



Universitätsklinikum
Hamburg-Eppendorf



Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg
Hamburg University of Applied Sciences

EINSATZ EINES DIODENFLÄCHENDOSIMETERS ZUR QUALITÄTSSICHERUNG UND DOSISVERIFIKATION IN DER STRAHLENTHERAPIE

Bachelorarbeit

im Fachgebiet Medizintechnik

von
Ilse König
26. August 2012

Erstgutachter: Prof. Dr. Friedrich Ueberle

Zweitgutachter: Dr. Florian Cremers

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Grundlagen	3
2.1	Ionisierende Strahlung	3
2.2	Wechselwirkung von Photonen und Elektronen mit Materie	3
2.3	Linearbeschleuniger	7
2.4	Dosimetrie	9
2.4.1	Energiedosis	9
2.4.2	Ionendosis	10
2.4.3	Dosisverteilung	10
2.5	Intensitätsmodulierte Strahlentherapie	12
3	Dosimeter	15
3.1	Kennerkmale von Dosimetern	15
3.2	Ionisationskammern	15
3.3	Radiochrome Filme	16
3.4	Electronic Portal Imaging Device	18
3.5	MapCHECK	19
3.6	ArcCHECK	23
4	Messungen und Auswertungen	25
4.1	Kennerkmale	25
4.1.1	Dosislinearität	25
4.1.2	Energieabhängigkeit	28
4.1.3	Zeitstabilität	29
4.1.4	Summendosis	32
4.1.5	Gantrywinkel	32
4.1.6	Outputfaktoren	34
4.1.7	Rückstreumaterial	35
4.1.8	Tiefendosis	37
4.1.9	Modulationsübertragungsfunktion	39
4.2	Keilfelder	43
4.3	Intensitätsmodulierte Strahlentherapie	45
4.4	Individuelle Elektronen-MLC Felder	47
4.5	Konstanzprüfungen nach DIN	50
5	Diskussion	53
6	Zusammenfassung und Ausblick	55
	Literaturverzeichnis	57
	Abbildungsverzeichnis	60
	Tabellenverzeichnis	62

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis 65

Danksagung 67

1 Einleitung

Das Ziel einer Strahlentherapie ist die Abtötung von Krebszellen mittels ionisierender Strahlung. Heutzutage erhält rund die Hälfte aller Krebspatienten eine Strahlentherapie. Die ionisierende Strahlung wird durch medizinische Linearbeschleuniger erzeugt. Mit der Zeit sind die Bestrahlungstechniken immer genauer, aber auch komplexer geworden. Die Anforderung ist eine möglichst genaue Bestrahlung des Tumorgewebes bei Schonung des gesunden Gewebes. Um die teilweise sehr komplexen Dosisverteilungen zu erzeugen, wird heutzutage von einem Medizophysiker ein computergestützter Bestrahlungsplan erstellt. Diese Bestrahlungspläne werden vor Beginn der Bestrahlung des Patienten dosimetrisch geprüft. In der Strahlentherapie werden Dosimeter als Messinstrumente eingesetzt, um die in einem Medium applizierte Energiedosis zu bestimmen und zu verifizieren. Sie werden u.a. für die regelmäßige Qualitätssicherung der Linearbeschleuniger und der Bestrahlungsplanung eingesetzt. Vom Linearbeschleuniger wird eine Genauigkeit der Dosis von $\pm 2\%$ erwartet. Die Einhaltung dieser Grenze wird durch regelmäßige Kontrollen überprüft.

Die Wahl des Dosimeters hängt vom Anwendungszweck ab. Jedes Dosimeter besitzt gewisse Vor- und Nachteile. Ionisationskammern haben sich aufgrund ihrer Zuverlässigkeit und der Auswertung in Echtzeit als Standard in der Dosimetrie etabliert. Zur Messung zweidimensionaler Verteilungen eignen sich Filmdosimeter wegen ihres hohen räumlichen Auflösungsvermögens, allerdings kann die Auswertung nicht in Echtzeit erfolgen und ist im Vergleich zu anderen Dosimetern aufwändig. Durch die Entwicklung von Diodenflächendosimetern und den Einsatz des Electronic Portal Imaging Device (EPID) zur Dosismessung können zweidimensionale Dosisverteilungen auch in Echtzeit überprüft werden.

Die Qualitätssicherung der Linearbeschleuniger ist zum Teil aufwändig. So werden am Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf (UKE) derzeit Ionisationskammern in einem Wassertank eingesetzt, um eine Dosisverteilung für die Konstanzprüfungen messen zu können. Für derartige Überprüfungen wird viel Zeit benötigt. Die aktuellen Entwicklungen in der Dosimetrie bieten Möglichkeiten den Aufwand und die benötigte Zeit zu verringern.

Seit Anfang 2012 befindet sich das Diodenflächendosimeter MapCHECK 2 der Firma Sun Nuclear (Melbourne, USA) in der Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie am UKE. In seiner derzeitigen Ausführung gibt es das MapCHECK 2 seit Anfang 2009. Der vom Hersteller angegebene Anwendungszweck des MapCHECKs ist die Verifizierung von Bestrahlungsplänen in der intensitätsmodulierten Strahlentherapie. Im Rahmen dieser Arbeit wurde untersucht, ob sich das MapCHECK zusätzlich für die Qualitätssicherung von Linearbeschleunigern eignet. Geforderte Überprüfungen sind u.a. Dosismessungen, Aufnahmen von Querprofilen, Feldgrößen und Keilfilterfaktoren. Dabei ist das Ziel, die Einsatzmöglichkeiten und Grenzen des MapCHECKs zur Qualitätssicherung in der Strahlentherapie zu untersuchen.

In der vorliegenden Arbeit werden zunächst die Grundlagen der Strahlenphysik und der Dosimetrie erklärt. Das MapCHECK wird diversen Dosimetern gegenübergestellt, um zu bestimmen, in welchen Fällen sich Vorteile durch das MapCHECK ergeben. Die Funktionsweise des MapCHECKs und dieser Dosimeter wird im dritten Kapitel erläutert. Bei den weiteren Dosimetern handelt es sich um das ArcCHECK, Ionisationskammern, Gafchromic EBT Filme und das EPID. Das vierte Kapitel enthält Messungen und Auswertungen. Zusätzlich zu den Kenn-

1 Einleitung

merkmalen wurden mit dem MapCHECK Messungen zur Verifikation von intensitätsmodulierten Bestrahlungsplänen, individuellen Elektronenfeldern und Keifeldern durchgeführt. Aus den Kennmerkmalen und der Bedienerfreundlichkeit wird im fünften Kapitel die Einsetzbarkeit des MapCHECK zur Qualitätssicherung an den Linearbeschleunigern beurteilt. Im letzten Kapitel werden die Ergebnisse der Arbeit zusammengefasst.

2 Grundlagen

2.1 Ionisierende Strahlung

Unter Strahlung versteht man die Emission und Ausbreitung von Energie durch Vakuum oder ein materielles Medium in Form von Teilchen oder Wellen [16].

Beispiele für Teilchen sind zum einen die Elementarteilchen wie Elektronen und Positronen, zum anderen aber auch Atomkerne oder Ionen. Bei der Teilchenstrahlung findet sowohl ein Energie- als auch ein Massentransport statt. Die Emission und Ausbreitung in Form von Wellen wird Photonenstrahlung genannt. Sie stellt einen reinen Energietransport dar.

Ionisierende Strahlung ist Strahlung, deren Teilchen- bzw. Photonenenergie groß genug ist, um bei Wechselwirkung mit Materie Ionisationen auslösen zu können. Eine bestimmte Grenzenenergie, ab der Ionisationen ausgelöst werden, kann nicht angegeben werden, weil die benötigte Energie von der Art des zu ionisierenden Materials abhängt. Ionisierende Strahlung wird in direkt und indirekt ionisierende Strahlung unterteilt. Direkt ionisierende Strahlung besteht aus geladenen Teilchen wie Elektronen und Protonen, die ohne Umweg durch Stöße Ionisationen in einem Medium auslösen können. Indirekt ionisierende Strahlung besteht aus ungeladenen Teilchen wie Photonen und Neutronen, die ihre Energien auf ein Elektron übertragen. Dieses Elektron erzeugt einen 15.000-fachen Effekt als das ursprüngliche Teilchen.

2.2 Wechselwirkung von Photonen und Elektronen mit Materie

Wechselwirkung von Photonen mit Materie

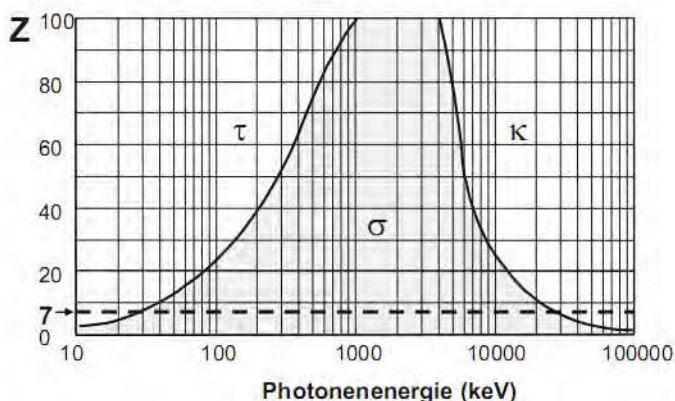


Abbildung 2.1: Dominierende Photonen-Wechselwirkung in Abhängigkeit von Energie und Ordnungszahl (τ : Photoeffekt, σ : Compton-Effekt und κ : Paarbildung). Entnommen aus [30].

In dem in der Strahlentherapie verwendeten Energiebereich dominieren drei Arten von Wechselwirkungen von Photonen mit Materie. Diese sind der Compton-Effekt, der Photoeffekt und die Paarbildung. Die Dominanz der Wechselwirkungen in Abhängigkeit von der verwendeten Energie und Ordnungszahl der absorbierenden Materie ist in Abb. 2.1 dargestellt.

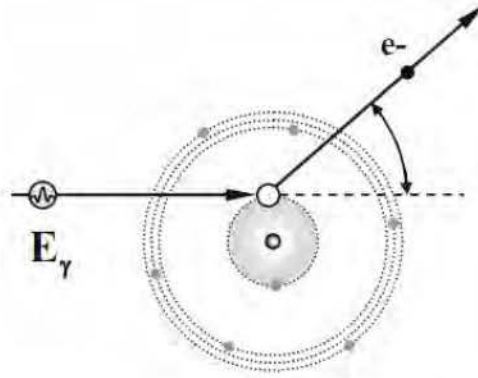


Abbildung 2.2: Schematische Darstellung des Photoeffektes: Absorption eines Photons mit Ionisation. Entnommen aus [30].

Photoeffekt

Als Photoeffekt wird der Stoß eines Elektrons durch ein Photon aus der Atomhülle bezeichnet. Die Photonenenergie muss dafür größer sein als die Bindungsenergie des betreffenden Elektrons. Die Differenzenergie, die nicht für die Auflösung der Bindung des Elektrons benötigt wird, wird vom Photon auf das Elektron als Bewegungsenergie übertragen. In Abb. 2.2 ist der Photoeffekt schematisch dargestellt. Der Photoabsorptionskoeffizient τ beschreibt die Wahrscheinlichkeit der Wechselwirkung durch den Photoeffekt.

$$\tau \propto \rho \cdot \frac{Z^{n+1}}{A \cdot E_\gamma^3} \quad (E_\gamma \ll 0,511 \text{ MeV}) \quad (2.1)$$

$$\tau \propto \rho \cdot \frac{Z^{n+1}}{A \cdot E_\gamma} \quad (E_\gamma \gg 0,511 \text{ MeV}) \quad (2.2)$$

Die Wahrscheinlichkeit der Wechselwirkung nimmt mit der Dichte ρ und der Ordnungszahl Z des Absorbers zu und mit zunehmender Massenzahl A des Absorbers und Photonenenergie E_γ ab. Für niedrige Ordnungszahlen gilt $n \approx 3,6$ und für hohe $n \approx 3$.

Wenn ein Elektron aus einer der inneren Elektronenschalen herausgelöst wird, kann ein Elektron einer höheren Schale das entstandene "Loch" wieder auffüllen. Der dabei entstehende Energieüberschuss wird entweder als charakteristische Röntgenstrahlung emittiert oder an ein anderes Elektron abgegeben. Ist die Bindungsenergie des Elektrons geringer als der Energieüberschuss, wird das Elektron emittiert. Dies nennt man den Auger-Effekt, das emittierte Elektron als Auger-Elektron bezeichnet.

Compton-Effekt

Beim Compton-Effekt findet ein inelastischer Stoß zwischen einem Photon und einem schwach gebundenem Hüllenelektron statt. Dies ist schematisch in Abb. 2.3 dargestellt. Das einfallende Photon wird bei dem Stoß unter dem Winkel φ und das Elektron unter dem Winkel θ gestreut. Der Impuls und die Photonenenergie werden abhängig vom Streuwinkel φ auf das Elektron und Photon aufgeteilt. Es gilt der Impuls- und Energieerhaltungssatz:

$$E_{\gamma'} = \frac{E_{\gamma_0}}{1 + \left(\frac{E_{\gamma_0}}{mc^2}\right) \cdot (1 - \cos(\theta))} \quad (2.3)$$

$$E_{kin} = E_{\gamma_0} - E_{\gamma'} \quad (2.4)$$

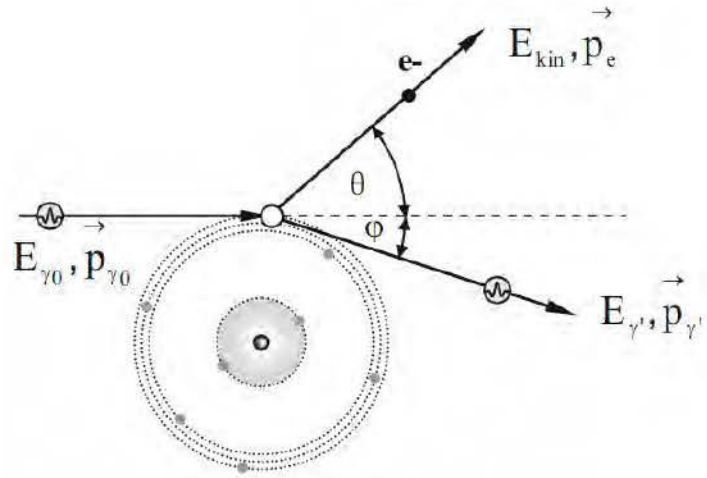


Abbildung 2.3: Schematische Darstellung des Compton-Effektes: Impuls und Photonenenergie werden abhängig vom Streuwinkel auf das Elektron und Photon aufgeteilt. Entnommen aus [30].

Die Wahrscheinlichkeit der Wechselwirkung des Compton-Effekt wird durch den Koeffizienten σ_C beschrieben, der für den Energiebereich von 0,2 bis 10 MeV durch folgende Formel dargestellt wird:

$$\sigma_C \propto \rho \cdot \frac{Z}{A} \cdot \frac{1}{E_{\gamma_0}^n} \quad (0,5 \leq n \leq 1) \quad (2.5)$$

Der Koeffizient σ_C ist abhängig von der Dichte ρ , der Ordnungszahl Z , der Massenzahl A und der Photonenenergie E_{γ_0} .

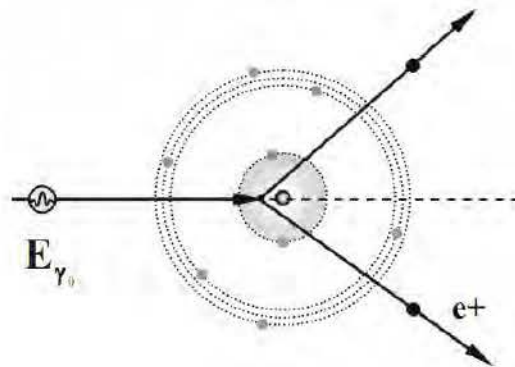


Abbildung 2.4: Schematische Darstellung der Paarbildung: ein Photon wird im Coulombfeld des Atomkerns in ein Elektron-Positron-Paar umgewandelt. Entnommen aus [30].

Paarbildung

Die Umwandlung eines Photons in ein Elektron-Positron-Paar wird Paarbildung genannt. Sie findet im Coulombfeld von Atomkernen statt. In Abb. 2.4 ist der Vorgang schematisch dargestellt. Voraussetzung für die Paarbildung ist, dass das Photon mindestens die Ruheenergie der entstehenden Teilchen besitzen muss. Diese beträgt bei Elektronen $2m_e c^2 = 1,022 \text{ MeV}$. Über-

2 Grundlagen

schüssige Energie wird in Bewegungsenergie umgewandelt. Die Wahrscheinlichkeit des Auftretens der Paarbildung wird mit dem Koeffizienten κ bestimmt:

$$\kappa \propto \rho \cdot \frac{Z^2}{A} \cdot \log(E_{\gamma_0}) \quad (2.6)$$

κ nimmt proportional zur Dichte ρ , dem Logarithmus der Photonenenergie E_{γ_0} und dem Verhältnis $\frac{Z^2}{A}$ zu.

Schwächungskoeffizient für Photonenstrahlung

Beim Durchgang von Photonenstrahlung mit den in der Strahlentherapie üblichen Energien treten die oben beschriebenen Wechselwirkungen auf. Mit diesem Wissen kann der Schwächungskoeffizient μ für Photonenstrahlung aufgestellt werden. Dieser bildet die Summe aus den einzelnen Koeffizienten der jeweiligen Wechselwirkung:

$$\mu = \tau + \sigma + \kappa \quad (2.7)$$

Bei Kenntnis des Schwächungskoeffizienten kann die Abschwächung der Intensität I in Abhängigkeit von der durchstrahlten Dicke x der Photonenstrahlung durch das Lambert-Beersche Gesetz bestimmt werden:

$$I(x) = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (2.8)$$

Wechselwirkung von Elektronen mit Materie

Elektronen reagieren, im Gegensatz zu Photonen, auf ihrem Weg durch Materie aufgrund ihrer Ladung mit nahezu jedem Atom, deswegen besitzen sie eine Eindringtiefe. In der Strahlentherapie verbleiben die meisten Photonen nicht im Patienten. Sie verlieren ihre gesamte Energie durch wenige Wechselwirkungen, während Elektronen bei vielen Wechselwirkungen kleine Energiemengen abgeben. Innerhalb des in der Strahlentherapie verwendeten Energiebereichs der Elektronen wechselwirken diese über Stoßionisationen und Bremsstrahlungserzeugung im Coulombfeld eines Atomkerns.

Energieverlust durch Stoßionisation

Beim Passieren eines Elektrons durch ein Material können inelastische Stöße zwischen dem Elektron und einem Hüllenelektron stattfinden. Dabei verliert das Elektron Energie, was als Stoßbremsvermögen bezeichnet wird. Der größte Anteil der kinetischen Energie eines Elektrons wird in Wärmeenergie umgewandelt. Das Stoßbremsvermögen ist definiert als Quotient des Energieverlustes aufgrund des Stoßes und der zurückgelegten Wegstrecke im Material:

$$S_{col} = \left(\frac{dE}{dx} \right)_{col} \quad (2.9)$$

Durch den Stoß erzeugte Sekundärelektronen, die genügend Energie besitzen, um weitere Ionisationen auszulösen, werden als δ -Elektron bezeichnet.

Energieverlust durch Bremsstrahlungserzeugung

Bremsstrahlung wird durch Abbremsung von Elektronen im Coulombfeld eines Atomkerns erzeugt, woher auch der Name der Strahlung stammt. Beim Abbremsen werden die Elektronen gestreut und emittieren Photonen mit entsprechender Energie. Der Energieverlust steigt mit der

Nähe zum Atomkern und der Größe des Streuwinkels. Das Strahlungsbremsvermögen ist definiert als Quotient des Energieverlustes aufgrund der Abbremsung und der zurückgelegten Wegstrecke im Material:

$$S_{rad} = \left(\frac{dE}{dx} \right)_{rad} \quad (2.10)$$

Gesamtenergieverlust

Die Summe aus dem Energieverlust durch Stoßionisation und Bremsstrahlungserzeugung ergibt den gesamten Energieverlust:

$$S_{tot} = \left(\frac{dE}{dx} \right)_{tot} = S_{col} + S_{rad} \quad (2.11)$$

2.3 Linearbeschleuniger

Im Laufe der Messungen wurden drei verschiedene medizinische Linearbeschleuniger verwendet. Es handelte sich um den Siemens Primus, den Siemens Oncor und den Varian True Beam. An allen drei Beschleunigern können nominelle Photonenergien von 6 und 15 MV erzeugt werden. Mit den Siemens Geräten am UKE können Elektronen mit einer nominellen Strahlenenergie von 6, 8, 10, 12 und 14 MeV abgestrahlt werden. Der Varian True Beam ermöglicht die Verwendung von Elektronen mit den nominellen Strahlenenergien 6, 9, 12, 15, 18 und 20 MeV. Mit Elektronenstrahlung können vor allem oberflächennahe Krebszellen zerstört werden. Für tiefer gelegene Tumoren eignen sich die Photonenergien, unter deren Verwendung die Hautoberfläche geschont wird.

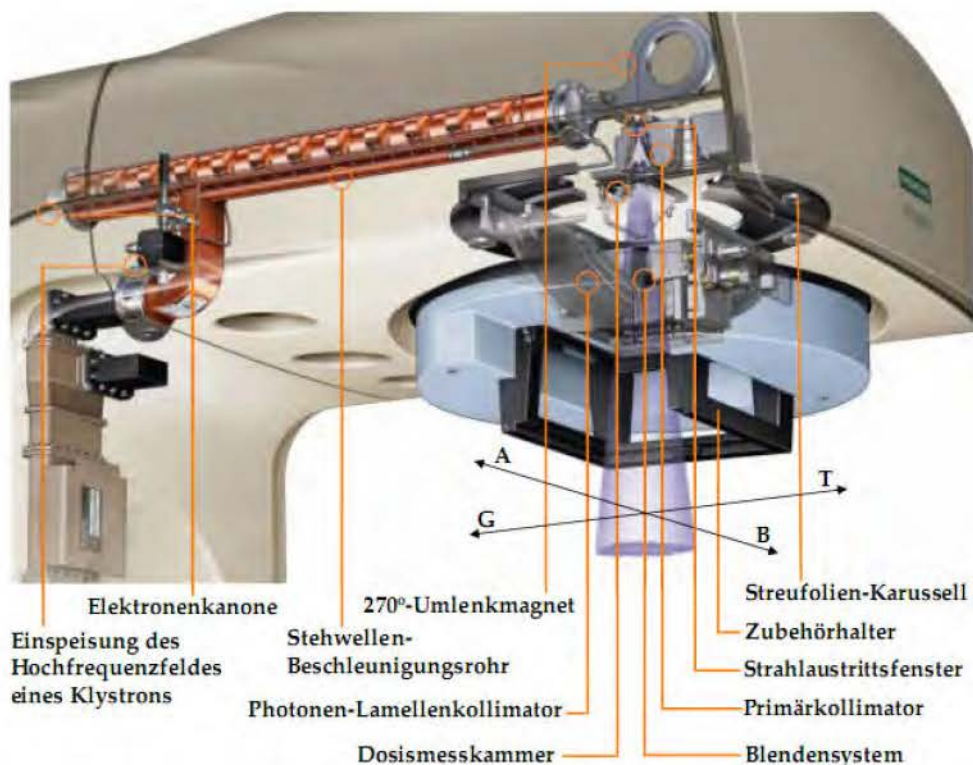


Abbildung 2.5: Aufbau des Siemens Primus Linearbeschleunigers. Entnommen aus [20].

In Abb. 2.5 ist der innere Aufbau des Siemens Primus Linearbeschleunigers dargestellt. Freie Elektronen werden in der Elektronenkanone durch eine geheizte Kathode erzeugt. Mittels einer angelegten Spannung werden sie in Richtung der Gitteranode bewegt und in die Beschleunigungsstrecke eingespeist. In der Beschleunigungsstrecke werden die Elektronen durch ein hochfrequentes elektrisches Feld beschleunigt. Dieses Feld wird außerhalb der Gantry in einem Hochfrequenzgenerator erzeugt und in die Beschleunigungsstrecke eingespeist. Die Gantry ist der drehbare Teil des Linearbeschleunigers, der um $\pm 180^\circ$ um ein Isozentrum herum rotieren kann. Nach der Beschleunigung werden die Elektronen durch einen 270° Umlenkmagneten fokussiert und in Patientenrichtung umgelenkt. Der Elektronenstrahl verlässt den Umlenkmagneten als Nadelstrahl.

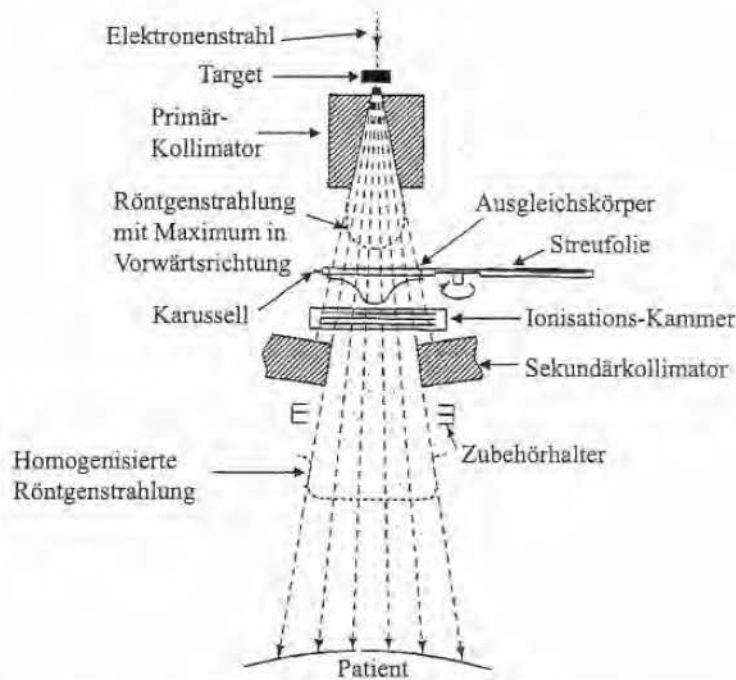


Abbildung 2.6: Schematischer Aufbau des Strahlerkopfes eines Linearbeschleunigers im Photonenbetrieb. Entnommen aus [7].

Im Elektronenbetrieb wird der Nadelstrahl durch Streufolien aufgeweitet. Diese befinden sich unterhalb des Strahlaustrittsfensters. Weil für verschiedene Energien unterschiedliche Streufolien verwendet werden, sind die Streufolien in einem Karussell angeordnet. Der Aufbau des Strahlerkopfes eines Linearbeschleunigers im Photonenbetrieb ist in Abb. 2.6 zu sehen. Im Photonenbetrieb wird der Elektronenstrahl auf ein Bremstarget geleitet, wo durch Abbremsung der Elektronen ultraharte Bremsstrahlung entsteht. Durch Einsatz eines Ausgleichskörpers wird die Intensität der Photonenstrahlung homogenisiert und aufgehärtet. Für jede Photonenenergie wird ein eigenes Bremstarget verwendet. Diese befinden sich im gleichen Karussell wie die Streufolien. Neuere Linearbeschleuniger wie der True Beam von Varian ermöglichen auch die Anwendung von Photonenstrahlung ohne Ausgleichskörper. Das hat den Vorteil, dass höhere Dosen in kürzerer Zeit verabreicht werden können.

Kollimatoren dienen der Strahlenfeldformung zur Anpassung an die Kontur des Zielvolumens. Sie bestehen aus Wolframblöcken. Im Photonenmodus können drei verschiedene Kollimatoren angewendet werden. Der Primärkollimator ist nicht variabel und bestimmt die maximale Feldgröße. Mit dem Sekundärkollimator können rechteckige Felder geformt werden. Er besteht aus zwei Blendenpaaren. Der dritte Kollimator ist ein Multi-Leaf-Collimator (MLC). Er besteht aus

mehreren sich gegenüberstehenden Lamellen mit denen ein individuelles Strahlenfeld geformt werden kann. Der MLC ist um 180° im und 90° gegen den Uhrzeigersinn drehbar, damit die Richtung der Lamellen die Feldformung nicht beschränkt. Bei der Verwendung von Elektronenstrahlung kann der MLC nicht angewandt werden. Durch den Einsatz eines Elektronentubus, der in den Zubehörrhalter eingeschoben werden kann, wird der Elektronenstrahl nach der Aufweitung in seiner Feldgröße begrenzt. Es stehen Tuben zur Erzeugung der Feldgrößen $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $14 \times 8 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$ und $20 \times 20 \text{ cm}^2$ zur Verfügung. Zusätzlich können noch Absorber mit individuellen Feldformen gegossen werden und im Elektronentubus angebracht werden. Eine neuere Entwicklung ist ein Elektronen-MLC, der sich derzeit am UKE in der klinischen Einführungsphase befindet.

