

Eva Haas, BSc

**Periphere Dosis und Risikoorgandosis
bei der Strahlentherapie der Brust in
Abhängigkeit von der
Bestrahlungstechnik**

MASTERARBEIT

zur Erlangung des akademischen Grades
Diplom-Ingenieurin

Masterstudium Technische Physik



Technische Universität Graz

Betreuer:

Assoc.Prof. Dipl.-Phys. Dr.rer.nat. Wolfgang Sprengel
Institut für Materialphysik

Graz, Februar 2013

Deutsche Fassung:
Beschluss der Curricula-Kommission für Bachelor-, Master- und Diplomstudien vom 10.11.2008
Genehmigung des Senates am 1.12.2008

EIDESSTÄTTLICHE ERKLÄRUNG

Ich erkläre an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig verfasst, andere als die angegebenen Quellen/Hilfsmittel nicht benutzt, und die den benutzten Quellen wörtlich und inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am

.....
(Unterschrift)

Englische Fassung:

STATUTORY DECLARATION

I declare that I have authored this thesis independently, that I have not used other than the declared sources / resources, and that I have explicitly marked all material which has been quoted either literally or by content from the used sources.

.....
date

.....
(signature)

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Physikalische und biologische Grundlagen	3
2.1	Wechselwirkungen von Photon mit Materie	3
2.2	Wechselwirkungen von Elektronen mit Materie	9
2.3	Dosimetrie	13
2.4	Strahlenwirkung auf Gewebe	21
3	Gerätetechnik und Dosimetrie in der Strahlentherapie	29
3.1	Strahlentherapie der Brust	30
3.2	Strahlungsquelle Linearbeschleuniger	34
3.3	Streu- und Leckstrahlung	43
3.4	Detektoren	45
4	Bestrahlungstechniken	51
4.1	Klassische Bestrahlungstechnik	51
4.2	Mono-isozentrische Bestrahlungstechnik	52
4.3	IMRT-Bestrahlungstechnik	53
5	Simulation	57
5.1	Bestrahlungsplanung an 10 Patientinnen	57
5.2	Bestrahlungsplanung am ATOM-Phantom	76
5.3	Allgemeines zu den drei Techniken	79
6	Messungen	81
6.1	Thermolumineszenzdosimeter	81
6.2	Phantom	88
7	Diskussion	101
7.1	Bestrahlungsplanung an realen Patientinnen	101
7.2	Planung und Messungen am Phantom	105
7.3	Ausblick	108
	Literaturverzeichnis	109

Danksagung

Diese Diplomarbeit ist in Kooperation mit der Universitätsklinik für Strahlentherapie-Radioonkologie des LKH Graz entstanden. An dieser Stelle möchte ich mich herzlich bei Dipl.-Ing. Dr. Peter Winkler und seinem Team für die Unterstützung bedanken.

Für meine Männer

Kurzfassung

Für Brusttumorpatientinnen ist die Strahlentherapie mit hochenergetischer Photonenstrahlung ein Bestandteil des Behandlungskonzepts. Dabei ist die Schonung von gesundem Gewebe sehr wichtig, um das Risiko strahleninduzierter Nebenwirkungen wie Sekundärkarzinomen gering zu halten.

Das Ziel der Arbeit ist es, die Qualität dreier unterschiedlicher Planungsansätze bei der Bestrahlung in Bezug auf Zielvolumenerfassung, Belastung der Risikoorgane und peripherer Gebiete zu untersuchen. Die Methoden sind:

1. Tangentiale Technik mit Isozentren der Bestrahlungsfelder auf der Haut
2. Tangentiale Technik mit Isozentrum der Felder im Brustvolumen
3. Intensitätsmodulierte Technik (IMRT) mit sieben Bestrahlungsfeldern

Anhand Daten aus der Computer-Tomographie (CT) von zehn Patientinnen wird für jede der Techniken mit der Planungssoftware Pinnacle (Philips) ein Bestrahlungsplan erstellt. Die Dosisverteilungen für die einzelnen Planungsansätze werden berechnet und gegenübergestellt. Um Aussagen über die Dosen in peripheren Gebieten treffen zu können, werden an einem anthropomorphen Phantom Bestrahlungen durchgeführt. An 50 Stellen im Phantom werden mittels Thermolumineszenzdosimeter die Strahlungsdosen gemessen.

Die Ergebnisse dieser Arbeit lassen sich wie folgt zusammenfassen. Die Zielvolumenerfassung unter Verwendung der IMRT ist im Vergleich zu den tangentialen Methoden günstiger, die *near-maximum*-Dosis $D_{2\%}$ kann um 1.5 Gy gesenkt werden. Für die Risikoorgane (OAR) gilt, dass hohe Dosen verringert werden ($D_{2\%}$ -Dosis der ipsilateralen Lunge um 4.2 Gy bzw. 5.1 Gy geringer, $D_{2\%}$ -Dosis des Herzens um 8.5 Gy bzw. 8.9 Gy), gleichzeitig steigt das Volumen, das niedrigere Dosen aufnimmt. Dadurch verändern sich die mittleren Dosisbelastungen kaum. Zwischen den tangentialen Techniken besteht bezüglich der Dosis in den OAR kein signifikanter Unterschied. Die Messungen am Phantom zeigen höhere Dosen in den peripheren Gebieten für die IMRT-Technik. Hier sind verglichen mit der zuerstgenannten tangentialen Technik $(60 \pm 12)\%$ mehr Monitoreinheiten (MU) nötig, um die gleiche Dosis in der Brust zu erzielen. Die mono-isozentrische Technik können die MU um $(15 \pm 13)\%$ senken, es resultiert eine geringere periphere Dosis.

Abstract

Radiation therapy is an important component in the treatment of breast cancer patients. To decrease radiation-induced side effects such as secondary cancers, the most efficient way is by reducing the dose administered to healthy tissue.

The objective of this thesis is to compare several breast radiotherapy planning techniques regarding dose coverage of the planning target volume (PTV), exposure of organs at risk and peripheral regions. The three methods are:

1. Tangential technique using isocentres of the x-ray-beams on the skin
2. Tangential technique using one isocentre inside the PTV
3. Intensity-modulated radiation therapy (IMRT) - a technique with seven sub-beams

For each method, ten treatment plans were developed from the computer tomography (ct) data of former patients and the dose distribution for each treatment was simulated and compared. In addition, a phantom (life-like artificial model) was used to create treatment plans and measure the actual tissue exposure using thermoluminescence dosimeters at 50 locations inside the phantom.

The IMRT-technique improved the coverage of the PTV compared to the two tangential techniques with the near maximum dose $D_{2\%}$ reduced by 1.5 Gy. High doses in organs at risk were decreased ($D_{2\%}$ -dose 4.2 Gy and 5.1 Gy lower in ipsilateral lung, $D_{2\%}$ -dose 8.5 Gy and 8.9 Gy lower in heart) by applying IMRT, but the volume absorbing lower doses was increased resulting in an overall unchanged mean dosage. Concerning the organs at risk there were no remarkable differences between the two tangential techniques. The measurements with the dosimeters revealed an increase of the exposure in peripheral regions, when the IMRT - technique was used. To achieve the same dosage in the breast, $(60 \pm 12)\%$ monitor units (MU) were needed. As a result, the leakage radiation originating from the linear accelerator was increased. The tangential technique with one single isocentre reduced the amount of MU by $(15 \pm 13)\%$ in comparison to the other tangential technique, thus implying a lower peripheral dose overall.

Kapitel 1

Einleitung

Durchschnittlich erkrankt eine von neun Frauen während ihres Lebens an Brustkrebs. Am häufigsten sind Frauen zwischen dem 50. und dem 69. Lebensjahr betroffen [1]. Im Allgemeinen ist es bei der Behandlung dieser Krankheit üblich, zuerst den Tumor mit einem ausreichenden Sicherheitsabstand chirurgisch zu entfernen und anschließend die gesamte betroffene Brust homogen zu bestrahlen. Durch die Bestrahlung sollen eventuelle Reste des Tumors abgetötet und somit die Entstehung eines Rezidives, also das Wiederauftreten des Tumors, vorgebeugt werden. Studien zeigen, dass durch diese Vorgehensweise die In-Brust-Rezidivrate eindeutig gesenkt und somit die Lebenserwartung erhöht werden kann [2].

Das Bewusstsein der Bevölkerung für Brustkrebs hat sich in den letzten Jahrzehnten stark verändert. Aufgrund von häufigeren Selbstkontrollen bzw. Kontrollen beim Facharzt und verbesserten Diagnosemethoden können in den Industriestaaten mehr als zwei Drittel aller Brusttumoren in einem frühen Stadium entdeckt werden [3], wodurch die Erfolgsraten der Behandlungen steigen. Insbesondere bei jüngeren Patientinnen sollte aufgrund der hohen Lebenserwartungen darauf geachtet werden, das Risiko eines strahleninduzierten Sekundärkarzinoms und anderer Nebenwirkungen möglichst gering zu halten. Vor allem die kontralaterale Brust, die Lungenflügel und das Herz liegen in der Nähe des zu bestrahlenden Volumens und sind daher besonders gut zu schützen. Aber auch die Strahlenbelastung in von der zur behandelnden Brust weiter entfernt liegenden Geweben sollte minimal sein.

Zur Zeit werden an der Universitätsklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie in Graz bei der Strahlentherapie der Brust meist 6 MeV-Photonenstrahlen aus zwei entgegengesetzten Richtungen tangential auf die Brust gerichtet. In dieser Arbeit soll untersucht werden, ob durch den Einsatz alternativer Behandlungstechniken die Strahlenbelastung im gesunden Gewebe reduziert werden kann, während in der vom Tumor betroffenen Brust ei-

ne homogene Dosis aufgebaut wird. Dabei ist darauf zu achten, dass diese Belastung nicht nur durch direkte Einstrahlung der Photonen und dadurch resultierenden Wechselwirkungen mit dem Gewebe entsteht. Streuprozesse im Körper der Patientin leisten ebenso ihren Beitrag, wie auch im strahlen-erzeugenden Linearbeschleuniger verursachte Streu- und Leckstrahlung.

Um die Qualität der verschiedenen Bestrahlungstechniken bezüglich der Homogenität der Dosis in der zu behandelnden Brust und der Schonung des gesunden Gewebes überprüfen zu können, wurden zehn bereits an der Klinik behandelte Patientinnen aus dem Archiv ausgewählt. Diese Patientinnen stellen einen möglichst realistischen Querschnitt der Bevölkerung dar, so besitzen sie verschiedene Brustvolumina und *Body-Mass*-Indizes. Anhand der vorliegenden Computertomographie-Datensätze können für jede Patientin mit Unterstützung eines PC-Programmes Bestrahlungspläne der verschiedenen Techniken erstellt und zur Auswertung die durchschnittliche Dosisbelastung des umliegenden Gewebes ermittelt werden. Auf diese Art und Weise werden individuelle Besonderheiten der Anatomie der Patientinnen ausgeglichen.

Der Nachteil dieser Methode besteht darin, dass die verwendete Software die Dosisverteilung in vom Bestrahlungsgebiet entfernt liegenden Bereichen nur unzulänglich berechnet. Um die aus den verschiedenen Techniken resultierenden peripheren Dosen untersuchen zu können, wird daher ein anthropomorphes Ganzkörperphantom herangezogen. Von diesem werden CT-Aufnahmen von Kopf bis Becken angefertigt, anhand derer ebenfalls Bestrahlungspläne erstellt werden. Anschließend werden diese Bestrahlungen am Phantom durchgeführt und an verschiedenen Stellen die resultierenden Dosen mittels Thermolumineszenzdetektoren überprüft. So können einerseits Dosen in weit von der Brust entfernt liegenden Gebieten bestimmt und andererseits die Genauigkeit der verwendeten Planungssoftware in den verschiedenen Regionen des Phantoms überprüft werden.

Kapitel 2

Physikalische und biologische Grundlagen

In diesem Abschnitt wird erläutert, welche physikalischen und biologischen Prozesse bei der Bestrahlung von Gewebe mit energiereichen Photonen hervorgerufen werden und wie diese zur Behandlung von Brustkrebspatientinnen ausgenutzt werden können:

Trifft ein Photonenstrahl auf Materie bzw. menschliches Gewebe, so werden durch eine Vielzahl von Wechselwirkungsprozessen Sekundärelektronen ausgelöst, die wiederum anschließend durch Stöße entlang ihrer Bahn Energie an das Gewebe abgeben. Es entstehen dabei sogenannte Radikale, die Veränderungen in kritischen Strukturen (DNA, Membrane,...) bewirken können. Diese beeinträchtigen die Teilungsfähigkeit der Gewebezelle, es kommt zum Zelltod. Gleichzeitig treten im Gewebe Reparaturvorgänge auf, die den Schädigungen entgegenwirken. Da Tumorzellen häufig strahlenempfindlicher sind als gesunde Zellen, werden bei gleicher Energiedosis im Tumor mehr Zellen abgetötet als im Normalgewebe. Dieser Umstand ist bei der Strahlentherapie von Nutzen.

2.1 Wechselwirkungen von Photon mit Materie

Damit überhaupt eine Energiedosis in einem Material aufgebaut (also Energie vom Material absorbiert) werden kann und infolgedessen eine Wirkung ermöglicht wird, muss die elektromagnetische Strahlung mit dem Material interagieren [4]. Dadurch wird die Photonenstrahlung vom Material durch Absorption und Streuung abgeschwächt. Dies bedeutet einen Intensitätsverlust im Primärstrahlbündel, also eine Abnahme der Photonenanzahl [5]. Die Abschwächung nimmt mit der Materialdicke, der Materialdichte und der Kernladungszahl der Atome des Materials zu. Je mehr Energie die Strah-

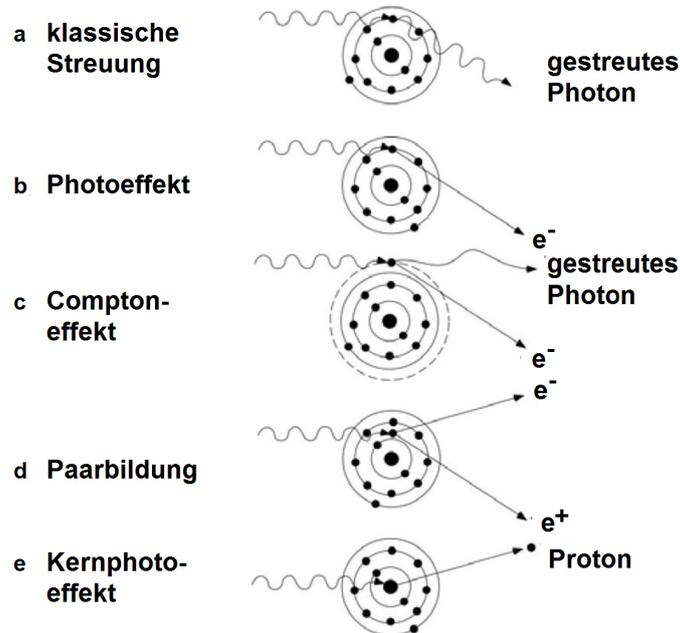


Abbildung 2.1: Photonenwechselwirkungen mit Materie; klassische Streuung, Photoeffekt und Comptoneffekt sind Wechselwirkungen mit der Elektronenhülle, bei der Paarbildung interagiert das Photon mit dem Coulombfeld des Atomkerns und Kernreaktionen sind Wechselwirkungen mit dem Atomkern, nach [3D-CT]

lung besitzt, desto geringer ist die Abschwächung des Strahles [1].

Die Wechselwirkungen von indirekt ionisierender Strahlung (der die zur Behandlung von Brusttumoren eingesetzte energiereiche Photonenstrahlung zuzuordnen ist) mit Materie kann man unterscheiden in Wechselwirkungen mit den Atomhüllen und in Wechselwirkungen mit den Atomkernen des Materials. Zu den ersteren zählen die klassische, elastische Streuung, der Photoeffekt und die inelastische Streuung, der Comptoneffekt. Bei der Wechselwirkung mit dem Coulombfeld der Atomkerne kann es zur sogenannten Paarbildung kommen und bei sehr hohen Energien kann die direkte Wechselwirkung mit einem Atomkern zu Kernphotoreaktionen führen [5]. Die wichtigsten Wechselwirkungen sind in Abb. 2.1 veranschaulicht.

2.1.1 Wechselwirkung mit der Atomhülle

Klassische Streuung

Der Photonenstrahl gelangt in die Nähe der Elektronenhülle, deren Elektronen durch das Feld der elektromagnetischen Welle zu harmonischen Schwingungen mit derselben Frequenz wie die der Welle angeregt werden, s. Abb. 2.1 a. Durch diese Oszillation wird wiederum eine neue elektromagnetische Welle mit der selben Frequenz in eine andere Richtung abgestrahlt (Dipolstrahlung). Es scheint, als würde der Photonenstrahl einfach abgelenkt, es wird keine Energie an das Atom abgegeben (rückstoßfreie Streuung). Die Schwächung der Strahlung erfolgt also nur durch eine räumliche Aufweitung.

Der Wirkungsquerschnitt dieser elastischen Streuung ist in etwa proportional zum Quadrat der Kernladungszahl Z und indirekt proportional zum Quadrat der Photonenenergie. Für das menschliche Gewebe (mittleres $Z=7$, eher niedrige Ordnungszahl, viel Wasser) tritt die klassische Streuung nur für Photonenenergien bis 20 keV auf [5, 6].

Photoeffekt

Eine weitere Möglichkeit zur Wechselwirkung zwischen Photon und Elektronenhülle stellt der Photoeffekt dar: Das Photon wird vom Atom absorbiert und seine Energie auf ein Elektron in einer inneren Schale übertragen (bevorzugt werden Elektronen der K- und die L-Schalen), das somit die Atomhülle verlassen kann, s. Abb. 2.1 b. Den Energieanteil des Photons, der nicht für die Überwindung der Bindungsenergie benötigt wird, übernimmt das Elektron als Bewegungsenergie. Die Photonenenergie muss demnach größer als die Bindungsenergie sein, damit der Photoeffekt stattfinden kann. Zwischen den Photoelektronen (Sekundärteilchen) und den anderen Atomen des Materials kann es anschließend zu Wechselwirkungen kommen. Diese Prozesse werden in Abschn. 2.2 eingehend besprochen.

Die entstandene Lücke in der inneren Schale der Atomhülle wird durch ein weiter außen liegendes Elektron (höheres Energieniveau) wieder aufgefüllt. Dabei wird Energie frei, die entweder auf ein Elektron einer äußeren Schale übertragen wird, das wiederum die Atomhülle verlässt (Auger-Elektron, wahrscheinlicher bei kleinen Ordnungszahlen bis 30) oder es wird ein Photon mit dieser Energie ausgesandt (wahrscheinlicher für Ordnungszahlen größer als 30).

Die Wahrscheinlichkeit einer Wechselwirkung hängt von der Dichte des Materials und von der Ordnungszahl des Materials ab. Je schwerer ein Atom ist, desto größer ist die Bindungsenergie der Elektronen der inneren Schalen und

damit auch die Wechselwirkungswahrscheinlichkeit. Sie ist also am größten in dichten Materialien mit hoher Ordnungszahl [5, 6].

Der Photoeffekt spielt vor allem bei niedrigeren Photonenenergien (bis 100 keV) und hohen Ordnungszahlen eine Rolle, in der Medizin daher eher in der Röntgendiagnostik. Im menschlichen Körper haben charakteristische Röntgenstrahlung oder Auger-Elektronen Energien kleiner 0.5 keV und werden am Ort des Photoeffekts absorbiert [7]. Die bereits angesprochene starke Abhängigkeit des Wirkungsquerschnitts des Photoeffekts von der Kernladungszahl (etwa Z^3) und der Dichte wird bei der Bildgebung in der Röntgendiagnostik ausgenutzt. Verschiedene Gewebetypen können so gut unterschieden werden, Knochen und Kontrastmittel werden aufgrund ihrer hohen Ordnungszahl auf einem Röntgenfilm als stark absorbierend dargestellt [1].

Comptoneffekt

Unter dem Comptoneffekt versteht man die inelastische Streuung von Photonen an äußeren Elektronen, s. Abb. 2.1 c. Er tritt bei denjenigen Hüllenelektronen auf, die nur schwach an das Atom gebunden sind. Da die betreffenden Elektronen als annähernd frei betrachtet werden können, hängt die Wechselwirkungswahrscheinlichkeit hier weniger von der Ordnungszahl des Materials ab, viel mehr ist die Elektronendichte ein wichtiger Parameter.

Der Prozess läuft folgendermaßen ab: Ein Photon löst ein schwach gebundenes Elektron aus der Atomhülle und überträgt einen Teil seiner Energie. Das Photon fliegt mit reduzierter Energie als Streuquant weiter, jedoch wird es aus seiner ursprünglichen Richtung abgelenkt, der Ablenkwinkel kann zwischen $0-180^\circ$ betragen. Die Flugbahn des Elektrons liegt in einem Winkel von $0-90^\circ$ zur ursprünglichen Strahlrichtung, das Elektron kann wiederum neue Wechselwirkungen auslösen [6].

Der Wirkungsquerschnitt des Comptoneffekts ist proportional zur Ordnungszahl und zur Elektronendichte und indirekt proportional zur Energie des Röntgenprimärstrahles. Bei Materialien mit einer hohen Elektronendichte wie z.B. menschlichem Fettgewebe (enthält viel Wasserstoff) findet dieser Vorgang mit einer sehr großen Wahrscheinlichkeit statt.

Der Comptoneffekt ist von großer Bedeutung in der Röntgendiagnostik aber auch in der Röntgentherapie ab Energien von ca. 30 keV spielt er eine Rolle. Bei hohen Energien nimmt er wieder ab.

2.1.2 Wechselwirkung mit dem Atomkern

Paarbildung / Paarvernichtung

Gelangt ein Photon in die Nähe eines Atomkerns, wirkt auf es das Coulombfeld des Kerns. Bei dieser Wechselwirkung wandelt sich die Strahlungsenergie in die Masse zweier Teilchen um, ein Elektron-Positron-Paar entsteht, s. Abb. 2.1 d. Dies geschieht jedoch erst bei Photonenenergien ab 1.022 MeV, da die Ruheenergien des Teilchens und des Antiteilchens erst aufgebracht werden müssen. Die Paarbildung erfolgt demnach erst im Hochenergiebereich. Nicht weit vom Atom findet das Positron ein neues Elektron mit dem es sich vereinigen kann, sie zerstrahlen und die Massen der beiden Teilchen werden wieder zu Strahlungsenergie. Sie wird von zwei Gammaquanten mit einer Energie von jeweils 0.511 MeV getragen. Findet die Paarvernichtung in Ruhe statt, bewegen sich die Gammaquanten in entgegengesetzte Richtungen, ansonsten liegt aufgrund der Impulserhaltung ein Winkel ungleich 180° zwischen den beiden Quanten.

Aufgrund der für diesen Prozess erforderlichen sehr großen Energien tritt die Paarbildung in der Röntgendiagnostik nicht auf. Bei der Strahlentherapie steht indessen ausreichend Energie zur Verfügung, sodass dieser Prozess ablaufen kann [1].

Kernphotoeffekt

Bei dieser direkten Wechselwirkung mit dem Kern, absorbiert dieser ein Photon und wird dadurch angeregt, s. Abb. 2.1 e. Ist die Anregungsenergie groß genug, können ein oder mehrere Nukleonen emittiert werden (γ, n) , $(\gamma, 2n)$, (γ, p) , (γ, α) ... Die Schwellenenergien für diesen Vorgang liegen bei den meisten Atomen zwischen etwa 6 und 20 MeV [8]. In Analogie zum Photoeffekt in der Hülle nennt man diesen Prozess Kernphotoeffekt. Der Wirkungsquerschnitt des Kernphotoeffekts hängt in komplexer Weise von der Ordnungs- und der Atomzahl ab. Die Wahrscheinlichkeit für den Kernphotoeffekt ist viel geringer als jene für Comptoneffekt oder Paarbildung.

2.1.3 Energieabsorption von Photonenstrahlung in Materie

Energieabsorption in Vakuum und Luft

In Vakuum existieren keine Atome mit denen die Photonenstrahlung interagieren können, es kann keine Dosis aufgebaut werden. Jedoch divergiert die von einer Punktquelle ausgesendete Strahlung und dadurch nimmt die Fluenz (Anzahl der durchdringenden Teilchen pro Fläche) mit zunehmender Distanz zur Quelle quadratisch ab (Abstandsquadratgesetz) [1].

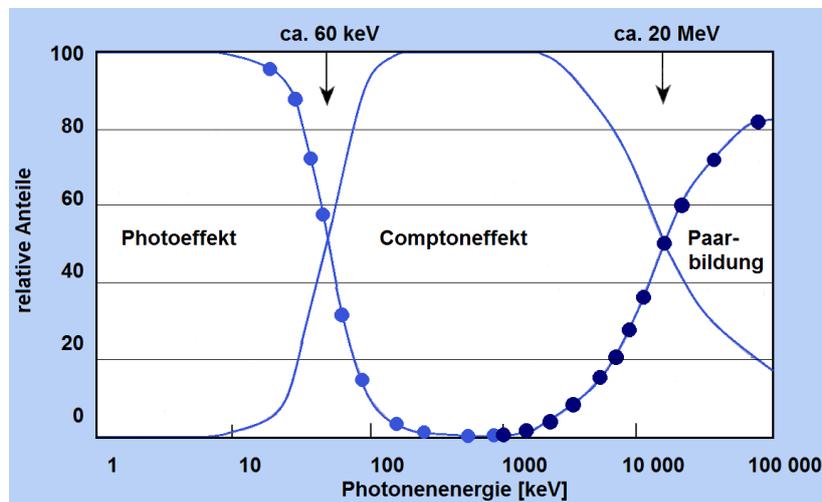


Abbildung 2.2: Relative Wahrscheinlichkeit des Auftretens des Photoeffekts, des Comptoneffekts und der Paarbildung in Abhängigkeit von der Energie der einfallenden Photonenstrahlung für ein bestimmtes Material, nach [1].

Energieabsorption in Materie

In Materie gilt das Abstandsquadratgesetz natürlich auch. Zusätzlich muss aber noch eine Schwächung der Photonenstrahlung durch Streuung und Absorption der Photonen durch Wechselwirkungen mit dem Material berücksichtigt werden. Die Streuung kann abhängig von der Energie der Photonenstrahlung, wie zuvor beschrieben, klassisch erfolgen (niederenergetisch) oder über den Comptoneffekt (hochenergetisch). Die Absorption beschreibt die Energie, die vom Strahl auf das Material übertragen wird. Hauptsächlich sind für den Aufbau einer Energiedosis im Material durch Photonen ausgelöste Sekundärelektronen verantwortlich, die ihre Energie an Atome weitergeben. Wie dies im Detail geschieht, ist Abschn. 2.2 zu entnehmen.

Zusammenfassend lässt sich für die Wechselwirkung von Photonen mit Materie sagen, dass bei niedrigen Energien (bis etwa 60 keV) der Photoeffekt überwiegt, von ca. 60 keV bis 20 MeV hauptsächlich der Comptoneffekt auftritt und bei hohen Energien ab 20 MeV die Paarbildung dominiert. Dieser Sachverhalt ist in Abb. 2.2 veranschaulicht.

Bei der klassischen Strahlentherapie wird im Linearbeschleuniger Photonenstrahlung mit einer Maximalenergie von 6 bzw. 18 MeV erzeugt. Da nicht die gesamte Energie der Elektronen im Beschleuniger in kinetische Energie der austretenden Photonen umgewandelt wird, erreichen nicht alle Photonen diese Energie. Tatsächlich liegt bei der in dieser Arbeit verwendeten Strah-

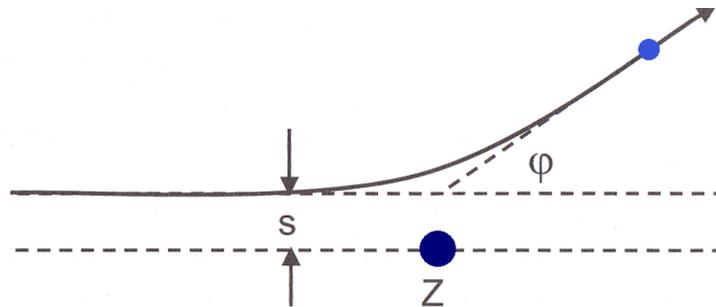


Abbildung 2.3: Der Stoßparameter s ist definiert als die kürzeste Distanz zwischen der Asymptote der Bahn des stoßenden Teilchens und der Position Z des ruhenden Teilchens. Der Ablenkwinkel der Bahn des stoßenden Teilchens zur ursprünglichen Bahnrichtung wird mit φ bezeichnet, nach [6].

lung mit einer einer Maximalenergie von 6 MeV die mittlere Energie der Photonen bei etwa 3 MeV. Wie aus Abb. 2.2 ersichtlich wird, ist wichtigste Wechselwirkung in diesem Bereich der Comptoneffekt.

2.2 Wechselwirkungen von Elektronen mit Materie

Hochenergetische Photonen können im Material Sekundärelektronen auslösen, die dann die Energie an das Material übertragen. Im Gegensatz zu den elektrisch neutralen einfallenden und gestreuten Photonen werden die Elektronen von den Coulombfeldern der Ladungen im Material beeinflusst. Hauptsächlich wechselwirken sie mit den Elektronenhüllen der Atome. Bei hohen Energien kann es durch eine Annäherung des Elektrons aber auch zu Interaktionen mit den Atomkernen kommen. Da ein Elektron viel leichter ist als das Atom, überträgt es immer nur einen geringen Impuls auf ein Atom. Es sind viele Wechselwirkungsprozesse nötig, um ein Elektron in einem Material abzubremesen. Dadurch kommt es häufig zu einer Änderung der Bewegungsrichtung des Elektrons, während sich die Position des Stoßpartners kaum ändert.

Welcher Art die Wechselwirkung des Elektrons mit dem Atom ist, hängt von der Distanz zwischen Elektron und Atom ab. Dazu wird die minimale Wechselwirkungsentfernung, der Stoßparameter, betrachtet. Der Stoßparameter s ist, wie in Abb. 2.3 zu sehen ist, als minimaler Abstand zwischen der Asymptote der Bahn des Elektrons und dem Zentrum des Atoms definiert [6].

Großer Stoßparameter Ein großer Stoßparameter (große Teilchenentfernung, $s \gg r_{Atom}$ mit r_{Atom} dem Atomradius) führt zu Wechselwirkungen des Elektrons mit der Elektronenhülle des Atoms, also zu elastischer Streuung an der Elektronenhülle, Anregung und Ionisation der Elektronenhülle und zu Cerenkov-Strahlung.

Mittlerer Stoßparameter Entspricht der Stoßparameter in etwa dem Atomradius ($s \approx r_{Atom}$) bewegt sich das Elektron sehr knapp an der Außengrenze des Atoms und es kommt zu Stößen mit einzelnen Hüllenelektronen, die als δ -Elektronen das Atom verlassen.

Kleiner Stoßparameter Bei kleinen Stoßparametern ($s \ll r_{Atom}$) gelangt das Elektron aufgrund seiner hohen Energie durch die Elektronenhülle und kann mit dem Feld des Kerns wechselwirken. Es kann zu elastischer Kernstreuung oder inelastischer Kernstreuung kommen.

Sehr kleine Stoßparameter Wenn das Elektron den Rand des Atomkerns erreicht ($s \approx r_{Kern}$ mit r_{Kern} , dem Kernradius), kann es zu direkten Wechselwirkungen mit dem Kern kommen.

In Abb. 2.4 sind die einzelnen Wechselwirkungen veranschaulicht und in Abschn. 2.2.1 und Abschn. 2.2.2 werden diese Vorgänge ausführlicher erläutert.

2.2.1 Wechselwirkungen mit der Atomhülle

Elastische Streuung

Zur elastischen Streuung kommt es, wenn ein Elektron mit einer Energie unterhalb der Anregungs- oder Ionisationsenergie der Atomhülle, mit dieser wechselwirkt, s. Abb. 2.4 a. Die Elektronenhülle verformt sich zwar durch den Einfluss der nahen Ladung, wird aber weder angeregt noch ionisiert. Da das Elektron viel leichter als das Atom ist, nimmt dieses zur Erhaltung des Impulssatzes etwas Impuls vom Elektron auf. Das Elektron bewegt sich in eine andere Richtung weiter und hat durch den Vorgang keine kinetische Energie verloren.

Anregung von Hüllenelektronen

Zu Anregungen der gesamten Elektronenhülle oder Ionisationen (Heraus schlagen von Elektronen aus der Hülle) kann es kommen, wenn das Elektron

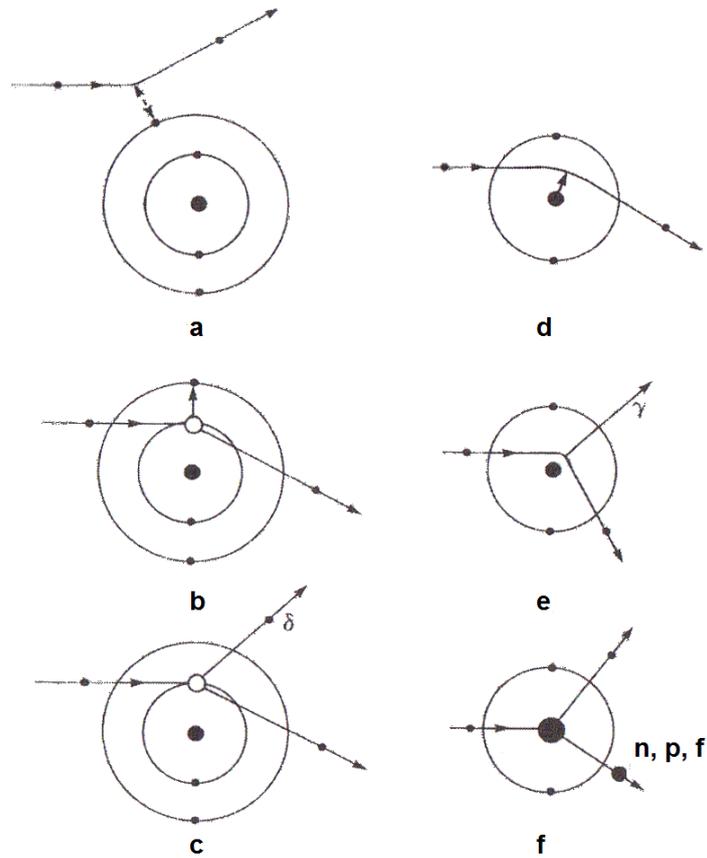


Abbildung 2.4: Elektronenwechselwirkungen mit Materie: Die linke Spalte zeigt Wechselwirkungen mit der Elektronenhülle eines Atoms, also **a** elastische Streuung, **b** Hüllenanregung und **c** Ionisation mit δ -Elektron. Die **d** elastische Coulombwechselwirkung, **e** inelastische Kernstreuung und **f** teilcheninduzierte Kernreaktionen sind Wechselwirkungen mit dem Atomkern bzw. seinem Coulombfeld, nach [6].

energiereicher ist, s. Abb. 2.4 b. Dabei wird ein großer Teil der Bewegungsenergie des Elektrons umgewandelt, es handelt sich also um einen inelastischen Prozess. Die frei werdenden Elektronen haben wenig Bewegungsenergie und geben daher ihre Energie in der Nähe ihres ehemaligen Atoms ab [6].

Die elastische und die inelastische Streuung des Elektrons an der Elektronenhülle machen mehr als die Hälfte der Prozesse aus, bei denen das Elektron seine Energie verliert. Da immer nur kleine Energiemengen übertragen werden, nennt man diese Art von Stößen auch weiche Stöße. Das Elektron wird kontinuierlich abgebremst.

Cerenkov-Strahlung

Bei sehr hoher Elektronenenergie kann es dazu kommen, dass sich das Elektron im Material schneller als die Lichtgeschwindigkeit im Material bewegt. Unter einem Winkel δ zur Ausbreitungsrichtung wird dann das Cerenkovlicht ausgestrahlt. Stimmen Geschwindigkeit des Elektrons und Lichtgeschwindigkeit überein, entsteht ein Strahlungskegel mit einem Öffnungswinkel von $90^\circ - \delta$. Man kann sich die Cerenkov-Strahlung als Äquivalent zur Bildung des Überschallknalls bei Objekten, deren Geschwindigkeiten die Schallgeschwindigkeit überschreiten, vorstellen.

Die für diesen Effekt notwendigen Energien treten bei Elektronen, die durch Therapiestrahlen im Körper ausgelöst werden, nicht auf. Die Cerenkov-Strahlung kann daher in der Strahlentherapie außer Acht gelassen werden.

Ionisation mit δ -Elektron

Im Gegensatz zu den weichen Stößen (elastische und inelastische Streuung) kommt es bei den harten Stößen nicht zu einer Wechselwirkung des Elektrons mit der gesamten Elektronenhülle, sondern es stößt gegen nur ein Elektron (binärer Stoß). Man bezeichnet sie deswegen als harte Stöße, da hierbei viel Energie verloren geht, das gestoßene Hüllenelektron, auch genannt δ -Elektron, kann mit einer viel größeren Energie unter einem größeren Streuwinkel das Atom verlassen, s. Abb. 2.4 c. Es kann anschließend durch wiederum weiche Stöße seine Energie an das Material abgeben.

2.2.2 Wechselwirkungen mit dem Atomkern

Bei höheren Energien kann das Elektronen die Elektronenhülle passieren und direkt mit dem Kern in Wechselwirkung treten [6].

Elastische Kernstreuung

Wechselwirkungen mit dem Atomkern ohne Energieverlust nennt man elastische Kernstreuung bzw. Coulombstreuung, s. Abb. 2.4 d. Da bei diesem Vorgang keine Energie an das Material abgegeben wird, kann hierbei in Bezug auf die Strahlentherapie auch keine Dosis aufgebaut werden.

Inelastische Kernstreuung

Verliert das Elektron hingegen einen Teil seiner Energie und wird im Kernfeld abgelenkt, handelt es sich um inelastische Kernstreuung, s. Abb. 2.4 e. Die Energie des Elektrons wird in Strahlungsenergie umgewandelt, Photonen entstehen (Bremsstrahlungserzeugung).

Elektroneninduzierte Kernreaktionen

Bei sehr hoher Energie kann das Elektron bis zum Kern gelangen und dort Kernreaktionen hervorrufen (analog zum Kernphotoeffekt), s. Abb. 2.4 f. Der Atomkern kann durch das Elektron angeregt werden ($e, e'\gamma$) oder kann Teilchen, wie z.B. Neutronen ($e, e'n$) und Protonen ($e, e'p$) aussenden. Zudem kann sich der Atomkern auch spalten ($e, e'f$). Für die Emission von Nukleonen muss eine bestimmte Schwellenergie überschritten werden. Bei den in der Strahlentherapie verwendeten Elektronenenergien ist die elektroneninduzierte Kernreaktion aufgrund des hierbei kleinen Wirkungsquerschnittes vernachlässigbar.

Da in der Strahlentherapie ausgenutzt wird, dass Sekundärelektronen ihre Energie an Gewebe abgeben, sind hier nur inelastische Effekte interessant. Insbesondere die inelastische Streuung an Hüllenelektronen spielt eine große Rolle. Die ebenfalls inelastischen Kernreaktionen sind im Energiebereich der Behandlungsstrahlen eher unwahrscheinlich. Die Röntgendiagnostik hingegen arbeitet mit der ausgelösten Bremsstrahlung. Da diese jedoch im verwendeten Energiebereich gering ist, resultiert ein sehr niedriger Wirkungsquerschnitt von etwa 1 %, s. [1].

2.3 Dosimetrie

Bei der Ausbreitung von Photonenstrahlung in einem absorbierenden Medium kommt es zu einem zweistufigen Prozess [9]. Zuerst wird die Energie der Photonen (indirekt ionisierend) durch die in Abschn. 2.1 beschriebenen Wechselwirkungen in kinetische Energie von schnellen Elektronen (direkt ionisierend) umgewandelt. Diese werden daraufhin im Material abgebremst und deponieren ihre Energie im Medium, s. Abschn. 2.2. Auf diese Art und Weise baut sich eine Dosis auf. Sie ist ein Maß für die Strahlungswirkung.

Ziel der Dosimetrie ist es, diese Energieumsetzungen in einem Material zu beschreiben. Die biologische Wirkung der Strahlung hängt von vielen Faktoren ab, wie z.B. der vom Gewebe absorbierten Energie, der Dichte der Ionisierungsprozesse und der Materialzusammensetzung. Um den verschiedenen Betrachtungsweisen (z.B. rechnerisch, messtechnisch) gerecht zu werden, gibt es verschiedene Dosisbegriffe, die jeweils eine Menge pro Massenelement bzw. Volumenelement angeben. Grundsätzlich wird zwischen physikalischen Dosisgrößen und Dosisgrößen für den Strahlenschutz unterschieden.

2.3.1 Physikalische Dosisgrößen

Energiedosis

Die von einem Material (bzw. einem Massenelement) absorbierte Strahlungsenergie ist die grundlegendste physikalische Messgröße und wird Energiedosis D genannt. Sie ist folgendermaßen definiert:

$$D = \frac{dE}{dm} = \frac{1}{\rho} \frac{dE}{dV} \quad (2.1)$$

Hier ist dE die gesamte mittlere Energie, die durch ionisierende Strahlung auf das Material in einem Volumenelement dV übertragen (vom Material absorbiert) wird. Die Größe dm bezeichnet das betroffene Massenelement und mit ρ ist die Massendichte des Materials gemeint [5]. Die Einheit der Energiedosis ist das Gray ($1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$).

