

**Aus der Universitätsklinik für Radioonkologie mit Poliklinik
Tübingen**

Ärztlicher Direktor: Professor Dr. M. Bamberg

**Dosimetrische Untersuchungen zum Feldanschluss von
Photonenfeldern und Elektronenfeldern**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen**

**vorgelegt von
Daniel Philipp Denninger
aus
Backnang**

2011

Dekan:

Professor Dr. I. B. Autenrieth

1. Berichterstatter:

Professor Dr. G. Christ

2. Berichterstatter:

Privatdozent Dr. M. Bleif

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis.....	I
Abbildungsverzeichnis.....	III
Tabellenverzeichnis.....	VII
Abkürzungsverzeichnis	X
1 Einleitung	1
1.1 Bestrahlungstechniken mit Feldanschluss	1
1.2 Untersuchungen von Feldanschlüssen und Fragestellung der Dissertation	2
2 Mehrfeldertechniken bei HNO-Tumoren und Mammakarzinom	4
2.1 HNO-Tumore	4
2.2 Mammakarzinom	6
3 Material und Methoden.....	9
3.1 Linearbeschleuniger.....	9
3.2 Versuchsaufbau	10
3.3 Ionisationskammern und Ionisationsdosimetrie	12
3.4 Festlegung eines Koordinatensystems und Einstellung des Nullpunktes	15
3.5 Photonenfelder.....	17
3.6 Elektronenfelder.....	20
3.7 Normierung der relativen Messwerte	21
3.8 Bestimmung der Dosisverteilung im Anschlussbereich benachbarter Felder.....	27
4 Ergebnisse	29
4.1 Anschluss von Photonenfeldern an Photonenfelder	29
4.1.1 Feldanschluss bei 6 MV Photonen.....	29
4.1.2 Einfluss der Kollimatoreinstellung	41
4.2 Anschluss von Elektronenfeldern an Photonenfelder.....	47
4.2.1 Anschluss von 12 MeV Elektronen an 6 MV Photonen.....	47
4.2.2 Einfluss des Tubus-Oberflächen-Abstandes.....	57
4.2.3 Einfluss der Elektronenenergie	64
4.2.4 Normierung der Elektronenfelder auf 100 %.....	71

4.2.5	Überlappender Anschluss bei divergentem Elektronenfeld.....	74
4.2.6	Einfluss des Tubus-Oberflächen-Abstandes bei überschneidender Felddivergenz	78
4.2.7	Einfluss der Elektronenenergie bei überschneidender Felddivergenz	81
4.2.8	Anschluss von Elektronenfeldern an Photonenfelder unter 40° Tragarmauswinkelung.....	87
5	Diskussion	94
5.1	Messmethodik und Datenverarbeitung.....	94
5.1.1	Berechnung von Dosisverteilungen aus experimentellen Messdaten	94
5.1.2	Einschränkung und Adaptation der Messmethodik.....	95
5.2	Anschluss von Photonenfeldern an Photonenfelder	96
5.2.1	Dosisverteilung bei lückenlosem Feldanschluss	96
5.2.2	Vergleich der Ergebnisse mit der Literatur.....	97
5.2.3	Einfluss von Messtiefe und Kollimatorausrichtung.....	98
5.2.4	Konsequenzen für die praktische Bestrahlungsroutine	101
5.3	Anschluss von Photonenfeldern an Elektronenfelder.....	103
5.3.1	Charakteristik der Dosisverteilung im Anschlussbereich.....	103
5.3.2	Vergleich mit der Literatur.....	104
5.4	Mammatangente mit angeschlossenem Elektronenfeld.....	106
5.5	Fehlerbetrachtung.....	107
6	Zusammenfassung.....	110
6.1	Einleitung	110
6.2	Mehrfeldertechniken bei HNO-Tumoren und Mammakarzinom	111
6.3	Material und Methoden	111
6.4	Ergebnisse	112
6.5	Diskussion.....	116
	Literaturverzeichnis	119

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 3.1:	Lamellenkollimator in Ausrichtung 0° , $10 \times 20 \text{ cm}^2$ Feld	10
Abbildung 3.2:	Versuchsaufbau.....	12
Abbildung 3.3:	Koordinatensystem	16
Abbildung 3.4:	Geometrie und Normierung bei Einstrahlwinkel 0° , Photonen	23
Abbildung 3.5:	Geometrie und Normierung bei Einstrahlwinkel 40° , Photonen	24
Abbildung 3.6:	Geometrie und Normierung bei Einstrahlwinkel 0° , Elektronen	26
Abbildung 3.7:	Geometrie und Normierung bei Einstrahlwinkel 320° , Elektronen	27
Abbildung 4.1:	Anschluss von zwei identischen $10 \times 20 \text{ cm}^2$, 6 MV Photonenhalbfeldern (X06 a und X06 b).....	30
Abbildung 4.2:	Dosisverteilung beim Anschluss zweier 6 MV Photonenfelder aneinander.	31
Abbildung 4.3:	Photonenfelder 6 MV, Gesamtdosisverteilungen in 5 mm, 15 mm und 100 mm Messtiefe.	32
Abbildung 4.4:	X06 a + X06 b, Vergleich zwischen dem Tiefendosisverlauf des 6 MV Feldes und den Unterdosierungen in Abhängigkeit der Messtiefe.	33
Abbildung 4.5:	X06 a + X06 b, Gesamtdosisverläufe bei Verschiebungen der Felder von $\pm 20 \text{ mm}$ zueinander.....	34
Abbildung 4.6:	X06 a + X06 b, Unter- / Überdosierungen abhängig von der Verschiebung der Felder zueinander.....	35
Abbildung 4.7:	X06 a + X06 b, linearer Teil der Unter- / Überdosierungen bei Verschiebungen der Felder von $\pm 5 \text{ mm}$	36
Abbildung 4.8:	X06 a + X06 b, Fehldosierungen bei Verschiebung der Felder gegeneinander in 5 mm, 15 mm, 100 mm und 300 mm Messtiefe.	37
Abbildung 4.9:	X06 a + X06 b, Überlappung der Felder um 1 mm. Vergleich Tiefendosisverlauf mit den absoluten Minima / Maxima	38
Abbildung 4.10:	X06 a + X06 b, Fehldosierungen über den gesamten Messtiefenbereich für Verschiebungen der Felder von $\pm 20 \text{ mm}$	39

Abbildung 4.11: X06 a + X06 b, Verschiebung der Felder um ± 20 mm. Darstellung der Fehldosierungen als Prozentwerte des Tiefendosisverlaufes.....	40
Abbildung 4.12: 6 MV Photonenhalbfeld (10×20 cm ²) bei einer Kollimatorauswinkelung von 0° und 90°	42
Abbildung 4.13: X06 c + X06 d (Kollimator 90° , K90) verglichen mit X06 a + X06 b (Kollimator 0° , K 0), Messtiefen 5 mm, 15 mm und 100 mm.....	43
Abbildung 4.14: X06 c + X06 d, Fehldosierungen bei Verschiebung der Felder in 5 mm, 15 mm, 100 mm und 300 mm Messtiefe.....	45
Abbildung 4.15: Anschluss eines asymmetrischen 10×4 cm ² , 12 MeV Elektronenfeldes an ein 10×20 cm ² , 6 MV Photonenhalbfeld.....	48
Abbildung 4.16: 6 MV Photonenfeld (X06) + 12 MeV Elektronenfeld (E12), Dosisverteilungen in 20 mm Messtiefe.	49
Abbildung 4.17: X06 + E12, Auswertung der Dosisverteilungen in 20 mm Messtiefe.	50
Abbildung 4.18: X06 + E12, Dosisverteilung in 5 mm, 20 mm und 48 mm Messtiefe	51
Abbildung 4.19: X06 + E12, Dosisverläufe bei Verschiebungen der Felder von ± 20 mm.....	53
Abbildung 4.20: X06 + E12, Über- und Unterdosierungen bei Verschiebungen der Felder von ± 20 mm, Messtiefen 5 mm, 20 mm, 40 mm und 53 mm.....	54
Abbildung 4.21: X06 + E12, Dosisverteilung in 5 mm, 20 mm und 48 mm Messtiefe bei einer Überlappung der Felder um 1 mm.....	56
Abbildung 4.22: 12 MeV Elektronen und 6 MV Photonen mit Tubus-Oberflächen-Abständen von 5 cm und 10 cm.....	58
Abbildung 4.23: 6 MV + 12 MeV, Messtiefe 5 mm, TOA: 0 cm, 5 cm und 10 cm.....	59
Abbildung 4.24: 6 MV + 12 MeV, Messtiefe 20 mm bzw. 23 mm, TOA: 0 cm, 5 cm und 10 cm.	60
Abbildung 4.25: 6 MV + 12 MeV, Messtiefe 48 mm, TOA: 0 cm, 5 cm und 10 cm.....	61
Abbildung 4.26: 6 MV + 12 MeV, Fehldosierungen bei Verschiebung der Felder in 5 mm Messtiefe. TOA: 0 cm, 5 cm und 10 cm.....	62
Abbildung 4.27: 6 MV + 12 MeV, Fehldosierungen bei Verschiebung der Felder in 20 mm bzw. 23 mm Messtiefe. TOA: 0 cm, 5 cm und 10 cm.....	63

Abbildung 4.28:	6 MV + 12 MeV, Fehldosierungen bei Verschiebung der Felder in 48 mm Messtiefe. TOA: 0 cm, 5 cm und 10 cm.....	64
Abbildung 4.29:	6 MV + 4 MeV in 5 mm, 7 mm, 11 mm und 16 mm Messtiefe.	65
Abbildung 4.30:	6 MV + 18 MeV in 5 mm, 14 mm, 56 mm und 80 mm Messtiefe.	67
Abbildung 4.31:	6 MV + 4 MeV, Fehldosierungen in 5 mm, 7 mm, 11 mm und 16 mm Messtiefe.	68
Abbildung 4.32:	6 MV + 18 MeV, Fehldosierungen in 5 mm, 56 mm und 80 mm Messtiefe.	69
Abbildung 4.33:	6 MV + 18 MeV, maximale und minimale Dosiswerte in 5 mm, 14 mm, 56 mm und 80 mm Messtiefe.....	70
Abbildung 4.34:	6 MV + 4 MeV, Normierung der Elektronen auf 100 % in 5 mm, 7 mm, 11 mm und 16 mm Messtiefe.....	72
Abbildung 4.35:	6 MV + 18 MeV, Normierung der Elektronen auf 100 % in 5 mm, 14 mm, 56 mm und 80 mm Messtiefe.....	73
Abbildung 4.36:	Das Elektronenfeld (4 MeV, 12 MeV und 18 MeV) wird mit seiner zentralstrahlfernen Seite an die Zentralstrahlseite des Photonenfeldes (6 MV) angeschlossen.	75
Abbildung 4.37:	6 MV + 12 MeV (zentralstrahlferne Seite), Gesamtdosisverteilungen in 5 mm, 20 mm, 40 mm und 53 mm Messtiefe.	76
Abbildung 4.38:	6 MV + 12 MeV (zentralstrahlferne Seite). Fehldosierungen bei Verschiebungen der Felder von ± 20 mm. Messtiefen 5 mm, 20 mm, 40 mm und 53 mm.....	77
Abbildung 4.39:	6 MV + 12 MeV (zentralstrahlferne Seite) bei TOA von 0 cm, 5 cm und 10 cm in 5 mm Messtiefe.	79
Abbildung 4.40:	6 MV + 12 MeV (zentralstrahlferne Seite) in 20 mm Messtiefe bei 0 cm TOA und in 23 mm Messtiefe bei 5 cm und 10 cm TOA.	80
Abbildung 4.41:	6 MV + 12 MeV bei TOA von 0 cm, 5 cm und 10 cm in 48 mm Messtiefe.	81
Abbildung 4.42:	6 MV + 4 MeV (zentralstrahlferne Seite), Gesamtdosisverläufe in 5 mm, 7 mm, 11 mm und 16 mm Messtiefe.	82
Abbildung 4.43:	6 MV + 18 MeV (zentralstrahlferne Seite), Gesamtdosisverläufe in 5 mm, 14 mm, 56 mm und 80 mm Messtiefe.	83

Abbildung 4.44: 6 MV + 4 MeV (zentralstrahlferne Seite). Fehldosierungen bei Verschiebungen der Felder von ± 20 mm. Messtiefen 5 mm, 7 mm, 11 mm und 16 mm.....	84
Abbildung 4.45: 6 MV + 18 MeV. Fehldosierungen bei Verschiebungen der Felder von ± 20 mm. Messtiefen 5 mm, 56 mm und 80 mm..	85
Abbildung 4.46: 6 MV + 18 MeV (zentralstrahlferne Grenze), maximale und minimale Dosiswerte bei einer Verschiebung der Felder von ± 20 mm, Messtiefen 5 mm, 14 mm, 56 mm und 80 mm.....	86
Abbildung 4.47: Mammatangente mit Elektronenfeld unter einer Tragarmauswinkelung von 40°	88
Abbildung 4.48: 6 MV (X06) + 12 MeV (E12), Dosisverteilungen in 14 mm Messtiefe. Tragarmauswinkelung 40°	89
Abbildung 4.49: 6 MV + 12 MeV, Gesamtdosisverlauf in 4 mm, 14 mm, 28 mm und 43 mm Messtiefe. Tragarmauswinkelung 40°	90
Abbildung 4.50: 6 MV + 12 MeV, Verschiebung der Felder um ± 20 mm. Messtiefen: 4 mm, 10 mm und 14 mm. Tragarmauswinkelung 40°	92
Abbildung 4.51: 6 MV + 12 MeV, Verschiebung der Felder um ± 20 mm. Messtiefen: 28 mm, 37 mm und 43 mm. Tragarmauswinkelung 40°	92
Abbildung 5.1: (a) Nut und Feder Konstruktion eines Elekta MLC, (b) und (c) stellen zwei Felder dar, (d) zeigt den Nut- und Feder-Effekt beim Anschluss der beiden Felder aneinander.	100

Tabellenverzeichnis

Tabelle 3.1:	Technische Daten der Ionisationskammern.....	14
Tabelle 3.2:	Parameter der Photonenfelder	19
Tabelle 3.3:	Parameter der Elektronenfelder.....	20
Tabelle 4.1:	6 MV Photonenfelder, Unterdosierungen und additiver Dosisbeitrag in allen Messtiefen.	32
Tabelle 4.2:	Steigungen der Über-/ Unterdosierungskurven im Bereich von ± 5 mm Verschiebung.	36
Tabelle 4.3:	X06 a + X06 b, Fehldosierungen bei Verschiebungen der Felder um ± 20 mm. Messtiefen 1 mm bis 300 mm.....	37
Tabelle 4.4:	X06 a + X06 b, Fehldosierungen in Prozent des Tiefendosisverlaufes bei Verschiebungen der Felder um ± 20 mm. Messtiefen 1 mm bis 300 mm.	41
Tabelle 4.5:	Vergleich X06 a + X06 b (K 0°) mit X06 c + X06 d (K 90°), Unterdosierungen und additive Dosisbeiträge in allen Messtiefe.	43
Tabelle 4.6:	X06 c + X06 d, Beträge der Fehldosierungen bei Verschiebungen der Felder um ± 20 mm gegeneinander. Messtiefen 1 mm bis 300 mm.....	45
Tabelle 4.7:	Vergleich X06 a + X06 b mit X06 c + X06 d. Steigungen der Kurven für einen Bereich von ± 5 mm Verschiebung.	46
Tabelle 4.8:	X06 + E12, Über- und Unterdosierungen, sowie die additiven Dosisbeiträge. Zu den Messtiefen sind die Energiedosen in der Mitte des Elektronenfeldes angegeben.....	52
Tabelle 4.9:	X06 + E12 Überdosierungen (rot) und Unterdosierungen (blau) bei Verschiebungen der Felder um ± 15 mm.....	55
Tabelle 4.10:	X06 + E12, Vergleich der Fehldosierungen bei 0 mm und 1 mm Überlappung über den gesamten Messtiefenbereich. Zunahme bzw. Abnahme der Fehldosierungen berechnet sich aus den absoluten Maxima / Minima der beiden Verschiebungen.....	56
Tabelle 4.11:	6 MV + 12 MeV, Fehldosierungen und additive Dosisbeiträge bei 0 cm, 5 cm und 10 cm TOA in 5 mm Messtiefe.	59

Tabelle 4.12:	6 MV + 12 MeV, Fehldosierungen bei 0 cm, 5 cm und 10 cm Abstand Tubus-Oberfläche in der Tiefe des Elektronendosismaximums.....	60
Tabelle 4.13:	6 MV + 12 MeV, Fehldosierungen und additive Dosisbeiträge bei 0 cm, 5 cm und 10 cm TOA, in 48 mm Tiefe.....	61
Tabelle 4.14:	6 MV + 4 MeV, Fehldosierungen und additive Dosisbeiträge in 5 mm, 7 mm, 11 mm und 16 mm Messtiefe (mit Energiedosen in der Mitte des Elektronenfeldes).....	66
Tabelle 4.15:	6 MV + 18 MeV, Fehldosierungen und additive Dosisbeiträge in 5 mm, 14 mm, 56 mm und 80 mm Tiefe.	67
Tabelle 4.16:	6 MV + 4 MeV, Überdosierungen (rot) und Unterdosierungen (blau) bei Verschiebungen der Felder um ± 15 mm.....	68
Tabelle 4.17:	6 MV + 18 MeV, Fehldosierungen bei Verschiebungen der Felder um ± 15 mm in 5 mm, 14 mm, 56 mm und 80 mm Messtiefen.	70
Tabelle 4.18:	6 MV + 4 MeV, Fehldosierungen und additive Dosisbeiträge in 5 mm, 7 mm, 11 mm und 16 mm Tiefe. Normierung der Elektronen auf 100 % in allen Messtiefen....	72
Tabelle 4.19:	6 MV + 18 MeV, Fehldosierungen und additive Dosisbeiträge in 5 mm, 14 mm, 56 mm und 80 mm Tiefe. Normierung der Elektronen auf 100 % in allen Tiefen.	73
Tabelle 4.20:	6 MV + 12 MeV (zentralstrahlferne Seite), Fehldosierungen und additive Dosisbeiträge in allen Messtiefen (mit Energiedosis in der Mitte des Elektronenfeldes).....	76
Tabelle 4.21:	6 MV + 12 MeV (zentralstrahlferne Seite), Überdosierungen (rot) und Unterdosierungen (blau) bei Verschiebungen der Felder um ± 15 mm, in 5 mm, 20 mm, 40 mm und 53 mm Messtiefen.	77
Tabelle 4.22:	6 MV + 12 MeV (zentralstrahlferne Seite), Fehldosierungen in 5 mm Messtiefe. TOA 0 cm, 5 cm und 10 cm.	79
Tabelle 4.23:	6 MV + 12 MeV (zentralstrahlferne Seite), Fehldosierungen in 20 mm bzw. 23 mm Messtiefe. TOA 0 cm, 5 cm und 10 cm.....	80
Tabelle 4.24:	6 MV + 12 MeV Fehldosierungen in 48 mm Messtiefe. TOA von 0 cm, 5 cm und 10 cm.....	81

Tabelle 4.25:	6 MV + 4 MeV (zentralstrahlferne Grenze), Fehldosierungen und additive Dosisbeiträge in 5 mm, 7 mm, 11 mm und 16 mm Messtiefe.	82
Tabelle 4.26:	6 MV + 18 MeV (zentralstrahlferne Grenze), Fehldosierungen und additive Dosisbeiträge in 5 mm, 14 mm, 56 mm und 80 mm Messtiefe.	83
Tabelle 4.27:	6 MV + 4 MeV (zentralstrahlferne Seite), Überdosierungen (rot) und Unterdosierungen (blau) bei Verschiebungen der Felder um ± 15 mm in 5 mm, 7 mm, 11 mm und 16 mm Messtiefen.	84
Tabelle 4.28:	6 MV + 18 MeV (zentralstrahlferne Seite), Überdosierungen (rot) und Unterdosierungen (blau) bei Verschiebungen der Felder um ± 15 mm, in 5 mm, 14 mm, 56 mm und 80 mm Messtiefen.	86
Tabelle 4.29:	6 MV + 12 MeV, Tragarmauswinkelung 40° . Unterdosierungen sowie die additiven Dosisbeiträge im Bereich des Photonen- und Elektronenfeldes. Messtiefen: 4 mm, 10 mm, 14 mm, 28 mm, 37 mm und 43 mm Messtiefen mit Energiedosis in der Mitte des Elektronenfeldes.	91
Tabelle 4.30:	6 MV + 12 MeV (Einstrahlwinkel 40°), Überdosierungen (rot) und Unterdosierungen (blau) bei Verschiebungen der Felder um ± 15 mm in allen Messtiefen.	93

Abkürzungsverzeichnis

Abb.:	Abbildung
bzw.:	beziehungsweise
CMF:	Cyclophosphamid, Methotrexat und 5-Fluorouracil
CT:	Computertomograph
FOA:	Fokus-Oberflächen-Abstand
ggf.:	gegebenenfalls
Gy:	Gray
ICR:	Intercostal Raum
IMN:	internal mammary node
QP:	Querprofil
TD:	Tiefendosisverlauf
TOA:	Tubus-Oberflächen-Abstand
usw.:	und so weiter

1 Einleitung

1.1 Bestrahlungstechniken mit Feldanschluss

Für eine große Anzahl an unterschiedlichen Tumorentitäten und Tumorlokalisationen bietet die Kombination mehrerer Bestrahlungsfelder eine gute Möglichkeit zur ausreichenden Dosisabdeckung des Zielvolumens bei gleichzeitiger Schonung von Risikoorganen.

In der Regel erfolgt beim Anschluss von zwei Bestrahlungsfeldern aneinander ein Ausgleich der Felddivergenzen um einen möglichst homogenen Dosisverlauf im Anschlussbereich zu erreichen. Hierzu werden entweder aufwändige Techniken mit Auswinkelung von Tisch, Gantry und Kollimator oder die, häufig einfachere, Halbfeldtechnik angewendet. Bei der Halbfeldtechnik wird die Hälfte eines Bestrahlungsfeldes ausgeblendet, so dass eine nicht divergente Grenze entsteht.

Die vorliegende Arbeit stellt einen Beitrag zur dosimetrischen Untersuchung und Optimierung von Feldanschlüssen bei verschiedenen Bestrahlungstechniken unter Verwendung von Halbfeldern dar. Im Vordergrund steht hierbei die Bestimmung von Dosisverläufen, wie sie unter praktischen Bedingungen bei Feldanschlusstechniken auftreten. Berücksichtigt werden dabei Kombinationen zwischen Photonenfeldern und Photonenfeldern und zwischen Photonenfeldern und Elektronenfeldern.

Die Kombination von Elektronenfeldern mit Photonenfeldern stellt eine gängige Feldanschlusstechnik dar. Der Vorteil einer solchen Kombination begründet sich in den unterschiedlichen Tiefendosisverläufen von Photonenstrahlung und Elektronenstrahlung.

Die Dosis bei einer Bestrahlung mit Photonen steigt im Gewebe zunächst stark an, erreicht ein Maximum und fällt ab, wodurch das Gewebe über seine gesamte Tiefe bestrahlt wird. Im Gegensatz hierzu steigt die Dosis bei

Elektronenstrahlung zunächst nur geringfügig an, fällt dann aber nach einem Maximum steil ab. Mit Elektronenstrahlung kann das Gewebe daher nur bis zu bestimmten, von der gewählten Energie abhängigen, Tiefen bestrahlt werden. Tiefer gelegenes Gewebe wird weitgehend geschont.

Befinden sich in einem Zielvolumen in der Tiefe Risikostrukturen wie Herz, Lunge, Rückenmark usw., so kann mit Photonenstrahlung an den gefährdeten Organen vorbei über die gesamte Tiefe eine hohe Dosis appliziert werden. Das Zielvolumen über den Risikostrukturen wird mit einem an das Photonenfeld anschließenden Elektronenfeld bestrahlt. Durch diese Kombination wird in dem gesamten Zielvolumen eine hohe Dosis erreicht, bei gleichzeitiger Schonung der Risikostrukturen. Diese Schonung ist durch Techniken ohne Feldanschluss, ausschließlich mit Photonenstrahlung, nur schwer zu erreichen.

Die Schonung von Risikostrukturen stellt eine therapeutische Indikation für einen Feldanschluss dar. Eine technische Indikation ist die begrenzte Größe der einstellbaren Felder. Ausgedehnte Bestrahlungsvolumina (z.B. Neuroachsenbestrahlung) können mit einem einzigen Feld nicht abgedeckt werden, eine Kombination von zwei oder mehr Feldern ist grundsätzlich nötig.

1.2 Untersuchungen von Feldanschlüssen und Fragestellung der Dissertation

Zum Thema der Feldanschlussproblematik gibt es zahlreiche dosimetrische Untersuchungen verschiedener Autoren. Das Ziel der meisten Arbeiten ist es einen perfekten Feldanschluss zu erreichen und anschließend den Dosisverlauf zu bestimmen. Hierzu wurden entweder die Einstellungen der Versuchsaufbauten bis zum Erreichen des gewünschten Anschlusses kontrolliert und angepasst oder durch mathematische Verfahren ein perfekter Anschluss mit vorher bestimmten Dosisverläufen simuliert. Derartig langwierige und umständliche Einstellungsprozeduren können in der täglichen Routine jedoch nicht regelmäßig gewährleistet werden. Ausgehend von etablierten Bestrahlungstechniken mit Feldanschlüssen untersucht die vorliegende Arbeit die in der

Praxis tatsächlich auftretenden Dosisverläufe mit entsprechenden Über- und Unterdosierungen. Insbesondere folgende Fragestellungen wurden hierbei berücksichtigt:

- wie ausgeprägt sind die auftretenden Über- und Unterdosierungen bei ausgewählten Feldanschlusstechniken mit Photonenfeldern und Elektronenfeldern?
- wie verändern sich die Dosisverteilungen unter Variation der Feldeinstellungen (z.B. Kollimatorrotation oder Tubus-Oberflächen-Abstand)?
- ist eine Verbesserung der Homogenität der Dosisverläufe in den Anschlussbereichen nötig bzw. möglich?

Zur Beantwortung dieser Fragen wurde eine große Anzahl an Dosisverläufen in einem Wasserphantom bestimmt und anschließend mathematisch aufsummiert. Die derart simulierten Feldanschlüsse entsprechen den Anschlüssen der täglichen Bestrahlungsroutine. Durch dieses Verfahren konnten für jeden untersuchten Feldanschluss die Dosisverläufe in verschiedenen Messtiefen bestimmt werden. Die meisten in der Literatur beschriebenen Untersuchungen von Feldanschlüssen erfolgten nur in einzelnen Messtiefen.

2 Mehrfeldertechniken bei HNO-Tumoren und Mammakarzinom

In der modernen Radiotherapie werden häufig Kombinationen von mehreren Bestrahlungsfeldern in direktem Anschluss aneinander eingesetzt. Derartige Mehrfeldertechniken werden bei systemischen und lokalen Therapien eingesetzt. Beispiele hierfür sind: Neuroachsenbestrahlung, HNO-Tumoren oder Brustkrebs.

Eine Indikation dieser Technik ergibt sich insbesondere bei ausgedehnten oder komplexen Zielvolumina in direkter Nachbarschaft von Risikoorganen mit geringer Strahlentoleranz.

2.1 HNO-Tumore

Ungefähr 5 % aller malignen Tumore sind im Kopf-Hals-Bereich lokalisiert. Sie werden häufig erst in fortgeschrittenen Stadien diagnostiziert und haben dann bereits in die lokalen Lymphknoten gestreut.

Die Therapie ist abhängig von der Lokalisation, der Funktion und der anatomischen Resektabilität des Tumors, sowie von dem Allgemeinzustand des Patienten. Sie besteht entweder aus einer Kombination von Operation, Strahlen- und Chemotherapie oder aus einer primären Radio-Chemotherapie.

Operable Tumore werden in der Regel primär operiert mit anschließender Bestrahlung, nur in sehr frühen Stadien (I und II) kann unter Umständen auf eine adjuvante Strahlentherapie verzichtet werden.

Eine Entfernung der Halslymphknoten in Form einer ein- oder beidseitigen Neckdissection erfolgt immer bei Lymphknotenmetastasen. Bei einigen Tumorklokalisationen (z.B. Mundhöhlenkarzinom) oder bei entsprechender TumorgroÙe wird sie auch ohne klinischen Metastasenverdacht primär durchgeführt.

Bei lokaler oder allgemeiner Inoperabilität erfolgt zunächst eine Radio-Chemotherapie, wenn nötig gefolgt von einer Salvage-Lymphonodektomie. Eine Ausnahme stellen die Nasopharyngskarzinome dar. Aufgrund der anatomischen Verhältnisse sind sie therapeutisch eine Domäne der Strahlentherapie.

Die CT geplante Radiotherapie von Kopf-Hals-Tumoren schließt zunächst die primäre Tumorregion sowie den gesamten zervikalen Lymphabfluss durch laterale Photonengegenfelder mit einem Stehfeld, Schrägfeld oder Gegenfeld des Lymphabfluss Level IV ein. Nach dem Erreichen von 36-40 Gy werden die lateralen Gegenfelder dorsal reduziert, um das Myelon zu schonen. Durch ein Elektronenstehfeld werden die dorsalen Halsregionen nach Reduktion der Photonenfelder weiter aufgesättigt.

Hierbei macht man sich den charakteristischen Tiefendosisverlauf hochenergetischer Elektronenstrahlung zu Nutzen. Nach einem initial geringfügigen Anstieg der Dosis fällt diese mit zunehmender Tiefe steil ab. Die Tiefe in welcher das Dosismaximum auftritt wird durch die Wahl der Energie gesteuert. Idealerweise liegt das Dosismaximum im Tumorgewebe während das gesunde Gewebe in der Tiefe ausgespart wird.

Bei dieser Technik sind mehrere Anschlüsse zwischen Photonenfeldern und Photonenfeldern bzw. Photonenfeldern und Elektronenfeldern notwendig. Diese Anschlüsse können entweder ohne oder mit einem Ausgleich der Felddivergenz erfolgen. Ohne Divergenzausgleich kommt es bei direktem Anschluss immer zu Überdosierungen, weshalb normalerweise ein Ausgleich der Divergenz entweder durch Auswinkelung von Tisch bzw. Tragarm oder durch den Einsatz von Halbfeldern erfolgt. Dabei bietet die Halbfeldtechnik mit einem einzigen Isozentrum die beste Reproduzierbarkeit und die einfachste Einstellung (Zhu et al. [27]).

2.2 Mammakarzinom

Beim Mammakarzinom erfolgt nach brusterhaltender Operation nahezu immer und bei Mastektomie abhängig vom Stadium und den Risikofaktoren eine adjuvante Radiotherapie.

Eine Möglichkeit der Brust- bzw. Brustwandbestrahlung stellt die sogenannte Mammatangente dar. Diese besteht aus zwei entgegengesetzt aufgestellten Photonenhalbfeldern, wobei die nicht divergente Seite tangential an den Rumpf angelegt wird.

