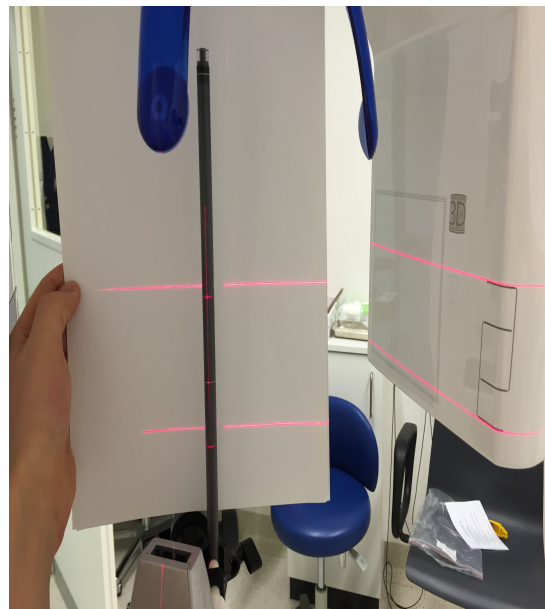


Abbildung 15: Ausrichtung der Messkammer [eigene Abbildung]

## 2.2 Erhebung der gerätespezifischen Aufnahmeparameter

Vor Beginn der Messungen wurden die gerätespezifisch voreingestellten Parameter der einzelnen Aufnahmemodi erhoben (siehe Ergebnisse). Dazu zählten folgende Größen:

- Voxelgröße [ $\mu\text{m}$ ]
- Durchmesser und Höhe des jeweiligen FoV [mm]
- Röhrenspannung [kV]
- Röhrenstrom [mA]
- Umlaufzeit [s]
- Angezeigtes Dosisflächenprodukt (DAP) [ $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$ ]
- Angezeigter CT-Dosisindex (CTDI) [mGy]

## 2.3 Verwendete Ionisationskammern und Messgeräte

Die Messung der Strahlendosen der unterschiedlichen Aufnahmemodi der beiden DVT-Geräte Planmecca Promax 3DMax und Sirona Orthophos XG 3D wurden zur Qualitätssicherung mit Hilfe von 3 Messkammern getätigt:

- Messkammer 1 (Abb.19) : PTW- Freiburg Zylinderkammer  $1\text{cm}^3$  (Typ 23331)
- Messkammer 2 (Abb.17): PTW-Freiburg DLP-Kammer 10 cm (Typ 30009)
- Messkammer 3 ( Abb.18): PTW-Freiburg DLP-Kammer 30 cm ( Typ 30017)



Abbildung 19: Messkammer 1 [eigene  
Abbildung]

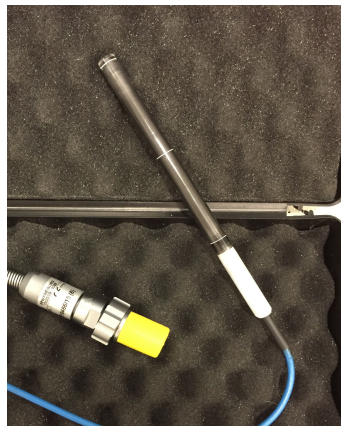


Abbildung 17: Messkammer 2 [eigene  
Abbildung]

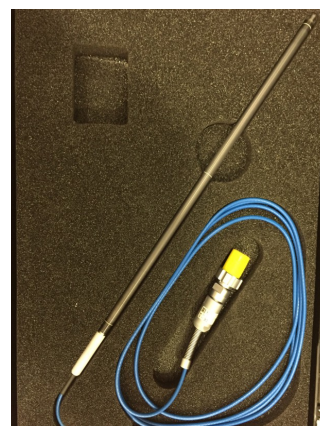


Abbildung 18: Messkammer 3 [eigene  
Abbildung]

Da, insbesondere bei großen FOV, nur mit der Messkammer 3 die Streuverhältnisse gut erfasst werden können, wurden zur weiteren Berechnung der effektiven Dosis im Zuge dieser Diplomarbeit nur die Messergebnisse von Messkammer 3 herangezogen. Aus diesem Grund soll auch nur auf deren technische Spezifikationen näher eingegangen werden.

Bei der Messkammer 3 handelt es sich um eine luftgefüllte Ionisationskammer der Firma PTW- Freiburg mit einer Länge von 30 cm. (Tab.3)

Kammervolumen:	9,3 cm <sup>3</sup>
Energieabhängigkeit der Anzeige	< +/- 5% 50-100 kV
Arbeitsbereich Temperatur	10-40°C
Arbeitsbereich Druck	700-1060 hPa
Kammerspannung	100-400V
Ionensammelzeit	274 µsek
Dosisleistung:	12,4 Gy/sek ( bei 95% Sättigung)
Dospuls:	2,26 mGy (bei 95% Sättigung)

Tabelle 3: Tech. Spez. PTW DLP 30017 [34]

Zur Darstellung der gemessenen Strahlendosis wurde das Universaldosimeter UNIDOS (Typ 10001) der Firma PTW-Freiburg verwendet (Abb.20).

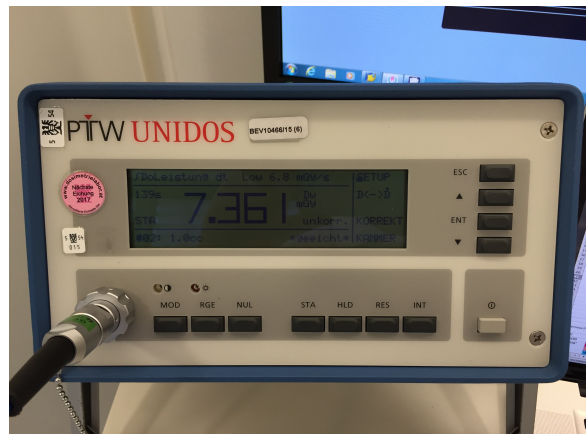


Abbildung 20: Universaldosimeter UNIDOS PTW-Freiburg [eigene Abbildung]

## 2.4 Ablauf der Messungen

Die Messungen fanden für jeden Aufnahmemodus der beiden DVT-Geräte mit den Grundeinstellungen M und XS, sowie Normal und Ultra-Low-Dose™ bei Planmeca und M und S bei Sirona statt. Beim Sirona Orthophos XG 3D erfolgten die Messungen mit allen drei Messkammern zur Qualitätssicherung je zwei mal. Beim Planmeca Promax 3DMax erfolgte lediglich die Messung für das kleinste FoV mit allen 3 Messkammern je zwei mal. Auf Grund der Fülle an Aufnahmemodi fanden die restlichen Messungen mit jeder Messkammer je einmal und zur Qualitätssicherung über alle Aufnahmemodi und FoV verteilt stichprobenartig ein zweites mal statt.

## 2.5 Berechnung des Dosisflächenproduktes (DAP)

Aus den ermittelten Strahlendosen für jeden Aufnahmemodus der drei Messkammern, erfolgte jeweils die Bestimmung des Mittelwertes. Die nachfolgenden Berechnungen der Effektivdosis dieser Diplomarbeit erfolgten –wie in Punkt 2.3 erwähnt– nur aus den Mittelwerten der Messkammer 3. Nach Mittelwertbildung erfolgte die Berechnung des Dosisflächenproduktes (DAP) durch Multiplikation der Mittelwerte mit der Fläche des jeweiligen Field of view (FoV). Die Fläche des FoV ist hierbei durch die Höhe und dem Durchmesser des FoV in cm determiniert.

Da es sich bei der Messkammer 3 um eine elektrische Messkammer handelt, die durch sie gemessenen Werte somit als Ladung in Coulomb angegeben sind, erfolgte zunächst die Umrechnung der ermittelten Ladungswerte mittels eines Kalibrierfaktors (siehe Formel) in Luftkerma, wobei für die gemessene Strahlenqualität näherungsweise davon ausgegangen werden kann, dass die Luftkerma der Energiedosis [Gy] entspricht. Anschließend erfolgte die Ermittlung des DAP.

$$D = \frac{(MW \cdot N_K)}{h}$$

*D...Energiedosis [Gy]*

*MW...Mittelwert [pC]*

*N<sub>k</sub>... Kalibrierfaktor  $7,838 \cdot 10^{-5} [\frac{Gy \cdot cm}{pC}]$*

*h...Höhe des FoV [cm]*

## 2.6 Ermittlung der Effektivdosis

Die Ermittlung der effektiven Dosis aus dem DAP erfolgte für die dreidimensionalen Aufnahmen durch das bereits erwähnte und beschriebene Monte-Carlo-Simulationsprogramm PCXMC von Stuk aus Finnland am Kompetenzzentrum für Medizinische Physik und Strahlenschutz.

Hierzu wurden folgende Parameter für jeden Aufnahmemodus des Planmeca Promax 3DMax und des Sirona Orthophos XG 3D in eine eigens dafür erstellte Excel-Tabelle überführt:

- das errechnete DAP in mGy\*cm<sup>2</sup>
- das PatientInnenalter (30 für Adult und 15 für Juvenil)
- die Röhrenspannung in kV
- die Filterung des jeweiligen Gerätes 2,5mm Al/0,5mm Cu (Planmeca Promax 3DMax) bzw. 2,5mm Al/ 0,3mm Cu (Sirona Orthophos XG 3D)

- der Fokus-Messkammer-Abstand von 34 cm (Planmeca Promax 3DMax) bzw 30 cm (Sirona Orthophos XG 3D)
- Die Höhe und der Durchmesser des FoV im Messbereich.

Darüber hinaus wurde über Koordinaten ( $X_{ref}, Y_{ref}, Z_{ref}$ ) ein Punkt am virtuellen Phantom angeben, durch welchen sich der Zentralstrahl des DVT bewegen sollte. Die Projektionen, die das Programm berücksichtigte, erfolgten alle  $10^\circ$ ; insgesamt also 36 Projektionen bei einer Rotation von  $360^\circ$  um das Objekt.

Durch Synchronisation der angefertigten Exceltabellen mit dem Simulationsprogramm, wurden dann für jeden Aufnahmemodus auf Basis der ICRP 103 Richtlinien die Organdosen bzw. die Effektivdosis berechnet.

Die Bestimmung der Effektivdosis für die zweidimensionalen Aufnahmen erfolgte durch die Verwendung der Röhrenspannungsabhängigen Konversionsfaktoren nach Looe et al[35] durch Multiplikation mit dem errechneten Dosisflächenprodukt. Für die sich daraus ergebenden Effektivdosiswerte wurden jeweils der Minimal-, der Mittel-, und der Maximalwert, je nach verwendetem Konversionsfaktor angegeben.

### 3. Ergebnisse

#### 3.1 Erhobene gerätespezifische Parameter

FoV	Modus	Voxelgr (µm)	kV	mA	t [sek]	Ang. DAP [mGycm <sup>2</sup> ]
80x80	Normal (M)	160	85	10	5,1	352
	Normal (S)	160	85	7	3,3	160
	HD (M)	160	85	6	14,4	693
	HD (S)	160	85	4	14,4	458
50x55	Normal (M)	160	85	10	5,1	157
	Normal (S)	160	85	7	3,3	72
	HD (M)	100	85	6	14,4	310
	HD (S)	100	85	4	14,4	205
Panorama	Normal (M)	/	69	15	14	101
	Normal (S)	/	62	8	14	44

Tabelle 4: Sirona Orthophos XG 3D; Erhobene Aufnahmeparameter

FoV	Aufnahmemodus	Modus	Voxel [µm]	DM / Höhe [mm]	kV	mA	t [s]	Ang.DAP [mGy*cm <sup>2</sup> ]	Ang. CTDI [mGy]	
50x55 Zahn	Normal (M)	N	200	50 / 55	96	5,6	12	472	2,7	
		ULD	200	50 / 55	96	4	4	111	0,6	
	Normal (XS)	N	200	42 / 48	96	3,6	12	231	1,8	
		ULD	200	42 / 48	96	2,5	4	53	0,4	
	HD (M)		150	50 / 55	96	7,1	13	748	4,4	
			150	50 / 55	96	5	5	174	1	
	HD (XS)		150	42 / 48	96	4,5	15	360	2,8	
			150	42 / 48	96	3,2	5	85	0,7	
	Hi Res (M)		100	50 / 55	96	7,1	12	598	3,5	
			100	50 / 55	96	5	6	139	0,8	
	Hi Res (XS)		100	42 / 48	96	4,5	12	288	2,2	
			100	42 / 48	96	3,2	4	68	0,5	
	Endo (M)		75	50 / 55	96	7,1	15	748	4,4	
			75	50 / 55	96	5	5	174	1	
	Endo (XS)		75	42 / 48	96	4,5	15	360	2,8	
			75	42 / 48	96	3,2	5	85	0,7	
100x56 Zähne	Normal (M)	N	200	100/55	96	5,6	12	726	3	
		ULD	200	100/55	96	4	4	171	0,7	
	Normal (XS)	N	200	85/48	96	3,6	12	355	1,9	
		ULD	200	85/48	96	2,5	4	81	0,4	
	HD (M)		150	100/55	96	7,1	15	1150	4,8	
			150	100/55	96	5	5	267	1,1	
	HD (XS)		150	85/48	96	4,5	15	554	3	
			150	85/48	96	3,2	5	130	0,7	
	LowDose (M)		400	100/55	96	4	6	260	1,1	
			400	100/55	96	2,2	3	71	0,3	
	LowDose (XS)		400	85/48	96	2,5	6	124	0,7	
			400	85/48	96	1,4	3	33	0,2	
	100x90 Zähne	Normal (M)	N	200	100 / 90	96	5,6	12	1060	2,7
			ULD	200	100 / 90	96	4	4	250	0,6
		Normal (XS)	N	200	85 / 75	96	3,6	12	518	1,8
			ULD	200	85 / 75	96	2,5	4	119	0,4
HD (M)			150	100 / 90	96	7,1	15	1680	4,4	
			150	100 / 90	96	5	5	390	1	
HD (XS)			150	85 / 75	96	4,5	15	809	2,8	
			150	85 / 75	96	3,2	5	190	0,7	
LowDose (M)			400	100 / 90	96	4	6	380	1	
			400	100 / 90	96	2,2	3	104	0,3	

	LowDose (XS)		400	85 / 75	96	2,5	6	181	0,6
			400	85 / 75	96	1,4	3	48	0,2
130x55 Kiefer	Normal (M)	N	200	130 / 55	96	5,6	12	566	1,9
		ULD	200	130 / 55	96	4	4	133	0,5
	Normal (XS)	N	200	110 / 50	96	3,6	12	277	1,2
		ULD	200	110 / 50	96	2,5	4	63	0,3
	LowDose (M)		400	130 / 55	96	4	6	203	0,7
			400	130 / 55	96	2,2	3	56	0,2
	LowDose (XS)		400	110 / 50	96	2,5	6	97	0,4
			400	110 / 50	96	1,4	3	26	0,1
130x90 Kiefer	Normal (M)	N	200	130/90	96	5,6	12	900	1,8
		ULD	200	130/90	96	4	4	212	0,4
	Normal (XS)	N	200	110/75	96	3,6	12	440	1,2
		ULD	200	110/75	96	2,5	4	101	0,3
	LowDose (M)		400	130/90	96	4	6	323	0,7
			400	130/90	96	2,2	3	88	0,2
	LowDose (XS)		400	110 / 75	96	2,5	6	153	0,4
			400	110 / 75	96	1,4	3	41	0,1
100x130 Gesicht	Normal (M)	N	200	100 / 130	96	5,6	6	1234	2,7
		ULD	200	100 / 130	96	4	4	291	0,7
	Normal (XS)	N	200	85 / 110	96	3,6	12	603	1,8
		ULD	200	85 / 110	96	2,5	4	138	0,4
	LowDose (M)		400	100 / 130	96	4	6	443	1
			400	100 / 130	96	2,2	3	121	0,3
	LowDose (XS)		400	85 / 110	96	2,5	6	210	0,6
			400	85 / 110	96	1,4	3	56	0,2
230x160 Schädel	Normal (M)	N	400	230 / 160	96	5,6	13,5	1074	1,1
		ULD	400	230 / 160	96	4	4,5	384	0,4
	Normal (XS)	N	400	230 / 160	96	3,6	13,5	691	0,7
		ULD	400	230 / 160	96	2,5	4,5	240	0,3
	HD (M)		400	230 / 160	96	7,1	18	1839	2
			400	230 / 160	96	5	6	648	0,7
	HD (XS)		400	230 / 160	96	4,5	18	1166	1,2
			400	230 / 160	96	3,2	6	414	0,4
	LowDose (M)		600	230 / 160	96	4	9	803	0,8
			600	230 / 160	96	2,2	4,5	232	0,2
	LowDose (XS)		600	230 / 160	96	2,5	9	502	0,5
		600	230 / 160	96	1,4	4,5	141	0,1	
230x260 Schädel	Normal (M)	N	400	230 / 260	96	5,6	27/13,5	2149	2,3
		ULD	400	230 / 260	96	4	9/4,5	767	0,8
	Normal (XS)	N	400	230 / 260	96	3,6	27/13,5	1381	1,5
		ULD	400	230 / 260	96	2,5	9/4,5	480	0,5
	HD (M)		400	230 / 260	96	7,1	36/18	3678	3,9
			400	230 / 260	96	5	12/6	1295	1,3

	HD (XS)		400	230 / 260	96	4,5	36/18	2331	2,4
			400	230 / 260	96	3,2	12/6	829	0,9
	LowDose (M)		600	230 / 260	96	4	18/9	1606	1,7
			600	230 / 260	96	2,2	9/4,5	464	0,5
	LowDose(XS)		600	230 / 260	96	2,5	18/9	1004	1
			600	230 / 260	96	1,4	9/4,5	283	0,3
Pan	Normal (M)	N	/	/	80	16	9,9	111	/
	Normal (XS)	N	/	/	72	16	8,6	55	/

Tabelle 5: Planmeca Promax 3DMax; Erhobene Aufnahmeparameter

### 3.2 Berechnete Dosisflächenprodukte und Abweichung

In Tabelle 6 und Tabelle 7 sind die Mittelwerte der Messkammer 3, sowie das daraus berechnete Dosisflächenprodukt (DAP ger.), das vom Gerät angezeigte DAP (DAP ang.), sowie die Abweichung des gerechneten zum angezeigten DAP in % angegeben.

