

Aus der Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie

Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/ Saar

Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. C. Rübe

Retrospektive Untersuchung der
Dosisbelastung durch die
bildgeführte Strahlentherapie
bei HNO- und Prostata-Patienten

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

der Medizinischen Fakultät

der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES

2016

vorgelegt von:

Evemarie Ames

geboren am 10.10.1982 in St. Wendel

Inhaltsverzeichnis

1. Zusammenfassung	5
2. Einleitung	8
2.1 Grundlagen.....	8
2.2 Zielsetzung dieser Arbeit	9
3. Grundlagen	11
3.1 Kopf-Hals-Tumoren.....	11
3.2 Prostatakarzinom.....	12
3.3 Ablauf der strahlentherapeutischen Behandlung	13
3.3.1 Perkutane Bestrahlung.....	13
3.3.2 Linearbeschleuniger	13
3.3.3 Zielvolumendefinition	15
3.3.3.1 GTV	15
3.3.3.2 CTV.....	15
3.3.3.3 PTV.....	15
3.4 Bestrahlungsplanung	16
3.5 Patientenlagerung und Bestrahlung.....	19
3.6 Positionierungsfehler.....	19
3.7 Image guided Radiotherapie (IGRT)	20
3.8 Bildentstehung.....	21
4. Material und Methoden	24
4.1 Beschleuniger	24
4.1.1. Bildgebungstechniken	24
4.1.1.1 Treatment beam line (TBL).....	24
4.1.1.2 Image beam line (IBL).....	26
4.1.1.3 kVision	28
4.1.2 Bildqualität	30
4.2 Patientenkollektiv	32
4.3. Dosisberechnung im Bestrahlungsplanungssystem	33
4.4 Datenauswertung	37
5. Ergebnisse	38
5.1 Ergebnisdarstellung Prostata-Karzinom	38
5.1.1 Dosisverteilung anhand einer repräsentativen Aufnahme	38

5.1.1.1 Dosisverteilung CBCT-6MV bei Prostata-Karzinom.....	38
5.1.1.2 Strahlenbelastung der Risikoorgane bei der CBCT 6 MV-Auswertung bei Prostata-Karzinom.....	39
5.1.1.3 Dosisverteilung CBCT-IBL (FFF-1 MV) bei Prostata-Karzinom	40
5.1.1.4 Strahlenbelastung der Risikoorgane bei der CBCT IBL-Auswertung bei Prostata-Karzinom.....	41
5.1.1.5 Dosisverteilung 121 kV bei Prostata-Karzinom	42
5.1.1.6 Strahlenbelastung der Risikoorgane bei der CBCT kV-Auswertung bei Prostata-Karzinom.....	43
5.1.1.7 Dosisverteilung planare Aufnahmen (anterior, left)	44
5.1.1.8 Planar 6 MV (2 MU) bei Prostata-Karzinom	44
5.1.1.9 Strahlenbelastung der Risikoorgane bei der planaren 6 MV-Auswertung mittels 2 MU beim Prostata-Karzinom.....	45
5.1.1.10 Planar IBL (2 MU) bei Prostata-Karzinom.....	45
5.1.1.11 Strahlenbelastung der Risikoorgane bei der planaren IBL-Auswertung mittels 2 MU bei Prostata-Karzinom	46
5.1.2 Ergebnisdarstellung im realen Fall beim Prostata-Karzinom	47
5.1.2.1 Reale CBCT 6 MV-Bildgebung bei Prostata-Karzinom	50
5.1.2.2 Reale CBCT IBL-Bildgebung bei Prostata-Karzinom.....	52
4.1.2.3 Reale CBCT kV-Bildgebung bei Prostata-Karzinom	54
4.1.2.4 Reale planare 6 MV-Bildgebung bei Prostata-Karzinom	56
4.1.2.5 Reale planare IBL-Bildgebung bei Prostata-Karzinom.....	58
4.1.3 Vergleich CBCT versus planare Aufnahmen bei Prostata-Karzinom	60
5.1.4 Gesamte Strahlenbelastung über alle Bildgebungen bei Prostata-Karzinom	61
5.2 Ergebnisdarstellung HNO-Tumoren	70
5.2.1 Dosisverteilung anhand einer repräsentativen HNO-Patienten-Aufnahme	70
5.2.1.1 Dosisverteilung CBCT-6MV HNO	70
5.2.1.2 Strahlenbelastung der Risikoorgane bei der CBCT 6 MV-Auswertung bei HNO-Tumoren	71
5.2.1.3 Dosisverteilung CBCT-IBL (FFF-1 MV) HNO	73
5.2.1.4 Strahlenbelastung der Risikoorgane bei der CBCT IBL-Auswertung bei HNO-Tumoren.....	73
5.2.1.5 Dosisverteilung CBCT 121 kV HNO	75
5.2.1.6 Strahlenbelastung der Risikoorgane bei der CBCT kV-Auswertung	75
5.2.1.7 Dosisverteilung der planaren Aufnahmen (anterior, left).....	77
5.2.1.8 Planar 6 MV (2 MU) bei HNO-Tumoren	77
5.2.1.9 Strahlenbelastung der Risikoorgane bei der planaren 6 MV-Auswertung mittels 2 MU bei HNO-Tumoren	77
5.2.1.10 Planar IBL (2 MU) bei HNO-Tumoren	79

5.2.1.11 Strahlenbelastung der Risikoorgane bei der planaren IBL-Auswertung mittels 2 MU bei HNO-Tumoren	79
5.2.2 Ergebnisdarstellung im realen Fall bei HNO-Tumoren.....	81
5.2.2.1 Reale CBCT 6 MV-Bildgebung bei HNO-Tumoren	82
5.2.2.2 Reale CBCT IBL-Bildgebung bei HNO-Tumoren	84
5.2.2.3 Reale CBCT kV-Bildgebung bei HNO-Tumoren.....	87
5.2.2.4 Reale planar 6 MV-Bildgebung bei HNO-Tumoren	90
5.2.2.5 Reale planar IBL-Bildgebung bei HNO-Tumoren	93
5.2.3 Vergleich CBCT versus planare Aufnahmen bei HNO-Tumoren.....	96
5.2.4 Gesamte Strahlenbelastung über alle Bildgebungen bei HNO-Tumoren	97
6. Diskussion und Zusammenfassung.....	110
6.1 Wertung von Patientengut und Methode.....	110
6.2 Zusammenfassende Darstellung der vorliegenden Ergebnisse und Einordnung in den aktuellen Forschungskontext	111
6.2.1 Darstellung beim Prostata-Karzinom	111
6.2.2 Darstellung bei den HNO-Tumoren.....	113
6.3 Stand der Wissenschaft im Vergleich zu den vorliegenden Daten	115
6.3 Diskussion der Ergebnisse im Zusammenhang mit dem aktuellen Forschungsstand...	118
6.4 Verwendung der Ergebnisse für den klinischen Alltag.....	118
6.4.1 Vergleich CBCT versus planare Aufnahmen	119
6.4.2 Variabilität in der Anzahl der bildgeführten Lagerungskontrollen.....	120
6.5 Limitationen und Ausblick	120
6.5.1 Limitation aufgrund organisatorischer sowie technischer Gründe.....	120
6.5.2 Ausblick.....	121
6.5.3.1 Ausblick für künftige Untersuchungen	121
7. Anhang.....	123
7.1 Abbildungsverzeichnis	123
7.2 Tabellenverzeichnis	127
7.3 Abkürzungsverzeichnis	130
8. Literaturverzeichnis	131
9. Internet-Adressen	133
10. Publikation	134
11. Danksagung.....	135
11. Lebenslauf	136

1. Zusammenfassung

Einleitung: Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Berechnung der tatsächlich erzeugten Bildgebungs-dosis bei den Lagerungskontrollen durch den routinemäßigen Einsatz bildgeführter Strahlentherapie bei Patienten mit Prostata- und HNO-Karzinom. An der Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie des Universitätsklinikums des Saarlandes stehen drei verschiedene Bildgebungstechniken zur Verfügung: die Behandlungsenergie (TBL) mit 6 MV, eine 1 MV "image beam line" (IBL) sowie eine Röntgenröhre mit 121 kV für CBCT (planare Bilder mit 70 oder 121 kV je nach anatomischer Lage). Je nach eingesetzter Bildgebungstechnik zeigt sich eine verschieden starke zusätzliche Dosisbelastung der Patienten durch die Bildgebung.

Material und Methoden: Retrospektiv erfolgte die Auswertung der durchgeführten Bildaufnahmen für 53 HNO- und 54 Prostata-Krebs-Patienten, die 2013 an der Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie bestrahlt wurden. Für alle Patienten wurde die Anzahl und Art der Verifikationsaufnahmen bestimmt, sowohl für cone-beam CT als auch für planare Achsen. Die planaren kV-Aufnahmen wurden in dieser Arbeit nicht mit eingeschlossen, da bei diesen die Bildgebungs-dosis drastisch reduziert ist im Vergleich zu den anderen Techniken.

Alle drei Bildgebungsenergien wurden dosimetrisch ausgemessen und im Philips Pinnacle Bestrahlungsplanungssystem V9.2 kommissioniert. Für jede Aufnahme wurde die Bildgebungs-dosis im Planungs-CT berechnet; sowohl die Dosis aus der Summe der Bildgebungen über den Behandlungsverlauf als auch die Dosis jeder einzelnen Aufnahme wurde analysiert.

Ergebnisse: Eine bildgeführte Lagerungskontrolle wurde bei jeder zweiten bis dritten Bestrahlungsfraction durchgeführt. Für jede einzelne Aufnahme lag die maximale Bildgebungs-dosis über alle Prostata-Karzinom-Patienten im Mittel bei 14,8 cGy (6 MV CBCT), 2,8 cGy (6 MV Achsen), 10,5 cGy (IBL CBCT), 2,1 cGy (IBL Achsen), 3,8 cGy (kV CBCT) und für HNO-Indikationen 8,4 cGy (6 MV CBCT), 2,6 cGy (6 MV Achsen), 6,2 cGy (IBL CBCT), 2,3 cGy (IBL Achsen), 0,9 cGy (kV CBCT). Abhängig von der Anzahl und Art der Verifikationsaufnahmen zeigten sich große interindividuelle Unterschiede bezüglich der Gesamtdosis aller durchgeführten Aufnahmen. Die Werte lagen zwischen 20 cGy und 231 cGy (Prostata) und 13 cGy bis 92 cGy (HNO) für den gesamten Bestrahlungszeitraum.

Schlussfolgerung: Die Dosiswerte der vorliegenden Arbeit bilden eine realistische Darstellung der Strahlenbelastung durch bildgeführte Lagerungskontrollen wieder. Die hier ermittelten Werte können deshalb genutzt werden, um die tatsächlich zu erwartende Strahlendosis bei häufiger Bildgebung

abzuschätzen. Obwohl der Dosisbeitrag der planaren Aufnahmen zwar deutlich niedriger ausfällt als der Beitrag der CBCT-Aufnahmen, kann jedoch auch die Dosisbelastung der planaren MV Energien nicht vernachlässigt werden. Eine Reduktion der Gesamtdosisbelastung kann durch den vermehrten Einsatz der kV-Bildgebung (CBCT und planar) erzielt werden.

Summary

Introduction: The present work deals with the calculation of imaging doses actually produced by the routine use of image-guided therapy in patients with prostate cancer and head-and-neck cancer. At the Department of Radiooncology and Radiation Therapy of the Saarland University Medical Centre there are three different on-board imaging techniques available: the treatment beam line (TBL) with 6 MV, a 1 MV “imaging beam line” (IBL) and a x-ray tube with 121 kV for cone beam CT (planar images with 70 or 121 kV depending on the anatomical location). The extra dose burden on the patients caused by imaging is considered separately for the three imaging systems.

Material and Methods: The study is carried out retrospectively for 53 head-and-neck cancer patients and 54 prostate cancer patients treated in 2013. For all patients, the number of verification images was determined, both for the cone-beam CT and for the planar images. Planar kV imaging is not included in this work, because the imaging dose is negligible in comparison with the other modalities. All three imaging techniques were dosimetrically characterised and commissioned in the treatment planning system Philips Pinnacle V9.2. For each verification image the imaging dose was calculated in the planning-CT; both the dose from each single recording as well the sum dose of all verification images during the treatment was analysed.

Results: Images were acquired at every second or third treatment fraction. The maximum dose values for prostate cancer patients were on average 14.8 cGy (6 MV CBCT), 2.8 cGy (planar 6 MV), 10.5 cGy (IBL CBCT), 2.1 cGy (planar IBL), 3.8 cGy (kV CBCT) and for the head-and-neck cancer patients by 8.4 cGy (6 MV CBCT), 2.6 cGy (planar 6 MV), 6.2 cGy (IBL CBCT), 2.3 cGy (planar IBL), 0.9 cGy (kV CBCT). Depending on the number and kind of verification images, relevant interindividual differences are observed, both in terms of the total dose and the dose distribution from all recordings.

Conclusion: The dose values give a realistic impression of the radiation exposure by image guidance (IGRT). The calculations can be used to estimate the expected radiation dose for each individual patient for different choices of imaging modality and frequency over the course of the whole treatment, and to contrast the different imaging techniques. The contribution of planar images to the imaging dose is smaller than the dose due to megavoltage CBCT, but at MV energies even the dose from planar images is not negligible. A reduction of the total dose exposure can be achieved by increased use of the kV imaging (CBCT and planar).

2. Einleitung

2.1 Grundlagen

Bei der Behandlung von Tumoren stehen mit der Chirurgie, der Chemo- und Immuntherapie sowie der Strahlentherapie drei unterschiedliche Therapiemethoden zur Verfügung. Die Chirurgie sowie die Strahlentherapie dienen vorrangig der lokalen und loko-regionalen Tumorkontrolle, während die Chemotherapie einen systemischen Eingriff in die körperliche Integrität bedeutet. In den meisten Fällen wird eine Kombination dieser drei Therapieformen gewählt, wobei die endgültige Therapieentscheidung individuell und interdisziplinär getroffen wird. Als übergeordnete Zielsetzung in der Radiotherapie gilt die Sterilisation des Tumors bei maximaler Schonung des umliegenden Gewebes [8; 17].

Durch die Einführung der intensitätsmodulierten Radiotherapie (IMRT) steht eine Technik zur Verfügung, die diese Vorgaben besser erfüllen kann, als dies mit den herkömmlichen Bestrahlungstechniken bislang möglich war. Bei diesem Verfahren wird die Berechnung der Strahlenfeldsequenzen computergestützt mittels „inverser Planung“ vorgenommen. Hier werden strahlenbiologische Randbedingungen („dose constraints“) für den Tumor sowie die angrenzenden Risikoorgane vom Planer vorgegeben und die Bestrahlungsfelder iterativ durch das Planungssystem optimiert. Die IMRT kommt regelmäßig z. B. beim Prostatakarzinom und den Kopf-Hals-Tumoren zum Einsatz.

Da die IMRT eine hochkonformale Dosisverteilung um den Tumor mit steilen Gradienten zu den Risikoorganen erzeugen kann, ist eine exakte Patientenpositionierung vor jeder Bestrahlungsfraction notwendig. Um diese zu erreichen wird einerseits mit Hautmarkierungen und Lagerungslasern gearbeitet. Andererseits kann die verbleibende Lagerungsunsicherheit durch Kontrolle der Patientenpositionierung vor der Bestrahlung mit bildgebenden Verfahren überprüft und korrigiert werden. Nachteil dieses Verfahrens ist allerdings die zusätzliche Dosisbelastung des Patienten. So nutzt die am einfachsten durchzuführende Lagerungskontrolle, die „treatment beam line“, den Behandlungsstrahl zur Kontrollaufnahme. Eine Verbesserung dieser Möglichkeit bietet sowohl eine sogenannte „image beam line“, die mit einer geringeren Energiedosis arbeitet als auch Systeme, bei

denen die Strahlung im Röntgenbereich liegt. Alle diese Bildtechniken beinhalten jedoch bei täglichen Bildkontrollen eine zusätzliche und nicht zu vernachlässigbare Strahlenexposition.

So muss bei einer strahlentherapeutischen Behandlung also eine Abwägung zwischen Lagerungsungenauigkeiten bei nicht täglich durchgeführter Bildkontrolle einerseits und einer erhöhten Strahlendosis bei täglicher bildgesteuerter Lagerungskontrollen andererseits getroffen werden.

2.2 Zielsetzung dieser Arbeit

Zahlreiche Untersuchungen (siehe dazu Kapitel 6.1) beschäftigten sich bereits mit der verabreichten Strahlendosis der einzelnen Bildtechniken. Im Rahmen dieser Studien wurden die Messungen entweder am Phantom durchgeführt oder die jeweils einzelnen Bildgebungen separat am Patienten betrachtet. Das Ziel dieser Arbeit besteht nun darin, anhand realer Behandlungspläne die tatsächliche Dosisbelastung für die Patienten zu evaluieren. Hierzu wurden die häufigsten mit IGRT behandelten Therapieoptionen, nämlich die Kopf-Hals-Tumoren sowie das Prostatakarzinom, untersucht, wie sie im klinischen Alltag an der Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie des Universitätsklinikums des Saarlandes (Direktor Prof. Dr. C. Rübe) innerhalb des Jahres 2013 verordnet wurden.

Mit der neuen kVision stehen seit kurzer Zeit alle drei Bildgebungstechniken (6 MV, IBL, kVision) an der Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie am Universitätsklinikum des Saarlandes in Homburg/Saar zur Verfügung. Mit der vorliegenden Arbeit wird für diese Klinik zum ersten Mal dokumentiert, welche tatsächliche Strahlendosis einem Patienten im klinischen Alltag bei der strahlentherapeutischen Behandlung verabreicht wird. Des Weiteren wurde untersucht, wie die einzelnen Behandlungsfractionen von Patient zu Patient variieren. Einen weiteren Gesichtspunkt, der in dieser Arbeit erstmals mitbeleuchtet wird, stellt die Strahlenbelastung durch die planaren Aufnahmen dar, die in den bisherigen Untersuchungen zumeist vernachlässigt wurden.

In den folgenden Kapiteln wird zunächst der Ablauf einer strahlentherapeutischen Behandlung erklärt (Kapitel 3.3). Im Anschluss daran folgt eine kurze Darstellung der Eigenschaften von Kopf-Hals-Tumoren sowie des Prostatakarzinoms (Kapitel 3.1, 3.2). Daran schließt sich eine Betrachtung der möglichen Positionierungsfehler sowie des Sekundärtumorrisikos an (Kapitel 3.6).

Im Material und Methodenteil wird auf die Funktionsweise eines Linearbeschleunigers sowie auf die Unterschiede zwischen den Geräten verschiedener Anbieter eingegangen (Kapitel 4.1). Nach

Erläuterung der physikalischen Eigenschaften der einzelnen Bildgebungstechniken (TBL, IBL, kVision) sowie deren Bildqualität folgt die Darstellung des Patientenkollektivs (Kapitel 4.2).

Im Ergebnisteil erfolgt die statistische und graphische Auswertung der Daten für HNO- und Prostata-Patienten, die im Jahr 2013 an der Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie des Universitätsklinikums des Saarlandes behandelt wurden (Kapitel 5). Dabei werden sowohl die Gesamtdosis durch die Bildgebung für jeden Patienten individuell betrachtet als auch die Beiträge der Einzelaufnahmen der verschiedenen Techniken berechnet und miteinander verglichen. Daraus ergeben sich Empfehlungen für den zukünftigen Gebrauch der drei Bildgebungsmethoden, die im Ausblick angesprochen werden (Kapitel 6).

3. Grundlagen

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit dem Patientengut, welches zwei häufige Indikationen zur bildgeführten, perkutanen Strahlentherapie darstellt, nämlich mit Patienten, welche an einem Prostata-Karzinom bzw. an einem Kopf-Hals-Tumor erkrankt sind. Zunächst werden im Folgenden einige kurze Fakten dieser beiden Tumorentitäten vorgestellt.

3.1 Kopf-Hals-Tumoren

Zu den „Kopf-Hals-Tumoren“ werden eine Reihe unterschiedlicher maligner Tumoren gezählt, die von der Lippe und der Mundhöhle über den Pharynx und den Tonsillen bis zum Larynx auftreten können. In ca. 90 % der Fälle handelt es sich hierbei um ein Plattenepithelkarzinom, etwas mehr als 5 % der Kopf-Hals-Tumoren sind Adenokarzinome. Die Zahl der Neuerkrankungen pro Jahr beträgt für Deutschland ca. 8.000-10.000 [8; 14]. Dies entspricht ungefähr 6 - 8 % aller bösartigen Erkrankungen. Männer erkranken häufiger und früher als Frauen. Der Anteil der Kopf-Hals-Tumoren beträgt bei den Männern ca. 3,3 %; bei Frauen machen diese Tumoren einen Anteil von ca. 1,4 % aus. Zu den bekannten Risikofaktoren zählen neben Tabakkonsum, übermäßigem Alkoholkonsum und kanzerogenen Chemikalien auch eine mangelnde Mundhygiene, inhalative Noxen sowie virale Infektionen wie beispielsweise durch Humane-Papillom-Viren verursachte Tumoren [8; 14].

Die Behandlung bei Tumoren im Kopf-Hals-Bereich erfolgt interdisziplinär, wobei die chirurgische und strahlentherapeutische Behandlung im Vordergrund stehen. Angestrebt wird eine vollständige Entfernung des Tumors unter Einhaltung eines Sicherheitsabstandes mit zusätzlicher Ausräumung der Halslymphknoten. Eine Chemotherapie wird häufig in Kombination mit einer Bestrahlung als sogenannte simultane Radiochemotherapie durchgeführt. Diese sensibilisiert den Tumor für die durchzuführende Strahlentherapie [7; 9]. Die applizierte Gesamtdosis bei der strahlentherapeutischen Behandlung beträgt bei den untersuchten Patienten 50-74 Gray und wird über einen Zeitraum von ca. 6-7 Wochen fraktioniert abgegeben.

Bei der Durchführung der Bestrahlung ist es wichtig, dass der Kopf immer in der gleichen Position liegt. Dies wird durch eine individuell angefertigte Kopf-Hals-Maske erreicht (Abbildung 1), die mögliche

Bewegungen unter der Bestrahlung zu verhindern versucht. Im Laufe der Behandlung verliert jedoch die Maske aufgrund des teils erheblichen Gewichtsverlustes der Patienten bzw. der Weichteilschwellung ihren anfänglichen Sitz, so dass der Patient trotz Maske einen gewissen Bewegungsspielraum bei der Lagerung wiedererlangt [6; 9]. Dies und die Tatsache, dass sich diese Tumoren in räumlicher Nähe zu lebenswichtigen Organen wie dem Myelon befinden, machen regelmäßige bildgesteuerte Lagerungskontrollen notwendig.

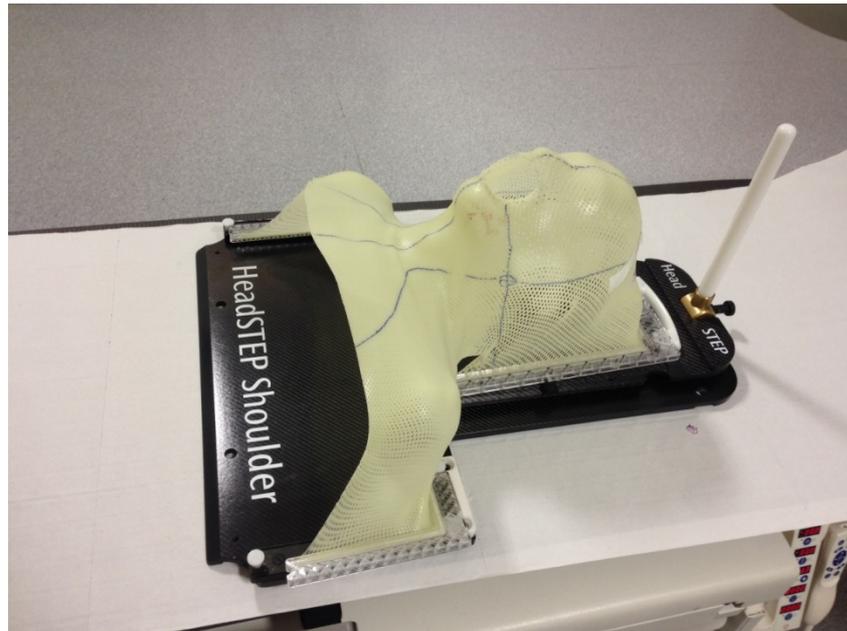


Abbildung 1: Lagerungsmaske bei HNO-Tumoren mit eingezeichneten Markierungen.

3.2 Prostatakarzinom

Das Prostatakarzinom ist der häufigste Tumor des Mannes. Sein Anteil liegt bei 25,4 % aller Krebserkrankungen bei Männern, während die Mortalität 10,1 % beträgt und an dritter Stelle der tödlich verlaufenden Tumorerkrankungen liegt. Die Zahl der Neuerkrankungen im Jahr 2011 betrug 64.515 [9; 11]. Der wichtigste Risikofaktor für die Entwicklung eines Prostatakarzinoms ist das Alter. Ein großer Vorteil dieser Tumorerkrankung besteht in der Möglichkeit der Früherkennung mittels des PSA-Wertes, der als sogenannter Screeningfaktor dient.

Die Behandlung des Prostatakarzinoms ist abhängig vom jeweiligen Tumorstadium und umfasst neben der radikalen Prostatektomie, der externen perkutanen Strahlentherapie und der Brachytherapie auch die Option des „Watchful Waiting“ bei Patienten mit einer mutmaßlichen Lebenserwartung unter zehn Jahren. Bei Patienten mit lokal begrenztem Prostatakarzinom erfolgt die perkutane Strahlentherapie

auf der Basis der dreidimensionalen (3D-konformalen) Bestrahlungsplanung in Kombination mit einer IMRT-Bestrahlung auf ein reduziertes Zielvolumen (shrinking field). Hierbei ist eine Dosiserhöhung mit dem Ziel einer besseren Tumorkontrolle möglich. Die Bestrahlung erfolgt mit einer Dosis von ca. 74 Gy bis unter 80 Gy. Die Standardeinzeldosis beträgt 1,8 Gy bis 2,0 Gy.

3.3 Ablauf der strahlentherapeutischen Behandlung

3.3.1 Perkutane Bestrahlung

Die perkutane Strahlentherapie kommt sowohl bei kurativen als auch bei palliativen Behandlungen von Tumoren zum Einsatz. Sie bedient sich hierbei ionisierender Strahlung, deren Quelle außerhalb des Patienten liegt. Zur Behandlung kommt primär ultraharte Röntgenstrahlung oder Elektronenstrahlung zum Einsatz. Der Energiebereich der Photonenstrahlung liegt zwischen 4 MV und 23 MV und variiert je nach Therapiegerät und Therapieziel.

Das Ziel einer kurativen Strahlentherapie ist es, eine hohe Tumorkontrollrate mit vertretbaren Nebenwirkungen zu erreichen. Notwendig hierfür ist die Abgabe von ausreichend hohen Bestrahlungsdosen im Zielvolumen und einer Dosisbegrenzung im umliegenden Gewebe, was durch Konformation des Hochdosisvolumens an das Planungszielvolumen (PTV) erreicht wird.

Bei der Bestrahlung des Patienten wird die Strahlendosis zur Minimierung der Nebenwirkungen fraktioniert abgegeben. Dies bedeutet eine tägliche Bestrahlung des Patienten ca. fünf Tage in der Woche bis die errechnete Gesamtdosis erreicht ist.

3.3.2 Linearbeschleuniger

Ein im medizinischen Bereich eingesetzter Linearbeschleuniger (engl. linear accelerator, Linac) ist ein Teilchenbeschleuniger, bei dem ein gepulster Elektronenstrahl mittels Mikrowellenfeld in einem Hochvakuumrohr auf mehrfache Ruheenergien beschleunigt wird.

Am Ende des Beschleunigungsrohres werden die Elektronen mit Hilfe eines starken Magneten in ihrer Bahn auf die gewünschte Richtung umgelenkt. Diese Elektronen können direkt zur Therapie eingesetzt werden, indem man sie mit einer Streufolie über eine definierte Fläche verteilt und so für die Bestrahlung oberflächlicher Tumoren einsetzt.

Häufiger wird jedoch eine Photonenstrahlung benötigt. Sie kann erzeugt werden, indem man die Elektronen auf ein wassergekühltes Metalltarget (i. A. aus Wolfram) treffen lässt. Durch den Aufprall auf dieses Target werden die Elektronen abrupt gebremst. Dabei entstehen durch Bremsstrahlungsprozesse Photonen. Dies wird auch als ultraharte Röntgenstrahlung bezeichnet. Im Vergleich zu Elektronen können Photonen aufgrund ihrer physikalischen Eigenschaften tiefer in den Körper eindringen. Je energiereicher die Photonenstrahlung ist, umso größer ist auch ihre Eindringtiefe.

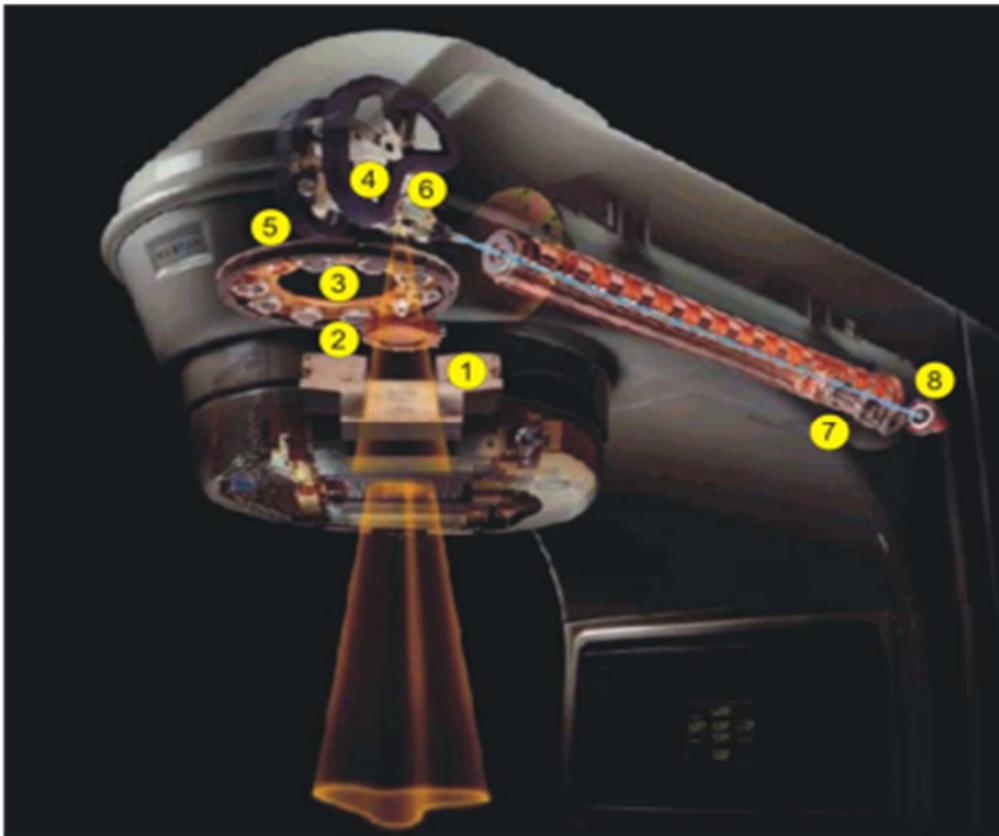


Abbildung 2: Aufbau eines Linearbeschleunigers: 1 Asymmetrische Blenden; 2 Ionisationsmesskammer; 3 Filterkarussell; 4 Bending Magnet oder Umlenkmagnet; 5 Strahlenführungseinheit; 6 Fokus; 7 Beschleunigungseinheit; 8 Elektronenkanone [9; 12].

Es gibt verschiedene Anbieter von Linearbeschleunigern. Die bekanntesten sind die der Firmen Varian, Elekta und Siemens.

3.3.3 Zielvolumendefinition

Eine strahlentherapeutische Behandlung beginnt mit der Erstellung eines Planungs-CTs, anhand dessen bereits die genaue Patientenlagerung festgelegt wird. So wird hier beispielsweise entschieden, ob eine Bauch- oder aber eine Rückenlagerung des Patienten sinnvoller erscheint, ob die Arme immer hoch gelagert werden müssen und mit welchem Füllungsvolumen von Blase und Rektum der Patient zur Bestrahlung erscheinen soll. Im Idealfall sollte für die Prostata-Bestrahlung die Blase gefüllt und das Rektum geleert sein.

Im Rahmen der Bestrahlungsplanung werden anhand eines Bestrahlungs-Planung-CT festgelegte klinische Volumina eingezeichnet. Diese Volumina (GTV, CTV, PTV) wurden durch den ICRU-50-Report 1993 definiert.

3.3.3.1 GTV

Nach den Richtlinien der ICRU 50 ist das „gross tumor volume“ (GTV) definiert als „the gross palpable or visible/ demonstrable extent and location of the malignant growth“ [9; 4]. Das GTV beinhaltet neben dem Primärtumor auch die Lymphknoten bzw. die befallenen Lymphabflusswege sowie mögliche Metastasen. Das GTV wird meist operativ entfernt.

3.3.3.2 CTV

Das „clinical target volume“ (CTV) ist gekennzeichnet als „a tissue volume that contains a GTV and/ or subclinical microscopic malignant disease, which has to be eliminated. This volume has to be related adequately in order to achieve the aim of therapy: cure or palliation“ [9; 4]. Dieses Volumen ist Teil der Bestrahlungsanweisung. Das CTV enthält maligne Zellen, kleine Zellcluster und Mikroabsiedelungen sowie nicht detektierbare Tumorzellen.

3.3.3.3 PTV

Das „planning target volume“ (PTV) wiederum bezeichnet „a geometrical concept and is defined to select appropriate beam size and beam arrangements, taking into consideration the net effect of all possible geometrical variations and inaccuracies in order to ensure that the prescribed dose is actually absorbed in the CTV“ [4; 9]. Es schließt inter- und intrafraktionelle Veränderungen, Organbewegungen z.B. durch Atembewegungen, Bewegungen des Patienten, unterschiedliche Blasenfüllungen ein. Das PTV trifft während der Bestrahlung auch gesundes Gewebe. Dadurch muss man beim Planen des PTVs

abwägen zwischen dem Nutzen für den Patienten und den möglichen Risiken für Folgeschäden. Das PTV enthält bereits Lagerungsungenauigkeiten.

Als Risikoorgane definiert die ICRU 50 „normal tissues whose radiation sensitivity may significantly influence treatment planning and/ or prescribed dose“ [4; 9].

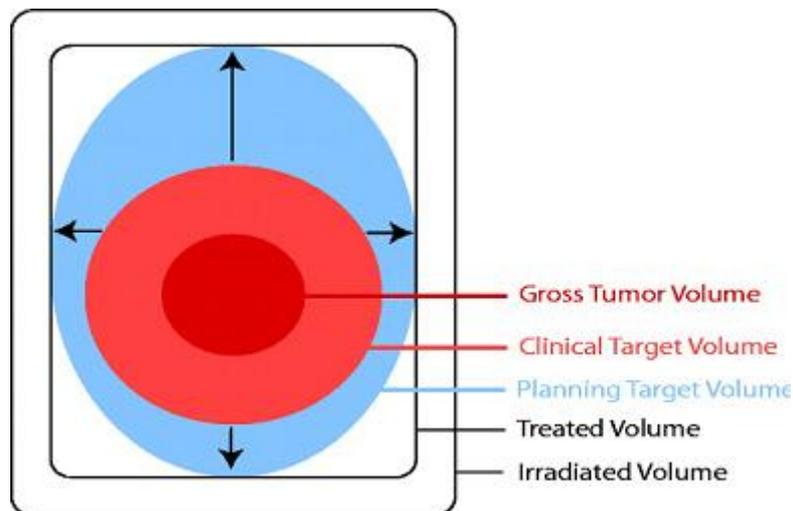


Abbildung 3: Darstellung des GTVs, CTVs und PTVs [9; 9].

Um eine zielgenaue Bestrahlung zu erreichen, ist es notwendig, dass der Patient bei jeder Bestrahlungseinheit in der exakt gleichen Lage positioniert wird, wie auf dem Planungs-CT berechnet. Nur so lässt sich eine Fehldosierung des Tumorzvolumens oder auch eine Überdosierung der benachbarten Risikoorgane vermeiden. Durch die Einplanung von Sicherheitsräumen wird gewährleistet, dass das CTV sicher und mit genügend Dosis abgedeckt wird. Wie breit der Sicherheitsraum gewählt wird, hängt hingegen von der erwarteten Lagerungsungenauigkeit ab.

3.4 Bestrahlungsplanung

3.4.1 3-dimensional conformal radiation therapy (3DCRT)

Bei der Konformationsbestrahlung handelt es sich um eine Bestrahlungstechnik, die mit geometrischen Formungen der Strahlenfelder mittels Lamellenblenden die räumliche Dosisverteilung möglichst genau an das Zielvolumen anpasst. Man spricht hierbei von der sogenannten 3-dimensional conformal radiation therapy (3DCRT). Die Basis der Bestrahlungsplanung stellt dabei ein CT-

Bilddatensatz dar, mit dessen Hilfe eine Volumenrekonstruktion der Zielvolumina sowie der Risikoorgane möglich ist. Die Konformationsbestrahlung arbeitet mit einem dreidimensionalen Bestrahlungsplanungssystem, anhand dessen die Berechnung von räumlichen physikalischen Dosisverteilungen möglich ist.

3.4.2 Intensitätsmodulierte Radiotherapie (IMRT)

Die intensitätsmodulierten Radiotherapie (IMRT) stellt eine Weiterentwicklung der dreidimensionalen Konformationsbestrahlung dar. Die Dosisverteilung an das Zielvolumen geht über die geometrische Formung hinaus, indem die Fluenzen der Strahlungsfelder moduliert werden. Die strahlenmodulierten Felder werden durch Überlagerung von irregulären Teilfeldern mit Hilfe von Lamellenblenden erzeugt (siehe Abbildung 4).

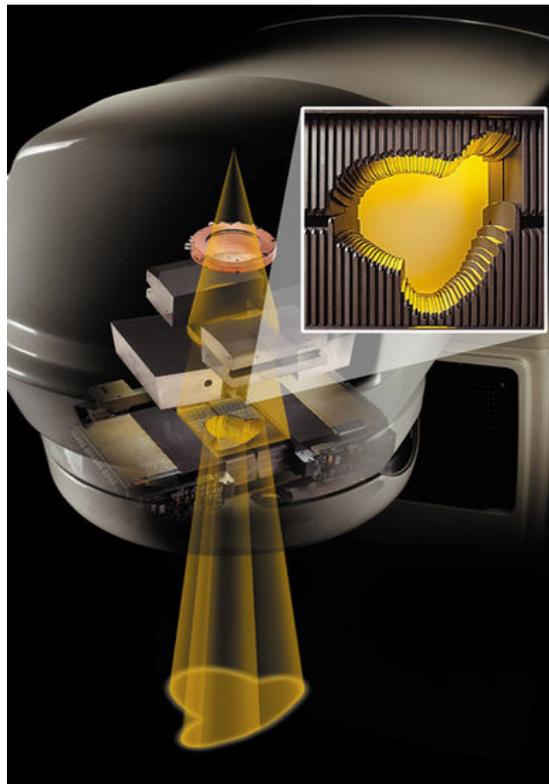


Abbildung 4: Blick in den Linearbeschleunigerkopf/ MLC (Varian) [9; 1].

Bei der sogenannten „*Step-and-Shoot*“-Technik werden die Lamellen der Kollimatoren jeweils vor der Bestrahlung angeordnet. Die *dynamische IMRT-Technik* verändert die Stellung der Lamellen des Kollimators kontinuierlich während der laufenden Bestrahlung. Bei einer gleichzeitigen Bewegung der Gantry spricht man von der sogenannten *Rotations-IMRT* oder volumetrisch modulierten Arc-Therapie (VMAT).

Die IMRT-Bestrahlungsplanung setzt die Verwendung besonderer Algorithmen zur Bestimmung der Fluenzmatrizen der einzelnen Strahlenfelder voraus. Kernstück eines Optimierungsalgorithmus zur Bestimmung der Fluenzverteilungen der einzelnen Strahlenfelder ist die Zielfunktion, welche die Randbedingungen für den Optimierungsprozess enthält, wie z.B. die Zielvolumendosis, Dosisgrenzwerte der Risikoorgane und Einzelwerte von Dosis-Volumen-Histogrammen (DVH). Neuere Ansätze für Zielfunktionen enthalten außer physikalischen auch biologische und klinische Kriterien.

Die Durchführung einer Bestrahlung in IMRT-Technik beinhaltet zahlreiche Anforderungen. So sind eine umfangreiche vorherige diagnostische Bildgebung, eine optimale Bestrahlungsplanung mit hoher Dosis-Berechnungsgenauigkeit, eine exakte und reproduzierbare Patientenpositionierung unter Einbeziehung entsprechender bildgebender Maßnahmen (IGRT) sowie entsprechend angepasste Qualitätssicherungsmaßnahmen zwingend erforderlich.

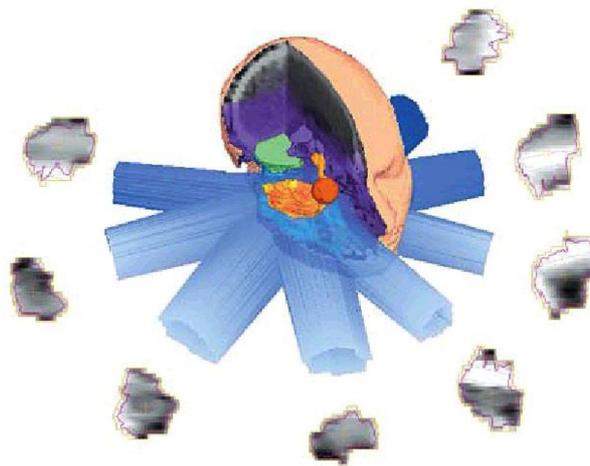


Abbildung 5: IMRT bestrahlt anhand vieler Untersegmente [9; 8].

Die häufigsten Einsatzgebiete der IMRT sind Fälle, bei denen eine unregelmäßige Begrenzung des Zielvolumens vorliegt und sich dieses in unmittelbarer Nachbarschaft zu kritischen Strukturen befindet, die entsprechend dem Behandlungsziel geschont werden müssen. Eine weitere Indikation stellen konkav geformte Zielvolumina dar, bei denen andere Bestrahlungstechniken nicht die gewünschte Dosisverteilung erbringen. Auch bei geplanter Dosisescalation im Zielvolumen, die sich mit herkömmlichen Verfahren nur durch Überschreiten der Grenzwerte in den angrenzenden Risikostrukturen erreichen lässt, kommt die IMRT zum Einsatz. Durch ein einfacheres Behandlungsverfahren kann zwar eine akzeptable Dosisverteilung erreicht werden, eine deutliche Verbesserung der Güte der Behandlung durch IMRT wiegt jedoch die höhere Komplexität dieser Technik auf.

Die IMRT wird auch beim Prostatakarzinom und den Kopf-Hals-Tumoren angewandt. Aufgrund der konkaven Form des Zielvolumens und der räumlichen Nähe der Prostata zum Rektum ist die IMRT besonders beim Prostatakarzinom geeignet. Auch bei den Kopf-Hals-Tumoren ist die IMRT aufgrund der benachbarten Risikoorgane, dem Spinalkanal, dem Hirnstamm, den Cochleae, den Parotiden, den Bulbi sowie den Linsen, dem Larynx und den Stimmbändern, die bestmögliche Technik. Als Hilfsmittel für die Patientenlagerung dienen bei den Prostatapatienten z.B. Schaumstoffmatratzen. Bei den HNO-Patienten erfolgt die Lagerung mittels individuell angefertigter Kopf-Hals-Masken. Die genaue Tischeinstellung wird dann durch Raumlaser vorgenommen.

3.5 Patientenlagerung und Bestrahlung

Für die tägliche Bestrahlung erfolgt die Patientenlagerung mittels Hautmarkierungen, die mit ortsfesten Lasern in dem Bestrahlungsraum abgeglichen werden. Diese Markierungen werden anhand einer einmaligen Bildgebung vor Beginn einer Strahlentherapieserie, dem Bestrahlungsplanungs-CT, festgelegt.

Um die Positionierung zu überprüfen, werden bei der Ersteinstellung und ggf. auch später in regelmäßigen Abständen Verifikationsaufnahmen durchgeführt, die früher mit strahlensensitiven Filmen angefertigt wurden.

Heute bietet die bildgesteuerte Radiotherapie die Möglichkeit, das Zielvolumen und die inneren Organe mittels bildgebender Verfahren unmittelbar vor einer Bestrahlungsfraction zu bestimmen. Dies erfolgt ebenfalls im Bestrahlungsraum. Man spricht hier von „Image Guidance“ (Bildsteuerung) bzw. „Image Guidance Radiotherapy“ (bildgesteuerte Radiotherapie, IGRT).

3.6 Positionierungsfehler

Bei der Patientenlagerung unterscheidet man zwei Arten von Positionierungsfehlern: Systematische und zufällige Positionierungsfehler. Erstere beschreiben regelmäßige Abweichungen von der geplanten Bestrahlung. Sie haben immer dasselbe Ausmaß, z.B. Ungenauigkeit von Hautmarkierungen, fehlerhafte Tischposition etc. Zu den zufälligen Positionierungsfehler zählt man Atembewegungen, Veränderungen der Anatomie in Folge der Tumorschrumpfung, unterschiedliche Füllungszustände von Hohlorganen bei der Akquisition der Bilddaten für die Bestrahlungsplanung oder unvermeidbar

unterschiedliche Lagerungspositionen des Patienten. Beide Fehler können schwerwiegende Folgen auf die klinischen Ergebnisse haben. Nur durch eine tägliche Bildkontrolle zur unmittelbaren Positionskorrektur können auch die zufälligen Fehler zuverlässig gemindert werden.

Durch Fehlpositionierungen kommt es zu signifikanten Abnahmen der strahlentherapeutischen Heilungsrate. Dies konnte u.a. in einer von Chow et al. 2008 sowie von Heemsbergen et al. 2007 durchgeführten Studie aufgezeigt werden [8; 2, 8; 10]. Bei einem Positionierungsfehler von 1-3 cm ist mit einer 30 %igen Verminderung der Heilungsrate zu rechnen. Als Resultat aus diesen Daten kann davon ausgegangen werden, dass es im schlimmsten Fall im Tumor zu einer Dosisreduktion von ca. 16-18 Gy kommt [8; 2]. Stattdessen wird dann jedoch das umliegende gesunde Gewebe getroffen, was dann wieder die Wahrscheinlichkeit von Nebenwirkungen erhöht.

Delana et al. konnten beweisen, dass bei Bestrahlungen im Kopf-Hals-Bereich durch eine Verringerung des Positionierungsfehlers von 3-5 mm auf 1 mm das strahlenexponierte Volumen der Parotis reduziert werden konnte und somit die Wahrscheinlichkeit einer Beeinträchtigung der ParotisFunction um 10-15% gesenkt werden konnte [8; 3].

3.7 Image guided Radiotherapie (IGRT)

Die bildgestützte Strahlentherapie (image guided radiotherapy, IGRT) bezeichnet 2- bzw. 3-dimensionale Bildgebungen (planare Aufnahmen, CBCT), die unmittelbar vor einer Bestrahlungsfraction eine punktgenaue Ausrichtung des Behandlungsstrahls ermöglichen. Anhand des Bestrahlungsplanungs-CTs, welches vor Beginn der Behandlung angefertigt wird, kann durch eine Verifikationsaufnahme das Zielvolumen unmittelbar vor der strahlentherapeutischen Behandlung lokalisiert werden. Durch Abgleich mit dem Planungs-CT kann der Patient mittels Tischverschiebungen korrekt positioniert werden. Die IGRT erlaubt eine präzise Anwendung der Bestrahlung, da die Lage des Patienten und dadurch die Lage des Bestrahlungsfeldes vor jeder Behandlung exakt überprüft und eine Korrektur des Bestrahlungsfelder nach der jeweiligen Organposition vorgenommen werden kann. 2010 wurden durch die ASTRO (American Society for Therapeutic Radiology) allgemeine methodische Empfehlungen zum Ablauf der IGRT festgelegt [8; 16].

Die folgende Abbildung 6 verdeutlicht den Ablauf einer strahlentherapeutischen Behandlung anhand der Strahlentherapieketten von Schlegel 2001.

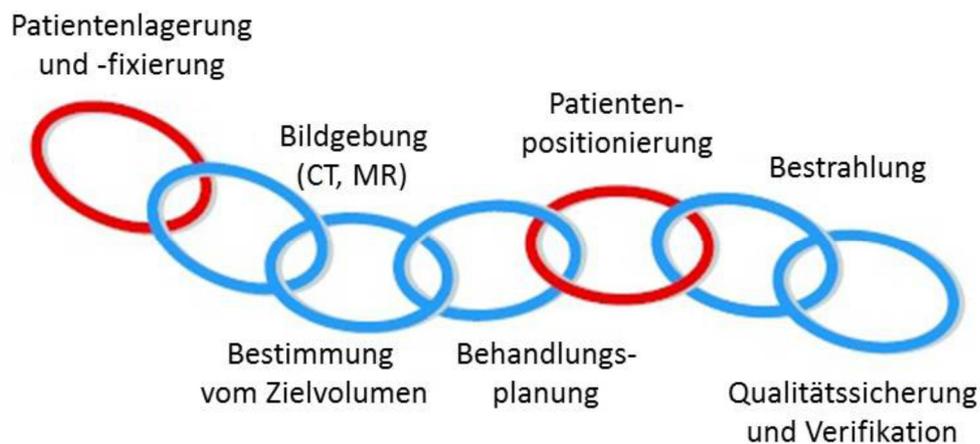


Abbildung 6: Reihenfolge der einzelnen Schritte bei der Strahlenbehandlung von Tumoren: Strahlentherapieketten [8; 18].