Wichtig für die Energieabsorption sind hauptsächlich die durch die Wechselwirkungen der Photonen mit den Elektronen entstehenden Sekundärelektronen, die in der Strahlentherapie meist über den Comptoneffekt erzeugt werden. In unterschiedlichen Materialien liegen verschiedene Bindungsenergien der Elektronen vor und somit ist die Energiedosis bei gleicher Strahlungsintensität in verschiedenen Materialien nicht unbedingt gleich. Es muss daher bei der Angabe der Dosis das Absorbermaterial angegeben werden. Die Energiedosis kann man meist nicht direkt messen, sie ist jedoch aus der Ionendosis berechenbar.

Ionendosis

Die Ionendosis gibt die Zahl der Ionisationen in einem Gas (Luft) an. Sie ist der Betrag der elektrischen Ladung der Ionen eines Vorzeichens, die in trockener Luft in einem Volumenelement dV durch ionisierende Strahlung unmittelbar oder mittelbar gebildet werden [7]. Dadurch lässt sich aber noch keine Aussage treffen, welche Dosis wirklich absorbiert wird. Die Definition der Ionendosis J ist

$$J = \frac{dQ}{dm_a} = \frac{1}{\rho_a} \frac{dQ}{dV}. \quad (2.2)$$

Die Ladung wird mit dQ bezeichnet, dm_a und ρ_a sind die Masse und die Dichte der Luft und dV ist das Volumenelement. Als zur Ionendosis gehörigen Einheit gilt das Coulomb durch Kilogramm (C/kg). Wie zuvor schon erwähnt, kann die Energiedosis aus der Ionendosis, die direkt messbar ist, berechnet werden. Hierzu muss nur ein Umrechnungsfaktor K (abhängig von Material und Strahlungsenergie) berücksichtigt werden.

$$D = J \cdot K \quad (2.3)$$

Kerma

Der Begriff Kerma (üblich im angelsächsischen Raum) ist eine Abkürzung für *Kinetic Energy Released in Matter*, die Größe Kerma beschreibt also die vom Strahl auf Sekundärteilchen übertragene Bewegungsenergie:

$$K = \frac{dE_{tran}}{dm} = \frac{1}{\rho} \frac{dE_{tran}}{dV} \quad (2.4)$$

Die Summe der Anfangswerte der kinetischen Energien aller geladenen Teilchen, die von der Strahlung in einem bestimmten Volumenelement dV bzw. in einem bestimmten Massenelement dm freigesetzt werden [10], wird dE_{tran} genannt. Der Buchstabe ρ beschreibt die Massendichte des Materials. Wie bei der Energiedosis ist das Umgebungsmaterial anzugeben. Die Einheit ist ebenso Gray oder Joule pro Kilogramm.

Die Größe Kerma kann nur für indirekt ionisierende Strahlen definiert werden, d.h. Photonen- und Neutronenstrahlung. Wie sich die Sekundärteilchen nach ihrer Erzeugung verhalten, ob sie z.B. das Material verlassen oder nicht, spielt für die Größe Kerma keine Rolle. Wichtig ist nur, dass die Teilchen durch den Strahl im Volumen erzeugt wurden. Bei einer geringen Reichweite der Sekundärelektronen im Vergleich zur Absorptionslänge des Photonenstrahles ist der Kermawert fast proportional zur lokal absorbierten Energie.

Fluenz

Die Fluenz beschreibt die Anzahl der durchdringenden Teilchen dN pro Flächeneinheit dA

$$\phi = dNdA. \quad (2.5)$$

Man kann sie sich auch als Teilchendichte aufsummiert über einen bestimmten Zeitraum vorstellen. Die Fluenz nimmt entsprechend dem Abstandsquadratgesetz mit dem Abstand von der Strahlungsquelle mit $1/r^2$ ab, gegebenenfalls noch stärker, falls Teilchen absorbiert werden oder zerfallen. Energiedosis sowie Kerma sind bei Kenntnis der Fluenz berechenbar [10].

Linearer Energietransfer

Die biologische Wirkung hängt von der Zahl der Ionisationen im Material ab. Da die Ionisationsdichte schwer zu messen ist, gibt man den sogenannten Linearen Energietransfer (LET) an. Dieser ist als der Energieverlust dE des Primärstrahles entlang seines Weges dx definiert [4] und seine Einheit ist Joule pro Meter:

$$LET = \frac{dE}{dx} \quad (2.6)$$

Abgesehen von der Energiedosis der einfallenden Strahlung hängt die biologische Wirkung von ionisierender Strahlung auch von der räumlichen Verteilung der Energieübertragungen ab. So ist z.B. α -Strahlung um vieles wirksamer als Elektronenstrahlung bei gleicher Energiedosis, da bei der α -Strahlung die Schäden viel dichter auftreten. Man unterscheidet demnach zwischen dicht ionisierenden und locker ionisierenden Strahlungsarten. Zu den ersteren gehören schwere geladene Teilchen, wie α -Teilchen und Schwerionen, sie haben einen hohen LET-Wert ($\text{LET} > 3.5 \text{ keV}/\mu\text{m}$). Locker ionisierende Strahlung (z.B. Elektronen, Röntgenstrahlung) hat wegen ihres geringen Ionisierungsvermögens einen kleinen LET-Wert $< 3.5 \text{ keV}/\mu\text{m}$. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die biologische Wirkung einer Strahlung mit ihrem LET-Wert steigt.

Relative biologische Wirksamkeit

Der LET reicht aber nicht aus, um die biologische Wirkung von ionisierender Strahlung zu beschreiben, da diese neben der Ionisationsdichte auch von der Art des Gewebes und vom betrachteten Effekt abhängt. Zudem spielt auch die zeitliche Dosisverteilung (Fraktionierung) eine Rolle. All dies geht in die sogenannte relative biologische Wirksamkeit ein, die das Verhältnis zwischen der zu untersuchenden Strahlung und einer Bezugsgröße (Dosis einer 250 kV-Röntgenstrahlung) angibt [4].

$$RBW = \frac{\text{Energiedosis (Gy) der Vergleichsstrahlung}}{\text{Energiedosis (Gy) der zu untersuchenden Strahlung}} \quad (2.7)$$

Hierbei muss der betrachtete Effekt angeführt werden. Die relative biologische Wirksamkeit ist die Grundlage für die Festlegung der Strahlungswichtungsfaktoren w_R , s. Abschn. 2.3.2, und kann für jedes biologische System bestimmt werden.

2.3.2 Dosisgrößen im praktischen Strahlenschutz

Äquivalentdosis

Die Äquivalentdosis wird als die vom Körper durch Strahlung aufgenommene Energie definiert, gewichtet, je nach Strahlqualität, mit einem Faktor. Einfallende Strahlung kann viele verschiedene Auswirkungen haben, dieselbe Dosis muss nicht unbedingt den gleichen biologischen Effekt hervorrufen. So gibt es Strahlung, die schnell (auf einem kurzen Weg) absorbiert wird oder langsam. Auch muss hier wieder zwischen locker und dicht ionisierender Strahlung unterschieden werden. Um dies auch in den Dosisbetrachtungen zu berücksichtigen, wurde die Äquivalentdosis definiert. Sie kann über

$$H = D * w_R \quad (2.8)$$

bestimmt werden, mit H der Äquivalentdosis (von *hazard*), D der Energiedosis und w_R dem Strahlungs-Wichtungsfaktor, wobei R für Radiation, also die Strahlungsart, steht.

Der Wichtungsfaktor kommt dadurch zustande, dass es für die praktische Anwendung im Strahlenschutz viel zu aufwändig wäre, immer das Zusammenwirken von LET, Bestrahlungsbedingungen und relativer biologischer Wirksamkeit von Neuem zu betrachten. Somit werden diese Effekte zu einem einzigen dimensionslosen Faktor zusammengefasst. Beispiele für den Strahlungswichtungsfaktor w_R sind in Tab. 2.1 zu finden.

Die Einheit der Äquivalentdosis ist das Sievert ($1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg}$).

Tabelle 2.1: Strahlungswichtungsfaktor w_R verschiedener Strahlungsarten, nach [11]

Strahlungsart	w_R
Photonen (Röntgen- und Gammastrahlung)	1
Elektronen und Myonen	1
Protonen und geladene Pionen	2
Alphateilchen, Spaltfragmente, schwere Ionen	20
Neutronen	energieabhängige Werte

Gleiche Äquivalentdosen verschiedener Strahlungsarten führen zu gleichen biologischen Wirkungen [7].

Um einen Eindruck von der Einheit Sievert zu bekommen, kann man die durchschnittliche Strahlenbelastung eines Menschen in Mitteleuropa betrachten. Man unterscheidet zwischen der natürlichen und der zivilisatorischen Strahlenexposition. In die Erste fallen kosmische Strahlung (0.4 mSv/a), terrestrische Strahlung (0.4 mSv/a), innere Strahlung (Radon-Inhalation, 1.3 mSv/a) und Ingestion-Innere Strahlung (0.3 mSv/a). Sie summieren sich auf etwa 2.4 mSv/a, wobei dieser Wert natürlich sehr von den Lebensumständen (Wohnort, Baustoff des Wohnhauses,...) der Person abhängt. Die zivilisatorische Exposition kommt hauptsächlich durch die Verwendung von Strahlen in der Medizin zur Diagnostik und Behandlung (1.5 mSv/a) zustande, aber auch die Strahlenanwendung in der Forschung und Technik (0.02 mSv/a), kerntechnische Anlagen (0.005 mSv/a) und Fallouts als Folge von Atombombenversuchen oder Reaktorunfällen (0.01 mSv/a) tragen dazu bei. Insgesamt ergeben sich etwa 1.6 mSv/a für die durchschnittliche zivilisatorische Strahlenbelastung und in Summe etwa 4 mSv/a für die Gesamtbelastung [5, 6].

Effektive Äquivalentdosis

Nicht nur die Strahlqualität hat einen Einfluss auf das Risiko einer Krebserkrankung. So sind manche Organe und Gewebe empfindlicher als andere. Dieser Sachverhalt wird in der effektiven Äquivalentdosis berücksichtigt. Für die effektive Äquivalentdosis werden alle Organdosen (H_T) mit einem dimensionslosen organabhängigen Faktor gewichtet und aufsummiert.

$$H_{eff} = \Sigma H_T * w_T \quad (2.9)$$

Beispiele für den Gewebewichtungsfaktor sind Tab. 2.2 zu entnehmen.

Tabelle 2.2: Gewebewichtungsfaktoren w_T verschiedener Gewebe und Organe, nach [11]

Gewebe oder Organ	w_T	Σw_T
Knochenoberfläche, Gehirn, Speicheldrüsen, Haut	0.01	0.04
Blase, Speiseröhre, Leber, Schilddrüse	0.04	0.16
Keimdrüsen	0.08	0.08
rotes Knochenmark, Kolon, Lunge, Magen, Brust, restliche Gewebe	0.12	0.72
	Σ	1.00

Zu den restlichen Geweben zählen Nebennieren, obere Atemwege, Gallenblase, Herz, Nieren, Lymphknoten, Muskelgewebe, Mundschleimhaut, Bauchspeicheldrüse, Prostata, Dünndarm, Milz, Thymus und Gebärmutter.

2.3.3 Dosisleistung

Die Dosisleistung gibt an, mit welcher Rate eine bestimmte Strahlenmenge absorbiert wird. Sie ist dementsprechend definiert als die Ableitung der absorbierten Energie nach der Zeit:

$$\text{Energiedosisleistung} = \frac{\text{absorbierte Energie}}{\text{Zeit}} \quad (2.10)$$

Die Einheit der Energiedosisleistung ist Gray/Sekunde (Gy/s). Analog dazu lässt sich die Dosisleistung für alle anderen Dosistypen auch berechnen.

2.3.4 Aufbaueffekt

Beim Eindringen des Photonenstrahles in das Gewebe, werden sekundäre Elektronen ausgelöst, s. Abb. 2.5 a. Diese bewegen sich hauptsächlich in die selbe Richtung wie der Primärstrahl und geben auf ihrer Bahn Energie an

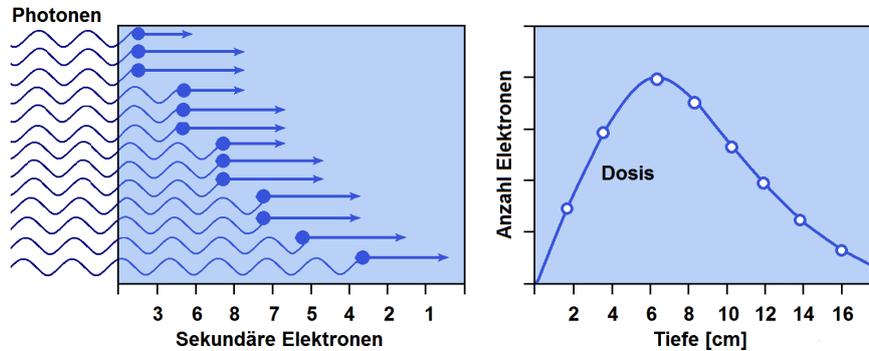


Abbildung 2.5: In **a** wird der Aufbaueffekt durch das Auslösen von Sekundärelektronen im Material skizziert. Diese haben verschiedene Reichweiten und geben auf ihrer Bahn Energie an das Gewebe ab. Bild **b** gibt die Anzahl der erzeugten Elektronen in Abhängigkeit der Tiefe an, nach [1].

das Gewebe ab. Die Sekundärelektronen sind somit für den Aufbau der Dosis verantwortlich, wobei zwei entgegenwirkende Prozesse wirken: Je tiefer der Photonenstrahl eindringt, desto mehr Elektronen können in Summe ausgelöst werden, gleichzeitig schwächt sich der Primärstrahl mit zunehmender Eindringtiefe [1] ab.

Im Endeffekt nimmt die Dosis, wie es in Abb. 2.5 b veranschaulicht ist, zuerst bis zu einem Dosismaximum zu, um dann in der Tiefe wieder abzunehmen. Die Lage des Dosismaximums wird durch die mittlere Reichweite der Sekundärelektronen bestimmt. Da die Reichweite von der Energie der Strahlung abhängt, verschiebt sich auch das Dosismaximum mit zunehmender Energie immer mehr in die Tiefe. In Abb. 2.6 ist diese Verschiebung für Röntgenstrahlung von 4 MeV und 20 MeV dargestellt. Bei energiereicherer Photonenstrahlung kommt es so folglich zu einer Entlastung der oberflächlichen Gewebeschichten. Im Gegensatz dazu erhöht sich bei Elektronenstrahlung mit zunehmender Strahlenergie die Oberflächendosis.

Unterhalb des Dosismaximums nimmt die Dosisrate in etwa exponentiell wieder ab. Dieses Abfallen resultiert aus der Abschwächung des Primärstrahles, der gestreut oder absorbiert wurde.

Dosisaufbau in der Strahlentherapie

Bei den in der Strahlentherapie üblichen höheren Energien (Megaelektronenvolt-Bereich) handelt es sich bei den Sekundärelektronen meistens um Comp-

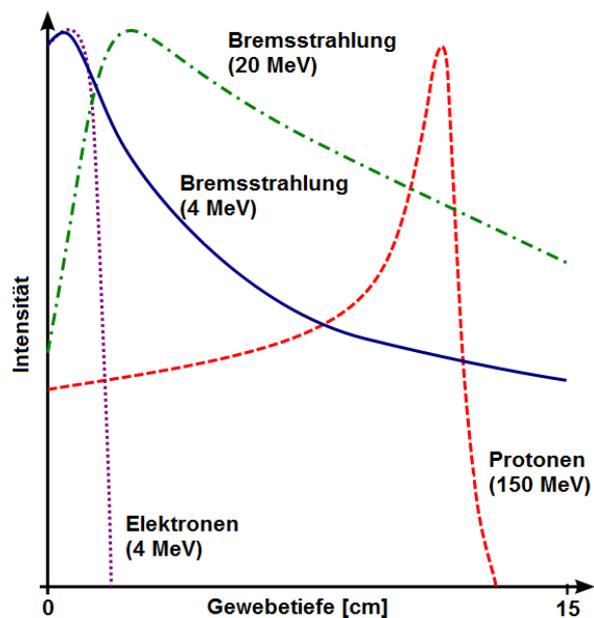


Abbildung 2.6: Intensität verschiedener Strahlungen in Abhängigkeit von der Eindringtiefe ins menschliche Gewebe [Wikipedia].

ton-Elektronen, die sich in Vorwärtsrichtung bezogen auf den Primärstrahl bewegen. Sie können die Energie weiter vom Entstehungsort wegbringen, als bei Photonenstrahlung niedrigerer Energie, wie man in Abb. 2.6 erkennen kann.

Da Elektronen ihre Energie gleichförmig entlang ihres Pfades abgeben, steigt die an das Material übertragene Dosis mit der Tiefe bis das Elektronengleichgewicht erreicht ist. Dies geschieht bei einer Tiefe, die ungefähr der Reichweite der Elektronen entspricht.

Zu beachten ist, dass die Tiefendosisverteilung in niedrigen Tiefen zusätzlich von den Sekundärelektronen erzeugt wird, die im Kollimatorsystem ausgelöst worden sind. Daraus resultieren Unterschiede der Aufbaueregion von Photonenstrahlen bei verschiedenen Beschleunigern. Der Bereich der Tiefendosisverteilung, der von den Sekundärelektronen des Kollimators beeinflusst wird, zieht sich sogar bis über die Tiefe des Dosismaximums. Aufgrund dessen werden Referenzdosen-Messungen für Hochenergiestrahlen nicht im Dosismaximum bestimmt, sondern in darunterliegenden Schichten.

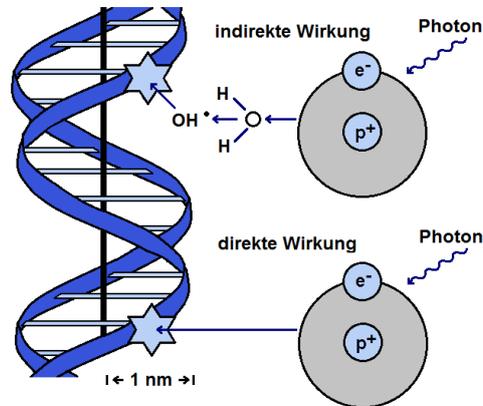


Abbildung 2.7: Bei indirekten Effekten verändert das einfallende Photon ein Wassermolekül, das daraufhin mit Biomolekülen reagiert. Bei direkte Effekten erfolgt die Wechselwirkung zwischen dem Photon und dem Biomolekül, nach [1].

2.4 Strahlenwirkung auf Gewebe

2.4.1 Ablauf Strahlenwirkung auf Gewebe

Trifft energiereiche Strahlung auf menschliches Gewebe, kommt es zu physikalischen Wechselwirkungen, bei denen ein Teil der Strahlungsenergie auf die Materie übertragen wird. Abhängig davon, an welche Teilchen die Energie weitergegeben wird, unterscheidet man zwischen zwei Vorgängen: Es gibt direkte und indirekte Effekte [1]. Das Verhältnis von direkt zu indirekten Effekten bei locker ionisierter Strahlung beträgt in etwa 1:2 [12].

Bei der direkten Strahlenwirkung geben die Strahlenteilchen ihre Energie direkt an die biologisch kritischen Moleküle (DNA, Membranen) ab, diese werden angeregt oder ionisiert und somit geschädigt, s. Abb. 2.7. Diese direkten Effekte sind in der konventionellen Strahlentherapie weniger von Bedeutung, da sie bei Strahlungen auftreten, die sich durch einen hohen linearen Energietransfer auszeichnen, z.B. schwere Ionen, Neutronen und Alphateilchen.

Interessanter ist die indirekte Strahlenwirkung, die vor allem bei locker ionisierenden Strahlungen auftritt, wie Röntgen-, Gamma- und Elektronenstrahlen. Hier wird die Energie über Zwischenreaktionen an das Gewebe übergeben, s. Abb. 2.7. Zuerst wird die Energie vom im Gewebe vorhandenen Wasser absorbiert, es wird angeregt bzw. ionisiert und freie Wasserradikale (physikalische Phase, ca. 10^{-16} s) entstehen. In einer Kettenreaktion erzeugen die freien Wasserradikale sogenannte Bioradikale (radiochemische Phase, ca. 10^{-6} s), die Biomoleküle verändern sich (biochemische bzw. mo-

lekulare Phase, Sekunden bis Minuten). Durch die Veränderungen in den Biomolekülen kann es zu Mutationen, Stoffwechselveränderungen und subletalen bzw. letalen Schäden kommen. Sie resultieren in genetischen Effekten wie Kanzerogenese, akute und chronische Organschäden, teratogene Schäden (Schäden des Embryos während der Schwangerschaft durch äußere Einwirkungen), Zelltod und Tod des Organismus (biologische Phase in der intrazellulären Ebene). In allen Phasen ist unterdessen Erholung und Reparatur möglich. Im folgenden werden diese Phasen der Strahlenwirkung bei Photonenstrahlung näher beschrieben.

Physikalische Phase

Da Zellen zu 80% aus Wasser bestehen, werden bei der Wechselwirkung von Strahlung mit dem Gewebe 80% der Energie von Wasser absorbiert (der Rest von Membranen, DNA und Proteinen) [1]. Hierbei kommt es zu Anregung und Ionisation über Wechselwirkungen, die in Abschn. 2.1 und Abschn. 2.2 beschrieben sind. Die Ionisation der Wassermoleküle findet bei Energien größer als 10 eV statt, im für die Strahlentherapie interessanten Energiebereich von mehreren Megaelektronenvolt überwiegt der Comptoneffekt.

Radiochemische Phase

Bei indirekten Effekten von Strahlung auf Gewebe werden in der radiochemischen Phase Radikale bzw. Bioradikale gebildet. Unter freien Radikalen versteht man ungebundene (d.h. freie) Zwischenprodukte, die sehr reaktionsfreudig sind. Diese Reaktivität rührt vom ungepaarten Spinelektron in der äußersten Elektronenschale. In Elektronenorbitalen liegen Elektronen im Allgemeinen paarweise vor, zu einem Elektron mit einer gewissen Spinrichtung, gehört ein zweites mit entgegengesetztem Spin, die Spins heben sich gegenseitig auf. Bei Strahleneinwirkung wird eines dieser Elektronen aus einem Atom oder Molekül (z.B. Wasser oder Wasserstoff) herausgelöst, ein freies Radikal entsteht [1].

Durch die Wechselwirkungen in der physikalischen Phase bilden sich Wasser-radikal-Kationen $H_2O^{\bullet+}$. Aus dem Wasser wird durch Einwirken der Strahlenenergie ein Elektron herausgelöst. Das resultierende $H_2O^{\bullet+}$ ist durch das fehlende Elektron positiv geladen (durch $+$ gekennzeichnet), zusätzlich hat es auch ein unpaares Elektron auf der äußeren Schale (durch \bullet dargestellt) und ist damit hochreaktiv. Es besitzt eine extrem kurze Lebensdauer, dann zerfällt es und neue Radikale werden gebildet. Zudem ist $H_2O^{\bullet+}$ eine starke Säure und gibt Protonen an das umgebende Wasser ab. Es entsteht das Hydroxylradikal OH^\bullet . Zwei Drittel der durch Photonen erzeugten indirekten DNA-Schäden lassen sich auf Hydroxylradikale zurückführen.

Radikale können sich nicht frei im Gewebe bewegen, da ihre Überlebenszeiten sehr kurz und die Diffusionsstrecken daher von geringer Größe sind. Dadurch sind Radikale nicht zufällig im Gewebe verteilt, sondern liegen vor allem dort vor, wo die Energie übertragen wurde. Dieser Sachverhalt ist für die Entstehung von Sekundärprodukten wichtig, weil Strahlung mit hoher Energiekonzentration, also hohem LET, Rekombination von Radikalen begünstigt. Infolgedessen nimmt die Radikalausbeute mit hohem LET ab.

Biochemische Phase / molekulare Phase

Die bei chemischen Prozessen entstandenen OH^\bullet -Radikale können in der biochemischen Phase die DNA oxidieren. Einerseits lagern sie sich an die Doppelbindung der Basen an, andererseits entreißen sie den Zuckermolekülen einzelne H -Atome [1]. Über chemische Prozesse entstehen neue Radikale, diese sind hochreaktiv und innerhalb von Millisekunden können sie zu chemisch stabilen DNA-Veränderungen führen. Am häufigsten treten strahleninduzierte Veränderungen der Basenmodifikation auf. Des Weiteren gibt es u.a. Veränderungen der Zuckermoleküle, Einzel- und Doppelstrangbrüche (Durchschlag eines Partikels durch einen oder beide Stränge der DNA, bei dicht ionisierender Strahlung treten häufiger Doppelstrangbrüche auf) und DNA-Vernetzungen (bei sehr hoher Strahlendosis), s. Abb. 2.8.

Nach der Bestrahlung mit einer Dosis von 1 Gy Röntgenstrahlung findet man pro Zelle [4]:

- 1000-2000 Basenveränderungen
- 500-1000 Einzelstrangbrüche
- 800-1600 Veränderungen der Zuckermoleküle
- 50 Doppelstrangbrüche

Insgesamt löst Strahlung demzufolge pro Gray ca. 4000-5000 DNA-Veränderungen im Genom einer Zelle aus. Im Vergleich zur Gesamtanzahl der Basenpaare eines diploiden Genoms von etwa 6 Milliarden, ist dieser Betrag jedoch relativ gering. Im Mittel wird in etwa ein Segment aus einer Milliarde Segmenten verändert.

Um Mutationen und Krebsentstehung zu verhindern, gibt es in der Zelle verschiedene Reparaturvorgänge. Tatsächlich bleibt ein Großteil der Veränderungen völlig folgenlos. Die Reparaturvorgänge können sehr komplex und zeitaufwändig sein. Man unterscheidet zwischen der schnellen Reparatur (10-20 min) und der langsamen Reparatur (6-8 Stunden). Es verbleiben weniger als 5% Restschäden [1].

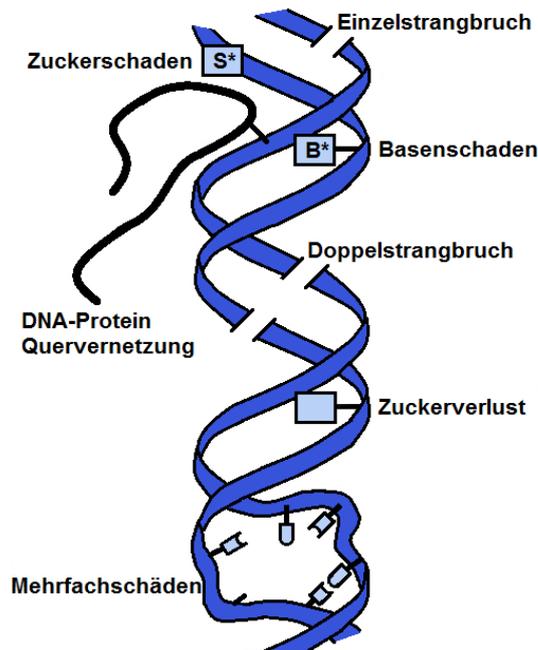


Abbildung 2.8: Strahleninduzierte DNA-Schäden, nach [1].

Zu den Konsequenzen der Strangbrüche zählen das Absterben der Zellen (Zelltod) und Mutationen (Zellen können zwar weiterleben, Tumore und Fehlbildungen sind aber die Folge). Doppelstrangbrüche sind beinahe irreparabel und letal. Ihre Wirkung kommt dadurch zustande, dass sie Chromosomenveränderungen, wie in Abb. 2.9 veranschaulicht, hervorrufen. Diese können die Mitose blockieren und somit zum Zelltod führen [13].

Biologische Phase, Zelluläre Strahlenbiologie

Zelltod Bei differenzierten Zellen, also Funktionszellen die nicht proliferieren (vermehrten), versteht man unter dem Zelltod bzw. Zelinaktivierung den Funktionsverlust der Zellen. Unter anderen sind Muskel-, Nerven- und Hirnzellen differenzierte Zellen.

Den reproduktiven Zelltod, das ist der Verlust der ununterbrochenen Teilungsfähigkeit, gibt es bei proliferierenden Zellen, d.h. trotz Zelltod arbeitet die Zelle weiter und kann sogar noch eine oder zwei Mitosen überleben.

Befinden sich teilende Zellen zwischen zwei Mitosen kann der sogenannte Interphasetod eintreten, die tödlich getroffene Zelle stirbt innerhalb von Stunden ab. Es kommt nicht zu einer neuen Mitose.

Intrachromosomale Änderungen		Interchromosomale Änderungen	
normal		normal	
terminale Deletion			
interstitielle Deletion		dizentrisches Chromosom und Fragment	
zentrischer Ring und Fragment			
azentrischer Ring		symmetrischer Austausch	
perizentrische Inversion			

Abbildung 2.9: Beispiele für Chromosomenveränderungen,nach [1].

Erholungsprozesse Nicht jeder Strahlenschaden führt automatisch zum Zelltod. Bei den biologischen Prozessen sind die Schäden sogar reversibel. Radikale können wieder neutralisiert und toxische Produkte inaktiviert werden. Zusätzlich gibt es noch Reparaturprozesse, d.h. ein bereits eingetretener Schaden in den Biomolekülen kann repariert werden. Die einzelnen Reparatursysteme arbeiten je nach Komplexität unterschiedlich schnell. Es gibt die schnelle Reparatur (10-20 min), die langsame Reparatur (einige Stunden) und interzelluläre Reparaturprozesse (Stunden bis Tage). Nach 6-8 Stunden sind alle möglichen Reparaturen in Normalgewebe abgeschlossen.

Diese unterschiedlich langen Zeitspannen der Reparaturprozesse haben natürlich einen Einfluss auf die Strahlenwirkung. Es ist darum wichtig über welchen Zeitraum eine Dosis eingestrahlt wird. Dieselbe Dosis hat fraktioniert verabreicht eine geringere biologische Wirkung als bei einer konzentrierten Einzeitbestrahlung. Nur bei Bestrahlungen mit hoher LET hat der Bestrahlungszeitraum keinen Einfluss, da diese Strahlen sofort irreparable Schäden verursachen [1].

Fraktionierung Im Normalgewebe laufen folglich Reparaturprozesse ab, dies geschieht aber auch im Tumorgewebe. Diese Prozesse unterscheiden sich darin, dass sich die normalen Zellen viel schneller erholen als die Zellen bestimmter Tumorarten. Dieser Umstand wird in der Strahlentherapie insofern ausgenutzt, als dass eine Fraktionierung der Bestrahlung eingeführt wird. In den Bestrahlungsintervallen kann sich das gesunde Gewebe schneller erholen und Schäden reparieren als das kranke.

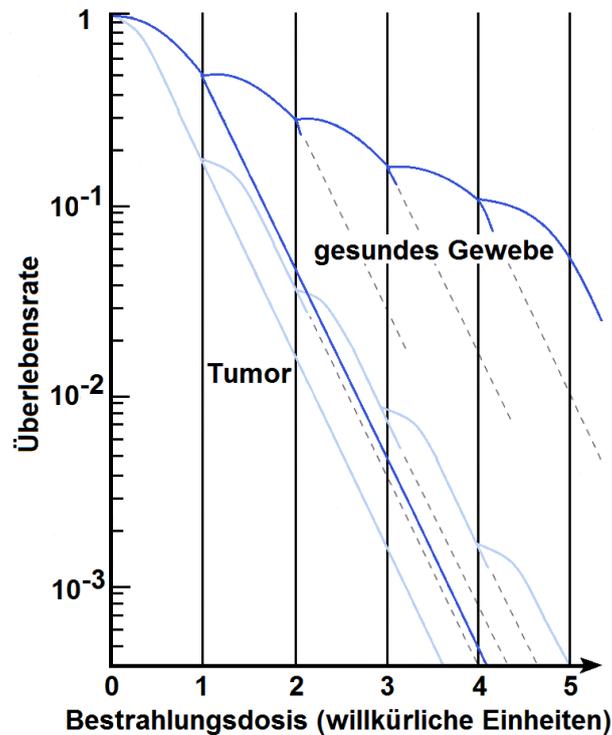


Abbildung 2.10: Effekt der Dosisfraktionierung auf gesundes Gewebe und Tumorgewebe. In den Pausen zwischen den Bestrahlungen kann sich das gesunde Gewebe besser erholen, nach [1].

Wie in Abb. 2.10 zu erkennen ist, durchläuft die Anzahl der überlebenden Zellen nach jeder Bestrahlung eine Art Schulter. Je weiter diese Schulter ist, desto größer ist die Erholungskapazität des Gewebes und somit liegt ein höherer Fraktionierungseffekt vor [1].

Zu beachten ist hierbei jedoch, dass man bei der fraktionierten Strahlentherapie für denselben Strahleneffekt eine höhere Gesamtdosis benötigt, als bei einer Einzeitbestrahlung, da sich auch das Tumorgewebe in den Bestrahlungspausen etwas erholen kann.

2.4.2 Biologische Grundlagen der Strahlentherapie

In der Strahlentherapie versucht man den Tumor zu kontrollieren (zu vernichten) und gleichzeitig das gesunde Gewebe zu schonen. Um den Zusammenhang zwischen diesen beiden Effekten zu veranschaulichen, beschäftigt man sich mit den sogenannten Dosis-Effekt-Kurven, s. Abb. 2.11. Diese Kurven,

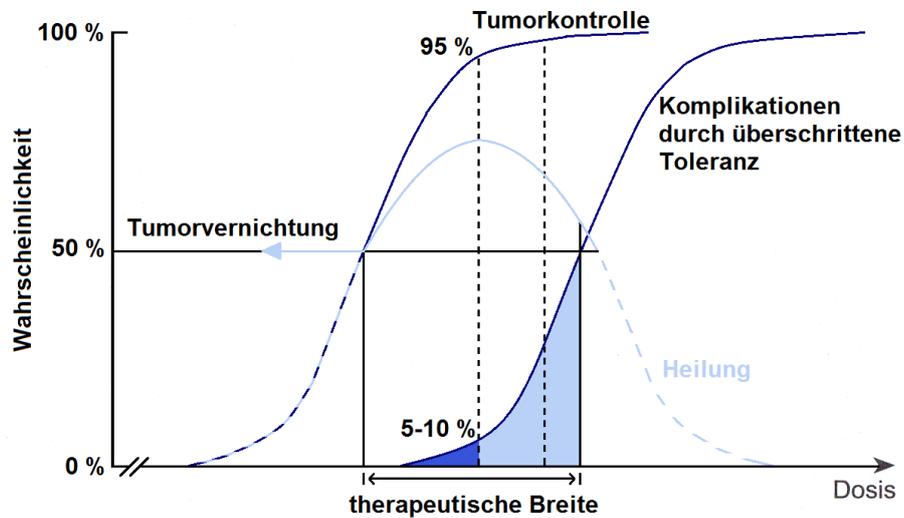


Abbildung 2.11: Vergleich der Tumorkontrolle mit dem Komplikationsrisiko. Die Dosis-effekt-kurven verlaufen sigmoidal, nach [1].

die Tumorkontrollrate und die Nebenwirkungsrate, verlaufen parallel und hängen stark von der Gewebeart ab. Ihre sigmoidale Form kommt dadurch zustande, dass eine gewisse Schwelldosis nötig ist, um den Tumor (bzw. das gesunde Gewebe) zu vernichten [4]. Nach einem darauf folgenden steilen Anstieg werden sie bei hohen Werten wieder flacher.

Den Bereich, in dem sich die beiden Kurven überlappen, nennt man therapeutischen Bereich. Nimmt die Gesamtdosis der Strahlentherapie zu, kann der Tumor besser kontrolliert werden. Bei einer 100% Tumorkontrolle hätte man bis zu 50% Spätfolgen, diese beiden Werte sind aufeinander abzustimmen. In der Klinik akzeptiert man einen Wert zwischen 90 und 95% Tumorkontrolle und nimmt dafür in 5-10% der Fälle Spätfolgen in Kauf.

Kapitel 3

Gerätetechnik und Dosimetrie in der Strahlentherapie

Hier werden einige grundlegende Details zur Bestrahlung der Brust besprochen, u.a. welche Dosis auf welches Volumen appliziert werden soll und auf welche benachbarten Gewebe aufgrund ihrer Strahlenempfindlichkeit besonders Rücksicht genommen werden muss.

Im Allgemeinen kommen zur Strahlentherapie der Brust 6 MeV-Photonenstrahlen zum Einsatz, die in Elektronenlinearbeschleunigern erzeugt werden. Dort wird ein energiereicher Elektronenstrahl auf ein Bremstarget gelenkt. Daraufhin treten aus diesem hochenergetische Photonen aus. Damit der Strahl für die Therapie geeignet ist, müssen sein Spektrum, seine Form, sein Intensitätsverlauf und weitere Parameter noch verändert werden.

Um Strahlung zur Therapie von Patienten verwenden zu können, werden anhand von CT-Aufnahmen der betroffenen Körperstellen mit einer bestimmten Software geeignete Behandlungspläne erstellt. Hierbei werden von der Planungssoftware Strahlenverläufe und -intensitäten ermittelt und der Einsatz von Hilfsmitteln wie Blenden und Keile abgewogen.

Ein wesentlicher Teil dieser Arbeit besteht darin, die von der Software errechneten Dosisverläufe in einem Phantom zu messen, dessen Material zu menschlichem Gewebe strahlenäquivalent ist. Zu diesem Zweck werden Thermolumineszenzdosimeter an interessanten Stellen im Phantom platziert. Ihre Funktionsweise wird ebenfalls in diesem Abschnitt beschrieben.

3.1 Strahlentherapie der Brust

Die Radiotherapie ist ein wesentlicher Bestandteil der brusterhaltenden Therapie. Alle Studien belegen eine deutliche Senkung der In-Brust-Rezidivrate (Rückfallsrate) bei einer Nachbestrahlung der verbliebenen Brust nach brusterhaltender Operation [2].

3.1.1 Zielvolumen

Bestrahlt wird das sogenannte klinische Zielvolumen (*CTV-clinical target volume*), das die gesamte Brustdrüse umfasst. Zusätzlich wird um das CTV ein 1.0-1.5 cm breiter mitbestrahlter Sicherheitssaum hinzugefügt, um Unsicherheiten bei der Lagerung oder Bewegungen der Patientinnen zu beachten. Man erhält das Planungszielvolumen (PTV). Auch die unter der Brust liegende Thoraxwand ist somit Teil des PTV, wobei der Lungensaum maximal 2 cm betragen soll. In Abb. 3.1 ist eine Beispiel für eine Festlegung des Zielvolumens in verschiedenen Schichten zu sehen.

In der Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie in Graz sind folgende Feldgrenzen üblich [14]:

- Kraniale Feldgrenze: Unterrand der Axilla und Einschluss des Brustansatzes mit Sicherheitssaum
- Kaudale Feldgrenze: mittlere Axillarlinie (Inklusion der lateralen Ausdehnung der Brustdrüse mit Sicherheitssaum)
- Laterale Feldgrenze: mittlere Axillarlinie (Inklusion der lateralen Ausdehnung der Brustdrüse mit Sicherheitssaum)
- Mediale Feldgrenze: Sternummitte

In Abb. 3.2 ist zu sehen, wie diese Feldgrenzen in der Praxis mit der zur Zeit üblichen tangentialen Bestrahlungstechnik zustande kommen. Hierbei werden in der Regel zwei Strahlen verwendet, wobei einer von der Brustmitte durch die Brust strahlt (medial) und der zweite seitlich auf die Brust gerichtet wird (lateral). Natürlich sind bei speziellen Fällen Anpassungen nötig.

3.1.2 Lagerung der Patientin

Um Lunge, Herz und gesundes Gewebe möglichst gut zu schonen, liegt die Patientin in Rückenlage, ihre Arme befinden sich in einer abgewinkelten Position über dem Kopf mit Hilfe eines speziellen Lagerungsbehelfs (Mammuschale). Je nach Größe und Beweglichkeit der Patientin gibt es verschiedene Lagerungsbehelfe.

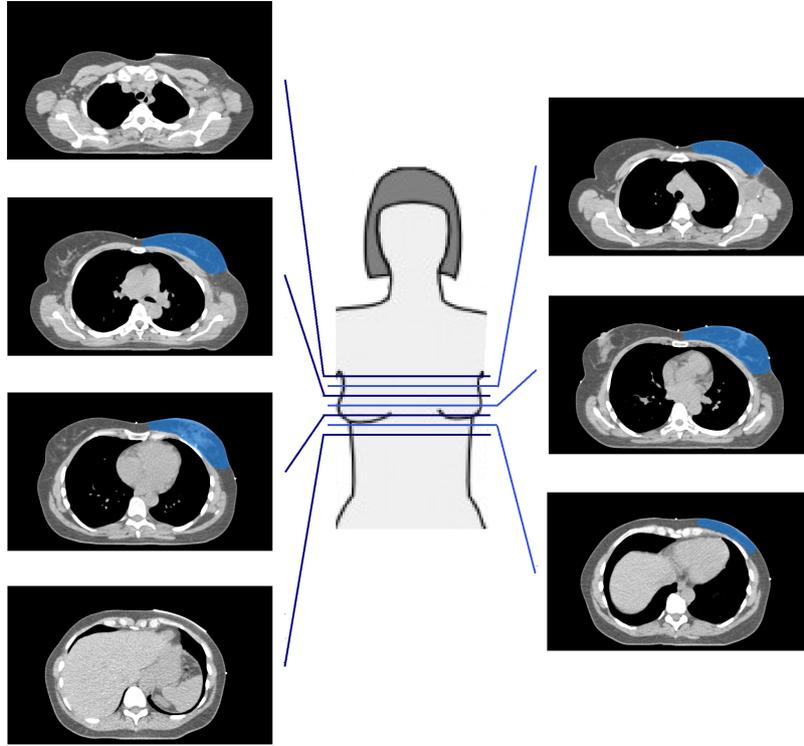


Abbildung 3.1: Zielvolumen bei der Bestrahlung der linken Brust am Beispiel der Patientin *W*, s. Abschn. 5.1.