Im Strahlengang im Strahlerkopf befinden sich zwei Dosismesskammern als Dosismonitorsystem. Durch die Messkammern wird kontinuierlich die Dosis, die Symmetrie und Homogenität des Strahls überprüft. Die Dosis wird in Monitorunits (MU) gemessen. Die MU werden mit einer definierten Feldgröße und einem definierten Abstand kalibriert. Alle zwei Wochen wird die Konstanz einer Dosis bei einer bestimmten MU überprüft. Das Dosismonitorsystem schaltet den Linearbeschleuniger immer ab, wenn die eingestellten MUs erreicht sind.

Das Isozentrum ist der Punkt, an dem der Zentralstrahl des Linearbeschleunigers die Rotationsachse der Gantry schneidet. Zur Auffindung des Isozentrums werden drei im Bestrahlungsraum installierte Laser verwendet. Diese erzeugen Linien, die sich im Isozentrum schneiden. Als isozentrische Ausrichtung wird die Ausrichtung des zu bestrahlenden Volumens im Drehpunkt der Gantry bezeichnet. Der Abstand zwischen Strahlaustrittsfenster und der zu bestrahlenden Oberfläche wird Source-Surface-Distance oder auch kurz SSD genannt. Vom Strahlaustrittsfenster zum Isozentrum beträgt der Abstand 100 cm.

2.4 Dosimetrie

Durch die Bestrahlung mit Photonen- oder Elektronenstrahlung können nicht nur Krebszellen, sondern auch gesundes Gewebe geschädigt werden. Deswegen ist eine sorgfältige Bestrahlungsplanung mit Verifizierung einzelner Bestrahlungspläne und die regelmäßige Überprüfung der Linearbeschleuniger unerlässlich. Die Dosimetrie dient der Bestimmung der durch ionisierende Strahlung in einem Medium absorbierten Energie. Dadurch kann dann die Einwirkung auf das menschliche Gewebe eingeschätzt werden. Im folgenden werden zwei Begriffe der Dosimetrie erläutert.

2.4.1 Energiedosis

Die Energiedosis D ist die wichtigste Dosisgröße in der Dosimetrie. Sie ist definiert als die mittlere Energiemenge dE die in der Masse dm eines Volumens dV absorbiert wird:

$$D = \frac{dE}{dm} = \frac{dE}{\rho \cdot dV} \quad \left[\text{Gy} = \frac{\text{J}}{\text{kg}} \right] \quad (2.12)$$

Die mittlere Energie ist die Summe aller Energien, die in das Volumen hinein gehen, abzüglich der Energien, die das Material verlassen. Die Einheit der Energiedosis ist das Gray. Wenn die Energiedosis angegeben wird, muss auch das Bezugsmaterial mit genannt werden. In der Regel wird in der Strahlentherapie die Wasser-Energiedosis D_W verwendet. Im Laufe der Arbeit werden die Begriffe Dosis und Energiedosis bedeutungsgleich verwendet.

2.4.2 Ionendosis

Die Ionendosis J gibt die in einem Luftvolumen dV durch ionisierende Strahlung erzeugte elektrische Ladung dQ pro Masse dm an:

$$J = \frac{dQ}{dm} = \frac{dQ}{\rho \cdot dV} \quad (2.13)$$

Sie ist die Messgröße von Ionisationskammern. Unter bestimmten Messbedingungen kann durch Multiplikation mit Kalibrierfaktoren und verschiedenen Korrekturfaktoren aus der Ionendosis die Energiedosis bestimmt werden.

2.4.3 Dosisverteilung

Durch die Kenntnis der Dosisverteilung in einem Körper kann bei der Bestrahlung gesundes Gewebe geschützt werden. In der Strahlentherapie werden hauptsächlich Tiefendosiskurven, Querverteilungen und Isodosenverteilungen verwendet. Aus Tiefendosiskurven und Querverteilungen kann eine dreidimensionale Dosisverteilung bestimmt werden.

Tiefendosiskurve

Die Tiefendosiskurve beschreibt den Dosisverlauf D in Abhängigkeit von der Tiefe z . Sie wird meist im Zentralstrahl gemessen. Die Form der Tiefendosiskurve ist abhängig von der Strahlenart, -energie, -geometrie und den Eigenschaften des Absorbers. Allgemein wird die Tiefendosiskurve auf das Dosismaximum normiert:

$$PDD[\%] = \frac{D(z)}{D_{max}} \cdot 100\% \quad (2.14)$$

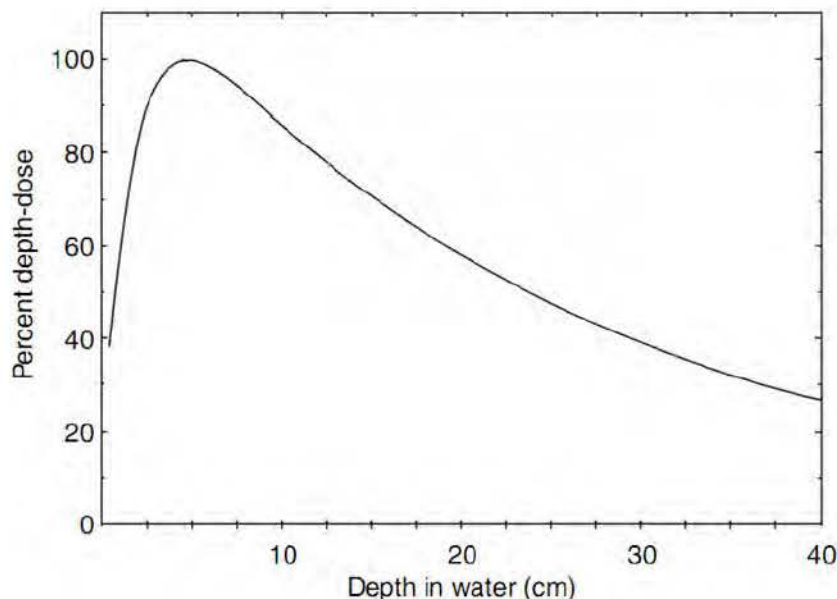


Abbildung 2.7: Beispiel für eine Tiefendosiskurve eines Photonenstrahls normiert auf die maximale Dosis. Abgeändert aus [41].

Eine Tiefendosiskurve ist in Abb. 2.7 dargestellt. Diese kann in drei Abschnitte unterteilt werden: den Dosisaufbaubereich, das Dosismaximum und den Dosisabfall. Im Dosisaufbaubereich steigt

die Dosis aufgrund der zunehmenden Sekundärelektronenzahl im Medium an, bis in etwa die mittlere Reichweite der Sekundärelektronen aus den oberflächennahen Bereichen erreicht ist. Der nach dem Maximum folgende Dosisabfall entsteht durch den abnehmenden Sekundärteilchenfluss.

Dosisquerverteilung

Die Dosisquerverteilung ist die Darstellung einer Dosisverteilung in einer Tiefe senkrecht zum Zentralstrahl. In Abb. 2.8 ist eine schematische Darstellung zu sehen. Die Dosisquerverteilung wird auf den Wert im Zentralstrahl normiert. Durch die Aufnahme der Dosisquerverteilung kann die Homogenität von Bestrahlungsfeldern beurteilt werden. Zu überprüfende Eigenschaften sind die Symmetrie, Flatness und die dosimetrische Feldgröße. Flatness und Symmetrie werden innerhalb des Feldbereiches beurteilt, der 80 % des geometrischen Feldes beträgt. Die Symmetrie ist gegeben, wenn der relative Unterschied zwischen den Punkten, die den gleichen Abstand zum Zentralpunkt auf einem Querprofil besitzen, nicht mehr als 2 % beträgt. Bei der Flatness wird das Verhältnis zwischen maximaler und minimaler Dosis gebildet. Die dosimetrische Feldgröße wird durch den Abstand zwischen den Punkten, bei denen die Dosis auf 50 % abgefallen ist, ermittelt. Einfluss auf die Querverteilung nehmen Faktoren wie der Abstand zum Strahlaustrittsfenster, die Strahlenenergie und -art, Ausgleichskörper und Streufohlen. Der Bereich, in dem die Dosis an den Flanken des Feldrandes von 80 % auf 20 % abfällt, wird Halbschattenbereich oder auch Penumbra genannt. Dieser entsteht dadurch, dass die Strahlenquelle nicht punktförmig ist.

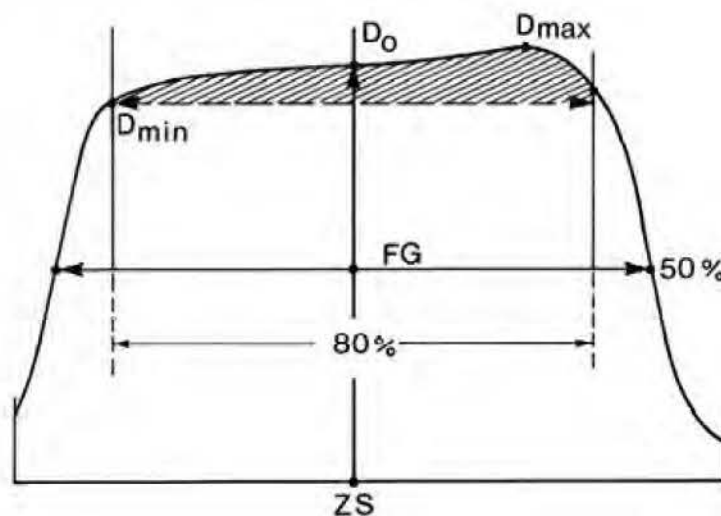


Abbildung 2.8: Beispiel für eine Querverteilung. Entnommen aus [31].

Isodosenverteilung

Bei Isodosenkurven sind Punkte gleicher Dosis miteinander verbunden. Es wird die Dosis im Bezug zur Fläche aufgetragen. Isodosenverteilungen bestehen aus mehreren Isodosenkurven. Sie werden senkrecht oder parallel zum Zentralstrahl aufgenommen. Isodosenverteilungen werden zur Beurteilung von Bestrahlungsplänen verwendet. In Abb. 2.9 ist eine Isodosenverteilung dargestellt.

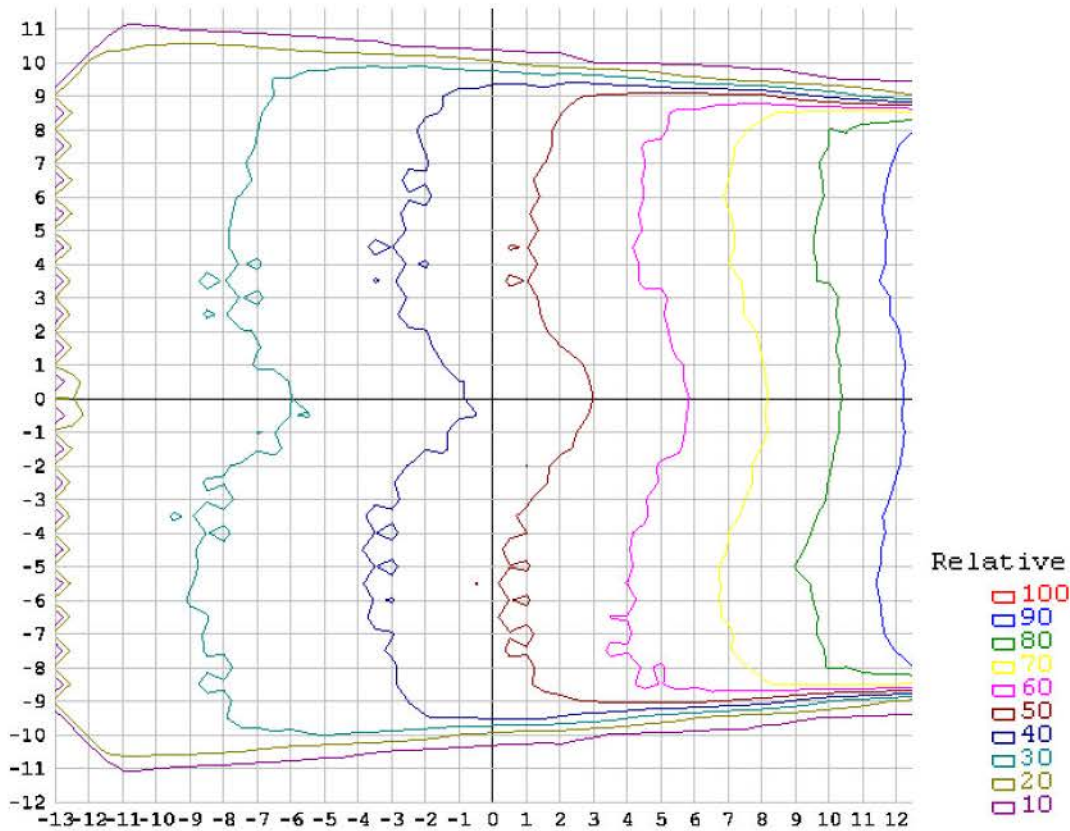


Abbildung 2.9: Isodosenverteilung einer Messung eines 6 MV-Photonenspektrums mit dem MapCHECK. Das MapCHECK wurde aus einem 90° Winkel bestrahlt.

2.5 Intensitätsmodulierte Strahlentherapie

In Abb. 2.10 ist der Unterschied zwischen konventioneller und intensitätsmodulierter Bestrahlung dargestellt. Bei der 3D konformalen Bestrahlungsplanung werden Felder mit einer homogenen Intensität verwendet und dadurch homogene Dosisverteilungen in der gewünschten Tiefe erreicht. Im Bereich konkaver Anatomien zwischen Zielvolumen und Risikoorganen kann mit homogenen Dosisverteilungen keine ausreichende Dosisabschwächung im Risikoorgan erreicht werden. Die intensitätsmodulierte Strahlentherapie (IMRT - Intensity Modulated Radiotherapy) ist eine Bestrahlungsmethode, bei der Bestrahlungsfelder mit modulierter Intensität verwendet werden. Somit können nicht nur konvexe, sondern auch konkave Dosisverteilungen erzeugt werden und Risikoorgane besser geschützt werden. Die intensitätsmodulierten Dosisverteilungen werden durch das Verfahren der MLC während der Bestrahlung erzeugt. Aufgrund der Komplexität wird bei der IMRT eine besonders gründliche Qualitätssicherung durchgeführt.

Zur Verifikation der IMRT-Bestrahlungspläne wird in der Regel ein Messaufbau verwendet, der aus einem Gewebeäquivalenten Phantom und einer Messsonde besteht. Der Bestrahlungsplan für den Patienten wird auf den Messaufbau übertragen und die dafür berechnete Dosisverteilung wird mit der im Phantom gemessenen verglichen. Die Messdaten und der Verifikationsplan liegen in Form von Matrizen vor. Für den Vergleich der Matrizen gibt es in der verwendeten Software SNC Patient von Sun Nuclear drei verschiedene Evaluationskriterien, die im Folgenden erklärt werden.

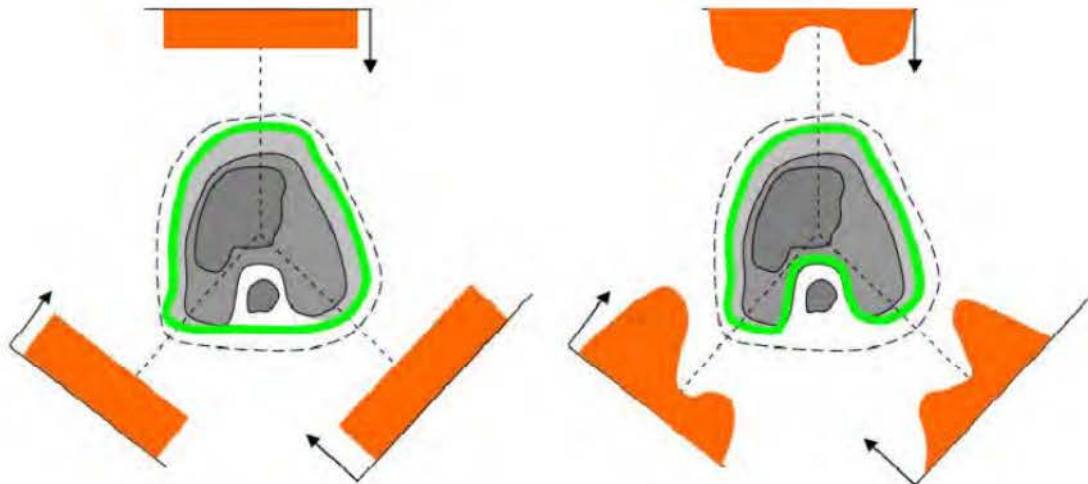


Abbildung 2.10: Schematische Darstellung des Unterschiedes zwischen konventioneller (links) und intensitätsmodulierter Bestrahlungstechnik (rechts). Zu sehen sind die Einstrahlrichtungen der Felder und ihre Intensitätsverteilung. In grün ist die 95% Isodosenlinie dargestellt. Entnommen aus [43].

Dosisdifferenz

Bei der Dosisdifferenz wird, wie der Name es besagt, die Differenz zwischen gemessener und geplanter Dosis an gemeinsamen Punkten gebildet. In Regionen steiler Dosisgradienten ist das Verfahren der Dosisdifferenz zu sensitiv, weil kleine Verschiebungen zwischen den zu vergleichenden Matrizen große Differenzen mit sich bringen.

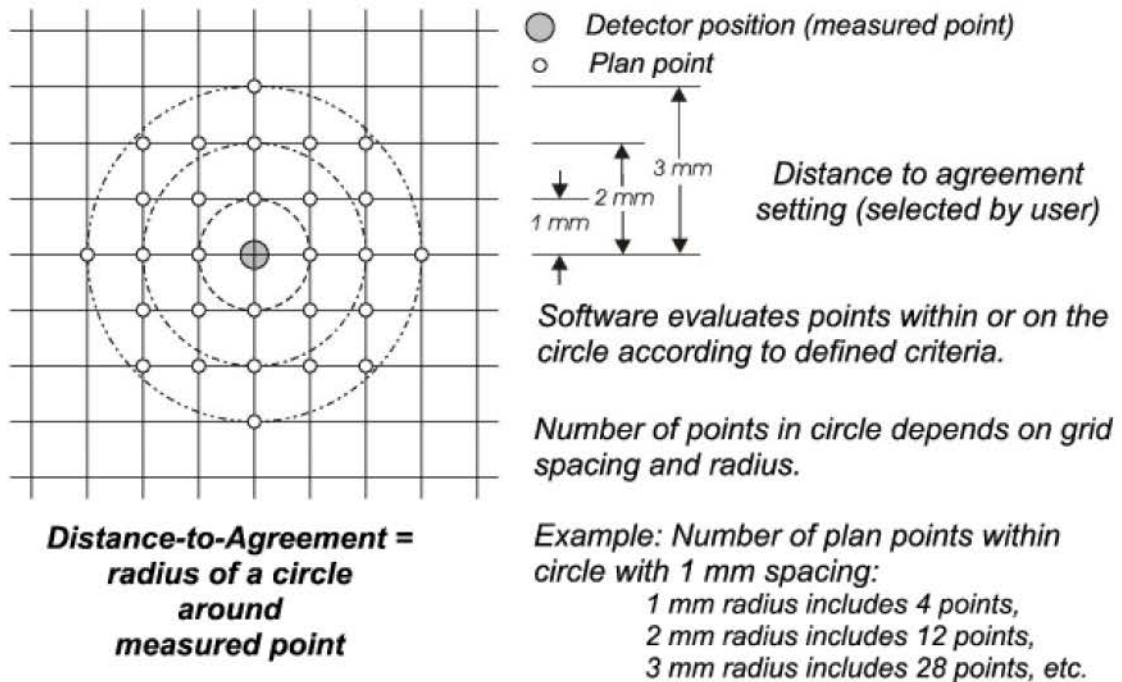


Abbildung 2.11: Schematische Darstellung der Distance to Agreement Analyse. Entnommen aus [49].

Distance to Agreement

Die Distance to Agreement (DTA) Analyse ist schematisch in Abb. 2.11 veranschaulicht. Bei der DTA Analyse wird zunächst der Punkt in einem Bestrahlungsplan gesucht, der die gleiche Dosis aufweist wie der Messpunkt und die geringste Entfernung besitzt. Wenn ein solcher Punkt nicht innerhalb eines vorher definierten Radius existiert, dann werden alle Plandosen überprüft. Existiert sowohl eine höhere als auch ein niedrigere Plandosis innerhalb des definierten Radius um den Messpunkt, wird angenommen, dass es eine Übereinstimmung des Messwertes mit einer dazwischenliegenden Dosis gibt. Die Anzahl der Vergleichspunkte hängt von der Auflösung des Verifikationsplanes ab.

Gamma-Analyse

Die Gamma Analyse verwendet eine Kombination aus den Kriterien DTA und Dosisdifferenz. Mit diesen beiden Werten wird ein kugelförmiger Dosisraum generiert, der in Abb. 2.12 schematisch dargestellt ist. Berechnet wird der Gamma-Wert γ eines jeden Messpunktes aus dem Minimum der folgenden Formel:

$$\Gamma(\vec{r}_M, \vec{r}_P) = \sqrt{\frac{|\vec{r}_M - \vec{r}_P|^2}{\Delta d^2} + \frac{[D_M(\vec{r}_M) - D_P(\vec{r}_P)]^2}{\Delta D^2}} \quad (2.15)$$

$$\gamma = \min \{\Gamma(\vec{r}_M, \vec{r}_P)\} \quad (2.16)$$

Dabei stehen r_M und r_P für die Vektorpositionen der gemessenen und geplanten Punkte, D_M und D_P für die geplante und die gemessene Dosis, Δd für das DTA- und ΔD für das Dosisdifferenz-Kriterium. Wenn die Wurzel aus der Summe des normierten DTA- und des normierten Dosisdifferenz-Kriteriums einen Wert kleiner eins ergibt, wird eine akzeptable Übereinstimmung zwischen Mess- und Planwert angenommen. Das bedeutet, dass es in dem kugelförmigen Dosisraum, in dessen Mittelpunkt sich der Messwert befindet, einen Plandosiswert gibt der innerhalb der Kriterien mit dem Messwert übereinstimmt. Ergibt die Gamma-Analyse einen Wert größer als eins für den Messwert-Plandosis-Vergleich, dann ist die Abweichung zwischen Plandosis und Messung inakzeptabel. Der Nachteil der Gamma-Analyse ist, dass ein Gamma-Wert größer eins nichts darüber aussagt, wo die Abweichung liegt und wie groß sie ist, weil der Gamma-Wert kein kontinuierlicher skalarer Vergleichswert ist. Es sollten zur Auswertung der Matrizen immer mehrere Analysemethoden betrachtet werden.

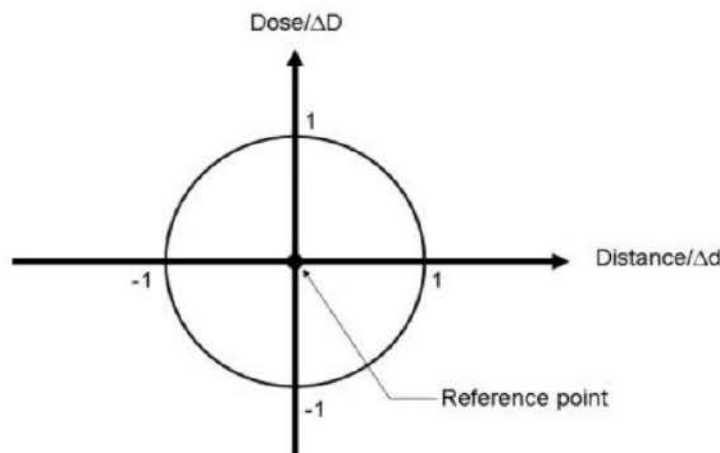


Abbildung 2.12: Schematische Darstellung der Gamma Analyse. Entnommen aus [35].

3 Dosimeter

3.1 Kennmerkmale von Dosimetern

In der klinischen Dosimetrie wird die Energiedosis im Patienten oder in geeigneten Phantomen gemessen. Diese Arbeit beschränkt sich auf die Messung der Wasserenergiedosis in Phantomen. Diese Phantome sind möglichst wasseräquivalent, d.h. sie bestehen aus einem Material, das ein ähnliches Verhalten gegenüber Strahlung wie Wasser aufweist. Es wird RW3 oder Festwasser genannt. Dosimeter besitzen Kennmerkmale, durch die ihre Gebrauchstauglichkeit für bestimmte Anwendungen beurteilt werden kann. Ein ideales Dosimeter sollte eine hohe Präzision und Genauigkeit besitzen. Präzision ist ein Maß für die Reproduzierbarkeit einer Messung unter gleichen Bedingungen. Eine hohe Präzision zeigt sich durch eine kleine Standardabweichung bei Mittelwertbildung von wiederholten Messungen. Die Genauigkeit ist definiert als der Unterschied zwischen dem Messwert und dem wahren Wert. Weiterhin sollte sich bei einem optimalen Dosimeter der Messwert proportional zur Dosis verhalten und unabhängig von der verwendeten Strahlenenergie sein. Problematisch ist, dass die Dosimeter nicht bei allen Strahlenenergien in gleicher Weise wasseräquivalent sind. Ein weiteres Kennmerkmal eines Dosimeters ist seine Richtungsabhängigkeit. Diese entsteht durch seine Bauweise und Kalibrierung. Für Dosispunktmessungen sollte der Detektor ein möglichst kleines Volumen besitzen und einfach und genau zu positionieren sein. Wenn eine Dosisfläche gemessen werden soll, wird ein hohes Auflösungsvermögen und für große Flächen auch ein möglichst großer Detektor benötigt. Die Benutzerfreundlichkeit eines Dosimeters wird außerdem durch die Wiederverwendbarkeit, Messwertangabe, Informationsmenge und den benötigten Zeitaufwand beeinflusst.

3.2 Ionisationskammern

Im Prinzip bestehen Ionisationskammern aus einem gasgefüllten Hohlraum, der von zwei Elektroden eingeschlossen wird. Für Messungen ionisierender Strahlung werden Ionisationskammern mit einer Gleichspannung versorgt. Durch Strahlung werden in dem gasgefüllten Hohlraum Ionenpaare erzeugt. Die angelegte Gleichspannung trennt die Ionenpaare voneinander, was einen Stromfluss zur Folge hat. Der an der Ionisationskammer erzeugte Stromfluss wird von einem Elektrometer in Echtzeit ausgewertet und das Messergebnis angezeigt. Die Form und das Gas einer Ionisationskammer werden durch ihren Anwendungszweck bestimmt. Es existieren z.B. zylindrische Ionisationskammern und Flachkammern. Letztere eignen sich besonders für die Messung von Elektronenstrahlung. Die Empfindlichkeit der Ionisationskammer ist abhängig von ihrer Gasfüllung. Wenn das Gas einer Ionisationskammer eine höhere Ordnungszahl als Luft besitzt, wird die Empfindlichkeit der Ionisationskammer erhöht.

Mit Ionisationskammern wird die Ionendosis J gemessen. Zur Ermittlung der Wasser-Energiedosis müssen auf den Messwert M noch Korrekturfaktoren k und ein Kalibrierfaktor $N_{D,W}$ angewendet werden:

$$D_W = k \cdot M \cdot N_{D,W} \quad (3.1)$$

Der Kalibrierfaktor $N_{D,W}$ wird von der Herstellerfirma der Ionisationskammern bestimmt. Dabei wird die Ionisationskammer mit einer bestimmten Dosis D_W und Strahlenqualität (^{60}Co - γ -Strahlung), unter Bezugsbedingungen kalibriert. Der Kalibrierfaktor gibt das Verhältnis der bekannten Dosis zur, durch diese Dosis erzeugten, Ladung M wieder: $N_{D,W} = \frac{D_W}{M}$. Dieser Faktor wird durch ein Kalibrierzertifikat übermittelt. Die Bezugsbedingungen sind eine Temperatur von 20°C , ein Luftdruck von 1013 hPa und eine relative Luftfeuchte von 50% . Der Korrektionsfaktor ist ein Produkt der Faktoren, die die Abweichung der Messbedingungen von den Kalibrierbedingungen korrigieren. Zu den in dieser Arbeit relevanten Korrektionsfaktoren gehören: k_p für den Luftdruck und die Temperatur, k_r für die effektive Messortverschiebung im Dosimeter, k_Q für die Strahlenqualität bei Photonenstrahlung. Der Korrektionsfaktor k_p kann aus der idealen Gasgleichung hergeleitet werden und berechnet sich durch: $k_p = \frac{p_0 T}{p T_0}$ mit p_0 und T_0 als Bezugsbedingungen und p und T als aktuelle Werte für Luftdruck und Temperatur. Dadurch, dass die Ionisationskammer aus einem luftgefüllten Hohlraum besteht, verschiebt sich der effektive Messort aufgrund der Fluenzänderung. Diese Messortverschiebung wird durch den Korrektionsfaktor k_r berücksichtigt. Für ^{60}Co - γ -Strahlung beträgt der Korrektionsfaktor $k_Q = 1$. Mit k_Q werden die unterschiedlichen Strahlqualitäten bei der Verwendung verschiedener Photonenenergien berücksichtigt.

