

Medizinische Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

Experimentelle und theoretische Untersuchungen zur
Strahlenfeldformung an medizinischen Linearbeschleunigern
mit stereotaktischem Zusatzkollimator

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor rerum medicarum (Dr. rer. medic.) für das Fachgebiet
Medizinische Strahlenphysik

vorgelegt
der Medizinischen Fakultät
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Michael Schaks
geboren am 01.01.1984 in Halle

Betreuer: Prof. Dr. med. Dirk Vordermark

Gutachter: Prof. Dr. med. Dirk Vordermark (Halle)
Prof. Dr. rer. nat. Detlef Reichert (Halle)
Prof. Dr. rer. nat. Ulrich Wolf (Leipzig)

05.02.2019

07.11.2019

Referat

Gegenstand der vorliegenden Arbeit ist die Untersuchung des wechselseitigen Einflusses zweier gekoppelter Blendensysteme bestehend aus dem Blendensystem eines Linearbeschleunigers und dem eines Mikro-Multileaf-Kollimators auf die resultierende Dosisquerverteilung, im Speziellen auf das Verhalten der Penumbra und die Höhe der Streustrahlung.

Die experimentellen Untersuchungen erfolgten an dem Siemens Linearbeschleuniger Mevatron MXE-2 (MXE-2). Als Zusatzkollimator wurde der Mikro-Multileaf-Kollimator m3[®] (μ MLC) der Firma Brainlab verwendet. Die Messungen der Dosisquerverteilungen erfolgten in Luft und Wasser bei konstanten und variablen Fokus-Messort-Abstand und bei verschiedenen Kombinationen von Feldgrößen.

Neben der qualitativen Analyse der Dosisquerverteilungen werden vier das Strahlenfeld charakterisierende Parameter (Feldgröße, Anstieg, Integral, Sigma) vorgestellt, welche die Dosisquerverteilungen und die Veränderungen durch eine unterschiedliche Kollimierung in Teilen oder komplett beschreiben können.

Zielstellung dieser Arbeit ist es herauszufinden, ob es eine optimale Kollimierung von beiden Systemen gibt, welche einen steilen Dosisgradienten und eine minimale Durchlassstrahlung erzeugt.

Diese optimale Kollimierung wird erreicht, wenn die eingestellte nominelle Feldabmessung des Beschleunigers in X-Richtung 8 mm (4 mm auf jeder Seite) größer ist als die nominelle Feldabmessung des μ MLC und in Y-Richtung 10 mm (5 mm auf jeder Seite) größer ist als die nominelle Feldabmessung des μ MLC. Im Bestrahlungsplanungssystem für den μ MLC, iPlan[®], kann nur ein Wert für ein rechteckiges Strahlenfeld für das kollimierende System des Beschleunigers eingetragen werden. Deshalb wird empfohlen, das kollimierende System des Beschleunigers 10 mm (5 mm auf jeder Seite) hinter die größte Feldabmessung eines Leaf-Paares des μ MLC einzustellen.

Alle vier vorgestellten, das Strahlenfeld charakterisierenden Parameter, sind in der Lage, Veränderungen in der resultierenden Dosisquerverteilung zu detektieren. Für eine umfassende Analyse der Dosisquerverteilung ist eine flächenbezogene Analyse über einen Teil oder die gesamte Dosisquerverteilung erforderlich, zum Beispiel mit den Parametern Integral oder Sigma. Eine reine punktbezogene Analyse über die Parameter Feldgröße oder Anstieg ist nicht in der Lage alle Veränderungen zu detektieren.

Die im Rahmen dieser Arbeit vorgestellte Methode zur Analyse der Dosisquerverteilung über die Anpassung des Ergebnisses der Faltungsmethode an die gemessene Dosisquerverteilung liefert mit dem Parameter Sigma ein gutes Werkzeug zur Beschreibung von Veränderungen der Dosisquerverteilung.

Schaks, Michael: Experimentelle und theoretische Untersuchungen zur Strahlenfeldformung an medizinischen Linearbeschleunigern mit stereotaktischem Zusatzkollimator, Halle, Uni., Med. Fak., Diss., 79 Seiten, 2019

Inhaltsverzeichnis

| | | |
|----------|---|-----------|
| 1 | Einleitung | 1 |
| 2 | Grundlagen | 2 |
| 2.1 | Strahlerkopf | 2 |
| 2.2 | Dosisquerverteilung | 4 |
| 2.2.1 | Feldgröße | 6 |
| 2.2.2 | Faltungsmethode | 6 |
| 2.2.3 | Anstieg im Bereich der Penumbra | 7 |
| 2.2.4 | Integral | 8 |
| 2.2.5 | Verhalten der Parameter | 8 |
| 2.3 | Monte-Carlo-Simulation | 9 |
| 3 | Material und Methoden | 11 |
| 3.1 | Charakterisierung der untersuchten Blendensysteme | 11 |
| 3.2 | Messsystem | 12 |
| 3.3 | Durchführung der Untersuchungen | 13 |
| 3.4 | Ermittlung der vier Parameter: Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral | 16 |
| 3.5 | Simulation der Dosisquerverteilungen mit Monte-Carlo | 16 |
| 3.6 | Vergleichsberechnung mit dem Bestrahlungsplanungssystem iPlan® . | 18 |
| 3.6.1 | Berechnung der Dosisquerverteilungen im Phantom | 18 |
| 3.6.2 | Berechnung der Dosisquerverteilungen für reale Patientenpläne | 18 |
| 4 | Ergebnisse | 20 |
| 4.1 | Experimentelle Untersuchungen zum doppelkollimierenden System in Luft am Beispiel des μ MLC | 20 |
| 4.2 | Experimentelle Untersuchungen zum doppelkollimierenden System im Wasser am Beispiel des μ MLC | 26 |
| 4.2.1 | Messungen von Dosisquerverteilungen in X-Richtung für recht- eckige Felder | 26 |
| 4.2.2 | Messungen von Dosisquerverteilungen in X- und Y- Richtung für quadratische Felder | 27 |
| 4.2.3 | Variation der Messtiefe im Wasser | 32 |
| 4.3 | Gegenüberstellung der Messungen am doppelkollimierenden System in Luft und im Wasser am Beispiel des μ MLC | 36 |
| 4.4 | Experimentelle Untersuchungen zum doppelkollimierenden System im Wasser an weiteren Zusatzkollimatoren | 38 |
| 4.4.1 | Rundkollimatoren | 38 |
| 4.4.2 | selbstgebaute Blockblende | 40 |
| 4.5 | Gegenüberstellung der Messungen verschiedener doppelkollimierender Systeme im Wasser | 41 |
| 4.6 | Monte-Carlo-Simulation des doppelkollimierenden Systems im Wasser am Beispiel des μ MLC als Zusatzkollimator | 43 |
| 4.6.1 | X-Richtung | 43 |
| 4.6.2 | X- und Y-Richtung | 44 |

| | | |
|----------|---|-----------|
| 4.7 | Gegenüberstellung der experimentellen und simulierten Daten des μ MLC im Wasser | 46 |
| 4.8 | Durchgeführte Vergleichsberechnung mit dem Bestrahlungsplanungssystem iPlan® im Phantom | 49 |
| 4.9 | Gegenüberstellung der experimentellen Messungen und der im Bestrahlungsplanungssystem iPlan® berechneten Daten | 54 |
| 4.10 | Gegenüberstellung der Dosisquerverteilungen bestimmt aus Experiment, Monte-Carlo-Simulation und der Berechnung im Bestrahlungsplanungssystem iPlan® | 57 |
| 4.11 | Durchgeführte Vergleichsberechnung mit dem Bestrahlungsplanungssystem iPlan® an realen Patientenplänen | 59 |
| 4.11.1 | Plan A | 59 |
| 4.11.2 | Plan B | 59 |
| 4.11.3 | Plan C | 62 |
| 4.11.4 | Plan D | 62 |
| 5 | Diskussion | 65 |
| 5.1 | Experimentelle Messungen | 65 |
| 5.2 | Monte-Carlo-Simulation | 67 |
| 5.3 | Andere doppeltkollimierende Systeme | 69 |
| 5.4 | Bestrahlungsplanungssystem iPlan® | 70 |
| 5.5 | Realer Patientenplan | 71 |
| 5.6 | Diskussion der verwendeten Analysemethoden für die Dosisquerverteilung | 72 |
| 6 | Zusammenfassung | 74 |
| 7 | Literatur | 76 |
| 8 | Thesen | 79 |

Abbildungsverzeichnis

| | | |
|----|---|----|
| 1 | Schematische Darstellung des Strahlerkopfes eines medizinischen Linearbeschleunigers mit externem Zusatzkollimator | 2 |
| 2 | Absolute und relative Dosisquerverteilung mit und ohne Ausgleichsfilter im Vergleich | 3 |
| 3 | Darstellung der idealen Querverteilung, der Dosisquerverteilung in Luft und der Dosisquerverteilung im Wasser | 5 |
| 4 | Darstellung eines Vergleichs zwischen gemessener Dosisquerverteilung und des Ergebnisses der Anpassung aus der Faltungmethode | 7 |
| 5 | Auswirkungen der unterschiedlichen Formen von Dosisquerverteilungen auf Anstieg, Sigma und Integral bei einer Feldgröße von 80x80 mm ² | 8 |
| 6 | Darstellung der verwendete Zusatzkollimatoren | 12 |
| 7 | Abbildung der Messanordnung für die Dosisquerverteilungen | 13 |
| 8 | Schematische Darstellung der genutzten Nomenklatur | 14 |
| 9 | Schematische Darstellung der durchgeführten Untersuchungen | 15 |
| 10 | Schematische Darstellung der möglichen Orientierung für die Auswertung der dreidimensionalen Dosisverteilung in dem Programm VeriSoft | 19 |
| 11 | Darstellung der Dosisquerverteilungen in X- und Y-Richtung und der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral für ein doppeltkollimierendes System in Abhängigkeit der nominellen Feldabmessung des Beschleunigers gemessenen in Luft mit Aufbaukappe am Beispiel der μ MLC-Feldgrößen von 30x100 mm ² und 100x30 mm ² | 22 |
| 12 | Darstellung der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral für ein doppeltkollimierendes System in Abhängigkeit der nominellen Feldabmessung des Beschleunigers für verschiedene μ MLC-Feldgrößen gemessen in X-Richtung in Luft mit Aufbaukappe | 24 |
| 13 | Darstellung der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral für ein doppeltkollimierendes System in Abhängigkeit der nominellen Feldabmessung des Beschleunigers für verschiedene μ MLC-Feldgrößen gemessen in Y-Richtung in Luft mit Aufbaukappe | 25 |
| 14 | Darstellung der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral für ein doppeltkollimierendes System in Abhängigkeit der nominellen Feldabmessung des Beschleunigers für verschiedene μ MLC-Feldgrößen gemessen in X-Richtung im Wasser | 28 |
| 15 | Darstellung der untersuchten Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral für ein doppeltkollimierendes System in Abhängigkeit der nominellen Feldabmessung des Beschleunigers für verschiedene μ MLC-Feldgrößen gemessen in X-Richtung im Wasser | 30 |
| 16 | Darstellung der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral für ein doppeltkollimierendes System in Abhängigkeit der nominellen Feldabmessung des Beschleunigers für verschiedene μ MLC-Feldgrößen gemessen in Y-Richtung im Wasser | 31 |

| | | |
|----|---|----|
| 17 | Darstellung der Veränderung der Dosisquerverteilung bei Variation der Tiefe im Wasser, am Beispiel normierter Querverteilungen des reinen Beschleunigers bei einer Feldgröße 42x42 mm ² | 32 |
| 18 | Darstellung der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral für verschiedene einfachkollimierende und doppeltkollimierende Systeme bei konstantem Fokus-Oberflächen-Abstand und Variation der Messtiefe im Phantom gemessen in X-Richtung im Wasser | 34 |
| 19 | Darstellung der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral für verschiedene einfachkollimierende und doppeltkollimierende Systeme bei konstantem Fokus-Oberflächen-Abstand und Variation der Messtiefe im Phantom gemessen in Y-Richtung im Wasser | 35 |
| 20 | Gegenüberstellung der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral für das doppeltkollimierende System des μ MLC gemessen in Luft und im Wasser | 37 |
| 21 | Darstellung der Dosisquerverteilung gemessen in X- und Y-Richtung für ein doppeltkollimierendes System im Wasser am Beispiel des Rundkollimators mit dem Durchmesser von 30 mm für verschiedene nominelle Feldgrößen des Beschleunigers | 38 |
| 22 | Darstellung der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral in Abhängigkeit der nominellen Feldabmessung des Beschleunigers für die Rundkollimatoren mit dem Durchmesser 30 mm und 40 mm gemessen im Wasser | 39 |
| 23 | Darstellung der Dosisquerverteilung gemessen in X- und Y-Richtung für ein doppeltkollimierendes System im Wasser am Beispiel einer Blockblende | 40 |
| 24 | Gegenüberstellung der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral für verschiedene doppeltkollimierende Systeme im Wasser | 41 |
| 25 | Darstellung der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral für das doppeltkollimierende System mit dem Zusatzkollimator Blende gemessen im Wasser | 42 |
| 26 | Darstellung von Dosisquerverteilungen des doppeltkollimierenden Systems bei der μ MLC Feldgröße von 42x100 mm im Wasser aus der Monte-Carlo-Simulation | 43 |
| 27 | Darstellung der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral bestimmt aus den simulierten Dosisquerverteilungen in Abhängigkeit der nominellen Feldabmessung des Beschleunigers im Wasser für μ MLC-Feldgröße von 42x100 mm ² in X-Richtung | 44 |
| 28 | Darstellung der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral bestimmt aus den simulierten Dosisquerverteilungen in Abhängigkeit der nominellen Feldgröße des Beschleunigers im Wasser für μ MLC-Feldgröße von 24x24 mm ² und 42x42 mm ² in X-Richtung und Y-Richtung | 45 |
| 29 | Gegenüberstellung der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral aus simulierten und gemessenen Dosisquerverteilungen im Wasser für den μ MLC | 48 |

| | | |
|----|---|----|
| 30 | Darstellung der berechneten Dosisverteilung in einer transversalen Schicht und die zugehörige 3D-Darstellung des RW3-Plattenphantoms im Bestrahlungsplanungssystem iPlan [®] für den Plan A | 49 |
| 31 | Darstellung der Dosisquerverteilung berechnet für X- und Y-Richtung für das doppeltkollimierende System im Wasser am Beispiel der μ MLC-Feldgröße von 42x42 mm ² im Bestrahlungsplanungssystem iPlan [®] | 50 |
| 32 | Darstellung der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral in Abhängigkeit von ΔS für die μ MLC-Feldgröße 24x24 mm ² berechnet mit dem Bestrahlungsplanungsprogramm iPlan [®] im realen und idealen virtuellen Wasserphantom | 52 |
| 33 | Darstellung der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral in Abhängigkeit von ΔS für die μ MLC-Feldgröße 42x42 mm ² berechnet mit dem Bestrahlungsplanungsprogramm iPlan [®] im realen und idealen virtuellen Wasserphantom | 53 |
| 34 | Darstellung des Vergleichs der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral bestimmt aus berechneten und simulierten Dosisquerverteilungen im Wasser für das doppeltkollimierende System μ MLC + MXE-2 | 56 |
| 35 | Vergleich der Dosisquerverteilungen ermittelt aus Experiment, Monte-Carlo-Simulation und Berechnung im Bestrahlungsplanungssystem in X-Richtung für die μ MLC-Feldgröße von 42 x 42 mm ² bei einem ΔS von 10 mm | 58 |
| 36 | Vergleich der Dosisquerverteilungen ermittelt aus Experiment, Monte-Carlo-Simulation und Berechnung im Bestrahlungsplanungssystem in X-Richtung für die μ MLC-Feldgröße von 42 x 42 mm ² bei einem ΔS von 10 mm mit zusätzlicher Korrektur der Feldgröße | 58 |
| 37 | Darstellung der berechneten Dosisverteilung in einer transversalen Schicht und die zugehörige 3D- Darstellung des Bestrahlungsplans im Bestrahlungsplanungssystem iPlan [®] für den Plan A | 60 |
| 38 | Darstellung des Parameters Sigma in Abhängigkeit von ΔS bestimmt aus den im Bestrahlungsplanungssystem iPlan [®] berechneten Dosisquerverteilungen für den Plan A | 60 |
| 39 | Darstellung der berechneten Dosisverteilung in einer transversalen Schicht und die zugehörige 3D-Darstellung des Bestrahlungsplans im Bestrahlungsplanungssystem iPlan [®] für den Plan B | 61 |
| 40 | Darstellung des Parameters Sigma in Abhängigkeit von ΔS bestimmt aus den im Bestrahlungsplanungssystem iPlan [®] berechneten Dosisquerverteilungen für den Plan B | 61 |
| 41 | Darstellung der berechneten Dosisverteilung in einer transversalen Schicht und die zugehörige 3D-Darstellung des Bestrahlungsplans im Bestrahlungsplanungssystem iPlan [®] für den Plan C | 62 |
| 42 | Darstellung des Parameters Sigma in Abhängigkeit von ΔS bestimmt aus den im Bestrahlungsplanungssystem iPlan [®] berechneten Dosisquerverteilungen für den Plan C | 63 |
| 43 | Darstellung der berechneten Dosisverteilung in einer transversalen Schicht und die zugehörige 3D-Darstellung des Bestrahlungsplans im Bestrahlungsplanungssystem iPlan [®] für den Plan D | 64 |

| | | |
|----|---|----|
| 44 | Darstellung des Parameters Sigma in Abhängigkeit von ΔS bestimmt aus den im Bestrahlungsplanungssystem iPlan [®] berechneten Dosisquerverteilungen für den Plan D | 64 |
| 45 | Darstellung der Auswirkung der Empfehlung bei einem Patientenplan das kollimierende System des Beschleunigers 10 mm (5 mm auf jeder Seite) hinter die größte Feldabmessung eines Leaf-Paares des μ MLC einzustellen am Beispiel zweier Bestrahlungsfelder | 72 |
| 46 | Darstellung des Zusammenhangs zwischen Komplexität der Analyseform der Dosisquerverteilung und des Informationsgrades | 73 |

Tabellenverzeichnis

| | | |
|----|--|----|
| 1 | Untersuchte kollimierende Systeme | 11 |
| 2 | Technische Daten der für die Untersuchung genutzten Beschleuniger . | 11 |
| 3 | Technische Daten der für die Untersuchung genutzten Zusatzkollimatoren | 11 |
| 4 | Technische Daten des Mikromultileafkollimators m3 [®] der Firma Brainlab | 12 |
| 5 | ΔS_X , wenn die untersuchten Parameter Feldgröße und Anstieg ein Plateau beziehungsweise Sigma und Integral ein Minimum einnehmen, für ausgewählte Felder des doppeltkollimierenden Systems, gemessen in Luft mit Aufbaukappe in X-Richtung | 23 |
| 6 | ΔS_Y , wenn die untersuchten Parameter Feldgröße und Anstieg ein Plateau beziehungsweise Sigma und Integral ein Minimum einnehmen, für ausgewählte Felder des doppeltkollimierenden Systems, gemessen in Luft mit Aufbaukappe in Y-Richtung | 23 |
| 7 | ΔS_X , wenn die untersuchten Parameter Feldgröße und Anstieg ein Plateau beziehungsweise Sigma und Integral ein Minimum einnehmen, für ausgewählte Felder in X-Richtung des doppeltkollimierenden Systems gemessen im Wasser | 27 |
| 8 | $\Delta S_{X/Y}$, wenn die untersuchten Parameter Feldgröße und Anstieg ein Plateau beziehungsweise Sigma und Integral ein Minimum einnehmen, für ausgewählte Felder in X-Richtung und Y-Richtung des doppeltkollimierenden Systems gemessen im Wasser | 29 |
| 9 | $\Delta S_{X/Y}$, wenn die untersuchten Parameter Feldgröße und Anstieg ein Plateau beziehungsweise Sigma und Integral ein Minimum einnehmen, für X-Richtung und Y-Richtung für zwei ausgewählte Rundkollimatoren gemessen im Wasser | 40 |
| 10 | $\Delta S_{X/Y}$, wenn die untersuchten Parameter Feldgröße und Anstieg ein Plateau beziehungsweise Sigma und Integral ein Minimum einnehmen, für X-Richtung und Y-Richtung für eine Blockblende | 41 |
| 11 | ΔS_X , wenn die untersuchten Parameter Feldgröße und Anstieg ein Plateau beziehungsweise Sigma und Integral ein Minimum einnehmen, für X-Richtung für die μ MLC-Feldgröße von 42 x 100 mm ² bestimmt aus den simulierten Dosisquerverteilungen im Wasser | 44 |
| 12 | $\Delta S_{X/Y}$, wenn die untersuchten Parameter Feldgröße und Anstieg ein Plateau beziehungsweise Sigma und Integral ein Minimum einnehmen, für die μ MLC-Feldgrößen von 24 x 24 mm ² und 42 x 42 mm ² , bestimmt aus den simulierten Dosisquerverteilungen im Wasser | 46 |
| 13 | $\Delta S_{X/Y}$, wenn die untersuchten Parameter Feldgröße, Sigma und Integral ein Plateau beziehungsweise der Anstieg ein Minimum einnehmen, für X- und Y-Richtung für zwei ausgewählte Felder des doppeltkollimierenden Systems simuliert mit dem Bestrahlungsplanungsprogramm iPlan [®] der Firma Brainlab im CT-Scan eines Phantoms aus festem Wasser und einem idealen virtuellen Wasserphantom (IP) | 51 |
| 14 | Die Werte von Sigma für die drei gegenübergestellten Dosisquerverteilungen des doppeltkollimierenden Systems für μ MLC-Feldgröße von 42 x 42 mm ² bei einem ΔS von 10 mm aus Experiment, Monte-Carlo-Simulation und Berechnung des Bestrahlungsplanungssystems | 57 |

| | | |
|----|--|----|
| 15 | Planparameter der Conformal Arcs bei Plan A | 59 |
| 16 | Planparameter der Conformal Arcs und Stehfelder bei Plan B | 60 |
| 17 | Planparameter der Conformal Arcs und Stehfelder bei Plan C | 62 |
| 18 | Planparameter der Stehfelder bei Plan D | 63 |

Abkürzungsverzeichnis

| | |
|--|-----------|
| Mikro-Multileaf-Kollimator m3 [®] | μ MLC |
| flattening filter | FF |
| flattening filter free | FFF |
| Multileafkollimator | MLC |
| Mevatron MXE-2 | MXE-2 |
| Primus high energy IMRT | Primus |
| Synergy [®] Agility [®] | Synergy |
| Blenden des Beschleunigers | BB |
| Central Axis Deviation | CAX |
| Virtuelles ideales Wasserphantom | IP |
| Fokus-Messort-Abstand | FMA |
| Fokus-Oberflächen-Abstand | FOA |
| Y-Blenden | JAWS |
| Component Module | CM |
| Selbstgebaute Blockblende | Blende |

1 Einleitung

Die stereotaktische Strahlentherapie ist durch einen sehr starken Dosisgradienten am Rand des Zielvolumens charakterisiert, welcher durch geeignete Kollimatoren und einer Vielzahl von Einstrahlrichtungen erzeugt werden kann. Aus diesem Grund werden Linearbeschleuniger mit Zusatzkollimatoren kombiniert. Als geeignete Zusatzkollimatoren werden routinemäßig seit vielen Jahren sogenannte Mikro-Multileaf-Kollimatoren eingesetzt [1]. Die Mikro-Multileaf-Kollimatoren werden unterhalb des Linearbeschleunigerkopfes angebracht. Sie zeichnen sich durch eine geringe Lammellenbreite (1 bis 4 mm im Isozentrum) aus und befinden sich relativ nah am Patienten. Dies führt insgesamt zu einer hochkonformalen Dosisverteilung für das Zielgebiet. Im Rahmen dieser Untersuchung wird der Mikro-Multileaf-Kollimator $m3^{\text{®}}$ (μMLC) der Firma Brainlab in Kombination mit einem Linearbeschleuniger Mevatron MXE-2 (MXE-2) der Firma Siemens verwendet. Eine Übersicht verschiedener kommerzieller Mikro-Multileaf-Kollimatoren mit ihren technischen Parametern haben Bortfeld et. al. in [2] zusammengefasst.

Die strahlenphysikalischen Eigenschaften des Strahlenfeldes, welche bei einer zusätzlichen Kollimierung bei einem doppeltkollimierenden System durch einen Zusatzkollimator modifiziert werden, sind unter anderem die Tiefendosiskurve, der Verlauf des Outputfaktors, die Dosisquerverteilung, die Penumbra und die Durchlassstrahlung. Diese Arbeit beschäftigt sich ausschließlich mit den Veränderungen an den Dosisquerverteilungen durch die zusätzliche Kollimierung. Dabei sind die Veränderungen an der Penumbra und der Durchlassstrahlung von besonderem Interesse.

Ziel dieser Arbeit ist es herauszufinden, ob es eine optimale Kollimierung von beiden Systemen gibt, welche einen steilen Dosisgradienten und eine minimale Durchlassstrahlung erzeugt. Dabei werden Dosisquerverteilungen von verschiedenen einfachkollimierenden und doppeltkollimierenden Systemen analysiert. Die Analyse erfolgt qualitativ an den Dosisquerverteilungen. Weiterhin werden vier Parametern vorgestellt: Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral, welche die Dosisquerverteilungen in Teilen oder komplett beschreiben können.

Die experimentellen Messungen erfolgen in Luft mit Aufbaukappe und in Wasser bei konstanter und variierender Messtiefe an einem Linearbeschleuniger MXE-2 mit und ohne μMLC . Die Erweiterung der experimentellen Untersuchungen in Wasser mit zwei weiteren doppeltkollimierenden Systemen liefern zusätzliche Informationen über das Verhalten doppeltkollimierender Systeme. Monte-Carlo-Simulationen des einfachkollimierenden Systems (nur Linearbeschleuniger MXE-2) und des doppeltkollimierenden Systems (MXE-2 und μMLC) werden zur Verifikation der experimentellen Daten herangezogen. Dafür wird ein bestehendes Modell des μMLC an die experimentellen Gegebenheiten angepasst. Abschließend wird analysiert, in welchem Maß die Berechnungen des Bestrahlungsplanungssystems iPlan $^{\text{®}}$ für den μMLC (beides von der Firma Brainlab) mit den experimentellen Daten übereinstimmen.

2 Grundlagen

2.1 Strahlerkopf

Der Strahlerkopf eines medizinischen Linearbeschleunigers im Photonenbetrieb ist in Abbildung 1 dargestellt. Die beschleunigten Elektronen werden durch ein Magnetfeld umgelenkt und treffen dann auf das Target, welches entweder aus reinem Wolfram oder aus einer Sandwicheanordnung verschiedener Metalle besteht [3]. Durch die Abbremsung der Elektronen im Target entsteht ultraharte Photonenbremsstrahlung. Diese Bremsstrahlung wird vorwiegend in Vorwärtsrichtung gestreut, sodass in Strahlrichtung höhere Intensitäten auftreten als am Feldrand [4]. Ultraharte Photonenbremsstrahlung hat ein kontinuierliches Spektrum mit einer maximalen Photonenenergie [3], welche von der maximalen Spannung des elektrischen Beschleunigungsfeldes bestimmt wird.

Der Primärkollimator besteht aus Blei oder Wolfram, befindet sich unmittelbar hinter dem Target und bestimmt die Größe der maximalen Feldgröße des Beschleunigers [5].

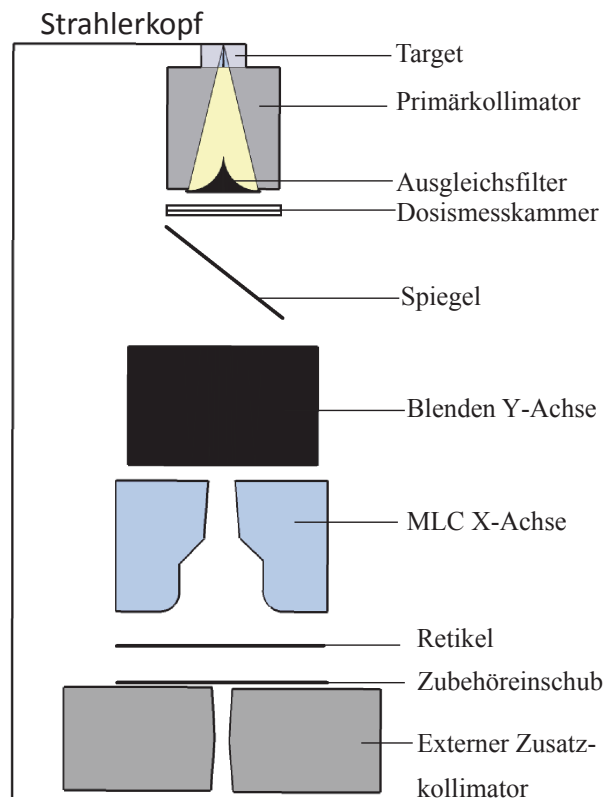


Abbildung 1: Schematische Darstellung des Strahlerkopfes eines medizinischen Linearbeschleunigers mit externem Zusatzkollimator

Bei Photonenbetrieb moderner medizinischer Linearbeschleuniger wird zwischen Betrieb mit Ausgleichsfilter (FF = flattening filter) und ohne Ausgleichsfilter (FFF = flattening filter free) unterschieden. Der Ausgleichsfilter dient zur räumlichen

Homogenisierung der Photonenstrahlung. Diese Homogenisierung geht mit einer Schwächung der Intensität der Photonenstrahlung einher. Für jede Photonenenergie des Linearbeschleunigers wird ein separater Ausgleichsfilter benutzt. Die Entfernung des Ausgleichsfilters aus dem Strahlengang führt zu einer Erhöhung der Strahlenintensität um ein Vielfaches. Um noch genügend hohe Dosisleistung für die Monitorkammer zu erzeugen, wird ein kleiner Kupferfilter in den Strahlengang gebracht [6, 7]. Die Dosismesskammer besteht aus einer Anzahl von Ionisationskammern, welche die Strahlintensität und die räumliche Homogenität überwachen.

Der Ausgleichsfilter und der Kupferfilter befinden sich auf einem Rondell oder Einschub eingebettet in den Primärkollimator. Die Dosismesskammer ist unterhalb des Primärkollimators angebracht. Der nachfolgende Spiegel dient zur Darstellung des eingestellten Strahlenfeldes durch eine Lichtquelle.

In der Abbildung 2 sind Dosisquerverteilungen der Feldgrößen $4 \times 4 \text{ cm}^2$ und $10 \times 10 \text{ cm}^2$ mit und ohne Ausgleichsfilter dargestellt. Für kleine Feldgrößen unterscheiden sich die Dosisquerverteilungen nur in der Dosisleistung nicht in der Form. Erst bei mittleren und größeren Feldgrößen zeigt sich der für FFF-Photonenstrahlung charakteristische Peak.[6]

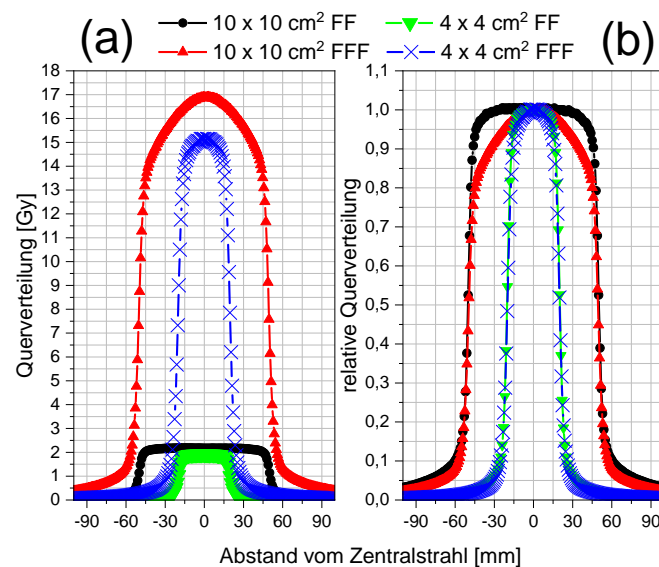


Abbildung 2: Absolute (a) und relative (b) Dosisquerverteilung mit und ohne Ausgleichsfilter im Vergleich

Die Blenden und der Multileafkollimator (MLC) begrenzen den Photonenstrahl jeweils in einer Raumrichtung und sind drehbar gegenüber dem restlichen Strahlerkopf angeordnet. Die Blenden begrenzen die Y-Richtung und der MLC die X-Richtung. Die Anordnung von Blenden und MLC im Strahlerkopf des Linearbeschleunigers ist von Hersteller zu Hersteller unterschiedlich. Zum Beispiel sind bei den Linearbeschleunigern der Firma Siemens zunächst die Blenden installiert und der MLC schließt das kollimierende System des Beschleunigers ab. Im Gegensatz dazu sind beim Linearbeschleuniger Synergy[®] der Firma Elekta zunächst der MLC und dann die Blenden eingebaut.

Die Blenden sind in der Regel zwei Wolframblöcke, mit denen ein variables Rechteck einstellbar ist, welche das Strahlenfeld in einer Ebene definieren. Die Innenseiten der Blenden sind immer auf den Strahlfokus ausgerichtet [8].

Der Multileafkollimator besteht aus einer Anzahl von Wolframlamellen, welche paarweise einander gegenüberliegend angeordnet sind. Jede Lamelle besitzt einen eigenen Antrieb und ist somit unabhängig steuerbar. Durch die Zwischenräume der einzelnen Lamellen zueinander entsteht eine Durchlassstrahlung, welche durch die Verzahnung der Lamellen untereinander in ihrer Größe variiert werden kann. Es wird zwischen doppelt- und einfachfokussierenden Lamellen unterschieden.

Bei der doppeltfokussierenden Lamelle sind Vorderflanke und Seitenflanke zum Fokus ausgerichtet. Zusätzlich bewegt sie sich auf einer Kreisbahn mit dem Vorteil, dass die Vorderflanke immer zum Fokus ausgerichtet ist.

Im Gegensatz dazu bewegt sich die einfachfokussierende Lamelle in einer Ebene. Die Lamelle ist in ihrer gesamten Breite auf den Fokus ausgerichtet, aber die Vorderflanke ist nicht auf den Fokus ausgerichtet [8, 4].

Nach dem kollimierenden System des Beschleunigers folgt das Retikel. Dieses befindet sich am Ende / Ausgang des Strahlerkopfes und ist eine Platte aus Polykarbonat mit einem aufgedruckten Fadenkreuz zur Ausrichtung des Patienten oder Phantoms im Lichtfeld des Beschleunigers. Außerhalb des Strahlerkopfes befindet sich der Zubehöreinschub. In diesem wird im Elektronenbetrieb der entsprechende Elektronentubus fixiert und im Photonenbetrieb wird der Zubehöreinschub für physikalische Keile, Blöcke oder zur Fixierung von externen Zusatzkollimatoren genutzt.

2.2 Dosisquerverteilung

Die Dosisquerverteilung, auch als Dosisprofil bezeichnet, ist die Verteilung der Energiedosis oder Energiedosisleistung eines Bestrahlungsfeldes eines medizinischen Linearbeschleunigers in Ebenen oder Linien senkrecht zum Zentralstrahl des Bestrahlungsfeldes. In den meisten Fällen werden die Dosisquerverteilungen so gemessen, dass die Messungen den Zentralstrahl einschließen [5]. Eine Messung der Dosisquerverteilung frei in Luft gibt Aufschluss über das primäre, aus dem Strahlerkopf herrührende Strahlenbündel, dass für die Therapieplanungsprogramme von zentraler Bedeutung ist. Aus Messungen im Phantommaterial erhält man Informationen über den Anteil und die Größe der zusätzlichen Streustrahlung im Medium [3]. Die gemessene Dosisquerverteilung wird in der Regel auf den Zentralstrahl normiert dargestellt.

Eine Dosisquerverteilung lässt sich in drei Bereiche unterteilen [9]:

1. **primäres Strahlenfeld:**
Zentralstrahl in beide Richtungen bis zur 80% Isodose
2. **Penumbra** (Halbschattenbereich, Randabfall):
80% Isodose bis zur 20% Isodose
3. **Streustrahlungsbereich:**
abwärts der 20%-Isodose

Die ideale Dosisquerverteilung des Bestrahlungsfeldes eines medizinischen Linearbeschleunigers hat die Form einer Rechteck-Funktion. Reale Dosisquerverteilungen

haben im Allgemeinen ein ausgeprägtes Plateau und eine breitere Penumbra wegen des geometrischen Halbschattens, der Streustrahlung und der Transmission durch die Blendenkanten [5]. Weiterhin hängt die Größe der Penumbra von der Größe des Fokus auf dem Bremsstrahlungstarget und des Verhältnisses des Fokus-Kollimator-Abstandes zum Fokus-Messort-Abstand ab [10]. Die Transmission der Photonenstrahlung durch den MLC sowie den Blenden führt dazu, dass die Dosis bei der realen Dosisquerverteilung außerhalb des primären Strahlenfeld größer als Null ist.

Bei der Dosisquerverteilung im Medium Wasser kommt zusätzlich zu der Streuung und Transmission im Strahlerkopf noch die Streuung der Strahlung im Streumedium Wasser dazu. Diese zusätzliche Aufstreuung der Strahlung führt dazu, dass die Dosisquerverteilung im Wasser ein runderes Plateau hat, die Penumbra flacher und der Streustrahlungsbereich größer als bei der Dosisquerverteilung ohne Streumedium ist.

In Abbildung 3 sind eine ideale Dosisquerverteilung (grün), eine Dosisquerverteilung in Luft (rot) und eine Dosisquerverteilung in Wasser (blau) im Vergleich dargestellt.

Für kleine Feldgrößen entartet die Form der Dosisquerverteilung zu einer Glockenkurve ähnlich der Gaußverteilung. Der Übergang vom Plateau zum Maximum erfolgt, wenn die Feldgröße in selber Größenordnung wie die laterale Reichweite der geladenen sekundären Teilchen ist, welche von der Photonenstrahlung erzeugt werden. In diesem Fall überlappt sich die Penumbra der einen Seite mit der Penumbra des gegenüberliegenden Feldrandes [11].