Neben der Bestrahlung der Primärtumorregion kann eine risikoadaptierte Bestrahlung der regionalen Lymphabflusswege erfolgen. Bei diesen werden drei Zielvolumina unterschieden: die axillären-infraklavikulären, die medialen-supraclaviculären und die parasternalen Mammaria interna Lymphknoten.

Die Frage, in welcher Konstellation eine adjuvante Strahlentherapie des Lymphabflusses nach Mastektomie sinnvoll ist, wird derzeit kontrovers diskutiert. Besonders die Bestrahlung der Mammaria interna Lymphknoten (IMN) wird teilweise kritisch gesehen.

In der 10 Jahresüberlebensrate konnte weder bei einer großen Metaanalyse der „Early Breast Cancer Trialist’s Collaborative Group“ [8], noch bei weiteren Studien (Fowble et al. [10], Obedian et al. [16]) ein signifikanter Unterschied zwischen Therapieregimen mit bzw. ohne adjuvanter Bestrahlung der Brust \pm Bestrahlung der IMN gefunden werden. Die Radiotherapie der IMN reduziert zwar das Risiko, an Brustkrebs zu sterben, gleichzeitig beobachtet man aber eine erhöhte tumorunabhängige Mortalität. Diese wird auf eine kardiale Schädigung durch die erweiterte Bestrahlung zurückgeführt.

Beachtet werden muss bei diesen Ergebnissen, dass es sich um retrospektive Daten handelt. Über den beobachteten Zeitraum ab 1950 änderte sich die Strategie der Brustkrebsbehandlung wesentlich. Auf die Bestrahlung der IMN wurde zunehmend verzichtet, dafür aber eine systemische Chemo- und Hormontherapie eingeführt. Im direkten Vergleich der alten, adjuvanten Be-

strahlungstechniken mit den moderneren Chemo- und Hormontherapien, zeigte sich, wie beschrieben, kein Vorteil im Gesamtüberleben.

Der Einsatz neuer Bestrahlungstechniken wie die Mehrfeldertechnik mit Photonen und Elektronen bietet jedoch gute Möglichkeiten zur Aufsättigung der parasternalen Lymphknoten. Insbesondere der Anschluss eines schrägen Elektronenfeldes an die Mammatangente resultiert in einer geringeren kardialen Belastung (Arthur [4]) als die früher eingesetzte tiefe Mammatangente.

Weiter muss beachtet werden, dass ein Großteil der IMN bereits ohne ein zusätzliches Feld bei der einfachen Mammatangente mitbestrahlt wurde. Die parasternalen Lymphknoten liegen zwischen dem 1. und 6. Interkostalraum (ICR), hauptsächlich bis zum 3. ICR. Sie folgen den Mammaria interna Gefäßen und verlaufen in einer Tiefe von 0,8 cm bis 6,2 cm (Arthur et al. [4]). Vor allem die Lymphknoten der ersten ICR's, in welchen die meisten Tumorzellen gefunden werden, liegen teilweise im Bereich der Mammatangente bzw. eines supraclavikulären Feldes.

Hinweise für die Wirksamkeit einer adjuvanten Radiotherapie nach Mastektomie inklusive Bestrahlung der IMN konnte die Publikation der Danish Breast Cancer Cooperative Group (Overgaard et al. [18]) sowie die Ergebnisse des British Columbia trial (Ragaz et al. [20]) aufzeigen.

Die dänische Gruppe verglich die alleinige Chemotherapie (CMF: Cyclophosphamid, Methotrexat und 5-Fluorouracil) mit einer CMF Therapie plus Radiotherapie (RT). In der Gruppe mit Bestrahlung war das krankheitsfreie Überleben signifikant höher, als bei alleiniger Chemotherapie. Unter CMF alleine kam es zu einer erhöhten Lokalrezidivrate, während unter CMF plus RT häufiger Fernmetastasen als Erstereignis auftraten. Ragaz fand bei einer Behandlung mit Chemotherapie und Bestrahlung eine geringere Rate an Rezidiven (lokal und systemisch) und im Vergleich zur alleinigen Chemotherapie eine Risikoreduktion von 29 %, an Brustkrebs zu sterben.

Für alle aufgeführten Studien gilt unabhängig von der Gesamtüberlebensrate, dass durch die adjuvante Radiatio eine Reduktion der lokalen Rezidivrate erreicht wird.

Zur endgültigen Klärung der Frage nach dem Nutzen einer Bestrahlung der Mammaria interna Lymphabflusswege laufen derzeit noch nicht abgeschlossene prospektive randomisierte Studien.

Nach der S3 Leitlinie der Deutschen Krebsgesellschaft e.V. (DKG) zur Diagnostik, Therapie und Nachsorge des Mammakarzinoms [5], ist die Indikation zur Bestrahlung der parasternalen Lymphknoten zu prüfen, wenn eine Indikation zur Bestrahlung der supra-/ infraklavikulären Lymphknoten besteht.

Eine Strahlentherapie der supra-/infraklavikulären Lymphabflusswege wird empfohlen bei:

- 3 befallenen axillären Lymphknoten (LOE 2a, Empfehlungsgrad B)
- Befall des Level III der Achselhöhle (LOE 3b, Empfehlungsgrad B)
- bei Indikation zur Bestrahlung der Achselhöhle (LOE 3b, Empfehlungsgrad B)

Eine Strahlentherapie der Mammaria interna Lymphabflussregion wird dabei generell nicht empfohlen.

Diese Empfehlungen zum restriktiven Einsatz einer IMN-Bestrahlung ergeben sich aus den erhöhten Risiken für Herz- oder Lungenkomplikationen bei älteren Bestrahlungstechniken. Das Ziel moderner Bestrahlungstechniken beim Mammakarzinom ist daher, Wahrscheinlichkeit und Schwere möglicher Komplikationen zu minimieren und damit das Überwiegen des Nutzens zu erreichen.

Für die Lunge konnten Arthur et al. [4] und Hurkmans et al. [13] zeigen, dass bei den üblichen Bestrahlungstechniken das betroffene Lungenvolumen im Toleranzbereich liegt. Die möglichen pulmonalen Komplikationen sind daher klinisch kaum relevant. Zur Vermeidung einer kritischen kardialen Belastung sollten möglichst Elektronen mit einer entsprechend geringen Eindringtiefe eingesetzt und eine exakte dreidimensionale Planung durchgeführt werden.

Neben der kardialen Dosis muss beim Anschluss des Elektronenfeldes an die Mammatangente auch ein möglicher hot-spot im Brustgewebe berücksichtigt werden. Um chronische Folgen wie Fibrosen von Unterhaut und Lunge, Hyperpigmentierungen und Ulzera der Haut, Teleangiektasien oder Rippennekrosen zu vermeiden, muss der Feldanschluss so exakt wie möglich erfolgen.

3 Material und Methoden

3.1 Linearbeschleuniger

Die Messungen wurden an einem Linearbeschleuniger (Linac) vom Typ Sli Precise der Firma Elekta (Crawley, Großbritannien) durchgeführt. Dieser Beschleunigertyp erzeugt Photonenstrahlung mit Grenzenergien von 6 MeV und 15 MeV und Elektronenstrahlung mit Teilchenenergien von 4 MeV bis 18 MeV. Der Strahlerkopf dieses Linacs besitzt einen Lamellenkollimator (MLC) bestehend aus zweimal 40 Lamellen mit einer Breite von jeweils 1 cm in der Isozentrumsebene. Die einzeln verfahrbaren Lamellen besitzen einen maximalen Overtravel über die Feldmitte hinaus von 12,5 cm. Um eine konstante Breite des Halbschattens zu erreichen, sind die Lamellen an der feldbegrenzenden Seite abgerundet. Zur Verminderung der Leckstrahlung sind die Lamellen in einer stufenförmigen Überdeckung von 1 mm angeordnet. Zur weiteren Reduktion der Durchlassstrahlung sind zwei 3 cm starke Blockblenden oberhalb des MLCs eingesetzt, die jeweils die Position der am weitesten geöffneten Lamelle einnehmen. Die Einblendung des Strahlenfeldes in der dazu senkrechten y-Richtung erfolgt durch zwei massive, 7,8 cm starke Blockblenden aus Wolfram, die unterhalb des MLCs angeordnet sind. Die maximale Feldgröße in der Isozentrumsebene beträgt 40 cm x 40 cm. Durch die unterschiedliche Anordnung und Form des MLCs bzw. der Blockblenden ergibt sich ein unterschiedlicher Dosisabfall an den feldbegrenzenden Seiten. Dieser Effekt muss beim Anschluss zweier Felder berücksichtigt werden.

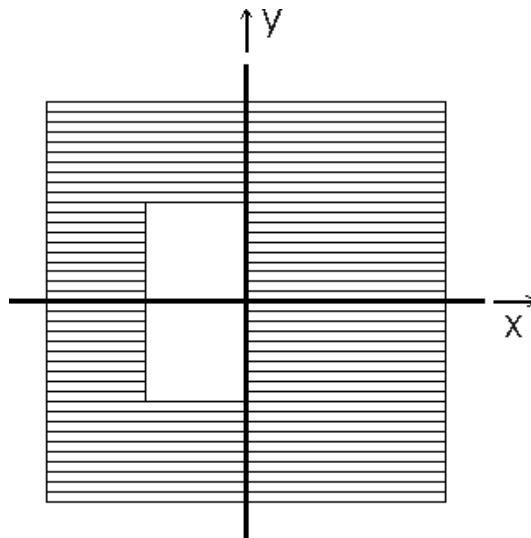


Abbildung 3.1: Lamellenkollimator in Ausrichtung 0° , $10 \times 20 \text{ cm}^2$ Feld

Bei einer Rotation des Strahlerkopfes wird das gesamte Blendensystem mitgedreht. Daher werden, abhängig von der Position des Strahlerkopfes, gleichartige Felder entweder von den Enden der Lamellen oder von deren Seiten begrenzt. Wie Abdel-Hakim [2] zeigen konnte, hat die Einstellung des Lamellenkollimators großen Einfluss auf die Homogenität von Dosisverteilungen bei Feldanschlüssen.

Eine möglichst exakte Realisierung von Feldanschlüssen setzt eine genaue Einstellung des Blendensystems voraus. Diese Einstellung wird regelmäßig in der Isozentrumsebene überprüft und gegebenenfalls neu justiert.

3.2 Versuchsaufbau

Zur Gewinnung der Datensätze wurden in einem Wasserphantom (MP3, PTW Freiburg) Energiedosisverteilungen mit Ionisationskammern aufgenommen.

Das Wasserphantom besteht aus einem Plexiglasbehälter mit einer dreidimensional beweglichen Mechanik, an welche unterschiedliche Messkammern montiert werden können. Gesteuert wird die Bewegungsmechanik entweder direkt mit einem Handsteuergerät oder aus dem Kontrollraum mit einem PC und der Software MEPHYSTO mc^2 (PTW Freiburg). Neben der Steuerung und Auf-

zeichnung der Messkammerpositionen wurden mit MEPHYSTO mc² die relativen Dosisverteilungen automatisch erfasst und nach standardisierten Dosimetrieprotokollen ausgewertet.

Mit Hilfe von im Raum fest installierten Lasern wurde das auf einem Hubwagen stehende Wasserphantom so aufgebaut, dass seine Bewegungsmechanik parallel zu den Achsen des Raumkoordinatensystems (und damit parallel zu dem Koordinatensystem des Beschleunigertragarmes unter einem Tragarmwinkel von 0 Grad) stand.

Aus einem externen Vorratsbehälter wird das Phantom mit destilliertem Wasser gefüllt. Die exakte vertikale und horizontale Ausrichtung der Mechanik erfolgt über drei höhenverstellbare Füße unter dem Plexiglasbehälter. Kontrolliert wurde diese Justierung zum einen mit der Bewegungsmechanik selbst, deren Abstand zur Wasseroberfläche an allen Punkten des Phantoms gleich sein muss und zum anderen mit einer präzisen Wasserwaage.

Der Abstand zwischen Wasseroberfläche und Strahlungsquelle wurde für die Messung der Photonenfelder mit dem im Strahlerkopf eingebauten Entfernungsmesser über eine Höhenregulation des Hubwagens eingestellt. Für Messungen mit einem Elektronentubus wurde das Wasserphantom soweit hochgefahren, dass der Rahmen am unteren Ende des Tubus das Wasser gerade berührte, bzw. ein Abstand von 5 cm, 10 cm oder 20 cm eingehalten wurde.

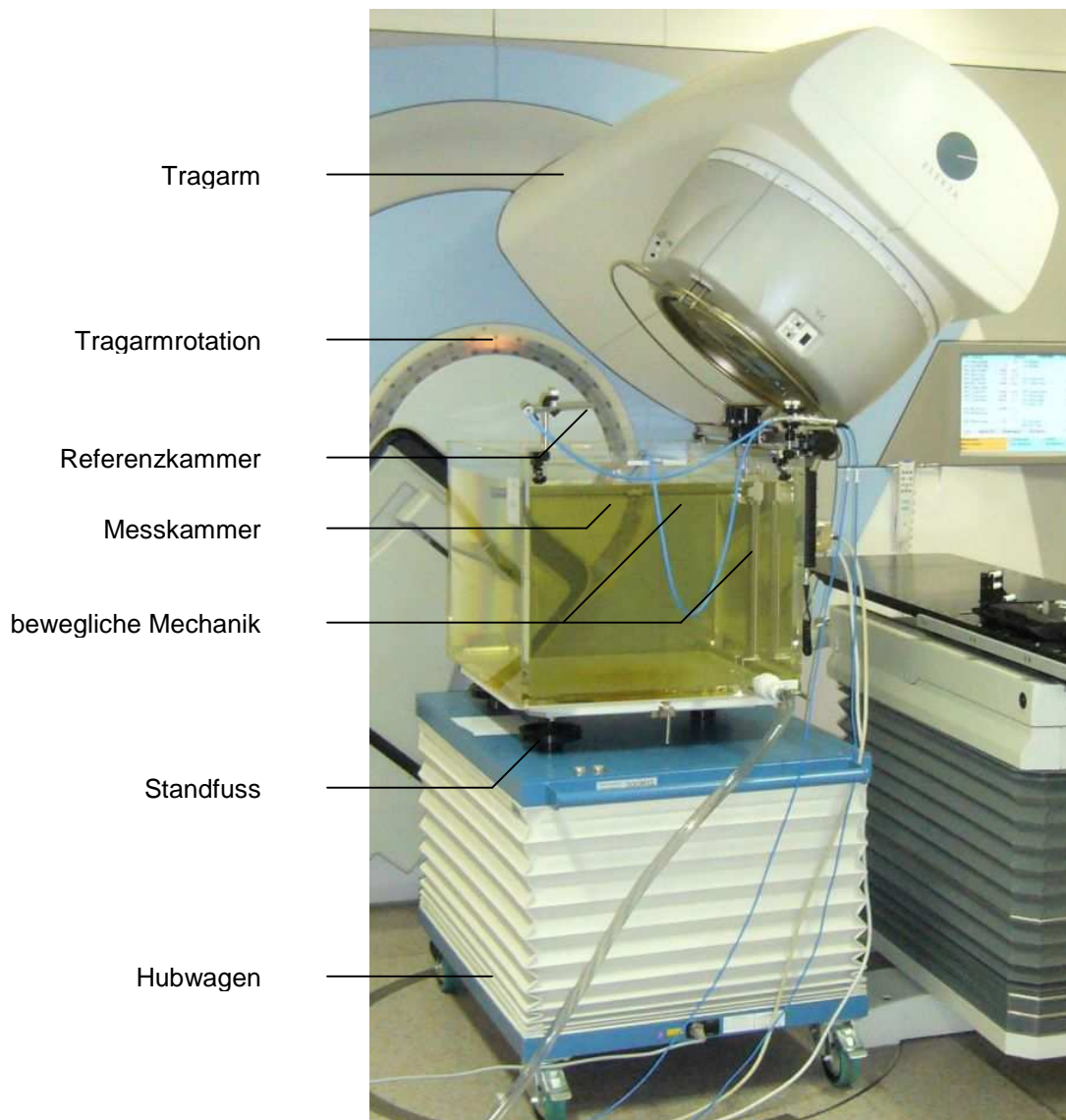


Abbildung 3.2: Versuchsaufbau

3.3 Ionisationskammern und Ionisationsdosimetrie

Alle Messungen wurden nach dem Verfahren der Ionisationsdosimetrie durchgeführt.

Das Prinzip dieses Verfahrens ist die Umwandlung von Strahlungsenergie in messbare elektrische Signale durch Ionisation in einem Luftvolumen. Hierzu wird in einem luftgefüllten Raum eine Spannung von mehreren hundert Volt an zwei Elektroden angelegt. In diesen Raum eintretende Strahlung führt zur

Ionisierung der Luftmoleküle. Durch die angelegte Spannung werden die entstandenen Ladungsträger getrennt. Der mit einem empfindlichen Elektrometer gemessene Ionisationsstrom ist ein Maß für die momentane Ionendosisleistung bzw. aufintegriert für die Ionendosis in Luft.

Mit Kenntnis entsprechender Umrechnungsfaktoren kann das Messsignal einer kalibrierten Ionisationskammer von Ionendosis in Wasser-Energiedosis umgerechnet werden. Praktischer ist aber die heutzutage bevorzugte direkte Kalibrierung von Ionisationskammern in Wasser-Energiedosis D . Die Ermittlung des Kalibrierfaktors N erfolgt mit ^{60}Co -Gammastrahlung unter definierten Bezugsbedingungen nach DIN 6800-2 [6]. Mit diesem Kalibrierfaktor berechnet sich die Wasser-Energiedosis in einem Co-60 Strahlungsfeld aus der Anzeige M des Ionisationsdosimeters nach folgender Gleichung (Rassow [21]):

$$D = N \cdot M \quad (2.1)$$

Sollen mit einer kalibrierten Ionisationskammer andere Strahlenarten oder andere Strahlungsenergien gemessen werden, so sind weitere Korrekturfaktoren erforderlich, die die Abweichung der Messbedingungen von den Kalibrierbedingungen berücksichtigen. Damit erhält man für die Wasser-Energiedosis unter Messbedingungen folgende Gleichung:

$$D = k_Q \cdot k_p \cdot k_r \cdot k_S \cdot k_P \cdot k_T \cdot N \cdot M \quad (2.2)$$

Dabei bedeuten die einzelnen Korrekturfaktoren:

k_Q = Strahlungsqualität (Strahlungsart, Strahlungsenergie) und Feldstörungen

k_p = Luftdichte

k_r = Messortverschiebung

k_S = Sättigung

k_P = Polaritätseffekt

$k_T =$ weitere Temperatureffekte außer Luftdichte

Der breite Einsatz von Ionisationskammern in der Dosimetrie erfordert unterschiedlich konstruierte Messkammern. Für die Versuche wurden flexible Kompaktkammern vom Typ 31003 und 31013 (PTW Freiburg) und eine Flachkammer Typ 34001 (PTW Freiburg) eingesetzt. *Tabelle 3.1* listet die technischen Daten der Ionisationskammern auf.

Tabelle 3.1: Technische Daten der Ionisationskammern

Typ 31013, flexible Kompaktkammer		
Kammerwand	PMMA	Stärke: 0,55 mm Dichte: 1,19 g/cm ³
	Graphit	Stärke: 0,15 mm Dichte: 0,82 g/cm ³
Messvolumen	Radius	2,75 mm
	Länge	16,25 mm
Zentralelektrode	Material	Aluminium
	Durchmesser	1,1 mm
Typ 34001, Flachkammer Roos		
Eintrittsfenster	PMMA	Stärke: 1 mm Dichte: 1,19 g/cm ³
	Graphit	Stärke: 0,02 mm Dichte: 0,82 g/cm ³
	Lackschicht	Stärke: 0,1 mm Dichte: 1,19 g/cm ³
Wasseräquivalente Dicke des Fensters		1,3 mm
Messvolumen	Radius	7,5 mm
	Tiefe	2 mm
Breite des Schutzringes		4 mm

Die flexiblen, belüfteten Kompaktkammern sind aus einer zylindrischen Kammerwand, die auf einer Seite mit einer Halbkugel abgeschlossen wird, und einer Zentralelektrode aufgebaut. Das Messvolumen beträgt $0,3 \text{ cm}^3$. Vorteile dieses Kammertyps sind die geringen Abmessungen, was eine hohe Ortsauflösung bei Messungen im Wasserphantom ermöglicht und deren Richtungsunabhängigkeit bei radial einfallender Strahlung. Mit dem Kammertyp 31003 wurden Querprofile und, bei schrägem Strahlungseinfall, auch Tiefendosisverläufe gemessen. Eine Kompaktkammer vom Typ 31013 wurde als Referenzkammer im Strahlungsfeld oberhalb des Wasserphantoms eingebracht. Für die Messungen von Tiefendosisverläufen wurde eine Rooskammer verwendet. Diese Kammer besteht aus Hochspannungs- und Messelektrode, welche parallel zueinander angeordnet sind. Eine ringförmig um die Messelektrode angeordnete Schutzelektrode filtert schräg einfallende Streustrahlung ab. Die zu messende Strahlung wird bei zur Kammeroberfläche senkrechtem Einfall optimal erfasst, während Messungen mit ausgewinkelterm Tragarm ungenaue Messwerte ergeben können. Diese Unsicherheit bei schrägem Einfall wurde durch eine doppelte Messung der Tiefendosisverläufe mit Rooskammer und Kompaktkammer berücksichtigt.

Registriert wurden die Messsignale von einem Tandem Elektrometer (PTW Freiburg). An die Kammern wurde eine Hochspannung von 200 V angelegt.

Die von Linearbeschleunigern abgegebene Dosisleistung ist zeitlich nicht konstant. Um diese Schwankungen zu eliminieren, wurde der Quotient aus dem Messwert im Wasserphantom und einem Referenzwert frei in Luft bestimmt.

3.4 Festlegung eines Koordinatensystems und Einstellung des Nullpunktes

Die räumliche Zuordnung der gemessenen Werte erfolgte in einem orthogonalen Koordinatensystem mit den Achsen x, y und z (Abbildung 3.3).

Die x- und y-Achsen lagen in der Ebene der Wasseroberfläche, wobei die y-Achse in Richtung Beschleuniger zeigte. Die Markierungen des Laser-

visiersystems entsprechen diesen Achsen. Senkrecht zur xy -Ebene verlief die z -Achse in die Tiefe.

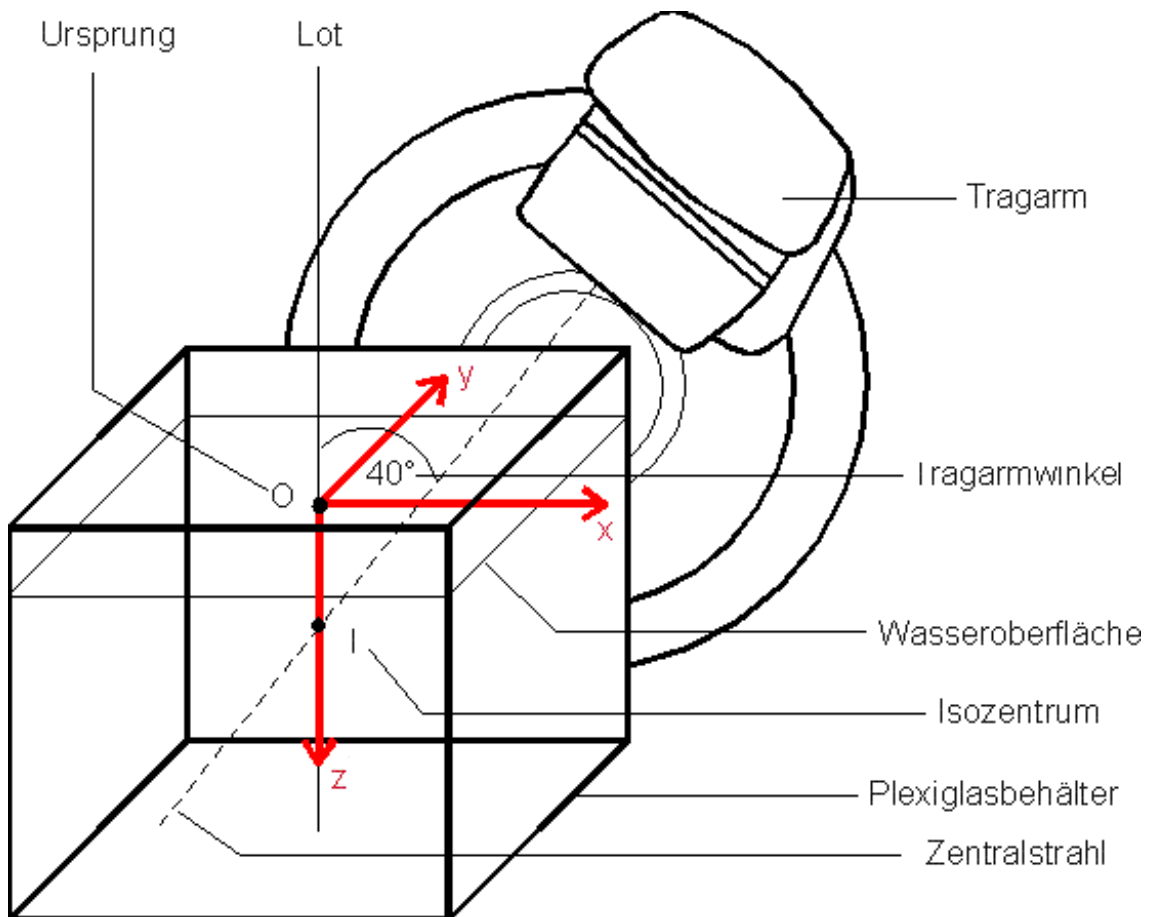


Abbildung 3.3: Koordinatensystem

Da die Tiefe z bei Halbfeldern und Feldern mit asymmetrischen Rahmen nicht identisch ist mit der Eindringtiefe, wird für diese zusätzlich der Parameter z_E eingeführt. Die Eindringtiefe z_E wird entlang einer Geraden durch den Fokus und durch die geometrische Mitte der Halbfelder M_p (Photonen), bzw. der Mitte der asymmetrischen Endrahmen M_e (Elektronen) gemessen (Abbildung 3.4 bis Abbildung 3.7). Nach DIN 6814-8 (2000-12) [7] wird diese Gerade als Strahlenfeldachse bezeichnet.

Als Zentralstrahl ist die Verbindung zwischen Fokus und Isozentrum definiert (DIN 6814-8 [7]). Der von Zentralstrahl und Lot eingeschlossene Winkel ist mit

dem Tragarmwinkel und, da die Wasseroberfläche in einer horizontalen Ebene liegt, mit dem Einstrahlwinkel identisch. Weiter bildet der Zentralstrahl die nicht divergente, senkrechte Begrenzung der Photonenstrahlenbündel.

Ursprung O des Koordinatensystems war die senkrechte Projektion des Isozentrums auf die Wasseroberfläche. Bei einem Tragarmwinkel von 0° entspricht der Ursprung dem Schnittpunkt des Zentralstrahls mit der Wasseroberfläche.

Für eine exakte Positionierung der Mechanik im Ursprung wurde eine Einstellhilfe aus dem Zubehör der Messkammern in die Mechanik eingebaut. Unter optischer Kontrolle wurde die Einstellhilfe in den Schnittpunkt der Lichtmarkierungen gefahren. Die Einstellung in Richtung der z-Achse erfolgte nach der optischen Anzeige der Einstellhilfe. Diese Position wurde als Nullpunkt gespeichert.

Anschließend wurde die Einstellhilfe durch eine Messkammer ersetzt. Mit der Funktion Center Check von MEPHYSTO mc^2 wurde die gespeicherte Position des Nullpunktes zusätzlich kontrolliert und gegebenenfalls optimiert. Gleichzeitig wurde mit dieser Funktion die exakte Ausrichtung des Beschleunigers in x- und y-Richtung überprüft.

Aus seiner eingestellten Position im Ursprung wurde der Nullpunkt für die Messungen der Tiefendosisverläufe heraus bewegt und mit verändertem x-Wert neu gespeichert.

Die Position des Nullpunktes im Ursprung wurde regelmäßig, insbesondere zur Berücksichtigung der Wasserverdunstung, kontrolliert und bei Bedarf korrigiert.

3.5 Photonenfelder

Die Auswahl eines exemplarischen Bestrahlungsfeldes orientierte sich an typischen, klinischen Photonenfeldern, wie sie etwa bei HNO-Tumoren oder Mammakarzinomen Verwendung finden.

Bei allen Messungen wurden die Geometrie des Feldes und der Fokus-Oberflächen-Abstand konstant gehalten. Tragarmrotation, Kollimatorrotation und Position des Keilfilters wurden, wie in Tabelle 3.2 dargestellt, variiert.

Eine homogene Dosisverteilung im Feldanschlussbereich kann nur durch zueinander parallele Feldgrenzen erreicht werden. Realisiert werden parallele Anschlüsse entweder durch entsprechende Auswinkelung von divergenten Feldern oder durch den Einsatz von Halbfeldern. Für die Versuche wurde ein Halbfeld von 10 cm x 20 cm Größe eingestellt. Mit je einer divergenten und einer nicht divergenten Seite konnten mit diesem Feld alle üblichen Feldanschlüsse dargestellt werden.

Als typischer Wert wurde ein Fokus-Oberflächen-Abstand (FOA) von 94 cm gewählt, was bei einer isozentrischen Bestrahlungstechnik einer Patiententiefe von 6 cm entspricht. Dieser Abstand wurde bei senkrechtem Strahlungseinfall entlang dem Zentralstrahl, bei schrägem Einfall entlang der Strahlenfeldachse eingestellt (Abbildung 3.4 bis Abbildung 3.5).

Unter 0° Tragarmwinkel wurden alle Messungen mit 6 MV und 15 MV Photonenstrahlung durchgeführt. Der Einstrahlwinkel von 40° orientiert sich an Techniken zur Brustbestrahlung. Hier wurde 6 MV Photonenstrahlung verwendet.

Tabelle 3.2: Parameter der Photonenfelder

Tragarm- winkel	Kollimator- ausrichtung	Keilfilter	Feld [mm]	Messung	Kammer
0°	0°	ohne	200 x 100	QP	31003
0°	0°	ohne	200 x 100, 200 x 200	TD	34001
0°	0°	mit	200 x 100	QP	31003
0°	0°	mit	200 x 100, 200 x 200	TD	34001
0°	90°	ohne	200 x 100	QP	31003
0°	90°	ohne	200 x 100, 200 x 200	TD	34001
0°	90°	mit	200 x 100	QP	31003
0°	90°	mit	200 x 100, 200 x 200	TD	34001
0°	270°	mit	200 x 100	QP	31003
0°	270°	mit	200 x 100, 200 x 200	TD	34001
40°	270°	ohne	200 x 100	QP	31003
40°	270°	ohne	200 x 100, 200 x 200	TD	34001
40°	270°	mit	200 x 100	QP	31003
40°	270°	mit	200 x 100, 200 x 200	TD	34001

Gemessen wurden Querprofile (QP) und Tiefendosisverläufe (TD). Die Tiefendosisverläufe bei einer Feldgröße von 20 cm x 20 cm wurden als Vergleichswerte mit gemessen.