FoV	Aufnahmemodus	DM [cm]	Höhe [cm]	A FoV [cm <sup>2</sup> ]	Mittelwert [pC]	DAP ger [Gy*cm <sup>2</sup> ]	DAP ang. [Gy*cm <sup>2</sup> ]	Abweichung [%]
80x80	Normal M	8	8	64	476,75	0,299	0,352	-18
	Normal S	8	8	64	203,75	0,128	0,16	-25
	HD	8	8	64	1003,5	0,629	0,693	-10
	HD	8	8	64	707,75	0,444	0,458	-3
50x55	Normal	5	5,5	27,5	322,75	0,126	0,157	-24
	Normal	5	5,5	27,5	138,5	0,054	0,072	-33
	HD	5	5,5	27,5	669,75	0,262	0,31	-18
	HD	5	5,5	27,5	474,25	0,186	0,205	-10
Pan	Normal M	30	18	540	1053	0,891	0,101	+89
	Normal S	30	18	540	498,75	0,422	0,04	+90

Tabelle 6: Sirona Orthophos XG 3D; Abweichung des ermittelten DAP

FoV	Aufnahmemodus	Modus	DM [cm]	Höhe [cm]	AFoV [cm²]	Mittelwert [pC]	DAP ger. [Gy*cm²]	DAP ang. [Gy*cm²]	Abweichung [%]
50x55 Zahn	Normal (M)	N	5	5,5	27,5	895	0,351	0,472	-35
		ULD	5	5,5	27,5	199,25	0,078	0,111	-42
	Normal (XS)		4,2	4,8	20,16	497,75	0,164	0,231	-41
			4,2	4,8	20,16	105,75	0,035	0,053	-52
	HD (M)		5	5,5	27,5	1415,5	0,555	0,748	-35
			5	5,5	27,5	313	0,123	0,174	-42
	HD (XS)		4,2	4,8	20,16	782	0,257	0,36	-40
			4,2	4,8	20,16	172,25	0,057	0,085	-50
	Hi Res (M)		5	5,5	27,5	1132	0,444	0,598	-35
			5	5,5	27,5	252,75	0,099	0,139	-40
	Hi Res (XS)		4,2	4,8	20,16	626	0,206	0,288	-40
			4,2	4,8	20,16	134	0,044	0,068	-54
	Endo (M)		5	5,5	27,5	1417	0,555	0,748	-34
			5	5,5	27,5	309,75	0,121	0,174	-43
	Endo (XS)		4,2	4,8	20,16	778	0,256	0,36	-41
			4,2	4,8	20,16	166,5	0,055	0,085	-55
	LowDose (M)		5	5,5	27,5	313,25	0,123	0,169	-38
			5	5,5	27,5	79,25	0,031	0,046	-48
	LowDose (XS)		4,2	4,8	20,16	169,75	0,056	0,08	-43
			4,2	4,8	20,16	41	0,013	0,021	-56
100x55 Zähne	Normal (M)		10	5,5	55	896	0,702	0,726	-3
			10	5,5	55	199	0,156	0,171	-9
	Normal (XS)		8,5	4,8	40,8	503,5	0,335	0,355	-6
			8,5	4,8	40,8	105	0,070	0,081	-16
	HD (M)		10	5,5	55	1417	1,111	1,15	-4
			10	5,5	55	308	0,241	0,267	-11
	HD (XS)		8,5	4,8	40,8	787,5	0,525	0,554	-6
			8,5	4,8	40,8	170,5	0,114	0,13	-14
	LowDose (M)		10	5,5	55	315	0,247	0,26	-5
			10	5,5	55	80,25	0,063	0,071	-13
LowDose (XS)		8,5	4,8	40,8	169,5	0,113	0,124	-10	
		8,5	4,8	40,8	40,5	0,027	0,033	-22	
100x90 Zähne	Normal (M)		10	9	90	1343	1,053	1,06	-1
			10	9	90	292	0,229	0,25	-9
	Normal (XS)		8,5	7,5	63,75	752,5	0,501	0,518	-3
			8,5	7,5	63,75	163,5	0,109	0,119	-9
	HD (M)		10	9	90	2123	1,664	1,68	-1
			10	9	90	467,5	0,366	0,39	-6
	HD (XS)		8,5	7,5	63,75	1189	0,792	0,809	-2
			8,5	7,5	63,75	254	0,169	0,19	-12
	LowDose (M)		10	9	90	469,75	0,368	0,38	-3
		10	9	90	120	0,094	0,104	-11	

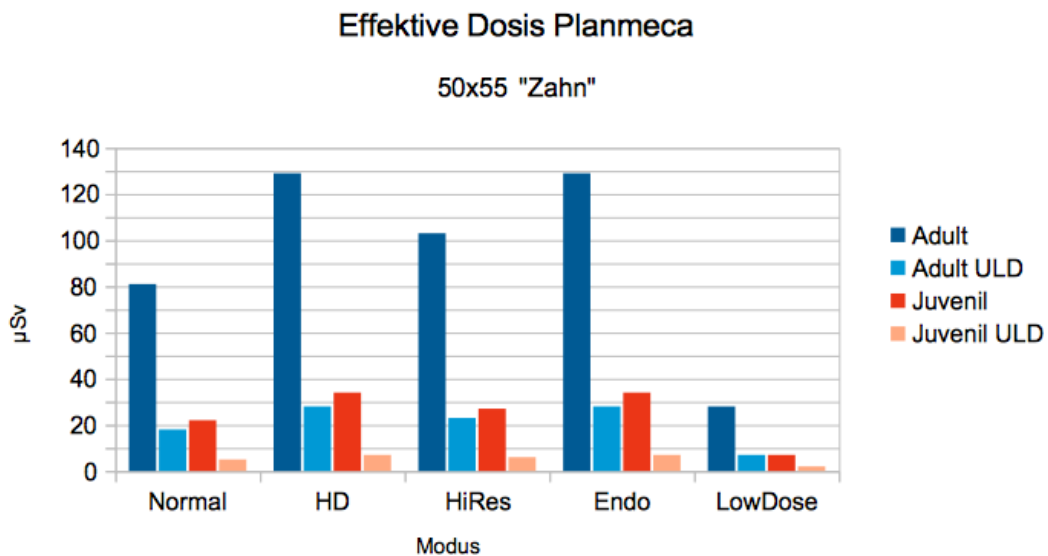
	LowDose (XS)		8,5	7,5	63,75	256,75	0,171	0,181	-6
			8,5	7,5	63,75	63,5	0,042	0,048	-13
130x55	Normal (M)		13	5,5	71,5	543,75	0,554	0,566	-2
Kiefer			13	5,5	71,5	122	0,124	0,133	-7
	Normal (XS)		11	5	55	304,25	0,262	0,277	-6
			11	5	55	64,5	0,056	0,063	-13
	LowDose (M)		13	5,5	71,5	190	0,194	0,203	-5
			13	5,5	71,5	49	0,050	0,056	-12
	LowDose (XS)		11	5	55	101,5	0,088	0,097	-11
			11	5	55	27,5	0,024	0,026	-10
130x90	Normal (M)		13	9	117	856,5	0,873	0,9	-3
Kiefer			13	9	117	189	0,193	0,212	-10
	Normal (XS)		11	7,5	82,5	475,5	0,410	0,44	-7
			11	7,5	82,5	99	0,085	0,101	-18
	LowDose (M)		13	9	117	299,25	0,305	0,323	-6
			13	9	117	79	0,080	0,088	-9
	LowDose (XS)		11	7,5	82,5	160,75	0,139	0,153	-10
			11	7,5	82,5	41,5	0,036	0,041	-15
100x130	Normal (M)		10	13	130	1816	1,423	1,234	+13
Gesicht			10	13	130	404	0,317	0,291	+9
	Normal (XS)		8,5	11	93,5	1027,5	0,685	0,603	+12
			8,5	11	93,5	218,75	0,146	0,138	+5
	LowDose (M)		10	13	130	632,5	0,496	0,443	+10
			10	13	130	162	0,127	0,121	+5
	LowDose (XS)		8,5	11	93,5	353	0,235	0,21	+11
			8,5	11	93,5	92,5	0,062	0,056	+9
230x160	Normal (M)		23	16	368	1473	2,655	1,074	+60
Schädel			23	16	368	322,5	0,581	0,384	+34
	Normal (XS)		23	16	368	945,5	1,704	0,691	+60
			23	16	368	198	0,357	0,24	+33
	HD (M)		23	16	368	2483	4,476	1,839	+59
			23	16	368	542	0,977	0,648	+34
	HD (XS)		23	16	368	1577	2,843	1,166	+60
			23	16	368	346,5	0,625	0,414	+33
	LowDose (M)		23	16	368	689,25	1,243	0,803	+35
			23	16	368	175	0,315	0,232	+26
	LowDose (XS)		23	16	368	425,25	0,767	0,502	+35
			23	16	368	107,25	0,193	0,141	+27
230x260	Normal (M)		23	26	598	2832	5,105	2,149	+60
Schädel			23	26	598	641,5	1,156	0,767	+34
	Normal (XS)		23	26	598	1863	3,359	1,381	+59
			23	26	598	404	0,728	0,48	+35
	HD (M)		23	26	598	4850,5	8,744	3,678	+58
			23	26	598	1083,5	1,953	1,295	+34

	HD (XS)		23	26	598	3092	5,574	2,331	+60
			23	26	598	697	1,257	0,829	+34
	LowDose (M)		23	26	598	1353	2,439	1,606	+34
			23	26	598	364	0,656	0,464	+30
	LowDose (XS)		23	26	598	849	1,531	1,004	+34
			23	26	598	222,5	0,401	0,283	+29
Pan	Normal (M)		30	18	540	337,75	0,246	0,111	+55
	Normal (XS)		30	18	540	153	0,112	0,055	+51

Tabelle 7: Planmeca Promax 3DMax; Abweichung des ermittelten DAP

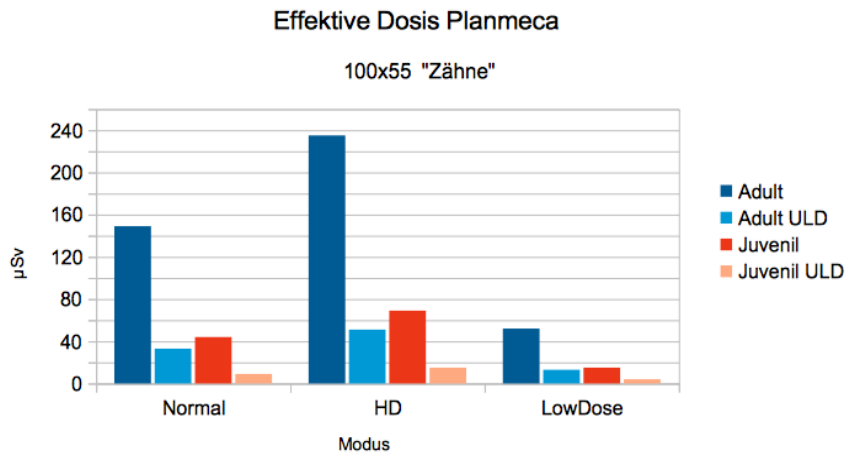
### 3.3 Planmeca Promax 3DMax: Effektivdosis der CBCT-Aufnahmemodi

Im Nachfolgenden ist die Effektivdosis der einzelnen Aufnahmemodi in Form von Diagrammen mit den zugehörigen Wertetabellen angeführt. Die Maximal- und Minimalwerte eines jeden Aufnahmemodus für die adulte und juvenile PatientInnengröße sind jeweils hervorgehoben.



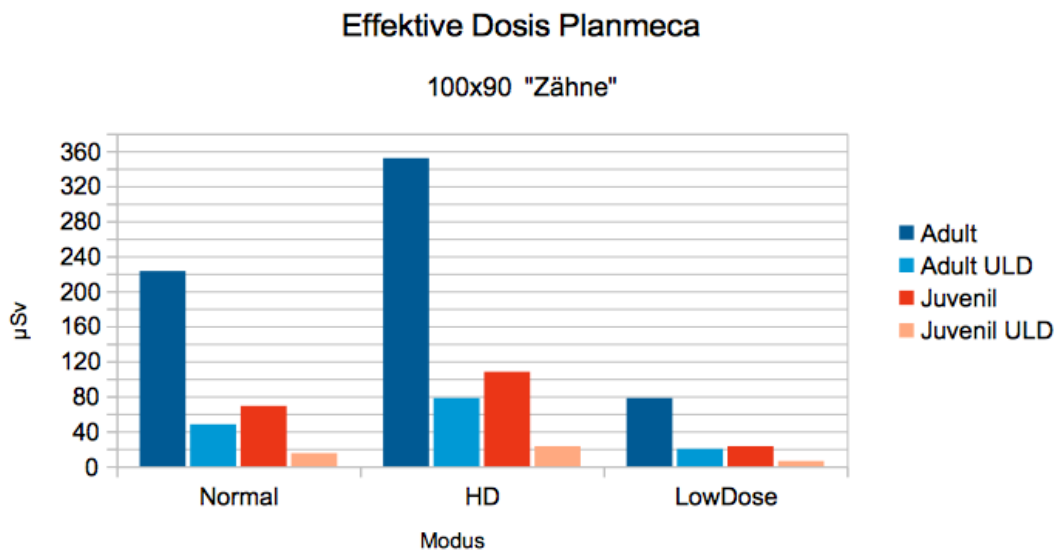
		Normal	HD	HiRes	Endo	LowDose
■	Adult	81	<b>129</b>	103	<b>129</b>	28
■	Adult ULD	18	28	23	28	<b>7</b>
■	Juvenil	22	<b>34</b>	27	<b>34</b>	7
■	Juvenil ULD	5	7	6	7	<b>2</b>

Tabelle 8: Planmeca Promax 3DMax; Effektivdosis 50x55 "Zahn" in µSv



		Normal	HD	LowDose
<span style="color: blue;">■</span>	Adult	149	<b>235</b>	52
<span style="color: lightblue;">■</span>	Adult ULD	33	51	<b>13</b>
<span style="color: red;">■</span>	Juvenil	44	<b>69</b>	15
<span style="color: orange;">■</span>	Juvenil ULD	9	15	<b>4</b>

Tabelle 9: Planmeca Promax 3DMax; Effektivdosis 100x55 "Zähne" in  $\mu\text{Sv}$ .

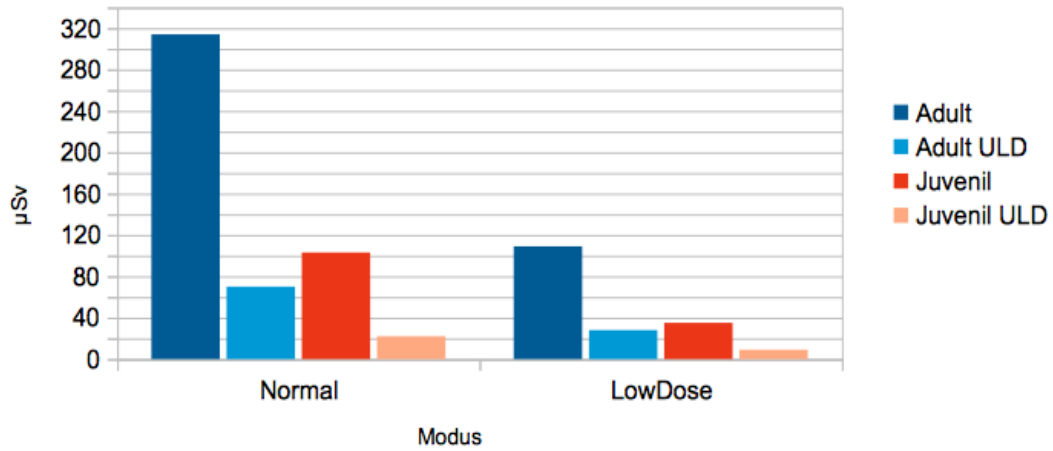


		Normal	HD	LowDose
<span style="color: blue;">■</span>	Adult	223	<b>352</b>	78
<span style="color: lightblue;">■</span>	Adult ULD	48	78	<b>20</b>
<span style="color: red;">■</span>	Juvenil	69	<b>108</b>	23
<span style="color: orange;">■</span>	Juvenil ULD	15	23	<b>6</b>

Tabelle 10: Planmeca Promax 3DMax; Effektivdosis 100x90 "Zähne" in  $\mu\text{Sv}$ .

## Effektive Dosis Planmeca

100x130 "Gesicht"

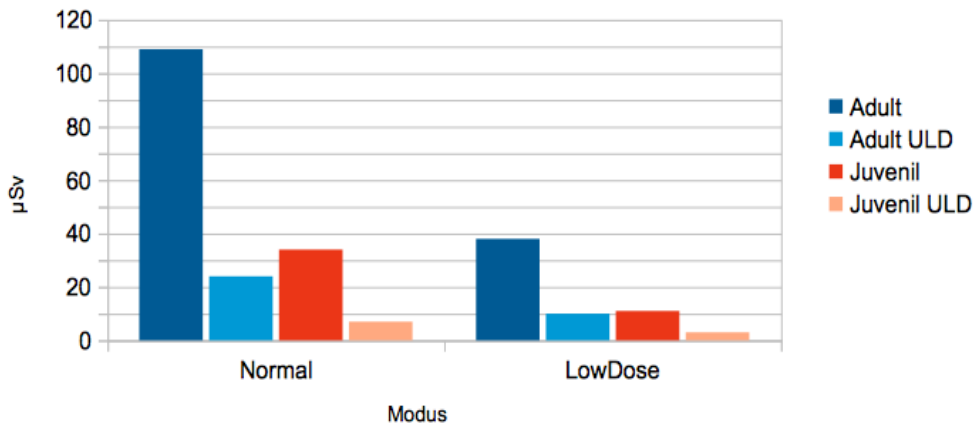


		Normal	LowDose
■	Adult	<b>130</b>	109
■	Adult ULD	70	<b>28</b>
■	Juvenil	<b>103</b>	35
■	Juvenil ULD	22	<b>9</b>

Tabelle 11: Planmeca Promax 3DMax; Effektivdosis 100x130 "Gesicht" in µSv.