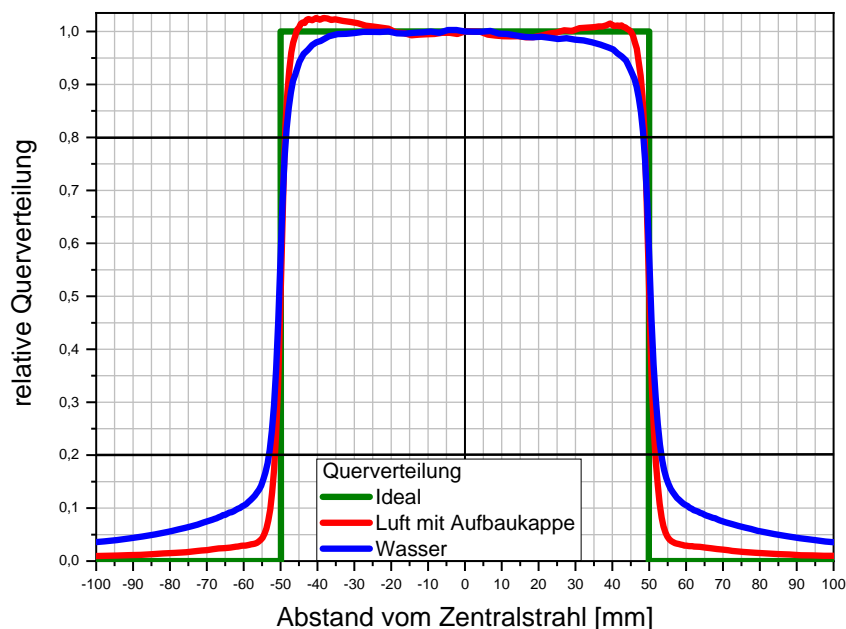


Abbildung 3: Darstellung der idealen Querverteilung, der Dosisquerverteilung in Luft und der Dosisquerverteilung im Wasser

2.2.1 Feldgröße

Die Feldgröße beschreibt die Größe des kollimierten Strahlenfeldes des Beschleunigers. In der DIN 6814 – 8 : 2000 – 12 [12] wird die Feldgröße in die geometrische Feldgröße und die dosimetrische Feldgröße unterschieden. Bei Photonenstrahlung aus einem Linearbeschleuniger unterscheiden sich geometrische und dosimetrische Feldgröße nur unwesentlich [12]. Im Folgenden wird mit der Abkürzung Feldgröße immer die dosimetrische Feldgröße gemeint, welche wie folgt definiert ist: „ die Feldgröße, bei der die interessierende Fläche durch die 50% Isodosenkurve in der betrachteten Feldebene eingrenzt ist, wobei die Dosisquerverteilung auf die Energiedosis auf der Strahlenfeldachse in der gleichen Feldebene normiert ist“ [12]. Die Feldebene befindet sich per Definition bei einem Fokus-Messort-Abstand von 100 cm und als Strahlenfeldachse wird der Zentralstrahl des Strahlenfeldes genommen.

2.2.2 Faltungsmethode

Die Faltungsmethode, dargestellt in Gleichung (1), gestattet die Beschreibung der resultierenden Dosisquerverteilung $\Phi(x)$ eines kollimierenden Systems durch das Faltungsprodukt der Primärfluenz $\Phi_0(x)$ mit einem Faltungskern $g(x)$ [13, 14, 15]. Der Faltungskern bildet die Strahleneigenschaften der Quelle und die Abbildungseigenschaften des betrachteten Blendensystems ab [13]. Hierbei ist die Rechteckfunktion $REC(x)$ das ideale Primärstrahlenfeld und a die Halbwertsbreite der Dosisquerverteilung.

$$\Phi(x) = (\Phi_0(x) \cdot REC(x)) * g(x) = \int_{-a}^{+a} \Phi_0(t) \cdot g(x - t) dt \quad (1)$$

Als Faltungskern können verschiedene statistische Verteilungen genutzt werden. Ulmer et. al. [16, 17] haben eine Summe von drei Gauß-Verteilungen, Djouguela et. al.[14] die Lorentz Verteilung und Henkel [13] die einfache Gauß-Verteilung als mögliche Faltungskerne vorgestellt. Vorhergehende Untersuchungen [15] haben gezeigt, dass auch die Cauchy-Verteilung als Faltungskern verwendet werden kann und das eine einfache Gaußverteilung (Gleichung (2)) hinsichtlich des Verhältnisses von Anpassung an die Dosisquerverteilung und Komplexität der Anpassungsfunktion für die hier durchgeführten Untersuchungen den besten Faltungskern darstellt.

$$g(x) = \frac{e^{-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}}}{\sqrt{2\pi}\sigma} \quad (2)$$

Der Einfachheit halber wurde die Primärfluenz als konstant angenommen und auf den Wert 1 gesetzt, sowie alle gemessenen Profile im Zentralstrahl auf 1 normiert.

Benutzt man als Faltungskern eine einfache Gaußfunktion, zeigt Gleichung (3) das Ergebnis der Faltung. Der Parameter σ , welcher als mittlere quadratische Verschiebung bezeichnet wird, kann als Maß für die Flankensteilheit der Dosisquerverteilung gesehen werden.

$$\Phi(x) = \frac{1}{2} \left(\text{Erf} \left[\frac{a-x}{\sqrt{2}\sigma} \right] + \text{Erf} \left[\frac{a+x}{\sqrt{2}\sigma} \right] \right) \quad (3)$$

mit

$$\text{Erf}(z) := \frac{2}{\sqrt{\pi}} \int_0^z e^{-\tau^2} d\tau \quad (4)$$

Für die Untersuchung des doppeltkollimierenden Systems wird formal eine zweifache Faltung benötigt, weil zwei übereinanderliegende Blendensysteme das Strahlenfeld jeweils in X- und Y-Richtung kollimieren. Eine solche zweifache Faltung ist mathematisch aufwendig und analytisch nicht geschlossen sondern nur noch numerisch durchführbar. In [15] konnte gezeigt werden, dass mit der hier vorgestellten einfachen Faltung auch das doppeltkollimierende System beschrieben werden kann.

Abbildung (4) zeigt das Ergebnis der Anpassung an eine Dosisquerverteilung des doppeltkollimierenden Systems in Luft mit der einfachen Gaußfunktion als Faltungskern. Im dargestellten Beispiel betrug die Feldgröße des μMLC $42 \times 42 \text{ mm}^2$ und die nominelle Feldgröße des Linearbeschleunigers $100 \times 100 \text{ cm}^2$, bei einem Fokus-Messort-Abstand von 100 cm.

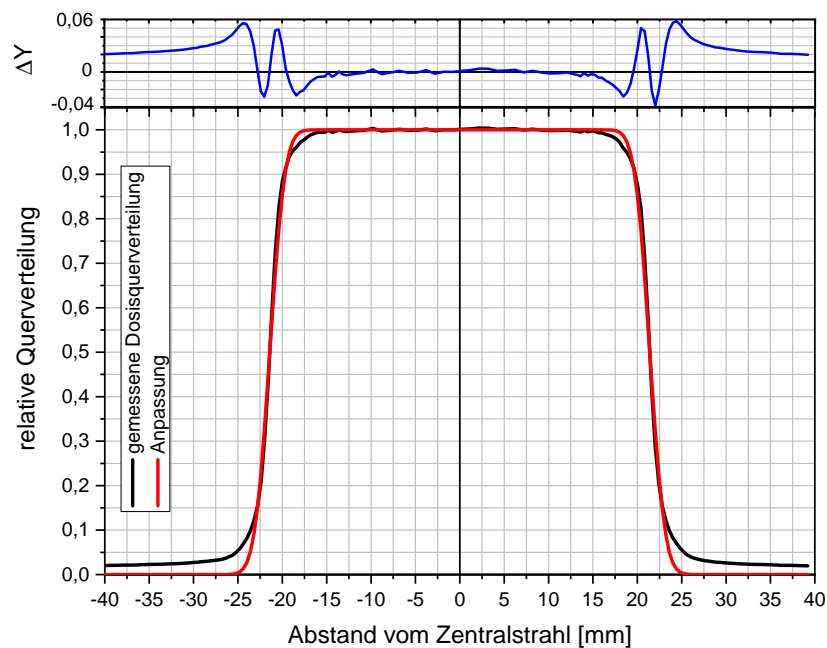


Abbildung 4: Darstellung eines Vergleichs zwischen gemessener Dosisquerverteilung und des Ergebnisses der Anpassung aus der Faltungsmethode

Die Anpassung über die Faltungsmethode an die Dosisquerverteilung zeigt gute Übereinstimmungen im Bereich der Penumbra und des Plateaus. Beim Übergang der Penumbra in das Plateau zeigt die Anpassungsfunktion höhere Werte als die Messkurve. Eine größere Abweichung der Anpassungsfunktion zur Messkurve wird im Streustrahlungsbereich beobachtet. Der Unterschied beträgt jedoch $\leq |6\%|$ für beide Bereiche.

2.2.3 Anstieg im Bereich der Penumbra

Zur Beschreibung der Penumbra kann weiterhin der Anstieg in diesem Bereich benutzt werden. Die Bestimmung des Anstieges erfolgt in einem Punkt über die erste

Ableitung der Funktion in diesem Punkt. Der Anstieg wird am Ort der 50%-Isodose bestimmt. Die 50%-Isodose wurde gewählt, weil die von der 50%-Isodose eingegrenzte Fläche die dosimetrische Feldgröße darstellt [12].

2.2.4 Integral

Neben der Betrachtung des Anstiegs im Bereich der Penumbra und der Anpassungsmethode lässt sich die Penumbra auch mit einem bestimmten Integral beschreiben. Das bestimmte Integral stellt eine mathematische Operation dar, mit der sich der Flächeninhalt unter einer Kurve, bei vorgegebenen Grenzen, bestimmen lässt. Als Grenzen des Integrals wurden die 20%- und die 80%-Isodose gewählt, welche per Definition auch den Bereich der Penumbra bestimmen.

2.2.5 Verhalten der Parameter

Mit Hilfe der Parameter Anstieg, Sigma beziehungsweise Integral und einem Feldgrößenparameter kann eine Dosisquerverteilung umfassend charakterisiert werden. Ein Beispiel dafür ist in Abbildung 5 dargestellt. Alle im Beispiel gezeigten Dosisquerverteilungen besitzen die selbe Feldgröße von $80 \times 80 \text{ mm}^2$.

- **Anstieg:**
Je steiler die Penumbra der Dosisquerverteilung ist, desto größer ist der Anstieg.
- **Sigma:**
Je steiler die Penumbra der Dosisquerverteilung ist, desto kleiner ist Sigma.
- **Integral:**
Je steiler die Penumbra der Dosisquerverteilung ist, desto kleiner ist das Integral.

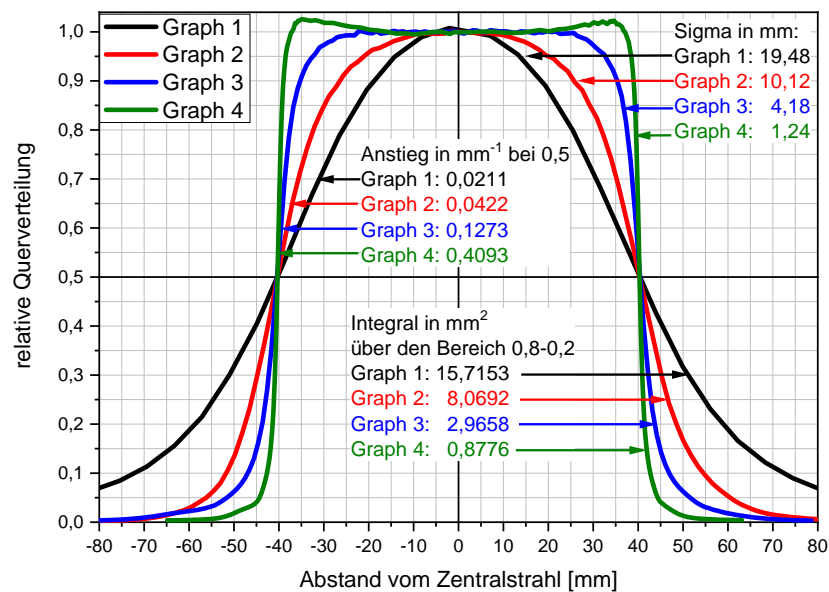


Abbildung 5: Auswirkungen der unterschiedlichen Formen von Dosisquerverteilungen auf Anstieg, Sigma und Integral bei einer Feldgröße von $80 \times 80 \text{ mm}^2$

2.3 Monte-Carlo-Simulation

Die Monte-Carlo-Simulation erlaubt das Lösen von Gleichungen und Integralen mit Hilfe von Zufallszahlen. Es ist eine weit verbreitete universelle Methode zur Lösung mathematischer Aufgaben [18]. Eine Anwendung der Monte-Carlo-Simulation stellt z.B. die Bestimmung der Ausbreitung von ionisierender Strahlung dar.

Zur Beschreibung der Ausbreitung von ionisierender Strahlung wird die Lösung der gekoppelten integro-differentiellen Boltzmann-Gleichung benötigt, welche den Transport der Teilchen beschreibt [19, 20]. Die Monte-Carlo-Simulation erlaubt es, diese Gleichung numerisch durch eine Variation von Zufallszahlen zu lösen. Dieser Schritt ist möglich, weil die mikroskopischen Wechselwirkungsprozesse der ionisierenden Strahlung und die Wahrscheinlichkeit ihres Auftretens bekannt sind [21],[22].

Die folgende Beschreibung der Monte-Carlo-Simulation am Beispiel eines Photons erfolgt auf Grundlage der Veröffentlichungen von Kawrakow [19], Fippel und Schlegel [20], Fippel [22] und Vassiliev [23].

Für die Lösung der Transportgleichung über die Monte-Carlo-Simulation wird eine große Anzahl von Teilchenschicksalen benötigt. Ein Teilchenschicksal ist der Weg eines Photons oder Elektrons durch die vorgegebene Geometrie bis die gesamte Energie absorbiert, das Teilchen und seine durch Wechselwirkung mit dem umgebenden Material entstandenen Sekundärteilchen die vorgegebene Geometrie verlassen haben oder unter eine definierte Minimalenergie gefallen sind [22].

Verlässt ein Photon seine Teilchenquelle, so ist der Impuls und der Aufenthaltsort des Photons bekannt. Eine wichtige Größe ist die freie Weglänge, welche die zurückgelegte Strecke des Photons bis zur nächsten Wechselwirkung angibt. Die Wahrscheinlichkeitsfunktion $f(s)$ für die freie Weglänge ist eine Exponentialfunktion.

$$f(s) = e^{(-\mu \cdot s)} \quad (5)$$

Die Strecke s zur nächsten Wechselwirkung ergibt sich aus der Wahrscheinlichkeitsfunktion und einer Zufallszahl ς_1 aus dem Intervall $[0,1]$. Dabei ist μ der lineare Schwächungskoeffizient.

$$s = -\frac{1}{\mu} \ln(\varsigma_1) \quad (6)$$

Die berechnete freie Weglänge erlaubt es, unter Berücksichtigung unterschiedlicher Materialien mit unterschiedlichen Schwächungskoeffizienten in der vorgegebenen Geometrie die mittlere freie Weglänge des Photons zwischen zwei Wechselwirkungsorten zu bestimmen.

Am Wechselwirkungsort wird die Art der Wechselwirkung durch eine weitere Zufallszahl ς_2 im Intervall $[0,\mu]$ festgelegt. μ stellt die Summe von drei Wechselwirkungsparametern dar.

$$\mu = \tau + \sigma + \chi \quad (7)$$

- τ = lineare Wechselwirkungskoeffizient oder der totale Wechselwirkungskoeffizient des Photoeffekts

- σ = lineare Wechselwirkungskoeffizient oder der totale Wechselwirkungskoeffizient des Comptoneffekts
- χ = lineare Wechselwirkungskoeffizient oder der totale Wechselwirkungskoeffizient für die Paarbildung

Der Photoeffekt, Comptoneffekt und die Paarbildung sind in der Strahlentherapie die wesentlichen Photonenwechselwirkungsprozesse. Weitere Wechselwirkungsprozesse, welche bei der Wechselwirkung von Photonen auftreten können, wie z.B. die klassische Streuung oder der Kernphotoeffekt, spielen bei hochenergetischer Photonenstrahlung im MV-Bereich bei der medizinischen Anwendung am Patienten eine untergeordnete Rolle [24].

Die Auswahl des Wechselwirkungsprozesses durch die Zufallszahl ς_2 im Intervall $[0, \mu]$ erfolgt nach folgendem Schema:

- Photoeffekt, wenn $\varsigma_2 < \tau$
- Comptoneffekt, wenn $\tau < \varsigma_2 < \tau + \sigma$
- Paarbildung, wenn $\tau + \sigma < \varsigma_2$

Die Änderung der Energie und der Flugrichtung des primären Photons resultiert aus den Wechselwirkungsquerschnitten. Die Eigenschaften der Sekundärteilchen (Impuls, Energie, usw.) aus den Wechselwirkungsprozessen werden mit Hilfe neuer Zufallszahlen und den zugehörigen differentiellen Wirkungsquerschnitten gebildet.

Die Verfolgung des primären Photons und seine durch die Wechselwirkung entstandenen Sekundärteilchen wird solange fortgesetzt, bis alle Teilchen die vorgegebene Geometrie verlassen haben oder unter die vordefinierte minimale Energie gefallen sind.

Die Dosisverteilung in der entsprechenden Ebene ergibt sich aus der absorbierten Energie der Teilchen in dieser Ebene, aufsummiert über viele Teilchenschicksale. Die Dosisverteilung ist auf Grund des stochastischen Verfahren mit einem statistischen Fehler behaftet [19]. Dieser statistische Fehler wird geringer umso mehr Teilchenschicksale zur Dosisquerverteilung beitragen.

3 Material und Methoden

3.1 Charakterisierung der untersuchten Blendensysteme

Die experimentellen Untersuchungen wurden an verschiedenen einfach- und doppeltkollimierenden Blendensystemen durchgeführt. Eine Aufstellung der untersuchten Systeme ist in Tabelle 1 dargestellt.

Tabelle 1: Untersuchte kollimierende Systeme

| | |
|---|-------------------------------------|
| Linearbeschleuniger | zugehöriger Zusatzkollimator |
| <i>einfachkollimierendes System</i> | <i>doppeltkollimierendes System</i> |
| Mevatron MXE-2 (MXE-2) | μ MLC |
| Primus high energy IMRT (Primus) | Rundkollimatoren |
| Synergy [®] Agility [®] (Synergy) | selbstgebaute Blockblende (Blende) |

Die technischen Daten der Blendensysteme der untersuchten Linearbeschleuniger (einfachkollimierendes System) und die jeweilige für die experimentellen Untersuchungen genutzte Photonenenergie sind in Tabelle 2 zusammengefasst. Eine Besonderheit des Synergy im Vergleich zu MXE-2 und Primus ist, dass die Blenden (Y-Richtung) fokusfurther sind als der MLC (X-Richtung). Im Gegensatz dazu sind bei den Linearbeschleunigern MXE-2 und Primus der MLC (X-Richtung) fokusfurther als die Blenden (Y-Richtung).

Tabelle 2: Technische Daten der für die Untersuchung genutzten Beschleuniger [25, 26, 27]

| Linearbeschleuniger | MXE-2 | Primus | Synergy |
|---|--------------------------------------|-------------|---------------------|
| Photonenenergie | 6 MV FF | 6 MV FF | 6 MV FFF |
| Y-Blende (JAWS) (Y-Richtung) | | | |
| Material der Blende | Wolframlegierung | | |
| Art der Blende | Blockblende | Blockblende | Blockblende |
| fokussierend | doppelt | doppelt | einfach |
| Multileafkollimator (MLC) (X-Richtung) | | | |
| Anzahl der Leafpaare | 29 | 29 | 80 |
| Breite der Leafs im Isozentrum | 27x10 mm | 27x10 mm | 80x5 mm |
| | 2x65 mm | 2x65 mm | |
| Material der Leafs | Wolframlegierung | | |
| Bewegungsrichtung der Leafs | Kreisbahn | Kreisbahn | linear in der Ebene |
| fokussierend | doppelt | doppelt | einfach |
| Positionsgenauigkeit im Isozentrum | $\pm 1,0$ mm oder 1% (größerer Wert) | | 1 mm |

Die drei verwendeten Zusatzkollimatoren werden in Tabelle 3 und in der Abbildung 6 dargestellt. Die technischen Daten des μ MLC sind in Tabelle 4 angegeben.

Tabelle 3: Technische Daten der für die Untersuchung genutzten Zusatzkollimatoren

| Zusatzkollimator | μ MLC | Rundkollimator | Blende |
|--------------------------------|----------------------------------|----------------|--------------------|
| Feldgröße im Isozentrum | bis max. 9,8x100 mm ² | d= 30, 40 mm | 41 mm |
| Material der Leafs | Wolframlegierung | Messing / Blei | MCP96 ¹ |

¹ Legierung der Firma HEK: 52,5% Wismut, 32% Blei, 15,5% Zinn

Die äußersten Leafs des μ MLC dienen in erster Linie zur dosimetrischen Begrenzung des Strahlenfeldes und damit zur Reduktion von Streuanteilen [33].

Tabelle 4: Technische Daten des Mikromultileafkollimators m3[®] der Firma Brainlab aus [28, 29, 30, 31, 32]

| | |
|--------------------------------|----------------------------|
| Anzahl der Leafs | 26 Paare |
| Breite der Leafs im Isozentrum | 14 x 3,0 mm |
| Breite der Leafs im Isozentrum | 6 x 4,5 mm |
| Breite der Leafs im Isozentrum | 6 x 5,5 mm |
| Maximales Feld | 10,2 cm |
| Maximales nutzbares Feld | 9,8 x 10,0 cm ² |

Im Gegensatz zu dem kollimierenden System des Beschleunigers, bei welchem die Kollimation des Strahlenfeldes in zwei unterschiedlichen Ebenen stattfindet, erfolgt die Strahlenfeldformung beim μ MLC in einer Ebene. Dabei werden die Y-Grenzen des Strahlenfeldes in diskreten Schritten von den X-Blenden (Leafs) mit moduliert. Das Leafende eines jeden Leafs besteht aus 3 geraden Kanten. Der Winkel der oberen und unteren Kante zur mittleren Kante beträgt 1,8 Grad. Die Kanten stimmen mit der Divergenz des Strahlenfeldes überein, wenn das Leaf voll zurückgezogen ist, sich im Zentrum befindet oder voll ausgefahren ist [30, 28]. Man unterscheidet zwei Arten von Durchlassstrahlung die am μ MCL auftreten, einerseits die Durchstrahlung der einzelnen Lamellen und andererseits die Durchstrahlung der Räume zwischen den Lamellen [34, 28, 29]. Der kleine Luftspalt zwischen den Leafs erlaubt den einzelnen Leafs sich mit minimaler Reibung zu bewegen. Zur Minimierung der Streustrahlung durch den Luftspalt zwischen den Leafs besitzt jedes Leaf jeweils drei Zungen und drei Nuten [30].

**Abbildung 6:** Darstellung der verwendeten Zusatzkollimatoren

3.2 Messsystem

Die Messungen der Dosisquerverteilungen wurden mit dem Halbleiterdosimeter vom Typ PTW-60012 der PTW Freiburg durchgeführt. Dabei handelt es sich um eine ungekapselte Siliziumdiode vom p-Typ. Der Detektortyp zeichnet sich durch eine sehr hohe Ortsauflösung aus, was die korrekte Dosisbestimmung in Bereichen mit steilem Dosisgradienten, welche im Halbschattenbereich vom Strahlenfeld charakteristisch sind, ermöglicht. Die laterale Ortsauflösung beträgt 1,3 mm² [35]. Entsprechend der Herstellerspezifikationen ist sie für den Feldgrößenbereich von 1x1cm² bis 10x10cm² freigegeben [36]. Bei größeren Feldern kommt es zu einem Überansprechen des Halbleiterdosimeter vom Typ PTW-60012 auf niederenergetische Streuphotonen infolge des im Silizium verstärkt auftretenden Photoeffekts [37].

Alle Messungen wurden im Wasserphantom MP3 der Firma PTW Freiburg durchgeführt. Die Messungen erfolgten mit dem Mess- und Analyseprogrammpaket „Mephisto[®] mc²“ der Firma PTW Freiburg.

Für die gleichen Messungen frei in Luft wurde eine Aufbaukappe aus Messing mit einer Wandstärke von 2,5 mm genutzt, um ein Sekundärelektronengleichgewicht zu gewährleisten. Die Messungen in Luft erfolgten bei einem Fokus-Messort-Abstand von 100 cm, die Messungen im Wasser bei einem Fokus-Oberflächen-Abstand von 90 cm in 10 cm Tiefe. In Abbildung 7 ist der Messaufbau skizziert.

Der Dosisdetektor wurde mittels Laserlichtvisiersystem auf den Zentralstrahl des Linearbeschleunigers ausgerichtet und die Dosisquerverteilung bestimmt. Mit Hilfe der, aus der Dosisquerverteilung ermittelten, CAX-Dev. (Central Axis Deviation - Abweichung zur Zentralachse) erfolgte eine Nachkorrektur. Diese Korrektur stellte sicher, dass der Detektor korrekt auf dem Zentralstrahl ausgerichtet ist.

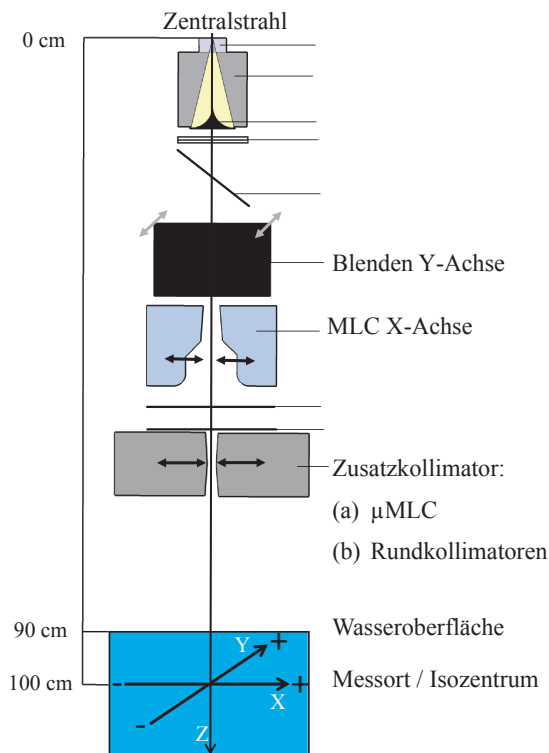


Abbildung 7: Abbildung der Messanordnung für die Dosisquerverteilungen

3.3 Durchführung der Untersuchungen

Mit der nominellen Feldgröße des Beschleunigers und der nominellen Feldgröße des μ MLC werden im folgenden die Feldabmessungen bezeichnet, die am Gerät (Beschleuniger oder μ MLC) eingestellt wurden. Die nominelle Feldgröße oder Feldabmessung bezieht sich immer auf das Isozentrum des Beschleunigers. Das Isozentrum stellt den Mittelpunkt dar durch den alle Tragarm-Rotationswinkel, alle Blendendrehwinkel und die Zentralachse verlaufen. Der Abstand vom Fokus beträgt 100 cm. Die Differenz zwischen der nominellen Feldgröße des Beschleunigers FG_{LB} und der nominellen

Feldgröße des μMLC $FG_{\mu\text{MLC}}$ wird mit ΔS_X bezeichnet. Eine schematische Zeichnung für die Nomenklatur am Beispiel μMLC plus Beschleuniger in X-Richtung ist in Abbildung 8 dargestellt. Für die Y-Richtung und die anderen Zusatzkollimatoren erfolgt die Nomenklatur analog.

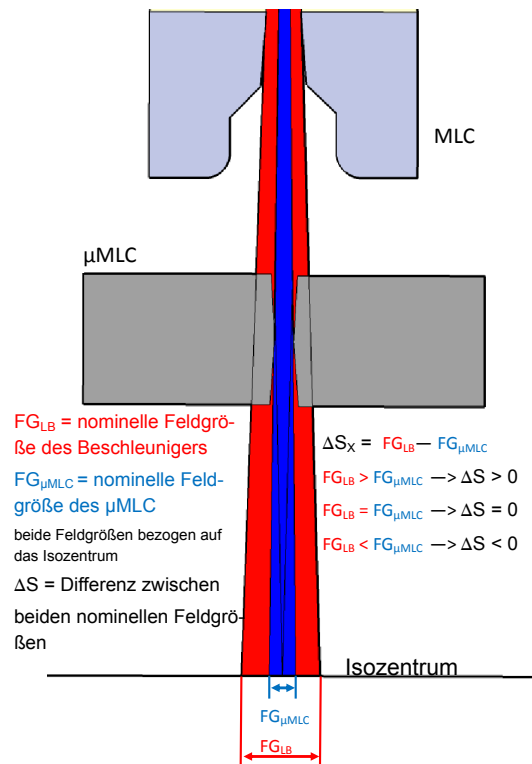


Abbildung 8: Schematische Darstellung der genutzten Nomenklatur

1. Messungen der Dosisquerverteilung in Luft und im Wasser bei konstantem Fokus-Messort-Abstand mit den Zusatzkollimatoren:

Die Feldgröße des Zusatzkollimators blieb bei den einzelnen Messreihen konstant und die Feldgröße des Beschleunigers variierte in diskreten Schritten. Die Messungen erfolgte bei rechteckigen (X- oder Y- konstant bei der nominellen Feldabmessung von 100 mm) oder quadratischen (X- und die Y-Richtung gleichzeitig variiert) Strahlenfeldern. Bei der Startfeldgröße betrug $\Delta S = -2$ bis -4 mm. Der Endpunkt der Messreihe war beim μMLC die Feldgröße des Beschleunigers von $100 \times 100 \text{ mm}^2$ und bei den anderen Zusatzkollimatoren von $60 \times 60 \text{ mm}^2$. Nach dem Ende der Messreihe wurde eine neue Feldgröße des Zusatzkollimators eingestellt und die Messreihe startet von vorn.

2. Messungen der Dosisquerverteilung im Wasser bei konstantem Fokus-Messort-Abstand ohne Zusatzkollimator:

Die Messungen beim einfachkollimierenden System liefen analog der Messungen beim doppeltkollimierenden System mit rechteckigen (X- oder Y- konstant bei der nominellen Feldabmessung von 100 mm) oder quadratischen (X- und die Y-Richtung gleichzeitig variiert) Strahlenfeldern.

3. Messungen der Dosisquerverteilung in Wasser bei variiertem Fokus-Messort-Abstand:

Die Feldgrößen des Zusatzkollimators und des Linearbeschleunigers blieben auf einen konstanten Wert eingestellt und die Messtiefe im Wasserphantom wurde in diskreten Schritten verändert.

4. Simulation der Dosisquerverteilung mit Monte-Carlo:

Die Monte-Carlo-Simulationen erfolgten analog der Messungen im Wasser bei konstantem Fokus-Messort-Abstand.

5. Durchgeführte Vergleichsberechnung mit dem Bestrahlungsplanungssystem iPlan®:

Die Berechnung der Dosisquerverteilung lief unter den gleichen Vorgaben ab, wie bei den Messungen im Wasser bei konstantem Fokus-Messort-Abstand.

Eine schematische Darstellung der durchgeführten Untersuchungen ist in Abbildung 9 dargestellt.

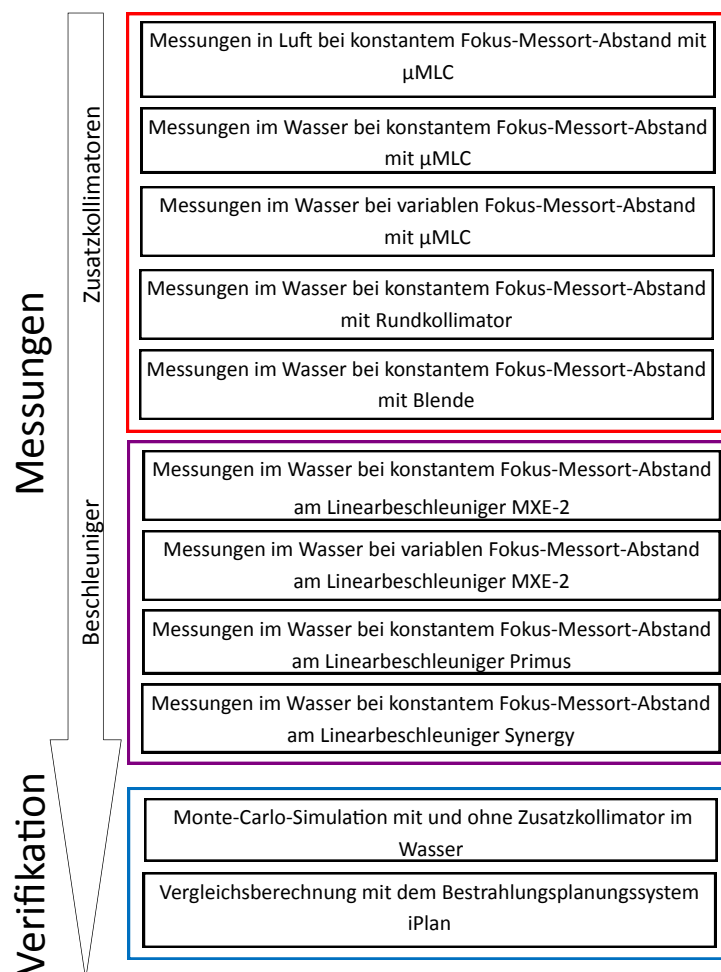


Abbildung 9: Schematische Darstellung der durchgeführten Untersuchungen

3.4 Ermittlung der vier Parameter: Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral

Aus den Dosisquerverteilungen wurden die Werte für die Feldgröße, den Anstieg, die Größe Sigma und des Integrals nach folgenden Methoden bestimmt:

- **Feldgröße:**

Die Bestimmung der Feldgröße erfolgte mit dem Analyse-Tool des Programms „Mephisto[®] mc²“ der Firma PTW Freiburg. Der Messfehler ergibt sich durch das maximale laterale Auflösungsvermögen der Messkammer von 1 mm.

- **Anstieg:**

Die Berechnung des Anstieges erfolgte numerisch durch das Programm MatLAB[®] am Ort der 50%-Isodose. Aus den beiden Werten wurde ein Mittelwert gebildet. Der Fehler des Anstieges ergibt sich aus der Standardabweichung des Mittelwertes plus der maximalen lateralen Auflösung des Dosimeters von 1 mm.

- **Sigma:**

Die Größe Sigma wurde mit Hilfe der Anpassung von Gleichung (3) der Faltungsmethode an die gemessenen Dosisquerverteilungen durch eine Variation des Parameters σ bestimmt. Dies erfolgte mit dem in dem Programm MatLAB[®] integrierten „Curve Fitting Tool“. Die Halbwertsbreite der Dosisquerverteilung wird entweder aus der Analyse der Dosisquerverteilung durch das Programm „Mephisto[®] mc²“ von der PTW Freiburg oder aus einem MATLAB[®]-Programm berechnet. Das „Curve Fitting Tool“ nutzt dabei einen Anpassungsalgorithmus, welcher auf Grundlage der Trust-Region-Methode basiert. Die Trust-Region-Methode stellt ein iteratives Verfahren dar. Es bestimmt mit jedem Iterations- bzw. Berechnungsschritt eine immer bessere Schätzung der Lösung des betrachteten Problems. Die Trust-Region-Methode gehört zu einer Klasse von robusten und effizienten Globalisierungsstrategien zur Errechnung eines lokalen Minimums einer möglicherweise nicht konvexen, einmal stetig differenzierbaren Funktion [38, 39].

Für den aus der Anpassung bestimmten Wert von Sigma ist der angegebene Fehler der 5% Vertrauensbereich der Anpassung.

- **Integral:**

Der Integralwert wurde numerisch mit Hilfe des Programm MatLAB[®] bestimmt. Die Bestimmung erfolgte auf beiden Seiten der Dosisquerverteilung. Aus den beiden Werten wurde ein Mittelwert gebildet. Der Fehler ergibt sich aus der Standardabweichung des Mittelwertes zuzüglich der maximalen lateralen Auflösungen des Dosimeters von 1 mm.

3.5 Simulation der Dosisquerverteilungen mit Monte-Carlo

Zur Verifikation der experimentell bestimmten Dosisquerverteilungen des einfach- (MXE-2) und des doppeltkollimierenden Systems (MXE-2 + μ MLC) erfolgte eine Monte-Carlo-Simulation für die verwendete Messgeometrie. Für die Monte-Carlo-Simulation wurde das Programm BEAMnrc [40] verwendet, welches auf der Grundlage

des EGSnrc Code Systems [41] arbeitet. Die Monte-Carlo-Simulation des Strahlerkopfes mit oder ohne μ MLC wurde in drei Teile geteilt. Dies geschieht zur Varianzreduktion und Effizienzsteigerung der Simulation [42]. Das Ergebnis jedes separaten Abschnittes wurde in einer Phasenraumdatei gespeichert, welche dann als Teilchenquelle für den nächsten Abschnitt genutzt wurde. Das Programm BEAMnrc hat vorgefertigte „Component module (CM)“ [40], wodurch sich alle relevanten Teile des Strahlerkopfes nachbilden lassen.

Die Simulation des einfachkollimierenden Systems erfolgte mit einem Modell des Strahlerkopfes des Linearbeschleunigers Primus, welches von Johannes Möller im Rahmen seiner Diplomarbeit [42] auf Grundlage der Daten und Berechnungen von Alfredo C. Siochi [43] erstellt wurde. Der Aufbau des Strahlerkopfes des Linearbeschleuniger Primus ist identisch zum Strahlerkopf des Linearbeschleunigers MXE-2.