Für die Querprofile wurden Dosisverläufe parallel zur x-Achse über einen Bereich von 1 mm bis 300 mm Messtiefe gemessen. Für den Einstrahlwinkel 0° wurde die Messachse der Tiefendosisverläufe parallel zur z-Achse gelegt, bei 40° Einstrahlwinkel wurden die Tiefendosisverläufe entlang der Strahlenfeldachse gemessen. Es wurde von 300 mm bis 0 mm Tiefe gemessen.

3.6 Elektronenfelder

Zur Einblendung der Elektronenstrahlung wurden Elektronentubusse der Größe 14 cm x 14 cm und 20 cm x 20 cm benutzt. Der bauartbedingte FOA beträgt bei direktem Aufsetzen der Tubusse auf einer Oberfläche 95 cm.

Die Feldgröße wird bei Elektronenstrahlung durch einen fokussierten in den Tubus eingebrachten Endrahmen bestimmt. Als Endrahmen können dabei Standardrahmen oder individuell angefertigte Rahmen verwandt werden. Die asymmetrischen, für die Messungen gegossenen Endrahmen hatten Öffnungen von 160 mm x 60 mm und 100 mm x 40 mm.

Für die Strahlungsapplikation sollte der Tubus direkt auf die Oberfläche aufgesetzt werden. Abhängig von den anatomischen Gegebenheiten, besonders im Kopf-Hals-Bereich, ist dies nicht immer möglich. Aus diesem Grund wurden unter 0° Einstrahlwinkel verschiedene TOA eingehalten. In Tabelle 3.3 sind die Einstellungen der Elektronenfelder aufgeführt. Jede Messung wurde mit Elektronenenergien von 4 MeV bis 18 MeV durchgeführt.

Tabelle 3.3: Parameter der Elektronenfelder

Tragarmwinkel	Tubus [cm ²]	Endrahmen [mm ²]	Abstand Tubus-Wasser [cm]	Messung	Kammer
0°	20 x 20	200 x 200	0,5,10,20	TD	34001
0°	20 x 20	160 x 60	0,5,10,20	TD	34001
0°	14 x 14	140 x 140	0,5,10,20	TD	34001
0°	14 x 14	100 x 40	0,5,10,20	TD	34001
0°	14 x 14	100 x 40	0,5,10,20	QP	31003
320°	20 x 20	160 x 60	0	TD	34001, 31003
320°	20 x 20	160 x 60	0	QP	31003

Wie bei den Photonenfeldern wurde auch für die Elektronenfelder der Tragarm ausgewinkelt. Praktische Gegebenheiten des Versuchsaufbaus machten eine

Messung der Elektronen unter einem Einstrahlwinkel von 320° notwendig. Für einen Einstrahlwinkel von 40° wurden die Messdaten gespiegelt.

Die Tiefendosisverläufe (TD) wurden entlang der Strahlenfeldachse aufgenommen. Die Endpunkte der Messungen lagen in der Mitte der Öffnung des asymmetrischen Rahmens. Für die Konvertierung der Tiefenionisationskurven in Wasser-Energiedosiscurven wurden die erforderlichen Energieparameter aus Tiefendosisverläufen in der Mitte eines Standardrahmens von 20 cm x 20 cm gewonnen.

Aus den in Wasser-Energiedosis konvertierten Tiefendosisverläufen wurden die Messtiefen für die Querprofile ermittelt. Von 4 MeV bis 8 MeV Elektronenenergie wurden die QP in folgenden Tiefen gemessen: 5 mm, Tiefe des Energiedosismaximums und 80 %-, 50 %- bzw. 30 %-Reichweite der maximalen Energiedosis. Ab 8 MeV Energie wurde noch eine zusätzliche Messtiefe zwischen 5 mm und der Tiefe des Energiedosismaximums gelegt.

Die Messachsen für die Querprofile verliefen parallel zu der x-Achse.

3.7 Normierung der relativen Messwerte

Photonen, Einstrahlwinkel 0 Grad: Eine gängige Methode der Photonen-dosimetrie ist die Normierung der Dosisprofile auf das Isozentrum. Im Falle von Halbfeldern liegt das Isozentrum im Randbereich des Feldes und ist nicht für eine Normierung geeignet. Die Querprofile wurden daher auf die Mitte M des Photonenfeldes in der Tiefe des Isozentrums normiert.

Der Punkt M konstruiert sich als Schnittpunkt der Geraden g mit der Strahlenfeldachse. Die Gerade g verläuft senkrecht zum Zentralstrahl durch das Isozentrum. Unter senkrechtem Strahlungseinfall liegt sie parallel zur x-Achse.

Entsprechend der Justierung des Blendensystems beträgt die Breite des Halbfeldes in der Tiefe des Isozentrums 100 mm. Der Schnittpunkt M von Strahlenfeldachse und Gerade g, also die Mitte des Feldes, liegt demnach bei $x = -50$ mm.

Unter senkrechtem Einfall der Strahlung fallen Zentralstrahl und z-Achse aufeinander. Der Winkel zwischen Strahlenfeldachse und Zentralstrahl ist gering ($2,86^\circ$) und damit auch der Winkel zwischen Strahlenfeldachse und z-Achse. Vereinfachend wurden die Tiefendosisverläufe daher nicht entlang der Strahlenfeldachse, sondern parallel zur z-Achse gemessen. Die Messtiefen der Tiefendosisverläufe entsprechen daher den realen Wassertiefen z . Bei einem Fokus-Oberflächen-Abstand von 940 mm befinden sich folglich das Isozentrum und der Punkt M in einer Tiefe von $z = 60$ mm.

Damit erhält M die Koordinaten $(-50/0/-60)$, und ausgehend von diesem Punkt wurden die Querprofile normiert: Die prozentualen Werte der Tiefendosisverläufe wurden den Dosisverläufen der Querprofile gleicher Tiefe z zugeordnet. Die Zuordnung erfolgte dabei in der Mitte der Querprofile. Diese Mitte definiert sich analog zu Punkt M durch die Schnittpunkte (Abbildung 3.4, Punkt P) der Strahlenfeldachse mit den Messachsen der Querprofile (QP).

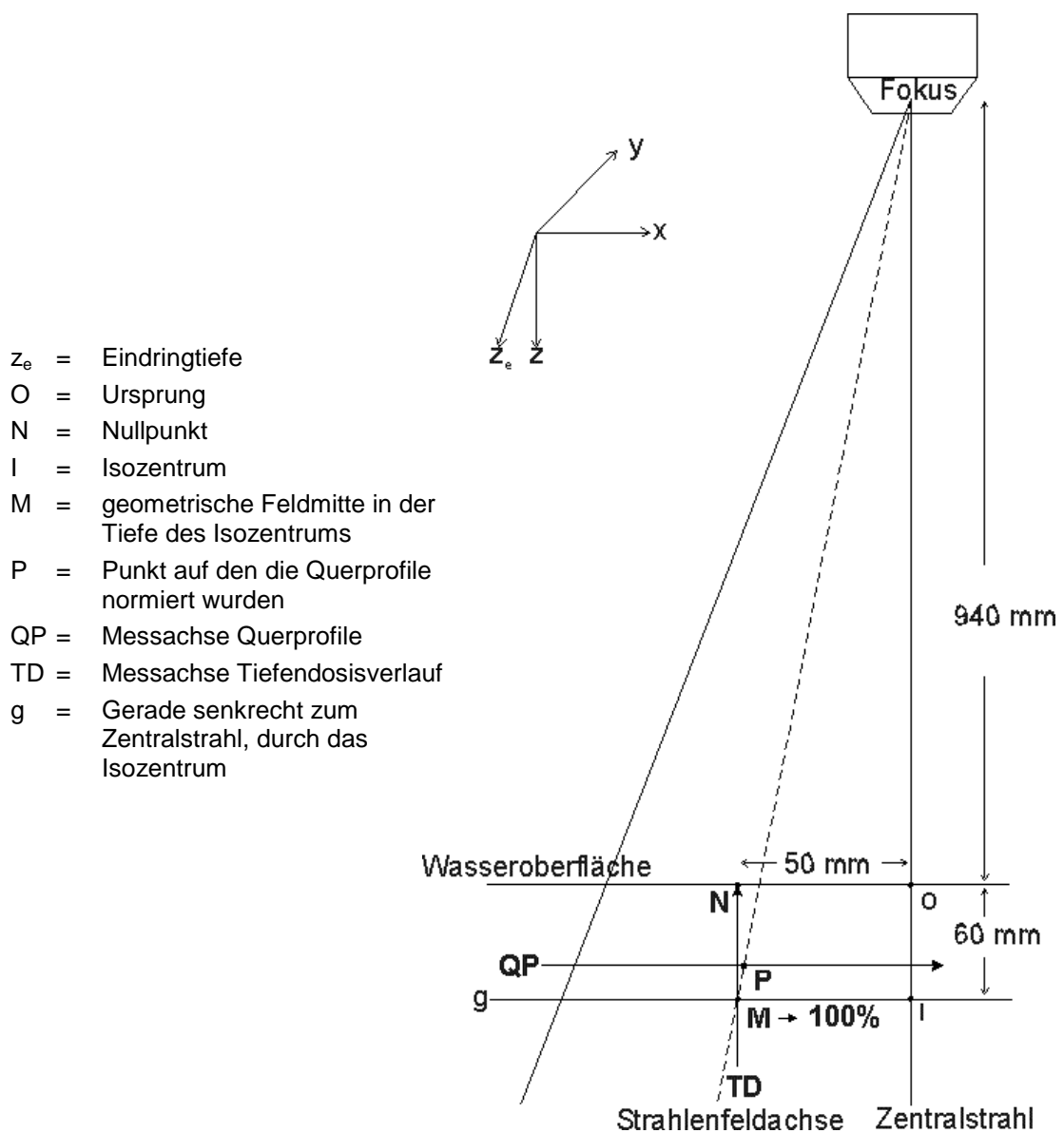


Abbildung 3.4: Geometrie und Normierung bei Einstrahlwinkel 0 Grad, Photonen

Photonen, Einstrahlwinkel 40 Grad: Die Normierung der Messdaten erfolgte bei schrägem Strahlungseinfall nach demselben Prinzip wie bei senkrechtem Einfall der Strahlung.

Der Rotation des Tragarmes folgen der Zentralstrahl, die Strahlenfeldachse und die Gerade g. Demnach liegen der Punkt M und das Isozentrum nicht mehr in derselben Tiefe.

Unter schrägem Strahlungseinfall fallen Zentralstrahl und z-Achse nicht aufeinander. Auch der Winkel zwischen Strahlenfeldachse und z-Achse ist groß, so dass die Tiefendosisverläufe entlang der Strahlenfeldachse gemessen wurden. Die Eindringtiefe z_e entlang der Strahlenfeldachse musste für die Normierung der Querprofile in die entsprechende Tiefe z umgerechnet werden.

Zunächst wurde die Eindringtiefe des Punktes M berechnet, und dieser Wert der Tiefendosisverteilung wurde gleich 100 % gesetzt. Aus der normierten Tiefendosisverteilung wurden die prozentualen Werte den Querprofilen in den entsprechend berechneten Tiefen z zugeordnet. Die Zuordnung erfolgte, wie bei 0° Tragarmrotation, auf die Schnittpunkte (Abbildung 3.5, Punkt P) der horizontal verlaufenden Querprofile mit der Strahlenfeldachse.

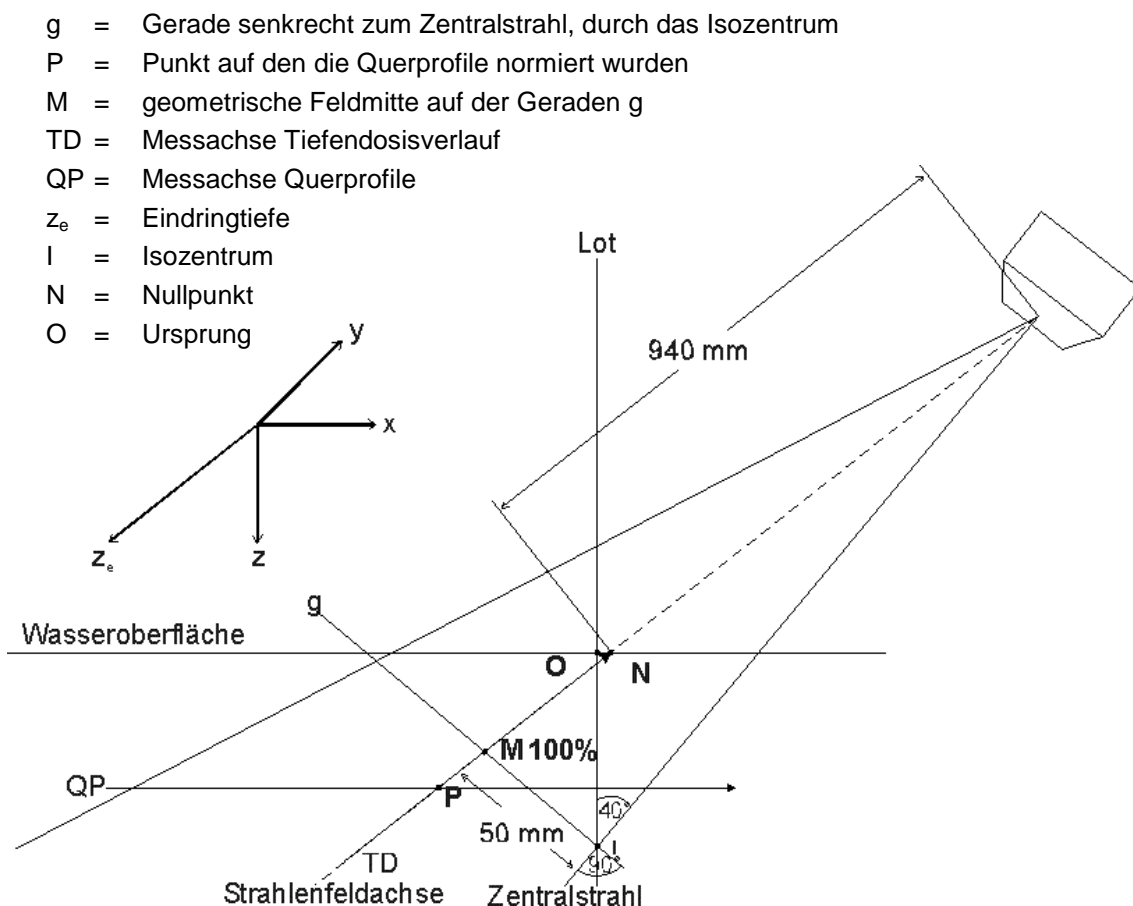


Abbildung 3.5: Geometrie und Normierung bei Einstrahlwinkel 40 Grad, Photonen

Elektronen, Einstrahlwinkel 0 Grad: Die Elektronenfelder wurden auf die Feldmitte in der Tiefe des Wasser-Energiedosismaximums (Abbildung 3.6, Max) normiert.

Wie bei den Photonenfeldern unter 0° Tragarmwinkel ist die z-Achse mit dem Zentralstrahl identisch, auch der Winkel zwischen Strahlenfeldachse und Zentralstrahl bzw. z-Achse ist gleich groß. Die Tiefendosisverläufe wurden entlang der Strahlenfeldachse bestimmt. Auf Grund des geringen Winkels ($2,3^\circ$) zwischen Strahlenfeldachse und z-Achse wurde die Eindringtiefe z_e als Tiefe z übernommen.

Den in den einzelnen Tiefen liegenden Querprofilen wurden die prozentualen Werte der zugehörigen normierten Tiefendosisverläufe jeweils in der Feldmitte zugeordnet und ihr Dosisverlauf auf diese normiert. Dabei definiert sich die Feldmitte durch den Schnittpunkt (Abbildung 3.6, Punkt P) der Strahlenfeldachse mit der Messachse des Querprofils.

Um die aufgenommenen Dosisverläufe in unterschiedlichen Tiefen direkt mit einander vergleichen zu können, wurden die Querprofile teilweise auch in allen Messtiefen jeweils auf 100 % in der Feldmitte normiert.

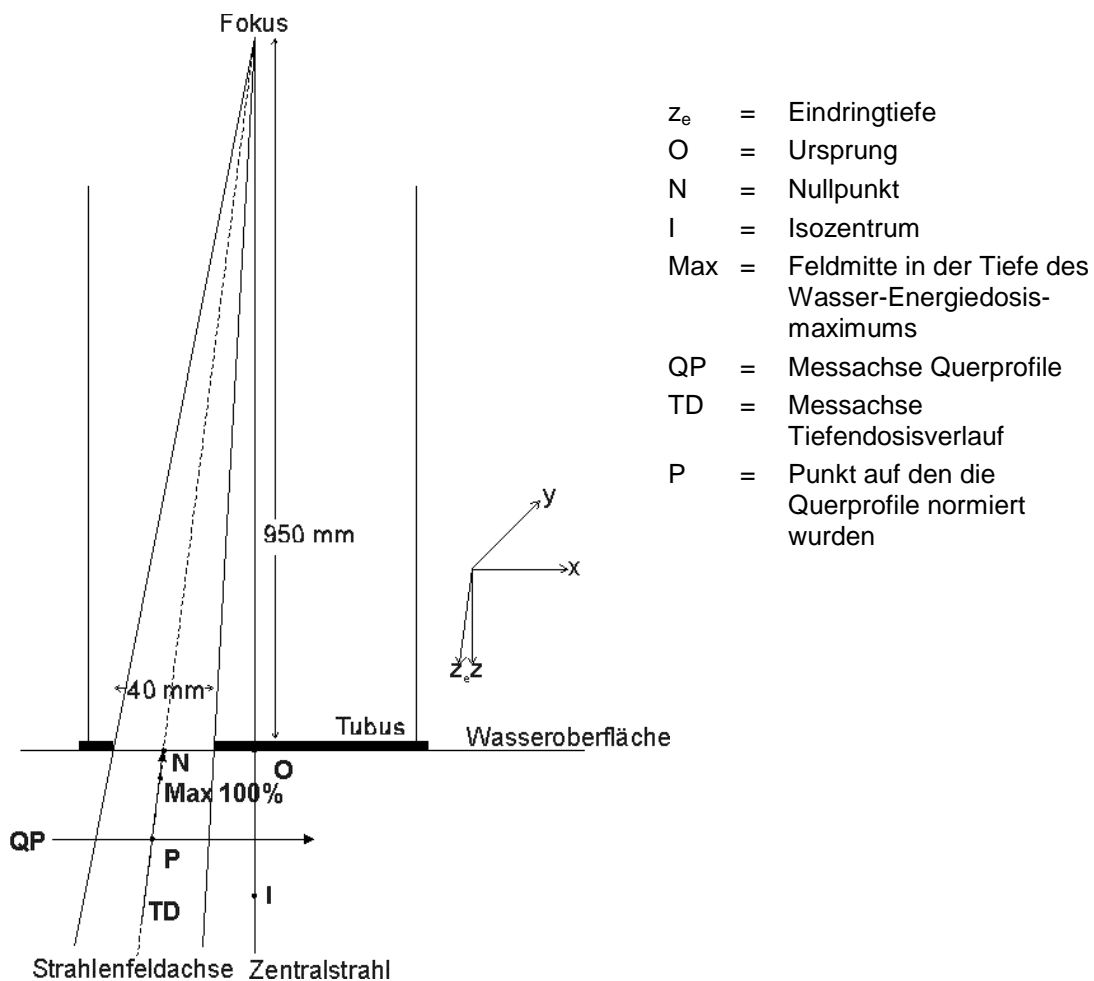


Abbildung 3.6: Geometrie und Normierung bei Einstrahlwinkel 0 Grad, Elektronen

Elektronen, Einstrahlwinkel 320 Grad: Die Normierung erfolgte wie unter senkrechtem Strahlungseinfall auf die Feldmitte in der Tiefe des Wasser-Energiedosismaximums (Abbildung 3.7, Max).

Zentralstrahl und z-Achse sind nicht identisch und der Winkel zwischen Strahlenfeldachse und z-Achse ist groß. Die Eindringtiefe z_e wurde daher in die Tiefe z umgerechnet.

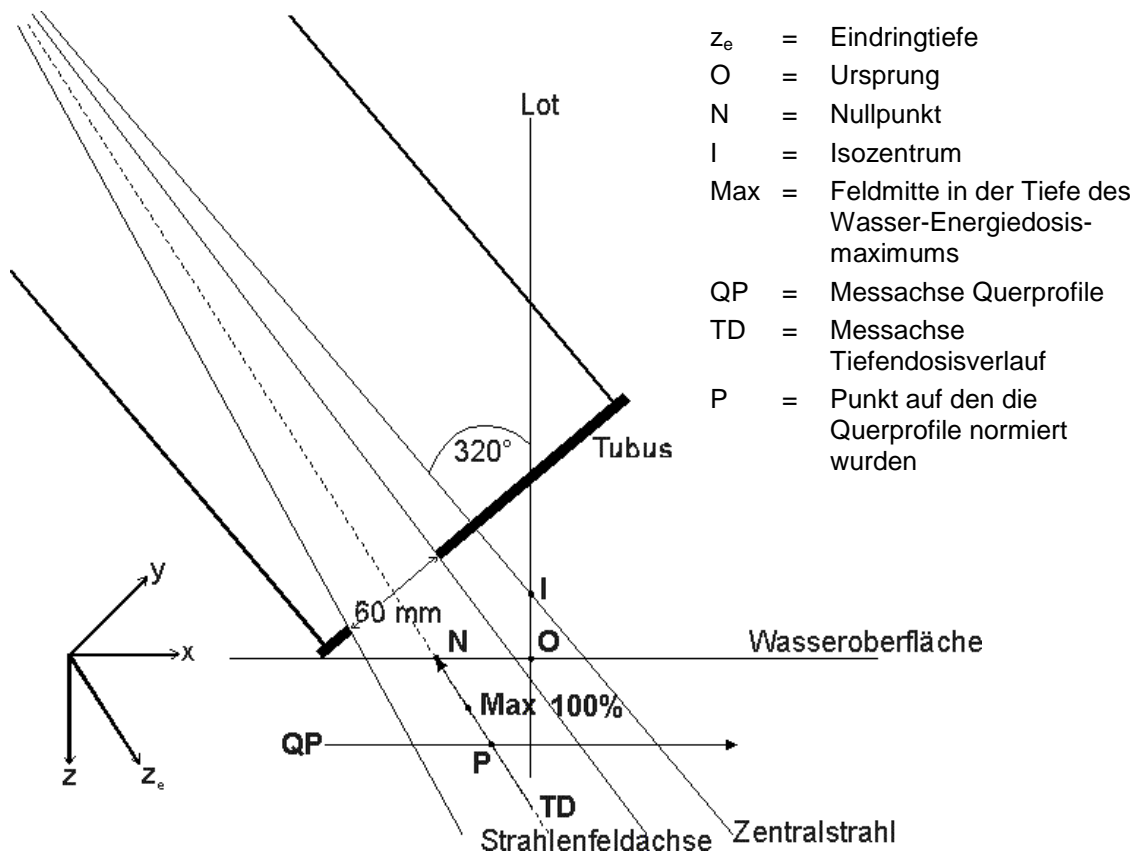


Abbildung 3.7: Geometrie und Normierung bei Einstrahlwinkel 320 Grad, Elektronen

3.8 Bestimmung der Dosisverteilung im Anschlussbereich benachbarter Felder

Für die Bestimmung der Dosisverteilungen bei einer Vielzahl von Feldanschlüssen wurden die aufgenommenen Datensätze einzelner Felder systematisch miteinander kombiniert. Beide Dosisverläufe einer Felderkombination mussten in ihrer räumlichen Orientierung (Tiefe, Position in x-Richtung) genau aneinander angepasst werden.

Das Ziel, beliebige Felder miteinander kombinieren und relativ zueinander verschieben zu können, erforderte einen einheitlichen, exakten Abstand von einem Millimeter zwischen den Messpunkten. In Bereichen mit geringen Dosisänderungen wurden die Messwerte jedoch in 5 mm Schritten aufgenommen.

Die geforderte Einteilung der Messabstände in mm Schritten wurde durch Interpolation der Daten mit einer Spline Funktion des Programms SigmaPlot 10.0 (Systat Software, Inc.), erreicht.

Alle weiteren Berechnungen und Umformungen erfolgten mit dem Programm Excel (Microsoft Corporation).

Die Auswahl von mehreren unterschiedlichen Elektronen- und Photonenfeldern führte teilweise zu nicht übereinstimmenden Messtiefen von Querprofilen. Für einige Feldkombinationen wurden daher die Dosisverteilungen von Photonenquerprofilen in guter Näherung berechnet. Eingesetzt wurde hierfür das Dekrementlinienverfahren, welches ursprünglich für die Bestrahlungsplanung entwickelt wurde, als noch keine leistungsfähigen Rechneranlagen zur Verfügung standen.

Dosisdekrementen stellen den Dosisverlauf senkrecht zum Zentralstrahl in prozentualen Werten dar. Sie entsprechen den relativen Dosiswerten eines Querprofiles und sind für die zweidimensionale Betrachtung eines Einzelfeldes geeignet. Für Dekremente gleichen Wertes, aber unterschiedlicher Phantomtiefe gilt, dass sie auf einer geraden Linie liegen (Orchard, 1964 [17]). Diese Linien werden als Dekrementlinien bezeichnet und verlaufen für energiereiche Photonenstrahlung näherungsweise durch den Strahlenfokus. In Verbindung mit Tiefendosisverläufen sind sie einer Isodosendarstellung gleichwertig und können für die Konstruktion von Dosisverteilungen eingesetzt werden.

Umgesetzt wurde das Dekrementlinienverfahren mit Hilfe des Strahlensatzes, wobei den berechneten Punkten die Messwerte ihrer Ausgangspunkte zugewiesen wurden. Für die Normierung der konstruierten Dosisverläufe wurden die fehlenden Werte der Tiefendosisverläufe durch lineare Interpolation ergänzt.

Die in exakten Millimeter Schritten und in den benötigten Tiefen vorbereiteten Dosisverläufe wurden durch Änderung der Ortskoordinaten (x-Richtung) relativ zueinander verschoben und anschließend aufaddiert.

Durch die theoretische Verschiebung der Felder, ähnlich einer realen Feldverschiebung auf der Patientenoberfläche, wurden direkte Feldanschlüsse ebenso wie Überlappungen bzw. Lücken zwischen den Feldern simuliert.

4 Ergebnisse

4.1 Anschluss von Photonenfeldern an Photonenfelder

4.1.1 Feldanschluss bei 6 MV Photonen

Die größte Dosishomogenität im Übergangsbereich zwischen zwei Bestrahlungsfeldern ist bei einem parallelen Feldanschluss zu erwarten. Praktisch sind parallele Feldanschlüsse durch den Einsatz von Halbfeldern oder durch Auswinkelungen des Linacs oder des Bestrahlungstisches entsprechend den divergenten Feldgeometrien zu erreichen.

Halbfelder sind gekennzeichnet durch eine nicht divergente Feldseite, welche den Zentralstrahl einschließt. Erfolgt der Anschluss zweier Halbfelder mit diesen zentralstrahlnahen, nicht divergenten Seiten zueinander, so wird ein paralleler Feldanschluss erreicht. Diese Konstellation wurde mit zwei identischen, $10 \times 20 \text{ cm}^2$ großen 6 MV Photonenhalbfeldern dargestellt (Abbildung 4.1). Gemessen wurden die Querprofile des Feldes X06 a mit einem Fokus-Oberflächen-Abstand (FOA) von 94 cm bei einer Tragarm- und Kollimatorauswinkelung von 0 Grad.

Das zweite Photonenfeld X06 b wurde durch Spiegelung der Messwerte des ersten Photonenfeldes X06 a erhalten.

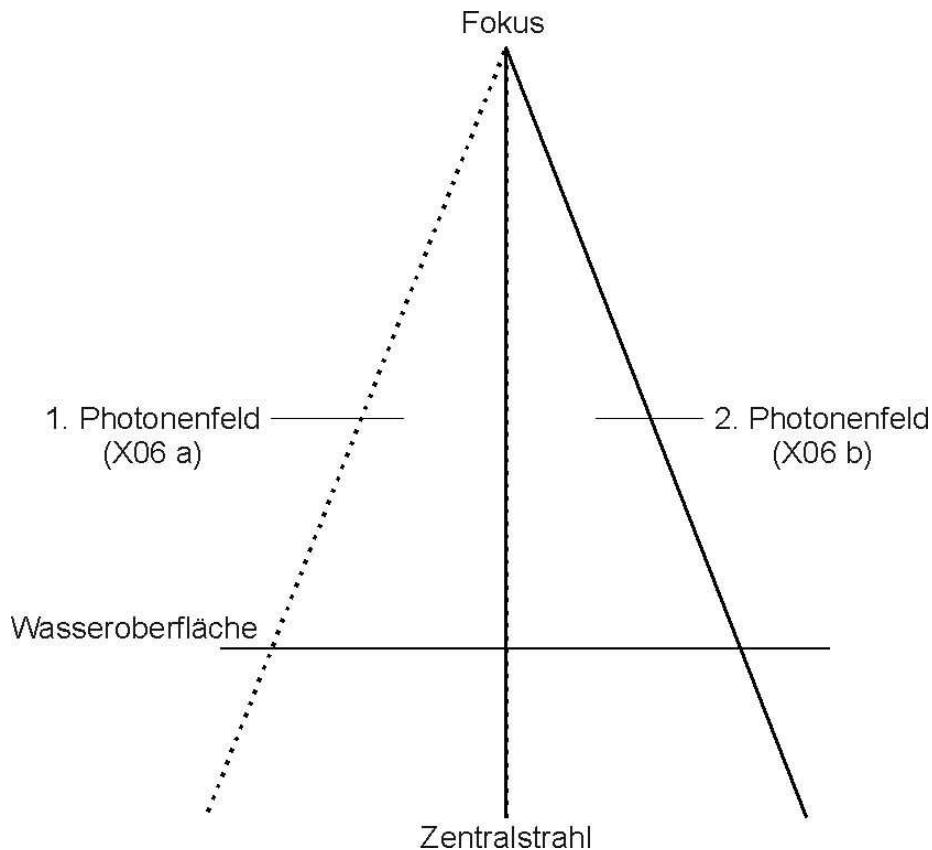


Abbildung 4.1: Anschluss von zwei identischen $10 \times 20 \text{ cm}^2$, 6 MV Photonenhalbfeldern (X06 a und X06 b)

Für die Tiefe des Isozentrums (60 mm) stellt Abbildung 4.2 die Dosisverläufe der beiden Photonenfelder sowie den aufaddierten Gesamtdosisverlauf dar.