In dieser Arbeit wurde eine Zylinderionisationskammer verwendet, die CC04 der Firma IBA (Schwarzenbruck). Ein Beispiel für eine Zylinderionisationskammer ist in Abb. 3.1 dargestellt. Die CC04 besitzt ein aktives Kammervolumen von 1 cm^3 , einen inneren Radius von 2 mm und eine Sensitivität von $94\text{ Gy/C} \times 10^7$. Die Kammer wird mit einer Gleichspannung von 300 V betrieben.

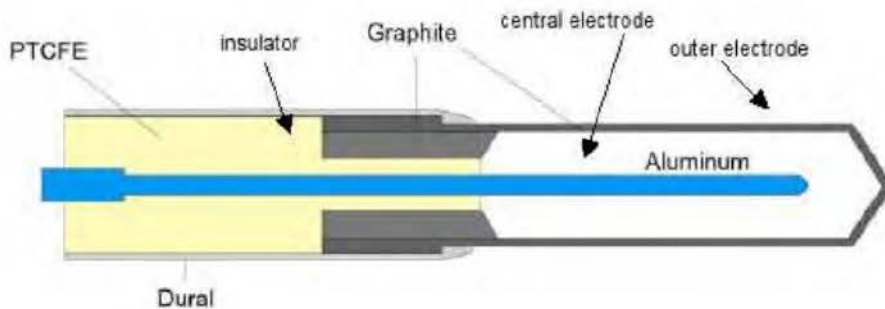


Abbildung 3.1: Schematischer Aufbau einer Zylinderionisationskammer. Entnommen aus [44].

3.3 Radiochrome Filme

Radiochrome Filme enthalten meist Monomere, die durch Strahlung polymerisiert werden. Durch die Polymerisation nimmt die optische Dichte der Filme zu. Je höher die Dosis ist, desto größer wird die optische Dichte des Films. In dieser Arbeit wurden GAFCHROMIC EBT3 Filme der Firma ISP (New Jersey, USA) verwendet. Die Filme besitzen eine aktive Schicht, in der sich Monomere befinden. Zum Schutz wird diese Schicht von zwei Polyesterschichten umgeben. Dadurch kann der Film auch in Wasser verwendet werden. Der schematische Aufbau der Filme ist in Abb. 3.2 zu sehen. Die Zusammensetzung der Filme ist annähernd gewebeäquivalent mit einer Ordnungszahl von $Z \approx 7$.

Mit den Filmen können Dosisverteilungen in einer Ebene aufgenommen werden (siehe Abb. 3.3). Starke Dosisgradienten können durch die hohe räumliche Auflösung gut dargestellt werden. Die Dosis kann laut Hersteller energieunabhängig im Bereich von 1 cGy bis 40 Gy gemessen

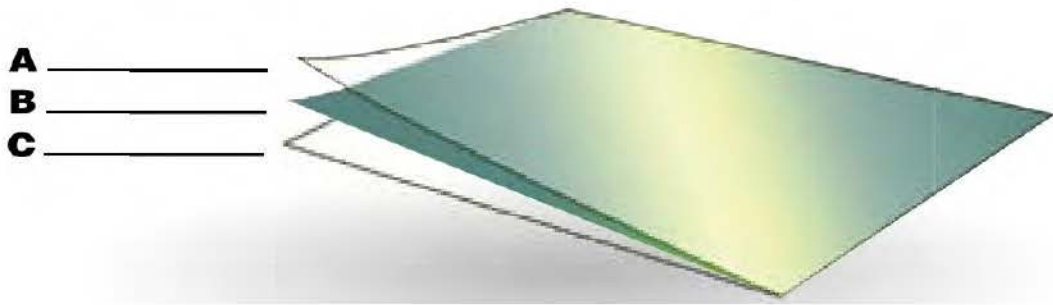


Abbildung 3.2: Schematischer Aufbau der GAFCHROMIC EBT3 Filme. A und C sind $125\ \mu\text{m}$ dicke, durchsichtige Polyesterschichten zum Schutz der aktiven Schicht B, die Monomere enthält.

werden. Die Filme sind selbstentwickelnd und nahezu unempfindlich gegen Licht, d.h. es wird keine Dunkelkammer und keine Chemie zur Filmentwicklung benötigt. Dennoch sollten die Filme lichtgeschützt gelagert werden. Die Auswertung erfolgt durch einen geeigneten Scanner. Über die Auslesung des roten Scannerkanals erhält man die besten Scannergebnisse, für Dosiswerte bis 8 Gy. Für die Absolutdosimetrie muss eine Kalibrierkurve aufgenommen werden. Dabei werden Filme mit einer bestimmten Dosis bestrahlt und in der Auswertesoftware ein Zusammenhang zwischen der Dosis und dem Grauwert des Films gespeichert. Durch Interpolation wird eine Kalibrierkurve erstellt. Diese Kalibrierkurve ist chargenabhängig. Ein Beispiel für eine Kalibrierkurve ist in Abb. 3.4 dargestellt. Bei der Auswertung muss die Ausrichtung des Films beachtet werden, weil die Filme nach der Bestrahlung polarisiert sind. Nach Herstellerangaben kann der Film zwei Stunden nach der Bestrahlung ausgewertet werden, weil das Nachdunkeln dann in einer Sättigung verläuft. Da in der klinischen Routine die Erfahrung gesammelt wurde, dass der Film nach zwei Stunden weiterhin nachdunkelt, wurde bei der Filmauswertung für diese Arbeit mindestens 24 Stunden gewartet. Zusätzlich wurden Kalibrier- und Messfilme am selben Tag bestrahlt und zur selben Zeit ausgewertet. Die Messergebnisse mit Filmen hängen von dem verwendeten Scanner, der seit der Bestrahlung verstrichenen Zeit und der verwendeten Filmcharge ab.



Abbildung 3.3: Beispiel eines bestrahlten radiochromen Films.

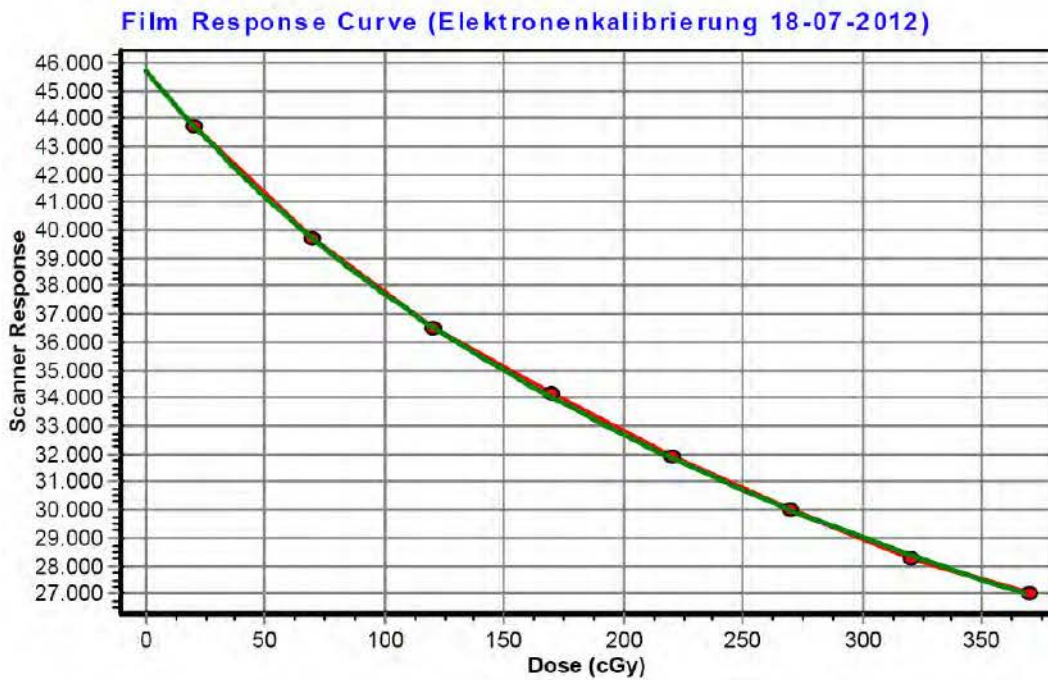


Abbildung 3.4: Beispiel einer Elektronenfilmkalibrierkurve. Die roten Punkte stellen die Messwerte der Filmschwärzung dar, die mit der roten Linie verbunden wurden. Die Grüne Kurve wurde aus den Messwerten interpoliert.

3.4 Electronic Portal Imaging Device

Das Electronic Portal Imaging Device (EPID) wurde ursprünglich zur Verifikation der Patientenlagerung vor der Bestrahlung verwendet. Mittlerweile wird das EPID auch für die IMRT Verifikation eingesetzt. EPIDs sind fest am Linearbeschleuniger verbaut und sind während einer Messung senkrecht zur Zentralachse des Strahls ausgerichtet. Wenn der Linearbeschleuniger rotiert, bewegt sich das EPID mit ihm. Mit dem EPID können Fluenzverteilungen in einer Fläche gemessen werden.

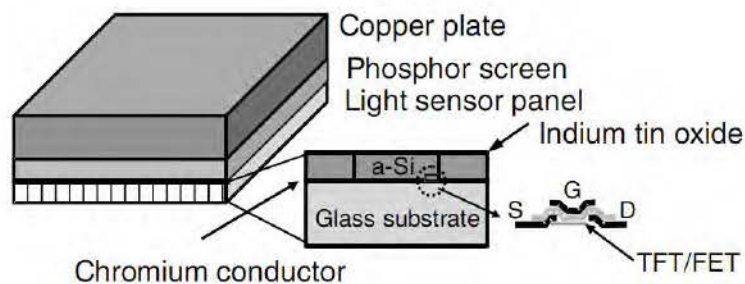


Abbildung 3.5: Schematischer Aufbau eines EPIDs aus amorphem Silizium. Entnommen aus [41].

Es gibt drei verschiedene Bauweisen der EPIDs. Hier soll nur auf EPIDs eingegangen werden die aus amorphem Silizium aufgebaut sind, weil dieser Typ am Linearbeschleuniger TrueBeam zum Einsatz kommt. Dieses stellt die neueste Detektorart unter den EPIDs dar. Ein schematischer

Aufbau des Detektors ist in Abb. 3.5 zu sehen. Das EPID besteht aus einer Kupferplatte, einer Phosphorschicht und einem Fotodiodenarray. Die Kupferplatte ist 1 mm dick und dient der Erzeugung von Compton-Elektronen. Die verwendete Phosphorschicht enthält Gadoliniumoxysulfid. Die Compton-Elektronen erzeugen Lichtphotonen in dem Phosphormaterial, die in dem Fotodiodenarray detektiert werden. Der Array besteht aus Fotodioden und Dünnschichttransistoren, die mit der Ausleseelektronik verbunden sind. Vor der Bestrahlung werden die Dioden mit einer Spannung von 5 V versorgt. Während der Bestrahlung werden die Dünnschichttransistoren nicht leitend. Die Dioden werden durch die Lichtphotonen entladen. Beim Auslesen werden die Dünnschichttransistoren wieder leitend und laden die Dioden wieder auf. Die benötigte Ladung verhält sich proportional zur Menge an Lichtphotonen, die die Fotodiode erreicht haben.

Das EPID am Linearbeschleuniger TrueBeam besitzt eine aktive Fläche von $30,1 \times 40,1 \text{ cm}^2$ und ist spezifiziert für Dosisraten von 50 bis 800 MU/min. Objekte können bis zu einer Größe von 0,5 mm aufgelöst werden. Die Lebensdauer beträgt laut Hersteller unter normaler Verwendung weniger als 4 Jahre.

3.5 MapCHECK

Zunächst soll der Aufbau des MapCHECK 2 beschrieben werden. Dieses besteht aus 1.527 Überschusshalbleiterdetektoren, die wie in Abb. 3.6 zu sehen in einem oktogonalen Muster angeordnet sind. Auf der Oberfläche des MapCHECKs sind die Positionen der Detektoren und die X- und Y-Achse gekennzeichnet. Außerdem sind Feldgrößen von $10 \times 10 \text{ cm}^2$ bis $25 \times 25 \text{ cm}^2$ in 5 cm Schritten gekennzeichnet. Die Dioden weisen eine aktive Fläche von $0,8 \times 0,8 \text{ mm}^2$ auf und besitzen ein Volumen von $0,000019 \text{ cm}^3$. Der diagonale Abstand zwischen zwei Dioden beträgt 7,07 mm und der Abstand parallel zur X- und Y-Achse 10 mm. Die Detektorzeilen besitzen einen Abstand von mm zueinander. Die Länge der X-Achse beträgt 260 mm und der Y-Achse 320 mm. In den Ecken der Detektorfläche sind keine Dioden, was eine oktogonale Detektorfläche zur Folge hat. Zwischen der Oberfläche des MapCHECKs und den Dioden befindet sich Polykarbonat mit einem physikalischen Durchmesser von 12 mm. Dies dient als Aufbaumaterial und entspricht einer äquivalenten Tiefe in Wasser von $(2,0 \pm 0,1) \text{ g/cm}^2$. Zwischen Aufbau und Rückstreumaterial befinden sich zwei Leiterplatten mit Dioden, die in Acryl gelagert sind. Das Rückstreumaterial besitzt eine physikalische Tiefe von $(18,3 \pm 1) \text{ mm}$ von der Rückseite des Instrumentes zu den Detektoren hin, was einer äquivalenten Tiefe in Wasser von $(2,75 \pm 0,1) \text{ g/cm}^2$ entspricht. Das MapCHECK ist 287 mm breit, 560 mm lang und besitzt eine maximale Dicke von 43 mm. Es besteht aus einem Detektorfeld und einem Elektronikabschnitt. Der Bereich, der die Elektronik enthält, darf nicht mitbestrahlt werden. Das MapCHECK wiegt 7,1 kg.

Für Dosismessungen werden Dioden ohne eine externe Vorspannung betrieben. Durch Bestrahlung werden Elektronen-Loch-Paare innerhalb und außerhalb der Sperrschicht einer Diode erzeugt. Die Ladungsträger diffundieren aufgrund des elektrischen Feldes innerhalb einer Diode durch die Sperrschicht und erzeugen einen Strom in Sperrrichtung. Dieser Stromfluss kann gemessen werden und ist abhängig von der absorbierten Dosis.

Vom Hersteller werden drei Korrekturfaktoren angegeben, die für die Messungen mit dem MapCHECK verwendet werden. Der erste Korrekturfaktor betrifft die Hintergrundkorrektur. Eine Messung des Hintergrundes wird bei jedem Start der Software bei angeschlossenem Dosimeter durchgeführt. Dabei wird der Leckstrom jeder einzelnen Diode bestimmt und als Korrekturfaktor gespeichert. Dies ist notwendig, weil die Leitfähigkeit von Halbleitern temperaturabhängig ist. Sie nimmt mit steigender Temperatur zu und würde somit Messungen verfälschen. Die Hintergrundmessung des Diodenarrays kann auch manuell gestartet werden. Das ist aber nur notwendig, wenn sehr viele Messungen sehr schnell hintereinander durchgeführt werden, weil

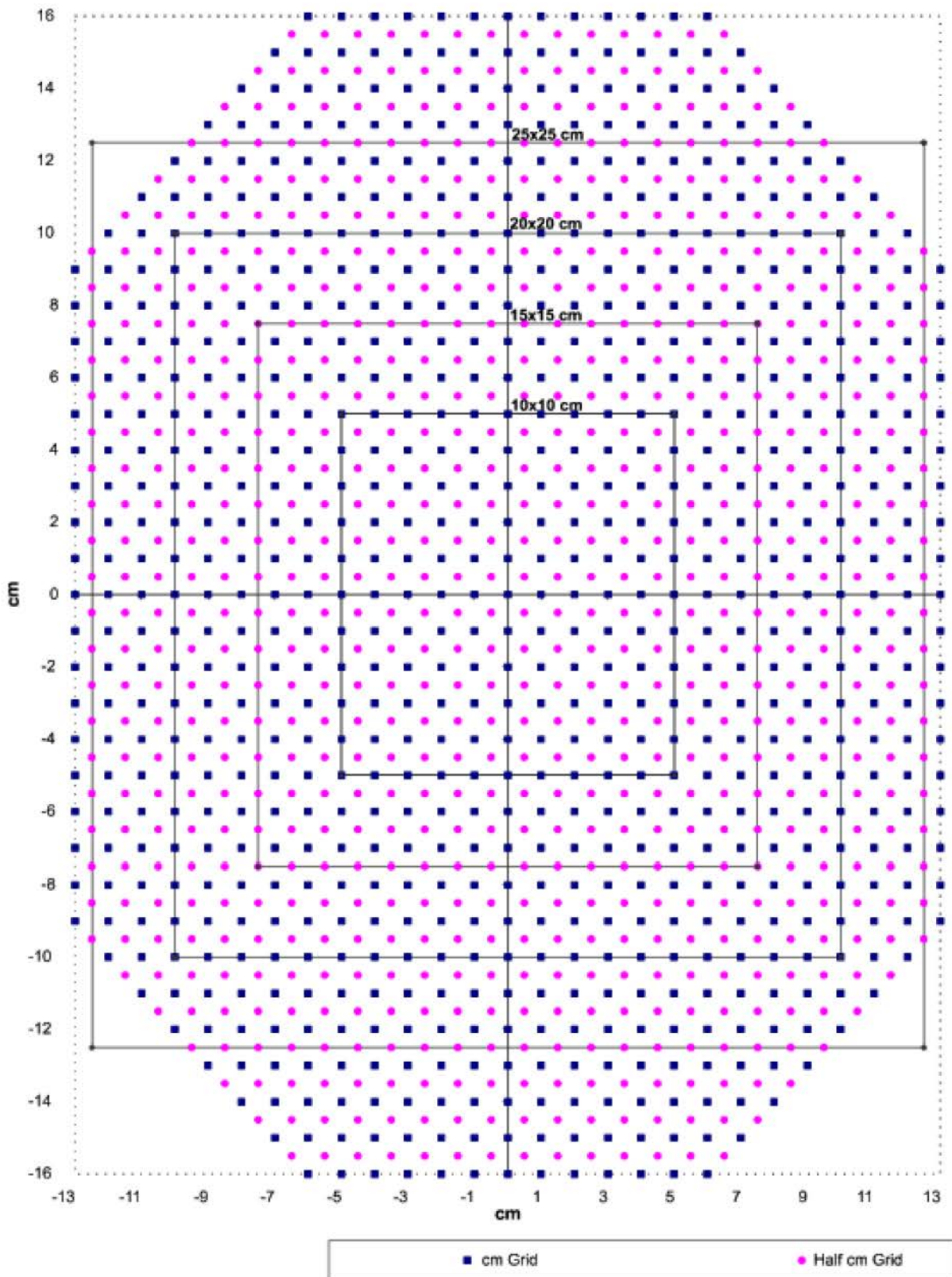


Abbildung 3.6: Schematische Draufsicht auf die Diodenfläche des MapCHECK. Entnommen aus [49].

kontinuierlich eine Hintergrundmessung durchgeführt wird, solange keine Messung stattfindet. Beim Start einer Messung werden laufende Hintergrundmessungen abgebrochen und auf die vorhergehende Hintergrundmessung zurückgegriffen. Die anderen beiden Korrekturfaktoren werden durch zwei Kalibrierprozeduren aufgenommen. Mit der ersten Kalibrierprozedur wird die Sensitivität der Dioden normalisiert, d.h. dass relative Sensitivitätsunterschiede zwischen den einzelnen Detektoren durch Korrekturfaktoren ausgeglichen werden. Das MapCHECK wird nach einer patientierten Kalibrierprozedur bestrahlt (Wide Field Array Calibration). Es werden 5×200 MU appliziert, wobei das MapCHECK zweimal um 90° gedreht wird und zweimal ein anderer Punkt in das Isozentrum verschoben wird. Diese Kalibrierung des Arrays hängt von der Dosisbelastung ab. Die Sensitivität der Dioden nimmt ca. um 0,5% ab nachdem 1000 Gy mit einem 6 MV-Photonenspektrum auf das MapCHECK appliziert wurden, und um 1 % pro 1000 Gy mit einem 10 MeV-Elektronenspektrum.

Eine Array Kalibrierung wurde sowohl am Anfang als auch am Ende der Messreihe vorgenommen, mit dem zeitlichen Abstand von zwei Monaten. Bei der Kalibrierung wird die Zentralsdiode als Referenz gesetzt und die Sensitivität aller anderen Dioden dazu im Verhältnis gesetzt. Zwischen den zu vergleichenden Kalibrierungen wurden mehr als 1000 Gy mit verschiedenen Energien auf das MapCHECK appliziert. In Abb. 3.7 ist der Unterschied zwischen der ersten und letzten Kalibrierung als Differenzmatrix dargestellt. Die Abweichung zwischen erster und zweiter Kalibrierung lagen im Bereich zwischen -2,89 und 0,69 %. Mehrheitlich lag die Abweichung zwischen 0 und -1 %.

Mit der zweiten Kalibrierung wird ein Korrekturfaktor für die Umrechnung der relativen Dosis in die Wasser-Energiedosis aufgenommen. Diese Kalibrierung kann optional vorgenommen werden, wenn Absolutdosiswerte gemessen werden sollen. Bei der Kalibrierung werden 100 MU auf ein $10 \times 10 \text{ cm}^2$ großes Feld appliziert. Dieses wird mit dem MapCHECK aufgenommen. Diese Bestrahlung wird mit einer Ionisationskammer unter den gleichen Bedingungen (Energie, Aufbauaterial und Rückstreumaterial) wiederholt, um einen Absolutdosiswert zu erhalten. Dieser Wert wird in die Software eingetragen. Aus der vorhergegangenen Messung und dem Absolutdosiswert wird ein Korrekturfaktor für die Berechnung der Wasser-Energiedosis erstellt.

Die Bedienung des Diodenarrays erfolgt über die Software SNC Patient von Sun Nuclear. Mit dieser Software werden die Kalibrierungen, Messungen und Auswertungen vorgenommen. Bestrahlungspläne können in dem in der Medizintechnik üblichen DICOM Dateiformat in der Software geöffnet werden und die Messungen mit den Plänen verglichen werden. Ebenso können Filme mit der Software ausgewertet werden und EPID Dateien im DICOM-Format wie die Pläne geöffnet werden. Es können relative und absolute Dosisverteilungen nach dem Distance-to-agreement oder dem Gamma-Kriterium verglichen werden. Eine Verschiebung zu vergleichenden Dosisverteilungen kann durch die Software berechnet und korrigiert werden. In der Software können Isodosenkurven, Differenzmatrizen und Querprofile angezeigt werden.

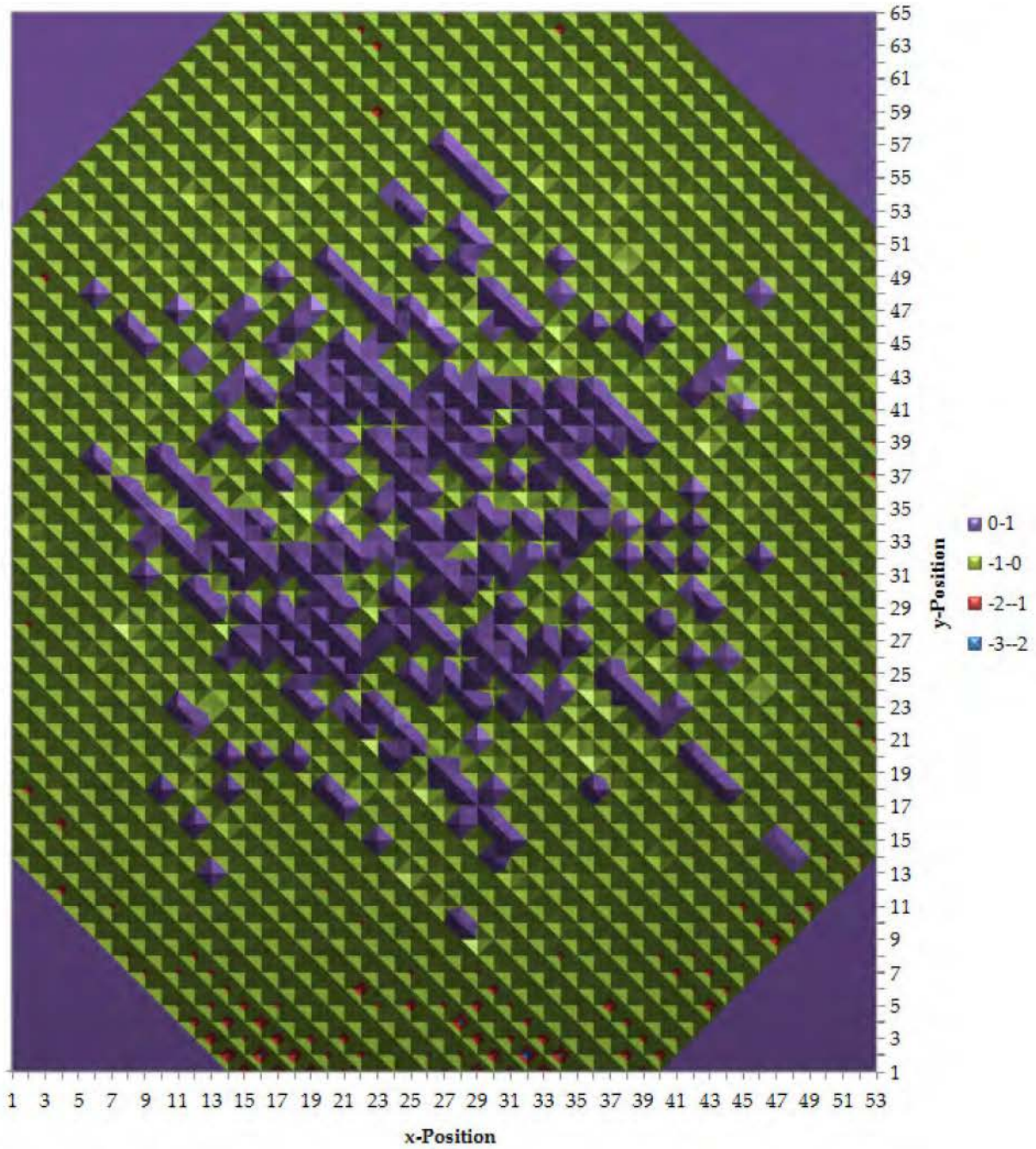


Abbildung 3.7: Differenzmatrize der Messwerte der ersten und letzten Kalibrierung. Die Abweichungen sind in Prozent dargestellt.

3.6 ArcCHECK

Das in Abb. 3.8 dargestellte ArcCHECK ist ein dreidimensionales Diodenarray. In einem Hohlzylinder sind 1386 Dioden helikal angeordnet, so dass sie einen Abstand von 1 cm zueinander besitzen. Im Zylinder integriert befinden sich $(3,28 \pm 0,01) \text{ g/cm}^2$ Aufbaumaterial und $(3,3 \pm 0,01) \text{ g/cm}^2$ Rückstreumaterial. Die Arraylänge beträgt 21 cm. Das ArcCHECK ist wie das MapCHECK in einen Dioden- und Elektronikbereich unterteilt, wobei die Elektronik keiner direkten Strahlung ausgesetzt werden darf. Der Hohlzylinder besitzt einen Außendurchmesser von 26,59 cm und einem Innendurchmesser von 15 cm im Diodenbereich. In den Zylinder können verschiedene Einsätze für unterschiedliche Anwendungszwecke eingebracht werden, z.B. kann darin eine Ionisationskammer oder ein Film positioniert werden. Als Einsatz kann aber auch einfach nur Festwasser verwendet werden. Ohne die Einsätze wiegt das ArcCHECK 16 kg. Das ArcCHECK ist vom Hersteller für Verifikationen von Rotationsbestrahlungen vorgesehen.