Der erste Abschnitt der Simulation des Strahlerkopfes erstreckt sich über das Austrittsfenster der Elektronen bis zum Spiegel und beinhaltet das Target, den Primärkollimator, den Ausgleichsfilter, die Dosismesskammer und den Spiegel. Der zweite Abschnitt beginnt mit den Blenden in Y-Richtung, danach folgt der MLC in X-Richtung, abschließend der μ MLC-Kollimator m3[®]. Der dritte Abschnitt der Simulation stellt das Wasserphantom dar. Der Abschnitt beginnt bei einem SSD von 90 cm mit dem Wasserphantom und endet nach 50 cm. Zur Simulation der Dosisquerverteilung bei einem Fokus-Oberflächen-Abstand von 90 cm in 10 cm Wassertiefe wurde das Programm DOSYXZnrc [44] verwendet, welches auch auf der Grundlage des EGSnrc-Codes arbeitet. Als Teilchenquelle wird die Phasenraumdatei nach Abschnitt 2 genutzt.

Wie bereits erläutert, besteht das Leafende jedes einzelnen Leafs beim μ MLC aus drei geraden Kanten [30, 31, 32]. Im Monte-Carlo-Simulationsprogramm BEAMnrc befindet sich kein implementierter CM, der Leafenden aus drei geraden Kanten darstellen kann. In der Literatur gibt es zwei Vorschläge für die Lösung des Problems:

1. **Belec et. al.** schlagen eine Modifizierung des vorhandenen CMs VARMLC in der Form vor, dass sich mit diesem modifizierten CM auch gerade Leafenden darstellen lassen und somit eine Überlagerung von drei CM's den μ MLC darstellen können [30]. Ein weiteres Problem stellt die starke Verzahnung der einzelnen Leafs durch die 3 Zungen und Nuten dar. Belec et. al. haben gezeigt, dass bei ihrem Model mit drei Zungen und einer Nut auf einer Seite des Leafs und drei Nuten und einer Zunge auf der anderen Seite des Leafs und einer passenden Wahl der Eingabeparameter sich die Interleafleakage des μ MLC realistisch nachbilden lässt [30].
2. **Kairn et. al.** modifizieren die Eingabeparameter für das vorhandene CM VARMLC in der Form, dass sie den μ MLC näherungsweise beschreiben können.[31],[32] Dabei machen Kairn et. al. in ihrer Arbeit zwei große Vereinfachungen, welche die Geometrie des Leafendes und die Verzahnung der Leafs untereinander betrifft. Das Leafende des μ MLC aus drei geraden Kanten wird durch einen Halbkreis simuliert. Der Radius ist abhängig von der Dicke der Leafs, von der Dicke der angewinkelten Sektion der Leafs und des Winkels. Die Dicke der Leafs beträgt bei unserem μ MLC 6,4 cm. Daraus ergibt sich ein Radius von 42,73 mm [31]. Durch die Anpassung der Leafenden muss die Feldgröße wie folgend korrigiert werden.

$$P = L - \left(\text{Radius} - \frac{\text{Radius}}{H} * \sqrt{L^2 + H^2} \right) \quad (8)$$

Dabei ist L die Länge des Lichtfeldes definiert durch das Leaf, H ist der Abstand zur Quelle von der Leafbank. Alle Werte sind von der Mitte des Leafs gemessen worden [31],[32].

Für die in dieser Arbeit dargestellte Simulation des μ MLC wurde das Verfahren zur Modellierung des μ MLC nach Kairn et.al. verwendet. Bei diesem Verfahren wird als Linearbeschleuniger ein Varian Clinac 21iX von Varian genutzt. Unter der Verwendung des Linearbeschleuniger Primus sind folgende Anpassungen an das Modell des μ MLC nach Kairn et. al. notwendig.

- Half-width of outer square boundary (cm): 10
- Starting position of leaf sides: $-3, 2$
- Distance of front of material in CM to reference plan (cm): 59
- Z at top: 63, 7 cm

3.6 Vergleichsberechnung mit dem Bestrahlungsplanungssystem iPlan®

Für die Bestimmung der Dosisquerverteilungen bei der stereotaktischen Bestrahlung von Patienten im Bereich des Kopfes mit dem doppelkollimierenden System bestehend aus MXE-2 und μ MLC wurde das Bestrahlungsplanungssystem iPlan® der Firma Brainlab genutzt. Mit diesem Programm erfolgte eine weitere Verifikation der experimentellen Messungen. Die Dosisberechnung baut bei diesem Bestrahlungsplanungssystem auf einem Pencil-Beam-Dosisalgorithmus auf, welcher von Mohan et. al. entwickelt wurde [45]. Die Verifikationsuntersuchungen im Bestrahlungsplanungssystem iPlan® erfolgten am Phantom und an vier realen Patientenplänen.

Das Planungssystem erlaubt die Variation von ΔS von 0 bis 98 mm. Das Technische Referenzhandbuch [45] führt aber aus, dass das Überlappen der beiden kollimierenden Systeme, Beschleuniger und μ MLC, zu einer ungenauen Dosisberechnung führt. Der Grund dafür liegt in der ungenauen Berücksichtigung der Schnittflächen der MLC- und Blendenöffnungen durch den Pencil-Beam-Dosisalgorithmus [45]. Dieser Überlappungsbereich erstreckt sich von ΔS gleich 0 bis 6 mm.

3.6.1 Berechnung der Dosisquerverteilungen im Phantom

Die Untersuchungen am Phantom erfolgten an CT-Schichten eines realen Phantoms aus festem Wasser und an einem idealen Wasserphantom, welches im Bestrahlungsplanungssystem iPlan® implementiert ist. Die Auswertung erfolgte über die berechneten Dosisquerverteilungen.

3.6.2 Berechnung der Dosisquerverteilungen für reale Patientenpläne

Es wurden vier repräsentative Patientenpläne mit der Diagnose Akustikusneurinom ausgesucht. Die Patientenpläne wurden an dem doppelkollimierenden System MXE-2 und μ MLC-Kollimator bestrahlt.

Das Akustikusneurinom ist ein benigner Tumor des 8. Hirnnerven [46], der seinen Ursprung in den Schwannzellen des N. vestibularis inferior hat [47]. Er ist gekennzeichnet durch ein langsames Wachstum [47, 48]. Als Therapiemöglichkeiten stehen die Operation, die stereotaktische Bestrahlung oder „Warten und Nachuntersuchen“ zur Auswahl. Ziel bei der stereotaktischen Bestrahlung des Akustikusneurinoms ist es, einen steilen Dosisgradienten zum Innenohr zu erreichen, welches in der Regel direkt neben dem Akustikusneurinom liegt. Durch den steilen Dosisgradienten soll das Innenohr so wenig wie möglich geschädigt werden und das Gehör so gut wie möglich erhalten bleiben.

Bei den Bestrahlungsplänen bleibt der Fokus-Messort-Abstand konstant, aber die Messtiefe ändert sich je nach Einstrahlrichtung. Weiterhin handelt es sich nicht, wie vorher, um ein einzelnes Bestrahlungsfeld, sondern um die Kombination von vielen Bestrahlungsfeldern aus verschiedenen Richtungen. Stereotaktische Zielgebiete im Kopf können mit der Conformel Arc Technik, mit der Stehfeldtechnik oder mit einer Kombination beider Techniken bestrahlt werden. Bei der Conformel Arc Technik bewegt sich der Beschleuniger bei der Bestrahlung um den Patienten und der MLC passt sich der Projektion des vorgegebenen Zielgebietes aus jeder Einstrahlrichtung an. Im Gegensatz dazu wird bei der Stehfeldtechnik nur aus bestimmten Richtungen eingestrahlt.

Die Auswertung erfolgt wieder über Dosisquerverteilungen. Dabei ist in diesem Fall nur die Dosisquerverteilung an der Stelle des steilsten Gradienten von Bedeutung. Die im Planungssystem berechnete dreidimensionale Dosisverteilung wurde aus dem Planungssystem exportiert und mit Hilfe des Programms VeriSoft der PTW Freiburg ausgewertet. Das Planungssystem und das Programm VeriSoft lassen die Auswertung der dreidimensionalen Dosisverteilung nur in vorgegebenen Orientierungen zu. Es wurde immer die Orientierung gewählt, welche am nächsten zu der Richtung des steilsten Dosisgradienten lag, vgl. Abbildung 10.

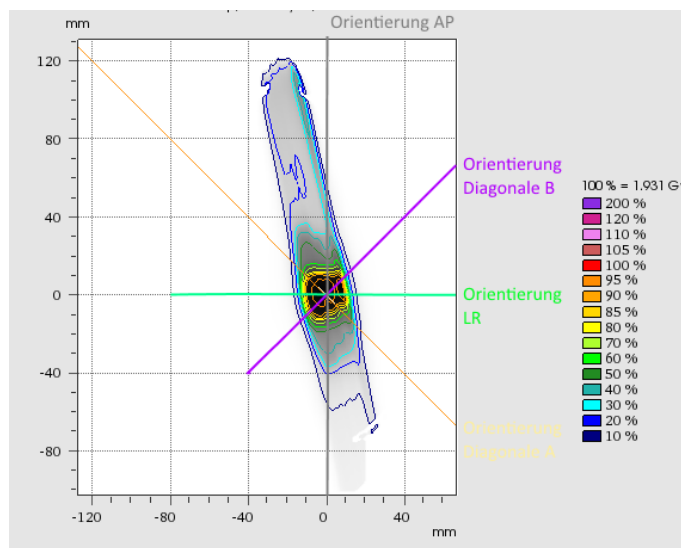


Abbildung 10: Schematische Darstellung der möglichen Orientierung für die Auswertung der dreidimensionalen Dosisverteilung in dem Programm VeriSoft

4 Ergebnisse

4.1 Experimentelle Untersuchungen zum doppeltkollimierenden System in Luft am Beispiel des μ MLC

Zur Bestimmung des Einflusses der Stellung der Linearbeschleunigerblenden auf die resultierenden Dosisquerverteilungen des doppeltkollimierenden Systems bestehend aus Linearbeschleuniger MXE-2 und μ MLC wurden diese für die X- und Y-Richtung gemessen. Die Untersuchung erfolgte bei verschiedenen μ MLC-Feldgrößen in Abhängigkeit der nominellen Feldabmessung des Beschleunigers. Exemplarisch werden die Ergebnisse für die $30 \times 100 \text{ mm}^2$ (X-Richtung) und $100 \times 30 \text{ mm}^2$ (Y-Richtung) zunächst erläutert.

Die gemessenen Dosisquerverteilungen sind als Halbprofile für die μ MLC-Feldgrößen $30 \times 100 \text{ mm}^2$ (X-Richtung) und $100 \times 30 \text{ mm}^2$ (Y-Richtung) in Abbildung 11(a) und 11(b) angegeben. Die Halbprofilardarstellung erfolgt, um die Messergebnisse besser darzustellen.

Trotz konstant gehaltener Feldgröße des μ MLC führt eine Vergrößerung der nominellen Feldabmessung des Linearbeschleunigers in diskreten Schritten von 28 mm auf 100 mm dazu, dass sich neben der Feldform gleichfalls die Feldgröße des resultierenden Strahlenfeld ändert. Aus den gemessenen Dosisquerverteilungen ist qualitativ ableitbar, dass die Feldgröße und die Flankensteilheit zunehmen. Die Dosisquerverteilungen in X- und Y-Richtungen zeigen dasselbe Verhalten. Wenn $\Delta S_X \sim 10 \text{ mm}$ und $\Delta S_Y \sim 12 \text{ mm}$ sind, wird keine wesentliche Veränderung des resultierten Strahlenfeldes beim weiteren Vergrößern von ΔS_X oder ΔS_Y beobachtet. Allein der Streustrahlungsanteil erhöht sich.

Aus den gemessenen Dosisquerverteilungen wurden die für die Untersuchung der gegenseitigen Beeinflussungen beider Kollimatorsysteme notwendigen Parameter bestimmt.

- **Feldgröße** (Abbildung 11(c)):

Aus den gemessenen Dosisquerverteilungen folgt, dass die resultierende Feldgröße mit wachsendem ΔS zunächst ansteigt und dann in ein Plateau übergeht. Der Übergang in das Plateau erfolgt für die Dosisquerverteilungen in X- und Y-Richtung wenn $\Delta S_X \sim 6 \text{ mm}$ beziehungsweise $\Delta S_Y \sim 6 \text{ mm}$ ist. Eine weitere Vergrößerung von ΔS hat keinen zusätzlichen Einfluss auf die Feldgröße.

Zur Bestimmung von ΔS , wenn die Feldgröße ein Plateau annimmt, wird zunächst der Schnittpunkt zwischen der linearen Anpassung des Plateaus und der linearen Anpassung des Übergangsbereichs ab der nominellen Feldabmessung des μ MLC berechnet. Ausgehend von dem Schnittpunkt der beiden Anpassungsgeraden erfolgt eine Projektion zum nächsten Messpunkt. Dieser Messpunkt stellt die nominelle Feldabmessung des Beschleunigers dar, wo die Feldgröße ein Plateau annimmt. Die Berechnung von ΔS erfolgt nach der vorgestellten Nomenklatur.

- **Anstieg** (Abbildung 11(d)):

Der Anstieg nimmt mit zunehmenden ΔS zu und geht dann in ein Plateau über. Das Plateau beginnt, wenn $\Delta S_X \sim 8 \text{ mm}$ oder $\Delta S_Y \sim 6 \text{ mm}$ ist. Eine

weitere Vergrößerung von ΔS hat keinen zusätzlichen Einfluss auf den Wert des Anstieges.

Die Bestimmung von ΔS , wenn der Wert des Anstieges sein Plateau annimmt, erfolgt analog des Verfahrens bei der Feldgröße

- **Sigma** (Abbildung 11(e)):

Der Wert von Sigma sinkt mit einer Zunahme von ΔS bis er ein lokales Minimum annimmt. Das lokale Minimum wird erreicht, wenn $\Delta S_X \sim 8$ mm oder $\Delta S_Y \sim 8$ mm ist. Eine weitere Vergrößerung von ΔS führt zu einem leichten Ansteigen der Sigmaxwerte. Es konnte kein Unterschied im Verlauf von Sigma in X- und Y-Richtung festgestellt werden.

Die nominelle Feldabmessung des Beschleunigers, wenn der Wert von Sigma ein Minimum einnimmt, ergibt sich aus dem kleinsten Wert von Sigma im Übergangsbereich. Von diesem Wert ausgehend erfolgt die Berechnung von ΔS nach der vorgestellten Nomenklatur.

- **Integral** (Abbildung 11(f)):

Der Integralwert nimmt bei einer Vergrößerung von ΔS ab und erreicht ein lokales Minimum. Die Abnahme erfolgt in Y-Richtung stärker als bei der X-Richtung. Das Minimum des Integralwertes wird eingenommen, wenn $\Delta S_X \sim 14$ mm oder $\Delta S_Y \sim 14$ mm ist. Nach Durchlaufen des lokalen Minimum steigt der Integralwert für beide Richtungen wieder leicht an.

Die Bestimmung von ΔS , bei dem der Integralwert ein Minimum einnimmt, erfolgt analog der Bestimmung bei dem Parameter Sigma.

Im nächsten Schritt wurden die Untersuchungen auf verschiedene Feldgrößen des μ MLC in X- und Y-Richtung ausgeweitet, um festzustellen, ob der Einfluss der Linearbeschleunigerblenden von der nominellen Feldgröße des μ MLC abhängt. Die Ergebnisse sind für die X-Richtung in Abbildung 12 und für die Y-Richtung in Abbildung 13 dargestellt

Die vier Parameter zeigen für alle untersuchten μ MLC-Feldgrößen den prinzipiellen Verlauf analog zu der μ MLC-Feldgröße von 30×100 mm² beziehungsweise 100×30 mm². Besonderheiten gibt es jedoch für die μ MLC-Feldgrößen kleiner gleich 12 mm:

- **Feldgröße / Anstieg:**

Das Plateau beginnt bei einem kleineren ΔS .

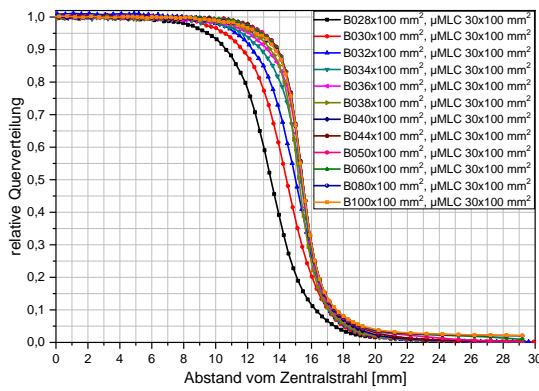
- **Sigma:**

Der Abfall der Werte von Sigma bis zum Minimum ist kleiner.

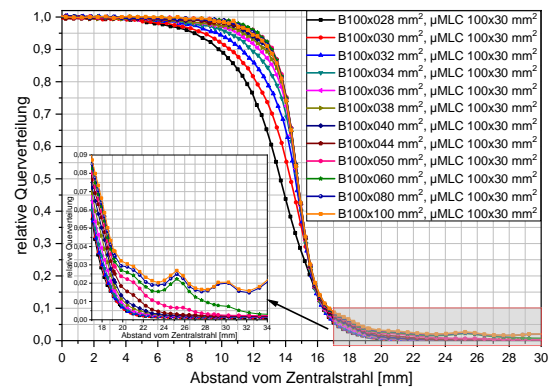
- **Integral:**

Der Minimalwert wird bei einem kleineren ΔS erreicht.

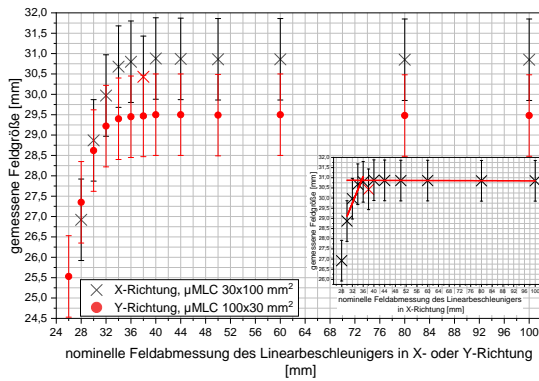
In den Tabellen 5 und 6 sind für die X- und Y-Richtung die Werte von ΔS für den Fall angegeben, dass die Feldgröße und der Wert für den Anstieg ein Plateau annehmen sowie für den Fall eines Minimums für den Sigma- beziehungsweise Integralwert.



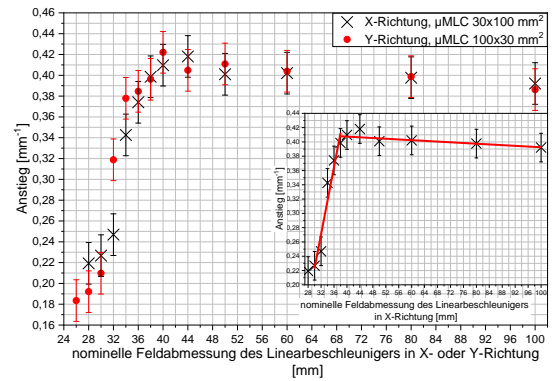
(a) Dosisquerprofil X-Richtung



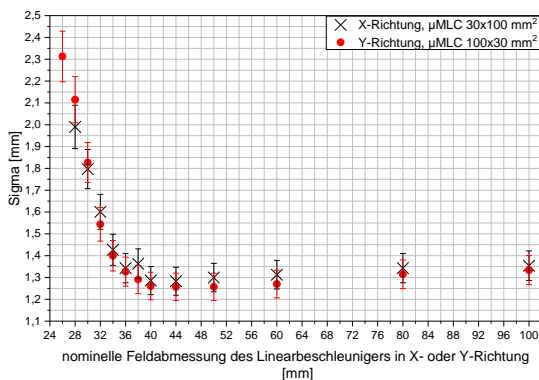
(b) Dosisquerprofil Y-Richtung



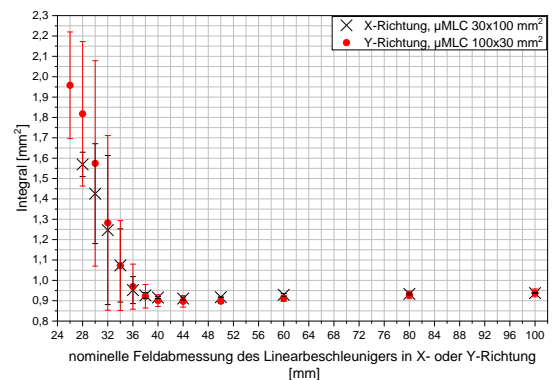
(c) Feldgröße



(d) Anstieg



(e) Sigma



(f) Integral

Abbildung 11: Darstellung der Dosisquerverteilungen in X- (a) und Y-Richtung (b), von Feldgröße (c), Anstieg (d), Sigma (e) und Integral (f) (X-Richtung schwarz / Y-Richtung rot) für ein doppelkollimierendes System in Abhängigkeit der nominellen Feldabmessung des Beschleunigers gemessen in Luft mit Aufbaukappe am Beispiel der μMLC-Feldgrößen von 30x100 mm² und 100x30 mm²

Tabelle 5: ΔS_X , wenn die untersuchten Parameter Feldgröße und Anstieg ein Plateau beziehungsweise Sigma und Integral ein Minimum einnehmen, für ausgewählte Felder des doppeltkollimierenden Systems, gemessen in Luft mit Aufbaukappe in X-Richtung

| Nominelle Feldgröße des μMLC | ΔS_X | | | |
|--|--------------|----------|-----------|-----------|
| | Feldgröße | Anstieg | Sigma | Integral |
| 3x100 mm ² | 5 mm | 5 mm | 5 mm | 5 mm |
| 4x100 mm ² | 4 mm | 4 mm | 10 mm | 6 mm |
| 6x100 mm ² | 6 mm | 6 mm | 14 mm | 8 mm |
| 18x100 mm ² | 6 mm | 6 mm | 12 mm | 12 mm |
| 24x100 mm ² | 6 mm | 8 mm | 8 mm | 8 mm |
| 30x100 mm ² | 6 mm | 8 mm | 14 mm | 14 mm |
| 36x100 mm ² | 6 mm | 6 mm | 10 mm | 10 mm |
| 42x100 mm ² | 6 mm | 6 mm | 10 mm | 10 mm |
| 50x100 mm ² | 6 mm | 6 mm | 10 mm | 10 mm |
| 60x100 mm ² | 6 mm | 6 mm | 14 mm | 14 mm |
| 70x100 mm ² | 6 mm | 6 mm | 10 mm | 20 mm |
| 80x100 mm ² | 6 mm | 6 mm | 8 mm | 8 mm |
| Mittelwert | 6 ± 1 mm | 6 ± 1 mm | 10 ± 3 mm | 10 ± 4 mm |

Tabelle 6: ΔS_Y , wenn die untersuchten Parameter Feldgröße und Anstieg ein Plateau beziehungsweise Sigma und Integral ein Minimum einnehmen, für ausgewählte Felder des doppeltkollimierenden Systems, gemessen in Luft mit Aufbaukappe in Y-Richtung

| Nominelle Feldgröße des μMLC | ΔS_Y | | | |
|--|--------------|----------|-----------|-----------|
| | Feldgröße | Anstieg | Sigma | Integral |
| 6x100 mm ² | 2 mm | 4 mm | 8 mm | 8 mm |
| 12x100 mm ² | 4 mm | 4 mm | 10 mm | 10 mm |
| 18x100 mm ² | 4 mm | 6 mm | 8 mm | 8 mm |
| 24x100 mm ² | 6 mm | 6 mm | 16 mm | 12 mm |
| 30x100 mm ² | 4 mm | 6 mm | 14 mm | 14 mm |
| Mittelwert | 4 ± 1 mm | 5 ± 1 mm | 11 ± 4 mm | 10 ± 3 mm |

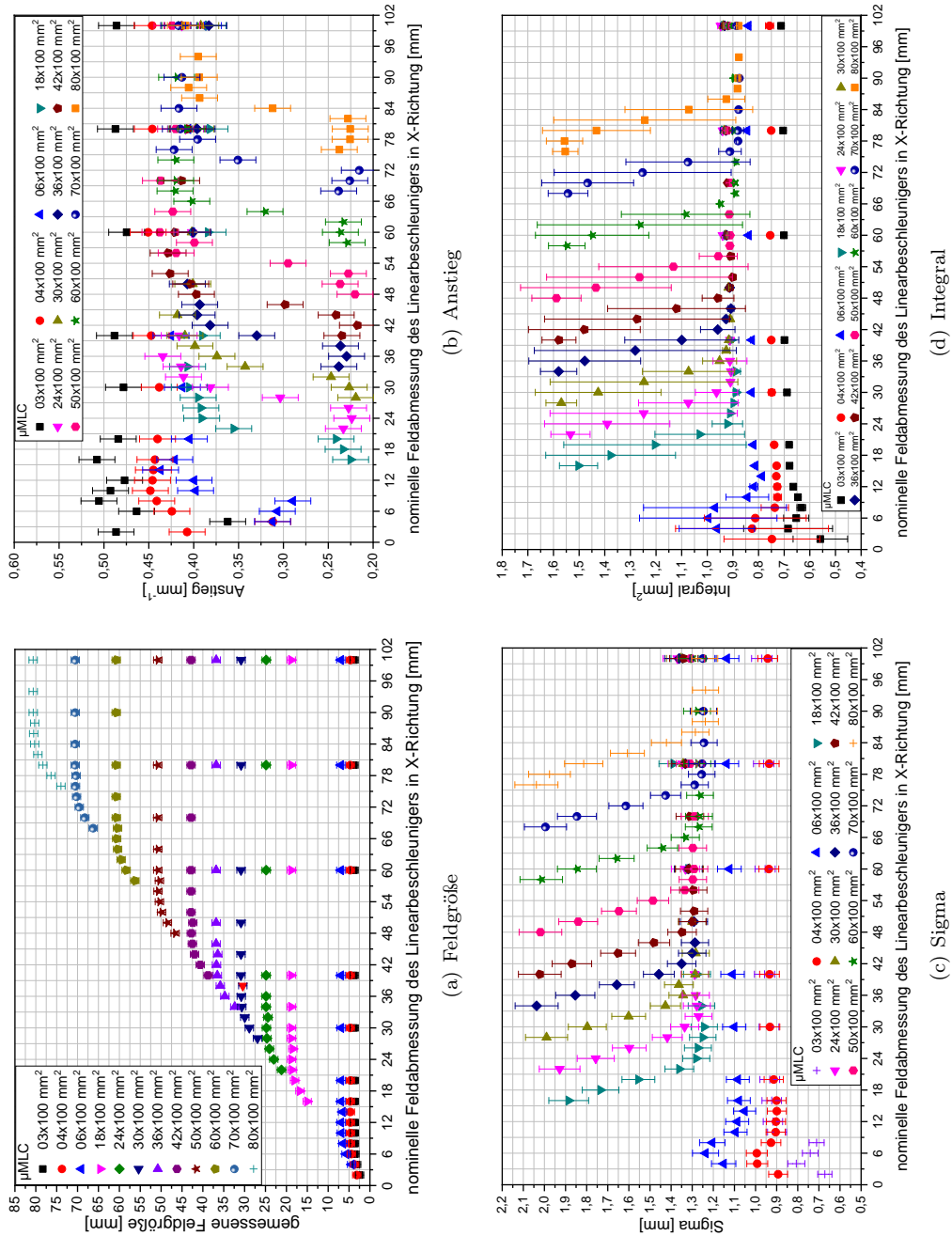


Abbildung 12: Darstellung der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral für ein doppelkollimierendes System in Abhängigkeit der nominalen Feldabmessung des Beschleunigers für verschiedene μ MLC-Feldgrößen gemessen in X-Richtung in Luft mit Aufbaukappe

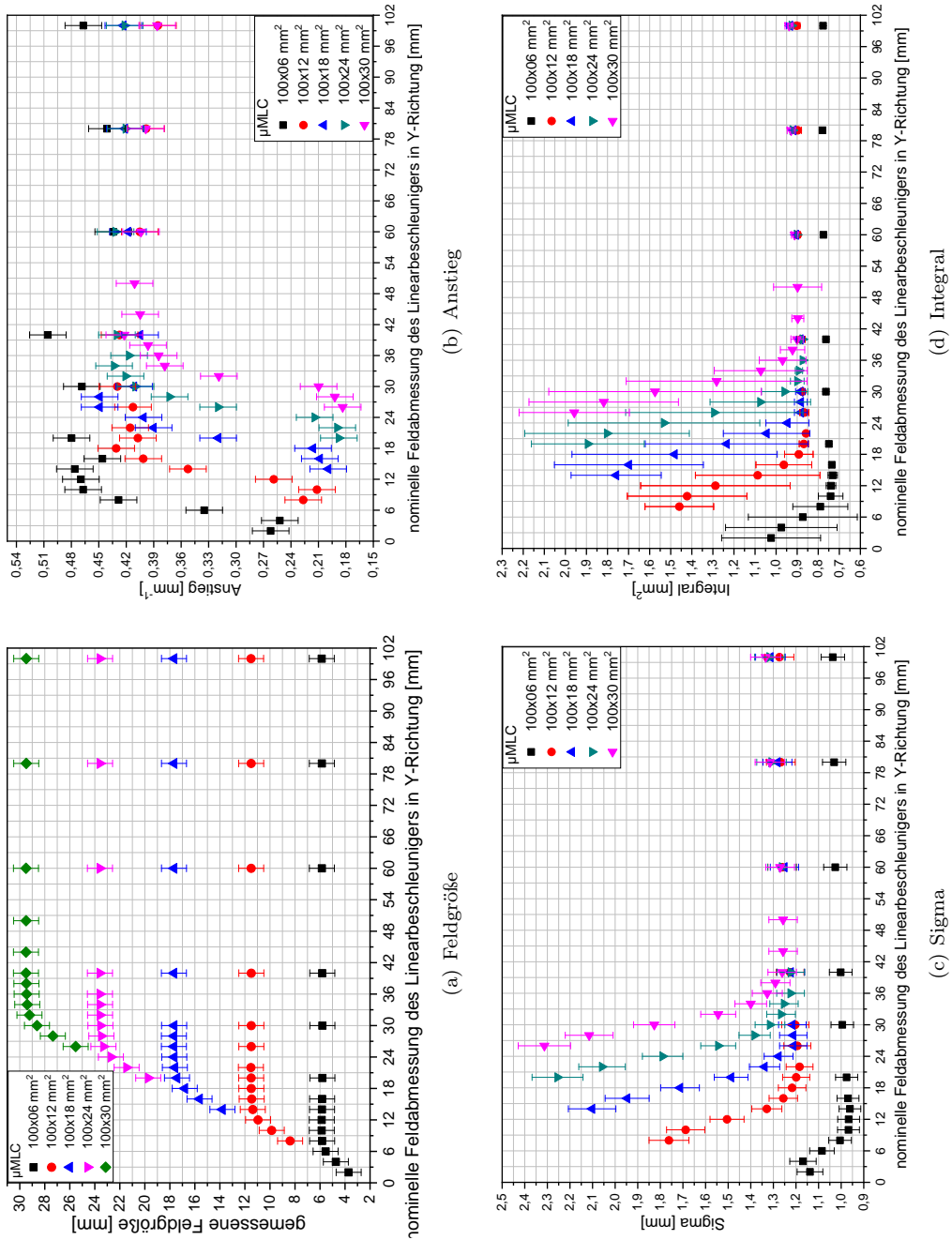


Abbildung 13: Darstellung der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral für ein doppelkollimierendes System in Abhängigkeit der nominalen Feldabmessung des Beschleunigers für verschiedene μ MLC-Feldgrößen gemessen in Y-Richtung in Luft mit Aufbaukappe

4.2 Experimentelle Untersuchungen zum doppeltkollimierenden System im Wasser am Beispiel des μ MLC

In Luft haben die gemessenen Dosisquerverteilungen nur die Streubeiträge des Strahlerkopfes enthalten. Bei der Messung im Wasser kommen zusätzlich zu den Streubeiträgen des Strahlerkopfes noch die Streubeiträge des umgebenden Mediums Wasser hinzu.

4.2.1 Messungen von Dosisquerverteilungen in X-Richtung für rechteckige Felder

Zunächst erfolgte die Untersuchung nur in X-Richtung. Die Blenden des Beschleunigers und des μ MLC in Y-Richtung waren auf eine feste Feldgröße von $100 \times 100 \text{ mm}^2$ eingestellt. Eine Vergrößerung der nominellen Feldabmessung des Beschleunigers in X-Richtung, ab einem Startwert von $\Delta S_X = -2$, führt, analog zu den Messungen in Luft, zu einer Veränderung der Form der Dosisquerverteilung. Die Flankensteilheit und die Feldgröße der Dosisquerverteilung nehmen zu.

Der Verlauf der vier untersuchten Parameter in Abhängigkeit von der nominellen Feldabmessung des Beschleunigers, dargestellt in Abbildung 14, ist ähnlich dem Verlauf der Parameter in Luft. Mit schwarzen Kreuzen ist in Abbildung 14 zum Vergleich immer das Verhalten des einfachkollimierenden Systems dargestellt.

Tabelle 7 fasst die Werte von ΔS_X für die einzelnen μ MLC-Feldgrößen zusammen, wenn Feldgröße und Anstieg ein Plateau einnehmen und Sigma und Integral ein Minimum einnehmen. Für den Fall $\Delta S_X < 0$ bestimmen alleine die Blenden- und MLC-Einstellungen des Linearbeschleuniger die resultierende Dosisquerverteilung und damit auch die vier Parameter: Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral.

- **Feldgröße** (Abbildung 14(a)):

Der Übergang in das Plateau ist unabhängig von der eingestellten μ MLC Feldgröße bei einem ΔS_X von $\sim 6 \text{ mm}$. Ist $\Delta S_X < 0$ dann verhalten sich die Werte der Feldgröße des doppeltkollimierenden Systems wie die Feldgröße des einfachkollimierenden Systems bei gleicher nomineller Feldgröße des Beschleunigers.
- **Anstieg** (Abbildung 14(b)):

Das Plateau wird unabhängig von der eingestellten μ MLC Feldgröße bei einem ΔS_X von $\sim 6 \text{ mm}$ eingenommen. Bei $\Delta S_X \leq 0$ sind die Werte des Anstieges des doppeltkollimierenden Systems etwas kleiner als die Werte des einfachkollimierenden Systems. Der Unterschied zwischen beiden Werten liegt noch im Fehlerbereich.
- **Sigma** (Abbildung 14(c)):

Der Minimalwert von Sigma wird im Mittel bei einem ΔS_X von 9 ± 1 eingenommen. Für $\Delta S_X < 0$ sind die Werte von Sigma des doppeltkollimierenden Systems gleich den Werten des einfachkollimierenden Systems bei gleicher nomineller Feldabmessung des Beschleunigers.
- **Integral** (Abbildung 14(d)):

Der Wert des Integrals hat sein Minimum im Mittel bei ΔS_X gleich $10 \pm 2 \text{ mm}$. Wenn $\Delta S_X < 0$ ist, ist der Integralwert des doppeltkollimierenden Systems etwas kleiner als der Wert des einfachkollimierenden Systems bei gleicher nomineller Feldgröße des Beschleunigers.

Für den Fall $\Delta S_X < 0$ bestimmen alleine die Blenden- und MLC- Einstellungen des Linearbeschleuniger die resultierende Dosisquerverteilung und damit auch die vier Parameter: Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral.

Tabelle 7: ΔS_X , wenn die untersuchten Parameter Feldgröße und Anstieg ein Plateau beziehungsweise Sigma und Integral ein Minimum einnehmen, für ausgewählte Felder in X-Richtung des doppeltkollimierenden Systems gemessen im Wasser

| Nominelle Feldgröße des μ MLC | ΔS_X | | | |
|--------------------------------------|--------------|---------|----------|-----------|
| | Feldgröße | Anstieg | Sigma | Integral |
| 24x100 mm ² | 6 mm | 6 mm | 8 mm | 8 mm |
| 30x100 mm ² | 6 mm | 6 mm | 8 mm | 10 mm |
| 36x100 mm ² | 6 mm | 6 mm | 8 mm | 10 mm |
| 42x100 mm ² | 6 mm | 6 mm | 10 mm | 14 mm |
| 50x100 mm ² | 6 mm | 6 mm | 8 mm | 8 mm |
| 60x100 mm ² | 6 mm | 6 mm | 10 mm | 10 mm |
| 70x100 mm ² | 6 mm | 6 mm | 8 mm | 10 mm |
| 80x100 mm ² | 6 mm | 6 mm | 8 mm | 8 mm |
| Mittelwert | 6 mm | 6 mm | 9 ± 1 mm | 10 ± 2 mm |

4.2.2 Messungen von Dosisquerverteilungen in X- und Y- Richtung für quadratische Felder

Im nächsten Schritt werden quadratische Felder betrachtet, bei denen das kollimierende System des Beschleunigers und der μ MLC in X- und Y-Richtung dieselbe nominell eingestellte Feldabmessung haben. Die Veränderung der Dosisquerverteilung des doppeltkollimierenden Systems erfolgt analog der bereits beschriebenen Messungen. Die Feldgröße und die Flankensteilheit nehmen zu. Der Übergangsbereich bei den Dosisquerverteilungen gemessen in Y-Richtung ist, zumindest was die Änderung der Flankensteilheit betrifft, optisch größer als bei den Dosisquerverteilungen gemessen entlang der X-Richtung.

Abbildung 15 für die X-Richtung und Abbildung 16 für die Y-Richtung zeigen den Verlauf von Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral für verschiedene μ MLC-Feldgrößen des doppeltkollimierenden Systems. Dabei ist das doppeltkollimierende System farbig gekennzeichnet und das einfachkollimierende System ist in schwarz dargestellt. Der Verlauf ähnelt den bisher vorgestellten Ergebnissen.