Bei sonst homogenem Dosisverlauf tritt im Anschlussbereich eine Unterdosierung von 11 % auf. Der Betrag dieser Unterdosierung wird durch den Vergleich des minimalen Wertes im Gesamtdosisverlauf mit dem Dosiswert in der Mitte der Photonenfelder (100 %) bestimmt.

Weiter kommt es durch Ausläufer des jeweils anderen Feldes zu einer Steigerung der Dosis im Bereich der einzelnen Felder. Auch dieser additive Dosisbeitrag wird durch den Vergleich mit dem Dosiswert des Einzelfeldes in der Photonenfeldmitte ermittelt. Hierzu wird die Differenz zwischen dem Wert in der Feldmitte und dem Wert des aufaddierten Dosisverlaufes an der gleichen Position gebildet. Die Mitte der Felder befindet sich in 60 mm Tiefe bei -50 mm

bzw. +50 mm. Im Weiteren sind alle Profile auf diesen Messwert in 60 mm Tiefe in Feldmitte normiert.

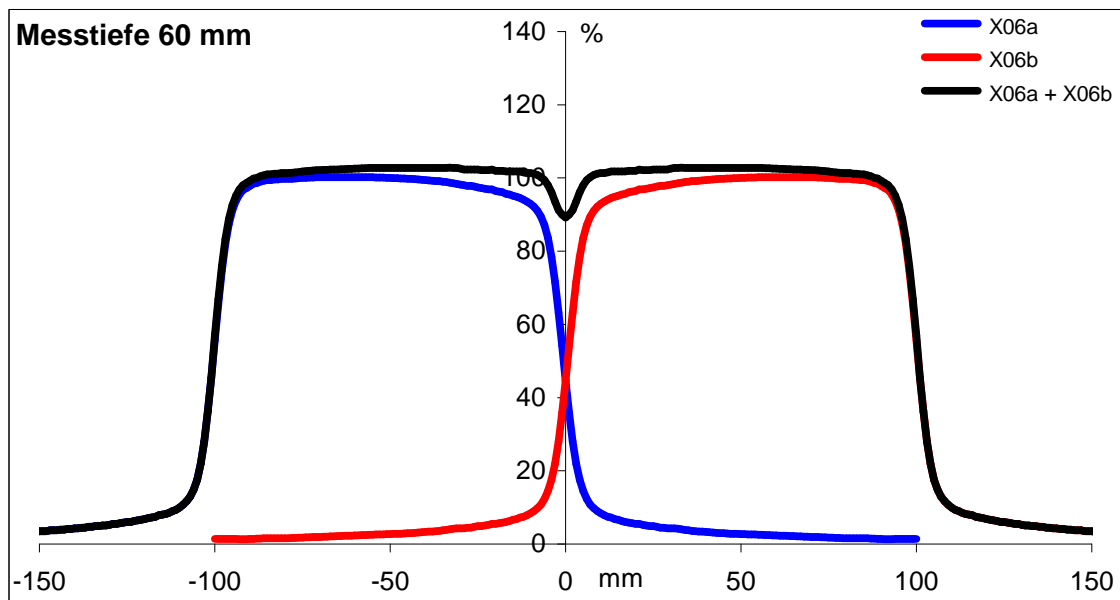


Abbildung 4.2: Dosisverteilung beim Anschluss zweier 6 MV Photonenfelder aneinander.

Ähnliche Dosisverteilungen wie in 60 mm Tiefe finden sich über den gesamten Messtiefenbereich (Abbildung 4.3). Abhängig von der Tiefe ändert sich der Betrag der Unterdosierungen, in 15 mm Messtiefe wird der höchste Wert erreicht. In *Tabelle 4.1* sind alle Unterdosierungen und additiven Dosisbeiträge für den gesamten Messtiefenbereich aufgeführt.

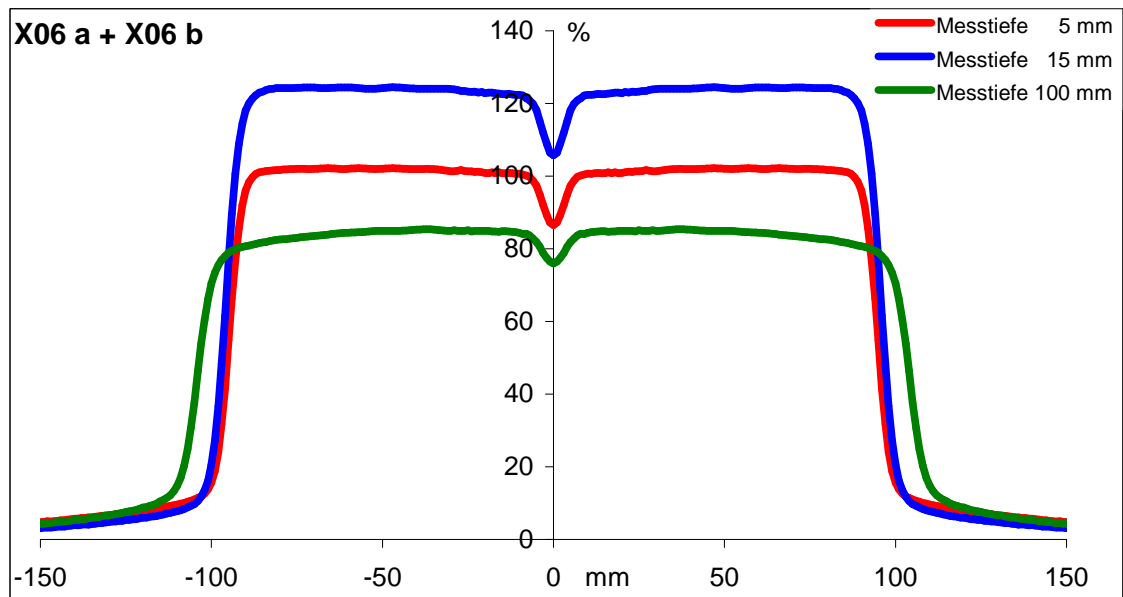


Abbildung 4.3: Photonenfelder 6 MV, Gesamtdosisverteilungen in 5 mm, 15 mm und 100 mm Messtiefe.

Tabelle 4.1: 6 MV Photonenfelder, Unterdosierungen und additiver Dosisbeitrag in allen Messtiefen.

Messtiefe [mm]	Unterdosierung [%]	add. Dosisbeitrag [%]
1	-4,03	+7,84
5	-10,84	+4,79
10	-14,73	+3,43
15	-15,85	+2,86
20	-14,76	+2,67
25	-14,19	+2,69
30	-13,97	+2,65
50	-11,35	+2,86
60	-10,76	+2,74
70	-10,28	+2,60
80	-6,37	+3,64
100	-5,74	+3,28
200	-0,41	+3,08
300	0,59	+2,23

Da die Dosiswerte in der Halbfeldmitte entsprechend der Normierung den Werten des Tiefendosisverlaufs entsprechen, kann die tiefenabhängige Änderung des Unterdosierungsbetrags als Differenz zwischen dem Tiefendosisverlauf und den Minima des Gesamtdosisverlaufes (rote Kurve) dargestellt werden (Abbildung 4.4).

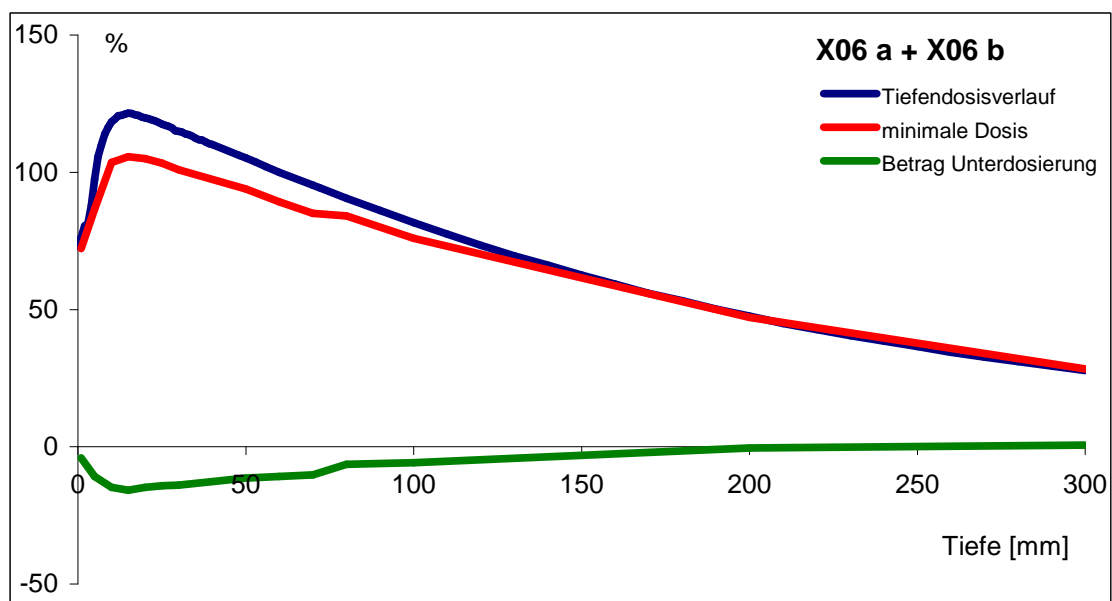


Abbildung 4.4: X06 a + X06 b, Vergleich zwischen dem Tiefendosisverlauf des 6 MV Feldes und den Unterdosierungen in Abhängigkeit der Messtiefe.

Die Ausprägung der Fehldosierung folgt dem Tiefendosisverlauf. In Tiefen hoher Energiedosis ist die Fehldosierung ebenfalls hoch, während in größeren Tiefen bei niedrigeren Dosiswerten praktisch keine Unter-/ Überdosierung mehr auftritt.

Über den exakten Feldanschluss hinaus müssen stets Ungenauigkeiten im Millimeter-Bereich bei der Einstellung der Bestrahlungsapparatur berücksichtigt werden. Die bei gewollten oder ungewollten Verschiebungen der Felder gegeneinander auftretenden Fehldosierungen wurden für Überlappung bis zu 20 mm und für Lücken zwischen den Feldern von bis zu 20 mm ermittelt.

Der höchste Wert wird in 15 mm Tiefe bei einer Überlappung der Felder um 20 mm erreicht. Die maximale Dosis liegt hier bei 230 %. Im Gegensatz hierzu

führt eine Lücke von 20 mm zu einer minimalen Dosis von 15 %. In Abbildung 4.5 sind die Dosisverteilungen für verschiedene Verschiebungen der Felder zueinander in 15 mm Messtiefe zu sehen.

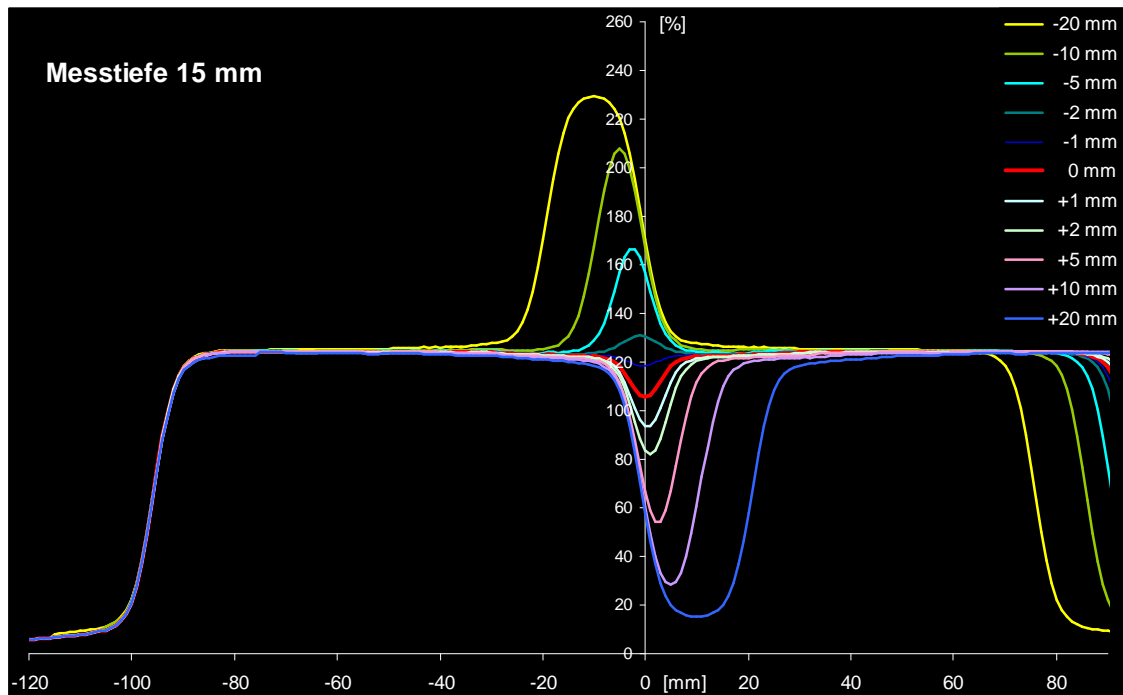


Abbildung 4.5: X06 a + X06 b, Gesamtdosisverläufe bei Verschiebungen der Felder von ± 20 mm zueinander.

Eine Verschiebung von 0 mm entspricht dem direkten Feldanschluss und ist identisch mit der Kurve in Abbildung 4.3.

Im Gegensatz zum direkten Feldanschluss (Unterdosierung 16 %), findet sich bei einer Überlappung der Felder um 1 mm nur eine geringe Unterdosierung von 3 %. Durch eine Verschiebung der Felder zueinander kann die Unterdosierung merklich reduziert werden.

Verdeutlicht wird der Einfluss von Verschiebungen auf die Unter-/ Überdosierungen in Abbildung 4.6. Für die Tiefe des Isozentrums werden die prozentualen Über-/ Unterdosierungen in Abhängigkeit der Verschiebungen dargestellt.

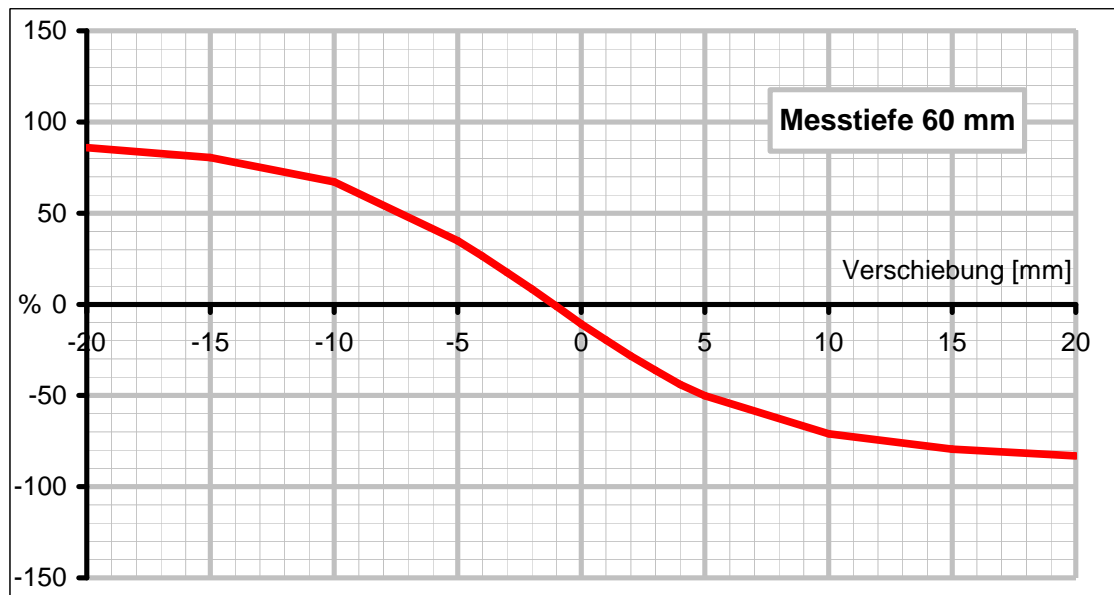


Abbildung 4.6: X06 a + X06 b, Unter- / Überdosierungen abhängig von der Verschiebung der Felder zueinander.

Die Kurve verdeutlicht den optimalen Feldanschluss bei einer geringen Überlappung der Felder um etwas mehr als 1 mm. Hier tritt keine Fehldosierung auf. Verschiebungen der Felder um ± 5 mm gegeneinander führen zu Fehldosierungen bis zu 50 %. In diesem Bereich zwischen einer Überlappung der Felder um 5 mm und einer Lücke von 5 mm ist der Kurvenverlauf nahezu linear. Dies ermöglicht eine einfache Abschätzung der zu erwartenden Über- oder Unterdosierungen. In Abbildung 4.7 ist der Verlauf durch eine lineare Trendlinie im Bereich von ± 5 mm Verschiebung dargestellt.

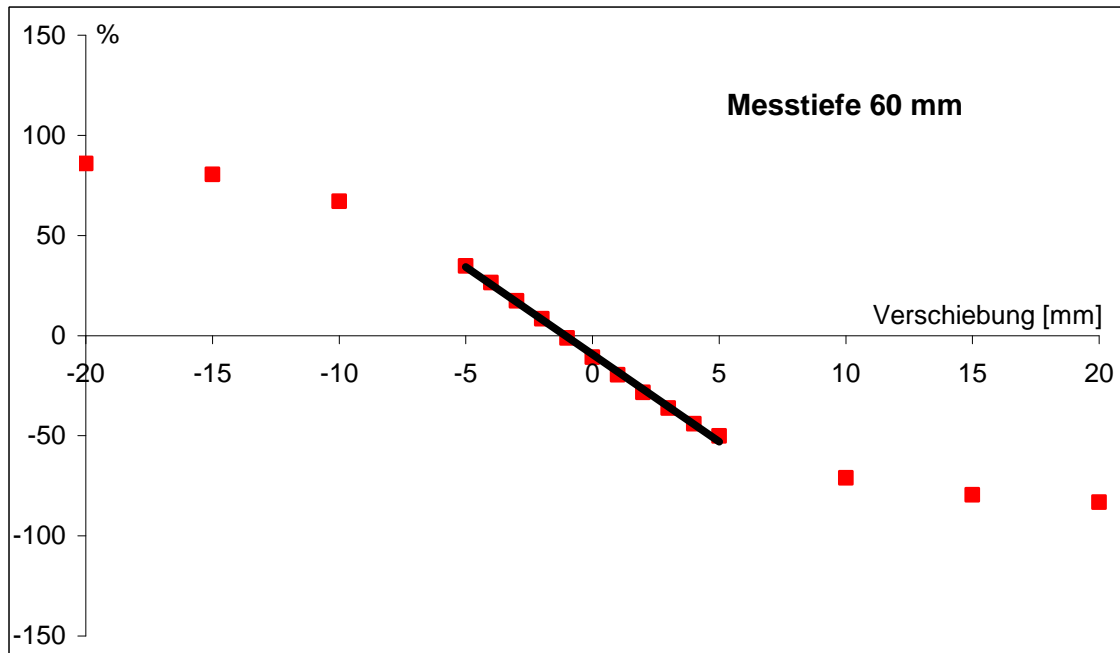


Abbildung 4.7: X06 a + X06 b, linearer Teil der Unter- / Überdosierungen bei Verschiebungen der Felder von ± 5 mm.

Bei einer Steigung von $-8,72$ %/mm der Trendlinie führt eine Verschiebung der Felder gegeneinander um 1 mm zu einer Änderung der Fehldosierung von ca. $\pm 8,7$ %.

Dieser Wert gilt für die Tiefe des Isozentrums. Die Steigungen des linearen Kurvenabschnittes in 1 mm, 5 mm, 15 mm, 60 mm, 100 mm und 300 mm Messtiefe sind in *Tabelle 4.2* angegeben.

Tabelle 4.2: Steigungen der Über-/ Unterdosierungskurven im Bereich von ± 5 mm Verschiebung.

Messtiefe [mm]	1	5	15	60	100	300
Steigung [%/mm]	-6,48	-9,14	-11,55	-8,72	-6,54	-1,74

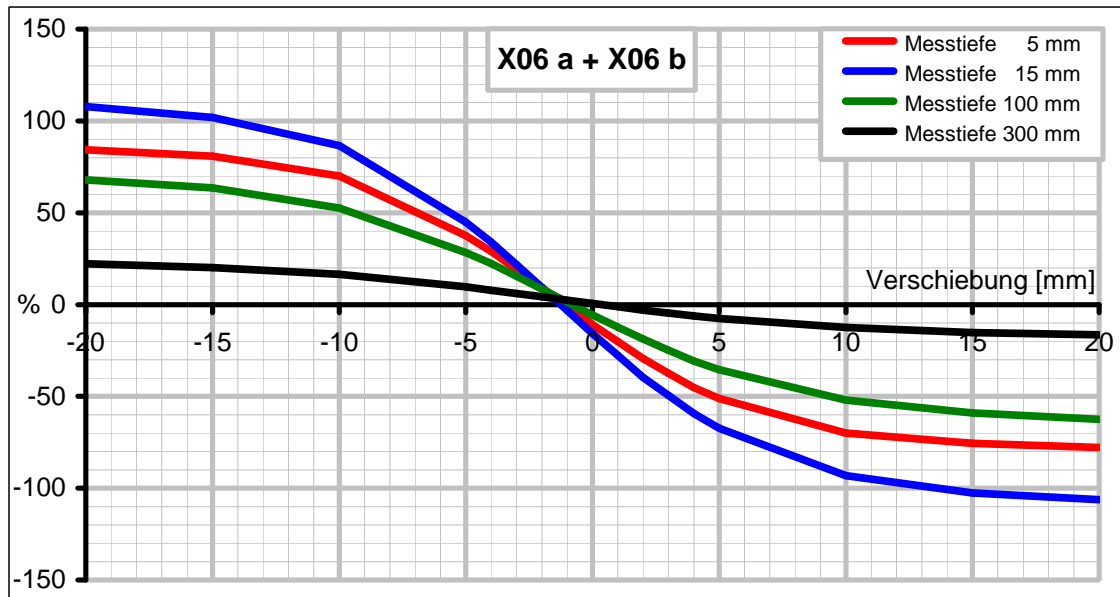


Abbildung 4.8: X06 a + X06 b, Fehldosierungen bei Verschiebung der Felder gegeneinander in 5 mm, 15 mm, 100 mm und 300 mm Messtiefe.

Tabelle 4.3: X06 a + X06 b, Fehldosierungen bei Verschiebungen der Felder um ± 20 mm. Messtiefen 1 mm bis 300 mm.

Tiefe [mm]	Fehldosierungen [%]							
	-20 mm	-10 mm	-5 mm	-2 mm	-1 mm	+5 mm	+10 mm	+20 mm
1	+62,82	+53,35	+30,79	+10,62	+3,29	-31,77	-43,68	-48,99
5	+84,36	+69,95	+37,60	+9,07	-0,89	-51,12	-69,99	-77,84
15	+107,77	+86,48	+44,94	+9,28	-3,28	-67,33	-93,25	-106,17
30	+100,65	+79,86	+41,46	+9,30	-2,33	-61,21	-85,82	-99,18
60	+85,91	+67,12	+34,83	+8,41	-1,17	-50,10	-71,04	-83,17
100	+67,97	+52,51	+28,35	+8,45	+1,35	-35,41	-52,09	-62,52
200	+39,11	+29,92	+16,92	+6,80	+3,19	-15,79	-25,01	-31,45
300	+22,17	+16,54	+9,59	+4,22	+2,39	-7,51	-12,44	-16,49

Bei dem Vergleich unterschiedlicher Messtiefen (Abbildung 4.8, Tabelle 4.3) zeigen sich die höchsten Fehldosierungen in 15 mm Tiefe.

Wie in der Tiefe des Isozentrums zeigen sich auch für die weiteren Messtiefen bei einer Überlappung der Felder von 1 mm die geringsten Fehldosierungen.

Eine Optimierung des Feldanschlusses über den gesamten Messtiefenbereich ist möglich.

Belegt wird dieses Ergebnis auch durch die tiefenabhängige Betrachtung der Fehldosierungen. In Abbildung 4.9 sind bei einer Überlappung der Felder um 1 mm die Fehldosierungen sowie der Tiefendosisverlauf des Feldes X06 a und die minimalen und maximalen Dosiswerte über den Messtiefenbereich dargestellt.

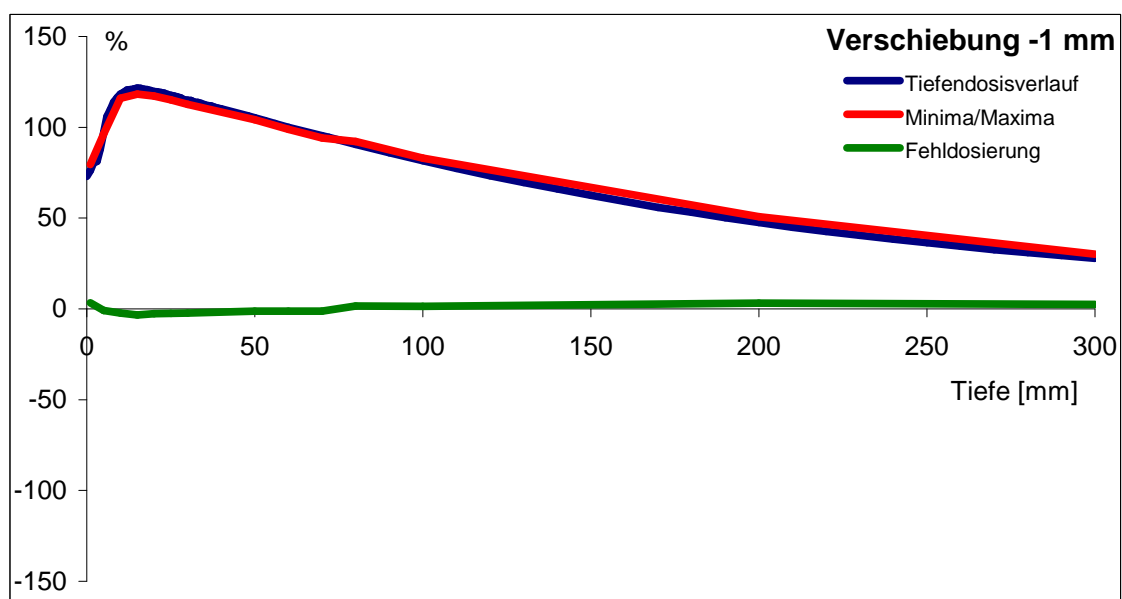


Abbildung 4.9: X06 a + X06 b, Überlappung der Felder um 1 mm. Vergleich Tiefendosisverlauf mit den absoluten Minima / Maxima

Die Kurve der Fehldosierungen verläuft beinahe parallel zur Abszisse, schwach angedeutet ist dennoch ein stärkeres Abfallen bis zu einem Minimum bei 15 mm Messtiefe und ein folgender sanfterer Anstieg.

Diese Kurvenform tritt mit zunehmender Überlappung bzw. Lücke zwischen den Feldern deutlich hervor, wie in Abbildung 4.10 zu sehen.

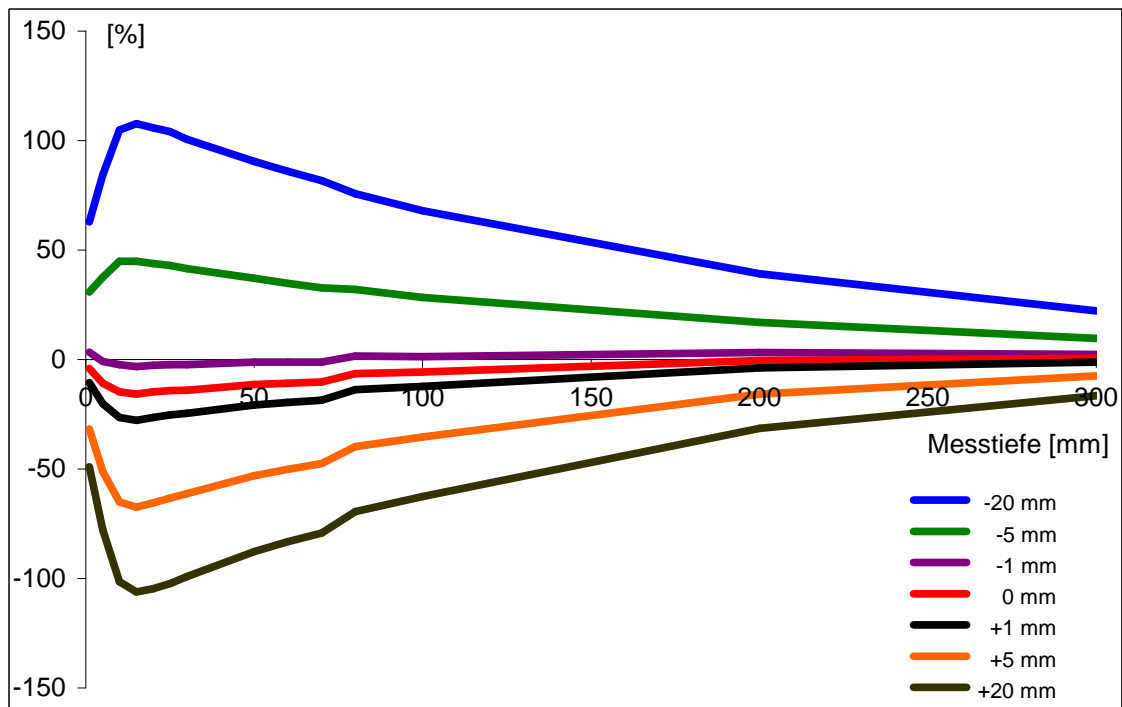


Abbildung 4.10: X06 a + X06 b, Fehldosierungen über den gesamten Messtiefenbereich für Verschiebungen der Felder von ± 20 mm.

Die Kurven für positive Werte in Abbildung 4.10 spiegeln den Tiefendosisverlauf des Feldes X06 a wieder. Für die negativen Werte gilt das Gleiche für den an der Tiefenachse gespiegelten Tiefendosisverlauf.

Abbildung 4.11 stellt die Werte der Fehldosierungen für alle Messtiefen in Prozent der Bezugswerte in den Feldmitten dar. Im Tiefenverlauf ergeben diese Bezugswerte den Tiefendosisverlauf. Aus dem, besonders bei großer Überlappung, näherungsweise linearen Verlauf ergibt sich damit ein beinahe konstantes Verhältnis zwischen dem Tiefendosisverlauf und den Fehldosierungen.