## Effektive Dosis Planmeca

130x55 "Kiefer"

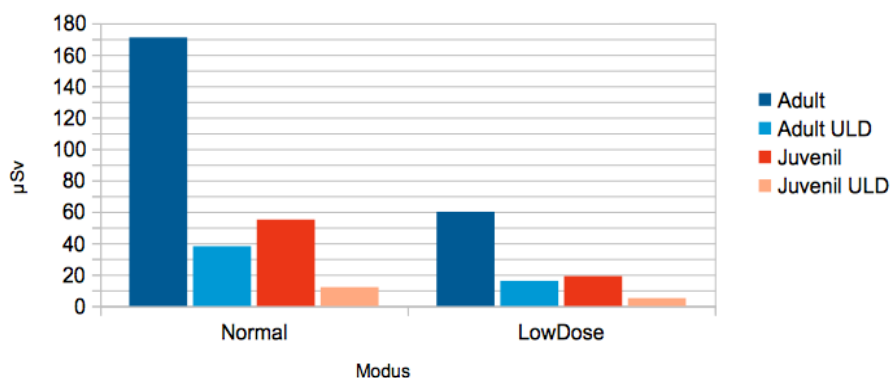


		Normal	LowDose
■	Adult	<b>109</b>	38
■	Adult ULD	24	<b>10</b>
■	Juvenil	<b>34</b>	11
■	Juvenil ULD	7	<b>3</b>

Tabelle 12: Planmeca Promax 3DMax; Effektivdosis 130x55 "Kiefer" in µSv.

### Effektive Dosis Planmeca

130x90 "Kiefer"

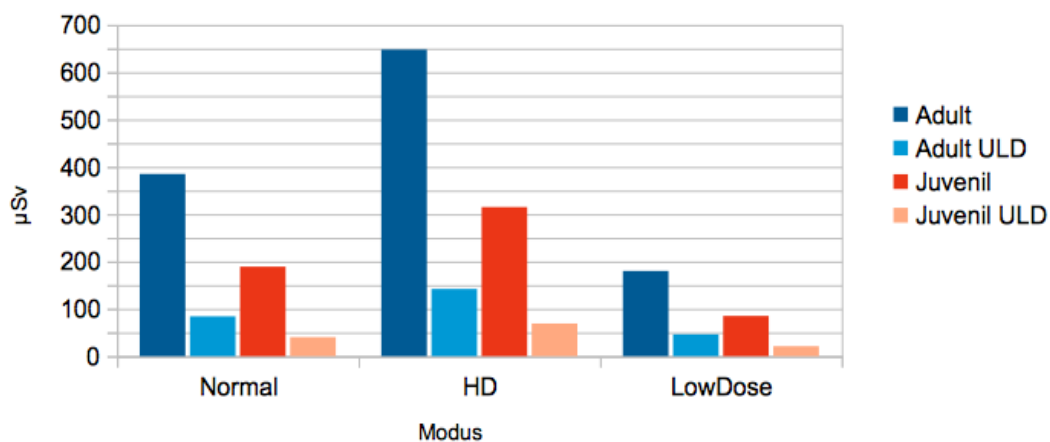


		Normal	LowDose
■	Adult	<b>171</b>	60
■	Adult ULD	38	<b>16</b>
■	Juvenil	<b>55</b>	19
■	Juvenil ULD	12	<b>5</b>

Tabelle 13: Planmeca Promax 3DMax; Effektivdosis 130x90 "Kiefer" in µSv.

### Effektive Dosis Planmeca

230x160 "Schädel"

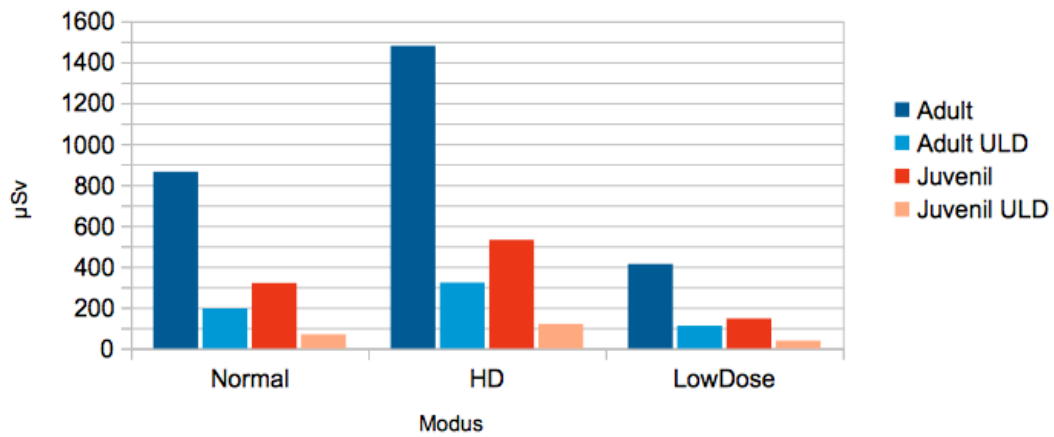


		Normal	HD	LowDose
■	Adult	385	<b>648</b>	180
■	Adult ULD	84	142	<b>46</b>
■	Juvenil	189	<b>315</b>	85
■	Juvenil ULD	40	69	<b>21</b>

Tabelle 14: Planmeca Promax 3DMax; Effektivdosis 230x160 "Schädel" in µSv.

## Effektive Dosis Planmeca

230x260 "Schädel"

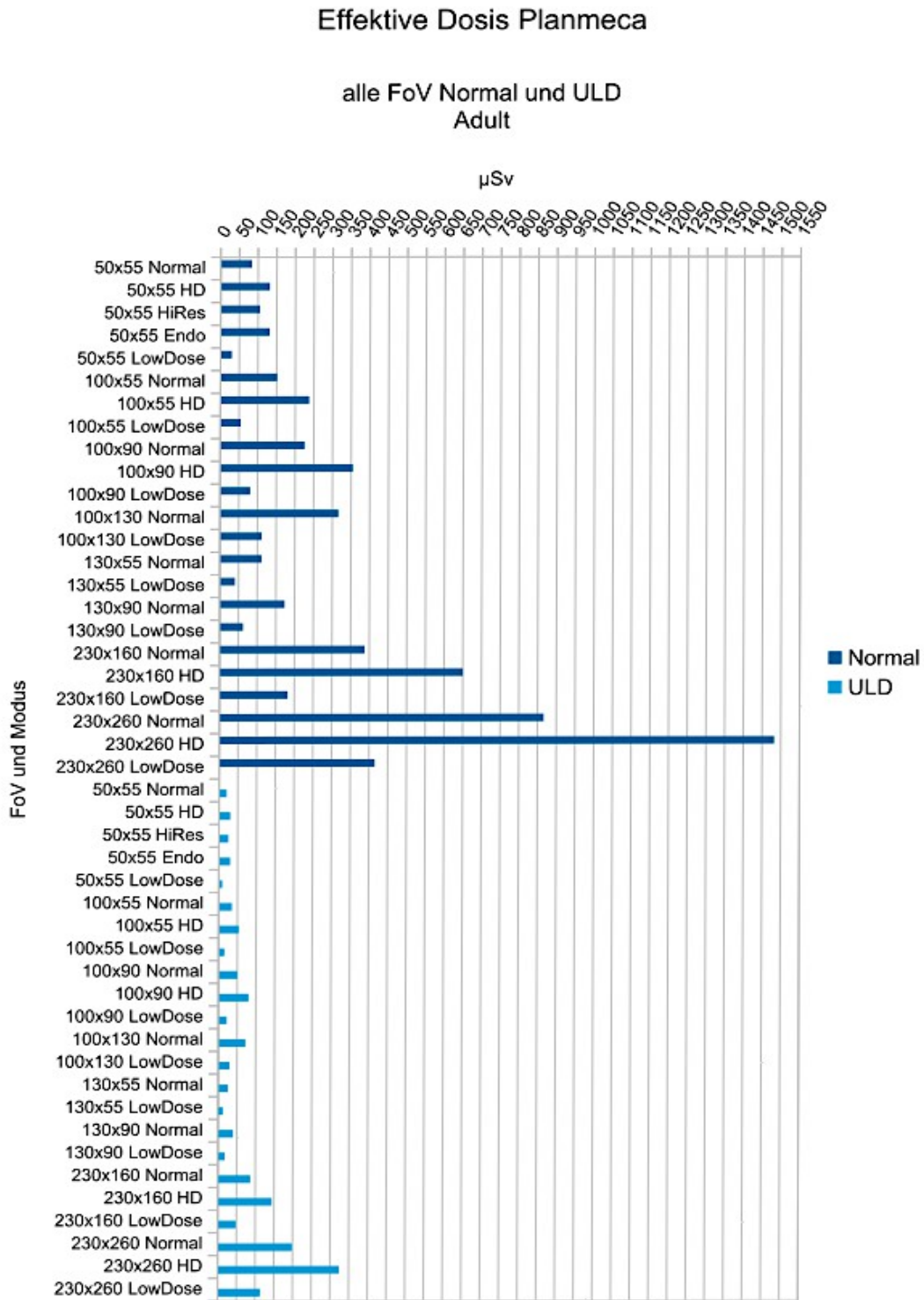


		Normal	HD	LowDose
■	Adult	864	<b>1480</b>	413
■	Adult ULD	196	322	<b>111</b>
■	Juvenil	320	<b>531</b>	146
■	Juvenil ULD	69	120	<b>38</b>

Tabelle 15: Planmeca Promax 3DMax; Effektivdosis 230x260 „Schädel“ in µSv.

### 3.3.1 Planmeca Promax 3DMax: Übersicht aller Aufnahmemodi

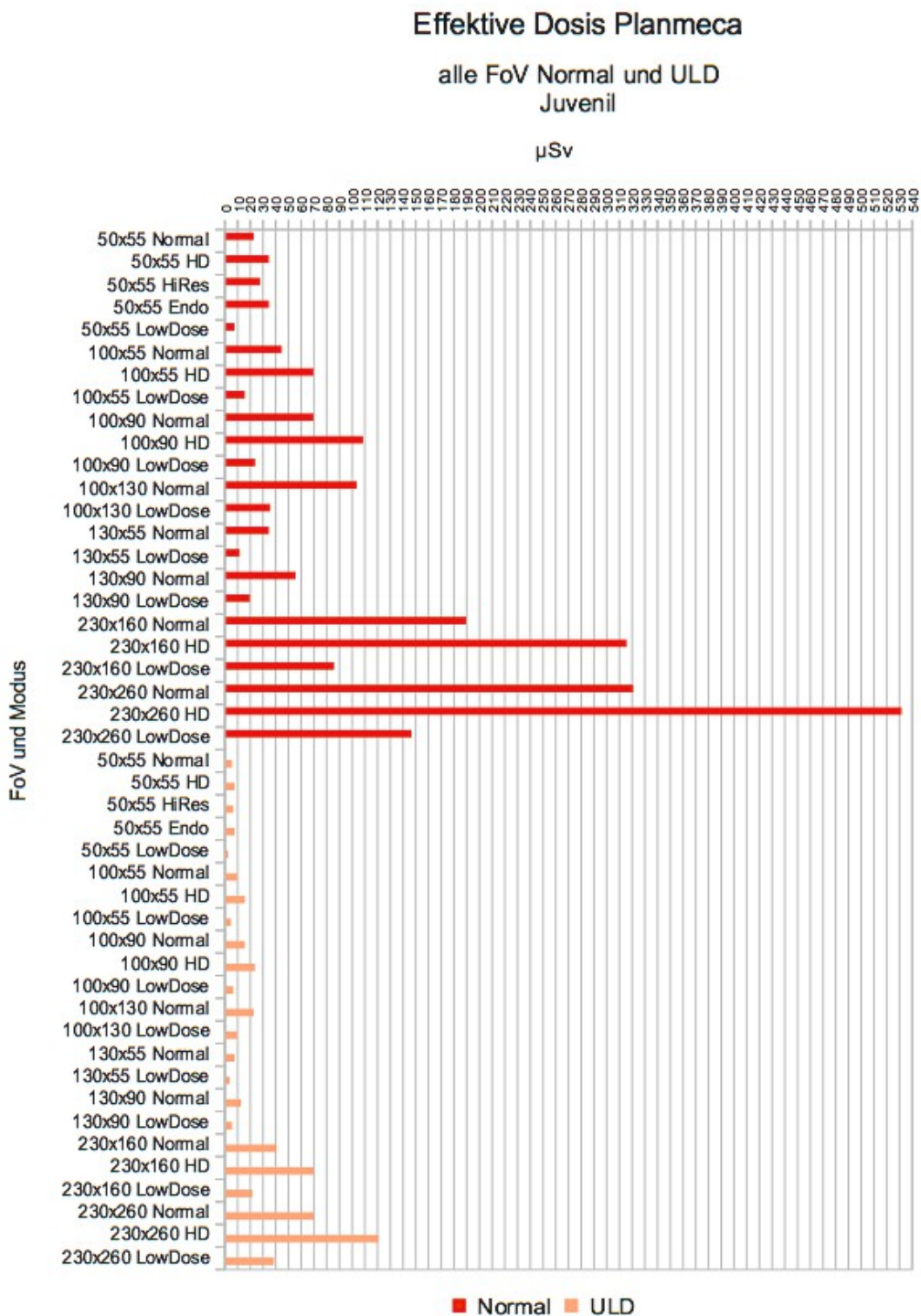
Im nachfolgenden Diagramm mit Wertetabelle ist die Effektivdosis aller Aufnahmemodi und FOV des Planmeca Promax 3DMax für die adulte PatientInnengröße im Normalmodus und im ULD-Modus als Übersicht angeführt.



<b>FoV</b>	Modus	<b>Normal [<math>\mu</math>Sv]</b>	<b>Ultra-Low-Dose™ [<math>\mu</math>Sv]</b>
<b>50x55</b>	Normal	81	18
	HD	129	28
	HiRes	103	23
	Endo	129	28
	LowDose	28	7
<b>100x55</b>	Normal	149	33
	HD	235	51
	LowDose	52	13
<b>100x90</b>	Normal	223	48
	HD	352	78
	LowDose	78	20
<b>100x130</b>	Normal	314	70
	LowDose	109	28
<b>130x55</b>	Normal	109	24
	LowDose	38	10
<b>130x90</b>	Normal	171	38
	LowDose	60	16
<b>230x160</b>	Normal	385	84
	HD	648	142
	LowDose	180	46
<b>230x260</b>	Normal	864	196
	HD	1480	322
	LowDose	413	111

*Tabelle 16: Planmeca Promax 3DMax; Übersicht der Effektivdosis aller FoV für die adulte PatientInnengröße*

Im nachfolgenden Diagramm mit Wertetabelle ist die Effektivdosis aller Aufnahme Modi und FOV des Planmeca Promax 3DMax für die juvenile PatientInnengröße im Normalmodus und im ULD-Modus als Übersicht angeführt.

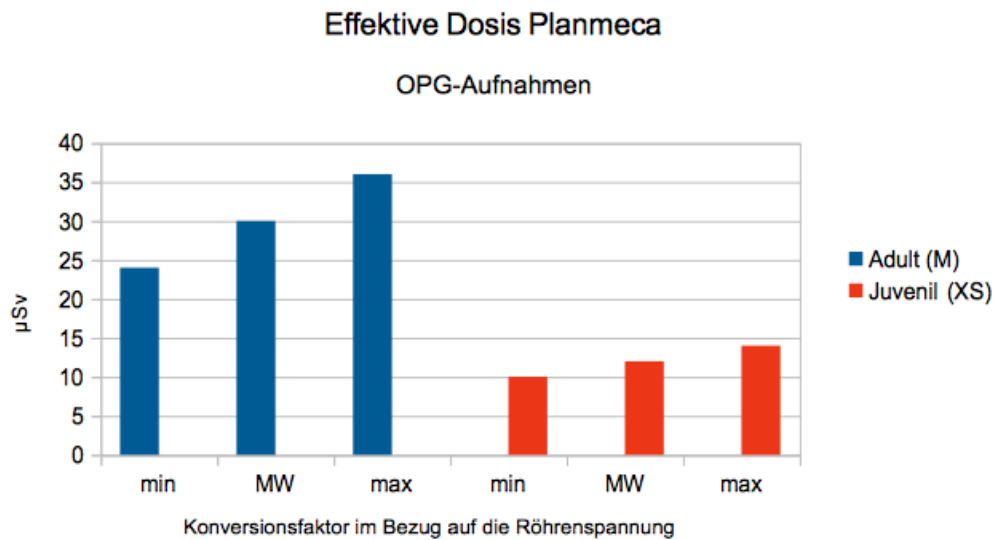


<b>FoV</b>	Modus	<b>Normal [<math>\mu\text{Sv}</math>]</b>	<b>Ultra-Low-Dose™ [<math>\mu\text{Sv}</math>]</b>
<b>50x55</b>	Normal	22	5
	HD	34	7
	HiRes	27	6
	Endo	34	7
	LowDose	7	2
<b>100x55</b>	Normal	44	9
	HD	69	15
	LowDose	15	4
<b>100x90</b>	Normal	69	15
	HD	108	23
	LowDose	23	6
<b>100x130</b>	Normal	103	22
	LowDose	35	9
<b>130x55</b>	Normal	34	7
	LowDose	11	3
<b>130x90</b>	Normal	55	12
	LowDose	19	5
<b>230x160</b>	Normal	189	40
	HD	315	69
	LowDose	85	21
<b>230x260</b>	Normal	320	69
	HD	531	120
	LowDose	146	38

*Tabelle 17: Planmeca Promax 3DMax; Übersicht der Effektivdosis aller FoV für die juvenile PatientInnengröße*

### 3.4 Planmeca Promax 3DMax: Effektivdosis der 2D-Aufnahmemodi

Im Nachfolgenden ist die effektive Dosis der OPG-Aufnahmemodi in Form eines Diagrammes mit der dazugehörigen Wertetabelle angeführt. Für die berechnete Effektivdosis wird jeweils der Minimalwert, der Mittelwert (MW) und der Maximalwert angeführt. Diese ergeben sich aus dem Minimal-, Maximal-, sowie Mittelwert des jeweilig verwendeten Konversionsfaktors nach Looe et al[35]

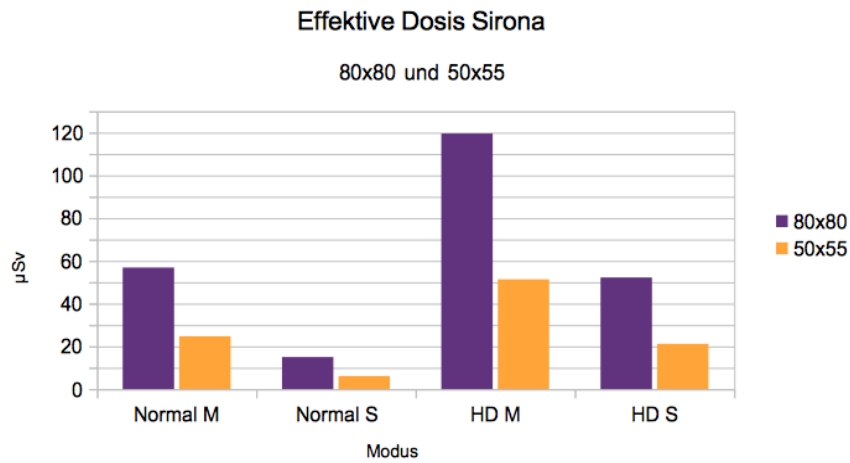


PatientInnengröße	Effektivdosis min [µSv]	Effektivdosis MW [µSv]	Effektivdosis max [µSv]
■ Adult (M)	24	30	36
■ Juvenil (XS)	10	12	14

Tabelle 18: Planmeca Promax 3DMax; Effektivdosis der OPG-Aufnahmen

### 3.5 Sirona Orthophos XG 3D: Effektivdosis der CBCT-Aufnahmemodi

Im Nachfolgenden ist die effektive Dosis der beiden 3D-Aufnahmemodi in Form eines Diagramms mit der zugehörigen Wertetabelle angeführt.