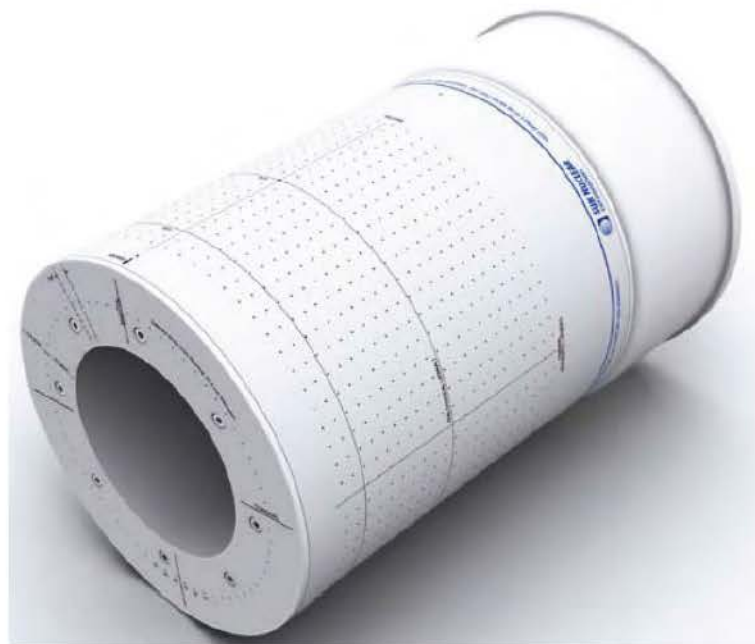


Abbildung 3.8: Dreidimensionales Diodenarray ArcCHECK. Entnommen aus [48].

Für die Messungen wird das ArcCHECK in einer mitgelieferten Halterung auf dem Bestrahlungstisch positioniert. Zur Überprüfung der Lage des ArcCHECKs dienen zwei Neigungsmesser, die in Verbindung mit vier LEDs stehen. Diese blinken solange, bis das ArcCHECK in der Waagerechten korrekt ausgerichtet ist und auf 0° eingestellt ist. Die 0° Ausrichtung bezieht sich auf eine bestimmte Diodenreihe, die senkrecht zum Strahl ausgerichtet sein muss.

Die Dioden im ArcCHECK entsprechen den Dioden im MapCHECK. Die Anwendung der Korrektur- und Kalibrierfaktoren erfolgt auf die gleiche Weise. Es existieren andere Kalibrierprozeduren aufgrund der unterschiedlichen geometrischen Diodenanordnung. Auch die Software zur Anwendung des Arrays ist dieselbe.

4 Messungen und Auswertungen

4.1 Kennmerkmale

4.1.1 Dosislinearität

Für das MapCHECK wurde die Dosislinearität durch Messungen überprüft, bei denen Monitor Units im Bereich zwischen 1 und 600 MU auf das MapCHECK abgestrahlt wurden. Jede verwendete MU wurde dreimal auf das MapCHECK appliziert und der Mittelwert der drei Messungen gebildet. Das MapCHECK wurde ohne zusätzliches Aufbau und Rückstreumaterial bestrahlt. Es wurde ein $20 \times 20 \text{ cm}^2$ großes quadratisches Feld eingestellt und ein Abstand von 100 cm SSD. Die unterschiedlichen Monitorunits wurden mit einem 6 und 15 MV-Photonenspektrum und 8 und 14 MeV-Elektronenspektrum aufgenommen. Die Messergebnisse sind in den Tabellen 4.1 und 4.2 dargestellt. Exemplarisch wurde die Dosislinearität für 15 MV-Photonenspektrum und 8 MeV-Elektronenspektrum in den Abb. 4.1 und 4.2 veranschaulicht.

Anzahl MU	6 MV-Spektrum		15 MV-Spektrum	
	Dosis [cGy]	SD	Dosis [cGy]	SD
1	0,81	0,01	0,64	0,03
2	1,96	0,00	1,91	0,08
5	5,23	0,03	5,16	0,03
10	10,41	0,04	10,52	0,03
20	20,91	0,05	20,93	0,03
30	31,34	0,11	31,40	0,06
40	41,84	0,11	41,87	0,05
50	52,23	0,03	52,35	0,01
100	104,35	0,09	104,67	0,11
200	208,75	0,06	209,64	0,02
300	313,23	0,13	314,77	0,07
400	417,90	0,23	420,26	0,25
500	522,81	0,16	525,41	0,01
600	627,87	0,30	630,99	0,37

Tabelle 4.1: Messergebnisse der Dosislinearität von Photonen.

Anzahl MU	8 MeV-Spektrum		14 MeV-Spektrum	
	Dosis [cGy]	SD	Dosis [cGy]	SD
1	1,33	0,04	1,32	0,03
2	2,28	0,02	2,22	0,02
5	5,22	0,02	4,88	0,03
10	10,24	0,02	9,54	0,04
20	19,98	0,04	18,64	0,03
30	29,66	0,05	27,68	0,03
40	39,37	0,06	36,73	0,06
50	49,04	0,05	45,74	0,08
100	97,36	0,12	91,30	0,01
200	193,10	0,83	182,03	0,03
300	290,48	0,03	272,78	0,01
400	388,21	0,51	363,14	0,47
500	486,27	0,16	454,93	0,08
600	584,45	0,62	546,02	0,17

Tabelle 4.2: Messergebnisse der Dosislinearität von Elektronen.

Aus den Abbildungen 4.1 und 4.2 kann man ablesen, dass der Messwert des MapCHECKs linear mit der Dosis ansteigt. Dieses Verhalten ist auch für die nicht dargestellten Energien gegeben und stimmt mit den Erkenntnissen anderer Forschungen überein [28] [32] [33]. Das Bestimmtheitsmaß betrug jeweils $R^2 = 1$.

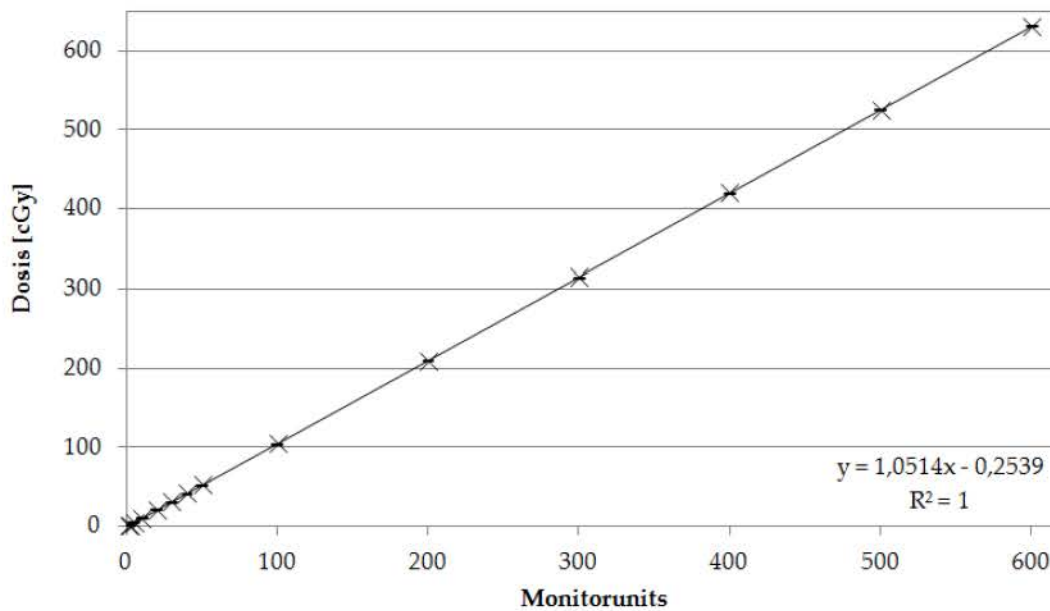


Abbildung 4.1: Messung Dosislinearität 15 MV-Photonenspektrum.

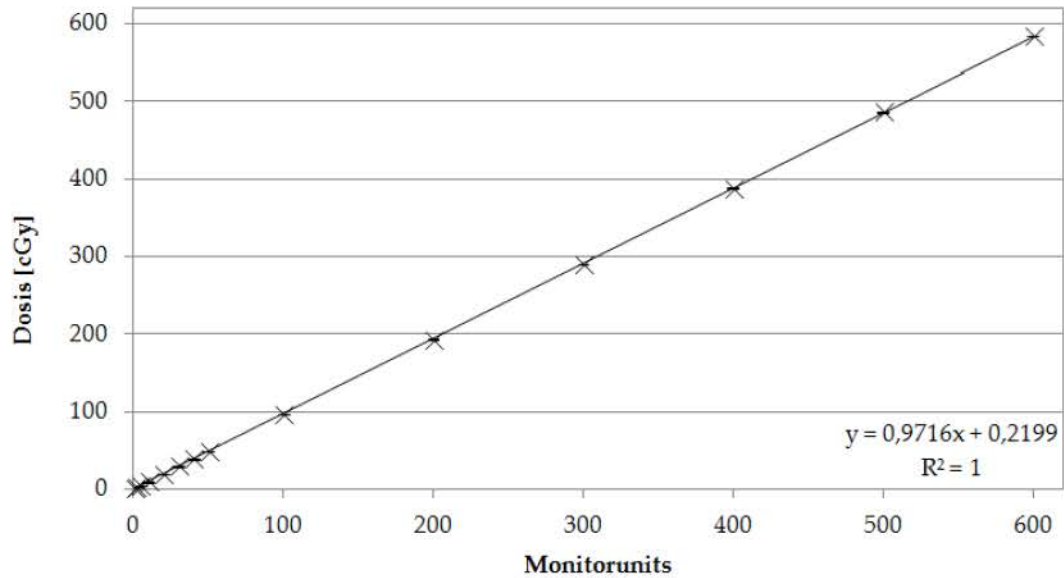


Abbildung 4.2: Messung Dosislinearität 8 MeV-Elektronenspektrum.

Mit den Messwerten für die Dosislinearität kann die Auflösung für kleine Monitorunits beurteilt werden. Diese ist in Abb. 4.3 für die Nennenergie von 6 MV für Photonen veranschaulicht. Auch hier zeigt sich ein lineares Verhalten des MapCHECKs ($R^2 \approx 1$), welches sich bei den anderen verwendeten Nennenergien ebenso darstellte.

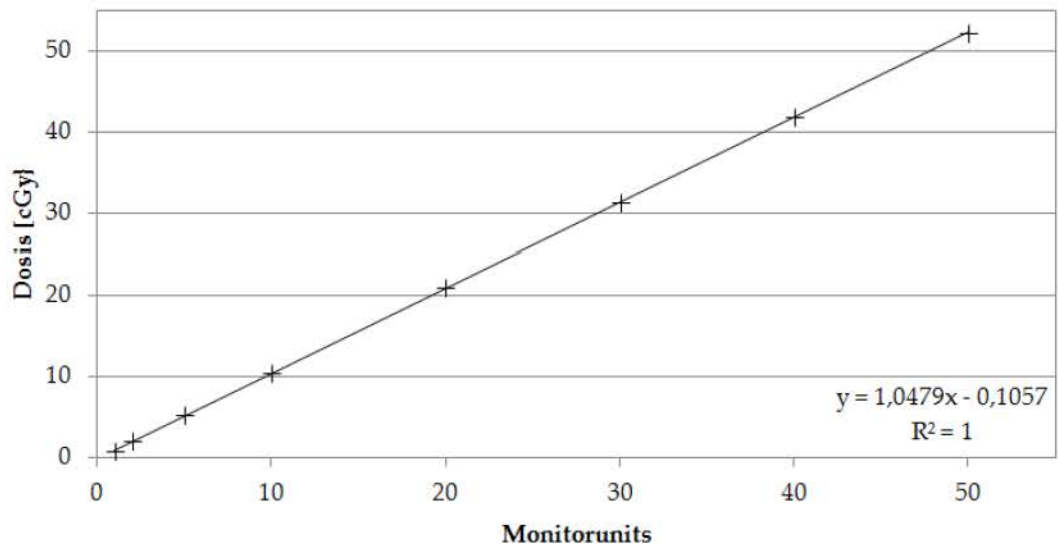


Abbildung 4.3: Messung Dosislinearität Auflösungsvermögen des MapCHECKs für kleine Monitor Units.

4.1.2 Energieabhängigkeit

Ein Dosimeter sollte idealerweise energieunabhängig messen. Mit den Messwerten für die Dosislinearität aus Tabelle 4.1 und 4.2 kann die Energieabhängigkeit beurteilt werden. Dazu werden jeweils die Messwerte der verschiedenen Elektronen- und Photonenenergien in einem Diagramm aufgetragen. Wenn das MapCHECK energieunabhängig misst, so ergibt sich die gleiche Steigung für unterschiedliche Energien [23]. Ausgewertet wurde nur die Zentralsdiode, weil sonst die Energieabhängigkeit durch unterschiedliche Strahlqualitäten bei Anwendung verschiedener Energien nicht beurteilt werden kann. In Abb. 4.4 und 4.5 ist die Energieabhängigkeit für Photonen und Elektronen dargestellt.

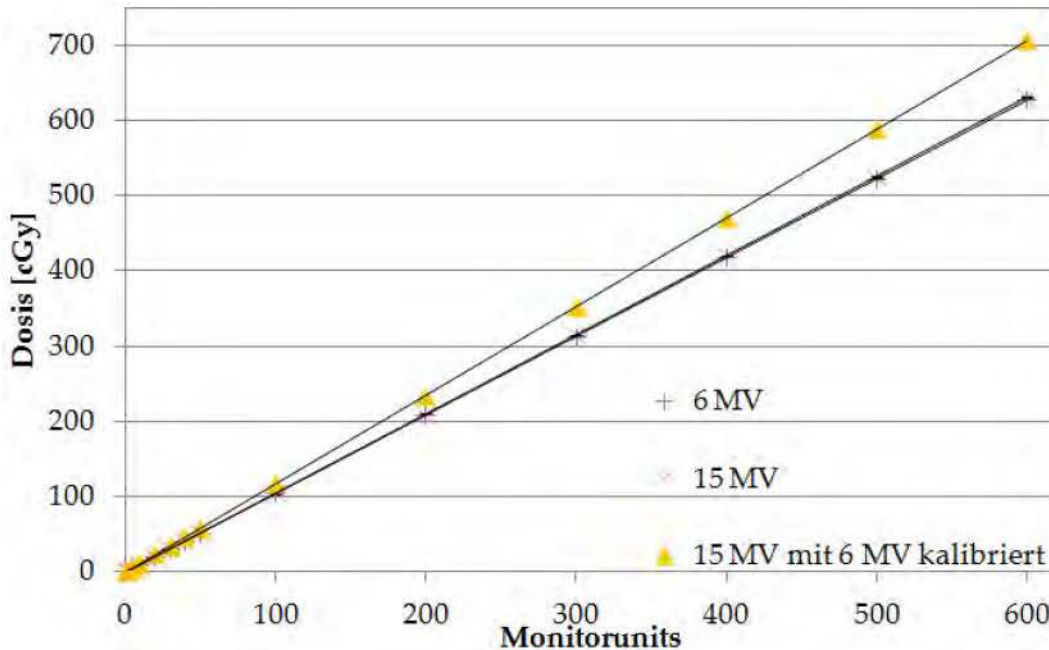


Abbildung 4.4: Darstellung der Dosislinearität von 6 und 15 MV-Photonenspektren zur Beurteilung der Energieabhängigkeit.

Die Messwerte des 15 MV-Photonenspektrums und des 14 MeV-Elektronenspektrums wurden mit zwei Kalibrierungen ausgewertet. Zunächst wurde mit der zum Spektrum gehörenden Kalibrierung ausgewertet. In einem zweiten Schritt wurde auf die Messung des 15 MV-Spektrums die zum 6 MV-Spektrum gehörende Kalibrierung angewandt und auf die Messung des 14 MeV-Spektrums die Kalibrierung des 8 MeV-Spektrums. Aus Abb. 4.4 kann man ablesen, dass die energiespezifische Kalibrierung die Energieabhängigkeit der Dioden für die Photonenspektren aufhebt, weil sich die Steigung der Geraden des 15 MV-Spektrums ändert. Bei den 8 und 14 MeV-Elektronenspektren zeigt sich in Abb. 4.5 nur ein geringer Unterschied durch die Anwendung der unterschiedlichen Kalibrierungen. Es bleibt eine Energieabhängigkeit bestehen. Dies könnte an der unterschiedlichen Rückstreuung von Elektronen mit niedrigen Energien durch Materialien hoher Ordnungszahl wie z.B. der Metallkontaktstelle der Dioden liegen, wie es auch von [27] beschrieben wurde. Für die Photonenspektren betrug das Bestimmtheitsmaß $R^2 \approx 1$ und für die Elektronenenergien $R^2 = 0,998$, wenn die energiespezifische Kalibrierung angewandt wurde. Für die einzelnen Dosislinearitäten betrug das Bestimmtheitsmaß jeweils eins.

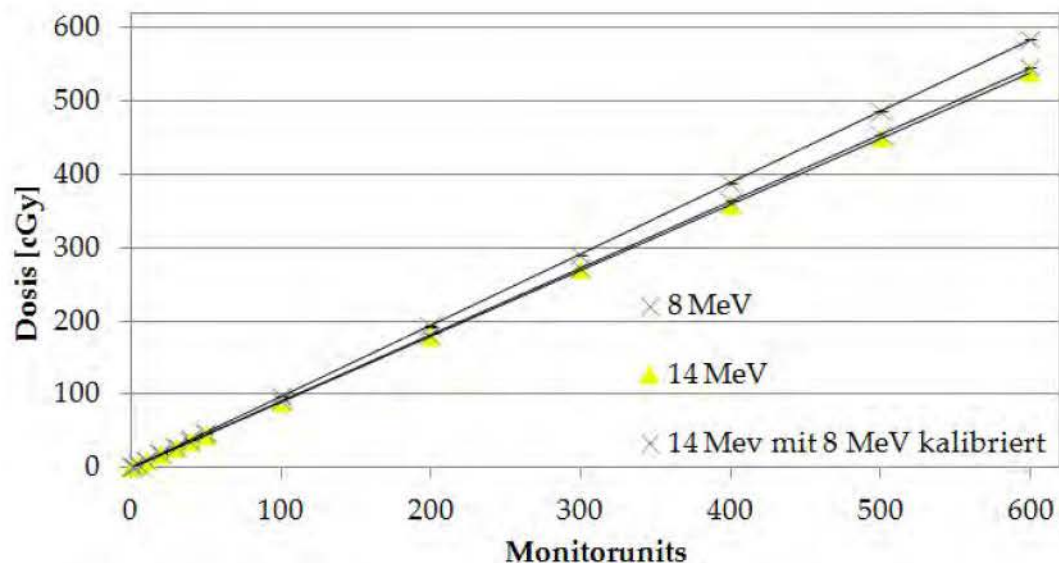


Abbildung 4.5: Darstellung der Dosislinearität von 8 und 14 MeV-Elektronenspektren zur Beurteilung der Energieabhängigkeit.

4.1.3 Zeitstabilität

Die Kurzzeitstabilität des MapCHECKs wurde in zwei Messungen überprüft. Der Messaufbau ist in Abb. 4.6 veranschaulicht. Das MapCHECK wurde ohne Aufbau material aber mit 10 cm Rückstreumaterial auf dem Bestrahlungstisch positioniert. In das Rückstreumaterial wurde als Referenzkammer die Ionisationskammer CC04 integriert. Die Referenzkammer diente dem Nachweis der Stabilität des Linearbeschleunigers. Auf diese Weise kann beurteilt werden, ob Schwankungen in den Messwerten durch das Dosimeter selbst oder durch den Linearbeschleuniger erzeugt wurden. In 5 Minuten Abständen wurden jeweils 100 MU mit einem 6 MV-Photonenspektrum über eine Stunde hinweg auf die Dosimeter appliziert.



Abbildung 4.6: Messaufbau für die Messung der Zeitstabilität. Unterhalb des MapCHECKs befindet sich die CC04 als Referenzkammer.

Zunächst wurde die Anfangszeitstabilität des MapCHECKs überprüft. Das bedeutet, dass das MapCHECK direkt zur Messung verwendet wurde. Dieses ist insofern interessant, da z.B. der Ionisationskammerarray MatriXX von der Firma IBA vor Verwendung 15 Minuten Vorwärmzeit für die Elektronik benötigt und mit ca. 10 Gy vorbestrahlt werden musste, damit die Messwerte konstant waren [23]. Die Messwerte der Anfangszeitstabilität sind in Tabelle 4.3 und Abb. 4.7 dargestellt.

Minuten	Absolutdosis [cGy]		Prozentuale Differenz	
	MapCHECK	CC04	MapCHECK	CC04
0	110,18	98,49		
5	110,15	98,47	-0,02	-0,02
10	110,24	98,5	0,06	0,01
15	110,2	98,3	0,02	-0,19
20	110,37	98,57	0,17	0,08
25	110,41	98,52	0,21	0,03
30	110,41	98,35	0,21	-0,14
35	110,38	98,49	0,19	0
40	110,44	98,27	0,24	-0,22
45	110,47	98,24	0,27	-0,25
50	110,59	98,41	0,37	-0,08
55	110,55	98,37	0,34	-0,12
60	110,57	98,24	0,35	-0,25
Summe	1434,95	1279,22		

Tabelle 4.3: Messergebnisse der Anfangszeitstabilität.

Minuten	Absolutdosis [cGy]		Prozentuale Differenz	
	MapCHECK	CC04	MapCHECK	CC04
0	110,5	98,61		
5	110,51	98,69	0,01	0,08
10	110,45	98,59	-0,04	-0,02
15	110,48	98,57	-0,01	-0,04
20	110,37	98,49	-0,11	-0,12
25	110,41	98,46	-0,08	-0,15
30	110,33	98,45	-0,14	-0,16
35	110,35	98,33	-0,13	-0,28
43	110,33	98,52	-0,15	-0,09
45	110,35	98,61	-0,13	0
50	110,38	98,41	-0,11	-0,2
55	110,34	98,35	-0,14	-0,26
60	110,29	98,29	-0,18	-0,33
Summe	1435,1	1280,37		

Tabelle 4.4: Messergebnisse der Zeitstabilität nach Vorbestrahlung.

In Abb. 4.7 sind die Absolutdosiswerte des MapCHECK blau und die der CC04 rot dargestellt. Ebenfalls in blau sind die Differenzen der Messwerte des MapCHECKs im Vergleich zur ersten Messung in Prozent aufgetragen und in rot die gleichen Werte für die CC04 Ionisationskammer. In einer weiteren Messung wurde die Zeitstabilität nach Vorbestrahlung erfasst. Diese Messergebnisse sind in Tabelle 4.4 und in Abb. 4.8 dargestellt mit identischer farblicher Kennzeichnung der einzelnen Kurven.

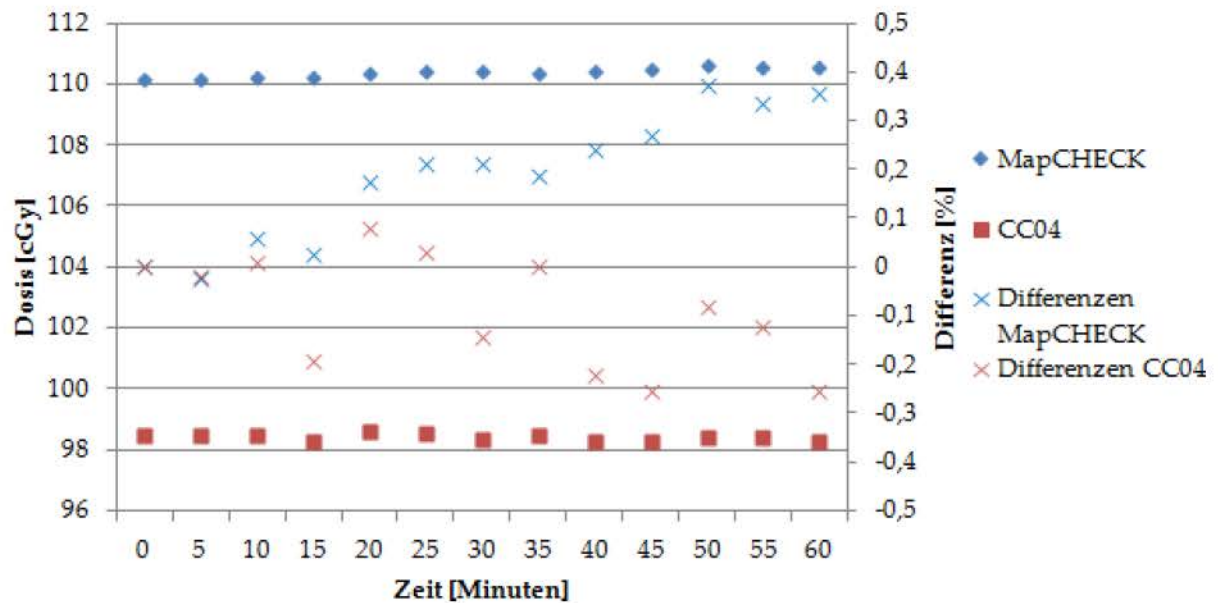


Abbildung 4.7: Messergebnisse der Anfangszeitstabilität: In blau sind die Absolutdosiswerte des MapCHECKs dargestellt und in rot die der CC04. Als Kreuze in blau und rot sind die prozentualen Differenzen der Messungen von den jeweils ersten Messwerten des MapCHECKs und der CC04 dargestellt.

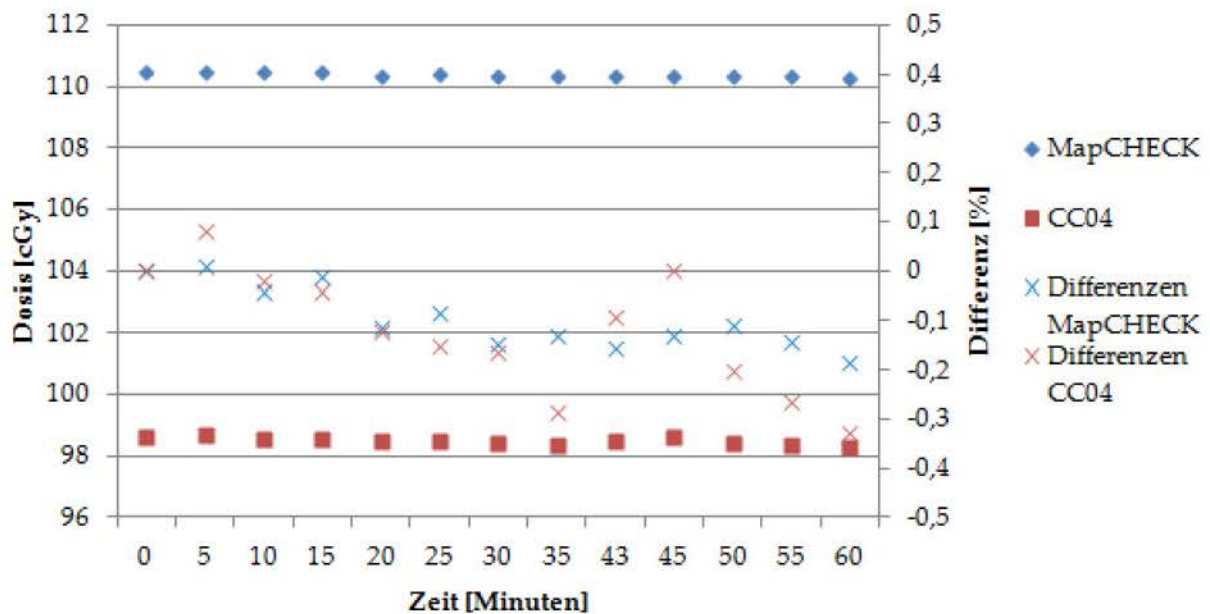


Abbildung 4.8: Messergebnisse der Zeitstabilität nach Vorbestrahlung: In blau sind die Absolutdosiswerte des MapCHECKs dargestellt und in rot die der CC04. Als Kreuze in blau und rot sind die prozentualen Differenzen der Messungen von den jeweils ersten Messwerten des MapCHECKs und der CC04 dargestellt.

Die maximale Differenz der Messwerte zum ersten Messwert des MapCHECKs bei der Anfangszeitstabilität bezieht sich auf 0,37 % und bei der CC04 auf 0,25 %. Bei der Zeitstabilität nach Vorbestrahlung beträgt die Differenz der Messwerte des MapCHECKs maximal 0,18 % und bei der CC04 0,32 % im Vergleich zum ersten gemessenen Wert. Die Drift der Messwerte des Map-

CHECKs beläuft sich auf weniger als 1% in einer Stunde und erfüllt somit die in der Literatur [41] angegebenen Kriterien für Dioden.