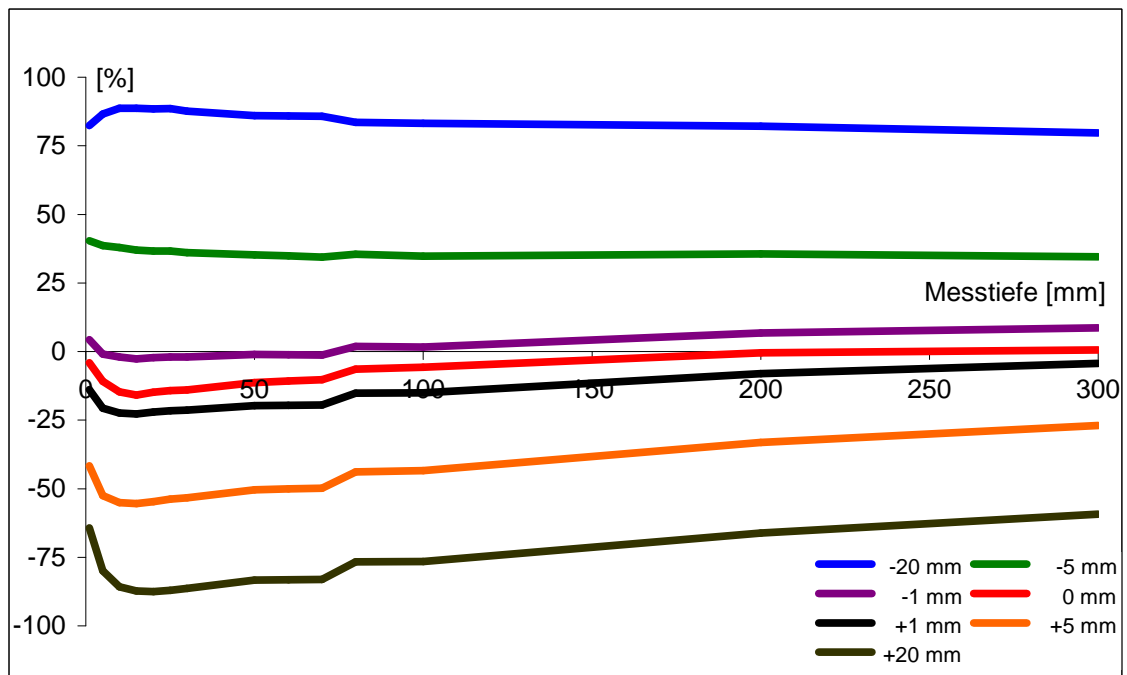


Abbildung 4.11: X06 a + X06 b, Verschiebung der Felder um ± 20 mm. Darstellung der Fehldosierungen als Prozentwerte des Tiefendosisverlaufes.

Zu erkennen ist, dass bei einer Überlappung der Felder um 20 mm die Fehldosierung in jeder Messtiefe ca. 85 % des Tiefendosiswertes beträgt.

Jedoch weist auch diese Darstellung der Fehldosierungen ein Maximum bei 15 mm Messtiefe auf. Aufgrund der nur schwachen Ausprägung dieses Verlaufes können bei Überlappungen der Felder die Fehldosierungen vereinfachend als konstante Anteile des Tiefendosisverlaufes kalkuliert werden.

Bei Lücken zwischen den Feldern ist eine solche Näherung allerdings nur noch begrenzt möglich (Tabelle 4.4).

Tabelle 4.4: X06 a + X06 b, Fehldosierungen in Prozent des Tiefendosisverlaufes bei Verschiebungen der Felder um ± 20 mm. Messtiefen 1 mm bis 300 mm.

Mittelwert max./min. Fehldosierung $\pm \Delta$		Mittelwert max./min. Fehldosierung	
-20 mm	-15 mm	-10 mm	-5 mm
84,16 \pm 4,48	78,47 \pm 5,88	65,81 \pm 6,38	37,40 \pm 3,00

Mittelwert max./min. Fehldosierung $\pm \Delta$		Mittelwert max./min. Fehldosierung	
-2 mm	-1 mm	0 mm	+1 mm
11,39 \pm 3,76	2,95 \pm 5,65	-5,46 \pm 7,58	-13,58 \pm 9,22

Mittelwert max./min. Fehldosierung $\pm \Delta$		Mittelwert max./min. Fehldosierung	
+2 mm	+3 mm	+4 mm	+5 mm
-21,73 \pm 10,82	-28,67 \pm 12,06	-35,60 \pm 13,29	-41,18 \pm 14,20

Mittelwert max./min. Fehldosierung $\pm \Delta$		Mittelwert max./min. Fehldosierung	
+10 mm	+15 mm	+20 mm	
-60,72 \pm 15,99	-69,48 \pm 14,96	-73,37 \pm 14,09	

4.1.2 Einfluss der Kollimatoreinstellung

Bei der Einblendung von Strahlenfeldern durch MLCs können gleichartige Felder, abhängig von der Einstellung des Strahlerkopfes, entweder mit den Seiten oder den Enden der Lamellen des Blendensystems begrenzt werden.

Um den Einfluss der Einstellung des Lamellenkollimators auf die Dosisverteilung bei Feldanschlüssen zu bestimmen, wurden wie in Abschnitt 4.1.1 zwei identische 6 MV Photonenhalbfelder im Zentralstrahl angeschlossen. Die Parameter Tragarmrotation 0 Grad, FOA 94 cm und Feldgröße 10 x 20 cm² wurden beibehalten. Anstatt einer Kollimatorauswinkelung von 0 Grad wurde eine Einstellung von 90 Grad gewählt. In Abbildung 4.12 demonstriert die rot markierte Kante der Strahlenfelder die Grenze für den parallelen Anschluss der Felder. Diese Grenze wird bei X06 a durch die Enden und bei X06 c durch die Seiten der Lamellen des MLC gebildet.

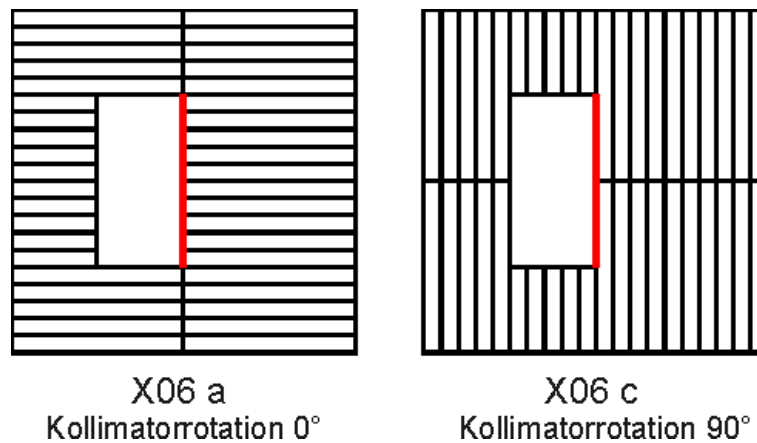


Abbildung 4.12: 6 MV Photonenhalbfeld ($10 \times 20 \text{ cm}^2$) bei einer Kollimatorauswinkelung von 0° und 90° .

Die Fehldosierungen bei einem Anschluss der Felder mit einer Kollimatorauswinkelung von 90° (X06 c+X06 d) werden direkt mit den Ergebnissen bei 0° Kollimatorauswinkelung (X06 a+X06 b) verglichen.

Die Begrenzung der Felder durch die Seiten der Lamellen (K 90°) führt ebenso wie die Begrenzung durch die Lamellenenden (K 0°) zu Unterdosierungen über den gesamten Messtiefenbereich. Jedoch sind die Unterdosierungen bei einer Begrenzung mit den Lamellenseiten deutlich geringer. Für die Messtiefen 5 mm, 15 mm und 100 mm stellt Abbildung 4.13 die unterschiedlichen Dosisverläufe dar. Die Normierung der Querprofile erfolgte nach den Mittelwerten der beiden Tiefendosisverläufe bei 0° und 90° Kollimatorrotation.

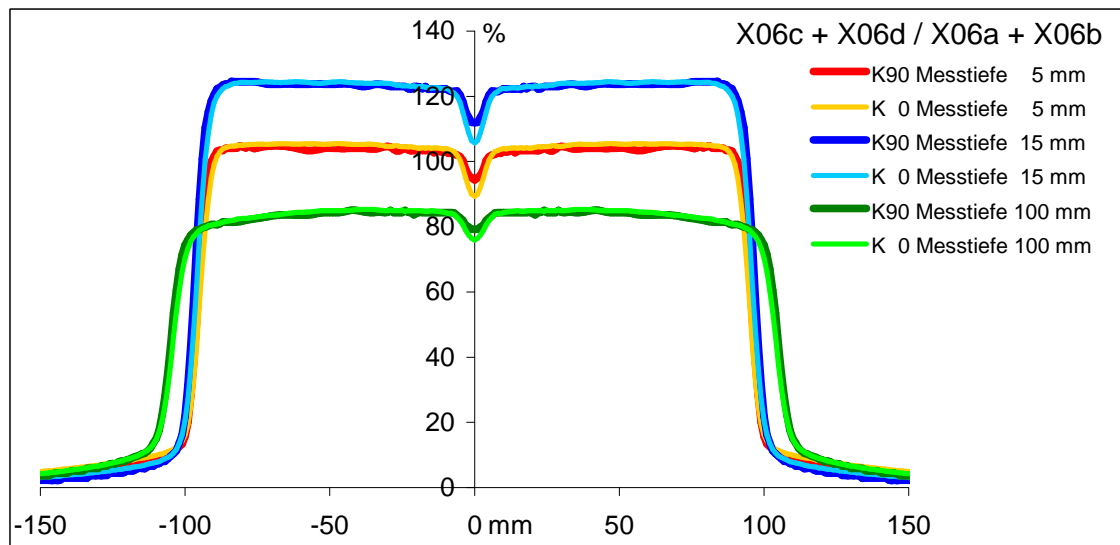


Abbildung 4.13: X06 c + X06 d (Kollimator 90°, K90) verglichen mit X06 a + X06 b (Kollimator 0°, K 0), Messtiefen 5 mm, 15 mm und 100 mm.

Tabelle 4.5: Vergleich X06 a + X06 b (K 0°) mit X06 c + X06 d (K 90°),
Unterdosierungen und additive Dosisbeiträge in allen Messtiefe.

Messtiefe [mm]	Fehldosierung Kollimator 0° [%]	Fehldosierung Kollimator 90° [%]	Differenz Fehldosierung [%]	add. Dosisb. Kollimator 0° [%]	add. Dosisb. Kollimator 90° [%]
1	-4,03	-0,84	3,20	+ 7,84	+ 6,79
5	-11,20	-6,21	4,98	+ 4,78	+ 3,49
10	-14,73	-9,54	5,19	+ 3,43	+ 2,15
15	-15,85	-9,56	6,28	+ 2,86	+ 2,21
20	-14,76	-11,06	3,71	+ 2,67	+ 2,21
25	-14,19	-8,80	5,40	+ 2,69	+ 2,19
30	-13,97	-8,87	5,09	+ 2,65	+ 2,23
50	-11,35	-5,97	5,38	+ 2,86	+ 2,17
60	-10,76	-5,63	5,13	+ 2,74	+ 2,11
70	-10,28	-5,42	4,86	+ 2,60	+ 1,97
80	-6,37	-2,45	3,92	+ 3,64	+ 3,25
100	-5,74	-2,21	3,53	+ 3,28	+ 2,93
200	-0,41	0,73	1,14	+ 3,08	+ 2,93
300	0,59	2,06	1,47	+ 2,23	+ 2,21

Die Unterdosierungen für die in Tabelle 4.5 aufgeführten Messtiefen sind bei einer Begrenzung der Felder mit den Lamellenseiten alle um 1 % (200 mm Tiefe) bis 6 % (15 mm Tiefe) niedriger als bei den Vergleichsfeldern mit Begrenzung durch die Lamellenenden. Die durchschnittliche Reduzierung der Unterdosierung beträgt 4,23 %. Auch die additiven Dosisbeiträge der Feldausläufer sind bei einer Kollimatorauswinkelung von 90 Grad geringfügig niedriger als bei einer Auswinkelung von 0 Grad.

Die Begrenzung der Felder durch die Seiten der Lamellen des MLCs führt bei direktem Feldanschluss zwar zu reduzierten Unterdosierungen, jedoch nicht zu einem homogenen Dosisverlauf. Wie in Abbildung 4.14 zu sehen, liegt der optimale Anschluss in den Messtiefen 5 mm, 15 mm und 100 mm bei einer sehr kleinen Überlappung der Felder vor. Der Vergleich mit dem entsprechenden Diagramm für eine Kollimatorauswinkelung von 0° (Abbildung 4.8) ergibt eine Verlagerung des Schnittpunktes der Kurven sowie deren Schnittpunkte mit der Abszisse nach rechts. Statt bei einer Überlappung von knapp über 1 mm (Kollimator 0°) liegt der Bereich des bestmöglichen Feldanschlusses unter 1 mm (Kollimator 90°) Überlappung (Tabelle 4.6).

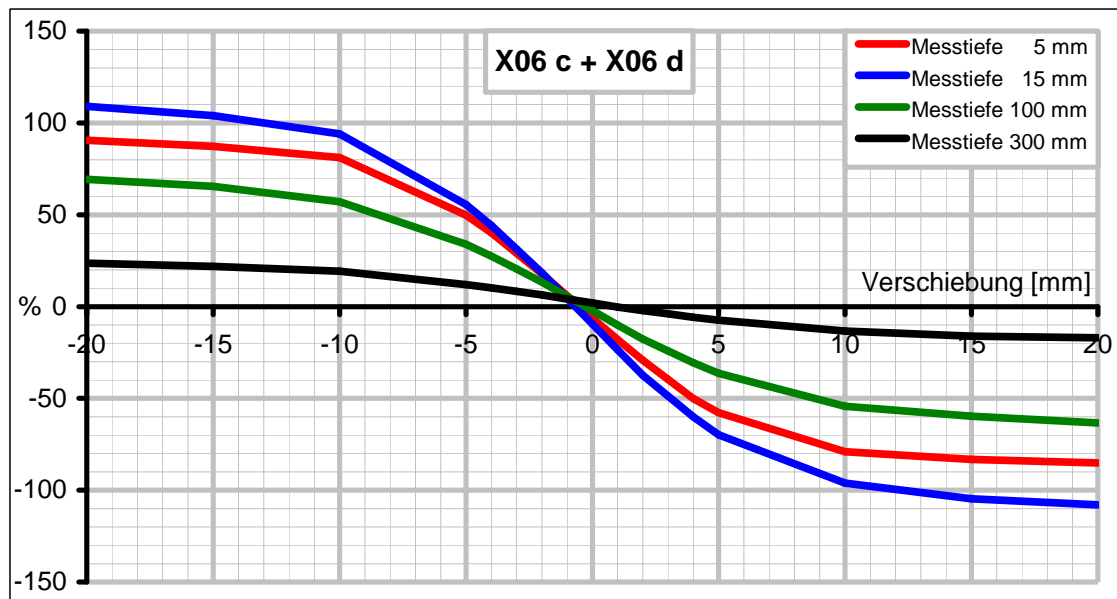


Abbildung 4.14: X06 c + X06 d, Fehldosierungen bei Verschiebung der Felder in 5 mm, 15 mm, 100 mm und 300 mm Messtiefe.

Tabelle 4.6: X06 c + X06 d, Beträge der Fehldosierungen bei Verschiebungen der Felder um ± 20 mm gegeneinander. Messtiefen 1 mm bis 300 mm.

Tiefe [mm]	Fehldosierungen [%]							
	-20 mm	-10 mm	-5 mm	-1 mm	0 mm	+5 mm	+10 mm	+20 mm
1	+63,81	+57,51	+37,47	+8,13	-0,84	-34,43	-47,39	-51,88
5	+90,51	+81,14	+49,80	+5,75	-6,41	-57,79	-79,09	-85,24
15	+109,02	+94,05	+55,53	+4,37	-9,56	-69,77	-96,11	-108,00
30	+102,98	+87,81	+51,43	+4,73	-8,87	-63,69	-89,08	-100,54
60	+87,32	+74,65	+43,66	+4,93	-5,63	-51,41	-73,24	-84,51
100	+69,29	+57,01	+33,95	+5,57	-2,21	-36,34	-54,29	-63,41
200	+39,22	+32,94	+20,73	+5,43	+0,73	-16,45	-26,39	-31,90
300	+23,62	+19,21	+11,92	+4,06	+2,06	-7,49	-13,39	-17,07

Neben einer Reduktion der Unterdosierungen beim direkten Feldanschluss finden sich bei einer Begrenzung der Felder mit den Lamellenseiten größere Steigungen im linearen Bereich der Verschiebungskurven (Tabelle 4.7).

Tabelle 4.7: Vergleich X06 a + X06 b mit X06 c + X06 d. Steigungen der Kurven für einen Bereich von ± 5 mm Verschiebung.

Messtiefe [mm]	X06 a + X06 b, (Kollimator 0°)	Steigung X06 c + X06 d, (Kollimator 90°)	Differenz
1	-6,48	-7,54	-1,05
5	-9,14	-11,12	-1,98
10	-11,35	-12,89	-1,55
15	-11,55	-12,94	-1,38
20	-11,26	-12,70	-1,43
25	-10,92	-12,15	-1,23
30	-10,56	-11,93	-1,37
50	-9,26	-10,36	-1,11
60	-8,72	-9,80	-1,08
70	-8,24	-9,24	-0,99
80	-7,38	-8,15	-0,77
100	-6,54	-7,23	-0,69
200	-3,35	-3,88	-0,53
300	-1,74	-1,99	-0,25
Durchschnitt 1-300 mm Tiefe	-8,3	-9,4	-1,1
Durchschnitt 1-100 mm Tiefe	-9,3	-10,5	-1,2

Die Unterschiede der Steigungen zwischen 0° und 90° Kollimatorrotation sind gering. Zusammen mit der Konstanz der Steigungswerte von 1 mm bis 100 mm Tiefe muss für eine Verschiebung der Felder um ± 5 mm gegeneinander mit einer Dosisänderung von ca. ± 10 % pro mm Verschiebung gerechnet werden.

4.2 Anschluss von Elektronenfeldern an Photonenfelder

4.2.1 Anschluss von 12 MeV Elektronen an 6 MV Photonen

Für eine Reihe von strahlentherapeutischen Verfahren, z.B. für die Behandlung von HNO-Tumoren, werden Elektronenfelder zur Aufsättigung eines Zielvolumens im Anschluss an ein Photonenfeld eingesetzt.

Als Vorlage für die Untersuchung der Anschlussbereiche bei diesen Techniken diente die Kombination eines 6 MV Photonenhalbfeldes (Kollimatorauswinkelung 0° ; FOA 94 cm) mit einem asymmetrischen 12 MeV Elektronenfeld (Kollimatorauswinkelung 90°) im Halsbereich. Die Begrenzung der Elektronen erfolgte durch einen $14 \times 14 \text{ cm}^2$ großen Endrahmen mit einer Öffnung von $10 \times 4 \text{ cm}^2$. Dabei lag die Öffnung nicht der Mitte des Rahmens an, was zu einer asymmetrischen Feldgeometrie mit zwei divergenten Kanten führte. Die Divergenz der näher am Zentralstrahl liegenden, inneren Kante ist dabei geringer als diejenige der äußeren Kante. Der Anschluss an die nicht divergente Seite des $10 \times 20 \text{ cm}^2$ großen Photonenfeldes erfolgt in der Ebene der Wasseroberfläche mit der zentralstrahlnahen Seite des Elektronenfeldes (Einstrahlwinkel 0°).

Wie in Abbildung 4.15 verdeutlicht, führt diese Methode zu einem Auseinanderlaufen der Felder mit der Tiefe und damit zu Dosisinhomogenitäten. Diese Vorgehensweise entspricht in vielen Fällen der klinischen Routine, weshalb der Feldanschluss nicht optimiert wurde. Stattdessen wurden die sich in der Praxis daraus ergebenden Dosisinhomogenitäten bestimmt.

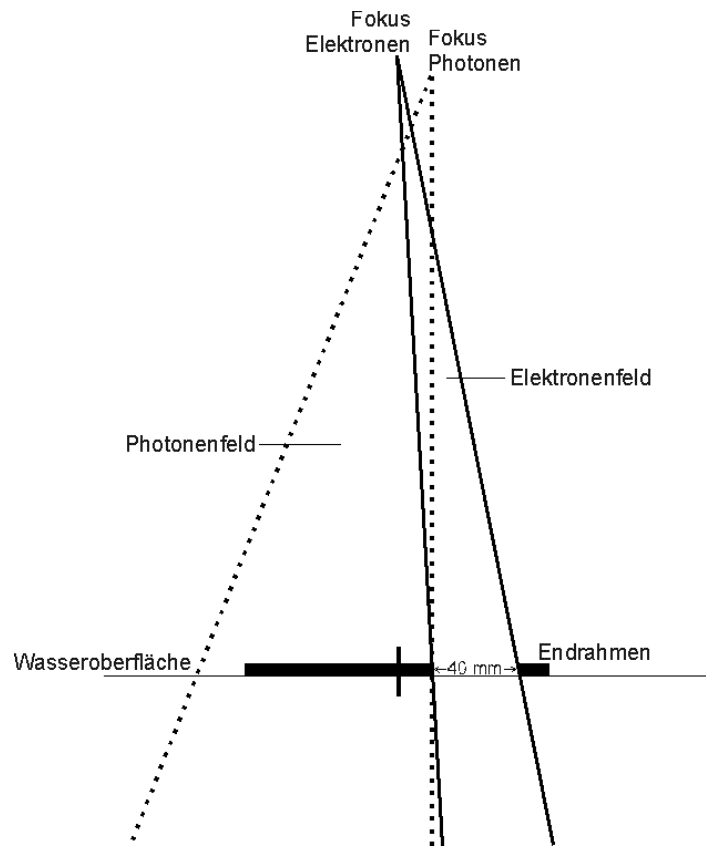


Abbildung 4.15: Anschluss eines asymmetrischen $10 \times 4 \text{ cm}^2$, 12 MeV Elektronenfeldes an ein $10 \times 20 \text{ cm}^2$, 6 MV Photonenhalbfeld.

Abbildung 4.16 zeigt die Dosisverteilungen des Photonen- und Elektronenfeldes sowie die Summation beider Dosisverteilungen in 20 mm Messtiefe.

Zu erkennen ist, dass die aufaddierte Gesamtdosis im Grenzbereich der Felder einen minimalen Wert annimmt und dass im Bereich des Photonen- und Elektronenfeldes höhere Dosiswerte auftreten als bei den Einzelfeldern.

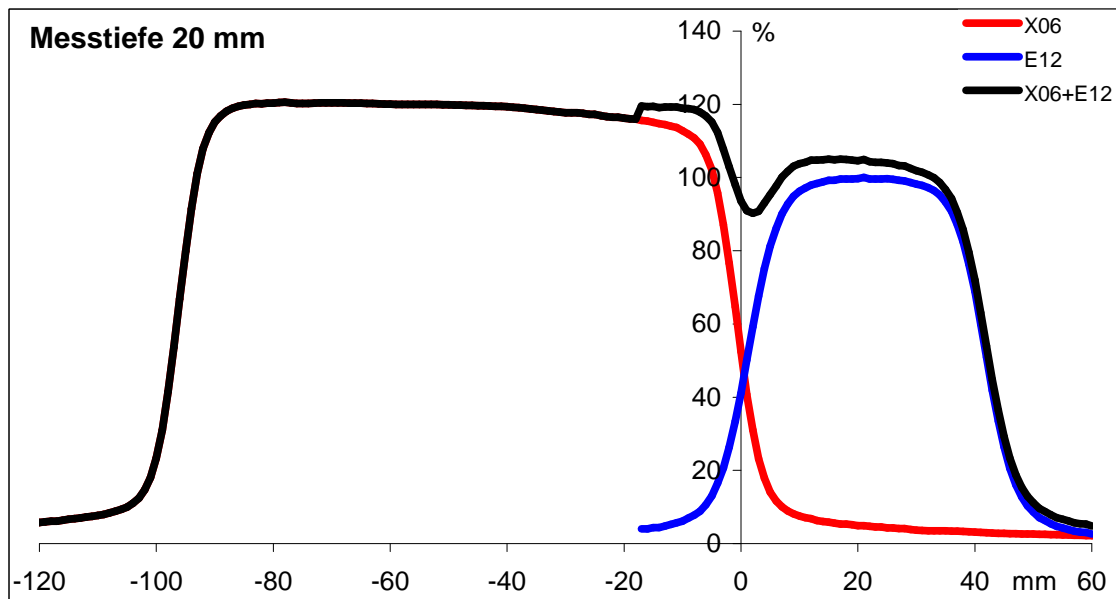


Abbildung 4.16: 6 MV Photonenfeld (X06) + 12 MeV Elektronenfeld (E12),
Dosisverteilungen in 20 mm Messtiefe.

In den folgenden Abbildungen wird auf die Darstellung der Einzelfelder verzichtet und allein die Gesamtdosisverteilung aufgeführt. Um eine umfassende Dosisverteilung über den bestrahlten Bereich zu erhalten, geht die Gesamtdosisdarstellung mit dem Ende des Elektronenmessbereiches in den Dosisverlauf des Photonenfeldes über.

Die Auswertung der Dosisverläufe insbesondere der Über- und Unterdosierungen bezieht sich auf die Dosiswerte in der Mitte des Elektronen- bzw. Photonenfeldes.

Das Prinzip der Auswertung demonstriert Abbildung 4.17:

1. Betrag der Unterdosierung als Differenz zwischen der Dosis in der Mitte des Elektronenfeldes (M_e) und der minimalen Dosis (Min) des Gesamtdosisverlaufes.
2. additiver Beitrag des Photonenfeld-Ausläufers an der Gesamtdosis im Bereich des Elektronenfeldes.
3. Orientierung über den additiven Beitrag des Elektronenfeld-Ausläufers an der Gesamtdosis im Bereich des Photonenfeldes. Differenz zwischen

dem letzten berechneten Wert des Gesamtdosisverlaufes und dem benachbarten Wert des Photonenfeldes.

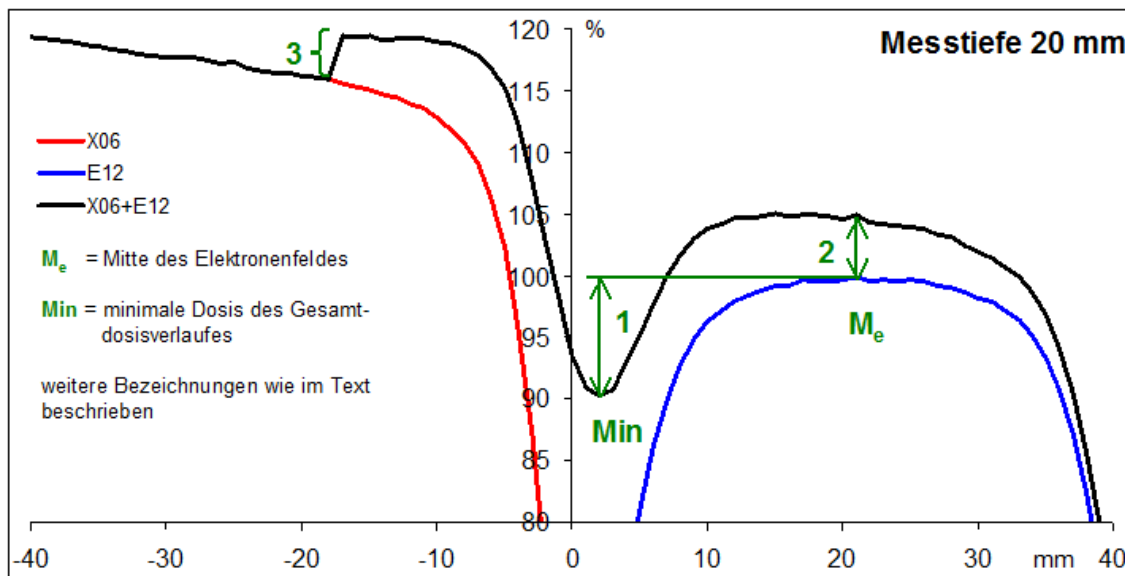


Abbildung 4.17: X06 + E12, Auswertung der Dosisverteilungen in 20 mm Messtiefe.

Theoretisch denkbar ist ein idealer Dosisverlauf mit zwei Dosisplateaus im Niveau des Photonen- und Elektronenfeldes, welche in einem unendlich kleinen Feldanschlussbereich ineinander übergehen. In diesem Fall würden weder Unter- noch Überdosierungen auftreten.

Die Quantifizierung von Unter- oder Überdosierungen erfolgt daher durch den Vergleich der minimalen bzw. maximalen Werte des Gesamtdosisverlaufes mit dem Dosiswert in der Mitte des Photonen- oder Elektronenfeldes.

Liegt das Maximum oder Minimum der Fehldosis links des Ursprungs, so erfolgt der Vergleich mit dem Photonenfeld, liegt es rechts des Ursprungs, wird mit dem Elektronenfeld verglichen. Im Grenzfall eines Maximums oder Minimums im Ursprung dient für Maxima das Feld mit den höheren Dosiswerten und für Minima das Feld mit den geringeren Dosiswerten als Bezug.

Durch die Ausläufer des jeweils anderen Feldes kommt es in den Bereichen des Elektronen- und Photonenfeldes im Gesamtdosisverlauf zu höheren Dosen als

bei den Einzelfeldern. Dieser additive Anteil an der Gesamtdosis wird im Bereich des Elektronenfeldes als Differenz der Dosiswerte mit der Ortskoordinate der Feldmitte bestimmt. Dieser Dosisbeitrag ist aus der Darstellung des Gesamtdosisverlaufes nicht ersichtlich und wird tabellarisch aufgeführt.

Im Bereich des Photonenfeldes wird der additive Anteil orientierend an der Stelle des Übergangs von Gesamtdosisverlauf auf den Dosisverlauf des Photonenfeldes ermittelt. Hier wird die Differenz zwischen dem letzten aufaddierten Wert und dem benachbarten Wert des Photonenfeldes gebildet.

Bei dem Anschluss eines Elektronenfeldes an ein Photonenfeld unterscheiden sich die Dosisverteilungen in unterschiedlichen Tiefen aufgrund des steilen Dosisabfalls der Elektronen mit zunehmender Tiefe deutlich voneinander. Abbildung 4.18 stellt die Gesamtdosisverteilungen in 5 mm, 20 mm und 48 mm Tiefe dar. Das Energiedosismaximum des Elektronenfeldes liegt in 20 mm Tiefe.