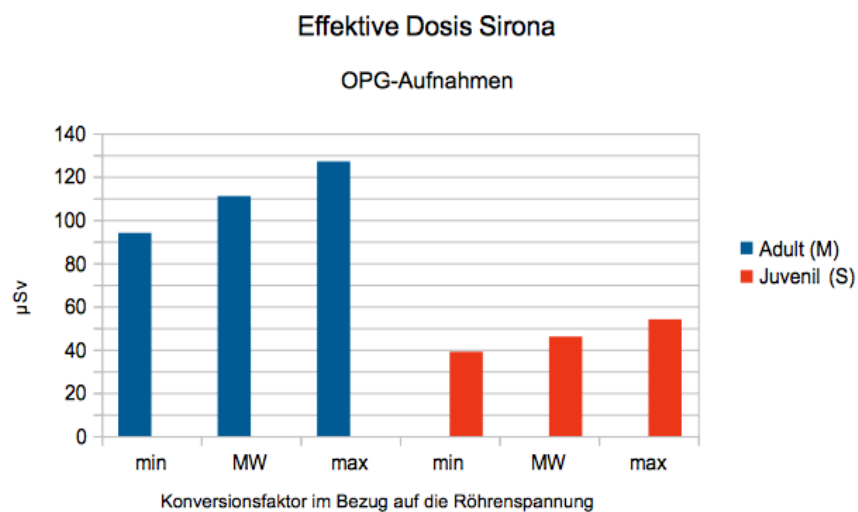


		Normal M	Normal S	HD M	HD S
■	80x80	57	15	120	52
■	50x55	25	6	51	21

Tabelle 19: Sirona Orthophos XG 3D; Effektivdosis 80x80 und 50x55 in µSv.

### 3.6 Sirona Orthophos XG 3D: Effektivdosis der 2D-Aufnahmemodi

In diesem Abschnitt ist die effektive Dosis der OPG-Aufnahmemodi in Form eines Diagrammes mit der dazugehörigen Wertetabelle angeführt. Für die berechnete Effektivdosis wird jeweils der Minimalwert, der Mittelwert (MW) und der Maximalwert angeführt. Diese ergeben sich aus dem Minimal-, Maximal-, sowie Mittelwert des jeweilig verwendeten Konversionsfaktors nach Looe et al[35]



	PatientInnengröße	Effektivdosis min [ $\mu$ Sv]	<b>Effektivdosis MW [<math>\mu</math>Sv]</b>	Effektivdosis max [ $\mu$ Sv]
<span style="color: blue;">■</span>	Adult (M)	94	<b>111</b>	127
<span style="color: red;">■</span>	Juvenil (S)	39	<b>46</b>	54

*Tabelle 20: Sirona Orthophos XG 3D; Effektivdosis der OPG-Aufnahmen*

## **4. Diskussion**

Die Kenntnis der Effektivdosis verschiedener 2D- und 3D-Aufnahmemodi ist die wesentliche Grundvoraussetzung um eine Strahlendosisreduktion am Patienten/ an der Patientin im Sinne des ALARA- und ALADA-Prinzips zu erreichen. Mittels der durchgeführten Messungen und Berechnungen konnte gezeigt werden, dass innerhalb eines voreingestellten FoV –auf Grund verschiedener weiterer Einstellungsmodi– eine weite Streuung der Effektivdosis auftritt. Aus diesem Grund ergibt sich bereits für ein DVT-Gerät alleine betrachtet eine sehr hohe Varianz der Strahlenbelastung für den Patienten/die Patientin. Zudem wird aus den Ergebnissen ersichtlich, dass durch den durch die Firma Planmeca eingeführten Ultra-Low-Dose™-Modus eine beträchtliche Reduktion der Effektivdosis für ein und dasselbe FoV erreicht werden kann.

Im Nachfolgenden sollen die zum Einsatz gekommenen Methoden, die gewonnenen Ergebnisse diskutiert und die erhaltenen Werte für die Effektivdosis mit bereits existierenden Literaturquellen verglichen werden.

### ***4.1 Diskussion der Methoden***

#### ***4.1.1 Versuchsaufbau und Messungen***

Der Versuchsaufbau erfolgte wie in Punkt 2.1 beschrieben und wurde bei jedem FoV überprüft und konstant gehalten. Die Messungen selbst erfolgten für jedes FoV und jeden Aufnahmemodus jeweils für Adult und Juvenil mit je drei unterschiedlichen Messkammern (siehe Punkt 2.3). Zudem erfolgten zur Qualitätssicherung stichprobenartig über alle Messkammern und Aufnahmemodi verteilte Doppelmessungen. Für diese Arbeit wurden schlussendlich nur die Messergebnisse der Ionisationskammer mit 30 cm Länge (PWT Freiburg TYP 30017) herangezogen. Für eine noch genauere Bestimmung der Strahlendosen, wäre es erforderlich die Messungen aller FoV zumindest zweimal mit zeitlichem Abstand zu messen und dann den Mittelwert zu bestimmen. So könnten etwaige Messfehler näher ein- oder Störfaktoren (Neonröhren, Stromnetze, WLAN...) besser ausgegrenzt werden.

Ein weiterer Diskussionspunkt sind die verwendeten Ionisationskammern selbst. Eine genauere Bestimmung der Effektivdosis könnte durch die Verwendung von Alderson-Rando-Phantomen erfolgen. In einer Studie von Zhang et al konnte jedoch gezeigt werden, dass sich selbst bei Verwendung eines Alderson-Rando Phantoms –in den Effektivdosen größerer FoV– Abweichungen von bis zu 70%, je nach verwendetem

Phantommodell ergeben können.[36] Aus Gründen der einfacheren Handhabung und der erwähnten Abweichungen, je nach verwendetem Phantommodell, fiel die Wahl auf die Verwendung einer einzelnen Ionisationskammer und die Berechnung der Effektivdosis über Konversionsfaktoren.

Als eine Qualitätssicherung der Messungen kann hingegen der Vergleich zwischen dem errechneten und dem nach jeder Messung vom Gerät angezeigten DAP (Dosisflächenprodukt) aufgezeigt werden. Hierbei ergaben sich beim Vergleich einige maximale Abweichungen über 60%; die meisten im Rahmen von maximal 30-40%.

Die teilweise bis zu 90% höher ermittelten Dosisflächenprodukte die 2D-Panoramaröntgenaufnahmen betreffend, könnten in der Platzierung der verwendeten Ionisationskammer –im Isozentrum des Gerätes– begründet sein. Da sich die Röntgenröhre mit dem Detektor im Zuge einer 2D-Panoramaaufnahme nicht kreisförmig, sondern auf einer ellipsoiden Bahn (um die Kieferform gut abzubilden) um die Ionisationskammer bewegt, kann es zu Abweichungen in den Messungen gekommen sein. Eine korrekte Messung der Strahlendosis und somit eine genauere Berechnung des DAP und der Effektivdosis, wäre wahrscheinlich nur durch den Eingriff in das Gerät (Platzierung der Ionisationskammer direkt am Detektor) möglich.

Die, von den Herstellerangaben abweichenden geringeren Werte der Strahlendosis (und somit auch des DAP) im kleineren FoV (50x55), können, ohne weiterführende Messungen, zur Zeit physikalisch nicht genauer begründet werden.

Ein Grund für die viel höher ausgefallenen Dosiswerte der größten FoV 230x160 und 230x260 des Gerätes Planmeca Promax 3DMax könnte auf das sog.“stitching“ zurückzuführen sein. Hierbei fertigt das Gerät zwei Einzelaufnahmen an, fügt diese nachträglich digital zusammen, um das große FoV abzudecken. Hierbei kann es zu Überlagerungen der beiden Einzelaufnahmen während der Gesamtaufnahme kommen, deren Strahlendosis die Ionisationskammer zwar mitmisst, welche aber möglicherweise bei der Berechnung des DAP nicht berücksichtigt werden.

#### *4.1.2 Bestimmung der Effektivdosis mittels Monte-Carlo-Simulation*

Zur Bestimmung der Effektivdosis der CBCT- Aufnahmemodi erfolgte die Übertragung des ermittelten DAP (Dosisflächenprodukte) in eine Monte-Carlo-Simulationssoftware. Hierbei wurde eine standardisierte adulte und juvenile PatientInnengröße angenommen und die Berechnungen ausnahmslos für alle Aufnahmemodi für 36 Projektionen (eine/10°) vorgenommen. Auch dies könnte eine Fehlervariable sein, weil nicht jede DVT- Aufnahme

360° Rotation und Aufnahmen pro 10° bedingt. Eine Abweichung von dieser standardisierten Annahme führt natürlich zu einer veränderten Gewebemorphologie im Strahlenfeld und somit zu einer veränderten Effektivdosis. Auf Grund des Beibehaltens der selben Grundeinstellungen in der Monte-Carlo-Simulationssoftware ausnahmslos für alle Aufnahmemodi, muss diese Variable zwar berücksichtigt, kann aber toleriert werden. Die Berechnung der Effektivdosis durch das Monte-Carlo-Simulationsprogramm basiert auf den Gewebs- und Organwichtungsfaktoren der ICRP 103 (2007) und entsprechen so dem aktuellen Stand der Wissenschaft.

#### *4.1.3 Vergleich erhobener Effektivdosis mit Literaturquellen*

Beim Vergleich erhobener Effektivdosen mit jenen aus Literaturquellen, wurde darauf geachtet, Effektivdosen gleicher Geräte, selber FoV, selber PatientInnengrößen zu vergleichen. Ersteres und Letzteres war durchwegs problemlos möglich. Der Vergleich selber FoV stellte sich jedoch, auf Grund nicht vorhandener identer FoV des untersuchten und des in der Literatur verwendeten Gerätes, manchmal als schwierig dar. Um Vergleiche anstellen zu können, wurden FoV mit möglichst ähnlichen bestrahlten Flächen (AfoV= Höhe x Durchmesser des jeweiligen FoV) gegenübergestellt. Meist wurden deshalb zwei FoV (eines mit der nächstkleineren und eines mit der nächstgrößeren bestrahlten Fläche) angeführt und mit der Literatur verglichen. Eine weitere, den Vergleich erschwerende Variable lag in der Varianz der Grundeinstellungen der verglichenen Geräte (wie etwa Voxelgröße, Röhrenstrom und -spannung). Daraus folgernd kann festgestellt werden, dass eine weitere Optimierung des Vergleichs der Effektivdosis durch Gegenüberstellung identer Geräte mit identen Grundeinstellungen und FoV erreicht werden könnte.

## 4.2 Diskussion der Ergebnisse

### 4.2.1 Effektivität des Ultra-Low-Dose<sup>TM</sup>- Modus (ULD)

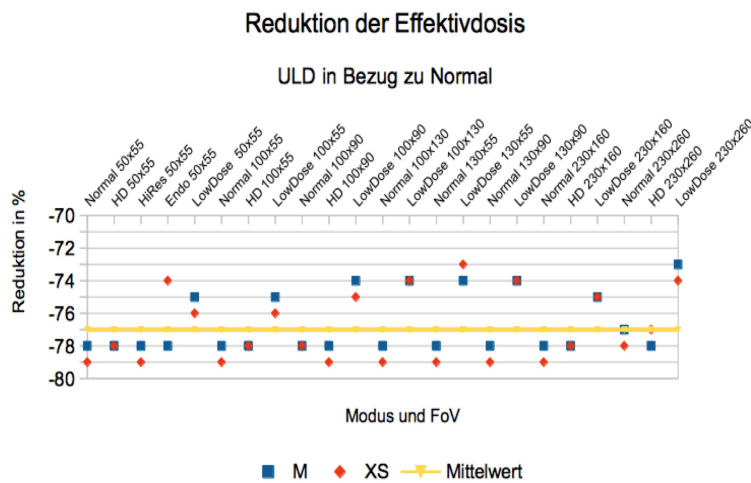


Abbildung 21: Planmeca Promax 3D Max; Reduktion der Effektivdosis im ULD-Modus in %

Betrachtet man die einzelnen verfügbaren Aufnahmemodi und FoV des Planmeca Promax 3DMax, die dazu ermittelten Effektivdosen (siehe Punkt 3.3.1) und schlüsselt diese so auf, dass jeweils der Ultra-Low-Dose<sup>TM</sup>- Modus und die Normaleinstellung miteinander verglichen werden, erkennt man, dass es unter Verwendung des ULD zu einer beträchtlichen Reduktion der Effektivdosis kommt (Abb.21). Die höchste Reduktion der Effektivdosis beträgt -79% gegenüber der Normaleinstellung. Feststellbar ist diese Reduktion vor allem in der PatientInnengröße „XS“ (in dieser Arbeit als juvenile Standardgröße gewählt) in den Aufnahmemodi und FoV „Normal 50x55“, „HiRes 50x55“, „Normal 100x55“, „HD 100x90“, „Normal 100x130“, „Normal 130x55“, „Normal 130x90“ und „Normal 230x160“.

Die geringste Reduktion der Effektivdosis unter Verwendung des ULD im Vergleich zu Normal mit -73% zeigte sich in den Aufnahmemodi und FoV „LowDose 130x55“ ebenfalls bei juveniler PatientInnengröße und „LowDose 230x260“ bei adulter PatientInnengröße (entsprechend der PatientInnenwahl „M“).

Der Mittelwert der Reduktion der Effektivdosis bei Verwendung des ULD im Vergleich zu Normal liegt bei rund -77%.

Eine maximale Reduktion der Effektivdosis von -79% zu Normal in besagten Modi bedeutet jedoch nicht die geringste Effektivdosis für einen Aufnahmemodus im Vergleich mit anderen verfügbaren Aufnahmemodi des selben FoV bei gleicher PatientInnengröße.

Beispielhaft soll hier das FoV 50x55 bei juveniler PatientInnengröße herangezogen werden. Der Modus „Normal 50x55“ weist mit einer Reduktion der Effektivdosis von -79% im ULD (5  $\mu$ Sv) im Vergleich zu Normal (22  $\mu$ Sv) zwar die höchste Reduktion auf, liegt jedoch mit dieser Strahlenbelastung mehr als 100% über jener des Modus „Low Dose ULD“ (2  $\mu$ Sv) des selben FoV.

#### *4.2.2 Vergleich der Effektivdosis Sirona Orthophos XG 3D mit Planmeca Promax 3DMax im FoV 50x55*

Sowohl das Gerät Sirona Orthophos XG 3D, als auch das Planmeca Promax 3DMax bieten Aufnahmen mit einem FoV von 50x55. Betrachtet man die Effektivdosen der beiden Geräte und die möglichen Aufnahmemodi im besagten FoV, stellt man starke Unterschiede in den Ergebnissen fest (Abb.22). Generell zeigt sich, dass das Sirona Orthophos XG 3D geringere Effektivdosen erzeugt, als das Planmeca Promax 3DMax, wenn Letzteres im „Normalmodus“ gefahren wird. Die höchste Strahlenbelastung mit 129  $\mu$ Sv zeigt sich hierbei beim Aufnahmemodus „HD“ und „Endo“ bei adulter PatientInnengröße. Da das Sirona Orthophos XG 3D nicht über einen „Endo“-Aufnahmemodus verfügt, kann nur der „HD“ Modus miteinander verglichen werden, welcher in Bezug auf die selbe PatientInnengröße für das Sironagerät bei 51  $\mu$ Sv liegt. Einen ähnlich starken Unterschied stellt man beim Vergleich des Aufnahmemodus „Normal“ fest, wobei hier die Strahlenbelastung beim Sirona Orthophos XG bei 25  $\mu$ Sv und beim Planmeca Promax 3DMax bei rund 81  $\mu$ Sv liegt.