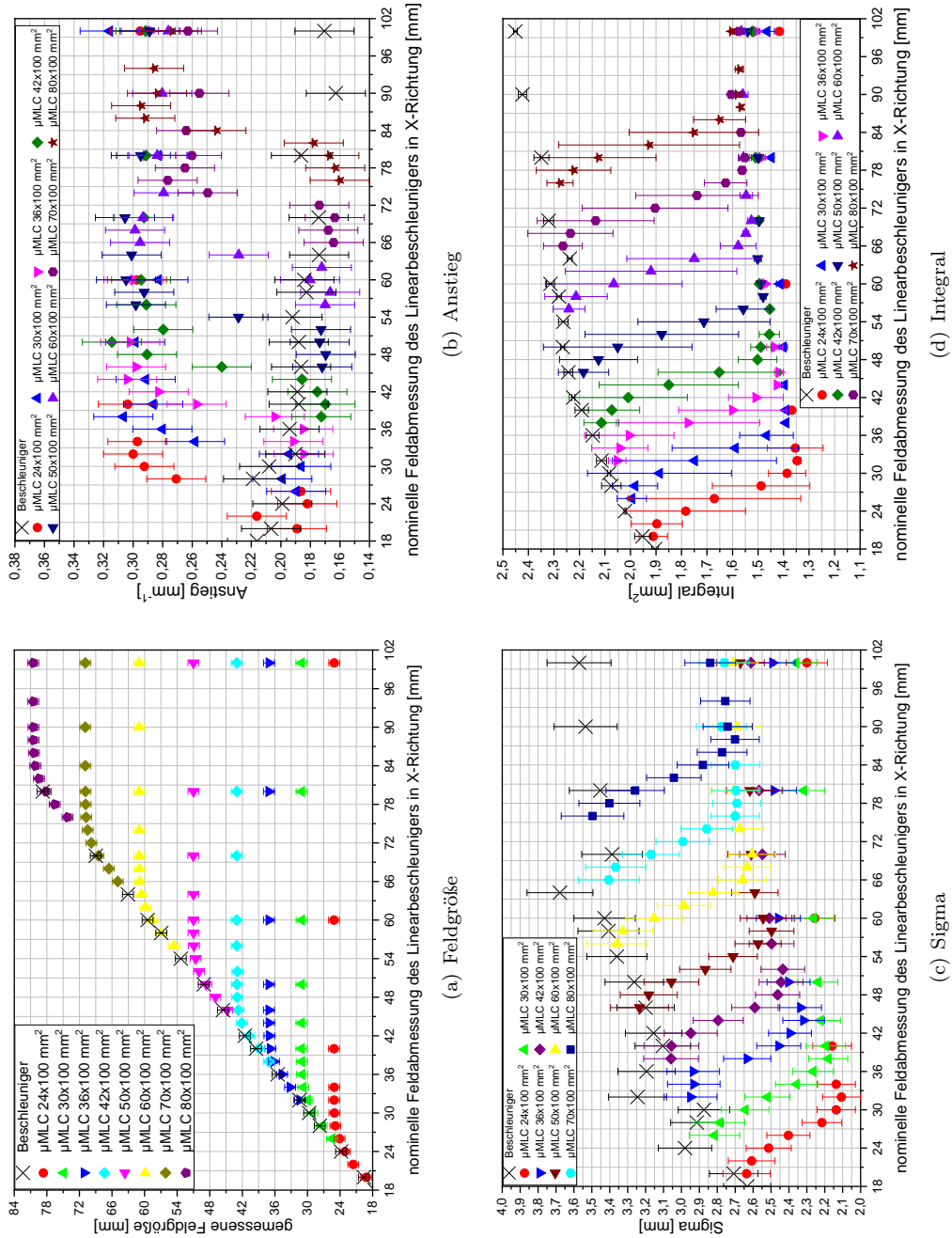


Abbildung 14: Darstellung der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral für ein doppelkollimierendes System in Abhängigkeit der nominalen Feldabmessung des Beschleunigers für verschiedene μMLC -Feldgrößen gemessen in X-Richtung im Wasser

- **Feldgröße:**

Der Übergang in das Plateau ist unabhängig von der eingestellten μMLC Feldgröße im Mittel bei einem $\Delta S_{X/Y}$ von 6 mm. Der Übergangsbereich ist für die Dosisquerverteilungen gemessen entlang der X- und Y-Achse gleich groß.

- **Anstieg:**

Das Plateau wird im Mittel bei einem $\Delta S_{X/Y}$ von 6 mm eingenommen. Die Veränderung im Verlauf des Anstieges in Y-Richtung beginnt früher und ist somit etwas größer als in X-Richtung.

- **Sigma:**

Das Minimum von Sigma ergibt sich im Mittel bei einem ΔS_X von 8 mm in X-Richtung und in Y-Richtung bei einem ΔS_Y von 10 mm. Nach dem Durchlaufen des Minimums steigt der Wert von Sigma wieder leicht an. In Y-Richtung sind die Werte von Sigma des doppeltkollimierenden Systems für $\Delta S_Y < 0$ kleiner als die Werte von Sigma vom einfachkollimierenden System bei selber nomineller Feldgröße des Beschleunigers. Die X-Richtung zeigt für $\Delta S_Y < 0$ keinen Unterschied zwischen einfach- und doppeltkollimierenden System.

- **Integral:**

Das Integral hat sein Minimum im Mittel bei einem ΔS_X von 9 ± 1 mm für die X-Richtung und bei einem ΔS_Y von 13 ± 1 mm für die Y-Richtung. Nach dem Minimum kommt es zu einem leichten Anstieg des Integralwertes. Wenn $\Delta S_X < 0$ ist, sind die Integralwerte des doppeltkollimierenden Systems etwas kleiner als die Werte des einfachkollimierenden Systems bei selber nomineller Feldgröße des Beschleunigers. Dieses Verhalten betrifft die Y- als auch die X-Richtung, wobei es in Y-Richtung stärker ausgeprägt ist.

In Tabelle 8 sind die Werte für Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral zusammengefasst, wenn die Feldgröße und Anstieg ein Plateau und Sigma und Integral ein Minimum annehmen.

Tabelle 8: $\Delta S_{X/Y}$, wenn die untersuchten Parameter Feldgröße und Anstieg ein Plateau beziehungsweise Sigma und Integral ein Minimum einnehmen, für ausgewählte Felder in X-Richtung und Y-Richtung des doppeltkollimierenden Systems gemessen im Wasser

| Nominelle Feldgröße des μMLC | $\Delta S_{X/Y}$ | | | |
|--|------------------|---------|-------|---------------|
| | Feldgröße | Anstieg | Sigma | Integral |
| X-Richtung | | | | |
| 24x30 mm ² | 6 mm | 6 mm | 8 mm | 8 mm |
| 42x42 mm ² | 6 mm | 6 mm | 8 mm | 8 mm |
| 60x60 mm ² | 6 mm | 6 mm | 8 mm | 10 mm |
| Mittelwert | 6 mm | 6 mm | 8 mm | 9 ± 1 mm |
| Y-Richtung | | | | |
| 24x24 mm ² | 6 mm | 6 mm | 10 mm | 12 mm |
| 42x42 mm ² | 6 mm | 6 mm | 10 mm | 14 mm |
| 60x60 mm ² | 6 mm | 6 mm | 10 mm | 12 mm |
| Mittelwert | 6 mm | 6 mm | 10 mm | 13 ± 1 mm |

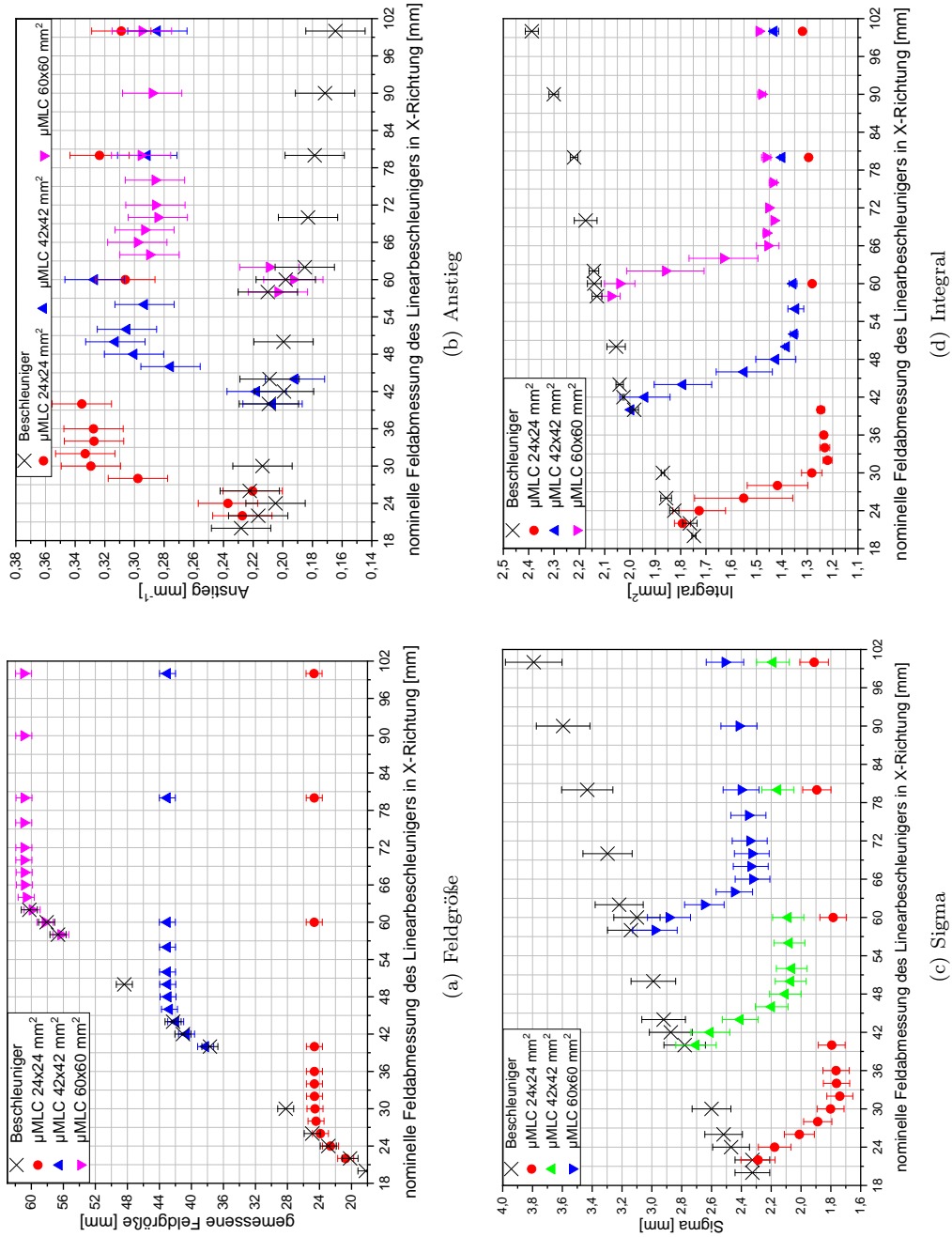


Abbildung 15: Darstellung der untersuchten Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral für ein doppeltkollimierendes System in Abhängigkeit der nominellen Feldabmessung des Beschleunigers für verschiedene μMLC -Feldgrößen gemessen in X-Richtung im Wasser

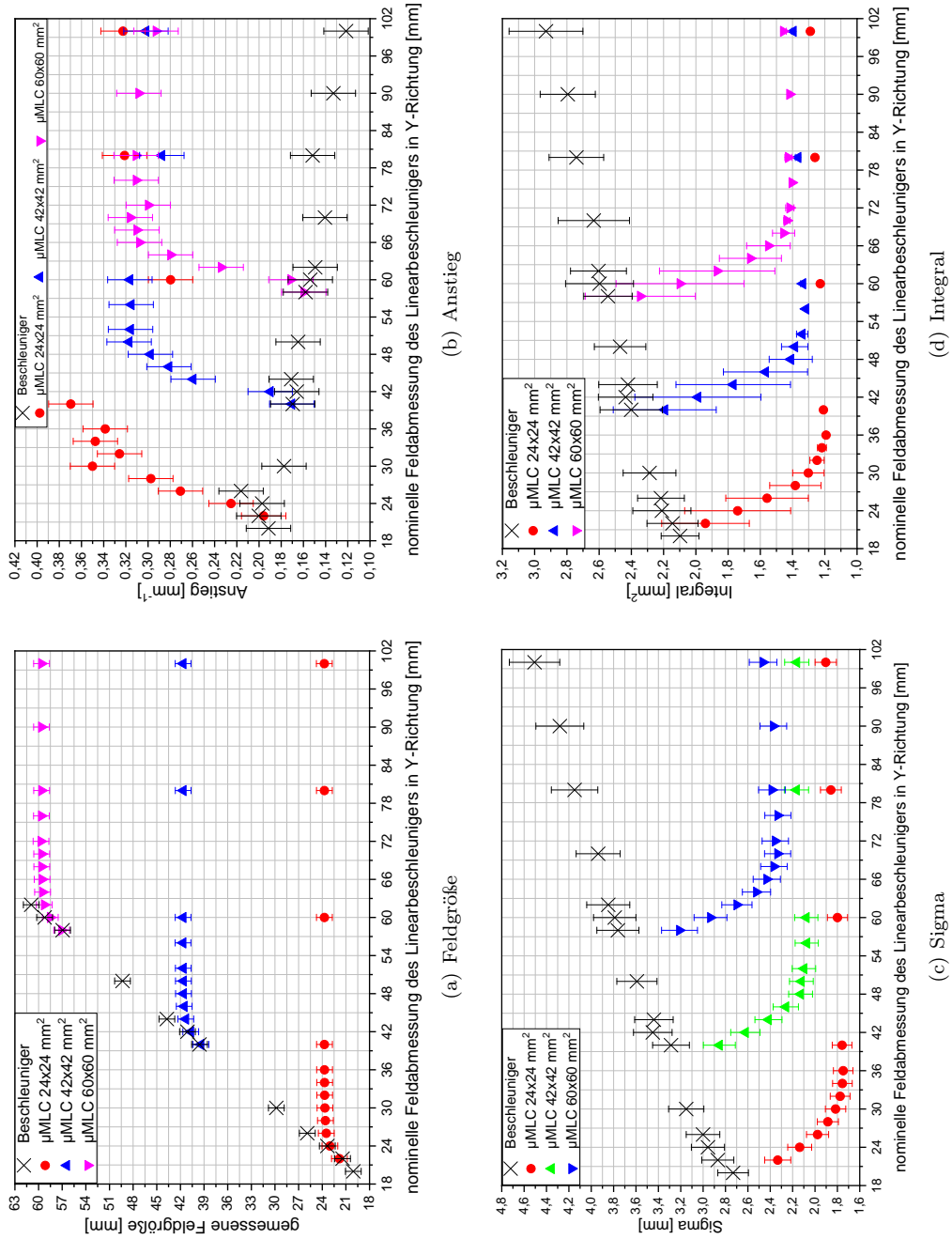


Abbildung 16: Darstellung der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral für ein doppelkollimierendes System in Abhängigkeit der nominellen Feldabmessung des Beschleunigers für verschiedene μ MILC-Feldgrößen gemessen in Y-Richtung im Wasser

4.2.3 Variation der Messtiefe im Wasser

Die Form und Größe der Dosisquerverteilung hängt auch von der Messtiefe im Phantom ab. Mit zunehmender Messtiefe, aber konstantem Fokus-Oberflächen-Abstand nimmt die Flankensteilheit der Dosisquerverteilung ab. Der Grund dafür liegt in der Zunahme der Streuung und Absorption durch das Medium [5]. Weiterhin nimmt die Feldgröße der Dosisquerverteilung aufgrund der Divergenz des Strahlenfeldes zu.

Die Veränderung der Flankensteilheit mit zunehmender Messtiefe im Phantom ist beispielhaft für die Beschleunigerfeldgröße $42 \times 42 \text{ mm}^2$ in Abbildung 17 dargestellt. Zur besseren Darstellung des Effektes sind die relativen Dosisquerverteilungen zusätzlich zu der Normierung auf dem Zentralstrahl auf die 50%-Isodose normiert.

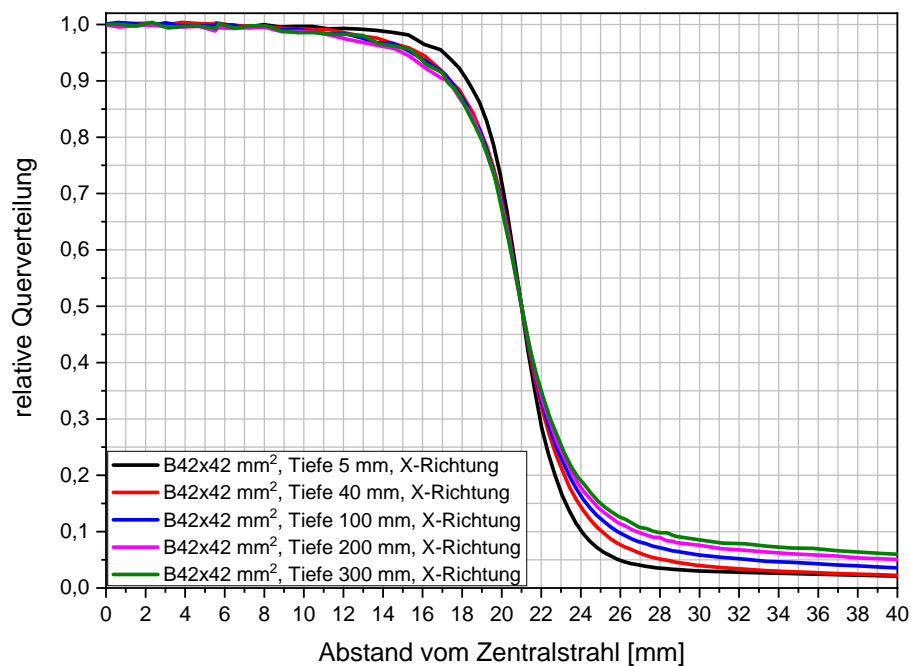


Abbildung 17: Darstellung der Veränderung der Dosisquerverteilung bei Variation der Tiefe im Wasser, am Beispiel normierter Querverteilungen des reinen Beschleunigers bei einer Feldgröße $42 \times 42 \text{ mm}^2$.

Der Einfluss der Veränderung der Form und Größe der Dosisquerverteilung in Abhängigkeit der Messtiefe wurde für die nominelle Feldgröße von $42 \times 42 \text{ mm}^2$ für das einfachkollimierende System und vier verschiedenen Konfigurationen des doppelkollimierenden Systems untersucht.

Für die Untersuchung des doppelkollimierenden Systems betrug die μMLC -Feldgröße $42 \times 42 \text{ cm}^2$ und die nominelle Feldgröße des Beschleunigers: $42 \times 42 \text{ mm}^2$, $50 \times 50 \text{ mm}^2$, $52 \times 52 \text{ mm}^2$, $100 \times 100 \text{ mm}^2$. In Abbildung 18 für die X-Richtung und Abbildung 19 für die Y-Richtung ist der Verlauf von Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral für die untersuchten Feldgrößen in Abhängigkeit der Tiefe im Messphantom dargestellt.

- **Feldgröße** (X-Richtung: Abbildung 18(a), Y-Richtung: Abbildung 19(a)): Die Feldgröße steigt für die Dosisquerverteilungen gemessen in X- und Y-Richtung mit zunehmender Messtiefe nahezu linear an.
- **Anstieg** (X-Richtung: Abbildung 18(b), Y-Richtung: Abbildung 19(b)): Der Anstieg fällt zunächst nahezu exponentiell, ab einer Messtiefe von 40 mm nahezu linear für alle Dosisquerverteilungen ab.
- **Sigma** (X-Richtung: Abbildung 18(c), Y-Richtung: Abbildung 19(c)): Sigma steigt mit zunehmender Messtiefe erst stark an und geht bei einer Messtiefe von 40 mm in einen linearen Verlauf über. Dieses Verhalten zeigt sich bei allen untersuchten Systemen mit Ausnahme der Dosisquerverteilungen in Y-Richtung, wo die nominelle Feldgröße des Beschleunigers $100 \times 100 \text{ mm}^2$ und die μMLC -Feldgröße $42 \times 42 \text{ mm}^2$ ist. Bei dieser Konfiguration hat Sigma nur einen linearen Anstieg und die einzelnen Werte eine hohe Variation.
- **Integral** (X-Richtung: Abbildung 18(d), Y-Richtung: Abbildung 19(d)): Das Integral nimmt mit zunehmender Messtiefe zunächst überproportional zu und wächst ab einer Messtiefe von 40 mm weiter linear an.

Der Verlauf von Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral in Abhängigkeit von der Messtiefe zeigt deutlich, dass die Flankensteilheit über den gesamten Verlauf bei dem einfachkollimierenden System und bei dem doppelkollimierenden System am geringsten ist, wenn $\Delta S = 0$. Bei einem ΔS zwischen 8 und 10 mm ist die Flankensteilheit am stärksten. Eine weitere Vergrößerung von ΔS führt zu einer Zunahme der Durchlassstrahlung durch den μMLC und einer Abnahme der Flankensteilheit. Dieser Verlauf ist unabhängig von der Messtiefe.

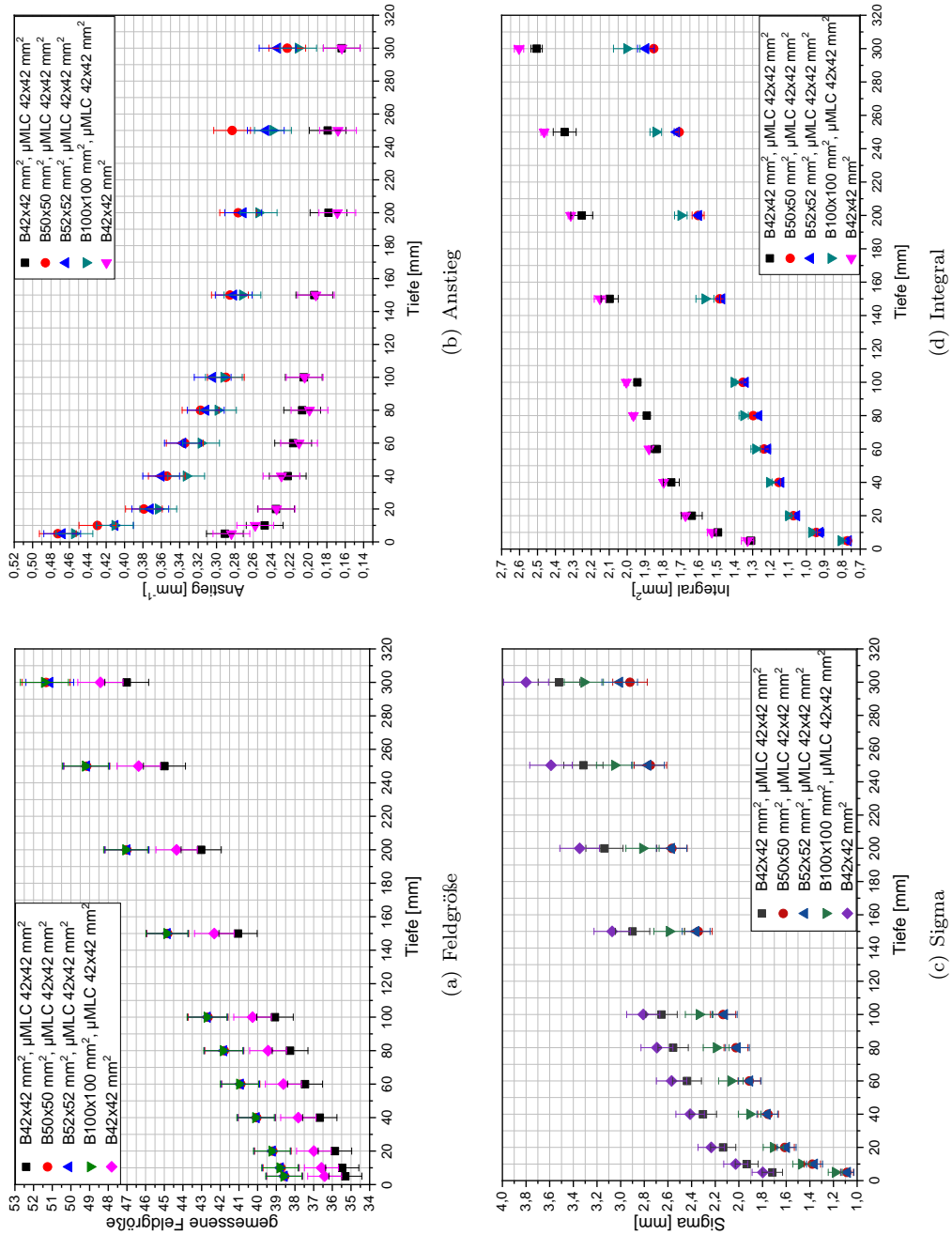


Abbildung 18: Darstellung der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral für verschiedene einfachkollimierende und doppeltkollimierende Systeme bei konstantem Fokus-Oberflächen-Abstand und Variation der Messtiefe im Phantom gemessen in X-Richtung im Wasser

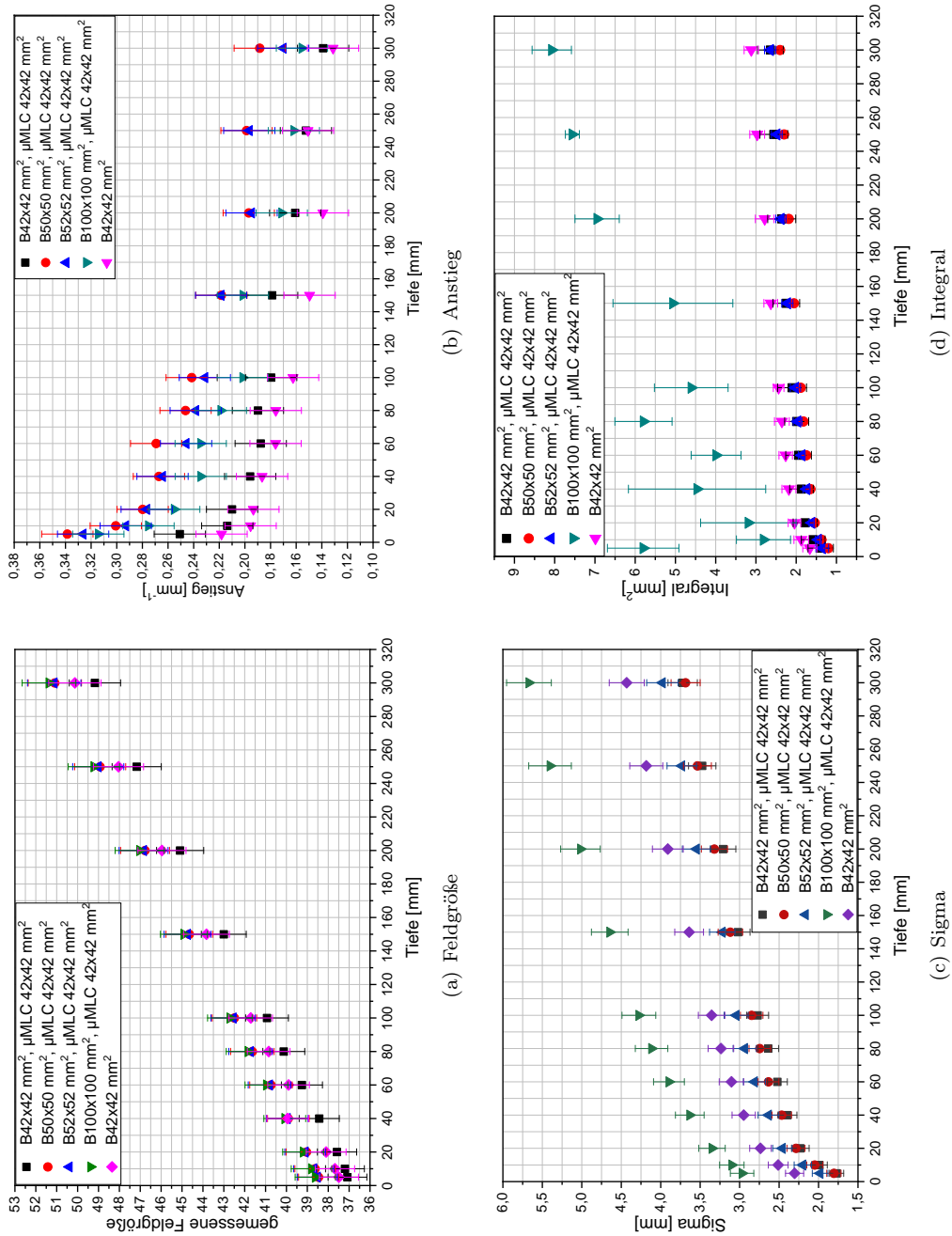


Abbildung 19: Darstellung der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral für verschiedene einfachkollimierende und doppeltkollimierende Systeme bei konstantem Fokus-Oberflächen-Abstand und Variation der Messtiefe im Phantom gemessen in Y-Richtung im Wasser

4.3 Gegenüberstellung der Messungen am doppelkollimierenden System in Luft und im Wasser am Beispiel des μ MLC

Die Veränderungen der Dosisquerverteilungen und der Verlauf der untersuchten Parameter in Abhängigkeit der nominellen Feldabmessung des Beschleunigers gleichen sich bei den Messungen in Luft und im Wasser, bis auf geringfügige Unterschiede. Bei den absoluten Werten der Parameter gibt es aber deutliche Unterschiede. In Abbildung 20 wurden alle vier Parameter für die Messungen in Luft und im Wasser gegenübergestellt.

- **Feldgröße** (Abbildung 20(a)):

Der Eintritt der Feldgröße in das Plateau, also der Endpunkt des Übergangsbereiches, liegt bei ΔS von 6 mm. Eine Ausnahme stellt die Messreihe in Y-Richtung in Luft dar, wo das Plateau schon nach einem ΔS_Y von 4 mm erreicht wurde.
- **Anstieg** (Abbildung 20(b)):

Beim Anstieg gibt es einen deutlichen absoluten Unterschied zwischen den Messreihen in Luft und Wasser. Der Wert des Anstiegs der Dosisquerverteilungen in Luft ist größer als der im Wasser. Das Plateau wird bei allen Messreihen bei einem ΔS von ca. 6 ± 1 mm erreicht.
- **Sigma** (Abbildung 20(c)):

Das lokale Minimum von Sigma wird bei unterschiedlichem ΔS erreicht. Bei den Messreihen in Luft wird das Minimum im Mittel bei ΔS_X von 10 ± 3 mm in X-Richtung oder ΔS_Y von 11 ± 4 mm in Y-Richtung erreicht. Im Wasser wird das Minimum in X-Richtung bei einem ΔS_X von 9 ± 1 mm (es wurde nur die X-Richtung betrachtet und in Y-Richtung die Blenden beziehungsweise den μ MLC auf 100 mm gefahren) und einem ΔS_X von 8 mm erreicht. Die Y-Richtung im Wasser erreicht ihr Minimum bei einem ΔS_Y von 10 mm.
- **Integral** (Abbildung 20(d)):

Die Messreihen in Luft (X- und Y-Richtung) zeigen im Mittel ihr lokales Minimum des Integralwertes bei $\Delta S_{X/Y}$ von 10 ± 3 mm. Die Messreihen im Wasser erreichen im Mittel das Minimum in X-Richtung bei einem ΔS_X von ca. 10 ± 2 mm (es wurde nur die X-Richtung betrachtet und in Y-Richtung die Blenden beziehungsweise der μ MLC auf 100 mm gefahren) und einem ΔS_X von ca. 9 ± 1 erreicht. In Y-Richtung im Wasser wird das Minimum im Mittel bei ΔS_Y von ca. 13 ± 1 mm beobachtet.

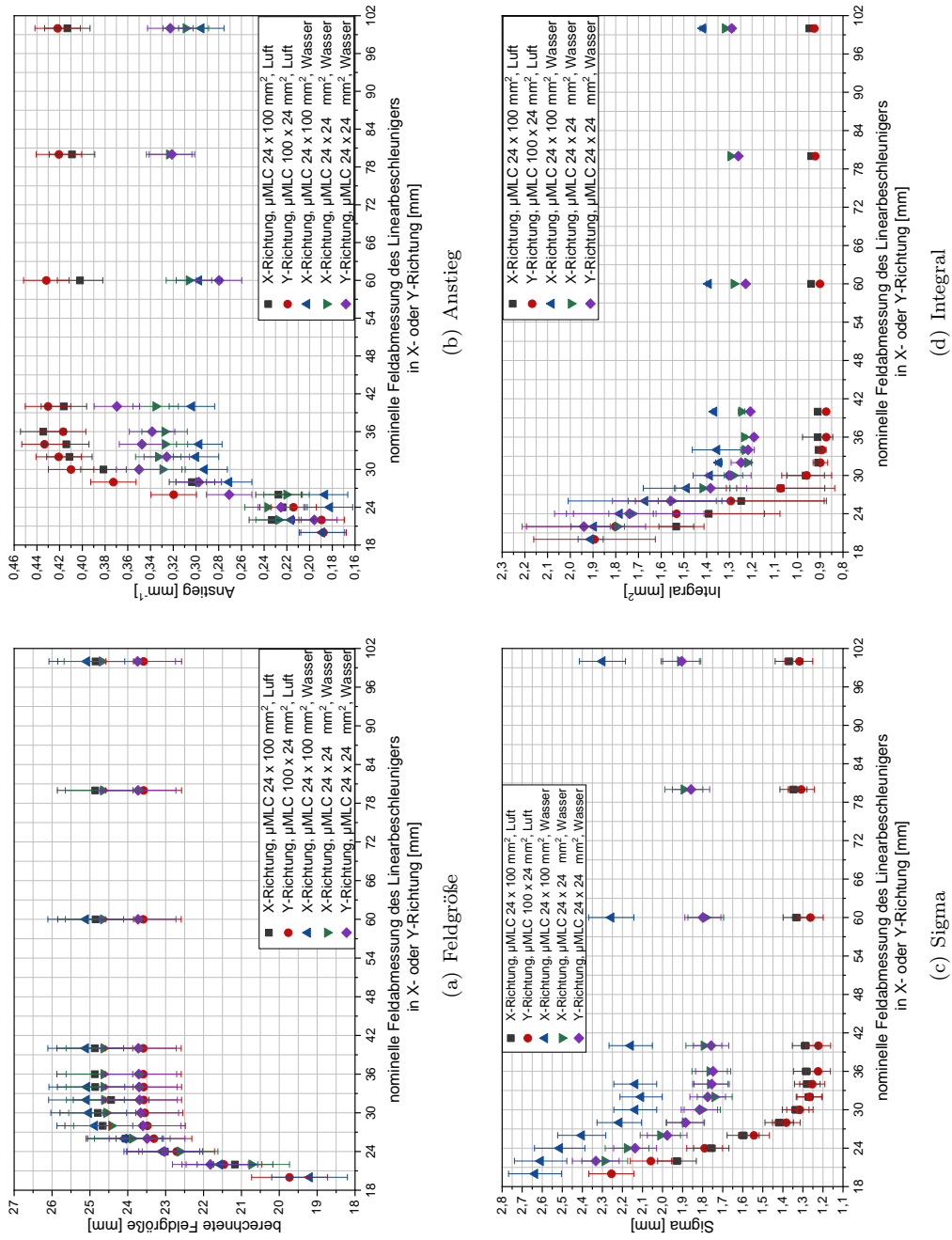


Abbildung 20: Gegenüberstellung der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral für das doppeltkollimierende System des μMLC gemessen in Luft und im Wasser

4.4 Experimentelle Untersuchungen zum doppeltkollimierenden System im Wasser an weiteren Zusatzkollimatoren

4.4.1 Rundkollimatoren

Das Verhalten der vier Parameter wurde im nächsten Schritt für ein weiteres doppeltkollimierendes System, bestehend aus dem Linearbeschleuniger Primus und Rundkollimatoren untersucht, um festzustellen, inwieweit der Verlauf der Parameter von dieser Kollimatorkonfiguration abhängt. Die Veränderung der Dosisquerverteilungen in Abhängigkeit der nominellen Feldabmessung des Beschleunigers läuft in ähnlicher Form ab wie beim Zusatzkollimator μ MLC und ist am Beispiel des Rundkollimators mit dem Durchmesser von 30 mm in Abbildung 21 dargestellt. Die Dosisquerverteilung verändert ihre Form und die Flankensteilheit nimmt zu. Dieses Verhalten wird bis zu einem $\Delta S_{X/Y}$ von ~ 8 mm beobachtet, für $\Delta S_{X/Y} > 8$ mm bleibt die Größe und Form der Dosisquerverteilung konstant. Es gibt geringfügige Unterschiede zwischen der X- und Y-Richtung, welche vernachlässigbar sind.

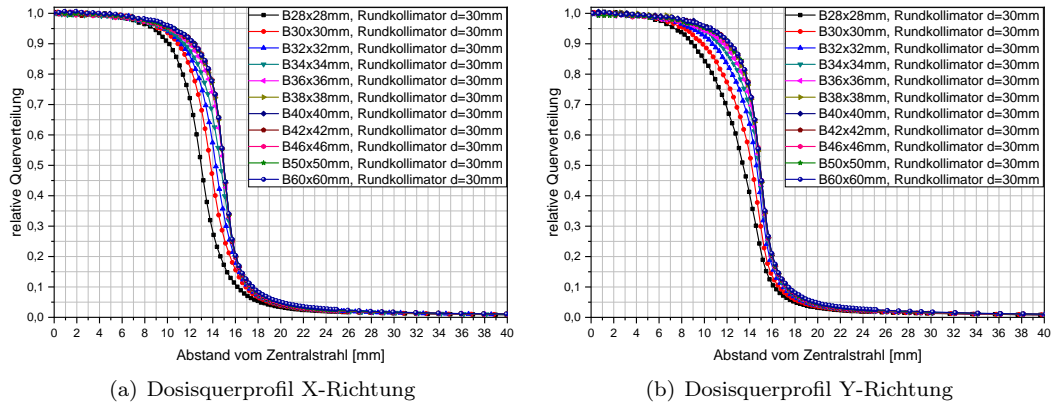


Abbildung 21: Darstellung der Dosisquerverteilung gemessen in X- und Y-Richtung für ein doppeltkollimierendes System im Wasser am Beispiel des Rundkollimators mit dem Durchmesser von 30 mm für verschiedene nominelle Feldgrößen des Beschleunigers

Abbildung 22 zeigt den Verlauf von Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral für das untersuchte doppeltkollimierende System in Abhängigkeit der nominellen Feldabmessung des Beschleunigers für die beiden untersuchten Rundkollimatoren mit den Durchmessern von 30 mm und 40 mm. Der Verlauf von Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral ist ähnlich dem Verlauf beim μ MLC. Die Werte von $\Delta S_{X/Y}$, wenn die untersuchten Parameter Feldgröße und Anstieg ein Plateau und Sigma und Integral ein Minimum einnehmen, sind in Tabelle 9 dargestellt.