3.8 Bildentstehung

Die genaue Patientenpositionierung erfolgt vor einer Bestrahlungsfraction am Beschleuniger üblicherweise anhand von Hautmarkierungen und Raumlasern. Die korrekte Position der inneren Organe jedoch kann häufig nur anhand von Bildaufnahmen mit ionisierender Strahlung geprüft werden. Dabei können entweder planare Projektionsaufnahmen (zwei orthogonale Richtungen, axial und lateral) oder dreidimensionale Datensätze durch sogenannte Cone-Beam CT erzeugt werden.

Durch Verwendung der am Linac erzeugten Strahlung oder Anbringen einer Röntgenquelle und eines Detektor direkt am Linearbeschleunigers (= Gantry) können sowohl einzelne planare Bilder als auch Serien von Projektionen während einer 360°-Rotation aufgenommen werden. Daraus ergibt sich Möglichkeit einer Volumenrekonstruktion mit 3D-Darstellung der Knochen- und Weichteil Anatomie in transversalen, koronaren und sagittalen Schichten. Anhand dieser Rekonstruktionen ist es möglich, das Zielvolumen unmittelbar vor der Behandlungssitzung zu lokalisieren und den Patienten korrekt zu positionieren. Diese Bildsteuerung mittels photonenbasierten Verfahren stellt jedoch eine zusätzliche Strahlendosis für den Patienten dar.

Verschiedene Bildgebungssysteme an Linearbeschleunigern unterschiedlicher Hersteller sind in den Abbildungen 7 bis 10 gezeigt.

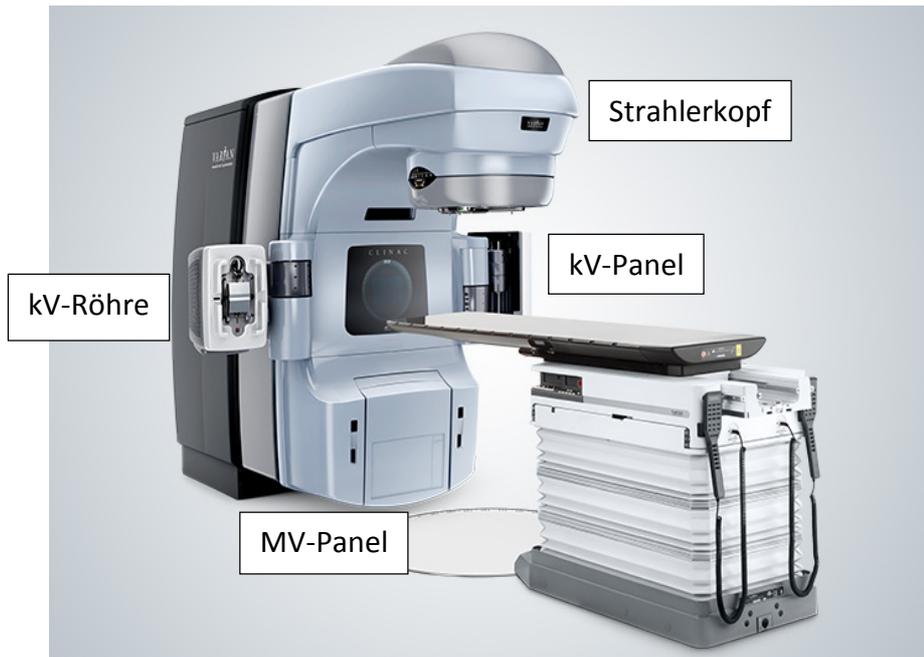


Abbildung 7: Varian mit OBI (on-board imager); Anordnung der Röntgenröhre [9; 15].

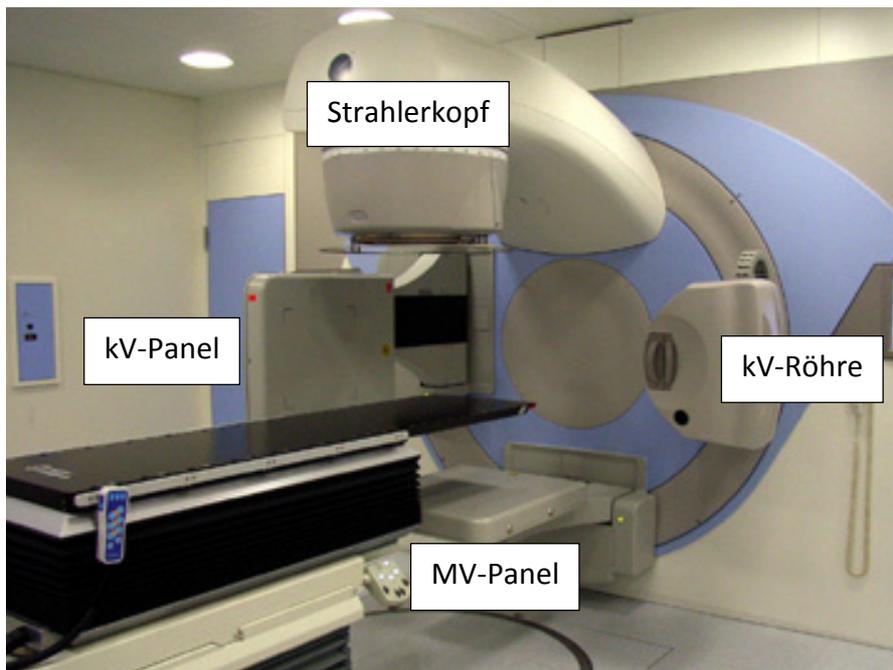


Abbildung 8: Elekta Synergy; Anordnung der Röntgenröhre [9; 14].

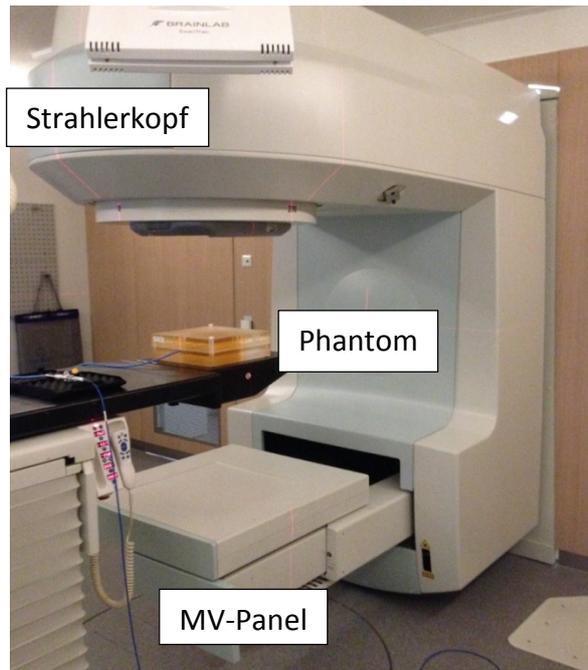


Abbildung 9: Siemens Artiste am Universitätsklinikum des Saarlandes mit Anordnung des Flachbilddetektors für 6 MV und IBL.

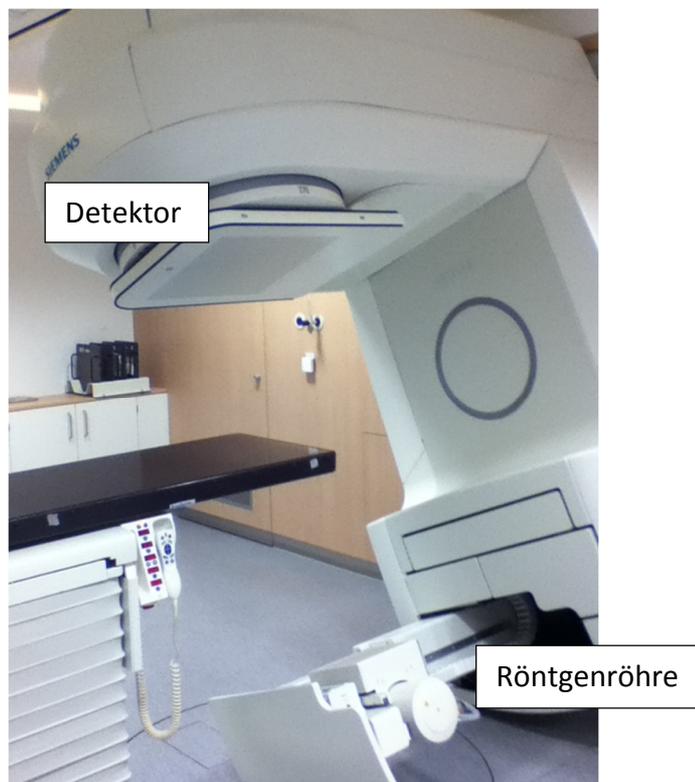


Abbildung 10: Siemens Artiste am Universitätsklinikum des Saarlandes mit Anordnung der Röntgenröhre.

4. Material und Methoden

4.1 Beschleuniger

An der Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie des Universitätsklinikums des Saarlandes stehen drei verschiedene Linearbeschleunigern mit verschiedenen on-Board Bildgebungstechniken für IGRT zur Verfügung. Dies sind zum einen zwei Siemens Artiste Beschleuniger, die als ART1 und ART2 bezeichnet werden, sowie ein Siemens OncoRay ONC2 Gerät. An diesen stehen Bildgebungstechniken unterschiedlicher Photoneneenergien zur Verfügung, die im Folgenden dargestellt werden. Die verfügbaren Energien können sowohl für planare Aufnahmen als auch für CBCT eingesetzt werden.

Die Entscheidung, welche Bildgebungsmodalität gewählt wird, hängt von der jeweiligen Tumorentität ab. So ist z.B. die am besten geeignete Bildgebungstechnik beim Prostatakarzinom die kVision, da bei dieser Bestrahlung ein guter Weichteilkontrast aufgrund einer hohen Eigenbeweglichkeit des Tumors von Nöten ist. Da die Linacs gematchte Bestrahlungsenergien haben, hängt die Wahl des Linacs für die Bestrahlung vor allem von der für den Patienten vorgesehenen Bildgebung ab.

4.1.1. Bildgebungstechniken

4.1.1.1 Treatment beam line (TBL)

Die Standard-Bildgebung der letzten Jahre war die Treatment beam line mit 6 Megavolt, die mit der Behandlungsbestrahlung identisch ist. Hierin liegt jedoch auch der Nachteil dieser Technik: Neben dem reduzierten Weichteilkontrast wird durch die Aufnahme eine signifikant hohe Strahlendosis abgegeben, die die Anzahl der empfehlenswerten Kontrollaufnahmen limitiert. Aufgrund dieser hohen Strahlenbelastung sollte sie in den Behandlungsplan miteinkalkuliert werden.

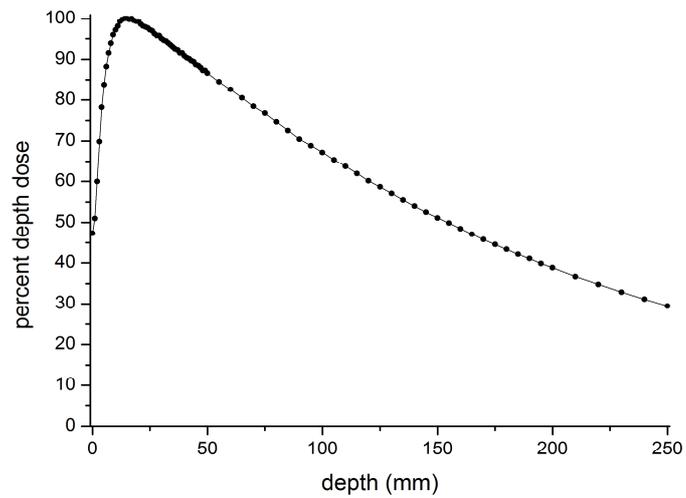


Abbildung 11: Tiefendosiskurve 6 MV-Bildgebung [8; 8].

Das Strahlprofil der 6MV Bildgebung hat im offenen Feld eine nahezu konstante Intensität (innerhalb weniger Prozent Variation im Feld). Diese kommt durch Einfügen eines Ausgleichsfilters zustande und ist charakteristisch für die „flache“ Bestrahlungsenergie.

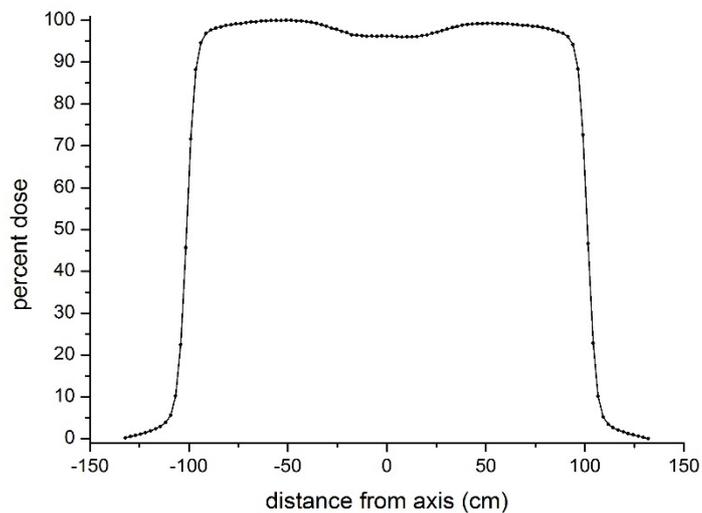


Abbildung 12: Strahlprofil der 6 MV-Bildgebung.

4.1.1.2 Image beam line (IBL)

Der Nachteil eines geringen Weichteilkontrastes und einer signifikant hohen Strahlendosis, wie er bei der 6-MV-Bildgebung vorliegt, kann durch Reduktion der Photonenenergie vermindert werden. Bei der Image beam line (IBL) enthalten die Photonen eine niedrigere Energie im Bereich von 4 Megavolt. Gleichzeitig wird der Ausgleichsfilter entfernt, man spricht so von „flattening filter free beam“ (Abbildung 15). Dadurch sinkt die mittlere Energie, so dass das Spektrum mehr weiche Anteile enthält. Bei niedrigerer Dosis erhält man Aufnahmen mit verbessertem Weichteilkontrast (Abbildung 19, 20). Da jedoch auch bei dieser Bildgebung die applizierte Dosis noch vergleichbar hoch ist, sollte auch diese in den Behandlungsplan mit einberechnet werden.

Die physikalischen Eigenschaften dieser Bildgebungsmodalität konnten Dzierma et al. in einer Untersuchung von 2013 darstellen [8; 8]. So zeigt die Tiefendosiskurve in 10 mm Tiefe ihr Maximum.

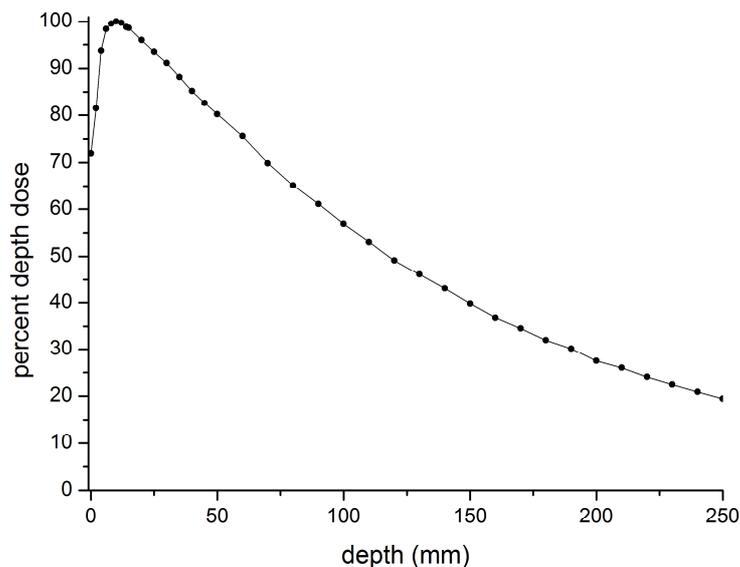


Abbildung 13: Tiefendosiskurve IBL-Bildgebung [8; 8].

Die prozentuale Oberflächendosis beträgt 44%. Aufgrund des Wegfalls des Glättungsfilters („flattening filter-free beams“) besitzt die IBL die charakteristischen konischen Profile.

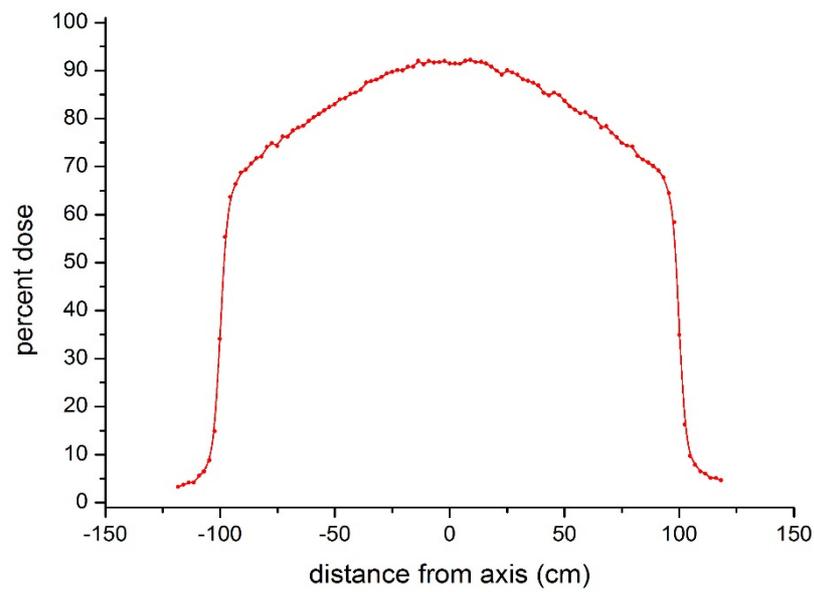


Abbildung 14: Strahlprofil IBL-Bildgebung.

Die nachfolgende Abbildung 15 stellt noch einmal die Unterschiede der Treatment beam line im Vergleich zur Imaging beam line dar.

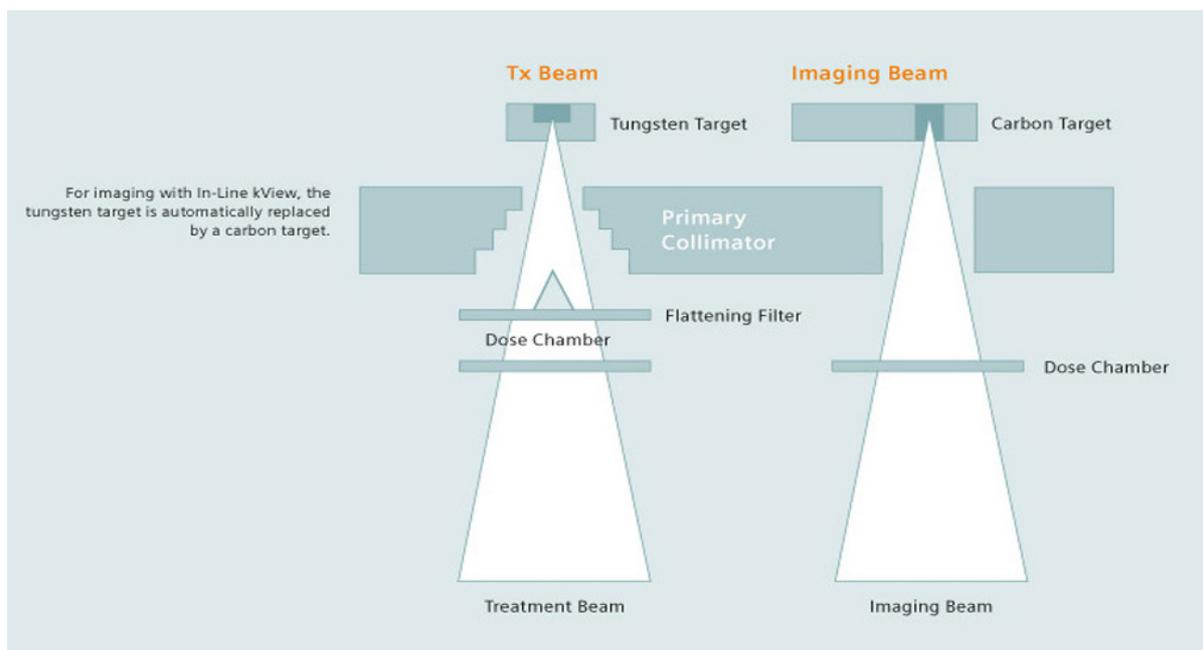


Abbildung 15: Bildhafter Vergleich der Treatment beam line und der Imaging beam line [9; 2].

4.1.1.3 kVision

Die hohe Strahlendosis und der relativ geringe Weichteilkontrast der beiden Bildgebungstechniken 6 MV und IBL, die im Megavoltbereich arbeiten, hat zur Einführung der kVision geführt, die im Kilovolt-Energiebereich arbeitet. Bei dieser Energie zeigt die Tiefendosis Kurve ein flaches Maximum nahe der Oberfläche im Bereich von 0 und 3mm Tiefe. Die Dosis bei 121 kV fällt um 50% von dem maximalen Wert in einer Tiefe von 7,3 cm ab [8; 8].

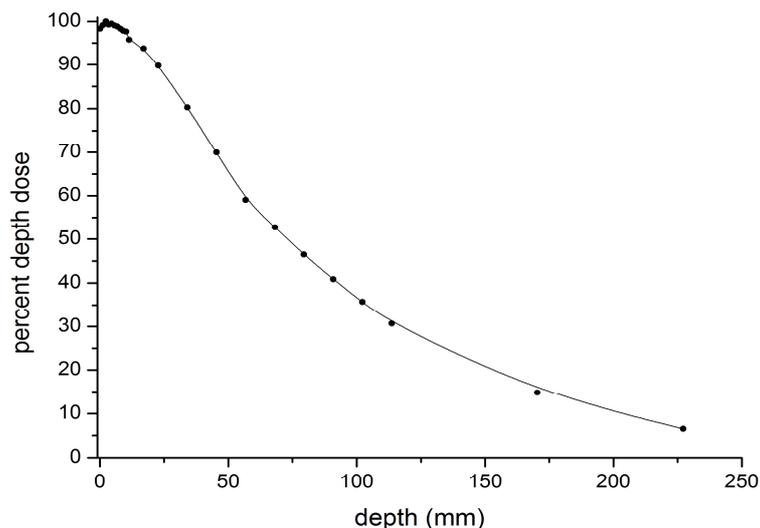


Abbildung 16: Tiefendosiskurve kV-Bildgebung [8; 8].

Die Tiefendosiskurve der kV-Bildgebung weist einen steileren Verlauf auf, dadurch kommt es zu einem viel schnelleren Dosisabfall zum Körperinneren hin. In lateraler Richtung ist das Profil nahezu flach, allerdings zeigt es den für Röntgenröhren typischen Heel-Effekt.

Im Unterschied zu den Beschleunigern anderer Firmen verfügt der Siemens Artiste bei der kV-Bildgebung über eine Röntgenröhre mit Detektor, die antiparallel zu dem Behandlungsstrahl ausgerichtet sind.

So lassen sich Lagerungsvariabilitäten in der Richtung des größten Dosisgradienten feststellen. Im Gegensatz zu den Beschleunigern der Firmen Varian und Elekta ermittelt der Siemens Artiste die benötigte Dosis für die individuellen anatomischen Gegebenheiten eines jeden Patienten anhand eines automatischen Belichtungssystems selber. Daraus resultiert eine größere Variabilität in den Bildgebungs-dosen als in den vordefinierten Settings, die von den Varian und Elekta-Systemen verwendet werden. In Bezug auf die Bildgebungs-dosis konnten vergleichbare Dosen für die kVision bei allen drei Anbietern nachgewiesen werden [8; 8, 8; 6, 8; 21].

Trotz der nachgewiesenen geringeren Dosisbelastung, kann es auch bei täglicher kV-geführter Bildkontrolle zu einer nicht vernachlässigbaren Strahlenbelastung kommen. Gemäß dem ALARA-Prinzip („As Low As Reasonably Achievable“; ICRP, 2007, 9; 3) sollte die abgegebene Dosis so niedrig wie vernünftigerweise erreichbar sein.

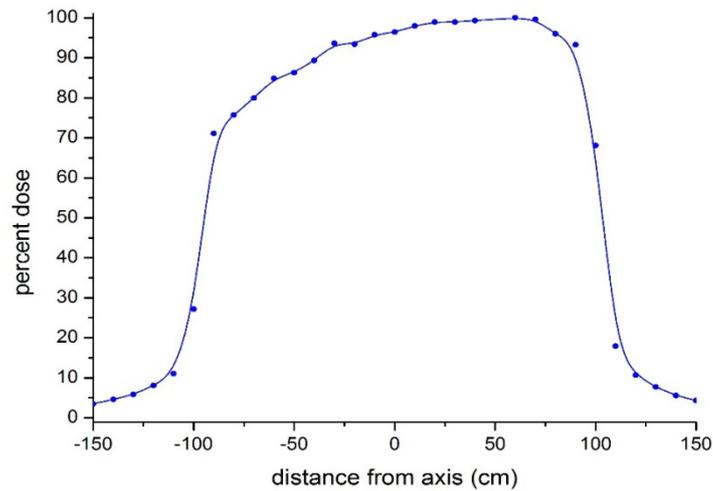


Abbildung 17: Strahlprofil CBCT kV-Auflösung.

Abschließend sind nochmal die Tiefendosiskurven der drei Bildgebungsenergien zur besseren Vergleichbarkeit in einer Abbildung 18 zusammen dargestellt.

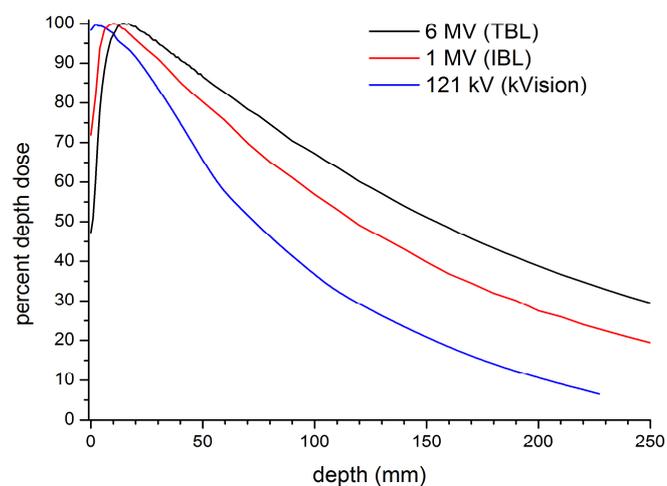


Abbildung 18: Tiefendosiskurve für 6 MV (schwarz), IBL (rot), kV (blau) [8; 8].

4.1.2 Bildqualität

Die verschiedenen Bildgebungsmodalitäten unterscheiden sich nicht nur in Bezug auf die Strahlendosis, sondern auch hinsichtlich der Bildgebungsqualität. Der Weichteilkontrast der einzelnen Gewebe nimmt mit sinkender Energie der Strahlungsquelle zu (Abbildung 19, 20).



Abbildung 19: Bildqualität der 6 MV-, 1 MV- und 121 kV-Bildgebungen bei den Kopf-Hals-Tumoren.

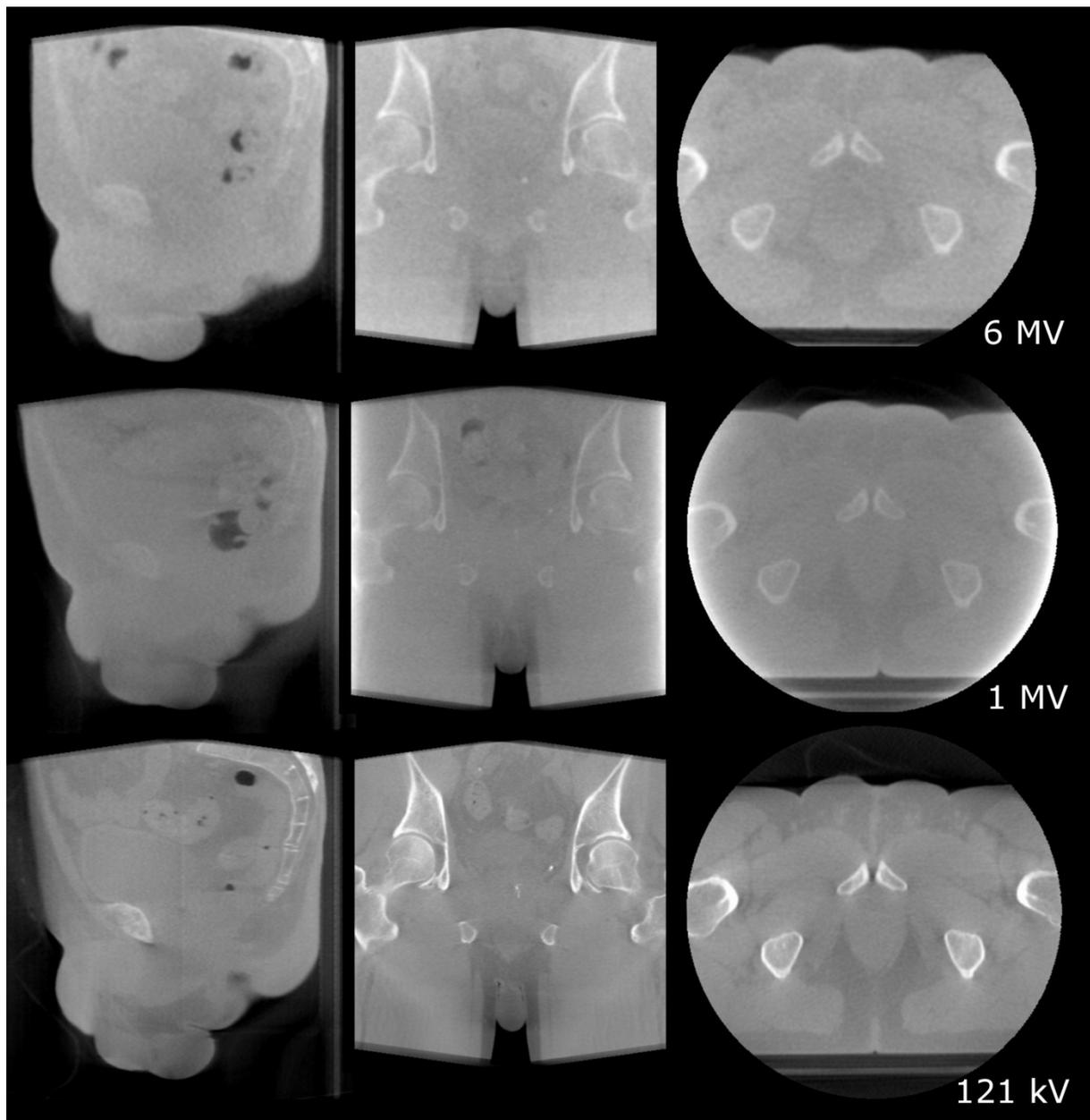


Abbildung 20: Bildqualität der 6 MV-, 1 MV- und 121 kV-Bildgebungen beim Prostata-Karzinom.

So zeigt sich bei der 6 MV-Bildgebung deutlich der reduzierte Weichteilkontrast bei zufriedenstellender Qualität in Bezug auf knöcherne Strukturen. Durch Entfernen des Ausgleichsfilters bei der IBL mit 1 MV wird eine Verbesserung des Weichteilkontrastes erzeugt. Die beste Bildqualität wird bei kVision erzielt. Mit der kV-CBCT stehen Volumenbilddatensätze mit ausgezeichneter Darstellung von knöchernen Strukturen und der besten Bildqualität hinsichtlich der Weichteilstrukturen zur Verfügung. Durch die Verwendung von Photonen mit niedrigerer Energie wird eine verbesserte Darstellung von knöchernen Strukturen ermöglicht.

4.2 Patientenkollektiv

Die vorliegende Arbeit wurde anhand realer Bestrahlungspläne von 53 Kopf-Hals-Tumor-Patienten und 54 Prostatakarzinom-Patienten im Behandlungszeitraum von Januar 2013 bis Dezember 2013 durchgeführt. Bei allen Patienten wurde die Anzahl der Bildgebungen bestimmt, jeweils für die planare Bildgebung (zwei orthogonale Achsen) und die Cone beam CT Aufnahmen mit Energien von 6 Megavolt, IBL mit 1 Megavolt und 121 Kilovolt. Bei der kVision mit 121 kV wurden lediglich die Cone beam CT Bilder eingeschlossen, da die kV-Bildgebungs-dosis der planaren Aufnahmen vernachlässigbar im Vergleich zu den anderen Modalitäten ist, wie zu Beginn exemplarisch bei 6 repräsentativen Patienten untersucht wurde. Es zeigten sich hierbei mAs-Werte, die um den Faktor 10-100 unter dem der kV-CBCT-Aufnahmen lagen. Da die kV-CBCT-Dosis wesentlich geringer ist als die Dosis durch 6 MV und IBL CBCT, wurden die planaren kV-Aufnahmen nicht in der vorliegenden Arbeit mit einbezogen.

Sowohl bei den planaren 6 MV-Aufnahmen als auch bei den IBL-Aufnahmen war nicht von vornherein klar, dass die Dosis im Vergleich zu CBCT-Aufnahmen vernachlässigt werden konnte. Im Record-und-Verify-System wurden die planaren Aufnahmen (6 MV, IBL) mit je einer Monitoreinheit (MU) für die beiden orthogonalen Achsen angegeben. Hier wurde zunächst eine Probemessung am Phantom durchgeführt (Absolutdosimetrische Punktmessung), bei der gezeigt wurde, dass diese 1 MU auch tatsächlich einer Monitoreinheit entsprach, die auch als 1 MU bei den CBCT-Aufnahmen angegeben wird. Die CBCT werden mit zwischen 4 und 18 MU aufgenommen – das ist um maximal einen Faktor 10 mehr als die planaren Aufnahmen. Im Gegenzug werden aber im Allgemeinen bei jedem Patienten mehr planare Aufnahmen gemacht als CBCT (siehe Tabelle 1). Deswegen wurden für 6 MV und IBL sowohl planare als auch CBCT Bildgebungen in der Dosisberechnung gleichermaßen betrachtet.

Von den 53 Kopf-Hals-Tumor-Patienten erhielten 30 (56,6%) Patienten CBCTs mit 6 MV, 36 (67,9%) Patienten CBCT-IBL-Aufnahmen. Die CBCT-kV-Bildgebung wurde bei 35 (66,0%) Patienten durchgeführt. Die planaren Aufnahmen wurden bei fast allen Kopf-Hals-Tumor-Patienten durchgeführt: bei 49 (92,4%) Patienten wurde die planare 6 MV-Bildgebung und die planare IBL-Aufnahmen bei wiederum 43 (81,1%) Patienten dokumentiert.

Bei den insgesamt 54 Prostatakarzinom-Patienten erhielten lediglich 11 (20,3%) ein CBCT mit 6 MV, 45 (83,3%) Patienten ein CBCT mit IBL und 22 (40,7%) Patienten ein CBCT mittels kVision. 50 (92,5%) Patienten bekamen eine planare Aufnahme mit 6 MV und 53 (98,1%) Patienten eine planare Dokumentation mit IBL. Zusammenfassend wird dies nochmal in Tabelle 1 dargestellt.

	Kopf-Hals-Tumor Patienten	Prostatakarzinom Patienten	Total
Anzahl der Patienten	53	54	107
CBCT 6 MV	11	30	41
CBCT IBL	45	36	81
CBCT kV	22	35	57
Planar 6 MV	50	49	99
Planar IBL	53	43	96

Tabelle 1: Anzahl der einzelnen Bildgebungen über das gesamte Patientenkollektiv bei Kopf-Hals-Tumoren und Prostatakarzinom.

4.3. Dosisberechnung im Bestrahlungsplanungssystem

Die Feldkonfiguration jeder Verifikationsaufnahme wurde in das Bestrahlungsplanungssystem eingegeben, entweder als statische orthogonale Aufnahme (anterior, left) oder als voll- bzw. teilrotierende Felder mit dem entsprechenden Gantry-Winkel sowie der Anzahl der dokumentierten Monitoreinheiten bzw. der Milliampere Sekunde (mAs)-Werte bei der kVision aus dem Record-Verify-System (Mosaiq für IBL und 6 MV, Syngo Oncologist für kV).

Bei den planaren Aufnahmen wurden zwei statische Felder mit einem Gantry-Winkel von 0° bei dem anterioren Bild und 270° bei der Aufnahme von der linken Körperseite erzeugt (Abbildung 21).

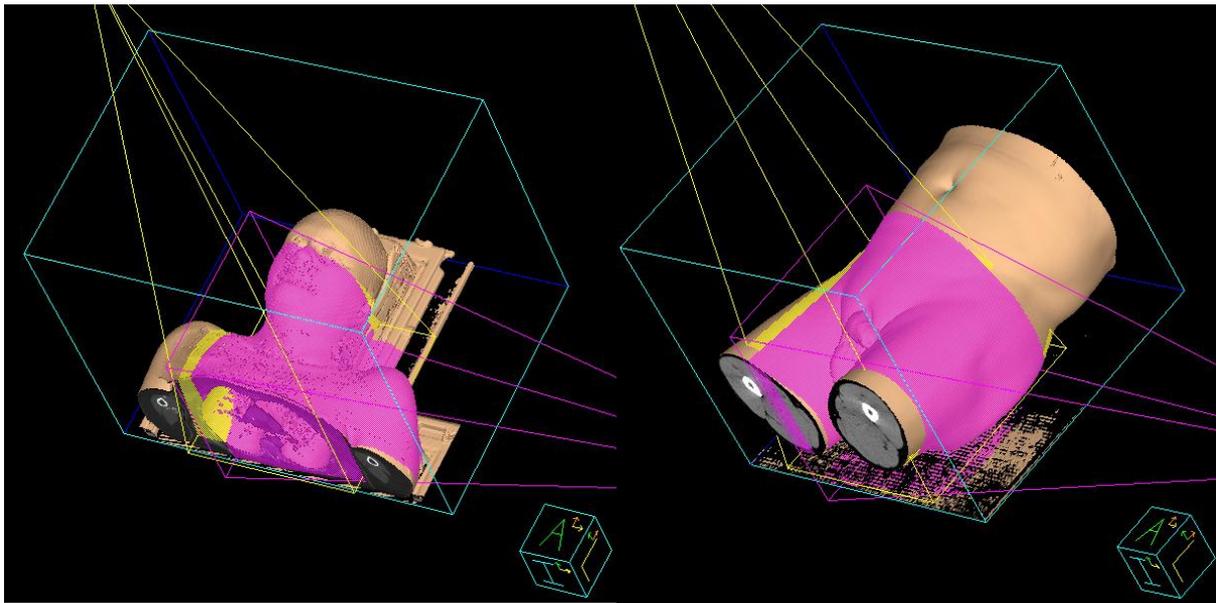


Abbildung 21: Darstellung des Gantry-Winkels bei HNO- (links) und Prostata-Tumoren (rechts); der gelbe Strahl stellt den 0°-Winkel, der magentafarbene Strahl den Winkel bei 270° dar.

Bei den CBCT-Bildgebungen wird zwischen einer 360° Vollrotation (180,1°-180°) der Gantry und einer partiellen Rotation von 200° (270°-110°) bei geöffnetem Feld unterschieden. Die Vollrotation wird bei den Prostatakarzinom-Patienten bei allen drei CBCT-Aufnahmen durchgeführt, während die Kopf-Hals-Tumor-Patienten für die CBCT- 6 MV und CBCT-IBL Bildgebung eine 200°-Teilrotation erhalten, bei der die Gantry einen 200°-Bogen oberhalb des Patienten fährt. Die Gantry-Ausrichtung der kVision beträgt bei den Kopf-Hals-Tumor-Patienten ebenfalls 200°, jedoch reicht diese von 80°-280° und beschreibt eine Gantry-Teilrotation unterhalb des Patienten.

Die unterschiedliche Rotation der Gantry-Winkel wird in Abbildung 22 und 23 verdeutlicht. Abbildung 23 weist die möglichen Freiheitsgrade der Positionierung von Strahlungsquelle und Patient zueinander am Elekta Beschleuniger auf.

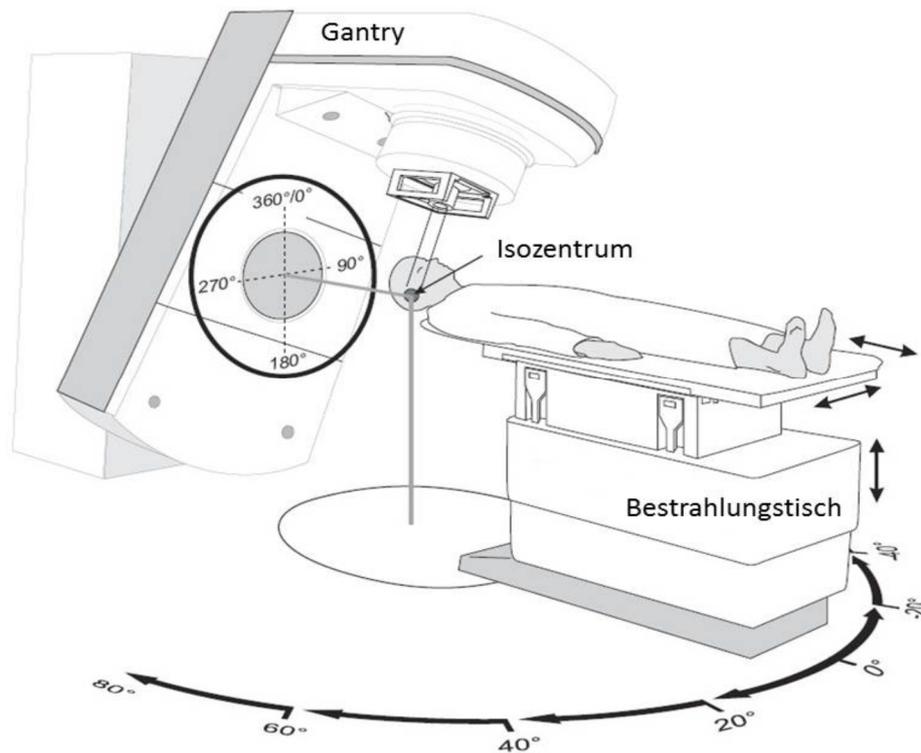


Abbildung 22: Bestrahlungssituation mit den unterschiedlichen Rotationswinkeln der Gantry [8; 19].

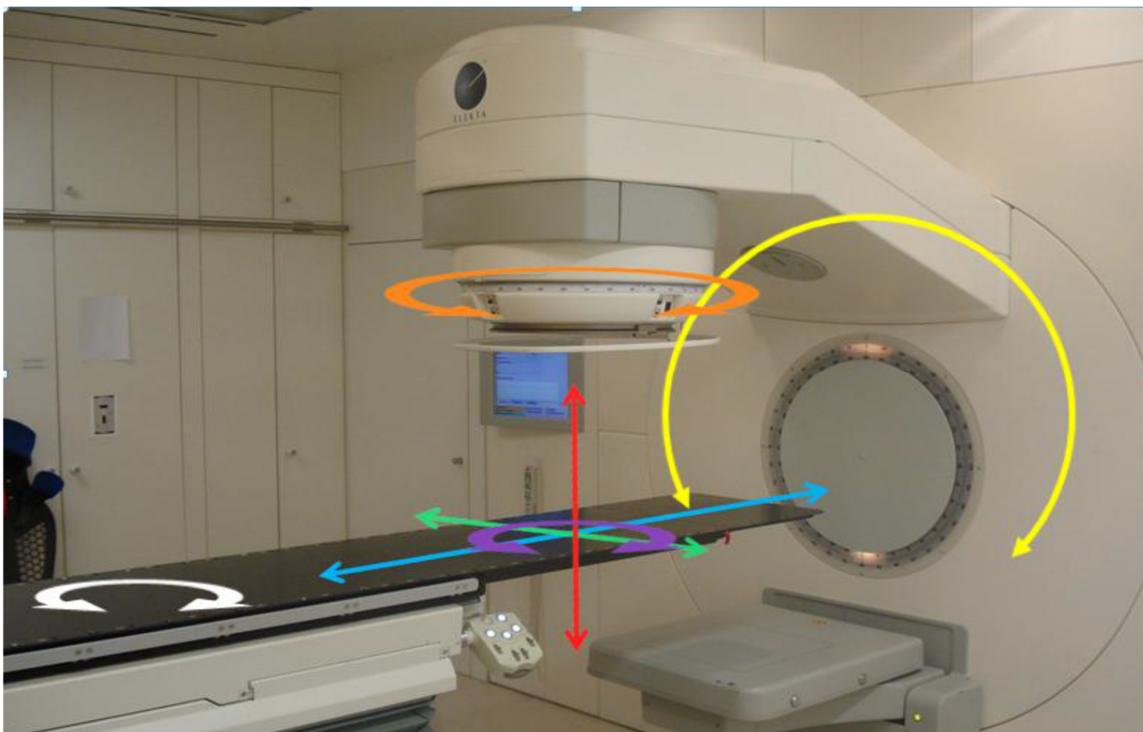


Abbildung 23: Freiheitsgrade der Positionierung von Strahlungsquelle und Patient zueinander: 1. Gantryrotation (gelb), 2. Kollimatorrotation (orange), 3. vertikale Tischverschiebung (rot), 4. laterale Tischverschiebung (grün), 5. longitudinale Tischverschiebung (blau), 6. Isozentrische Tischrotation (violett), 7. Exzentrische Tischrotation (weiß) [8; 11].

In der Arbeit wurden die maximale Dosis durch die jeweiligen Bildgebungen sowie das Dosismaximum in den Risikoorganen Spinalkanal, Hirnstamm, den Parotiden, den Cochleae, den Bulbi mit den Linsen, des Larynx sowie der Stimmbänder bei den Kopf-Hals-Patienten sowie den Risikoorganen Blase, Rektum und beide Femurköpfe für die Prostatapatienten bestimmt. Dies wurde sowohl für die totale Bildgebungsdosis sowie separat für die jeweilige Technik (6 MV, IBL, kV, planar versus CBCT) durchgeführt.

Die computergestützte Auswertung der verschiedenen Bildgebungsdaten erfolgte anhand des Pinnacle³-Bestrahlungssystems Version 9.2 von Philips, das Tools zum Erstellen und Auswerten von Bestrahlungsplänen bereitstellt.

Die Patientendaten wurden zunächst aus der Patientenroutine übernommen und auf den Forschungsserver übertragen. Hier erfolgte für jeden Patienten auf der Basis des Planungs-CTs die Auswertung der Dosisbelastung der individuell bei ihm durchgeführten bildgestützten Lagerungskontrolltechniken (die CBCT-Aufnahmen mittels 6MV, IBL, kVision sowie die planare Bildgebung mittels 6MV und IBL).

Zunächst wurde das Isozentrum, auf das die Behandlungsfelder ausgerichtet sind, aus dem realen Behandlungsplan abgelesen und in den Arbeitsplan übernommen. Dieses Isozentrum wurde auch für die Bildgebungsfelder verwendet.

Von den realen Behandlungsplänen wurde ebenfalls der Konturensatz übernommen, nämlich das Zielvolumen und die relevanten strahlenempfindlichen Strukturen. Da nicht bei allen Patientenplänen die in dieser Arbeit als Risikoorgane definierten Strukturen eingezeichnet waren, mussten die fehlenden Organe nachträglich in einigen Behandlungsplänen konturiert werden.

Die Dosisberechnung erfordert zunächst das Einrichten des Dosisrasters. Die Standarddosisrasterauflösung liegt bei $(0,4 \text{ mm})^3$ (anterior, posterior, lateral). Anhand einer zuvor durchgeführten Testberechnung erwies sich diese Auflösung jedoch als zu ungenau, mit einer Abweichung von über 5 % gegenüber der feineren Dosisrasterauflösung von $(0,2 \text{ mm})^3$. Diese wurde deswegen für die weitere Planberechnung beibehalten.

Als Dosismaschine wurde der Collapsed-Cone (CC)-Algorithmus gewählt. Dieser führt eine komplette Konvolutions-Superpositionsberechnung durch und ist der genaueste, der im Planungssystem zur Verfügung steht.

Nach der Berechnung der Dosisverteilung, konnten die jeweiligen Bildgebungs Dosen aus den Plänen abgelesen werden. So wurden die maximale Dosis sowie die jeweiligen Werte in den Risikoorganen dokumentiert. Für die zuvor definierten Risikoorgane der Kopf-Hals-Tumoren wurden bei dem Spinalkanal, dem Hirnstamm sowie den Bulbi und den Linsen jeweils die maximale Dosis, bei den Parotiden, den Cochleae, dem Larynx und den Stimmbändern neben der maximalen auch die mittlere Dosis festgehalten.