Vergleicht man nun jedoch die Effektivdosen des Sirona Orthophos XG 3D mit jenen des Planmeca Promax 3DMax im ULD-Modus, zeigt sich eine klare Reduktion der Effektivdosis beim Planmecagerät. So liegt dieses Gerät im Aufnahmemodus „Normal“ bei adulter PatientInnengröße mit 18  $\mu$ Sv unter dem Sirona Orthophos XG 3D mit 25  $\mu$ Sv und im Aufnahmemodus „HD“ mit 28  $\mu$ Sv im Vergleich zu 51  $\mu$ Sv deutlich unter dem Sironagerät. Ähnliche Ergebnisse zeigen sich auch in der juvenilen PatientInnengröße. Besonders hervorzuheben ist hierbei, dass das Planmecagerät im Aufnahmemodus „HD“ULD mit 7  $\mu$ Sv weit unter dem Sironagerät mit 21  $\mu$ Sv liegt, die beiden Geräte im Aufnahmemodus „Normal“ mit 6  $\mu$ Sv (Sirona) und 5  $\mu$ Sv (Planmeca im ULD) jedoch nahezu gleichauf liegen.

Somit kann gesagt werden, dass das Sirona Orthophos XG 3D im Volumen 50x55 an sich die geringere Strahlenbelastung, als das Planmeca Promax 3DMax, aufweist, solange man das Planmecagerät nicht im ULD-Modus fährt. Der ULD-Modus liefert dann jedoch im

Vergleich mit den Standardeinstellungen des Sirona Orthophos XG 3D klar geringere Effektivdosen.

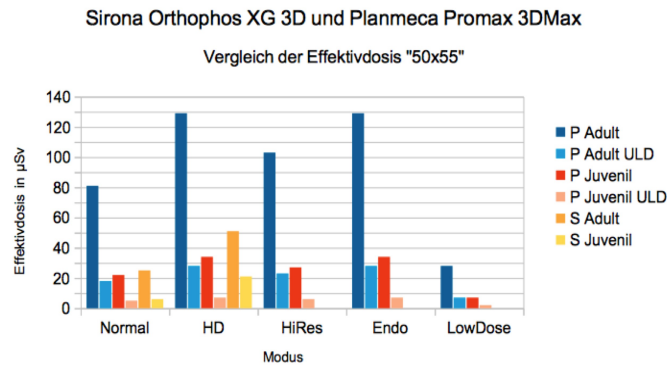


Abbildung 22: Vergleich der Effektivdosis 50x55 Sirona Orthophos XG 3D und Planmeca Promax 3DMax

#### 4.2.3 Vergleich der Effektivdosis Sirona Orthophos XG 3D mit Planmeca Promax 3DMax im größeren FoV

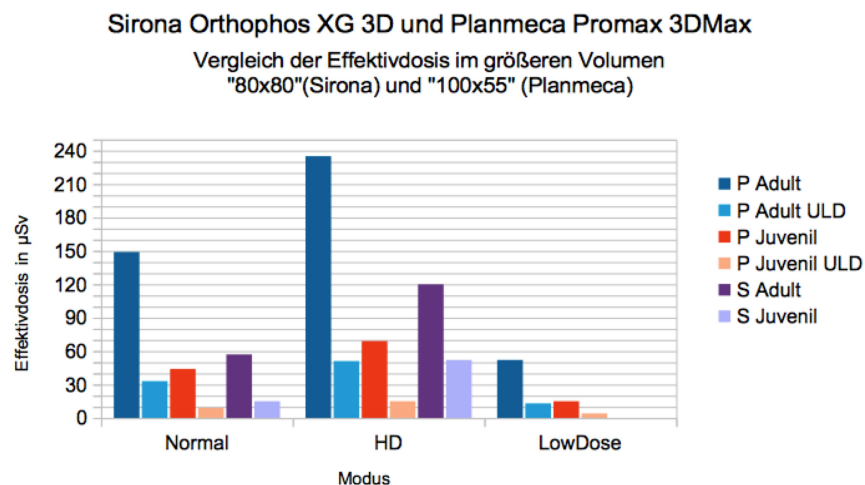


Abbildung 23: Vergleich der Effektivdosis 80x80 Sirona Orthophos XG 3D und 100x50 Planmeca Promax 3DMax

Auf Grund fehlender identer FoV der beiden Geräte, lässt sich ein Vergleich der Effektivdosis größerer FoV nur bedingt durchführen. In Abb.23 sind die Effektivdosen des Sirona Orthophos XG 3D bei einem FoV von 80x80 jenen des Planmeca Promax 3DMax bei einem FoV von 100x55 gegenübergestellt, da diese annähernd die gleiche Fläche bestrahlen und somit im DAP (Dosisflächenprodukt) am ehesten vergleichbar sind.

Es kann festgestellt werden, dass das Sirona Orthophos XG 3D geringere Effektivdosen, als das Planmecagerät liefert, wenn letzteres Normal (ohne ULD) verwendet wird. Wählt

man jedoch beim Planmecagerät den ULD-Modus, erzielt dieses geringere Effektivdosen als das Sironagerät.

Die höchsten feststellbaren Effektivdosen werden hierbei im FoV 100x55 im Aufnahmemodus „HD“ bei adulter PatientInnengröße vom Planmecagerät mit rund 235  $\mu\text{Sv}$  abgegeben und liegen somit fast doppelt so hoch wie bei gleichen Voraussetzungen beim Sironagerät, welches bei 120  $\mu\text{Sv}$  liegt. Betrachtet man jedoch die Effektivdosis des selben Aufnahmemodus bei gleicher PatientInnengröße im ULD Modus und vergleicht diese mit jener des Sironagerätes, dann liegt das Planmecagerät mit 51  $\mu\text{Sv}$  und einer Reduktion der Effektivdosis von -78% zu Normal sogar unter dem Sironagerät.

Ein ähnliches Bild zeigt sich in juveniler PatientInnengröße. Hier legt das Planmecagerät im Aufnahmemodus „HD“ ohne ULD mit 69  $\mu\text{Sv}$  im Vergleich zum Sironagerät mit 52  $\mu\text{Sv}$  die höchsten Werte vor –auch wenn in dieser PatientInnengröße der Dosisunterschied weit geringer ausfällt. Vergleicht man auch hier wiederum das Planmecagerät im selben Aufnahmemodus im ULD-Modus, dann fällt mit 15  $\mu\text{Sv}$  (Reduktion zu Normal -78%) weniger Strahlenbelastung an als beim Sironagerät mit 52  $\mu\text{Sv}$ .

Die geringste Strahlenbelastung für die adulte PatientInnengröße zeigt sich beim Planmecagerät im erwähnten FoV im Aufnahmemodus „LowDose ULD“ mit 13  $\mu\text{Sv}$ , sowie für die juvenile PatientInnengröße mit 4  $\mu\text{Sv}$ .

Abschließend zu diesem Vergleich muss daran erinnert werden, dass es sich hierbei um nicht identische FoV, sondern nur annähernd ähnliche AfoV (Bestrahlte Fläche) handelt, somit bereits weitere sensible Gewebe ins FoV treten und damit die Effektivdosen bereits stark variieren können.[25]

#### *4.2.4 Vergleich der Effektivdosis der CBCT-Aufnahmen im ULD mit OPG-Aufnahmen.*

In diesem Abschnitt wird die Effektivdosis der juvenilen und adulten PatientInnengröße der Orthopantomogrammaufnahmen mit jener der CBCT- Aufnahmen im Ultra-Low-Dose™ Modus verglichen.

Folgende Grafiken beinhalten nur die errechneten Werte der Effektivdosis für die DVT-Aufnahmen, welche mit dem Monte-Carlo-Simulationsprogramm PCXMC errechnet wurden, sowie, die über die Konversionsfaktoren von Looe et al[35] berechneten Effektivdosiswerte für die OPG-Aufnahmen (jeweils Minimal-, Mittel- und Maximalwert, je nach verwendetem Konversionsfaktor).

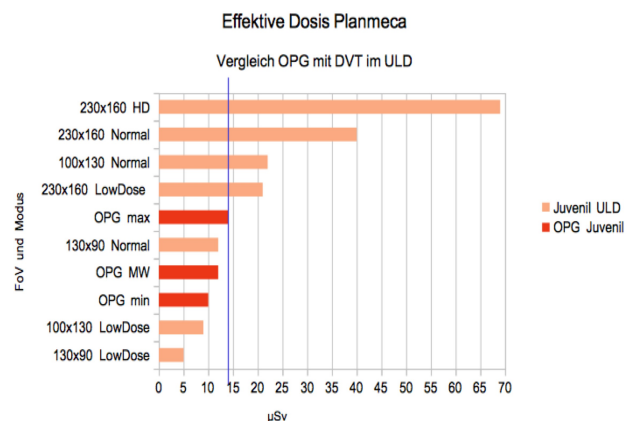
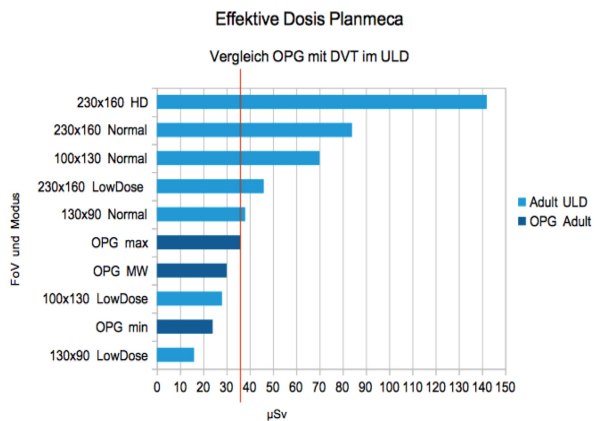


Abbildung 24: Planmeca Promax 3DMax; Vergleich OPG zu CBCT im ULD

Abbildung 25: Planmeca Promax 3D Max; Vergleich OPG zu CBCT im ULD

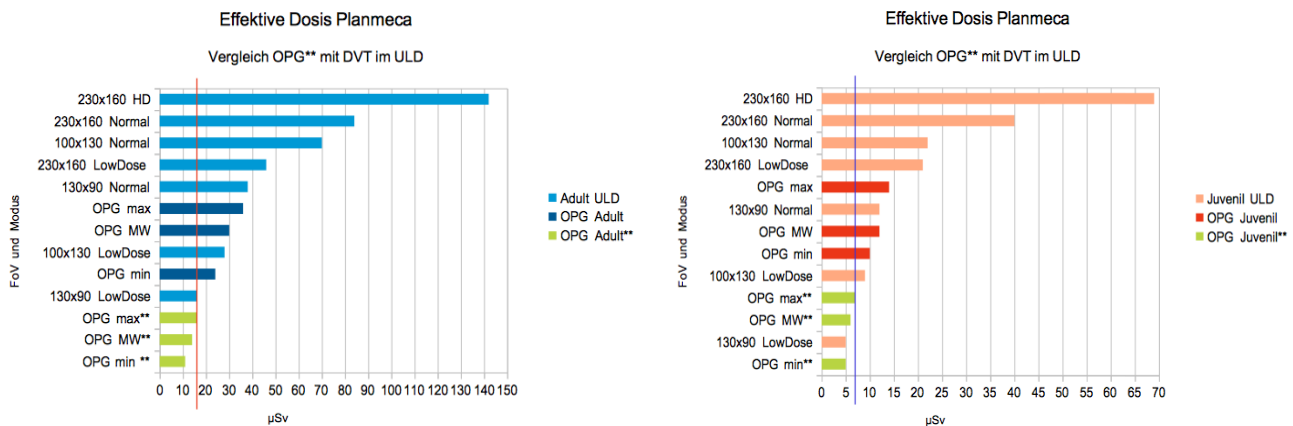
Bei der Betrachtung obenstehender Abbildung 24, welche die effektive Dosis für die adulte PatientInnengröße der CBCT-Aufnahmen im ULD und der OPG-Aufnahmen darstellt, fällt auf, dass die Effektivdosis der meisten CBCT-Aufnahmen weit über jener eines vergleichbaren Orthopantomogramms liegt. Die rote Linie kennzeichnet den maximalen errechneten Effektivdosiswert für das Orthopantomogramm.

Durch Verwendung des Aufnahmemodus „LowDose“ im ULD in den FoV 100x130 und 130x90 ist es jedoch bei geringerer Strahlendosis –aber mit möglicherweise mehr Informationen als bei einem Orthopantomogramm– möglich CBCT-Aufnahmen zu generieren. Eine CBCT-Aufnahme im Aufnahmemodus 130x90 „Normal“ ULD überschreitet mit einer Effektivdosis von 38 µSv im Vergleich zu 36 µSv eine OPG-Aufnahme nur minimal.

Auch bei den Ergebnissen für die juvenile PatientInnengröße (Abb.25) zeigen sich ähnliche Ergebnisse; die Effektivdosis der meisten CBCT- Aufnahmen liegt weit über jener eines vergleichbaren Orthopantomogramms. Der maximal errechnete Effektivdosiswert für die OPG-Aufnahmen ist ebenfalls mit einer Linie gekennzeichnet. Auch hier liegen die Effektivdosiswerte für CBCT-Aufnahmen im Aufnahmemodus „LowDose“ im ULD der FoV 100x130, 130x90, aber auch der Aufnahmemodus „Normal“ im ULD des FoV 130x90, unter den OPG- Aufnahmen. Eine CBCT-Aufnahme im Aufnahmemodus „LowDose“ ULD (130x90) liegt mit 5 µSv -50% unter der minimalen Strahlendosis eines OPG (10 µSv).

Da der Fokus dieser Arbeit jedoch auf der Effektivdosis und nicht auf der Bildqualität liegt, ist eine Aussage bezüglich des Informationsgewinns und der Bildqualität durch eine solche CBCT- Aufnahme im Vergleich zum konventionellen OPG nicht zu treffen.

Wie bereits anfangs erwähnt beruhen die oben angeführten Werte für die CBCT- und OPG- Aufnahmen auf Berechnungen mit den selbst erhobenen Daten, somit auch auf den selbst berechneten DAP (Dosisflächenprodukten). Bei den DAP der OPG-Aufnahmen ergaben sich jedoch auf Basis der Messungen sehr hohe Abweichungen zu den von den beiden Röntgengeräten Sirona Orthophos XG 3D und Planmeca Promax 3DMax angezeigten DAP (siehe Tabellen 6 und 7). Berechnet man die Effektivdosis für die OPG-Aufnahmen auf Basis der angezeigten, anstatt der gerechneten DAP, ergeben sich noch weitaus niedrigere Werte der Effektivdosis für die OPG- Aufnahmen:



In den beiden obig angeführten Abbildungen stellen die mit \*\* gekennzeichneten Werte, die auf Basis des angezeigten DAP errechneten Effektivdosiswerte für die Orthopantomogrammaufnahmen dar. Erneut sind die Ergebnisse nach Höhe der Effektivdosis sortiert. Geht man nach diesen Werten, dann liegt sowohl für die adulte, als auch die juvenile PatientInnengröße lediglich der CBCT-Aufnahmemodus „LowDose“ im ULD (130x90) im Größenordnungsbereich der OPG-Aufnahmen. Ein möglicher Grund für diese erwähnten Abweichungen zwischen dem errechneten und dem angezeigten DAP wird im Punkt 4.1.1 diskutiert.

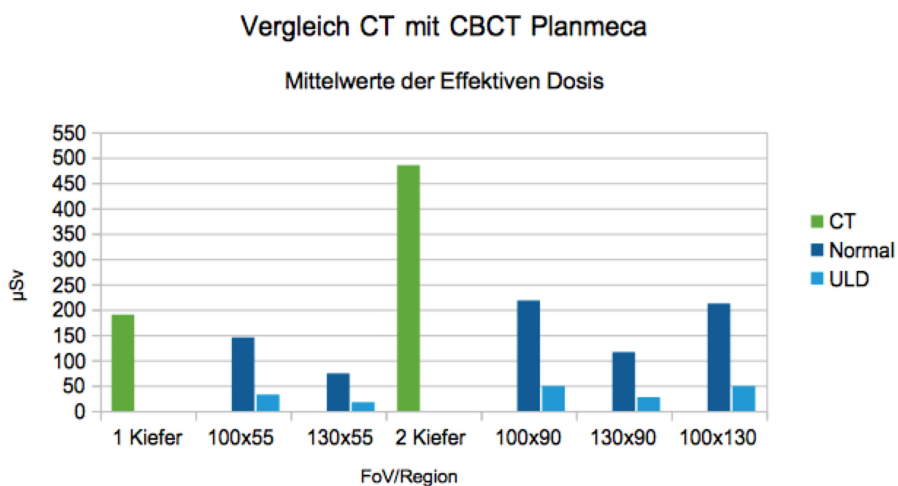
#### 4.2.5 Vergleich der Effektivdosis des Dental-CT mit jener des CBCT im ähnlichen FoV

Im Folgenden soll die mittlere Effektivdosis eines Dental-CT mit jener von CBCT-Aufnahmen des Planmeca Promax 3DMax verglichen werden. Die hier angeführten Mittelwerte für die Effektivdosis des Dental-CT ergeben sich aus retrospektiv erhobenen Einzeldaten durch Demetriou[37] an der Universitätsklinik für Radiologie Graz. Die gegenüber gestellten Werte der Effektivdosis für die CBCT-Aufnahmen wurden aus den verfügbaren Effektivdosen der einzelnen Aufnahmemodi im Normal- und im ULD-Modus für die adulte PatientInnengröße der jeweiligen FoV gemittelt.

Bei Betrachtung untenstehender Grafik ist erkennbar, dass das CBCT sowohl für Aufnahmen für einen, als auch für zwei Kiefer, geringere Effektivdosen aufweist, als das Dental-CT. Bei der Aufnahme für einen Kiefer liegt die CBCT-Aufnahme im Normalmodus mit 145  $\mu\text{Sv}$  (FoV 100x55) etwa -30% bzw. mit 74  $\mu\text{Sv}$  (FoV 130x55) sogar fast -50% unter dem Dental-CT (190  $\mu\text{Sv}$ ); bei Verwendung des ULD-Modus beträgt die Effektivdosis für die CBCT-Aufnahme mit 17  $\mu\text{Sv}$  sogar weniger als ein Zehntel der Dental-CT-Aufnahme.