3.1.3 Bestrahlungsplanung

Vor der Bestrahlungsplanung wird eine Computertomographie der Patientin in der Lage durchgeführt, in der auch die Bestrahlung stattfinden soll. Mit den CT-Aufnahmen kann der Körper der Patientin am Computer rekonstruiert und anhand der so entstandenen Bilder mit einer geeigneten Planungssoftware der Bestrahlungsplan erstellt werden. Zur Verfügung stehen unter anderem die in der Abb. 3.3 dargestellten rekonstruierten Ansichten der Patientin.

Bei der Planung sind folgende Gesichtspunkte zu beachten (nach [15]):

- Homogene Dosisverteilung im Zielvolumen
- Schonung der Risikoorgane (Lungen, Herz, kontralaterale Brust)
- Exakte Feldanpassung zwischen benachbarten Feldern
- Einfache und reproduzierbare Einstellung

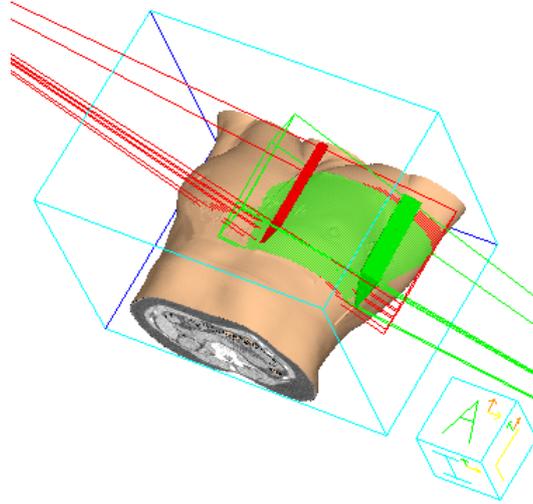


Abbildung 3.2: Feldgrenzen bei Bestrahlung der linken Brust bei einer tangentialen Anordnung der Behandlungsstrahlen. Zudem ist der Einsatz von klassischen Keilfiltern zu sehen.

In dieser Arbeit wurde ausschließlich das Programm Pinnacle (Philips) verwendet, die Herangehensweise wird im folgenden kurz skizziert:

- Konturierung der betroffenen Strukturen, also des Zielvolumens und der benachbarten Organe
- Festlegung der Richtung, Geometrie und Energie der Bestrahlungsfelder und möglicherweise Modifikation der Felder mit Hilfe von Lamellenkollimatoren und Keilfiltern, s. Abschn. 3.2.3 und Abschn. 3.2.3
- Simulationsrechnung der Dosisverteilung der vorläufigen Konfiguration
- Optimierung der Einstellungen

3.1.4 Dosierung

Die Gesamtdosis für das Zielvolumen beträgt 50/50.4 Gy, wobei mit 25 Einzeldosen zu je 1.8-2 Gy bestrahlt wird, um das umliegende gesunde Gewebe zu schonen (s. Abschn. 2.4.1). Als Referenzpunkt für die Dosierung wird ein Punkt (ICRU) in Brustmitte mindestens 2 cm unter der Haut gewählt. Es ist bei der Planung auf die Homogenität der Dosis zu achten, so soll die Dosis bei Verwendung einer Photonenstrahlung mit 4-6 MeV (Röntgenbremsstrahlung) +7% bzw. -5% (bezogen auf den ICRU-Punkt) nicht überschreiten. Sogenannte Hot Spots (höhere Maxima) mit einer Größe von über 2 cm³ sollen, wenn sie nicht vermeidbar sind, unter 115% der Idealdosis liegen.

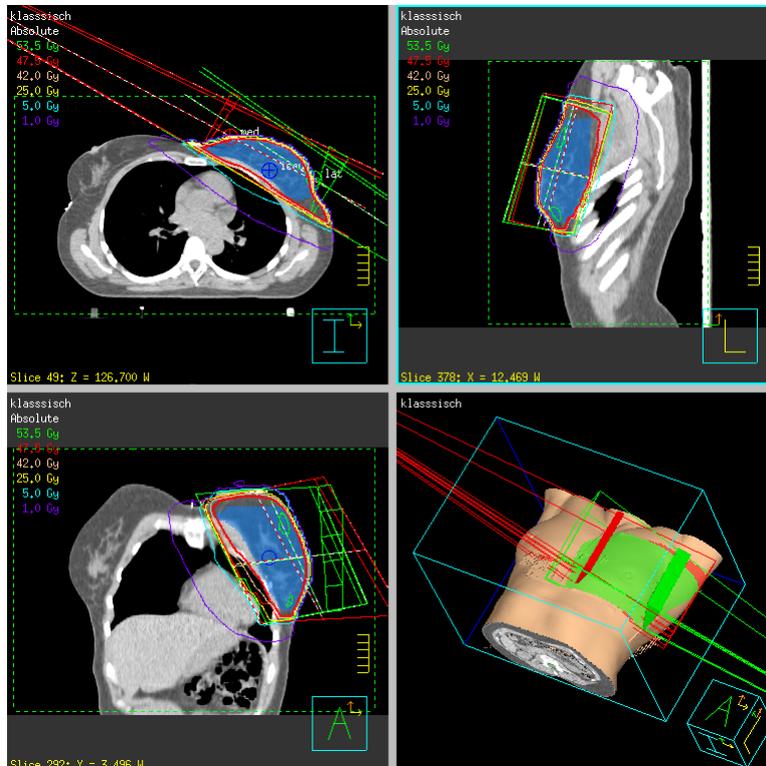


Abbildung 3.3: Aus den CT - Aufnahmen rekonstruierte Ansichten einer Patientin: Zur Verfügung stehen frontale, sagittale und transversale Schnitte sowie eine 3d-Darstellung.

Boost Eine lokale Dosiserhöhung (Boost) im Bereich des Tumorbettes erfolgt über Elektronen, sie kann eventuelle überlebende Tumorzellen schädigen und somit die lokale Rezidivrate senken.

3.1.5 Risikoorgane bei Bestrahlung der Brust

Unter einem Risikoorgan versteht man in der Strahlentherapie ein in der Nähe des Tumors liegendes Organ oder gesundes Gewebe, das strahlenempfindlich ist. Um das Zielvolumen gut erfassen zu können, kann es vorkommen, dass Teile der Risikoorgane hohen Strahlenbelastungen unterliegen. Je nach Empfindlichkeit des Risikoorgans wird eine bestimmte Toleranzdosis in Kauf genommen.

Bei Organen unterscheidet man generell zwischen parallelen und seriellen Organen. Die ersteren verlieren bei einem partiellen Strahlenschaden ihre Funktion nicht vollständig, da andere Teile des Organs noch arbeiten (z.B.

Lunge). Ein Schaden in seriellen Organen unterbricht hingegen die gesamte Funktion (z.B. Rückenmark). Die meisten Organe im menschlichen Körper lassen sich nicht so deutlich einteilen, sie besitzen serielle und parallele Komponenten.

Lunge Da es sich bei der Lunge um ein paralleles Organ handelt, hängt die Strahlenreaktion stark vom Verhältnis des bestrahlten zum unbestrahlten Gebietes ab. Beschränkt sich die Strahlenbelastung nur auf eine kleine Region, wird ihre Funktion zwar durch den Schaden eingeschränkt, sie kann jedoch weiterhin funktionieren. Nur die Fläche, an der der Gasaustausch stattfindet, verringert sich auf den gesunden Lungenanteil und ist somit kleiner.

Bei der Lunge verläuft die Dosis-Effekt-Kurve sehr steil [16]. Sie reagiert sehr empfindlich auf eine Fraktionierung. Bei einer Dosis von 20-30 Gy wird das bestrahlte Gebiet schon irreversibel geschädigt. Eine Dosis von 17.5 Gy auf das gesamte Organ gilt als Toleranzdosis für die Entwicklung einer Pneumonitis, einer entzündlichen Veränderung der Lunge.

Herz Das Herz und der Herzbeutel sind so strahlenempfindlich, dass schon niedrige Dosen (Toleranzdosis 20 Gy) zu reversiblen EKG-Veränderungen und Herzrhythmusstörungen aufgrund von Durchblutungsstörungen führen können [16]. Im Allgemeinen wird für das Herz eine Toleranzdosis von 40 Gy angegeben. Ab dieser Dosis über ein Drittel des Organs treten gehäuft Erkrankungen des Herzbeutels auf.

kontralaterale Brust Ab einer Dosis über das gesamte Organ von 50-60 Gy ist mit Gewebeschwund und Zelltod zu rechnen. Teilbereiche der Brust können auch bis zu 70 Gy vertragen.

3.2 Strahlungsquelle Linearbeschleuniger

Damit in der Brust die geeignete Dosis über die in Abschnitt 2 erläuterten Prozesse aufgebaut werden kann, muss energiereiche Photonenstrahlung auf den Körper gerichtet werden. Sie wird in klinischen Elektronenlinearbeschleunigern erzeugt und im Anschluss daran wird durch verschiedene Behelfe ihre Feldgröße, Intensität uvm. reguliert.

In Linearbeschleunigern werden in einem hochfrequenten, elektrischen Feld Elektronen, die aus einer Wolframquelle emittiert werden, in geraden Rohren beschleunigt [17]. Die Elektronen erreichen so Energien von 6 bis 18 MeV bei

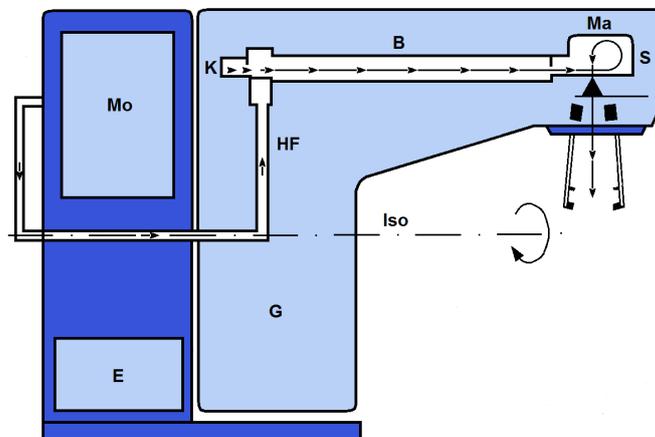


Abbildung 3.4: Schematischer Aufbau eines Elektronenlinearbeschleunigers. *Mo* steht für Modulator, *HF* für Hochfrequenz, *B* für Beschleunigerarm, *E* für Energieversorgung, *S* für Strahlerkopf, *Iso* für Isozentrumsachse, *Ma* für Umlenkmagnet, *G* für Gantry (Beschleunigerarm) und *K* für Elektronenkanone, nach [17].

einem Frequenzbereich von 10^3 bis 10^4 MHz, wobei meist 2856 MHz verwendet werden [10]. Dies kommt einer Wellenlänge im Vakuum von ca. 10 cm gleich. Typische, moderne Linearbeschleuniger (LINAC von *linear accelerator*) stellen Photonenenergien von 6 und 18 MeV und mehrere verschiedene Elektronenenergien (z.B. 6, 9, 12, 16 und 22 MeV) zur Verfügung.

Ein Linearbeschleuniger besteht im Allgemeinen aus folgenden Elementen:

- Modulator mit Hochfrequenzgenerator
- Energieversorgung
- Beschleunigungseinheit (im Beschleunigerarm (Gantry)) mit Elektronenkanone, Kühlaggregat, Vakuumpumpe und Beschleunigungsrohr
- Strahlerkopf mit Umlenkmagnet, Photonentarget, Feldausgleichsfilter, Kollimatorsystem, Lichtvisier und Strahlmonitor
- Bedienungspult mit Verifikationssystem zur automatischen Protokollierung der Bestrahlungsparameter

Die Anordnung dieser Elemente ist in Abb. 3.4 skizziert.

3.2.1 Modulator

Im Modulator findet die Erzeugung der hochfrequenten, elektromagnetischen Wellen statt, die anschließend die Elektronen beschleunigen sollen. Sie werden über ein Hohlwellenleitersystem in das Beschleunigungsrohr befördert.

3.2.2 Gantry

Die Gantry ist der drehbare Beschleunigerarm des LINAC, hier findet die tatsächliche Beschleunigung der Elektronen statt. Die Elektronen werden von einer Elektronenquelle emittiert und anschließend in das vom Modulator erzeugte Hochfrequenzfeld im Beschleunigungsrohr eingestrahlt. Die Länge des Beschleunigerrohres ist von der Energie der austretenden Elektronen abhängig und befindet sich zwischen 30 cm (4 MeV) und 150 cm (25 MeV). Es gibt zwei Prinzipien nach denen die Beschleunigung der Elektronen erfolgen kann, das Wanderwellen- und das Stehwellenprinzip [17]. Welche Beschleunigungsart ausgenutzt wird, ist für die Behandlung unwichtig, sie werden aber der Vollständigkeit wegen hier erklärt.

Wanderwellenprinzip Beim Wanderwellenprinzip wird die elektromagnetische Welle aus dem Modulator in das Beschleunigungsrohr (ein metallischer, gut leitender Hohlleiter) eingeleitet. Dieses ist durch Lochblenden in Resonanzräume (*cavities*) unterteilt. Die Welle breitet sich entlang des Rohres aus. Je nachdem wie groß die Blendenöffnungen zwischen den einzelnen Resonanzräumen ist, ändert sich die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Welle. Sie kann sogar die Vakuumlichtgeschwindigkeit von etwa $3 \cdot 10^8$ m/s erreichen. Um die Elektronen, die ja zuerst sehr langsam sind, kontinuierlich zu beschleunigen, sind die ersten Resonanzräume genauso wie ihre Blendenöffnungen kleiner und dementsprechend hat die Hochfrequenzwelle dort eine niedrigere Phasengeschwindigkeit. Diesen Abschnitt des Rohres nennt man *Buncher*.

Die elektrische Feldkomponente der Welle zeigt, wie in Abb. 3.5 zu sehen ist, in Ausbreitungsrichtung. Deswegen werden die von der Elektronenquelle kontinuierlich injizierten, noch langsamen Elektronen, von der Welle „mitgezogen“. Dies kann man sich am Modell des surfenden Elektrons gut vorstellen. Treffen die Elektronen kurz vor dem Maximum der elektrischen Welle ein, werden sie auf der Gesamtlänge des Rohres beschleunigt, eben genauso, wie sich Surfer auf Wellen treiben lassen [1]. Befinden sich Elektronen in einer zu frühen Phase und laufen somit der Welle vor, erfahren sie eine geringere Beschleunigung als die *Surfer*, die diese daraufhin wieder einholen können. Die Elektronen werden dadurch automatisch phasenfokussiert, es bilden sich wie in der Abb. 3.5 gut zu sehen ist, einzelne Wellenpakete (*bunchen*). Am Ende des Beschleunigungsrohres treten dann mit einer Frequenz, die der Frequenz der Welle entspricht, Elektronen aus, die bis zu 99% der Lichtgeschwindigkeit erreichen können.

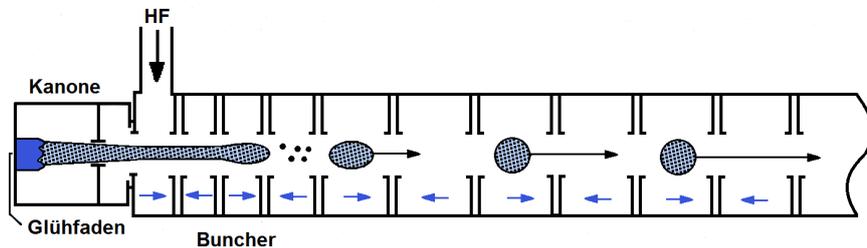


Abbildung 3.5: Prinzip des Wanderwellenbeschleunigers, nach [17].

Ein Teil der elektromagnetische Welle wird am Ende des Beschleunigungsrohres wieder zu dessen Eingang geleitet, der Rest geht verloren.

Stehwellenprinzip Beim Stehwellenprinzip befindet sich am Ende des Beschleunigungsrohres (Hohlleiter) eine leitende Scheibe, die die Welle in sich selbst zurück reflektiert. Eine stehende elektromagnetische Welle bildet sich aus [8]. Im Gegensatz zum Wanderwellenprinzip besteht die Welle hier aus räumlich fixierten Wellenbäuchen und Knoten. Auch hier ist das Beschleunigungsrohr aus einzelnen Blenden und Resonanzräumen aufgebaut. Diese sind so angeordnet, dass sich in den Räumen jeweils abwechselnd ein Feldstärkenmaximum und ein Feldstärkenminimum befinden, s. Abb. 3.6. Dazwischen treten an den Knotenpunkten der Welle kleine strahlungsfreie Räume auf. Diese sogenannten Kopplungsräume kann man zur Verkürzung des Beschleunigungsrohres seitlich auslagern.

Gelangen von der Elektronenkanone langsame Elektronen in das Beschleunigungsrohr, werden diese sofort von der ersten positiven Schwingungsamplitude der Welle mitgerissen. Nach diesem Ruck wandern sie mit konstanter Geschwindigkeit zum nächsten Resonanzraum, wo sich mittlerweile das Feldstärkenminimum in ein Feldstärkenmaximum umgewandelt hat und die Elektronen somit erneut in Richtung Ausgang des Rohres beschleunigt werden. Das funktioniert natürlich nur, wenn die Elektronenflugzeit und die Schwingungsdauer der stehenden Hochfrequenzwelle genau aufeinander eingestellt werden. Die Elektronen werden quasi durchgehend beschleunigt. Gebündelt werden die Elektronen dadurch, dass die Größe der Resonanzräume an die Geschwindigkeit der Elektronen angepasst wird. Wie bei der Wanderwellen-Methode erreichen die Elektronen Geschwindigkeiten bis nahe der Lichtgeschwindigkeit und treten in Elektronenpaketen am Ende des Beschleunigungsrohres aus [17].

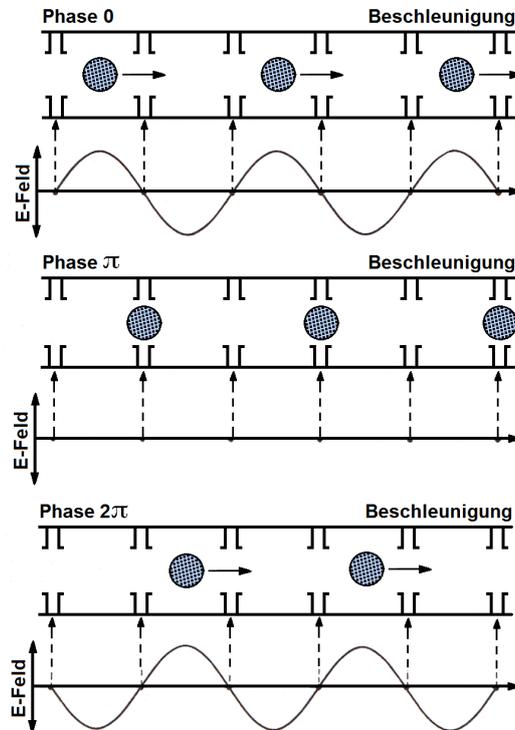


Abbildung 3.6: Sinuswelle im Stehwellenbeschleuniger in verschiedenen Phasen. **Phase 0:** Elektronen werden durch das elektrische Feld maximal nach rechts beschleunigt. **Phase π :** Nulldurchgang des elektrischen Feldes, Elektronen bewegen sich mit konstanter Geschwindigkeit weiter. **Phase 2π :** Elektronen werden wieder maximal nach rechts beschleunigt, da sich das Feld umgepolt hat, nach [17].

3.2.3 Strahlerkopf

Nach dem Austritt aus dem Beschleunigungsrohr gelangen die Elektronen in Form eines gepulsten Nadelstrahles in den Strahlerkopf [17]. Der Aufbau des Strahlerkopfes ist in Abb. 3.7 dargestellt. Er besteht aus Umlenkmagneten, Bremstarget, Elektronenfänger, Ausgleichkörper, Strahlmonitor, Lichtvisier, Kollimatoren uvm.

Umlenkmagneten Wie in Abb. 3.7 zu sehen ist, kommt es aufgrund der zunächst noch zum Boden parallelen Ausrichtung des Strahles im Beschleunigungsrohr im Strahlerkopf zu einer Umlenkung des Elektronenstrahles in Richtung des Behandlungstisches. Am häufigsten wird eine Kombination von Magneten für eine Umlenkung von 270° verwendet. Soll der Strahl für eine

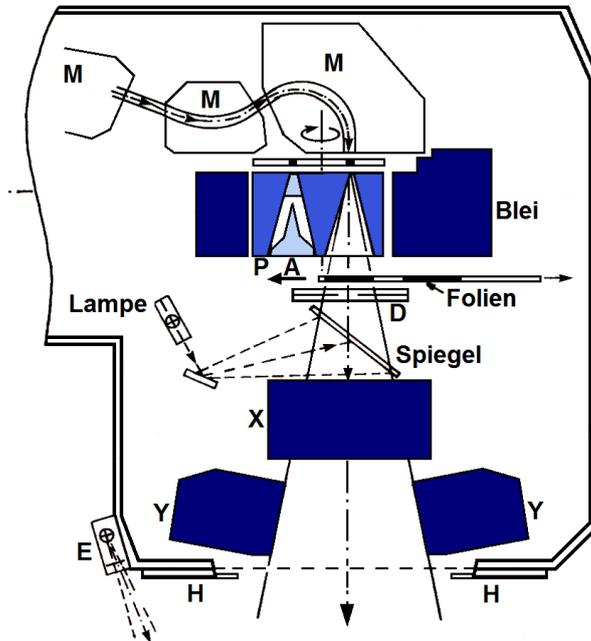


Abbildung 3.7: Der Strahlerkopf besteht aus den Umlenkmagneten M , dem Bremstarget, dem Elektronenfänger, dem Ausgleichkörper A für Photonenstrahlung, dem Strahlenmonitor D , dem Lichtvisier (Lampe und Spiegel) und Kollimatoren (P Primärkollimator, X und Y sind Sekundärkollimatorblenden). E bezeichnet den Entfernungsmesser und H ist eine Halterung für Tuben und Filter, nach [17].

Elektronenstrahltherapie eingesetzt werden, müsste er noch einige Anordnungen zur energetischen und räumlichen Aufbereitung durchlaufen.

Bremstarget Eine weitere Funktion des Strahlerkopfes ist eine mögliche Umwandlung von Elektronenstrahlung in Photonenstrahlung. Hierzu wird ein Bremstarget in den Elektronenstrahl geschoben (Abb. 3.8), das aus einem Material mit hoher Ordnungszahl (üblich ist Wolfram) besteht. Oft werden auch sandwichartige Anordnungen aus vielen verschiedenen Materialien verwendet. Die hohen Ordnungszahlen sind deshalb von Vorteil, da die Photonenausbeute quadratisch von der Ordnungszahl abhängt, während die Energieverluste durch Stoßbremsung nur linear zunehmen. Bei Elektronenbewegungsenergien von ca. 10 MeV kann die Ausbeute der Bremsstrahlung über 50% betragen, der Rest der Energie geht als Wärme verloren, die Targets müssen dementsprechend gekühlt werden.

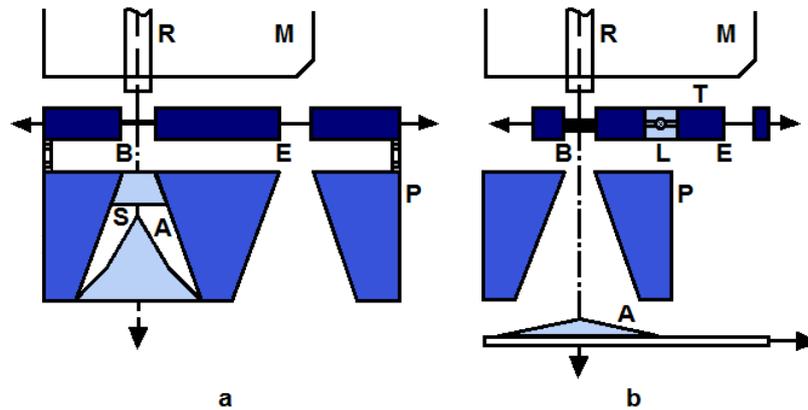


Abbildung 3.8: Bremsstrahlerzeugung im Linearbeschleuniger, Anordnung des Bremstargets B aus Wolfram und Ausgleichskörper A für den Photonenbetrieb. R bezeichnet das Strahlrohr, M den Umlenkmagneten, E die Primärstreufolie für den Elektronenbetrieb, T die Targethalterung, L die Lichtvisierlampe und S den Elektronenfänger. Links im Bild **a** wird ein dünnes Bremstarget verwendet, der sehr große Ausgleichskörper befindet sich im Primärkollimator. Bei dickeren Bremstarget, wie in Bild **b**, ist der Ausgleichskörper auf einem verschiebbaren Kupferblock angebracht, nach [17].

Je dicker das Bremstarget ist, desto mehr Photonen können die Elektronen auslösen. Andererseits nehmen mit zunehmender Dicke auch die Möglichkeiten der Photonen zu, wieder absorbiert zu werden. Als Schwellwert für die Dicke des Targets kann man die maximale Reichweite der Elektronen im Material heranziehen. Als dünne Targets bezeichnet man Targets mit einer viel geringeren Dicke als diese Reichweite und bei Targets, deren Dicke in etwa der maximalen Reichweite der Elektronen entspricht, spricht man von dicken Targets. Generell handelt es sich hierbei um Dicken in einer Größenordnung von wenigen Millimetern.

Elektronenfänger Eventuell durch das Target hindurchgelangende oder im Target entstandene Elektronen müssen daraufhin abgefangen werden (Elektronenfänger). Der Elektronenfänger wird aus einem Material niedriger Ordnungszahl hergestellt, damit der Strahl durch bevorzugte Absorption von weichen Photonen aufgehärtet und die Erzeugung von Photoneutronen verhindert wird. Es eignen sich Materialien wie Aluminium und Graphit. Er befindet sich meist im Primärkollimator [17].

Ausgleichskörper Nach dem Durchgang des Strahles durch den Elektronenfänger besteht er nur noch aus ultraharten Photonen. Die maximale Energie der Photonen entspricht aufgrund des Energieerhaltungssatzes der

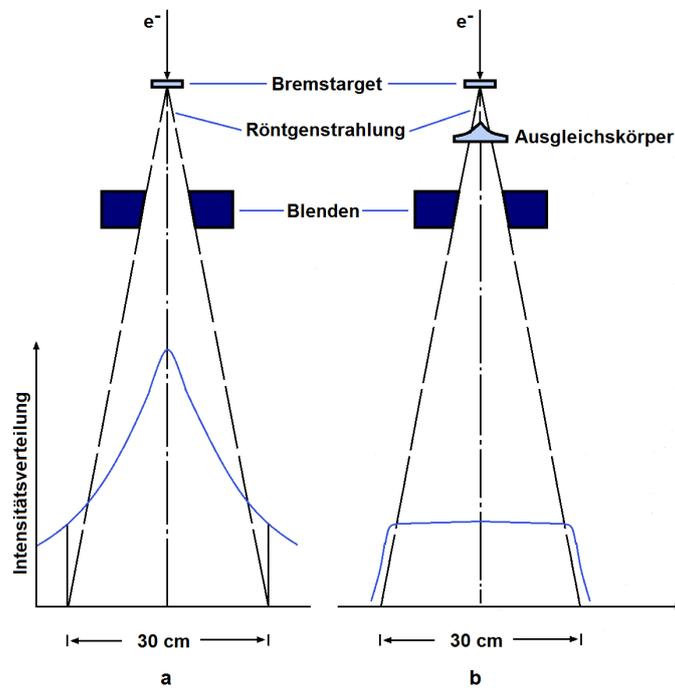


Abbildung 3.9: Das Bild **a** zeigt das Strahlprofil von Photonenstrahlung mit einer Energie von 25 MeV ohne Ausgleichkörper gemessen in 1 m Abstand. In Bild **b** wird das Strahlprofil durch einen Ausgleichkörper homogenisiert, nach [17].

maximalen kinetischen Energie der Elektronen. Betrachtet man den Querschnitt des Strahles genauer, erkennt man, dass die Energiefluenz um die Zentralachse stark zunimmt. Für die Strahlentherapie werden möglichst homogene Strahlenfelder benötigt, daher muss der Photonenstrahl zu einem kegelförmigen Photonenausgleichskörper gelangen. Dieser sorgt dafür, dass der Strahl homogener wird, indem die energiefluenzstarke Mitte abgeschwächt wird, s. Abb. 3.9. Zudem kompensiert der Ausgleichkörper das Fehlen der Streuung am Rand des Feldes. Die Anordnung des Ausgleichkörpers im Primärkollimator ist in Abb. 3.8 ersichtlich.

Strahlmonitor Die Intensität des Bestrahlungsfeldes sollte während der Bestrahlung möglichst nah am Patienten überprüft werden. Dazu liegt im Beschleuniger nach dem Ausgleichkörper eine Anordnung mit zwei Ionisationskammern in zwei Ebenen, der sogenannte Strahlmonitor. Der Kollektorstrom in beiden Kammern hängt von der Dosisrate, die der Patient erfährt, ab. Ein integrierter Strom, der 1 cGy entspricht, ist als 1 Monitoreinheit (MU) definiert. Am Bedienungspult werden die Monitoreinheiten, die be-

nötigt werden, um eine bestimmte Dosis aufzubauen, vorgegeben und der Strahlmonitor bestimmt das Ende der Bestrahlung. Zusätzlich können Inhomogenitäten in der Dosisleistung schnell erkannt und die Symmetrie des Strahles nachgeregelt werden. Damit die Ionisationskammern den Strahl nur so wenig wie möglich abschwächen, werden sie sehr dünn angefertigt und ihre Fenster bestehen aus Materialien mit geringer Ordnungszahl.

Lichtvisier Im Strahlerkopf ist überdies eine Anordnung untergebracht, die den RadiotechnologInnen das Einstellen des Bestrahlungsfeldes erleichtern soll. Eine Lichtquelle, deren Position derjenigen der Strahlungsquelle entspricht, sendet Licht mit denselben Begrenzungen wie der Elektronen- bzw. Röntgenstrahl aus. So können die RadiotechnologInnen durch Feldprojektion sehen, wo das Bestrahlungsfeld liegt [10].

Primärkollimator Damit nur der gewünschte Teil des Patienten bestrahlt wird, muss der Strahl beschränkt werden. Direkt unter dem Bremstarget befindet sich im Beschleuniger der aus Blei oder Wolfram bestehende konvergierende Primärkollimator. In seiner Mitte befindet sich eine konusförmige Bohrung, das austretende Feld ist daher kreisförmig und definiert die maximale Größe des Bestrahlungsfeldes [17].

Sekundärkollimatoren Im Gegensatz zum fixen Primärkollimator lassen sich die Sekundärkollimatoren einstellen (Feldgröße und Drehung) und somit die Größe des Bestrahlungsfeldes in der Patientenebene verändern. Sie bestehen aus getrennten Halblenden (in Paaren angeordnet werden sie x- und y-Blenden genannt), die sich in zueinander orthogonale Richtungen verschieben lassen. Dabei bleiben durch eine geeignete Konstruktion (Blenden bewegen sich auf Kreisbahnen) die Kollimatoren immer fokussiert. Als Material für die Blenden sind Wolfram und Blei geeignet. Um die Verluste durch Streuung zu mindern, werden auch Materialien mit niedrigerer Ordnungszahl wie Aluminium eingearbeitet.

Lamellenkollimatoren Die bisher beschriebenen konventionellen Kollimatoren können nur rechteckige Felder erzeugen. Um flexibler zu sein und das Feld besser an das Zielvolumen anpassen zu können, verwendet man den Lamellenkollimator (MLC steht für *Multi-Leaf-Collimator*). Dieser besteht aus bis zu 120 parallel laufenden Lamellenpaaren [17] aus Wolfram, die einander links und rechts des Zentralstrahles gegenüberliegen. Sie sind über kleine Schrittmotoren unabhängig voneinander bewegbar, dadurch sind viele individuelle Feldformen möglich (s. Abb. 3.10). Der MLC kann sich entweder direkt im Strahlerkopf befinden, oder er wird extern unterhalb des Strahlerkopfes fixiert. Bei der intensitätsmodulierten Strahlentherapie (s. Abschn. 4.3) spielt der Lamellenkollimator eine große Rolle.

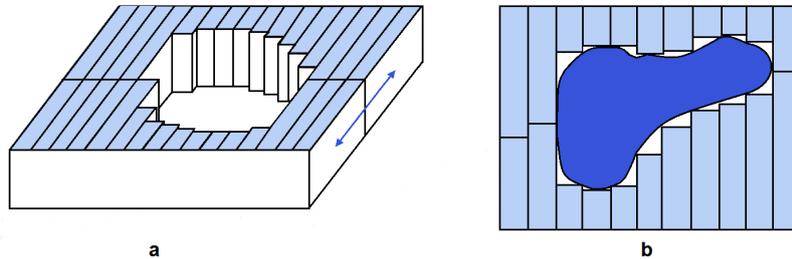


Abbildung 3.10: Lamellenkollimator: Mit Hilfe von bis zu 120 individuell verschiebbaren Lamellen kann das Strahlenfeld an die Ausmaße des Tumorgebietes angepasst werden, nach [17].

Keile Mit den Kollimatoren kann man einstellen, ob eine Dosis auf einen Punkt treffen soll oder nicht. Bei bestimmten Bestrahlungen kann es hilfreich sein, auch die Strahlintensität im Profil ändern zu können. z.B. ähnelt die Form der Brust einer liegenden Patientin einem Kegel. Wird die Brust mit einem homogenen Feld bestrahlt würde sich an der Spitze eine Überdosierung und in der Nähe der Thoraxwand eine Unterdosierung ausbilden. Abhilfe schafft der Einsatz von Keilfiltern, die das Photonenfeld einseitig schwächen. Sie besitzen einen dreieckigen Querschnitt und bestehen meist aus Stahl. Um sich an die verschiedenen Gewebegegebenheiten anpassen zu können, stehen Keilfilter mit verschiedenen Winkeln zur Verfügung. Wichtig ist hierbei, dass es sich bei den Winkelbezeichnungen nicht um die geometrischen Winkel der Keilfilter handelt, sondern um die Neigung einer Referenzisodose unter bestimmten Bedingungen im Wasserphantom.

Um die Streuung, die durch Keilfilter hervorgerufen wird, zu verhindern, sind am LKH Graz stattdessen dynamische Keilfilter im Einsatz. Diese kommen ohne externe Behelfe aus, da hierbei der Filtereffekt dadurch entsteht, dass während der Bestrahlung Halbblenden mit einer bestimmten Geschwindigkeit verschoben werden.

3.3 Streu- und Leckstrahlung

In dieser Arbeit wird neben der ungewollten Strahlenbelastung der Risikoorgane besonders auf die periphere Dosis der verschiedenen Behandlungspläne Augenmerk gelegt. Unter der peripheren Dosis versteht man die Belastung des Gewebes in größeren Abständen außerhalb des Bestrahlungsfeldes.

Die Belastung der Gewebe, die nicht zum Zielvolumen gehören, kommt auf unterschiedlichste Art und Weise zustande: Einerseits kann sie durch Streu-

und Leckstrahlung im Beschleuniger und seinem Zubehör entstehen (z.B. Strahlerkopfstreuung, Ausgleichkörperstreuung und Monitorstreuung), andererseits kann es ebenso zu unerwünschter Streuung im Phantom/Patienten kommen (Phantomstreuung) [18].

3.3.1 Strahlerkopfstreuung

Die Strahlung, die den Strahlerkopf des Beschleunigers verlässt, setzt sich zusammen aus den Photonen, die das Bremstarget in Primärrichtung verlassen und denjenigen, die von den umgebenden Flächen zufällig in diese Richtung abgelenkt werden. Da die Feldgröße erst am unteren Blendensystem (Sekundärkollimator) eingestellt wird, ist die Strahlerkopfstreuung von ihr unabhängig. Diese Rückstreuung kann vom fixen Primärkollimator, dem Sekundärkollimator oder dem Ausgleichkörper kommen.

3.3.2 Kollimatorstreuung

Wie schon in Abschnitt 3.2.3 beschrieben, sind Sekundärkollimatoren so konstruiert, dass die Flächen der Blenden konvergieren und sich der Fokussierung des Strahles anpassen. Dadurch sollte auf der Innenseite der Blenden eigentlich keine Streuung zustande kommen. Dies gilt jedoch, wie in Abb. 3.11 ersichtlich, nur für punktförmige Quellen (Bremstargets). Im realen Fall des ausgedehnten Bremstargets kann der Divergenzwinkel größer als der durch die Kollimatoren eingestellte Winkel sein. Dies hängt naturgemäß von der verwendeten Feldgröße ab.

3.3.3 Ausgleichkörperstreuung

Die Aufgabe des Ausgleichkörpers ist die Aufweitung der Dosisleistungsverteilung im Strahl. Dadurch wirken sie wie ausgedehnte Quellen. Die durch diese Streuung verursachte Dosisleistung nimmt mit der Feldgröße zu.

3.3.4 Monitorrückstreuung

Im Strahlerkopf sind die Dosismonitore nach dem Primärkollimator und vor den Sekundärkollimatoren angebracht. Da der Primärkollimator immer eine fixes Feld durchlässt (größtmögliche Feldgröße), wird nur ein Teil der Photonen durch das Blendensystem durchgelassen. Die restlichen Photonen treffen, wenn die Blenden des Sekundärkollimators das Bestrahlungsfeld verkleinern, auf die Oberfläche des Blendensystems. Dadurch werden einige Photonen erneut als zusätzliches Signal in das Monitorsystem zurückgestreut. Diese

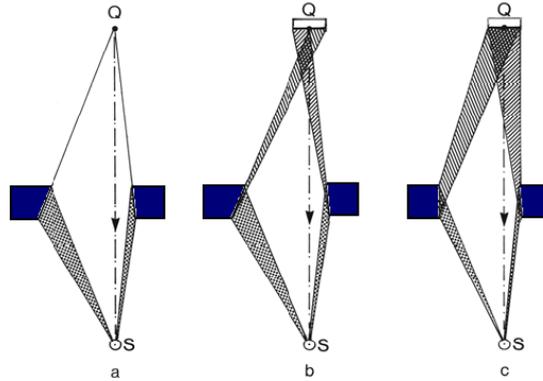


Abbildung 3.11: Links ist der Strahlenverlauf im Kollimator von einem punktförmigen Target Q dargestellt, es gibt keine Streuung am Kollimator. In der Mitte liegt der Fall eines ausgedehnten Targets vor, trotz des konvergierenden Kollimators gibt es eine Streufläche. In der rechten Abbildung wäre der Fall mit parallelen Kollimatorinnenseiten zu sehen. S bezeichnet die Messsonde, nach [18].

Monitorrückstreuung ist von der Feldgröße, der Strahlenart, der Strahlenqualität und natürlich vom Material und der Geometrie des Strahlerkopfes abhängig.

3.3.5 Phantomstreuung

Unabhängig von der Bauweise des Beschleunigers ist die im Patienten/Phantom in alle Richtungen ausgelöste Streuung, die eine Dosis in nicht dem Zielvolumen zuzuordnende Gewebe überträgt, s. Abb. 3.12. Das Volumen des Phantoms und seine Tiefe ist hier von Bedeutung, sowie seine Zusammensetzung und die Art der Strahlung (Qualität, Energie,...). Weitere Faktoren sind die Anzahl, Form und Intensität der Bestrahlungsfelder.

3.4 Detektoren

Teil dieser Arbeit ist es, mit der Planungssoftware Pinnacle geeignete Behandlungspläne zur Bestrahlung der Brust für reale Patientinnen und ein Phantom anzufertigen. Zudem sind die erstellten Bestrahlungspläne am Phantom experimentell zu testen. Hierzu sind Thermolumineszenzdosimeter besonders geeignet, da sie klein und handlich sind und die absorbierte Dosis bis zum Auslesevorgang speichern. Um mit ihnen zuverlässig Dosen messen zu können, müssen sie regelmäßig kalibriert werden, hierzu ist der Einsatz einer Ionisationskammer zur Referenzmessung erforderlich.

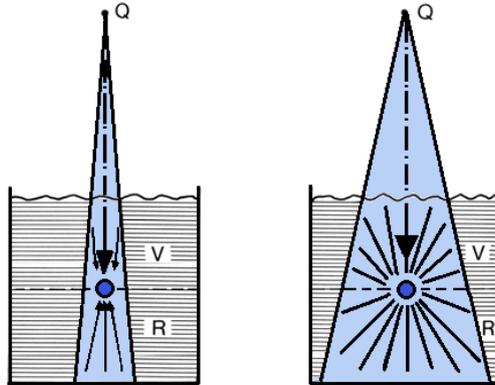


Abbildung 3.12: Einfluss der Feldgröße auf das Streuvolumen im Phantom. Die breiten Pfeile bezeichnen den Primärstrahl, V steht für Vorwärtsstreuung und R für Rückstreuung, nach [18].