4.4 Datenauswertung

Die Auswertung der Daten erfolgte mit Hilfe von Microsoft Excel und Origin 8.6. Dabei wurde eine deskriptive Statistik mittels Lage- (Mittelwert, Median) und Streumaßen (Standardabweichung, Quartile) durchgeführt und graphisch dargestellt (Histogramme und Box-Plotts).

An dieser Stelle soll auch erwähnt werden, dass die MU-Anzahl aufgerundet bzw. abgerundet wurden, da das Pinnacle-System nicht in der Lage war, mit Kommazahlen zu rechnen. Daher fallen die erhaltenen Dosiswerte minimal höher bzw. niedriger aus als die tatsächlichen erzielten Dosiswerte.

5 . Ergebnisse

Dieses Kapitel gliedert sich in zwei Teilabschnitte. Zunächst erfolgt die Darstellung der einzelnen Bildgebungen bezogen auf eine repräsentative Patienten-Aufnahme. Da nicht jeder Patient gleich viele Aufnahmen der verschiedenen Bildgebungen erhielt, erfolgt diese Auswertung auf der Grundlage der durchschnittlich für eine Bildaufnahme der entsprechenden Modalität verwendeten Monitoreinheiten bzw. mAs-Werte. Daran schließen sich dann die Ergebnisse im real stattgefundenen Fall an.

Im Folgenden werden zunächst die Ergebnisse der Prostata-Patienten dargestellt. Die Auswertung der HNO-Patienten erfolgt dann nach demselben Ablauf im darauf folgenden Abschnitt (5.2).

5.1 Ergebnisdarstellung Prostata-Karzinom

5.1.1 Dosisverteilung anhand einer repräsentativen Aufnahme

Im folgenden Teil kommen die Ergebnisse für jede Bildgebung separat zur Darstellung. Dazu werden zunächst anhand eines repräsentativen Prostata-Patienten, welcher alle Bildgebungsmodalitäten erhielt, die unterschiedlichen Dosisverteilungen demonstriert, die sich aufgrund der unterschiedlichen physikalischen und dosimetrischen Eigenschaften (Strahlprofile sowie Tiefendosisverhalten) unterscheiden.

5.1.1.1 Dosisverteilung CBCT-6MV bei Prostata-Karzinom

30 der 54 Prostata-Patienten erhielten Aufnahmen mit 6 MV CBCT. Auch bei der Anzahl der Aufnahmen gibt es interindividuelle Unterschiede: diese liegen zwischen ein bis fünf 6 MV CBCT-Aufnahmen pro Patient. Die durchschnittliche Anzahl an Monitoreinheiten pro 6 MV CBCT-Aufnahme liegt bei 16 MU für die Prostata-Patienten, welche die Grundlage für die folgenden Berechnungen darstellen.

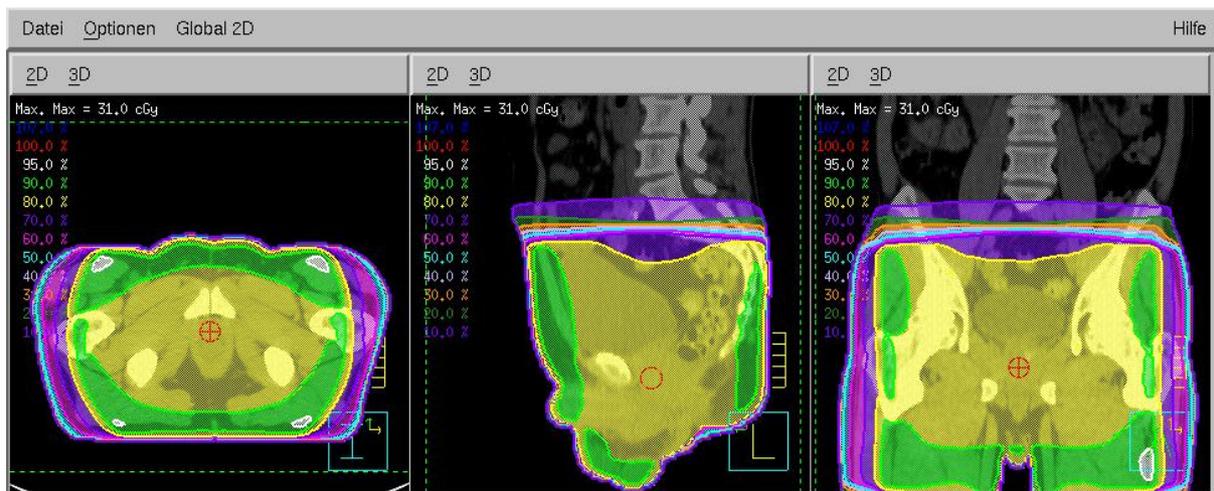


Abbildung 24: Darstellung der Dosisverteilung bei CBCT 6 MV-Bildgebung, Prostata; Darstellung als transversaler, sagittaler sowie koronarer Schnitt.

Bei der Darstellung der Dosisverteilung der CBCT-6MV Aufnahme am Patienten wird deutlich, dass aufgrund des flacheren Dosis-Profiles der 6 MV-Bildgebung das gesamte im CBCT-Feld erfasste Körpervolumen eine craniocaudal ähnliche Dosis erhält. Aufgrund des langsamen Dosisabfalls mit der Tiefe und der vollständigen Gantry-Rotation für die CBCT-Aufnahme wird selbst im Körperinneren noch eine Dosis von 80 % der Maximaldosis erreicht, so dass also nahezu das komplette abgebildete Körpervolumen 80-100 % der maximalen Dosis erhält.

Anhand der vorliegenden Daten wird die maximale Dosis bei der CBCT 6 MV-Bildgebung beim Prostata-Karzinom bei den meisten Patienten gluteal rechts bzw. links erzielt. In einigen Fällen wurde das Maximum in der Bauchwand nahe der Spina iliaca anterior superior oder dem Penis gefunden.

5.1.1.2 Strahlenbelastung der Risikoorgane bei der CBCT 6 MV-Auswertung bei Prostata-Karzinom

Diese Dosisverteilung spiegelt sich auch in der Strahlenbelastung der Risikoorgane wider. Bei der Auswertung der 16 MU Cone beam CT-Aufnahmen ergibt sich für die 6 MV-Bildgebung eine mittlere Maximaldosis im gesamten Volumen von 14,8 cGy bei den Prostata-Patienten. Die erreichten maximalen Dosiswerte bei den Risikoorganen bewegen sich in einem engen Bereich um 13 cGy und weisen insgesamt eine nur geringe Varianz auf (vgl. Tabelle 2).

	Mittel (Patienten)	Std.-Abw.	Minimum	Maximum	Median	1.Quartil	3.Quartil
Max. Dosis (ges. Vol.)	14,8 cGy	1,5 cGy	6,5 cGy	16,1 cGy	15,0 cGy	14,7 cGy	15,4 cGy
Max. Dosis (Blase)	13,4 cGy	1,4 cGy	6,0 cGy	14,4 cGy	13,6 cGy	13,1 cGy	14,1 cGy
Max. Dosis (Rektum)	13,2 cGy	1,3 cGy	5,9 cGy	14,3 cGy	13,5 cGy	13,1 cGy	13,7 cGy
Max. Dosis (li. Femurkopf)	13,5 cGy	1,4 cGy	5,9 cGy	14,8 cGy	13,6 cGy	13,2 cGy	14,0 cGy
Max. Dosis (re. Femurkopf)	13,5 cGy	1,4 cGy	6,0 cGy	14,7 cGy	13,7 cGy	13,2 cGy	13,9 cGy

Tabelle 2: Dosiswerte für 16 MU bei CBCT 6 MV-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße beim Prostata-Karzinom; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.

5.1.1.3 Dosisverteilung CBCT-IBL (FFF-1 MV) bei Prostata-Karzinom

Auch bei dieser Bildgebung wurden nicht bei jedem Patienten vergleichbar viele IBL-Aufnahmen bzw. in einigen Fällen sogar keine IBL-Aufnahmen durchgeführt. Daher beziehen sich die in der Tabelle 3 aufgeführten Ergebnisse auf die Daten von 36 Prostata-Patienten (Gesamtkollektiv 54), für die IBL CBCT-Aufnahmen gemacht wurden. Die durchschnittliche Monitoreinheitenanzahl für eine CBCT-IBL Aufnahme betrug 15 MU.

Bei der Patientenmessung werden im Körperinneren, in der Nähe des Zentralkanals, Dosiswerte von 90% der Maximaldosis erreicht, die jedoch aufgrund des konischen Strahlprofils der IBL-Bildgebung steiler zu den Seiten abfallen. Die an den craniocaudalen Rändern des Feldes erzielten Dosiswerte betragen somit nur noch 50% der Maximaldosis. Das kegelförmige Intensitätsprofil mit dem lateralen Absinken der IBL-Bildgebung kommt hier zum Ausdruck. Besonders in der sagittalen Abbildung der Dosisverteilung erkennt man, dass die kranio-kaudale Ausdehnung des Hochdosisvolumens reduziert ist im Vergleich zur CBCT 6 MV-Aufnahme (siehe Abbildung 25).

Das Maximum der CBCT IBL-Bildgebung zeigt sich im Mittel zentraler liegend als bei der CBCT 6 MV Bildgebung, über der Bauchwand, auf Höhe der Symphyse oder in der Gluteal-Region, manchmal mit Verschiebung Richtung Penis.

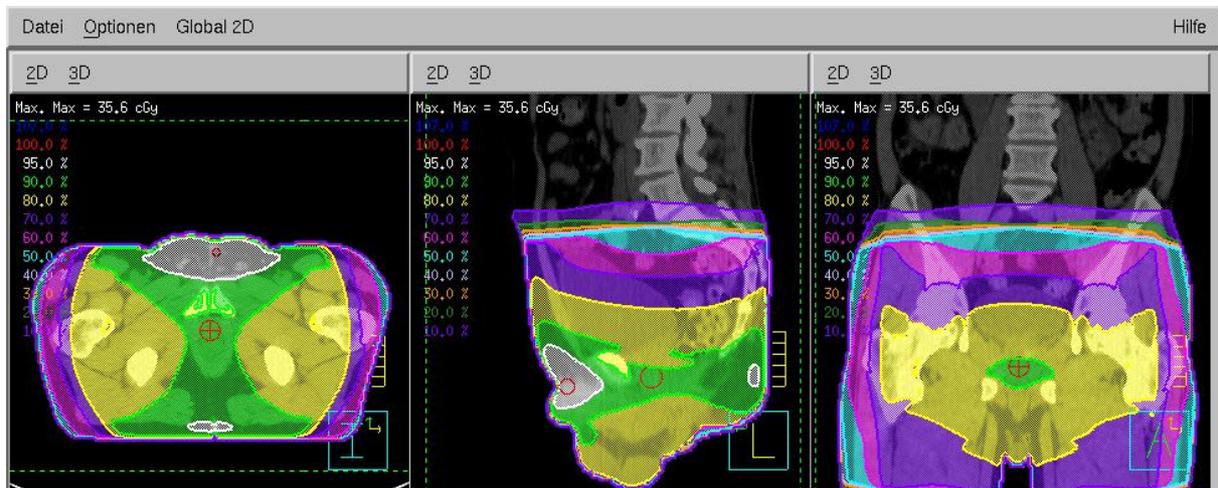


Abbildung 25: Darstellung der Dosisverteilung bei CBCT IBL-Bildgebung, Prostata; Darstellung als transversaler, sagittaler sowie koronarer Schnitt.

5.1.1.4 Strahlenbelastung der Risikoorgane bei der CBCT IBL-Auswertung bei Prostata-Karzinom

Im Mittel über alle Patienten liegt das Maximum der Dosis für eine IBL CBCT-Aufnahme bei 10,5 cGy. Die Maximaldosis der Risikoorgane befinden sich in einem Strahlenbelastungsbereich von ca. 9,0 cGy (9,0 cGy linker Femurkopf; 9,8 cGy Blase) mit nur geringer Varianz.

	Mittel (Patienten)	Std.-Abw.	Minimum	Maximum	Median	1.Quartil	3.Quartil
Max. Dosis (ges. Vol.)	10,5 cGy	1,1 cGy	3,4 cGy	12,0 cGy	10,8 cGy	9,8 cGy	11,0 cGy
Max. Dosis (Blase)	9,8 cGy	1,1 cGy	3,2 cGy	11,1 cGy	9,9 cGy	9,2 cGy	10,5 cGy
Max. Dosis (Rektum)	9,7 cGy	1,1 cGy	3,2 cGy	11,7 cGy	10,0 cGy	9,3 cGy	10,1 cGy
Max. Dosis (li. Femurkopf)	9,0 cGy	0,9 cGy	3,0 cGy	10,3 cGy	9,1 cGy	8,6 cGy	9,5 cGy
Max. Dosis (re. Femurkopf)	9,1 cGy	0,9 cGy	3,0 cGy	10,9 cGy	9,2 cGy	8,4 cGy	9,5 cGy

Tabelle 3: Dosiswerte für 15 MU bei CBCT IBL-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße beim Prostata-Karzinom; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.

5.1.1.5 Dosisverteilung 121 kV bei Prostata-Karzinom

Das Strahlenprofil der kV-Bildgebung weist eine gleichmäßige cranio-caudale Verteilung auf, ähnlich des Strahlenprofils der 6 MV-Bildgebung, jedoch mit einem steilerem Dosisabfall zur Tiefe hin. In der Körpermitte werden 40% der maximalen Dosis erreicht (siehe Abbildung 26).

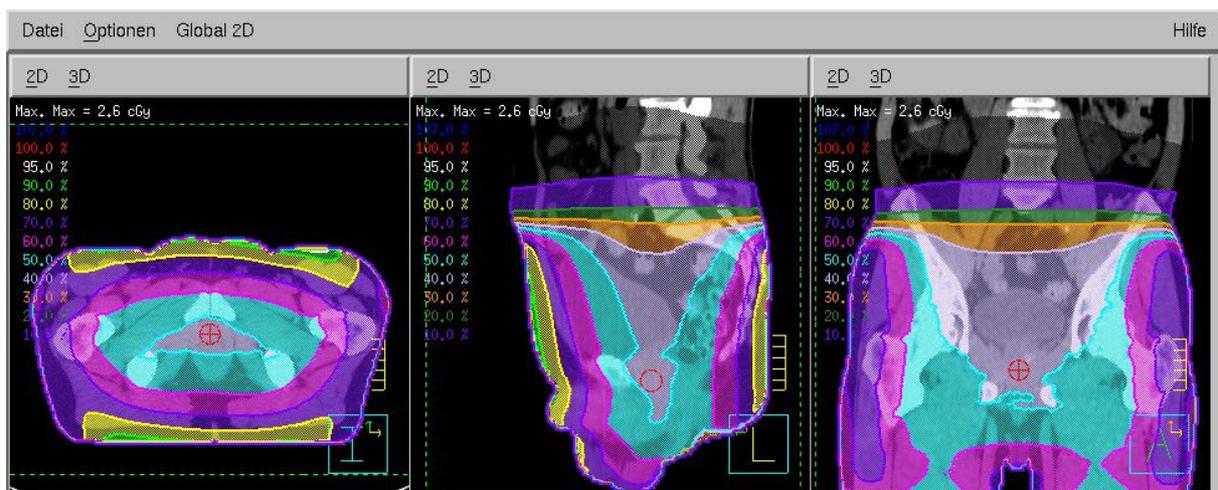


Abbildung 26: Darstellung der Dosisverteilung bei CBCT kV-Bildgebung, Prostata; Darstellung als transversaler, sagittaler sowie koronarer Schnitt.

Darüber hinaus muss bedacht werden, dass die erzielten prozentualen Dosiswerte sich im Vergleich zu den beiden anderen CBCT-Bildgebungen auf einen viel niedrigeren Maximalwert beziehen (im Mittel CBCT 6 MV: 14,8 cGy; CBCT IBL: 10,5 cGy; CBCT kV: 3,8 cGy).

Die CBCT kV-Bildgebung weist ein oberflächlich gelegenes Dosismaximum über der Bauchhaut, gluteal links bzw. über der Region des Oberschenkels auf.

5.1.1.6 Strahlenbelastung der Risikoorgane bei der CBCT kV-Auswertung bei Prostata-Karzinom

Bei der CBCT kV-Bildgebung werden bei den Patienten die niedrigsten Dosiswerte erreicht. Im Schnitt erhielten die Prostata-Patienten 799,6 mAs, was im Mittel einer Maximaldosis von 3,8 cGy entspricht (vgl. Tabelle 4).

	Mittel (Patienten)	Std.-Abw.	Minimum	Maximum	Median	1.Quartil	3.Quartil
Max. Dosis (ges. Vol.)	3,8 cGy	1,0 cGy	1,4 cGy	6,8 cGy	3,5 cGy	3,1 cGy	4,6 cGy
Max. Dosis (Blase)	2,5 cGy	0,6 cGy	1,0 cGy	4,3 cGy	2,4 cGy	2,1 cGy	2,8 cGy
Max. Dosis (Rektum)	2,4cGy	0,6 cGy	0,9 cGy	4,3 cGy	2,3 cGy	2,1 cGy	2,7 cGy
Max. Dosis (li. Femurkopf)	2,4 cGy	0,5 cGy	1,0 cGy	3,4 cGy	2,3 cGy	2,0 cGy	2,9 cGy
Max. Dosis (re. Femurkopf)	2,2 cGy	0,5 cGy	0,9 cGy	3,3 cGy	2,2 cGy	1,8 cGy	2,6 cGy

Tabelle 4: Dosiswerte für 799,6 mAs bei CBCT kV-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße beim Prostata-Karzinom; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.

5.1.1.7 Dosisverteilung planare Aufnahmen (anterior, left)

Bei den planaren Bildgebungen wird jeweils eine Aufnahme von anterior (0°) sowie von der linken (270°) Körperseite mit je einem MU durchgeführt, was in einer deutlich höheren Strahlenbelastung der linken Körperseite resultiert.

5.1.1.8 Planar 6 MV (2 MU) bei Prostata-Karzinom

Bei den durchgeführten planaren 6 MV-Aufnahmen manifestieren sich 95% des Dosismaximums über der linken Spina iliaca anterior superior. Dagegen werden an der rechten Körperoberfläche Dosiswerte von nur 10% der Maximaldosis erreicht, was sich aus dem Aufnahmemodus bei den planaren Aufnahmen ergibt. Wie in der folgenden Abbildung ersichtlich, werden bei dieser Bildgebung immer noch zwei Drittel des Körpers mit 50% der Maximaldosis abgedeckt (siehe Abbildung 27). Das Dosismaximum der planaren 6 MV-Bildgebungsmodalität findet sich über der linken Spina iliaca anterior superior.

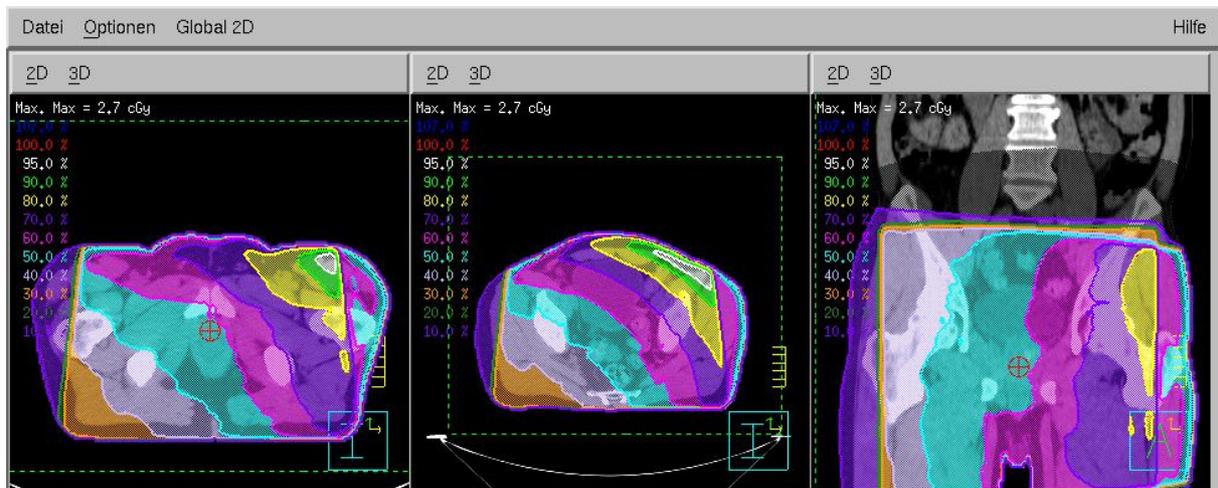


Abbildung 27: Darstellung der Dosisverteilung bei planarer 6 MV-Bildgebung, Prostata; Darstellung als transversaler, sagittaler sowie koronarer Schnitt.

5.1.1.9 Strahlenbelastung der Risikoorgane bei der planaren 6 MV-Auswertung mittels 2 MU beim Prostata-Karzinom

Bei der repräsentativen planaren 6 MV-Aufnahme mit den applizierten zwei MUs ergibt sich im Mittel ein maximaler Dosiswert von 2,8 cGy. Auch die Risikoorgane liegen in diesem engen Dosisbereich mit geringer Streuung um 2 cGy (1,5 cGy rechter Femurkopf; 2,2 cGy linker Femurkopf) (s. folgende Tabelle 5).

	Mittel (Patienten)	Std.-Abw.	Minimum	Maximum	Median	1.Quartil	3.Quartil
Max. Dosis (ges. Vol.)	2,8 cGy	0,1 cGy	2,4 cGy	3,1 cGy	2,8 cGy	2,7 cGy	2,8 cGy
Max. Dosis (Blase)	2,0 cGy	0,2 cGy	1,6 cGy	2,4 cGy	2,1 cGy	1,9 cGy	2,1 cGy
Max. Dosis (Rektum)	1,6 cGy	0,1 cGy	1,3 cGy	2,2 cGy	1,6 cGy	1,5 cGy	1,6 cGy
Max. Dosis (li. Femurkopf)	2,2 cGy	0,1 cGy	1,5 cGy	2,4 cGy	2,3 cGy	2,2 cGy	2,3 cGy
Max. Dosis (re. Femurkopf)	1,5 cGy	0,1 cGy	1,2 cGy	2,3 cGy	1,5 cGy	1,4 cGy	1,5 cGy

Tabelle 5: Dosiswerte für 2 MU bei planar 6 MV-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße beim Prostata-Karzinom; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.

5.1.1.10 Planar IBL (2 MU) bei Prostata-Karzinom

Die planare IBL-Bildgebung wird ebenso mit zwei Aufnahmen (von anterior und links) mit jeweils einer Monitoreinheit durchgeführt. Durch die eingesetzte Strahlenenergie von 1 MV fällt die Dosis im Vergleich zu den planaren 6 MV-Aufnahmen schneller in die Tiefe ab; außerdem ist durch das konische Strahlenprofil auch die craniokaudale Ausdehnung deutlich reduziert. Über der linken Körperhälfte werden 90% der Maximaldosis erreicht, über der rechten Körperhälfte findet sich ein deutlich breiterer Saum, der 10% des Dosisvolumens erhält (siehe Abbildung 28).

Die Lokalisation der maximalen Strahlenbelastung ist im Mittel über der linken Spina iliaca anterior superior bzw. inferior lokalisiert.

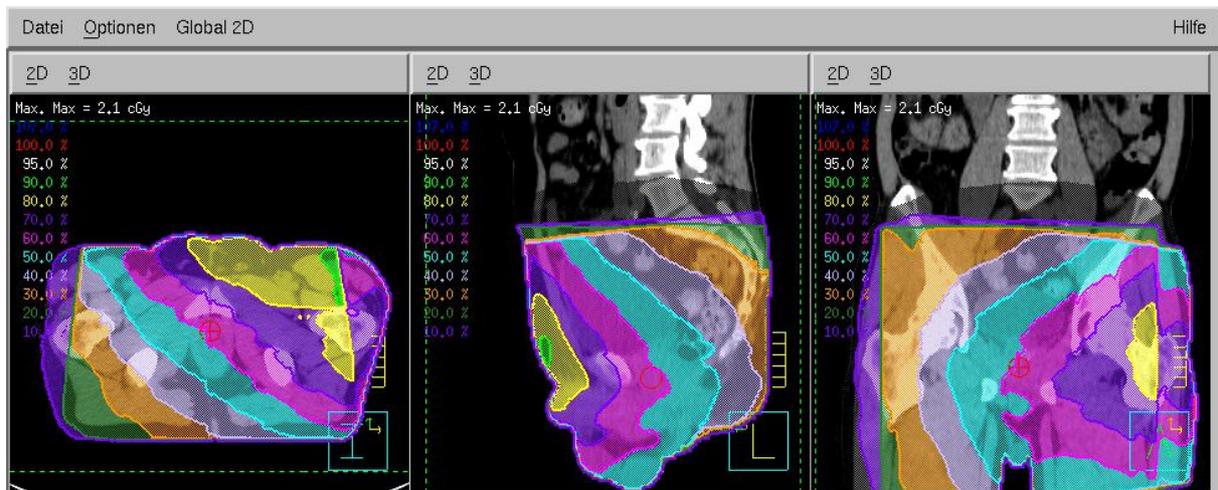


Abbildung 28: Darstellung der Dosisverteilung bei planarer IBL-Bildgebung, Prostata; Darstellung als transversaler, sagittaler sowie koronarer Schnitt.

5.1.1.11 Strahlenbelastung der Risikoorgane bei der planaren IBL-Auswertung mittels 2 MU bei Prostata-Karzinom

Die maximale Dosis beträgt im Mittel 2,1 cGy (s. folgende Tabelle 6). Die Risikoorgane liegen auch bei den planaren IBL-Aufnahmen in einem engen Dosisbereich um ca. 1,5 cGy mit nur minimalem Streubereich.

	Mittel (Patienten)	Std.-Abw.	Minimum	Maximum	Median	1.Quartil	3.Quartil
Max. Dosis (ges. Vol.)	2,1 cGy	0,1 cGy	1,8 cGy	2,2 cGy	2,1 cGy	2,1 cGy	2,1 cGy
Max. Dosis (Blase)	1,6 cGy	0,1 cGy	1,3 cGy	1,8 cGy	1,6 cGy	1,5 cGy	1,7 cGy
Max. Dosis (Rektum)	1,2 cGy	0,1 cGy	0,9 cGy	1,5 cGy	1,2 cGy	1,1 cGy	1,3 cGy
Max. Dosis (li. Femurkopf)	1,7 cGy	0,2 cGy	1,0 cGy	2,0 cGy	1,7 cGy	1,7 cGy	1,8 cGy
Max. Dosis (re. Femurkopf)	1,1 cGy	0,1 cGy	0,8 cGy	1,9 cGy	1,0 cGy	1,0 cGy	1,1 cGy

Tabelle 6: Dosiswerte für 2 MU bei planar IBL-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße beim Prostata-Karzinom; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.

5.1.2 Ergebnisdarstellung im realen Fall beim Prostata-Karzinom

Im folgenden Abschnitt erfolgt die Ergebnisdarstellung der Dosisbelastung im realen Fall, d.h. das Ausmaß der Strahlenbelastung pro jeweilige Bildgebung. Dies sind 30 der 54 Prostata-Patienten bei der CBCT 6 MV-Bildgebung, 36 der 54 Patienten bei der CBCT IBL-Bildgebung und 35 Patienten bei der CBCT KV-Bildgebung. 49 Patienten erhielten planare 6 MV-Aufnahmen und 43 Patienten planare IBL-Aufnahmen (siehe Tabelle 7).

Bildgebung	6 MV		IBL		kV
	CBCT	planar	CBCT	planar	CBCT
Zahl Patient mit dieser Bildgebung	30	49	36	44	35

Tabelle 7: Anzahl der Prostata-Patienten, die die einzelnen Bildgebungen erhielten.

Dazu soll zunächst die Häufigkeit der unterschiedlichen Bildgebungsmodalitäten kurz zusammengefasst werden.

Wie bereits in Abschnitt 4.2 (Material und Methoden) beschrieben, wurde im Folgenden aufgrund einer vernachlässigbaren Strahlenbelastung auf die Darstellung der planaren kV-Bildgebung verzichtet. Da jedoch die Patienten auch planare kV-Aufnahmen erhielten, wird der Vollständigkeit halber hier einmalig die Gesamtzahl aller bildgeführten Lagerungskontrollen sowohl für die Prostata- als auch für die HNO-Patienten aufgeführt (siehe Abbildung 29).

Auf die planaren kV-Aufnahmen soll in dieser Arbeit nicht weiter eingegangen werden, da diese bei der bildgeführten Lagerungskontrolle eine vernachlässigbare Strahlenbelastung darstellen und somit für die Gesamtdosis keine signifikanten Auswirkungen haben. Wir betrachten daher jetzt nur noch die Verteilung der Aufnahmen auf 6 MV planare und CBCT, IBL planare und CBCT, sowie kV CBCT Aufnahmen.

Bildgebung Prostata, inklusive planar kV

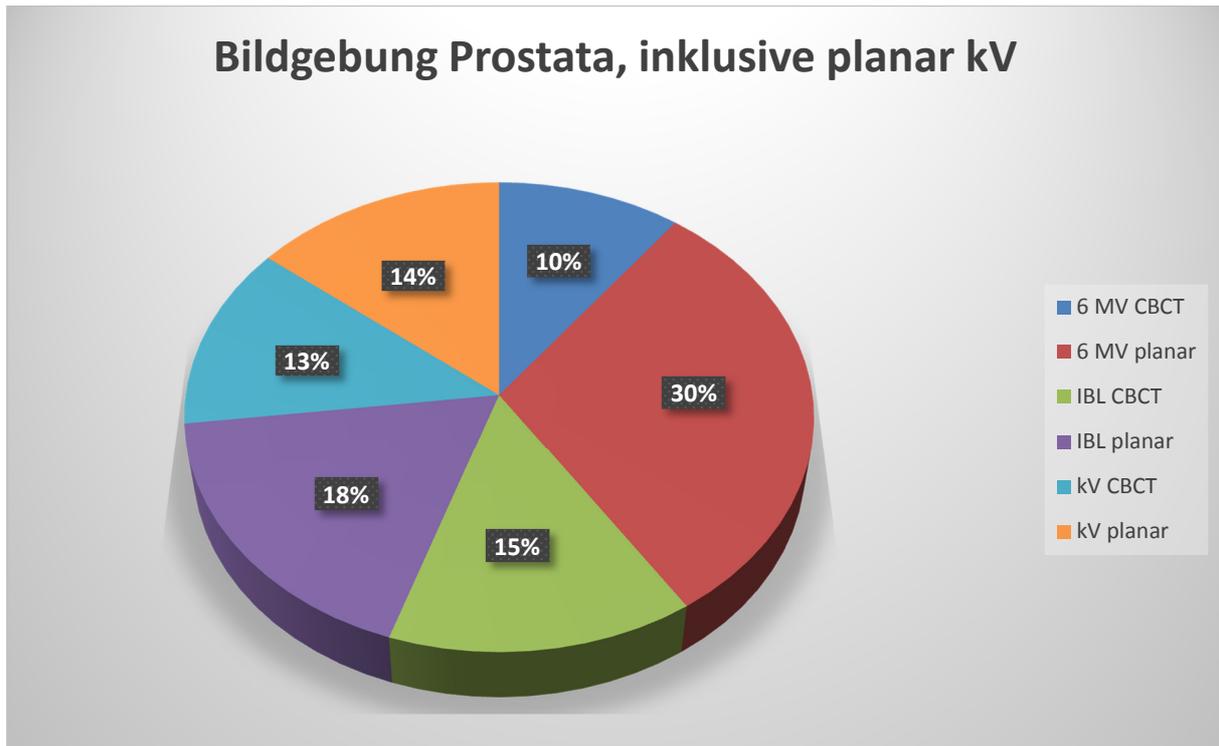


Abbildung 29: Kreisdiagramm der prozentualen Bildgebungshäufigkeit aller Bildgebungen, inklusive der planar kV-Bildgebung für die Prostata-Patienten.

Bildgebung	6 MV		IBL		kV		Σ
	CBCT	planar	CBCT	planar	CBCT	planar	
Aufnahmen pro Bildgebung	63	185	88	109	77	87	609 (incl. planar kV) 522 (excl. planar kV)

Tabelle 8: Anzahl der Häufigkeiten über alle Bildgebungen, inklusive/exklusive planar kV-Bildgebung beim Prostata-Karzinom.

Abbildung 30 zeigt die Anzahl der durchgeführten bildgeführten Lagerungskontrollen bei allen Prostata-Patienten (= 522 Aufnahmen) unter Ausschluss der planaren kV-Aufnahmen.

Dies veranschaulicht, wie sich der Beitrag der einzelnen Bildgebungen zur gesamten Bildgebungs-dosis zusammensetzt, wobei die unterschiedliche Dosis pro Einzelaufnahme der verschiedenen Techniken berücksichtigt werden muss. Es wird aus Abbildung 30 ersichtlich, dass die planaren Aufnahmen mit einer Strahlenenergie von 6 MV und 1 MV bei den Prostata-Patienten annähernd zwei Drittel aller bildgeführten Lagerungskontrollen darstellen (57%). Der Anteil der CBCT IBL und CBCT kV-Aufnahmen beträgt dabei jeweils annähernd 20% (18% CBCT IBL, 16% CBCT kV). Am wenigsten kommt die CBCT 6 MV-Bildgebung zum Einsatz mit nur 9%.

Der Grund für diese Verteilung liegt darin, dass die planaren Aufnahmen im praktischen Alltag am schnellsten und unkompliziertesten durchzuführen sind. Der geringe Anteil der CBCT 6 MV ist dadurch zu erklären, dass es sich hierbei zwar um die an allen Linacs zur Verfügung stehende Bildgebung handelt, jedoch auch um die Bildmodalität mit der höchsten Strahlenenergie und damit auch mit der größten Dosisbelastung bei gleichzeitig schlechterem Weichteilkontrast. Deswegen wird diese Bildgebung möglichst nicht gewählt: Wenn die Möglichkeit besteht, die Lagerungskontrolle an einem anderen Bestrahlungstag an einem anderen Beschleuniger mit IBL oder kV Bildgebung durchzuführen, wird auf die 6 MV CBCT Aufnahme verzichtet oder evtl. eine planare Aufnahme mit 6 MV gemacht. Im Gegensatz dazu werden bei den anderen Energien (IBL und kV – siehe Abbildung 30) CBCT und planare Aufnahmen ähnlich häufig gemacht.

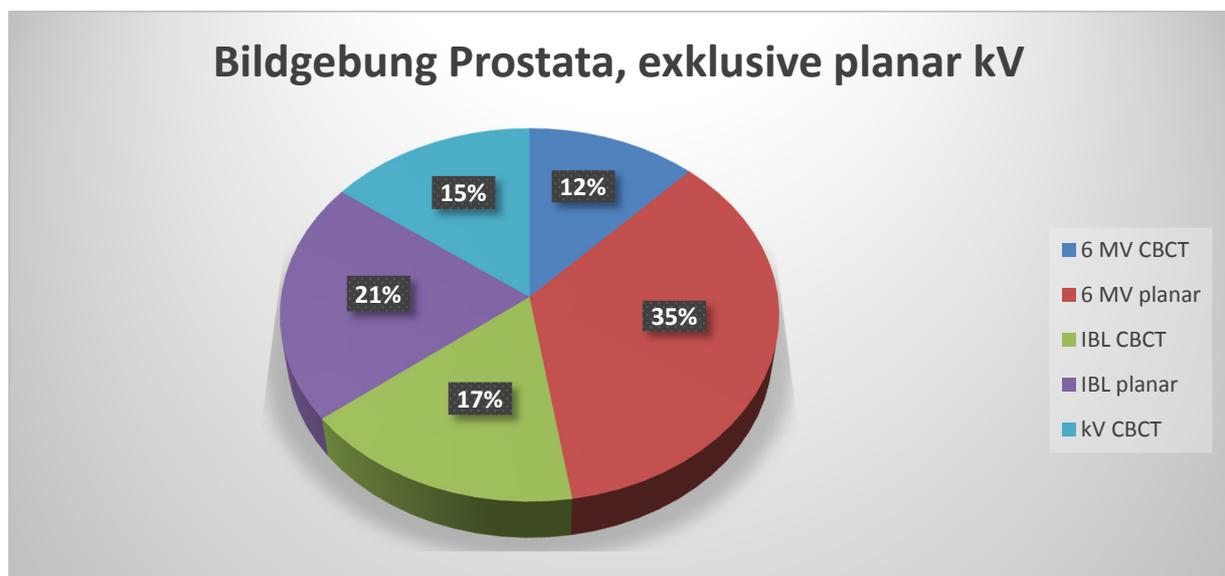


Abbildung 30: Kreisdiagramm über alle Bildgebungen exklusive der planar kV-Bildgebung beim Prostata-Karzinom.

5.1.2.1 Reale CBCT 6 MV-Bildgebung bei Prostata-Karzinom

Für die 6 MV-Bildgebung wird bei im Mittel 40,5 MU (minimal 16,0 MU, maximal 80,4 MU) eine mittlere Gesamtdosis von 38,2 cGy bei den Prostata-Patienten erreicht.

Die Risikoorgane weisen eine annähernd gleich hohe Dosis im Bereich um 34 cGy auf mit jedoch großem Streubereich (s. folgende Tabelle 9). Die minimalen Werte liegen bei ca. 12 cGy, die maximalen Werte bei ca. 70 cGy. Dies erklärt sich aus der Tatsache, dass die Patienten eine unterschiedliche Anzahl (1-5 Aufnahmen) von CBCT 6 MV-Bildgebung erhielten.

	Mittel (Patienten)	Std.-Abw.	Minimum	Maximum	Median	1.Quartil	3.Quartil
Max. Dosis (ges. Vol.)	38,2 cGy	20,9 cGy	13,8 cGy	77,1 cGy	37,2 cGy	15,3 cGy	51,0 cGy
Max. Dosis (Blase)	34,5 cGy	19,1 cGy	11,4 cGy	69,3 cGy	34,3 cGy	14,0 cGy	46,3 cGy
Max. Dosis (Rektum)	34,0 cGy	18,6 cGy	11,9 cGy	68,7 cGy	33,4 cGy	13,7 cGy	46,3 cGy
Max. Dosis (li. Femurkopf)	34,7 cGy	19,3 cGy	11,7 cGy	72,0 cGy	33,9 cGy	14,0 cGy	46,8 cGy
Max. Dosis (re. Femurkopf)	34,7 cGy	19,3 cGy	11,9 cGy	71,5 cGy	33,8 cGy	13,9 cGy	46,4 cGy

Tabelle 9: Reale Dosiswerte bei 40,5 MU bei CBCT 6 MV-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße beim Prostata-Karzinom; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.

Bei der Dosisverteilung zeigt sich ein heterogenes Verteilungsmuster, welches drei Häufigkeitsmaxima im Bereich von 10-20 cGy, 30-50 cGy und 70-80 cGy erkennen lässt (vgl. Abbildung 31).

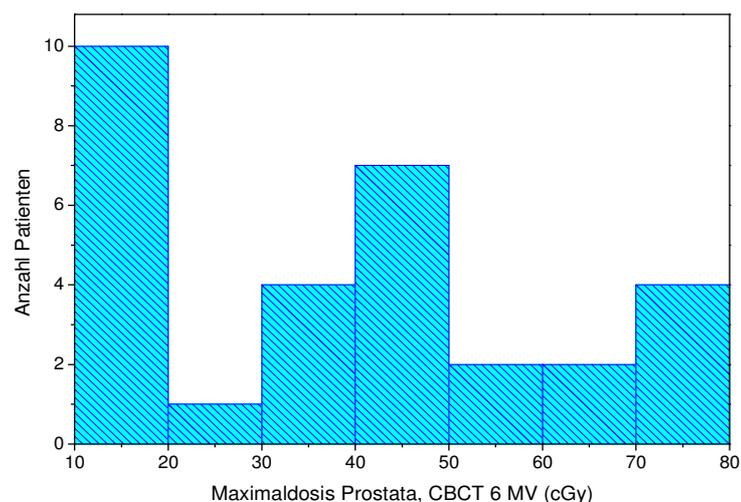


Abbildung 31: Histogramm der CBCT 6 MV-Maximaldosisverteilung im realen Fall beim Prostata-Karzinom.

Dieser Umstand resultiert aus der unterschiedlichen Anzahl an durchgeführten CBCT 6MV-Aufnahmen, die in der folgenden Tabelle 10 dargestellt sind.

CBCT 6 MV Aufnahmen pro Patient	1	2	3	4	5
Anzahl Patienten	10	5	7	4	4

Tabelle 10: Anzahl der Patienten pro CBCT 6 MV-Bildgebung beim Prostata-Karzinom. N=77 Aufnahmen.

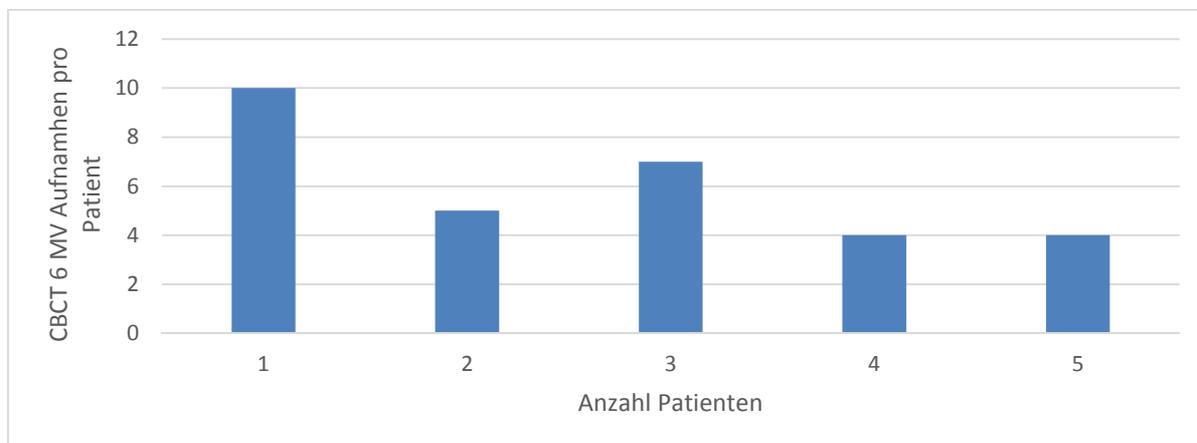


Abbildung 32: Graphische Darstellung der Patientenzahl pro CBCT 6 MV-Bildgebung beim Prostata-Karzinom.

5.1.2.2 Reale CBCT IBL-Bildgebung bei Prostata-Karzinom

Im realen Behandlungssetting wird mittels CBCT IBL-Bildgebungen bei 59,6 MU (minimal 7,2 MU, maximal 292,2 MU) eine mittlere Maximaldosis von 41,8 cGy erreicht. Bei dieser Bildgebung zeigt sich eine ausgesprochene Bandbreite zwischen einem Minimalwert von 4,8 cGy und einem Maximalwert von 198,2 cGy, was auch hier darin begründet ist, dass diese Bildgebung unterschiedlich oft angewendet wurde zwischen 1 und 13 Mal (s. folgende Tabelle 11).

	Mittel (Patienten)	Std.-Abw.	Minimum	Maximum	Median	1.Quartil	3.Quartil
Max. Dosis (ges. Vol.)	41,8 cGy	47,1 cGy	4,8 cGy	198,2 cGy	22,2 cGy	11,1 cGy	39,7 cGy
Max. Dosis (Blase)	39,0 cGy	44,5 cGy	4,6 cGy	191,7 cGy	20,6 cGy	10,4 cGy	36,5 cGy
Max. Dosis (Rektum)	38,6 cGy	43,7 cGy	4,6 cGy	182,4 cGy	20,7 cGy	10,4 cGy	36,2 cGy
Max. Dosis (li. Femurkopf)	36,0 cGy	40,4 cGy	4,3 cGy	173,4 cGy	19,3 cGy	9,4 cGy	33,8 cGy
Max. Dosis (re. Femurkopf)	36,2 cGy	41,4 cGy	4,3 cGy	172,7 cGy	19,2 cGy	9,6 cGy	33,2 cGy

Tabelle 11: Reale Dosiswerte bei 59,6 MU bei CBCT IBL-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße beim Prostata-Karzinom; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.

Das Risikoorgan, welches die höchste Strahlendosis erhält, ist auch bei der CBCT IBL-Bildgebung die Blase mit 39,0 cGy, wobei auch bei dieser Bildgebung die Dosiswerte nah bei einander liegen.

Der Großteil der Patienten weist maximale Dosiswerte zwischen 0 und 40 cGy auf (s. folgende Abbildung 33).

Diese Dosisverteilung über die Prostata-Patienten lässt sich durch die Anzahl der durchgeführten Bildaufnahmen begründen. So hat die Mehrzahl der Patienten lediglich eine bzw. zwei CBCT IBL-Bildgebungen erhalten (21 von 36 Patienten), d.h. die so applizierte Dosis bewegt sich in einem engen Dosisbereich (s. folgende Tabelle 12).

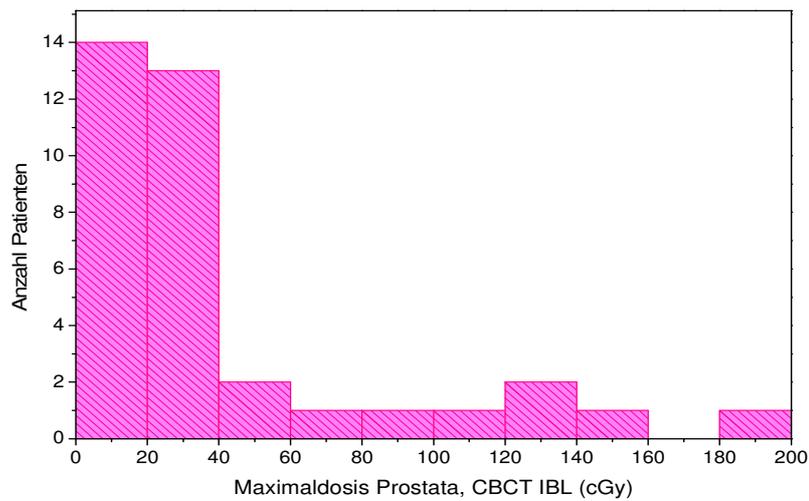


Abbildung 33: Histogramm der CBCT IBL-Maximaldosisverteilung im realen Fall beim Prostata-Karzinom.

CBCT IBL Aufnahmen pro Patient	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
Anzahl Patienten	10	11	6	0	2	0	0	1	1	0	2	1	0	0	1	0	0	1

Tabelle 12: Anzahl der Patienten pro CBCT IBL-Bildgebung beim Prostata-Karzinom. N=144 Aufnahmen.

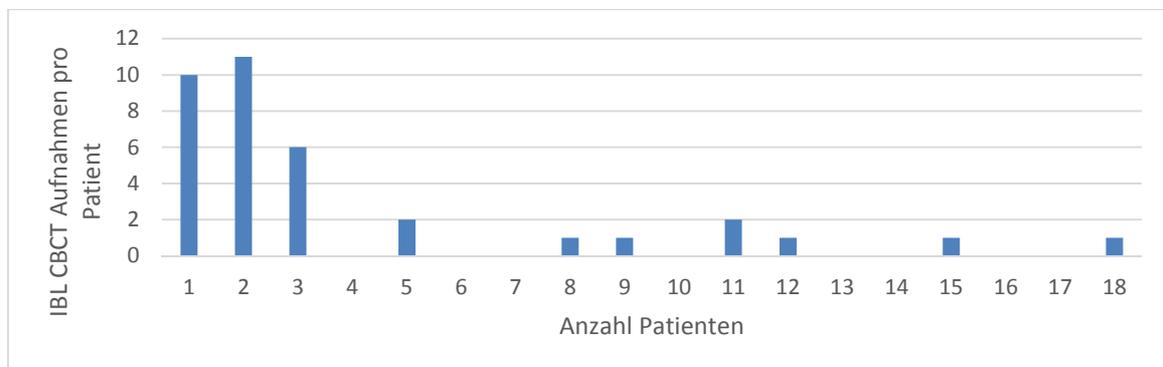


Abbildung 34: Graphische Darstellung der Patientenanzahl pro CBCT IBL-Bildgebung beim Prostata-Karzinom.

4.1.2.3 Reale CBCT kV-Bildgebung bei Prostata-Karzinom

Im realen Fall erhielten die Patienten bei der CBCT kV-Bildgebung 2951,7 mAs (minimal 289,0 mAs, maximal 11100 mAs). Hierbei wird eine mittlere Maximaldosis von 14,0 cGy erreicht. Im Mittel über alle Patienten liegt die Maximaldosis an den Risikoorganen in einem sehr engen Bereich zwischen 8 und 9 cGy. Die minimalen und maximalen Werte liegen in einem Bereich von 1,4 cGy und 52,4 cGy.

	Mittel (Patienten)	Std.-Abw.	Minimum	Maximum	Median	1.Quartil	3.Quartil
Max. Dosis (ges. Vol.)	14,0 cGy	12,7 cGy	1,4 cGy	52,4 cGy	11,2 cGy	4,9 cGy	17,6 cGy
Max. Dosis (Blase)	9,2 cGy	8,5 cGy	1,0 cGy	34,5 cGy	6,9 cGy	3,1 cGy	10,9 cGy
Max. Dosis (Rektum)	8,9 cGy	8,4 cGy	1,0 cGy	35,1 cGy	7,2 cGy	2,9 cGy	10,6 cGy
Max. Dosis (li. Femurkopf)	9,0 cGy	8,1 cGy	1,2 cGy	35,7 cGy	6,9 cGy	3,2 cGy	11,5 cGy
Max. Dosis (re. Femurkopf)	8,8 cGy	7,8 cGy	1,2 cGy	34,0 cGy	7,0 cGy	3,1 cGy	11,5 cGy

Tabelle 13: Reale Dosiswerte bei 2951,7 mAs bei CBCT kV-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße beim Prostata-Karzinom; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.