Die relative Standardabweichung der Messwerte für die Anfangszeitstabilität des MapCHECKs beträgt 0,14% und die der CC04 0,12%. Für die Messwerte nach Vorbestrahlung beziffert sich die relative Standardabweichung für das MapCHECK auf 0,06% und auf 0,12% für die CC04. Durch die Messung kann die Reproduzierbarkeit des MapCHECKs beurteilt werden. Diese ist vergleichbar mit der CC04 und stimmt mit bereits veröffentlichten Daten überein [33].

4.1.4 Summendosis

Der Vergleich einer Einzeldosis, die auf einmal appliziert wurde, mit einer Dosis, die aus der Summe mehrerer Applikationen besteht, ist ein Teil der regelmäßigen Überprüfung des Linearbeschleunigers. Aus den Messwerten der Zeitstabilität kann eine Summendosis gebildet werden (aus 13×100 MU). Im Anschluss an die Messung der Zeitstabilität wurden die Dosimeter jeweils mit 1300 MU bestrahlt, um einen Vergleich mit der Summendosis durchführen zu können. Die Messung wurde unter den gleichen Bedingungen wie die vorhergehenden Messungen durchgeführt. Die von den Dosimetern gemessenen Summen- und Einzeldosen sind in Tabelle 4.5 zusammen mit dem prozentualen Unterschied zwischen diesen Werten veranschaulicht.

	Zeitstabilität		Anfangszeitstabilität	
	MapCHECK	CC04	MapCHECK	CC04
Summendosis (13×100 MU) [cGy]	1435	1280	1435	1279
Einzeldosis (1300 MU)[cGy]	1433	1277	1436	1276
prozentualer Unterschied	0,14	0,23	0,07	0,24

Tabelle 4.5: Vergleich der Messergebnisse der Summen- und Einzeldosis.

Der Unterschied zwischen der Summen- und Einzeldosis fällt beim MapCHECK geringer aus als bei der Messung mit der CC04. Das bedeutet, dass das MapCHECK für diese Messungen eingesetzt werden kann.

4.1.5 Gantrywinkel

In einer Versuchsreihe wurde exemplarisch die Winkelabhängigkeit des MapCHECKs aufgenommen. Dazu wurden an der Gantry die Winkel 0, 5, 10, 45, 90 und 180° eingestellt. Es wurde ein 20×20 cm² großes Feld verwendet. Das MapCHECK wurde isozentrisch ausgerichtet. Pro Gantrywinkel wurden 3×100 MU mit einem 6 MV-Photonenspektrum abgestrahlt und die Messdaten aufgenommen. Es wurde kein zusätzliches Aufbau- oder Rückstreumaterial verwendet. Bei dem 180° Gantrywinkel wurden zwei verschiedene Messaufbauten angewendet um den Einfluss des Behandlungstisches beurteilen zu können. Zunächst lag das MapCHECK, wie bei den vorherigen Messungen, flach auf dem Behandlungstisch. Dabei wurde durch den Tisch hindurch das MapCHECK von seiner Rückseite bestrahlt. Für den zweiten Messaufbau, der in Abb. 4.9 zu sehen ist, wurde das MapCHECK senkrecht auf dem Behandlungstisch positioniert und der Gantrywinkel auf 90° eingestellt. Die Ausrichtung des MapCHECKs erfolgte isozentrisch.

Für die Auswertung wurde nur die Zentralsdiode berücksichtigt, weil sich die Feldfläche durch den Einstrahlwinkel verändert. Die Messergebnisse sind in Tabelle 4.9 zu sehen. Zwischen 5, 10, 45 und 180° gab es im Vergleich zu 0° eine maximale Abweichung von 2,63%. Bei dem 90° Gantrywinkel gab es eine Abweichung von 34% im Vergleich zur Dosis bei 0°. Zwischen der Bestrahlung mit und ohne Behandlungstisch bei 180° Gantrywinkel betrug die Abweichung von 0,21%.

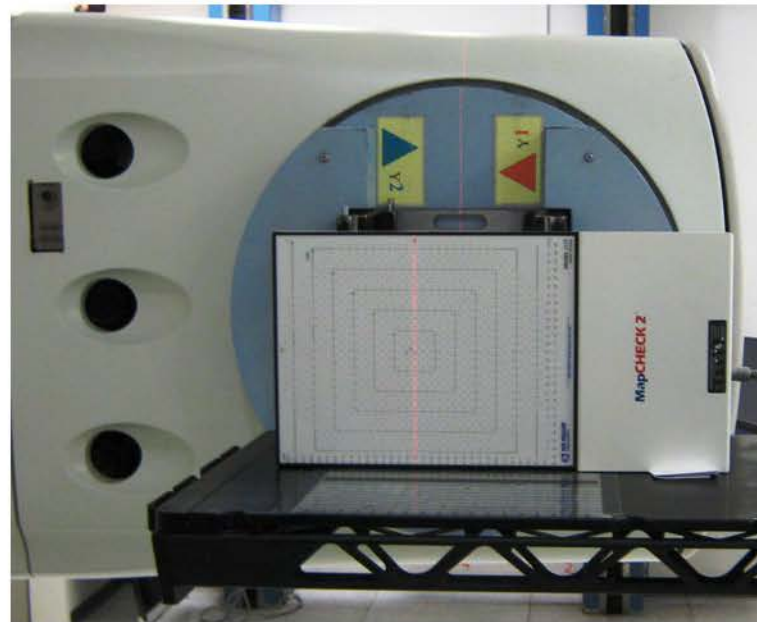


Abbildung 4.9: Messaufbau Messung der Winkelabhängigkeit ohne Bestrahlungstisch.

Winkel [°]	Dosis [cGy]	Standardabweichung	Differenz zu 0°
0	107,47	0,07	
5	107,39	0,1	-0,09
10	107,49	0,01	0,02
45	108,16	0,02	0,69
90	71,28	0,04	-36,19
180	109,89	0,05	2,42
180 ohne Tisch	110,1	0,17	2,63

Tabelle 4.6: Messergebnisse in Abhängigkeit vom Gantrywinkel.

Die Dosis, die von den Dioden im MapCHECK gemessen wird, hängt vom Einstrahlwinkel ab. Dies entsteht dadurch, dass die Dioden selbst unsymmetrisch aufgebaut sind und dass sich im Array über den Dioden mit Luft gefüllte Hohlräume befinden [29]. Die Hohlräume werden in einem CT-Bild des Arrays in Abb. 4.10 sichtbar. Aus den Messergebnissen lässt sich ableiten, dass das MapCHECK nicht für Messungen von Dosiswerten, die im 90 oder 270° Winkel appliziert werden, geeignet ist. Dieses stimmt mit den Ergebnissen anderer Forschungen überein [27]. Der Einfluss des Behandlungstisches auf die Messwerte war so gering, dass dieser vernachlässigt werden kann.

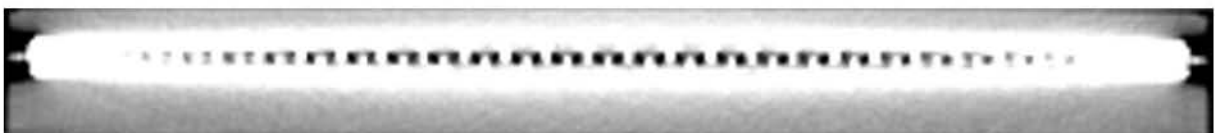


Abbildung 4.10: CT Aufnahme des MapCHECKs. Die schwarzen Löcher im MapCHECK sind Luftlöcher zwischen den Leiterplatten, auf denen die Dioden befestigt sind.

4.1.6 Outputfaktoren

Die Dosis ist von der Feldgröße abhängig. Dies wird durch die Streuung der im Strahlengang gelegenen Komponenten verursacht. Mit steigender Feldgröße erhöht sich die Dosis durch zunehmende Streuung. Diese Abhängigkeit kann durch die Outputfaktoren beschrieben werden. Die Outputfaktoren OF verdeutlichen die physikalischen Zusammenhänge zwischen der Dosis D_W bei der Energie E und der Feldgröße A in der Tiefe Z . Berechnet werden die Outputfaktoren durch eine Dosis mit einer bestimmten Energie, Feldgröße und Messtiefe, geteilt durch eine Dosis mit einer bestimmten Energie, der Referenztiefe z_{max} und der Referenzfeldgröße A_{ref} [18]:

$$OF(E, A, z) = \frac{D_W(E, A, z)}{D_W(E, A_{ref}, z_{max})} \quad (4.1)$$

Mit diesem Wissen kann die Dosis abhängig von Feldgröße und Energie berechnet werden.

Um das Streuverhalten des Diodenarrays im Vergleich zur Ionisationskammer beurteilen zu können, wurde die von der Zentralsdiode gemessene Dosis bei verschiedenen Feldgrößen ausgewertet. Für die Messung wurde das MapCHECK isozentrisch auf dem Bestrahlungstisch positioniert mit 10 cm zusätzlichem Rückstreumaterial und insgesamt 5 cm Aufbaumaterial. Es wurden Feldgrößen von 3×3 bis $26 \times 26 \text{ cm}^2$ verwendet. Dabei wurden pro Feldgröße $3 \times 100 \text{ MU}$ auf das MapCHECK appliziert. Diese Messung wurde mit der Ionisationskammer CC04 unter den gleichen Bedingungen wiederholt.

Feldgröße	MapCHECK			CC04		
	Dosis [cGy]	SD	Normiert [%]	Dosis [cGy]	SD	Normiert [%]
3	83,82	0,25	85,43	56,50	48,72	85,78
4	87,04	0,29	89,48	58,94	50,80	89,48
5	89,45	0,32	91,95	60,58	52,20	91,97
6	91,86	0,45	94,43	62,25	53,53	94,51
8	94,86	0,29	97,51	64,22	55,38	97,50
10	97,28	0,32	100,00	65,87	56,78	100,00
12	99,28	0,26	102,06	67,20	57,99	102,03
14	100,71	0,36	103,53	68,20	58,77	103,54
16	101,86	0,36	104,71	68,98	59,44	104,72
18	102,89	0,33	105,77	69,66	60,06	105,77
20	103,74	0,28	106,64	70,22	60,58	106,61
22	104,40	0,28	107,32	70,67	60,97	107,29
24	104,96	0,26	107,89	71,04	61,31	107,85
26	105,25	0,08	108,19	71,18	61,58	108,06

Tabelle 4.7: Messergebnisse Outputfaktoren 6 MV-Photonenspektrum.

In Tabelle 4.7 und Abb. 4.11 sind die Messergebnisse dargestellt. Die Dosis wurde jeweils auf das $10 \times 10 \text{ cm}^2$ Feld normiert, also wurde der Outputfaktor auf eins normiert. Das Signal der Zentralsdiode steigt in gleicher Weise mit zunehmender Feldgröße an, wie das Signal der Ionisationskammer. Das heißt, dass das MapCHECK ein ähnliches Streuverhalten aufweist wie die in Festwasser positionierte Ionisationskammer. In der Literatur wurde ein derartiger Vergleich mit dem MapCHECK und einer Ionisationskammer durchgeführt, was zu dem gleichen Ergebnis führte [28].

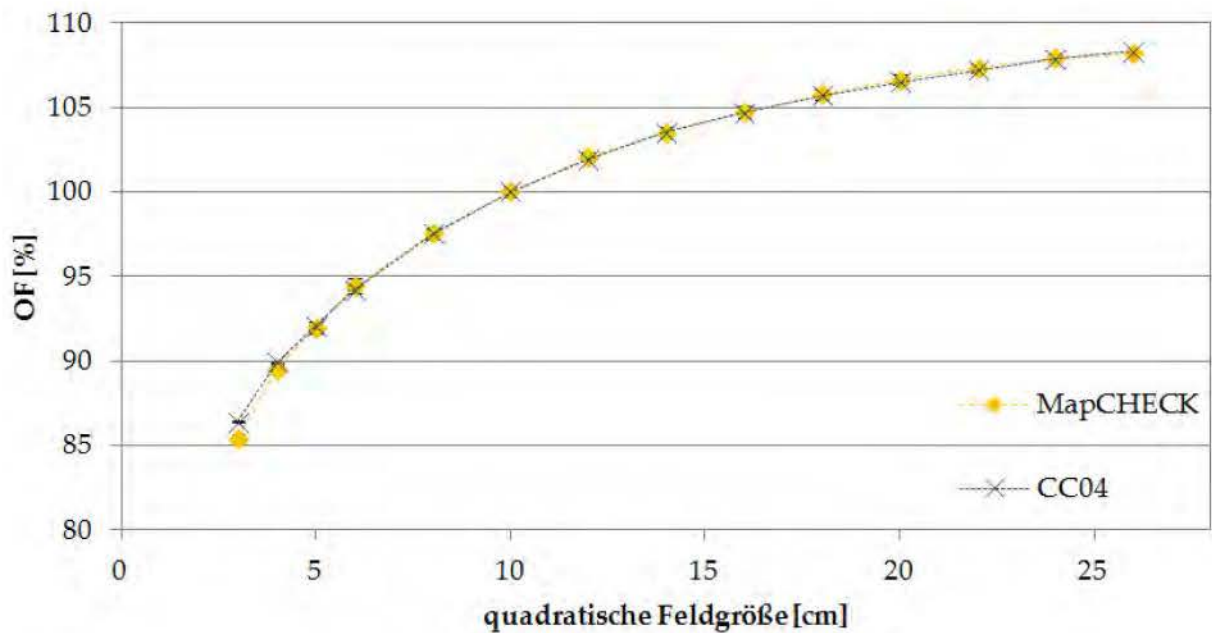


Abbildung 4.11: Verlauf der Messergebnisse der Outputfaktoren für das MapCHECK und die CC04 in Festwasser.

4.1.7 Rückstreumaterial

In einer Messreihe sollte festgestellt werden, welchen Einfluss zusätzliches Rückstreumaterial auf die Messergebnisse mit dem MapCHECK hat. Das MapCHECK selbst besitzt Rückstreumaterial, welches einer Wasserschicht von einer Dicke von 2,75 cm entspricht.



Abbildung 4.12: Das MapCHECK positioniert auf 10 cm Rückstreumaterial.

Für die Messungen wurden 6 und 15 MV-Photonenspektren verwendet und jeweils 3×100 MU pro Materialdicke appliziert. Es wurde eine Feldgröße von $20 \times 20 \text{ cm}^2$ eingestellt und jeweils ein SSD von 100 cm. Als Rückstreumaterial dienen 1 cm dicke RW3 Platten der Firma PTW (Physikalisch-Technische Werkstätten, Freiburg). Dieses Rückstreumaterial wurde wie in Abb. 4.12 zu sehen unter das MapCHECK gelegt. Nach der Aufnahme von drei Messwerten wurde jeweils 1 cm Rückstreumaterial entfernt. Die Messergebnisse sind in Tabelle 4.8 und 4.9 darge-

4 Messungen und Auswertungen

stellt. Es wurde der Mittelwert aus dem $10 \times 10 \text{ cm}^2$ Bereich um das Isozentrum herum gebildet, um nicht den Bereich der Penumbra zu erfassen. Es wurde der Mittelwert aus den drei Messungen gebildet. Außerdem wurde die prozentuale Abweichung der Dosis im Vergleich zu 0 cm Rückstreumaterial dargestellt.

Rückstreumaterial [cm]	Dosis [cGy]	SD	Vergleich zu 0 cm [%]
0	108	0,04	
1	108,59	0,02	0,55
2	109,04	0,04	0,97
3	109,35	0,04	1,25
4	109,65	0,02	1,53
5	109,86	0,03	1,72
6	109,99	0,07	1,85
7	110,11	0,03	1,96
8	110,17	0,05	2,01
9	110,31	0,04	2,14
10	110,42	0,05	2,25

Tabelle 4.8: Messergebnisse in Abhängigkeit von der Dicke des Rückstreumaterials 6 MV-Photonenspektrum.

Rückstreumaterial [cm]	Dosis [cGy]	SD	Vergleich zu 0 cm [%]
0	109,9	0,04	
1	110,3	0,07	0,36
2	110,39	0,03	0,44
3	110,48	0,06	0,53
4	110,71	0,05	0,74
5	110,86	0,04	0,88
6	110,65	0,55	0,68
7	110,93	0,07	0,94
8	111,07	0,03	1,06
9	111,03	0,04	1,03
10	111,02	0,03	1,02

Tabelle 4.9: Messergebnisse in Abhängigkeit von der Dicke des Rückstreumaterials 15 MV-Photonenspektrum.

In Abb. 4.13 ist der Einfluss der Dicke des Rückstreumaterials auf die Absolutdosis dargestellt. Sowohl für das 6 als auch für 15 MV-Photonenspektrum ist ein Anstieg der Absolutdosis zu sehen. Für das 6 MV-Photonenspektrum kann beobachtet werden, dass der Unterschied kontinuierlich mit der Dicke des Rückstreumaterials abnimmt und ab ca. 6 cm im Bereich von 0,1% schwankt. Dieses Verhalten besteht für das 15 MV-Photonenspektrum nicht. Es stellt sich keine kontinuierliche Messwertveränderung dar.

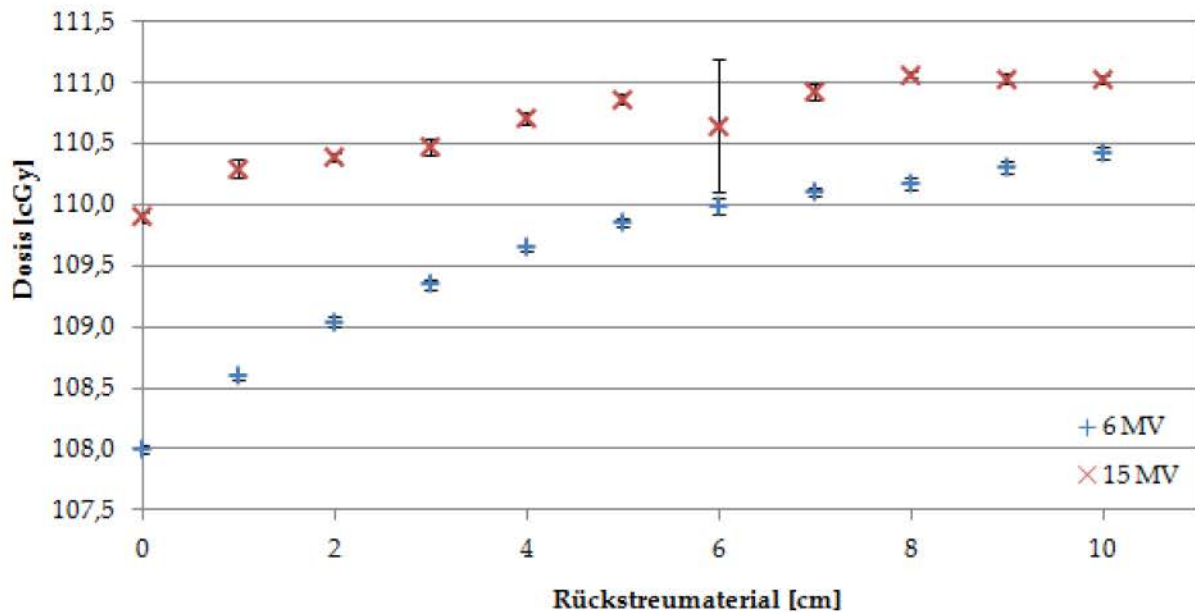


Abbildung 4.13: Einfluss der Dicke des Rückstreumaterials auf den Absolutdosiswert.

Bei dem 6 MV-Photonenspektrum gab es im Vergleich von 0 cm zu 10 cm Rückstreumaterial ein um 2,2 % und bei 15 MV-Photonenspektrum eine um 1,02 % größere Dosis. Im Vergleich zwischen 6 und 15 MV-Photonenspektrum wird bei 6 MV-Photonenspektrum mehr zurück gestreut. Der Grund dafür ist, dass die Photonen bei höheren Energien mehr in “Vorwärtsrichtung” als in “Rückwärtsrichtung” streuen. Das bedeutet, dass bei Absolutdosismessungen darauf geachtet werden muss, womit verglichen wird und ob zusätzliches Rückstreumaterial benötigt wird.

4.1.8 Tiefendosis

Mit dem MapCHECK kann die Tiefendosiskurve erfasst werden. Allerdings gibt es dabei Einschränkungen. Zum einen kann die Tiefendosiskurve nicht von Null an aufgenommen werden, weil sich in dem MapCHECK schon 2 cm integriertes Aufbaumaterial befindet. Zum anderen ist eine Aufnahme der Tiefendosiskurve sehr aufwändig, weil zwischen den Messungen immer wieder Aufbaumaterial zugefügt werden muss. Wenn man einen Vergleich mit dem Wasserphantom vornehmen möchte, muss die Tischhöhe mit verändert werden. Deswegen wurden nur Querprofile in den Tiefen 2, 5, 10, 15, und 20 cm aufgenommen. Es wurde pro Tiefe jeweils dreimal mit einer Feldgröße von $10 \times 10 \text{ cm}^2$ und 200 MU jeweils mit einem 6 und 15 MV-Photonenspektrum eingestrahlt. Als Rückstreumaterial wurde ein ca. 10 cm dicker Acrylblock eingesetzt, der dem Rückstreumaterial bei der regelmäßigen Überprüfung des Linearbeschleunigers entspricht. Der Grundaufbau der Messungen ist in der Abb. 4.14 zu sehen. Die Messung wurde sowohl mit dem MapCHECK als auch mit einer CC04 Kammer als Referenz durchgeführt. Es wurde isozentrisch gemessen, weil die regelmäßige Überprüfung des Linearbeschleunigers auf diese Art erfolgt. Die Messwerte sind in den Tabellen 4.10 und 4.11 dargestellt und in den Abbildungen 4.15 und 4.16 veranschaulicht. Es wurde jeweils nur die Zentralsdiode zum Vergleich mit der Ionisationskammer ausgewertet.

4 Messungen und Auswertungen



Abbildung 4.14: Beispiel Messaufbau Tiefendosismessung: links CC04 in 10 cm Tiefe, rechts MapCHECK in 20 cm Tiefe.

Tiefe [cm]	MapCHECK		CC04		Differenz [%]
	Dosis [cGy]	SD	Dosis [cGy]	SD	
2	212,97	0,002	215,26	0,45	1,06
5	197,33	0,001	200,32	0,42	1,49
10	166,50	0,002	167,16	0,05	0,39
15	137,10	0,001	137,16	0,01	0,04
20	111,63	0,001	111,62	0,03	-0,01

Tabelle 4.10: Messergebnisse Tiefendosis 6 MV-Photonenspektrum.

Tiefe [cm]	MapCHECK		CC04		Differenz [%]
	Dosis [cGy]	SD	Dosis [cGy]	SD	
2	0,002	207,30	215,56	0,13	3,83
5	0,002	215,53	216,33	0,11	0,37
10	0,002	192,03	190,9	0,04	-0,60
15	0,001	168,27	166,21	0,07	-1,24
20	0,002	146,47	144,28	0,14	-1,52

Tabelle 4.11: Messergebnisse Tiefendosis 15 MV-Photonenspektrum.

Bei dem 6 MV-Photonenspektrum betrug der maximale Unterschied zwischen den Messwerten der CC04 und des MapCHECKs 1,49%. Dies trifft auch in etwa bis auf eine Messung mit 3,83% Abweichung für das 15 MV-Photonenspektrum zu. Messungen in gewissen Tiefen sind mit dem MapCHECK möglich und bieten im Vergleich mit einer Ionisationskammer zusätzliche Informationen.

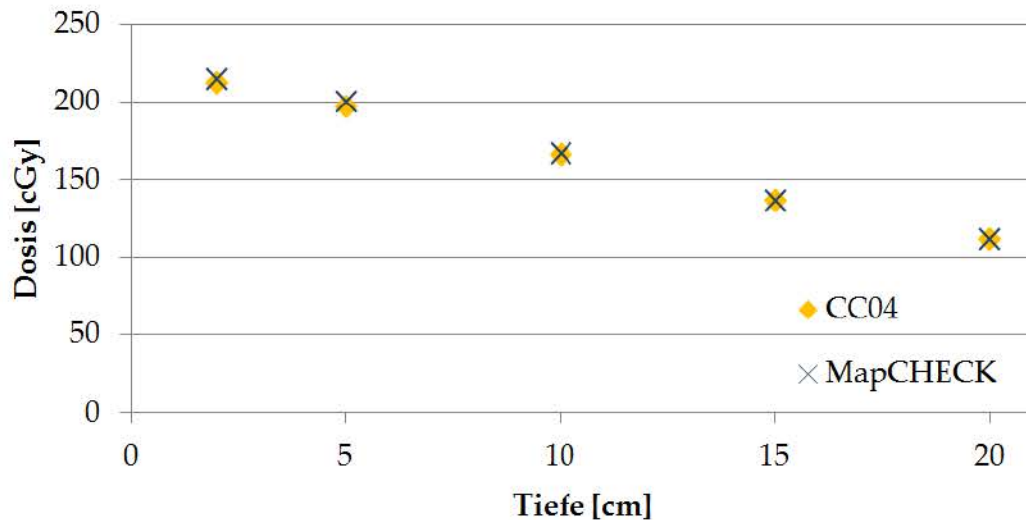


Abbildung 4.15: Messergebnisse Tiefendosismessung 6 MV-Photonenspektrum.

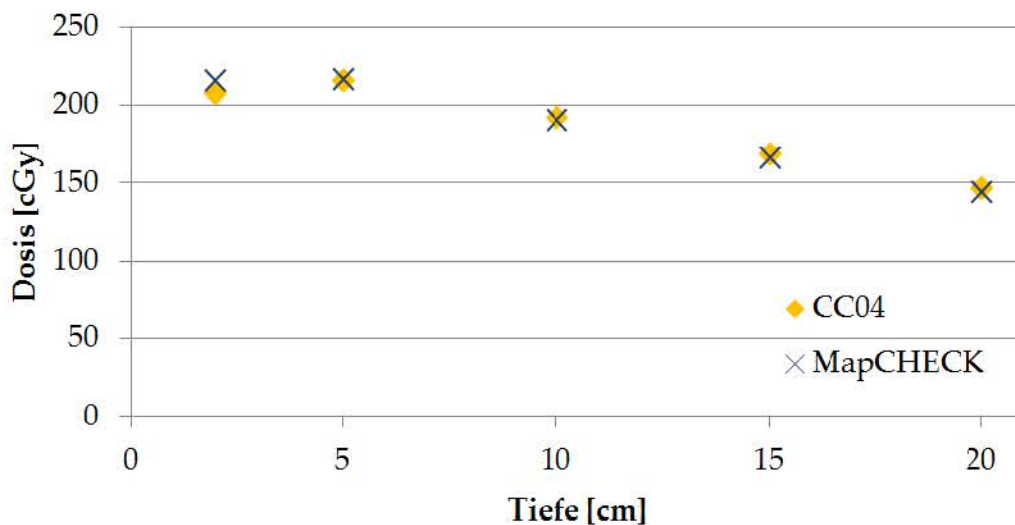


Abbildung 4.16: Messergebnisse Tiefendosismessung 15 MV-Photonenspektrum.

4.1.9 Modulationsübertragungsfunktion

Der vom Hersteller vorgesehene Anwendungszweck des MapCHECKs ist die Verifikation von IMRT-Plänen. Dabei wird mit dem MapCHECK die räumliche Dosisverteilung eines abgestrahlten IMRT-Planes beurteilt, der steile und eng beieinanderliegende Dosisgradienten beinhalten kann. Deswegen ist es interessant das Auflösungsvermögen des MapCHECKs zu kennen. Um das Auflösungsvermögen des MapCHECKs objektiv beurteilen zu können, wurde die Modulationsübertragungsfunktion des Arrays aufgenommen. Zunächst war geplant, das Auflösungsvermögen von einzelnen Dioden aufzunehmen, da dieses jedoch keine weiteren zusätzlichen Erkenntnisse mit sich bringen würde, wurde im Rahmen der Bachelorarbeit darauf verzichtet.