Aufgrund der Zylindersymmetrie der Rundkollimatoren nehmen die X- und Y-Werte für die Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral für große Werte von $\Delta S_{X/Y}$ nahezu den gleichen Wert an.

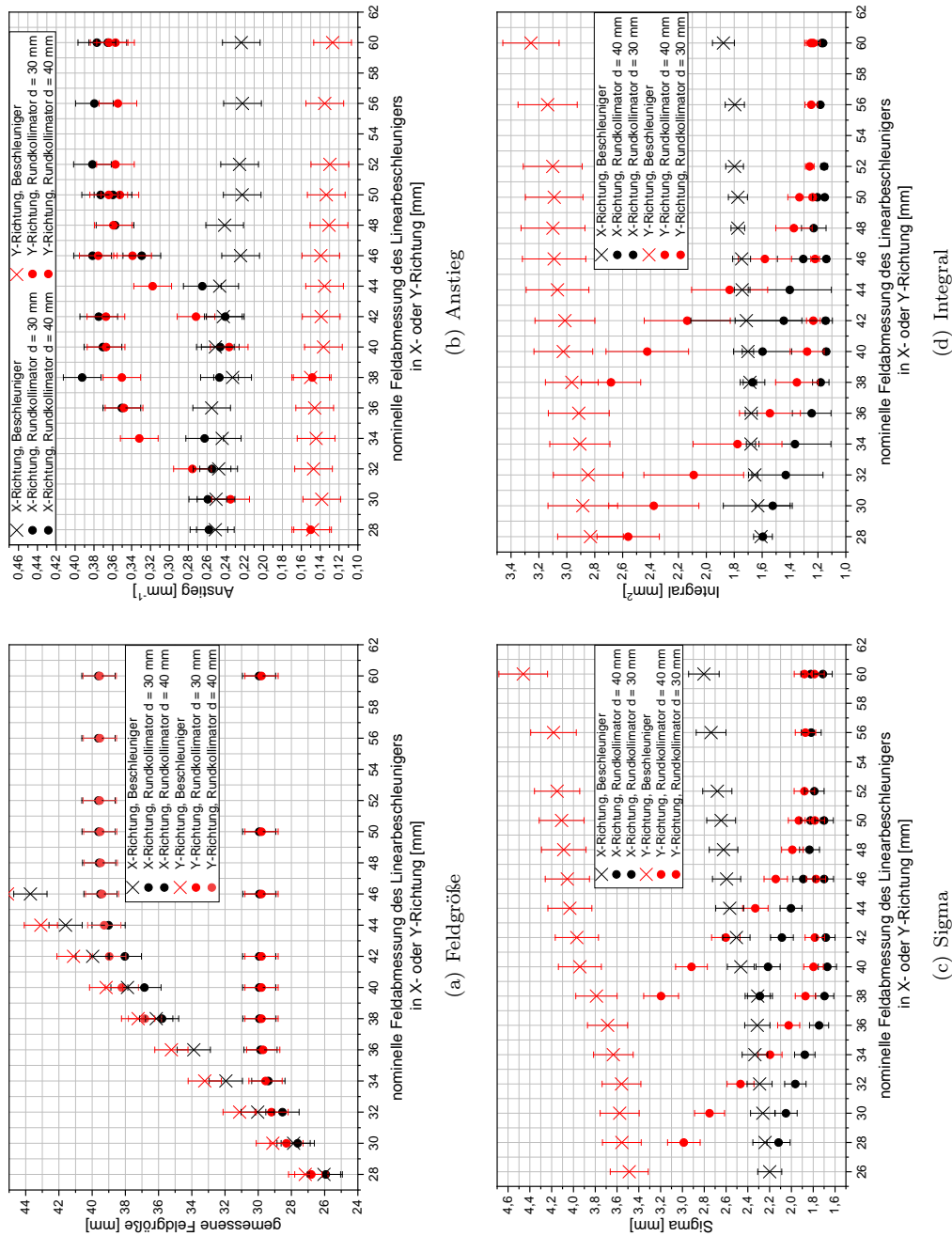


Abbildung 22: Darstellung der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral in Abhängigkeit der nominalen Feldabmessung des Beschleunigers für die Rundkollimatoren mit dem Durchmesser 30 mm und 40 mm gemessen im Wasser

Tabelle 9: $\Delta S_{X/Y}$, wenn die untersuchten Parameter Feldgröße und Anstieg ein Plateau beziehungsweise Sigma und Integral ein Minimum einnehmen, für X-Richtung und Y-Richtung für zwei ausgewählte Rundkollimatoren gemessen im Wasser

| Nomineller Radius des Rundkollimators | $\Delta S_{X/Y}$ | | | |
|--|------------------|---------|-------|----------|
| | Feldgröße | Anstieg | Sigma | Integral |
| X-Richtung | | | | |
| 40 mm | 6 mm | 6 mm | 12 mm | 12 mm |
| 30 mm | 6 mm | 6 mm | 10 mm | 10 mm |
| Y-Richtung | | | | |
| 40 mm | 6 mm | 8 mm | 12 mm | 12mm |
| 30 mm | 6 mm | 8 mm | 10 mm | 12 mm |

4.4.2 selbstgebaute Blockblende

Als weiteres doppelkollimierendes System wurde der Linearbeschleuniger Synergy mit einer Blende als Zusatzkollimator untersucht. In Abbildung 23 sind die Dosisquerverteilungen in X- und in Y-Richtung in Abhängigkeit der nominellen Feldabmessung des Beschleunigers dargestellt. Wie bei den anderen Zusatzkollimatoren schon beschrieben, verändern sich die Größe und Form der Dosisquerverteilungen mit der Zunahme $\Delta S_{X/Y}$. Die Veränderung erfolgt nicht abrupt sondern verläuft über ein gewissen Bereich. Nach einem Übergangsbereich nimmt nur noch die Streustrahlung außerhalb des primären Strahlenfeldes zu. Bei einem ΔS_X von ~ 7 mm für die X-Richtung und einem ΔS_Y von ~ 7 mm für die Y-Richtung kommt es zu keiner Veränderung der Größe und Flankensteilheit der Dosisquerverteilung mehr.

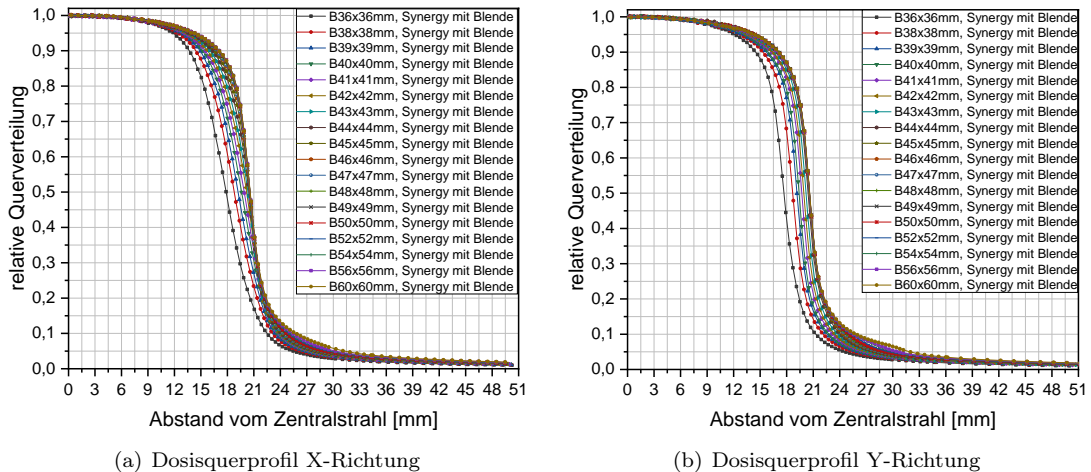


Abbildung 23: Darstellung der Dosisquerverteilung gemessen in X- und Y-Richtung für ein doppelkollimierendes System im Wasser am Beispiel einer Blockblende

Der Verlauf der Parameter unterscheidet sich nicht von den anderen experimentellen Messreihen mit μ MLC oder Rundkollimator und ist in Abbildung 25 dargestellt. Auffallend ist, dass der Abfall von Sigma und Integral bei den Dosisquerverteilungen in Y-Richtung nicht so stark ist, wie bei den anderen Messreihen. Die Werte für $\Delta S_{X/Y}$, wenn Feldgröße und Anstieg ein Plateau sowie Sigma und Integral ein Minimum annehmen, sind in Tabelle 10 dargestellt.

Tabelle 10: $\Delta S_{X/Y}$, wenn die untersuchten Parameter Feldgröße und Anstieg ein Plateau beziehungsweise Sigma und Integral ein Minimum einnehmen, für X-Richtung und Y-Richtung für eine Blockblende

| verwendeter Zusatzkollimator | $\Delta S_{X/Y}$ | | | |
|---------------------------------|------------------|---------|-------|----------|
| | Feldgröße | Anstieg | Sigma | Integral |
| X-Richtung | | | | |
| Block | 5 mm | 5 mm | 7 mm | 7 mm |
| Y-Richtung | | | | |
| Block | 5 mm | 1 mm | 5 mm | 6 mm |

4.5 Gegenüberstellung der Messungen verschiedener doppeltkollimierender Systeme im Wasser

Der Verlauf der Parameter zur Charakterisierung der Dosisquerverteilung, deren Veränderung und die Veränderung der Dosisquerverteilung bei verschiedenen doppeltkollimierenden Systemen ist im Prinzip gleich. In Abbildung 24 sind Feldgröße, Anstieg, Integral und Sigma für die drei untersuchten Zusatzkollimatoren dargestellt. Dabei wurde beim μ MLC die nominelle Feldgröße von $42 \times 42 \text{ mm}^2$ gewählt, der Rundkollimator mit dem Radius von 40 mm ausgesucht und die Blende hat eine Feldgröße von 41 mm.

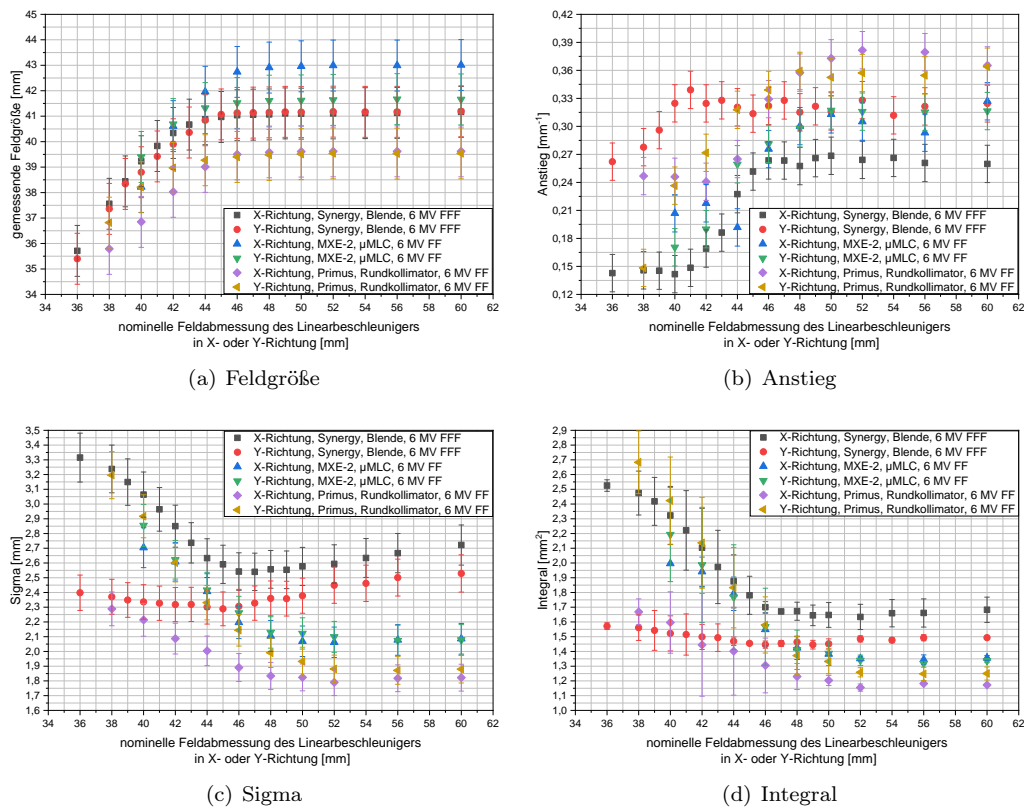


Abbildung 24: Gegenüberstellung der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral für verschiedene doppeltkollimierende Systeme im Wasser

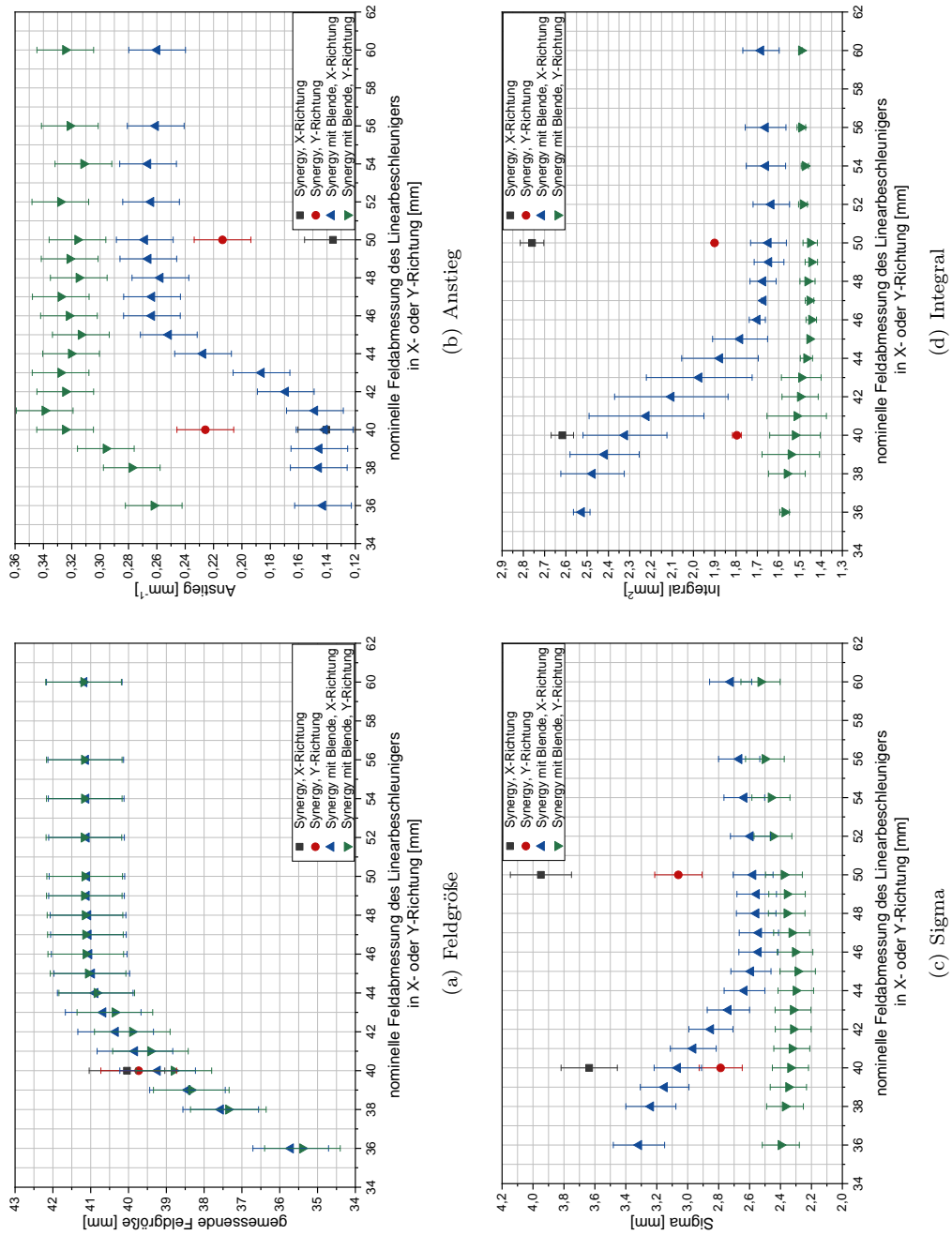


Abbildung 25: Darstellung der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral für das doppelkollimierende System mit dem Zusatzkollimator Blende gemessen im Wasser

4.6 Monte-Carlo-Simulation des doppeltkollimierenden Systems im Wasser am Beispiel des μ MLC als Zusatzkollimator

4.6.1 X-Richtung

Die Monte-Carlo-Simulationen des doppeltkollimierenden Systems am Strahlerkopfmodell des Siemens Linearbeschleunigers Primus mit angebauten μ MLC erfolgte zunächst nur für die X-Richtung mit der nominellen μ MLC-Feldgröße von $42 \times 100 \text{ mm}^2$. Die Blenden des Beschleunigers in Y-Richtung wurden auf 100 mm eingestellt. Die Messgeometrie war bei den Monte-Carlo-Simulationen identisch zu den experimentellen Untersuchungen in Luft und Wasser.

In Abbildung 26 sind die simulierten Dosisquerverteilungen des doppeltkollimierenden Systems in Abhängigkeit der nominellen Feldabmessung des Beschleunigers dargestellt. Die simulierten Dosisquerverteilungen zeigen dieselben Veränderungen wie die gemessenen Dosisquerverteilungen, es ändert sich die Feldgröße und die Flankensteilheit. Wenn $\Delta S_X \sim 8 \text{ mm}$ ist, kommt es zu keiner Veränderung mehr von Form und Größe der simulierten Dosisquerverteilung. Einzig der Streustrahlungsanteil steigt noch weiter an.

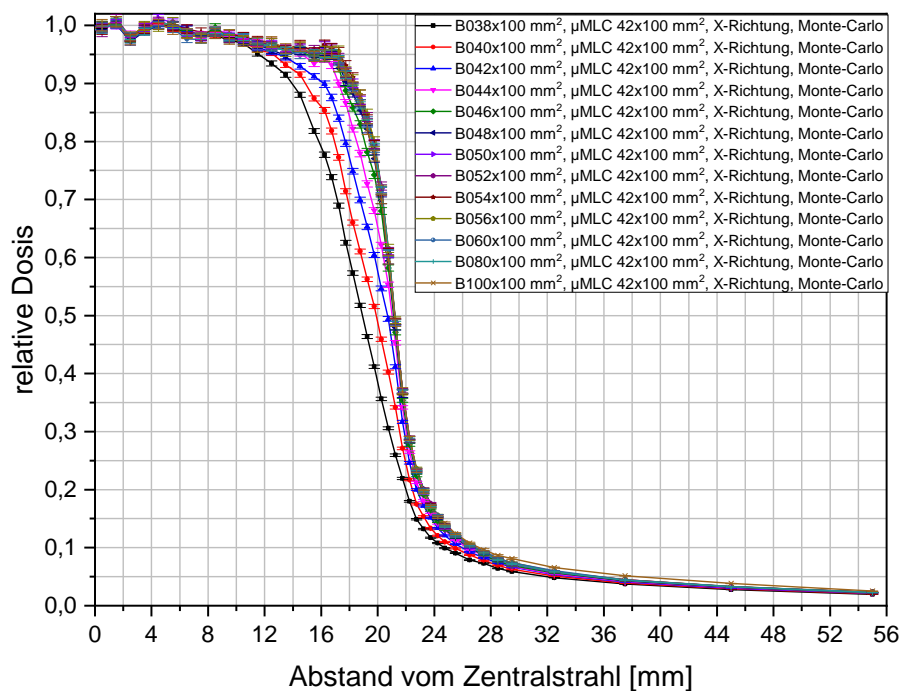


Abbildung 26: Darstellung von Dosisquerverteilungen des doppeltkollimierenden Systems bei der μ MLC Feldgröße von $42 \times 100 \text{ mm}$ im Wasser aus der Monte-Carlo-Simulation

Die Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral bestimmt aus den simulierten Dosisquerverteilungen in Abhängigkeit der nominellen Feldabmessung des Beschleunigers sind in Abbildung 27 dargestellt. Der prinzipielle Verlauf der Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral, bestimmt aus den simulierten Daten stimmt mit den experimentellen Daten im Medium Wasser und Luft überein. Die Werte für ΔS_X , wenn Feldgröße und Anstieg ein Plateau und Sigma und Integral ein Minimum einnehmen, sind in Tabelle 11 aufgetragen.

Tabelle 11: ΔS_X , wenn die untersuchten Parameter Feldgröße und Anstieg ein Plateau beziehungsweise Sigma und Integral ein Minimum einnehmen, für X-Richtung für die μMLC -Feldgröße von $42 \times 100 \text{ mm}^2$ bestimmt aus den simulierten Dosisquerverteilungen im Wasser

| Nominelle Feldgröße des μMLC | ΔS_X | | | |
|--|--------------|---------|-------|----------|
| | Feldgröße | Anstieg | Sigma | Integral |
| $42 \times 100 \text{ mm}^2$ | 6 mm | 4 mm | 8 mm | 8 mm |

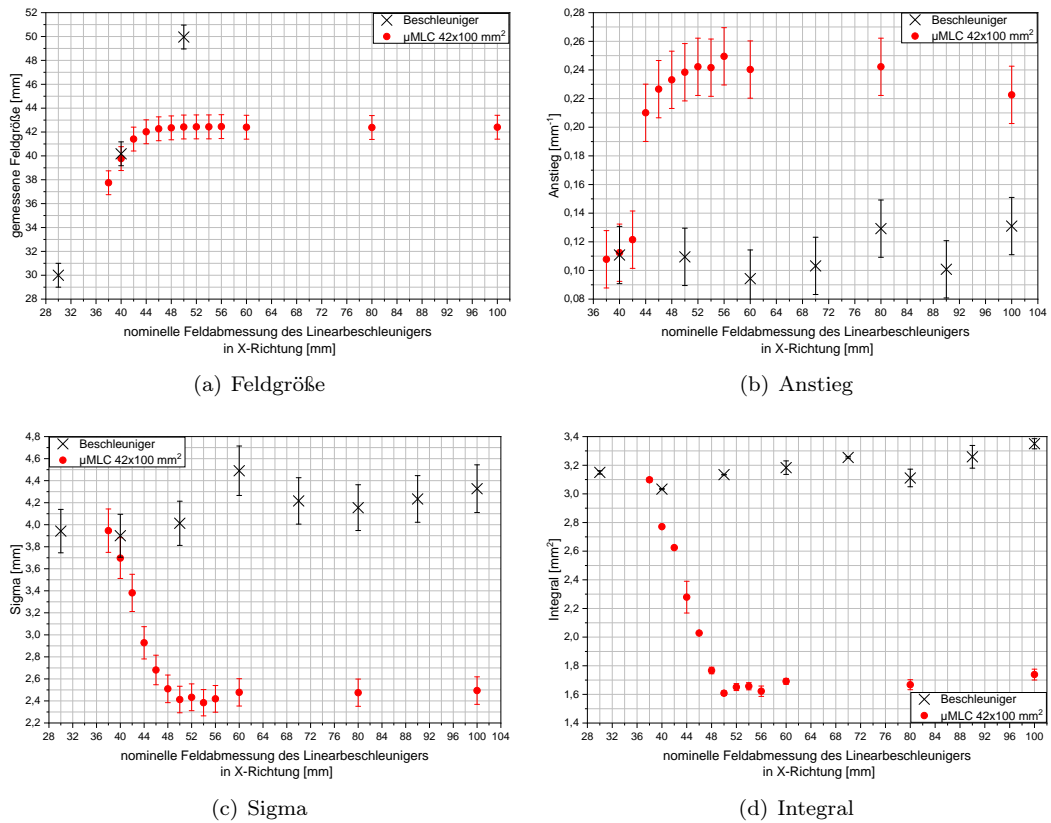
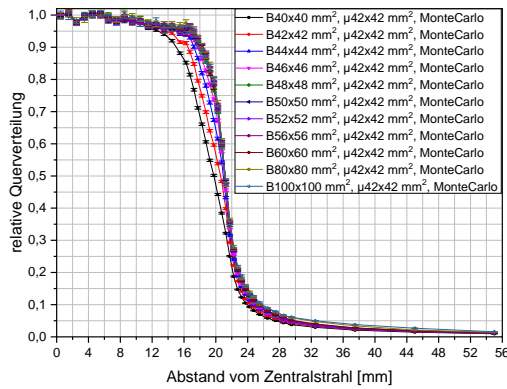


Abbildung 27: Darstellung der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral bestimmt aus den simulierten Dosisquerverteilungen in Abhängigkeit der nominellen Feldabmessung des Beschleunigers im Wasser für μMLC -Feldgröße von $42 \times 100 \text{ mm}^2$ in X-Richtung

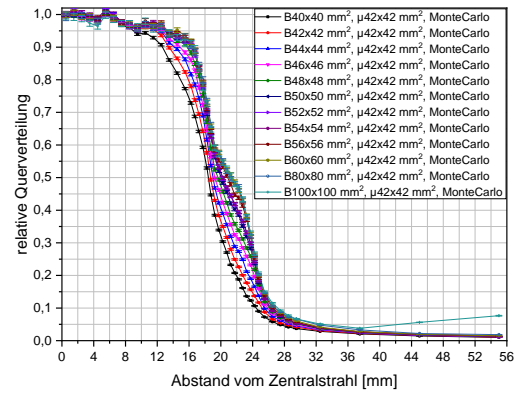
4.6.2 X- und Y-Richtung

Ausgehend von der Simulation der Dosisquerverteilungen nur in X-Richtung wurden im nächsten Schritt die Dosisquerverteilungen von quadratischen Feldern simuliert. In Abbildung 28 sind die Ergebnisse der Simulation für die X- und Y-Richtung dargestellt. Der Verlauf der Dosisquerverteilungen in X-Richtung und die zugehörigen Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral sind nahezu gleich wie bei den experimentellen Messreihen in Wasser und Luft und bei der vorherigen Simulation, wo nur Dosisquerverteilungen in X-Richtung betrachtet wurden. In Tabelle 12 ist $\Delta S_{X/Y}$ dargestellt, wenn die Feldgröße und der Anstieg ein Plateau und Sigma und das Integral ein Minimum einnehmen.

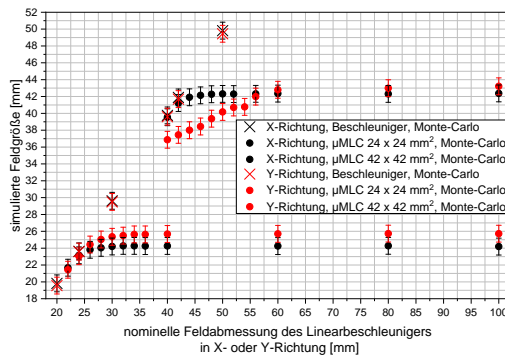
Die Dosisquerverteilungen in Y-Richtung zeigen starke Unterschiede im Vergleich zu den Dosisquerverteilungen in X-Richtung und den experimentellen Messreihen in



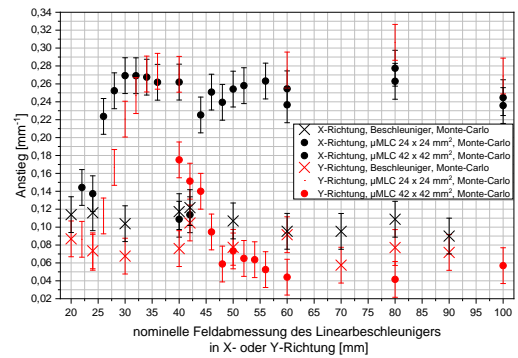
(a) Dosisquerverteilung X-Richtung



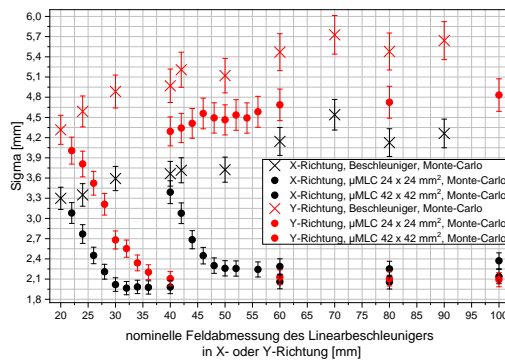
(b) Dosisquerverteilung Y-Richtung



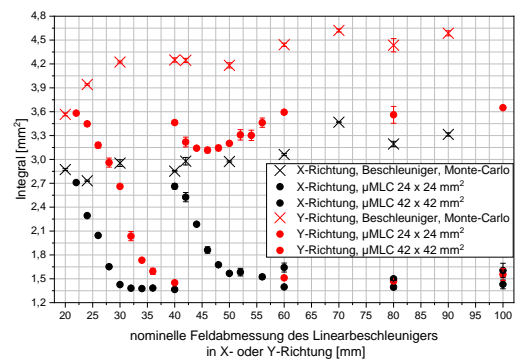
(c) Feldgröße



(d) Anstieg



(e) Sigma



(f) Integral

Abbildung 28: Darstellung der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral bestimmt aus den simulierten Dosisquerverteilungen in Abhängigkeit der nominellen Feldgröße des Beschleunigers im Wasser für μ MLC-Feldgröße von $24 \times 24 \text{ mm}^2$ und $42 \times 42 \text{ mm}^2$ in X-Richtung und Y-Richtung

Luft und Wasser. Der gleiche Sachverhalt wird bei der Untersuchung von Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral beobachtet. Dabei stimmt der Verlauf bei der kleineren simulierten μMLC -Feldgröße von $24 \times 24 \text{ mm}^2$ noch annähernd mit den vorherigen Messreihen und Simulationen überein, während bei der größeren simulierten Feldgröße von $42 \times 42 \text{ mm}^2$ bereits starke Unterschiede im Verlauf zu sehen sind. Diese Unterschiede zeigen sich auch bei den Werten von $\Delta S_{X/Y}$, wenn Feldgröße und Anstieg ein Plateau und Sigma und Integral ein Minimum einnehmen. In Tabelle 12 sind die zugehörigen Werte hinterlegt.

Tabelle 12: $\Delta S_{X/Y}$, wenn die untersuchten Parameter Feldgröße und Anstieg ein Plateau beziehungsweise Sigma und Integral ein Minimum einnehmen, für die μMLC -Feldgrößen von $24 \times 24 \text{ mm}^2$ und $42 \times 42 \text{ mm}^2$, bestimmt aus den simulierten Dosisquerverteilungen im Wasser

| Nominelle Feldgröße des μMLC | $\Delta S_{X/Y}$ | | | |
|--|------------------|---------|-------|----------|
| | Feldgröße | Anstieg | Sigma | Integral |
| X-Richtung | | | | |
| $24 \times 24 \text{ mm}^2$ | 6 mm | 4 mm | 8 mm | 8 mm |
| $42 \times 42 \text{ mm}^2$ | 6 mm | 4 mm | 8 mm | 8 mm |
| Y-Richtung | | | | |
| $24 \times 24 \text{ mm}^2$ | 12 mm | 10 mm | 16 mm | 16 mm |
| $42 \times 42 \text{ mm}^2$ | 18 mm | 18 mm | 18 mm | 18 mm |

4.7 Gegenüberstellung der experimentellen und simulierten Daten des μMLC im Wasser

Das doppeltkollimierende System bestehend aus Linearbeschleuniger und μMLC wurde sowohl experimentell als auch mit Hilfe der Monte-Carlo-Simulation untersucht. In Abbildung 29 sind die Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral bestimmt aus experimentellen und simulierten Dosisquerverteilungen im Wasser gegenübergestellt.

Insgesamt kann festgestellt werden, dass der Verlauf der Parameter im Experiment und der Monte-Carlo-Simulation ähnlich sind.

- **Feldgröße** (Abbildung 29(a)): Es gibt einen Unterschied in den absoluten Werten der Feldgröße zwischen Experiment und Simulation. Beim einfachkollimierenden System ist der simulierte Wert größer als der gemessene Wert und bei dem doppeltkollimierenden System ist es umgedreht. Die Abweichung liegt aber noch innerhalb der Fehlertoleranz.
- **Anstieg** (Abbildung 29(b)): Der Anstieg bestimmt aus den experimentellen Messungen ist wesentlich größer als der Anstieg aus der Simulation. Bei den Feldern mit μMLC ergibt sich dasselbe Bild. Dieser Unterschiede in den absoluten Werten ist beim doppeltkollimierenden System am Anfang ähnlich so groß wie bei dem reinen Beschleuniger, nehmen aber im Übergangsbereich ab und erreichen nach dem Übergangsbereich teilweise die Fehlertoleranz.
- **Sigma** (Abbildung 29(c)): Beim Vergleich der absoluten Werte gibt es einen deutlichen Unterschied zwischen den beiden reinen Beschleunigern. Die simulierten Dosisquerverteilungen

haben einen größeren Sigawert als die Dosisquerverteilungen aus dem Experiment. Bei dem Vergleich von Sigawerten für das doppelkollimierende System ist der absolute Unterschied zwischen Experiment und Simulation am Anfang genauso groß wie beim reinen Beschleuniger, nimmt aber im Übergangsbereich ab. Am Ende des Übergangsbereiches sind die Werte von Experiment und Simulation innerhalb der Fehlertoleranzen.

- **Integral** (Abbildung 29(d)):

Bei den absoluten Werten gibt es deutliche Unterschiede zwischen den experimentellen und simulierten Werten des reinen Beschleunigers. Die Werte des Integrals bestimmt aus den simulierten Daten sind deutlich größer als aus den experimentellen Daten. Beim doppelkollimierenden System ist der absolute Unterschied am Anfang so groß wie beim reinen Beschleuniger und nimmt dann stark ab. Die Fehlertoleranz wird aber nicht erreicht.

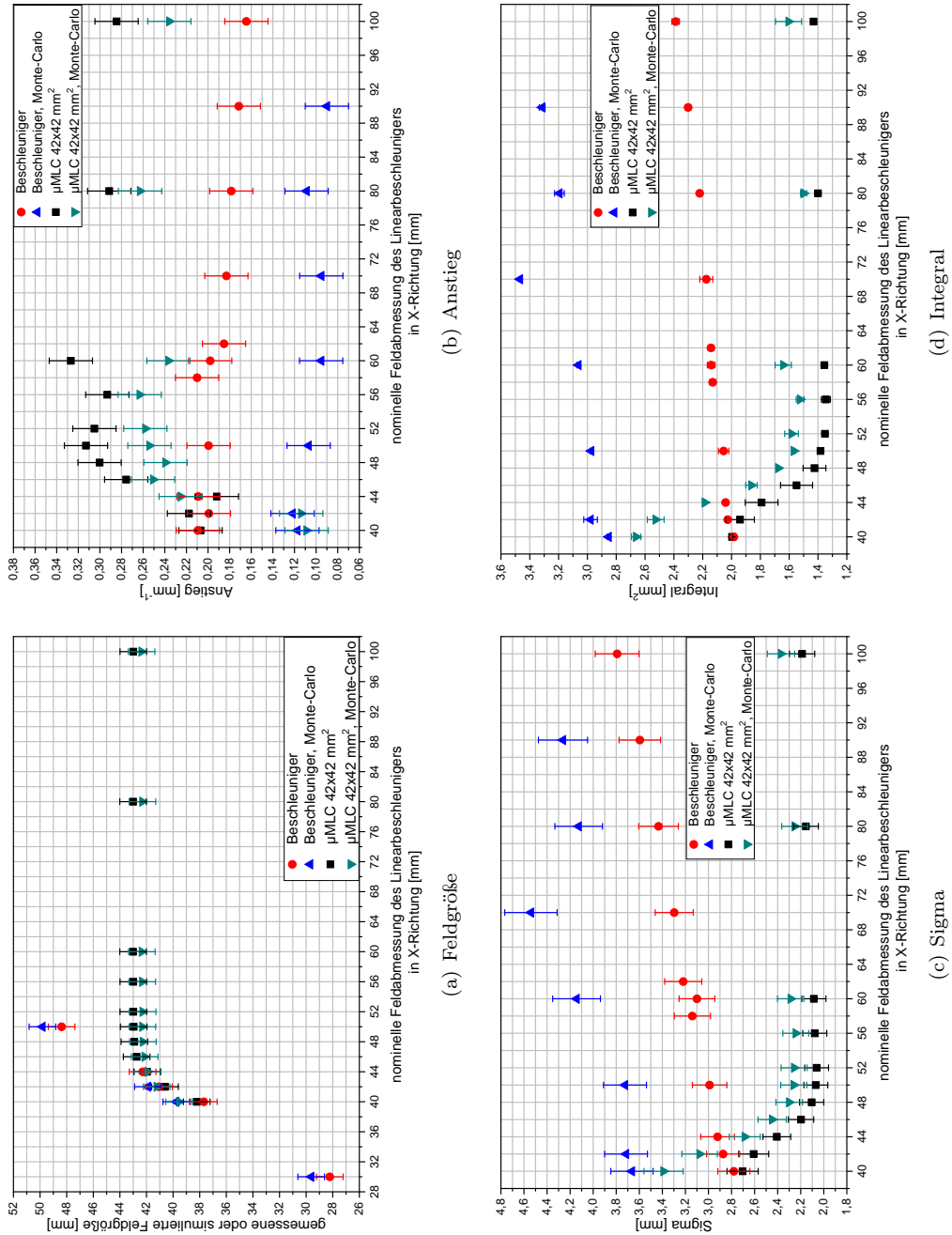


Abbildung 29: Gegenüberstellung der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral aus simulierten und gemessenen Dosisquerschnitten im Wasser für den μ MLC

4.8 Durchgeführte Vergleichsberechnung mit dem Bestrahlungsplanungssystem iPlan® im Phantom

Als Bestrahlungsplanungssystem für die Stereotaktische Bestrahlung mit einem doppeltkollimierenden System, bestehend aus Linearbeschleuniger MXE-2 und μ MLC, wird im klinischen Betrieb das Bestrahlungsplanungssystem iPlan® der Firma Brainlab benutzt. Es wurde untersucht, inwieweit sich die Veränderungen der Dosisquerverteilungen und die Veränderung der Parameter zur Charakterisierung der Dosisquerverteilungen bei der Variation von $\Delta S_{X/Y}$ im Bestrahlungsplanungssystem abbilden.