Die meisten Patienten weisen eine maximale Dosis zwischen 0 und 20 cGy auf (vgl. Abbildung 35). Dieser Umstand lässt sich anhand der Anzahl der durchgeführten CBCT kV-Aufnahmen für alle Prostata-Patienten erklären (s. folgende Tabelle 14). So werden bei dem Großteil der Patienten ein bis fünf CBCT kV-Aufnahmen durchgeführt (29 von 35 Patienten).

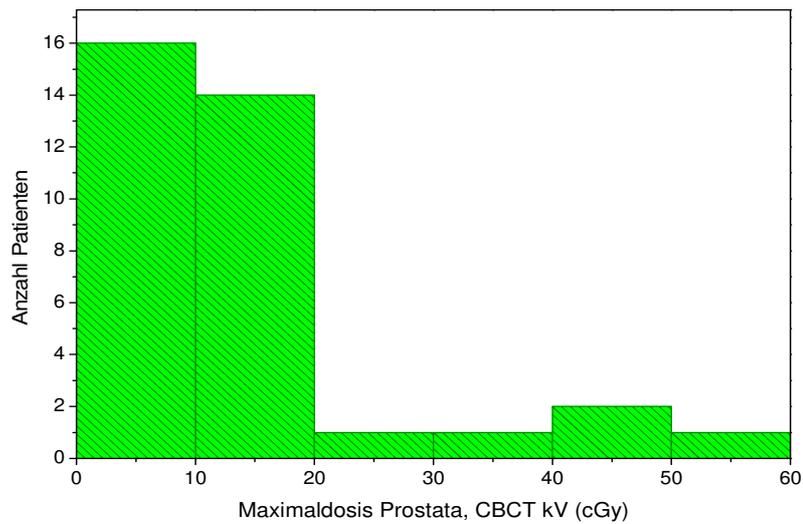


Abbildung 35: Histogramm der CBCT kV-Maximaldosisverteilung im realen Fall beim Prostata-Karzinom mit 2951,7 mAs.

CBCT kV Aufnahmen pro Patient	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
Anzahl der Patienten	10	6	4	6	3	1	0	2	1	1	0	0	0	0	1

Tabelle 14: Anzahl der Patienten pro CBCT kV-Bildgebungen beim Prostata-Karzinom. N=129 Aufnahmen.

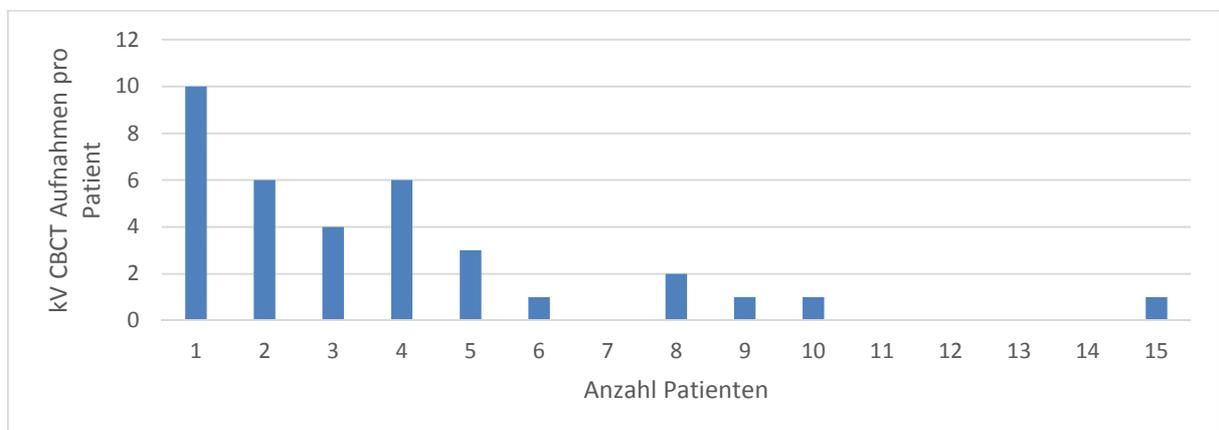


Abbildung 36: Graphische Darstellung der Patientenanzahl pro CBCT kV-Bildgebung beim Prostata-Karzinom.

4.1.2.4 Reale planare 6 MV-Bildgebung bei Prostata-Karzinom

Im klinischen Alltag werden die planaren Aufnahmen sehr viel öfter eingesetzt, planare 6 MV-Bildgebung im Mittel 6 Mal bei den Prostata-Patienten (12 MU; minimal 1 MU, maximal 27 MU). Im Gegensatz zu den planaren Einzelaufnahmen mit 2 x 1 MU erhält man bei den realen Aufnahmen einen Mittelwert von 16,1 cGy. Im Gegensatz zu den Aufnahmen mit zwei MUs erkennt man bei den realen Untersuchungsbedingungen auch den stärkeren Einfluss auf die linke Körperhälfte: So ist der linke Femurkopf das am stärksten strahlenbelastete Organ mit einer Maximaldosis von durchschnittlich 13,0 cGy.

Auch bei diesen Aufnahmen wird der große Streubereich der Werte deutlich, von minimal 1,6 cGy bis maximal 40,3 cGy.

	Mittel (Patienten)	Std.-Abw.	Minimum	Maximum	Median	1.Quartil	3.Quartil
Max. Dosis (ges. Vol.)	16,1 cGy	11,5 cGy	1,6 cGy	40,3 cGy	11,2 cGy	8,2 cGy	24,6 cGy
Max. Dosis (Blase)	11,9 cGy	8,4 cGy	1,2 cGy	30,8 cGy	8,9 cGy	6,0 cGy	19,8 cGy
Max. Dosis (Rektum)	9,3 cGy	6,7 cGy	0,8 cGy	26,0 cGy	6,7 cGy	4,6 cGy	15,9 cGy
Max. Dosis (li. Femurkopf)	13,0 cGy	9,2 cGy	1,0 cGy	30,8 cGy	9,3 cGy	6,7 cGy	21,3 cGy
Max. Dosis (re. Femurkopf)	8,6 cGy	5,9 cGy	1,0 cGy	20,8 cGy	6,5 cGy	4,4 cGy	14,3 cGy

Tabelle 15: Reale Dosiswerte bei 12 MU bei planar 6 MV-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße beim Prostata-Karzinom; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.

Bei der planaren 6 MV-Bildgebung ergibt sich eine breitere Verteilung der Dosiswerte: Zwar liegt ein Großteil der Patienten bei Dosiswerten zwischen 0 und 15 cGy, es ergeben sich jedoch zwei weitere Dosisgipfel bei 20 bis 25 cGy sowie bei 30 bis 35 cGy. Dieses gleichmäßigere Verteilungsprofil ergibt sich daraus, dass sich bezüglich der Anzahl der planaren 6 MV-Aufnahmen ein homogenes Verteilungsmuster über alle Patienten zeigt (Tabelle 16).

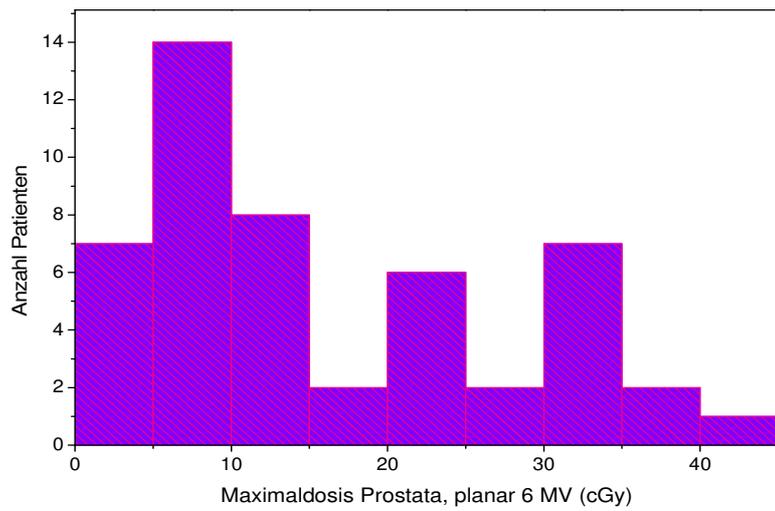


Abbildung 37: Histogramm der planar 6 MV-Maximaldosisverteilung im realen Fall beim Prostata-Karzinom.

Planare 6MV Aufnahmen pro Patient	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Anzahl der Patienten	7	3	9	4	2	2	3	2	2	4	3	3	4	1

Tabelle 16: Anzahl der Patienten pro planar 6 MV-Bildgebung beim Prostata-Karzinom. N=298 Aufnahmen.

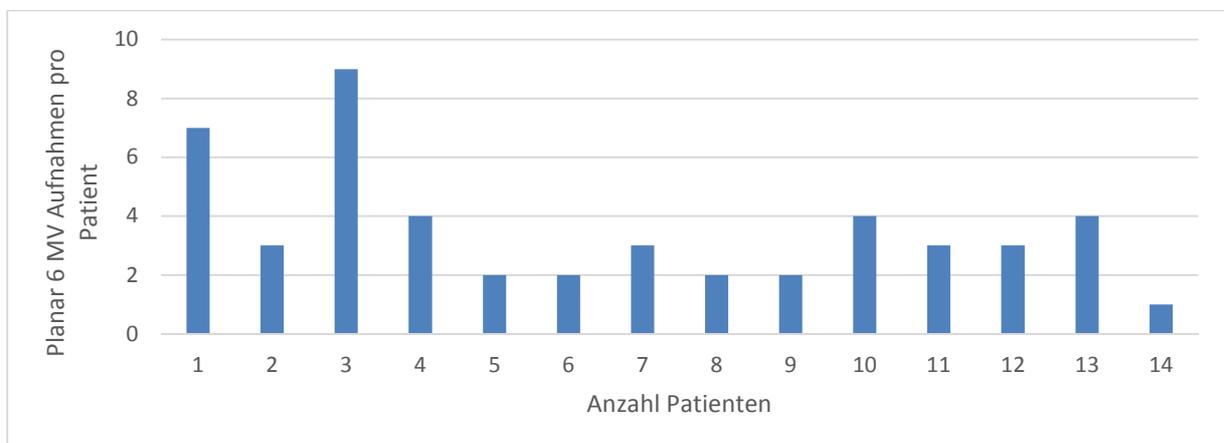


Abbildung 38: Graphische Darstellung der Patientenanzahl pro planar 6 MV-Bildgebung beim Prostata-Karzinom.

4.1.2.5 Reale planare IBL-Bildgebung bei Prostata-Karzinom

Die planaren IBL-Aufnahmen wurden durchschnittlich vier Mal bei den Prostata-Patienten durchgeführt (8 MU; minimal 1 MU, maximal 26 MU). Im Mittel liegen die maximalen Dosiswerte bei 8,2 cGy (s. Tabelle 17). Auch hier macht sich der Einfluss der Strahlungsrichtung deutlicher bemerkbar: So ist das Risikoorgan mit der höchsten Strahlendosis der linke Femurkopf mit 6,8 cGy. Die Spannweite liegt bei dieser Bildgebung zwischen minimal 0,3 cGy (rechter Femurkopf) und maximal 23,5 cGy (Blase).

	Mittel (Patienten)	Std.-Abw.	Minimum	Maximum	Median	1.Quartil	3.Quartil
Max. Dosis (ges. Vol.)	8,2 cGy	4,9 cGy	1,7 cGy	27,2 cGy	8,1 cGy	5,7 cGy	10,6 cGy
Max. Dosis (Blase)	6,1 cGy	4,1 cGy	0,6 cGy	23,5 cGy	5,7 cGy	3,7 cGy	8,3 cGy
Max. Dosis (Rektum)	4,6 cGy	8,2 cGy	0,6 cGy	14,7 cGy	4,6 cGy	2,7 cGy	5,9 cGy
Max. Dosis (li. Femurkopf)	6,8 cGy	4,2 cGy	1,1 cGy	22,9 cGy	6,5 cGy	4,6 cGy	8,9 cGy
Max. Dosis (re. Femurkopf)	3,9 cGy	2,6 cGy	0,3 cGy	13,9 cGy	3,8 cGy	2,2 cGy	5,3 cGy

Tabelle 17: Reale Dosiswerte bei 8 MU bei planar IBL-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße beim Prostata-Karzinom; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.

Die maximalen Dosiswerte der meisten Patienten finden sich in einem Bereich von 0 bis 15 cGy (vgl. Abbildung 39). Nur wenige Patienten streuen darüber. Bei den meisten Patienten (29 von 43 Patienten) werden ein bis vier planare IBL-Aufnahmen durchgeführt (s. folgende Tabelle 18).

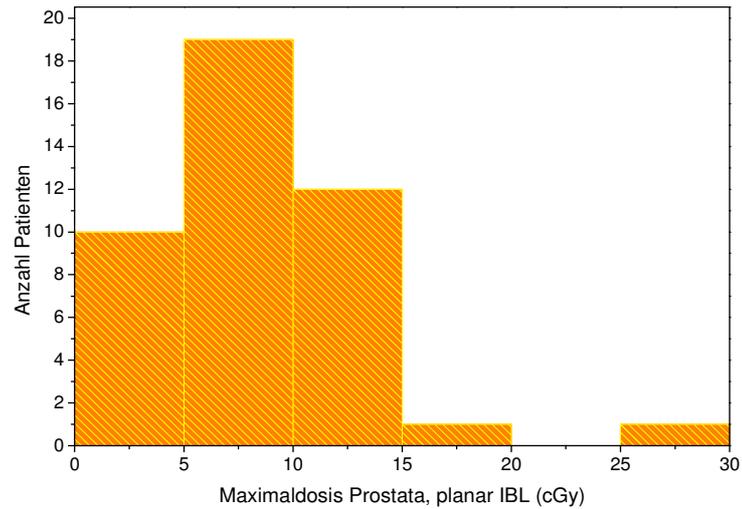


Abbildung 39: Histogramm der planar IBL-Maximaldosisverteilung im realen Fall beim Prostata-Karzinom.

Planare IBL Aufnahmen pro Patient	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Anzahl der Patienten	8	2	8	11	3	6	2	2	0	0	0	0	1

Tabelle 18: Anzahl der Patienten pro planar IBL-Bildgebung beim Prostata-Karzinom. N=189 Aufnahmen.

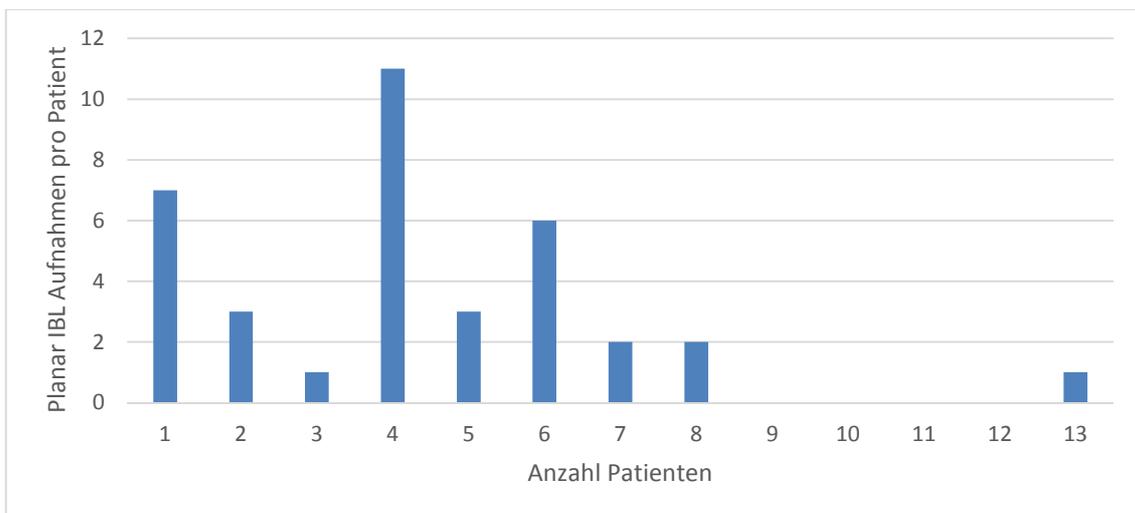


Abbildung 40: Graphische Darstellung der Patientenanzahl pro planar IBL-Bildgebung beim Prostata-Karzinom.

4.1.3 Vergleich CBCT versus planare Aufnahmen bei Prostata-Karzinom

An dieser Stelle soll ein Vergleich zwischen den planaren Aufnahmen und den CBCT Aufnahmen gezogen werden. Im Folgenden werden nun die paarigen Risikoorgane betrachtet, bei denen die Auswirkung der planaren Aufnahmen am deutlichsten abgelesen werden können, nämlich die Femurköpfe.

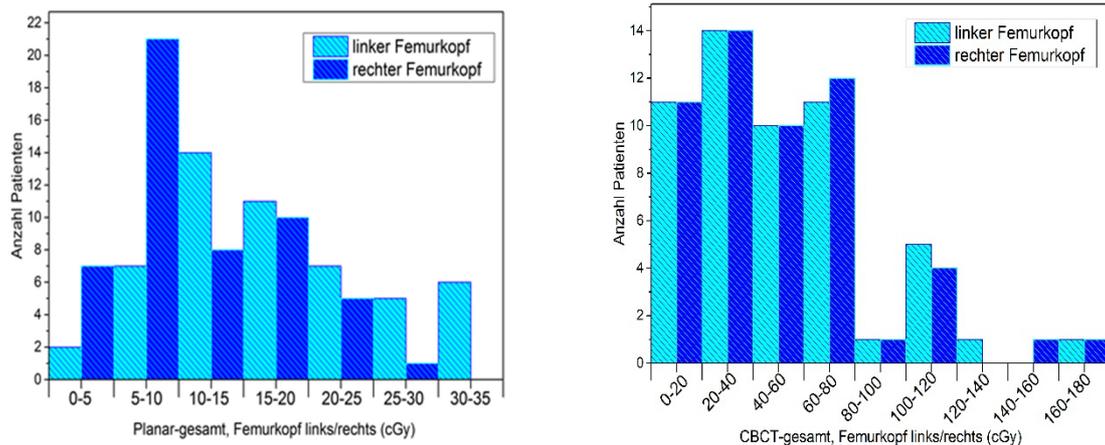


Abbildung 41: Femurkopf links/rechts bei planar-Gesamt (links) und CBCT-Gesamt (rechts).

Anhand dieser Daten wird ersichtlich, dass es bei den planaren Aufnahmen eine deutliche Ungleichheit in der Dosisverteilung der paarigen Risikoorgane gibt. Im Vergleich erhält der rechte Femurkopf häufiger eine Maximaldosis von bis 10 cGy und seltener eine Maximaldosis von über 10 cGy als der linke. Diese Tatsache kommt auch in den 3-dimensionalen Darstellungen deutlich zum Ausdruck. Im Vergleich dazu wird für das 360° CBCT eine vergleichbare Dosisbelastung beider Körperseiten erzeugt.

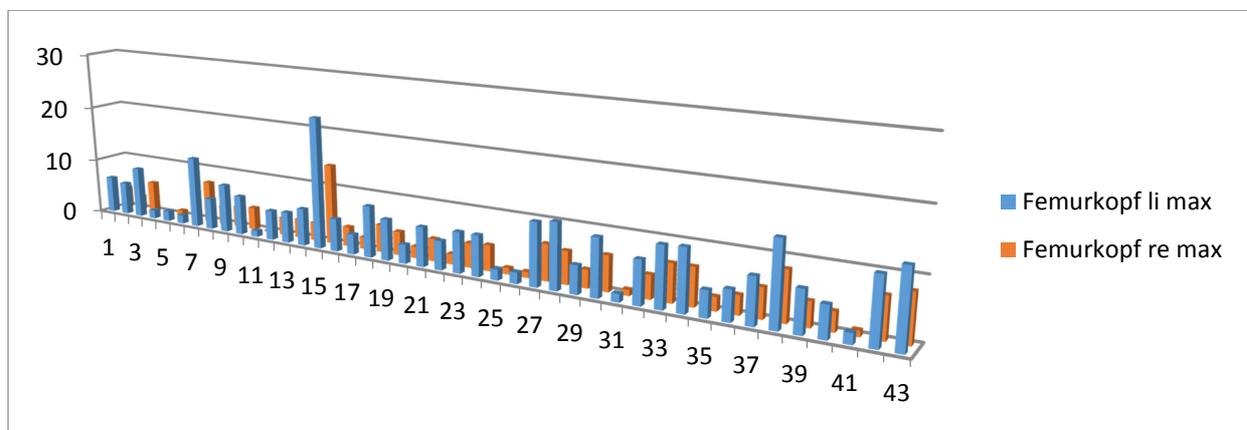


Abbildung 42: 3-D Histogramm rechter versus linker Femurkopf bei planarer Bildgebung.

5.1.4 Gesamte Strahlenbelastung über alle Bildgebungen bei Prostata-Karzinom

Zuletzt soll die Bildgebungs-dosis aus der real durchgeführten Summe aller Bildgebungen betrachtet werden, wobei sowohl die unterschiedliche Häufigkeit der Bildgebungstechniken als auch deren intrinsisch unterschiedliche Dosisverteilungen zum Tragen kommen.

Die folgende Abbildung 43 zeigt für jeden Patienten einzeln die durchgeführten Bildgebungen, die in dieser Studie betrachtet werden (unter Ausschluss der planaren kV Aufnahmen). Aus dieser Darstellung kann die Einzelbildgebung jedes Patienten abgelesen und verglichen werden; hier werden die Unterschiede zwischen den Patienten im Ablauf einer Strahlentherapie deutlich.

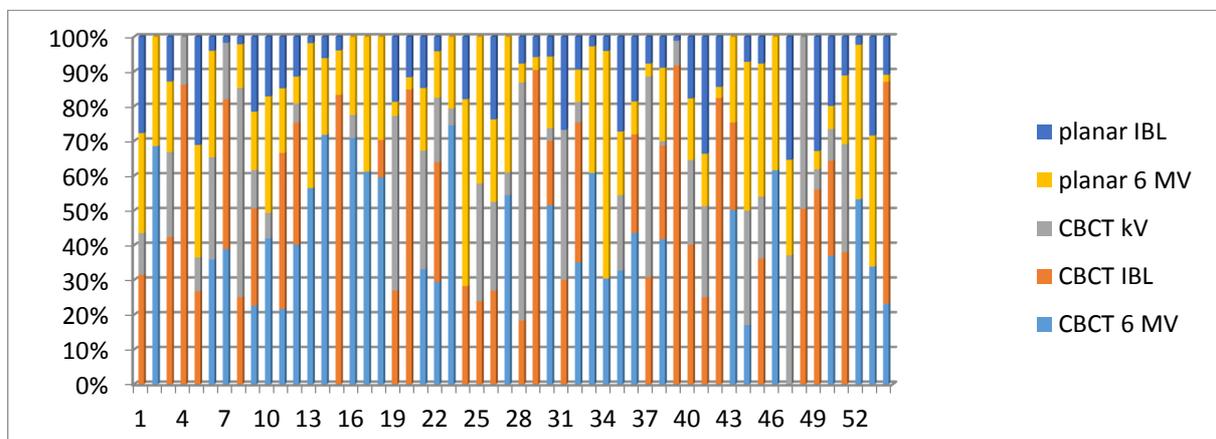


Abbildung 43: Darstellung der prozentualen Häufigkeit der Einzelbildgebungen am Gesamtanteil aller Bildgebungen pro Patient beim Prostata-Karzinom.

Bei den Prostata-Patienten werden die Cone beam-Aufnahmen deutlich häufiger als die planaren Aufnahmen angewendet (siehe Abbildung 44). Darüber werden in Abbildung 44 die großen interindividuellen Unterschiede beim klinischen Einsatz der bildgeführten Lagerungskontrollen deutlich.

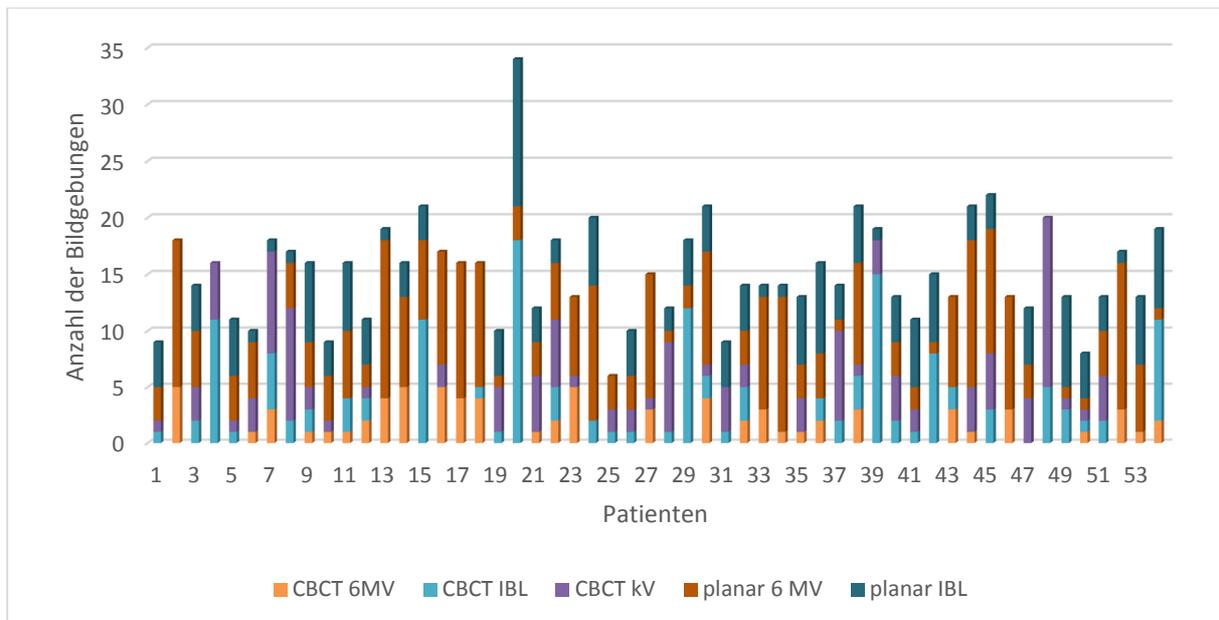


Abbildung 44: Darstellung der Anzahl aller Einzelbildgebungen pro Patient beim Prostata-Karzinom.

In Bezug auf den Anteil der Dosisbelastung der einzelnen Bildgebungen pro Patient erkennt man, dass die Cone beam-Aufnahmen, insbesondere die CBCT 6 MV und die CBCT IBL, gegenüber den planaren Aufnahmen überwiegen. Bei den Prostata-Patienten wurde häufiger die CBCT kV-Bildgebung gewählt. Man erkennt jedoch auch hier große interindividuelle Unterschiede in der Auswahl der Bildgebungen (siehe Abbildung 45).

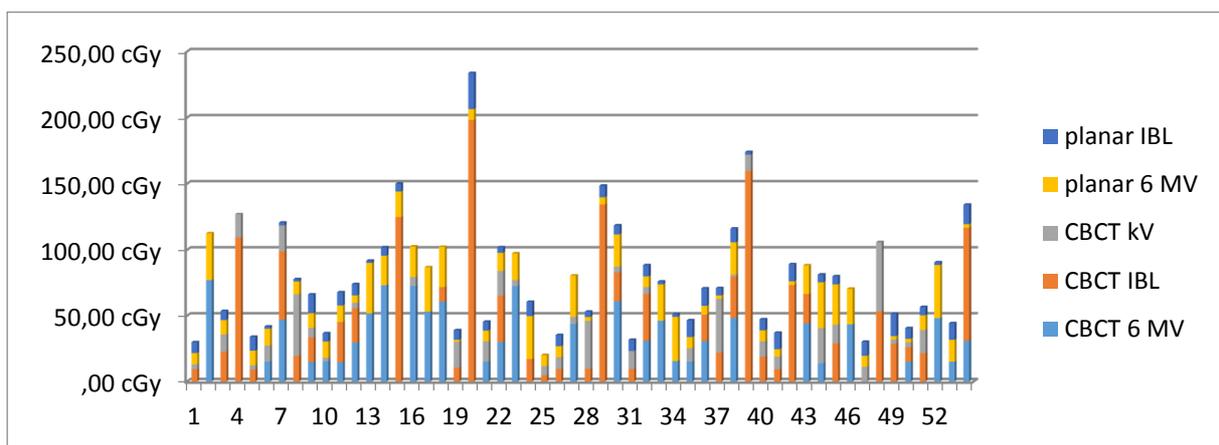


Abbildung 45: Darstellung der Dosisbelastung der Einzelbildgebungen in Bezug auf die Gesamtbildgebung pro Patient beim Prostata-Karzinom.

Es zeigt sich in diesen Abbildungen 46-47, dass bei den Prostata-Patienten der Anteil der planaren Aufnahmen insgesamt geringer ausfällt.

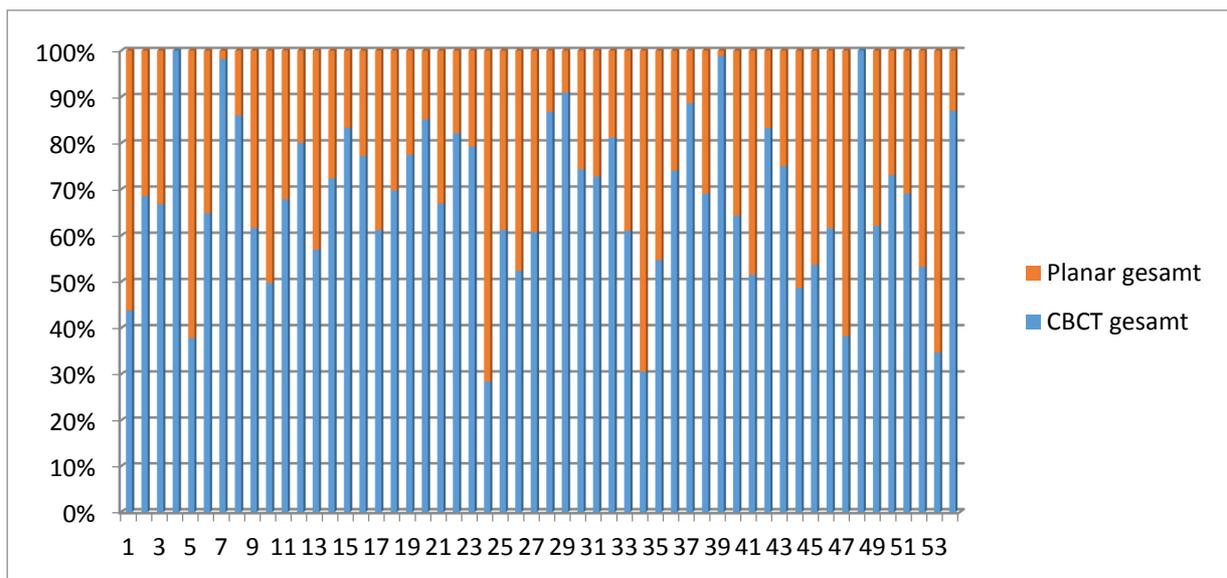


Abbildung 46: Darstellung der prozentualen Häufigkeit der CBCT- und der planaren-Bildgebung an der Gesamtbildgebung pro Patient beim Prostata-Karzinom.

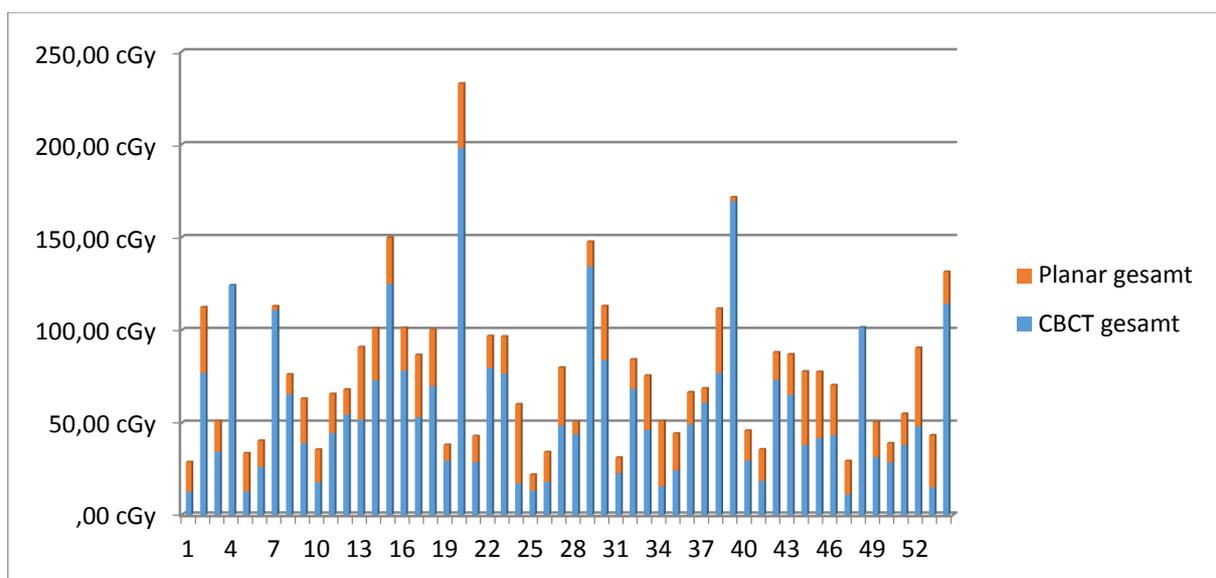


Abbildung 47: Darstellung der Dosisbeiträge der CBCT- und der planaren-Aufnahmen an der Gesamtbildgebungsdosis pro Patient beim Prostata-Karzinom.

Die erreichte maximale Strahlendosis über die gesamten Bildgebungen beträgt im Mittel für die Prostata-Patienten 76 cGy, wobei die Spannweite weit von einem minimalen Wert von 20,4 cGy bis zu einem maximalen Wert von 231,3 cGy streut (vgl. Tabelle 19). Die meiste Dosis wird über der Blase (Maximum 66,2 cGy im Patientenmittel) erreicht, die Dosiswerte der anderen Risikoorgane liegen in einem engen Dosisbereich unterhalb dieses Wertes. Innerhalb der einzelnen Risikoorgane wird auch ersichtlich, dass die Spannweite zwischen den einzelnen Dosiswerten sehr viel größer ausfällt. Die

dabei erreichten Minimalwerte liegen um 15 cGy; die Maximalwerte, die erreicht werden, jedoch bei ca. 200 cGy.

	Mittel (Patienten)	Std.-Abw.	Minimum	Maximum	Median	1.Quartil	3.Quartil
Max. Dosis (ges. Vol.)	76,0 cGy	40,3 cGy	20,4 cGy	231,3 cGy	71,1 cGy	43,9 cGy	96,6 cGy
Max. Dosis (Blase)	66,2 cGy	38,9 cGy	18,1 cGy	220,5 cGy	56,7 cGy	35,6 cGy	83,4 cGy
Max. Dosis (Rektum)	60,9 cGy	37,7 cGy	12,0 cGy	199,1 cGy	54,8 cGy	30,8 cGy	80,3 cGy
Max. Dosis (li. Femurkopf)	62,4 cGy	35,8 cGy	16,6 cGy	201,6 cGy	59,2 cGy	37,9 cGy	84,2 cGy
Max. Dosis (re. Femurkopf)	59,6 cGy	36,4 cGy	14,1 cGy	191,1 cGy	53,2 cGy	30,7 cGy	77,7 cGy

Tabelle 19: Alle Bildgebungen mit Darstellung der Gesamtdosiswerte sowie der Lage- und Streumaße; Angabe der Maximaldosis sowie Strahlenbelastung der Risikoorgane beim Prostata-Karzinom.

Dieser große Unterschied zwischen den minimalen und maximalen Dosiswerten lässt sich dadurch erklären, dass zum einen bei den Patienten unterschiedlich viele bildgeführte Lagerungskontrollen und zum anderen auch unterschiedliche Bildgebungen, z.B. bei sehr vielen Patienten keine CBCT 6 MV Aufnahmen bzw. nur planare Aufnahmen, durchgeführt wurden.

Die Mehrzahl der Patienten weisen Dosiswerte zwischen 20 cGy und 100 cGy auf (siehe Abbildung 48). Nur ein geringer Teil der Patienten streut über diese Werte, bis zu einem Dosiswert von 240 cGy.

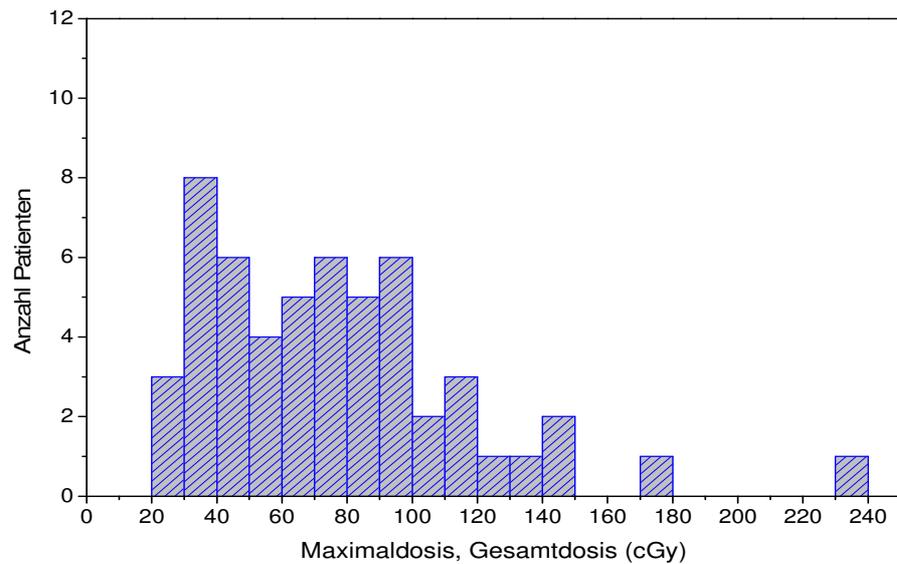


Abbildung 48: Histogramm der maximalen Dosis über alle Bildgebungen beim Prostata-Karzinom.

Bei der Darstellung der Dosisbelastung jedes einzelnen Risikoorgans wird ersichtlich, dass sich die mittlere Maximaldosis bei allen Risikoorganen bei Werten um 70 bis 75 cGy befindet (vgl. Abbildung 49), bei minimal erreichten Werten um ca. 20 cGy und maximalen Werten bis ≥ 200 cGy.

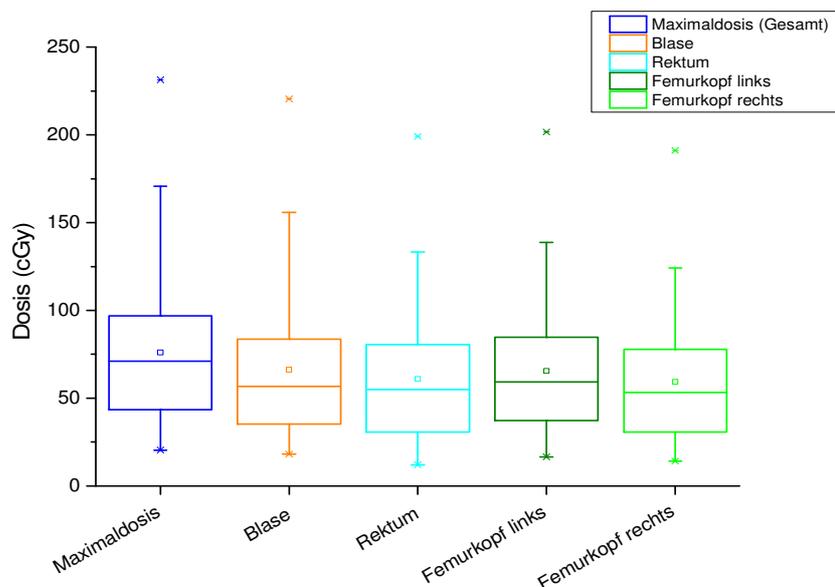


Abbildung 49: Boxplot über die Maximaldosis aller Risikoorgane bei der gesamten Bildgebung beim Prostata-Karzinom.

Betrachtet man die Dosisverteilung jedes einzelnen Risikoorgans wird ersichtlich, dass sich die Maximaldosis im Mittel aller Patienten bei allen Risikoorganen bei Werten zwischen 20 und 100 cGy befindet (vgl. Abbildung 50, 52, 54).

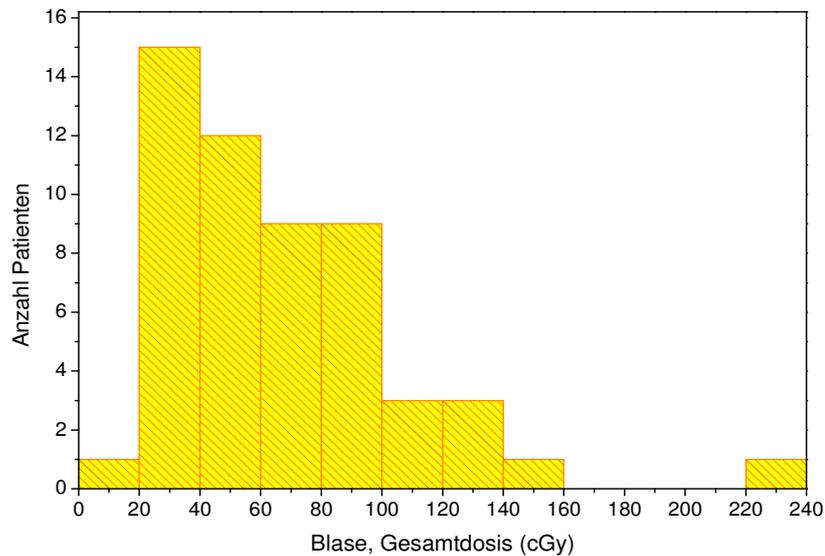


Abbildung 50: Histogramm der gesamten Bildgebung für das Risikoorgan Blase beim Prostata-Karzinom.

Der Anteil der jeweiligen Bildgebung an der gesamten Strahlenbelastung der Blase wird in Abbildung 51 dargestellt. Man erkennt, dass die CBCT-Bildgebungen den Großteil der Strahlenbelastung mit bis zu 220 cGy ausmachen, hier insbesondere die CBCT 6 MV- sowie die CBCT-IBL-Bildgebung. Die planaren Aufnahmen bewegen sich in einem Rahmen von ca. 20 cGy, wobei der geringste Anteil auf die planar IBL-Bildgebung entfällt.

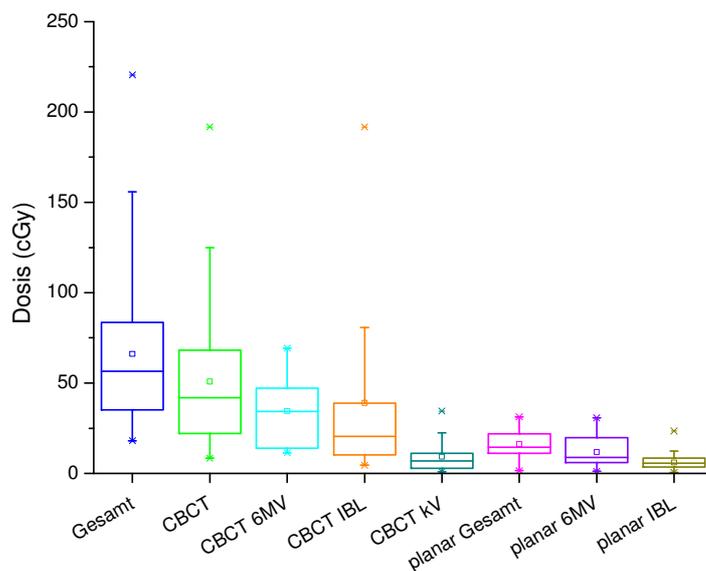


Abbildung 51: Boxplot der Strahlenbelastung für das Risikoorgan Blase über alle Bildgebungen.

Bei dem Rektum liegt die mittlere Maximaldosis bei Werten ebenfalls zwischen 20 bis 100 cGy (vgl. Abbildung 52).

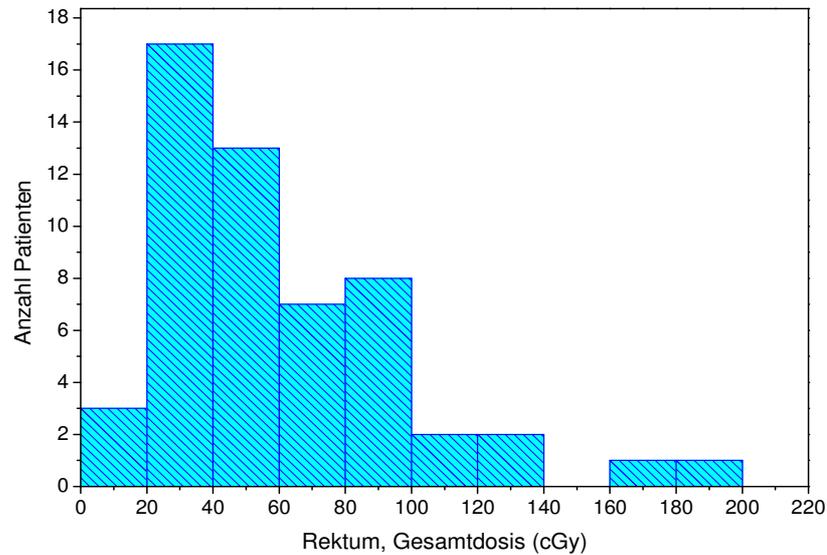


Abbildung 52: Histogramm der gesamten Bildgebung für das Risikoorgan Rektum beim Prostata-Karzinom.

Beim Rektum fällt der Anteil der planaren Bildgebungen an der gesamten Strahlenbelastung noch geringer aus. Dies ergibt sich aus der Anatomie, denn das Rektum befindet sich posterior der Blase. Auch hier wird der Hauptanteil der Strahlenbelastung mit bis zu 200 cGy durch die CBCT-Bildgebungen gestellt. Die CBCT-kV-Bildgebung hat den geringsten Anteil an der gesamten Strahlenbelastung beim Rektum (siehe Abbildung 53).

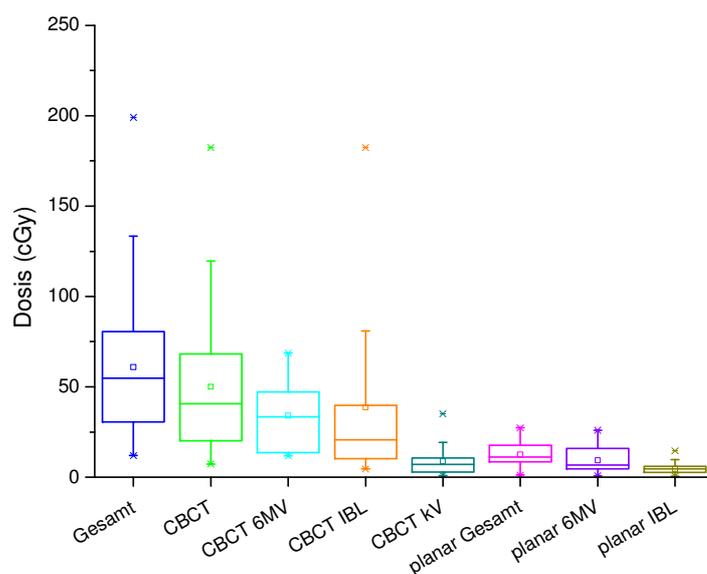


Abbildung 53: Boxplot der Strahlenbelastung für das Risikoorgan Rektum über alle Bildgebungen.

Bei den Femurköpfen liegt die mittlere Maximaldosis bei Werten zwischen 20 bis 80 cGy (siehe Abbildung 54).

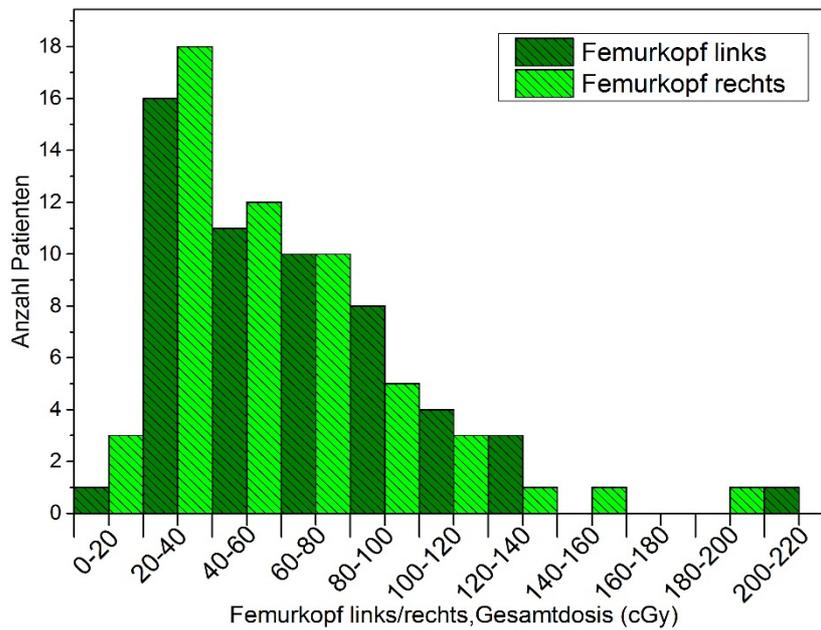


Abbildung 54: Histogramm der gesamten Bildgebung der Risikoorgane linker/rechter Femurkopf beim Prostata-Karzinom.