Für die Aufnahme der Modulationsübertragungsfunktion wurde das MapCHECK auf dem Bestrahlungstisch ohne zusätzliches Aufbau- oder Rückstreumaterial positioniert, damit keine zusätzliche Streuung die Messergebnisse verschmiert. Mit den Kollimatorblenden des Linearbeschleunigers wurden verschieden große Spalten erzeugt. Mit den Spalten wurde ein Strichmuster auf dem MapCHECK erzeugt. Pro Messung wurde jeweils eine Spaltgröße verwendet. Es konnte

nur eine Spalte mit den Blenden generiert werden. Das Strichmuster wurde dadurch erzeugt, dass eine Spalte positioniert wurde, durch diesen Spalt bestrahlt wurde, der Spalt um eine Spaltbreite verfahren wurde und dann wieder bestrahlt wurde. Der Abstand zwischen zwei Spalten betrug eine Spaltbreite. Der Vorgang wurde so oft wiederholt, bis das Strichmuster ein Feld auf dem Array bildete. In Abb. 4.17 ist die Erzeugung eines Strichmusters veranschaulicht. Es wurde ein 6 MV-Photonenspektrum mit 50 MU pro Spalte auf das MapCHECK abgestrahlt. Die Spalten wiesen eine Größe von 5 mm bis 5 cm auf.

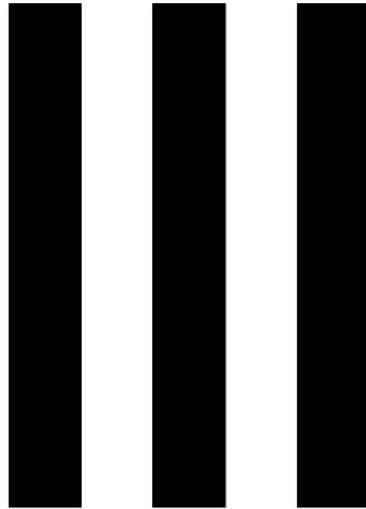


Abbildung 4.17:)

Skizze der Spalterzeugung auf dem Array. Es wurde ein rechteckiger Spalt auf das Diodenarray bestrahlt und zwischen den einzelnen Applikationen jeweils um die Spaltbreite verfahren.

Durch die Verwendung der Strichmuster wurde direkt im Ortsfrequenzraum gearbeitet. Für die unterschiedlichen Spalten wurde die Square-wave-Modulationsübertragungsfunktion bestimmt [46]. Diese wurde verwendet, weil die Spalten keine sinusförmige Struktur darstellen, sondern rechteckig sind. Die relative Square-wave-Modulationsübertragungsfunktion (RSWMTF) kann folgendermaßen bestimmt werden:

$$\text{RSWMTF}(u) = \frac{\text{Varianz der Diodenwerte mit der Frequenz } u}{\text{Varianz der Diodenwerte mit der niedrigsten Frequenz } u} \quad (4.2)$$

Die Frequenz stellt in diesem Fall die Linienpaare pro mm [lp/mm] dar. Es kann nur die relative Square-wave-Modulationsübertragungsfunktion bestimmt werden, weil die Normierung nicht mit der Frequenz 0 erfolgte [46]. Die Berechnungen aus den gemessenen Arraywerten sind in Tabelle 4.12 dargestellt. Die Varianz wurde über alle Dioden gebildet, die sich im Bereich der Spalten befanden. Aus den Varianzen wurde mit der oben stehenden Formel die RSWMTF bestimmt, die auf die größte Spaltenbreite von 5 cm normiert wurde. Die RSWMTF ist in Abb. 4.18 veranschaulicht.

Bei einer Spaltbreite von 1cm ist die RSWMTF bereits auf 33,36 % abgefallen. In Abb. 4.19 ist zu sehen, dass ab 6 mm Spaltbreite der Spalt nicht mehr aufgelöst werden konnte (Aliasingeffekt), weil nicht mehr genügend Abtastwerte pro Spalte vorhanden sind. Zum Vergleich wurde in Abb. 4.20 ein Strichmuster mit 3 cm Spaltbreite und den Messwerten des MapCHECKs veranschaulicht.

Spaltgröße [cm]	Frequenz u [lp/mm]	σ^2 [cGy ²]	RSWMTF
5	485,04	0,01	100,00
4	485,84	0,0125	100,16
3	454,45	0,0167	93,69
2	288,72	0,025	59,52
1	161,79	0,05	33,36
0,8	113,58	0,125	23,42
0,7	81,94	0,143	16,89
0,6	56,03	0,167	11,55
0,5	14,32	0,2	2,95

Tabelle 4.12: RSWMTF in Abhängigkeit von der Spaltgröße.

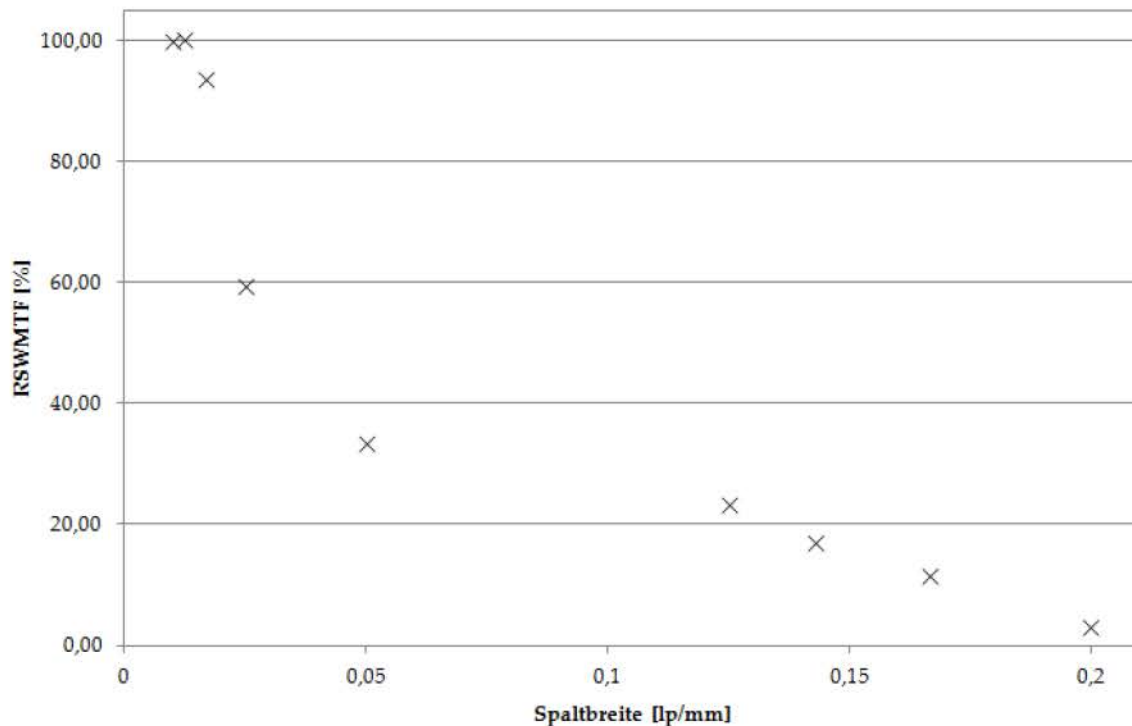


Abbildung 4.18: Darstellung der RSWMTF des MapCHECKs.

Die Grenzfrequenz (Nyquistfrequenz) f_g eines Flächendetektors, bis zu der ein Muster aufgelöst werden kann, kann aus dem Abstand Δx zweier Einzeldetektoren bestimmt werden durch:

$$f_g = \frac{1}{2\Delta x} \quad (4.3)$$

Beim MapCHECK wäre dies eine minimale Grenzfrequenz von: $f_g = \frac{1}{2 \cdot 7,07 \text{ mm}} = 0,0707 \frac{1}{\text{mm}}$. Das entspricht einer Spaltbreite von in etwa 7 mm [23]. Bei der vorliegenden Messung wurde das MapCHECK so unter dem Spalt positioniert, dass der minimale Abstand zwischen zwei Detektoren 1 cm betrug. Das bedeutet, dass die Nyquistfrequenz in dieser Konstellation $0,05 \frac{1}{\text{mm}}$ beträgt. Dies wurde durch die Messung bestätigt. Durch verschieben des Arrays im Millimeterbereich und der Aufnahme mehrerer Messungen könnte man die Auflösung der Messung erhöhen. Allerdings wurde darauf verzichtet, weil es unwahrscheinlich ist, dass so ein Aufwand im Rahmen einer Routineüberprüfung durchgeführt werden würde. Die Betrachtung des Worst-Case-Szenario zeigt, dass durch kleine Felder erzeugte Dosisanteile vom MapCHECK, bei einer ungünstigen Positionierung, nicht erfasst werden könnten.

4 Messungen und Auswertungen

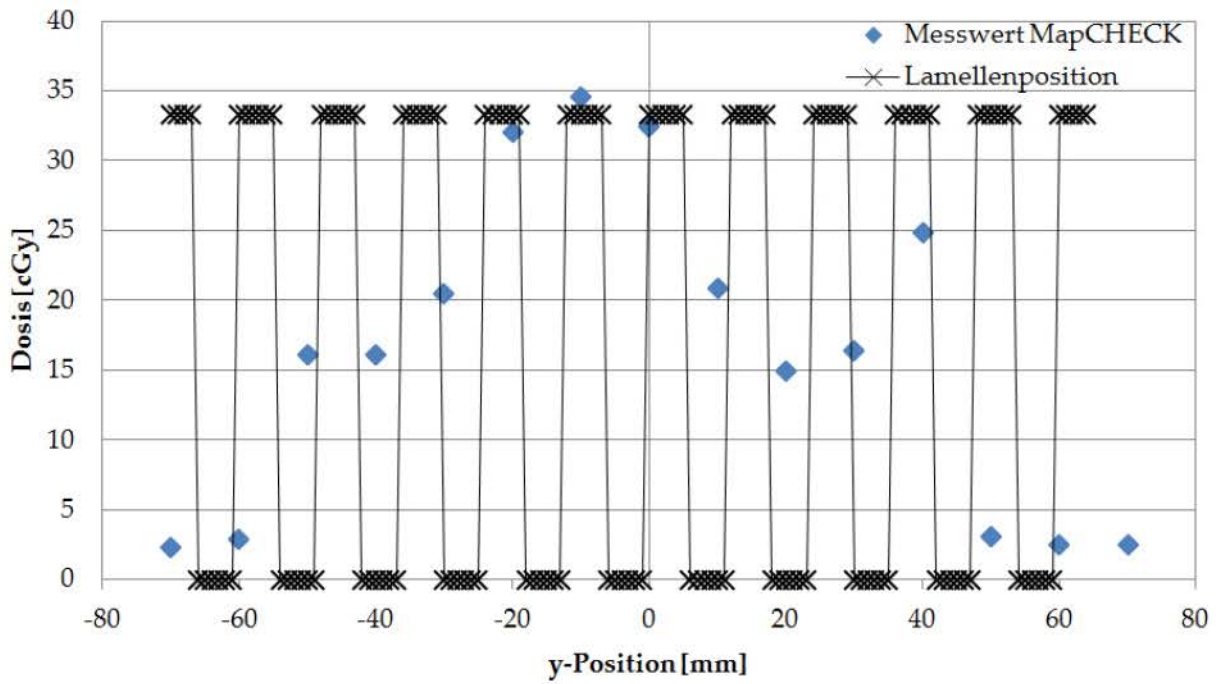


Abbildung 4.19: Darstellung der Messwerte des MapCHECKs in blau bei 6 mm Spaltbreite. In schwarz ist der tatsächliche Spaltenverlauf dargestellt. Aufgrund der zu geringen Anzahl an Abtastwerten ist ein Aliasing-Effekt aufgetreten.

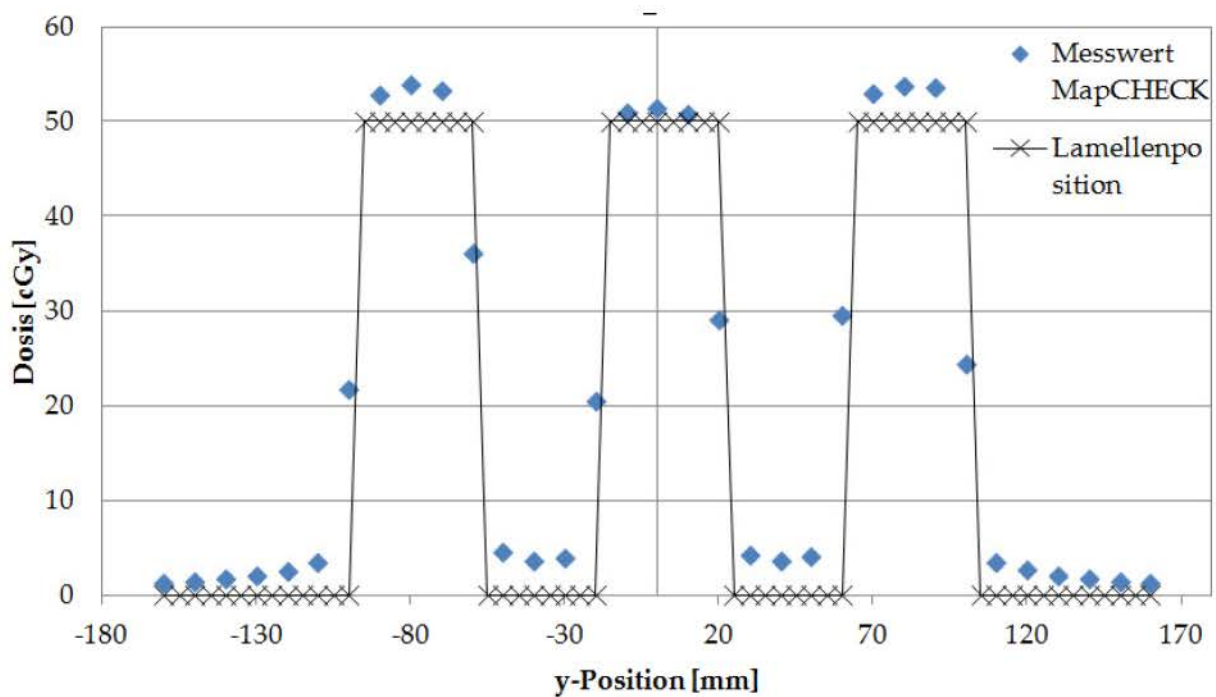


Abbildung 4.20: Darstellung der Messwerte des MapCHECKs in blau bei 3 cm Spaltbreite. In schwarz ist der tatsächliche Spaltenverlauf dargestellt.

Aufgrund der großen Diodenabstände eignet sich der Detektor nicht für die Beurteilung der Positionierung der MLC und auch nicht für die Bestimmung der Feldgrenzen [39].

4.2 Keilfelder

Um die Verteilung der Dosis in einem Feld zu verändern, können Keilfilter eingesetzt werden. Der Einfluss auf den Verlauf der Isodosenlinie durch Einbringung eines Keils ist in Abb. 4.21 dargestellt. Ein Keil bewirkt, dass die eine Seite des Feldes mit einer größeren Fluenz als die andere Seite des Feldes bestrahlt wird. Das Bestrahlungsfeld ist nach dem Keil moduliert, die Technik zählt aber nicht zur IMRT. Eine keilförmige Isodosenverteilung kann auf zwei Arten erzeugt werden: zum einen durch einen Hardwarekeil und zum anderen durch einen dynamischen Keil. Der Hardwarekeil ist ein Absorber in Keilform, der in den Zubehöralter eingesetzt werden kann. Durch die Absorption der Strahlung in Abhängigkeit von der Dicke des Keils wird die dem Keilwinkel entsprechende Dosisverteilung erzeugt. Der Softwarekeil oder auch dynamische Keil wird durch Auf- oder Zufahren einer Blende der Kollimatoren während der Bestrahlung erzeugt. Der Vorteil des Softwarekeils ist, dass verschiedene Winkel erzeugt werden können, und dass die Bestrahlung nicht unterbrochen werden muss, um einen Keil einzusetzen oder wieder herauszuholen.

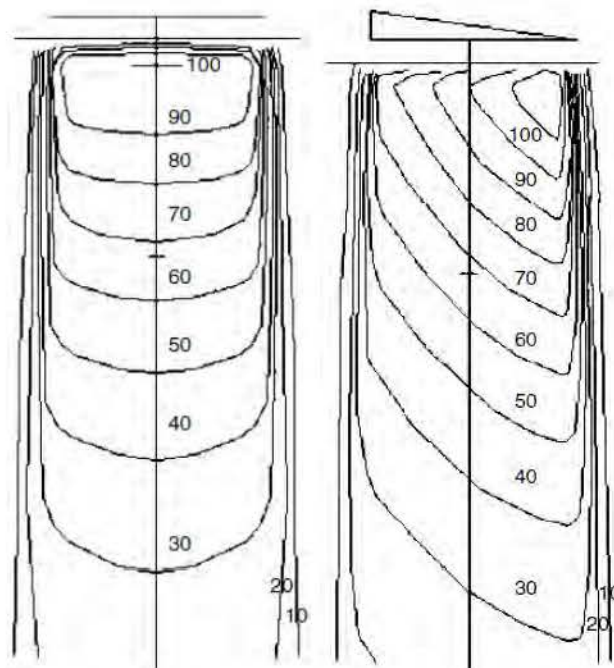


Abbildung 4.21: Schematische Darstellung der Isodosenverteilung eines offenen Feldes (links) und bei Einsatz eines Hardwarekeils (rechts). Modifiziert entnommen aus [41].

Bei der Messung eines Keils sind zwei Werte für die Dosimetrie interessant, der Keilwinkel und der Keilfaktor. Der Keilwinkel ist definiert als der Winkel zwischen der Isodosenlinie des Winkels und einer Linie senkrecht zum Strahlenfeld. Wenn nur eine begrenzte Anzahl an Hardwarekeilen vorhanden ist, kann mit dem Keilfaktor ein dazwischen liegender Winkel aus der Kombination von Bestrahlungsfeldern mit und ohne Keil berechnet werden. Der Keilfaktor K_f gibt den Quotienten aus der Dosis eines Keilfeldes D_K und eines offenen Feldes D_0 an. [41]:

$$K_f = \frac{D_K}{D_0} \quad (4.4)$$

Es wurden vier verschiedene dynamische Keilfelder mit den Winkeln 15, 30, 45 und 60° und drei Hardwarekeile mit den Winkeln 15, 30 und 45° erfasst. Die Keilfelder wurden mit einem 6 MV-Photonenspektrum, 100 MU und einer Feldgröße von $20 \times 20 \text{ cm}^2$ erzeugt. Auf dem Map-

4 Messungen und Auswertungen

CHECK wurden 10 cm Aufbauaterial und unter dem MapCHECK ein ca. 10 cm dicker Acrylblock als Rückstreumaterial positioniert. Das MapCHECK selbst wurde isozentrisch ausgerichtet. Pro Keilfeld gibt es drei Vergleichswerte mit dem Planungsprogramm. Ein Vergleichswert befindet sich im Zentralstrahl. Die anderen beiden Vergleichswerte liegen 5 cm vom Zentralstrahl entfernt, auf einer Geraden, die dem Abfall des Keilwinkels folgt. Die Messergebnisse sind in den Tabellen 4.13 und 4.14 dargestellt. In Tabelle 4.15 sind die Keilfaktoren der Hardwarekeile veranschaulicht.

Keilwinkel [°]	Position [cm]	Planwert [cGy]	Messwert [cGy]	Differenz [%]
15	-5	55,70	55,61	-0,16
15	5	49,70	49,38	-0,65
15	0	52,50	52,31	-0,36
30	-5	46,00	45,82	-0,39
30	5	36,30	35,95	-0,97
30	0	40,90	40,60	-0,74
45	-5	40,70	40,01	-1,72
45	5	20,70	20,24	-2,27
45	0	28,70	28,09	-2,17

Tabelle 4.13: Messwerte der Hardwarekeilfelder: Position 0 steht für den Messwert im Zentralstrahl.

Keilwinkel [°]	Position [cm]	Planwert [cGy]	Messwert [cGy]	Differenz [%]
15	-5	65,50	65,24	-0,40
15	5	57,80	57,62	-0,31
15	0	60,40	60,32	-0,13
30	-5	44,90	44,78	-0,27
30	5	58,90	58,89	-0,02
30	0	50,20	50,23	0,06
45	-5	52,70	52,33	-0,71
45	5	33,10	33,02	-0,24
45	0	40,80	40,59	-0,52
60	-5	20,60	20,85	1,20
60	5	46,20	46,62	0,90
60	0	30,80	31,08	0,90

Tabelle 4.14: Messwerte der Softwarekeilfelder: Position 0 steht für den Messwert im Zentralstrahl.

Keilwinkel [°]	Keilfaktor	Sollwert	Differenz [%]
15	1,41	1,38	2,17
30	1,82	1,78	2,25
45	2,08	2,02	2,97

Tabelle 4.15: Keilfaktoren der Hardwarekeilfelder.

Die Abweichung zu den geplanten Werten betrug bei den Hardwarekeilen maximal 2,27 % und bei den Softwarekeilen 1,2 %. Dies zeigt, dass das MapCHECK zur Verifikation von Keilfeldern geeignet ist. Der Vorteil beim MapCHECK bei der Verifikation der Keilfelder liegt darin, dass mehrere Messpunkte gleichzeitig mit einer Messung erfasst werden können und sehr viel Zeit im Vergleich zum Aufbau eines Wassertanks gespart werden kann. Bei den Keilfaktoren betra-

gen die Abweichungen zwischen Sollwert und Messwert 2,17 bis 2,97%. Dies kann durch die Positionierung des MapCHECKs oder durch die Einbringung des Hardwarekeils im Zubehöralter entstanden sein. Für den Vergleich muss der Keilfilter exakt positioniert sein und mit dem MapCHECK möglichst genau die Dosis im Zentralstrahl gemessen werden.

4.3 Intensitätsmodulierte Strahlentherapie

Um eine Beurteilung von IMRT-Bestrahlungsplänen durchführen zu können, wurde vom MapCHECK ein CT aufgenommen. Dieses CT wurde in das Bestrahlungsplanungssystem eingelesen. Mit den eingelesenen Daten konnten Bestrahlungspläne von Patienten zur Qualitätssicherung auf das MapCHECK umgerechnet werden. Dadurch wird ein Vergleich zwischen Bestrahlungsplan und vom MapCHECK gemessener Dosis möglich. Auf die gleiche Weise wurde mit dem ArcCHECK verfahren.

Die Eignung des MapCHECKs für die Beurteilung von IMRTs ist in zahlreichen Untersuchungen bereits belegt worden. Im Zuge der Bachelorarbeit war geplant einen Vergleich der verschiedenen Verifikationsmethoden anhand eines Beispiels darzustellen. Dafür wurde der erste Patientenplan gewählt, der an dem neuen Linearbeschleuniger TrueBeam von Varian abgestrahlt wurde. Dieser wurde zweimal mit dem MapCHECK, einmal als Rotationsplan und einmal nur von 0° aufgenommen. Außerdem wurde der Plan mit 0° Winkel mit einer CC04 Kammer und einer Filmmessung verifiziert. Mit dem am TrueBeam befindlichen Portal Dosimetry System wurde die IMRT mit Rotation aufgenommen, allerdings ist dieses so am Beschleuniger angebracht, dass es immer senkrecht bestrahlt wird, dieses also mit den 0° Bestrahlungen verglichen werden kann. Das ArcCHECK wurde mit dem rotierenden Plan bestrahlt.

Die Ionisationskammermessung ergab einen Wert von 250,5 cGy im Zentralstrahl. Das MapCHECK wies einen Wert von 243,76 cGy auf. Laut Bestrahlungsplan sollte der Wert im Zentralstrahl 252,61 cGy betragen. Das Ergebnis des Vergleichs verschiedener Absolutdosismatrizen mit der Gamma-Analyse ist in Tab. 4.16 dargestellt. Exemplarisch ist der Vergleich MapCHECK - Plan in Abb. 4.22 veranschaulicht.

Vergleich	Gantrywinkel 0° rotierende Gantry			
	Übereinstimmung [%]			
	Gamma	DTA	Gamma	DTA
MapCHECK - Film	79,4	59,8	24,5	25,1
Film - Plan	98,5	94,4	23,7	39,5
MapCHECK - Plan	99,2	99,2	38,1	35,8
ArcCHECK - Plan	-	98,9	-	99,4

Tabelle 4.16: Ergebnisse des Vergleichs der Absolutdosismatrizen mit der Gamma- und DTA-Analyse mit den Kriterien 3 mm und 3%.

Der Vergleich der einzelnen Dosimeter mit dem Plan zeigte sehr gute Ergebnisse von 98,5 bis 98,9% Übereinstimmung mit der Gamma-Analyse und von 94,4 bis 99,2% mit der DTA-Analyse. Der Vergleich MapCHECK - Film ergab eine Übereinstimmung von 79,4%. Bis auf bei den rotierenden Feldern betrug die relativdosimetrische Übereinstimmung jeweils 100%. Der EPID Vergleich konnte nur relativdosimetrisch durchgeführt werden, weil keine Absolutdosismatrizen übergeben wurden. Auch dort zeigt sich beim Vergleich der fünf Felder, aus denen der überprüfte IMRT Plan besteht, eine Übereinstimmung von 100%.

4 Messungen und Auswertungen

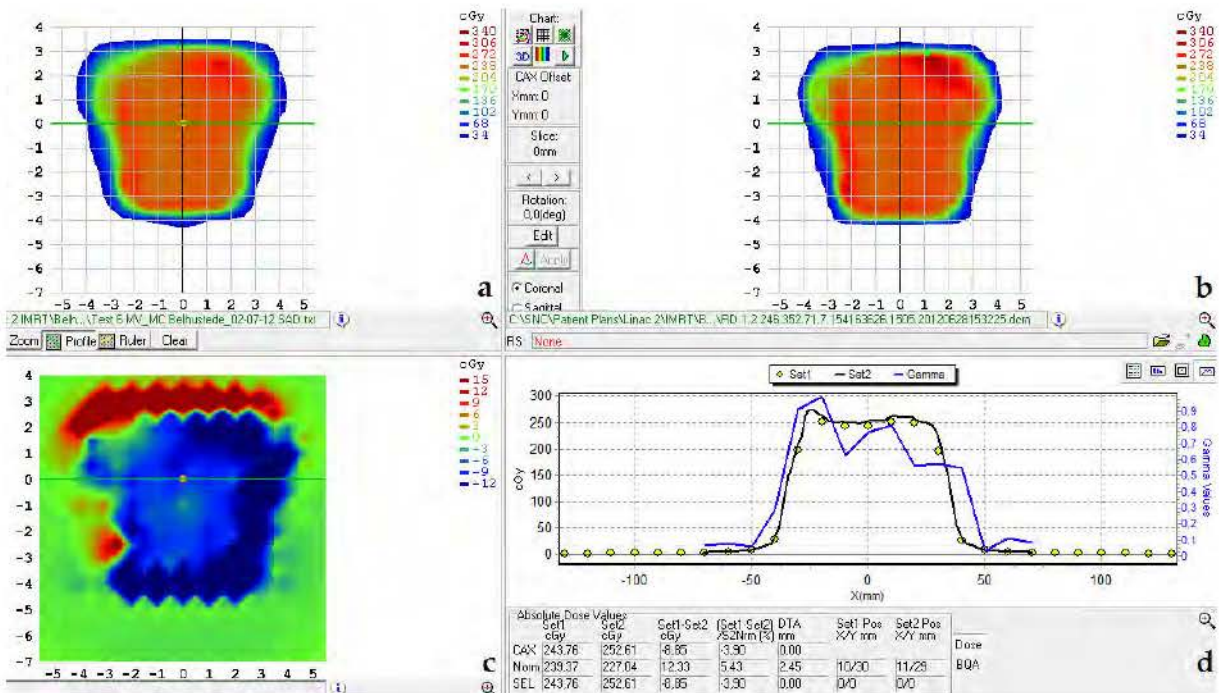


Abbildung 4.22: Darstellung der Messung der IMRT am neuen Linearbeschleuniger. (a) Darstellung der vom MapCHECK gemessenen Dosisverteilung. (b) Darstellung der vom Bestrahlungsplan errechneten Dosisverteilung. (c) Dosisdifferenzmatrix aus der Verteilung von (a) und (b). (d) Darstellung des Dosisquerprofils der x-Achse durch den Zentralstrahl.