Zunächst erfolgt die Analyse der Dosisquerverteilungen an CT-Schichten eines Phantoms aus RW3-Platten und einem idealen virtuellen Wasserphantom (IP). Eine 3D-Darstellung des Phantoms im Bestrahlungsplanungssystem ist in Abbildung 30 aufgezeigt. Die Dosis wurden in derselben Geometrie wie bei den experimentellen Messungen von dem Bestrahlungsplanungssystem iPlan® für die beiden μ MLC-Feldgrößen $24 \times 24 \text{ mm}^2$ und $42 \times 42 \text{ mm}^2$ berechnet. Die Dosisverteilung in der transversalen Isozentrumsebene im Plattenphantom ist in Abbildung 30(a) dargestellt. Die schwarzen Linien stellen die Dosisquerverteilungen dar, welche aus der Dosisverteilung exportiert und ausgewertet wurden.

Die berechneten Dosisquerverteilungen für die μ MLC-Feldgröße von $24 \times 24 \text{ mm}^2$ sind in Abbildung 31 für die X- und Y-Richtung dargestellt. Auch die berechneten Dosisquerverteilungen verändern in Abhängigkeit der nominellen Feldabmessung des Beschleunigers ihre Größe und Form. Im Gegensatz zu den experimentell ermittelten Dosisquerverteilungen in Luft und im Wasser ist der Bereich, in dem Veränderung stattfindet, wesentlich kleiner als bei den berechneten Dosisquerverteilungen. Dieses Verhalten gilt für die X- und Y-Richtung.

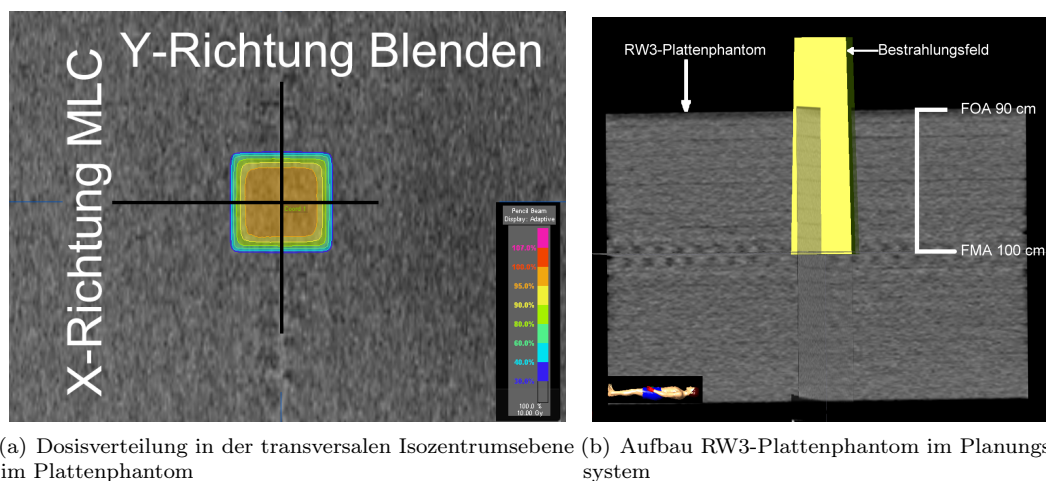


Abbildung 30: Darstellung der berechneten Dosisverteilung in einer transversalen Schicht und die zugehörige 3D-Darstellung des RW3-Plattenphantoms im Bestrahlungsplanungssystem iPlan® für den Plan A

Der Verlauf der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral, welche aus den berechneten Dosisquerverteilungen ermittelt wurden, sind in Abbildung 32 für die μ MLC-Feldgröße von $42 \times 42 \text{ mm}^2$ und in Abbildung 33 für $24 \times 24 \text{ mm}^2$ dargestellt.

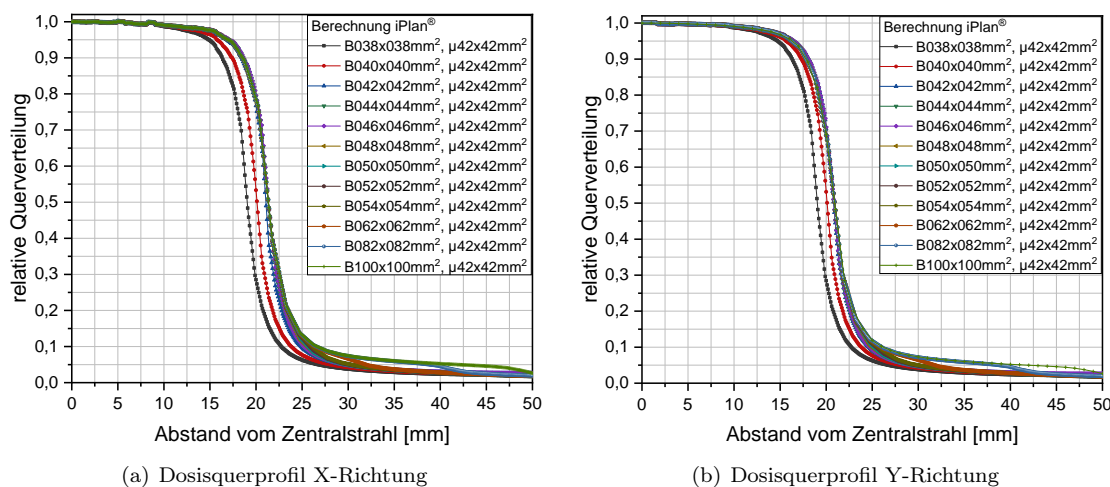


Abbildung 31: Darstellung der Dosisquerverteilung berechnet für X- und Y-Richtung für das doppelt-kollimierende System in Wasser am Beispiel der μ MLC-Feldgröße von $42 \times 42 \text{ mm}^2$ im Bestrahlungsplanungssystem iPlan[®]

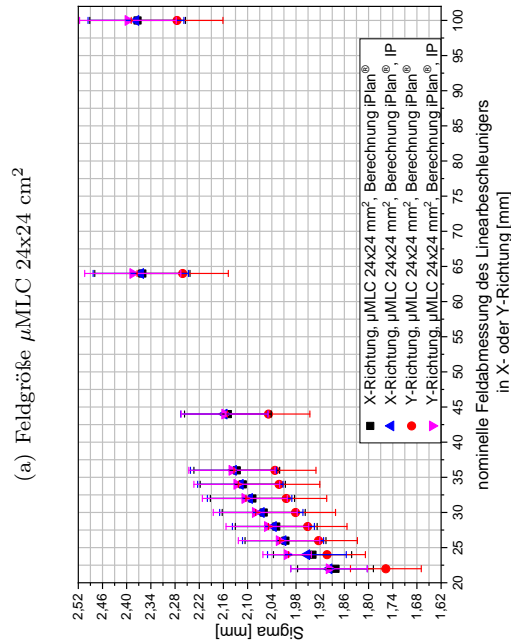
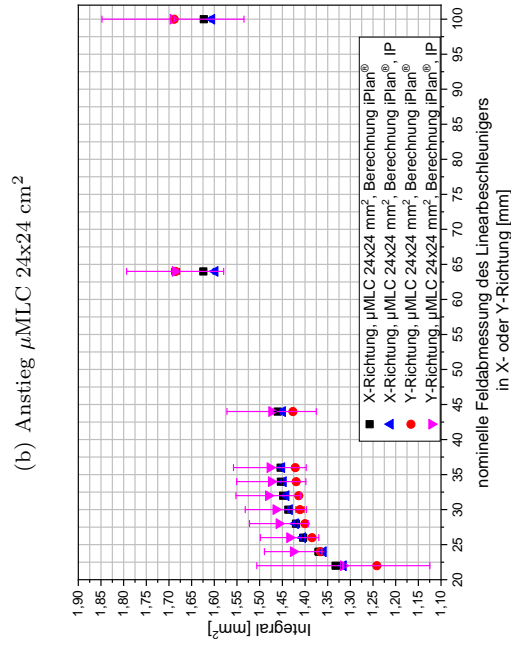
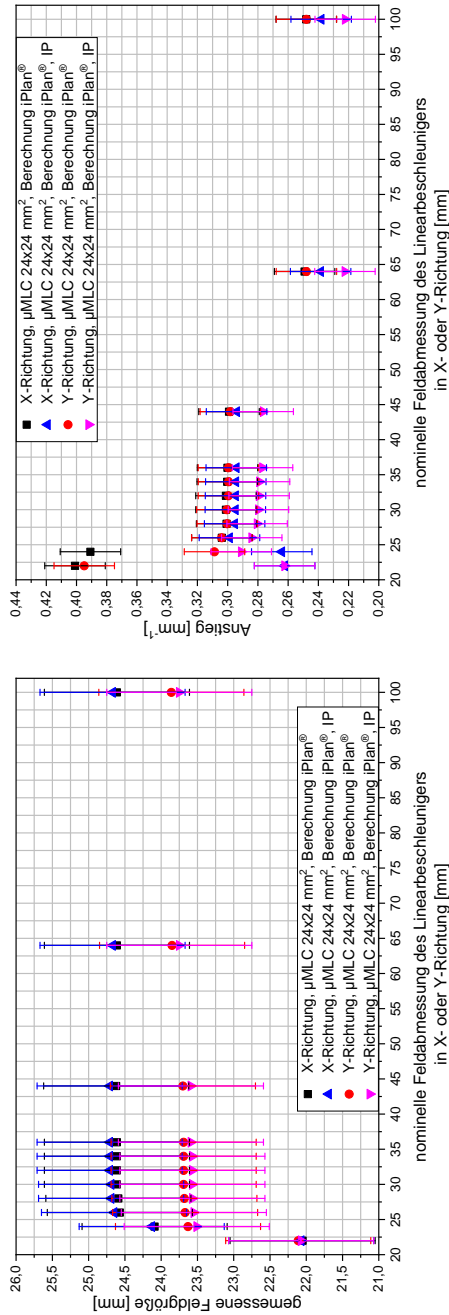
- Feldgröße** (μ MLC $42 \times 42 \text{ cm}^2$: Abbildung 33(a), $24 \times 24 \text{ cm}^2$: Abbildung 32(a)): Der Wert der Feldgröße nimmt mit zunehmenden ΔS ein Plateau ein. Die Einnahme des Plateaus erfolgt relativ früh im Übergangsbereich. Es gibt in X-Richtung keine und in Y-Richtung nur minimale Unterschiede zwischen dem gescannten realen Plattenphantom aus festem Wasser und dem idealen Wasserphantom.
- Anstieg** (μ MLC $42 \times 42 \text{ cm}^2$: Abbildung 33(b), $24 \times 24 \text{ cm}^2$: Abbildung 32(b)): Die Größe Anstieg verringert sich mit zunehmenden ΔS stetig und nimmt dann ein Minimum ein. Bei der μ MLC Feldgröße von μ MLC $24 \times 24 \text{ cm}^2$ kommt es nach der Einnahme des Minimums bei größerem ΔS zu einem Sprung zu deutlich niedrigeren Anstiegswerten. Es gibt Unterschiede bei den absoluten Werten zwischen gescanntem realem Phantom aus festem Wasser und dem idealen Wasserphantom. Der Verlauf ist nahezu identisch.
- Sigma** (μ MLC $42 \times 42 \text{ cm}^2$: Abbildung 33(c), $24 \times 24 \text{ cm}^2$: Abbildung 32(c)): Der Wert für Sigma steigt im Übergangsbereich an und geht danach in ein Plateau über. Bei der μ MLC Feldgröße von μ MLC $24 \times 24 \text{ cm}^2$ kommt es nach der Einnahme des Plateaus bei größerem ΔS zu einem Sprung zu deutlich höheren Werten von Sigma. Es gibt Unterschiede bei den absoluten Werten zwischen gescanntem realem Phantom aus festem Wasser und dem idealen Wasserphantom. Der Verlauf ist nahezu identisch.
- Integral** (μ MLC $42 \times 42 \text{ cm}^2$: Abbildung 33(d), $24 \times 24 \text{ cm}^2$: Abbildung 32(d)): Der Integralwert steigt im Übergangsbereich an und nimmt dann ein Plateau ein. Bei der μ MLC Feldgröße von μ MLC $24 \times 24 \text{ cm}^2$ kommt es nach der Einnahme des Plateaus bei größerem ΔS zu einem Sprung zu deutlich höheren Werten des Integrals. Die absoluten Werte des Integrals unterscheiden sich zwischen dem gescannten realem Phantom aus RW3 und dem idealen virtuellen Wasserphantom. Der Verlauf des Integralwertes in Abhängigkeit von ΔS ist bei dem gescannten realem Phantom aus RW3 und dem idealen virtuellen

Wasserphantom nahezu gleich.

Tabelle 13: $\Delta S_{X/Y}$, wenn die untersuchten Parameter Feldgröße, Sigma und Integral ein Plateau beziehungsweise der Anstieg ein Minimum einnehmen, für X- und Y-Richtung für zwei ausgewählte Felder des doppeltkollimierenden Systems simuliert mit dem Bestrahlungsplanungsprogramm iPlan[®] der Firma Brainlab im CT-Scan eines Phantoms aus festem Wasser und einem idealen virtuellen Wasserphantom (IP)

| Nominelle Feldgröße des μMLC | $\Delta S_{X/Y}$ | | | |
|--|------------------|---------|-------|----------|
| | Feldgröße | Anstieg | Sigma | Integral |
| X-Richtung | | | | |
| 24x24 mm ² | 2 mm | 4 mm | 12 mm | 10 mm |
| 24x24 mm ² (IP) | 4 mm | 4 mm | 12 mm | 10 mm |
| 42x42 mm ² | 2 mm | 6 mm | 20 mm | 12 mm |
| 42x42 mm ² (IP) | 2 mm | 6 mm | 20 mm | 12 mm |
| Y-Richtung | | | | |
| 24x24 mm ² | 2 mm | 4 mm | 12 mm | 10 mm |
| 24x24 mm ² (IP) | 2 mm | 6 mm | 12 mm | 10 mm |
| 42x42 mm ² | 2 mm | 6 mm | 14 mm | 6 mm |
| 42x42 mm ² (IP) | 2 mm | 6 mm | 20 mm | 12 mm |

Im Unterschied zu den Messreihen der experimentellen Messungen nimmt der Anstieg bei den berechneten Dosisquerverteilungen ein Minimum ein und die Werte für Sigma und das Integral gehen in ein Plateau über. Weiterhin erfolgt die Einnahme des Plateaus bei der Feldgröße bei einem kleinerem ΔS im Vergleich zu den Messreihen in der Luft und im Wasser. Die Werte für ΔS , wenn der Anstieg ein Minimum und Feldgröße, Sigma und Integral ein Plateau einnehmen, sind in Tabelle 13 zusammengefasst.



(d) Integral $\mu\text{MLC } 24 \times 24 \text{ cm}^2$

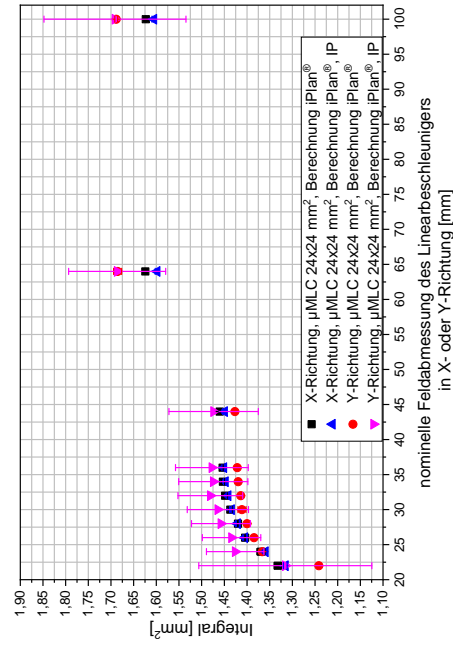
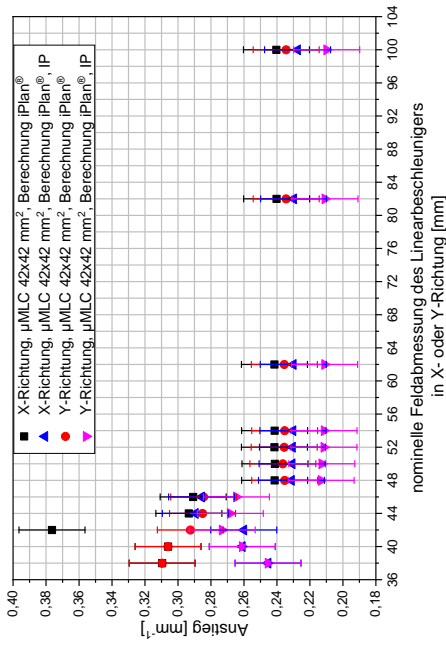
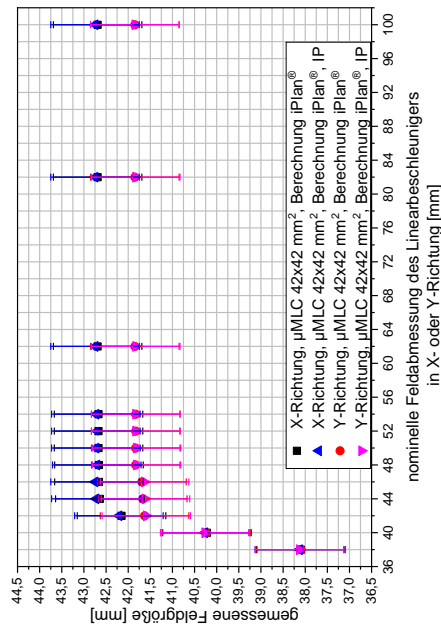


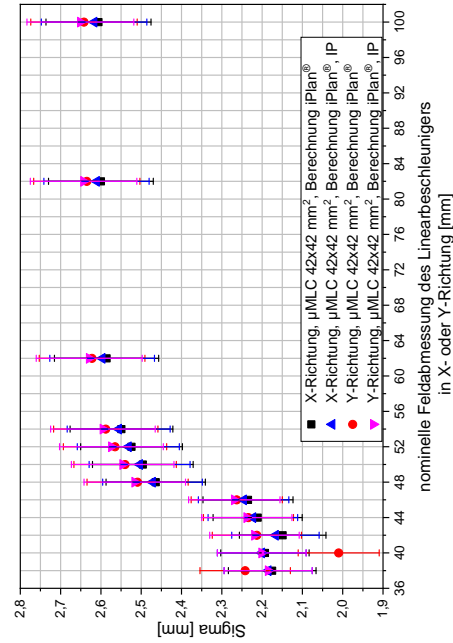
Abbildung 32: Darstellung der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral in Abhängigkeit von ΔS für die μMLC -Feldgröße $24 \times 24 \text{ mm}^2$ berechnet mit dem Bestrahlungsplanungsprogramm iPlan[®] im realen und idealen virtuellen Wasserphantom



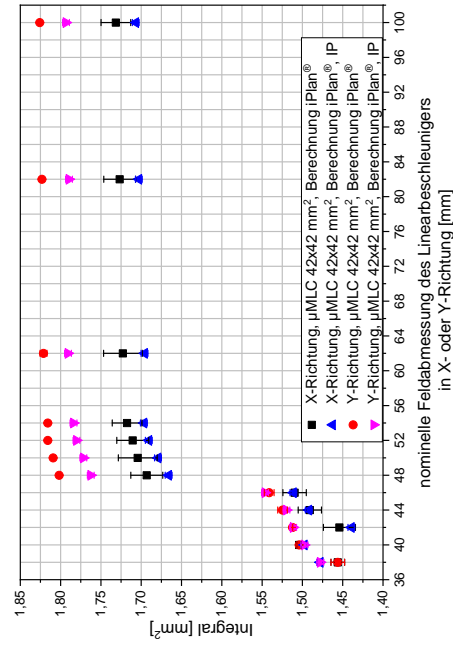
(a) Feldgröße $\mu\text{MLC } 42 \times 42 \text{ cm}^2$



(b) Anstieg $\mu\text{MLC } 42 \times 42 \text{ cm}^2$



(c) Sigma $\mu\text{MLC } 42 \times 42 \text{ cm}^2$



(d) Integral $\mu\text{MLC } 42 \times 42 \text{ cm}^2$

Abbildung 33: Darstellung der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral in Abhängigkeit von ΔS für die μMLC -Feldgröße $42 \times 42 \text{ mm}^2$ berechnet mit dem Bestrahlungsplanungsprogramm iPlan[®] im realen und idealen virtuellen Wasserphantom

4.9 Gegenüberstellung der experimentellen Messungen und der im Bestrahlungsplanungssystem iPlan® berechneten Daten

In der Darstellung 34 ist der Vergleich zwischen Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral aus den experimentellen und berechneten Dosisquerverteilungen bei einer μ MLC-Feldgröße von $42 \times 42 \text{ cm}^2$ dargestellt. Zur Vereinfachung der Darstellung wird im Folgenden mit $_{\text{Exp.}}$ der Parameter bezeichnet der aus den gemessenen Dosisquerverteilungen ermittelt wurde und mit $_{\text{Ber.}}$ der Parameter, welcher aus den berechneten Dosisquerverteilungen bestimmt wurde.

- **Feldgröße** (Abbildung 34(a)):

Für $\Delta S < 0$ gibt es zum Teil erhebliche Abweichungen zwischen den berechneten und den gemessenen Werten der Feldgröße. Die Werte der Feldgröße $_{\text{Exp.}}$ sind kleiner als die der Feldgröße $_{\text{Ber.}}$. Mit der Annäherung ΔS gegen 0 nimmt die Abweichung zwischen den berechneten und gemessenen Werten der Feldgröße ab. Der Wert der Feldgröße $_{\text{Ber.}}$ ist im Rahmen der Messunsicherheit bei einem ΔS von $\sim 4 \text{ mm}$ gleich dem Wert der Feldgröße $_{\text{Exp.}}$. Eine weitere Vergrößerung von ΔS führt dazu, dass in X-Richtung die Feldgröße $_{\text{Exp.}}$ größer ist als die Feldgröße $_{\text{Ber.}}$ und in Y-Richtung die Feldgröße $_{\text{Ber.}}$ größer ist als die Feldgröße $_{\text{Exp.}}$. Die Abweichung bleibt aber innerhalb der Messtoleranzen. Der prinzipielle Verlauf der Feldgröße ist für berechnete und gemessene Dosisquerverteilungen gleich. Es ist kein Unterschied zwischen dem realen Phantom aus festen Wasser und dem idealen Wasserphantom erkennbar.
- **Anstieg** (Abbildung 34(b)):

Bei $\Delta S < 0$ gibt es erhebliche Abweichungen zwischen den Werten des Anstieges, bestimmt aus den gemessenen und berechneten Dosisquerverteilungen. Der Wert des Anstieges $_{\text{Exp.}}$ ist deutlich geringer als der Wert des Anstieges $_{\text{Ber.}}$. Die Abweichungen nehmen mit zunehmenden ΔS ab. Wenn $\Delta S \sim 4 \text{ mm}$ ist, gibt es im Rahmen der Messunsicherheit und der Fehlertoleranz der Berechnung keinen Unterschied zwischen dem Anstiegswert ermittelt aus den berechneten oder gemessenen Dosisquerverteilungen. Wenn ΔS nun noch weiter vergrößert wird, entsteht wieder ein deutlicher Unterschied zwischen dem Wert des Anstieges $_{\text{Exp.}}$ und dem Wert des Anstieges $_{\text{Ber.}}$. Der Unterschied bleibt im weiteren Verlauf nahezu konstant. Auffallend ist der prinzipielle Unterschied im Verlauf des Anstieges. Der Anstiegswert $_{\text{Exp.}}$ steigt stark an und nimmt dann ein Plateau ein. Im Gegensatz dazu sinkt der Anstiegswert $_{\text{Ber.}}$, nimmt dann ein Minimum ein und behält das Minimum bei. Weiterhin gibt es einen kleinen Unterschied zwischen dem realen und dem idealen Phantom.
- **Sigma** (Abbildung 34(c)):

Wenn $\Delta S < 0$ ist, gibt es große Unterschiede zwischen den Sigmapwerten, bestimmt aus den gemessenen Daten und den berechneten Daten. Der Wert von Sigma $_{\text{Exp.}}$ ist wesentlich größer als der Wert von Sigma $_{\text{Ber.}}$. Mit wachsenden ΔS nimmt der Unterschied ab und bei $\Delta S \sim 4 \text{ mm}$ sind die Werte nahezu gleich. Eine weitere Vergrößerung von ΔS führt dazu, dass wieder ein Unterschied zwischen den Werten von Sigma $_{\text{Exp.}}$ und Sigma $_{\text{Ber.}}$ entsteht. Ab einem ΔS von $\sim 10 \text{ mm}$ bleibt der Unterschied zwischen den aus dem Experiment und der Berechnung bestimmten Wert konstant. Auch bei den Sigmapwerten ist der

prinzipielle Verlauf unterschiedlich. Der Wert von $\text{Sigma}_{\text{Exp.}}$ nimmt stark ab, geht in ein Minimum über und steigt danach wieder leicht an. Währenddessen nimmt das $\text{Sigawert}_{\text{Ber.}}$ stark zu und geht dann in ein Plateau über. Es gibt keinen Unterschied zwischen realem Phantom und idealem Phantom.

- **Integral** (Abbildung 34(d)):

Der prinzipielle Verlauf des Integralwertes $_{\text{Ber.}}$ ist unterschiedlich zu dem Verlauf des Integralwertes $_{\text{Exp.}}$. Der Integralwert $_{\text{Exp.}}$ sinkt stark ab, nimmt ein Minimum ein und steigt dann leicht an. Dagegen steigt der Integralwert $_{\text{Ber.}}$ leicht an, macht einen Sprung und bleibt dann konstant. Für $\Delta S \leq 0$ gibt es einen großen Unterschied zwischen dem Integralwert $_{\text{Exp.}}$ zu dem Integralwert $_{\text{Ber.}}$. Der Unterschied nimmt mit wachsendem ΔS ab und ist bei einem ΔS von ~ 4 mm nicht mehr vorhanden. Danach steigt der Unterschied zwischen dem Integralwert $_{\text{Exp.}}$ und dem Integralwert $_{\text{Ber.}}$ wieder an und bleibt ab einem ΔS von ~ 10 mm stabil. Zwischen dem realen und dem idealen Phantom gibt es einen minimalen Unterschied.

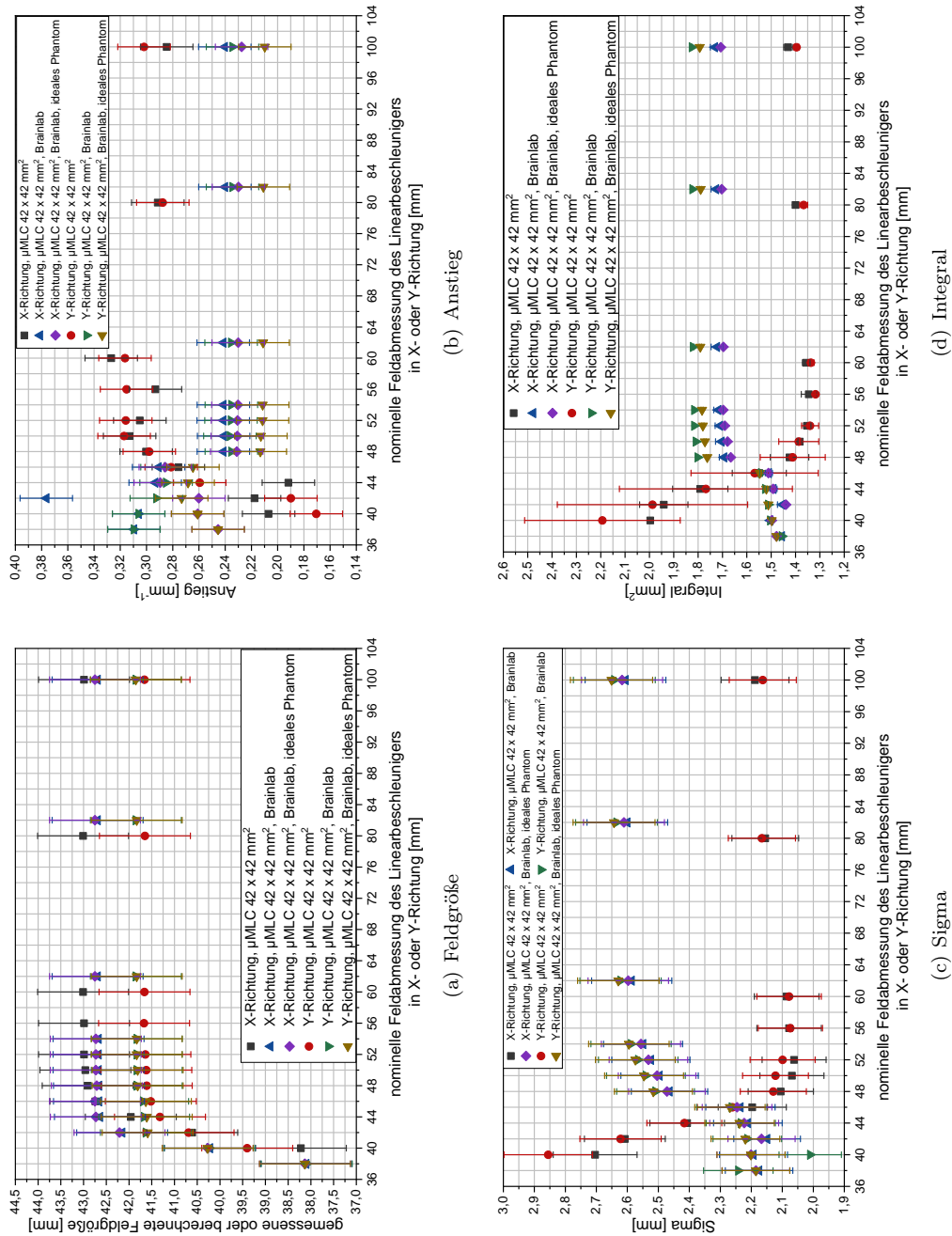


Abbildung 34: Darstellung des Vergleichs der untersuchten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral bestimmt aus berechneten und simulierten Dosisquerverteilungen im Wasser für das doppelkollimierende System $\mu\text{MLC} + \text{MXE-2}$

4.10 Gegenüberstellung der Dosisquerverteilungen bestimmt aus Experiment, Monte-Carlo-Simulation und der Berechnung im Bestrahlungsplanungssystem iPlan®

Die Untersuchungen des doppeltkollimierenden System MXE-2 + μ MLC erfolgten experimentell, mit Monte-Carlo-Simulation und mit Berechnungen am zugehörigen Bestrahlungsplanungssystem iPlan®. Die Abbildung 35 zeigt die Gegenüberstellung exemplarisch für μ MLC-Feldgröße von 42x42 mm² bei einem Δ S von 10 mm. Bei der Gegenüberstellung der Dosisquerverteilungen bestimmt aus Experiment, Monte-Carlo-Simulation und der Berechnung im Bestrahlungsplanungssystem iPlan® zeigt sich, dass Experiment, Simulation und Berechnung im Plateau und im Streustrahlungsbereich sehr gute Übereinstimmung haben. Die Abweichungen liegen im Plateau unter 3% und im Streustrahlungsbereich unter 2%.

Große Abweichungen gibt es im Bereich der Flanke der Dosisquerverteilungen. Im Maximum liegt die Abweichung knapp über 10%. Die Abweichung ergibt sich aus dem unterschiedlichen Verlauf der drei Dosisquerverteilungen in dem Bereich der Penumbra und der unterschiedlichen Feldgröße. Die Abweichung im Verlauf der Penumbra der Dosisquerverteilungen zeigt sich auch in den untersuchten, das Strahlenfeld charakterisierenden Parametern. In Tabelle 14 sind exemplarisch die Werte von Sigma für die drei Dosisquerverteilungen abgebildet.

Tabelle 14: Die Werte von Sigma für die drei gegenübergestellten Dosisquerverteilungen des doppeltkollimierenden Systems für μ MLC-Feldgröße von 42 x 42 mm² bei einem Δ S von 10 mm aus Experiment, Monte-Carlo-Simulation und Berechnung des Bestrahlungsplanungssystems

| | Sigma |
|----------------------------|--------------------------|
| Experiment | 2,062 mm \pm 0,1031 mm |
| Monte-Carlo-Simulation | 2,257 mm \pm 0,1128 mm |
| Bestrahlungsplanungssystem | 2,524 mm \pm 0,1262 mm |

Wenn die unterschiedlichen Feldgrößen der drei gegenübergestellten Dosisquerverteilungen korrigiert werden, reduziert sich die Abweichung der Dosisquerverteilungen aus Experiment, Monte-Carlo-Simulation und der Berechnung des Bestrahlungsplanungsprogramms im Bereich der Penumbra auf ca. 4,5 Prozent. Es zeigt sich, dass die Dosisquerverteilung aus dem Experiment den steilsten Dosisabfall im Bereich der Penumbra hat, gefolgt von der Dosisquerverteilung aus der Monte-Carlo-Simulation und der Berechnung des Bestrahlungsplanungsprogramm. Das deckt sich mit den Werten von Sigma.

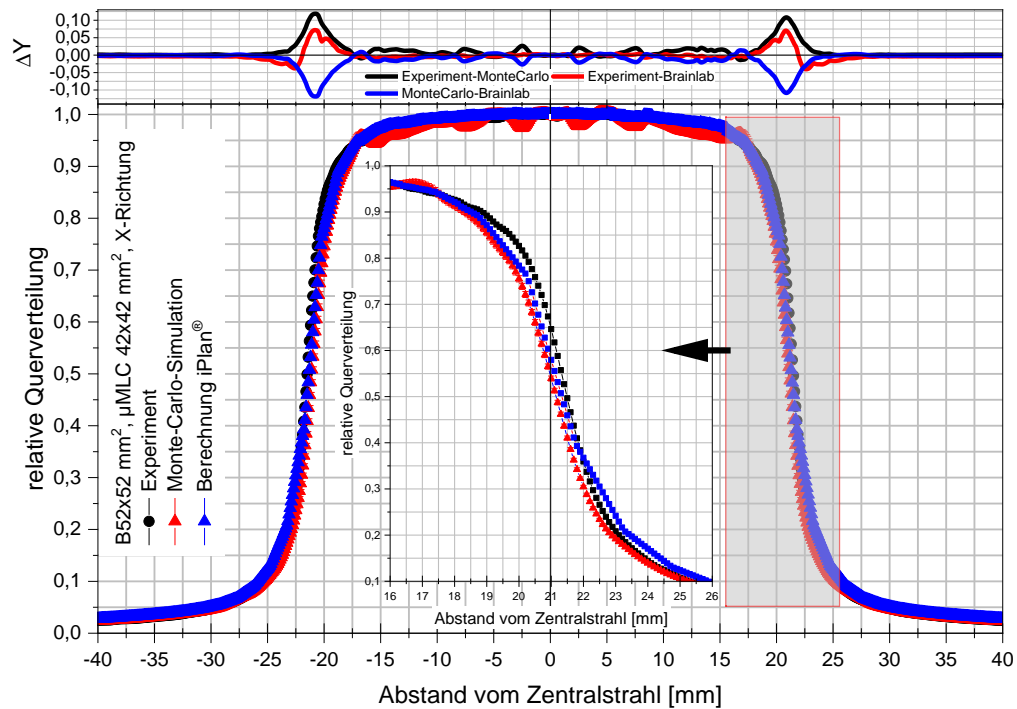


Abbildung 35: Vergleich der Dosisquerverteilungen ermittelt aus Experiment, Monte-Carlo-Simulation und Berechnung im Bestrahlungsplanungssystem in X-Richtung für die μ MLC-Feldgröße von $42 \times 42 \text{ mm}^2$ bei einem ΔS von 10 mm

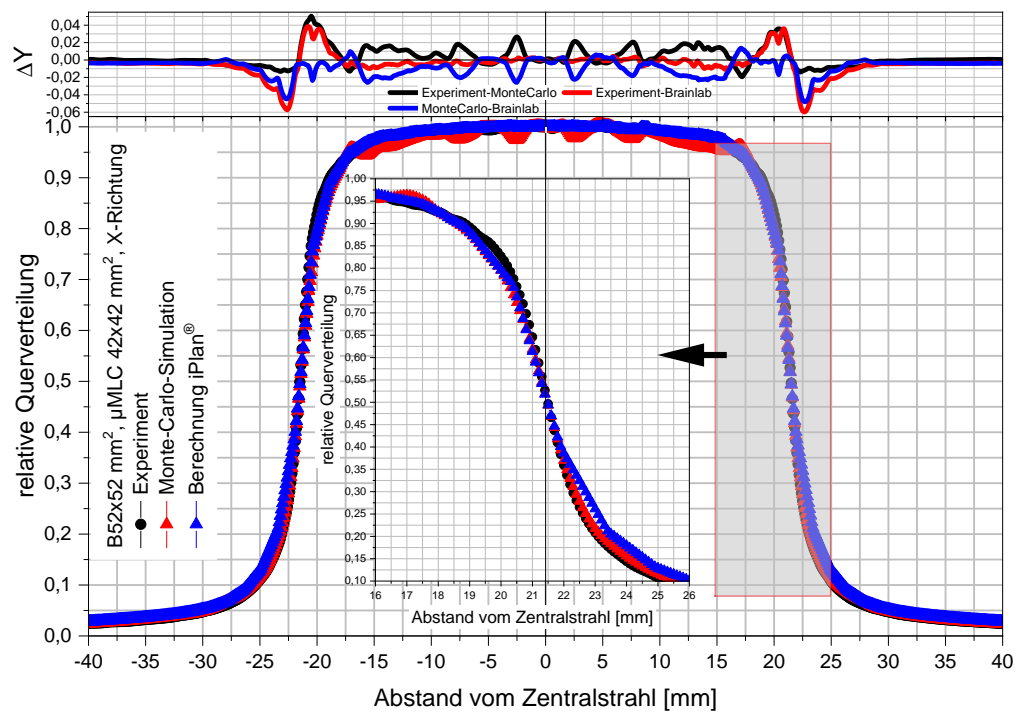


Abbildung 36: Vergleich der Dosisquerverteilungen ermittelt aus Experiment, Monte-Carlo-Simulation und Berechnung im Bestrahlungsplanungssystem in X-Richtung für die μ MLC-Feldgröße von $42 \times 42 \text{ mm}^2$ bei einem ΔS von 10 mm mit zusätzlicher Korrektur der Feldgröße

4.11 Durchgeführte Vergleichsberechnung mit dem Bestrahlungsplanungssystem iPlan® an realen Patientenplänen

Die Untersuchung des Einflusses der Variation von ΔS auf die resultierenden Dosisquerverteilungen schließt mit der Betrachtung von vier realen Patientenplänen ab. Es wurden vier repräsentative Patientenpläne von Patienten mit der Diagnose Akkustikusneurinom ausgesucht. Alle Patienten erhielten dasselbe Dosiskonzept bei der Bestrahlung. Die Auswertung der Dosisquerverteilungen erfolgte bei den Patientenplänen an der Stelle des steilsten Dosisgradienten oder auf Grund der Limitierung der Auswertesoftware in dessen Nähe.