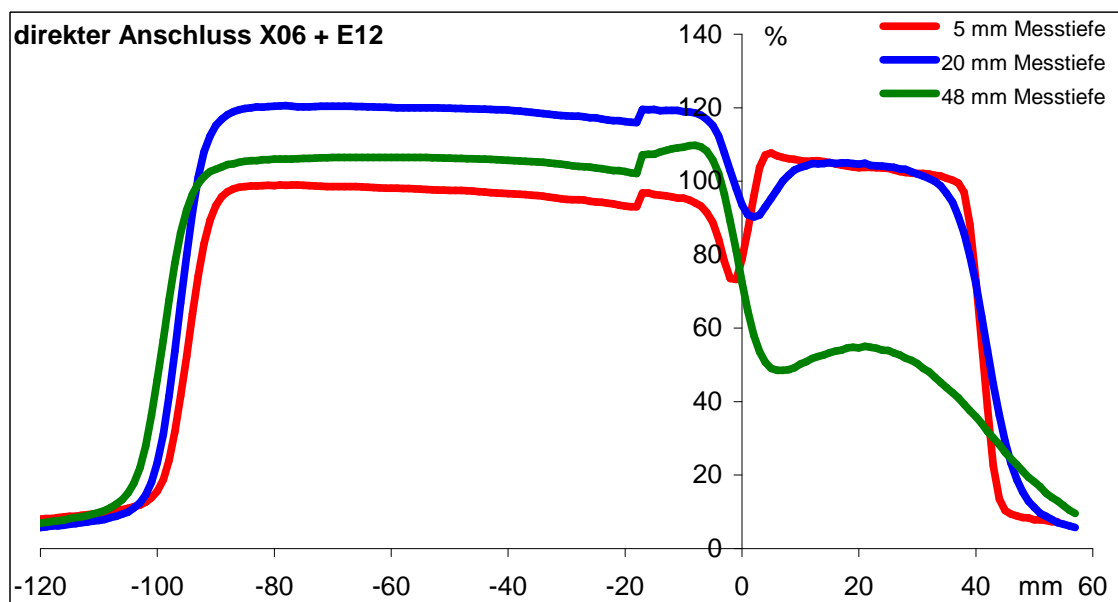


Abbildung 4.18: X06 + E12, Dosisverteilung in 5 mm, 20 mm und 48 mm Messtiefe

Tabelle 4.8: X06 + E12, Über- und Unterdosierungen, sowie die additiven Dosisbeiträge. Zu den Messtiefen sind die Energiedosen in der Mitte des Elektronenfeldes angegeben.

Messtiefe [mm]		Überdosierung [%]	Unterdosierung [%]	Bereich Elektronen add. Dosisbeitrag [%]	Bereich Photonen add. Dosisbeitrag [%]
5	(96%)	+11,61	-24,12	+7,62	+3,74
13	(99%)	+6,64	-8,91	+5,10	+3,21
20	(100%)	-	-9,73	+4,93	+3,56
40	(77%)	+8,45	-8,16	+5,72	+6,53
48	(49%)	+3,55	-0,72	+5,55	+5,01
53	(29%)	-	+3,62	+5,44	+3,43

Zu einer Unterdosierung kommt es in 20 mm Tiefe, während es in 5 mm und 48 mm Tiefe zu Über- und Unterdosierungen kommt. Dabei findet sich die Überdosierung in 5 mm Tiefe im Bereich des Elektronenfeldes und die Unterdosierung im Bereich des Photonenfeldes, während es in 48 mm Tiefe genau umgekehrt ist. Die Beträge der Fehldosierungen sind in Tabelle 4.8 aufgeführt.

Durch Verschiebungen beider Felder gegeneinander ändern sich die Fehldosierungen stark. Abbildung 4.19 stellt die Dosisverteilungen von einer Überlappung der Felder um 20 mm bis zu einer Lücke von 20 mm zwischen den Feldern in der Tiefe des Energiedosismaximums der Elektronen (20 mm Messtiefe) dar.

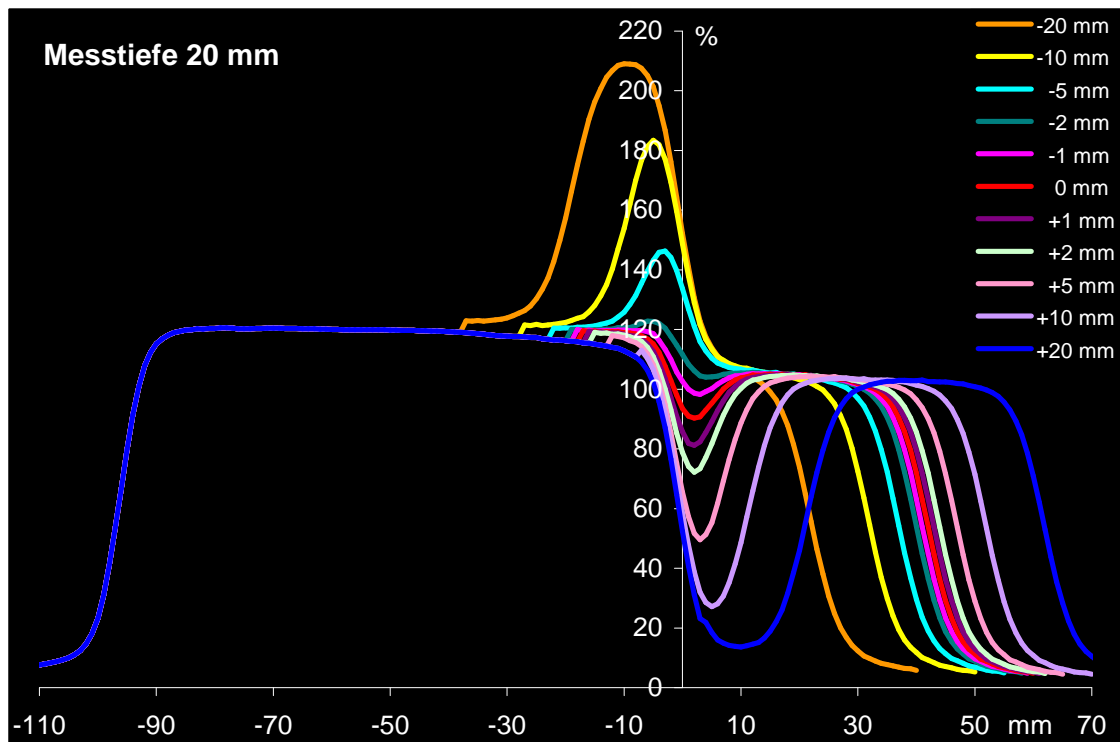


Abbildung 4.19: X06 + E12, Dosisverläufe bei Verschiebungen der Felder von ± 20 mm.

Eine Überlappung der Felder um 1 mm bis 2 mm führt in 20 mm Tiefe zu einem gleichmäßigeren Dosisverlauf verglichen mit dem direkten Anschluss der Felder. Die maximalen Werte liegen für eine Überlappung von 20 mm bei 210 % und für eine Lücke von 20 mm zwischen den Feldern bei 15 %.

Den direkten Vergleich der Über- / Unterdosierungen bei Verschiebungen der Felder um ± 20 mm gegeneinander ermöglicht Abbildung 4.20 für die Messtiefen 5 mm, 20 mm, 40 mm und 53 mm.

Für jede Tiefe sind zwei Kurven dargestellt: eine für die Überdosierungen bei Überlappungen der Felder (-20 mm bis 0 mm) und eine für die Unterdosierungen bei Lücken zwischen den Feldern (0 mm bis +20 mm). Die positiven Werte für die Unterdosierung in 40 mm und 53 mm Messtiefe (Tabelle 4.9) ergeben sich aus der gewählten Auswertungsmethode. Durch den additiven Beitrag des angeschlossenen Feldes kommt es, über beide Felder betrachtet,

zu höheren Dosiswerten als sie bei den Einzelfeldern auftreten. Im Gesamtdosisverlauf über beide Felder findet sich eine Unterdosierung mit minimaler Dosis. Die Dosis dieses Minimums liegt dabei aber über dem Referenzwert in der Mitte des Einzelfeldes. Bezogen auf das Photonen- oder Elektronenfeld liegt hier eine Überdosierung vor, bezogen auf den Gesamtdosisverlauf jedoch eine Unterdosierung.

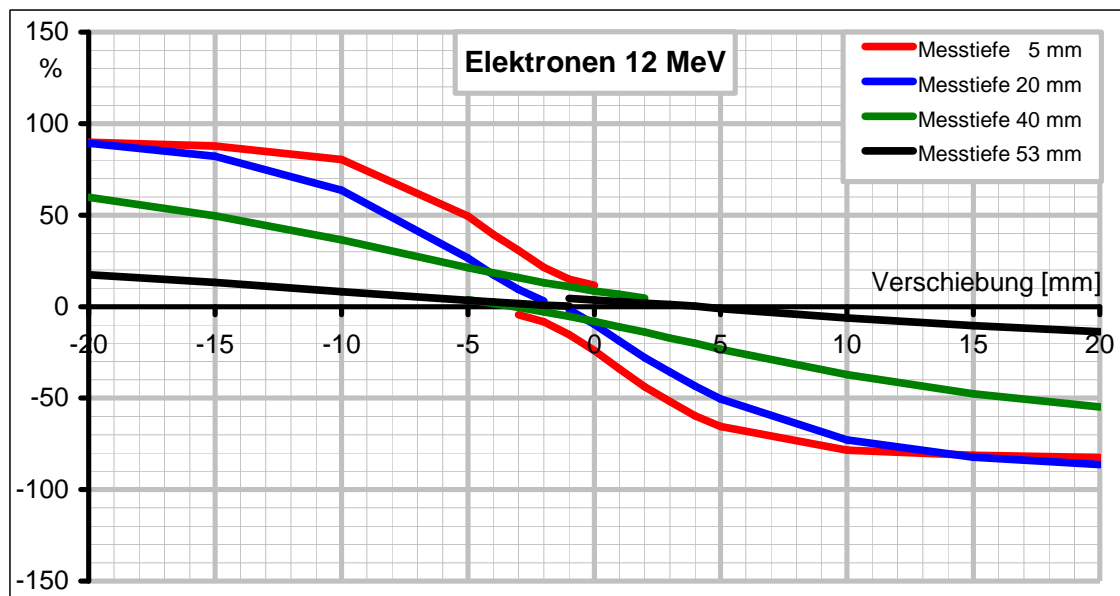


Abbildung 4.20: X06 + E12, Über- und Unterdosierungen bei Verschiebungen der Felder von ± 20 mm, Messtiefen 5 mm, 20 mm, 40 mm und 53 mm.

Tabelle 4.9: X06 + E12 Überdosierungen (rot) und Unterdosierungen (blau) bei Verschiebungen der Felder um ± 15 mm.

Tiefe [mm]	Fehldosierungen [%]							
	-15	-5	-3	-2	-1	0	+5	+15
5 (96 %)	+87,77	+49,37	+30,74	+21,45	+14,98	+11,61		
			-4,42	-8,28	-15,25	-24,12	-65,59	-81,21
20 (100 %)	+82,13	+26,54	+9,40	+3,04				
					-1,72	-9,73	-50,49	-82,30
40 (77 %)	+49,65	+21,28	+15,89	+13,04	+10,93	+8,45		
		+3,72	-0,43	-2,93	-5,36	-8,16	-23,36	-47,69
53 (29 %)	+13,19	+3,41	+1,71	+0,86	+0,32			
					+4,47	+3,62	-1,06	-10,41

Außer in 20 mm und 53 mm Tiefe kommt es bei direktem Feldanschluss in allen Messtiefen gleichzeitig zu Über- und Unterdosierungen. Dabei kann in den Messtiefen 5 mm, 13 mm und 20 mm durch eine Überlappung der Felder bis zu 3 mm eine bessere Homogenität der Dosis durch eine starke Abnahme der Unterdosierungen bei geringer Zunahme der Überdosierungen erreicht werden. In den Tiefen 40 mm, 48 mm und 53 mm führen Überlappungen der Felder in gleichem Maße zu Änderungen der Über- und Unterdosierungen. Eine Verbesserung der Dosishomogenität ist nicht möglich.

Auf Grund der unterschiedlichen Dosisverläufe in den einzelnen Tiefen müssen bei Anschlüssen von Photonenfeldern an Elektronenfelder alle Tiefen separat berücksichtigt werden, auch bei Verschiebungen der Felder gegeneinander.

In 20 mm Messtiefe geht die Kurve der Unterdosierungen direkt in die Kurve der Überdosierungen (blaue Kurve in Abbildung 4.20) über. Es kommt entweder zu Über- oder Unterdosierungen, was eine Optimierung des Dosisverlaufes ermöglicht.

Die geringsten Fehldosierungen treten in dieser Tiefe bei einer Überlappung von 1 mm auf. Wie in Abbildung 4.21 zu sehen ist, kann die Unterdosierung in 5 mm

Messtiefe durch eine Verschiebung um -1 mm ebenfalls bei einer geringen Zunahme der Überdosierung reduziert werden. In 48 mm Tiefe führt die Verschiebung lediglich zu einer etwas höheren Überdosierung bei einer gering reduzierten Unterdosierung.

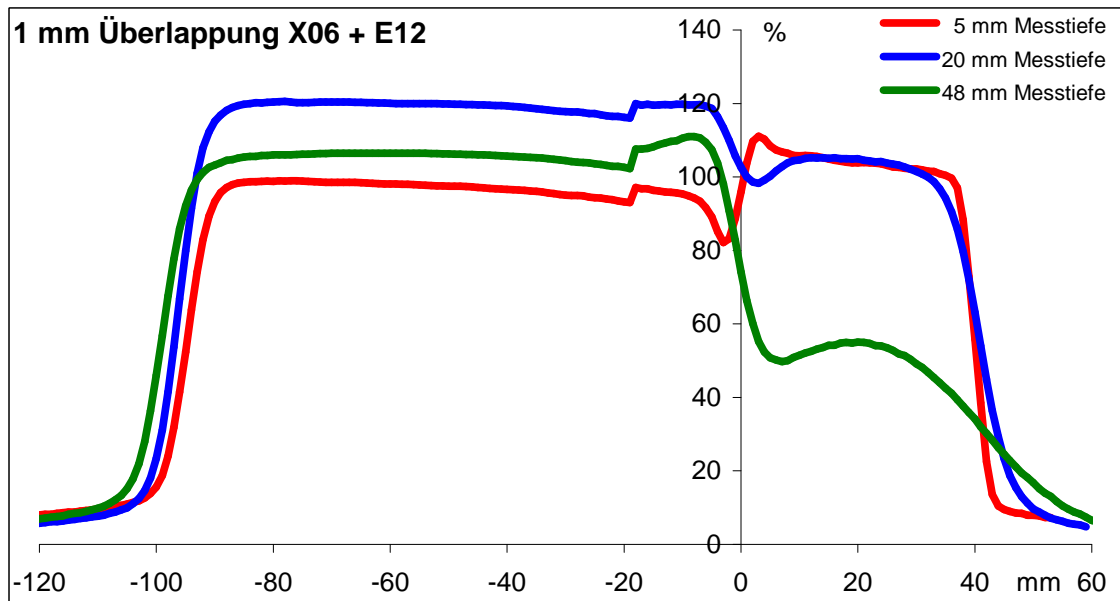


Abbildung 4.21: X06 + E12, Dosisverteilung in 5 mm, 20 mm und 48 mm Messtiefe bei einer Überlappung der Felder um 1 mm.

Tabelle 4.10: X06 + E12, Vergleich der Fehldosierungen bei 0 mm und 1 mm Überlappung über den gesamten Messtiefenbereich. Zunahme bzw. Abnahme der Fehldosierungen berechnet sich aus den absoluten Maxima / Minima der beiden Verschiebungen.

Messtiefe [mm]	Überlappung 1 mm		Vergleich mit direktem Anschluss	
	Überdosierung [%]	Unterdosierung [%]	Zunahme Überdosierung [%]	Abnahme Unterdosierung [%]
5	(96%) +14,98	-15,25	+3,37	-8,88
13	(99%) +8,57	-18,22	+1,93	-12,51
20	(100%) -	-1,72		-8,01
40	(77%) +10,93	-5,36	+2,48	-2,80
48	(49%) +4,80	+0,53	+1,25	-1,26
53	(29%) +0,32	+4,47		-0,85

Durch die Überlappung von 1 mm steigt die Überdosierung in 13 mm Tiefe um 2 % an (Tabelle 4.10), die Unterdosierung wird aber um 12 % reduziert. Damit ist der Dosisverlauf in 13 mm und ebenso in 5 mm Tiefe ausgeglichener als bei dem direkten Anschluss der Felder.

Besonders in 20 mm Tiefe wirkt sich die Überlappung positiv aus, hier ist die Unterdosierung um 8 % verringert, ohne dass eine Überdosierung auftritt.

Die positiven Werte für die Unterdosierungen in 48 mm und 53 mm Tiefe beziehen sich auf das Elektronenfeld. Betrachtet man den Gesamtdosisverlauf, so ist der Betrag der Unterdosierung (Gesamtdosis) in 43 mm Tiefe gleich der Differenz von 5 % zwischen dem Wert für die Unterdosierung (Elektronendosis) und dem Wert für die additive Dosissteigerung im Bereich des Elektronenfeldes (+5,79 %).

Die additiven Dosisbeiträge der Feldausläufer sind bei einer Verschiebung von -1 mm gleichbleibend zu dem direkten Anschluss.

4.2.2 Einfluss des Tubus-Oberflächen-Abstandes

Eine Problematik beim Anschluss eines Elektronenfeldes an ein Photonenfeld stellen ungünstige anatomische Bedingungen dar, welche ein direktes Aufsetzen des Elektronentubus auf die Patientenoberfläche nicht erlauben.

Durch Variation des Tubus-Oberflächen-Abstandes (TOA) zwischen 0 cm, 5 cm und 10 cm wurden die Dosisverläufe bei derartigen Einstellungen gemessen und aufaddiert.

Das asymmetrische 10 x 4 cm² große, 12 MeV Elektronenfeld wurde unter einer Tragarmauswinkelung von 0° mit seiner zentralstrahl nahen Seite an das Photonenhalbfeld angeschlossen. Der Anschluss an die Zentralstrahlseite des 10 x 20 cm² großen 6 MV Photonenfeldes (FOA 94 cm) erfolgte bei allen Abständen auf der Wasseroberfläche (Abbildung 4.22). Der Kollimator wurde für die Photonen auf 0° und für die Elektronen auf 90° eingestellt.

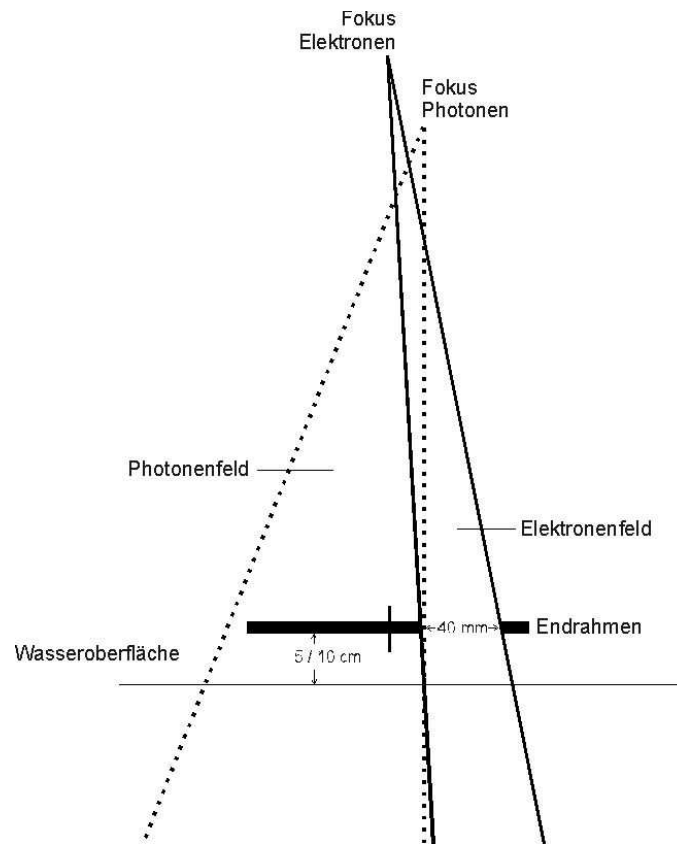


Abbildung 4.22: 12 MeV Elektronen und 6 MV Photonen mit Tubus-Oberflächen-Abständen von 5 cm und 10 cm.

In Abbildung 4.23 sind die Dosisverläufe bei 0 cm, 5 cm und 10 cm Tubus-Oberflächen-Abstand in 5 mm Messtiefe dargestellt. Bei allen Abständen treten Unterdosierungen auf, bei direktem Aufsetzen des Tubus zusätzlich eine Überdosierung im Bereich des Elektronenfeldes. Die Fehldosierungen sind bei 0 cm Abstand am stärksten ausgeprägt (Tabelle 4.11).

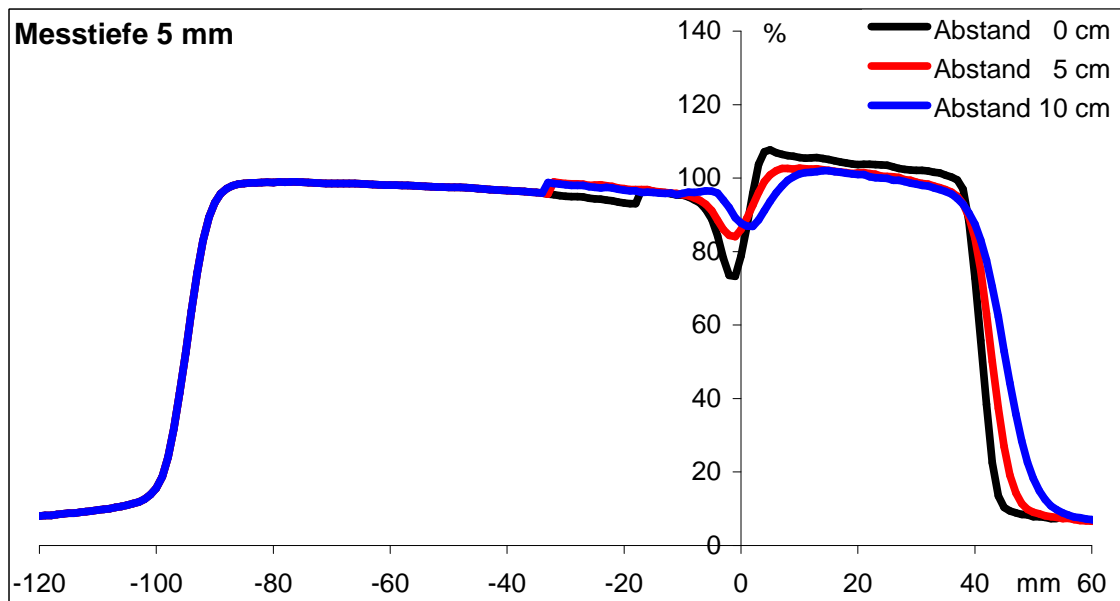


Abbildung 4.23: 6 MV + 12 MeV, Messtiefe 5 mm, TOA: 0 cm, 5 cm und 10 cm.

Tabelle 4.11: 6 MV + 12 MeV, Fehldosierungen und additive Dosisbeiträge bei 0 cm, 5 cm und 10 cm TOA in 5 mm Messtiefe.

Abstand [cm]	Überdosierung [%]	Unterdosierung [%]	Bereich Elektronen add. Dosisbeitrag [%]	Bereich Photonen add. Dosisbeitrag [%]
0	+11,61	-24,12	+7,62	+3,74
5	+8,79	-13,31	+7,60	+3,27
10	-0,89	-6,15	+7,38	+2,89

In der Tiefe des Energiedosismaximums (20 mm bzw. 23 mm Messtiefe) der Elektronenfelder (Abbildung 4.24) sind die Fehldosierungen nicht bei dem direkten Aufsetzen des Tubus auf die Wasseroberfläche, sondern bei Abständen von 5 cm und 10 cm am stärksten.

Insgesamt sind die Fehldosierungen (Tabelle 4.12) geringer ausgeprägt als in 5 mm Messtiefe und die Dosisverläufe bei allen Abständen liegen näher beieinander. Die Überdosierungen liegen im Bereich des Photonenfeldes, alle Unterdosierungen im Bereich des Elektronenfeldes.

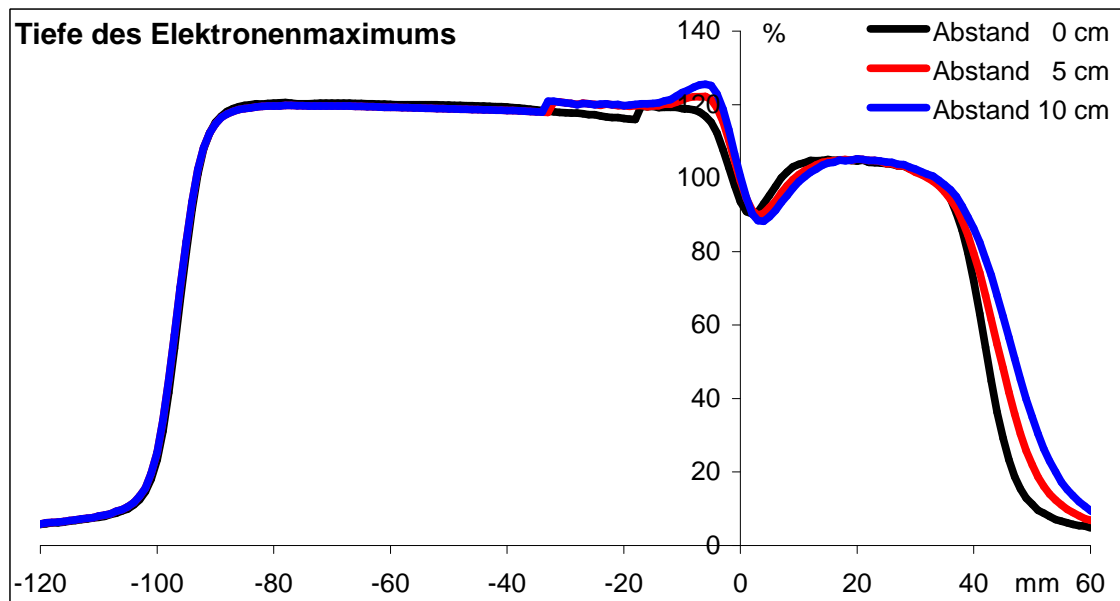


Abbildung 4.24: 6 MV + 12 MeV, Messtiefe 20 mm bzw. 23 mm, TOA: 0 cm, 5 cm und 10 cm.

Tabelle 4.12: 6 MV + 12 MeV, Fehldosierungen bei 0 cm, 5 cm und 10 cm Abstand Tubus-Oberfläche in der Tiefe des Elektronendosismaximums.

Abstand [cm]	Überdosierung [%]	Unterdosierung [%]	Bereich Elektronen add. Dosisbeitrag [%]	Bereich Photonen add. Dosisbeitrag [%]
0	-	-9,73	+4,93	+3,56
5	+3,52	-10,08	+4,80	+2,92
10	+6,76	-11,76	+4,79	+2,92

Bei 50 % des Energiedosismaximums des Elektronenfeldes in 48 mm Tiefe (Abbildung 4.25) sind die Dosisverläufe für alle Tubus-Oberflächen-Abstände nahezu identisch. Im Bereich des Photonenfeldes kommt es zu geringen Überdosierungen und im Bereich des Elektronenfeldes zu ebenfalls niedrigen Unterdosierungen (Tabelle 4.13).

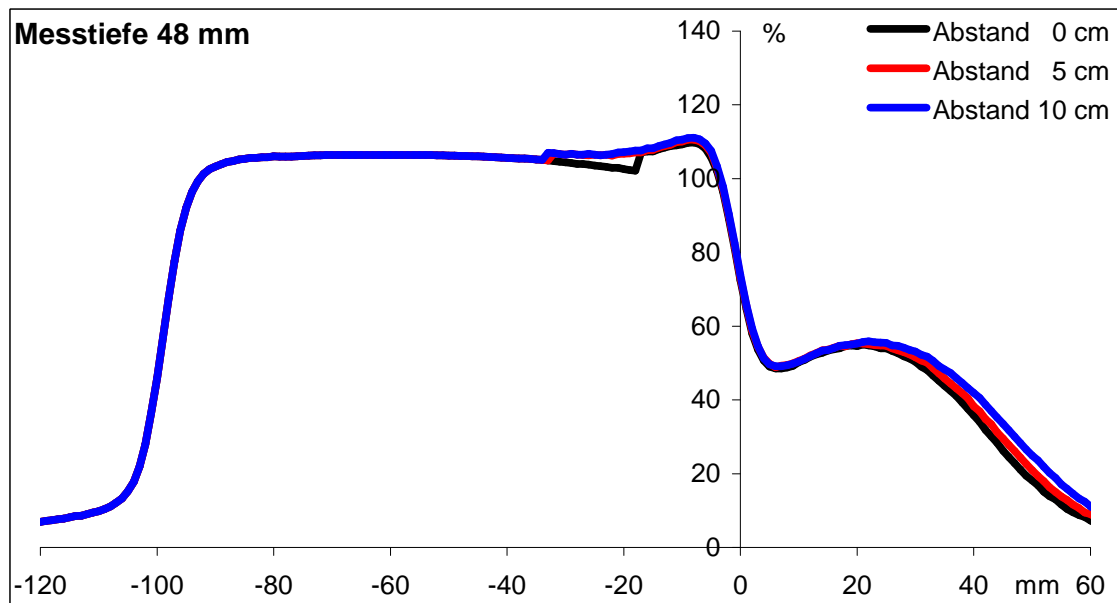


Abbildung 4.25: 6 MV + 12 MeV, Messtiefe 48 mm, TOA: 0 cm, 5 cm und 10 cm.

Tabelle 4.13: 6 MV + 12 MeV, Fehldosierungen und additive Dosisbeiträge bei 0 cm, 5 cm und 10 cm TOA, in 48 mm Tiefe.

Abstand [cm]	Überdosierung [%]	Unterdosierung [%]	Bereich Elektronen add. Dosisbeitrag [%]	Bereich Photonen add. Dosisbeitrag [%]
0	+3,55	-0,72	+5,55	+5,01
5	+4,35	-0,69	+5,34	+1,91
10	+4,87	-1,22	+5,19	+1,95

Dass in 5 mm Messtiefe die Fehldosierungen bei direktem Aufsetzen des Tubus auf die Oberfläche am größten sind, demonstriert auch Abbildung 4.26. Die Darstellung der Fehldosierungen zeigt dies für alle Verschiebungen von ± 20 mm. Eine Überlappung um 1 mm führt in der Messtiefe von 5 mm bei allen Tubus-Oberflächen-Abständen zu dem gleichmäßigsten Dosisverlauf.