Die Strahlenbelastung des linken Femurkopfes wird ebenfalls hauptsächlich durch die CBCT-Bildgebungen bedingt. Hier werden im Mittel der Patienten Dosiswerte von ca. 70 cGy erreicht, teils auch bis 200 cGy. Die Bildgebung mit dem geringsten Anteil ist die planare IBL-Bildgebung (s. folgende Abbildung 55).

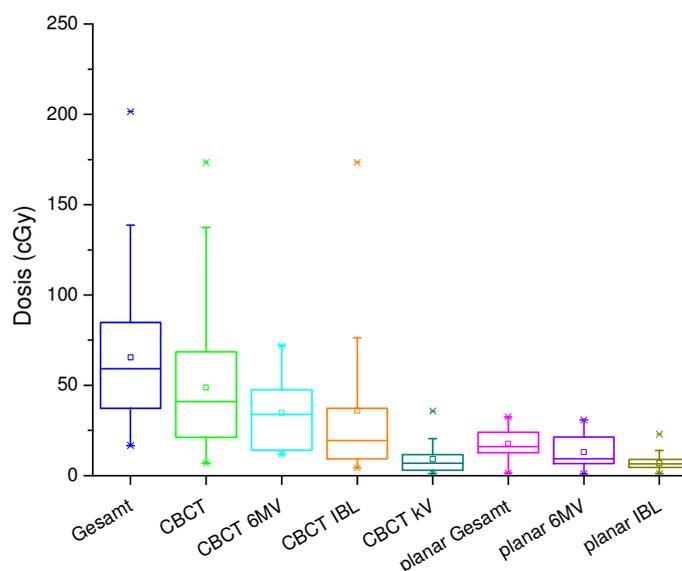


Abbildung 55: Boxplot der Strahlenbelastung für das Risikoorgan Femurkopf links über alle Bildgebungen.

Beim rechten Femurkopf zeigt sich ein ähnliches Bild. Hier ist die maximale Dosis im Mittel der Patienten etwas geringer und beträgt ca. 60 cGy. Dies ergibt sich durch die planaren Bildgebungen, durch die die rechte Körperseite weniger Aufnahmen erhält. Es werden jedoch auch Werte von ca. 200 cGy erreicht (siehe Abbildung 56).

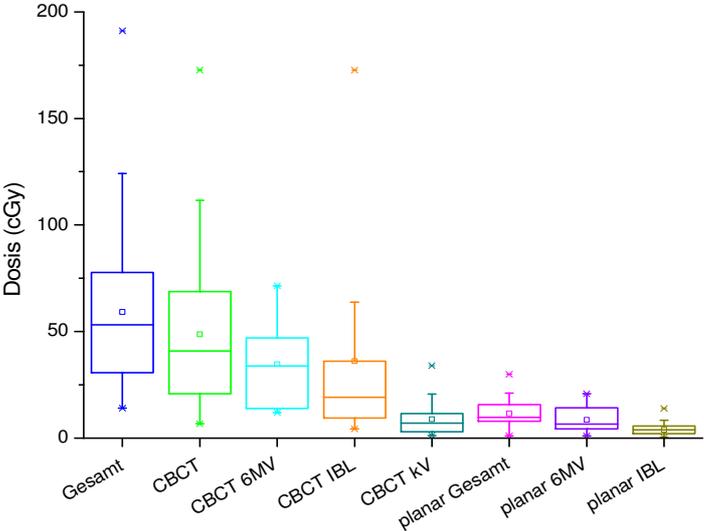


Abbildung 56: Boxplot der Strahlenbelastung für das Risikoorgan Femurkopf rechts über alle Bildgebungen.

5.2 Ergebnisdarstellung HNO-Tumoren

5.2.1 Dosisverteilung anhand einer repräsentativen HNO-Patienten-Aufnahme

Analog zu der Ergebnisdarstellung der Prostata-Patienten erfolgt zunächst die Darstellung der einzelnen Bildgebungen anhand eines repräsentativen HNO-Patienten, welcher alle fünf Bildgebungsmodalitäten erhielt.

5.2.1.1 Dosisverteilung CBCT-6MV HNO

Die CBCT-6 MV Bildgebung wurde bei 11 der 53 HNO-Patienten durchgeführt. Die Anzahl der jeweiligen Aufnahmen liegt bei ein bis drei CBCT-6 MV Aufnahmen pro Patient. Die Berechnungsgrundlage der folgenden Dosiswerte stellen dabei 6,6 Monitoreinheiten dar, die durchschnittlich pro CBCT-6 MV-Aufnahme abgegeben wurden.



Abbildung 57: Darstellung der Dosisverteilung bei CBCT 6 MV-Bildgebung, HNO. Darstellung als transversaler, sagittaler sowie koronarer Schnitt.

Bei der Dosisverteilung der CBCT Bildgebungen der HNO-Patienten muss darauf verwiesen werden, dass die Gantry hierbei lediglich eine 200°-Rotation von 270° bis 110° leicht asymmetrisch oberhalb des Gesichtsschädels vollzieht. Dies gilt für alle 6 MV- und IBL-CBCT-Aufnahmen.

Wie bereits in Kapitel 5.1.1 dargestellt, weist die 6 MV-Bildgebung im Profil eine nahezu konstante Strahlenintensität auf. Dies spiegelt sich auch bei der Dosisverteilung bei den HNO-Patienten wider:

Über dem Gesichtsschädel werden somit 95% der applizierten Dosis erreicht, welche zum Körperinneren abnimmt und am Hinterhaupt noch 60% beträgt. Trotz dieses Umstandes erhält die Hälfte des abgebildeten Körpervolumens immer noch 80-100% der maximalen Dosis (siehe Abbildung 57). Dies erklärt sich durch das Strahlenprofil der 6 MV-Bildgebung, mit langsamem Tiefendosisabfall sowie 200° Gantryrotation.

5.2.1.2 Strahlenbelastung der Risikoorgane bei der CBCT 6 MV-Auswertung bei HNO-Tumoren

Bei 6,6 MU beträgt die mittlere Maximaldosis bei einer CBCT-6 MV-Bildgebung 8,4 cGy, wobei in den Risikoorganen Larynx und Stimmbänder mit je 7,4 cGy die höchste Dosis und in den Cochleae bzw. den Linsen mit je 5,6 cGy die niedrigste Dosis erreicht wird (vgl. Tabelle 20). Dies spiegelt auch das erreichte Maximum der CBCT 6 MV-Bildgebung wider, welches bei den HNO-Patienten im Schnitt im Oropharynx erreicht wird.

	Mittel (Patienten)	Std.-Abw.	Minimum	Maximum	Median	1. Quartil	3. Quartil
Max. Dosis (ges. Volumen)	8,4 cGy	2,7 cGy	3,3 cGy	13,2 cGy	8,6 cGy	7,4 cGy	9,9 cGy
Max. Dosis (Spinalkanal)	6,3 cGy	2,1 cGy	2,5 cGy	10,3 cGy	6,6 cGy	5,8 cGy	6,9 cGy
Max. Dosis (Hirnstamm)	6,2 cGy	2,0 cGy	2,6 cGy	9,8 cGy	6,6 cGy	5,5 cGy	6,7 cGy
Max. Dosis (li. Parotis)	6,9 cGy	2,2 cGy	2,8 cGy	11,2 cGy	7,4 cGy	6,1 cGy	7,6 cGy
Max. Dosis (re. Parotis)	6,7 cGy	2,1 cGy	2,7 cGy	10,8 cGy	7,0 cGy	5,9 cGy	7,3 cGy
Max. Dosis (li. Cochlea)	5,7 cGy	1,9 cGy	2,3 cGy	9,6 cGy	6,1 cGy	4,9 cGy	6,4 cGy
Max. Dosis (re. Cochlea)	5,6 cGy	1,7 cGy	2,4 cGy	9,1 cGy	5,9 cGy	5,0 cGy	6,1 cGy
Max. Dosis (li. Bulbus)	6,5 cGy	3,1 cGy	1,2 cGy	12,5 cGy	7,7 cGy	4,6 cGy	8,3 cGy
Max. Dosis (re. Bulbus)	6,0 cGy	3,1 cGy	0,8 cGy	12,4 cGy	7,4 cGy	3,2 cGy	8,1 cGy
Max. Dosis (li. Linse)	5,6 cGy	3,3 cGy	0,7 cGy	12,4 cGy	6,2 cGy	2,8 cGy	8,1 cGy
Max. Dosis (re. Linse)	6,6 cGy	3,0 cGy	0,8 cGy	12,3 cGy	7,8 cGy	4,5 cGy	8,2 cGy
Max. Dosis (Larynx)	7,4 cGy	2,4 cGy	2,8 cGy	12,3 cGy	7,7 cGy	6,5 cGy	8,2 cGy
Max. Dosis (Stimmbänder)	7,4 cGy	2,4 cGy	2,9 cGy	12,1 cGy	7,8 cGy	6,6 cGy	8,0 cGy

Tabelle 20: Dosiswerte für 6,6 MU bei CBCT 6 MV-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße bei HNO-Tumoren; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.

5.2.1.3 Dosisverteilung CBCT-IBL (FFF-1 MV) HNO

Die durchschnittliche MU-Anzahl bei der CBCT IBL-Bildgebung beträgt 5,8 MU. Bei dieser Bildgebung erhielten 45 Patienten (Gesamtkollektiv 53 Patienten) eine bis sechs Aufnahmen. Die in Tabelle 21 aufgeführten Daten beziehen sich dabei auf dieses Patientenkollektiv. Bei 8 Patienten wurde die CBCT IBL-Aufnahmen nicht genutzt.

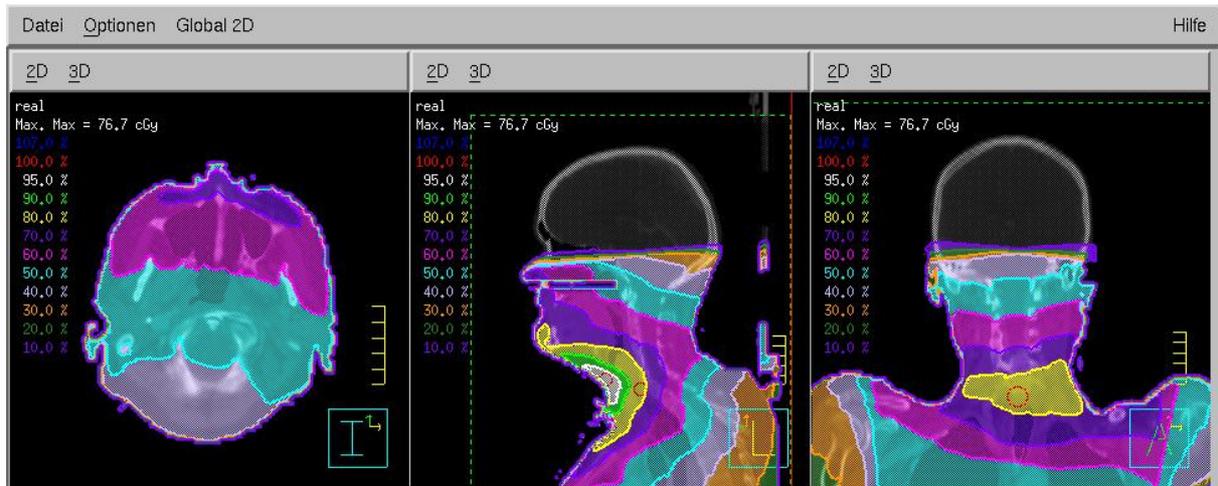


Abbildung 58: Darstellung der Dosisverteilung bei CBCT IBL-Bildgebung, HNO. Darstellung als transversaler, sagittaler sowie koronarer Schnitt.

Aufgrund der durchgeführten Teilrotation der Gantry von 200° stellt sich das Maximum der CBCT IBL-Bildgebung im Bereich des oberen Larynx ein. Wegen des konischen Strahlenprofils werden über dem Gesichtsschädel Dosiswerte von 80% der Maximaldosis erreicht, die jedoch zu den Seiten hin steiler abfallen. So betragen die lateralen Dosiswerte im Bereich der nuchalen Region 30%, welche dem kegelförmigen Intensitätsprofil mit lateralem Absinken der IBL-Bildgebung entspricht. Dieser Umstand wird insbesondere in der sagittalen Abbildung deutlich (siehe Abbildung 58).

5.2.1.4 Strahlenbelastung der Risikoorgane bei der CBCT IBL-Auswertung bei HNO-Tumoren

Bei der CBCT IBL-Bildgebung wird im Mittel über alle 45 Patienten eine maximale Strahlendosis von 6,2 cGy im gesamten Volumen erreicht. Wie in der folgenden Tabelle 21 ersichtlich, wird dabei in den unten aufgelisteten Risikoorganen im Mittel über alle 45 Patienten eine maximale Strahlenbelastung von ca. 4-6 cGy (Range von 3,5 bis 5,9 cGy) erreicht.

	Mittel (Patienten)	Std.-Abw.	Minimum	Maximum	Median	1. Quartil	3. Quartil
Max. Dosis (ges. Volumen)	6,2 cGy	2,7 cGy	1,9 cGy	17,3 cGy	5,0 cGy	4,8 cGy	7,6 cGy
Max. Dosis (Spinalkanal)	4,7 cGy	2,2 cGy	1,6 cGy	13,3 cGy	3,8 cGy	3,6 cGy	5,8 cGy
Max. Dosis (Hirnstamm)	4,1 cGy	2,0 cGy	1,2 cGy	12,6 cGy	3,5 cGy	3,2 cGy	5,0 cGy
Max. Dosis (li. Parotis)	5,1 cGy	2,3 cGy	1,6 cGy	14,9 cGy	4,2 cGy	3,9 cGy	6,2 cGy
Max. Dosis (re. Parotis)	4,8 cGy	2,2 cGy	1,5 cGy	14,0 cGy	3,9 cGy	3,7 cGy	6,0 cGy
Max. Dosis (li. Cochlea)	3,7 cGy	1,9 cGy	0,3 cGy	11,7 cGy	3,2 cGy	2,8 cGy	4,5 cGy
Max. Dosis (re. Cochlea)	3,5 cGy	1,8 cGy	0,5 cGy	11,3 cGy	3,0 cGy	2,7 cGy	4,2 cGy
Max. Dosis (li. Bulbus)	4,6 cGy	2,5 cGy	0,3 cGy	14,9 cGy	4,1 cGy	3,7 cGy	5,9 cGy
Max. Dosis (re. Bulbus)	4,5 cGy	2,4 cGy	0,3 cGy	14,5 cGy	4,0 cGy	3,5 cGy	5,8 cGy
Max. Dosis (li. Linse)	4,5 cGy	2,5 cGy	0,2 cGy	14,7 cGy	3,9 cGy	3,6 cGy	5,8 cGy
Max. Dosis (re. Linse)	5,9 cGy	2,6 cGy	0,2 cGy	17,3 cGy	4,5 cGy	3,7 cGy	6,2 cGy
Max. Dosis (Larynx)	5,8 cGy	2,6 cGy	1,9 cGy	17,3 cGy	4,9 cGy	4,5 cGy	7,1 cGy
Max. Dosis (Stimmbänder)	5,5 cGy	2,5 cGy	1,8 cGy	16,8 cGy	4,7 cGy	4,2cGy	6,7 cGy

Tabelle 21: Dosiswerte für 5,8 MU bei CBCT IBL-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße bei HNO-Tumoren; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.

5.2.1.5 Dosisverteilung CBCT 121 kV HNO

Im Unterschied zu den beiden anderen CBCT-Bildgebungen 6 MV und IBL vollzieht die Gantry bei der CBCT kV-Bildgebung eine Teilrotation von 200° unterhalb des Kopfes. So wird dabei die maximale Dosis von 90% am Os occipitale, die niedrigsten Dosiswerte von 30% über dem Viscerocranium erreicht (vgl. Abbildung 59). Dies kommt bei der CBCT kV-Bildgebung durch den schnelleren Abfall der Dosis zum Körperinneren hin zustande. Bei der Interpretation dieser prozentualen Dosiswerte muss zudem bedacht werden, dass sich diese auf ein deutlich niedrigeren Maximalwert beziehen als bei den beiden anderen CBCT-Bildgebungen (im Mittel CBCT 6 MV: 8,4 cGy; CBCT IBL: 6,4 cGy; CBCT kV: 0,9 cGy).



Abbildung 59: Darstellung der Dosisverteilung bei CBCT kV-Bildgebung, HNO. Darstellung als transversaler, sagittaler sowie koronarer Schnitt.

5.2.1.6 Strahlenbelastung der Risikoorgane bei der CBCT kV-Auswertung

Die CBCT kV-Bildgebung wurde bei 22 HNO-Patienten (Gesamtkollektiv 53 Patienten) durchgeführt. Im Mittel wurden 1032 mAs appliziert, was einer verabreichten mittleren Maximaldosis von 0,9 cGy entspricht. Gemäß der Gantryrotation unterhalb des Kopfes bei der CBCT kVision werden die höchsten Dosen von 0,6 cGy im Spinalkanal erreicht, die niedrigsten mit 0,3 cGy in beiden Bulbi (vgl. Tabelle 22). Wie in der folgenden Tabelle ersichtlich, liegen alle gemessenen Dosiswerte weit unterhalb der beiden anderen CBCT-Bildgebungen und weisen insgesamt eine sehr niedrige Varianz auf. Dieser Umstand liegt darin begründet, dass die Tiefendosisverteilung der CBCT-kV Bildgebung einen steileren Verlauf aufweist, wodurch ein deutlich schnellerer Dosisabfall zum Körperinneren hin auftritt.

	Mittel (Patienten)	Std.-Abw.	Minimum	Maximum	Median	1. Quartil	3. Quartil
Max. Dosis (ges. Volumen)	0,9 cGy	0,2 cGy	0,7 cGy	1,4 cGy	0,8 cGy	0,7 cGy	0,8 cGy
Max. Dosis (Spinalkanal)	0,6 cGy	0,1 cGy	0,5 cGy	0,9 cGy	0,5 cGy	0,5 cGy	0,6 cGy
Max. Dosis (Hirnstamm)	0,5 cGy	0,1 cGy	0,4 cGy	0,7 cGy	0,4 cGy	0,4 cGy	0,5 cGy
Max. Dosis (li. Parotis)	0,6 cGy	0,2 cGy	0,5 cGy	1,0 cGy	0,5 cGy	0,5 cGy	0,6 cGy
Max. Dosis (re. Parotis)	0,6 cGy	0,2 cGy	0,4 cGy	1,0 cGy	0,5 cGy	0,4 cGy	0,6 cGy
Max. Dosis (li. Cochlea)	0,4 cGy	0,1 cGy	0,2 cGy	0,7 cGy	0,3 cGy	0,3 cGy	0,4 cGy
Max. Dosis (re. Cochlea)	0,4 cGy	0,1 cGy	0,3cGy	0,6 cGy	0,3 cGy	0,3 cGy	0,4 cGy
Max. Dosis (li. Bulbus)	0,4 cGy	0,2 cGy	0,1 cGy	1,3 cGy	0,3 cGy	0,3 cGy	0,3 cGy
Max. Dosis (re. Bulbus)	0,3 cGy	0,2 cGy	0,1 cGy	1,3 cGy	0,3 cGy	0,3 cGy	0,3 cGy
Max. Dosis (li. Linse)	0,3 cGy	0,2 cGy	0,1 cGy	1,3 cGy	0,3 cGy	0,3 cGy	0,3 cGy
Max. Dosis (re. Linse)	0,4 cGy	0,2 cGy	0,1 cGy	1,2 cGy	0,3 cGy	0,3 cGy	0,4 cGy
Max. Dosis (Larynx)	0,4 cGy	0,2 cGy	0,2 cGy	1,2 cGy	0,4 cGy	0,3 cGy	0,4 cGy
Max. Dosis (Stimmbänder)	0,4 cGy	0,2 cGy	0,2 cGy	1,0 cGy	0,3 cGy	0,3 cGy	0,3 cGy

Tabelle 22: Dosiswerte für 1032 mAs bei CBCT kV-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße bei HNO-Tumoren; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.

5.2.1.7 Dosisverteilung der planaren Aufnahmen (anterior, left)

Die planaren Aufnahmen werden auch bei den HNO-Patienten jeweils mit einem MU von anterior und einem MU von der linken Körperseite aufgenommen. Somit werden bei dieser Bildgebung die Risikoorgane, die sich im linken Körperbereich befinden, stärker belastet als die Risikoorgane der rechten Körperregion.

5.2.1.8 Planar 6 MV (2 MU) bei HNO-Tumoren

Bei der planaren 6 MV-Bildgebung liegt das maximal erreichte Dosisvolumen bei 95% im Bereich der linken Maxilla. Aufgrund des Aufnahmemodus werden bei den planaren Bildgebungen über der rechten Auricular-Region die niedrigsten Dosisvolumenwerte von 50% der maximal applizierten Dosis gemessen. Insgesamt wird somit ein Drittel des Schädels mit 80% der Maximaldosis abgedeckt (vgl. Abbildung 60).

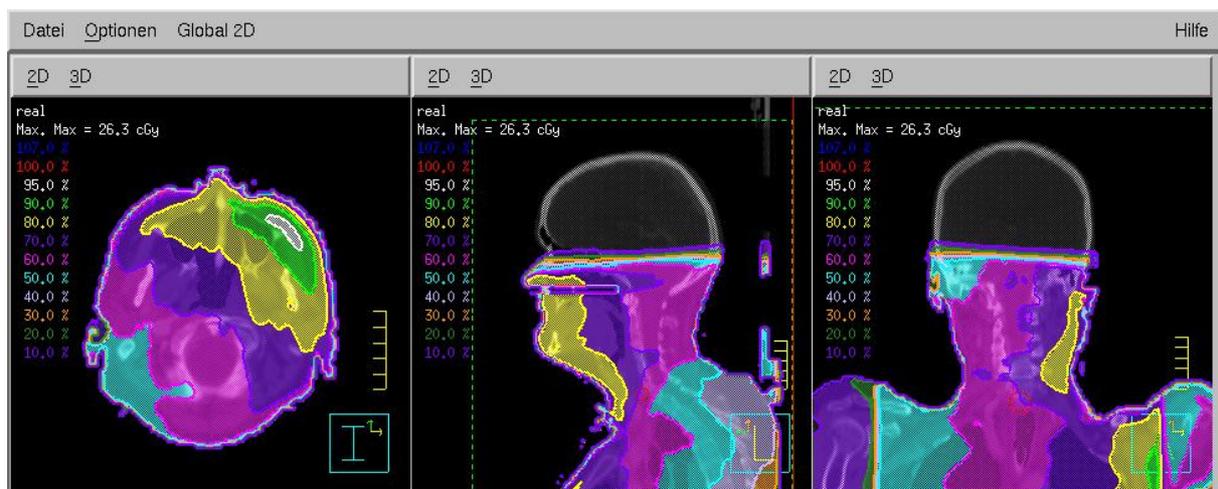


Abbildung 60: Darstellung der Dosisverteilung bei planarer 6 MV-Bildgebung, HNO. Darstellung als transversaler, sagittaler sowie koronarer Schnitt.

5.2.1.9 Strahlenbelastung der Risikoorgane bei der planaren 6 MV-Auswertung mittels 2 MU bei HNO-Tumoren

Bei der Auswertung der repräsentativen planaren 6 MV-Bildgebung mit 2 MU wird eine mittlere Maximaldosis von 2,6 cGy erreicht. Wie aus der folgenden Tabelle 23 ersichtlich, bewegen sich die maximalen Dosiswerte der Risikoorgane in einem sehr geringen Bereich von minimal 1,6 cGy (Cochlea rechts, vgl. Tabelle 23) bis maximal 2,3 cGy (Larynx und Stimmbänder, vgl. Tabelle 23).

	Mittel (Patienten)	Std.-Abw.	Minimum	Maximum	Median	1. Quartil	3. Quartil
Max. Dosis (ges. Volumen)	2,6 cGy	0,2 cGy	2,4 cGy	3,3 cGy	2,6 cGy	2,5 cGy	2,6 cGy
Max. Dosis (Spinalkanal)	1,9 cGy	0,1 cGy	1,8 cGy	2,1 cGy	2,0 cGy	1,9 cGy	2,0 cGy
Max. Dosis (Hirnstamm)	2,0 cGy	0,1 cGy	1,7 cGy	2,1 cGy	2,0 cGy	1,9 cGy	2,0 cGy
Max. Dosis (li. Parotis)	2,1 cGy	0,3 cGy	1,8 cGy	2,5 cGy	2,1 cGy	1,9 cGy	2,4 cGy
Max. Dosis (re. Parotis)	2,0 cGy	0,2 cGy	1,8 cGy	2,3 cGy	2,0 cGy	1,9 cGy	2,2 cGy
Max. Dosis (li. Cochlea)	1,9 cGy	0,4 cGy	0,2 cGy	2,1 cGy	2,0 cGy	1,9 cGy	2,0 cGy
Max. Dosis (re. Cochlea)	1,6 cGy	0,2 cGy	0,3 cGy	1,8 cGy	1,6 cGy	1,6 cGy	1,7 cGy
Max. Dosis (li. Bulbus)	2,2 cGy	0,7 cGy	0,2 cGy	2,6 cGy	2,5 cGy	2,4 cGy	2,5 cGy
Max. Dosis (re. Bulbus)	2,0 cGy	0,5 cGy	0,2 cGy	2,3 cGy	2,2 cGy	2,2 cGy	2,2 cGy
Max. Dosis (li. Linse)	2,0 cGy	0,7 cGy	0,2 cGy	2,5 cGy	2,1 cGy	2,1 cGy	2,4 cGy
Max. Dosis (re. Linse)	2,1 cGy	0,5 cGy	0,2 cGy	2,4 cGy	2,2 cGy	2,1 cGy	2,3 cGy
Max. Dosis (Larynx)	2,3 cGy	0,1 cGy	2,2 cGy	2,4 cGy	2,3 cGy	2,3 cGy	2,4 cGy
Max. Dosis (Stimmbänder)	2,3 cGy	0,1 cGy	2,0 cGy	2,4 cGy	2,3 cGy	2,2cGy	2,3 cGy

Tabelle 23: Dosiswerte für 2 MU bei planar 6 MV-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße bei HNO-Tumoren; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.

5.2.1.10 Planar IBL (2 MU) bei HNO-Tumoren

Auch bei der planar IBL-Bildgebung werden die beiden Aufnahmen (von anterior und links) mit jeweils einer Monitoreinheit aufgenommen. Aufgrund der im Verhältnis zur planar 6-MV Bildgebung niedrigeren Strahlenenergie von 1 MV fällt die Dosis schneller in der Tiefe ab. Deshalb werden im Bereich der linken Maxilla noch 70% der applizierten maximalen Dosis erreicht, während über der rechten Auricular-Region lediglich 30% der Maximaldosis ankommen (vgl. Abbildung 61, transversale Darstellung). Wie in der folgenden Abbildung 61 ersichtlich, wird bei der planar IBL-Bildgebung die Hälfte des Schädels mit 50% der Maximaldosis abgedeckt.



Abbildung 61: Darstellung der Dosisverteilung bei planarer IBL-Bildgebung, HNO. Darstellung als transversaler, sagittaler sowie koronarer Schnitt.

5.2.1.11 Strahlenbelastung der Risikoorgane bei der planaren IBL-Auswertung mittels 2 MU bei HNO-Tumoren

Bei der planaren IBL-Bildgebung liegt die mittlere Maximaldosis bei 2,3 cGy. Die maximale Dosis über die Risikoorgane befindet sich in einem engen Bereich zwischen minimal 1,1 cGy (Cochlea rechts) und maximal 2,1 cGy (Larynx) (siehe folgende Tabelle 24).

	Mittel (Patienten)	Std.-Abw.	Minimum	Maximum	Median	1. Quartil	3. Quartil
Max. Dosis (ges. Volumen)	2,3 cGy	0,1 cGy	2,2 cGy	2,7 cGy	2,3 cGy	2,2 cGy	2,4 cGy
Max. Dosis (Spinalkanal)	1,7 cGy	0,1 cGy	1,5 cGy	1,9 cGy	1,7 cGy	1,6 cGy	1,7 cGy
Max. Dosis (Hirnstamm)	1,5 cGy	0,2 cGy	1,0 cGy	1,8 cGy	1,5 cGy	1,4 cGy	1,6 cGy
Max. Dosis (li. Parotis)	1,8 cGy	0,3 cGy	1,2 cGy	2,2 cGy	1,7 cGy	1,5 cGy	2,1 cGy
Max. Dosis (re. Parotis)	1,7 cGy	0,2 cGy	1,2 cGy	2,1 cGy	1,7 cGy	1,5 cGy	1,9 cGy
Max. Dosis (li. Cochlea)	1,4 cGy	0,3 cGy	0,1 cGy	1,9 cGy	1,5 cGy	1,3 cGy	1,6 cGy
Max. Dosis (re. Cochlea)	1,1 cGy	0,2 cGy	0,2 cGy	1,4 cGy	1,1 cGy	1,0 cGy	1,2 cGy
Max. Dosis (li. Bulbus)	1,7 cGy	0,5 cGy	0,1 cGy	2,1 cGy	1,8 cGy	1,7 cGy	1,9 cGy
Max. Dosis (re. Bulbus)	1,4 cGy	0,4 cGy	0,1 cGy	1,8 cGy	1,6 cGy	1,5 cGy	1,7 cGy
Max. Dosis (li. Linse)	1,4 cGy	0,5 cGy	0,1 cGy	2,0 cGy	1,6 cGy	1,4 cGy	1,8 cGy
Max. Dosis (re. Linse)	1,7 cGy	0,5 cGy	0,1 cGy	2,3 cGy	1,7 cGy	1,5 cGy	2,1 cGy
Max. Dosis (Larynx)	2,1 cGy	0,2 cGy	1,6 cGy	2,3 cGy	2,1 cGy	1,9 cGy	2,2 cGy
Max. Dosis (Stimmbänder)	1,9 cGy	0,2 cGy	1,4 cGy	2,2 cGy	2,0 cGy	1,8 cGy	2,1 cGy

Tabelle 24: Dosiswerte für 2 MU bei planar IBL-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße bei HNO-Tumoren; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.

5.2.2 Ergebnisdarstellung im realen Fall bei HNO-Tumoren

In dem folgenden Abschnitt erfolgt die Darstellung der Strahlenbelastung im realen Fall, d.h. unter Berücksichtigung der Strahlendosis, wie die Patienten sie auch in der jeweiligen Bildgebung im Rahmen ihrer klinischen Behandlung am Universitätsklinikum des Saarlandes erhielten.

So erhielten 11 der insgesamt 53 HNO Patienten CBCT 6 MV-Aufnahmen, 45 Patienten Aufnahmen der CBCT IBL-Bildgebung und 22 Patienten CBCT kV-Aufnahmen. Die planaren Aufnahmen wurden nahezu bei allen Patienten eingesetzt. So erhielten 50 der 53 Patienten planar 6 MV-Aufnahmen und jeder der 53 HNO-Patienten die planar IBL-Bildgebung. Ein Überblick über die Anzahl der Patienten pro Bildgebung findet sich in der nachfolgenden Tabelle 25.

Bildgebung	6 MV		IBL		kV
	CBCT	planar	CBCT	planar	CBCT
Patienten-Anzahl mit dieser Bildgebung	11	50	45	53	22

***Tabelle 25:** Anzahl der HNO-Patienten, die die einzelnen Bildgebungen erhielten.*

Wie bei den Prostata-Patienten wurde auch bei den HNO-Patienten die planare kV-Bildgebung aufgrund der zu vernachlässigbaren Strahlenbelastung in der vorliegenden Arbeit nicht mitberücksichtigt. Um einen Überblick über die Gesamtzahl aller durchgeführten bildgestützten Lagerungskontrollen zu geben, erfolgt in Tabelle 26 sowie in Abbildung 62 die Darstellung aller Bildgebungen inklusive bzw. exklusive der planar kV-Aufnahmen.

Bildgebung	6 MV		IBL		kV		Σ
	CBCT	planar	CBCT	planar	CBCT	planar	
Absolute Häufigkeit	16	148	91	333	34	29	651 (incl. planar kV) 622 (excl. planar kV)

***Tabelle 26:** Absolute Häufigkeit der einzelnen Bildgebungen, inklusive/exklusive planar kV-Bildgebung bei HNO-Tumoren.*

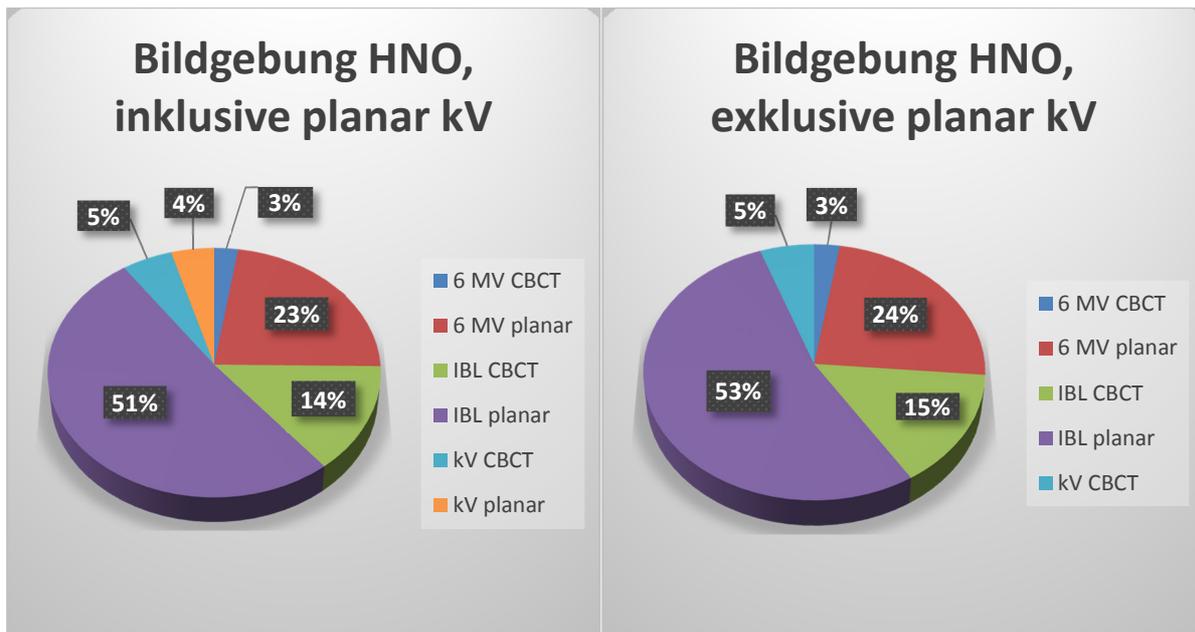


Abbildung 62: Kreisdiagramm der Bildgebungshäufigkeit aller Bildgebungen inklusive der planar kV-Bildgebung (links) sowie exklusive der planar kV-Bildgebung (rechts). Darstellung bei HNO-Tumoren. Der Anteil der einzelnen Bildgebungen ist prozentual dargestellt.

Wie aus Abbildung 62 ersichtlich, erfolgen dreiviertel aller bildgeführten Lagerungskontrollen (77%) bei den HNO-Tumoren durch die planaren Aufnahmen (planar 6-MV 46%, planar IBL 28%). Der prozentuale Anteil der CBCT IBL-Bildgebung beträgt 19%. Am seltensten werden die CBCT kV-Bildgebung mit 5% sowie die CBCT 6 MV-Bildgebung mit 2% angewandt. Insgesamt werden bei den 53 HNO-Patienten 630 bildgeführte Lagerungskontrollen durchgeführt, was einem Schnitt von ca. 12 Aufnahmen pro Patient entspricht.

5.2.2.1 Reale CBCT 6 MV-Bildgebung bei HNO-Tumoren

Im Mittel beträgt die Maximaldosis im gesamten Volumen bei der CBCT 6 MV-Bildgebung über alle Patienten 12,2 cGy bei 9,6 MU (minimal 2,7 MU, maximal 20,7 MU). Die Risikoorgane liegen in einem engen Bereich von ca. 9 cGy, wobei die minimalen Dosiswerte 0,8 cGy (Bulbus und Linse rechts) und die maximalen 25,3 cGy (Linse rechts) betragen (siehe folgende Tabelle 27). Dieser deutliche Unterschied zwischen dem Minimal- und Maximalwert im gleichen Risikoorgan liegt in der unterschiedlichen Anzahl an Aufnahmen begründet, welche die einzelnen Patienten erhielten (zwischen ein und drei Aufnahmen pro Patient, vgl. Tabelle 28).

	Mittel (Patienten)	Std.-Abw.	Minimum	Maximum	Median	1. Quartil	3. Quartil
Max. Dosis (ges. Volumen)	12,2 cGy	6,6 cGy	3,3 cGy	24,8 cGy	10,7 cGy	8,4 cGy	10,8 cGy
Max. Dosis (Spinalkanal)	9,2 cGy	5,2 cGy	2,5 cGy	20,0 cGy	7,0 cGy	6,5 cGy	10,8 cGy
Max. Dosis (Hirnstamm)	9,0 cGy	5,1 cGy	2,6 cGy	19,6 cGy	6,9 cGy	6,2 cGy	10,2 cGy
Max. Dosis (li. Parotis)	10,0 cGy	5,5 cGy	2,7 cGy	22,0 cGy	7,7 cGy	6,9 cGy	11,7 cGy
Max. Dosis (re. Parotis)	9,7 cGy	5,3 cGy	2,7 cGy	20,9 cGy	7,4 cGy	6,9 cGy	11,6 cGy
Max. Dosis (li. Cochlea)	8,4 cGy	4,7 cGy	2,4 cGy	18,8 cGy	6,5 cGy	5,9 cGy	9,9 cGy
Max. Dosis (re. Cochlea)	8,1 cGy	4,4 cGy	2,4 cGy	17,8 cGy	6,3 cGy	5,6 cGy	9,4 cGy
Max. Dosis (li. Bulbus)	9,4 cGy	7,0 cGy	1,2 cGy	24,0 cGy	8,0 cGy	4,7 cGy	12,7 cGy
Max. Dosis (re. Bulbus)	8,8 cGy	7,2 cGy	0,8 cGy	23,5 cGy	6,5 cGy	3,3 cGy	12,2 cGy
Max. Dosis (li. Linse)	8,2 cGy	7,4 cGy	0,8 cGy	25,3 cGy	4,9 cGy	3,0 cGy	12,0 cGy
Max. Dosis (re. Linse)	10,7 cGy	5,9 cGy	2,8 cGy	23,9 cGy	8,2 cGy	7,3 cGy	12,6 cGy
Max. Dosis (Larynx)	10,7 cGy	5,9 cGy	2,9 cGy	23,2 cGy	8,1 cGy	7,5 cGy	12,7 cGy

Tabelle 27: Reale Dosiswerte bei 9,6 MU bei CBCT 6 MV-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße bei HNO-Tumoren; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.

CBCT 6MV Aufnahmen pro Patient	1	2	3
Anzahl der Patienten	7	3	1

Tabelle 28: Anzahl der CBCT 6 MV-Bildgebungen bei HNO-Patienten. N=16 Aufnahmen.

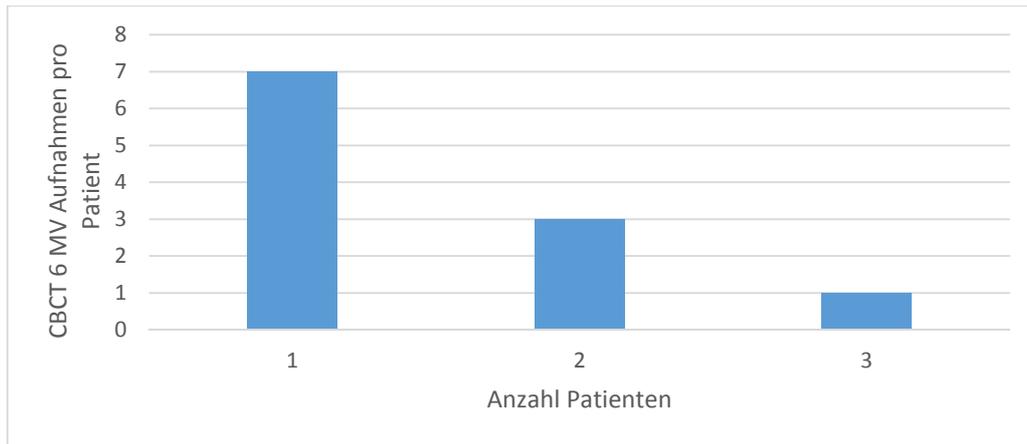


Abbildung 63: Patientenzahl pro CBCT 6 MV-Bildgebung bei HNO-Tumoren.

Neben dem großen Streubereich der Dosiswerte weist auch die Verteilung der Maximaldosen ein sehr heterogenes Verteilungsmuster auf. Es zeigt sich zum einen ein Dosisgipfel von 5-15 cGy sowie ein weiterer von 20-25 cGy (vgl. Abbildung 64).

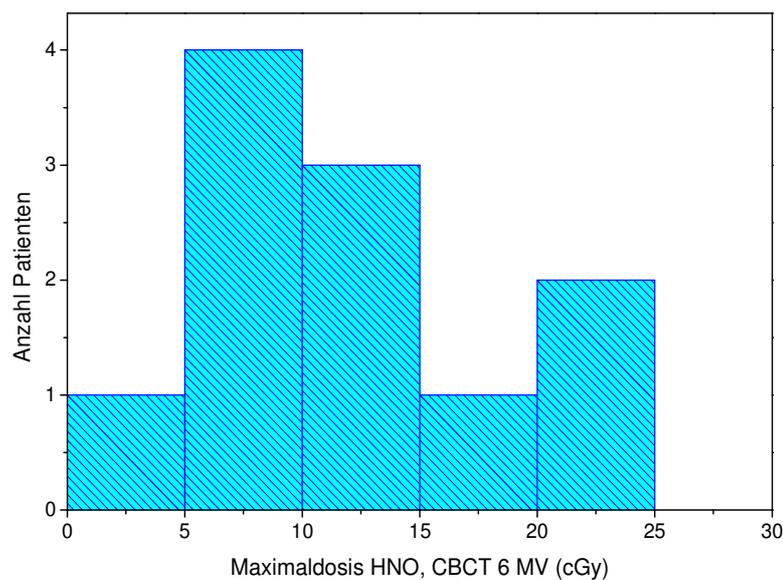


Abbildung 64: Histogramm der CBCT 6 MV-Maximaldosisverteilung im realen Fall bei HNO-Tumoren.

5.2.2.2 Reale CBCT IBL-Bildgebung bei HNO-Tumoren

Bei der CBCT IBL-Bildgebung wird im realen Fall eine mittlere Maximaldosis im gesamten Volumen von 16,3 cGy erreicht. Dabei werden zwischen einer und sechs Aufnahmen pro Patient durchgeführt (vgl. Tabelle 30). Die durchschnittliche Monitoreinheitenanzahl beträgt im realen Behandlungssetting 15,4

MU (minimal 1,8 MU, maximal 37,1 MU), mit Dosiswertewerten von minimal 0,3 cGy (beide Linsen) und maximal 34,8 cGy (Linse rechts, Larynx) (s. folgende Tabelle 29).

	Mittel (Patienten)	Std.-Abw.	Minimum	Maximum	Median	1. Quartil	3. Quartil
Max. Dosis (ges. Volumen)	16,3 cGy	10,2 cGy	1,9 cGy	37,0 cGy	14,2 cGy	7,6 cGy	24,0 cGy
Max. Dosis (Spinalkanal)	12,5 cGy	8,1 cGy	1,6 cGy	30,0 cGy	11,0 cGy	5,6 cGy	17,9 cGy
Max. Dosis (Hirnstamm)	10,9 cGy	7,5 cGy	1,2 cGy	27,8 cGy	9,7 cGy	5,1 cGy	15,5 cGy
Max. Dosis (li. Parotis)	13,8 cGy	9,1 cGy	1,6 cGy	32,8 cGy	12,4 cGy	6,7 cGy	18,7 cGy
Max. Dosis (re. Parotis)	12,7 cGy	8,6 cGy	1,5 cGy	31,3 cGy	11,7 cGy	6,0 cGy	18,0 cGy
Max. Dosis (li. Cochlea)	10,0 cGy	7,3 cGy	0,5 cGy	26,1 cGy	8,9 cGy	4,5 cGy	14,5 cGy
Max. Dosis (re. Cochlea)	9,5 cGy	6,9 cGy	0,5 cGy	24,6 cGy	8,2 cGy	4,2 cGy	14,3 cGy
Max. Dosis (li. Bulbus)	12,0 cGy	9,0 cGy	0,4 cGy	31,0 cGy	10,8 cGy	3,9 cGy	17,4 cGy
Max. Dosis (re. Bulbus)	12,0 cGy	8,9 cGy	0,4 cGy	30,2 cGy	11,2 cGy	3,8 cGy	18,0 cGy
Max. Dosis (li. Linse)	11,5 cGy	8,9 cGy	0,3 cGy	30,7 cGy	9,9 cGy	3,7 cGy	17,3 cGy
Max. Dosis (re. Linse)	13,2 cGy	9,3 cGy	0,3 cGy	34,8 cGy	11,6 cGy	5,3 cGy	19,7 cGy
Max. Dosis (Larynx)	14,3 cGy	9,9 cGy	1,7 cGy	34,8 cGy	12,3 cGy	6,2 cGy	21,5 cGy
Max. Dosis (ges. Volumen)	14,0 cGy	8,8 cGy	1,7 cGy	33,8 cGy	12,0 cGy	5,9 cGy	21,0 cGy

Tabelle 29: Reale Dosiswerte bei 15,4 MU bei CBCT IBL-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße bei HNO-Tumoren; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.

Die CBCT IBL-Bildgebung wird im realen Behandlungsfall sehr viel häufiger eingesetzt (119 Aufnahmen) als beispielsweise die CBCT 6 MV-Bildgebung (16 Aufnahmen). Daraus ergeben sich dann auch die höheren Maximaldosiswerte im gesamten Volumen von 16,3 cGy bei CBCT IBL im Vergleich zu 12,2 cGy bei CBCT 6 MV. Eine Übersicht über die Anzahl der CBCT IBL-Bildgebungen findet sich in Tabelle 30.

CBCT IBL-Aufnahmen pro Patient	1	2	3	4	5	6
Anzahl der Patienten	15	8	9	7	3	3

Tabelle 30: Anzahl der CBCT IBL-Bildgebungen bei HNO-Tumoren. N=119 Aufnahmen.

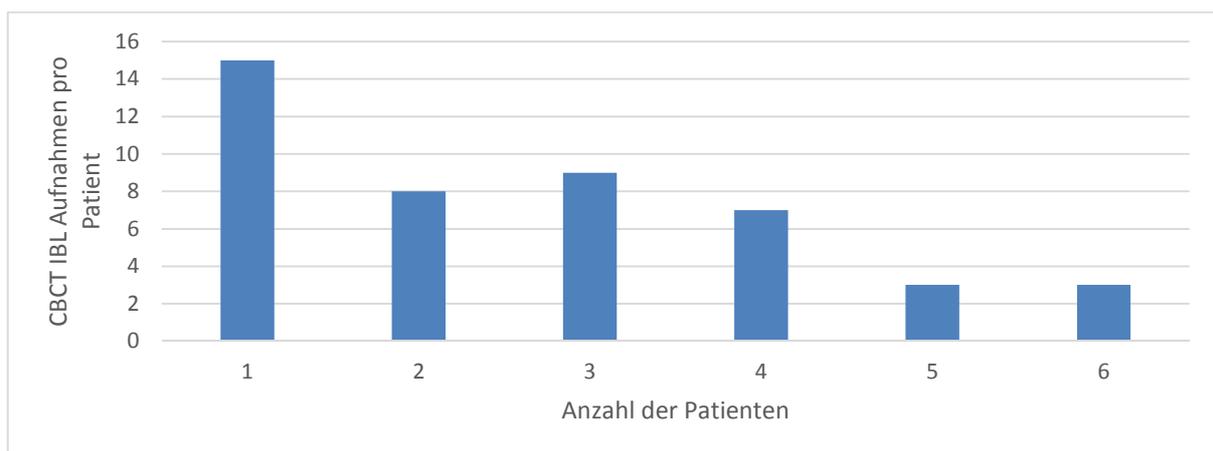


Abbildung 65: Graphische Darstellung der Patientenanzahl pro CBCT IBL-Bildgebung bei HNO-Tumoren.

Wie in der folgenden Abbildung 66 ersichtlich, lassen sich bei der Dosisverteilung der CBCT IBL-Bildgebung zwei Dosisgipfel von 0-15 cGy sowie von 30-35 cGy darstellen (s. Abbildung 66). Dieser Umstand liegt darin begründet, dass die meisten Patienten (39 von 45 Patienten) zwischen ein und vier Aufnahmen erhalten (vgl. Tabelle 30).