In der grafischen Darstellung des Parameters Sigma in Abhängigkeit von ΔS sind ein roter und ein grauer Bereich gekennzeichnet. Der rote Bereich stellt den Bereich dar, wo das Bestrahlungsplanungsprogramm auf Grund der Überlappung der Blendensysteme von μMLC und Beschleuniger eine ungenaue Dosisberechnung durchführt [45]. Der grau markierte Bereich stellt den Bereich dar, wo es eine erhöhte Streustrahlung durch die Durchlassstrahlung durch den μMLC gibt.

4.11.1 Plan A

Der erste Plan, Plan A, besteht aus 5 Conformal Arcs. Eine Zusammenfassung der Einstellungen ist in Tabelle 15 und eine 3D-Darstellung des Patientenplans ist in Abbildung 37(b) abgebildet. Die ausgewertete Dosisquerverteilung ist in einer transversalen CT-Schicht in Abbildung 37(a) mit einer schwarzen Linie dargestellt.

Tabelle 15: Planparameter der Conformal Arcs bei Plan A

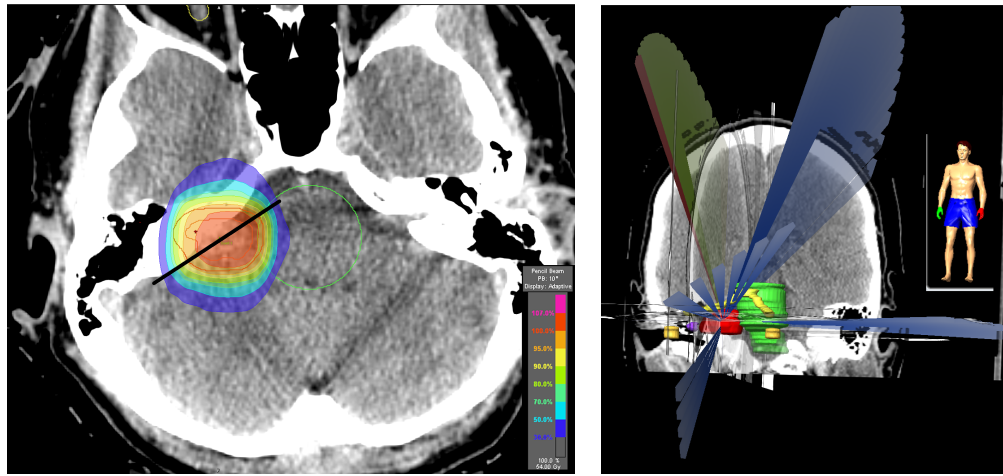
| Conformal Arc | Gantry Start | Gantry Stop | Tisch |
|---------------|--------------|-------------|-------|
| 1 | 220° | 300° | 285° |
| 2 | 60° | 150° | 65° |
| 3 | 0° | 30° | 35° |
| 4 | 320° | 340° | 90° |
| 5 | 60° | 120° | 0° |

Die Werte von Sigma in Abhängigkeit von ΔS , dargestellt in Abbildung 38, steigen im roten Bereich stark an. Der Anstieg setzt sich im weißen Bereich fort. Bei größerem ΔS , im grauen Bereich, nehmen die Werte von Sigma ein Plateau ein.

4.11.2 Plan B

Plan B ist eine Kombination aus drei Conformal Arcs und 3 Stehfeldern. In Tabelle 16 sind die wesentlichen Parameter dargestellt. Eine 3D-Darstellung des Planes zeigt Abbildung 39(b). Die Abbildung 39(a) zeigt eine transversale CT-Schicht mit der Dosisverteilung des Bestrahlungsplanes. Die schwarze Linie stellt die ausgewertete Dosisquerverteilung dar.

Der Verlauf des Parameters Sigma in Abhängigkeit von ΔS für den Patientenplan B ist in Abbildung 40 abgebildet. Der Wert von Sigma steigt im roten Bereich zunächst stark an. Im weißen Bereich wird der Anstieg des Parameters Sigma deutlich schwächer und geht in ein Plateau über. Danach erfolgt zum Beginn des grauen Bereiches ein deutlicher Sprung zu höheren absoluten Werten von Sigma. Im grauen Bereich steigen die Werte von Sigma nur minimal an.



(a) transversale Isozentrums-CT-Schicht mit Dosisverteilung (b) 3D-CT-Darstellung des Bestrahlungsplans

Abbildung 37: Darstellung der berechneten Dosisverteilung in einer transversalen Schicht und die zugehörige 3D-Darstellung des Bestrahlungsplans im Bestrahlungsplanungssystem iPlan[®] für den Plan A

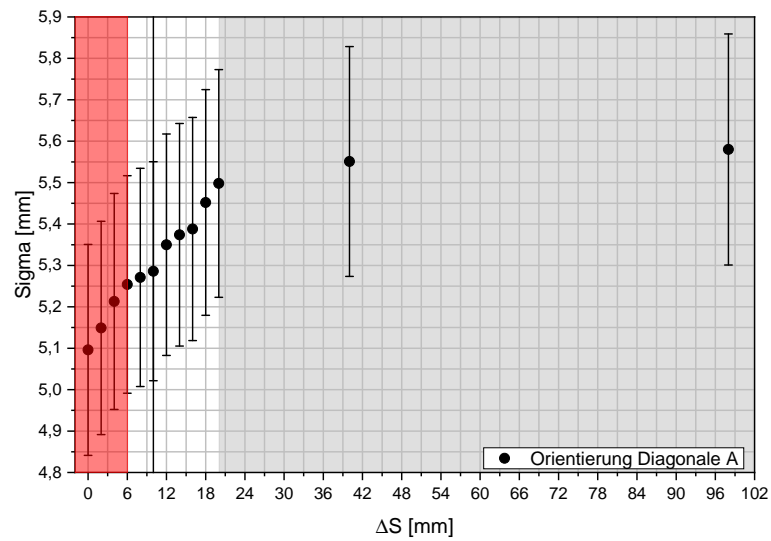


Abbildung 38: Darstellung des Parameters Sigma in Abhängigkeit von ΔS bestimmt aus den im Bestrahlungsplanungssystem iPlan[®] berechneten Dosisquerverteilungen für den Plan A

Tabelle 16: Planparameter der Conformal Arcs und Stehfelder bei Plan B

| Conformal Arc | Gantry Start | Gantry Stop | Tisch |
|---------------|--------------|-------------|-------|
| 1 | 210° | 250° | 335° |
| 2 | 40° | 110° | 90° |
| 3 | 20° | 50° | 50° |
| Stehfeld | Gantry | | Tisch |
| 1 | 60° | | 90° |
| 2 | 100° | | 75° |
| 3 | 300° | | 300° |

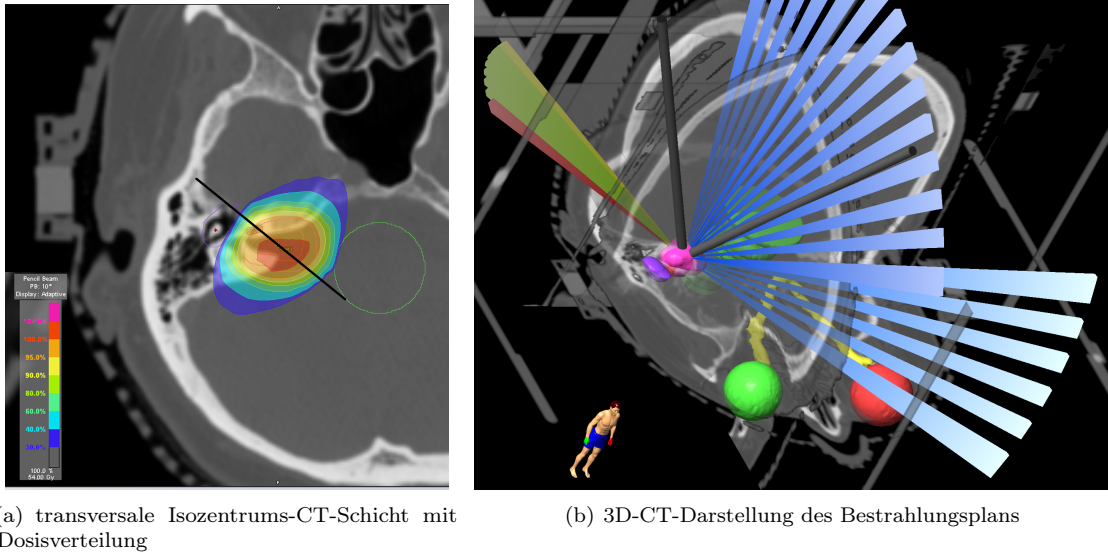


Abbildung 39: Darstellung der berechneten Dosisverteilung in einer transversalen Schicht und die zugehörige 3D-Darstellung des Bestrahlungsplans im Bestrahlungsplanungssystem iPlan[®] für den Plan B

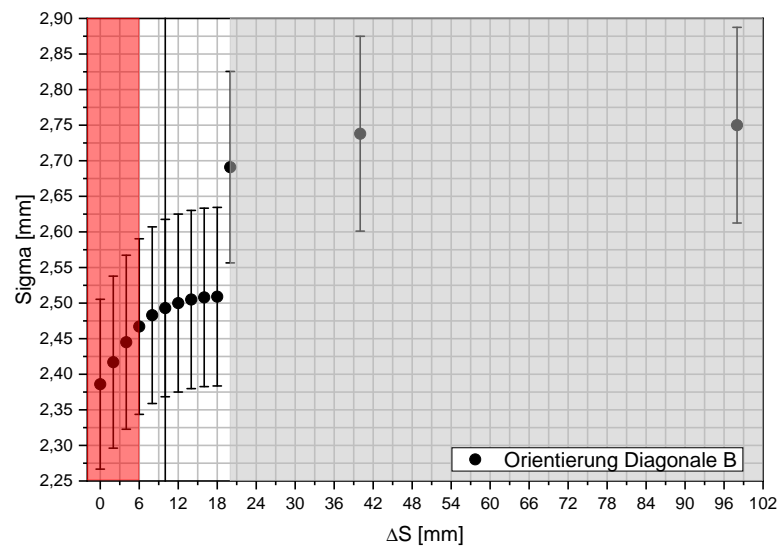


Abbildung 40: Darstellung des Parameters Sigma in Abhängigkeit von ΔS bestimmt aus den im Bestrahlungsplanungssystem iPlan[®] berechneten Dosisquerverteilungen für den Plan B

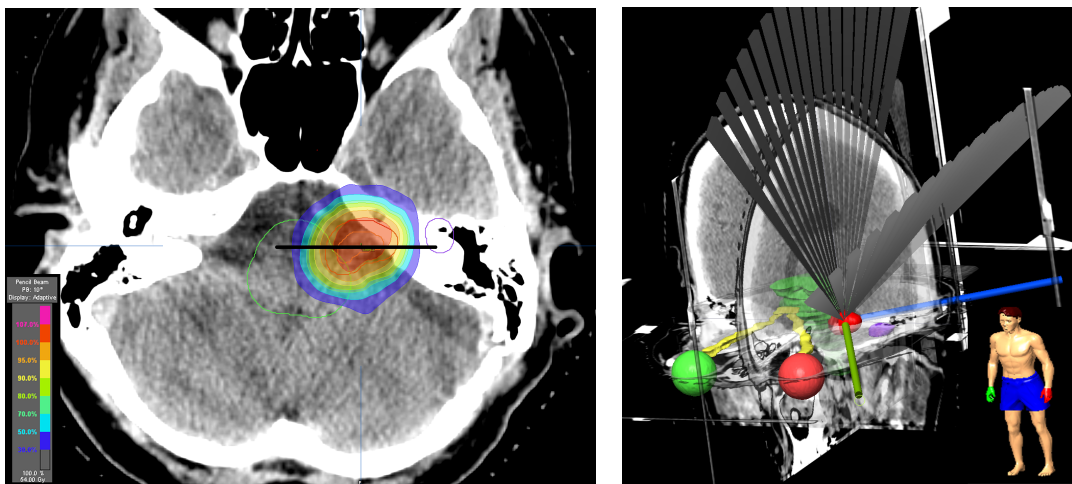
4.11.3 Plan C

Plan C ist genauso wie bereits schon der Plan B eine Kombination aus Conformal Arcs und Stehfeldern. In diesem Fall aus zwei Conformal Arcs und zwei Stehfeldern. Die Parameter der Stehfelder und Conformal Arcs sind in Tabelle 17 aufgetragen und Abbildung 41(b) zeigt eine 3D-Darstellung des Bestrahlungsplanes. Die untersuchte Dosisquerverteilung ist in der transversalen CT-Schicht mit einer schwarzen Linie gekennzeichnet.

Tabelle 17: Planparameter der Conformal Arcs und Stehfelder bei Plan C

| Conformal Arc | Gantry Start | Gantry Stop | Tisch |
|---------------|--------------|-------------|-------|
| 1 | 30° | 130° | 45° |
| 2 | 50° | 130° | 90° |
| Stehfeld | Gantry | | Tisch |
| 1 | 30° | | 0° |
| 2 | 130° | | 0° |

Der Wert von Sigma steigt im roten Bereich zunächst stark an und setzt diesen Anstieg im weißen Bereich zunächst fort. Ab einem ΔS von ~ 12 mm nimmt der Anstieg etwas ab. Zu Beginn des grauen Bereiches kommt es wieder zu einem starken Sprung des Sigmawertes. Im grauen Bereich steigt der Wert von Sigma nur noch minimal an. Die Darstellung des Verlaufes von Sigma in Abhängigkeit von ΔS zeigt Abbildung 42.



(a) transversele Isozentrum-CT-Schicht mit Dosisverteilung (b) 3D-CT-Darstellung des Bestrahlungsplans

Abbildung 41: Darstellung der berechneten Dosisverteilung in einer transversalen Schicht und die zugehörige 3D-Darstellung des Bestrahlungsplans im Bestrahlungsplanungssystem iPlan® für den Plan C

4.11.4 Plan D

Der letzte untersuchte Patientenplan, Plan D, besteht nur aus Stehfeldern. Die Konfiguration der Stehfelder ist in Tabelle 18 angegeben. Eine 3D-Darstellung des Bestrahlungsplanes ist Abbildung 43(b) dargestellt und Abbildung 43(a) zeigt in

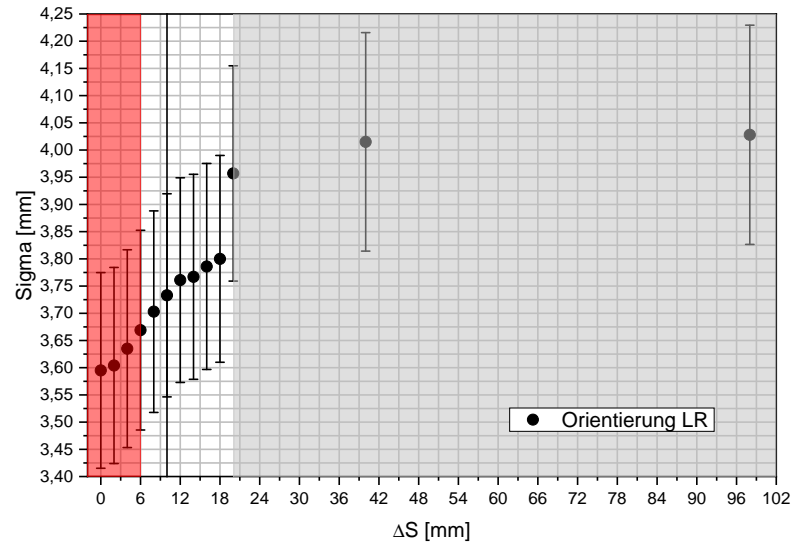


Abbildung 42: Darstellung des Parameters Sigma in Abhängigkeit von ΔS bestimmt aus den im Bestrahlungsplanungssystem iPlan[®] berechneten Dosisquerverteilungen für den Plan C

einer transversalen CT-Schicht die ausgewertete Dosisquerverteilung, gekennzeichnet mit einer schwarzen Linie.

Tabelle 18: Planparameter der Stehfelder bei Plan D

| Stehfeld | Gantry | Tisch |
|----------|--------|-------|
| 1 | 348° | 0° |
| 2 | 348° | 0° |
| 3 | 280° | 80° |
| 4 | 310° | 80° |
| 5 | 335° | 55° |
| 6 | 110° | 80° |
| 7 | 135° | 75° |
| 8 | 340° | 300° |
| 9 | 160° | 55° |

Der Wert von Sigma steigt mit zunehmenden ΔS zunächst stark an. Nach dem Ende des roten Bereiches wird der Anstieg etwas schwächer und ab einem ΔS von ~ 14 mm geht der Wert von Sigma in ein Plateau über. In diesem Plateau befindet sich der Wert von Sigma auch noch bei Beginn des grauen Bereiches. Bei größerem ΔS kommt es dann wieder zu einem Sprung zu größeren Sigawerten. Nach dem Sprung steigt Sigma nur noch minimal an.

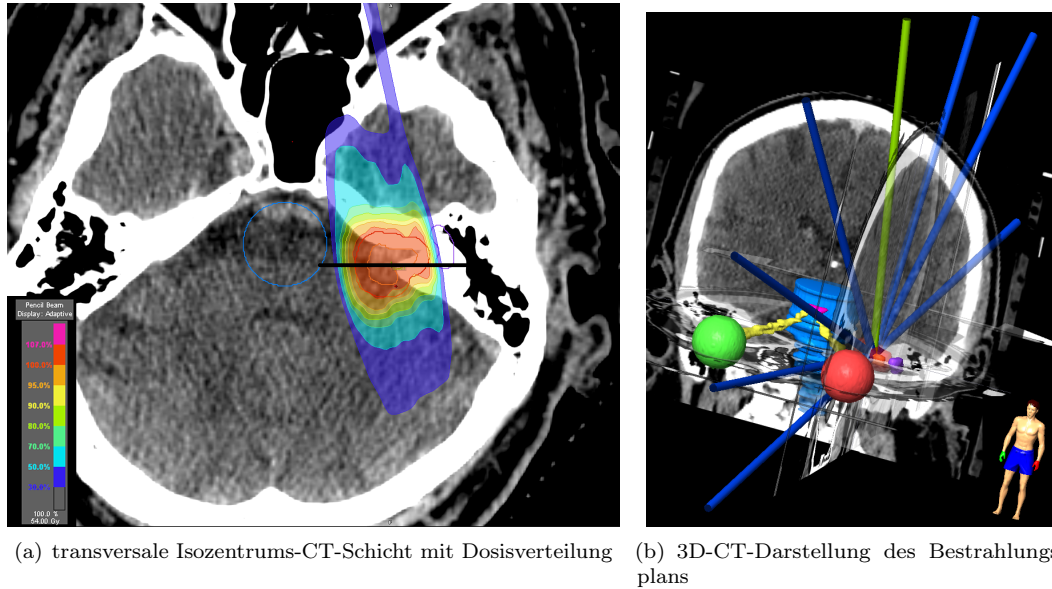


Abbildung 43: Darstellung der berechneten Dosisverteilung in einer transversalen Schicht und die zugehörige 3D-Darstellung des Bestrahlungsplans im Bestrahlungsplanungssystem iPlan[®] für den Plan D

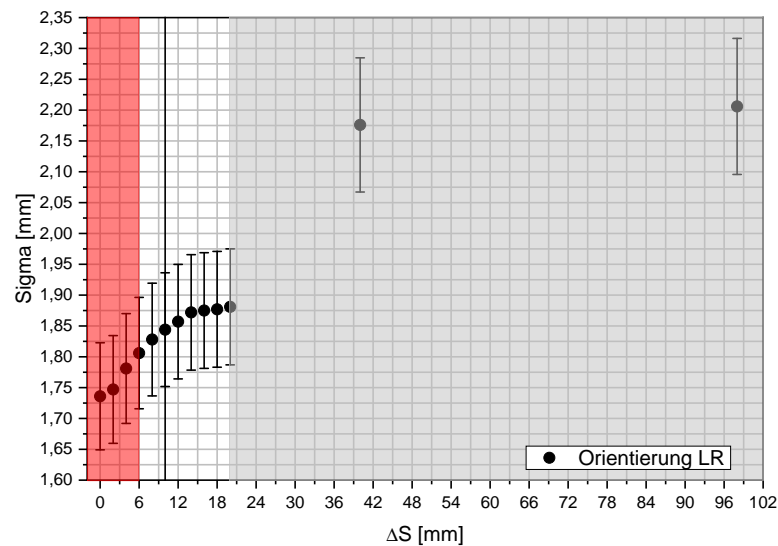


Abbildung 44: Darstellung des Parameters Sigma in Abhängigkeit von ΔS bestimmt aus den im Bestrahlungsplanungssystem iPlan[®] berechneten Dosisquerverteilungen für den Plan D

5 Diskussion

Aktuell gibt es für doppelkollimierende Systeme keine einheitliche Empfehlung zur optimalen Blendeneinstellung und damit einhergehend zur optimalen Größe von ΔS . Im Sinne einer Dosisquerverteilung ist ein ausgeprägtes Plateau, ein sehr kleiner Halbschattenbereich und keine Streustrahlung außerhalb des primären Strahlenfeldes optimal.

Vorhergehende eigene Untersuchungen haben gezeigt, dass die Feldgröße als alleiniger Parameter zur Beschreibung der Veränderungen der Dosisquerverteilung in Abhängigkeit von ΔS nicht ausreicht [15]. Die Veränderungen an der Dosisquerverteilung, vor allem im Bereich der Penumbra, sind noch nicht abgeschlossen, wenn die Feldgröße ihr Plateau annimmt und können somit nicht mit der Feldgröße detektiert werden.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden weitere Parameter, neben der Feldgröße, vorgestellt, welche eine höhere Sensitivität besitzen, die Veränderungen der Dosisquerverteilungen und Streudosis zu detektieren. Das Verhalten, der das Strahlenfeld charakterisierenden Parameter, wurde in den Medien Luft und Wasser untersucht.

Die wesentlichen Ergebnisse und die sich daraus ergebenden Schlussfolgerungen werden in den folgenden Punkten diskutiert.

5.1 Experimentelle Messungen

Die Veränderungen der Feldgröße und der Flankensteilheit der Dosisquerverteilungen in Luft kommen den Änderungen nahe, welche in den vorausgegangenen Untersuchungen detektiert wurden [15].

Durch das Phantommaterial Wasser entsteht eine zusätzlichen Streudosis, welche bei den Messungen in Luft nicht auftritt. Diese Streudosis führt zu einer weiteren Aufstreuung des Strahlenfeldes und somit zu einer Abnahme der Flankensteilheit der Dosisquerverteilungen [5]. Für die das Strahlenfeld charakterisierenden Parameter, Anstieg, Sigma und Integral führt dieser Effekt dazu, dass die absoluten Werte im Wasser für Sigma und Integral deutlich größer sind als in Luft und die absoluten Werte für den Anstieg deutlich kleiner.

Bei den experimentellen Untersuchungen für die X-Richtung mit rechteckigen Feldern, bei denen die Blenden des Beschleunigers und der μMLC in Y-Richtung auf 100 mm gehalten wurden, ergeben sich leicht höhere absolute Werte von Sigma und Integral, als bei den Messreihen mit quadratischen Feldern. Der Grund hierfür liegt in der zusätzlichen Streustrahlung durch das komplett offene Feld entlang der Y-Richtung.

Der Einfluss der Streustrahlung außerhalb des primären Strahlenfeldes auf die Werte von Sigma und dem Integral ergeben sich aus der Berechnungsvorschrift der beiden Parameter, die den Einfluss der Primär- und Streustrahlungsbeiträge über das gesamte Strahlenfeld beziehungsweise einen breiten Bereich im Halbschattenbereich beinhaltet. Der Integralwert ergibt sich durch die Bestimmung der Fläche in den Grenzen der 80-20%-Isodosen und bei der Bestimmung der Werte von Sigma wird das Ergebnis der Faltung an die gemessene Dosisquerverteilung angepasst. Bei beiden Verfahren wird eine Fläche betrachtet und somit hat die Streustrahlung außerhalb

des primären Strahlenfeldes einen Einfluss auf die beiden Parameter und führt somit zu den im Vergleich erhöhten Werten. Die weiteren das Strahlenfeld charakterisierenden Parameter Feldgröße und Anstieg beschreiben nur charakteristische Punkte (50%- Isodose) auf der Dosisquerverteilung und sind daher deutlich unempfindlicher gegenüber der Änderung des Streustrahlungsanteils.

Die Blenden in Y-Richtung befinden sich bei dem Linearbeschleuniger MXE-2 fokussnäher als der MLC in X-Richtung. „Aus Sicht“ des Halbleiterdosimeters im Messphantom wird ein größerer Wert von ΔS in Y-Richtung benötigt, bis der μMLC die Blenden des Beschleunigers in Y-Richtung abdeckt, als in X-Richtung der μMLC den MLC.¹ Damit haben die Blenden des Beschleunigers in Y-Richtung einen größeren geometrischen Einfluss auf die resultierenden Dosisquerverteilungen des doppeltkollimierenden Systems μMLC und MXE-2. Dies zeigt sich einerseits darin, dass der Minimalwert von Sigma und Integral bei den Messreihen in Wasser in Y-Richtung bei einem größeren ΔS eingenommen wird als in X-Richtung und andererseits zeigt sich dieser Effekt darin, dass Sigma und das Integral beim doppeltkollimierenden System kleinere Werte haben als beim einfachkollimierenden System für $\Delta S < 0$.

Die Auswertung und Vergleiche der experimentellen Messungen in Luft und Wasser haben gezeigt, dass bei dem Parameter Anstieg dieselben Probleme auftreten wie bei der Feldgröße. Das heißt auch eine alleinige Betrachtung der Werte vom Anstieg reichen nicht aus, um zu bewerten, wo die Flankensteilheit der Dosisquerverteilung in Abhängigkeit von ΔS am größten ist. Die Parameter Sigma und Integral sind in der Lage, diese Veränderungen in der Flankensteilheit der Dosisquerverteilung zu detektieren. Sie nehmen ihr Minimum später ein als der Übergang der Werte der Feldgröße und des Anstieges in ein Plateau.

Es bleibt die Frage, welcher Wert von ΔS optimal ist. Der Hersteller des μMLC s m3[®] Brainlab empfiehlt ein ΔS von 16 mm im Isozentrum (8 mm auf jeder Seite) [49]. Dieser Abstand wird von den Bestrahlungsplanungsprogrammen Brainscan[®] / iPlan[®] derselben Firma automatisch bei der Bestrahlungsplanung festgelegt. Der Anwender hat jedoch die Möglichkeit, den Wert von ΔS in den Programmeinstellungen zu verändern oder auch nach erfolgter Planerstellung zu editieren. Xia et. al. und Cosgrove et. al. haben bei Ihren Untersuchungen das kollimierende System des Beschleunigers auf 10 x 10 cm² eingestellt [29, 28]. Diese Einstellung des kollimierenden Systems des Beschleunigers deckt die maximale Feldgröße des μMLC ab und soll die Elektronik zur Steuerung des μMLC vor direkter Bestrahlung schützen [29, 28]. Eigene Untersuchungen mit Hilfe der Faltungsmethode bei Dosisquerverteilungen in Luft entlang der X-Richtung haben gezeigt, dass ab einem ΔS von 8 mm im Isozentrum (4 mm auf jeder Seite) der MLC des Beschleunigers kaum noch Einfluss auf die resultierende Dosisquerverteilung hat [15].

Bei der Untersuchung von anderen doppeltkollimierenden Systemen, wie z.B. der Untersuchung von Fischer et. al. [50] mit einem doppeltfokussierenden μMLC -Kollimator an einem Siemens Primus Linearbeschleuniger wurde die nominelle Feldgröße des kollimierenden Systems so gewählt, dass sie minimal größer war als die maximale Feldgröße des μMLC -Kollimator. Dies wurde gewählt, damit das kollimierende System des Beschleunigers das primäre Strahlenfeld nicht beeinflusst und das

¹Forschungspraktikum „Untersuchung von Doppeltkollimierenden Systemen“ an der Klinik für Strahlentherapie, Betreuer: Herr Henkel

die Elektronik des μ MLC-Kollimator geschützt ist.

Bei den Messungen am doppeltkollimierenden System μ MLC + MXE-2 in Luft wurden die X-Richtung und die Y-Richtung separat betrachtet. Der Wert von Sigma hat sein Minimum im Mittel bei einem Abstand der Blenden des Beschleunigers von 10 ± 3 mm in X-Richtung und 11 ± 4 mm in Y-Richtung. Der leicht erhöhte Wert im Vergleich zu den aus der Faltungsmethode resultierenden Werten in der eigenen vorausgehenden Untersuchung [15] resultiert auf der sich veränderten Messgeometrie. Die Messungen der Dosisquerverteilungen erfolgten bei einem Fokus-Messort-Abstand von 110 cm. In dieser Arbeit betrug der Fokus-Messort-Abstand 100 cm.

Das Integral hat sein Minimum in X-Richtung bei 10 ± 4 mm und in Y-Richtung bei 10 ± 3 mm. Die Werte von Sigma und Integral sind nahezu gleich.

Im Wasser ergibt sich in X-Richtung ein Minimum von Sigma bei einem Wert von ΔS im Mittel von 9 ± 1 mm und beim Integral bei 10 ± 2 mm bei der alleinigen Betrachtung der X-Richtung. Bei der Betrachtung von X- und Y-Richtung ergeben sich für den Parameter Sigma ein Minimum für die X-Richtung bei einem ΔS von 8 mm und bei 10 mm für die Y-Richtung. Der Integralwert hat sein Minimum in X-Richtung bei einem ΔS von 9 ± 1 mm und in Y-Richtung bei 13 ± 1 mm. Die Werte für das Integral sind leicht erhöht im Vergleich zu den Werten von Sigma.

Bei allen untersuchten Feld-Konfigurationen von doppelt- und einfachkollimierenden Systemen steigen die Werte für Sigma und Integral ab einer Messtiefe der Dosisquerverteilungen von 20 mm linear an. Der Abstand zwischen den einzelnen Feld-Konfigurationen bleibt nahezu konstant. Somit hat die Messtiefe der Dosisquerverteilung im Phantom keinen Einfluss darauf, bei welchem ΔS der Wert von Sigma und des Integrals ein Minimum annehmen.

Es empfiehlt sich für eine optimale Dosisquerverteilung des doppeltkollimierenden Systems aus μ MLC und MXE-2 mit minimalen Einfluss der Blenden des Beschleunigers und einer geringen Streustrahlung den MLC (X-Richtung) bei einem ΔS von 8 mm und die Y-Blende (Y-Richtung) bei einem ΔS von 10 mm einzustellen. Bei dieser Einstellung erreicht man den steilsten Dosisabfall im primären Strahlenfeld und ein Minimum an Streustrahlung außerhalb des Strahlenfeldes.

Das Bestrahlungsplanungssystem erlaubt im Standardfall nur einen Wert für das kollimierende System des Beschleunigers. In diesem Fall sollte das kollimierende System des Beschleunigers 10 mm (5 mm auf jeder Seite) hinter der Feldgröße des μ MLC eingestellt werden.

5.2 Monte-Carlo-Simulation

Vergleicht man die experimentell ermittelten mit den simulierten Dosisquerverteilungen aus der Monte-Carlo-Simulation zeigen sich deutliche Unterschiede. Die Ursache hierfür lässt sich mit der nicht vollständigen Modellierung des kollimierenden Systems des Linearbeschleuniger Primus erklären.

- **MLC:**

Der Strahlerkopf des Linearbeschleuniger Primus, für den das Monte-Carlo-Modell erstellt wurde, besitzt einen doppeltfokussierenden MLC. Dabei läuft

jedes Leaf auf einer Kreisbahn um sich der Divergenz des Strahlenfeldes anzupassen [25]. Das für den MLC verwendete CM MLC ist zwar für doppeltfokussierende MLC ausgelegt, kann aber die Kreisbahn der Leafs des realen MLC nicht nachbilden. Das heißt, bei dem CM MLC bewegen sich die Leafs gerade in einer Ebene statt, wie beim realen Beschleuniger, auf einer Kreisbahn, woraus die Unterschiede in der Flankensteilheit resultieren.

- **Y-Blenden:**

Die Y-Blenden des Linearbeschleunigers Primus sind, wie die Leaf-Paare des MLCs, doppeltfokussierend. Dies wird durch einen Mechanismus erreicht der die Blendenflächen entsprechend der Strahldivergenz dreht [25]. In der Monte-Carlo-Simulation werden die Y-Blenden des Beschleunigers durch das CM JAWS simuliert. Das CM JAWS berücksichtigt dabei keine Doppeltfokussierung der Blenden.

Der Vergleich zwischen Simulation und Experiment beim doppeltkollimierenden System zeigt, dass das Modell des μ MLC Kollimators m3, welches auf Grundlage der Daten von Kairn et. al. [32, 31] erstellt wurde, in X-Richtung sehr gute Übereinstimmungen zwischen Experiment und Simulation liefert. Beim Übergang vom Plateau der Dosisquerverteilung zur Penumbra gibt es kleinere Abweichungen, welche die unterschiedlichen Werte von Anstieg, Sigma und Integral aus Experiment und Simulation verursachen. Die maximale Abweichung liegt zwischen 12% bei dem Vergleich ohne Feldgrößenkorrektur und 6% bei dem Vergleich mit Feldgrößenkorrektur.

Die Abweichung zwischen Simulation und Experiment am Übergang vom Plateau der Dosisquerverteilung zur Penumbra resultiert aus der Anpassung der Trapezform der Leafs des μ MLC durch einen Kreis [32, 31]. Im Plateau und im Streustrahlungsbereich liegt die Abweichung bei $\geq 1\%$.

Ein Benchmark des Monte-Carlo-Simulationsprogramm EGSnrc von Frau Renner ergab bei der Absolutdosisbestimmung an einen Modell eines Forschungsbeschleunigers eine Unsicherheit für die Simulation von $< 1,0\%$ [51].

Allerdings konnte die Y-Richtung, welche von den Leafs in X-Richtung mit moduliert wurde, mit dem vorgestellten Modell nicht angemessen simuliert werden. Das Modul zur Simulation des μ MLC hat keine Einstellmöglichkeiten für die Y-Richtung der Leafs. Damit werden nur glatte Kanten in Y-Richtung simuliert. Für eine genauere Simulation der Dosisquerverteilung in Y-Richtung müsste das genutzte Modul für die Y-Richtung erweitert werden.

Die Streustrahlung außerhalb des primären Strahlenfeldes ist bei dem doppeltkollimierenden System bei der Simulation etwas geringer als im Experiment. Das liegt in der modellbasierten Vereinfachung der komplexen Verzahnung zwischen den Leafs, welche Grundlage des verwendeten μ MLC-Modells von Kairn et. al. [32, 31] ist.

Die vorgestellten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral konnten bei dem Experiment und bei der Simulation den Übergangsbereich und die einhergehenden Veränderungen der Dosisquerverteilungen gut beschreiben. Weiterhin war es möglich mit Hilfe von Anstieg, Sigma und Integral Unterschiede im Vergleich zwischen Experiment und Simulation darzustellen und zu analysieren.

5.3 Andere doppeltkollimierende Systeme

Neben dem doppeltkollimierenden System μ MLC und Linearbeschleuniger MXE-2 wurde das Verhalten der Dosisquerverteilungen und der vorgestellten, das Strahlenfeld charakterisierenden Parameter in Abhängigkeit von ΔS an weiteren doppeltkollimierenden Systemen untersucht.

Dabei stellte sich heraus, dass auch bei den doppeltkollimierenden Systemen Linearbeschleuniger Primus plus Rundkollimator einerseits und Linearbeschleuniger Synergy und Blende andererseits eine alleinige Untersuchung der Feldgröße als Parameter zur Beschreibung der Veränderungen der Dosisquerverteilung in Abhängigkeit von ΔS nicht ausreicht.

- **Linearbeschleuniger Primus und Rundkollimator:**

Zwischen den beiden Linearbeschleunigern Primus und MXE-2 gibt es im prinzipiellen Aufbau des Strahlerkopfes keine Unterschiede. Der als Zusatzkollimator am Linearbeschleuniger Primus genutzte Rundkollimator befindet sich annähernd im selben Abstand zum Fokus und zum kollimierenden System des Beschleunigers.

Die Werte von ΔS , wenn die Parameter Anstieg und Feldgröße ein Plateau einnehmen, sind gleich den Werten vom doppeltkollimierenden System μ MLC und MXE-2. Dies liegt an dem gleichen prinzipiellen Aufbau des Strahlerkopfes der beiden doppeltkollimierenden Systeme. Die kleinen Unterschiede bei ΔS bei den Werten von Sigma und Integral ergeben sich aus dem unterschiedlichen Aufbau der beiden Zusatzkollimatoren. Dieser unterschiedliche Aufbau führt zu einer veränderten Flankensteilheit und Streustrahlung.