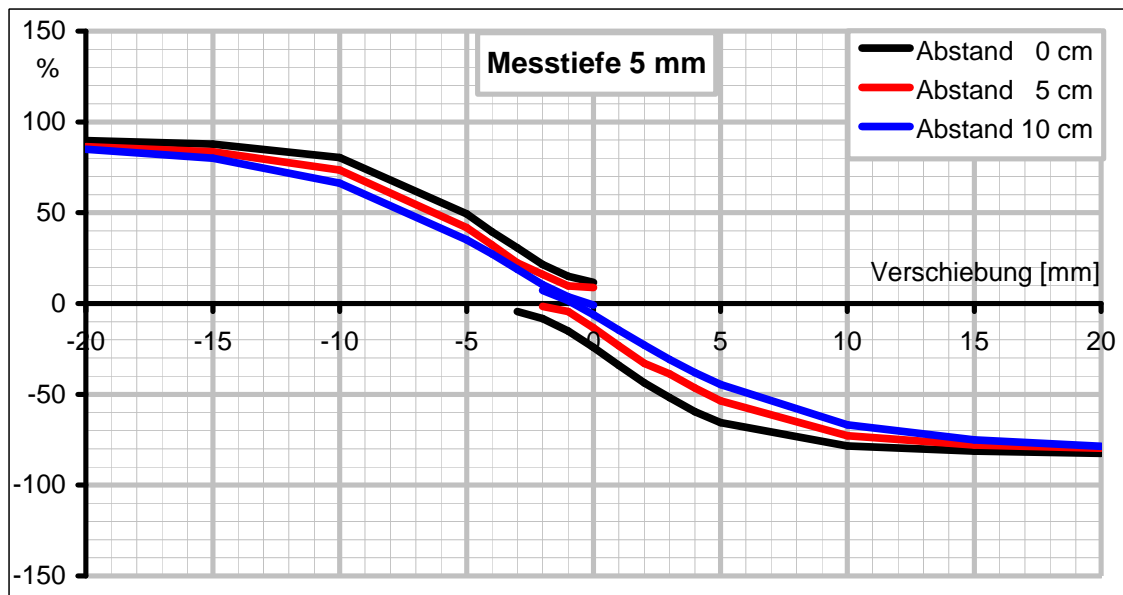


Abbildung 4.26: 6 MV + 12 MeV, Fehldosierungen bei Verschiebung der Felder in 5 mm Messtiefe. TOA: 0 cm, 5 cm und 10 cm.

In der Tiefe des Elektronendosismaximums (Abbildung 4.27) verlaufen die Kurven der Fehldosierungen bei Abständen von 5 cm und 10 cm näherungsweise parallel zueinander. Im Unterschied zur Messtiefe 5 mm sind in 20 mm Tiefe die Fehldosierungen bei einem Abstand von 5 cm oder 10 cm bei geringen Überlappungen der Felder stärker ausgeprägt als bei direktem Aufsetzen des Tubus.

Durch eine Überlappung der Felder kann hier nur für den Abstand von 0 cm eine Verbesserung der Homogenität erreicht werden.

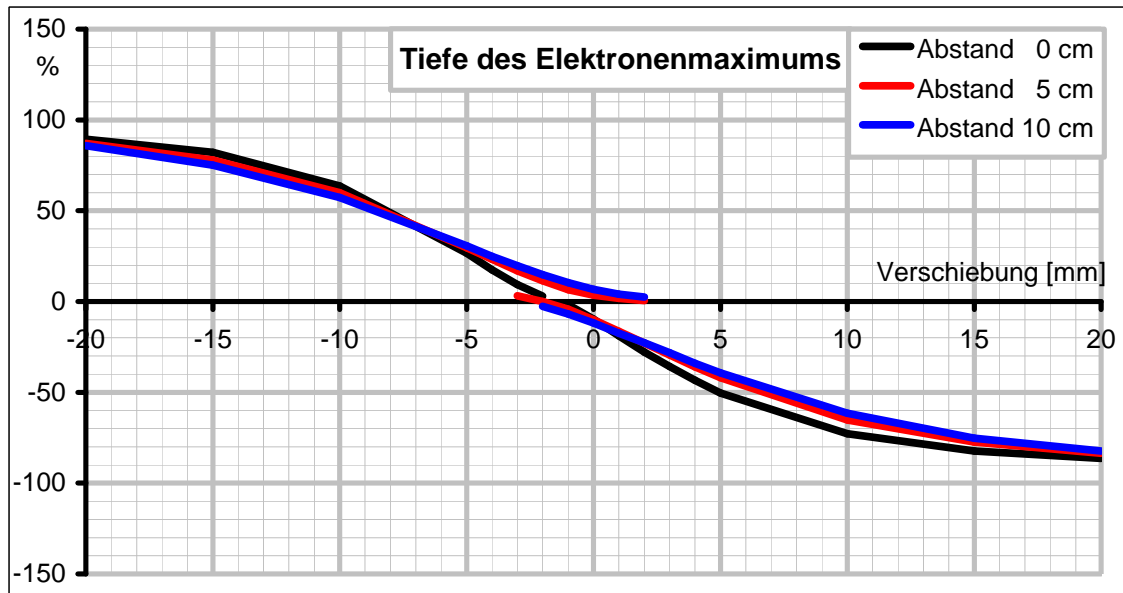


Abbildung 4.27: 6 MV + 12 MeV, Fehldosierungen bei Verschiebung der Felder in 20 mm bzw. 23 mm Messtiefe. TOA: 0 cm, 5 cm und 10 cm.

Unabhängig vom Abstand des Tubus zur Wasseroberfläche verlaufen in 48 mm Tiefe (Abbildung 4.28) alle Kurven der Fehldosierung parallel zueinander. Verschiebungen der Felder zueinander führen zu gleichmäßigen Zu- bzw. Abnahmen der Fehldosierungen.

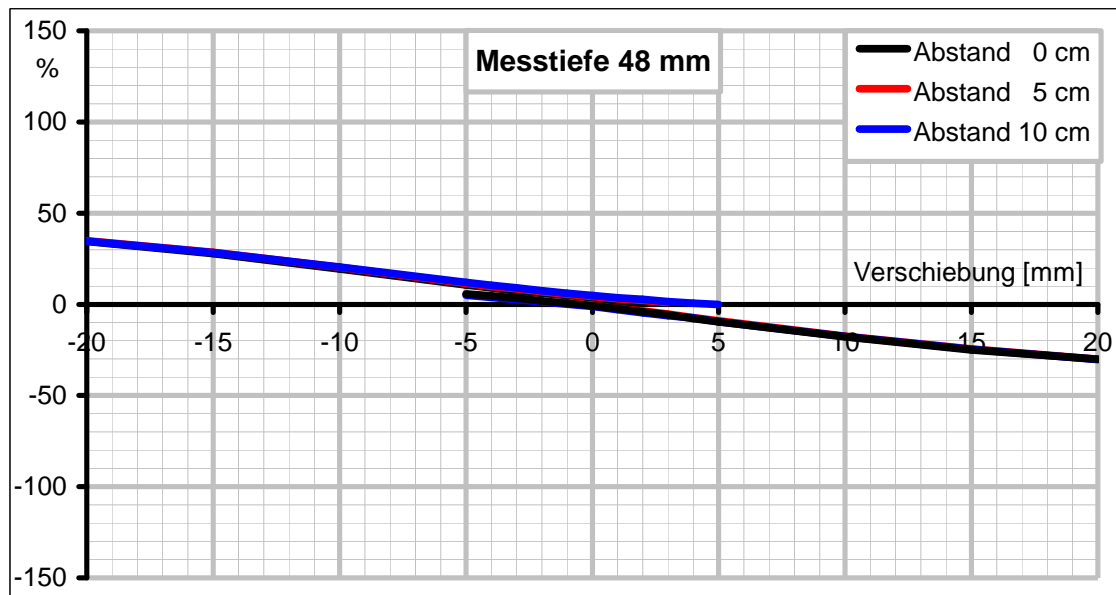


Abbildung 4.28: 6 MV + 12 MeV, Fehldosierungen bei Verschiebung der Felder in 48 mm Messtiefe. TOA: 0 cm, 5 cm und 10 cm.

Die größten Änderungen der Dosisverläufe durch Variation der TOA treten nahe der Oberfläche in 5 mm Tiefe auf. Hier kommt es durch das Einhalten von 5 cm oder 10 cm Abstand zu geringeren Fehldosierungen und einem homogeneren Dosisverlauf als bei dem direkten Aufsetzen des Tubus.

In der Tiefe des Elektronendosismaximums sind die Unterschiede bei den Dosisverläufen kleiner, die Fehldosierungen sind bei dem direkten Aufsetzen am geringsten.

Die Unterschiede in den Dosisverläufen sind zwischen einem Abstand Tubus-Oberfläche von 0 cm und Abständen von 5 cm bzw. 10 cm am größten. Bei Abständen von 5 cm und 10 cm ähneln sich die Dosisverläufe stark.

4.2.3 Einfluss der Elektronenenergie

Die Energie der Elektronen ist bestimmend für den Gesamtdosisverlauf bei Feldanschlüssen zwischen Photonen- und Elektronenfeldern.

Um ein breites Spektrum möglicher Feldanschlüsse abzudecken, wurden unter Beibehaltung des Versuchsaufbaus aus Abschnitt 4.2.1, zusätzlich zu einem

12 MeV Elektronenfeld, ein 4 MeV und 18 MeV Feld an ein 6 MV Photonenfeld angeschlossen.

Parameter der Einstellungen waren: 6 MV Photonenhalbfeld 10 x 20 cm² mit Kollimatorauswinkelung 0°; 4 MeV, 12 MeV und 18 MeV asymmetrisches Elektronenfeld 10 x 4 cm² mit Kollimatorauswinkelung 90°, Tragarmauswinkelung 0°.

An der Wasseroberfläche wurde an die Zentralstrahlseite des Photonenfeldes die zentralstrahlnahe, weniger divergente Seite des Elektronenfeldes angeschlossen.

Zusätzlich zu der üblichen Normierung der Elektronenfelder auf ihr Dosismaximum wurden die Berechnungen auch mit in allen Messtiefen auf 100 % normierten Elektronendosisverläufen durchgeführt, um den Einfluss der Normierung zu ermitteln.

Feldanschlüsse mit Elektronenfeldern niedriger Energie führen zu gleichmäßigen Dosisverläufen mit kalkulierbaren Fehldosierungen. Abbildung 4.29 zeigt dies für ein 4 MeV Elektronenfeld.

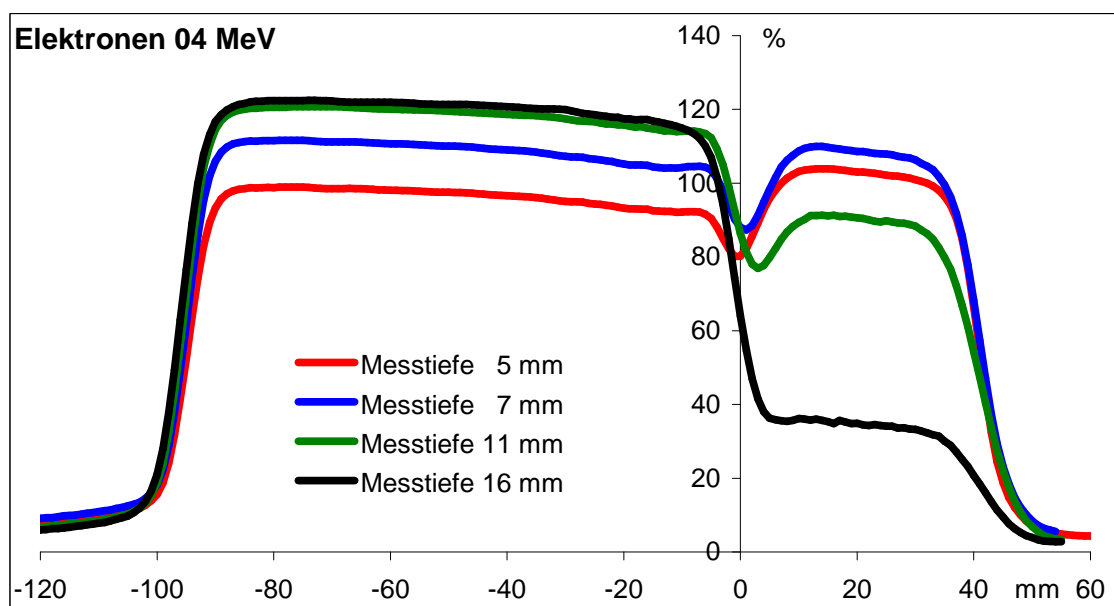


Abbildung 4.29: 6 MV + 4 MeV in 5 mm, 7 mm, 11 mm und 16 mm Messtiefe.

Tabelle 4.14: 6 MV + 4 MeV, Fehldosierungen und additive Dosisbeiträge in 5 mm, 7 mm, 11 mm und 16 mm Messtiefe (mit Energiedosen in der Mitte des Elektronenfeldes).

Messtiefe [mm]	Überdosierung [%]	Unterdosierung [%]	Bereich Elektronen add. Dosisbeitrag [%]	Bereich Photonen add. Dosisbeitrag [%]
5 (95 %)	-	-17,24	+7,62	-0,04
7 (100 %)	-	-12,69	+8,60	-0,07
11 (84 %)	-	-7,52	+6,16	+0,17
16 (29 %)	-	+6,13	+5,14	+0,11

Bei lückenlosem Anschluss eines 4 MeV Elektronenfeldes an ein 6 MV Photonenfeld treten in 5 mm, 7 mm und 11 mm Tiefe Unterdosierungen auf (Tabelle 4.14), zu Überdosierungen kommt es nicht. Die Fehldosierungen sind auf den Anschlussbereich begrenzt.

Mit höherer Energie des Elektronenfeldes werden die Dosisverläufe zunehmend unregelmäßiger. Im Gegensatz zu 4 MeV kommt es bei 18 MeV neben Unterdosierungen auch zu Überdosierungen (Abbildung 4.30). Die Fehldosierungen sind schwer zu kalkulieren und treten über einen weiten Bereich verstreut auf. Unter- und Überdosierungen liegen gleichzeitig im Bereich des Photonenfeldes und des Elektronenfeldes. Die additiven Dosisbeiträge über den ganzen Bestrahlungsbereich sind hoch. Tabelle 4.15 führt diesen Dosisbeitrag durch die Felddausläufer, sowie die Über- und Unterdosierungen auf.

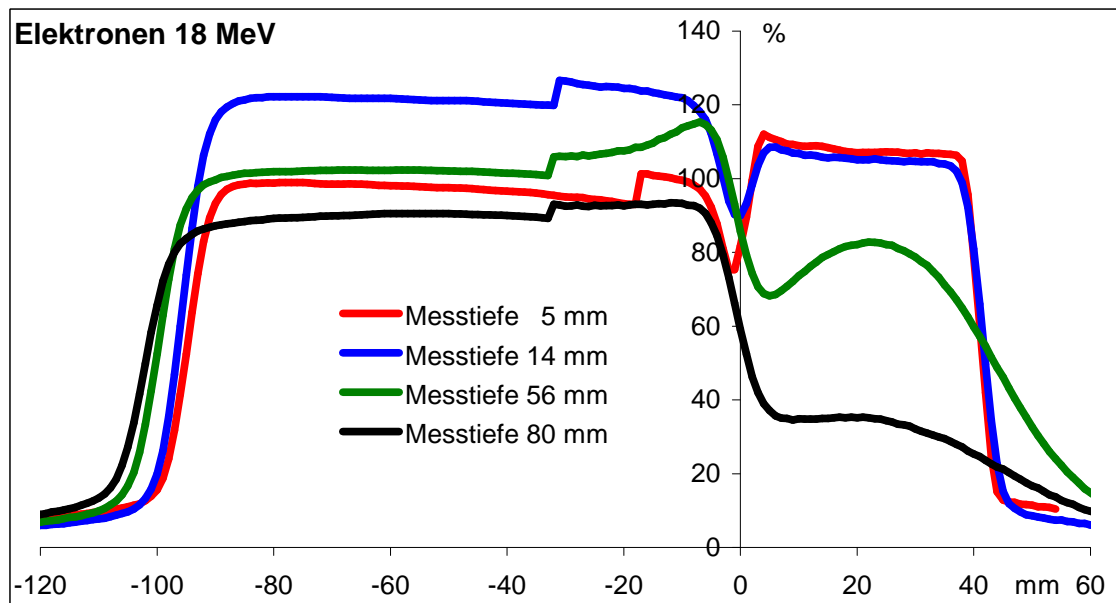


Abbildung 4.30: 6 MV + 18 MeV in 5 mm, 14 mm, 56 mm und 80 mm Messtiefe.

Tabelle 4.15: 6 MV + 18 MeV, Fehldosierungen und additive Dosisbeiträge in 5 mm, 14 mm, 56 mm und 80 mm Tiefe.

Messtiefe [mm]	Überdosierung [%]	Unterdosierung [%]	Bereich Elektronen add. Dosisbeitrag [%]	Bereich Photonen add. Dosisbeitrag [%]
5 (99 %)	+12,63	-22,15	+7,62	+8,28
14 (100 %)	+8,55	-10,06	+5,13	+6,70
56 (77 %)	+13,26	-9,22	+5,37	+5,06
80 (28 %)	+2,99	+6,33	+6,67	+3,83

Die gleichmäßigen Dosisverläufe bei 4 MeV spiegeln sich bei einer Verschiebung der Felder gegeneinander in den Kurven der Fehldosierungen wieder (Abbildung 4.31).

Für 5 mm, 7 mm und 11 mm Messtiefe haben die Kurven einen gemeinsamen Schnittpunkt mit der Abszisse. Durch eine Überlappung von 1 mm bis 2 mm kann in allen Tiefen ein homogener Dosisverlauf erreicht werden.

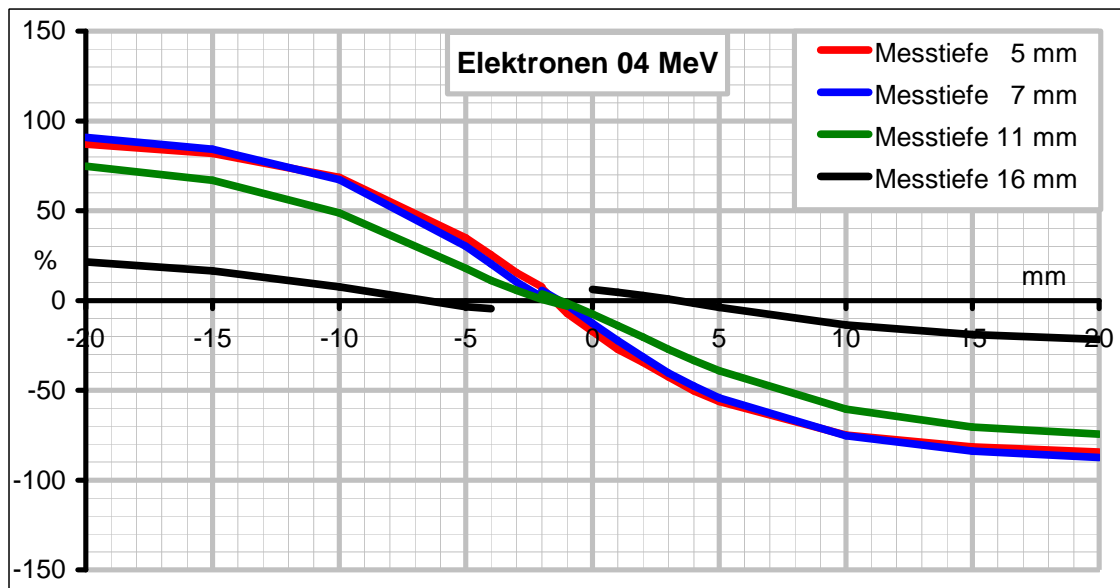


Abbildung 4.31: 6 MV + 4 MeV, Fehldosierungen in 5 mm, 7 mm, 11 mm und 16 mm Messtiefe.

Tabelle 4.16: 6 MV + 4 MeV, Überdosierungen (rot) und Unterdosierungen (blau) bei Verschiebungen der Felder um ± 15 mm.

Tiefe [mm]	Fehldosierungen [%]									
	-15	-5	-3	-2	-1	0	+5	+15		
5 (95 %)	+81,89	+34,90	+15,37	+7,65	+6,79	-7,28	-17,24	-56,29	-81,49	
7 (100 %)	+84,27	+30,14	+10,32	+1,86	-3,02	+5,57	-2,59	-12,69	-54,30	-83,84
11 (84 %)	+66,86	+17,87	+5,55	+0,66	-3,12	+3,66	-1,46	-7,52	-39,13	-70,43
16 (29 %)	+16,53	-3,39						+6,13	-3,91	-18,94

Zwischen den einzelnen Messtiefen bestehen bei 18 MeV große Unterschiede bei den auftretenden Fehldosierungen.

Schon geringe Verschiebungen führen zu starken Änderungen der maximalen und minimalen Dosiswerte. Abbildung 4.32 zeigt die Fehldosierungen für die Tiefen 5 mm, 56 mm und 80 mm. Nicht abgebildet wurde die Kurve für 14 mm

Messtiefe. In dieser Tiefe sind die Dosiswerte des Elektronenfeldes und Photonenfeldes sehr unterschiedlich. Da die maximalen und minimalen Werte des Gesamtdosisverlaufes, um die Fehldosierung zu quantifizieren, mit den Werten in der Mitte der beiden Felder verglichen wurden, kommt es zu den in Tabelle 4.17 aufgeführten Sprüngen der Fehldosierungen.

Zum Vergleich wurden für die Messtiefen 5 mm, 14 mm, 56 mm und 80 mm in Abbildung 4.33 die absoluten Maxima und Minima bei Verschiebungen der Felder um ± 20 mm zusammengestellt.

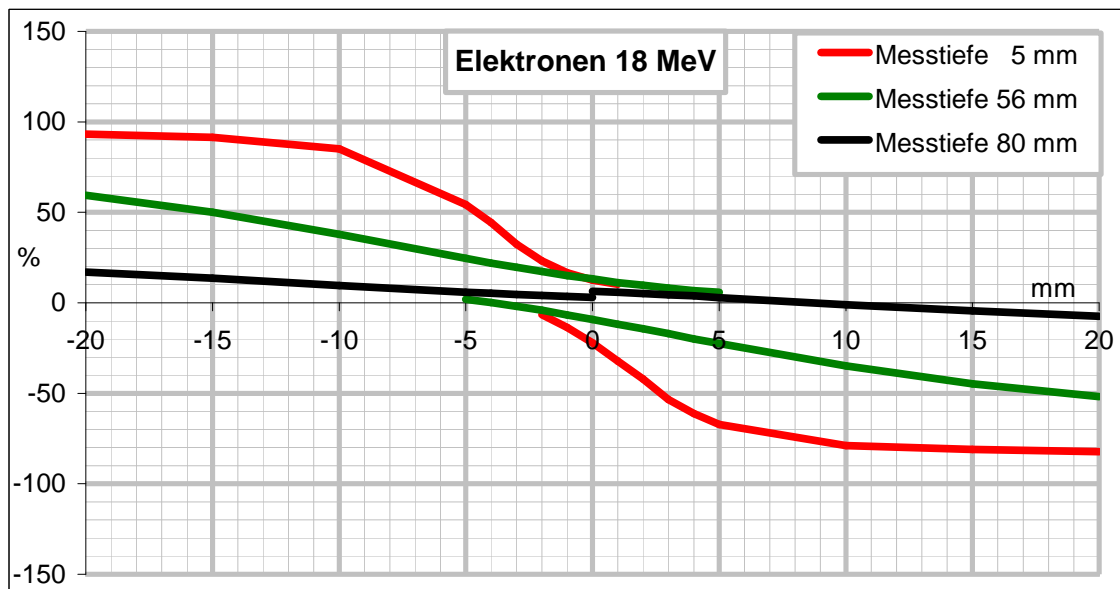


Abbildung 4.32: 6 MV + 18 MeV, Fehldosierungen in 5 mm, 56 mm und 80 mm Messtiefe.

Tabelle 4.17: 6 MV + 18 MeV, Fehldosierungen bei Verschiebungen der Felder um ± 15 mm in 5 mm, 14 mm, 56 mm und 80 mm Messtiefen.

Tiefe [mm]	Fehldosierungen [%]								
	-15	-5	-3	-2	-1	0	+5	+15	
5 (99 %)	+91,39	+54,35	+32,41	+23,12	+16,55	+12,63			
				-6,57	-13,54	-22,15	-67,20	-81,06	
14 (100 %)	+89,28	+36,90	+12,02	+21,35	+12,49	+8,55			
			-1,48	-7,65	-18,70	-10,06	-60,59	-83,74	
56 (77 %)	+50,10	+24,52	+19,64	+17,26	+14,97	+13,26	+5,79		
		+1,98	-1,96	-4,06	-6,67	-9,22	-22,49	-44,73	
80 (28 %)	+13,53	+5,84	+4,51	+4,01	+3,49	+2,99			
						+6,33	+2,89	-4,43	

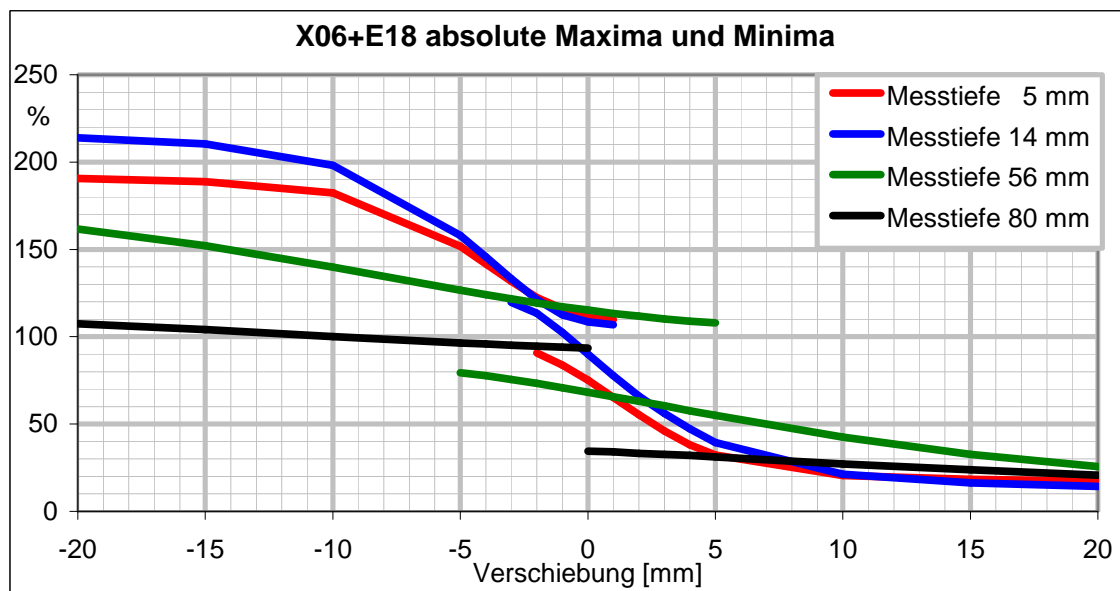


Abbildung 4.33: 6 MV + 18 MeV, maximale und minimale Dosiswerte in 5 mm, 14 mm, 56 mm und 80 mm Messtiefe.

Auch bei 18 MeV kann durch eine Überlappung der Felder eine Reduktion der Unterdosierungen erreicht werden. Ein homogener Dosisverlauf ist dabei jedoch nicht zu erreichen.

Auf jeden Fall müssen die einzelnen Tiefen separat betrachtet werden, eine gleichzeitige Optimierung des Anschlusses in allen Tiefen ist nicht möglich.

4.2.4 Normierung der Elektronenfelder auf 100 %

Die aufaddierten Gesamtdosisverläufe werden durch die Wahl der Normierung der Elektronenquerprofile entscheidend geprägt. Um diesen Einfluss der Normierung darzustellen, wurden die 4 MeV und 18 MeV Elektronenfelder jeweils in ihrer Mitte auf 100 % in allen Messtiefen normiert. Die Normierung der Photonenfelder war dabei unverändert in der Tiefe von 60 mm.

Abbildung 4.34 stellt die auf 100 % normierten Dosisverläufe bei 4 MeV in 5 mm, 7 mm, 11 mm und 16 mm Messtiefe dar. Wie bei der Normierung auf die Tiefe des Energiedosismaximums treten über alle Messtiefen Unterdosierungen im Anschlussbereich auf. Die Unterdosierungen sind in allen Tiefen nahezu gleich groß (-15 %), während sie bei der Normierung auf die Tiefe des Dosismaximums zwischen -17 % und +6 % betragen.

Durch die Normierung werden hauptsächlich die größeren Tiefen von 11 mm und 16 mm Messtiefe beeinflusst. Hier beträgt die Dosis in der Feldmitte statt 50 % bzw. 30 % nun jeweils 100 %. Die Folge ist eine Steigerung der Unterdosierung in diesen Tiefen.

Der additive Dosisbeitrag durch das Photonenfeld im Bereich des Elektronenfeldes wird durch die Normierung der Elektronendaten nicht beeinflusst (Tabelle 4.18).

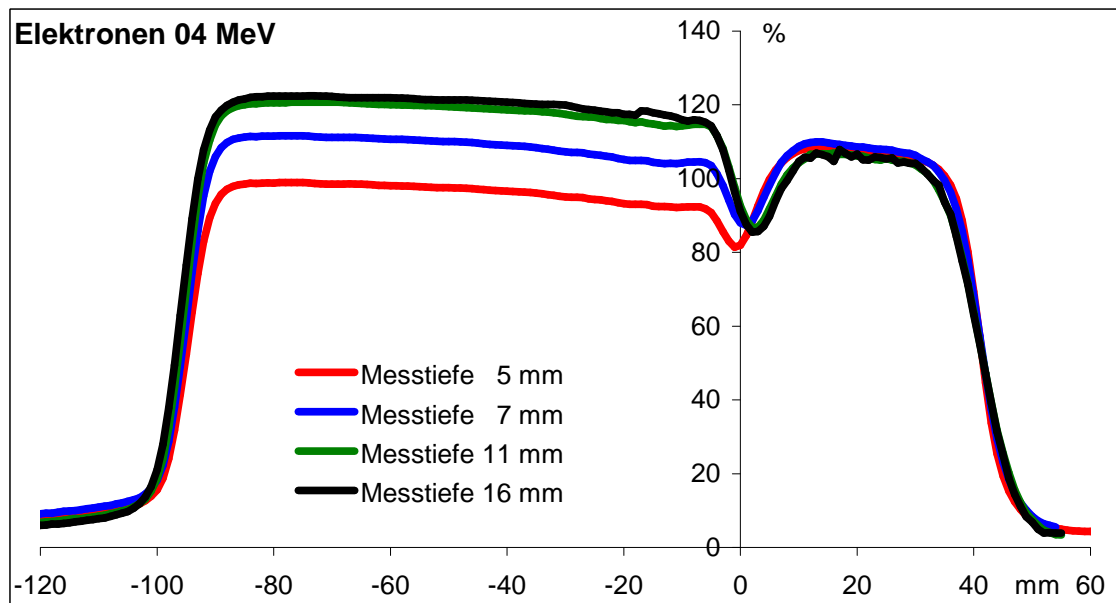


Abbildung 4.34: 6 MV + 4 MeV, Normierung der Elektronen auf 100 % in 5 mm, 7 mm, 11 mm und 16 mm Messtiefe.

Tabelle 4.18: 6 MV + 4 MeV, Fehldosierungen und additive Dosisbeiträge in 5 mm, 7 mm, 11 mm und 16 mm Tiefe. Normierung der Elektronen auf 100 % in allen Messtiefen.