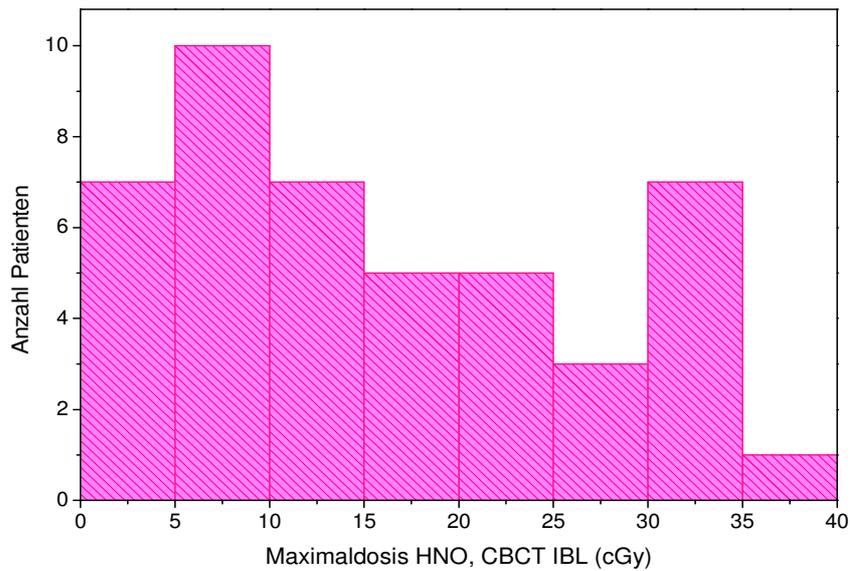


Abbildung 66: Histogramm der CBCT IBL-Maximaldosisverteilung im realen Fall bei HNO-Tumoren.

5.2.2.3 Reale CBCT kV-Bildgebung bei HNO-Tumoren

Die CBCT kV-Bildgebung wurde im realen Behandlungssetting mit 1484,7 mAs (minimal 177,0 mAs, maximal 5940,0 mAs) durchgeführt. Dabei beträgt die mittlere Maximaldosis im gesamten Volumen 1,2 cGy. Die Dosiswerte der Risikoorgane befinden sich in einem engen Bereich zwischen 0,5 cGy (Cochleae, Bulbi, Linsen, Stimmbänder) und 0,9 cGy (rechte Parotis). Die minimalen und maximalen Dosiswerte der Risikoorgane liegen zwischen 0,1 cGy (beide Linsen, Bulbi) und 3,4 cGy (Parotis rechts) (vgl. Tabelle 31).

Die meisten HNO-Patienten (19 von 22 Patienten) erhielten dabei lediglich eine CBCT kV-Aufnahme (vgl. Tabelle 32). Dadurch ergibt sich der Gipfel der maximalen Dosisverteilung bei 0-1 cGy (siehe Abbildung 68).

	Mittel (Patienten)	Std.-Abw.	Minimum	Maximum	Median	1. Quartil	3. Quartil
Max. Dosis (ges. Volumen)	1,2 cGy	0,9 cGy	0,7 cGy	4,5 cGy	0,8 cGy	0,8 cGy	1,3 cGy
Max. Dosis (Spinalkanal)	0,8 cGy	0,6 cGy	0,5 cGy	3,0 cGy	0,5 cGy	0,5 cGy	0,8 cGy
Max. Dosis (Hirnstamm)	0,6 cGy	0,5 cGy	0,4 cGy	2,5 cGy	0,4 cGy	0,4 cGy	0,7 cGy
Max. Dosis (li. Parotis)	0,8 cGy	0,6 cGy	0,5 cGy	2,9 cGy	0,5 cGy	0,5 cGy	0,9 cGy
Max. Dosis (re. Parotis)	0,9 cGy	0,7 cGy	0,5 cGy	3,4 cGy	0,6 cGy	0,5 cGy	0,9 cGy
Max. Dosis (li. Cochlea)	0,5 cGy	0,4 cGy	0,3 cGy	1,8 cGy	0,4 cGy	0,3 cGy	0,6 cGy
Max. Dosis (re. Cochlea)	0,5 cGy	0,4 cGy	0,3 cGy	1,9 cGy	0,4 cGy	0,3 cGy	0,6 cGy
Max. Dosis (li. Bulbus)	0,5 cGy	0,4 cGy	0,1 cGy	1,7 cGy	0,3 cGy	0,3 cGy	0,5 cGy
Max. Dosis (re. Bulbus)	0,5 cGy	0,4 cGy	0,1 cGy	1,9 cGy	0,3 cGy	0,3 cGy	0,5 cGy
Max. Dosis (li. Linse)	0,5 cGy	0,4 cGy	0,1 cGy	1,6 cGy	0,3 cGy	0,3 cGy	0,5 cGy
Max. Dosis (re. Linse)	0,5 cGy	0,4 cGy	0,1 cGy	1,8 cGy	0,3 cGy	0,3 cGy	0,5 cGy
Max. Dosis (Larynx)	0,6 cGy	0,3 cGy	0,3 cGy	1,4 cGy	0,4 cGy	0,4 cGy	0,7 cGy
Max. Dosis (ges. Volumen)	0,5 cGy	0,3 cGy	0,2 cGy	1,2 cGy	0,3 cGy	0,3 cGy	0,6 cGy

Tabelle 31: Reale Dosiswerte bei 1484,7 mAs bei CBCT kV-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße bei HNO-Tumoren; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.

CBCT kV-Aufnahmen pro Patient	1	2	3	4	5	6
Anzahl der Patienten	19	0	1	1	0	1

Tabelle 32: Anzahl der CBCT kV-Bildgebungen bei HNO-Tumoren. N=22 Aufnahmen.

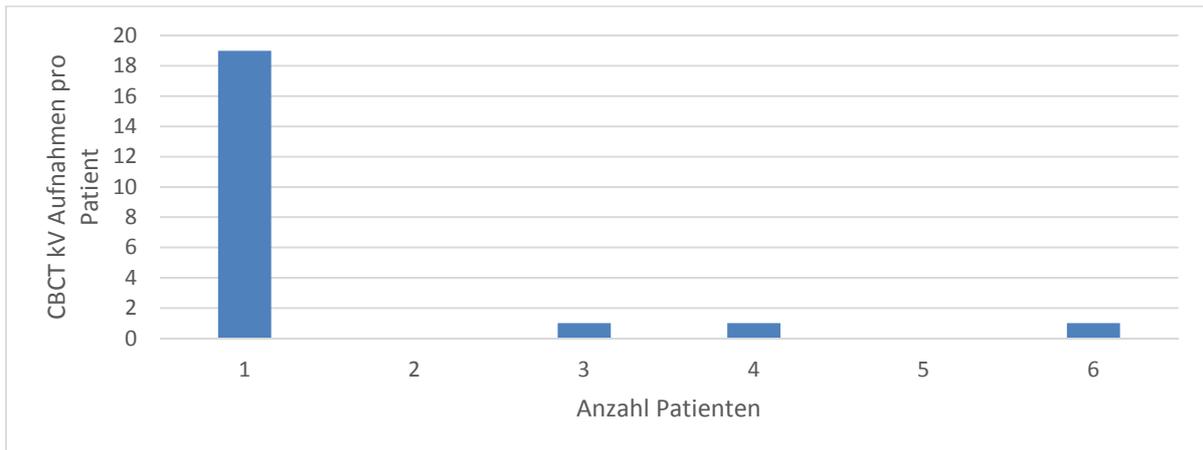


Abbildung 67: Graphische Darstellung der Patientenanzahl pro CBCT kV-Bildgebung bei HNO-Tumoren.

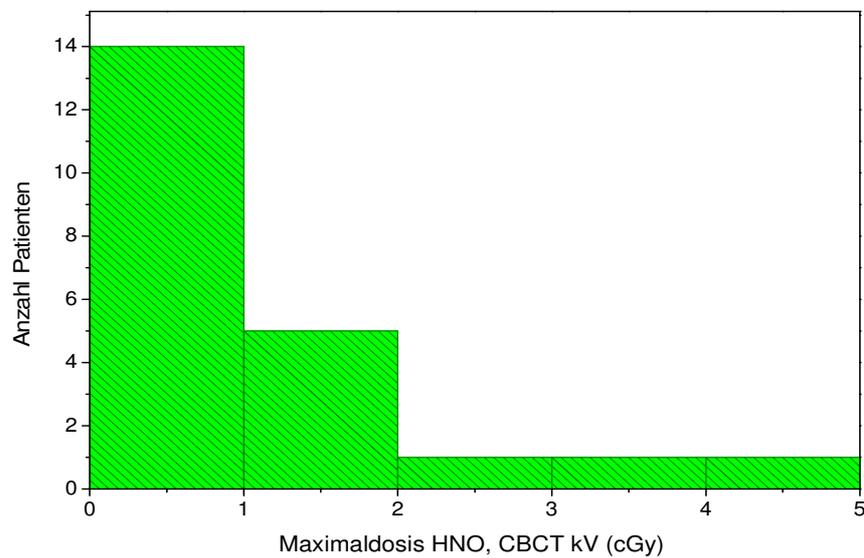


Abbildung 68: Histogramm der CBCT kV-Maximaldosisverteilung im realen Fall bei HNO-Tumoren.

5.2.2.4 Reale planar 6 MV-Bildgebung bei HNO-Tumoren

Die planar 6 MV-Aufnahmen werden im klinischen Alltag am häufigsten eingesetzt. In dem hier untersuchten Kollektiv erhielten 50 der 53 HNO-Patienten insgesamt 174 planar 6 MV-Aufnahmen. Dabei wurde ein mittlerer Maximalwert im gesamten Volumen von 8,3 cGy erreicht (6,3 MU; minimal 1 MU, maximal 23 MU). Auch bei den HNO-Patienten erkennt man eine stärkere Strahlenbelastung über der linken Körperseite (ca. 1,0 cGy links > rechts). Das am stärksten belastete Risikoorgan ist die linke Parotis mit 7,4 cGy, gefolgt vom Larynx mit 7,3 cGy (s. Tabelle 33).

Bei den meisten der Patienten wurden ein bis drei Aufnahmen durchgeführt (32 von 50 Patienten). Wie in der folgenden Tabelle 34 ersichtlich, erfolgten bei 2 Patienten auch elf und dreizehn Aufnahmen.

Aufgrund dieser im Durchschnitt niedrigen Aufnahmeanzahl, trotz der oben genannten 2 Patienten mit deutlich höherfrequenten Bildgebungen, ergibt sich im Gesamtkollektiv bei der planar 6 MV-Bildgebung ein Dosisgipfel bei 0-10 cGy (siehe Abbildung 70).

	Mittel (Patienten)	Std.-Abw.	Minimum	Maximum	Median	1. Quartil	3. Quartil
Max. Dosis (ges. Volumen)	8,3 cGy	5,9 cGy	1,3 cGy	29,6 cGy	7,0 cGy	4,5 cGy	10,8 cGy
Max. Dosis (Spinalkanal)	6,1 cGy	4,2 cGy	0,9 cGy	21,0 cGy	5,3 cGy	3,1 cGy	7,9 cGy
Max. Dosis (Hirnstamm)	6,2 cGy	4,4 cGy	1,0 cGy	23,7 cGy	5,1 cGy	3,3 cGy	7,9 cGy
Max. Dosis (li. Parotis)	7,4 cGy	5,4 cGy	1,0 cGy	27,4 cGy	6,5 cGy	3,8 cGy	9,6 cGy
Max. Dosis (re. Parotis)	6,0 cGy	4,1 cGy	1,0 cGy	20,8 cGy	5,2 cGy	3,2 cGy	7,8 cGy
Max. Dosis (li. Cochlea)	5,9 cGy	4,4 cGy	0,6 cGy	22,3 cGy	5,1 cGy	2,8 cGy	7,8 cGy
Max. Dosis (re. Cochlea)	5,0 cGy	3,7 cGy	0,8 cGy	19,0 cGy	4,1 cGy	2,6 cGy	6,9 cGy
Max. Dosis (li. Bulbus)	6,7 cGy	5,0 cGy	0,6 cGy	28,7 cGy	5,7 cGy	2,9 cGy	10,0 cGy
Max. Dosis (re. Bulbus)	6,1 cGy	4,4 cGy	0,7 cGy	25,6 cGy	5,1 cGy	2,9 cGy	8,9 cGy
Max. Dosis (li. Linse)	6,2 cGy	5,0 cGy	0,5 cGy	28,3 cGy	5,0 cGy	2,4 cGy	9,1 cGy
Max. Dosis (re. Linse)	5,6 cGy	4,2 cGy	0,5 cGy	24,5 cGy	4,4 cGy	2,5 cGy	7,2 cGy
Max. Dosis (Larynx)	7,3 cGy	5,2 cGy	1,2 cGy	26,6 cGy	6,8 cGy	3,6 cGy	9,4 cGy
Max. Dosis (ges. Volumen)	7,1 cGy	5,0 cGy	1,1 cGy	25,7 cGy	6,3 cGy	3,5 cGy	9,2 cGy

Tabelle 33: Reale Dosiswerte bei 6,3 MU bei planar 6 MV-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße bei HNO-Tumoren; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.

Planar 6 MV- Aufnahmen pro Patient	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Anzahl der Patienten	7	13	12	6	5	3	2	0	0	0	1	0	1

Tabelle 34: Anzahl der planar 6 MV-Bildgebung bei HNO-Tumoren. N=174 Aufnahmen.

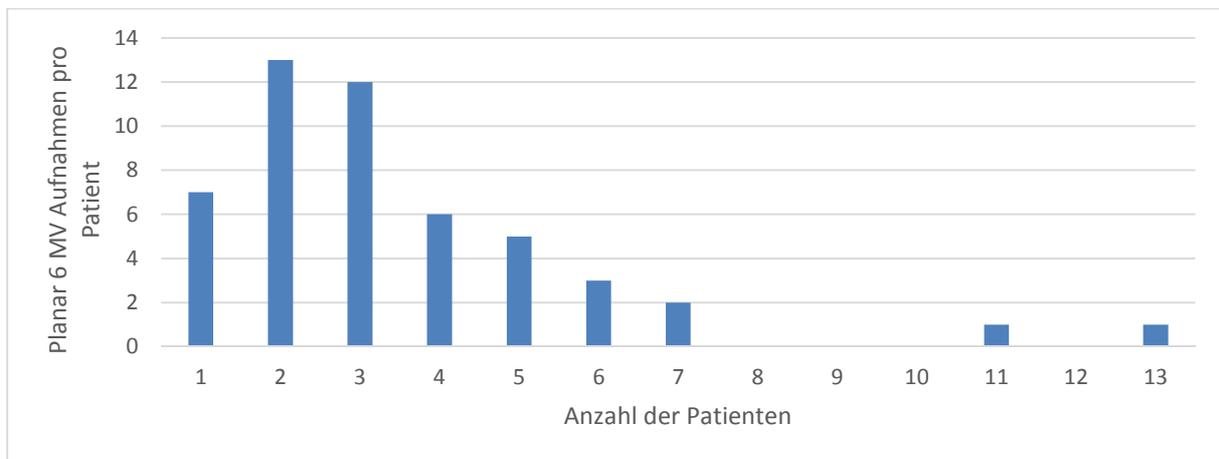


Abbildung 69: Graphische Darstellung der Patientenzahl pro planar 6 MV-Bildgebung bei HNO-Tumoren.

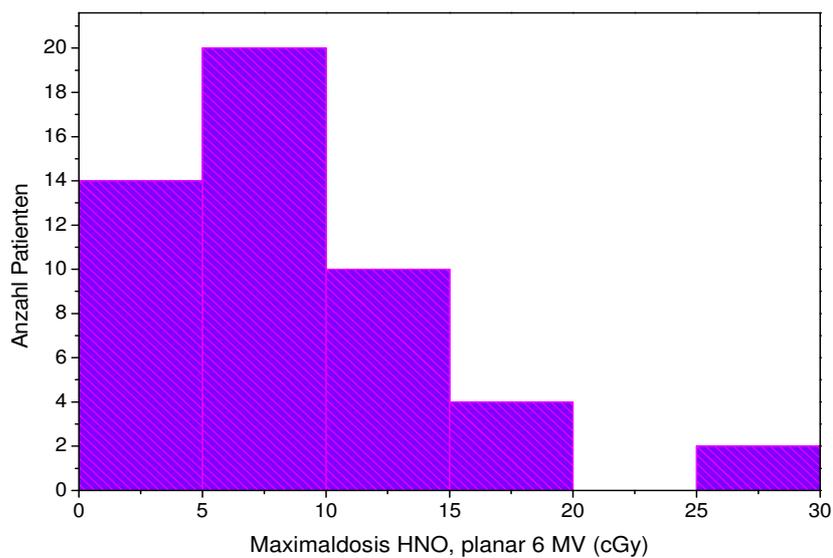


Abbildung 70: Histogramm der planaren 6 MV-Maximaldosisverteilung im realen Fall bei HNO-Tumoren.

5.2.2.5 Reale planar IBL-Bildgebung bei HNO-Tumoren

Der mittlere maximale Dosiswert im gesamten Volumen bei der planar IBL-Bildgebung beträgt 13,2 cGy (11,3 MU; minimal 1 MU, maximal 26 MU). Das Risikoorgan mit der höchsten Strahlenbelastung ist die linke Parotis (11,9 cGy), wobei der Streubereich in einem engen Bereich zwischen minimal 6,3 cGy (Cochlea rechts) und maximal 11,9 cGy (Parotis links) liegt. Auch bei dieser Bildgebung lässt sich ein Einfluss der Strahlungsrichtung erkennen, da die Risikoorgane der linken Körperseite bis zu 3,3 cGy mehr Dosis als die der rechten Körperseite erhalten (vgl. Tabelle 35, Parotis links/rechts).

Die 53 HNO-Patienten erhielten im Schnitt ca. vier bis sieben planare IBL-Aufnahmen (vgl. Tabelle 36).

Die Dosiswerte weisen bei der planar IBL-Bildgebung eine gleichmäßigere Verteilung auf, mit einem Maximum der Dosisverteilung bei 10-15 cGy (siehe Abbildung 72).

	Mittel (Patienten)	Std.-Abw.	Minimum	Maximum	Median	1. Quartil	3. Quartil
Max. Dosis (ges. Volumen)	13,2 cGy	6,4 cGy	1,4 cGy	28,6 cGy	12,5 cGy	8,9 cGy	16,7 cGy
Max. Dosis (Spinalkanal)	9,6 cGy	4,7 cGy	0,9 cGy	20,8 cGy	9,1 cGy	6,5 cGy	12,3 cGy
Max. Dosis (Hirnstamm)	8,5 cGy	4,3 cGy	0,7 cGy	20,8 cGy	8,3 cGy	5,8 cGy	10,9 cGy
Max. Dosis (li. Parotis)	11,9 cGy	5,9 cGy	1,0 cGy	28,3 cGy	11,6 cGy	8,5 cGy	14,4 cGy
Max. Dosis (re. Parotis)	8,6 cGy	4,2 cGy	0,9 cGy	19,0 cGy	8,3 cGy	5,8 cGy	11,1 cGy
Max. Dosis (li. Cochlea)	8,3 cGy	4,4 cGy	0,4 cGy	19,9 cGy	7,5 cGy	5,9 cGy	11,0 cGy
Max. Dosis (re. Cochlea)	6,3 cGy	3,3 cGy	0,5 cGy	16,0 cGy	6,2 cGy	4,1 cGy	7,9 cGy
Max. Dosis (li. Bulbus)	9,4 cGy	5,4 cGy	0,2 cGy	24,5 cGy	8,9 cGy	5,8 cGy	12,3 cGy
Max. Dosis (re. Bulbus)	8,2 cGy	4,7 cGy	0,3 cGy	21,1 cGy	8,0 cGy	5,1 cGy	10,9 cGy
Max. Dosis (li. Linse)	8,8 cGy	5,6 cGy	0,1 cGy	23,8 cGy	8,5 cGy	5,1 cGy	11,9 cGy
Max. Dosis (re. Linse)	7,5 cGy	4,6 cGy	0,1 cGy	20,1 cGy	7,2 cGy	4,1 cGy	10,1 cGy
Max. Dosis (Larynx)	11,5 cGy	5,6 cGy	1,2 cGy	25,1 cGy	12,3 cGy	7,8 cGy	15,3 cGy
Max. Dosis (ges. Volumen)	10,8 cGy	5,3 cGy	1,1 cGy	24,0 cGy	10,6 cGy	7,0 cGy	14,0 cGy

Tabelle 35: Reale Dosiswerte bei 11,3 MU bei planar IBL-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße bei HNO-Tumoren; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.

Planar IBL-Aufnahmen pro Patient	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Anzahl der Patienten	4	2	3	6	9	6	9	4	3	2	1	2	1

Tabelle 36: Anzahl der planar IBL-Bildgebung bei HNO-Tumoren. N=312 Aufnahmen.

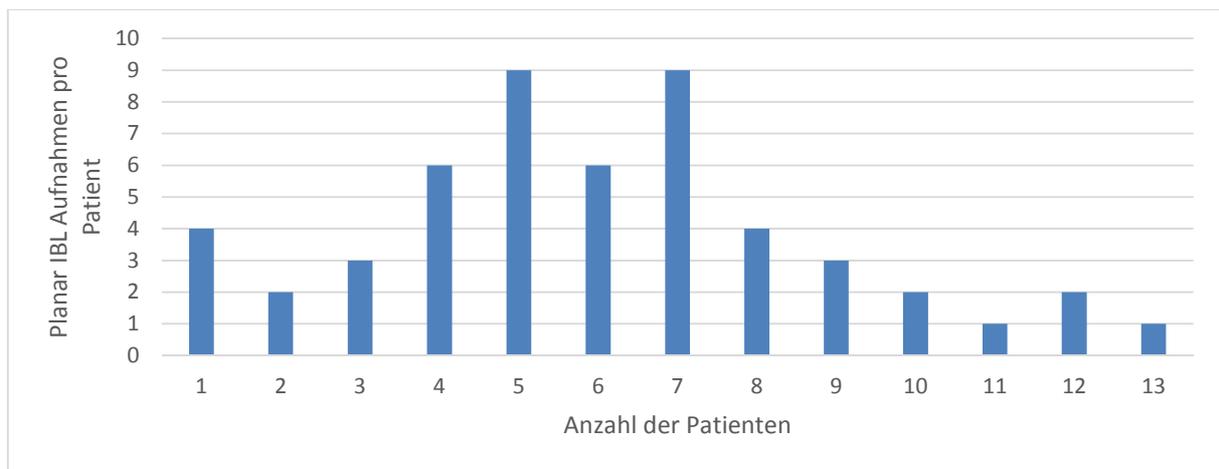


Abbildung 71: Graphische Darstellung der Patientenanzahl pro planar IBL-Bildgebung bei HNO-Tumoren.

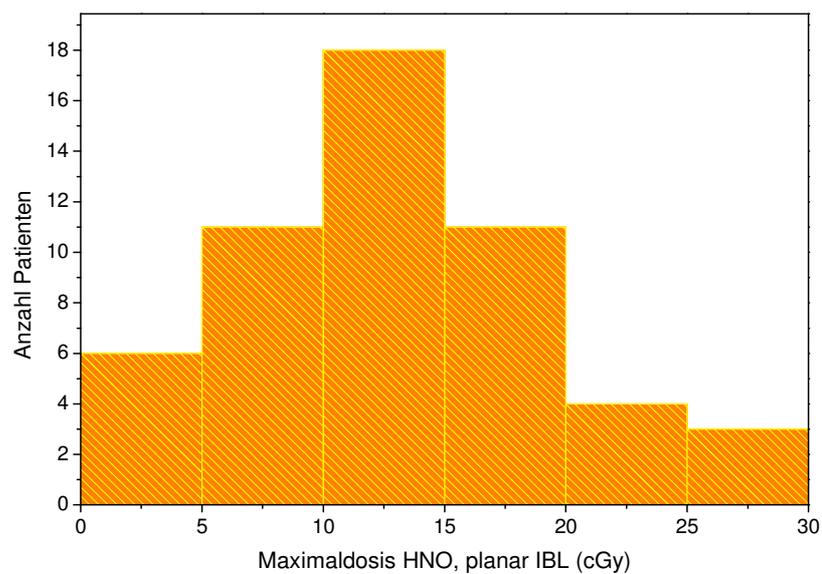


Abbildung 72: Histogramm der planar IBL-Maximaldosisverteilung im realen Fall bei HNO-Tumoren.

5.2.3 Vergleich CBCT versus planare Aufnahmen bei HNO-Tumoren

Die vorangegangene Auswertung der durchgeführten Bildgebungen hat gezeigt, dass die Risikoorgane der linken Körperseite bei den planaren Aufnahmen eine höhere Dosis aufweisen als bei den CBCT-Bildgebungen. Exemplarisch seien an dieser Stelle die Parotiden aufgeführt, an denen sich diese höhere Strahlenbelastung am deutlichsten ablesen lässt.

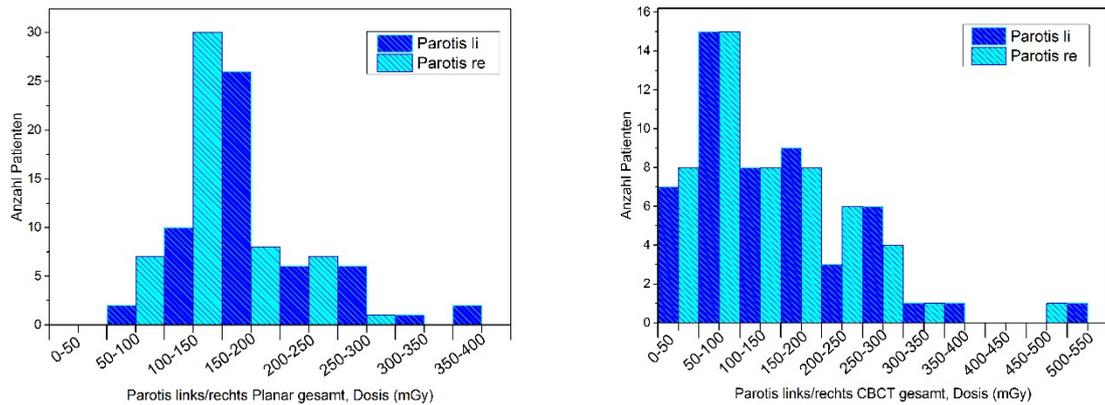


Abbildung 73: Histogramm der Parotis links/rechts bei planar-gesamt (links) und CBCT-gesamt (rechts).

Anhand der Abbildung 73 erkennt man, dass die Strahlenbelastung bei den CBCT-Aufnahmen zwischen den paarigen Risikoorganen ausgeglichener ist. Bei den planaren Aufnahmen erhält die rechte Parotis im Dosisbereich von 0-15 cGy eine höhere Dosis. Im höheren Dosisbereich nimmt jedoch die Strahlenbelastung der linken Parotis deutlicher zu. So ist die Strahlenbelastung der rechten Parotis ab einem Dosiswert von 25 cGy und größer deutlich geringer als die der linken.

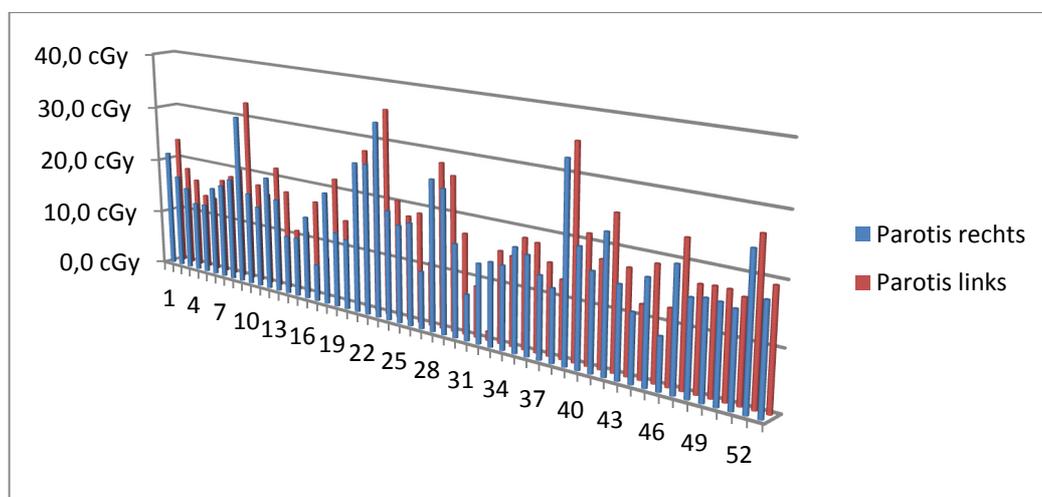


Abbildung 74: 3-D Histogramm der rechten versus linken Parotis bei planarer Bildgebung.

5.2.4 Gesamte Strahlenbelastung über alle Bildgebungen bei HNO-Tumoren

Nach der Darstellung der einzelnen Bildgebungen erfolgt nun an dieser Stelle die Betrachtung der Summe aller Bildgebungen, wie sie im tatsächlichen Fall an den Patienten durchgeführt wurden. Hier kommt sowohl die unterschiedliche Häufigkeit als auch die unterschiedliche Dosisverteilung zum Tragen.

Abbildung 75 führt die prozentuale Häufigkeit der durchgeführten Bildgebungen jedes einzelnen Patienten auf (exklusive der CBCT kV-Aufnahmen). Hierbei kommen auch die interindividuellen Unterschiede beim Ablauf der bildgeführten Lagerungskontrollen zum Vorschein.

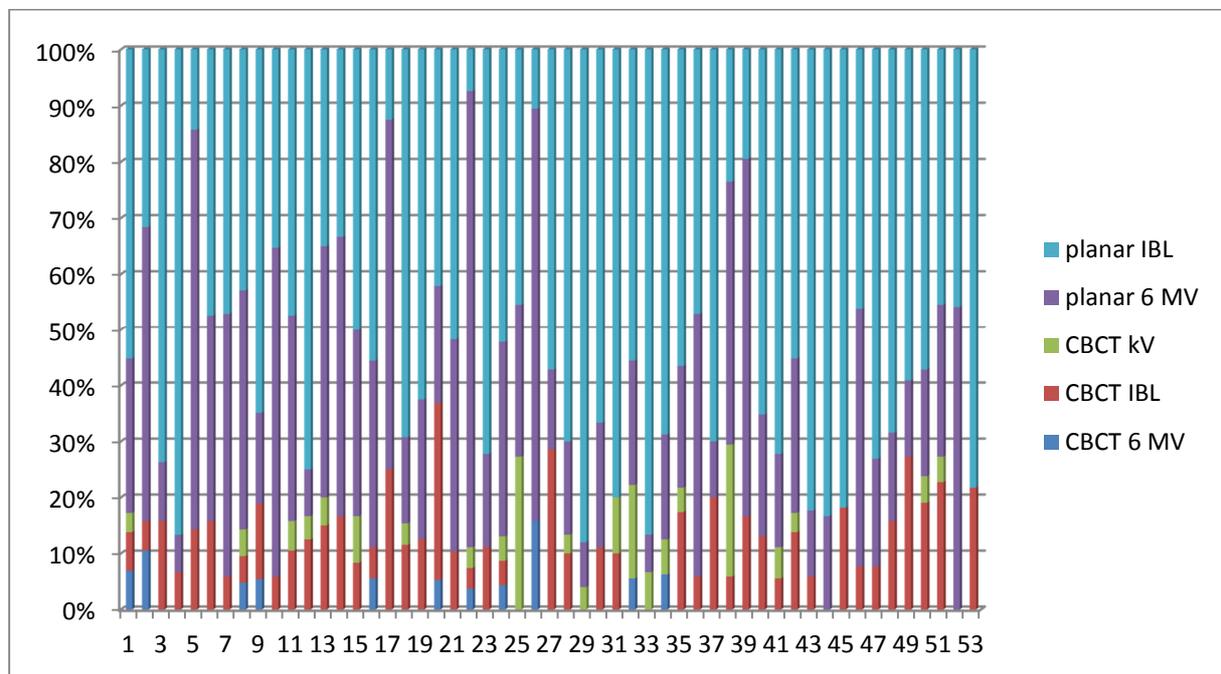


Abbildung 75: Darstellung der prozentualen Häufigkeit der Einzelbildgebungen am Gesamtanteil aller Bildgebungen pro Patient bei HNO-Tumoren.

In der folgenden Abbildung 76 wird die Anzahl der Einzelbildgebungen pro Patient im realen Fall graphisch dargestellt. Während der Großteil der Patienten während ihrer strahlentherapeutischen Behandlung im Durchschnitt 10-25 bildgeführte Lagerungskontrollen erhielt, wurden bei drei Patienten über 35 Bildgebungen und bei zweien weniger als 10 Aufnahmen durchgeführt.

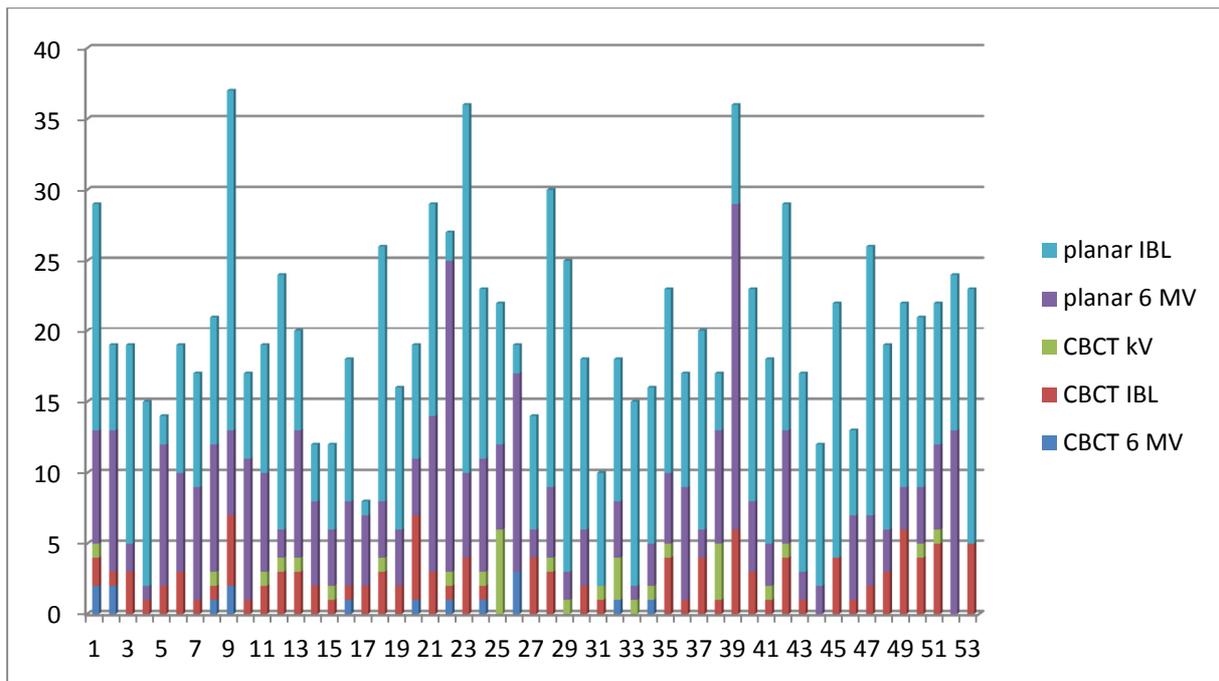


Abbildung 76: Darstellung der absoluten Häufigkeit der Einzelbildgebungen in Bezug auf die Gesamtbildgebung pro Patient bei HNO-Tumoren.

Aus der nachfolgenden Abbildung 77 wird deutlich, dass die individuellen Dosiswerte sich über alle Patienten relativ ausgewogen aus den Bildgebungen zusammensetzten, wobei der Beitrag der planaren- und CBCT-IBL-Aufnahmen und der planaren 6 MV-Aufnahmen überwiegt.

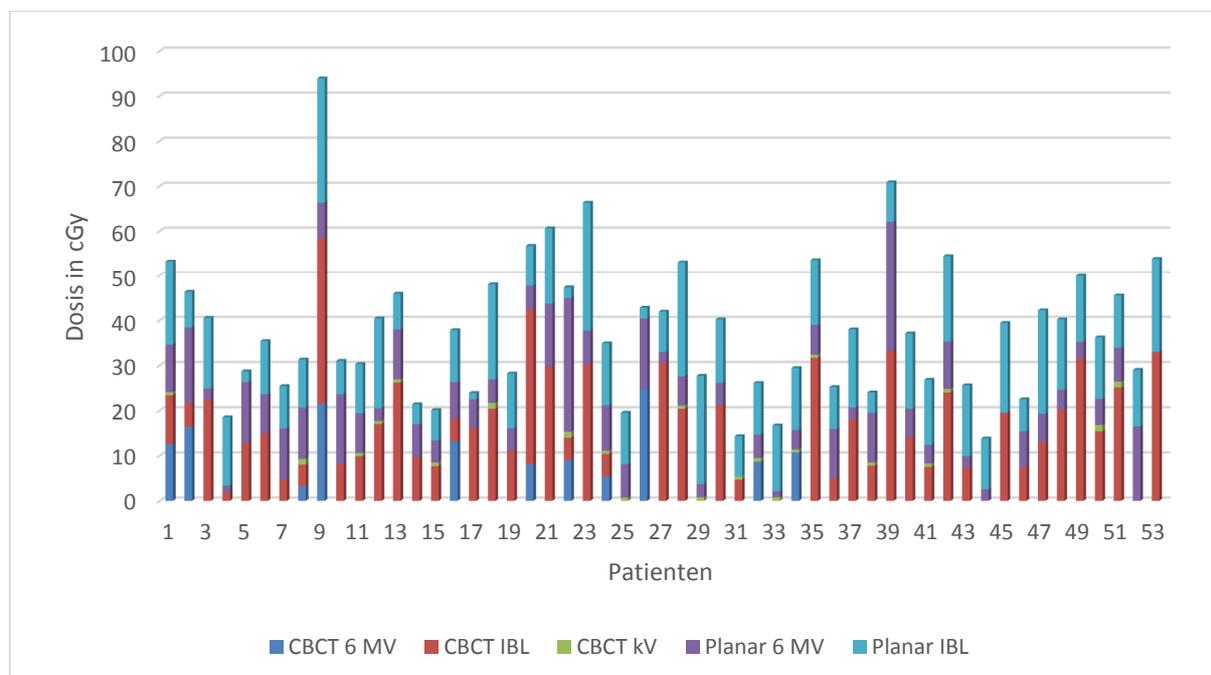


Abbildung 77: Darstellung des Dosisbeitrages jeder Einzelbildgebung pro Patient bei HNO-Tumoren.

Bei den HNO-Patienten zeigt sich, dass im Rahmen der Lagerungskontrollen der Anteil der planaren Bildgebungen den der CBCT-Bildgebungen deutlich überwiegt bzw. bei einzelnen Patienten (N=2) ausschließlich angewandt wurde (s. Abbildung 78).

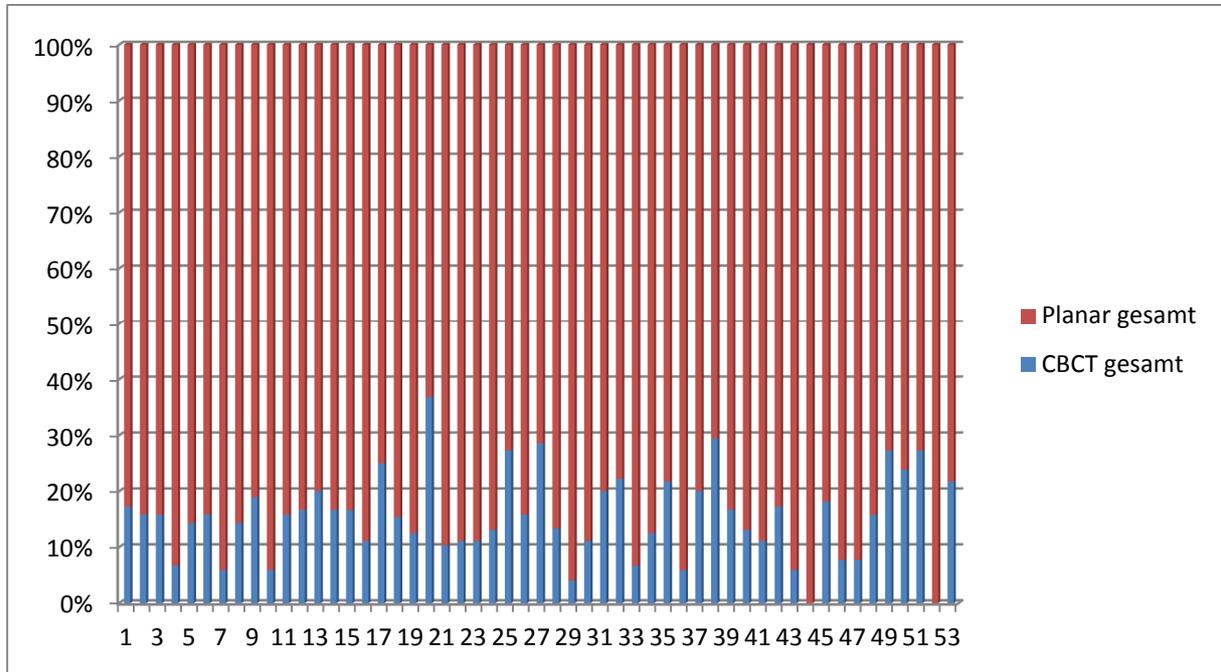


Abbildung 78: Darstellung der prozentualen Häufigkeit der CBCT- (blau) und der planaren- (rot) Bildgebung an der Gesamtbildgebung pro Patient bei HNO-Tumoren.

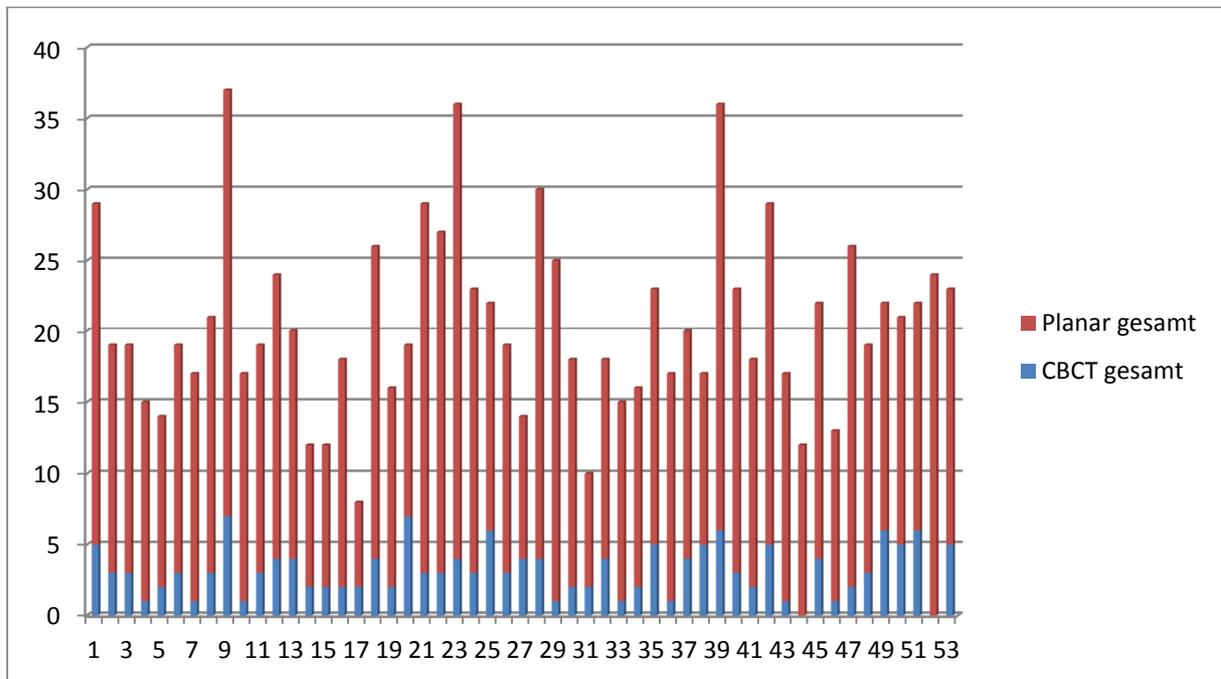


Abbildung 79: Darstellung der Anzahl der CBCT- (blau) und der planaren- (rot) Aufnahmen an der Gesamtbildgebung pro Patient bei HNO-Tumoren.

Obwohl der Anteil der planaren Bildgebungen den der CBCT-Bildgebungen deutlich überwiegt, wird aus der nachfolgenden Abbildung 80 jedoch ersichtlich, dass der größte Anteil an der gesamten Dosisbelastung durch die CBCT-Aufnahmen zustande kommt. Dieser Umstand ist in der höheren Strahlenbelastung der Cone beam-Bildgebungen begründet.

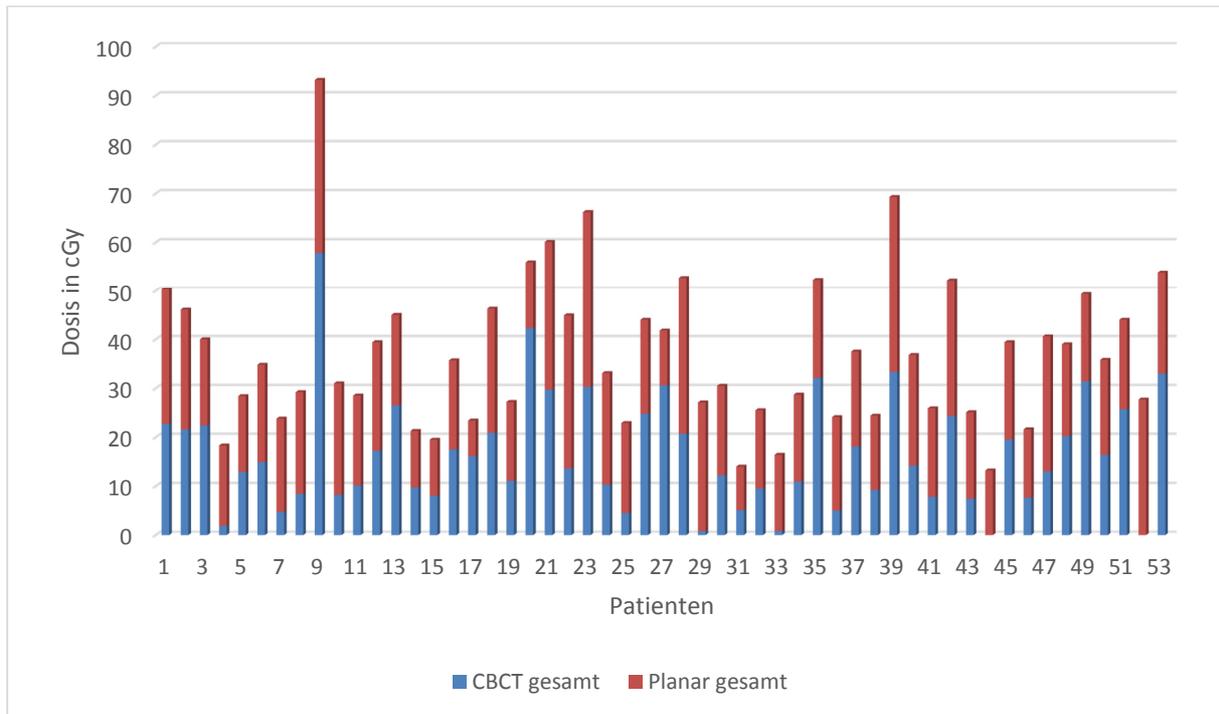


Abbildung 80: Darstellung der Dosisbelastung durch die CBCT-Gesamt-Bildgebung (blau) sowie durch die planar-Gesamt-Bildgebung (rot) pro Patient bei HNO-Tumoren.

Insgesamt wird bei den HNO-Patienten über die gesamten Bildgebungen eine mittlere maximale Strahlendosis von 36,4 cGy erreicht. Dabei hat der Patient mit der niedrigsten Dosisbelastung einen Dosiswert von 13,3 cGy und der Patient mit der höchsten Dosisbelastung einen Dosiswert von 92,0 cGy erreicht. Über alle Patienten hinweg stellt der Larynx mit 31,8 cGy das Risikoorgan mit der stärksten Strahlenbelastung dar, dicht gefolgt von den anderen Risikoorganen in einem engen Dosisbereich unterhalb dieses Wertes (vgl. Tabelle 37). Innerhalb der einzelnen Risikoorgane ist wiederum eine große Spannweite der einzelnen Werte erkennbar. So liegt der minimal erreichte Dosiswert bei 1,1 cGy (beide Linsen), der maximale Dosiswert bei 86,8 cGy (Larynx und Hirnstamm). Dieser große Unterschied in der verabreichten Dosis erklärt sich durch die Tatsache, dass pro Patient eine unterschiedliche Anzahl bzw. verschiedene Bildgebungen durchgeführt wurden.