Bei den Aufnahmen für zwei Kiefer zeigt sich ein ähnliches Bild. Eine CBCT- Aufnahme liegt hier mit 218  $\mu\text{Sv}$  im Normalmodus mehr als -50% unter einer vergleichbaren Dental-CT-Aufnahme mit 485  $\mu\text{Sv}$ . Bei Verwendung des ULD-Modus ergibt sich eine Effektivdosis von 27  $\mu\text{Sv}$  und damit eine Strahlenreduktion von ungefähr -95% zur vergleichbaren Dental-CT-Aufnahme mit 485  $\mu\text{Sv}$ .

Abschließend zu diesem Vergleich muss erwähnt werden, dass nur wenige Daten des Dental-CT herangezogen werden konnten, sowie Einstellungsparameter und -möglichkeiten nicht bekannt waren. Zum anderen darf nicht unbeachtet bleiben, dass die Effektivdosiswerte beider Verfahren als Mittelwert miteinander verglichen wurden. Der höchste durch Demetriou erhobene Einzelwert für das Dental-CT lag bei 754  $\mu\text{Sv}$  für zwei Kiefer; höchster Einzelwert für das CBCT lag bei 352  $\mu\text{Sv}$  (FoV 100x90 im Aufnahmemodus HD).



FoV/Region	PatientInnengröße	Normal [ $\mu\text{Sv}$ ]	ULD [ $\mu\text{Sv}$ ]	Quelle
1 Kiefer Dental-CT	ADULT	<b>190</b>	-	Demetriou[37]
100x55		145	32	Diese Arbeit
130x55		74	17	
2 Kiefer Dental-CT	ADULT	<b>485</b>	-	Demetriou[37]
100x90		218	49	Diese Arbeit
130x90		116	27	
100x130		212	49	

Tabelle 21: Effektivdosis; Vergleich Dental-CT mit CBCT

#### 4.2.6 Vergleich erhaltener Effektivdosiswerte mit der Literatur.

In diesem Abschnitt sollen die erhaltenen Effektivdosen der beiden CBCT-Geräte Sirona Orthophos XG 3D und Planmeca Promax 3DMax mit bereits existierenden Studien und Metaanalysen verglichen werden. Zunächst wird kurz auf die jeweilige Studie eingegangen, die Maximal-, Minimal- bzw. die Mittelwerte erwähnt und danach die eigenen Werte der Effektivdosis (Werte mit „Diese Arbeit“ markiert und grau hinterlegt) mit den Werten der Literaturquelle verglichen.

#### 1) „Effective dose of dental CBCT- a meta analysis of published data and additional data for nine CBCT units“[25]

Als Grundlage dieser Metaanalyse von Ludlow et al wurden über PubMed und EMBASE insgesamt 1.262 Publikationen zusammengetragen, von welchen 20 definitiv in die Analyse miteinbezogen wurden. Die aufgelisteten Geräte wurden je nach Größe Ihrer FoVs in 3 Gruppen „large field of view“ (>15cm Höhe), „medium field of view“ (10-15cm Höhe) und „small field of view“ (<10cm Höhe) unterteilt und deren Effektivdosis miteinander und mit eigenen in dieser Studie von Ludlow et al erhobenen Daten verglichen. Die Effektive Dosis für den adulten Patienten/die adulte Patientin lag hierbei zwischen 46-1073  $\mu$ Sv (large FoV), 9-560  $\mu$ Sv (medium FoV) und 5-652  $\mu$ Sv (small FoV). Beim juvenilen Patienten/die juvenile Patientin lag die Strahlenbelastung bei 13-769  $\mu$ Sv (large und medium FoV) bzw. bei 7-521  $\mu$ Sv (small FoV).

Large FoV (> 15cm Höhe) Vergleich mit eigenen Werten.				
Gerät	PatientInnengröße	FoV [mm]	Effektivdosis [ $\mu$ Sv]	Quelle
Planmeca	Adult	160x160	283	Ludlow et al [25]
Promax (Mid-stiched)	Juvenil	160x160	277	Ludlow et al[25]
Planmeca	Adult	130x90/230x160	71/248 (MW)	Diese Arbeit
Promax 3DMax	Juvenil	130x90/230x160	23/120 (MW)	Diese Arbeit

Small and medium FoV (<10 cm) Vergleich mit eigenen Werten.				
	PatientInnengröße	FoV [mm]	Effektivdosis [ $\mu$ Sv]	Quelle
Planmeca Promax 3D	Adult (maxilla)	50x80	131	Qu et al[38]
	Adult (mandibula)	50x80	171	
	Adult (mandibula)	80x80	122	Pauwels et al[39]
	Adult (mandibula)	80x80	18	Theodorakou et al[40]
	Adult (mandibula)	80x80	488	Ludlow and Ivanovic[41]
	Adult (mandibula)	80x80	272	Qu et al[38]
	Juvenil (mandibula)	80x80	24	Theodorakou et al[40]
Planmeca Promax 3DMax	Adult	50x55	57 (MW)	Diese Arbeit
		100x55	85 (MW)	
		100x90	133 (MW)	
	Juvenil	50x55	15 (MW)	
		100x55	26 (MW)	
		100x90	41 (MW)	
Sirona Orthophos XG 3D	Adult (maxilla)	50x55	36	Ludlow et al[25]
	Adult (mandibula)	50x55	31	
	Adult (mandibula)	50x55	38	
	Adult (mandibula)	80x80	67	
Sirona Orthophos XG 3D	Adult	50x55	38 (MW)	Diese Arbeit
	Adult	80x80	89 (MW)	

Tabelle 22: Tabelle nach Ludlow et al; Vergleich mit eigenen Werten.

Die ermittelten Effektivdosen reihen sich gut in die von Ludlow et al in der Metaanalyse zusammengefassten Daten ein. Auch in der Metaanalyse selbst stellt man eine hohe Varianz zwischen den Werten selber FoV fest, was auf veränderbare Grundeinstellungen und Aufnahmemodi zurückgeführt werden kann. Beim Vergleich der Effektivdosen selber FoV wurden gleiche bzw. –wenn idente FoV nicht vorhanden waren– möglichst ähnliche FoV (im Hinblick auf die bestrahlte Fläche AfoV) miteinander verglichen. Die den Werten der Metaanalyse gegenüber gestellten Werte dieser Arbeit wurden aus den verfügbaren Effektivdosen der einzelnen Aufnahmemodi eines FoV gemittelt. Als Beispiel hierfür ergibt sich der Mittelwert (MW) für das Sirona Orthophos XG 3D aus den Werten 25  $\mu$ Sv (Aufnahmemodus Normal) und 51  $\mu$ Sv (Aufnahmemodus HD). Vergleicht man die erhaltenen Maximal- und Minimalwerte mit denen aus der Metaanalyse, lässt sich eine gute Übereinstimmung feststellen.

## 2) „Effective dose span of ten different cone beam CT devices“ [42]

Als Grundlage dieser Studie von Rottke et al dienten Messungen der Eingangsdosen der jeweils höchsten und niedrigsten verfügbaren Expositionsparameter für zehn DVT- Geräte. Die Strahlendosismessung erfolgte mittels eines mit 48 Thermolumineszenzdosimetern bestückten Rando<sup>(R)</sup> Phantommodells. Die Berechnung der Effektivdosis wurde für jedes Gerät auf Basis der Leitlinie ICRP 103 (2007) durchgeführt. Die erhaltenen Werte für alle zehn Geräte verteilten sich zwischen 17,2  $\mu$ Sv und 396  $\mu$ Sv bei Mittelwerten von 31,6  $\mu$ Sv für die niedrigsten und von 209  $\mu$ Sv für die höchsten verfügbaren Expositionsparameter.

Gerät	Einstellungen	kV/mA	FoV [mm]	Effektivdosis [ $\mu$ Sv]	Quelle
Planmeca Promax 3D	min	54/1	32x42	23	Rottke et al [42]
	max	84/16	80x80	357	
Planmeca Promax 3DMax	min	96/2	50x55	7	Diese Arbeit
	max	96/7	230x260	1480	
Sirona Orthophos XG 3D	min	85/7	80x55	43	Rottke et al [42]
	max	85/13	80x80	176	
Sirona Orthophos XG 3D	min	85/10	50x55	25	Diese Arbeit.
	max	85/6	80x80	120	

Tabelle 23: Tabelle nach Rottke et al; Vergleich mit eigenen Werten.

Rottke et al ermitteln für das Planmeca Promax 3D Werte zwischen 23  $\mu$ Sv und 357  $\mu$ Sv, während die Werte dieser Arbeit zwischen 7  $\mu$ Sv und 1480  $\mu$ Sv liegen. Der zum einen signifikant niedrigere Minimalwert der eigenen Ergebnisse für das Planmeca Promax 3DMax, kann auf den verfügbaren ULD-Modus zurückgeführt werden; der zum anderen deutlich höhere Maximalwert der eigenen Messungen, auf ein eindeutig höheres maximales FoV das Planmeca Promax 3DMax.

Betrachtet man die Werte für das Sirona Orthophos XG 3D, stellt man auch hier Unterschiede fest. Der deutlich geringere Minimalwert der eigenen Messungen ergibt sich aus einem kleineren verfügbaren minimalen FoV. Der hingegen geringer ausfallende Maximalwert für das FoV 80x80 im Vergleich zu Rottke et al könnte sich hingegen aus den Grundeinstellungen des in dieser Arbeit untersuchten Sironagerätes ergeben. Bei selbem FoV weist es mit einer Voxelgröße von 160  $\mu$ m, 85 kV bei 6mA einen geringeren Röhrenstrom und eine geringere Voxelgröße, als jenes von Rottke et al untersuchte (200  $\mu$ m, 85kV 13mA) auf.

### 3) „Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners“ [39]

Messungen der Strahlendosis von 14 verschiedenen CBCT-Geräten (darunter das Planmeca Promax 3D) mittels zweier Alderson Radiation Phantome, bestückt mit Thermolumineszenzdetektoren im Bereich der sensiblen Gewebe des Kopfes und des Nackens bildeten die Grundlage der Studie von Pauwels et al. Die Messungen wurden hierbei für verschiedene Expositionsparameter und –geometrien untersucht. Anschließend erfolgte die Berechnung der Effektivdosis auf Basis der Leitlinie ICRP 103 (2007), welche zwischen 19  $\mu\text{Sv}$  und 386  $\mu\text{Sv}$  lag. Auch in dieser Untersuchung zeigte sich eine hohe Streuungsbreite der Effektivdosis.

Gerät	Protokoll	FoV	kV	mAs	Effektivdosis [ $\mu\text{Sv}$ ]	Quelle
Planmeca	Adult high dose	80x80	84	169	122	Pauwels et al[39]
Promax 3D	Adult low dose	80x80	84	19,9	28	
Planmeca-Promax 3DMax	Adult high dose	50x55	96	92,3	129 (HD)	Diese Arbeit
		100x55	96	106,5	235 (HD)	
	Adult low dose	50x55	96	24	28 (LowDose)	
		100x55	96	24	52 (LowDose)	

Tabelle 24: Tabelle nach Pauwels et al; Vergleich mit eigenen Werten.

Auf Grund fehlender selber FoV zwischen dem von Pauwels et al verwendeten Planmeca Promax 3D und dem Planmeca Promax 3DMax dieser Arbeit wurden auch hier, wie in den vorhergehenden Vergleichen, FoV mit der ähnlich großen bestrahlten Flächen (AfoV) miteinander verglichen. Die angegebenen ermittelten Effektivdosiswerte sind die jeweils höchsten bzw. niedrigsten (ohne zugeschaltetem ULD) des verglichenen FoV für den adulten Patienten/die adulte Patientin. Die beiden Maximalwerte stammen hierbei beide aus dem Aufnahmemodus „HD“, während die beiden Minimalwerte beide aus dem Modus „Low Dose“(ohne ULD) stammen.

Bei Pauwels et al ergibt sich für das Planmeca Promax 3D eine Effektivdosisspanne von 28  $\mu\text{Sv}$  - 122  $\mu\text{Sv}$  bei einem FoV von 80x80. Im Vergleich dazu ergibt sich bei den eigenen Werten, eine Spanne von 28 $\mu\text{Sv}$  -235  $\mu\text{Sv}$ , wobei die Effektivdosis hierbei für das kleinere Volumen 50x55 (im Vergleich zum größeren FoV bei Pauwels et al) etwa gleich hoch und für das Volumen 100x55 (im Vergleich zum FoV von Pauwels et al) deutlich höher ausfällt. Mögliche Ursachen können hierbei die nicht idente Geometrie des FoV, der höhere Röhrenstrom des in dieser Arbeit untersuchten Gerätes und andere Unterschiede in der Grundeinstellung/ausstattung sein. Betrachtet man die hier angeführten in dieser Arbeit ermittelten Minimal- und Maximalwerte von 28  $\mu\text{Sv}$  und 235  $\mu\text{Sv}$  in Relation mit der von Pauwels et al für alle untersuchten Geräte angegebenen Effektivdosisspanne (19  $\mu\text{Sv}$ -

386  $\mu\text{Sv}$ ), dann erscheinen die ermittelten Werte plausibel.

#### 4) „Cone Beam Computed Tomography in Implant Dentistry: A Systematic Review Focusing on Guidelines, Indications, and Radiation Dose Risks“ [43]

Ziel dieser Studie von Bornstein et al war es, auf Basis einer retrospektiven (beginnend mit 31. Oktober 2012) Literaturrecherche englischer Publikationen in MEDLINE Antworten im Bezug auf die Kernfragen „Vorhandene klinische Guidelines“, „Indikationen und Kontraindikationen“ und „Risiken der Strahlendosis“ bei der Verwendung von CBCT-Aufnahmen im prä- und postoperativen Vorgehen bei Implantationen zu finden. Im Zuge dieser Antwortfindung fand auch eine Betrachtung von Publikationen bezüglich der effektiven Dosis verschiedener DVT-Geräte (darunter auch das Planmeca Promax 3D) statt.

Gerät	Einstellung	FoV	Effektive Dosis [ $\mu\text{Sv}$ ]	Quelle
Planmeca Promax 3D	low dose/high dose Adult	80x80	488/652	Ludlow and Ivanovic[41]
	Adult	80x80	674	Suomalainen et al[44]
	low/high dose/standard Adult	80x80	30/306/197	Qu et al[45]
	Child low dose	80x80	18	Theodorakou et al[40]
	Adult low dose	80x80	28	
	Adult	80x80	153	Koivisto et al[46]
	low dose/high dose Adult	80x80	28/122	Pauwels et al[39]
Planmeca Promax 3DMax	low dose/high dose Adult (ohne ULD)	50x55	28/129	Diese Arbeit
	Child low dose (ohne ULD)		7	
	low dose/high dose Adult (ohne ULD)	100x55	52/235	
	Child low dose (ohne ULD)		15	

Tabelle 25: Tabelle nach Bornstein et al; Vergleich mit eigenen Werten.

Beim Vergleich mit den zusammengetragenen Effektivdosen aus der Literatur von Bornstein et al fällt wiederum die große Spannweite der Effektivdosen für ein und das selbe FoV auf. Betrachtet man die bei dieser Diplomarbeit gewonnenen Daten und stellt sie den oben angeführten Daten gegenüber, stellt man teilweise starke Abweichungen (im Bezug auf die Daten von Ludlow and Ivanovic, sowie Soumalainen et al) aber auch gute Kohärenz mit den Daten von Koivisto et al, Pauwels et al und Theodorakou et al fest.

Die angeführten ermittelten Effektivdosen für „low dose“ (ohne zugeschaltetem ULD) für die adulte Patientinnengröße liegen bei 28 bzw 52  $\mu\text{Sv}$  und reihen sich gut in die angeführten Effektivdosen 30  $\mu\text{Sv}$  von Qu et al und 28  $\mu\text{Sv}$  von Theodorakou et al ein, wenn man bedenkt, dass wiederum nicht die selben, sondern von der bestrahlten Fläche (AfoV) möglichst ähnliche FoV miteinander verglichen wurden. Betrachtet man die angeführten ermittelten Effektivdosen für „high dose“ dann liegen diese mit 129  $\mu\text{Sv}$  (50x55) und 235  $\mu\text{Sv}$  (100x55) in der Spannweite der Effektivdosen von 122-306  $\mu\text{Sv}$  aus den angeführten Literaturquellen.

Analysiert man die in dieser Arbeit ermittelten Effektivdosen für die juvenile Patientinnengröße in Bezug auf jene der Literaturquellen, kann man auch hier eine gute Korrelation feststellen. Die Werte reihen sich mit 7  $\mu\text{Sv}$  (50x55) und 15  $\mu\text{Sv}$  (100x55) gut in den angeführten Wert von 18  $\mu\text{Sv}$  (80x80) ein, wenn man auch hier die Varianz der bestrahlten Fläche (AfoV) zwischen den FoV beachtet.

Die starke Spannweite der Literaturquellen im Bezug auf die Effektivdosis ein und des selben FoV, sowie die Diskrepanz der Effektivdosen von Ludlow et al und Soumalainen et al zu den in dieser Arbeit ermittelten Effektivdosen können auch hier wiederum in unterschiedlichen Grundeinstellungen der Geräte bedingt sein.

### **4.3 Schlussfolgerung**

Im Zuge dieser Arbeit konnten die Einzelwerte der Effektivdosis der verschiedenen zwei- und dreidimensionalen Aufnahmemodi beider DVT-Geräte (Sirona Orthophos XG 3D und Planmeca Promax 3DMax), jeweils für die adulte und die juvenile Patientinnengröße angeführt und die Unterschiede in der Höhe der Effektivdosis festgestellt und verglichen werden. Es zeigte sich sowohl für die adulte, als auch für die juvenile Patientinnengröße eine starke Streuung der Effektivdosiswerte zwischen den beiden Geräten, als auch zwischen den verschiedenen Aufnahmemodi ein und des selben FoV. Des weiteren konnte auch die Höhe der Effektivdosis einer Dental-CT- Aufnahme erhoben, mit den Effektivdosiswerten einer vergleichbaren CBCT- Aufnahme verglichen werden. Die Effektivdosis von CBCT-Aufnahmen mit ähnlichem FoV lag, je nach verwendetem Aufnahmemodus, bis zu 95% unter jener einer Dental-CT- Aufnahme und ist nach den Ergebnissen dieser Arbeit zum Schutz des Patienten und zur Reduktion der PatientInnendosis der Letzteren vorzuziehen.