Wenn IMRTs mit dem MapCHECK verifiziert werden, sollten diese laut Hersteller entweder aus einem 0° Winkel auf das MapCHECK appliziert werden, oder das MapCHECK muss mit einer geeigneten Halterung an den Linearbeschleuniger angebracht werden, so dass es sich mit der Gantry mitdreht und immer orthogonal zur Sensorfläche bestrahlt wird. Der Vorteil bei der Anwendung einer Halterung ist, dass der Einfluss der Schwerkraft auf die Kollimatoren mit verifiziert werden kann, so wie es beim Patienten auch der Fall ist. Die vom Hersteller gelieferte Halterung wies allerdings Fehlpositionierungen in fast allen Ebenen auf, weswegen die Verifikation mit Halterung im Zuge der Bachelorarbeit nicht mehr durchgeführt wurde. Aus der eigenständig gemessenen Winkelabhängigkeit und aus verschiedenen Literaturstellen [33] [27] [29] geht hervor, dass solange die Winkel 90° und 270° nicht mit hohen Dosen vertreten sind, auch für rotierende IMRTs eine Beurteilung mit dem MapCHECK erfolgen kann. Dieses wurde exemplarisch mit einem RapidArc IMRT überprüft und es zeigte sich eine Übereinstimmung zwischen geplanter und gemessener Dosis von 99,9%. Die Messergebnisse sind in Abb. 4.23 zu sehen. Im Gegensatz dazu wurde der erste abgestrahlte Patientenplan ebenfalls um das MapCHECK herum rotierend aufgenommen und ergab eine Übereinstimmung zwischen Messung und Bestrahlungsplan von 38,1%.

Der Vorteil des ArcCHECK gegenüber dem MapCHECK ist, dass alle Felder aus ihrer geplanten Position heraus bestrahlt und verifiziert werden. Somit kann der Einfluss der Rotation mit bewertet werden. Beide Dosimeter besitzen den Vorteil gegenüber der Filmdosimetrie, dass eine direkte Auswertung stattfinden kann. Dafür besitzt der Film eine deutlich bessere Auflösung als die Diodenarrays. Das EPID besitzt ein hohes Auflösungsvermögen und ist zusätzlich noch am Linearbeschleuniger integriert und benötigt somit keinen Aufwand zum Aufbauen. Es besitzt aber keine gewebeähnlichen Eigenschaften. Die Ionisationsdosimetrie bietet lediglich die Möglichkeit der Punktmessung.

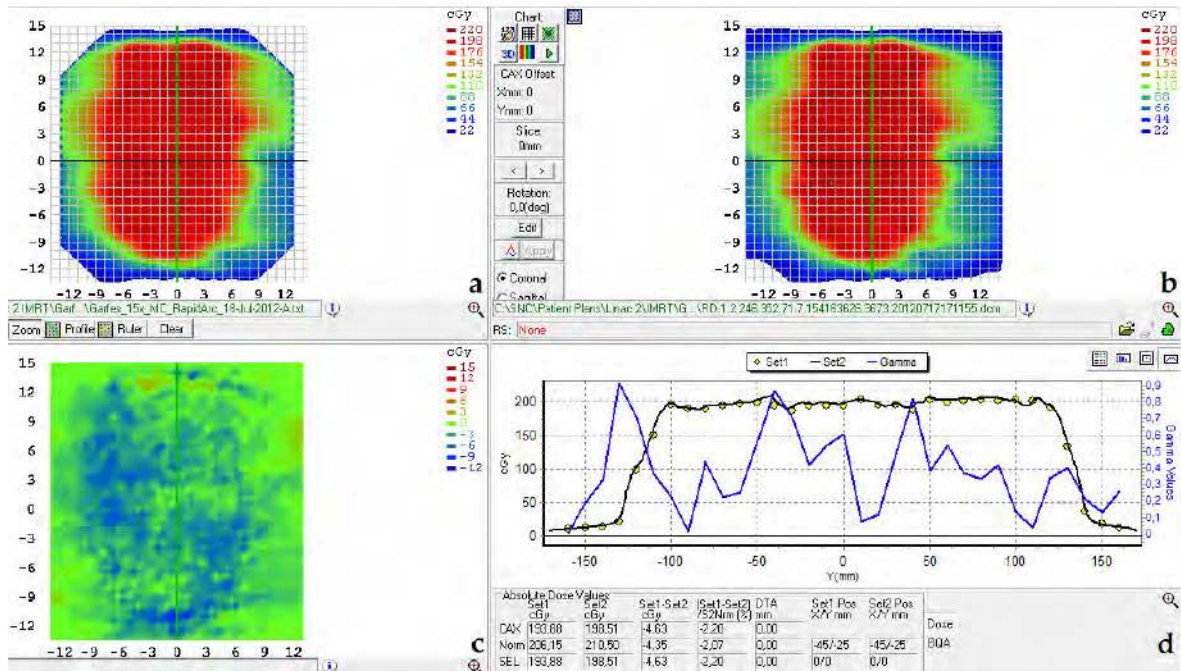


Abbildung 4.23: Darstellung der Messung des rotierenden IMRT am neuen Linearbeschleuniger. (a) Darstellung der vom MapCHECK gemessenen Dosisverteilung. (b) Darstellung der vom Bestrahlungsplan errechneten Dosisverteilung. (c) Dosisdifferenzmatrix aus der Verteilung von (a) und (b). (d) Darstellung des Dosisquerschnitts der y-Achse durch den Zentralstrahl.

4.4 Individuelle Elektronen-MLC Felder

Mit dem MapCHECK wurden fünf verschiedene individuelle Elektronenfelder aufgenommen, die von einem Elektronen-MLC geformt wurden [20]. Die Felder wurden mit einer Nennenergie von 10 MeV, einem Abstand von 100 cm SSD und 200 MU abgestrahlt. Auf das MapCHECK wurden 4 mm dicke Festwasserplatten gelegt, damit die Dosis in der Tiefe des Maximums gemessen werden konnte, welches bei 10 MeV-Elektronenstrahlung in 2,4 cm Tiefe liegt. Bei den Feldern handelt es sich um ein Rechteck, eine Ellipse, eine Nierenform, ein L-förmiges Feld und um ein speziell geformtes Feld einer kürzlich erfolgten Behandlung (Keloid). Zum Vergleich wurden die Felder noch mit Filmen unter den gleichen Aufbaubedingungen nachgemessen.

Die Ergebnisse der Auswertung mit der Gamma- und der DTA-Analyse der Absolutdosis im Vergleich MapCHECK-Film sind in Tabelle 4.17 veranschaulicht. In Tabelle 4.18 ist der Vergleich von Absolutdosiswerten des MapCHECKs, der Filme und einer Dosimetrietabelle aus einer Monte-Carlo Simulation dargestellt. Die Dosimetrietabelle enthält Solldosiswerte für die Dosis im Zentralstrahl[52].

Die Übereinstimmung der Dosisauswertung im Vergleich MapCHECK und Film beträgt 98,9 bis 100 % mit der Gamma- und 90 bis 99,5 % mit der DTA-Analyse. Der relative Vergleich zwischen Film und MapCHECK ergab eine Übereinstimmung von 100 %. Aus Tab. 4.18 ist abzulesen, dass die Abweichung zwischen Messwert und Solldosis für beide Dosimeter vergleichbar ist. Diese Ergebnisse zeigen, dass sich das MapCHECK für die Dosimetrie der Elektronenstrahlung in diesem Energiebereich eignet. Die Dosimetrie kann mit dem MapCHECK schneller als mit dem Film erfolgen und ist weniger aufwändig. Allerdings können Elektronenenergien, deren Tiefendosismaximum in geringerer Tiefe als 2 cm liegt, nicht ausgewertet werden.

Elektronenfelder	Übereinstimmung [%]	
	Gamma	DTA
4×12 Rechteck	99,5	98
4×12 Ellipse	99,4	98,8
L-Winkel	100	99,5
Niere	100	90
Keloid	98,9	97,8

Tabelle 4.17: Vergleich Absolutdosis Film - MapCHECK mit der Gamma-Analyse mit 3% und 3 mm und DTA-Analyse.

Elektronenfelder	Absolutdosis [cGy]			Vergleich mit Solldosis [%]	
	MapCHECK	Film	Dosimetrietabelle	MapCHECK	Film
4×12 Rechteck	179,19	179,84	186,57	4,12	3,74
4×12 Ellipse	180,55	183,41	186,57	3,33	1,72
L-Winkel	177,67	177,07	177,62	0,03	0,31
Niere	176,66	175,99	182,31	3,2	3,59
Keloid	190,24	191,95	197,04	3,57	2,65

Tabelle 4.18: Vergleich einzelner Absolutdosiswerte von Film und MapCHECK mit den Solldosiswerten.

In den Abbildungen 4.24 bis 4.28 sind die Dosisquerverteilungen senkrecht zum Zentralstrahl und die Dosisdifferenzmatrizen von MapCHECK und Film dargestellt. Bei den Dosisdifferenzmatrizen bedeutet eine rote Farbgebung, dass das MapCHECK mehr Dosis gemessen hat als der Film, und blau bedeutet, dass vom MapCHECK weniger Dosis erfasst wurde als vom Film.

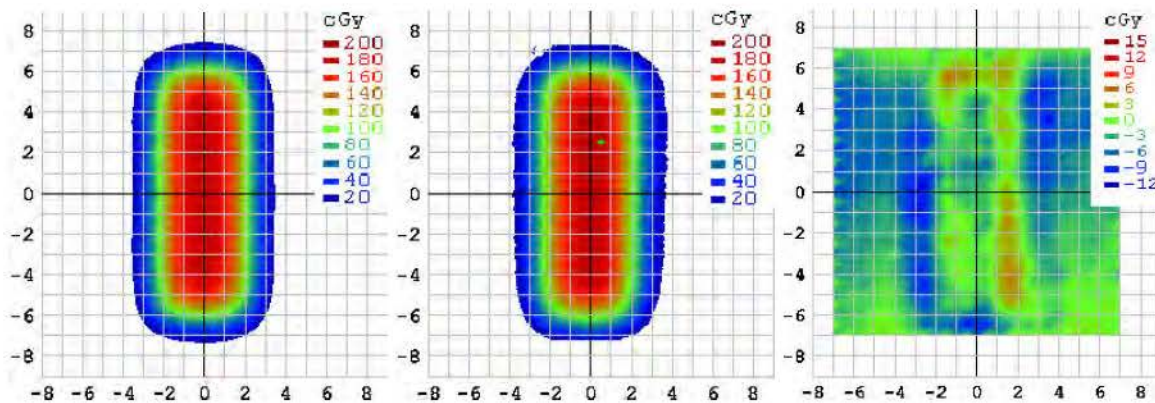


Abbildung 4.24: Auf der linken Seite ist die mit dem MapCHECK und in der Mitte die mit dem Film gemessene Dosisquerverteilung des Rechtecks dargestellt. Rechts ist die Dosisdifferenz der Dosisverteilungen abgebildet. Auf der x-Achse und y-Achse ist jeweils die Entfernung zum Zentralstrahl in cm gekennzeichnet.

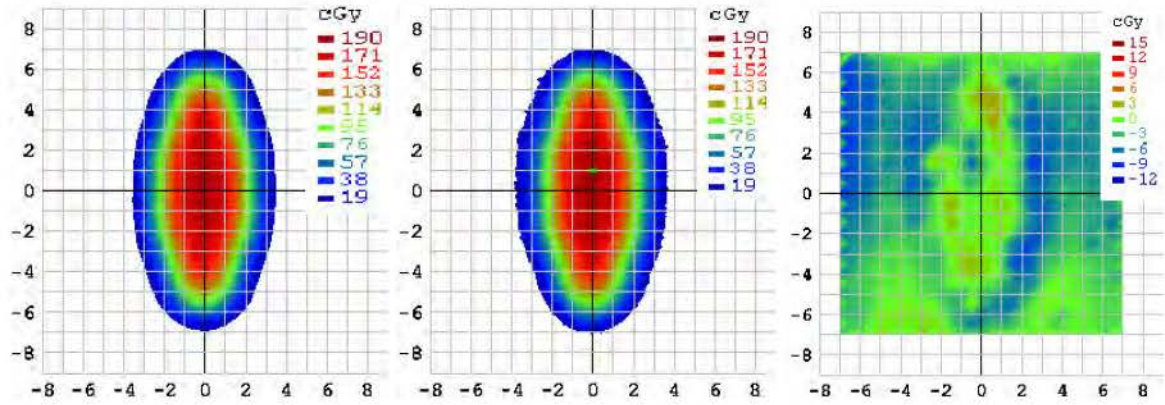


Abbildung 4.25: Auf der linken Seite ist die mit dem MapCHECK und in der Mitte die mit dem Film gemessene Dosisquerverteilung der Ellipse dargestellt. Rechts ist die Dosisdifferenz der Dosisverteilungen abgebildet. Auf der x-Achse und y-Achse ist jeweils die Entfernung zum Zentralstrahl in cm gekennzeichnet.

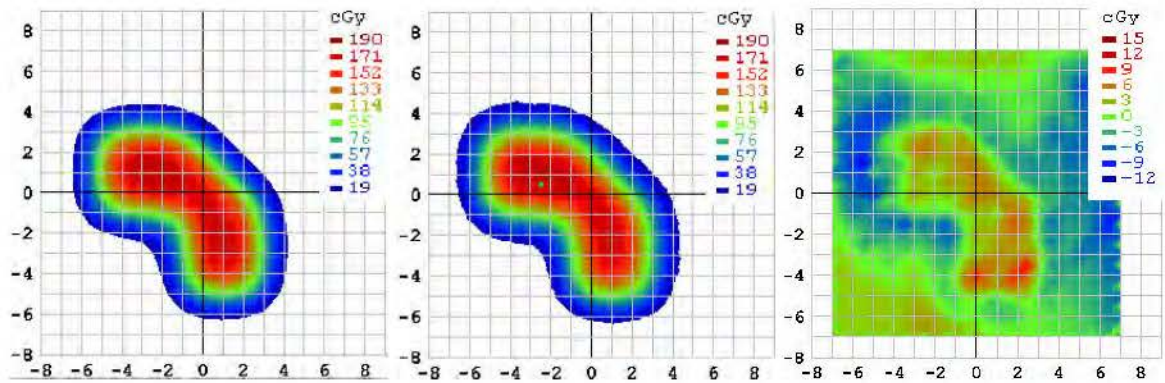


Abbildung 4.26: Auf der linken Seite ist die mit dem MapCHECK und in der Mitte die mit dem Film gemessene Dosisquerverteilung des L-Winkels dargestellt. Rechts ist die Dosisdifferenz der Dosisverteilungen abgebildet. Auf der x-Achse und y-Achse ist jeweils die Entfernung zum Zentralstrahl in cm gekennzeichnet.

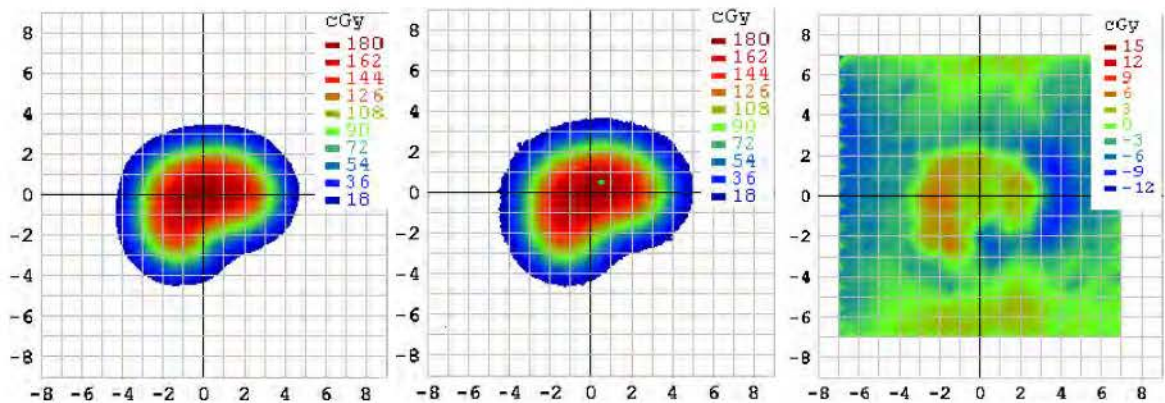


Abbildung 4.27: Auf der linken Seite ist die mit dem MapCHECK und in der Mitte die mit dem Film gemessene Dosisquerverteilung der Niere dargestellt. Rechts ist die Dosisdifferenz der Dosisverteilungen abgebildet. Auf der x-Achse und y-Achse ist jeweils die Entfernung zum Zentralstrahl in cm gekennzeichnet.

4 Messungen und Auswertungen

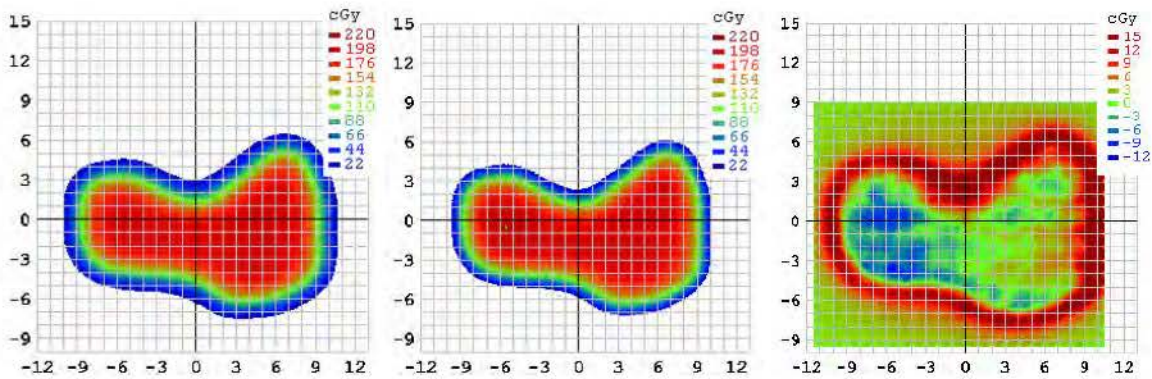


Abbildung 4.28: Auf der linken Seite ist die mit dem MapCHECK und in der Mitte die mit dem Film gemessene Dosisquerverteilung des Keloids dargestellt. Rechts ist die Dosisdifferenz der Dosisverteilungen abgebildet. Auf der x-Achse und y-Achse ist jeweils die Entfernung zum Zentralstrahl in cm gekennzeichnet.

4.5 Konstanzprüfungen nach DIN

An den Linearbeschleunigern müssen regelmäßige Konstanzprüfungen der Kennmerkmale durchgeführt werden. Diese werden in der DIN 6847-5 [14] beschrieben. Die verschiedenen Merkmale müssen in unterschiedlichen Abständen aufgenommen werden. Es gibt Prüfungen die vierzehntägig, vierteljährlich, halbjährlich und jährlich durchgeführt werden.

Vierzehntägliche Konstanzprüfung

Derzeit werden am UKE für die vierzehntägliche Konstanzprüfung der Kennmerkmale Ionisationskammern eingesetzt. Vor der Messung muss die Ionisationskammer gegen den Luftdruck und die Temperatur kalibriert werden. Bei der vierzehntäglichen Konstanzprüfung werden Dosismessungen in offenen Feldern in verschiedenen Tiefen und Keilfeldern durchgeführt. Dies wird mit allen in der Strahlentherapie am UKE verwendeten Energien durchgeführt. In den Tabellen 4.19 und 4.20 sind die Messungen mit den dazugehörigen Parametern dargestellt. Bei den Messungen werden jeweils 100 MU appliziert. Für die Summendosis werden 5×20 MU bestrahlt.

Titel	Photonenspektrum [MV]	Feldgröße [cm]	Tiefe [cm]
offenes Feld	6	15 × 15	3,4
offenes Feld	15	15 × 15	3,4
Keilfeld	6	15 × 15	3,4
Keilfeld	15	15 × 15	3,4
Summendosis	6	15 × 15	3,4
Summendosis	15	15 × 15	3,4
Energiecheck	6	15 × 15	11
Energiecheck	15	15 × 15	11

Tabelle 4.19: Vierzehntägliche Konstanzprüfung der Photonenspektren.

Die Ergebnisse der vierzehntäglichen Konstanzprüfungen werden mit den Messwerten der Jahresmessung verglichen. Einmal im Jahr wird eine Messung der Kennmerkmale im Wasserphantom vorgenommen. Im Anschluss wird eine Messung mit der Ionisationskammer der vierzehntäglichen Konstanzprüfung durchgeführt. Diese erhobenen Werte gelten dann ein Jahr lang als Richtwerte für die Konstanzprüfung. Wenn der Linearbeschleuniger bei einer Messung um mehr als 2% abweicht, wird er durch einen Medizinphysiker neu eingestellt.

Titel	Elektronenspektrum [MeV]	Feldgröße [cm]	Tiefe [cm]
6 MeV	6	20 × 20	1,4
8 MeV	8	20 × 20	1,9
10 MeV	10	20 × 20	2,5
12 MeV	12	20 × 20	2,5
14 MeV	14	20 × 20	3,4

Tabelle 4.20: Vierzehntägliche Konstanzprüfung der Elektronenspektren.

Am UKE existiert ein selbst entwickeltes Phantom, das für die Überprüfung eingesetzt wird. Dieses ist in einen Tubus integriert. Das Rückstreu- und Aufbaumaterial unterscheidet sich von dem des MapCHECKs. Aufgrund der unterschiedlichen Materialien kann kein direkter Vergleich zwischen MapCHECK und Phantommessung durchgeführt werden.

Die vierzehntäglichen Konstanzprüfungen können im Prinzip auf die gleiche Art mit dem MapCHECK verifiziert werden. Die aufgenommenen Kennmerkmale des MapCHECK haben gezeigt, dass die Dosis in verschiedenen Tiefen und mit verschiedenen Energien konstant gemessen werden kann. Eine Zeitersparnis mit dem MapCHECK ist, dass es nicht vor jeder Prüfung kalibriert werden muss, sondern ca. alle 1000 Gy. Problematisch ist, dass die Dosis von 6 und 8 MeV-Elektronenspektren nicht im Tiefendosismaximum gemessen werden kann. Eine Messung im Abbaubereich der Tiefendosiskurve ist unzuverlässig, weil dort geringe Tiefenänderungen zu großen Dosisabweichungen führen.

Vierteljährliche, halbjährliche und jährliche Konstanzprüfungen

Bei den Konstanzprüfungen, die in einem längeren Intervall durchgeführt werden, gibt es vier Kennmerkmale, die teilweise mit dem MapCHECK überprüft werden können. Die Prüfungen betreffen das Dosismonitorsystem, Tiefendosisverteilungen, Dosisquerprofile und Keilfilterfaktoren.

Dosismonitorsystem

Zur Überprüfung des Dosismonitorsystems wird die Abhängigkeit der Kalibrierfaktoren jeweils von der Monitorrate, dem Dosis-Monitorwert, dem Gantrywinkel und von der Gantryrotation bei Rotationsbestrahlung bestimmt. Außerdem wird die Stabilität der Kalibrierfaktoren während der Zeitdauer eines Tages ermittelt. Aus den Messungen der Kennmerkmale des MapCHECKs geht hervor, dass das MapCHECK für Messungen dieser Art eingesetzt werden kann. Für die Rotationsbestrahlung muss eine Halterung für das MapCHECK vorhanden sein.

Tiefendosisverteilung

Aufgrund der Tatsache, dass das MapCHECK 2 cm wasseräquivalentes Aufbaumaterial enthält, eignet es sich nicht für die Aufnahme von Tiefendosisprofilen. Prinzipiell können Tiefendosismessungen durchgeführt werden, aber es können keine Messwerte im Tiefendosismaximum oder Aufbaubereich der Tiefendosiskurve erhoben werden. Außerdem ist der Aufwand der Messung einer Tiefendosisverteilung mit dem MapCHECK sehr hoch, weil für jede neue Tiefe die Materialdicke auf dem MapCHECK und die Tischhöhe verändert werden muss. Auch wenn der Aufbau eines Wasserphantoms zeitintensiv ist, ist die Messung danach genauer und schneller durchführbar.

Dosisquerprofil

Bei der Messung von Dosisquerprofilen zeigt sich der Vorteil des MapCHECKs. Durch nur eine Messung können ein bzw. mehrere parallele Querprofile aufgenommen werden. Die zu überprüfenden Kennmerkmale von Dosisquerprofilen sind die Abhängigkeit der Flatness vom Gantrywinkel und die Flatness, die Symmetrie und die numerische Anzeige der Feldgröße bei einer Messung mit 0° Gantrywinkel. Unter Verwendung einer Halterung kann das MapCHECK für die Messung der Flatness in Abhängigkeit vom Gantrywinkel eingesetzt werden. Die Software des MapCHECKs ist in der Lage die Symmetrie und die Flatness eines Feldes zu bestimmen. Die Feldgröße wird zwischen den Punkten des Querprofils gemessen, bei denen die Dosis auf 50 % abgefallen ist. Der Halbschattenbereich, in dem diese Dosispunkte liegen, ist oft nur wenige Millimeter groß. Der Abstand zweier Dioden in einer Zeile beträgt aber 1 cm. Die Punkte, bei der die Dosis auf 50 % abfällt, sind also meist durch Interpolation bestimmbar. Die dosimetrische Feldgröße mit dem MapCHECK zu überprüfen, würde ungenaue Ergebnisse ergeben. Allgemein ist die Überprüfung von Positionierungen der Lamellen und Lamellenblenden mit dem MapCHECK je nach geforderter Genauigkeit nicht sinnvoll, weil das MapCHECK zu wenig Abtastpunkte besitzt.

Keilfilterfaktoren

Die Überprüfung der Keilfilter beschränkt sich in der DIN 6847-5 auf die Überprüfung der Keilfilterfaktoren. Bei der Messung der Keilfilterfaktoren handelt es sich um eine Punktmessung, die auch mit einer einfachen Ionisationskammer durchgeführt werden kann. Aus den vorhergehenden Messungen ist ableitbar, dass dies mit dem MapCHECK durchgeführt werden kann. Vorteile durch das MapCHECK ergeben sich dabei nicht, außer dass zusätzliche Informationen aus der Messung entnommen werden können, wie z.B. der Keilwinkel.

5 Diskussion

Die Handhabung des MapCHECKs ist anwenderfreundlich. Es kann in kurzer Zeit auf dem Bestrahlungstisch oder in einer Halterung positioniert werden. Die Array Kalibrierung dauert ca. 15 Minuten. Die Notwendigkeit der Kalibrierung hängt von der Nutzung des MapCHECKs ab. Bei der Einbindung in die klinische Dosimetrie sollte eine Datei angelegt werden, in der mit erfasst wird, mit welcher Energie und welcher Dosis das MapCHECK genutzt wurde, um abschätzen zu können wann es wieder kalibriert werden muss. Für die Dosiskalibrierung wird ca. eine Zeit von 10 Minuten pro Energie benötigt. Von Vorteil ist, dass die Dosiskalibrierung des MapCHECKs nicht vor jeder Anwendung durchgeführt werden muss. Die zum MapCHECK zugehörige Software ist umfangreich. Neben den MapCHECK-Messungen können Filme, EPIDs, und Bestrahlungspläne mit unterschiedlichen Kriterien verglichen werden. Die Messdaten des MapCHECKs können entweder direkt aus dem Programm oder aus der Speicherdatei des MapCHECKs in andere Programme transferiert werden.

Für Punktmessungen ist die Verwendung von Ionisationskammern dem MapCHECK vorzuziehen. Sie können flexibler eingesetzt werden, z.B. in anderen Tiefen. Dies ist besonders wichtig bei der Aufnahme von Tiefendosiskurven, die mit dem MapCHECK unvorteilhaft ist. Einzelne Tiefendosen können mit geringem Aufwand erhoben werden, sind aber dadurch begrenzt, dass im MapCHECK bereits 2 cm Aufbaumaterial integriert sind. Im Vergleich zu Ionisationskammern, bietet das MapCHECK den Vorteil, dass die Dosis mit einer Messung in einer Fläche gemessen werden kann. Es existieren auch Ionisationskammerarrays, allerdings ist deren Auflösung geringer als die des MapCHECKs. Außerdem musste das Ionisationskammerarray MatriXX vorbestrahlt werden, was den Zeitaufwand deutlich erhöht [23]. Ein Nachteil von Ionisationskammern ist, dass mit ihnen die Ionendosis gemessen wird, die erst in die Energiedosis umgerechnet werden muss. Filme besitzen eine höhere Auflösung als das MapCHECK. Dies ist bei der Qualitätssicherung von IMRTs wichtig, weil sehr kleine Felder im ungünstigsten Fall zwischen den Detektoren des MapCHECKs positioniert sein können und somit nicht erfasst werden. Die Auswertung der Filme kann nicht direkt erfolgen und ist zeitaufwändiger. Das EPID besitzt eine hohe Auflösung und wird vom Kontrollraum aus gesteuert und ausgefahren. Die Auswertung erfolgt über eine eigene Software in Echtzeit. Die Verwendung des EPIDs zur Dosimetrie befindet sich noch in der Anfangsphase. Der Nachteil des EPIDs ist, dass es nicht gewebeäquivalent ist. Das ArcCHECK und das MapCHECK besitzen dieselben Dioden. Der Vorteil des ArcCHECKs ist, dass es für Rotationsbestrahlungen geeignet ist. Nachteilig ist, dass es wesentlich aufwändiger ist das ArcCHECK zu positionieren und zu kalibrieren. Außerdem ist das räumliche Auflösungsvermögen des ArcCHECKs mit einem kontinuierlichen Abstand von 1 cm zwischen den Dioden kleiner als beim MapCHECK. Zwar enthält das MapCHECK ein Programm zur Beurteilung der MLC Positionierung, allerdings ist die räumliche Auflösung des Arrays zu begrenzt, um die Positionierung der MLC genau erfassen zu können [39].