3.4.1 Ionisationskammer

Eine Ionisationskammer besteht aus zwei sich gegenüberliegenden Platten, die als Elektroden fungieren und somit ein elektrisches Feld erzeugen. Dazwischen befindet sich ein Gas, in dem beim Eintreffen von ionisierender Strahlung, Ladungsträger (Ionen und Elektronen) ausgelöst werden [19]. Diese wandern anschließend zu den Elektroden, wodurch ein elektrischer Strom entsteht. Wird die Spannung zwischen den beiden Elektroden geeignet gewählt, ist die freie Weglänge der Ladungsträger groß genug, damit die Ionen und Elektronen bis zu den Elektroden gelangen können, ohne unterwegs miteinander zu rekombinieren. In diesem Fall verhält sich der messbare Strom direkt proportional zur eingehenden Strahlungsleistung [20].

In der Praxis sind an der Universitätsklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie Graz u.a. zylindrische Kompaktkammern in Gebrauch. Sie sind über ein Kabel mit einem Elektrometer im Kontrollraum verbunden, an dem die gemessene Dosis direkt abgelesen werden kann. Umwelteinflüsse wie Luftdruck und Temperatur spielen bei der Messung eine große Rolle, da die Kammer offen zur Umgebungsluft ist. Aufgrund dessen müssen die dort angezeigten Werte noch angepasst werden [8]. Hinzukommend verhalten sich nicht alle Linearbeschleuniger, Elektrometer und Ionisationskammern gleich, sodass mehrere Korrekturfaktoren zur Anwendung kommen [21]:

$$D_{korr} = D_{mess} \cdot k_{Tp} \cdot N_{D,w} \cdot k_Q \cdot k$$

mit

$$k_{Tp} = \frac{T}{T_0} \frac{p_0}{p}$$

D_{mess} entspricht dem vom Elektrometer angezeigten Wert und der Faktor k_{Tp} korrigiert die Abhängigkeit von der Umgebungstemperatur T in K und Luftdruck p in kPa. T_0 ist die Referenztemperatur, üblicherweise 293 K und $p_0 = 101.3$ kPa der Referenzdruck. $N_{D,w}$ stellt den Kalibrierfaktor der Ionisationskammer und des Elektrometers dar. Der Qualitätsfaktor k_Q für 6 MeV-Photonenstrahlung wird bei den sogenannten Absolutdosismessungen für den jeweiligen Elektronenbeschleuniger regelmäßig bestimmt. Er berücksichtigt laut ÖNORM S 5234-3 die Änderung des Anzeigewertes bei Abweichung der Qualität der Photonenstrahlen von den Werten bei Bezugsbedingungen bei der Eichung, wo Co-Strahlung verwendet wird. Im Faktor k sind einige anderen Einflüsse, wie Luftfeuchtigkeit, Polarität und Ionen-Rekombination, zusammengefasst. Die Wirkung dieser Größen wird im folgenden vernachlässigt und $k = 1$ angenommen.

Für die Dosismessungen zur Überprüfung der Bestrahlungspläne im Phantom sind Ionisationskammern weniger geeignet, da sie relativ groß sind und die Dosis immer nur in einem Punkt messen können. Aus diesem Grunde werden hier die viel handlicheren Thermolumineszenzdosimeter verwendet.

3.4.2 Thermolumineszenzdosimeter

Die Funktion der Thermolumineszenzdosimeter basiert darauf, dass in Ionenkristallen durch die Bestrahlung Elektronen vom Grundzustand in metastabile Energieniveaus angeregt werden, die sie selbstständig nicht mehr verlassen können. Erst durch Energiezufuhr von außen in Form von Erwärmung der Dosimeter können die Elektronen befreit und die gespeicherte Energie als Licht abgestrahlt werden [18]. Der so erzeugte Lichtstrom korrespondiert mit der zuvor absorbierten Dosis [10].

Im Detail geschieht folgendes: Werden bestimmte Ionenkristalle (z.B. mit Ti bzw. Mg dotiertes LiF) ionisierender Strahlung ausgesetzt, entstehen Elektron-Loch-Paare, d.h. Elektronen werden aus ihrem gebundenen Zustand im Valenzband energetisch in das Leitungsband gehoben und können sich dort frei durch den Festkörper bewegen, s. Abb. 3.13 a. Auch die Löcher können im Material diffundieren.

Die frei beweglichen Elektronen haben nun mehrere Möglichkeiten: Durch die Dotierung befinden sich im Kristall Störstellen, die als Haftstellen (*Traps*) für Elektronen (bzw. Löcher) dienen können. Dabei nehmen die Elektro-

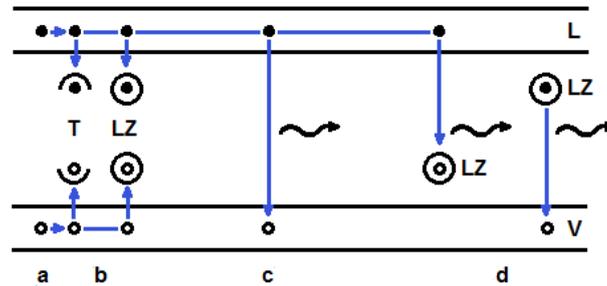


Abbildung 3.13: Prinzip der Thermolumineszenzdosimeter, wobei Elektronen als Punkte und Löcher als Kreise dargestellt sind: Teil **a** zeigt, wie ionisierende Strahlung ein Elektron-Loch-erzeugt. In Teil **b** werden Elektronen und Löcher von Haftstellen (*T* Traps, *LZ* Leuchtzentrum) festgehalten, während sie in Teil **c** unter Aussendung von Photonen oder Phononen rekombinieren. In Teil **d** fängt ein aktiviertes Leuchtzentrum Elektronen bzw. Löcher ein.

nen Zustände ein, die energetisch unterhalb des Leitungsbandes liegen und im idealen Kristall (ohne Störstellen) nicht besetzt werden könnten, wie in Abb. 3.13 b veranschaulicht ist.

Obendrein können die Elektronen vom Leitungsband in ihren Grundzustand im Valenzband springen und dort wieder mit einem Loch rekombinieren. Dieser Vorgang kann durch Aussendung von Lichtteilchen (Fluoreszenz) oder aber auch strahlungsfrei (Energie wird über Gitterschwingungen weitergegeben) erfolgen, s. Abb. 3.13 c. Die dritte Möglichkeit besteht darin, dass die Elektronen von einem bereits aktivierten Lumineszenzzentrum eingefangen werden und dieses durch Lichtemission deaktivieren können, in Abb. 3.13 b zu sehen. Analog dazu können sich auch die Löcher dementsprechend verhalten.

Für die Detektion von ionisierender Strahlung ist das Haften der Elektronen an den Störstellen interessant. Durch Zufuhr von Energie in Form von Wärme können die Elektronen (bzw. Löcher) von den Haftstellen gelöst werden und wieder in das Leitungsband gelangen, wie in Abb. 3.14 a veranschaulicht ist. Dort können sie, wie zuvor, frei im Festkörper wandern. Durch anschließende Rekombination der Elektronen mit den Löchern entsteht Licht, dessen Intensität gemessen werden kann, Abb. 3.14 c. Diese ist Maß für die anfangs absorbierte Energie. Die Darstellung der durch dieses Licht ausgelösten Ströme bzw. Ladungen in Abhängigkeit von der Heiztemperatur wird als Glühkurve bezeichnet, s. Abb. 3.15 b.

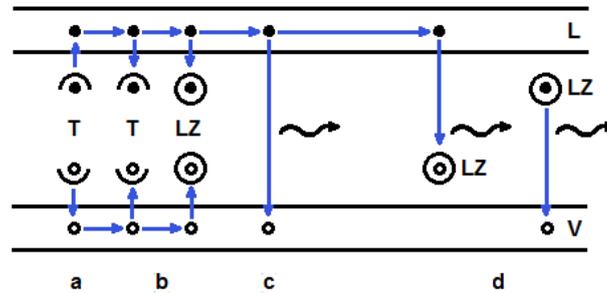


Abbildung 3.14: Bei Energiezufuhr durch Heizen werden Elektronen und Löcher aus den Haftstellen gelöst, siehe Teil **a**, es entstehen Elektron-Loch-Paare. Teil **b** zeigt, dass Elektronen und Löcher wieder an Haftstellen T oder Leuchtzentren LZ festgehalten werden können. In **c** rekombinieren die Elektron-Loch-Paare unter Emission von Photonen bzw. Phononen. In **d** können die in **b** aktivierten Leuchtzentren Elektronen bzw. Löcher einfangen und sich unter Emission von Licht deaktivieren.

Die verschiedenen Intensitätsmaxima der Glühkurve entstehen durch die unterschiedlichen Energieniveaus der Haftstellen. Ist der Energieunterschied zwischen Leitungsband und Haftstelle gering, resultieren die von dort herausgelösten Elektronen in einem Peak bei einer tieferen Temperatur, siehe erstes Maximum in Abb. 3.15 b. Das Freiwerden der Elektronen aus diesen Haftstellen kann auch schon bei Raumtemperatur erfolgen, dann spricht man vom sogenannten *Fading*. Bei großen Energieunterschieden kommt es zu Intensitätsmaxima bei höheren Temperaturen, wie in Abb. 3.15 zu sehen ist [18]. Diese Maxima bei hohen Temperaturen sind stabiler und werden für die Auswertung benützt.

Thermolumineszenzdosimeter liegen in den verschiedensten Materialien und Formen (Pulver, Chips, Stäbchen...) vor. Für die Messungen der Dosisverteilung im Phantom im Rahmen dieser Arbeit werden LiF:Mg,Ti Chips, genannt TLD-100, verwendet. Diese zeigen bei Bestrahlung mit Photonen ein zu menschlichem Gewebe ähnliches Verhalten, und verfälschen so die Dosisverläufe nur wenig [10]. In Tab. 3.1 sind die effektiven Atomzahlen für den Photoeffekt und die Paarproduktion angegeben, bzw. die Elektronendichte für den Comptoneffekt, je nachdem in welchem Energiebereich gearbeitet wird.

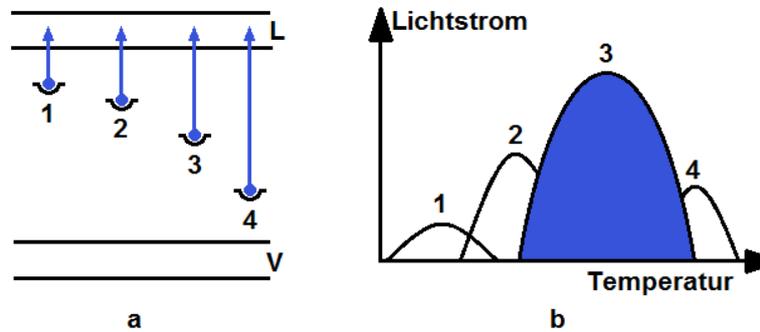


Abbildung 3.15: Haftstellen besitzen verschiedene Energieniveaus zwischen Valenz- und Leitungsband **a**, sie korrespondieren mit den verschiedenen Intensitätsmaxima der Glühkurve in **b**. Die Fläche unter den einzelnen Maxima beschreibt die Lichtausbeute der unterschiedlichen Energien der Haftstellen, nach [18].

Tabelle 3.1: Häufigkeit verschiedener Prozesse in Thermolumineszenzdosimetern (Material: LiF:Mg,Ti) und in menschlichem Gewebe bei Bestrahlung mit Photonenstrahlung unterschiedlicher Energie, nach [10])

Material	Photoeffekt Z_{eff}	Comptoneffekt $[e^-/g]$	Paarproduktion Z_{eff}	Dichte $[g/cm^3]$
LiF:Mg,Ti	8.14	$2.79 \cdot 10^{23}$	7.50	2.64
Luft	7.64	$3.03 \cdot 10^{23}$	7.36	0.001
Wasser	7.42	$3.34 \cdot 10^{23}$	6.60	1.00
Fett	5.92	$3.48 \cdot 10^{23}$	5.20	0.91
Muskel	7.42	$3.63 \cdot 10^{23}$	6.60	1.04
Knochen	14.00	$3.00 \cdot 10^{23}$	10.00	0.001

Kapitel 4

Bestrahlungstechniken

Im folgenden werden die miteinander zu vergleichenden Behandlungstechniken vorgestellt. Bei diesen handelt es sich um die bis zum Sommer 2012 an der Klinik angewandte, klassische Bestrahlungstechnik, die vereinfachende mono-isozentrische Bestrahlungstechnik (momentan in Verwendung) und eine intensitätsmodulierte Technik (IMRT).

4.1 Klassische Bestrahlungstechnik

Die Standardmethode an der Universitätsklinik für Strahlentherapie-Radiationkologie Graz ist die sogenannte Zangentchnik für die Bestrahlung der Brust und der Thoraxwand, die bewirkt, dass u.a. die Lunge und das Herz möglichst wenig Dosis erhalten. Sie liefert hohe lokale Kontrollraten von über 90% und zusätzlich werden sehr gute kosmetische Ergebnisse erzielt [12].

Dazu werden zwei opponierende tangential Felder mit Photonenstrahlung verwendet, unter Umständen wird zusätzlich ein Supraklavikularfeld abgestrahlt [15], s. Abb. 4.1.

Die Isozentren (als Isozentrum wird der Punkt bezeichnet, in dem sich die zentrale Strahlachse und die Rotationsachse des Beschleunigerarmes schneiden) der verwendeten Stehfelder werden auf der Brustoberfläche gewählt, dadurch kann die Grundposition mit Hilfe von Lasern gut eingestellt werden. In der Durchführung der Bestrahlungen werden die beiden Felder durch die Änderung des Einstrahlwinkels des Photonenstrahles (Gantry) und eine Verschiebung des Behandlungstisches samt Patientin justiert. Um die Dosisverteilung unter Zuhilfenahme einer Planungssoftware (z.B. Pinnacle) zu optimieren und zu homogenisieren, können Keilfilter oder der Lamellenkollimator eingefügt werden.

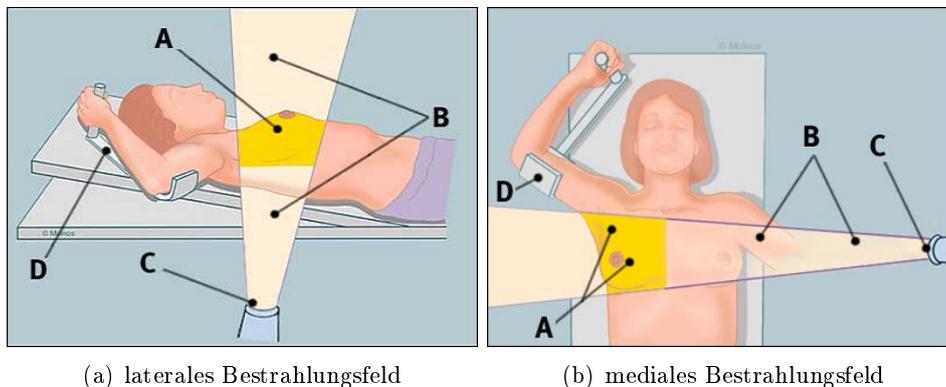


Abbildung 4.1: Patientin in Position zur Bestrahlung mit der tangentialen, klassischen Technik. Abb. **a** zeigt die Anordnung mit lateralen Feld (von außen Richtung Brustmitte) und **b** die Anordnung mit medialen Feld (von der Brustmitte nach außen). *A* benennt das zu bestrahlende Gebiet, *B* zeigt den Strahlenverlauf in der Luft, *C* zeigt die Position der Öffnung des Linearbeschleunigers und *D* ist ein möglicher Lagerungsbehelf [Breastcancer.org].

4.2 Mono-isozentrische Bestrahlungstechnik

Bei der mono-isozentrischen Bestrahlungstechnik werden für das laterale und das mediale Bestrahlungsfeld ein gemeinsames Isozentrum im Inneren des Zielvolumens gewählt. Hierbei werden viele Vorteile der tangentialen Bestrahlung, wie Schonung der Lungen und des Herzens, beibehalten, während einige Nachteile der klassischen Bestrahlungstechnik behoben werden können. Beispielsweise bringt die klassische Technik einen relativ großen Aufwand bei der Durchführung der Bestrahlung mit sich. Da die beiden Strahlen unterschiedliche Isozentren auf der Hautoberfläche haben, müssen die RadiotechnologInnen jedes Feld einzeln einstellen. Ein weiteres Problem stellt die Ungenauigkeit der Lage der Brust vor allem bei großen Brustvolumina dar. Bei der mono-isozentrischen Technik erfolgt die Justierung nur ein einziges Mal.

Da das Isozentrum der Behandlungsstrahlen in der Brust liegt, befindet sich der Beschleunigerkopf näher an der Haut als bei der klassischen Technik, der Fokus-Haut-Abstand ist kleiner. Um die gleiche Dosis im Zielvolumen aufzubauen, ist daher bei dieser Technik weniger Strahlung nötig, die abgestrahlten Monitoreinheiten können so reduziert und somit das gesunde Gewebe besser geschont werden.

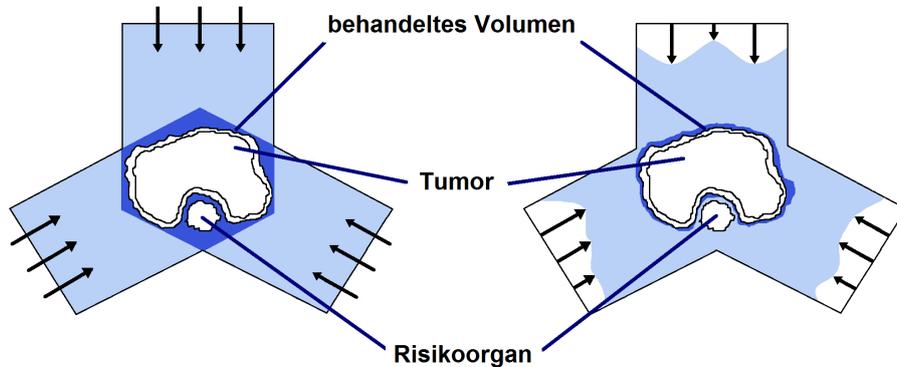


Abbildung 4.2: Vergleich konventionelle Planungsmethode (links) zur intensitätsmodulierten Planung (rechts), das Zielvolumen kann mit den vielen unterschiedlichen Subfeldern besser erfasst werden, bei gleichzeitiger Schonung der Risikoorgane [Strahlenklinik Jena]

4.3 IMRT-Bestrahlungstechnik

Bei den Techniken, die bisher vorgestellt wurden, werden jeweils die Richtungen, die Feldgröße, die Intensität und Gewichtung sowie der Einsatz von Hilfsmitteln (wie Keilen und Lamellen) von dem/der BestrahlungsplanerIn vorgegeben. Anschließend berechnet das PC-Programm Pinnacle die voraussichtliche Dosisverteilung des Behandlungsplanes. Durch gezielte Variationen versucht der/die PlanerIn den Plan zu optimieren.

Bei der IMRT (intensitätsmodulierte Strahlentherapie) kommt eine inverse Therapieplanung zum Einsatz. Man gibt die Anzahl der Felder, deren Einfallrichtungen und die gewünschte Dosis in verschiedenen Geweben vor und das Programm liefert einen Bestrahlungsvorschlag.

Im Detail sieht dies folgendermaßen aus: Der Strahl wird in viele kleine Substrahlen unterteilt, die über unterschiedliche Zeiten der Strahlenexposition verschiedene Intensitäten haben können. Die Form der Substrahlen wird über den Lamellenkollimator (s. Abschn. 3.2.3) geregelt. In Folge treten im Querschnitt eines Strahles mit einer gewissen Einfallrichtung verschiedene Fluenzen auf. So kann das Bestrahlungsvolumen verkleinert und Risikoorgane, die in der Nähe des Zielvolumens liegen, besser geschont werden, während im Zielvolumen trotzdem die nötige Dosis aufgebaut wird. Abb. 4.2 veranschaulicht diese Vorgehensweise.

Zu unterscheiden sind bei der IMRT mit dem Lamellenkollimator die *Step-and-Shoot*-Technik und die dynamische Dosisapplikation [12]. Bei der ersteren werden die Lamellen zuerst so angeordnet, dass sie dem berechneten Substrahl entsprechen, anschließend wird bestrahlt. Der Therapiestahl wird wieder abgeschaltet und die Lamellen bilden die nächste Feldform, der Vorgang wiederholt sich. Über Aufsummieren der einzelnen Substrahlen ergibt sich das Intensitätsprofil des Strahles.

Die dynamische Dosisapplikation verzichtet auf die Pausen zur Einstellung der Lamellen, ihre Position wird mit einem bestimmten Geschwindigkeitsprofil kontinuierlich verändert. Dadurch ergibt sich eine kürzere Behandlungszeit.

Da bei diesen Methoden die Form und Intensität der einzelnen Segmente variabel sind, gibt es eine Vielzahl an voneinander unabhängigen Parametern, die das Programm bei der inversen Therapieplanung optimieren soll. Eine bestimmte Dosisverteilung wird über Empfehlungen und Beschränkungen vorgegeben, um Überdosierungen im Zielvolumen und Risikoorganen sowie Unterdosierung im Zielvolumen zu vermeiden. Durch eine iterative Optimierung nähert sich das Programm der vorgegebenen Dosisverteilung an. Einige in der Praxis verwendete Begriffe sind in Tab. 4.1 angegeben, zudem werden sie anschließend herangezogen, um die in dieser Arbeit erstellten Bestrahlungspläne miteinander zu vergleichen.

Tabelle 4.1: Zur Auswertung der Bestrahlungstechniken hilfreiche Dosisbegriffe

Abkürzung	Erklärung
D_{max}	Maximaldosis
D_{min}	Minimaldosis
D_{mean}	mittlere Dosis
$MaxDVH$	DVH steht für Dosis-Volumen-Histogramm. Ein gewisser Anteil des Volumens einer <i>Region of Interest</i> (ROI) liegt oberhalb einer bestimmten Dosischwelle.
$MinDVH$	Ein gewisser Anteil des Volumens einer ROI liegt unterhalb einer bestimmten Dosischwelle.

Für den Fall der Bestrahlung der Brust könnte eine Bestrahlungsplanerstellung mit IMRT von Vorteil sein, da die Risikoorgane Lunge, Herz und kontralaterale Brust bei gleichzeitig zufriedenstellender Erfassung des Zielvolumens gut geschont werden können.

Der Nachteil der IMRT-Methode ist, dass sie im Vergleich zu den zuvor beschriebenen Techniken sehr zeitintensiv ist. Einerseits müssen bestimmte ROI's zuerst im Planungsprogramm Pinnacle definiert, d.h. manuell eingezeichnet, werden, andererseits benötigt Pinnacle länger um die Iterationen durchzuführen.

Zudem werden durch den Einsatz des Lamellenkollimators viele Photonen aus dem Beschleuniger abgeschirmt, die Bestrahlung dauert länger und eine größere Anzahl von Monitoreinheiten wird nötig.

Kapitel 5

Simulation

Dieser Abschnitt beschäftigt sich mit der Vorgehensweise bei der Bestrahlungsplanerstellung mit der Planungssoftware Pinnacle (Version 9.0). Zur Veranschaulichung der Unterschiede zwischen den drei miteinander zu vergleichenden Techniken aus Abschnitt 4 werden Bestrahlungspläne einerseits für 10 verschiedene (reale) Patientinnen und andererseits für ein anthropomorphes Phantom angefertigt. Die resultierenden Dosisverteilungen im Phantom werden anschließend in Abschnitt 6 experimentell überprüft.

5.1 Bestrahlungsplanung an 10 Patientinnen

Aus dem Datenarchiv werden zehn Patientinnen ausgewählt, um auf deren CT-Datensätzen jeweils drei Bestrahlungspläne im Programm Pinnacle 9.0 (Philips) anzufertigen. Bei der Auswahl der Patientinnen wird darauf geachtet, dass verschiedene Brustvolumina und Body-Mass-Indizes vorliegen, um einen guten Querschnitt der Bevölkerung zu erhalten. Bei fünf Patientinnen wird die linke und bei den anderen fünf die rechte Brust behandelt. In Tabelle 5.1 sind ihre zu behandelnden Brustvolumina angegeben.

Tabelle 5.1: Brustvolumina der Patientinnen

Behandlung linke Brust		Behandlung rechte Brust	
Patientin	Volumen [cm ³]	Patientin	Volumen [cm ³]
<i>St</i>	175	<i>S</i>	564
<i>W</i>	596	<i>M</i>	858
<i>R</i>	1150	<i>B</i>	1192
<i>D</i>	1446	<i>U</i>	1326
<i>F</i>	2397	<i>K</i>	1736

Bei der Erstellung der Bestrahlungspläne für die Patientinnen und das Phantom wird mit Photonenstrahlung mit einer Maximalenergie von 6 MeV (X6) gerechnet, die von einem Elektronenlinearbeschleuniger des Typs Clinac iX der Firma Varian erzeugt wird. Die Anzahl der Behandlungsstrahlen, ihre Einfallswinkel, Intensität, Konturen usw. werden so lange variiert, bis ein zufriedenstellendes Ergebnis in Bezug auf die Erfassung des Zielvolumens und die Schonung der Risikoorgane erreicht ist. Um die angefertigten Pläne miteinander vergleichen zu können, müssen alle dieselbe Akzeptanzbedingung erfüllen: 90% des Zielvolumens müssen 95% der verschriebenen Strahlendosis absorbieren, das sind 47.5 Gy bei einer Zieldosis von 50.0 Gy.

5.1.1 Bestrahlungsplanung zur Behandlung der linken Brust

Im folgenden werden an den Beispielen der Patientin *W* (eher kleineres Brustvolumen) und der Patientin *D* (eher größeres Brustvolumen) die drei zu untersuchenden Techniken (klassische Technik, mono-isozentrische Technik und IMRT-Technik) bei Behandlung der linken Brust untersucht.

Klassische Technik

In Abb. 5.1 a ist ein Ausschnitt des klassischen Bestrahlungsplanes für Patientin *W* zu sehen. Ein Strahl wird von der Brustmitte auf die Brust geführt, wobei sein Isozentrum auf der Hautoberfläche liegt. Der zweite Strahl kommt von der Seite, auch sein Isozentrum befindet sich auf der Haut. Um die Dosis in der Brustspitze etwas abzuschwächen, werden dynamische Keile verwendet, s. Abschn. 3.2.3. Die blaue Fläche gibt das Zielvolumen an (dessen Dosis im Idealfall einheitlich 50.0 Gy betragen sollte). Zusätzlich sind die Isodosenverläufe für 53.5 Gy (grün), 47.5 Gy (rot), 42.0 Gy (rosa), 25.0 Gy (gelb), 5.0 Gy (hellblau) und 1.0 Gy (violett) eingezeichnet.

Durch die vorgegebene Strahlenanordnung wird ein Teil des Gewebes mit einer hohen Dosis bestrahlt, der nicht zum Zielvolumen gehört. Dafür wird die linke Lunge relativ gut geschont. Gut zu erkennen ist auch, dass die Strahlen eine gewisse Distanz im Gewebe benötigen, um eine ausreichende Dosis aufzubauen. Das Dosismaximum liegt also nicht auf der Körperoberfläche, sondern etwas darunter, s. Abb. 2.6 in Abschnitt 2.3.4. So ist z.B. die Haut, obwohl sie Teil des Zielvolumens ist, nicht von der 47.5 Gy-Isodose (die 95% der verschriebenen Dosis entspricht, s. Abschn. 3.1.4), erfasst.

Bei Patientin *D* ist der Brustkorb stärker gewölbt, dies erschwert die Schonung des Herzens und der linken Lunge bei der Anwendung dieser Technik. Dem medialem Feld wird ein Feld mit dem gleichen Einfallswinkel und Iso-

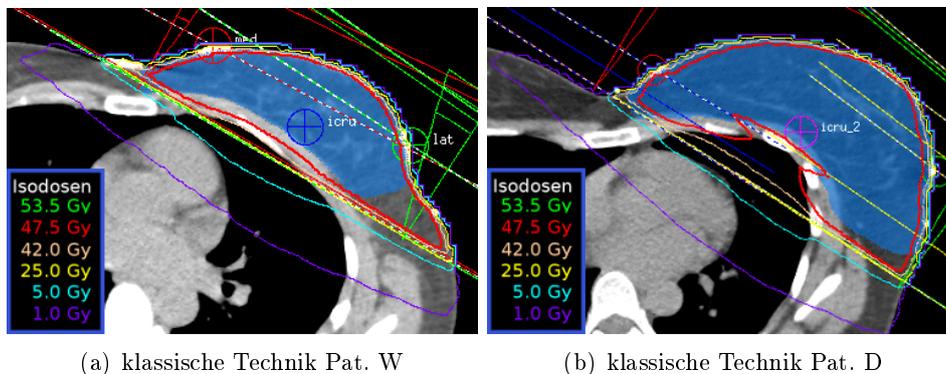


Abbildung 5.1: Teil **a** bzw. **b** zeigt eine CT-Schicht der Patientin W (D) mit den zwei Isozentren med und lat der Strahlen auf der Hautoberfläche zur Behandlung der linken Brust. Die Verschreibung der Dosis bezieht sich auf den Punkt $icru$ ($icru_2$).

zentrum überlagert, dessen Feldgrenzen mit dem Lamellenkollimator individuell eingestellt werden können. Für eine Beschreibung der Funktionsweise des Lamellenkollimators s. Abschn. 3.2.3. Auch die Wichtung dieses zusätzlichen Strahles im Vergleich zum ursprünglichen Strahl kann bestimmt werden. Auf gleiche Weise wird auch die Intensität der lateralen Strahlung angepasst.

Die Abb. 5.1 b zeigt die Strahlenanordnung und die Isodosen des für Patientin D erstellten klassischen Bestrahlungsplanes. Auch hier ist das Zielvolumen blau hinterlegt. Das Zielvolumen wird relativ gut erfasst, dafür reicht die 42.0 Gy-Isodose weit in die linke Lunge hinein.

Mono-isozentrische Technik

Im Unterschied zur zuvor beschriebenen klassischen Technik fallen hier die Isozentren der beiden opponierenden Strahlen (abermals medial und lateral) in einem Punkt in der Brust zusammen, s. Abb. 5.2. Das Zielvolumen der Patientin W in Abb. a bzw. Patientin D in Abb. b ist blau unterlegt und gewisse Isodosenverläufe sind zum besseren Verständnis angegeben.

Auch bei dieser Technik wird bei Patientin W auf der linken Seite ein relativ großer Teil des gesunden Gewebes mit einer sehr hohen Dosis bestrahlt. Die erreichten Isodosenverläufe sind vergleichbar mit dem Ergebnis bei der klassischen Behandlungsmethode.

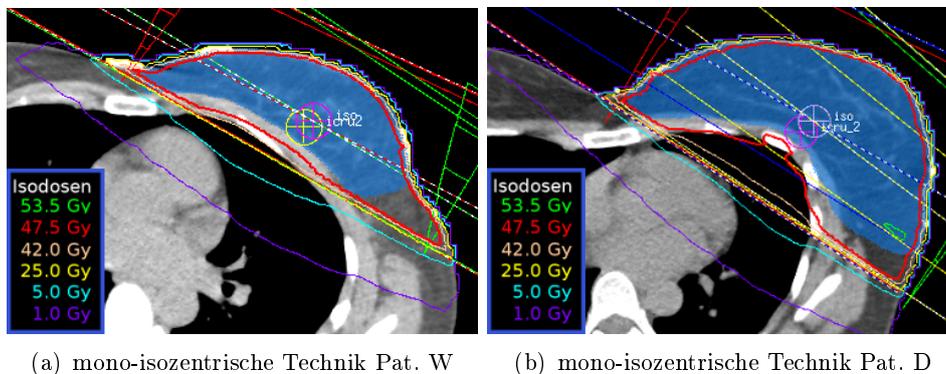


Abbildung 5.2: **a** bzw. **b** zeigt eine CT-Schicht der Patientin W (D) mit dem Isozentrum iso der Strahlen auf der Hautoberfläche zur Behandlung der linken Brust. Die Verschreibung der Dosis bezieht sich auf den Punkt $icru$ ($icru_2$).

Dies trifft auch auf den mono-isozentrischen Bestrahlungsplan der Patientin D zu. Zu beachten ist hier jedoch, dass es am Rand des Brustgewebes zu einer Überdosierung (umfasst von der 53.5 Gy-Isodose) eines kleinen Gebietes (*Hot Spot*) kommt.

IMRT-Technik

Für die Verwendung der intensitätsmodulierten Strahlentherapie wird ein Aufbau bestehend aus sieben Felder gewählt. Für bestimmte ROI's (*Region of Interest*) können Dosisempfehlungen gemacht werden, die Vorgaben an die Planungssoftware sind Tab. 5.2 zu entnehmen. Diese gelten im Grunde für alle in dieser Arbeit erstellten IMRT-Pläne, wobei jedoch kleine Anpassungen an die spezielle Anatomie der jeweiligen Patientin erfolgen.

Bei der Suche nach geeigneten Vorgaben wurde versucht, ähnliche Ziele einzuhalten wie in [22].

Eine Erklärung zu den verschiedenen Dosistypen sowie eine Beschreibung des Ablaufs der IMRT-Planung ist in Abschnitt 4.3 gegeben. Bei manchen Patientinnen ist es von Vorteil nicht das tatsächliche Brustvolumen in die IMRT-Vorgaben aufzunehmen, sondern einen kleinen Rand am Übergang Luft-Haut zu lassen, damit sich die Dosis aufbauen kann, z.B. gesehen in [23]. Wird das Zielvolumen nicht auf diese Art und Weise verkleinert, kann es manchmal zu Überdosierungen am Hautrand kommen.

Tabelle 5.2: Parameter für IMRT-Technik, eine Beschreibung der Dosisbegriffe ist in Tab. 4.1 gegeben. Den *Regions of Interest* (ROI) werden mithilfe verschiedener Dosisparameter Zieldosen zugeordnet. Die Abkürzung *Vol.* bezeichnet hierbei einen bestimmten Volumenanteil einer ROI. Die Wichtigkeit der jeweiligen Vorgabe kann mit einem Wichtungsfaktor *Wicht.* eingestellt werden.

ROI	Parameter	Zieldosis [Gy]	Vol. [%]	Wicht.
linke Brust	D_{max}	51.0		3
linke Brust	D_{min}	49.0		3
linke Brust	<i>gleichm. Dosis</i>	50.0		20
linke Lunge	D_{max}	40.0		1
linke Lunge	$MaxDVH$	20.0	8	1
linke Lunge	$MaxDVH$	5.0	20	1
Herz	D_{max}	40.0		1
Herz	$MaxDVH$	12.0	2	1
Herz	$MaxDVH$	8.0	20	1
rechte Brust	D_{max}	20.0		1
rechte Brust	$MaxDVH$	12.0	2	1
Ring 1 cm	D_{max}	50.0		1
Ring 2 cm	D_{max}	35.0		1
gesunde Region	D_{max}	20.0		1

Um hohe Dosen in der Nähe des Zielvolumens zuzulassen, damit dort die gewünschte Dosis absorbiert werden kann, werden Ringvolumen um das Zielvolumen definiert. Diese Vorgehensweise wurde von der Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie am Uniklinikum Würzburg übernommen und etwas angepasst, s. [24, 25]. Im innersten Ring mit einer Breite von 1 cm ist eine Dosis von bis zu 50.0 Gy zugelassen, im nächsten Ring (wieder mit einer Breite von 1 cm) sind nur 35.0 Gy erlaubt. Das gesamte Gewebe, das nicht innerhalb dieser Ringe und des Zielvolumens liegt, wird in dieser Tabelle als gesunde Region bezeichnet und hat noch strengere Vorgaben. Bei manchen Patientinnen ist es hier noch nötig eine zusätzliche $MaxDVH$ -Bedingung für diese Region hinzuzufügen.

In den Abb. 5.3 a bzw. b ist die gewählte Strahlenanordnung am Beispiel der Patientin W (D) zu sehen. Es werden jeweils drei Felder medial bzw. lateral verwendet. Ein siebtes Feld strahlt in einem Winkel von 180° von unten durch den Behandlungstisch auf die Patientin. Auf diese Art und Weise kann eine ausreichend hohe Dosis im Lungensaum aufgebaut werden.

Dadurch ergibt sich wie im Dosisverlauf in Abb. 5.3 c oder d zu sehen ist, in beiden Fällen eine gute Erfassung der Zielvolumina unter einer etwas höhe-

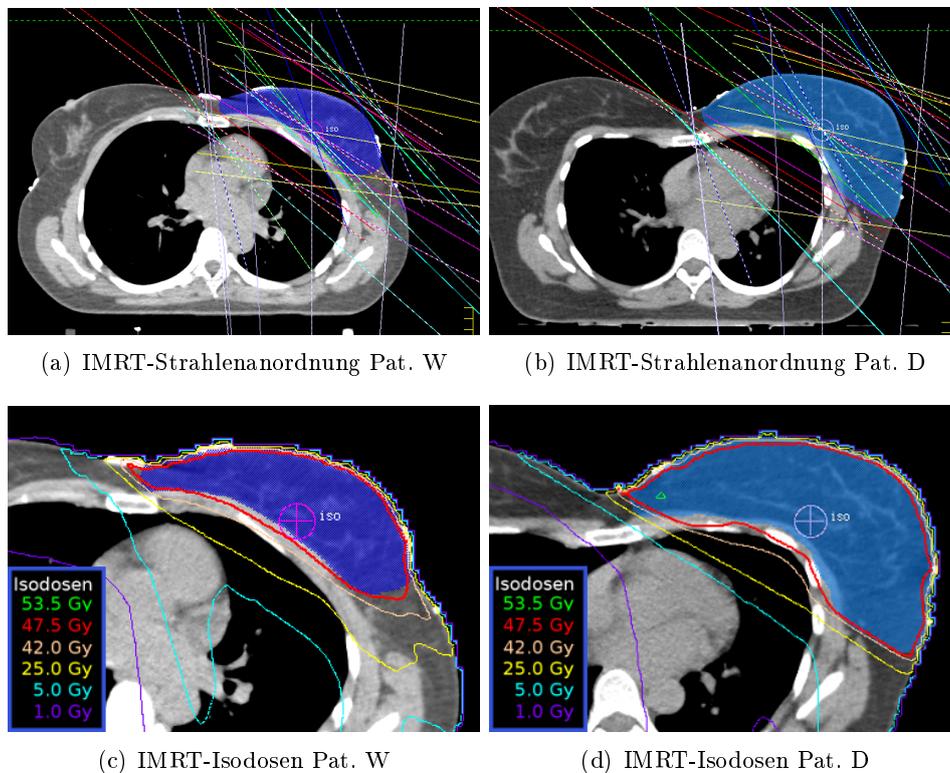


Abbildung 5.3: Bild **a** bzw. **b** zeigt eine CT-Schicht der Patientin *D* (*W*) mit dem Isozentrum *iso* der Anordnung der sieben Strahlen zur Behandlung der linken Brust. Bild **c** bzw. **d** beschreibt dieselbe CT-Schicht mit den Isodosenverläufen des IMRT-Bestrahlungsplanes der Patientin *W* (*D*).

ren Belastung der ipsilateralen Lunge. Bei Patientin *W* wird im Gegensatz zu den vorherigen Bestrahlungsplänen kaum gesundes Gewebe mit einer hohen Dosis belastet. Besonders interessant ist der Verlauf der 1.0 Gy-Isodose im Vergleich zu ihrem Verlauf bei der klassischen bzw. mono-isozentrischen Technik. Sie reicht bei der IMRT-Technik viel weiter in den Körper hinein. Diese vermehrte Belastung des gesunden Gewebes mit geringeren Dosen ist auf die sieben verschiedenen Strahlrichtungen und den ausgiebigen Einsatz des Lamellenkollimators zurückzuführen.

Auswertung

Dosis-Volumen Histogramme (DVH) zweier Patientinnen Um die verschiedenen Bestrahlungspläne untereinander vergleichen zu können, werden nur Pläne akzeptiert, bei denen 90% des Zielvolumens 95% der ver-

schriebenen Dosis (in diesem Fall 50.0 Gy) absorbieren. Im DVH (Dosis-Volumen-Histogramm) treffen sich also alle Dosis-Volumen-Kurven der zu behandelnden Brust in einem bestimmten Punkt. In Abb. 5.4 sind die DVH der drei erstellten Pläne der Patientinnen W und D zu sehen.