Die im Zuge dieser Arbeit berechneten Effektivdosiswerte lagen in den von der Literatur angegebenen Streubreiten und korrelierten mit Effektivdosiswerten ähnlicher bzw. gleicher

FoV.

Auch konnte festgestellt werden, dass es, durch Verwendung des Ultra-Low-Dose™-Modus beim Röntgengerät Planmeca Promax 3DMax, zu einer durchschnittlichen Reduktion der Effektivdosis von bis zu -77% kommt. Somit sind Aufnahmen im ULD-Modus, jenen im Normalmodus vorzuziehen.

Bezüglich des Vergleichs der Effektivdosis von konventionellen OPG-Aufnahmen und CBCT-Aufnahmen im ULD- Modus mit ähnlichem FoV zeigte sich, dass Letztere meistens höhere Effektive Dosis generieren, es jedoch unter Verwendung des Aufnahmemodus „LowDose“ im ULD, sowohl für die adulte, als auch die juvenile PatientInnengröße möglich ist, CBCT-Aufnahmen mit gleichen oder geringeren Effektivdosiswerten als konventioneller OPGs durchzuführen.

Bei Kenntnis der Effektivdosis der jeweiligen Aufnahmemodi, ist es durchaus möglich im Sinne des Strahlenschutzes und des Patienten/der Patientin –bei weitaus geringeren Effektivdosiswerten, als bei vergleichbaren Dental-CTs– eine deutliche Verminderung der Strahlenbelastung zu erreichen, sowie auch CBCT-Aufnahmen bei geringerer Strahlendosis als konventioneller OPG- Aufnahmen anzufertigen. Besonderes Augenmerk ist hierbei, im Sinne des ALADA, auf die Wahl des richtigen FoV zu legen.

Abschließend muss festgehalten werden, dass eine weitere Optimierung im Sinne einer Minimierung der Strahlenbelastung der Patientin/des Patienten nur unter Einbeziehung der erforderlichen Bildqualität (ALADA) erfolgen kann. Dies Bedarf jedoch weiterführender Arbeiten.

## 5. Literaturverzeichnis

- 1: Wilhelm Conrad Röntgen, 1845-1923
- 2: Otto Glasser. Wilhelm Conrad Röntgen und die Geschichte der Röntgenstrahlen; Vorwort und Einleitung zur ersten Auflage, Springer Verlag; 978-3-642-79313-4
- 3: Otto Glasser. Wilhelm Conrad Röntgen und die Geschichte der Röntgenstrahlen; Die Entwicklung der Röntgenröhren und Röntgenapparate im Jahre 1896. Verstärkerschirm, stereoskopische Röntgenaufnahmen, Springer; 978-3-7091-3117-6
- 4: Arnold Feldman, Ph.D. A sketch of the Technical History of Radiology from 1896 to 1920. RadioGraphics 1989; 6
- 5: Andreas Fuhrmann. Zahnärztliche Radiologie; Geschichte und Entwicklung des zahnärztlichen Röntgens, Thieme Verlag; 978-3-13-165341-3
- 6: Friedrich A. Pasler, Heiko Visser. Taschenatlas der zahnärztlichen Radiologie; Aufnahmetechnik, Röntgenanatomie und Bildverarbeitung, Thieme Verlag; 3-13-128991-0
- 7: Hatcher DC. Operational principles for cone-beam computed tomography". Journal of the American Dental Association 2010; 141
- 8: Festival della Scienza; Programma Festival della Scienza, Oktober 2013
- 9: Technische Hochschule Mittelhessen; <https://www.mni.thm.de/info-page/radiologie/modalitaeten/digitale-volumetomographie-dvt>
- 10: Johannes Krause. Untersuchungen zum erforderlichen Field of View für die bildgebende 3D-Diagnostik in der Zahnmedizin; Medizinische Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin, 2013; 7
- 11: Priv. Doz. Dr. Ralf Schulze. Dentale Volumetomographie DVT-Grundlagen; <http://www.lowdosedvt.de/media/document/dvtGrundlagen.pdf>, 6-8, 12-15
- 12: Planmeca; <http://www.planmeca.com/Imaging/3D-imaging/Planmeca-ProMax-3D-Max/>
- 13: Planmeca; Planmeca ProMax 3D Max & Planmeca Maximity Users Manual (3D Imaging), 93-98
- 14: Planmeca ; [http://www.planmeca.com/News-and-events/newsroom/#/blog\\_posts/planmeca-ultra-low-dose-faq-cbct-imaging-with-lower-effective-patient-dose-53603](http://www.planmeca.com/News-and-events/newsroom/#/blog_posts/planmeca-ultra-low-dose-faq-cbct-imaging-with-lower-effective-patient-dose-53603)

- 15: Planmeca;[http://www.planmeca.com/News-and-events/newsroom/#/blog\\_posts/planmeca-ultra-low-dose-faq-cbct-imaging-with-lower-effective-patient-dose-53603](http://www.planmeca.com/News-and-events/newsroom/#/blog_posts/planmeca-ultra-low-dose-faq-cbct-imaging-with-lower-effective-patient-dose-53603)
- 16: Ludlow, Barrett, Koivisto. Dosimetry of Orthodontic Diagnostic FOVs Using Low Dose CBCT protocol
- 17: Sirona Dentsply;<https://www1.dentsplysirona.com/de-de/produkte/bildgebende-systeme/extraoralroentgen/2d-3d-hybridgeraete/orthophos-xg-3d.html>
- 18: Sirona Dentsply; Gebrauchsanweisung Orthophos XG 3D/Ceph, Orthophos XG 3Dready/Ceph, 23-25,162
- 19: Kirnbauer B, Jakse N, Acham S. 3-D-Diagnostik (DVT/CT) in der Zahnheilkunde. Wie, wann, warum?. Stomatologie 2014;111
- 20: Schulze D, Heiland M, Schmelzleb R, Rother UJ. Diagnostic possibilities of cone-beam computed tomography in the facial skeleton. International Congress Series 2004;1268
- 21: Bundesminister für Gesundheit und Frauen; Verordnung des Bundesministers für Gesundheit und Frauen über Maßnahmen zum Schutz von Personen vor Schäden durch Anwendung ionisierender Strahlung im Bereich der Medizin (Medizinische Strahlenschutzverordnung – MedStrSchV) StF: BGBl. II Nr. 409/2004, 2013
- 22: Thoneick M. Vor und Nachteile von 3D bildgebenden Verfahren in der Zahnheilkunde. ddm 2016;1
- 23: Prashant P Jaju, Sushma P Jaju. Cone-beam computed tomography: Time to move from ALARA to ALADA. Imaging Science in Dentistry 2015;45
- 24: Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos plus DS panoramic unit. Dentomaxillofac Radiol 2003;32
- 25: Ludlow JB, Timothy R, Walker C, Hunter R, Benavides E, Samuelson DB, et al. Effective Dose of dental CBCT- a meta analysis of published data and additional data for nine CBCT units. Dentomaxillofac Radiol 2014;44
- 26: Rehani MM, Gupta R, Bartling S, Sharp GC, Pauwels R, Berris T, Boonie JM; ICRP Publikation 129, 2015
- 27: Europäische Union; Richtlinie 2013/59/Euratom des Rates vom 5. Dezember 2013 zur Festlegung grundlegender Sicherheitsnormen für den Schutz vor den Gefahren einer Exposition gegenüber ionisierender Strahlung und zur Aufhebung der Richtlinien

89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom und 2003/122/Euratom, 2014

- 28: Bundesministerium für Land- und Forstwirtschaft, Umwelt und Wasserwirtschaft; <https://www.bmlfuw.gv.at/umwelt/strahlenatom/rechtsvorschriften/gesetz-und-verordnungen/strahlenschutzgesetz.html>
- 29: Hilscher H. Kernphysik; Teilchendetektoren, Vieweg+Teubner Verlag; 978-3-528-07278-0
- 30: MTA-R.de; <http://www.mta-r.de/blog/ionisationskammer-und-ionendosis/>
- 31: Universität zu Köln; <http://www.mi.uni-koeln.de/wp-znikolic/wp-content/uploads/2016/09/Schareina.pdf>
- 32: STUK Finland; <http://www.stuk.fi/palvelut/pcxmc-a-monte-carlo-program-for-calculating-patient-doses-in-medical-x-ray-examinations>
- 33: Markku Tapiovaara, Teemu Siiskonen; PCXMC 2.0 User's Guide , 2008
- 34: RPD INC; <http://www.rpdinc.com/ct-chamber-ptw-30017-8747.html>
- 35: Looe HK, Eenboom F, Chofoor N, Pfaffenberger A, Steinhoff M, Rühmann A, Poplawski A, Willborn K, Poppe B. Conversion coefficients for the estimation of effective doses in intraoral and panoramic dental radiology from dose-area-product values. Radiation Protection Dosimetry 2008;131
- 36: Zhang g, Marshall N, Bogaerts R, Jacobs R, Bosmans H. Monte Carlo modeling for dose assessment in cone beam CT for oral and maxillofacial applications. Med Phys 2013;40
- 37: Elena Christina Demetriou. Vergleich der Effektiven Dosis bei radiologischen Untersuchungen mittels digitaler Volumetomographie und dentaler Computertomographie; FH JOANNEUM Gesellschaft mbH – Fachhochschule, 2016;39
- 38: Qu XM, Li G, Ludlow JB, Zhang ZY, Ma XC. Effective radiation dose of Promax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols . Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2010;110
- 39: Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, et al. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. Eur J Radiol 2012;81
- 40: Theodorakou C, Walker A, Horner K, Pauwels R, Bogaerts R, Jacobs R. SEDENTEXCT Project Consortium. Estimation of paediatric organ and effective dose from dental cone beam CT using anthropomorphic phantoms. Br J Radiol 2012;85

- 41: Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;106
- 42: Rottke D, Patzelt S, Poxleitner P, Schulze D. Effective dose span of ten different cone beam CT devices. *Dentomaxillofacial Radiology* 2013;42
- 43: Bornstein M, Scarfe W, Vaughn V, Jacobs R. Cone Beam Computed Tomography in Implant Dentistry: A Systematic Review Focusing on Guidelines, Indications, and Radiation Dose Risks. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29
- 44: Suomalainen A, Kiljunen T, Käser Y, Peltola J, Kortensniemi M. Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. *Dentomaxillofac Radiol* 2009;38
- 45: Qu XM, Li G, Sanderink GC, Zhang ZY, Ma XC. Dose reduction of cone beam CT scanning for the entire oral and maxillofacial regions with thyroid collars. *Dentomaxillofac Radiol* 2012;41
- 46: Koivisto J, Kiljunen T, Tapiovaara M, Wolff J, Kortensniemi M. Assessment of radiation exposure in dental cone-beam computerized tomography with the use of metal-oxide semiconductor field-effect-transistor (MOSFET) dosimeters and Monte Carlo simulations. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2012;114

## 6. Anhang

Konversionsfaktoren nach Looe et al aus der Studie „Conversion coefficients for the estimation of effective doses in intraoral and panoramic dental radiology from dose-area product values“ [35]

**Table 4. Summary of the effective doses measured at different exposure settings and the corresponding calculated conversion coefficient for Philips and Gendex panoramic X-ray units.**

Tube voltage (kVp)	60	65	71	75	80
<b>Philips</b>					
DAP (mGy cm <sup>2</sup> )	85.2 ± 6.0	101.6 ± 7.1	114.2 ± 8.0	122.2 ± 8.6	131.7 ± 9.2
E(ICRP60) (μSv)	4.7 ± 1.2	6.7 ± 1.7	8.1 ± 2.1	9.5 ± 2.4	11.4 ± 2.9
E(S) (μSv)	11.8 ± 1.4	15.5 ± 2.0	18.9 ± 2.3	21.3 ± 2.6	24.4 ± 3.2
E(ICRP103) (μSv)	7.4 ± 1.3	10.1 ± 1.8	12.2 ± 2.1	14 ± 2.5	16.2 ± 2.9
E(ICRP60)/DAP (μSv mGy <sup>-1</sup> cm <sup>-2</sup> )	0.055 ± 0.015	0.066 ± 0.018	0.071 ± 0.019	0.078 ± 0.021	0.086 ± 0.022
E(S)/DAP (μSv mGy <sup>-1</sup> cm <sup>-2</sup> )	0.138 ± 0.019	0.152 ± 0.023	0.166 ± 0.025	0.175 ± 0.026	0.185 ± 0.028
E(ICRP103)/DAP (μSv mGy <sup>-1</sup> cm <sup>-2</sup> )	0.087 ± 0.016	0.100 ± 0.020	0.107 ± 0.020	0.114 ± 0.022	0.123 ± 0.025
<b>Gendex</b>					
Tube voltage (kVp)	60	66	70	74	78
DAP (mGy cm <sup>2</sup> )	26.5 ± 1.9	28.2 ± 2.0	32.2 ± 2.3	36.7 ± 2.6	41.7 ± 2.9
E(ICRP60) (μSv)	1.5 ± 0.3	1.6 ± 0.4	2 ± 0.5	2.3 ± 0.5	2.7 ± 0.6
E(S) (μSv)	5.2 ± 0.5	5.9 ± 0.6	7.2 ± 0.7	8.5 ± 0.8	9.9 ± 0.9
E(ICRP103) (μSv)	2.9 ± 0.4	3.3 ± .04	4 ± 0.5	4.7 ± 0.6	5.5 ± 0.7
E(ICRP60)/DAP (μSv mGy <sup>-1</sup> cm <sup>-2</sup> )	0.057 ± 0.014	0.058 ± 0.015	0.061 ± 0.015	0.063 ± 0.015	0.065 ± 0.015
E(S)/DAP (μSv mGy <sup>-1</sup> cm <sup>-2</sup> )	0.195 ± 0.025	0.209 ± 0.027	0.225 ± 0.029	0.233 ± 0.030	0.238 ± 0.031
E(ICRP103)/DAP (μSv mGy <sup>-1</sup> cm <sup>-2</sup> )	0.110 ± 0.018	0.116 ± 0.017	0.124 ± 0.019	0.128 ± 0.019	0.131 ± 0.020

PLANMECA PROMAX 3D MAX; Effektive Dosis und Reduktion in % Vergleich ULD zu Normal.							
		ED μSv	Reduktion%			ED μSv	Reduktion %
FoV 50x55	Modus			FoV 100x55	Modus		
	NM	81,3243			NM	148,9189	
	NMULD	18,104	-78%		NMULD	33,027	-78%
	NXS	21,7837			NXS	44,054	
	NXSULD	4,642	-79%		NXSULD	9,183	-79%
	HDM	128,623			HDM	235,4864	
	HDMULD	28,4324	-78%		HDMULD	51,1891	-78%
	HDXS	34,3513			HDXS	68,7837	
	HDXSULD	7,4324	-78%		HDXSULD	15	-78%
	HRM	102,8918			LDM	52,4054	
	HRMULD	22,965	-78%	LDMULD	13,3513	-75%	
	HRXS	27,4864		LDXS	14,8918		
	HRXSULD	5,88	-79%	LDXSULD	3,6216	-76%	
	ENDOM	128,7567					
	ENDOMULD	28,1621	-78%	FoV 100x90	Modus		
	ENDOSXS	34,054		NM	222,9189		
	ENDOSXSULD	7,305	-74%	NMULD	48,4324	-78%	
	LDM	28,4594		NXS	68,6216		
	LDMULD	7,201	-75%	NXSULD	14,9459	-78%	
	LDXS	7,3513		HDM	352,3513		
LDXSULD	1,801	-76%	HDMULD	77,6216	-78%		
			HDXS	108,4594			



	HD	5	5,5	27,5	474,25	0,185858575	0,205	-10,30
Panorama	Normal M				1053	0,891368712	0,101	88,67
	Normal S				498,75	0,42219387	0,044	89,58

**PLANMECA PROMAX 3DMAX; Einzelmessungen mit Mittelwerten der drei Ionisationskammern; (\*) zugeschalteter ULD-Modus**

FoV	Modus	DM [mm]	Höhe [mm]		Kammer 1 Nr:807	Kammer1 Nr:807	MW [mGy]	Kammer 2: DLP 10cm	Kammer 2: DLP 10cm	MW [mGy*cm]	Kammer 3 DLP 30cm	Kammer 3: DLP 30cm	MW [pC]
50x55 „Zahn“	Normal (M)	50	55	2750	11,39	11,56	11,475	66	67,28	66,64	895	895	895*
	*	50	55	2750	2,497	2,551	2,524	14,88	14,56	14,72	199,5	199	199,25
	Normal (XS)	42	48	2016	7,335	7,418	7,3765	38,28	38,16	38,22	499	496,5	497,75
	*	42	48	2016	1,526	1,557	1,5415	8,04	8	8,02	105	106,5	105,75
	HD (M)	50	55	2750	18	18,41	18,205	107,2	107,1	107,15	1414	1417	1415,5
	*	50	55	2750	3,91	3,993	3,9515	23	22,08	22,54	312,5	313,5	313
	HD (XS)	42	48	2016	11,39	11,56	11,475	59,64	59,48	59,56	782,5	781,5	782
	*	42	48	2016	2,467	2,504	2,4855	12,96	12,92	12,94	172,5	172	172,25
	Hi Res (M)	50	55	2750	14,45	14,65	14,55	84,76	85,28	85,02	1129	1135	1132
	*	50	55	2750	3,137	3,184	3,1605	18,56	18,36	18,46	251,5	254	252,75
	Hi Res (XS)	42	48	2016	9,129	9,229	9,179	47,92	47,92	47,92	625,5	626,5	626
	*	42	48	2016	1,971	2	1,9855	10,36	10,32	10,34	134	134	134
	Endo (M)	50	55	2750	18,06	18,28	18,17	102,2	103,7	102,95	1415	1419	1417
	*	50	55	2750	3,903	3,956	3,9295	22,72	23,04	22,88	310,5	309	309,75
	Endo (XS)	42	48	2016	11,36	11,52	11,44	59,88	59,8	59,84	774	782	778
	*	42	48	2016	2,46	2,498	2,479	12,96	12,92	12,94	167	166	166,5
	LowDose (M)	50	55	2750	4,011	4,092	4,0515	23,44	23,84	23,64	311,5	315	313,25
	*	50	55	2750	1,016	1,035	1,0255	5,72	6,04	5,88	79	79,5	79,25
	LowDose (XS)	42	48	2016	2,468	2,509	2,4885	13,04	13,04	13,04	169	170,5	169,75
	*	42	48	2016	0,6294	0,6366	0,633	3,28	3,28	3,28	40	42	41
100x56 „Zähne“	Normal (M)	100	55	5500	11,52	11,72	11,62	67,72	/	67,72	896	/	896
	*	100	55	5500	2,507	2,56	2,5335	14,68	/	14,68	199	/	199
	Normal (XS)	85	48	4080	7,356	7,434	7,395	39,2	/	39,2	503,5	/	503,5
	*	85	48	4080	1,544	1,577	1,5605	8,16	/	8,16	105	/	105
	HD (M)	100	55	5500	18,22	/	18,22	108,4	107,5	107,95	1417	/	1417
	*	100	55	5500	3,967	/	3,967	23,36	23,4	23,38	308	/	308
	HD (XS)	85	48	4080	11,47	/	11,47	59,88	60,68	60,28	787,5	/	787,5
	*	85	48	4080	2,486	/	2,486	13,04	13,04	13,04	170,5	/	170,5
	LowDose (M)	100	55	5500	4,047	/	4,047	23,8	/	23,8	314,5	315,5	315
	*	100	55	5500	1,036	/	1,036	6	/	6	79	81,5	80,25
	LowDose (XS)	85	48	4080	2,501	/	2,501	13,08	/	13,08	170	169	169,5
	*	85	48	4080	0,6405	/	0,6405	3,28	/	3,28	42	39	40,5
100x90													