	Mittel (Patienten)	Std.-Abw.	Minimum	Maximum	Median	1. Quartil	3. Quartil
Max. Dosis (ges. Volumen)	36,4 cGy	15,3 cGy	13,3 cGy	92,0 cGy	35,4 cGy	24,9 cGy	44,8 cGy
Max. Dosis (Spinalkanal)	27,7 cGy	11,8 cGy	10,2 cGy	71,7 cGy	26,7 cGy	18,4 cGy	33,8 cGy
Max. Dosis (Hirnstamm)	29,2 cGy	13,6 cGy	9,9 cGy	86,8 cGy	26,6 cGy	19,2 cGy	35,4 cGy
Max. Dosis (li. Parotis)	30,0 cGy	13,3 cGy	10,2 cGy	83,1 cGy	27,4 cGy	20,0 cGy	37,6 cGy
Max. Dosis (re. Parotis)	28,8 cGy	12,7 cGy	10,2 cGy	78,5 cGy	26,6 cGy	19,7 cGy	35,5 cGy
Max. Dosis (li. Cochlea)	23,6 cGy	11,3 cGy	1,4 cGy	64,9 cGy	21,5 cGy	16,6 cGy	29,5 cGy
Max. Dosis (re. Cochlea)	20,1 cGy	10,0 cGy	1,8 cGy	57,2 cGy	18,9 cGy	13,7 cGy	25,2 cGy
Max. Dosis (li. Bulbus)	26,8 cGy	14,2 cGy	1,3 cGy	75,0 cGy	24,1 cGy	18,6 cGy	34,9 cGy
Max. Dosis (re. Bulbus)	24,9 cGy	12,7 cGy	1,5 cGy	69,5 cGy	22,0 cGy	17,2 cGy	32,2 cGy
Max. Dosis (li. Linse)	25,6 cGy	15,2 cGy	1,1 cGy	74,3 cGy	23,0 cGy	16,1 cGy	34,4 cGy
Max. Dosis (re. Linse)	26,3 cGy	14,7 cGy	1,1 cGy	75,0 cGy	23,4 cGy	17,5 cGy	34,8 cGy
Max. Dosis (Larynx)	31,8 cGy	14,0 cGy	11,3 cGy	86,8 cGy	29,3 cGy	21,2 cGy	39,6 cGy
Max. Dosis (ges. Volumen)	31,2 cGy	13,9 cGy	10,4 cGy	84,2 cGy	29,4 cGy	20,8 cGy	39,6 cGy

Tabelle 37: Alle Bildgebungen mit Darstellung der Gesamtdosiswerte sowie der Lage- und Streumaße bei HNO-Tumoren; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.

Die Mehrzahl der Patienten befindet sich in einem Dosisbereich zwischen 20 und 50 cGy. Nur ein geringer Teil der Patienten liegt oberhalb- bzw. unterhalb dieses Dosisbereiches (Abbildung 81).

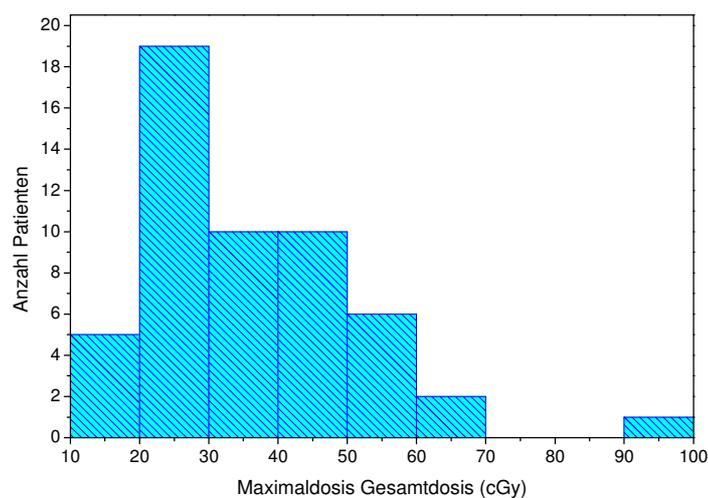


Abbildung 81: Histogramm der maximalen Dosis über alle Bildgebungen bei HNO-Tumoren.

Betrachtet man die mittlere Maximaldosis der einzelnen Risikoorgane, so erkennt man, dass die Werte in einem Dosisbereich von 20-35 cGy streuen. Dabei werden Werte von minimal ca. 1 cGy und maximal ca. 90 cGy erreicht (siehe Abbildung 82).

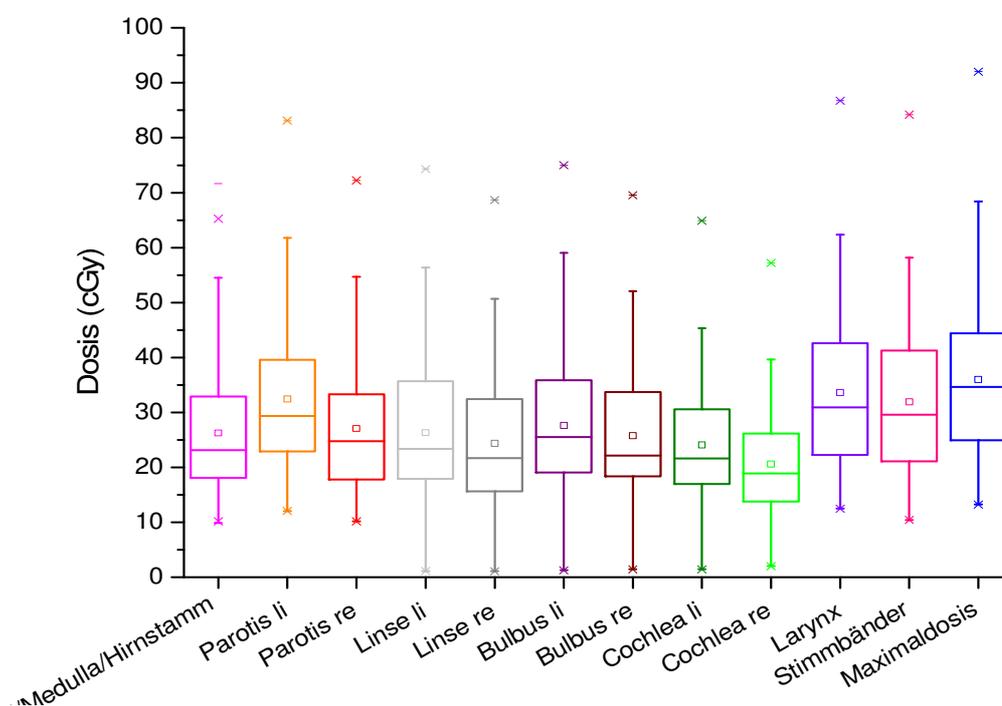


Abbildung 82: Boxplot über die Maximaldosis aller Risikoorgane für die gesamte Bildgebung bei HNO-Tumoren.

In Bezug auf die Dosisverteilung der einzelnen Risikoorgane erkennt man, dass die mittlere Maximaldosis bei allen Risikoorganen in einem Bereich von 10-40 cGy liegt (vgl. Abbildung 83-96).

Bei dem Spinalkanal/Hirnstamm liegt die mittlere Maximaldosis bei Werten zwischen 10 bis 30 cGy (vgl. Abbildung 83).

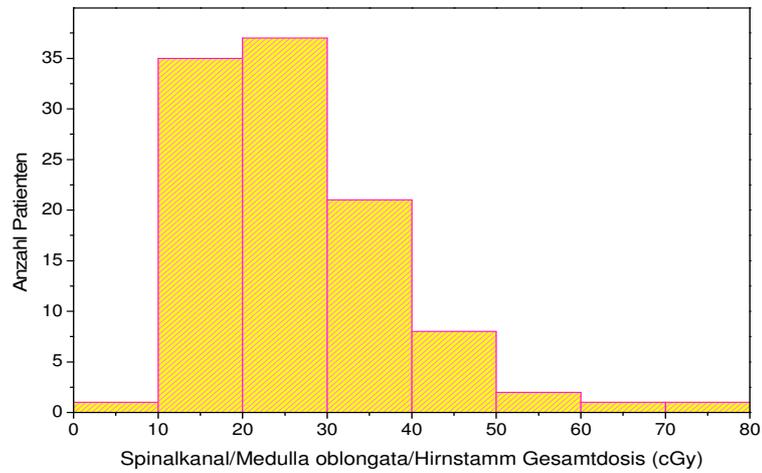


Abbildung 83: Histogramm der Maximaldosisverteilung über die gesamten Bildgebungen für die Risikoorgane Spinalkanal, Medulla oblongata, Hirnstamm bei HNO-Tumoren.

In Abbildung 84 wird der Anteil der jeweiligen Bildgebungen an der gesamten Strahlenbelastung bei den Risikoorganen Spinalkanal und Hirnstamm dargestellt. Hier erkennt man, dass die CBCT IBL-Bildgebung den Hauptanteil an der Strahlenbelastung von ca. 30 cGy darstellt. Die planaren Aufnahmen sowie die CBCT 6 MV-Aufnahmen machen einen etwa gleich großen Anteil aus. Den geringsten Beitrag zur Strahlenbelastung leistet die CBCT kV-Bildgebung.

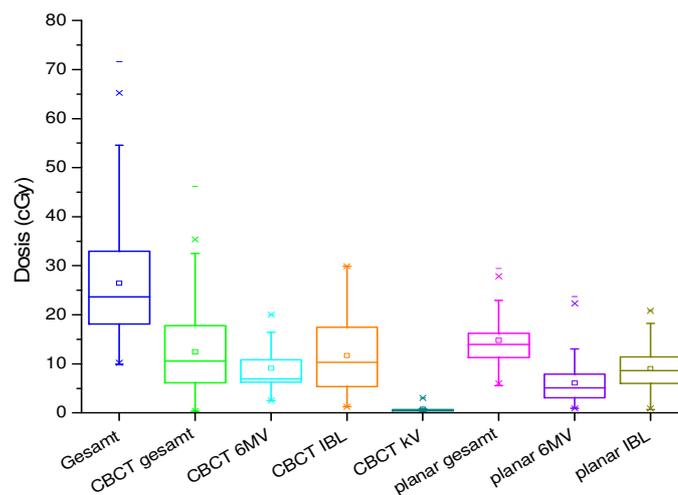


Abbildung 84: Spinalkanal, Medulla oblongata, Hirnstamm über alle Bildgebungen bei HNO-Tumoren.

Bei den Parotiden liegt die mittlere Maximaldosis bei Werten zwischen 10 bis 40 cGy (Abbildung 85).

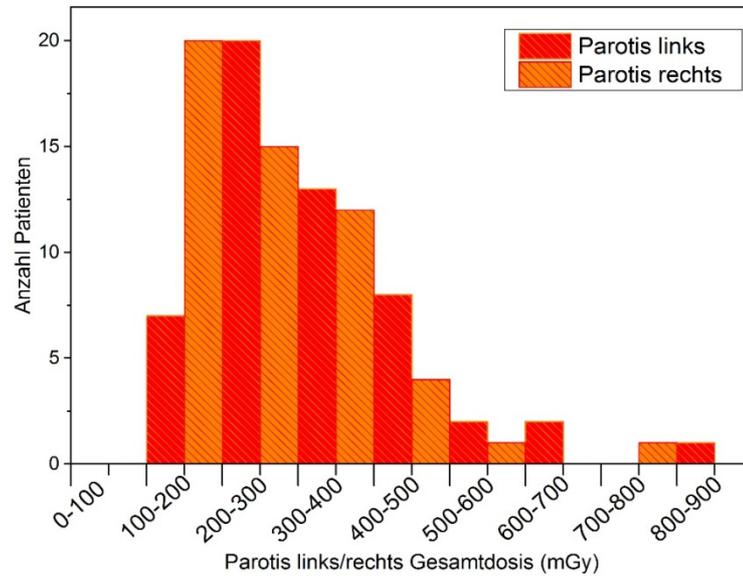


Abbildung 85: Histogramm der Maximaldosisverteilung über die gesamten Bildgebungen bei den Risikoorganen Parotis links/rechts bei HNO-Tumoren.

Bei den Parotiden ist der Beitrag der planaren Aufnahmen an der gesamten Strahlenbelastung etwas höher. Der Hauptanteil der Strahlenbelastung liefert jedoch die CBCT IBL-Bildgebung. Am niedrigsten fällt erneut der Anteil der CBCT kV-Bildgebung aus (vgl. Abbildung 86).

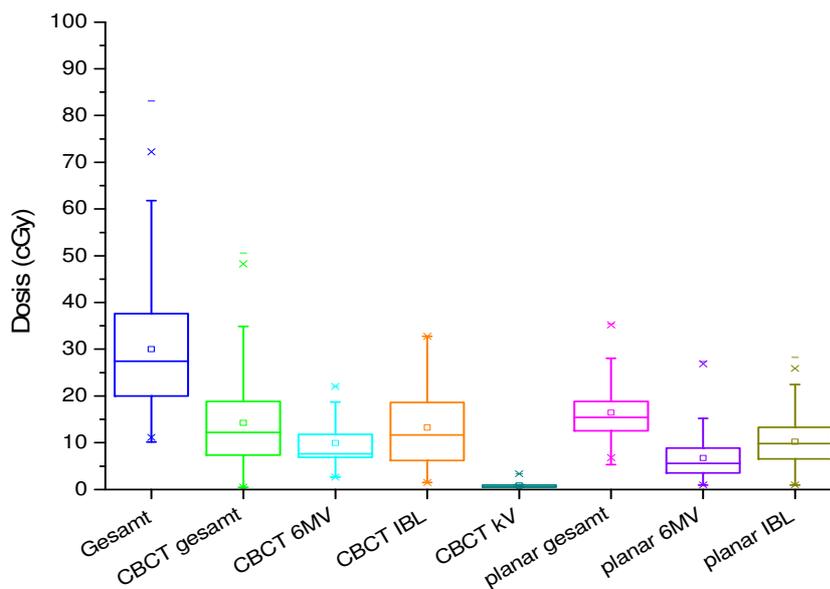


Abbildung 86: Boxplot Parotiden beidseits über alle Bildgebungen bei HNO-Tumoren.

Bei den Cochelae liegt die mittlere Maximaldosis bei Werten zwischen 10 bis 30 cGy (Abbildung 87).

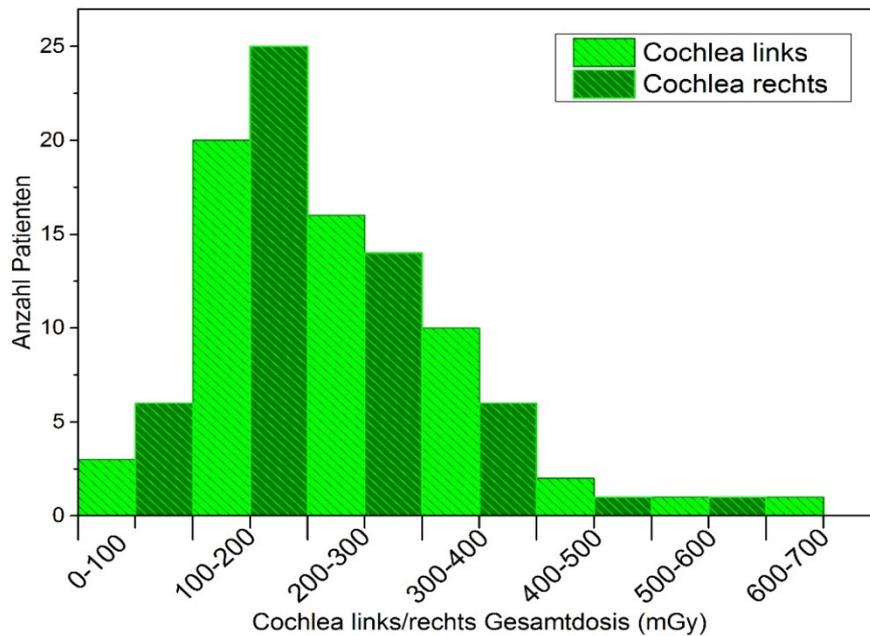


Abbildung 87: Histogramm der Maximaldosisverteilung über die gesamten Bildgebungen für die Risikoorgane Cochlea links/rechts bei HNO-Tumoren.

Die Strahlenbelastung der Cochleae wird gleichermaßen durch die CBCT- als auch durch die planaren Aufnahmen dargestellt. Hier werden im Mittel Gesamtdosiswerte von ca. 22 cGy erreicht. Der geringste Anteil an der gesamten Strahlenbelastung ergibt sich durch die CBCT kV-Bildgebung (siehe Abbildung 88).

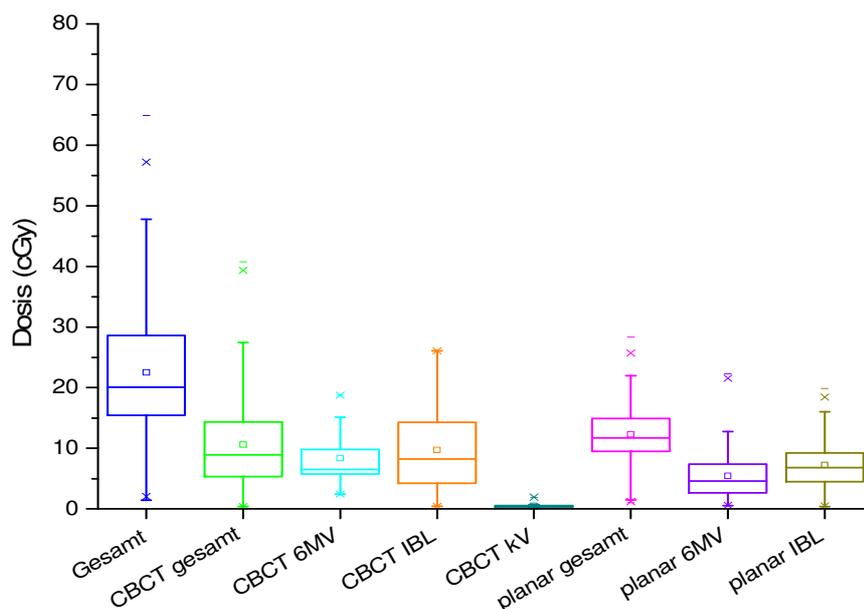


Abbildung 88: Boxplot Cochlea beidseits über alle Bildgebungen bei HNO-Tumoren.

Bei den Bulbi liegt die mittlere Maximaldosis bei Werten zwischen 10 bis 30 cGy (vgl. Abbildung 89).

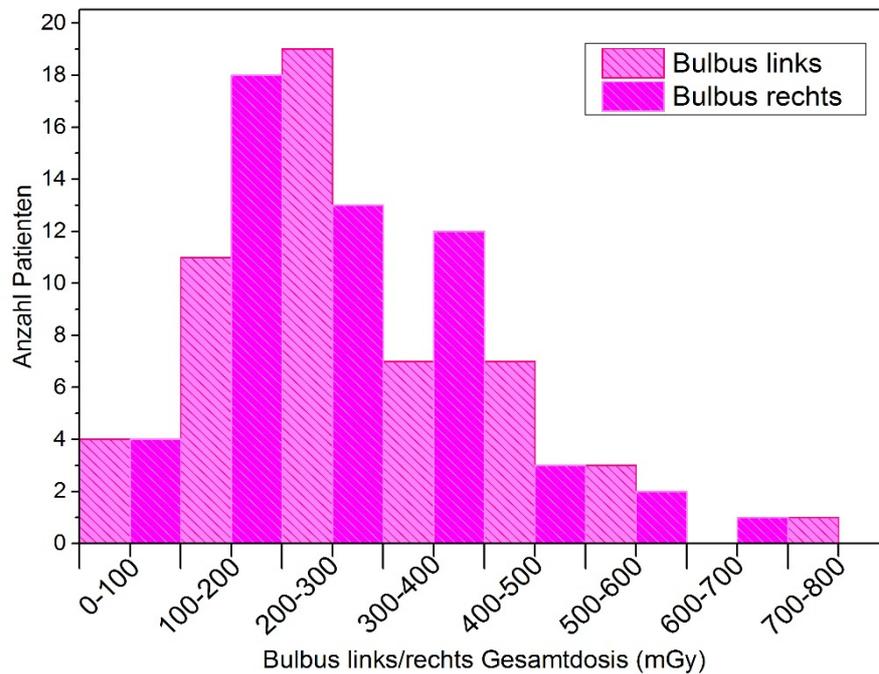


Abbildung 89: Histogramm der Maximaldosisverteilung über die gesamten Bildgebungen für die Risikoorgane Bulbus links/rechts bei HNO-Tumoren.

Bei den Bulbi ist der Dosisbeitrag der CBCT-Bildgebungen, insbesondere der CBCT IBL-Bildgebung, etwas stärker als der der planaren Aufnahmen. So liegt die Gesamtdosis im Mittel bei ca. 25 cGy. Auch hier ist der Anteil der CBCT kV-Aufnahmen an der gesamten Strahlenbelastung am geringsten.

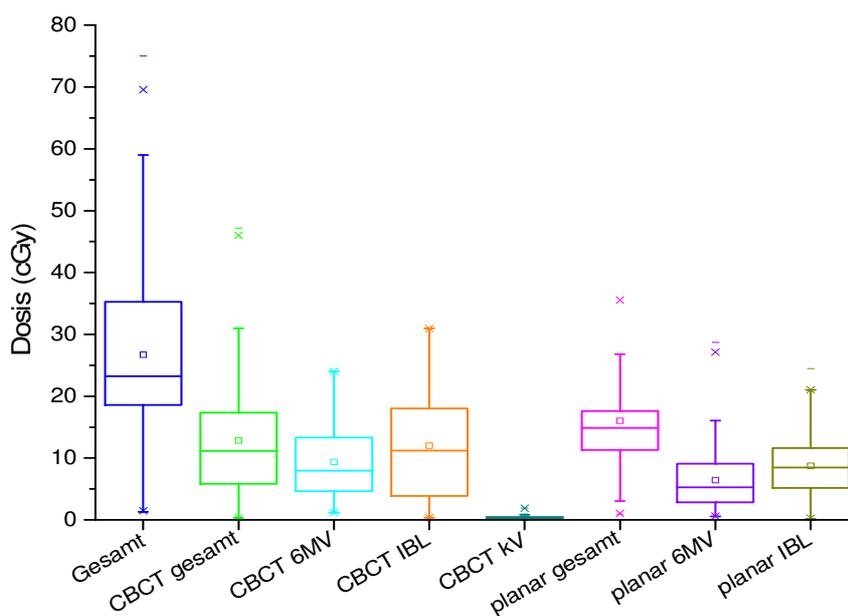


Abbildung 90: Boxplot Bulbi beidseits über alle Bildgebungen bei HNO-Tumoren.

Bei den Linsen liegt die mittlere Maximaldosis bei Werten zwischen 10 bis 30 cGy (vgl. Abbildung 91).

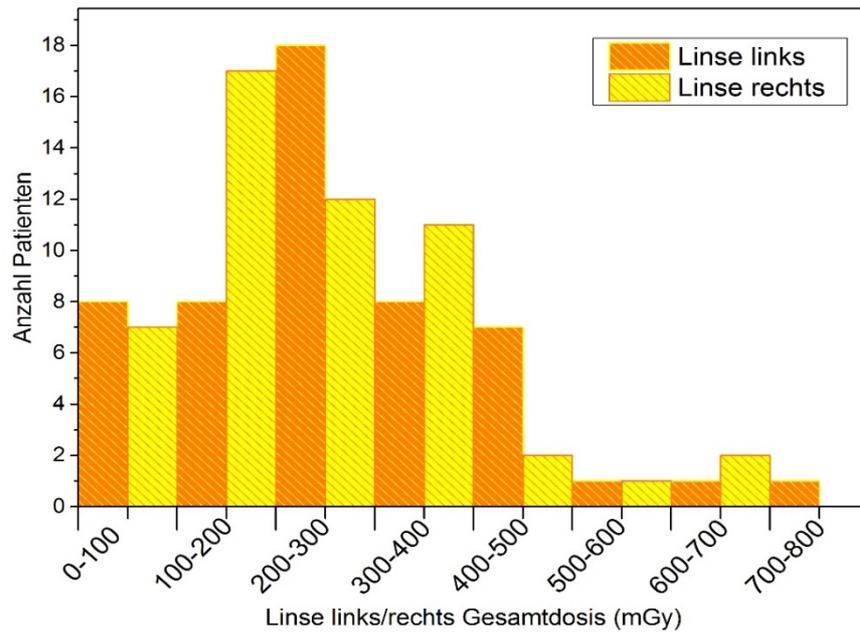


Abbildung 91: Histogramm der Maximaldosisverteilung über die gesamten Bildgebungen für die Risikoorgane Linse links/rechts bei HNO-Tumoren.

Auch bei den Linsen ist der Anteil der CBCT-Bildgebungen etwas größer als der der planaren Aufnahmen. Die mittlere Gesamtdosis liegt hier bei ca. 25 cGy. Bedingt durch die CBCT IBL-Bildgebung treten jedoch auch maximale Dosiswerte von ca. 30 cGy auf.

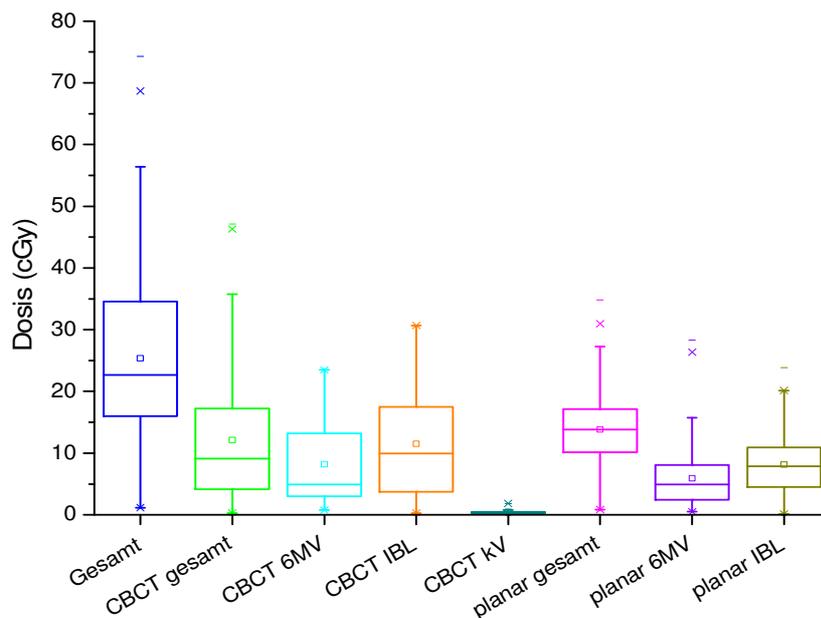


Abbildung 92: Boxplot Linsen beidseits über alle Bildgebungen bei HNO-Tumoren.

Beim Larynx liegt die Maximaldosis im Mittel aller Patienten bei Werten zwischen 20 bis 30 cGy (vgl. Abbildung 93).

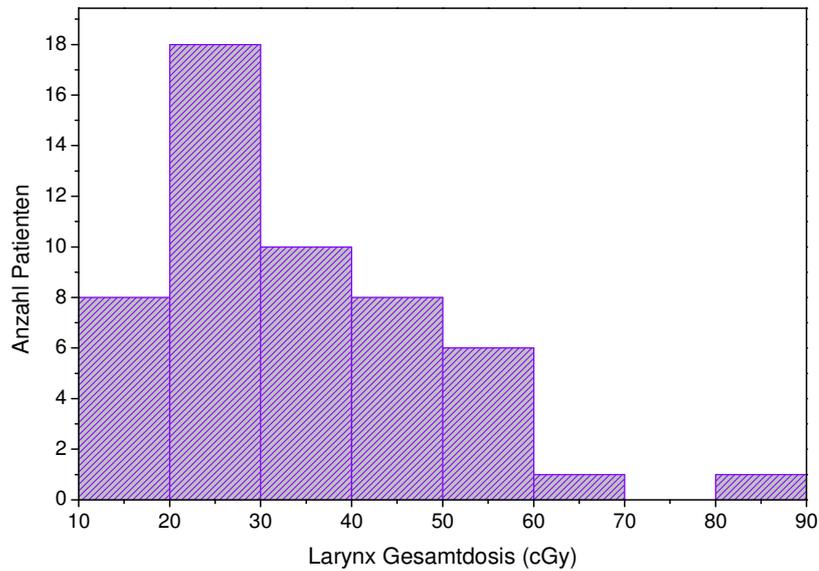


Abbildung 93: Histogramm der Maximaldosisverteilung über die gesamten Bildgebungen für das Risikoorgan Larynx bei HNO-Tumoren.

Bei dem Risikoorgan Larynx kommt der Hauptanteil der Strahlenbelastung durch die CBCT IBL-Bildgebung zustande, gefolgt von der CBCT 6 MV-Bildgebung sowie der planar IBL-Aufnahmen. Der geringste Anteil an der gesamten Strahlenbelastung ergibt sich durch die CBCT kV-Bildgebung (siehe Abbildung 94).

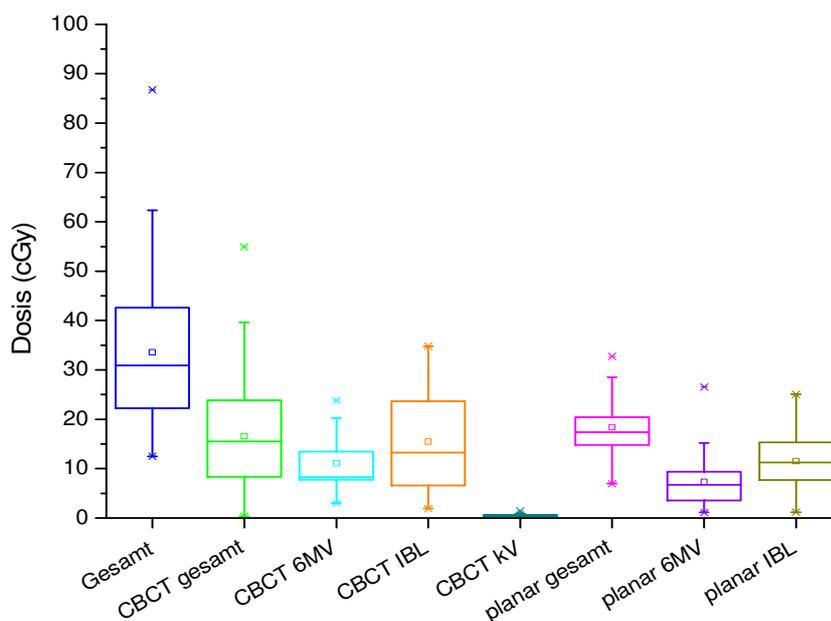


Abbildung 94: Boxplot Larynx über alle Bildgebungen bei HNO-Tumoren.

Bei den Stimmbändern liegt die Maximaldosis im Mittel aller Patienten bei Werten zwischen 20 bis 30 cGy (vgl. Abbildung 95).

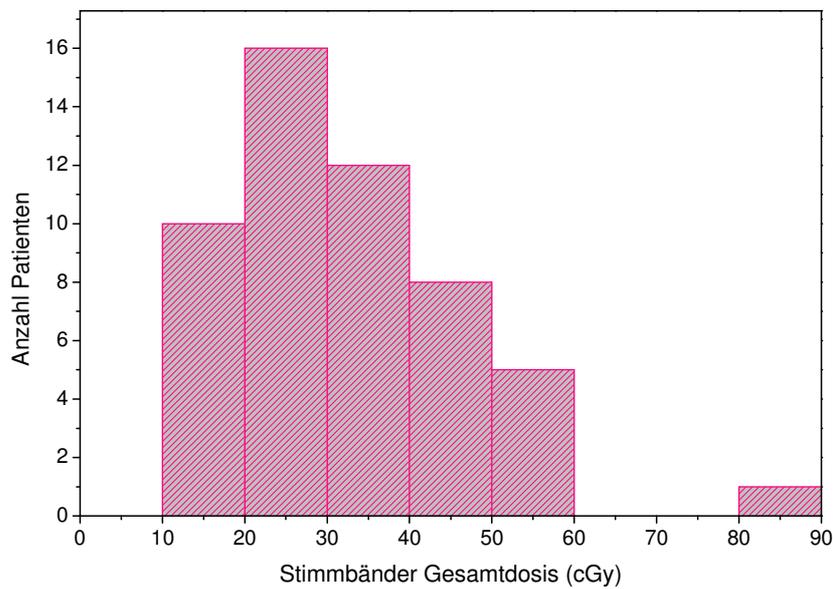


Abbildung 95: Histogramm der Maximaldosisverteilung über die gesamten Bildgebungen für das Risikoorgan Stimmbänder bei HNO-Tumoren.

Bei den Stimmbändern ist der Anteil der CBCT IBL-Bildgebung erneut am größten, wobei der Anteil der anderen Bildgebungen eng beieinander dahinter liegt. Den geringsten Beitrag zur Strahlenbelastung liefert erneut die CBCT kV-Bildgebung (siehe Abbildung 96).

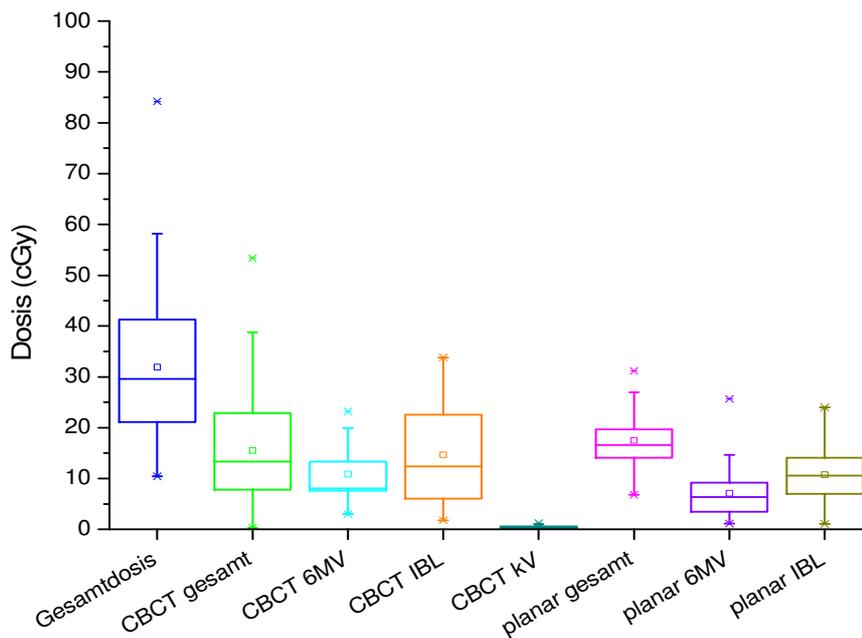


Abbildung 96: Boxplot Stimmbänder über alle Bildgebungen bei HNO-Tumoren

6. Diskussion und Zusammenfassung

6.1 Wertung von Patientengut und Methode

Bei der vorliegenden Arbeit wurden 53 Patienten mit Kopf-Hals-Tumoren und 54 Patienten mit Prostata-Karzinom untersucht, die in dem Behandlungszeitraum von Januar 2013 bis Dezember 2013 eine strahlentherapeutische Behandlung am Institut für Strahlentherapie am Universitätsklinikum des Saarlandes erhielten.

Diese Arbeit stützt sich auf eine im Verhältnis große Anzahl von bildgestützten Lagerungskontrollen (N=522 Aufnahmen bei Prostata-Karzinom, N=622 Aufnahmen bei HNO-Tumoren). Darüber hinaus erfolgte die Untersuchung der Strahlenbelastung durch bildgeführte Lagerungskontrollen mittels CBCT 6 MV, CBCT IBL, CBCT kV, planar 6 MV und planar IBL, über einen kompletten, realen Behandlungszyklus in vivo.

Diese beiden oben genannten Umstände unterscheidet die vorliegende Arbeit von den bisher vorliegenden Studien, bei denen die Messung der jeweiligen Bildgebung entweder am Phantom (z.B. 8; 25, 8;1, 8;7) oder nur an einer sehr geringen Patientenzahl (z.B. Walter et al., 2007: 3 Patienten; Zabel-du Bois et al., 2012: 18 Patienten) bzw. nur anhand einer geringen Anzahl von Aufnahmen in der jeweiligen Bildgebung erfolgte (siehe Tabellen 6.1-6.5). Des Weiteren finden sich bislang keine Studien, bei denen die Dosisbelastung durch bildgeführte Lagerungskontrollen im Rahmen eines realen strahlentherapeutischen Behandlungszyklus miteinander verglichen wurden. Insbesondere die Strahlenbelastung durch die planaren Bildgebungen (planar 6 MV, planar IBL) fand bislang keine Berücksichtigung.

6.2 Zusammenfassende Darstellung der vorliegenden Ergebnisse und Einordnung in den aktuellen Forschungskontext

6.2.1 Darstellung beim Prostata-Karzinom

Zusammenfassend werden die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit noch einmal in Tabelle 6.1 über die untersuchten Risikoorgane für alle Bildgebungen beim Prostata-Karzinom dargestellt. Dabei wird die mittlere Strahlenbelastung betrachtet, wobei die Standardabweichung in Klammer mitangegeben wird. Die angegebenen Dosiswerte beziehen sich dabei auf die durchschnittliche Monitoreinheiten- bzw. mAs-Anzahl der einzelnen Bildgebungen.

	Einzelaufnahmen					Summe über ganzen Behandlungszyklus
	6 MV CBCT	6 MV planar	1 MV CBCT	1 MV planar	kV CBCT	
Maximum	14,8 (1,5)	2,8 (0,1)	10,5 (1,1)	2,1 (0,1)	3,8 (1,0)	76,0 (40,3)
Blase max.	13,4 (1,4)	2,0 (0,2)	9,8 (1,1)	1,6 (0,1)	2,5 (0,6)	66,2 (38,9)
Blase Mittel	12,5 (1,3)	1,7 (0,1)	8,9 (0,9)	1,3 (0,1)	1,9 (0,4)	59,0 (35,3)
Rektum max.	13,2 (1,3)	1,6 (0,1)	9,7 (1,0)	1,2 (0,1)	2,4 (0,6)	60,9 (37,7)
Rektum Mittel	12,6 (1,3)	1,4 (0,2)	9,0 (1,0)	1,0 (0,1)	1,9 (0,4)	57,1 (35,8)
Femurkopf links max.	13,5 (1,4)	2,2 (0,1)	9,0 (0,9)	1,7 (0,2)	2,4 (0,5)	65,7 (36,1)
Femurkopf links mean	12,3 (1,5)	1,9 (0,2)	8,6 (0,9)	1,5 (0,2)	2,0 (0,4)	57,5 (34,2)
Femurkopf rechts max.	13,5 (1,4)	1,5 (0,1)	9,1 (1,0)	1,1 (0,1)	2,4 (0,5)	59,6 (35,1)
Femurkopf rechts Mittel	12,2 (1,9)	1,3 (0,2)	8,6 (0,9)	0,8 (0,2)	2,0 (0,4)	54,1 (34,4)

Tabelle 38: Maximale Bildgebungs-dosis und maximale Dosis der Risikoorgane gemittelt über alle Prostata-Patienten. Die Standardabweichung ist in Klammern angegeben. Die Dosisangabe erfolgt in Gy. Abgebildet sind die gemittelten Daten von CBCT 6 MV mit 16 MU, CBCT IBL mit 13 MU. Die gemittelten Werte der CBCT kV-Bildgebung beziehen sich auf 778 mAs.

Bei den Prostata-Patienten werden Bildgebungs-dosen bei CBCT 6 MV-Werten von 13–15 cGy erzielt, was durch Anwendung der 1-MV-Energie auf 66 bis 73 % reduziert werden kann. Die planare Bildgebung reduziert diesen Wert auf 10 bis 20 %. Die Dosis von kV-CBCT liegt bei 15 bis 20 % der 6-MV CBCT-Dosis, etwas höher als die Dosis von MV-Achsen. Die Dosisverteilungen unterscheiden sich aufgrund der verschiedenen Strahlprofile und Tiefendosiskurven.

Aus den in der Arbeit erhaltenen Daten (vgl. Kapitel 5, Ergebnisse) ist zu erkennen, dass die Bildgebungs-dosis im realen Fall relativ weit streut. Es werden bei den Prostata-Patienten Werte über die gesamte Behandlung erreicht, die sogar vergleichbar sind mit einer halben bis ganzen Einzelfraktion.

6.2.2 Darstellung bei den HNO-Tumoren

Zusammenfassend sind in Tabelle 6.2 die Dosiswerte über alle Bildgebungen für die HNO-Patienten aufgeführt. Es erfolgt die Darstellung der mittleren Strahlenbelastung, mit angegebener Standardabweichung in Klammern, in Bezug auf die durchschnittliche Monitoreinheiten- bzw. mAs-Anzahl.

	Einzelaufnahmen					Summe über ganzen Behandlungszyklus
	6 MV CBCT	6 MV planar	1 MV CBCT	1 MV planar	kV CBCT	
Maximum	8,37 (2,74)	2,59 (0,16)	6,16 (2,66)	2,31 (0,09)	0,87 (0,20)	36,4 (15,3)
Spinalkanal max.	6,32 (2,07)	1,94 (0,07)	4,72 (2,15)	1,67 (0,08)	0,57 (0,14)	27,7 (11,8)
Hirnstamm max.	6,16 (1,98)	1,96 (0,08)	4,11 (1,96)	1,49 (0,19)	0,45 (0,11)	29,2 (13,6)
Parotis links max.	7,07 (2,28)	2,36 (0,07)	5,22 (2,36)	2,07 (0,11)	0,61 (0,17)	30,0 (13,3)
Parotis links Mittel	6,58 (2,13)	2,18 (0,09)	4,75 (2,08)	1,86 (0,17)	0,51 (0,15)	27,2 (12,5)
Parotis rechts max.	6,77 (2,15)	1,88 (0,06)	4,89 (2,26)	1,51 (0,11)	0,63 (0,17)	28,8 (12,7)
Parotis re. Mittel	6,22 (2,0)	1,68 (0,05)	4,42 (2,10)	1,26 (0,11)	0,52 (0,13)	25,4 (13,7)
Cochlea links Max.	5,86 (1,95)	1,91 (0,35)	3,77 (1,91)	1,44 (0,31)	0,39 (0,11)	23,6 (11,3)
Cochlea li. Mittel	5,65 (2,00)	1,83 (0,34)	3,61 (1,83)	1,36 (0,30)	0,36 (0,10)	21,8 (10,7)
Cochlea re. max.	5,66 (1,83)	1,57 (0,24)	3,59 (1,81)	1,10 (0,21)	0,39 (0,10)	20,1 (10,0)
Cochlea re. Mittel	5,45 (1,78)	1,49 (0,26)	3,43 (1,75)	1,03 (0,20)	0,36 (0,10)	22,3 (10,8)
Bulbus links max.	6,59 (3,26)	2,24 (0,66)	4,65 (2,46)	1,65 (0,49)	0,36 (0,22)	26,8 (14,2)
Bulbus rechts max.	6,31 (2,95)	2,01 (0,54)	4,54 (2,37)	1,43 (0,41)	0,37 (0,20)	24,9 (12,7)
Linse links max.	5,73 (3,39)	2,08 (0,76)	4,51 (2,51)	1,54 (0,59)	0,34 (0,21)	25,6 (15,2)
Linse rechts max.	5,56 (3,25)	1,84 (0,58)	4,40 (2,44)	1,33 (0,44)	0,35 (0,20)	26,3 (14,7)
Larynx max.	7,62 (2,51)	2,32 (0,05)	5,79 (2,63)	2,06 (0,16)	0,44 (0,21)	31,8(14,0)
Larynx Mittel	7,12 (2,34)	2,11 (0,08)	5,23 (2,31)	1,78 (0,16)	0,36 (0,18)	31,0 (13,8)
Stimmbänder max.	7,47 (2,46)	2,25 (0,08)	5,49 (2,47)	1,93 (0,18)	0,36 (0,18)	31,2 (13,9)
Stimmb. Mittel	7,24 (2,37)	2,15 (0,08)	5,28 (2,33)	1,80 (0,18)	0,34 (0,17)	30,5 (13,6)

Tabelle 39: Max. Bildgebungs-dosis und max. Dosis der Risikoorgane gemittelt über alle HNO-Patienten, in cGy, Standardabweichung in Klammern. Abgebildet sind die gemittelten Daten von CBCT 6 MV mit 7 MU, CBCT IBL mit 6 MU. Die gemittelten Werte der CBCT kV-Bildgebung beziehen sich auf 1032 mAs.

Die oben aufgeführten Bildgebungsverfahren weisen eine deutlich unterschiedliche Dosisverteilung auf. Für die TBL-Bildgebung werden die höchsten Dosen im Nacken und über dem Gesichtsschädel verzeichnet. 95% der Isodosis erfasst die Nase, den Larynx, das Kinn, die Lippen und dehnt sich sogar bis zu Augen aus, wenn das Isozentrum weiter kranial platziert wird. Eine Reduktion der kraniokaudalen Ausdehnung des Hoch-Isodosis-Bereichs wird durch Wegfall des Glättungsfilters (FFF-Profil) bei der IBL-Bildgebung erreicht. Diese Bildgebung weist ein reduzierteres Maximalvolumen im Bereich des Larynx, des Kinns oder auch höher Richtung Mund auf, abhängig von der Isozenter-Lokalisation. Bei der inversen kVision-Geometrie, bei der die Röntgenröhre unterhalb des Patienten in einer 200° Teilrotation verläuft, finden sich die höchsten Dosiswerte im Bereich des Hinterkopfes und des Nackens jedoch mit geringerer Eindringtiefe als bei den MV-Energien.

Die planare, orthogonale Bildgebung, von anterior und von der linken Körperseite aufgenommen, führt dazu, dass sich die maximale Dosis der TBL-Bildgebung in der nasalen Region bzw. im Bereich des linken Auges befindet. Gelegentlich findet sich eine kaudale Ausdehnung bis zur Maxilla. Für die planar IBL-Bildgebung liegt das Maximum in Bereich des lateralen/frontalen Nackens. In einigen Fällen auch nahe des Larynx oder im Musculus sternocleidomastoideus. Wenn das Isozentrum mehr kranial lokalisiert ist, betrifft das Maximum mehr die linke Parotis.

Die maximale Bildgebungs-dosis (siehe Tabelle 6.2) ist mit bis zu 8 cGy am höchsten bei der 6 MV-CBCT. Bei dieser Bildgebung wird über allen Risikoorganen eine erhebliche Dosis erreicht (im Mittel für alle Patienten 5,5-7,5 cGy). Bei der IBL-CBCT-Bildgebung werden bei den Risikoorganen Dosiswerte von 63-79% der 6 MV-Dosis erzielt (Werte zwischen 3,4-6,2 cGy). Durch den Einsatz der planaren Bildgebungen kann eine erneute Dosisreduktion um 27-40% im Verhältnis zur CBCT-Dosis der gleichen Bildgebungsenergie erreicht werden. Die Dosisveränderung für die planaren Bildgebungen, die mittels 1 MV statt 6 MV durchgeführt wurden, ist in ihren Werten variabler, in Abhängigkeit von der Lokalisation (62-91 % IBL im Verhältnis zu 6 MV). Der Einsatz der kVision-CBCT führt zu der stärksten Reduktion bei der Bildgebungs-dosis, von Werten zwischen 0,3 und 0,9 cGy (nur 4-10% der 6 MV-CBCT). Die Dosis der kV-planar-Bildgebung wiederum ist schätzungsweise um mindestens eine Größenordnung niedriger als bei der kV-CBCT-Bildgebung (1-10 mAs für die planare kV-Bildgebung versus 100-1000 mAs für die kV-CBCT). Gleichzeitig nimmt die Bildqualität mit abnehmender Strahlendosis zu (vgl. Kapitel 3.8, Grundlagen).

6.3 Stand der Wissenschaft im Vergleich zu den vorliegenden Daten

In den folgenden Tabellen 6.3-6.7 finden sich einige der bislang durchgeführten Studien in der Übersicht. Die Daten der vorliegenden Arbeit werden bei den jeweiligen Bildgebungen in der letzten Zeile mitaufgeführt.

Autor	Linearbeschleuniger	Patientenzahl/ Phantom	Dosisbelastung (cGy)
Zabel-du Bois et al., 2012	6 MV CBCT, Siemens	5 Patienten	6,2 (6 MU)
Ding et al., 2013	6 MV CBCT, Varian OBI	Plasti-Wasser- Phantom	4,3 – 4,8 (2 MU)
Vorliegende Arbeit	6 MV CBCT, Siemens	30 Patienten	8,37 (7 MU), pro Aufnahme 12,2 (10 MU), realer Fall

Tabelle 40: Zusammenfassende Darstellung der aktuellen Studien sowie der vorliegenden Arbeit zur CBCT 6 MV-Bildgebung bei HNO-Tumoren.

Autor	Linearbeschleuniger	Patientenzahl/ Phantom	Dosisbelastung (cGy)
Walter et al., 2007	6 MV CBCT, Elekta	Zylinder-Phantom/ 5 Patienten	5,8-6,9 (5 MU)
Stützel et al., 2008	6 MV CBCT, Siemens	Wasser-Phantom	17,0 (16 MU); 8,2 (8 MU); 3,0 (2,5 MU)
Zabel-du Bois et al., 2012	6 MV CBCT, Siemens	4 Patienten	8,5 (10 MU)
Ding et al., 2013	6 MV CBCT, Varian OBI	Plastik-Wasser- Phantom	3,0 (2 MU)
Dzierma et al., 2013	6 MV CBCT, Siemens	Alderson Phantom	6,0 (8 MU, 200°) 11,1 (15 MU, 360°)
Vorliegende Arbeit	6 MV CBCT, Siemens	11 Patienten	14,8 (16 MU), pro Bild 38,2 (41 MU), realer Fall

Tabelle 41: Zusammenfassende Darstellung der aktuellen Studien sowie der vorliegenden Arbeit zur CBCT 6 MV-Bildgebung beim Prostata-Karzinom.