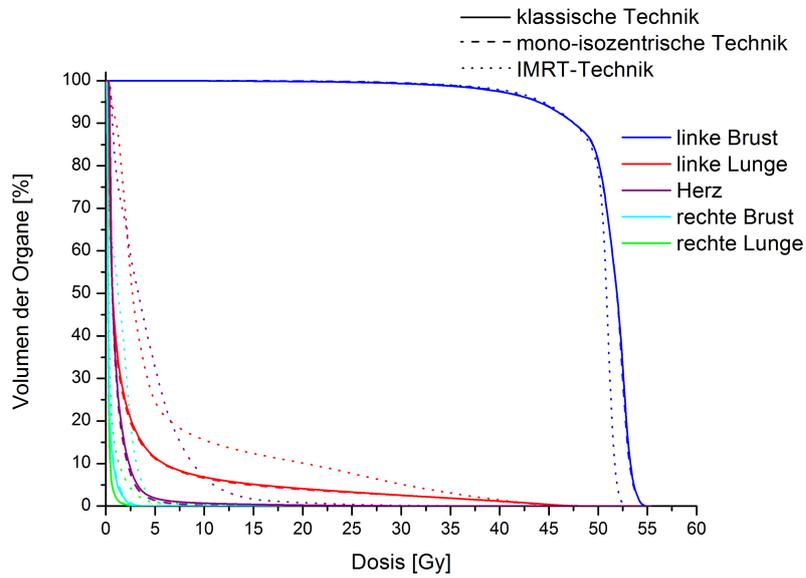
Ein Unterschied im Verlauf der Kurven des klassischen und des mono-iso-zentrischen Bestrahlungsplanes ist bei Patientin W kaum zu erkennen. Nur der IMRT-Plan scheint sich abzuheben: Es ist klar zu sehen, dass dieser Bestrahlungsplan das Zielvolumen der Patientin W besser erfasst. Die DVH-Kurve der linken Brust ist eindeutig steiler und auch das Maximum liegt um ca. 2.5 Gy unter den Maxima der beiden anderen Pläne. Allerdings verläuft bei den anderen Plänen die Kurve der Herzbelastung bzw. der Belastung der linken Lunge flacher und auch die rechte Brust wird bei klassischer und mono-isozentrischer Bestrahlung besser geschont.

Der Eindruck, dass die linke Brust der Patientin D in allen drei Fällen ähnlich gut erfasst wird, kann durch das Dosis-Volumen-Histogramm in Abb. 5.4 b bestätigt werden, die dunkelblauen Kurven sind nahezu identisch. Die Dosis-Volumen-Kurven der Risikoorgane heben sich jedoch deutlich voneinander ab. Der IMRT-Plan kann die hohen Dosen in den Risikoorganen drastisch reduzieren, im Gegenzug wird aber ein größeres Volumen dieser Organe mit niedrigen Dosen bestrahlt.

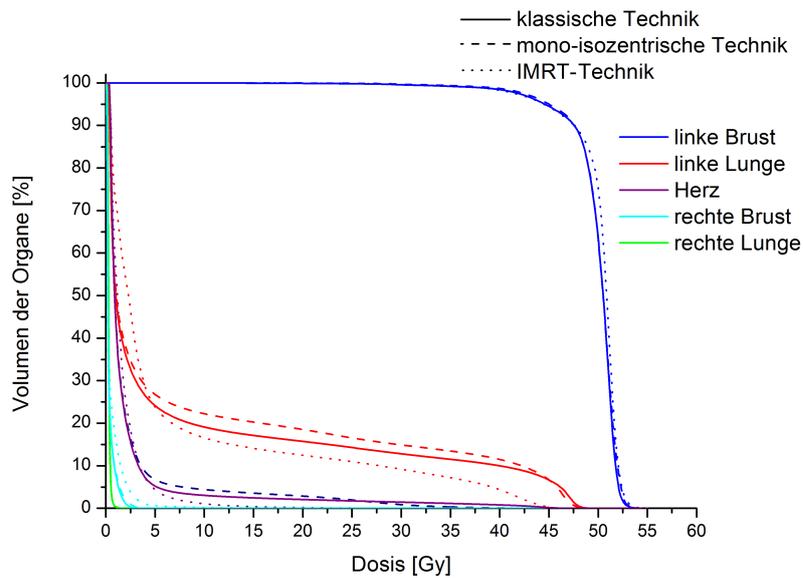
Diese Unterschiede zwischen den beiden Patientinnen (bei Patientin W führt die IMRT-Planung zu einer Erhöhung der Belastung der Risikoorgane und bei Patientin D zu einer Erniedrigung) kann man dadurch erklären, dass die Brustform der Patientin W sehr gut für die tangentialen Varianten geeignet ist und kaum eine Belastung der linken Lunge bzw. des Herzens nötig wird. Durch die Erhöhung der Strahlenanzahl und des zusätzlichen Einsatz des Lamellenkollimators bei der IMRT-Technik tritt bei ihr eine deutliche Verschlechterung für diese Organe ein.

Dosis-Volumen Histogramme der fünf Patientinnen im Vergleich

Um diese körperlichen Unterschiede und die daraus resultierenden Vor- und Nachteile für die Bestrahlung etwas ausgleichen und somit die Qualität der drei Bestrahlungstechniken besser vergleichen zu können, werden im folgenden die durchschnittlichen Dosisverläufe von den oben erwähnten fünf Patientinnen betrachtet. Hierzu werden einfach die Dosen der verschiedenen Risikoorgane addiert und anschließend normiert. In Abb. 5.5 werden die Dosisverläufe in den Organen kontralaterale Brust, Herz, sowie linke und rechte Lunge dargelegt.



(a) DVH Pat. W



(b) DVH Pat. D

Abbildung 5.4: Bild **a** bzw. **b** stellt das Dosis-Volumen-Histogramm der Patientin W (D) bei Behandlung der linken Brust dar. Die durchgezogenen Kurven beziehen sich auf den klassischen Behandlungsplan, die Kurven des mono-isozentrischen Planes sind strichliert und diejenigen des IMRT-Planes sind punktiert eingezeichnet. Die Dosiserfassung der Organe sind in verschiedenen Farben dargestellt.

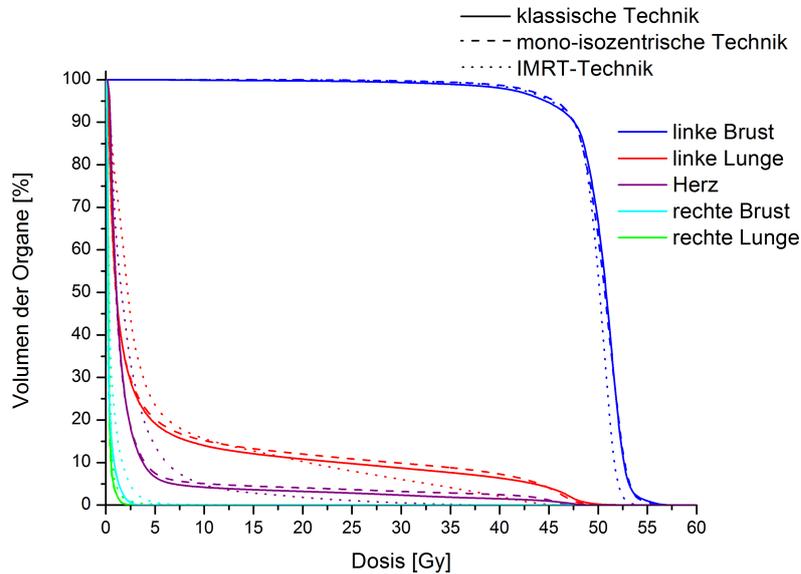


Abbildung 5.5: Das durchschnittliche Dosis-Volumen-Histogramm der fünf Patientinnen bei Behandlung der linken Brust ist abgebildet. Die durchgezogenen Kurven beziehen sich auf den klassischen Behandlungsplan, die Kurven des mono-isozentrischen Planes sind strichliert und diejenigen des IMRT-Planes sind punktiert dargestellt. Die Dosiserfassung der Organe sind in verschiedenen Farben eingezeichnet.

Im Allgemeinen lässt sich sagen, dass das Zielvolumen mit der IMRT-Technik etwas besser erfasst wird, als bei den beiden anderen Techniken, die Maximaldosis liegt bei gleichen Bedingungen (also 90% des Volumens absorbieren von 95% von 50.0 Gy) eindeutig niedriger. Gleichzeitig können auch die in den Risikoorganen auftretenden Maximaldosen gesenkt werden, dafür muss ein höherer Anteil an niedrigen Dosen akzeptiert werden. Ein Unterschied zwischen der klassischen und der mono-isozentrischen Bestrahlungstechnik ist kaum zu erkennen, eventuell werden die Risikoorgane bei der mono-isozentrischen Technik eine Spur mehr belastet. Dieser Effekt könnte aber bei dieser kleinen Stichprobe an Patientinnen auch rein zufällig sein.

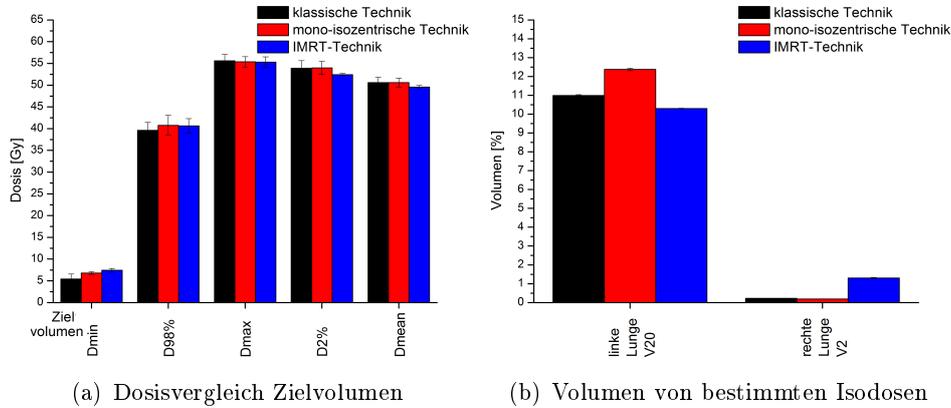


Abbildung 5.6: Den Vergleich von verschiedenen Dosiswerten bei der klassischen, mono-isozentrischen und IMRT-Technik im Zielvolumen zeigt Abb. **a**. Die Abb. **b** gibt die Volumina V_{20} der linken Lunge und V_2 der rechten Lunge für diese Techniken an.

Die drei Techniken im Dosisvergleich

Risikoorgandosen Im folgenden wird auf die Dosisverteilungen in den Risikoorganen genauer eingegangen (für eine tabellarische Übersicht der Dosisverteilungen siehe Tab. 7.1). Wie in Abschn. 3.1.5 erläutert, hängt es von der Art des Gewebes ab, welche Dosen besonders für die spezielle ROI interessant ist, da die Organe unterschiedlich auf Strahlenbelastungen reagieren.

Um einen Eindruck von der Dosis in einer Region zu erlangen, stehen mehrere Dosisparameter zur Verfügung. So beurteilt man z.B. die mittlere Dosis D_{mean} in einem Organ, die Maximaldosis D_{max} und u.U. auch die dort auftretende Minimaldosis D_{min} . Es ist jedoch zu beachten, dass die Maximaldosis einer ROI nur wenig darüber aussagt, wie die Dosis dort in Realität verteilt ist. Die hohe Dosis könnte nur in einem einzigen Punkt auftreten, es könnte aber auch ein größerer Bereich diese Dosis erhalten. Aus diesem Grund wird von der ICRU (*International Commission on Radiation Units and Measurements*) vorgeschlagen, den *near-maximum*-Wert $D_{2\%}$ zu betrachten, also diejenige Dosis, die von nur 2% des Volumens der ROI absorbiert wird.

Analog dazu hilft die $D_{98\%}$ (*near-minimum*-Dosis) einen besseren Überblick über die Verteilung der Minimaldosis zu bekommen, sie ist dementsprechend jene möglichst große Dosis, die 98% des interessierenden Volumens umfasst.

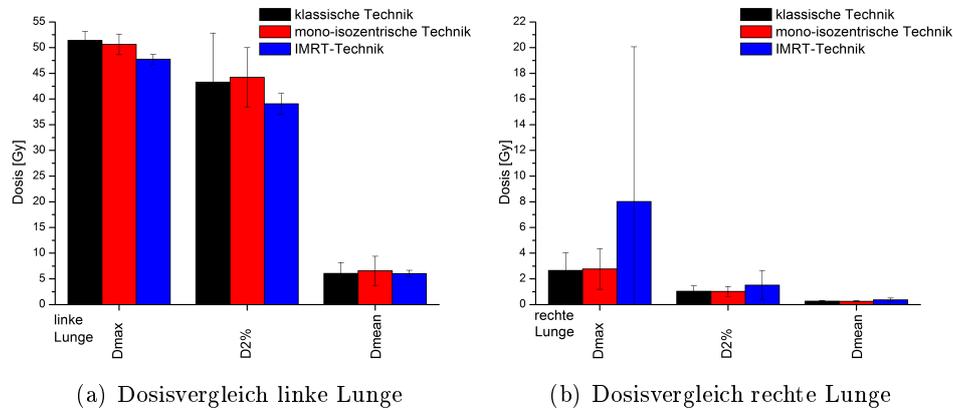


Abbildung 5.7: Die Abb. **a** bzw. **b** vergleicht bestimmte Dosiswerte der linken (rechten) Lunge bei Bestrahlung der linken Brust mit der klassischen, der mono-isozentrischen und der IMRT-Technik.

Eine weitere Möglichkeit, einen Überblick über die Dosisverteilung zu bekommen ist, sich anzusehen, welcher Anteil eines Organ von einer gewissen Dosis erfasst wird. So ist z.B. bei der Bestrahlung der Brust das Volumen $V_{95\%}$ interessant, also jener Volumenanteil der Brust, der mindestens 95% der gewünschten Dosis erhält. In dieser Arbeit beträgt das Volumen $V_{95\%}$ immer 90% des Brustvolumens, da dies als Akzeptanzbedingung für die Bestrahlungspläne festgelegt wurde. Für die ipsilaterale Lunge wird das Volumen V_{20} bestimmt (Volumen der Lunge, das mit mindestens 20.0 Gy belastet wird), weil es, wie in Abschn. 3.1.5 erwähnt, ab einer Dosis von 20.0 Gy schon zu irreversiblen Schäden der Lunge kommen kann. Das Volumen V_2 wird für die Betrachtung der kontralateralen Lunge gewählt.

Auch beim Vergleich der drei Bestrahlungstechniken anhand dieser Dosisparameter wird wieder über alle fünf Patientinnen gemittelt, damit Besonderheiten der einzelnen Patientinnen nicht zu sehr ins Gewicht fallen.

In Abb. 5.6 a sind die Minimaldosis sowie die $D_{98\%}$ -Dosis, die Maximaldosis, die $D_{2\%}$ -Dosis und die durchschnittliche Dosis des Zielvolumens, also der linken Brust, eingezeichnet.

Während die Maximaldosen kaum voneinander abweichen, wirkt sich der im vorigen Abschn. 5.1.1 beobachtete stärkere Abfall der DVH-Kurve des Zielvolumens bei der IMRT-Technik im Vergleich der $D_{2\%}$ -Dosen deutlich aus. Die $D_{2\%}$ -Dosis der IMRT-Technik liegt um etwa 1.5 Gy niedriger als bei den beiden anderen Techniken. Dadurch kann zusätzlich die durchschnittliche Dosisbelastung der Brust um 1.0 Gy gesenkt werden, siehe D_{mean} im

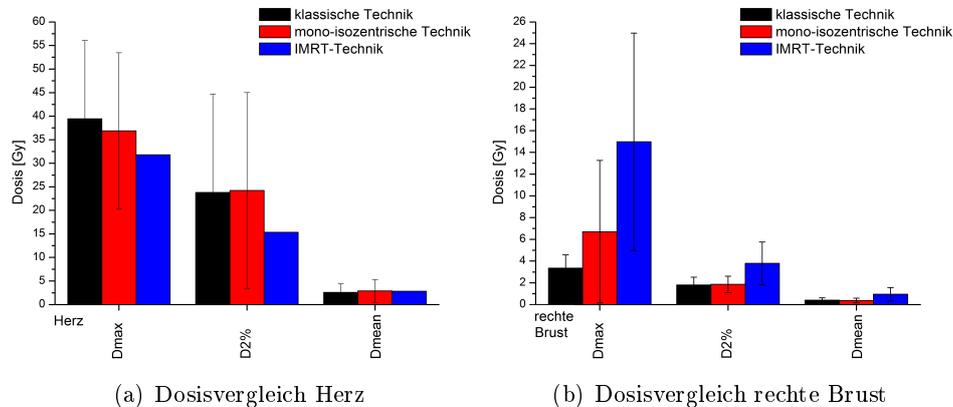


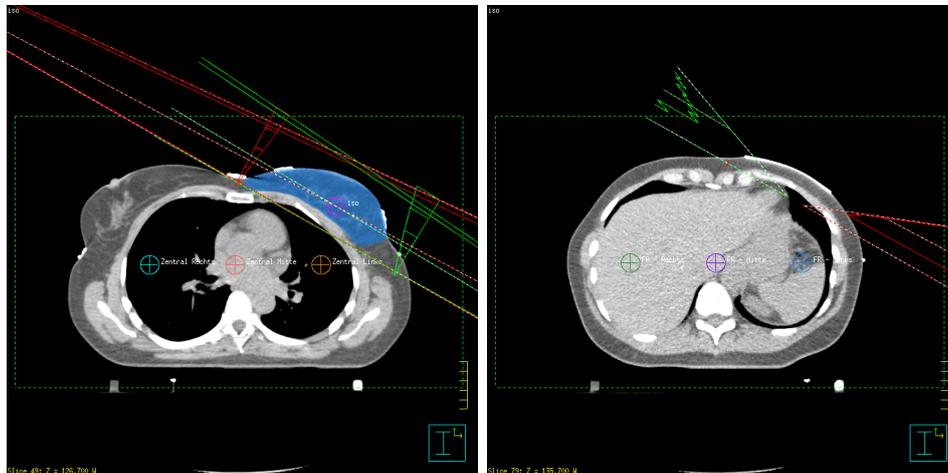
Abbildung 5.8: Die Abb. **a** bzw. **b** vergleicht bestimmte Dosiswerte des Herzens (der rechten Brust) bei Bestrahlung der linken Brust mit der klassischen, der mono-isozentrischen und der IMRT-Technik.

Vergleich. Beim Vergleich der Minimaldosis bzw. $D_{98\%}$ -Dosis fällt auf, dass diese bei der klassischen Technik ca. 1.0 Gy unterhalb der Dosen der beiden anderen Techniken liegt. Anscheinend kann sich die Dosis in diesem Fall nicht so leicht aufbauen.

Die Abb. 5.6 b zeigt die vorhin angesprochenen Volumina V_{20} der linken und V_2 der rechten Lunge. Bei den V_{20} -Volumina schneidet die mono-isozentrische Technik mit Abstand am schlechtesten ab. Ihr V_{20} -Volumen liegt 1-2 % über den V_{20} -Volumina der klassischen und IMRT-Technik. Bei der Suche nach der Ursache für diesen Umstand stellt sich heraus, dass die mono-isozentrische Technik nur bei den Patientinnen mit größeren Brustvolumina zu einer höheren Belastung führt. Eventuell ist für diese die verwendete Strahlenanordnung nicht optimal.

Es bestätigt sich die Beobachtung, dass es bei der Behandlung mit der IMRT-Technik gelingt, den Anteil der hohen Dosen zu reduzieren (daher ist das V_{20} -Volumen niedriger), während der Anteil der niedrigen Dosen jedoch zunimmt (der V_2 -Wert ist um etwa 1 % höher).

In den Abb. 5.7 a und b wird ebenfalls die Belastung der Lungen untersucht. Es zeigt sich, dass wengleich die IMRT-Technik die D_2 -Dosis etwas (um ca. 3.0 Gy) herabsetzen kann, die durchschnittliche Dosis für alle drei behandelten Techniken in etwa gleich groß ist. Den großen Unterschied zwischen der Maximaldosis und der D_2 -Dosis kann man in Abb. b sehr gut sehen: Obwohl die Maximaldosis bei der IMRT-Technik ein Vielfaches der Maximaldosen der anderen Techniken erreicht, beschränkt sich der Unterschied bei den D_2 -



(a) zentrale Punkte

(b) Punkte am unteren Feldrand

Abbildung 5.9: Bild **a** und Bild **b** zeigen die Positionen der sechs geometrisch gewählten Punkte anhand der CT-Aufnahmen der Patientin *W*.

Dosen auf etwa 0.5 Gy. Im Endeffekt ist die mittlere Dosis D_{mean} bei der IMRT-Technik im Vergleich kaum merklich erhöht.

Die Risikoorgane Herz und kontralaterale Brust werden in Abb. 5.8 a und b abgehandelt. Abermals zeigt sich am Beispiel des Herzens, dass der Einsatz der IMRT-Technik die Maximaldosis und auch die D_2 -Dosis beachtlich senken kann, die mittlere Strahlenbelastung jedoch annähernd gleich bleibt. Durch die Verwendung und die Art der Anordnung von sieben Strahlen bei der Behandlung mit der IMRT-Technik kommt es hier eindeutig zu einer höheren Belastung der kontralateralen Brust. Dies ist an der drastischen Erhöhung der Maximaldosis und der D_2 -Dosis im Vergleich zu den anderen Bestrahlungstechniken zu erkennen, auch die durchschnittliche Dosis ist um ca. 0.5 Gy erhöht.

Dosen in sechs geometrisch bestimmten Punkten Es werden sechs Punkte ausgewählt, in denen die Dosis für die verschiedenen Bestrahlungstechniken verglichen wird. Die ersten drei Punkte liegen in der selben horizontalen Ebene wie die Isozentren der Strahlen. Einer genau in Körpermitte und einer rechts und einer links davon, s. Abb. 5.9. Bei der Wahl der Punkte wird darauf geachtet, dass der Abstand der äußeren Punkte zur Hautoberfläche in etwa den Abständen zwischen den Punkten entspricht. In der Ebene des unteren Feldrandes der Bestrahlungsfelder liegen an den analogen Positionen noch einmal drei Punkte direkt unter den zuerst gewählten Punkten.

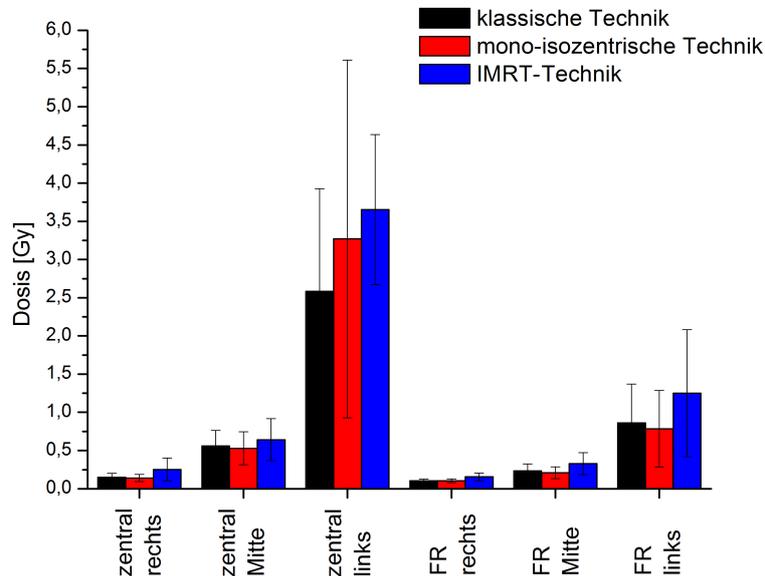


Abbildung 5.10: Vergleich der Dosis in sechs Punkten bei klassischer, mono-isozentrischer und IMRT-Bestrahlungsplanung bei Behandlung der linken Brust. Drei Punkte liegen in der gleichen horizontalen Schicht wie die Isozentren der Behandlungsstrahlen (zentral) und drei weitere in einer Ebene am unteren Feldrand (FR).

Erneut wird über die fünf Patientinnen gemittelt, in Abb. 5.10 sind die Ergebnisse dargestellt.

Ein schneller Blick genügt, um zu bemerken, dass die durch die IMRT-Behandlung entstehenden Dosen immer am höchsten liegen. Dies lässt sich durch die vermehrte Streuung der Dosis, die durch die Erhöhung der Strahlenanzahl und den intensiveren Einsatz des Lamellenkollimators zustande kommt, begründen.

Die klassische und die mono-isozentrische Bestrahlung scheinen auf vergleichbare Ergebnisse zu kommen, abgesehen von dem Punkt, der ziemlich knapp an der zu bestrahlenden Brust liegt, in der zentralen Ebene auf der linken Seite. Zu beachten ist in diesem Fall jedoch, dass dort der Feldgradient besonders groß ist und dadurch eine kleine Verschiebung des Punktes (oder der Strahlen) sofort eine große Auswirkung zeigen kann.

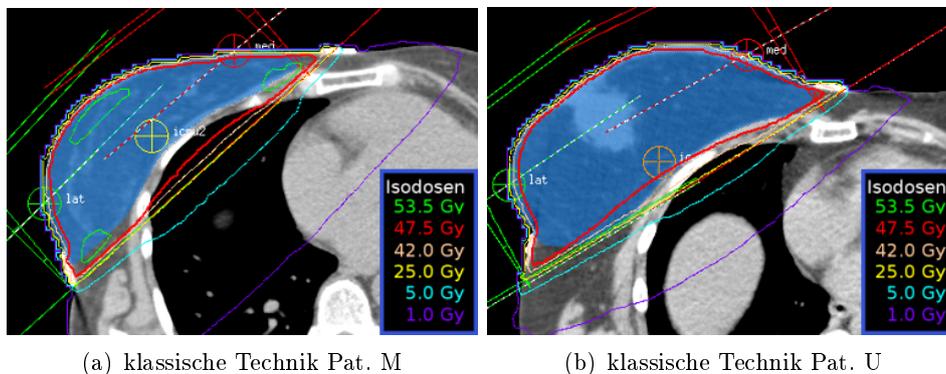


Abbildung 5.11: Bild **a** bzw. **b** zeigt eine CT-Schicht der Patientin M (U) mit den zwei Isozentren med und lat der Strahlen auf der Hautoberfläche zur Behandlung der linken Brust. Die Verschreibung der Dosis bezieht sich auf den Punkt $icru2$ ($icru$).

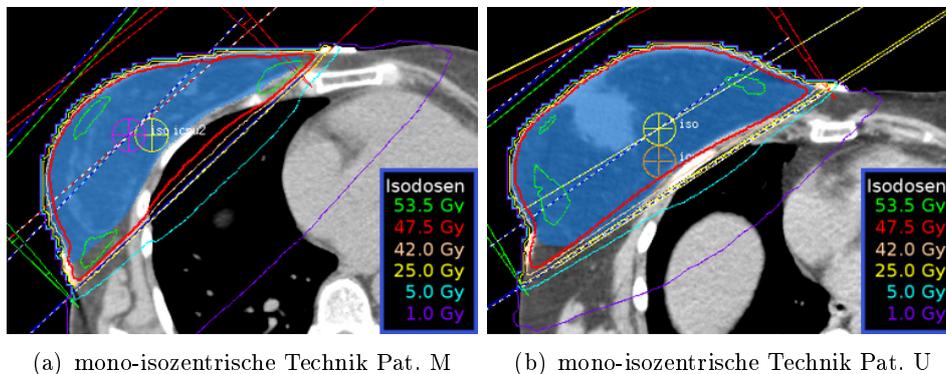
Periphere Dosen Besonders interessant sind neben den Dosen in den Risikoorganen für diese Arbeit Bereiche, die in der Patientin etwas weiter vom Zielvolumen entfernt liegen. Da Pinnacle für die Berechnung der Dosisverteilung nur eine begrenzte Anzahl von CT-Bildern zur Verfügung stehen (in etwa Schulter bis Mittelbauch), kann es vor allem in den Grenzregionen die zu erwartende Dosis nur annähern. Daher werden in Abschn. 6.2 mit Hilfe eines Phantoms echte Dosismessungen auch in peripheren Gebieten durchgeführt. Zuvor erfolgt jedoch noch eine Betrachtung des Einflusses der Wahl der Bestrahlungstechnik bei der Behandlung der rechten Brust.

5.1.2 Bestrahlungsplanung zur Behandlung der rechten Brust

Bisher wurden nur Patientinnen besprochen, deren linke Brust zu behandeln ist. Im folgenden werden die gleichen Planungstechniken (klassische, monoisozentrische und IMRT-Technik) auf die Bestrahlung der rechten Brust angewandt. Ein Vorteil der Bestrahlung der rechten Brust gegenüber der der linken Brust ist, dass das Herz vom Zielvolumen weiter entfernt liegt und somit besser geschont werden kann.

Klassische Technik

Bei der Erstellung des klassischen Bestrahlungsplanes zur Behandlung der rechten Brust wird analog zur Behandlung der linken Brust vorgegangen. Es stehen in gleicher Weise dynamische Keile und Lamellenkollimator zur Verfügung. Anhand zweier Patientinnen M und U , CT-Bilder s. Abb. 5.11, wird diese Technik näher betrachtet.



(a) mono-isozentrische Technik Pat. M (b) mono-isozentrische Technik Pat. U

Abbildung 5.12: Bild **a** bzw. **b** zeigt eine CT-Schicht der Patientin M (U) mit dem Isozentrum iso der Strahlen auf der Hautoberfläche zur Behandlung der linken Brust. Die Verschreibung der Dosis bezieht sich auf den Punkt $icru$ ($icru_2$).

Patientin M besitzt ein eher kleineres Brustvolumen (ca. 850 cm^3) und Patientin U ein eher größeres Brustvolumen (ca. 1330 cm^3). Es ist deutlich zu erkennen, dass das Herz nicht mittig liegt, sondern dass sich ein Großteil des Herzens in der linken Körperhälfte befindet. Die 5.0 Gy-Isodose reicht bei beiden Patientinnen bei weitem nicht bis ans Herz heran.

In Abb. 5.11 a ist zu sehen, dass es bei Patientin M in der Spitze der Brust, sowie an den schmalen Enden in der Mitte und am Rand zu einer Überdosierung kommen muss, um einen V_{95} -Wert von 90% (das Akzeptanzkriterium) erreichen zu können. Bei Patientin U kann dies verhindert werden, dafür wird der Lungensaum nicht besonders gut von der 47.5 Gy-Isodose umschlossen.

Mono-isozentrische Technik

Die mono-isozentrische Planungstechnik ergibt für die beiden Patientinnen M und U ein ähnliches Resultat wie die klassische Technik, s. Abb. 5.12. Bei Patientin U kommt es zu einem zusätzlichen Auftreten von hohen Dosen in der Nähe der Oberfläche der Brust. Selbst der Einsatz von mehreren sich überlagernden individuellen Feldern (geformt mit dem Lamellenkollimator) kann diese *Hot Spots* nicht vollständig verhindern.

IMRT-Technik

Die im Abschn. 5.1.1 erwähnten Vorgaben für die IMRT-Berechnung müssen für die Bestrahlung der rechten Brust entsprechend angepasst werden. So spielt die Dosis im Herzen eine kleinere Rolle, die anderen Bedingungen für ipsilaterale und kontralaterale Lunge, sowie kontralaterale Brust können

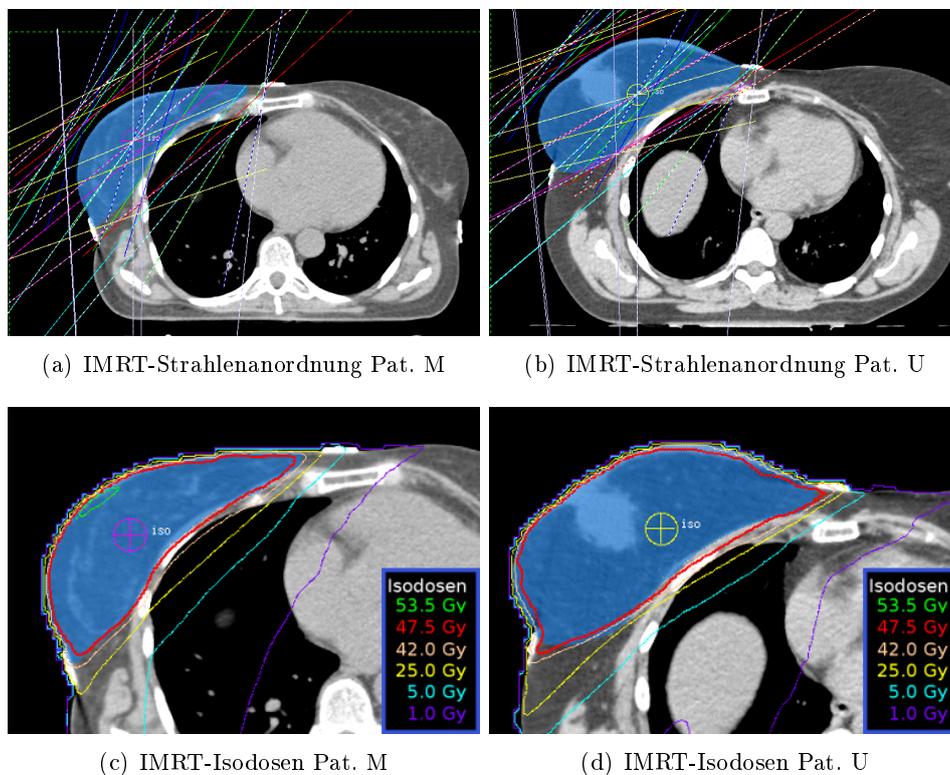


Abbildung 5.13: Bild **a** bzw. **b** zeigt eine CT-Schicht der Patientin *M* (*U*) mit dem Isozentrum *iso* der Anordnung der sieben Strahlen zur Behandlung der linken Brust. Bild **c** bzw. **d** beschreibt dieselbe CT-Schicht mit den Isodosenverläufen des IMRT-Bestrahlungsplanes der Patientin *M* (*U*).

einfach übernommen werden.

In den Abb. 5.13 a und b sind die Strahlenanordnungen für die Patientinnen *M* und *U* dargestellt. Die Isodosenverläufe sind in den Abb. 5.13 c und d zu sehen.

Das Volumen in der rechten Brust, das von der 53.5 Gy Dosis umfasst wird, kann bei Patientin *M* durch die Anwendung dieser Technik eindeutig reduziert werden. Zudem reicht die 47.5 Gy-Isodose nicht so weit in die rechte Lunge hinein wie bei den beiden anderen Plänen, dafür ist das Volumen das mindestens 1.0 Gy absorbiert um einiges größer.

Dieser Effekt tritt auch beim Plan der Patientin *U* auf. Ansonsten wird das Zielvolumen sehr gut von der gewünschten Dosis erfasst.

Auswertung

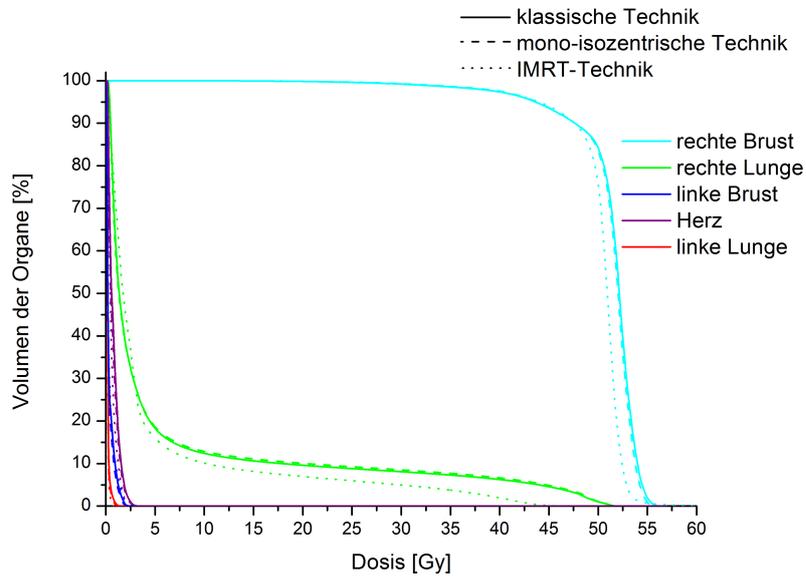
DVH-Histogramme zweier Patientinnen Für die beiden bisher untersuchten Patientinnen sind in Abb. 5.14 die Dosis-Volumen-Histogramme abgebildet. Sie unterscheiden sich von den DVH der Behandlung der linken Brust dadurch, dass die Dosis-Volumen Kurven des Herzens im Bereich der geringen Dosen liegt.

Beim klassischen und mono-isozentrischen Plan der Patientin *M* ergeben sich überlagernde Kurven, nur die Dosisverteilung des IMRT-Planes hebt sich von diesen beiden ab. Die Maximaldosis in der rechten Lunge ist bei diesem Plan um einiges geringer, die Kurve dadurch etwas steiler.

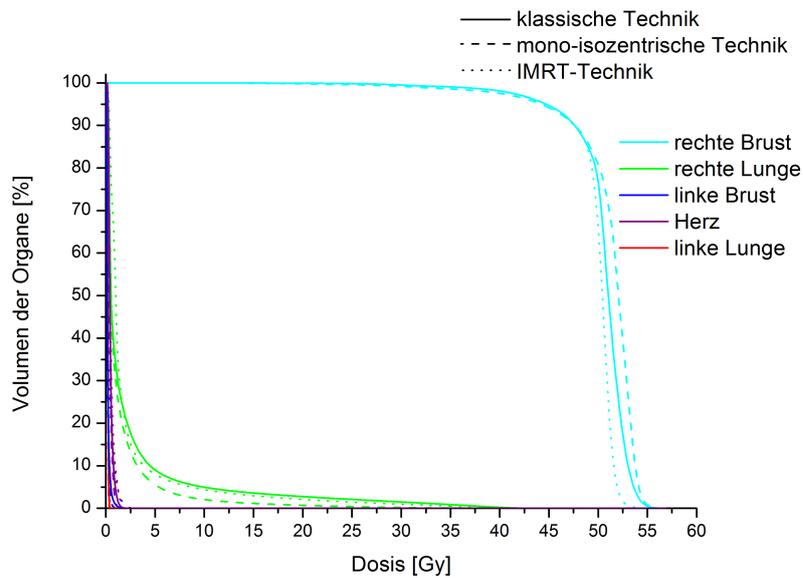
Die erhöhten Dosen im Zielvolumen bei der mono-isozentrischen Bestrahlungsplanung zeigen im Dosis-Volumen-Histogramm der Patientin *U* ihre Wirkung. Die zur rechten Brust gehörige Kurve des mono-isozentrischen Planes verläuft durch etwas höhere Dosen als die der anderen Pläne. Dafür wird bei diesem Plan die Lunge etwas besser geschont. Im Vergleich zur klassischen Technik belastet die IMRT-Technik die rechte Lunge gleichermaßen, das Zielvolumen wird besser erfasst. Dies resultiert in einer etwas steileren Kurve für die rechte Brust, dadurch wird die erreichte Maximaldosis kleiner.

DVH-Histogramme der fünf Patientinnen In Abb. 5.15 ist das durchschnittliche Dosis-Volumen-Histogramm der fünf behandelten Patientinnen bei der Bestrahlung der rechten Brust wiedergegeben.

Die Kurven der linken Brust und der linken Lunge der IMRT-Technik sind etwas steiler als für die klassische und die mono-isozentrische Technik. Ihre Belastung wird also durch die IMRT-Bestrahlung reduziert. Im Gegensatz dazu scheint das Herz vor allem im Niedrigdosisbereich mehr Strahlung zu absorbieren. Die Maximaldosis für die rechte Lunge kann abgesenkt werden. Die Zielvolumen-Kurven liegen beinahe übereinander.



(a) DVH Pat. M



(b) DVH Pat. U

Abbildung 5.14: Bild **a** bzw. **b** stellt das Dosis-Volumen-Histogramm der Patientin M (U) bei Behandlung der linken Brust dar. Die durchgezogenen Kurven beziehen sich auf den klassischen Behandlungsplan, die Kurven des mono-isozentrischen Planes sind strichliert und diejenigen des IMRT-Planes sind punktiert dargestellt. Die Dosiserfassung der Organe sind in verschiedenen Farben eingezeichnet.

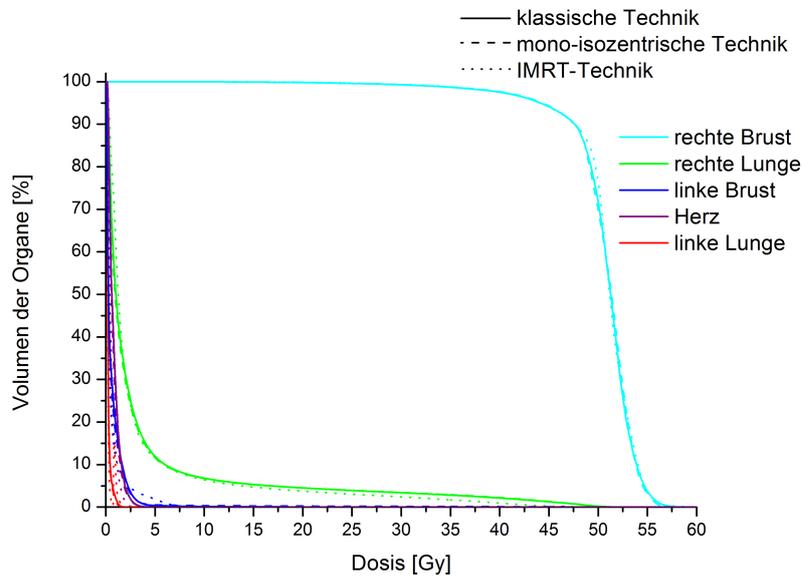


Abbildung 5.15: Das durchschnittliche Dosis-Volumen-Histogramm der fünf Patientinnen bei Behandlung der rechten Brust ist abgebildet. Die durchgezogenen Kurven beziehen sich auf den klassischen Behandlungsplan, die Kurven des mono-isozentrischen Planes sind strichliert und diejenigen des IMRT-Planes sind punktiert dargestellt. Die Dosiserfassung der Organe sind in verschiedenen Farben eingezeichnet.