„Zähne“	Normal (M)	100	90	9000	11,79	/	11,79	66,8	69,84	68,32	1343	/	1343		
	*	100	90	9000	2,579	/	2,579	15,16	15,48	15,32	292	/	292		
	Normal (XS)	85	75	6375	7,517	/	7,517	45,16	46,36	45,76	752,5	/	752,5		
	*	85	75	6375	1,585	/	1,585	9,6	9,48	9,54	163,5	/	163,5		
	HD (M)	100	90	9000	18,55	18,78	18,665	108,1	/	108,1	2123	/	2123		
	*	100	90	9000	4,029	4,085	4,057	25,72	/	25,72	467,5	/	467,5		
	HD (XS)	85	75	6375	11,76	11,84	11,8	65,16	/	65,16	1189	/	1189		
	*	85	75	6375	2,542	2,571	2,5565	13,88	/	13,88	254	/	254		
	LowDose (M)	100	90	9000	4,145	/	4,145	23	/	23	468,5	471	469,75		
	*	100	90	9000	1,055	/	1,055	5,96	/	5,96	118	122	120		
LowDose (XS)	85	75	6375	2,557	/	2,557	14,44	/	14,44	257,5	256	256,75			
*	85	75	6375	0,6519	/	0,6519	3,6	/	3,6	62,5	64,5	63,5			
130x55 „Kiefer“	Normal (M)	130	55	7150	6,795	6,864	6,8295	/	/	543	544,5	543,75			
	*	130	55	7150	1,485	1,502	1,4935	8,88	/	8,88	121	123	122		
	Normal (XS)	110	50	5500	4,319	4,378	4,3485	22,84	/	22,84	303,5	305	304,25		
	*	110	50	5500	0,9099	0,9276	0,91875	4,72	/	4,72	64	65	64,5		
	LowDose (M)	130	55	7150	2,431	/	2,431	14,12	14	14,06	190	/	190		
	*	130	55	7150	0,621	/	0,621	3,52	3,56	3,54	49	/	49		
LowDose (XS)	110	50	5500	1,492	/	1,492	7,72	7,64	7,68	101,5	/	101,5			
*	110	50	5500	0,38	/	0,38	1,84	1,84	1,84	27,5	/	27,5			
130x90 „Kiefer“	Normal (M)	130	90	11700	7,14	/	7,14	58,12	58,32	58,22	856,5	/	856,5		
	*	130	90	11700	1,559	/	1,559	11,68	11,96	11,82	189	/	189		
	Normal (XS)	110	75	8250	4,662	/	4,662	35,01	35,2	35,105	475,5	/	475,5		
	*	110	75	8250	0,955	/	0,955	7,28	7,32	7,3	99	/	99		
	LowDose (M)	130	90	11700	2,507	2,492	2,4995	21,52	21	21,26	298,5	300	299,25		
	*	130	90	11700	0,641	0,631	0,636	5,32	/	5,32	79,5	78,5	79		
LowDose (XS)	110	75	8250	1,548	1,531	1,5395	11,92	/	11,92	159	162,5	160,75			
*	110	75	8250	0,391	0,389	0,39	2,92	/	2,92	41,5	41,5	41,5			
100x130 „Gesicht“	Normal (M)	100	130	13000	12,05	11,99	12,02	104,9	/	104,9	1809	1823	1816		
	*	100	130	13000	2,617	2,628	2,6225	22,84	/	22,84	405	403	404		
	Normal (XS)	85	110	9350	7,739	7,654	7,6965	66,84	/	66,84	1021	1034	1027,5		
	*	85	110	9350	1,624	1,621	1,6225	13,92	/	13,92	216	221,5	218,75		
	LowDose (M)	100	130	13000	4,192	/	4,192	36	35,92	35,96	632,5	/	632,5		
	*	100	130	13000	1,065	/	1,065	9,08	9,08	9,08	162	/	162		
LowDose (XS)	85	110	9350	2,612	/	2,612	22,8	22,76	22,78	353	/	353			
*	85	110	9350	0,666	/	0,666	5,68	5,68	5,68	92,5	/	92,5			
230x160 „Schädel“	Normal (M)	230	160	36800	7,79	7,713	7,7515	67,96	/	67,96	1473	/	1473		
	*	230	160	36800	1,711	1,704	1,7075	14,84	/	14,84	322,5	/	322,5		
	Normal (XS)	230	160	36800	5,043	4,979	5,011	43,8	/	43,8	945,5	/	945,5		
	*	230	160	36800	1,058	1,058	1,058	9,12	/	9,12	198	/	198		

	HD (M)	230	160	36800	13,12	/	13,12	114,4	114,2	114,3	2483	/	2483
	*	230	160	36800	2,855	/	2,855	24,84	24,88	24,86	542	/	542
	HD (XS)	230	160	36800	8,368	/	8,368	72,76	72,72	72,74	1577	/	1577
	*	230	160	36800	1,825	/	1,825	15,68	15,76	15,72	346,5	/	346,5
	LowDose (M)	230	160	36800	3,642	/	3,642	31,76	/	31,76	689	689,5	689,25
	*	230	160	36800	0,93	/	0,93	7,96	/	7,96	176	174	175
	LowDose (XS)	230	160	36800	2,268	/	2,268	19,76	/	19,76	422	428,5	425,25
	*	230	160	36800	0,579	/	0,579	4,8	/	4,8	106	108,5	107,25
	Normal (M)	230	260	59800	14,75	/	14,75	111,9	112,3	112,1	2832	/	2832
	*	230	260	59800	3,322	/	3,322	25,04	24,88	24,96	641,5	/	641,5
	Normal (XS)	230	260	59800	9,506	/	9,506	72,4	72,36	72,38	1863	/	1863
	*	230	260	59800	2,1	/	2,1	15,48	15,56	15,52	404	/	404
	HD (M)	230	260	59800	24,71	/	24,71	188,3	/	188,3	4837	4864	4850,5
	*	230	260	59800	5,515	/	5,515	41,6	/	41,6	1083	1084	1083,5
	HD (XS)	230	260	59800	15,74	/	15,74	119,6	/	119,6	3089	3095	3092
	*	230	260	59800	3,594	/	3,594	26,64	/	26,64	698	696	697
	LowDose (M)	230	260	59800	6,909	7,036	6,9725	52,44	/	52,44	1353	/	1353
	*	230	260	59800	1,855	1,855	1,855	13,56	/	13,56	364	/	364
	LowDose (XS)	230	260	59800	4,427	4,416	4,4215	32,8	/	32,8	849	/	849
	*	230	260	59800	1,187	1,185	1,186	8,48	/	8,48	222,5	/	222,5
230x260 „Schädel“	Normal (M)				2,945	2,454	2,6995	27,28	27,24	27,26	337	338,5	337,75
Panorama	Normal (XS)				1,689	1,301	1,495	13,56	13,44	13,5	152,5	153,5	153

**PLANMECA PROMAX 3DMAX; DAP und Vergleich mit den angezeigten DAP, sowie Abweichung;(\*)zugeschalteter ULD-Modus**

FoV	Modus	DM	Höhe	A FoV	Mittelwert	DAP gerech.	DAP angez.	Abweichung
		[cm]	[cm]	[cm²]	[pC]	[Gy*cm2]	[Gy*cm2]	[%]
50x55 „Zahn“	Normal (M)	5	5,5	27,5	895	0,3507505	0,472	-34,57
	*	5	5,5	27,5	199,25	0,078086075	0,111	-42,15
	Normal (XS)	4,2	4,8	20,16	497,75	0,163857309	0,231	-40,98
	*	4,2	4,8	20,16	105,75	0,034812477	0,053	-52,24
	HD (M)	5	5,5	27,5	1415,5	0,55473445	0,748	-34,84
	*	5	5,5	27,5	313	0,1226647	0,174	-41,85
	HD (XS)	4,2	4,8	20,16	782	0,257431272	0,36	-39,84
	*	4,2	4,8	20,16	172,25	0,056704011	0,085	-49,90
	Hi Res (M)	5	5,5	27,5	1132	0,4436308	0,598	-34,80
	*	5	5,5	27,5	252,75	0,099052725	0,139	-40,33
	Hi Res (XS)	4,2	4,8	20,16	626	0,206076696	0,288	-39,75
	*	4,2	4,8	20,16	134	0,044112264	0,068	-54,15
	Endo (M)	5	5,5	27,5	1417	0,5553223	0,748	-34,70
	*	5	5,5	27,5	309,75	0,121391025	0,174	-43,34
	Endo (XS)	4,2	4,8	20,16	778	0,256114488	0,36	-40,56

	*	4,2	4,8	20,16	166,5	0,054811134	0,085	-55,08
	LowDose (M)	5	5,5	27,5	313,25	0,122762675	0,169	-37,66
	*	5	5,5	27,5	79,25	0,031058075	0,046	-48,11
	LowDose (XS)	4,2	4,8	20,16	169,75	0,055881021	0,08	-43,16
	*	4,2	4,8	20,16	41	0,013497036	0,021	-55,59
	Normal (M)	10	5,5	55	896	0,7022848	0,726	-3,38
	*	10	5,5	55	199	0,1559762	0,171	-9,63
	Normal (XS)	8,5	4,8	40,8	503,5	0,335446805	0,355	-5,83
	*	8,5	4,8	40,8	105	0,06995415	0,081	-15,79
	HD (M)	10	5,5	55	1417	1,1106446	1,15	-3,54
	*	10	5,5	55	308	0,2414104	0,267	-10,60
	HD (XS)	8,5	4,8	40,8	787,5	0,524656125	0,554	-5,59
	*	8,5	4,8	40,8	170,5	0,113592215	0,13	-14,44
	LowDose (M)	10	5,5	55	315	0,246897	0,26	-5,31
	*	10	5,5	55	80,25	0,06289995	0,071	-12,88
	LowDose (XS)	8,5	4,8	40,8	169,5	0,112925985	0,124	-9,81
	*	8,5	4,8	40,8	40,5	0,026982315	0,033	-22,30
100x55 „Zähne“								
	Normal (M)	10	9	90	1343	1,0526434	1,06	-0,70
	*	10	9	90	292	0,2288696	0,25	-9,23
	Normal (XS)	8,5	7,5	63,75	752,5	0,501338075	0,518	-3,32
	*	8,5	7,5	63,75	163,5	0,108928605	0,119	-9,25
	HD (M)	10	9	90	2123	1,6640074	1,68	-0,96
	*	10	9	90	467,5	0,3664265	0,39	-6,43
	HD (XS)	8,5	7,5	63,75	1189	0,79214747	0,809	-2,13
	*	8,5	7,5	63,75	254	0,16922242	0,19	-12,28
	LowDose (M)	10	9	90	469,75	0,36819005	0,38	-3,21
	*	10	9	90	120	0,094056	0,104	-10,57
	LowDose (XS)	8,5	7,5	63,75	256,75	0,1710545525	0,181	-5,81
	*	8,5	7,5	63,75	63,5	0,042305605	0,048	-13,46
100x90 „Zähne“								
	Normal (M)	13	5,5	71,5	543,75	0,554048625	0,566	-2,16
	*	13	5,5	71,5	122	0,12431068	0,133	-6,99
	Normal (XS)	11	5	55	304,25	0,262318265	0,277	-5,60
	*	11	5	55	64,5	0,05561061	0,063	-13,29
	LowDose (M)	13	5,5	71,5	190	0,1935986	0,203	-4,86
	*	13	5,5	71,5	49	0,04992806	0,056	-12,16
	LowDose (XS)	11	5	55	101,5	0,08751127	0,097	-10,84
	*	11	5	55	27,5	0,02370995	0,026	-9,66
130x55 „Kiefer“								
	Normal (M)	13	9	117	856,5	0,87272211	0,9	-3,13
	*	13	9	117	189	0,19257966	0,212	-10,08
	Normal (XS)	11	7,5	82,5	475,5	0,40996659	0,44	-7,33
	*	11	7,5	82,5	99	0,08535582	0,101	-18,33
	LowDose (M)	13	9	117	299,25	0,304917795	0,323	-5,93
	*	13	9	117	79	0,08049626	0,088	-9,32
	LowDose (XS)	11	7,5	82,5	160,75	0,138595435	0,153	-10,39
	*	11	7,5	82,5	41,5	0,03578047	0,041	-14,59
130x90 „Kiefer“								

100x130 „Gesicht“	Normal (M)	10	13	130	1816	1,4233808	1,234	+13,30
	*	10	13	130	404	0,3166552	0,291	+8,10
	Normal (XS)	8,5	11	93,5	1027,5	0,684551325	0,603	+11,91
	*	8,5	11	93,5	218,75	0,1457378125	0,138	+5,31
	LowDose (M)	10	13	130	632,5	0,4957535	0,443	+10,64
	*	10	13	130	162	0,1269756	0,121	+4,71
	LowDose (XS)	8,5	11	93,5	353	0,23517919	0,21	+10,71
*	8,5	11	93,5	92,5	0,061626275	0,056	+9,13	
230x160 „Schädel“								
	Normal (M)	23	16	368	1473	2,65543602	1,074	+59,55
	*	23	16	368	322,5	0,58138365	0,384	+33,95
	Normal (XS)	23	16	368	945,5	1,70449067	0,691	+59,46
	*	23	16	368	198	0,35694252	0,24	+32,76
	HD (M)	23	16	368	2483	4,47620342	1,839	+58,92
	*	23	16	368	542	0,97708508	0,648	+33,68
	HD (XS)	23	16	368	1577	2,84292098	1,166	+58,99
	*	23	16	368	346,5	0,62464941	0,414	+33,72
	LowDose (M)	23	16	368	689,25	1,242538545	0,803	+35,37
*	23	16	368	175	0,3154795	0,232	+26,46	
LowDose (XS)	23	16	368	425,25	0,766615185	0,502	+34,52	
*	23	16	368	107,25	0,193343865	0,141	+27,07	
230x260 „Schädel“								
	Normal (M)	23	26	598	2832	5,10535968	2,149	+57,91
	*	23	26	598	641,5	1,15645771	0,767	+33,68
	Normal (XS)	23	26	598	1863	3,35850462	1,381	+58,88
	*	23	26	598	404	0,72830696	0,48	+34,09
	HD (M)	23	26	598	4850,5	8,74419037	3,678	+57,94
	*	23	26	598	1083,5	1,95326879	1,295	+33,70
	HD (XS)	23	26	598	3092	5,57407208	2,331	+58,18
	*	23	26	598	697	1,25650978	0,829	+34,02
	LowDose (M)	23	26	598	1353	2,43910722	1,606	+34,16
*	23	26	598	364	0,65619736	0,464	+29,29	
LowDose (XS)	23	26	598	849	1,53052626	1,004	+34,40	
*	23	26	598	222,5	0,40110965	0,283	+29,45	
Panorama		Breite [cm]	Höhe [cm]					
	Normal (M)				337,75	0,2461974585	0,111	+54,91
	Normal (XS)				153	0,111526902	0,055	+50,68

<b>SIRONA ORTHOPHOS XG 3D; Einzelmessungen mit Mittelwerten der drei Ionisationskammern;</b>													
FoV	Modus	DM [mm]	Höhe [mm]		Kammer 1 Nr:807	Kammer 1 Nr:807	MW [mGy]	Kammer 2 DLP 99 (10cm)	Kammer 2 DLP 99 (10cm)	MW [mGy*cm]	Kammer 3 DLP 30cm	Kammer 3 DLP 30cm	MW [pC]
80x80													
	Normal M	80	80	6400	4,18	4,18	4,18	28	32	30	477	476,5	476,75
	Normal S	80	80	6400	1,77	1,77	1,77	12	12	12	204	203,5	203,75
	HD	80	80	6400	8,94	8,94	8,94	64	64	64	1003	1004	1003,5
	HD	80	80	6400	6,31	6,3	6,305	44	44	44	707	708,5	707,75
50x55													
	Normal	50	55	2750	4,01	4,01	4,01	20	21	20,5	322,5	323	322,75
	Normal	50	55	2750	1,69	1,68	1,685	12	12	12	138,5	138,5	138,5
	HD	50	55	2750	8,5	8,5	8,5	52	52	52	669	670,5	669,75
	HD	50	55	2750	5,99	5,98	5,985	36	36	36	474,5	474	474,25
Panorama	Normal M				6,64	6,66	6,65	80	80	80	1054	1052	1053
	Normal S				3,05	2,68	2,865	40	40	40	499	498,5	498,75