Autor	Linearbeschleuniger	Patientenzahl/ Phantom	Dosisbelastung (cGy)
Dzierma et al., 2013	IBL CBCT, Siemens	Alderson Phantom	4,1 (8 MU, 200°), 7,5 (16 MU, 360°)
Vorliegende Arbeit	IBL CBCT, Siemens	36 Patienten	10,5 (15 MU), pro Bild 41,8 (60 MU), realer Fall

Tabelle 42: Zusammenfassende Darstellung der aktuellen Studien sowie der vorliegenden Arbeit zur CBCT IBL-Bildgebung beim Prostata-Karzinom.

Autor	Linac	Patientenzahl/ Phantom	Dosisbelastung (cGy)
Amer et al., 2007	kV CBCT, Elekta	CTDI Phantom/ 6 Patienten	2,1-3,3 (440 mAs)
Walter et al., 2007	kV CBCT, Elekta	Acryl-Zylinder-Phant./ 5 Patienten	0,8-1,1 (650 mAs)
Wen et al., 2007	kV CBCT, Varian	7 Patienten	11,0 (1320 mAs)
Kan et al., 2008	kV CBCT, Varian	Weibl. Anthropo- morphes Phantom	5,4 (1320 mAs)
Stützel et al., 2008	kV CBCT, Siemens	Wasser-Phantom	3,0 (120 mAs); 1,5 (70 mAs); 1,0 (40 mAs)
Ding et al., 2010	kV CBCT, Varian	Plastik-Waser-Phantom	1,0-2,0 (260 mAs)
Spezi et al., 2011	kV CBCT, Elekta	2 Patienten	0,1-0,8 (10 mAs)
Shah et al., 2011	kV CBCT, Varian	AT Phantom	2,2 (105 mA)
Ding et al., 2013	kV CBCT, Varian	Plastik-Wasser- Phantom	0,2-2,0 (72-720 mAs)
Dzierma et al., 2013	kV CBCT, Siemens	Alderson Phantom	0,8-1,5 (371,9 mAs)
Vorliegende Arbeit	kV CBCT, Siemens	22 Patienten	3,8 (799,6 mAs), pro Bild 14,0 (2951,7 mAs), real

Tabelle 43: Zusammenfassende Darstellung der aktuellen Studien sowie der vorliegenden Arbeit zur CBCT kV-Bildgebung beim Prostata-Karzinom.

Autor	Linearbeschleuniger	Patientenzahl/ Phantom	Dosisbelastung (cGy)
Amer et al., 2007	kV CBCT, Elekta	CTDI Phantom/ 6 Patienten	0,3 (90 mAs)
Kan et al., 2008	kV CBCT, Varian OBI	Female anthropomorphic Phantom	6,7 (1320 mAs)
Ding et al., 2010	kV CBCT, Varian OBI	Plastic water Phantom	0,2-0,35 (260 mAs)
Spezi et al., 2011	kV CBCT, Elekta	2 Patienten	1,1-6,2 (40 mAs)
Ding et al., 2013	kV CBCT, Varian OBI	Plastic water Phantom	0,05 – 0,06 (72-720 mAs)
Dzierma et al., 2013	kV CBCT, Siemens	Alderson Phantom	0,09-0,43 (99,2 mAs)
Vorliegende Arbeit	kV CBCT, Siemens	35 Patienten	0,87 (1032 mAs), pro Aufnahme 1,2 (1484,7 mAs), realer Fall

Tabelle 44: Zusammenfassende Darstellung der aktuellen Studien sowie der vorliegenden Arbeit zur CBCT kV-Bildgebung bei HNO-Tumoren.

Es sei noch einmal darauf hingewiesen, dass trotz intensiver Literaturrecherche in den geläufigen wissenschaftlichen Datenbanken sowie Metasuchmaschinen (PubMed, MEDLINE, Cochrane Datenbank) keine Studien zu den planaren Bildgebungen gefunden werden konnten. Darüber hinaus wird ebenfalls verdeutlicht, dass sich auch zu der CBCT IBL-Bildgebung die Studienlage als sehr spärlich erweist.

6.3 Diskussion der Ergebnisse im Zusammenhang mit dem aktuellen Forschungsstand

Die im Vergleich zu den anderen Studien (s. dazu Tabelle 6.3-6.7) deutlich höheren Dosiswerte der hier vorliegenden Arbeit kommen dadurch zustande, dass hierbei die bildgeführten Lagerungskontrollen bei einem kompletten und auch realen Behandlungszyklus am Patienten untersucht wurde. Es handelt sich also um akkumulierte Werte über eine gesamte Bestrahlungsserie und nicht um Einzelaufnahmen.

Darüber hinaus wird die Dosisbelastung in den Risikoorganen hierbei in vivo berechnet und nicht wie bei einigen der oben aufgelisteten Studien am Phantom. Bei einer Messung am Phantom ist zu bedenken, dass dieses die realen anatomischen Verhältnisse nicht bei allen Patienten sinnvoll widerspiegelt, da beispielsweise das Alderson-Phantom sehr schlank ist und somit die Dosiswerte bei realen Patienten durchaus von den Phantommessungen abweichen können [vgl. dazu 8; 7].

6.4 Verwendung der Ergebnisse für den klinischen Alltag

Die Dosiswerte der vorliegenden Arbeit geben eine realistische Darstellung der Strahlenbelastung durch bildgeführte Lagerungskontrollen wieder. Die hier ermittelten Werte können deshalb genutzt werden, um die tatsächlich zu erwartende Strahlendosis bei häufiger Bildgebung abzuschätzen. So zeichnete sich im untersuchten Prostata-Patientenkollektiv ab, dass durch tägliche bildgeführte Lagerungskontrollen im Rahmen eines Behandlungszyklus, bei der 6 MV CBCT-Bildgebung ca. 300-500 cGy für Blase und Rektum und immer noch nahezu 250-400 cGy bei den IBL-Aufnahmen verabreicht würden. Bei täglichen bildgeführten Lagerungskontrollen reduzieren die planaren Aufnahmen diese Strahlendosis auf relevante Art und Weise (ca. 40-70 cGy). Bei der täglichen kV CBCT würden weniger als 10 cGy Dosis verabreicht werden. Letzteres kann klinisch als unbedenkliche Dosis angesehen werden.

Bei den Kopf-Hals-Tumoren würde sich eine 30-tägige bildgeführte Lagerungskontrolle auf eine Gesamtstrahlendosis von 120-180 cGy für IBL CBCT und 6 MV CBCT akkumulieren. Durch den Gebrauch von planaren Aufnahmen werden bei den HNO-Patienten im Vergleich zu den Prostata-Patienten weniger deutliche Dosisreduktionen erreicht. Bei dieser Bildgebungsmodalität werden Werte zwischen 30 und 60 cGy erzielt. Dies liegt zwar immer noch unter der Dosis einer Behandlungsfraction, jedoch ergeben zwei bis drei planare Aufnahmen eine ähnliche Dosis wie ein Cone beam CT. Aus diesem Grund sind auch die planaren Aufnahmen, die teilweise bis zu 13 Mal pro Patient eingesetzt werden, in ihrer Strahlendosis nicht vernachlässigbar.

Wie bereits in Kapitel 4.2 (S.25) erwähnt wurde, wurde in der vorliegenden Arbeit die planar kV-Bildgebung nicht weiter berücksichtigt, da sie für den Patienten eine klinisch nicht relevante Strahlenbelastung darstellt. Aufgrund dieser Eigenschaft sollte demnach diese bildgestützte Lagerungskontrolle verstärkt zum Einsatz kommen.

6.4.1 Vergleich CBCT versus planare Aufnahmen

Bei den planaren Aufnahmen ist besonders in Bezug auf die paarigen Organe hervorzuheben, dass die linke Körperhälfte im Vergleich zur rechten eine deutlich höhere Strahlendosis erhält. Für die CBCT bei den Prostata-Patienten wurde dieser Unterschied nicht beobachtet, da bei einer 360° Rotation der Gantry die Dosis symmetrisch abgegeben wird. Für die Kopf-Hals-Tumoren, bei denen die Gantry lediglich einen 200°-Bogen fährt, konnte ebenfalls eine leicht höhere Strahlendosis für die linksgelegenen Organe verzeichnet werden.

Im Extremfall muss darüber nachgedacht werden, welche Körperseite eine größere Bildgebungs-dosis bei den planaren Aufnahmen erhalten soll. Es muss die Überlegung erlaubt sein, bestimmte Organe bzw. Organbereiche ganz auszusparen und stattdessen die im Zielgebiet befindlichen Organen einer höheren Dosis auszusetzen. Im Falle der Kopf-Hals-Tumoren würde dies beispielsweise bedeuten, dass die Parotis, welche sich im Zielgebiet befindet, eine höhere Dosis erhält, indem man die planaren Aufnahmen nur von dieser Seite aufnimmt und damit die andere Parotis gänzlich verschont bleibt.

Weiterhin könnte man sich überlegen, die Strahlenführung alternierend einzusetzen, d.h. nicht strikt nur den linken lateralen Strahlengang zu nutzen, sondern im Wechsel die Bildgebung auch von der rechten Körperseite zu führen. Dieser Überlegung folgend könnte die anteriore Bildführung auch von posterior durchgeführt werden, wodurch eine deutliche Reduktion der Strahlenbelastung der Risikoorgane, wie z.B. der Linsen oder auch des Larynx, eintreten würde. Dadurch könnte für jeden Patienten individuell die beste Schonung der Risikoorgane erzielt werden.

Grundsätzlich könnte man diese Überlegungen auch auf die Cone beam CTs ausweiten. So könnte möglicherweise die kVision generell von occipital durchgeführt werden, da bei dieser Bildgebung die Eindringtiefe nicht so weit reicht, dass beispielsweise das Myelon geschädigt werden würde, jedoch würden Risikoorgane wie die Linsen durch diese Art der Strahlenführung keine Strahlendosis mehr erhalten.

Bezogen auf die Unterschiede in der Dosisbelastung von CBCT und planaren Aufnahmen sollten im Hinblick auf die oben aufgeführten Ergebnisse im klinischen Alltag vermehrt die kV CBCT zum Einsatz kommen, gefolgt von den planaren IBL-Aufnahmen.

6.4.2 Variabilität in der Anzahl der bildgeführten Lagerungskontrollen

Beim Durchblick der vorliegenden Daten fällt die große interindividuelle Variabilität bei der Anzahl der unterschiedlichen Bildgebungen auf. Dabei ist aus den vorliegenden Daten abzulesen, dass beispielsweise die planaren Aufnahmen bei einigen Patienten bis zu 18 Mal (Prostata-Patient Nr. 26) zum Einsatz kamen, bei anderen jedoch nie genutzt wurden (Prostata-Patient Nr. 50). Ein ähnliches Bild zeigt sich auch bei HNO-Patienten.

Da bislang keine vergleichbaren Untersuchungen vorliegen (vergleiche dazu Abschnitt 6.1), kann an dieser Stelle nicht sicher beurteilt werden, ob die vorliegende Anzahl bzw. Variabilität in den einzelnen Bildgebungen dem üblichen klinischen Ablauf entspricht.

6.5 Limitationen und Ausblick

6.5.1 Limitation aufgrund organisatorischer sowie technischer Gründe

Die Benutzung der jeweiligen Bildgebungsmodalität ist von vielen Einflüssen abhängig. Während des klinischen Ablaufs sind möglicherweise mehrere Patienten zeitgleich eingeplant. Aufgrund dessen steht nur für einen Patienten die in Bezug auf die Strahlenbelastung beste Bildgebung mittels kVision zur Verfügung, während der andere Patient auf einen der beiden anderen Beschleuniger mit den höheren Bildgebungsenergien (6 MV, IBL) ausweichen muss. Auch technische Probleme (z.B. Wartung der Geräte), wie sie im klinischen Alltag gelegentlich vorkommen, verhindern ein Abstrahlen an einem der Linacs mit niedrigerer Strahlungsenergie.

Trotzdem muss die Frage gestattet sein, weshalb die CBCT kV-Bildgebung im Durchschnitt bei den Prostata-Patienten lediglich einen Anteil von 12 % ausmacht, bei den HNO-Patienten sogar nur einen Anteil von 2%. Denn obwohl an den drei zur Verfügung stehenden Beschleunigern am Universitätsklinikum des Saarlandes nur ein Linac in der Lage ist, die kVision durchzuführen, so müsste die kVision dann aber immerhin 30% der Bildgebungsanteile ausmachen. Dies ist vermutlich zum einen

der oben angeführten Probleme in der Patientenplanung geschuldet, zum anderen auch den angeführten technischen Gründen. Weiterhin ist den vorliegenden Daten zu entnehmen, dass die planaren Aufnahmen den Großteil der bildgeführten Lagerungskontrolle ausmachen. Dies lässt sich vermutlich durch die schnelle und unkomplizierte praktische Ausführung und der guten zeitökonomischen Einsetzbarkeit der planaren Aufnahmen begründen. Bezüglich der CBCT-Strahlenbelastung mit 6 MV und 1MV ist dies positiv zu beurteilen, jedoch sollte auch angemerkt werden, dass der Anteil der kV-CBCT im Vergleich zu den planaren Aufnahmen vergrößert werden müsste.

6.5.2 Ausblick

In der vorliegenden Arbeit wurden die Bildgebungsqualität und die Dosisverteilung von drei verschiedenen Bildgebungssystemen dargestellt, nämlich die Bildgebung mit dem eigentlichen Behandlungsstrahl von 6 MV, dann die FFF 1 MV Aufnahme sowie die Bildgebung an der 121 kV Röntgenröhre. Im Unterschied zu anderen Forschungsarbeiten wurden in dieser Arbeit auch die planaren Aufnahmen mit berücksichtigt. Im Hinblick auf die verschiedenen Dosismaxima der drei Bildgebungsenergien unterschied sich die Dosisverteilung besonders in Bezug auf die unterschiedlichen Strahlenprofile und Tiefendosischarakteristika. Auch im Hinblick darauf, wie viel Strahlendosis auf das Körpervolumen entfällt, kommt es im Vergleich der CBCT-Bildgebungen zu einer Reduktion von der 6 MV-Aufnahme zur IBL-Bildgebung. Ein noch stärkerer Abfall des Dosismaximums sowie des Dosisvolumens wird aufgrund des starken Tiefendosiszerfalls bei der kV-Bildgebung erreicht. Bei einer täglichen Bildgebung im Megavoltbereich können im Extremfall Dosen im Bereich von ein bis zwei Behandlungsfraktionen erreicht werden. Bei den Fällen, bei denen keine kV-Bildgebung für die Patienten zur Verfügung steht, sollte unbedingt die Bildgebungsdosis bedacht werden. Daraufhin sollte entweder die Frequenz der Bildgebungen angepasst werden oder aber eine andere Methode genutzt werden, wie beispielsweise die Einbeziehung der Bildgebungsdosis in die Behandlungsplanung oder die Wahl von planaren Aufnahmen, um eine optimale Schonung der Risikoorgane zu erreichen

6.5.2.1 Ausblick für künftige Untersuchungen

Im Hinblick auf zukünftige Untersuchungen sollten auch an weiteren Linearbeschleunigern anderer Firmen die Strahlenbelastung durch bildgeführte Lagerungskontrollen gemessen werden. Darüber hinaus sollten die Untersuchungen auch auf andere Tumorentitäten, wie beispielsweise das Mamma-Karzinom, ausgeweitet werden.

Ein weiterer Gesichtspunkt, der von Forschungsinteresse sein könnte, stellt das Sekundärtumorrisiko durch eine zusätzliche Strahlenbelastung bei der bildgeführten Lagerungskontrolle dar. Durch die zusätzliche Strahlenbelastung bei täglichen bildgeführten Lagerungskontrollen erhöht sich auch das Risiko für die Entwicklung eines Sekundärtumors. Wegen des starken Wirkungsverlustes der Strahlentherapie durch systematische Fehlpositionierungen des Patienten müssen die Vor- und Nachteile von täglichen Bildkontrollen abgewogen werden. Der potenzielle Nutzen der täglichen Bildgebung liegt in einer größeren Positionierungssicherheit und ggf. der möglichen Verringerung von Sicherheitsabständen und somit auch der Reduktion von Normalgewebsexposition. Der potenzielle Nachteil hingegen besteht im erhöhten Zweittumorrisiko und insbesondere bei den strahlensensiblen Organen in der Induktion von deterministischen Effekten. Aus diesem Grund muss individuell für jeden Patienten ein optimales Bildgebungsprotokoll abgewogen werden. Auch nach den Empfehlungen der internationalen Strahlenschutzkommission sind „Expositionen durch ionisierende Strahlung (...) so zu handhaben und zu kontrollieren, dass deterministische Wirkungen verhindert und die Risiken stochastischer Wirkungen auf ein vernünftigerweise erreichbares Maß reduziert werden“ [9; 3].

Durch den konsequenten Einsatz der planaren Bildgebung sowie der CBCT kV-Bildgebung könnte das Risiko für die Entwicklung von Zweittumoren deutlich reduziert werden.

7. Anhang

7.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Lagerungsmaske bei HNO-Tumoren mit eingezeichneten Markierungen.....	12
Abbildung 2: Aufbau eines Linearbeschleunigers: 1 Asymmetrische Blenden; 2 Ionisationsmesskammer; 3 Filterkarussell; 4 Bending Magnet oder Umlenkmagnet; 5 Strahlenführungseinheit; 6 Fokus; 7 Beschleunigungseinheit; 8 Elektronenkanone [9; 12].....	14
Abbildung 3: Darstellung des GTVs, CTVs und PTVs [9; 9].....	16
Abbildung 4: Blick in den Linearbeschleunigerkopf/ MLC (Varian) [9; 1].	17
Abbildung 5: IMRT bestrahlt anhand vieler Untersegmente [9; 8].....	18
Abbildung 6: Reihenfolge der einzelnen Schritte bei der Strahlenbehandlung von Tumoren: Strahlentherapiekette [8; 18].	21
Abbildung 7: Varian mit OBI (on-board imager); Anordnung der Röntgenröhre [9; 15].	22
Abbildung 8: Elekta Synergy; Anordnung der Röntgenröhre [9; 14].....	22
Abbildung 9: Siemens Artiste am Universitätsklinikum des Saarlandes mit Anordnung des Flachbilddetektors für 6 MV und IBL.....	23
Abbildung 10: Siemens Artiste am Universitätsklinikum des Saarlandes mit Anordnung der Röntgenröhre.....	23
Abbildung 11: Tiefendosiskurve 6 MV-Bildgebung [8; 8].....	25
Abbildung 12: Strahlprofil der 6 MV-Bildgebung.....	25
Abbildung 13: Tiefendosiskurve IBL-Bildgebung [8; 8].	26
Abbildung 14: Strahlprofil IBL-Bildgebung.....	27
Abbildung 15: Bildhafter Vergleich der Treatment beam line und der Imaging beam line [9; 2].....	27
Abbildung 16: Tiefendosiskurve kV-Bildgebung [8; 8].	28
Abbildung 17: Strahlprofil CBCT kV-Auflösung.	29
Abbildung 18: Tiefendosiskurve für 6 MV (schwarz), IBL (rot), kV (blau) [8; 8].	29
Abbildung 19: Bildqualität der 6 MV-, 1 MV- und 121 kV-Bildgebungen bei den Kopf-Hals-Tumoren.	30
Abbildung 20: Bildqualität der 6 MV-, 1 MV- und 121 kV-Bildgebungen beim Prostata-Karzinom.	31
Abbildung 21: Darstellung des Gantry-Winkels bei HNO- (links) und Prostata-Tumoren (rechts); der gelbe Strahl stellt den 0°-Winkel, der magentafarbene Strahl den Winkel bei 270° dar.....	34
Abbildung 22: Darstellung der Bestrahlungssituation mit den unterschiedlichen Rotationswinkeln der Gantry [8; 19].....	35
Abbildung 23: Freiheitsgrade der Positionierung von Strahlungsquelle und Patient zueinander: 1. Gantryrotation (gelb), 2. Kollimatorrotation (orange), 3. vertikale Tischverschiebung (rot), 4. laterale	

Tischverschiebung (grün), 5. longitudinale Tischverschiebung (blau), 6. Isozentrische Tischrotation (violett), 7. Exzentrische Tischrotation (weiß) [8; 11].	35
Abbildung 24: Darstellung der Dosisverteilung bei CBCT 6 MV-Bildgebung, Prostata; Darstellung als transversaler, sagittaler sowie koronarer Schnitt.	39
Abbildung 25: Darstellung der Dosisverteilung bei CBCT IBL-Bildgebung, Prostata; Darstellung als transversaler, sagittaler sowie koronarer Schnitt.	41
Abbildung 26: Darstellung der Dosisverteilung bei CBCT kV-Bildgebung, Prostata; Darstellung als transversaler, sagittaler sowie koronarer Schnitt.	42
Abbildung 27: Darstellung der Dosisverteilung bei planarer 6 MV-Bildgebung, Prostata; Darstellung als transversaler, sagittaler sowie koronarer Schnitt.	44
Abbildung 28: Darstellung der Dosisverteilung bei planarer IBL-Bildgebung, Prostata; Darstellung als transversaler, sagittaler sowie koronarer Schnitt.	46
Abbildung 29: Kreisdiagramm der prozentualen Bildgebungshäufigkeit aller Bildgebungen, inklusive der planar kV-Bildgebung für die Prostata-Patienten.	48
Abbildung 30: Kreisdiagramm über alle Bildgebungen exklusive der planar kV-Bildgebung beim Prostata-Karzinom.	49
Abbildung 31: Histogramm der CBCT 6 MV-Maximaldosisverteilung im realen Fall beim Prostata-Karzinom.	51
Abbildung 32: Graphische Darstellung der Patientenanzahl pro CBCT 6 MV-Bildgebung beim Prostata-Karzinom.	51
Abbildung 33: Histogramm der CBCT IBL-Maximaldosisverteilung im realen Fall beim Prostata-Karzinom.	53
Abbildung 34: Graphische Darstellung der Patientenanzahl pro CBCT IBL-Bildgebung beim Prostata-Karzinom.	53
Abbildung 35: Histogramm der CBCT kV-Maximaldosisverteilung im realen Fall beim Prostata-Karzinom mit 2951,7 mAs.	55
Abbildung 36: Graphische Darstellung der Patientenanzahl pro CBCT kV-Bildgebung beim Prostata-Karzinom.	55
Abbildung 37: Histogramm der planar 6 MV-Maximaldosisverteilung im realen Fall beim Prostata-Karzinom.	57
Abbildung 38: Graphische Darstellung der Patientenanzahl pro planar 6 MV-Bildgebung beim Prostata-Karzinom.	57
Abbildung 39: Histogramm der planar IBL-Maximaldosisverteilung im realen Fall beim Prostata-Karzinom.	59
Abbildung 40: Graphische Darstellung der Patientenanzahl pro planar IBL-Bildgebung beim Prostata-Karzinom.	59
Abbildung 41: Femurkopf links/rechts bei planar-Gesamt (links) und CBCT-Gesamt (rechts).	60
Abbildung 42: 3-D Histogramm rechter versus linker Femurkopf bei planarer Bildgebung.	60
Abbildung 43: Darstellung der prozentualen Häufigkeit der Einzelbildgebungen am Gesamtanteil aller Bildgebungen pro Patient beim Prostata-Karzinom.	61
Abbildung 44: Darstellung der Anzahl aller Einzelbildgebungen pro Patient beim Prostata-Karzinom.	62
Abbildung 45: Darstellung der Dosisbelastung der Einzelbildgebungen in Bezug auf die Gesamtbildgebung pro Patient beim Prostata-Karzinom.	62

Abbildung 46: Darstellung der prozentualen Häufigkeit der CBCT- und der planaren-Bildgebung an der Gesamtbildgebung pro Patient beim Prostata-Karzinom.....	63
Abbildung 47: Darstellung der Dosisbeiträge der CBCT- und der planaren-Aufnahmen an der Gesamtbildgebungsdosis pro Patient beim Prostata-Karzinom.	63
Abbildung 48: Histogramm der maximalen Dosis über alle Bildgebungen beim Prostata-Karzinom.....	65
Abbildung 49: Boxplot über die Maximaldosis aller Risikoorgane bei der gesamten Bildgebung beim Prostata-Karzinom.....	65
Abbildung 50: Histogramm der gesamten Bildgebung für das Risikoorgan Blase beim Prostata-Karzinom.	66
Abbildung 51: Boxplot der Strahlenbelastung für das Risikoorgan Blase über alle Bildgebungen.....	66
Abbildung 52: Histogramm der gesamten Bildgebung für das Risikoorgan Rektum beim Prostata-Karzinom....	67
Abbildung 53: Boxplot der Strahlenbelastung für das Risikoorgan Rektum über alle Bildgebungen.	67
Abbildung 54: Histogramm der gesamten Bildgebung der Risikoorgane linker/rechter Femurkopf beim Prostata-Karzinom.....	68
Abbildung 55: Boxplot der Strahlenbelastung für das Risikoorgan Femurkopf links über alle Bildgebungen.	68
Abbildung 56: Boxplot der Strahlenbelastung für das Risikoorgan Femurkopf rechts über alle Bildgebungen. ..	69
Abbildung 57: Darstellung der Dosisverteilung bei CBCT 6 MV-Bildgebung, HNO. Darstellung als transversaler, sagittaler sowie koronarer Schnitt.....	70
Abbildung 58: Darstellung der Dosisverteilung bei CBCT IBL-Bildgebung, HNO. Darstellung als transversaler, sagittaler sowie koronarer Schnitt.....	73
Abbildung 59: Darstellung der Dosisverteilung bei CBCT kV-Bildgebung, HNO. Darstellung als transversaler, sagittaler sowie koronarer Schnitt.....	75
Abbildung 60: Darstellung der Dosisverteilung bei planarer 6 MV-Bildgebung, HNO. Darstellung als transversaler, sagittaler sowie koronarer Schnitt.....	77
Abbildung 61: Darstellung der Dosisverteilung bei planarer IBL-Bildgebung, HNO. Darstellung als transversaler, sagittaler sowie koronarer Schnitt.....	79
Abbildung 62: Kreisdiagramm der Bildgebungshäufigkeit aller Bildgebungen inklusive der planar kV-Bildgebung (links) sowie exklusive der planar kV-Bildgebung (rechts). Darstellung bei HNO-Tumoren. Der Anteil der einzelnen Bildgebungen ist prozentual dargestellt.	82
Abbildung 63: Graphische Darstellung der Patientenanzahl pro CBCT 6 MV-Bildgebung bei HNO-Tumoren.....	84
Abbildung 64: Histogramm der CBCT 6 MV-Maximaldosisverteilung im realen Fall bei HNO-Tumoren.....	84
Abbildung 65: Graphische Darstellung der Patientenanzahl pro CBCT IBL-Bildgebung bei HNO-Tumoren.	86
Abbildung 66: Histogramm der CBCT IBL-Maximaldosisverteilung im realen Fall bei HNO-Tumoren.	87
Abbildung 67: Graphische Darstellung der Patientenanzahl pro CBCT kV-Bildgebung bei HNO-Tumoren.	89
Abbildung 68: Histogramm der CBCT kV-Maximaldosisverteilung im realen Fall bei HNO-Tumoren.	89
Abbildung 69: Graphische Darstellung der Patientenanzahl pro planar 6 MV-Bildgebung bei HNO-Tumoren. ..	92
Abbildung 70: Histogramm der planaren 6 MV-Maximaldosisverteilung im realen Fall bei HNO-Tumoren.....	92
Abbildung 71: Graphische Darstellung der Patientenanzahl pro planar IBL-Bildgebung bei HNO-Tumoren.....	95
Abbildung 72: Histogramm der planar IBL-Maximaldosisverteilung im realen Fall bei HNO-Tumoren.	95
Abbildung 73: Histogramm der Parotis links/rechts bei planar-Gesamt (links) und CBCT-Gesamt (rechts).	96

Abbildung 74: 3-D Histogramm der rechten versus linken Parotis bei planarer Bildgebung.....	96
Abbildung 75: Darstellung der prozentualen Häufigkeit der Einzelbildgebungen am Gesamtanteil aller Bildgebungen pro Patient bei HNO-Tumoren.	97
Abbildung 76: Darstellung der absoluten Häufigkeit der Einzelbildgebungen in Bezug auf die Gesamtbildgebung pro Patient bei HNO-Tumoren.	98
Abbildung 77: Darstellung des Dosisbeitrages jeder Einzelbildgebung pro Patient bei HNO-Tumoren.	98
Abbildung 78: Darstellung der prozentualen Häufigkeit der CBCT- (blau) und der planaren- (rot) Bildgebung an der Gesamtbildgebung pro Patient bei HNO-Tumoren.....	99
Abbildung 79: Darstellung der Anzahl der CBCT- (blau) und der planaren- (rot) Aufnahmen an der Gesamtbildgebung pro Patient bei HNO-Tumoren.....	99
Abbildung 80: Darstellung der Dosisbelastung durch die CBCT-Gesamt-Bildgebung (blau) sowie durch die planar-Gesamt-Bildgebung (rot) pro Patient bei HNO-Tumoren.....	100
Abbildung 81: Histogramm der maximalen Dosis über alle Bildgebungen bei HNO-Tumoren.	102
Abbildung 82: Boxplot über die Maximaldosis aller Risikoorgane für die gesamte Bildgebung bei HNO-Tumoren.	102
Abbildung 83: Histogramm der Maximaldosisverteilung über die gesamten Bildgebungen für die Risikoorgane Spinalkanal, Medulla oblongata, Hirnstamm bei HNO-Tumoren.	103
Abbildung 84: Boxplot Spinalkanal, Medulla oblongata, Hirnstamm über alle Bildgebungen bei HNO-Tumoren.	103
Abbildung 85: Histogramm der Maximaldosisverteilung über die gesamten Bildgebungen bei den Risikoorganen Parotis links/rechts bei HNO-Tumoren.	104
Abbildung 86: Boxplot Parotiden beidseits über alle Bildgebungen bei HNO-Tumoren.	104
Abbildung 87: Histogramm der Maximaldosisverteilung über die gesamten Bildgebungen für die Risikoorgane Cochlea links/rechts bei HNO-Tumoren.....	105
Abbildung 88: Boxplot Cochlea beidseits über alle Bildgebungen bei HNO-Tumoren.	105
Abbildung 89: Histogramm der Maximaldosisverteilung über die gesamten Bildgebungen für die Risikoorgane Bulbus links/rechts bei HNO-Tumoren.....	106
Abbildung 90: Boxplot Bulbi beidseits über alle Bildgebungen bei HNO-Tumoren.....	106
Abbildung 91: Histogramm der Maximaldosisverteilung über die gesamten Bildgebungen für die Risikoorgane Linse links/rechts bei HNO-Tumoren.	107
Abbildung 92: Boxplot Linsen beidseits über alle Bildgebungen bei HNO-Tumoren.....	107
Abbildung 93: Histogramm der Maximaldosisverteilung über die gesamten Bildgebungen für das Risikoorgan Larynx bei HNO-Tumoren.	108
Abbildung 94: Boxplot Larynx über alle Bildgebungen bei HNO-Tumoren.	108
Abbildung 95: Histogramm der Maximaldosisverteilung über die gesamten Bildgebungen für das Risikoorgan Stimmbänder bei HNO-Tumoren.	109
Abbildung 96: Boxplot Stimmbänder über alle Bildgebungen bei HNO-Tumoren.....	109

7.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Anzahl der einzelnen Bildgebungen über das gesamte Patientenkollektiv bei Kopf-Hals-Tumoren und Prostatakarzinom.	33
Tabelle 2: Dosiswerte für 16 MU bei CBCT 6 MV-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße beim Prostata-Karzinom; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.	40
Tabelle 3: Dosiswerte für 15 MU bei CBCT IBL-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße beim Prostata-Karzinom; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.	42
Tabelle 4: Dosiswerte für 799,6 mAs bei CBCT kV-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße beim Prostata-Karzinom; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.	43
Tabelle 5: Dosiswerte für 2 MU bei planar 6 MV-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße beim Prostata-Karzinom; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.	45
Tabelle 6: Dosiswerte für 2 MU bei planar IBL-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße beim Prostata-Karzinom; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.	46
Tabelle 7: Anzahl der Prostata-Patienten, die die einzelnen Bildgebungen erhielten.	47
Tabelle 8: Anzahl der Häufigkeiten über alle Bildgebungen, inklusive/exklusive planar kV-Bildgebung beim Prostata-Karzinom.	48
Tabelle 9: Reale Dosiswerte bei 40,5 MU bei CBCT 6 MV-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße beim Prostata-Karzinom; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.	50
Tabelle 10: Anzahl der Patienten pro CBCT 6 MV-Bildgebung beim Prostata-Karzinom. N=77 Aufnahmen.	51
Tabelle 11: Reale Dosiswerte bei 59,6 MU bei CBCT IBL-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße beim Prostata-Karzinom; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.	52
Tabelle 12: Anzahl der Patienten pro CBCT IBL-Bildgebung beim Prostata-Karzinom. N=144 Aufnahmen.	53
Tabelle 13: Reale Dosiswerte bei 2951,7 mAs bei CBCT kV-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße beim Prostata-Karzinom; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.	54
Tabelle 14: Anzahl der Patienten pro CBCT kV-Bildgebungen beim Prostata-Karzinom. N=129 Aufnahmen.	55
Tabelle 15: Reale Dosiswerte bei 12 MU bei planar 6 MV-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße beim Prostata-Karzinom; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.	56
Tabelle 16: Anzahl der Patienten pro planar 6 MV-Bildgebung beim Prostata-Karzinom. N=298 Aufnahmen.	57
Tabelle 17: Reale Dosiswerte bei 8 MU bei planar IBL-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße beim Prostata-Karzinom; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.	58
Tabelle 18: Anzahl der Patienten pro planar IBL-Bildgebung beim Prostata-Karzinom. N=189 Aufnahmen.	59
Tabelle 19: Alle Bildgebungen mit Darstellung der Gesamtdosiswerte sowie der Lage- und Streumaße; Angabe der Maximaldosis sowie Strahlenbelastung der Risikoorgane beim Prostata-Karzinom.	64
Tabelle 20: Dosiswerte für 6,6 MU bei CBCT 6 MV-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße bei HNO-Tumoren; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.	72

Tabelle 21: Dosiswerte für 5,8 MU bei CBCT IBL-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße bei HNO-Tumoren; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.....	74
Tabelle 22: Dosiswerte für 1032 mAs bei CBCT kV-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße bei HNO-Tumoren; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.....	76
Tabelle 23: Dosiswerte für 2 MU bei planar 6 MV-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße bei HNO-Tumoren; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.....	78
Tabelle 24: Dosiswerte für 2 MU bei planar IBL-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße bei HNO-Tumoren; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.....	80
Tabelle 25: Anzahl der HNO-Patienten, die die einzelnen Bildgebungen erhielten.	81
Tabelle 26: Absolute Häufigkeit der einzelnen Bildgebungen, inklusive/exklusive planar kV-Bildgebung bei HNO-Tumoren.	81
Tabelle 27: Reale Dosiswerte bei 9,6 MU bei CBCT 6 MV-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße bei HNO-Tumoren; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.	83
Tabelle 28: Anzahl der CBCT 6 MV-Bildgebungen bei HNO-Patienten. N=16 Aufnahmen.	83
Tabelle 29: Reale Dosiswerte bei 15,4 MU bei CBCT IBL-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße bei HNO-Tumoren; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.....	85
Tabelle 30: Anzahl der CBCT IBL-Bildgebungen bei HNO-Tumoren. N=119 Aufnahmen.	86
Tabelle 31: Reale Dosiswerte bei 1484,7 mAs bei CBCT kV-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße bei HNO-Tumoren; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.	88
Tabelle 32: Anzahl der CBCT kV-Bildgebungen bei HNO-Tumoren. N=22 Aufnahmen.	89
Tabelle 33: Reale Dosiswerte bei 6,3 MU bei planar 6 MV-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße bei HNO-Tumoren; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.	91
Tabelle 34: Anzahl der planar 6 MV-Bildgebung bei HNO-Tumoren. N=174 Aufnahmen.	92
Tabelle 35: Reale Dosiswerte bei 11,3 MU bei planar IBL-Bildgebung mit Darstellung der Lage- und Streumaße bei HNO-Tumoren; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.	94
Tabelle 36: Anzahl der planar IBL-Bildgebung bei HNO-Tumoren. N=312 Aufnahmen.	95
Tabelle 37: Alle Bildgebungen mit Darstellung der Gesamtdosiswerte sowie der Lage- und Streumaße bei HNO-Tumoren; Angabe der Maximaldosis sowie der Risikoorganbelastung.....	101
Tabelle 38: Maximale Bildgebungs-dosis und maximale Dosis der Risikoorgane gemittelt über alle Prostata-Patienten. Die Standardabweichung ist in Klammern angegeben. Die Dosisangabe erfolgt in cGy. Abgebildet sind die gemittelten Daten von CBCT 6 MV mit 16 MU, CBCT IBL mit 13 MU. Die gemittelten Werte der CBCT kV-Bildgebung beziehen sich auf 778 mAs.	111
Tabelle 39: Maximale Bildgebungs-dosis und maximale Dosis der Risikoorgane gemittelt über alle HNO-Patienten. Die Standardabweichung ist in Klammern angegeben. Die Dosisangabe erfolgt in cGy. Abgebildet sind die gemittelten Daten von CBCT 6 MV mit 7 MU, CBCT IBL mit 6 MU. Die gemittelten Werte der CBCT kV-Bildgebung beziehen sich auf 1032 mAs.	113
Tabelle 40: Zusammenfassende Darstellung der aktuellen Studien sowie der vorliegenden Arbeit zur CBCT 6 MV-Bildgebung bei HNO-Tumoren.....	115

Tabelle 41: Zusammenfassende Darstellung der aktuellen Studien sowie der vorliegenden Arbeit zur CBCT 6 MV-Bildgebung beim Prostata-Karzinom.....	115
Tabelle 42: Zusammenfassende Darstellung der aktuellen Studien sowie der vorliegenden Arbeit zur CBCT IBL-Bildgebung beim Prostata-Karzinom.....	116
Tabelle 43: Zusammenfassende Darstellung der aktuellen Studien sowie der vorliegenden Arbeit zur CBCT kV-Bildgebung beim Prostata-Karzinom.....	116
Tabelle 44: Zusammenfassende Darstellung der aktuellen Studien sowie der vorliegenden Arbeit zur CBCT kV-Bildgebung bei HNO-Tumoren.....	117

7.3 Abkürzungsverzeichnis

CBCT	Cone Beam Computertomographie
cGy	Zentigrey
CTV	Clinical target volume
3DCRT	3D Conformal Radiation Therapy
FFF	Flattening filter free
GTV	Gross tumor volume
IGRT	Image-guided radiotherapy
IMRT	Intensity Modulated radiation therapy
IBL	Image beam line
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurement
kV	kiloVolt
mAs	Milliamperesekunde
MU	Monitoreinheit
MV	Megavolt
PTV	Planning target volume
TBL	Treatment beam line

8. Literaturverzeichnis

1. Amer A, Marchant T, Sykes J, Czajka J, Moore C (2007) Imaging doses from Elekta Synergy X-ray cone beam CT system. *The British Journal of Radiology* 80(954): 476-482.
2. Chow JC, Leung MK, Islam MK (2008) Evaluation of the effect of patient dose from cone beam computed tomography on prostate IMRT using Monte Carlo simulation. *Medical Physics* 35(1): 52-60.
3. Delana A, Menegotti L, Bolner A (2009) Impact of residual setup error on parotid gland dose in intensity-modulated radiation therapy with or without planning organ-at-risk margin. *Strahlentherapie und Onkologie* 185(7): 453-459.
4. Die Empfehlung der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) von 2007. ICRP-Veröffentlichung 103, verabschiedet im März 2007. Veröffentlichungen der internationalen Strahlenschutzkommission. Deutsche Ausgabe herausgegeben vom Bundesamt für Strahlenschutz.
5. Ding G, Munro P, Pawlowski J, Malcolm A, Coffey C (2010) Reducing radiation exposure to patients from kV-CBCT imaging. *Radiotherapy and Oncology* 97(3): 585-592.
6. Ding G, Munro P (2013) Radiation exposure to patients from image guidance procedures and techniques to reduce the imaging dose. *Radiotherapy and Oncology* 108(1): 91-98.
7. Dzierma Y, Nuesken F, Licht NP, Ruebe C (2013) Dosimetric properties and commissioning of cone-beam CT image beam line with a carbon target. *Strahlentherapie und Onkologie* 189(7): 566-572.
8. Dzierma Y, Nuesken F, Otto W, Alaei P, Licht NP, Rube C (2013) Dosimetry of an in-line kilovoltage imaging system and implementation in treatment planning. *International Journal of Radiation Oncology biology physics* 88(4): 913-919.
9. Dzierma Y, Ames E, Nuesken F, Palm J, Licht N, Rube C (2015) Image quality and dose distributions of three linac-based imaging modalities. *Strahlentherapie und Onkologie* 191(4): 365-374.
10. Heemsbergen WD, Hoogeman MS, Witte MG (2007) Increased risk of biochemical and clinical failure for prostate patients with a large rectum at radiotherapy planning: results from the Dutch trial of 68 Gy versus 78 Gy. *International Journal of Radiation Oncology biology physics* 67(5): 1418-1424.
11. Hummel D (2013) Ein maschinenbezogenes Qualitätssicherungssystem für die intensitätsmodulierte Strahlentherapie. Unveröffentlichte Dissertation, Technische Universität Stuttgart.
12. Kan M, Leung L, Wong W, Lam N (2008) Radiation dose from cone beam computed tomography for image-guided radiation therapy. *International Journal of Radiation Oncology biology physics* 70(1) 272-279.
13. Klassische Planung, Pinnacle3. Benutzerhandbuch, Version 9. Philips.
14. Krebs in Deutschland 2009/2010. 9. Ausgabe. Robert Koch-Institut (Hrsg.) und die Gesellschaft der epidemiologischen Krebsregister in Deutschland e.V. (Hrsg.). Berlin, 2013.

15. Leitlinienprogramm Onkologie, S3-Leitlinie Prostatakarzinom, Version 2.0, 1. Aktualisierung 2011.
16. Potters I, Gaspar LE, Kavanagh B (2010) American Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ASTRO) and American College of Radiology (ACR): Practice Guidelines for Image-Guided Radiation Therapy (IGRT). *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* 76(2): 319-325.
17. Schiefer H (2009) Kontrollen des Planungs-Bestrahlungsprozesses bei IMRT. Inauguraldissertation, Universität Basel.
18. Schlegel W, Mahr A (2001) 3D conformal radiation therapy: Multimedia introduction to methods and techniques. Springer Verlag, Heidelberg.
19. Schneeberger M (2003) Spezifikation und Einsatz eines Stereokamerasystems zur videobasierten Patientenpositionierung in der Präzisionsstrahlentherapie. Unveröffentlichte Dissertation, Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg.
20. Shah A, Aird E, Shekhdar J (2012) Contribution to normal tissue dose from concomitant radiation for two common kV-CBCT systems and one MVCT system used in radiotherapy. *Radiotherapy and Oncology* 105(1): 139-144.
21. Song WY, Kamath S, Ozawa S, Ani SA, Chvetsov A, Bhandare N, Palta JR, Liu C, Li JG (2008) A dose comparison study between XVI and OBI CBCT systems. *Medical Physics* 35(2): 480-486.
22. Spezi E, Downes P, Jarvis R, Radu E, Staffurth J (2012) Patient-specific three-dimensional concomitant dose from cone beam computed tomography exposure in image-guided radiotherapy. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* 83(1): 419-426.
23. SSK, Strahlenschutzkommission. Physikalisch-technische Qualitätssicherung in der Strahlentherapie – Vorschläge zur Prüfung des gesamten Behandlungssystems. Empfehlung der Strahlenschutzkommission. Verabschiedet in der 241. Sitzung der Strahlenschutzkommission am 28./29. April 2010.
24. Stützel J, Oelfke U, Nill S (2008) A quantitative image quality comparison of four different image guided radiotherapy devices. *Radiotherapy and Oncology* 86(1): 20-24.
25. Walter C, Boda-Heggemann J, Wertz H, Loeb I, Rahn A, Lohr F, Wenz F (2007) Phantom and in-vivo measurements of dose exposure by image-guided radiotherapy (IGRT): MV portal images vs. kV portal images vs. cone-beam CT. *Radiotherapy and Oncology* 85(3): 418-423.
26. Wen N, Guan H, Hammoud R, Pradhan D, Nurushev T, Li S, Movsas B (2007) Dose delivered from Varian's CBCT to patients receiving IMRT for prostate cancer. *Physics in Medicine and Biology* 52(8): 2267-2276.
27. Zabel-du Bois A, Nill S, Ulrich S, Oelfke U, Rhein B, Haering P, Milker-Zabel S, Schwahofer A (2012) Dosimetric integration of daily mega-voltage cone-beam CT for image-guided intensity-modulated radiotherapy. *Strahlentherapie und Onkologie* 188(2): 120-126.

9. Internet-Adressen

1. www.find-clever.de/produkte/imrt-besonderheiten-in-planung-und-technik-1008661-20090820.html
2. www.healthcare.siemens.de/radiation-oncology/upgrades-and-options-for-your-linac/diagnosis-and-follow-up/cone-beam-ct-imaging-with-in-line-kview/technical-specifications
3. www.icrp.org/docs/P103_German.pdf
4. www.icru.org/
5. www.klinikum.uni-heidelberg.de
6. www.krebsdaten.de
7. www.krebsgesellschaft.de
8. www.precisionradiotherapy.com/RadiationTherapy.html
9. www.radiation-therapy-review.com
10. www.radonc.med.tu-muenchen.de
11. www.rki.de/Krebs/DE/Content/Krebsarten/Prostatakrebs/prostatakrebs_node.html
12. www.strahlentherapie-erfurt.de/Index_18.html
13. www.unimedizin-mainz.de/hno
14. www.uniklinikum-regensburg.de/kliniken-institute/strahlentherapie/Medizinische_Leistungen/Technische_Ausstattung/index.php
15. www.varian.com/oncology/products/treatment-delivery/clinac-ix?cat=overview

10. Publikation

Dzierma Y, Ames E, Nuesken F, Palm J, Licht N, Rübe C (2015) Image quality and dose distributions of three linac-based imaging modalities. Strahlentherapie und Onkologie 191: 365-374.

Konferenzbeiträge

Ames E, Dzierma Y, Nuesken F, Licht N, Rübe Ch, 2014. Imaging doses for prostate and head-and-neck patients using three different on-board imaging systems, Posterbeitrag, Dreiländertagung für Medizinische Physik (DGMP, SGMP, ÖGMP) in Zürich, 07.-10.09.2014

Dzierma Y, Ames E, Nüsken F, Licht N, Rübe Ch (2015) Bildgebungs-dosis dreier Linac-basierter IGRT-Systeme in der klinischen Routine, Posterbeitrag, DEGRO-Jahrestagung in Hamburg, 25.-28.06.2015

11. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich ganz herzlich bei meiner Doktormutter und Betreuerin Priv.-Doz. Dr. rer. nat. Yvonne Dzierma für die erstklassige Betreuung und Unterstützung bedanken. Ich konnte mich jeder Zeit in allen Fragen an sie wenden.

Des Weiteren danke ich Prof. Dr. med. Christian Rube, Chefarzt der Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, für die freundliche Aufnahme und die Ermöglichung dieser Arbeit.

Ebenfalls möchte ich Dr. rer. nat. Frank Nüsken erwähnen, der mich mit hilfreichen und konstruktiven Anmerkungen unterstützte.

Darüber hinaus danke ich Herrn Dr. med. Jan Palm für die praktischen Erläuterungen sowie die Demonstration einer strahlentherapeutischen Behandlung.

Außerdem bedanke ich mich bei allen Mitarbeitern der Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie am Universitätsklinikum in Homburg/ Saar für die freundliche und hilfsbereite Unterstützung sowie für die angenehme Arbeitsatmosphäre.

Ein ganz großer Dank sei an dieser Stelle auch meiner Kollegin und Freundin Mareike Haas gewidmet, die mir diese Arbeit vermittelt hat und die mich zu jeder Zeit moralisch und mit Rat und Tat unterstützt hat.

Mein ganz besonderer Dank gilt meinem Freund Roberto D'Amelio für die unglaubliche Unterstützung, die ich von ihm bei der vorliegenden Arbeit sowie während meines gesamten Studiums erhalten habe.

Ein weiterer, ganz besonderer Dank geht an meine Eltern, die mir den Rücken gestärkt haben und mich immer wieder zu der Fertigstellung dieser Arbeit ermutigt haben.

11. Lebenslauf

Persönliche Daten

Name, Vorname	Ames, Evemarie
Geburtsort	St. Wendel
Geburtsdatum	10.10.1982
Nationalität	deutsch

Ausbildung

1988-2001	Schulische Ausbildung
2001	Abitur
2001-2008	Studium der Psychologie, Universität des Saarlandes
2008	Abschluss als Diplom Psychologin
2007-2013	Studium der Humanmedizin, Universität des Saarlandes
2009	1. Staatsexamen
2013	2. Staatsexamen, ärztliche Approbation
Seit 2014	Assistenzarzt-Tätigkeit in der Inneren Medizin 05/14-10/2014 Innere Medizin KKH St.Ingbert 11/2014-jetzt Innere Medizin MKH St.Wendel