Da die Risikoorgane abgesehen von der rechten Lunge bei der Behandlung der rechten Brust relativ wenig belastet werden und die Ergebnisse in den peripheren Regionen analog zu denen bei Behandlung der linken Brust sind, wird im folgenden davon abgesehen, die einzelnen Dosisparameter in den einzelnen Organen anzugeben.

5.2 Bestrahlungsplanung am ATOM-Phantom

Vom anthropomorphen ATOM-Phantom „Alain“ mit Brustaufsätzen mittlerer Größe (für Informationen über Aufbau s. Abschn. 6.2) werden CT-Bilder von Kopf bis Becken aufgenommen. Mit dem Programm Pinnacle werden wie für die zehn realen Patientinnen drei verschiedene Bestrahlungspläne angefertigt. Diese Pläne können tatsächlich am Phantom abgestrahlt und durch den Einsatz von Dosimetern überprüft werden. Da die Bestrahlung der linken Brust eine größere Belastung für die Organe darstellt, wird die linke Brust als die zu bestrahlende Brust gewählt.

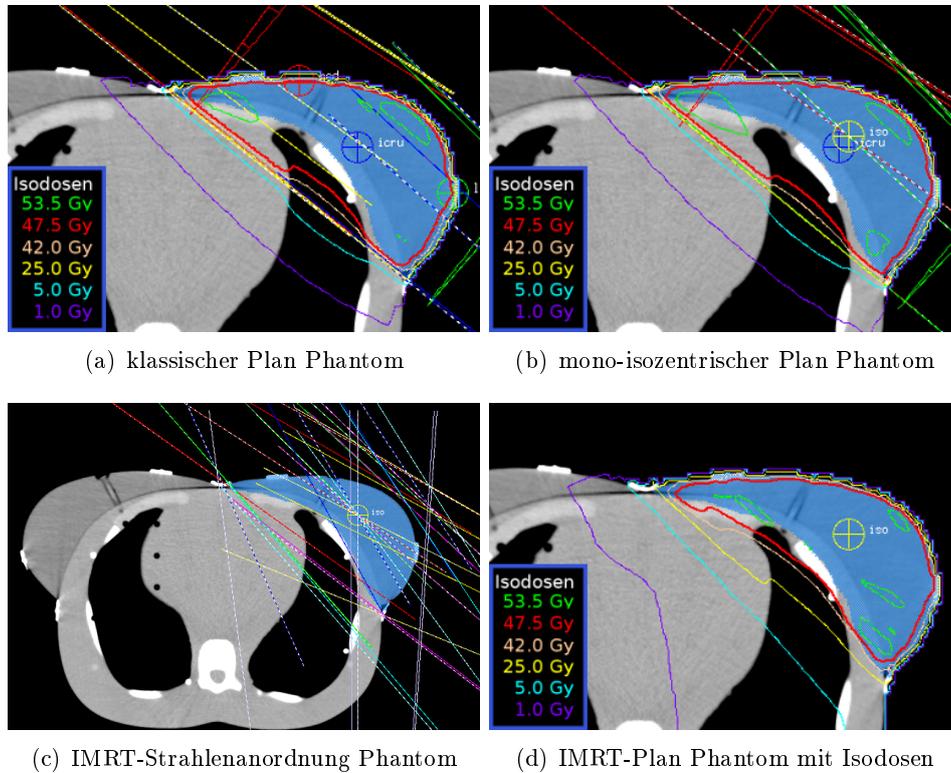


Abbildung 5.16: Die drei Bestrahlungspläne für das ATOM-Phantom

Die drei Techniken

Für das Phantom werden ein klassischer Bestrahlungsplan, ein mono-isozentrischer Bestrahlungsplan und ein IMRT-Bestrahlungsplan erstellt. In Abb. 5.16 ist eine Schicht des Phantoms mit den Brustaufsätzen, den beiden Lungen und Knochen zu sehen.

Aus den Abb. 5.16 a und b ist ersichtlich, dass sich die Dosisverläufe für den klassischen und den mono-isozentrischen Plan sehr ähneln. Im Unterschied dazu nimmt die 47.5-Isodose bei der IMRT-Planung einen weit geringeren Anteil der linken Lunge ein, s. Abb. 5.16 d. Die 1.0 Gy-Isodose umfasst im Gegenzug ein größeres Gebiet.

Bei allen drei Plänen treten lokal zu hohe Dosen im Zielvolumen auf, dies ist nötig, um die gewählte Akzeptanzbedingung ($V_{95} = 90\%$) zu erfüllen. Die tatsächlich in den Brustaufsätzen absorbierte Dosis kann nicht experimentell überprüft werden.

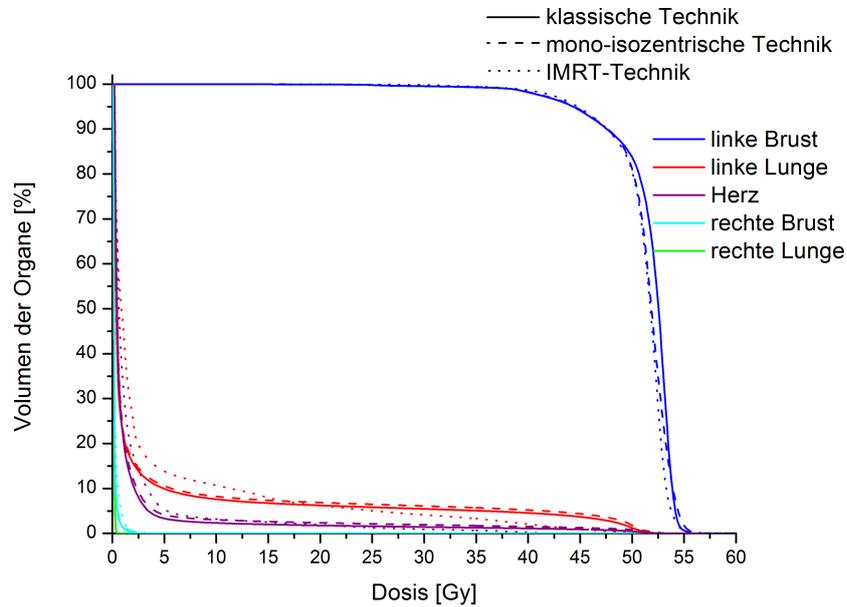


Abbildung 5.17: In dieser Abbildung ist das Dosis-Volumen-Histogramm des Phantoms bei Behandlung der rechten Brust zu sehen. Die durchgezogenen Kurven beziehen sich auf den klassischen Behandlungsplan, die Kurven des mono-isozentrischen Planes sind strichliert und diejenigen des IMRT-Planes sind punktiert dargestellt. Die Dosiserfassung der Organe sind in verschiedenen Farben eingezeichnet.

Auswertung

Auch beim Phantom wird die Qualität der Pläne unter anderem anhand des Dosis-Volumen-Histogramms untersucht. Es wird einerseits die Zielvolumenerfassung überprüft, sowie die Dosis in den Risikoorganen linke bzw. rechte Lunge, Herz und kontralaterale Brust untersucht, s. Abb. 5.17.

Tatsächlich zeigen die Kurven ein ähnliches Verhalten wie die der Abb. 5.5 für die Bestrahlung der linken Brust an realen Patientinnen. Die Bestrahlungspläne des Phantoms sind also als repräsentativ für die Bestrahlungspläne an den Patientinnen anzusehen.

5.3 Allgemeines zu den drei Techniken

Für die spätere Diskussion über die mit dem Planungsprogramm erhaltenen Dosisverläufe in Abschn. 7, werden noch einige allgemeine Parameter zu den Bestrahlungsplänen dargelegt. So sind in Tab. 5.3 die gemittelten Monitoreinheiten, die für die verschiedenen Techniken benötigt werden, sowie der durchschnittliche Fokus-Haut-Abstand angegeben.

Tabelle 5.3: Durchschnittliche Monitoreinheiten (MU) und Fokus-Haut-Abstand (SSD) bei Behandlung der linken und rechten Brust

	MU	MU [%]	SSD [cm]
klassische Technik	302 ± 17	100	100.0 ± 0.1
mono-isozentrische T.	258 ± 13	85 ± 13	91.5 ± 2.0
IMRT-Technik	483 ± 66	160 ± 12	90.7 ± 2.5

Da das Isozentrum der Strahlen bei der mono-isozentrischen Technik und der IMRT-Technik im Zielvolumen liegt, sind ihre gemittelten Fokus-Haut-Abstände um einiges geringer als bei der klassischen Technik. Dies ist auch der Grund, warum die mono-isozentrische Technik mit weniger Monitoreinheiten auskommt, als die klassische Technik. Die IMRT-Technik erfordert aufgrund des massiven Einsatzes des Lamellenkollimators (der einen großen Teil der erzeugten Photonen abschirmt) eine höhere Anzahl an Monitoreinheiten.

Für die Bestrahlungspläne des Phantoms werden ebenfalls diese Werte ermittelt, s. Tab. 5.4. Sie stimmen relativ gut mit den Ergebnissen für die realen Patientinnen in Tab. 5.5 überein.

Tabelle 5.4: Durchschnittliche Monitoreinheiten (MU) und Fokus-Haut-Abstand (SSD) bei Verwendung des Phantoms

	MU	MU [%]	SSD [cm]
klassische Technik	287	100	99.7
mono-isozentrische T.	243	85	93.1
IMRT-Technik	454	158	91.6

Eine detaillierte Beschreibung der einzelnen Bestrahlungspläne ist dem Anhang zu entnehmen.

Kapitel 6

Messungen

Um die in Abschnitt 5 erhaltenen Erkenntnisse auch in der Realität untersuchen zu können, werden die für das Phantom erstellten Behandlungspläne abgestrahlt und mit Thermolumineszenzdosimetern die auftretenden Dosisverläufe gemessen. Zunächst werden jedoch einige Messungen mit diesen Dosimetern durchgeführt, um ihre Eigenschaften besser verstehen zu können.

6.1 Thermolumineszenzdosimeter

Zur Bestimmung der Dosen im Phantom werden Thermolumineszenzdosimeter (TLD's) aus dem Material LiF:Mg,Ti verwendet. Ihr Vorteil liegt in der einfachen Handhabung und ihrer geringen Abmessungen (Chips: ca. 3 mm x 3 mm x 1 mm). Es wird keine direkte Verbindung (wie z.B. Kabel) zum Auslesegerät benötigt und das Auswerten kann zu einem beliebigen Zeitpunkt erfolgen. Aufgrund ihrer Funktionsweise (s. Abschn. 3.4.2) muss bei der Handhabung darauf geachtet werden, Verschmutzungen und Schäden an der Oberfläche zu vermeiden, da sonst die Messungen beeinflusst werden. Aus diesem Grund wird generell mit einer Vakuumpinzette gearbeitet.

Bei der Verwendung von Thermolumineszenzdosimetern ist zu berücksichtigen, dass beim Auswerten nur in einem bestimmten Dosisbereich das Messsignal proportional zur Dosis ist (linearer Bereich). In höheren Dosisbereichen zeigt sich ein supralineares Verhalten, d.h. die mit den TLD's festgestellte Dosis ist größer als die tatsächliche Dosis [10] und muss entsprechend korrigiert werden.

Zudem müssen TLD's in regelmäßigen Abständen kalibriert werden, da ihre Empfindlichkeit nach jeder Messung abnimmt.



(a) TLDO-Ofen

(b) Reader Harshaw 5500

Abbildung 6.1: In Abb. **a** ist der TLDO-Ofen mit dem die TLD's getempert bzw. gelöscht werden können, zu sehen. Die Abb. **b** zeigt das Gerät zum Auslesen der TLD's, den Harshaw 5500.

6.1.1 Auslesen der TLD's

In der Praxis geht man bei der Auswertung folgendermaßen vor: Zuerst werden die TLD's in einem mikroprozessorgesteuerten PTW-TLDO-Ofen, s. Abb. 6.1 a, bei 100°C für etwa 10 min getempert. Dabei werden Elektronen, die nur locker in den Haftstellen festsitzen, herausgelöst und somit das erste Intensitätsmaximum der Glühkurve gelöscht, das irrelevant für die Dosisbestimmung ist. Anschließend werden die TLD's in das mit gasförmigen Stickstoff gekühlte Auslesegerät Harshaw 5500 eingelesen, s. Abb. 6.1 b.

Für jedes einzelne TLD wird nun die Temperatur jeweils erhöht und das vom Dosimeter ausgesandte Licht mit Hilfe eines Photomultipliers proportional in Ladungen und Ströme umgewandelt. In Abb. 6.2 ist eine typische Kurve für den Stromverlauf während des Ansteigens der Temperatur im Anzeigeprogramm des Harshaw 5500 wiedergegeben.

Auf diese Art und Weise wird die Lichtmenge, die das Thermolumineszenzdosimeter aussendet, bestimmt und nach einer Korrektur mit dem Kalibrierfaktor des einzelnen Dosimeters und dem Kalibrierfaktor des Auswertegeräts, gibt das Gerät die absorbierte Dosis wieder. Schlussendlich werden die TLD's im Ofen bei 400°C für 1 h und anschließend 2 h bei 100°C gelöscht und sind danach für den nächsten Einsatz bereit.

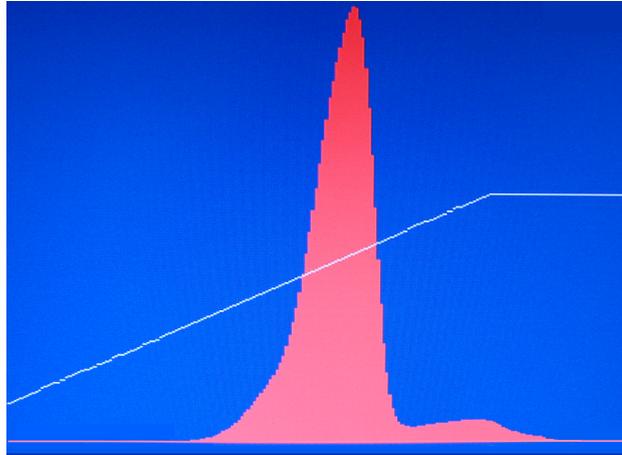


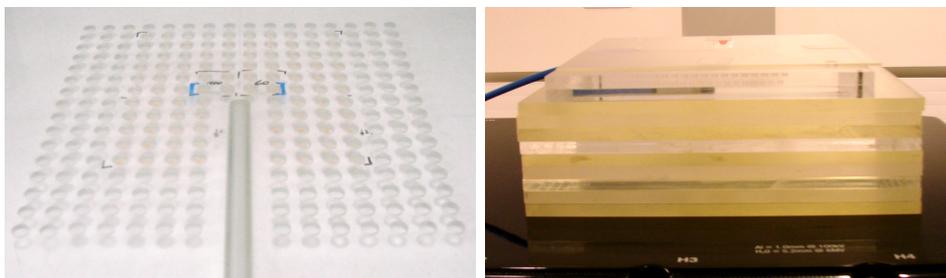
Abbildung 6.2: Screenshot des Stromverlaufs (rot) während des Auswertens eines TLD-Chips. Die schmale weiße Kurve gibt den Temperaturverlauf an. Die angelegte Spannung beträgt 585 V.

6.1.2 Verhalten der TLD's in verschiedenen Dosisbereichen

Bei den in den Versuchen verwendeten TLD's handelt es sich um LiF:Mg,Ti Chips (TLD-100). Bei der Auswertung der TLD's mit dem Harshaw 5500 zeigt sich kein reines lineares Verhalten. Laut Spezifikationen des Auslesegeräts Harshaw 5500 sollten sich die TLD's in einem Bereich von $10 \mu\text{Gy}$ bis 1 Gy linear und von 1 Gy bis 10 Gy supralinear [26] verhalten. Das bedeutet, dass die Sensitivität eines Thermolumineszenz-Dosimeters mit steigender Dosis zunimmt. Ein Grund hierfür könnte sein, dass es durch die hohe Strahlenbelastung zu Schäden im Kristall kommt, die zu neuen Haftstellen führen. Zusätzlich dürften die Haftstellen bei höheren Dosen untereinander mehr wechselwirken [18].

Die Supralinearität der in diesen Versuchen verwendeten Detektoren wird in einer einfachen Messung überprüft. Der Versuchsaufbau ist an die Anordnung zur Kalibrierung der Thermolumineszenzdosimeter angelehnt. In einer Plexiglasplatte sind kleine Bohrungen vorhanden, in denen die TLD's einzeln eingelegt werden können, s. Abb. 6.3 a.

Über eine große Aussparung kann eine Ionisationskammer in die Nähe der TLD's geschoben werden. Sie dient der Vergleichsmessung. Die Plexiglasplatte wird abgedeckt und umgedreht, sowie eine weitere 3 mm dicke Plexiglasschicht darüber gelegt. Im Endeffekt befinden sich die Dosimeter in einer Tiefe von 1.3 cm, also genau im Dosismaximum des Strahlungsfeldes (s. Abschn. 2.3.4).



(a) TLD-Chips in Kalibrierungsbox

(b) Versuchsanordnung Kalibrierungsbox mit Ionisationskammer

Abbildung 6.3: In der Abb. **a** ist die Anordnung der TLD's in der Plexiglasbox zu sehen, die Bohrung in der Mitte lässt Platz für die Ionisationskammer. Bild **b** zeigt die Positionierung der Box auf dem Behandlungstisch mit Ionisationskammer und Rückstreumaterial aus Plexiglas.

Unterhalb der Box werden, wie in Abb. 6.3 b zu sehen ist, Plexiglas-Platten mit einer Gesamtdicke von 9 cm gelegt, um Rückstreuung vom Tisch zu verhindern.

Für die Bestrahlung wird ein Feld der Größe 20 cm x 20 cm bei einem Fokus-Haut-Abstand (*SSD-source skin distance*) von 100 cm gewählt. Die Dosisrate beträgt 400 Monitoreinheiten/Minute und es wird Röntgenstrahlung mit einer Maximalenergie von 6 MeV (X6) verwendet.

Da die mit der Ionisationskammer bestimmten Werte von Luftdruck und Temperatur abhängen, werden diese zur Kalibrierung mitgemessen. Für die Durchführung der Versuchsreihe werden jeweils vier TLD's und die Ionisationskammer in die Anordnung gegeben und mit einer bestimmten Anzahl von Monitoreinheiten bestrahlt. Dieser Vorgang wird für verschiedene Monitoreinheiten wiederholt, die Ergebnisse sind Abb. 6.4 zu entnehmen. Die Fehler der TLD-Daten entsprechen der Standardabweichung der jeweils vier TLD's zueinander, für den Fehler der Ionisationskammer wird ein Wert von 1.5 % des Messwerts angenommen.

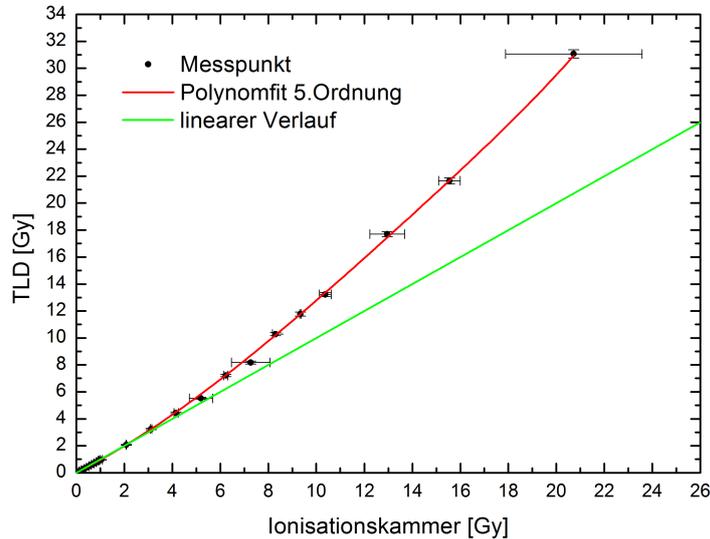


Abbildung 6.4: Verhalten der TLD's im Bereich 0 Gy bis 20 Gy im Vergleich zu einer Messung mit der Ionisationskammer

Die grüne Gerade bezeichnet die ideale, einem 1:1 Verhältnis entsprechende Abhängigkeit, die rote Kurve stellt einen Polynomfit der 5. Ordnung dar, mit dem in den folgenden Dosismessungen am Phantom, die korrigierten Dosiswerte berechnet werden (x_{mess} ist der mit den TLD's gemessene Dosiswert, x_{korr} der korrigierte Dosiswert):

$$x_{korr} = 1.088993x_{mess} - 0.04814x_{mess}^2 + 0.00286x_{mess}^3 - 8.88838 \cdot 10^{-5}x_{mess}^4 + 1.06002 \cdot 10^{-6}x_{mess}^5$$

Es zeigt sich, dass sich die TLD's in einem Bereich unterhalb von 1 Gy tatsächlich linear verhalten, s. Abb. 6.5.

Da die Thermolumineszenzdosimeter im Dosisbereich 0.1 Gy-15 Gy besonders verlässlich sind, wird bei den Messungen mit dem ATOM-Phantom darauf geachtet, dass eine Dosis von 15 Gy nicht überschritten wird. Das bedeutet, dass jeder der drei Pläne zweimal bestrahlt wird. Einmal werden hierbei periphere Dosen gemessen, die naturgemäß sehr gering sind. Die Dosis, die dabei die zu behandelnde Brust erfassen soll, liegt bei ca. 50 Gy. Um aber auch die Dosis in Messpunkten in der Nähe der Bestrahlungsfelder ermitteln zu können, wird die Gesamtdosis für die zweite Bestrahlung von 50 Gy auf

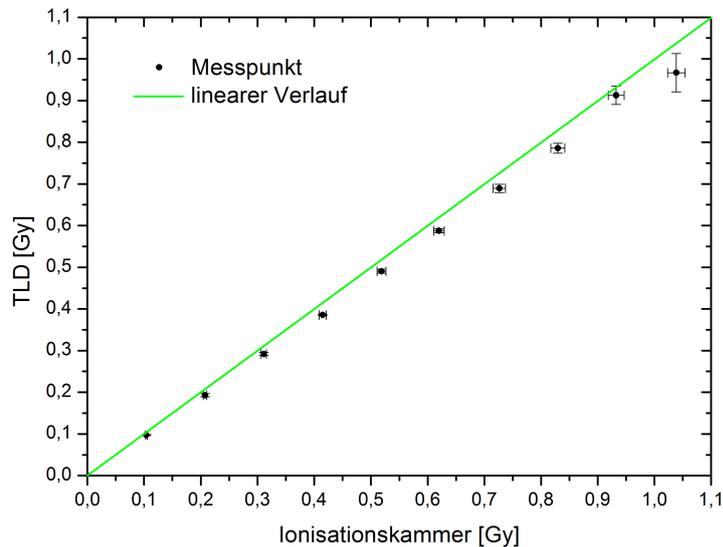


Abbildung 6.5: Verhalten der TLD's im Bereich 0 Gy bis 1 Gy im Vergleich zu einer Messung mit der Ionisationskammer

10 Gy herunterskaliert. Bei der Auswertung können die Werte wieder angepasst werden.

6.1.3 Sensitivitätsverlust der TLD's

Im Laufe der Messungen mit den Thermolumineszenzdosimetern fällt auf, dass nach einigen Messungen die Empfindlichkeit der Dosimeter abnimmt. Um diesen Effekt zu untersuchen, werden die 100 TLD's in die schon zuvor erwähnte Kalibrierungsbox gelegt und erneut mit den selben Einstellungen bestrahlt, die für gewöhnlich für Kalibrierungszwecke üblich sind. Es wird ein 20 cm x 20 cm großes Feld an 6 MeV-Photonenstrahlen zur Bestrahlung gewählt und insgesamt werden 200 Monitoreinheiten bei einer Rate von 400 Monitoreinheiten pro Minute abgestrahlt. Gleichzeitig wird für den Vergleich die ankommende Dosis auch von einer Ionisationskammer gemessen. Um den von der Ionisationskammer ermittelten Wert korrigieren zu können, werden auch Luftdruck und Temperatur in der Nähe des Bestrahlungsfeldes bestimmt. Anschließend werden die TLD's ausgewertet und gelöscht um diese Messung erneut durchführen zu können. Insgesamt werden die TLD's siebenmal bestrahlt und wieder ausgeheizt. In Abb. 6.6 sind die Abweichungen der mittels der TLD ermittelten Werten von jenen der Ionisationskammer dargestellt.

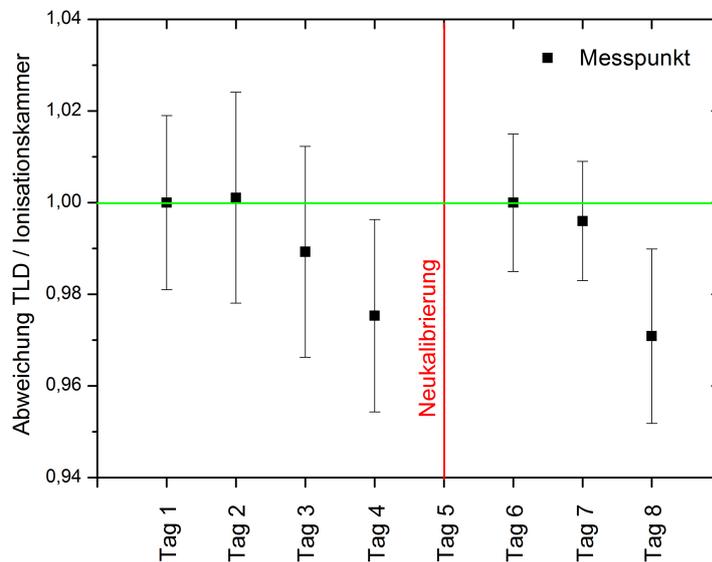


Abbildung 6.6: Übereinstimmung der Messwerte der Thermolumineszenzdosimeter mit jenen der Ionisationskammer bei verschiedenen Messungen zur Erläuterung des Empfindlichkeitsverlusts der TLD's

Es ist deutlich zu erkennen, dass die mit den TLD's ermittelten Werte kontinuierlich mit der Anzahl der Bestrahlungen und Ausheizzyklen abnehmen. Nach der vierten Messung findet eine Kalibrierung statt, daraufhin erfolgt erneut eine Abnahme der Messwerte.

Um detailliertere Aussagen über diesen Sensitivitätsverlust treffen zu können und herauszufinden, nach welcher Anzahl von Messungen der dadurch entstehende Fehler nicht mehr akzeptabel wird und eine erneute Kalibrierung durchgeführt werden muss, wurde an der Universitätsklinik eine Bakkelaureatsarbeit zu diesem Thema durchgeführt [29]. Es zeigt sich, dass um eine Abweichung der TLD's garantieren zu können, die geringer als 3% ist, nach jeweils drei Messungen eine neue Kalibrierung erforderlich ist.

Für die Messungen am Phantom bedeutet das also, dass vor Beginn die Dosimeter kalibriert werden. Da nur drei Messungen pro TLD nötig sind, ist keine Wiederholung der Kalibrierung notwendig.



Abbildung 6.7: Das männliche ATOM-Phantom „Alain“ ist in Abb. **a** mit seiner Spannvorrichtung zu sehen, nach [31]. In Abb. **b** ist „Alain“ mit Brustaufsätzen mittlerer Größe dargestellt.

6.2 Phantom

6.2.1 Aufbau des ATOM-Phantoms

Anhand eines anthropomorphen Phantoms kann die Qualität der verschiedenen Bestrahlungstechniken in der Praxis überprüft werden. Zur Verfügung steht ein männliches Phantom Model 701-B (Größe 173 cm, Gewicht 73 kg) des Unternehmens CIRS mit Brustaufsätzen. Die Beine und Arme sind für diese Messungen nicht nötig, da die dort auftretenden geringen Dosen mit den zu Verfügung stehenden Detektoren nicht mehr erfasst werden könnten.

Wie in Abb. 6.7 a zu erkennen ist, ist das Phantom aus vielen verschiedenen Schichten der Dicke 2.5 cm aufgebaut. Es wird durch eine Spannvorrichtung zusammengehalten. Abb. 6.7 b zeigt die Brustaufsätze mittlerer Größe.



Abbildung 6.8: Querschnitt durch das Phantom Alain in Brusthöhe. Gut zu erkennen sind die Äquivalente zu Lungengewebe (rosa), Rippen (braun), Knorpel (hellgrau) und Knochenmark (weiß).

Betrachtet man eine der Phantomschichten eingehender (Abb. 6.8), so ist zu sehen, dass im Inneren unterschiedliche menschliche Gewebe nachgeahmt werden. So liegt z.B. ein zur Dichte des Gehirns äquivalenter Teil vor, es existieren knochenähnliche Strukturen, Rückenmark und Lungen. Der Rest des Körpers besteht aus dem sogenannten weichen Material.

Ebenfalls auszumachen sind die in jeweils 3 cm Abstand zueinander angelegten Bohrungen mit jeweils 5 mm Durchmesser [30]. Diese dienen dazu, die Dosisverteilung mit Hilfe von Thermolumineszenzdosimetern im Phantom zu messen. Durch dünne Stäbchen mit zur Umgebung äquivalenter Dichte können diese Bohrungen geschlossen werden. Es stehen spezielle Stäbchen zur Verfügung, die an einem Ende eine Aussparung (Halterung) für ein TLD besitzen. Möchte man in einem Punkt eine Messung durchführen, wird einfach das gewöhnliche Stäbchen durch ein Halterungsstäbchen ersetzt und ein TLD hineingelegt.

Eine weitere Variante zur Dosismessung in einem bestimmten Punkt ist, ein Stäbchen zu kürzen, einzusetzen und das TLD in Plastikfolie eingeschweißt in die so entstandene Lücke zu platzieren. Der Vorteil dieser Methode liegt darin, dass sich die TLD's leichter entfernen lassen und zudem besser vor Verschmutzungen und anderen Einflüssen geschützt sind. Überdies können auf diese Weise auch zwei TLD's an der selben Stelle positioniert werden. Diese Möglichkeit wird bei den Bestrahlungen des ATOM-Phantoms angewendet.

Da in den Brustaufsätzen keine Bohrungen für Dosimeter vorhanden sind, kann die Dosisverteilung nach einer Bestrahlung dort nicht ermittelt werden.

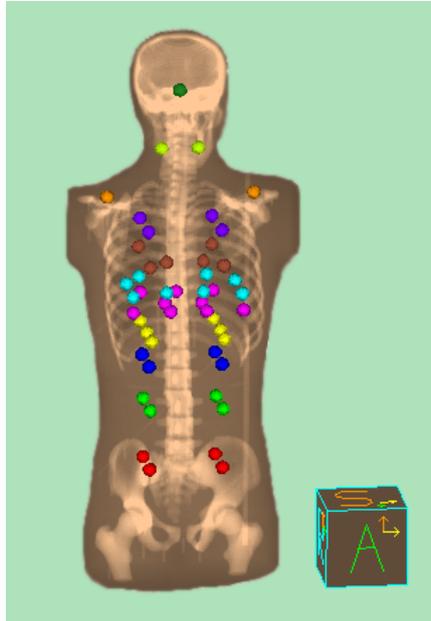


Abbildung 6.9: Zur Auswahl der 50 Messpunkte. Die Punkte einer Phantomschicht sind in derselben Farbe dargestellt.

Für die Erfassung der Dosisverteilung der drei verschiedenen Bestrahlungspläne (klassische Technik, mono-isozentrische Technik und IMRT-Technik) werden 50 Stellen im Phantom ausgewählt, an denen die TLD's positioniert werden. Diese Positionen werden auch im Planungsprogramm Pinnacle bestimmt, das die Dosis an diesen Punkten berechnet, s. Abb. 6.9. So können schlussendlich die berechneten Werte mit den experimentell ermittelten Werte verglichen werden.

Da bei der Verwendung der TLD's aufgrund der zuvor besprochenen Effekte mit einer Ungenauigkeit von ca. 3% des Messwerts gerechnet werden muss und die Bestimmung der Positionen im Planungsprogramm ebenfalls fehlerbehaftet ist, wird im folgenden von einer Ungenauigkeit von 5% des Messwerts der Thermolumineszenzdosimeter ausgegangen.

6.2.2 Durchführung der Bestrahlungen

Vom Phantom wird eine CT-Aufnahme gemacht und mit Pinnacle wie zuvor bei den echten Patientinnen drei Bestrahlungspläne (klassische, mono-isozentrische und IMRT-Bestrahlungstechnik) angefertigt. Um das Phantom entsprechend dieser Pläne bestrahlen zu können, muss es im Bestrahlungsraum auf dem Behandlungstisch richtig ausgerichtet werden, s. Abb. 6.10.

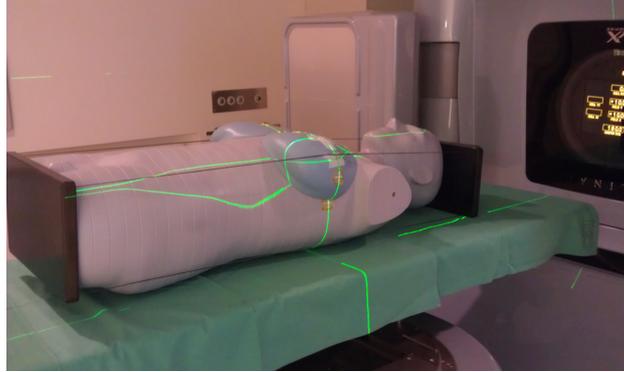


Abbildung 6.10: Positionierung des Phantoms mit Hilfe der Laserstrahlen, in ihrem Schnittpunkt liegt das Isozentrum des Behandlungsstrahles.

Dazu stehen Lasereinrichtungen, in deren Schnittpunkt das Isozentrum des Behandlungsstrahles liegt, zur Verfügung. Mit Hilfe des *On Board Imager* (OBI) kann zunächst die exakte Positionierung des Phantoms durchgeführt werden. Dabei wird das Phantom hingelegt und anschließend werden zwei Röntgenaufnahmen aus unterschiedlichen Richtungen gemacht. Diese können an der Bedienungskonsole mit rekonstruierten CT-Bildern überlagert und verglichen werden. Durch ein Verschieben des Behandlungstisches kann nun die Lage des Phantoms genau angepasst werden. Um das Positionieren bei den anschließenden Bestrahlungsdurchläufen zu erleichtern, werden Markierungen auf den Brustaufsätzen angebracht, s. Abb. 6.11. Ein erneuter Einsatz des OBI's und somit eine zusätzliche Strahlenbelastung (und eine dadurch resultierende Verfälschung der Messergebnisse) kann infolgedessen verhindert werden.

Wie bereits erwähnt werden pro Plan zwei Bestrahlungsdurchgänge durchgeführt, wobei einmal die Maximaldosis um 50 Gy liegt (um die Dosis in den peripheren Punkten zu messen) und einmal um 10 Gy (für die Dosismessungen in den Brustnähe). Um Unsicherheiten der Detektoren auszugleichen, werden pro Messpunkt zwei Thermolumineszenzdetektoren im Phantom positioniert. Der Mittelwert aus den beiden Ergebnissen ergibt den Messwert im jeweiligen Punkt.

Für die Fehleranalyse wird u.a. die Messungenauigkeit der TLD's von 3% berücksichtigt. Zudem stimmen die realen Positionen der Dosimeter eventuell nicht exakt mit den ihnen im Planungsprogramm Pinnacle zugeordneten Positionen überein. Dies kann vor allem in Bereichen mit hohen Gradienten der Dosis zu großen Unterschieden der Dosiswerte führen.

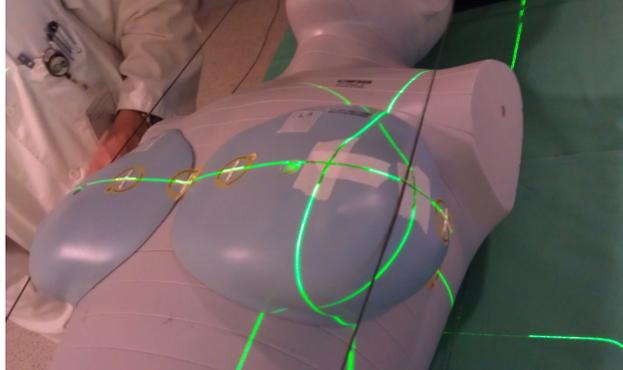


Abbildung 6.11: Markierung auf den Brustaufsätzen zur Erleichterung der Positionierung des Phantoms.

Insgesamt wird ein Fehler von 5% angenommen. Im Vergleich dazu sind die aus den Messungen resultierenden Standardabweichungen vernachlässigbar.

Korrigiert werden die im Experiment ermittelten Messwerte mit der in Abschn. 6.1.2 erhaltenen Kurve. Somit wird das supralineare Verhalten der TLD's im Dosisbereich über 1 Gy berücksichtigt. Der Effekt des Sensitivitätsverlusts bei zunehmender Anzahl der Mess- und Ausheizzyklen wird nicht beachtet, da insgesamt mit jedem Dosimeter nur drei Messungen durchgeführt werden.

6.2.3 Auswertung

Für die Messungen stehen insgesamt 100 Thermolumineszenzdosimeter zur Verfügung. Es werden 50 signifikante Punkte im anthropomorphen Phantom bestimmt, in denen jeweils mit zwei Dosimetern gemessen wird. Diese Punkte sind in Abb. 6.9 dargestellt.

In Anhang B sind die in den 50 ausgewählten Punkten gemessenen Dosen angegeben.

Um einen generellen Überblick von diesen Ergebnissen zu geben, sind in Abb. 6.12 die ungefähre Position der Messpunkte im Phantom, sowie die vorliegenden Messwerte dargestellt. Die linke Abbildung zeigt die Dosen in den Messpunkte für die klassische Bestrahlungstechnik, die mittlere jene der mono-isozentrischen Bestrahlungstechnik und die rechte Abbildung stellt die Dosen der IMRT-Bestrahlungstechnik dar. Wie bereits erwähnt soll diese Abbildung nur einen qualitativen Eindruck von den Dosen verschaffen. Die drei Messpunkte mit der höchsten Dosisbelastung sind nicht eingezeichnet.

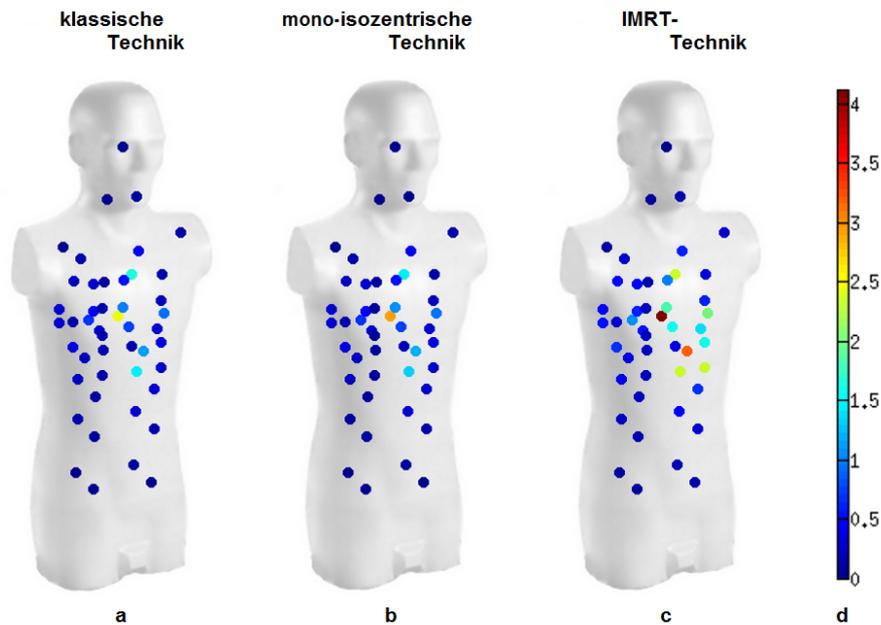


Abbildung 6.12: Vergleich der Dosisergebnisse (0.0 Gy-4.1 Gy) in den Messpunkten für die drei verschiedenen Techniken **a** klassische Technik, **b** mono-isozentrische Technik und **c** IMRT. Die verwendete Farbskala (in Gy) ist in **d** zu sehen.

Die Farbskala reicht von einem dunklen Blau für sehr geringe Dosen (Minimum 0.0 Gy) über grün und gelb zu einem dunklen rot für höhere Dosen (Maximum 4.1 Gy). Schon auf den ersten Blick ist zu erkennen, dass eine Bestrahlung mit der IMRT-Technik für das Phantom eine weitaus höhere Strahlenbelastung darstellt, als eine Bestrahlung mit den beiden anderen Techniken.