Die Zylindersymmetrie der untersuchten Rundkollimatoren sorgt dafür, dass die Zunahme der Werte für Feldgröße und Anstieg in Y-Richtung wesentlich größer ist als in X-Richtung. Bei den Parametern Sigma und Integral tritt ein ähnlicher Effekt auf. Hier ist die Abnahme der Werte von Sigma und Integral in Y-Richtung wesentlich größer als in X-Richtung.

- **Linearbeschleuniger Synergy und Blende:**

Der Aufbau des Strahlerkopfes des Linearbeschleunigers vom Typ Synergy unterscheidet sich von den Linearbeschleunigern Primus und MXE-2. Der MLC (X-Richtung) befindet sich beim Linearbeschleuniger Synergy fokusnäher und die Blockblenden (Y-Richtung) schließen das kollimierende System im Strahlerkopf ab. Im Gegensatz dazu sind die Blenden bei den Linearbeschleunigern Primus und MXE-2 fokusnäher und der MLC schließt das kollimierende System ab. Damit befinden sich die Y-Blenden des Linearbeschleunigers Synergy näher am Zusatzkollimator, was dazu führt, dass der Abfall von den Größen Sigma und Integral sowie die Zunahme der Parameter Feldgröße und Anstieg an der %50-Isodose nicht so steil und ausgedehnt ist, wie bei den doppeltkollimierenden Systemen Primus oder MXE-2 plus Zusatzkollimator. Außerdem ist der Zubehöreinschub beim Synergy näher an den Blenden, was auch zu dem beschriebenen Effekt beiträgt.

Diese beiden Faktoren plus der Umstand, dass der Zusatzkollimator Block nicht fokussiert auf das Strahlenfeld ist, führen dazu, dass in der Y-Richtung

der Unterschied zwischen den Werten von ΔS , an denen die Parameter Sigma und Integral ein Minimum einnehmen und der Wert der Feldgröße ein Plateau einnimmt, sehr gering ist.

In X-Richtung, wo der Abstand des Zusatzkollimators zum MLC größer ist, gibt es einen kleinen aber deutlichen Unterschied zwischen den Werten von ΔS , wenn die Parameter Feldgröße und Anstieg ein Plateau annehmen und die Werte von Sigma und Integral ein Minimum annehmen.

Insgesamt wurde festgestellt, dass das Maß der Veränderung der Dosisquerverteilung bei doppeltkollimierenden Systemen bei Variation von ΔS von der Art des Zusatzkollimators, dem Abstand des Zusatzkollimators vom Fokus, dem Abstand des Zusatzkollimators zu dem kollimierenden System des Beschleunigers und von der Konstruktion des Strahlerkopfes beeinflusst wird.

5.4 Bestrahlungsplanungssystem iPlan®

Ausgehend von den experimentellen Messungen wurde dieselbe experimentelle Anordnung im Bestrahlungsplanungssystem iPlan® nachgestellt. Der Vergleich der Werte von Sigma, Integral und Anstieg bestimmt aus den berechneten und gemessenen Dosisquerverteilungen ergab große Unterschiede im Verlauf der Parameter und in den absoluten Werten.

Die großen Unterschiede von den Parametern Anstieg, Sigma und Integral, bestimmt aus den experimentellen und berechneten Dosisquerverteilungen, im Bereich $-2 \leq \Delta S \leq 2$ und die prinzipiellen Unterschiede im Verlauf der vorgestellten Parameter haben, wie bereits beschrieben, ihre Ursache im Berechnungsalgorithmus des Bestrahlungsplanungsprogramms.

Aus dieser Einschränkung folgt, dass die Werte bestimmt aus den berechneten Dosisquerverteilungen, erst ab einem ΔS von 6 mm berücksichtigt werden sollten. Ab diesem ΔS bleiben Integral und Anstieg konstant. Die Werte von Sigma steigen noch leicht und nehmen erst ab einem Abstand von 18 mm einen konstanten Wert an. Der leichte Anstieg bei den Werten von Sigma ergibt sich aus der Zunahme der Streustrahlung außerhalb des primären Strahlenfeldes.

Die unterschiedlichen absoluten Werte von Anstieg, Sigma und Integral ergeben sich aus einer anderen Modellierung der Penumbra durch den Pencil-Beam-Dosisalgorithmus wie der Vergleich der Dosisquerverteilungen zeigt (Abbildungen 35 ohne Feldgrößenkorrektur und 36 mit Feldgrößenkorrektur). Beim Übergang vom Plateau der Dosisquerverteilung zur Penumbra gibt es kleinere Abweichungen, welche die unterschiedlichen Werte von Anstieg, Sigma und Integral aus Experiment und Berechnung verursachen. Diese Abweichungen liegen zwischen 7,5% bei dem Vergleich ohne Feldgrößenkorrektur und 4% mit Feldgrößenkorrektur. Im Plateau und im Streustrahlungsbereich liegt die Abweichung bei $\geq 1\%$.

Insgesamt gibt es eine sehr gute Übereinstimmung zwischen den berechneten und den gemessenen Dosisquerverteilungen. Die kleinen Unterschiede in der Penumbra konnten gut durch die vorgestellten Parameter Integral und Sigma detektiert und analysiert werden.

5.5 Realer Patientenplan

Ziel der Bestrahlungsplanung ist es, einen Satz von Einstrahlrichtungen zu finden die das Zielgebiet optimal mit der verschriebenen Dosis auslasten und gleichzeitig das umgebene Normalgewebe und die in der Nähe liegenden Risikoorgane maximal schonen. Dies kann mit einem steilen Dosisgradienten und einer minimalen Streustrahlung erreicht werden.

Bei den realen Patientenplänen kommt es zur Überlagerung von vielen Bestrahlungsfeldern aus verschiedenen Richtungen. Diese Überlagerung führt dazu, dass die Effekte, welche bei einem einzelnen Bestrahlungsfeld im Experiment oder in der Berechnung bei dem Parameter Sigma auftreten, bei den Patientenplänen wesentlich geringer sind. Dennoch unterscheidet sich der Verlauf des Parameters Sigma bei realen Patienten nur unwesentlich zu dem Verlauf des Parameters im Phantom im Bestrahlungsplanungssystem. Die sprunghafte Erhöhung der Werte von Sigma bei $\Delta S = 20$ mm (Beginn des grauen Bereiches) bei allen 4 Patientenplänen korreliert mit der Einnahme des Plateaus der Werte von Sigma bei den berechneten quadratischen Dosisquerverteilungen.

Aus den experimentellen Untersuchungen zum doppelkollimierenden System μ MLC und Linearbeschleuniger MXE-2 ergab sich die Empfehlung, den MLC (X-Richtung) bei einem ΔS von 8 mm und die Y-Blende (Y-Richtung) bei einem ΔS von 10 mm für eine optimale Dosisquerverteilung einzustellen. Wie bereits erwähnt, erlaubt das Bestrahlungsplanungssystem nur einen Wert für das kollimierende System des Beschleunigers. In diesem Fall ergibt sich die Empfehlung das kollimierende System des Beschleunigers 10 mm (5 mm auf jeder Seite) hinter die Feldgröße des μ MLC einzustellen.

Die Bestrahlungsfelder bei den experimentellen Messungen waren quadratisch oder rechteckig. Im Gegensatz dazu sind die Bestrahlungsfelder am Patienten in der Regel irregulär geformt. Um bei jeden einzelnen Leaf-Paar des μ MLC eine optimale Dosisquerverteilung zu erreichen, müssten der MLC und die Blenden des Beschleunigers bei jedem μ MLC-Leaf-Paar auf ein ΔS von 10 mm gefahren werden. Dies ist nicht möglich, weil der MLC des Beschleunigers wesentlich größer ist als der μ MLC (Leafbreite im Isozentrum μ MLC 3 mm / MLC 10 mm). Weiterhin können sich der MLC und die Y-Blenden des Beschleunigers während einer Rotationsbestrahlung nicht verändern und der Projektion des vorgegebenen Zielgebietes anpassen wie es der μ MLC macht.

Aus diesen Gründen wird für eine optimale Dosisverteilung im Patienten empfohlen, das kollimierende System des Beschleunigers 10 mm (5 mm auf jeder Seite) hinter die größte Feldabmessung eines Leaf-Paares des μ MLC einzustellen.

Diese Empfehlung führt dazu, dass bei einem Patientplan ΔS immer ≥ 10 mm ist. Somit hat die Dosisquerverteilung immer den steilsten Dosisgradienten und bei $\Delta S > 10$ mm eine minimal erhöhte Streustrahlung. In Abbildung 45 ist die Empfehlung am Beispiel zweier Bestrahlungsfelder dargestellt.

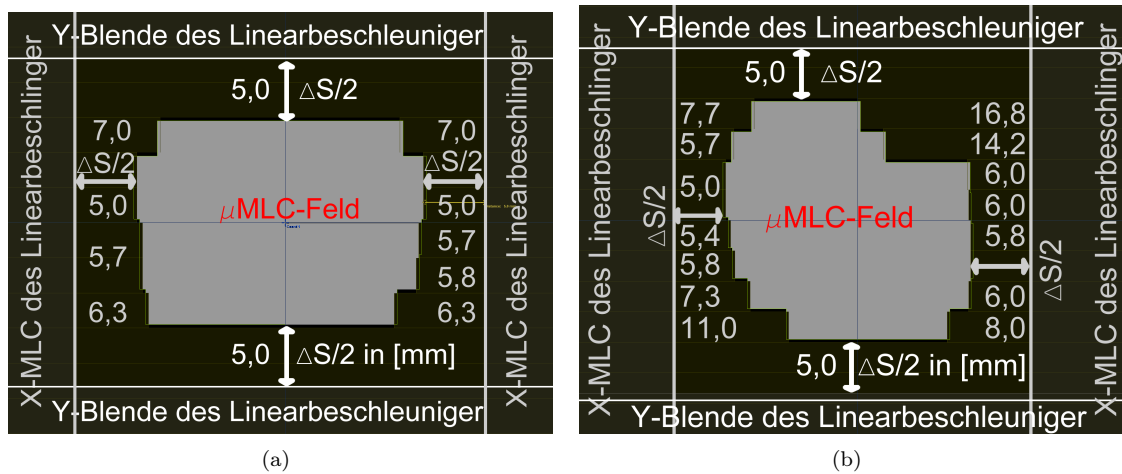


Abbildung 45: Darstellung der Auswirkung der Empfehlung bei einem Patientenplan das kollimierende System des Beschleunigers 10 mm (5 mm auf jeder Seite) hinter die größte Feldabmessung eines Leaf-Paares des μ MLC einzustellen am Beispiel zweier Bestrahlungsfelder

5.6 Diskussion der verwendeten Analysemethoden für die Dosisquerverteilung

Neben der qualitativen Analyse der Dosisquerverteilung wurden im Rahmen dieser Arbeit vier Parameter vorgestellt, welche in der Lage sind, Veränderungen in der Dosisquerverteilung quantitativ darzustellen.

Mit dem Parameter Feldgröße ist eine reine punktbezogene Analyse der Dosisquerverteilungen möglich. Auf Grund der prinzipiellen Symmetrie einer Dosisquerverteilung kann die 50%-Isodose an der Stelle $-X$ (50%) als auch an der Stelle $+X$ (50%) bestimmt werden. Veränderungen davor oder danach werden von diesem Parameter definitionsgemäß nicht berücksichtigt. Der Parameter Anstieg am Punkt der 50%-Isodose berücksichtigt neben den Veränderungen in dem Punkt auch noch die Veränderungen in einer kleinen Umgebung um den Punkt herum. Somit trifft auf den Parameter Anstieg dieselben Limitierungen zu, wie auf den Parameter Feldgröße.

Bei der Analyse der Dosisquerverteilung mit dem Integral wird eine begrenzte Fläche betrachtet. Veränderungen im Plateau oder im Bereich der Streustrahlungen können nur bedingt erfasst werden. Der Parameter Sigma resultiert aus der Anpassung des Ergebnisses der Faltung an die gesamte Dosisquerverteilung. Somit werden Veränderungen über alle Bereiche der Dosisquerverteilung in Sigma abgebildet. Die Aussagekraft dieses Parameters zur Beurteilung des Einflusses von Blendensystemen auf die resultierende Dosisquerverteilung ist somit am größten.

Wird die Komplexität der Analyseform betrachtet, so ist die Feldgröße die am einfachsten zu bestimmende Größe, gefolgt vom Anstieg, dem Integral und Sigma. Eine zusammenfassende Darstellung der Komplexität der Bestimmung und des Informationsgrades der vorgestellten Parameter ist in Abbildung 46 dargestellt.

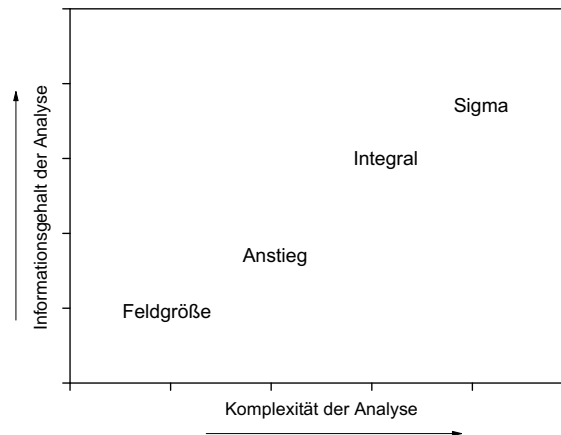


Abbildung 46: Darstellung des Zusammenhangs zwischen Komplexität der Analyseform der Dosisquerverteilung und des Informationsgrades

Der Vorteil einer punktbezogenen Analyse liegt in der genauen Ortsinformation. Der Ort der Veränderung in der Dosisquerverteilung ist bei dieser Analyseform immer bekannt. Der Nachteil ist der kleine Bereich, der bei dieser Analyse berücksichtigt wird. Bei einer flächenbezogenen Analyse eines Teils der Dosisquerverteilung oder einer Anpassung über den gesamten Bereich der Dosisquerverteilung geht allerdings die Ortsinformation der Veränderung verloren. Dafür kann ein größerer Teil oder die gesamte Dosisquerverteilung analysiert werden. Neben dem Verlust der Ortsinformation kann es bei der flächenbezogenen Analyse oder der Anpassung dazu kommen, dass sich zwei Veränderungen kompensieren und somit am Parameter keine Veränderung sichtbar werden oder dass es in Bereichen der Dosisquerverteilung zu Veränderungen kommt, welche für die Untersuchung nicht relevant sind aber vom Parameter detektiert werden.

Für eine umfassende Analyse der Dosisquerverteilung ist eine flächenbezogene Analyse über die gesamte Dosisquerverteilung erforderlich. Eine reine punktbezogene Analyse ist nicht in der Lage alle Veränderungen der Dosisquerverteilung zu detektieren.

Die im Rahmen dieser Arbeit vorgestellte Methode zur Analyse der Dosisquerverteilung über die Anpassung des Ergebnisses der Faltungsmethode an die gemessene Dosisquerverteilung liefert mit dem Parameter Sigma ein gutes Werkzeug zur Beschreibung von Veränderungen der Dosisquerverteilung.

6 Zusammenfassung

In dieser Arbeit wurde der wechselseitige Einfluss zweier gekoppelter Blendensysteme, Linearbeschleuniger und Zusatzkollimator, auf die resultierende Dosisquerverteilung betrachtet. Im Speziellen erfolgte die Untersuchung an einem doppeltkollimierenden System bestehend aus einem Linearbeschleuniger Mevatron MXE-2 (MXE-2) und dem Zusatzkollimator Mikro-Multileaf-Kollimator m3[®] (μ MLC).

Zielstellung dieser Arbeit war es herauszufinden, ob es eine optimale Kollimierung von beiden Systemen gibt, welche einen steilen Dosisgradienten und eine minimale Durchlassstrahlung erzeugen. Es empfiehlt sich, für eine optimale Dosisquerverteilung des doppeltkollimierenden Systems aus μ MLC und MXE-2 mit minimalen Einfluss der Blenden des Beschleunigers und einer geringen Streustrahlung den MLC (X-Richtung) bei einem ΔS von 8 mm und die Blende bei einem ΔS von 10 mm einzustellen.

Im Bestrahlungsplanungssystem iPlan[®] für den μ MLC kann nur ein Wert für ein quadratisches Strahlenfeld für das kollimierende System des Beschleunigers eingetragen werden. Deshalb wird empfohlen, für eine optimale Dosisverteilung im Patienten das kollimierende System des Beschleunigers 10 mm (5 mm auf jeder Seite) hinter die größte Feldabmessung eines Leaf-Paares des μ MLC einzustellen.

Die experimentellen Messungen am doppeltkollimierenden System MXE-2 + μ MLC in Luft und Wasser haben gezeigt, dass es zu keiner abrupten Änderung der Dosisquerverteilung kommt, sondern, die Veränderung der Flankensteilheit und der Feldgröße über einen gewissen Bereich andauert. Die zusätzliche Aufstreuung der Dosisquerverteilung in Wasser durch das Streumedium konnte durch die vorgestellten Parameter detektiert werden. Die absoluten Werte im Wasser für Sigma und Integral sind deutlich größer als in Luft und die absoluten Werte für den Anstieg deutlich kleiner. Weiterhin ergaben die Untersuchungen in Wasser, dass der Parameter Sigma und zum Teil der Parameter Integral in der Lage waren, Veränderungen im Streustrahlungsteil der Dosisquerverteilung zu detektieren. Die Feldgröße und der Anstieg sind dazu nicht in der Lage.

Das Monte-Carlo-Modell des μ MLC nach Kairn et. al. [32, 31] liefert in X-Richtung gute Übereinstimmung mit den experimentellen Daten. Die vorgestellten Parameter Feldgröße, Anstieg, Sigma und Integral konnten bei dem Experiment und bei der Simulation den Übergangsbereich und die einhergehenden Veränderungen der Dosisquerverteilungen gut beschreiben. Weiterhin war es möglich mit Hilfe von Anstieg, Sigma und Integral Unterschiede im Vergleich zwischen Experiment und Simulation darzustellen und zu analysieren.

Die gemessene Dosisquerverteilungen und die mit dem Bestrahlungsplanungssystem berechnete Dosisquerverteilung zeigen eine gute Übereinstimmung. In der Penumbra der Dosisquerverteilungen gab es die größte Abweichung von 4% wegen der Modellierung der Penumbra durch den Pencil-Beam-Dosisalgorithmus. Im Plateau und im Streustrahlungsbereich liegt die Abweichung bei $\geq 1\%$.

Der Vergleich mit weiteren doppeltkollimierenden Systemen hat gezeigt, dass das Maß der Veränderung der Dosisquerverteilung bei doppeltkollimierenden Systemen bei Variation der nominellen Feldabmessung des Beschleunigers von der Art des Zusatzkollimators, dem Abstand des Zusatzkollimators vom Fokus, dem Abstand

des Zusatzkollimators zu dem kollimierenden System des Beschleunigers und von der Konstruktion des Strahlerkopfes beeinflusst wird.

Mit den Parametern Feldgröße und Anstieg ist nur eine reine punktbezogene Analyse der Dosisquerverteilungen möglich. Währenddessen erfolgt mit den Parametern Integral und Sigma eine flächenbezogene Analyse über einen Teil der Dosisquerverteilung beziehungsweise der gesamten Dosisquerverteilung um Veränderungen im Strahlenfeld zu detektieren.

Es hat sich im Rahmen der Arbeit gezeigt, dass für eine umfassende Analyse der Dosisquerverteilung eine flächenbezogene Analyse über die gesamte Dosisquerverteilung erforderlich ist. Die im Rahmen dieser Arbeit vorgestellte Methode zur Analyse der Dosisquerverteilung über die Anpassung des Ergebnisses der Faltungsmethode an die gemessene Dosisquerverteilung liefert mit dem Parameter Sigma ein gutes Werkzeug zur Beschreibung von Veränderungen der Dosisquerverteilung.

7 Literatur

- [1] Jürgen Debus, Andrea Pirzkall, Wolfgang Schlegel und Michael Wannenmacher. „Stereotaktische Einzeitbestrahlung (Radiochirurgie) Methodik, Indikationen, Ergebnisse“. In: *Strahlentherapie und Onkologie* 175.2 (Feb. 1999), S. 47–56. ISSN: 1439-099X. DOI: 10.1007/BF02753842.
- [2] Th. Bortfeld, W. Schlegel, K.-H. Höver und D. Schulz-Ertner. „Mini and Micro Multileaf Collimators“. In: (1999). URL: <https://www.aapm.org/meetings/99AM/pdf/2796-50260.pdf>.
- [3] Hanno Krieger. *Strahlenphysik, Dosimetrie und Strahlenschutz. Band 2 - Strahlungsquellen, Detektoren und klinische Dosimetrie*. Vieweg+Teubner Verlag, 1997. ISBN: 978-3-519-13078-9. DOI: 10.1007/978-3-322-99931-3.
- [4] Wolfgang Schlegel. „Bestrahlungsgeräte der Teletherapie“. In: *Medizinische Physik 2*. Hrsg. von Wolfgang Schlegel und Josef Bille. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2002, S. 369–393. ISBN: 978-3-642-62981-5. DOI: 10.1007/978-3-642-56259-4_15.
- [5] Hanno Krieger. *Strahlungsmessung und Dosimetrie*. Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden, 2013. ISBN: 978-3-658-00385-2. DOI: 10.1007/978-3-658-00386-9.
- [6] Dietmar Georg, Tommy Knöös und Brendan McClean. „Current status and future perspective of flattening filter free photon beams“. In: *Medical Physics* 38.3 (2011), S. 1280–1293. ISSN: 2473-4209. DOI: 10.1118/1.3554643.
- [7] Dietmar Georg, Gabriele Kragl, Sacha af Wetterstedt, Patrick McCavana, Brendan McClean und Tommy Knöös. „Photon beam quality variations of a flattening filter free linear accelerator“. In: *Medical Physics* 37.1 (2010), S. 49–53. ISSN: 2473-4209. DOI: 10.1118/1.3264617.
- [8] Hanno Krieger. *Strahlungsquellen für Technik und Medizin*. Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden, 2013. ISBN: 978-3-658-00589-4. DOI: 10.1007/978-3-658-00590-0.
- [9] IAEA. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Non-serial Publication. Vienna: IAEA, 2005. ISBN: 92-0-107304-6.
- [10] Uwe Burmester und Herbert Reich. *Dosimetrie ionisierender Strahlung: Grundlagen und Anwendungen*. Stuttgart: B.G. Teubner, 1990. ISBN: 3519030675.
- [11] Indra J. Das, George X. Ding und Anders Ahnesjö. „Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry“. In: *Medical Physics* 35.1 (2008), S. 206–215. ISSN: 2473-4209. DOI: 10.1118/1.2815356.
- [12] Normenausschuss Radiologie. *DIN 6814-8:2000-12 Begriffe in der radiologischen Technik, Teil 8: Strahlentherapie*. Beuth Verlag Berlin, Dez. 2000.
- [13] Kai Henkel. „Untersuchungen zum Verlauf des Outputfaktors für kleine Strahlenfelder“. Diplomarbeit. Fachbereich Physik, Martin Luther Universität Halle-Wittenberg, 2005.
- [14] Armand Djouguela, Dietrich Harder, Ralf Kollhoff, Simon Foschepoth, Wolfgang Kunth, Antje Rühmann, Kay Willborn und Björn Poppe. „Fourier deconvolution reveals the role of the Lorentz function as the convolution kernel of narrow photon beams“. In: *Physics in Medicine & Biology* 54.9 (2009), S. 2807. ISSN: 0031-9155. DOI: 10.1088/0031-9155/54/9/015.
- [15] Michael Schaks. „Untersuchungen zur mathematischen Modellierung der Photonenflussverteilung von einfach- und doppeltkollimierenden Systemen in der Strahlentherapie“. Diplomarbeit. Fachbereich Physik, Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, 2011.
- [16] W. Ulmer und D. Harder. „A Triple Gaussian Pencil beam Model for Photon beam Treatment Planning“. In: *Zeitschrift für Medizinische Physik* 5.1 (1995), S. 25–30. ISSN: 0939-3889. DOI: 10.1016/S0939-3889(15)70758-0.
- [17] W. Ulmer und D. Harder. „Applications of a Triple Gaussian Pencil Beam Model for Photon Beam Treatment Planning“. In: *Zeitschrift für Medizinische Physik* 6.2 (1996), S. 68–74. ISSN: 0939-3889. DOI: 10.1016/S0939-3889(15)70784-1.
- [18] Il’ja M. Sobol’. *Die Monte-Carlo-Methode: Mit 5 Tabellen*. 4., überarb. und erw. Aufl. Berlin und [Frankfurt (Main)]: Dt. Verl. der Wiss. und Deutsch, 1991. ISBN: 3326006357.

- [19] I. Kawrakow. „Monte-Carlo-Simulationen in der Medizinischen Physik“. In: *Zeitschrift für Medizinische Physik* 11.2 (2001), S. 69. ISSN: 0939-3889. DOI: 10.1016/S0939-3889(15)70492-7.
- [20] Matthias Fippel und Fridtof Nüsslin. „Grundlagen der Monte-Carlo-Methode für die Dosisberechnung in der Strahlentherapie“. In: *Zeitschrift für Medizinische Physik* 11.2 (2001), S. 73–82. ISSN: 0939-3889. DOI: 10.1016/S0939-3889(15)70493-9.
- [21] Matthias Fippel. „Basics of Monte Carlo Simulations“. In: *Monte Carlo Techniques in Radiation Therapy*. Hrsg. von Joao Seco und Frank Verhaegen. Imaging in Medical Diagnosis and Therapy. CRC/Taylor & Francis, 2016, S. 17–28. ISBN: 9781466507944.
- [22] Matthias Fippel. „Monte Carlo Dose Calculation for Treatment Planning“. In: *New Technologies in Radiation Oncology*. Hrsg. von Wolfgang Schlegel, Thomas Bortfeld und Anca-Ligia Grosu. Medical Radiology. Berlin/Heidelberg: Springer-Verlag, 2006, S. 197–206. ISBN: 3-540-00321-5. DOI: 10.1007/3-540-29999-8_16.
- [23] Oleg N. Vassiliev. *Monte Carlo Methods for Radiation Transport*. Cham: Springer International Publishing, 2017. ISBN: 978-3-319-44140-5. DOI: 10.1007/978-3-319-44141-2.
- [24] Hanno Krieger und Wolfgang Petzold. *Strahlenphysik, Dosimetrie und Strahlenschutz*. Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag, 1992. ISBN: 978-3-519-23052-6. DOI: 10.1007/978-3-322-94129-9.
- [25] Siemens. *Digitaler Linearbeschleuniger - Physics Primer*. Siemens, 2011.
- [26] Elekta. *Agility und Integrity R3.0 Gebrauchsanweisung - Klinischer Modus für : Elekta Synergy[®] Plattform, Elekta Synergy[®], Elekta Synergy STM, Elekta AxesseTM, Elekta InfinityTM*. Elekta, 2012.
- [27] Elekta. *Elekta Medical Linaer Accelerator - Instructions for Use Supplement - Clinical Mode for: Elekta Synergy[®] Plattform, Elekta Synergy[®], Elekta AxesseTM, Elekta InfinityTM, and Versa HDTM with IntegrityTM R.2 and AgilityTM*. Elekta, 2014.
- [28] Vivian P. Cosgrove, Ulrich Jahn, Mathias Pfaender, Susanne Bauer, Volker Budach und Reinhard E. Wurm. „Commissioning of a micro multi-leaf collimator and planning system for stereotactic radiosurgery“. In: *Radiotherapy and Oncology* 50.3 (1999), S. 325–335. ISSN: 0167-8140. DOI: 10.1016/S0167-8140(99)00020-1.
- [29] P. Xia, P. Geis, L. Xing, C. Ma, D. Findley, K. Forster und A. Boyer. „Physical characteristics of a miniature multileaf collimator“. In: *Medical Physics* 26.1 (1999), S. 65–70. ISSN: 2473-4209. DOI: 10.1118/1.598478.
- [30] Jason Belec, Horacio Patrocinio und Frank Verhaegen. „Development of a Monte Carlo model for the Brainlab microMLC“. In: *Physics in Medicine & Biology* 50.5 (2005), S. 787. ISSN: 0031-9155. DOI: 10.1088/0031-9155/50/5/005.
- [31] T. Kairn, T. Aland, R. D. Franich, P. N. Johnston, M. B. Kakakhel, J. Kenny, R. T. Knight, C. M. Langton, D. Schlect, M. L. Taylor und J. V. Trapp. „Adapting a generic BEAMnrc model of the BrainLAB m3 micro-multileaf collimator to simulate a local collimation device“. In: *Physics in Medicine and Biology* 55.17 (2010), N451. DOI: 10.1088/0031-9155/55/17/N01.
- [32] T. Kairn, J. Kenny, S. B. Crowe, A. L. Fielding, R. D. Franich, P. N. Johnston, R. T. Knight, C. M. Langton, D. Schlect und J. V. Trapp. „Technical Note: Modeling a complex micro-multileaf collimator using the standard BEAMnrc distribution“. In: *Medical Physics* 37.4 (2010), S. 1761–1767. ISSN: 2473-4209. DOI: 10.1118/1.3355873.
- [33] Marcus Fischer. „Untersuchungen zum Einsatz eines neuartigen Mikrolamellenkollimators für medizinische Linearbeschleuniger“. Diplomarbeit. Fachbereich Physik, Universität Hamburg, 2005.
- [34] Olivia Amanda García-Garduño, Miguel Ángel Celis, José Manuel Lárraga-Gutiérrez, Sergio Moreno-Jiménez, Arnulfo Martínez-Dávalos und Mercedes Rodríguez-Villafuerte. „Radiation transmission, leakage and beam penumbra measurements of a micro-multileaf collimator using GafChromic EBT film“. In: *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 9.3 (2008), S. 90–98. ISSN: 1526-9914. DOI: 10.1120/jacmp.v9i3.2802.

- [35] Armand Djouguela, Irmgard Griefsbach, Dietrich Harder, Ralf Kollhoff, Ndimofor Chofor, Antje Rühmann, Kay Willborn und Bjoern Poppe. „Dosimetric characteristics of an unshielded p-type Si diode: linearity, photon energy dependence and spatial resolution“. In: *Zeitschrift für Medizinische Physik* 18.4 (2008), S. 301–306. ISSN: 0939-3889. DOI: doi.org/10.1016/j.zemedi.2008.06.007.
- [36] PTW-Freiburg. *Inizing Radiation Detectors Including Codes of Practice*. PTW-Freiburg, 2016.
- [37] Michael Schwedas, Marcel Scheithauer, Tilo Wiezorek und Thomas G. Wendt. „Strahlenphysikalische Einflussgrößen bei der Dosimetrie mit verschiedenen Detektortypen“. In: *Zeitschrift für Medizinische Physik* 17.3 (2007), S. 172–179. ISSN: 0939-3889. DOI: [10.1016/j.zemedi.2007.03.001](https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2007.03.001).
- [38] Wikipedia contributors. *Trust-Region-Verfahren* — *Wikipedia, The Free Encyclopedia*. [Online; accessed 01-October-2011]. Okt. 2011. URL: <http://de.wikipedia.org/wiki/Trust-Region-Verfahren>.
- [39] Andrew R. Conn, Nicholas I. M. Gould und Philippe L. Toint. *Trust-region methods*. Bd. 1. MPS-SIAM series on optimization. Philadelphia, Pa.: Society for Industrial and Applied Mathematics (SIAM, 3600 Market Street, Floor 6, Philadelphia, PA 19104), 2000. ISBN: 978-0-89871-460-9. DOI: [10.1137/1.9780898719857](https://doi.org/10.1137/1.9780898719857).
- [40] D.W.O. Rogers, B. Walters und I. Kawrakow. *BEAMnrc users manual*. Sep. 2017.
- [41] I. Kawrakow, E. Mainegra-Hing, D.W.O. Rogers, F. Tessier und B.R.B. Walters. *The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport*. Sep. 2017.
- [42] Johannes Möller. „Untersuchung der Energieabhängigkeit von Detektoren zur Dosismessung in kleinen Bestrahlungsfeldern“. Diplomarbeit. Fachbereich Physik, Martin Luther Universität Halle-Wittenberg, 2012.
- [43] Siochi, A.C. *Datenblatt zur Monte-Carlo-Simulation des klinischen Elektronenlinearbeschleuniger Siemens Primus, Seriennummer 3362, mittels EGS / BEAM*. Siemens, 2001.
- [44] B. Walters, I. Kawrakow und D.W.O. Rogers. *DOSXYZnrc users manual*. Sep. 2017.
- [45] BrainLAB. *Technisches Referenzhandbuch, BrainLAB - Physikalische Grundlagen*. BrainLAB, 2009.
- [46] Rolf-Dieter Kortmann, Michael Bamberg und Jürgen Meixensberger. „Zentralnervensystem“. In: *Klinik*. Hrsg. von Michael Bamberg und Michael Molls und Horst Sack. 2. Aufl. Radioonkologie. München: Zuckschwerdt Verlag, 2009, S. 798–899. ISBN: 978-3-88603-953-1.
- [47] Uwe Schlegel und Manfred Westphal. „Primäre Tumoren des Gehirns und seiner Häute“. In: *Neuroonkologie: Diagnostischer und therapeutischer Leitfaden für Neurologen, Neurochirurgen, Onkologen und Radioonkologen*. Hrsg. von Uwe Schlegel und Manfred Westphal. Stuttgart: Georg Thieme Verl., 1998. ISBN: 3-13-109061-8.
- [48] R. Engenhardt-Cabillic, M. W. Groß, M. Henzel, A. Zabel-du Bois, S. Milker-Zabel und D. Rades. „Zentrales Nervensystem und Sinnesorgane“. In: *Strahlentherapie*. Hrsg. von Michael Wannemacher. Berlin: Springer, 2013, S. 373–430. ISBN: 978-3-540-88304-3. DOI: [10.1007/978-3-540-88305-0_16](https://doi.org/10.1007/978-3-540-88305-0_16).
- [49] BrainLAB. *Software Handbuch Rev. 2.0 für Brain SCAN Version 5.31*. BrainLAB, 2008.
- [50] Marcus Fischer, Manuel Todorovic, Eva Drud und Florian Cremers. „Commissioning of a double-focused micro multileaf collimator (μ MLC)“. In: *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 11.2 (2010), S. 81–91. ISSN: 15269914. DOI: [10.1120/jacmp.v11i2.3131](https://doi.org/10.1120/jacmp.v11i2.3131).
- [51] Franziska Renner. „Benchmark experiment to verify radiation transport calculations for dosimetry in radiation therapy.“ In: *Zeitschrift für medizinische Physik* 26 (3 Sep. 2016), S. 209–223. ISSN: 1876-4436. DOI: [10.1016/j.zemedi.2015.06.009](https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2015.06.009).

8 Thesen

- Bei der Kollimierung eines Strahlenfeldes durch ein doppeltkollimierendes System ändern sich die strahlenphysikalischen Eigenschaften des Strahlenfeldes im Vergleich zu dem einfachkollimierenden System.
- Es empfiehlt sich, für eine optimale Dosisquerverteilung des doppeltkollimierenden Systems aus μ MLC und MXE-2 mit minimalem Einfluss der Blenden des Beschleuniger und einer geringen Streustrahlung, die nominelle Feldabmessung des Beschleunigers in X-Richtung 8 mm (4 mm auf jeder Seite) größer einzustellen als die nominelle Feldabmessung des μ MLC. In Y-Richtung muss die nominelle Feldabmessung des Beschleunigers 10 mm (5 mm auf jeder Seite) größer sein als die nominelle Feldabmessung des μ MLC.
- Das Modell des μ MLC Kollimators m3, welches auf Grundlage des Modells und der Daten von Kairn et. al. erstellt wurde, liefert in X-Richtung sehr gute Übereinstimmungen zwischen den experimentellen Messungen und der Monte-Carlo-Simulation.
- Das Maß der Veränderung der Dosisquerverteilung bei doppeltkollimierenden Systemen bei Variation der Differenz der nominellen Feldabmessung des Beschleunigers zu der nominellen Feldgröße des Zusatzkollimators wird von der Art des Zusatzkollimators, dem Abstand des Zusatzkollimators vom Fokus, dem Abstand des Zusatzkollimators zu dem kollimierenden System des Beschleunigers und von der Konstruktion des Strahlerkopfes beeinflusst.
- Es gibt eine sehr gute Übereinstimmung zwischen den im Bestrahlungsplanungssystem berechneten und den experimentell gemessenen Dosisquerverteilungen.
- Die Feldgröße ist die am einfachsten zu bestimmende Größe, gefolgt vom Anstieg, dem Integral und Sigma. Beim Informationsgrad steht der Parameter Sigma an erster Stelle, gefolgt den Parametern Integral, Anstieg und der Feldgröße.
- Für eine umfassende Analyse der Dosisquerverteilung ist eine flächenbezogene Analyse über die gesamte Dosisquerverteilung erforderlich.
- Die im Rahmen dieser Arbeit vorgestellte Methode zur Analyse der Dosisquerverteilung über die Anpassung des Ergebnisses der Faltungsmethode an die gemessene Dosisquerverteilung liefert mit dem Parameter Sigma ein gutes Werkzeug zur umfassenden Beschreibung von Veränderungen der Dosisquerverteilung.

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre an Eides statt, dass ich die Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe. Alle Regeln der guten wissenschaftlichen Praxis wurden eingehalten; es wurden keine anderen als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt und die den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht.

Halle, den 22.01.2019

Michael Schaks

Erklärung über frühere Promotionsversuche

Ich erkläre, dass ich mich an keiner anderen Hochschule einem Promotionsverfahren unterzogen bzw. eine Promotion begonnen habe.

Halle, den 22.01.2019

Michael Schaks

Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name: Michael Schaks
Geburtsdatum: 01.01.1984
Geburtsort: Halle
Staatsangehörigkeit: deutsch

Ausbildung:

1990 - 1994 Grundschole Gebrüder Grimm, Halle
1994 - 1996 Christian-Thomasius-Gymnasium, Halle
1997 - 2003 Sportgymnasium Halle, Abschluss: Abitur
2003 - 2004 Zivildienst an der Medizinischen Fakultät
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
2004 - 2011 Studium Medizinische Physik an der Martin-Luther-Universität
Halle-Wittenberg, Abschluss: Diplom

Beruflicher Werdegang:

seit 15.06.2011 Medizinphysiker an der
Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie
Universitätsklinikum Halle