6 Zusammenfassung und Ausblick

In dieser Arbeit wurde das zweidimensionale Diodenarray MapCHECK der Firma Sun Nuclear untersucht. Ziel war es, den Einsatz des Diodenflächendosimeters zur Qualitätssicherung und Dosisverifikation in der Strahlentherapie zu untersuchen.

Zunächst wurden die Kennmerkmale des MapCHECKs untersucht. Es zeigte sich, dass das Verhältnis zwischen applizierter und gemessener Dosis im Bereich von 1 bis 600 MU linear ist und auch kleine Dosiswerte aufgelöst werden können. Bei den 6 und 15 MV-Photonenspektren erwies sich das MapCHECK durch die Dosiskalibrierung als energieunabhängig. Dies war bei den 8 und 14 MeV-Elektronenspektren nicht zu beobachten. Zurückzuführen ist dies wahrscheinlich auf die unterschiedliche Rückstreuung der Elektronen durch Materialien hoher Ordnungszahlen (Dioden) [26].

Die Kurzzeitstabilität und Reproduzierbarkeit der Messergebnisse des MapCHECKs ist vergleichbar mit der Ionisationskammer CC04 der Firma PTW. Die Drift der Messwerte des MapCHECKs betrug maximal 0,37 % und die relative Standardabweichung 0,14 %. Der Vergleich der Messung einer Summendosis (13×100 MU) und einer Einzeldosis (1300 MU) ergab einen maximalen Unterschied von 0,14 %.

Die Messwerte des MapCHECKs sind abhängig vom Einstrahlwinkel. Dies ist bedingt durch die Bauform des Arrays und der Dioden. Zwischen den Leiterplatten der Dioden befindet sich Luft. Die Dioden selbst sind asymmetrisch aufgebaut und tragen somit zur Winkelabhängigkeit bei. Die größten Abweichungen waren bei einem Winkel von 90° zu beobachten. Im Vergleich zu 0° Gantrywinkel betrug die Abweichung bei 90° 36,19 %. Deswegen ist das MapCHECK für Messungen, bei denen hohe Dosen aus 90° oder 270° Winkeln bestrahlt werden, nicht geeignet.

Das MapCHECK weist ein ähnliches Verhalten wie die in Festwasser positionierte Ionisationskammer CC04 auf. Die vom MapCHECK gemessene Dosis stieg in gleicher Weise mit zunehmender Feldgröße an wie die der CC04. Bei Absolutdosismessungen muss darauf geachtet werden, womit die Messwerte des MapCHECKs verglichen werden, weil eventuell zusätzliches Rückstreumaterial benötigt wird. Wenn eine 10 cm dicke Schicht Rückstreumaterial unter dem MapCHECK positioniert wird, steigt die gemessene Dosis bei einem 6 MV-Photonenspektrum um 2,2 % und bei einem 15 MV-Photonenspektrum um 1,02 % an.

Prinzipiell können mit dem MapCHECK Tiefendosiscurven in Festwasser gemessen werden. Die Messwerte stimmten mit denen der Ionisationskammer CC04 unter gleichen Aufbaubedingungen überein. Dabei kann durch das integrierte Aufbaumaterial erst ab einer Tiefe von 2 cm mit der Aufnahme der Tiefendosiskurve begonnen werden. In der praktischen Umsetzung eignet sich das MapCHECK für Messungen in einzelnen Tiefen. Wenn ganze Tiefendosisverläufe aufgenommen werden sollen, ist der Aufwand mit dem MapCHECK zu groß.

Das räumliche Auflösungsvermögen des MapCHECKs ist durch den Abstand der Dioden zueinander begrenzt. Bis zu einer Spaltbreite von 7,07 mm können Spalten noch aufgelöst werden (Nyquist-Kriterium), wenn diese mit dem Kollimatorwinkel von 45° auf das MapCHECK appliziert werden. Sehr kleine Felder können im ungünstigsten Fall zwischen den Detektoren des Arrays positioniert sein und somit nicht erfasst werden.

Bei der Verifizierung von Keilfeldern kann mit dem MapCHECK Zeit gespart werden, weil mit einer Messung mehrere Punkte gleichzeitig erfasst werden können. Die Abweichung zu geplanten Dosiswerten betrug bei Hardwarekeilen maximal 2,27 % und bei dynamischen Keilen maximal 1,2 %.

Ein IMRT-Bestrahlungsplan wurde mit dem MapCHECK, GAFCHROMIC EBT 3 Film, dem EPID und dem ArcCHECK verifiziert. Mit dem EPID konnte nur ein Vergleich der relativen Dosisverteilung durchgeführt werden, der eine Übereinstimmung von 100 % mit der MapCHECK Messung aufwies. Im Vergleich der Dosimeter Film, MapCHECK und ArcCHECK mit dem Bestrahlungsplan lag die Übereinstimmung bei allen über 98,5 %. Beim der MapCHECK- und Filmmessung wurden alle Felder aus dem 0° Winkel bestrahlt.

Bei der Messung individueller Elektronenfelder zeigte sich eine sehr gute Übereinstimmung von $(99,56 \pm 0,46)$ % nach der Gamma-Analyse und von $(96,82 \pm 3,87)$ % nach der DTA-Analyse zwischen der Messung mit dem Film und dem MapCHECK.

Aus den Kennmerkmalen des MapCHECKs kann darauf geschlossen werden, dass sich das MapCHECK für einen Teil der Konstanzprüfungen der Kennmerkmale des Linearbeschleunigers nach der DIN 6847-5 eignet. So könnte es für die Überprüfung des Dosismonitorsystems, der Keilfilterfaktoren und der Dosisquerprofile eingesetzt werden, mit der Einschränkung, dass die dosimetrische Feldgröße nicht exakt bestimmt werden kann. Die Dosis von 6 und 8 MV-Elektronenspektren nicht im Tiefendosismaximum kontrolliert werden kann. Das MapCHECK eignet sich nicht für die Überprüfung der Tiefendosiskurve.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass das MapCHECK ein geeignetes Messinstrument in der klinischen Dosimetrie ist und in Zukunft für Qualitätssicherungen am Linearbeschleuniger eingesetzt werden kann. Dabei würde es Verbesserungsmöglichkeiten geben, die einen Einsatz zur Qualitätssicherung erleichtern würden, wie z.B. den Ersatz des integrierten Aufbaumaterials. Wenn das Aufbaumaterial die gleiche Dichte wie Wasser besitzen würde, und nur 1 cm dick wäre, könnte das MapCHECK für die Elektronendosimetrie besser eingesetzt werden. Ein solches Aufbaumaterial gibt es schon bei anderen Produkten des Herstellers.

Literaturverzeichnis

- [1] *Diode in vivo dosimetry for patients receiving external beam in radiation therapy. AAPM rep 87.* Medical Physics Pub., [S.l.], 2005.
- [2] RapidArc quality assurance through MapCHECK. *Journal of applied clinical medical physics / American College of Medical Physics*, 12(2):3251, 2011.
- [3] Gafchromic EBT3, 25.07.2011. <http://online1.ispcorp.com/en-US/gafchromic/SupportingDocuments/GAFCHROMICAbruf: 29.07.2012>.
- [4] Ady Abdellatif, Jeff Craig, Michael Jensen, Matt Mulligan, Homeira Mosalaei, Glenn Bauman, Jeff Chen, and Eugene Wong. Experimental assessments of intrafractional prostate motion on sequential and simultaneous boost to a dominant intraprostatic lesion. *Medical Physics*, 39(3):1505, 2012.
- [5] F. Banci Buonamici, A. Compagnucci, L. Marrazzo, S. Russo, and M. Bucciolini. An inter-comparison between film dosimetry and diode matrix for IMRT quality assurance. *Medical Physics*, 34(4):1372, 2007.
- [6] Johannes Berndt. Vergleich verschiedener Methoden zur Qualitätssicherung bei der intensitätsmodulierten Strahlentherapie. Bachelorarbeit, 31.07.2009. http://www.fb06.fh-muenchen.de/fb/images/img_upld/arbeiten/00622.pdf Abruf: 15.07.2012.
- [7] J. Bille and W. Schlegel. *Medizinische Physik*. Springer, Berlin, 2001.
- [8] Valeria Casanova Borca, Massimo Pasquino, Franca Ozzello, and Santi Tofani. The use of a diode matrix in commissioning activities for electron energies ≥ 9 MeV: A feasibility study. *Medical Physics*, 36(4):1144, 2009.
- [9] Uwe Burmester. *Dosimetrie ionisierender Strahlung*. Teubner, Stuttgart, 1990.
- [10] M. S. Charles M. Able. Evolution of IMRT QA High point regional experience. Vortrag, 13.12.2010. http://ablemedicalphysics.com/uploads/Evolution_of_IMRT_QA-HPRHS.pdf Abruf: 15.07.2012.
- [11] Florian Cremers. *Die Bestimmung der Bildqualität von verschiedenen Hochenergiebildsystemen für den strahlentherapeutischen Einsatz*. 2000. Dissertation.
- [12] DIN Deutsches Institut für Normung e.V. 6814 Begriffe in der radiologischen Technik - Teil 2: Strahlenphysik, 07.2000.
- [13] DIN Deutsches Institut für Normung e.V. 6875 Spezielle Bestrahlungseinrichtungen - Teil 4: Fluenzmodulierte Strahlentherapie - Konstanzprüfungen, 10.2011.
- [14] DIN Deutsches Institut für Normung e.V. 6847 Medizinische Elektronenbeschleuniger-Anlagen - Teil 5: Konstanzprüfungen von Kennmerkmalen, 1998.
- [15] DIN Deutsches Institut für Normung e.V. 6814 Begriffe in der radiologischen Technik - Teil 3: Dosisgrößen und Dosiseinheiten, Januar 2001.
- [16] DIN Deutsches Institut für Normung e.V. 6814 Begriffe in der radiologischen Technik - Teil 8: Strahlentherapie, März 1990.

- [17] N. Dogan. Tools for IMRT QA, Juli 2005. <http://www.aapm.org/meetings/05AM/pdf/18-2603-13434-480.pdf> Abruf: 05.08.2012-.
- [18] Zeliha Eroglu. Evaluierung der dosimetrischen Kenngrößen für die Konstanzprüfung eines intraoperativen Elektronenlinearbeschleunigers. Bachelorarbeit, 30.09.2010. http://www.uniklinik-duesseldorf.de/fileadmin/Datenpool/einrichtungen/klinik_und_poliklinik_fuer_strahlentherapie_und_radioonkologie_id30/dateien/evaluierung_der_dosimetrischen_kenngrößen_für_die_konstanzprüfung_eines_intraoperativen_elektronenlinearbeschleunigers_zeliha.pdf Abruf: 15.07.2012.
- [19] A. Gago-Arias, L. Brualla-González, D. M. González-Castaño, F. Gómez, M. Sánchez García, V. Luna Vega, J. Mosquera Sueiro, and J. Pardo-Montero. Evaluation of chamber response function influence on IMRT verification using 2D commercial detector arrays. *Physics in Medicine and Biology*, 57(7):2005–2020, 2012.
- [20] Tobias Gauer. Implementierung der Intensitätsmodulierten Strahlentherapie mit Elektronen. Doktorarbeit, 2009. http://www.physnet.uni-hamburg.de/services/fachinfo/___Volltexte/Tobias___Gauer/Tobias___Gauer.pdf Abruf: 05.08.2012.
- [21] Elin Görlitz. Dosimetrische und verfahrenstechnische Untersuchungen zur Qualitätssicherung eines Bestrahlungsplanungsprogrammes. Diplomarbeit, 27.01.2006. http://www.uke.de/kliniken/strahlentherapie/downloads/klinik-strahlentherapie-radioonkologie/Diplomarbeit_Goerlitz.pdf Abruf: 05.08.2012.
- [22] Alonso N. Gutiérrez and Oscar Calvo. Diode Arrays and QA of Advanced Techniques. *Journal of Physics: Conference Series*, 250:012049, 2010.
- [23] Julia Herzen. Untersuchungen zum Einsatz einer neuen Pixel-Ionisationskammer zur Verifikation zweidimensionaler Dosisverteilungen in der Strahlentherapie. Diplomarbeit, 30.06.2006. http://www.uke.de/kliniken/strahlentherapie/downloads/klinik-strahlentherapie-radioonkologie/Diplomarbeit_Herzen.pdf Abruf: 15.07.2012.
- [24] Sebastian Heyden. Klinische Validierung der Software Compass Verifikation fluenzmodulierter Strahlenfelder. Diplomarbeit, 09.11.2008. <http://dok.bib.fh-giessen.de/opus/volltexte/2009/4128/> Abruf: 15.07.2012.
- [25] IBA. Ionisationskammer. <http://www.iba-dosimetry.com/complete-solutions/radiotherapy/relative-dosimetry/detectors> Abruf: 01.08.2012.
- [26] Ileana Iftimia, Eileen T. Cirino, Li Xiong, and Herbert W. Mower. Quality assurance methodology for Varian RapidArc treatment plans. *Journal of applied clinical medical physics American College of Medical Physics*, 11(4):3164, 2010.
- [27] Paul A. Jursinic. Angular dependence of dose sensitivity of surface diodes. *Medical Physics*, 36(6):2165, 2009.
- [28] Paul A. Jursinic and Ben E. Nelms. A 2-D diode array and analysis software for verification of intensity modulated radiation therapy delivery. *Medical Physics*, 30(5):870, 2003.
- [29] Paul A. Jursinic, Renu Sharma, and Jim Reuter. MapCHECK used for rotational IMRT measurements: Step-and-shoot, Tomotherapy, RapidArc. *Medical Physics*, 37(6):2837, 2010.
- [30] Hanno Krieger. *Strahlungsquellen, Detektoren und klinische Dosimetrie*. Teubner, Stuttgart [u.a.], 3 edition, 2001.

- [31] Hanno Krieger and Wolfgang Petzold. *Strahlenphysik, Dosimetrie und Strahlenschutz*. Teubner, Stuttgart, 5 edition, 2002.
- [32] P. Laojunun, P. Iampongpaiboon, C. Kakanaporn, L. Tuntipumiamorn, and Y. Chansilpa. Evaluation of Planar and Cylindrical Diode Arrays for IMRT and VMAT Plan Verification. <http://www.tmps.or.th/meeting2012/FullPaper/Laojun-un.pdf> Abruf: 01.08.2012.
- [33] Daniel Létourneau, Misbah Gulam, Di Yan, Mark Oldham, and John W. Wong. Evaluation of a 2D diode array for IMRT quality assurance. *Radiotherapy and Oncology*, 70(2):199–206, 2004.
- [34] Jonathan G. Li, Guanghua Yan, and Chihray Liu. Comparison of two commercial detector arrays for IMRT quality assurance. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 10(2), 2009.
- [35] Daniel A. Low. Gamma Dose Distribution Evaluation Tool. *Journal of Physics: Conference Series*, 250:012071, 2010.
- [36] Daniel A. Low and James F. Dempsey. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Medical Physics*, 30(9):2455, 2003.
- [37] Daniel A. Low, Jean M. Moran, James F. Dempsey, Lei Dong, and Mark Oldham. Dosimetry tools and techniques for IMRT. *Medical Physics*, 38(3):1313, 2011.
- [38] Lucas, Eric. IMRT QA Comparison Using MapCheck and Portal Dosimetry, 19.04.2008. <http://chapter.aapm.org/midwest/spring08/lucas.pdf> Abruf: 15.06.2012.
- [39] Miller MacPhearson, Michelle Nielson, Fida Khan, Ryan MacCabe, and Jonathan Wilson. Applications of the MapCHECK2 diode array for Volumetric Modulated Arc Therapy, 28.07.2009.
- [40] L. Masi, F. Casamassima, R. Doro, and P. Francescon. Quality assurance of volumetric modulated arc therapy: Evaluation and comparison of different dosimetric systems. *Medical Physics*, 38(2):612, 2011.
- [41] Philip Mayles, Alan E. Nahum, and Jean-Claude Rosenwald. *Handbook of radiotherapy physics*. Taylor & Francis, New York, 2007.
- [42] Andrea L. McNiven, Michael B. Sharpe, and Thomas G. Purdie. A new metric for assessing IMRT modulation complexity and plan deliverability. *Medical Physics*, 37(2):505, 2010.
- [43] Christian Müller. Erstellung eines virtuellen Linearbeschleunigers nach realem Vorbild mittel Monte Carlo Simulation. Diplomarbeit, September 2007. http://homepages.thm.de/hg11956/Diplomarbeiten/Diplomarbeit_Christian_Mueller.pdf Abruf: 05.08.2012.
- [44] Ervin D. Podgorsak. *Radiation oncology physics*. International Atomic Energy Agency, Vienna, 2005.
- [45] Ramachandran Prabhakar, Jim Cramb, and Tomas Kron. A feasibility study of using couch-based real time dosimetric device in external beam radiotherapy. *Medical Physics*, 38(12):6539, 2011.
- [46] Daniela Schmitt. Vergleich der Bildqualität zweier MVCT-Systeme und ihrer Eignung zur Bestrahlungsplanung. Diplomarbeit, 06.02.2009.
- [47] Sun Nuclear corporation. SunPoint™ Diode Detectors.

- [48] Sun Nuclear corporation. ArcCHECK™ Reference Guide The Ultimate 4D QA Solution, 23.09.2011.
- [49] Sun Nuclear corporation. MapCHECK 2™ Reference Guide, 23.09.2011.
- [50] K. Utitsarn, S. Suriyapee, S. Oonsiri, and Oonsiri P. Dosimetric Verification Using 2D Planar Diode Arrays and 3D Cylindrical Diode Arrays in IMRT and VMAT. Vortrag. <http://www.tmps.or.th/meeting2012/FullPaper/kananan.pdf> Abruf: 01.08.2012.
- [51] Kai Anika Vitenius. Evaluierung der Jahreskonstanzprüfung an klinischen Linearbeschleunigern zur Simplifizierung des Procederes. Bachelorarbeit, 09.2012. http://www.uniklinik-duesseldorf.de/fileadmin/Datenpool/einrichtungen/klinik_und_poliklinik_fuer_strahlentherapie_und_radioonkologie_id30/dateien/ba_arbeit_jahreskonstanzpruefung_anika-vitenius_fertige_fassung.pdf Abruf: 15.07.2012.
- [52] Julia Wernecke. Die klinische Einführung eines Elektronen-Multi-Leaf-Kollimators. Unveröffentlicht, 2012.
- [53] Tilo Wiezorek, Nico Banz, Michael Schwedas, Marcel Scheithauer, Henning Salz, Dietmar Georg, and Thomas G. Wendt. Dosimetric Quality Assurance for Intensity-Modulated Radiotherapy. *Strahlentherapie und Onkologie*, 181(7):468–474, 2005.
- [54] Nadjate Zebri. Akquisition der dosimetrischen Basisdaten an einem intraoperativen Elektronenlinearbeschleuniger. Bachelorarbeit, September 2010. http://www.uniklinik-duesseldorf.de/fileadmin/Datenpool/einrichtungen/klinik_und_poliklinik_fuer_strahlentherapie_und_radioonkologie_id30/dateien/Arbeit_NZ.pdf Abrufdatum: 15.07.2012.
- [55] Xiaodong Zhou, Stefan Both, and Timothy C. Zhu. Determination of correction factors for a 2D diode array device in MV photon beams. *Medical Physics*, 36(2):523, 2009.

Abbildungsverzeichnis

2.1	Dominierende Photonen-Wechselwirkung in Abhängigkeit von Energie und Ordnungszahl.	3
2.2	Schematische Darstellung des Photoeffektes.	4
2.3	Schematische Darstellung des Compton-Effektes.	5
2.4	Schematische Darstellung der Paarbildung.	5
2.5	Aufbau des Siemens Primus Linearbeschleunigers.	7
2.6	Schematischer Aufbau des Strahlerkopfes eines Linearbeschleunigers im Photonenbetrieb.	8
2.7	Beispiel für eine Tiefendosiskurve eines Photonenstrahls normiert auf die maximale Dosis.	10
2.8	Beispiel für eine Querverteilung.	11
2.9	Isodosenverteilung einer Messung eines 6 MV-Photonenspektrums mit dem MapCHECK.	12
2.10	Schematische Darstellung des Unterschiedes zwischen konventioneller und intensitätsmodulierter Bestrahlungstechnik.	13
2.11	Schematische Darstellung der Distance to Agreement Analyse.	13
2.12	Schematische Darstellung der Gamma Analyse.	14
3.1	Schematischer Aufbau einer Zylinderionisationskammer.	16
3.2	Schematischer Aufbau der GAFCHROMIC EBT3 Filme.	17
3.3	Beispiel eines bestrahlten radiochromen Films.	17
3.4	Beispiel einer Elektronenfilmkalibrierkurve.	18
3.5	Schematischer Aufbau eines EPIDs aus amorphen Silizium.	18
3.6	Schematische Draufsicht auf die Diodenfläche des MapCHECK.	20
3.7	Differenzmatrize der Messwerte der ersten und letzten Kalibrierung.	22
3.8	Dreidimensionales Diodenarray ArcCHECK.	23
4.1	Messung Dosislinearität 15 MV-Photonenspektrum.	26
4.2	Messung Dosislinearität 8 MeV-Elektronenspektrum.	27
4.3	Messung Dosislinearität Auflösungsvermögen des MapCHECKs für kleine Monitor Units.	27
4.4	Darstellung der Dosislinearität von 6 und 15 MV-Photonenspektren zur Beurteilung der Energieabhängigkeit.	28
4.5	Darstellung der Dosislinearität von 8 und 14 MeV-Elektronenspektren zur Beurteilung der Energieabhängigkeit.	29
4.6	Messaufbau für die Messung der Zeitstabilität. Unterhalb des MapCHECKs befindet sich die CC04 als Referenzkammer.	29
4.7	Messergebnisse der Anfangszeitstabilität.	31
4.8	Messergebnisse der Zeitstabilität nach Vorbestrahlung.	31
4.9	Messaufbau Messung der Winkelabhängigkeit ohne Bestrahlungstisch.	33
4.10	CT Aufnahme des MapCHECKs.	33
4.11	Verlauf der Messergebnisse der Outputfaktoren für das MapCHECK und die CC04 in Festwasser.	35
4.12	Das MapCHECK positioniert auf 10 cm Rückstreumaterial.	35

4.13 Einfluss der Dicke des Rückstreumaterials auf den Absolutdosiswert.	37
4.14 Beispiel Messaufbau Tiefendosismessung.	38
4.15 Messergebnisse Tiefendosismessung 6 MV-Photonenspektrum.	39
4.16 Messergebnisse Tiefendosismessung 15 MV-Photonenspektrum.	39
4.17 Skizze Struchmustererzeugung auf dem MapCHECK.	40
4.18 Darstellung der RSWMTF des MapCHECKs.	41
4.19 Darstellung der Messwerte des MapCHECKs bei 6 mm Spaltbreite.	42
4.20 Darstellung der Messwerte des MapCHECKs bei 3 cm Spaltbreite.	42
4.21 Schematische Darstellung der Isodosenverteilung eines offenen Feldes und bei Einsatz eines Hardwarekeils.	43
4.22 Darstellung der Messung der IMRT am neuen Linearbeschleuniger.	46
4.23 Darstellung der Messung des rotierenden IMRT am neuen Linearbeschleuniger.	47
4.24 Darstellung MapCHECK Messung des Elektronen-MLC Feld Rechteck.	48
4.25 Darstellung MapCHECK Messung des Elektronen-MLC Feld Ellipse.	49
4.26 Darstellung MapCHECK Messung des Elektronen-MLC Feld L-Winkel.	49
4.27 Darstellung MapCHECK Messung des Elektronen-MLC Feld Niere.	49
4.28 Darstellung MapCHECK Messung des Elektronen-MLC Feld Keloid.	50

Tabellenverzeichnis

4.1	Messergebnisse der Dosislinearität von Photonen.	25
4.2	Messergebnisse der Dosislinearität von Elektronen.	26
4.3	Messergebnisse der Anfangszeitstabilität.	30
4.4	Messergebnisse der Zeitstabilität nach Vorbestrahlung.	30
4.5	Vergleich der Messergebnisse der Summen- und Einzeldosis.	32
4.6	Messergebnisse in Abhängigkeit vom Gantrywinkel.	33
4.7	Messergebnisse Outputfaktoren 6 MV-Photonenspektrum.	34
4.8	Messergebnisse in Abhängigkeit von der Dicke des Rückstreumaterials 6 MV-Photonenspektrum.	36
4.9	Messergebnisse in Abhängigkeit von der Dicke des Rückstreumaterials 15 MV-Photonenspektrum.	36
4.10	Messergebnisse Tiefendosis 6 MV-Photonenspektrum.	38
4.11	Messergebnisse Tiefendosis 15 MV-Photonenspektrum.	38
4.12	RSWMTF in Abhängigkeit von der Spaltgröße.	41
4.13	Messwerte der Hardwarekeilfelder.	44
4.14	Messwerte der Softwarekeilfelder	44
4.15	Keilfaktoren der Hardwarekeilfelder.	44
4.16	Ergebnisse des Vergleichs der Absolutdosismatrizen der IMRT Messungen.	45
4.17	Vergleich Absolutdosis Film - MapCHECK der Elektronen-MLC Felder.	48
4.18	Vergleich einzelner Absolutdosiswerte von Film und MapCHECK mit den Solldosiswerten.	48
4.19	Vierzehntägliche Konstanzprüfung der Photonenspektren.	50
4.20	Vierzehntägliche Konstanzprüfung der Elektronenspektren.	51

Abkürzungsverzeichnis

CT	Computertomografie
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DIN	Deutsches Institut für Normung
DTA	Distance to Agreement
EPID	Electronic Portal Imaging Device
Gy	Gray
IMRT	Intensity Modulated Radiotherapy
MLC	Multi-Leaf-Collimator
MTF	Modulationsübertragungsfunktion
MU	Monitor Units
OF	Outputfaktor
RSWMTF	relative Square-wave-Modulationsübertragungsfunktion
RW3	Wasser-äquivalenter Kunststoff
SD	Standardabweichung
SDD	source-to-detector distance
SSD	source-surface-distance
UKE	Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf

Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt...

Herrn Prof. Dr. Friedrich Ueberle für die Übernahme des Erstgutachtens.

Herrn Dr. Florian Cremers für die Übernahme des Zweitgutachtens, eine engagierte Betreuung mit Korrekturlesen in letzter Minute, Unterstützung mit Fachliteratur und die Vermittlung von Fachwissen.

Herrn Volker Platz für Rat und Tat bei den Vorbereitungen und Durchführungen der Messungen.

Dr. Tobias Gauer für die Themenfindung, für die Ermöglichung und Unterstützung bei Messungen außerhalb der normalen Arbeitszeit.

Dr. Elisabetta Gargioni für die Beantwortung vieler Fragen, Unterstützung bei Messungen, Filmauswertungen und das Korrekturlesen.

Dirk Albers und Manuel Todorovic für die Bestrahlungsplanung, hilfreiche Gespräche und Durchführung von Messungen.

Dr. Bernd Bodmann und Jasmin Akhavan für die technische Unterstützung bei Messungen.

Julia Einhausen, die das Büro mit mir teilte, mir ein gutes Vorbild war und mich immer unterstützt hat.

Julia Wernecke für viele Diskussionen, ausdauerndes Korrekturlesen, Unterstützung bei Problemen und schöne Kaffeepausen.

Herrn Heiko Hilse für seine freundliche Art und die Unterstützung beim Auffinden von Physikern.

Ganz besonders danke ich meinen Eltern, die mir mein Studium ermöglicht haben, meiner Schwester für das Korrekturlesen und meinem Mann, der alle Höhen und Tiefen des Studiums mit durchgestanden hat.