Im folgenden wird dieselbe Darstellungsweise noch einmal gewählt, mit dem Unterschied dass hier nur niedrige Dosen zwischen 0.0 Gy und 0.7 Gy betrachtet werden, um auch Unterschiede im Niedrigdosisbereich zwischen den Techniken veranschaulichen zu können.

periphere Dosis

Periphere Bereiche sind jene Körperregionen, die nicht direkt in den Bestrahlungsfeldern liegen. Für die Auswertung werden hier dementsprechend nur Punkte aus feldfernen Schichten des Phantoms herangezogen und die Punkte der Phantomschichten 16-23 ausgelassen, s. Anhang B. In Abb. 6.14 werden

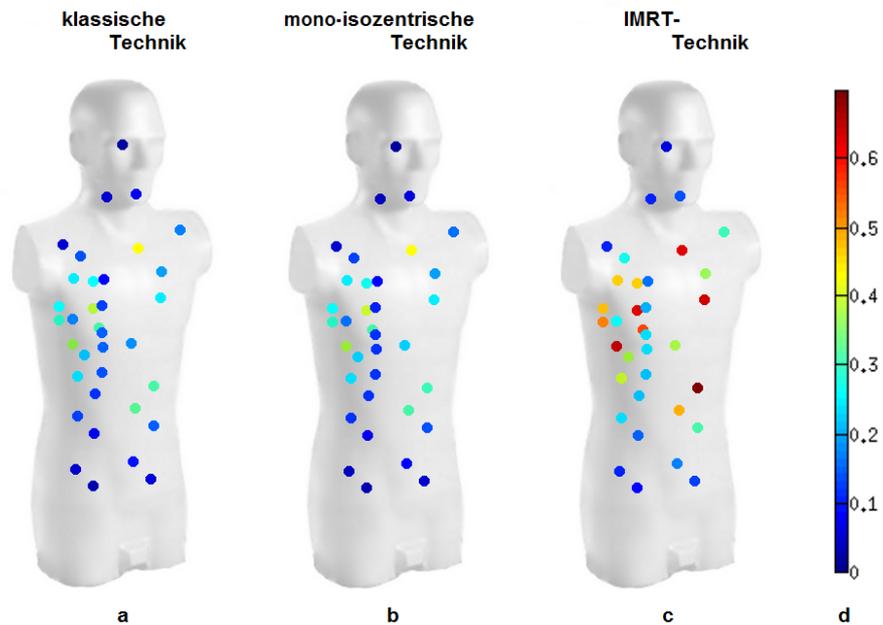


Abbildung 6.13: Vergleich der Dosisergebnisse (0.0 Gy-0.7 Gy) in den Messpunkten für die drei verschiedenen Techniken **a** klassische Technik, **b** mono-isozentrische Technik und **c** IMRT. Die Abb. **d** ist die hierbei verwendete Farbskala (in Gy).

die Dosen in den peripheren Punkten in Abhängigkeit von ihrem Abstand zum Punkt *iso*, der dem Isozentrum der Therapiestrahlen bei der mono-isozentrischen Technik sowie der IMRT-Technik entspricht, aufgetragen.

Es lässt sich feststellen, dass die von den Thermolumineszenzdetektoren gemessenen Dosen bei der Bestrahlung mit der IMRT-Technik generell höher sind als bei den beiden anderen Techniken. Die Dosis in den Messpunkten ist bei dieser Technik bis zu doppelt so hoch, wie bei den tangentialen Methoden. Zwischen der klassischen und der mono-isozentrischen Technik scheint es auf den ersten Blick betreffend der peripheren Dosisverteilung kaum Unterschiede zu geben.

Betrachtet man aber nur einen kleinen Ausschnitt aus dieser Abbildung, nämlich jene Messpunkte, die besonders weit von den Bestrahlungsfeldern entfernt liegen, so wird doch eine minimale Abweichung zwischen diesen beiden Techniken deutlich, wie Abb. 6.15 zu entnehmen ist.

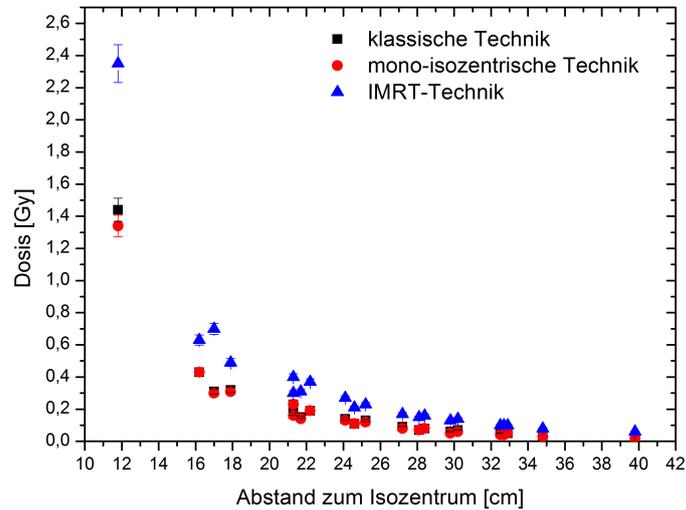


Abbildung 6.14: Dosis in Punkten in Phantomschichten außerhalb der Bestrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Abstand zum Punkt *iso*. Als Fehler werden jeweils 5% vom Messwert angenommen.

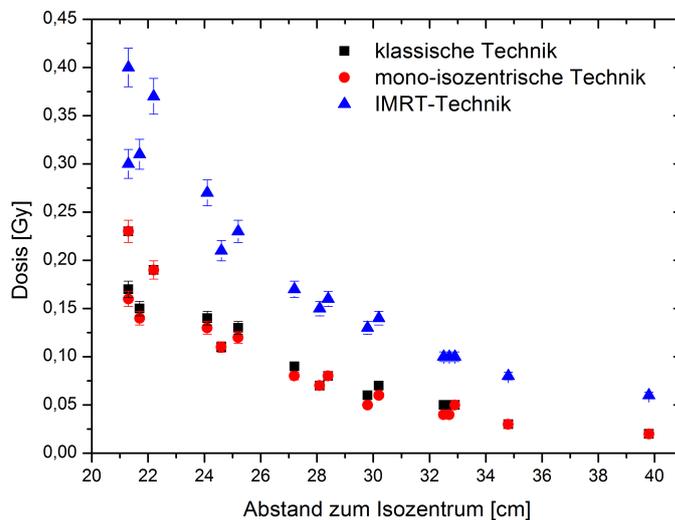


Abbildung 6.15: Dosis in Punkten in Phantomschichten außerhalb der Bestrahlungsfelder mit einem Mindestabstand von 20 cm zum Punkt *iso* in Abhängigkeit vom Abstand zum Punkt *iso* (Ausschnitt von Abb. 6.14). Als Fehler werden jeweils 5% vom Messwert angenommen.

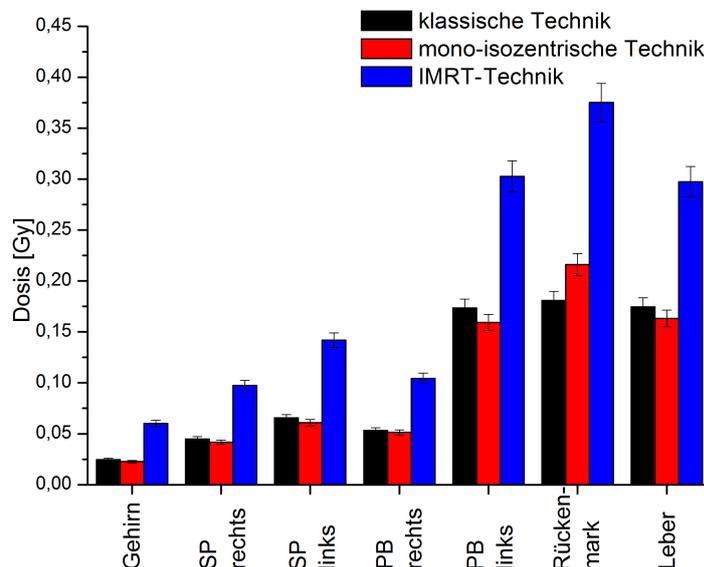


Abbildung 6.16: Dosis in peripheren Messpunkten, die folgenden Organen zuzuordnen sind: Gehirn, Speicheldrüse (SP) rechts, Speicheldrüse links, Plexus Brachialis (PB) rechts, Plexus Brachialis links, Rückenmark und Leber. Liegen mehrere Messpunkte im Bereich dieser Organe, werden die Messwerte gemittelt. Als Fehler werden jeweils 5% vom Messwert angenommen.

Risikoorgandosis

Neben der peripheren Dosis ist auch jene Dosis interessant, die von den sich in der unmittelbaren Nähe der Bestrahlungsfelder befindlichen Risikoorganen absorbiert wird. Hier wird wie bereits im Abschn. 5.1 vor allem auf die linke sowie die rechte Lunge und das Herz näher eingegangen. Da in den Brustaufsätzen des ATOM-Phantoms keine Detektoren angebracht werden können, kann die vom Planungsprogramm Pinnacle berechnete Dosis in diesem Organ nicht experimentell überprüft werden.

Zusätzlich zu den Punkten in den Risikoorganen werden auch ein Messpunkt im Rückenmark ausgewählt, der in der selben Phantomschicht wie der Punkt *iso* liegt, sowie zwei Punkte im Schulterbereich, wo einige wichtige Nerven zusammenlaufen (sogenannter Plexus Brachialis). Besonders empfindlich im Bezug auf Strahlenbelastung sind im menschlichen Körper die Speicheldrüsen, deswegen werden auch in ihre Nähe zwei Messpunkte gelegt. Ein weiterer interessanter Messpunkt liegt im zum Gehirn äquivalenten Teil des Phantoms. Die übrigen Punkte lassen sich den Bauchorganen Magen Leber und Darm zuordnen. In den Abb. 6.16 und 6.17 sind die gemessenen Dosen die-

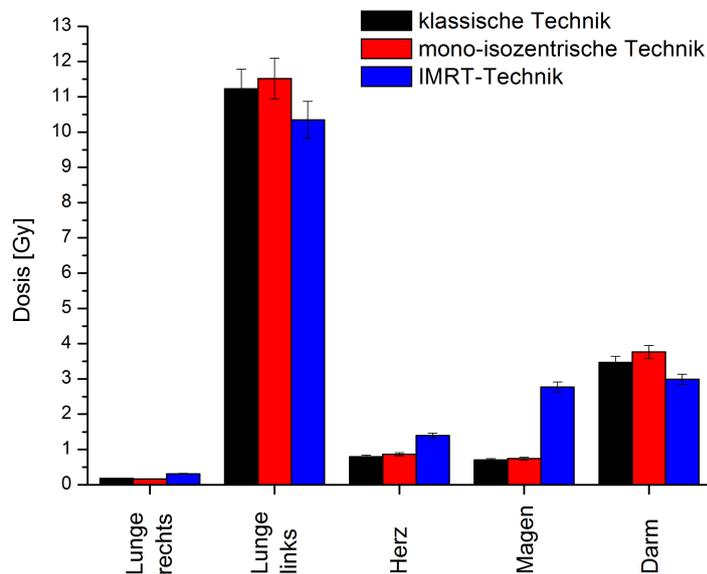


Abbildung 6.17: Dosis in feldnahen Messpunkten, die folgenden Organen zuzuordnen sind: rechte Lunge, linke Lunge, Herz, Magen und Darm. Liegen mehrere Messpunkte im Bereich dieser Organe, werden die Messwerte gemittelt. Als Fehler werden jeweils 5% vom Messwert angenommen.

ser Punkte angegeben. Liegen mehrere Punkte in einem Organ werden die Dosen einfach addiert.

Die Dosen in den Messpunkten, die Organen außerhalb der Bestrahlungsfelder zuzuordnen sind, zeigen wie in Abb. 6.16 zu sehen ist, alle ein ähnliches Verhalten. Während die Dosen für die klassische und die mono-isozentrische Technik in diesen Punkten beinahe übereinstimmen, sind die Dosen der IMRT-Technik bis zu doppelt so groß.

Die in Abb. 6.17 dargestellten Dosen gehören zu Organen, die teilweise direkt in den Bestrahlungsfeldern liegen. Für die linke Lunge und den Darm ergibt sich ein ähnliches Bild. Bei beiden liegen die Dosen der mono-isozentrischen Bestrahlung höher als bei den anderen Methoden und die IMRT-Technik schafft es die Dosis eindeutig zu reduzieren. Dafür bewirkt die IMRT-Technik für das Herz, den Magen und die rechte Lunge eine erhöhte Dosis. Diese drei Organe liegen etwas weiter vom Zentrum des Zielvolumens entfernt als die linke Lunge und der Darm und die dort auftretenden Werte liegen klarerweise in einem niedrigeren Dosisbereich. In diesem bewirkt die IMRT-Technik anscheinend keine Verbesserung.

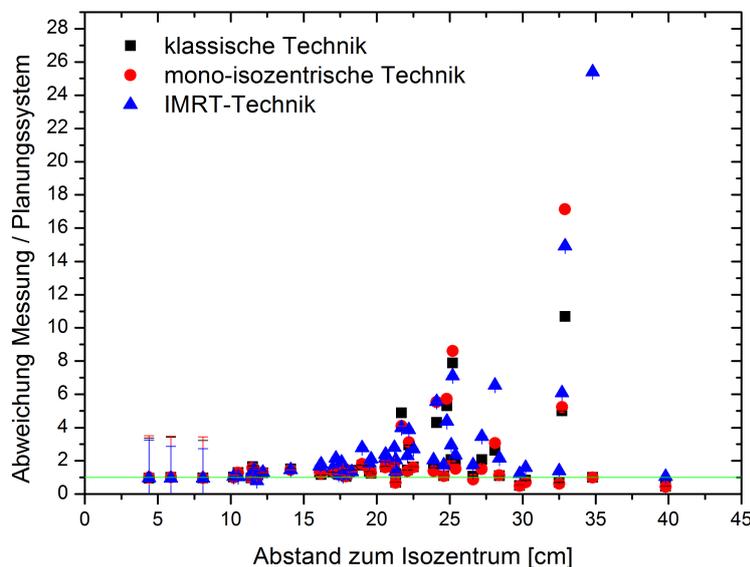


Abbildung 6.18: Übereinstimmung der Messergebnisse mit den von Pinnacle berechneten Werten in Abhängigkeit vom Abstand der Messpunkte vom Punkt *iso*. Als Fehler werden jeweils 5% vom Messwert angenommen.

Übereinstimmung zwischen den vom Planungsprogramm berechneten Dosen und den tatsächlich gemessenen Werten

Im folgenden Abschnitt werden die experimentell ermittelten Werte mit jenen verglichen, die das Planungsprogramm Pinnacle bestimmt hat. Vorweg sei darauf hingewiesen, dass sich die Positionen der Detektoren aus den CT-Bildern nur sehr ungenau bestimmen lassen. Ein Teil der Abweichungen ist also sicherlich auf die ungenaue Positionierung der Messpunkte zurückzuführen.

In Abb. 6.18 ist die Abweichung (also der Quotient aus Messwert und berechnetem Wert) der gemessenen Dosis in allen 50 Punkten in Abhängigkeit vom Abstand zum Punkt *iso* angegeben. Die grüne Linie zeigt an, wo überhaupt keine Abweichung vorliegt. Schon auf den ersten Blick ist zu erkennen, dass je näher die Messpunkte am Bestrahlungsfeld liegen, ihre von Pinnacle ermittelte Dosis besser mit der tatsächlich gemessenen Dosis übereinstimmt. Allgemein lässt sich sagen, dass die von Pinnacle erwartete Dosis in den meisten Punkten unterhalb der tatsächlich gemessenen Dosis liegt. In den peripheren Bereichen ist Pinnacle sehr unzuverlässig, s. Abschn. 7.2.3.

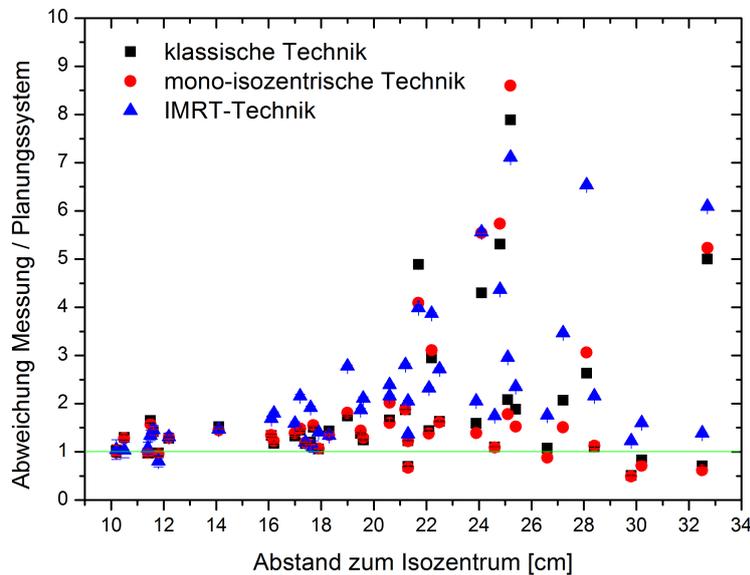


Abbildung 6.19: Übereinstimmung der Messergebnisse mit den von Pinnacle berechneten Werten in Abhängigkeit vom Abstand der Messpunkte vom Punkt *iso* bis zu einem Abstand von 32.7 cm zum Punkt *iso*. Als Fehler werden jeweils 5% vom Messwert angenommen.

Werden die sehr weit vom Bestrahlungsbereich entfernten Punkte (also jene mit einem Abstand größer als 32.7 cm zum Punkt *iso*) vernachlässigt, kann man sich eher ein Bild davon machen, bei welchen angewandten Techniken die Dosis besser berechnet wird, s. Abb. 6.19.

Die IMRT- Technik scheint etwas schlechter abzuschneiden, als die beiden anderen Techniken.

In Abb. 6.20 wird ebenfalls die Übereinstimmung zwischen den Resultaten von Pinnacle und den Messungen dargestellt, hier wird jedoch die Dosis mitberücksichtigt. Bei höheren Dosen ist die Übereinstimmung schön zu sehen, bei kleinen Dosen hingegen (entsprechen den peripheren Punkten) nimmt die Abweichung rapide zu. Wie bereits bei der Darstellung der Abweichung in Abhängigkeit vom Abstand zum Punkt *iso*, stimmt die Dosisverteilung des IMRT-Plans etwas schlechter überein, als die der beiden anderen Pläne.

Einen Ausschnitt der Abb. 6.20 im Datenbereich 0.0-1.0 Gy zeigt Abb. 6.21.

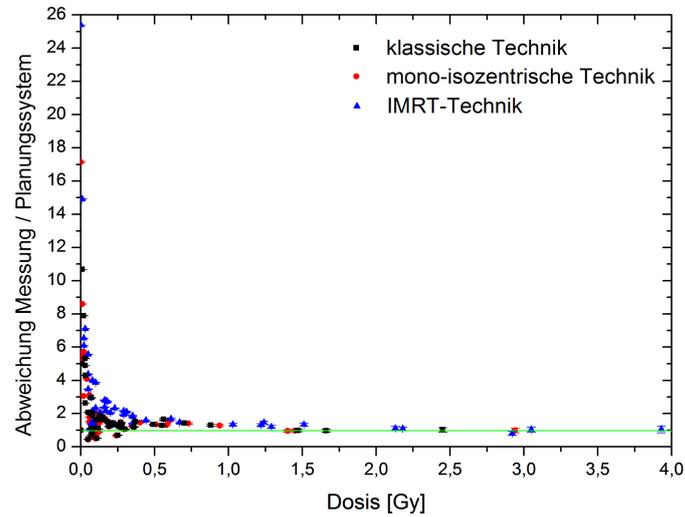


Abbildung 6.20: Übereinstimmung der Messergebnisse im Phantom mit den von Pinnacle berechneten Werten in Abhängigkeit von der Dosis (Bereich: 0.0-4.0 Gy). Als Fehler werden jeweils 5% vom Messwert angenommen.

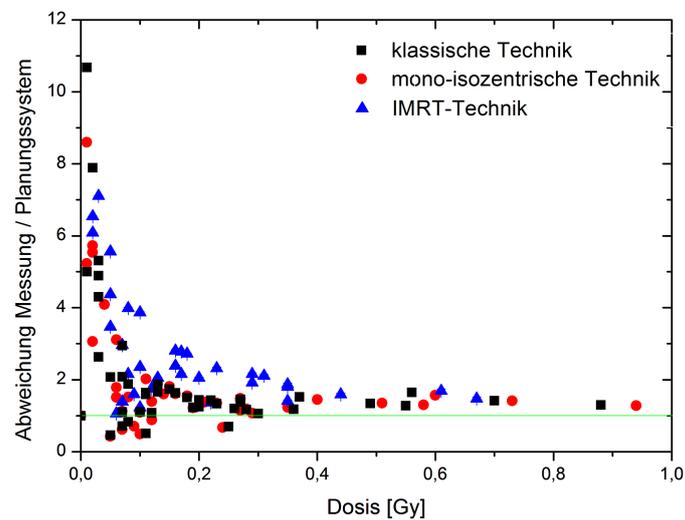


Abbildung 6.21: Ausschnitt aus Abb. 6.20: Übereinstimmung der Messergebnisse im Phantom mit den von Pinnacle berechneten Werten in Abhängigkeit von der Dosis (Bereich: 0.0-1.0 Gy). Als Fehler werden jeweils 5% vom Messwert angenommen.

Kapitel 7

Diskussion

7.1 Bestrahlungsplanung an realen Patientinnen

Es wird die Qualität dreier verschiedener Bestrahlungstechniken (die klassische, die mono-isozentrische und die IMRT-Technik) anhand der Bestrahlungspläne zur Behandlung der linken Brust an fünf realen Patientinnen beurteilt. Die Ergebnisse für diese Patientinnen werden gemittelt, um individuelle anatomische Gegebenheiten auszugleichen. Details zu den einzelnen Bestrahlungsplänen sind Anhang A zu entnehmen. Eine Zusammenfassung der Ergebnisse ist Tab. 7.1 zu entnehmen.

7.1.1 Zielvolumen

In Abb. 5.5 ist das Dosis-Volumen-Histogramm der durchschnittlichen Patientin dargestellt. Die drei verschiedenen Techniken können anhand diesem direkt miteinander verglichen werden. Betrachtet man die Erfassung des Zielvolumens, so fällt auf, dass die Kurven der klassischen und der mono-isozentrischen Technik beinahe zusammenfallen. Dieser Effekt bestätigt sich durch die annähernde Übereinstimmung der *near-maximum*-Werte $D_{2\%}$ und mittleren Dosen D_{mean} in Abb. 5.6. Im Vergleich dazu fällt die der IMRT-Technik zuzuordnende Kurve etwas steiler ab, wodurch Überdosierungen im Zielvolumen vielversprechend vermieden werden können. Auch der Artikel [23] berichtet von einem signifikanten Rückgang der *Hot Spots* im Zielvolumen durch den Einsatz einer IMRT-Technik. Diese Überdosierungen würden vor allem in den dünnsten Schichten des Zielvolumens bei den tangentialen Techniken auftreten, wobei sie klinische Nebeneffekte, wie z.B. Ödeme, begünstigen.

Tabelle 7.1: Zusammenfassung der Ergebnisse für die Patientinnen in bestimmten ROI (Behandlung der linken Brust); *Par* steht für den betrachteten Dosisparameter, *MW* für Mittelwert und *Stab* für Standardabweichung.

ROI Organ	Par	klassisch		mono-isozent.		IMRT	
		MW [Gy]	Stab [Gy]	MW [Gy]	Stab [Gy]	MW [Gy]	Stab [Gy]
Ziel- volumen	$D_{2\%}$	53.9	1.7	54.0	1.5	52.4	0.2
	D_{mean}	50.6	1.2	50.6	1.0	49.6	0.4
	D_{min}	5.4	1.1	6.8	0.3	7.4	0.4
	D_{max}	55.6	1.4	55.4	1.2	55.3	1.2
	$D_{98\%}$	39.6	1.8	40.8	2.3	40.6	1.7
linke Lunge	D_{max}	51.4	1.7	50.6	2.0	47.7	0.9
	$D_{2\%}$	43.3	9.5	44.2	5.8	39.1	2.0
	D_{mean}	6.1	2.1	6.6	2.8	6.0	0.6
Herz	D_{max}	39.4	16.6	63.9	16.6	31.8	15.5
	$D_{2\%}$	23.8	20.9	24.2	20.8	15.3	10.8
	D_{mean}	2.6	1.8	2.9	2.4	2.8	1.5
rechte Lunge	D_{max}	2.7	1.4	2.8	1.6	8.0	12.0
	$D_{2\%}$	1.0	0.4	1.0	0.4	1.5	1.1
	D_{mean}	0.3	0.0	0.3	0.0	0.4	0.1
rechte Brust	D_{max}	3.4	1.2	6.7	6.6	15.0	10.0
	$D_{2\%}$	1.8	0.7	1.9	0.8	3.8	2.0
	D_{mean}	0.4	0.2	0.4	0.2	1.0	0.6

Durch die Vermeidung der Überdosierung wird die im Zielvolumen auftretende mittlere Dosis D_{mean} um 1.0 Gy, der $D_{2\%}$ -Wert sogar um ca. 1.5 Gy reduziert. Zusätzlich schafft es diese Technik aufgrund der Strahlenanordnung besser, am Rand des Zielvolumens (vor allem in der Nähe der Hautoberfläche), eine ausreichende Dosis aufzubauen. Es liegt in diesem Fall eine niedrigere Minimaldosis D_{min} vor. Diese Verbesserung der Zielvolumenerfassung bestätigt die Ergebnisse in Ref. [32] und in Ref. [33]. In letzteren ist eine detaillierte Beschreibung der Zielvolumenerfassung von einigen vergleichbaren IMRT-Techniken gegeben, wobei jedoch keine der erwähnten Techniken signifikant besser abschneidet als die anderen.

7.1.2 Risikoorgane

Insgesamt gesehen kann die 47.5 Gy-Isodose mit der IMRT-Technik besser um das Zielvolumen gelegt werden, wodurch das umliegende, gesunde Gewebe kaum hohe Dosen absorbiert. Der Nachteil dieser Technik ist jedoch, dass

durch die Strahlenanordnung und die erhöhten Streuprozesse, s. Abschn. 3.3, ein größeres Volumen an gesundem Gewebe eine niedrige Dosis aufnimmt. So richtet sich z.B. ein Strahl direkt von unten durch den Rücken der Patientin auf das Zielvolumen. Bei den beiden anderen Techniken werden die Strahlen tangential auf die Brust gestrahlt, dadurch können die benachbarten Gebiete besser geschont werden. Besonders gut ist dieser Sachverhalt bei Betrachtung der 1.0 Gy- und der 5.0 Gy-Isodosen in den Abb. 5.1, 5.2 und 5.3 zu erkennen.

Über die Verminderung der hohen Dosen und zeitgleiche Vergrößerung der Gewebeanteile, die niedrigere Dosen erfahren, sind sich Ref. [23, 34] und viele andere einig. Vor allem für junge Patientinnen ist diese Entwicklung jedoch nicht von Vorteil, da durch die Zunahme der niedrigen Dosen, das Risiko eines strahleninduzierten Sekundärkarzinoms steigt, s. Abschn. 7.3.

Im Detail wirken sich die verschiedenen Techniken, die in dieser Arbeit abgehandelt werden, auf die einzelnen Organe folgendermaßen aus:

Linke Lunge

Bei niedrigeren Dosen verläuft die Dosis-Volumen-Kurve der IMRT-Technik etwas flacher als die der klassischen und mono-isozentrischen Technik. Es liegt also in diesem Fall ein größerer Volumenanteil der linken Lunge bei niedrigeren Dosen. Ab ca. 17.0 Gy wird die Kurve jedoch im Unterschied zu den anderen steiler und es liegt ein niedrigeres Dosismaximum in der Lunge vor als bei den tangentialen Techniken. Infolgedessen wird die $D_{2\%}$ -Dosis um 4.2 Gy bzw. 5.1 Gy geringer, die mittleren Dosisbelastungen D_{mean} aller drei Techniken liegen ungefähr im selben Bereich (6.0-6.5 Gy).

Herz

Derselbe Effekt ist bei der Auswertung der Belastung des Herzens zu finden. Auch hier wird durch die Anwendung der IMRT-Technik die $D_{2\%}$ -Dosis um etwa 8.5 Gy bzw. 8.9 Gy reduziert, während die mittlere Dosisbelastung bei allen drei Techniken in etwa gleich ist (2.6-2.9 Gy), da der Volumenanteil an niedrigeren Dosen drastisch zunimmt. So reicht z.B. in der Abb. 5.3 a die 5.0 Gy-Isodose weit ins Herz der Patientin hinein.

Rechte Brust

Zwischen der klassischen und der mono-isozentrischen Technik ist kaum ein Unterschied zu erkennen. Durch die Strahlenanordnung bei der IMRT-Technik zeigen manche Bestrahlungsfelder direkt in Richtung der kontralateralen Brust, die mittlere Dosis in diesem Organ steigt auf mehr als das Doppelte (auf fast 1.0 Gy) der durch die tangentialen Techniken erreichten D_{mean}

von ca. 0.4 Gy. Zudem steigt die $D_{2\%}$ -Dosis von etwa 1.8 Gy auf 3.8 Gy. Diese Dosissteigerung ist auf die hier gewählte Strahlenkonfiguration zurückzuführen und kann mit der Wahl einer anderen IMRT-Strahlenanordnung reduziert werden.

Rechte Lunge

Bei der kontralateralen Lunge verläuft die Kurve, die der IMRT-Technik zuzuordnen ist, im DVH ebenfalls etwas flacher als bei den beiden anderen Methoden. Die Maximaldosis scheint sich im Vergleich beinahe zu verdreifachen. Beschäftigt man sich aber näher mit den einzelnen Patientinnen, so kann man entdecken, dass es bei einer Patientin zu einer extrem hohen Maximaldosis kommt (um die 29.0 Gy) und dadurch das Ergebnis etwas verfälscht wird. Aus diesem Grund liegt hier auch ein besonders großer Fehlerbalken vor. Aussagekräftiger ist auch hier die $D_{2\%}$ -Dosis, die um vergleichsweise geringe 0.5 Gy auf 1.5 Gy ansteigt.

7.1.3 Dosen in Feldnähe

Zur Auswertung der Dosisverläufe in der Nähe des Bestrahlungsfeldes werden insgesamt sechs Punkte ausgewählt, deren Dosen für die verschiedenen Techniken miteinander verglichen werden. Es stellt sich heraus, dass die IMRT-Technik in allen Punkten eine größere Dosisbelastung bewirkt. Bei jenen Punkten die sich etwas weiter vom Zentrum des Zielvolumens entfernt befinden, liegen die Dosiswerte der mono-isozentrischen Behandlungstechnik etwas unter jenen der klassischen Behandlungstechnik.

7.1.4 Bestrahlung der rechten Brust

Aus der Bestrahlungsplanerstellung zur Behandlung der rechten Brust an weiteren fünf Patientinnen werden für die ipsilaterale und kontralaterale Lunge, sowie kontralaterale Brust und periphere Regionen analoge Erkenntnisse gewonnen. Einzig für das Herz bedeutet die Behandlung der rechten im Gegensatz zur linken Brust einen drastischen Unterschied, da der Großteil des Herzens in der linken Körperhälfte liegt. Es ergibt sich im Mittel eine $D_{2\%}$ -Dosis im Bereich von 1.7-2.2 Gy und eine mittlere Dosisbelastung D_{mean} von 0.5-0.8 Gy. Ansonsten bestätigen sich die Erkenntnisse der Behandlung der linken Brust.

7.2 Planung und Messungen am Phantom

Der Nachteil der Bestrahlungsplanung an den Patientinnen aus dem Archiv liegt darin, dass nur CT-Aufnahmen vom Schulterbereich bis zum Oberbauch vorliegen. Dadurch können keine Aussagen über die Dosen in feldfernen Gebieten gemacht werden. Aus diesem Grund wird ein anthropomorphes Ganzkörperphantom herangezogen und anhand von CT-Aufnahmen von Kopf bis Becken werden erneut drei Bestrahlungspläne erstellt. Zusätzlich kann das Phantom mit diesen Plänen bestrahlt und mit Thermolumineszenzdosimetern die in bestimmten Punkten absorbierte Dosis gemessen werden.

7.2.1 Risikoorgane

Die im vorigen Abschnitt gewonnenen Erkenntnisse bezüglich der Dosen in den benachbarten Organen bestätigen sich. Es stellt sich nun die Frage, warum diese Dosisverteilungen entstehen.

Die hohe Dosisbelastung des gesunden Gewebes in der Nähe des Zielvolumens kommt einerseits durch direkte Bestrahlung durch die Bestrahlungsfelder zustande. Diese ist bei der Anwendung der IMRT-Technik besonders hoch, da trotz der flexiblen Feldformen aufgrund der Strahlenanordnung ein größerer Anteil des Gewebes innerhalb der Strahlenverläufe liegt, als bei den diesbezüglich optimalen tangentialen Methoden.

Andererseits tragen auch Streueffekte zur Dosis bei, z.B. gelangt Streustrahlung aus dem Zielvolumen in die umliegenden Gebiete. Da die Größe des zu bestrahlenden Gewebes für alle Techniken gleich groß ist und aufgrund der in Abschnitt 5.1.1 definierten Akzeptanzbedingung ähnlich gut erfasst, sollte diese Streustrahlung keine großen Unterschiede zwischen den Techniken bewirken. [35] beschreibt, dass über 90% der Dosis in den Organen nahe des Bestrahlungsfeldes bei IMRT-Plänen auf diese innere Streuung zurückzuführen ist.

Ein weiterer für die Gebiete nahe des Zielvolumens relevanter Effekt sind Streuphotonen, die am Ausgleichskörper und an den Blenden der Kollimatoren ausgelöst werden, s. Abschn. 3.3. Diese Streuung bewirkt, dass das Strahlprofil am Feldrand keine scharfen Kanten aufweist, sondern, wie in Abb. 3.9 zu sehen ist, abgerundet ist. Diesen Bereich des Strahlenprofils mit relativ hoher Steigung nennt man Halbschatten. Außerhalb des eigentlichen Bestrahlungsfeldes ist also die Strahlenintensität nicht verschwindend klein, wodurch eine zusätzliche Dosis in den Gebieten um das Zielvolumen aufgebaut wird.

7.2.2 Periphere Dosis

Zum Vergleich der tatsächlich im Phantom absorbierten peripheren Dosen der verschiedenen Techniken werden nur jene Messpunkte für die Auswertung ausgewählt, die nicht direkt in den Bestrahlungsfeldern liegen. Je weiter man sich vom Zentrum des Zielvolumens entfernt, desto geringer wird die Dosis im Gewebe, wie in den Abb. 6.14 und 6.15 zu sehen ist. Zudem ist in diesen Abbildungen ebenfalls gut zu erkennen, dass die IMRT-Technik immer eine höhere Dosisbelastung für das gesunde periphere Gewebe darstellt. In manchen Messpunkte ist die durch die IMRT-Technik verursachte Dosis sogar doppelt so groß, wie die der tangentialen Techniken. Jedoch gibt es auch zwischen deren Dosen kleine Unterschiede, wobei die klassische Technik immer eine etwas größere Belastung bedeutet als die mono-isozentrische Technik.

Um diesen Effekt zu verstehen, gilt es sich zu veranschaulichen, wie die Dosis in peripheren Gebieten überhaupt zustande kommt. Da diese Gebiete vom Bestrahlungsfeld relativ weit entfernt sind, liegt ihre Ursache nicht am Profil des Bestrahlungsfeldes. Vielmehr kommt diese Dosis durch Photonen zustande, die direkt aus dem Beschleuniger stammen und in alle Richtungen austreten. Natürlich wird durch einen geeigneten Aufbau des Beschleunigers versucht, diese Leckstrahlung zu mindern, sie kann jedoch niemals vollständig verhindert werden. Das Ausmaß der Leckstrahlung hängt davon ab, wie lange bestrahlt wird bzw. wie viele Monitoreinheiten nötig sind, um eine gewünschte Dosis im Zielvolumen zu erhalten [36] beschrieben. Aus Tab. 5.3 und 5.4 ist zu sehen, dass für die IMRT-Technik im Vergleich zur klassischen Technik im Mittel um ca. (60 ± 12) % mehr Monitoreinheiten geplant sind, weil ein Teil des Bestrahlungsfeldes durch den Lamellenkollimator abgeschirmt wird. Dadurch wird die Patientin bzw. das Phantom länger der Leckstrahlung ausgesetzt und die Dosis steigt auch in weit vom ursprünglich definierten Bestrahlungsgebiet entfernten Regionen deutlich an.

Die Zunahme der Monitoreinheiten beim Umstieg von einer konventionellen auf eine IMRT-Technik um einen Faktor 1.6 wird auch von anderen Forschungsgruppen bestätigt. Bei diesen ergeben sich Faktoren zwischen 1.1 [32] und 2.3 [23] im Vergleich zu tangentialen Methoden, sie können aber auch das 8 bis 10-fache bei den verschiedensten IMRT-Techniken überschreiten [36], um eine vergleichbare Verschreibungsdosis zu erreichen.

Die Messungen zeigen ebenfalls einen geringen Unterschied der peripheren Dosen der klassischen und der mono-isozentrischen Technik. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die Isozentren der Behandlungsstrahlen bei der ersten auf der Hautoberfläche und bei der zweiten im Inneren des Zielvolumens liegen. Der Fokus-Haut-Abstand (SSD) ist bei der mono-isozentrischen Technik

bei den Patientinnen im Mittel um (8.5 ± 2.0) cm geringer (beim Phantom 6.6 cm), s. Tab. 5.3 und Tab. 5.4, wodurch wiederum um ca. (15 ± 13) % (beim Phantom 15 %) weniger Monitoreinheiten benötigt werden. Das periphere Gewebe kann demnach durch Anwendung der mono-isozentrischen Technik etwas besser geschont werden.

Die Leckstrahlung trifft naturgemäß auf den gesamten Körper der Patientin, ihr Anteil ist aber in den peripheren Gebieten viel größer, da sie nicht von Streustrahlung aus dem Zielvolumen oder Strahlerkopfstreuung überlagert wird.

Der periphere Dosisverlauf ist insbesondere deswegen bei Strahlenbehandlung der Brust bedeutsam, da ein Großteil der betroffenen Patientinnen relativ jung ist und ihre Lebenserwartung, sollte die Behandlung der Brust erfolgreich sein, dementsprechend hoch. Aus diesem Grund soll die Wahrscheinlichkeit des Auftretens eines strahleninduzierten Sekundärkarzinoms möglichst reduziert werden.

7.2.3 Übereinstimmung Planungssoftware-Messung

Das zur Erstellung der Bestrahlungspläne verwendete Programm Pinnacle kann die tatsächlichen Dosisverläufe in der Nähe des Zielvolumens einigermaßen wirklichkeitsgetreu berechnen, wie in Abb. 6.18 zu sehen ist. Bis zu einem Abstand vom Isozentrum von ca. 10 cm stimmen die simulierten mit den gemessenen Werte sehr gut überein. Ab einem Abstand vom Isozentrum von etwa 15 cm sollten die berechneten Dosen jedoch mit Vorsicht bedacht werden, da teilweise schon die doppelte Dosis im Vergleich zur vom Planungssystem ermittelten Dosis gemessen wird. In der realen Messung am Phantom werden sogar Werte erhalten, die mehr als dem 25-fachen der simulierten Dosis entsprechen. Die simulierten Werte sind also in diesen Bereichen vollkommen willkürlich.

Dieses Verhalten beruht auf der Tatsache, dass das Planungssystem Pinnacle die Streustrahlung aus dem Strahlerkopf zufriedenstellend modulieren kann und somit die Dosisverläufe in der Nähe des Zielvolumens gut vorhersagt. Im Gegensatz dazu wird die berechnete Dosis in Gebieten, in denen die Effekte der Leckstrahlung überwiegen, von der tatsächlichen Dosis abweichen, da das Planungssystem diese nicht vollständig berücksichtigt. Es sei aber gesagt, dass es bei der alltäglichen Verwendung von klassischen Planungssystemen nur wenig von Bedeutung ist, Dosen in peripheren Bereichen exakt zu simulieren.

7.3 Ausblick

Das Dosis-Volumen-Histogramm in Abb. 5.5 trifft noch keinerlei Aussage darüber, welche Effekte die Dosisverläufe in den verschiedenen Organen hervorrufen können. Aus diesem Grund wird mit verschiedensten strahlenbiologischen Modellen gearbeitet, die versuchen eine Beziehung zwischen der applizierten Dosis und der Wahrscheinlichkeit des Auftretens von Nebenwirkungen herzustellen, s. [37, 38, 39].

In Artikel [40] wird beschrieben, welche Auswirkung der Übergang, von den konventionellen Techniken zu IMRT-Techniken auf das Risiko an einem strahleninduzierten Sekundärkarzinoms zu erkranken, haben könnte. Da der Einsatz einer IMRT-Technik mehr Felder involviert, als traditionell nötig, wird ein größerer Anteil des gesunden Gewebes einer niedrigen Dosis ausgesetzt, wie auch in dieser Arbeit bestätigt wird. Dies solle eine Erhöhung der Wahrscheinlichkeit von 0.50% mit sich bringen. Die deutliche Steigerung der Monitoreinheiten und damit verbundene Zunahme der Strahlenbelastung des Körpers durch Leckstrahlung würde eine Risikoerhöhung von 0.25% nach sich ziehen. Insgesamt stiege die Wahrscheinlichkeit aufgrund der Strahlenexposition erneut an einem Tumor zu erkranken für PatientInnen, die die ersten zehn Jahre nach der Strahlentherapie überleben, durch den Einsatz einer IMRT-Technik von 1.00% auf 1.75%.

Literaturverzeichnis

- [1] Sauer, R., *Strahlentherapie und Onkologie*, 5. Auflage, Urban Fischer, München Jena, 2010
- [2] *Leitlinie: Radiotherapie des Mammakarzinoms - Version 2005*, in: Strahlentherapie und Onkologie - Journal of Radiation Oncology, Band 182, Februar, Urban & Vogel, München, 2006
- [3] Anderson, W., Jatoi, I., Decesa, S., *Assessing the Impact of Screening Mammography: Breast Cancer Incidence and Mortality Rates in Connecticut (1943-2002)*, in: Breast Cancer Research and Treatment, Band 99, Nr 3, 2006, Seiten 333-340
- [4] Herrmann, T., Baumann, M., Dörr, W., *Klinische Strahlenbiologie kurz und bündig*, 4.Auflage, Urban & Fischer, München, Jena, 2006
- [5] Krieger, H., *Strahlenphysik, Dosimetrie und Strahlenschutz*, Band 1 Grundlagen, 4.Auflage, B.G. Teubner, Stuttgart, 1998
- [6] Krieger, H., *Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes*, Vieweg + Teubner, Wiesbaden, 2009
- [7] Rabitsch, H., *Skriptum Health Physics*, TU Graz
- [8] Podgorsak, E., *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, IAEA, Vienna, 2005
- [9] Perez, C., Brady, L., 1998, *Principles and Practice of Radiation Oncology*, 3.Auflage, Lippincott - Raven Publishers, Philadelphia, New York
- [10] Mayles, P., Nahum, A., Rosewald, J., *Handbook of Radiotherapy Physics, Theory and Practice*, 1.Auflage, Taylor& Francis, New York London, 2007
- [11] Internationale Strahlenschutzkommission, *Die Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) von 2007*, ICRP-Veröffentlichung 103, 2007

- [12] Wannemacher, M., Debus, J., Wenz, F., *Strahlentherapie*, Springer, Berlin, Heidelberg, 2006
- [13] Lohr, F., Wenz, F., *Strahlentherapie kompakt*, Urban & Fischer, München, 2007
- [14] Universitätsklinik für Strahlentherapie-Radioonkologie, *Hausinterne Leitlinie, Radiotherapie des invasiven und nicht-invasiven Mammakarzinoms (Version 2006)*, Graz, 2006
- [15] Sacken, H., Thesen, N., *Bestrahlungsplanung*, 2. Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1998
- [16] Stöver, I., Feyer, P., *Praxismanual Strahlentherapie*, Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, 2010
- [17] Krieger, H., *Strahlungsquellen für Technik und Medizin*, B.G. Teubner Verlag, Wiesbaden, 2005
- [18] Krieger, H., *Strahlungsmessung und Dosimetrie*, Vieweg+Teubner Verlag, Wiesbaden, 2011
- [19] Gerthsen, C., Kneser, H., Vogel, H., *Physik, Ein Lehrbuch zum Gebrauch neben Vorlesungen*, 14. Auflage, Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1982
- [20] Reich, H., *Dosimetrie ionisierender Strahlung, Grundlagen und Anwendungen*, B. G. Teubner, Stuttgart, 1993
- [21] International Atomic Energy Agency, *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water*, 2006
- [22] Fogliata, A., Nicolini, G., Alber, M., Asell, M., Dobler, B., El-Haddad, M., Hardemark, B., Jelen, U., Kania, A., Larsson, M., Lohr, F., Munger, T., Negri, E., Rodrigues, C., Cozzi, L., 2005, *IMRT for Breast. A Planning Study*, in: Radiotherapy and Oncology, Band 76, 2005, Seiten 300-310
- [23] Mayo, C., Urie, M., Fitzgerald, T., *Hybrid IMRT-Plans-Concurrently Treating Conventional and IMRT Beams for Improved Breast Irradiation and Reduced Planning Time*, in: International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics, Band 61, Nr 3, 2005, Seiten 922-932
- [24] Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie, Uniklinikum Würzburg, *Anleitung Mamma IMRT*, in: <http://www.daten.strahlentherapie.uni-wuerzburg.de/IMRT-Konzept.html> am 07.09.2012, 2009

- [25] Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie, Uniklinikum Würzburg, *Anleitungen IMRT*, in: <http://www.daten.strahlentherapie.uni-wuerzburg.de/IMRT-Konzept.html> am 07.09.2012, 2009
- [26] Thermo Scientific, *Harshaw 5500 Data Sheet*, in: <http://www.thermo.com/com/cda/product/detail/1,1055,22427,00.html>, am 18.09.2012
- [27] Chen, R., Fogel, G., *Superlinearity in Thermoluminescence Revisited*, in: *Radiation Protection Dosimetry*, Band 4, Nr 1/4, 1993, Seiten 23-26
- [28] McKeever, S., *Modelling Supralinearity in Gamma irradiated TL Dosimeters*, in: *Radiation Protection Dosimetry*, Band 33, Nr 1/4, 1990, Seiten 83 - 89
- [29] Paulitsch, P., *Sensitivitäts-Abnahme-Effekt bei der Thermolumineszenzdosimetrie*, Bakkelaureatsarbeit, TU Graz, Graz, 2012
- [30] Computerized Imaging Reference Systems Inc., Tissue Simulation & Phantom Technology, *Adult Male Phantom Model 701-B, User Guide*
- [31] Computerized Imaging Reference Systems Inc., Tissue Simulation & Phantom Technology, *Atom[®] Dosimetry Phantoms*, 2011
- [32] van Asselen, B., Schwarz, M., van Vliet-Vroegindewij, C., Lebesque, J., Mijnheer, B., Damen, E., *Intensity-Modulated Radiotherapy of Breast Cancer Using Direct Aperture Optimization*, in: *Radiotherapy and Oncology*, Band 79, 2006, Seiten 162-169
- [33] Donovan, E., Yarnold, J., Adams, E., Morgan, A., Warrington, A., Evans, P., *An Investigation into Methods of IMRT Planning Applied to Breast Radiotherapy*, in: *The British Journal of Radiology*, Band 81, 2008, Seiten 311-322
- [34] Ma, C.-M., Ding, M., Li, J., Lee, M., Pawlicki, T., Deng, J., *A Comparative Dosimetric Study on Tangential Photon Beams, Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT) and Modulated Electron Radiotherapy (MERT) for Breast Cancer Treatment*, in: *Physics in Medicine and Biology*, Band 48, 2003, Seiten 909-924
- [35] Pignol, J.-P., Keller, B., Ravi, A., *Dosis to Internal Organs for Various Breast Radiation Techniques - Implications on the Risk of Secondary Cancers and Cardiomyopathy*, in: *Radiation Oncology*, Band 6, Nr 5, 2011, Seiten 1-6
- [36] Purdy, J., *Dose to Normal Tissues Outside the Radiation Therapy Patient's Treated Volume: A Review of Different Radiation Therapy Techniques*, in: *Health Physics*, Band 95, Nr 5, 2008, Seiten 666-676

- [37] Daşu, A., Toma-Daşu, I., Olofsson, J., et al., *The Use of Risk Estimation Models for the Induction of Secondary Cancers Following Radiotherapy*, in: Acta Oncol, Band 44, 2005, Seiten 339-347
- [38] Lindsay, K., Wheldon, E., Deehan, C., et al., *Radiation Carcinogenesis Modelling for Risk of Treatment-Related Second Tumours Following Radiotherapy*, in: British Journal of Radiology, Band 74, 2001, Seiten 529-536
- [39] Sachs, R. K., Brenner, D.J., *Solid Tumor Risks After High Doses of Ionizing Radiation*, in: Proceedings of the National Academy of Sciences, Band 102, 2005, Seiten 13040-13045
- [40] Hall, E., Wu, C.-S., *Radiation-Induced Second Cancers: The Impact of 3D-CRT and IMRT*, in: International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics, Band 56, Nr 1, 2003, Seiten 83-88

Anhang A

Patientin St

Bestrahlungsplan: Klassische Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
med	X6	med	99.73	145	294.0	-	-
lat	X6	lat	99.72	126	114.0	-	-
lat mlc	X6	lat	99.72	14	114.0	MLC	-
Summe				285			

Verschreibung

Gesamtdosis im Punkt *icru2* beträgt 54.34 aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 2.17 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	6.39	37.70	57.71	56.80	52.62
ipsilaterale Lunge	0.01	0.10	54.39	47.85	5.11
Herz	0.10	0.15	10.40	2.30	0.77
kontralaterale Brust	0.02	0.10	3.60	2.30	0.69
kontralaterale Lunge	0.02	0.05	3.14	1.35	0.25

Patientin St

Bestrahlungsplan: Mono-isozentrische Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
med	X6	Iso	93.70	124	293.0	-	-
lat	X6	Iso	95.59	111	116.0	-	-
lat mlc	X6	Iso	95.59	12	116.0	MLC	-
Summe				247			

Verschreibung

Gesamtdosis im Punkt *icru2* beträgt 54.34 aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 2.17 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	6.31	37.80	57.28	56.50	52.30
ipsilaterale Lunge	0.01	0.10	53.93	46.35	4.61
Herz	0.08	0.15	8.72	2.30	0.72
kontralaterale Brust	0.01	0.10	3.20	2.35	0.66
kontralaterale Lunge	0.02	0.05	3.04	1.35	0.22

Patientin St

Bestrahlungsplan: IMRT-Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
Beam 1	X6	iso	93.65	77	290.7	MLC	-
Beam 2	X6	iso	96.11	62	307.2	MLC	-
Beam 3	X6	iso	97.78	31	328.6	MLC	-
Beam 4	X6	iso	97.20	58	88.4	MLC	-
Beam 5	X6	iso	95.28	60	118.5	MLC	-
Beam 6	X6	iso	92.86	112	136.9	MLC	-
Beam 7	X6	iso	83.96	60	180.0	MLC	-
Summe				460			

Verschreibung

Mittlere Gesamtdosis im Zielvolumen beträgt 49.33 Gy aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 1.965 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	7.12	38.45	54.82	52.40	49.33
ipsilaterale Lunge	0.00	0.10	48.92	39.00	5.08
Herz	0.09	0.15	5.08	2.65	0.71
kontralaterale Brust	0.02	0.20	8.26	6.75	1.77
kontralaterale Lunge	0.01	0.05	3.69	1.35	0.27

Patientin W

Bestrahlungsplan: Klassische Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
med	X6	med	100.00	148	298.0	MLC	EDW
lat	X6	lat	100.00	152	123.0	MLC	EDW
Summe				300			

Verschreibung

Gesamtdosis im Punkt *icru* beträgt 51.505 aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 2.060 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	4.82	38.30	55.15	54.05	50.78
ipsilaterale Lunge	0.12	0.20	50.69	26.24	2.94
Herz	0.23	0.35	40.78	4.85	1.14
kontralaterale Brust	0.01	0.10	3.89	1.80	0.31
kontralaterale Lunge	0.01	0.10	4.50	1.05	0.23

Patientin W

Bestrahlungsplan: Mono-isozentrische Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
med	X6	iso	92.18	131	298.0	MLC	EDW
lat	X6	iso	93.47	137	121.0	MLC	EDW
Summe				268			

Verschreibung

Gesamtdosis im Punkt *icru2* beträgt 51.313 aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 2.050 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	6.89	38.80	54.90	54.00	50.78
ipsilaterale Lunge	0.10	0.20	49.35	33.95	2.85
Herz	0.22	0.30	35.27	4.25	1.02
kontralaterale Brust	0.01	0.10	7.67	2.00	0.33
kontralaterale Lunge	0.01	0.10	5.16	1.05	0.23

Patientin W

Bestrahlungsplan: IMRT-Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
Beam 1	X6	iso	93.21	132	305.0	MLC	-
Beam 2	X6	iso	94.67	42	321.0	MLC	-
Beam 3	X6	iso	95.65	56	340.0	MLC	-
Beam 4	X6	iso	93.64	73	100.0	MLC	-
Beam 5	X6	iso	91.45	91	121.0	MLC	-
Beam 6	X6	iso	87.39	20	135.0	MLC	-
Beam 7	X6	iso	82.96	34	180.0	MLC	-
Summe				448			

Verschreibung

Mittlere Gesamtdosis im Zielvolumen beträgt 49.934 Gy aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 1.995 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	7.34	39.70	53.59	52.20	49.93
ipsilaterale Lunge	0.12	0.40	47.95	38.10	6.25
Herz	0.29	0.45	40.79	14.20	4.16
kontralaterale Brust	0.01	0.20	19.47	4.55	1.45
kontralaterale Lunge	0.05	0.15	29.53	3.50	0.58

Patientin R

Bestrahlungsplan: Klassische Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
med	X6	med	100.00	143	304.0	-	EDW
lat	X6	lat	100.00	141	130.0	-	EDW
med mlc	X6	med	100.00	6	304.0	MLC	-
lat mlc	X6	lat	100.00	9	130.0	MLC	-
Summe				299			

Verschreibung

Gesamtdosis im Punkt *icru_2* beträgt 49.966 aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 1.995 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	6.77	41.95	54.47	52.90	50.19
ipsilaterale Lunge	0.21	0.35	50.81	47.70	6.42
Herz	0.28	0.55	50.00	44.85	3.77
kontralaterale Brust	0.01	0.10	4.37	2.50	0.55
kontralaterale Lunge	0.04	0.15	2.98	1.55	0.35

Patientin R

Bestrahlungsplan: Mono-isozentrische Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
med	X6	iso	90.84	117	306.0	-	EDW
lat	X6	iso	91.32	120	131.0	-	EDW
med mlc	X6	iso	90.84	8	306.0	MLC	EDW
lat mlc	X6	iso	91.32	8	131.0	MLC	EDW
Summe				253			

Verschreibung

Gesamtdosis im Punkt *icru_2* beträgt 51.146 aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 2.000 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	6.89	42.50	54.58	53.20	50.14
ipsilaterale Lunge	0.21	0.40	49.32	46.55	6.96
Herz	0.05	0.55	47.81	43.60	3.88
kontralaterale Brust	0.01	0.10	3.74	2.35	0.48
kontralaterale Lunge	0.29	0.15	2.85	1.45	0.33

Patientin R

Bestrahlungsplan: IMRT-Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
Beam 1	X6	iso	91.31	192	305.0	MLC	-
Beam 2	X6	iso	93.13	64	320.0	MLC	-
Beam 3	X6	iso	94.68	60	339.0	MLC	-
Beam 4	X6	iso	93.75	100	105.0	MLC	-
Beam 5	X6	iso	91.58	75	128.0	MLC	-
Beam 6	X6	iso	88.70	80	145.0	MLC	-
Beam 7	X6	iso	80.16	50	180.0	MLC	-
Summe				621			

Verschreibung

Mittlere Gesamtdosis im Zielvolumen beträgt 49.363 Gy aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 1.972 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	7.20	42.55	56.84	52.40	49.36
ipsilaterale Lunge	0.16	0.45	46.48	37.15	5.82
Herz	0.30	0.45	40.33	26.55	3.62
kontralaterale Brust	0.01	0.10	8.29	2.85	0.61
kontralaterale Lunge	0.09	0.15	2.71	1.00	0.32

Patientin D

Bestrahlungsplan: Klassische Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
med	X6	med	100.00	133	301.0	MLC	EDW
lat	X6	lat	100.01	139	127.0	MLC	EDW
med mlc	X6	med	100.00	17	301.0	MLC	-
lat mlc	X6	lat	100.01	9	127.0	MLC	-
Summe				298			

Verschreibung

Gesamtdosis im Punkt *icru_2* beträgt 49.183 aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 1.970 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	5.04	41.05	54.29	52.45	49.72
ipsilaterale Lunge	0.19	0.30	49.90	47.30	7.91
Herz	0.26	0.35	46.93	21.35	2.11
kontralaterale Brust	0.00	0.10	3.67	1.75	0.31
kontralaterale Lunge	0.06	0.15	1.70	0.65	0.25

Patientin D

Bestrahlungsplan: Mono-isozentrische Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
med	X6	iso	91.20	112	300.0	MLC	EDW
lat	X6	iso	90.96	113	127.0	MLC	EDW
med mlc	X6	iso	91.20	12	300.0	MLC	-
lat mlc	X6	iso	90.96	13	127.0	MLC	-
Summe				250			

Verschreibung

Gesamtdosis im Punkt *icru_2* beträgt 49.297 aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 1.970 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	6.46	41.70	54.33	52.65	49.83
ipsilaterale Lunge	0.18	0.30	49.36	46.80	8.90
Herz	0.26	0.40	44.57	24.95	2.26
kontralaterale Brust	0.00	0.10	17.66	2.05	0.32
kontralaterale Lunge	0.06	0.15	1.95	0.65	0.25

Patientin D

Bestrahlungsplan: IMRT-Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
Beam 1	X6	iso	91.02	165	298.0	MLC	-
Beam 2	X6	iso	92.28	19	310.0	MLC	-
Beam 3	X6	iso	93.98	17	333.0	MLC	-
Beam 4	X6	iso	91.99	19	103.0	MLC	-
Beam 5	X6	iso	91.02	98	123.0	MLC	-
Beam 6	X6	iso	89.03	29	142.0	MLC	-
Beam 7	X6	iso	81.77	27	180.0	MLC	-
Summe				374			

Verschreibung

Mittlere Gesamtdosis im Zielvolumen beträgt 50.054 Gy aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 2.007 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	8.20	40.60	55.32	52.85	50.05
ipsilaterale Lunge	0.16	0.35	48.20	42.50	6.81
Herz	0.25	0.35	31.19	7.35	1.68
kontralaterale Brust	0.01	0.10	30.63	3.20	0.53
kontralaterale Lunge	0.06	0.15	2.21	0.60	0.24

Patientin F

Bestrahlungsplan: Klassische Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
med	X6	med	100.00	167	314.0	MLC	EDW
lat	X6	lat	99.80	142	138.0	-	EDW
lat mlc	X6	lat	99.80	20	138.0	MLC	EDW
Summe				329			

Verschreibung

Gesamtdosis im Punkt *icru_2* beträgt 48.573 aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 1.950 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	4.06	39.00	56.42	53.40	49.78
ipsilaterale Lunge	0.27	0.50	51.39	47.35	7.97
Herz	0.35	0.55	49.09	45.65	5.14
kontralaterale Brust	0.00	0.05	1.28	0.65	0.14
kontralaterale Lunge	0.05	0.05	0.99	0.60	0.27

Patientin F

Bestrahlungsplan: Mono-isozentrische Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
med	X6	med	89.34	116	314.0	MLC	EDW
lat	X6	lat	88.10	122	141.0	MLC	EDW
med mlc	X6	med	89.34	9	314.0	MLC	-
lat mlc	X6	lat	88.10	11	141.0	MLC	EDW
Summe				258			

Verschreibung

Gesamtdosis im Punkt *icru_2* beträgt 48.073 aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 1.927 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	7.16	42.95	55.77	53.50	49.95
ipsilaterale Lunge	0.23	0.45	51.22	47.50	9.57
Herz	0.31	0.45	48.03	46.05	6.59
kontralaterale Brust	0.00	0.05	1.24	0.55	0.12
kontralaterale Lunge	0.02	0.10	0.90	0.60	0.24

Patientin F

Bestrahlungsplan: IMRT-Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
Beam 1	X6	iso	87.44	118	303.0	MLC	-
Beam 2	X6	iso	89.76	96	313.0	MLC	-
Beam 3	X6	iso	92.49	33	329.0	MLC	-
Beam 4	X6	iso	90.17	64	107.0	MLC	-
Beam 5	X6	iso	87.38	34	134.0	MLC	-
Beam 6	X6	iso	77.83	124	157.0	MLC	-
Beam 7	X6	iso	83.24	49	180.0	MLC	-
Summe				518			

Verschreibung

Mittlere Gesamtdosis im Zielvolumen beträgt 49.266 Gy aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 1.974 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	7.27	41.90	55.88	52.35	49.27
ipsilaterale Lunge	0.22	0.40	47.18	38.70	6.27
Herz	0.47	0.65	41.50	25.95	3.96
kontralaterale Brust	0.01	0.05	8.22	1.60	0.41
kontralaterale Lunge	0.07	0.15	1.95	1.15	0.44

Patientin S

Bestrahlungsplan: Klassische Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
med	X6	med	99.99	141	62.0	-	EDW
lat	X6	lat	100.00	127	238.0	-	EDW
lat mlc	X6	lat	100.00	14	238.0	MLC	-
Summe				282			

Verschreibung

Gesamtdosis im Punkt *icru2* beträgt 53.663 aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 2.140 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	6.35	36.05	58.54	57.05	52.61
ipsilaterale Lunge	0.08	0.15	52.49	37.90	3.01
Herz	0.12	0.20	2.44	1.85	0.67
kontralaterale Brust	0.02	0.10	4.06	2.75	0.86
kontralaterale Lunge	0.02	0.10	2.01	1.10	0.20

Patientin S

Bestrahlungsplan: Mono-isozentrische Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
med	X6	iso	93.38	114	62.0	-	EDW
lat	X6	iso	93.75	119	238.0	-	-
med mlc	X6	iso	93.38	13	62.0	MLC	-
Summe				246			

Verschreibung

Gesamtdosis im Punkt *icru2* beträgt 53.542 aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 2.141 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	6.34	36.30	57.17	56.30	52.33
ipsilaterale Lunge	0.08	0.15	51.57	37.70	2.97
Herz	0.11	0.15	2.35	1.75	0.64
kontralaterale Brust	0.02	0.10	4.03	2.65	0.81
kontralaterale Lunge	0.02	0.10	1.90	1.05	0.20

Patientin S

Bestrahlungsplan: IMRT-Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
Beam 1	X6	iso	94.27	108	55.0	MLC	-
Beam 2	X6	iso	95.85	27	37.0	MLC	-
Beam 3	X6	iso	96.57	31	20.0	MLC	-
Beam 4	X6	iso	94.01	111	246.0	MLC	-
Beam 5	X6	iso	93.69	160	235.0	MLC	-
Beam 6	X6	iso	93.09	30	221.0	MLC	-
Beam 7	X6	iso	80.56	17	180.0	MLC	-
Summe				484			

Verschreibung

Mittlere Gesamtdosis im Zielvolumen beträgt 51.904 Gy aufgeteilt auf 25 Fraktionen. 2.074 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	6.31	36.70	61.21	56.35	51.90
ipsilaterale Lunge	0.07	0.15	55.00	37.05	3.23
Herz	0.11	0.15	2.38	1.85	0.46
kontralaterale Brust	0.01	0.10	6.29	1.90	0.37
kontralaterale Lunge	0.02	0.10	0.90	0.50	0.14

Patientin M

Bestrahlungsplan: Klassische Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
med	X6	iso	100.00	145	50.0	-	EDW
lat	X6	iso	100.00	145	225.0	-	EDW
Summe				290			

Verschreibung

Gesamtdosis im Punkt *icru2* beträgt 51.123 aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 2.045 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	0.77	37.85	56.38	55.00	51.14
ipsilaterale Lunge	0.18	0.30	52.08	48.80	5.90
Herz	0.12	0.20	3.28	2.25	0.72
kontralaterale Brust	0.01	0.10	2.43	1.60	0.32
kontralaterale Lunge	0.03	0.10	1.38	0.70	0.17

Patientin M

Bestrahlungsplan: Mono-isozentrische Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
med	X6	iso	92.40	124	49.0	-	EDW
lat	X6	iso	93.11	115	224.0	-	EDW
lat mlc	X6	iso	93.11	12	224.0	MLC	-
Summe				251			

Verschreibung

Gesamtdosis im Punkt *icru2* beträgt 51.123 aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 2.045 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	0.71	38.50	55.91	54.70	51.03
ipsilaterale Lunge	0.18	0.30	51.95	49.00	6.07
Herz	0.11	0.20	3.17	2.15	0.66
kontralaterale Brust	0.01	0.10	2.29	1.50	0.28
kontralaterale Lunge	0.02	0.10	1.29	0.65	0.16

Patientin M

Bestrahlungsplan: IMRT-Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
Beam 1	X6	iso	92.18	163	50.0	MLC	-
Beam 2	X6	iso	94.39	36	35.0	MLC	-
Beam 3	X6	iso	95.48	26	18.0	MLC	-
Beam 4	X6	iso	95.58	98	247.0	MLC	-
Beam 5	X6	iso	93.54	107	230.0	MLC	-
Beam 6	X6	iso	92.59	68	216.0	MLC	-
Beam 7	X6	iso	84.06	44	180.0	MLC	-
Summe				542			

Verschreibung

Mittlere Gesamtdosis im Zielvolumen beträgt 50.070 Gy aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 2.007 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	3.66	37.70	62.50	53.55	50.07
ipsilaterale Lunge	0.09	0.25	48.11	39.85	4.61
Herz	0.13	0.20	2.39	1.85	0.56
kontralaterale Brust	0.01	0.10	4.48	1.80	0.35
kontralaterale Lunge	0.06	0.10	0.72	0.45	0.15

Patientin B

Bestrahlungsplan: Klassische Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
med	X6	med	99.99	156	53.0	-	EDW
lat	X6	lat	99.99	138	228.0	-	EDW
lat mlc	X6	lat	99.99	15	228.0	MLC	-
Summe				309			

Verschreibung

Gesamtdosis im Punkt *icru2* beträgt 47.937 aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 1.916 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	3.09	36.65	55.79	53.55	50.26
ipsilaterale Lunge	0.18	0.30	50.50	39.90	3.62
Herz	0.12	0.20	2.14	1.70	0.58
kontralaterale Brust	0.00	0.05	2.55	1.95	0.35
kontralaterale Lunge	0.02	0.10	1.70	1.05	0.22

Patientin B

Bestrahlungsplan: Mono-isozentrische Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
med	X6	iso	91.02	130	53.0	-	EDW
lat	X6	iso	90.08	120	228.0	-	EDW
lat mlc	X6	iso	90.08	13	228.0	MLC	-
Summe				263			

Verschreibung

Gesamtdosis im Punkt *icru2* beträgt 47.808 aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 1.906 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	3.78	37.20	56.66	53.95	50.06
ipsilaterale Lunge	0.19	0.30	50.66	40.65	3.67
Herz	0.12	0.20	2.04	1.60	0.53
kontralaterale Brust	0.02	0.05	2.50	1.85	0.31
kontralaterale Lunge	0.01	0.05	1.59	0.90	0.20

Patientin B

Bestrahlungsplan: IMRT-Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
Beam 1	X6	iso	90.57	168	55.0	MLC	-
Beam 2	X6	iso	91.61	37	38.0	MLC	-
Beam 3	X6	iso	92.92	15	24.0	MLC	-
Beam 4	X6	iso	89.30	49	242.0	MLC	-
Beam 5	X6	iso	88.44	106	223.0	MLC	-
Beam 6	X6	iso	78.26	46	209.0	MLC	-
Beam 7	X6	iso	81.85	18	180.0	MLC	-
Summe				439			

Verschreibung

Mittlere Gesamtdosis im Zielvolumen beträgt 49.953 Gy aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 1.998 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	3.46	38.55	56.33	53.10	49.95
ipsilaterale Lunge	0.15	0.30	46.85	29.55	2.96
Herz	0.09	0.15	1.22	0.90	0.28
kontralaterale Brust	0.00	0.05	2.15	0.50	0.11
kontralaterale Lunge	0.15	0.05	0.47	0.35	0.13

Patientin U

Bestrahlungsplan: Klassische Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
med	X6	med	100.00	149	61.0	MLC	EDW
lat	X6	lat	100.00	148	236.0	MLC	EDW
Summe				297			

Verschreibung

Gesamtdosis im Punkt *icru5* beträgt 49.460 aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 1.980 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	2.10	40.30	56.68	54.25	50.40
ipsilaterale Lunge	0.04	0.20	43.81	25.70	2.24
Herz	0.11	0.20	2.16	1.20	0.41
kontralaterale Brust	0.00	0.05	1.99	0.75	0.15
kontralaterale Lunge	0.00	0.05	0.48	0.35	0.13

Patientin U

Bestrahlungsplan: Mono-isozentrische Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
med	X6	iso	92.12	119	59.0	MLC	EDW
lat	X6	iso	89.85	114	235.0	MLC	EDW
med mlc	X6	iso	92.12	13	59.0	MLC	-
lat mlc	X6	iso	89.85	12	235.0	MLC	-
Summe				258			

Verschreibung

Gesamtdosis im Punkt *icru2* beträgt 49.990 aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 2.000 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	1.73	38.40	56.06	54.60	51.01
ipsilaterale Lunge	0.02	0.15	40.83	10.20	1.39
Herz	0.09	0.15	1.52	0.95	0.35
kontralaterale Brust	0.00	0.05	1.14	0.50	0.12
kontralaterale Lunge	0.00	0.05	0.36	0.30	0.12

Patientin U

Bestrahlungsplan: IMRT-Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
Beam 1	X6	iso	91.93	146	61.0	MLC	-
Beam 2	X6	iso	93.20	33	43.0	MLC	-
Beam 3	X6	iso	93.87	22	30.0	MLC	-
Beam 4	X6	iso	90.26	61	254.0	MLC	-
Beam 5	X6	iso	89.91	88	240.0	MLC	-
Beam 6	X6	iso	88.64	104	227.0	MLC	-
Beam 7	X6	iso	78.17	12	180.0	MLC	-
Summe				466			

Verschreibung

Mittlere Gesamtdosis im Zielvolumen beträgt 49.676 Gy aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 1.990 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	3.47	40.2	55.00	52.40	49.68
ipsilaterale Lunge	0.03	0.25	45.08	20.60	2.20
Herz	0.10	0.20	2.17	1.45	0.47
kontralaterale Brust	0.00	0.05	3.86	1.55	0.30
kontralaterale Lunge	0.01	0.05	0.66	0.40	0.14

Patientin K

Bestrahlungsplan: Klassische Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
med	X6	med	100.00	153	64.0	-	EDW
lat	X6	lat	100.00	181	239.0	-	EDW
Summe				334			

Verschreibung

Gesamtdosis im Punkt *icru2* beträgt 48.917 aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 1.955 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	8.04	39.15	58.29	55.10	49.89
ipsilaterale Lunge	0.20	0.30	47.27	12.90	2.21
Herz	0.27	0.40	5.04	3.15	1.18
kontralaterale Brust	0.01	0.15	41.55	3.90	1.07
kontralaterale Lunge	0.09	0.15	1.81	1.15	0.31

Patientin K

Bestrahlungsplan: Mono-isozentrische Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
med	X6	iso	89.13	133	64.0	-	EDW
lat	X6	iso	87.96	156	240.0	-	EDW
Summe				289			

Verschreibung

Gesamtdosis im Punkt *icru2* beträgt 48.336 aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 1.935 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	9.67	40.95	57.57	54.50	49.77
ipsilaterale Lunge	0.20	0.30	47.87	20.50	2.43
Herz	0.23	0.35	5.41	3.10	1.10
kontralaterale Brust	0.01	0.15	51.06	4.30	1.21
kontralaterale Lunge	0.07	0.15	1.70	1.05	0.29

Patientin K

Bestrahlungsplan: IMRT-Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
Beam 1	X6	iso	90.48	121	56.0	MLC	-
Beam 2	X6	iso	92.26	61	42.0	MLC	-
Beam 3	X6	iso	93.38	21	27.0	MLC	-
Beam 4	X6	iso	90.60	112	253.0	MLC	-
Beam 5	X6	iso	85.99	127	233.0	MLC	-
Beam 6	X6	iso	83.07	29	221.0	MLC	-
Beam 7	X6	iso	76.91	8	180.0	MLC	-
Summe				479			

Verschreibung

Mittlere Gesamtdosis im Zielvolumen beträgt 51.719 Gy aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 2.070 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	10.93	37.65	62.78	56.15	51.72
ipsilaterale Lunge	0.24	0.35	44.67	16.70	2.54
Herz	0.19	0.25	4.18	2.10	0.69
kontralaterale Brust	0.01	0.15	8.64	6.50	1.05
kontralaterale Lunge	0.06	0.15	0.92	0.70	0.23

Phantom

Bestrahlungsplan: Klassische Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
med	X6	med2	99.70	137	306.0	MLC	EDW
lat	X6	lat2	99.79	134	131.7	MLC	EDW
med mlc	X6	med2	99.70	8	306.0	MLC	-
lat mlc	X6	lat2	99.79	8	131.7	MLC	-
Summe				287			

Verschreibung

Gesamtdosis im Punkt *icru* beträgt 51.28 aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 2.06 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	0.00	40.35	56.00	54.50	51.41
ipsilaterale Lunge	0.00	0.05	54.69	49.10	3.53
Herz	0.15	0.20	52.93	14.80	1.53
kontralaterale Brust	0.00	0.05	3.00	0.85	0.15
kontralaterale Lunge	0.00	0.05	0.48	0.30	0.10

Phantom

Bestrahlungsplan: Mono-isozentrische Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
med	X6	iso	93.40	122	306.0	MLC	EDW
lat	X6	iso	92.73	121	133.0	MLC	EDW
Summe				243			

Verschreibung

Gesamtdosis im Punkt *icru* beträgt 50.40 aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 2.01 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	0.00	40.50	56.27	54.95	51.07
ipsilaterale Lunge	0.00	0.05	54.32	49.80	3.85
Herz	0.15	0.20	54.07	27.90	1.84
kontralaterale Brust	0.00	0.05	3.92	0.95	0.16
kontralaterale Lunge	0.00	0.05	0.53	0.30	0.11

Phantom

Bestrahlungsplan: IMRT-Technik

Strahlenanordnung

Strahl	Energie	Isozentrum	SSD [cm]	MU	Gantry [°]	Block	Keil
Beam 1	X6	iso	92.95	117	303.0	MLC	-
Beam 2	X6	iso	94.46	71	315.0	MLC	-
Beam 3	X6	iso	95.85	27	330.0	MLC	-
Beam 4	X6	iso	93.50	53	117.0	MLC	-
Beam 5	X6	iso	92.85	70	131.0	MLC	-
Beam 6	X6	iso	92.03	76	144.0	MLC	-
Beam 7	X6	iso	73.72	40	180.0	MLC	-
Summe				454			

Verschreibung

Mittlere Gesamtdosis im Zielvolumen beträgt 50.91 Gy aufgeteilt auf 25 Fraktionen, 2.04 Gy pro Fraktion

Dosis-Statistik

ROI	D_{min} [Gy]	$D_{98\%}$ [Gy]	D_{max} [Gy]	$D_{2\%}$ [Gy]	D_{mean} [Gy]
Zielvolumen	0.00	41.50	59.16	54.35	50.91
ipsilaterale Lunge	0.00	0.05	53.73	40.25	3.82
Herz	0.15	0.20	43.63	19.15	1.79
kontralaterale Brust	0.00	0.05	7.29	1.25	0.22
kontralaterale Lunge	0.00	0.05	0.97	0.35	0.12

Anhang B

Messergebnisse der Dosimeter im Phantom

Die in den 50 ausgewählten Punkten mit Thermolumineszenzdosimetern gemessenen mittleren Dosen (jeweils zwei Dosimeter pro Messpunkt) bei der Verwendung der drei verschiedenen Techniken (klassisch, mono-isozentrisch und IMRT) sind in Spalte *MW*) in Gy samt Fehler (Spalte *Stab*) in Gy angegeben. Zusätzlich liegen die vom Planungsprogramm Pinnacle berechneten Dosen (in Spalte *Pin*) in Gy vor. Spalte *S* gibt die Schicht des ATOM-Phantoms an, in der der betrachtete Messpunkt liegt, Spalte *P* beschreibt ebenfalls die Position der Messpunkte (wobei hier davon ausgegangen wird, dass man von oben auf die Schicht blickt und von links nach rechts zählt bzw von posterior nach anterior (hinten nach vorne)) und in Spalte *Abst* steht der Abstand des Messpunkts vom Punkt *iso*. Der Punkt *iso* ist das Isozentrum der Strahlen bei der isozentrischen Bestrahlung und der IMRT-Bestrahlung.

Messpunkt			klassisch			mono-isozentrisch			IMRT		
S	P	Abst [cm]	Pin [Gy]	MW [Gy]	Stab [Gy]	Pin [Gy]	MW [Gy]	Stab [Gy]	Pin [Gy]	MW [Gy]	Stab [Gy]
5	A	39.8	0.05	0.02	0.00	0.05	0.02	0.00	0.06	0.06	0.00
9	A	32.7	0.01	0.05	0.00	0.01	0.04	0.00	0.02	0.10	0.00
9	B	30.2	0.08	0.07	0.00	0.09	0.06	0.00	0.09	0.14	0.00
12	A	32.9	0.01	0.05	0.00	0.00	0.05	0.00	0.01	0.10	0.00
12	B	21.3	0.25	0.17	0.00	0.24	0.16	0.00	0.22	0.30	0.00
14	A	28.4	0.07	0.08	0.00	0.07	0.08	0.00	0.08	0.16	0.00
14	B	22.2	0.07	0.19	0.00	0.06	0.19	0.00	0.10	0.37	0.00
14	C	24.1	0.03	0.14	0.00	0.02	0.13	0.00	0.05	0.27	0.00
14	D	16.2	0.36	0.43	0.00	0.35	0.43	0.00	0.35	0.63	0.00
16	A	26.6	0.12	0.13	0.00	0.12	0.10	0.00	0.12	0.20	0.00
16	B	19.6	0.20	0.25	0.01	0.20	0.25	0.01	0.31	0.64	0.01
16	C	19.0	0.15	0.26	0.00	0.15	0.27	0.00	0.17	0.47	0.01
16	D	14.1	0.37	0.57	0.01	0.40	0.57	0.00	0.67	0.98	0.01
16	E	21.2	0.13	0.25	0.00	0.13	0.25	0.00	0.16	0.46	0.00
16	F	11.4	1.66	1.61	0.16	1.45	1.42	0.07	2.18	2.37	0.02
18	A	25.4	0.08	0.15	0.00	0.08	0.12	0.00	0.10	0.23	0.00
18	B	18.3	0.22	0.31	0.00	0.23	0.31	0.00	1.03	1.38	0.01
18	C	23.9	0.11	0.17	0.00	0.12	0.16	0.00	0.13	0.26	0.00
18	D	11.5	0.56	0.93	0.05	0.60	0.93	0.03	1.51	2.02	0.03
18	E	17.2	0.27	0.39	0.00	0.27	0.40	0.01	0.29	0.63	0.01
18	F	11.6	0.70	1.00	0.00	0.73	1.03	0.00	1.24	1.81	0.03

Fortsetzung →

Messpunkt			klassisch			mono-isozentrisch			IMRT		
S	P	Abst [cm]	Pin [Gy]	MW [Gy]	Stab [Gy]	Pin [Gy]	MW [Gy]	Stab [Gy]	Pin [Gy]	MW [Gy]	Stab [Gy]
18	G	22.5	0.16	0.26	0.00	0.16	0.26	0.00	0.18	0.48	0.00
18	H	5.9	48.51	48.47	0.98	48.53	49.42	1.40	39.75	38.21	0.01
19	A	24.8	0.03	0.15	0.00	0.02	0.12	0.00	0.05	0.24	0.01
19	B	20.6	0.11	0.18	0.01	0.11	0.22	0.00	0.17	0.38	0.01
19	C	17.4	0.28	0.33	0.00	0.28	0.33	0.00	1.29	1.55	0.01
19	D	17.6	0.26	0.31	0.00	0.27	0.31	0.00	0.29	0.56	0.00
19	E	12.2	0.55	0.71	0.01	0.58	0.75	0.01	1.22	1.60	0.00
19	F	22.1	0.20	0.29	0.00	0.21	0.29	0.00	0.23	0.52	0.01
19	G	16.1	0.49	0.65	0.01	0.51	0.68	0.00	0.61	1.03	0.01
19	H	10.2	2.45	2.51	0.02	2.94	2.90	0.07	3.93	4.12	0.09
19	I	4.4	50.40	48.51	0.68	50.60	50.37	0.81	47.44	45.97	0.19
21	A	25.1	0.07	0.14	0.00	0.06	0.11	0.00	0.07	0.21	0.00
21	B	17.7	0.18	0.28	0.01	0.18	0.28	0.00	2.13	2.36	0.01
21	C	20.6	0.13	0.21	0.00	0.14	0.22	0.00	0.16	0.38	0.00
21	D	10.5	0.88	1.14	0.00	0.94	1.21	0.03	3.05	3.19	0.07
21	E	19.5	0.27	0.37	0.01	0.27	0.38	0.01	0.35	0.65	0.02
21	F	8.1	46.70	45.23	1.22	50.93	49.47	0.87	37.92	35.86	0.83
23	A	24.6	0.10	0.11	0.00	0.10	0.11	0.00	0.12	0.21	0.00
23	B	17.0	0.23	0.31	0.00	0.22	0.30	0.01	0.44	0.70	0.04
23	C	21.3	0.19	0.23	0.00	0.19	0.23	0.00	0.20	0.40	0.01
23	D	11.8	1.47	1.44	0.09	1.40	1.34	0.05	2.92	2.35	0.15
26	A	28.1	0.03	0.07	0.00	0.02	0.07	0.00	0.02	0.15	0.00
26	B	21.7	0.03	0.15	0.01	0.04	0.14	0.01	0.08	0.31	0.01
26	C	25.2	0.02	0.13	0.01	0.01	0.12	0.01	0.03	0.23	0.01
26	D	17.9	0.30	0.32	0.01	0.29	0.31	0.01	0.35	0.49	0.03
30	A	34.8	0.00	0.03	0.00	0.00	0.03	0.00	0.00	0.08	0.00
30	B	29.8	0.11	0.06	0.00	0.10	0.05	0.00	0.10	0.13	0.00
30	C	32.5	0.07	0.05	0.00	0.07	0.04	0.00	0.07	0.10	0.00
30	D	27.2	0.05	0.09	0.00	0.06	0.08	0.00	0.05	0.17	0.00