Messtiefe [mm]	Überdosierung [%]	Unterdosierung [%]	Bereich Elektronen add. Dosisbeitrag [%]	Bereich Photonen add. Dosisbeitrag [%]
5 (100 %)	-	-15,96	+7,62	-0,03
7 (100 %)	-	-12,69	+8,60	-0,07
11 (100 %)	-	-13,26	+6,16	+0,24
16 (100 %)	-	-14,51	+5,14	+1,20

Durch die Normierung auf 100 % sind bei 18 MeV von den Messtiefen 5 mm, 14 mm, 56 mm und 80 mm besonders die Tiefen 56 mm und 80 mm betroffen (Abbildung 4.35). Es kommt zu einer erheblichen Steigerung der Über-/ Unterdosierungen und der additiven Dosisbeiträge des Elektronenfeldes im Bereich des Photonenfeldes (Tabelle 4.19). Die Kurvenform der Dosisverläufe in 56 mm und 80 mm Tiefe ist dabei nahezu gleich.

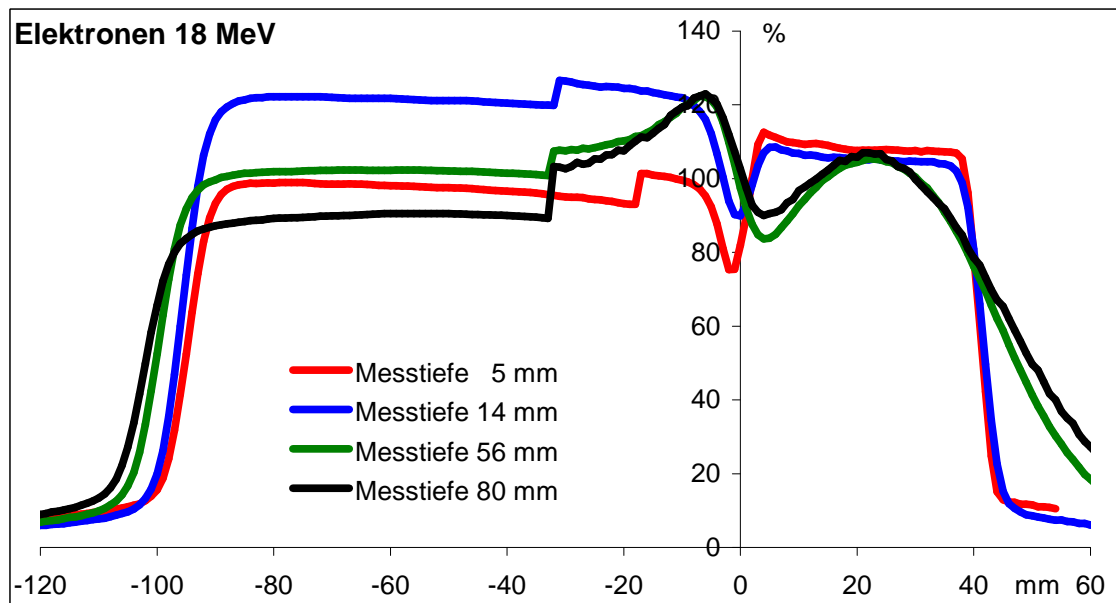


Abbildung 4.35: 6 MV + 18 MeV, Normierung der Elektronen auf 100 % in 5 mm, 14 mm, 56 mm und 80 mm Messtiefe.

Tabelle 4.19: 6 MV + 18 MeV, Fehldosierungen und additive Dosisbeiträge in 5 mm, 14 mm, 56 mm und 80 mm Tiefe. Normierung der Elektronen auf 100 % in allen Tiefen.

Messtiefe [mm]	Überdosierung [%]	Unterdosierung [%]	Bereich Elektronen add. Dosisbeitrag [%]	Bereich Photonen add. Dosisbeitrag [%]
5 (100 %)	+12,61	-22,08	+7,62	+8,33
14 (100 %)	+8,55	-10,06	+5,13	+6,70
56 (100 %)	+20,24	-16,35	+5,37	+6,58
80 (100 %)	+32,50	-10,03	+6,67	+14,09

Zusammenfassend ergibt sich eine Abhängigkeit der Fehldosierungsbeträge von der Normierung der Elektronenquerprofile, besonders in größeren Tiefen und bei höherer Energie der Elektronen.

Unabhängig von der Normierung ist jedoch, ob es zu Unter- oder Überdosierungen kommt und an welcher Position im Gesamtdosisverlauf diese auftreten.

4.2.5 Überlappender Anschluss bei divergentem Elektronenfeld

Die Divergenz zwischen den Bestrahlungsfeldern ergibt, bei Anschluss der Zentralstrahlseite des Photonenfeldes an die zentralstrahlnahe Seite des Elektronenfeldes, eine Lücke zwischen den Feldern. Hierbei kommt es hauptsächlich zu Unterdosierungen.

Analog dazu sind bei einer Überlappung der Felder im wesentlichen Überdosierungen zu erwarten. Ergänzend zu der praktischen Routine wurde diese Konstellation durch den Anschluss der zentralstrahlfernen, divergenteren Seite des Elektronenfeldes an die Zentralstrahlseite des Photonenfeldes ebenfalls untersucht (Abbildung 4.36).

Feste Parameter waren eine Tragarmauswinkelung von 0° , Kollimatorauswinkelungen von 0° Photonen / 90° Elektronen und Feldgrößen von $10 \times 40 \text{ cm}^2$ für das Elektronenfeld und $10 \times 20 \text{ cm}^2$ für das 6 MV Photonenfeld (FOA 94 cm).

Variiert wurde die Energie der Elektronen mit 4 MeV, 12 MeV und 18 MeV sowie der Abstand Tubus-Oberfläche mit 0 cm, 5 cm und 10 cm.

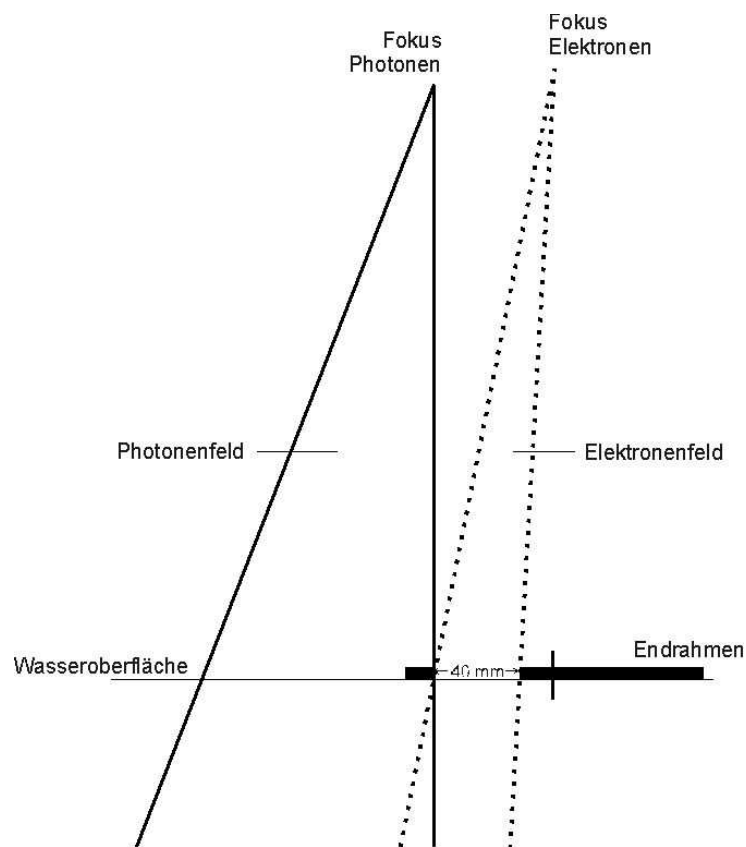


Abbildung 4.36: Das Elektronenfeld (4 MeV, 12 MeV und 18 MeV) wird mit seiner zentralstrahlfernen Seite an die Zentralstrahlseite des Photonenfeldes (6 MV) angeschlossen.

Die Gesamtdosisverläufe für den Anschluss eines 12 MeV Elektronenfeldes an das Photonenhalbfeld in 5 mm, 20 mm, 40 mm und 53 mm Tiefe stellt Abbildung 4.37 dar.

Neben den erwarteten Überdosierungen in allen Messtiefen zeigen sich in 5 mm und 40 mm Tiefe zusätzlich Unterdosierungen. Die Unterdosierung in 5 mm Tiefe befindet sich im Bereich des Photonenfeldes, während die Überdosierung im Bereich des Elektronenfeldes liegt. In 40 mm Messtiefe ist es umgekehrt.

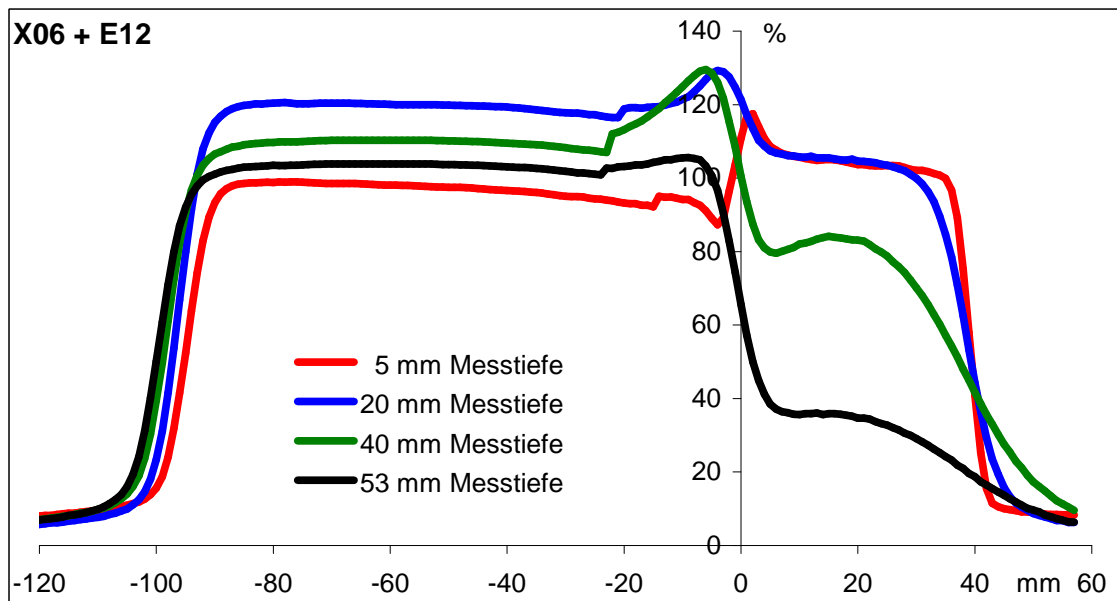


Abbildung 4.37: 6 MV + 12 MeV (zentralstrahlferne Seite), Gesamtdosisverteilungen in 5 mm, 20 mm, 40 mm und 53 mm Messtiefe.

Tabelle 4.20: 6 MV + 12 MeV (zentralstrahlferne Seite), Fehldosierungen und additive Dosisbeiträge in allen Messtiefen (mit Energiedosis in der Mitte des Elektronenfeldes).

Messtiefe [mm]	Überdosierung [%]	Unterdosierung [%]	Bereich Elektronen add. Dosisbeitrag [%]	Bereich Photonen add. Dosisbeitrag [%]
5 (96 %)	+21,43	-10,13	+7,62	+2,84
13 (99 %)	+1,96	-3,92	+5,33	+1,59
20 (100 %)	+9,55	-	+5,18	+2,38
40 (77 %)	+19,42	+2,46	+6,39	+5,12
48 (49 %)	+8,76	+4,52	+6,19	+3,45
53 (29 %)	+1,89	-	+6,06	+1,91

Tabelle 4.20 fasst für den gesamten Messtiefenbereich die Fehldosierungen zusammen. Die Fehldosierungen reichen von -10% bis $+20\%$, wobei Überdosierungen von 20% in 5 mm und 40 mm Tiefe erreicht werden.

Wie Abbildung 4.38 und Tabelle 4.21 demonstrieren, können die Fehldosierungen durch eine Lücke zwischen den Feldern um 1 mm in fast allen Tiefen

reduziert werden. Die Reduktion der Überdosierungen erreicht maximal 7 % in 20 mm Messtiefe. In 5 mm Messtiefe führt schon ein kleiner Abstand zwischen den Feldern zu einer Zunahme der Unterdosierung um 7 % bei einer Abnahme der Überdosierung um 5 %.

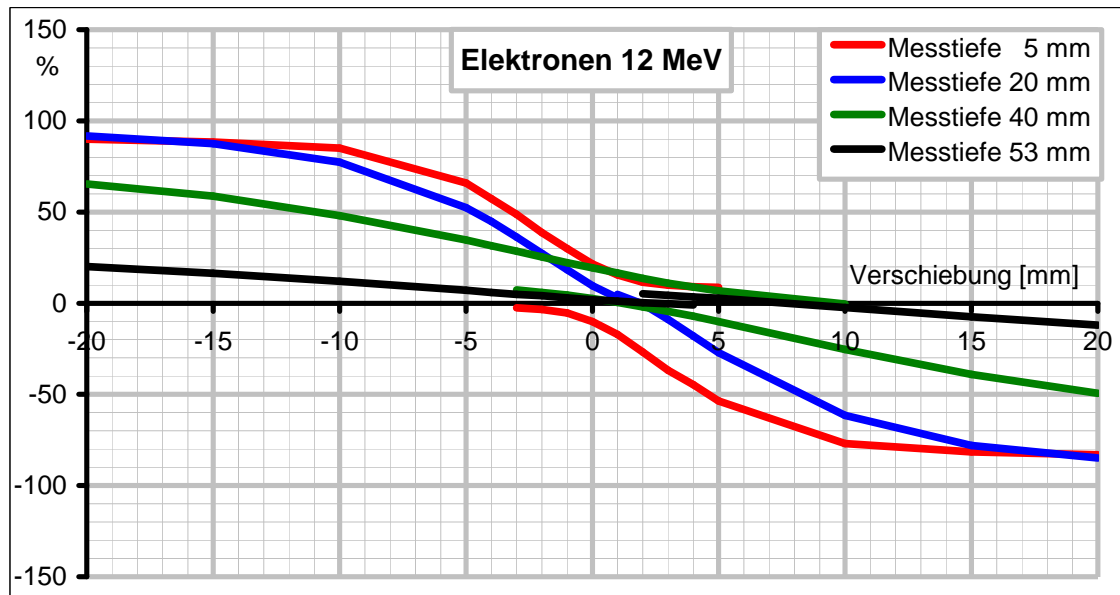


Abbildung 4.38: 6 MV + 12 MeV (zentralstrahlferne Seite). Fehldosierungen bei Verschiebungen der Felder von ± 20 mm. Messtiefen 5 mm, 20 mm, 40 mm und 53 mm.

Tabelle 4.21: 6 MV + 12 MeV (zentralstrahlferne Seite), Überdosierungen (rot) und Unterdosierungen (blau) bei Verschiebungen der Felder um ± 15 mm, in 5 mm, 20 mm, 40 mm und 53 mm Messtiefen.

Tiefe [mm]	Fehldosierungen [%]								
	-15	-5	0	1	2	3	5	15	
5 (96 %)	+88,39	+65,85	+21,43	+15,50	+11,57	+9,99	+8,74		
			-10,13	-17,09	-26,75	-36,70	-53,63	-81,51	
20 (100 %)	+87,49	+52,39	+9,55	+2,98	-0,32				
			+4,91	-0,44	-8,91	-27,05	-78,10		
40 (77 %)	+58,71	+34,70	+19,42	+16,54	+13,61	+11,03	+6,77		
			+2,46	+0,46	-2,01	-4,43	-10,07	-39,05	
53 (29 %)	+16,44	+7,02	+1,89	+1,06	+0,28	-0,33			
				+5,10	+4,22	+2,76	-7,45		

Die deutlichen Unterschiede bei den Fehldosierungen in den verschiedenen Messtiefen bei direktem Anschluss, sowie bei Verschiebungen der Felder gegeneinander zeigen, dass auch beim Anschluss der zentralstrahlfernen Seite eines 12 MeV Elektronenfeldes an ein 6 MV Photonenfeld jede Messtiefe einzeln berücksichtigt werden muss.

4.2.6 Einfluss des Tubus-Oberflächen-Abstandes bei überschneidender Felddivergenz

Für die Messtiefe 5 mm zeigt Abbildung 4.39 die Gesamtdosisverläufe für den Anschluss eines 12 MeV Elektronenfeldes mit seiner zentralstrahlfernen Seite an die Zentralstrahlseite eines 6 MV Photonenfeldes bei Tubus-Oberflächen-Abständen von 0 cm, 5 cm und 10 cm.

Die größten Fehldosierungen treten bei einem Abstand von 0 cm auf, besonders ausgeprägt ist eine Überdosierung von 21 % im Bereich des Elektronenfeldes. Bei 5 cm und 10 cm Abstand kommt es zu Überdosierungen von 10 % und 5 % (Tabelle 4.22). Dabei liegt die Überdosierung bei einem Abstand von 10 cm im Bereich des Photonenfeldes für die anderen beiden Abständen finden sich hier Unterdosierungen.

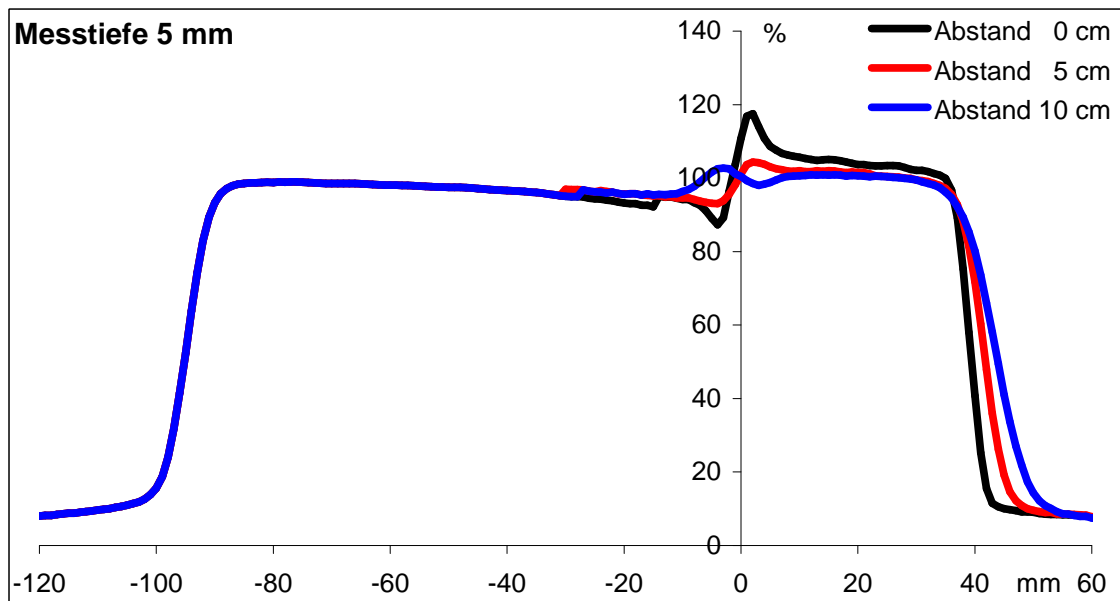


Abbildung 4.39: 6 MV + 12 MeV (zentralstrahlferne Seite) bei TOA von 0 cm, 5 cm und 10 cm in 5 mm Messtiefe.

Tabelle 4.22: 6 MV + 12 MeV (zentralstrahlferne Seite), Fehldosierungen in 5 mm Messtiefe. TOA 0 cm, 5 cm und 10 cm.

Abstand [cm]	Überdosierung [%]	Unterdosierung [%]	Bereich Elektronen add. Dosisbeitrag [%]	Bereich Photonen add. Dosisbeitrag [%]
0	+21,43	-10,13	+7,62	+2,84
5	+10,50	-4,33	+7,60	+1,76
10	+5,31	+5,05	+7,38	+1,89

Die Über- und Unterdosierungen nehmen mit zunehmender Entfernung des Tubus von der Wasseroberfläche ab, der Dosisverlauf wird gleichmäßiger.

In der Tiefe des Elektronenmaximums (Abbildung 4.40) liegen für alle drei Abstände die Überdosierungen im Bereich der Photonenfelder und die Unterdosierungen in den Elektronenfeldbereichen. Bei minimalen Unterdosierungen erreichen die Überdosierungen bei 10 cm Abstand mit 20 % ihren höchsten Wert. Mit kleinerem Abstand zwischen Oberfläche und Tubus nehmen auch die Fehldosierungen ab (Tabelle 4.23).

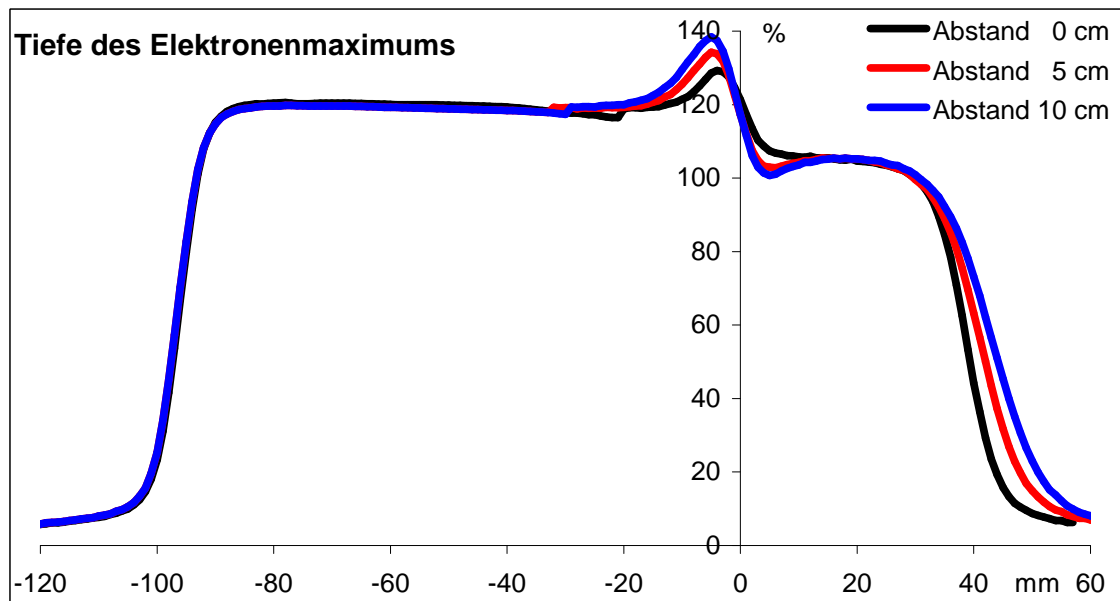


Abbildung 4.40: 6 MV + 12 MeV (zentralstrahlferne Seite) in 20 mm Messtiefe bei 0 cm TOA und in 23 mm Messtiefe bei 5 cm und 10 cm TOA.

Tabelle 4.23: 6 MV + 12 MeV (zentralstrahlferne Seite), Fehldosierungen in 20 mm bzw. 23 mm Messtiefe. TOA 0 cm, 5 cm und 10 cm.

Abstand [cm]	Überdosierung [%]	Unterdosierung [%]	Bereich Elektronen add. Dosisbeitrag [%]	Bereich Photonen add. Dosisbeitrag [%]
0	+9,55	-	+5,18	+2,38
5	+15,54	+2,76	+5,21	+1,46
10	+19,65	+0,70	+5,04	+1,95

Ein Effekt durch unterschiedliche Abstände des Tubus von der Wasseroberfläche ist in 48 mm Messtiefe praktisch nicht mehr zu erkennen. Über- und Unterdosierungen sind für alle Abstände gleich und befinden sich an den gleichen Positionen im Gesamtdosisverlauf (Abbildung 4.41 und Tabelle 4.24).

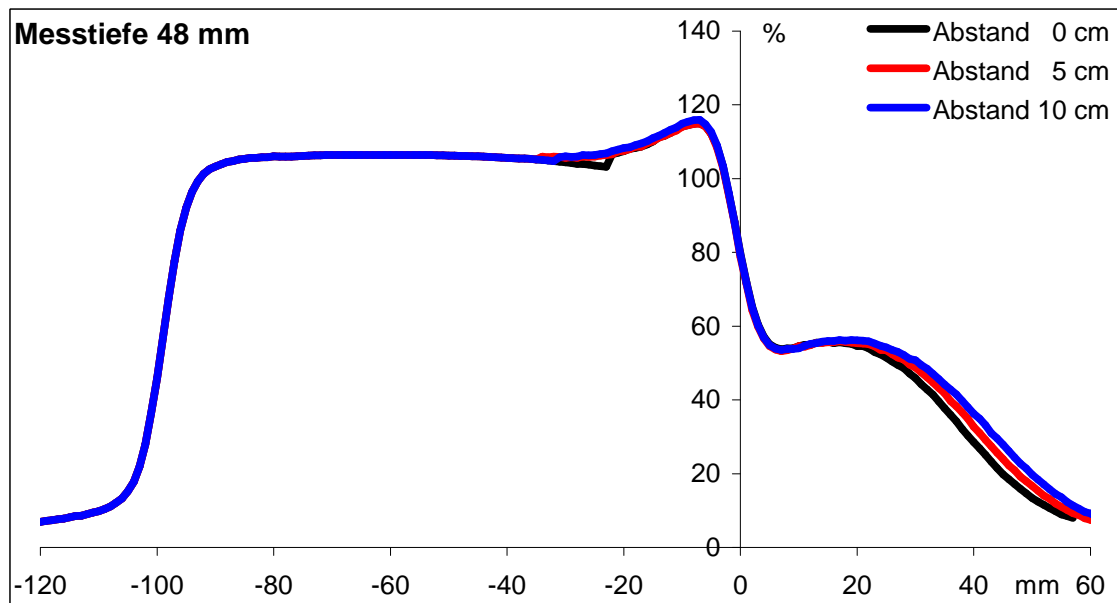


Abbildung 4.41: 6 MV + 12 MeV bei TOA von 0 cm, 5 cm und 10 cm in 48 mm Messtiefe.

Tabelle 4.24: 6 MV + 12 MeV Fehldosierungen in 48 mm Messtiefe. TOA von 0 cm, 5 cm und 10 cm.

Abstand [cm]	Überdosierung [%]	Unterdosierung [%]	Bereich Elektronen add. Dosisbeitrag [%]	Bereich Photonen add. Dosisbeitrag [%]
0	+8,76	+4,52	+6,19	+3,45
5	+8,73	+3,69	+5,97	+0,72
10	+9,72	+3,21	+5,81	+1,03

4.2.7 Einfluss der Elektronenenergie bei überschneidender Felddivergenz

Die Abbildung 4.42 zeigt die Gesamtdosisverläufe für den Anschluss eines 4 MeV Elektronenfeldes mit seiner zentralstrahlfernen Seite an ein 6 MV Photonenhalbfeld.

Über den gesamten Messtiefenbereich weisen die Dosisverläufe eine hohe Homogenität auf. Mit 10 % (Tabelle 4.25) ist die Überdosierung in 5 mm Tiefe am höchsten. Unter Berücksichtigung des Photonenfeldausläufers mit einem

additiven Dosisbeitrag von 8 % relativiert sich die Überdosierung auf 2 % gegenüber dem Gesamtdosisverlauf. Mit 5 % bis 9 % sind die additiven Dosisbeiträge im Bereich des Elektronenfeldes verglichen mit den Fehldosierungen relativ hoch.

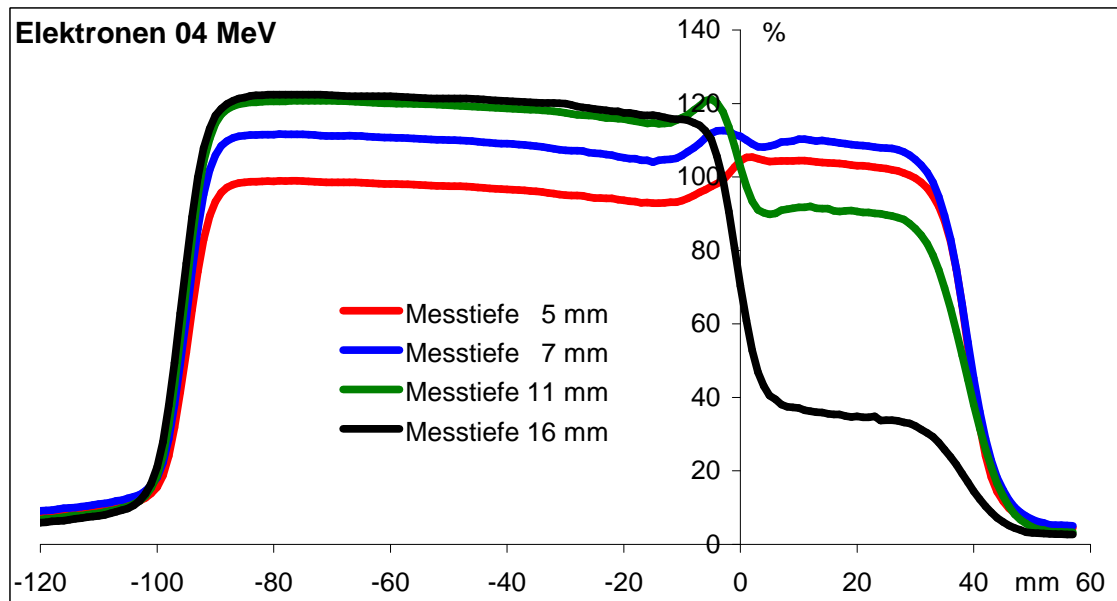


Abbildung 4.42: 6 MV + 4 MeV (zentralstrahlferne Seite), Gesamtdosisverläufe in 5 mm, 7 mm, 11 mm und 16 mm Messtiefe.

Tabelle 4.25: 6 MV + 4 MeV (zentralstrahlferne Grenze), Fehldosierungen und additive Dosisbeiträge in 5 mm, 7 mm, 11 mm und 16 mm Messtiefe.

Messtiefe [mm]	Überdosierung [%]	Unterdosierung [%]	Bereich Elektronen add. Dosisbeitrag [%]	Bereich Photonen add. Dosisbeitrag [%]
5 (95 %)	+10,02	-	+7,62	-0,01
7 (100 %)	+2,76	+8,11	+8,60	+0,47
11 (84 %)	+1,85	+5,83	+6,16	+0,22
16 (29 %)	-	-	+5,37	+0,05

Bei 18 MeV Elektronenstrahlung treten Überdosierungen von bis zu 27 % auf (Abbildung 4.43 und Tabelle 4.26). Die Überdosierung in 5 mm Tiefe liegt im

Bereich des Elektronenfeldes, alle anderen Fehldosierungen treten im Bereich des Photonenfeldes auf.

Die Überdosierungen verhalten sich über die Messtiefen unregelmäßig, jede Tiefe muss einzeln bewertet werden.

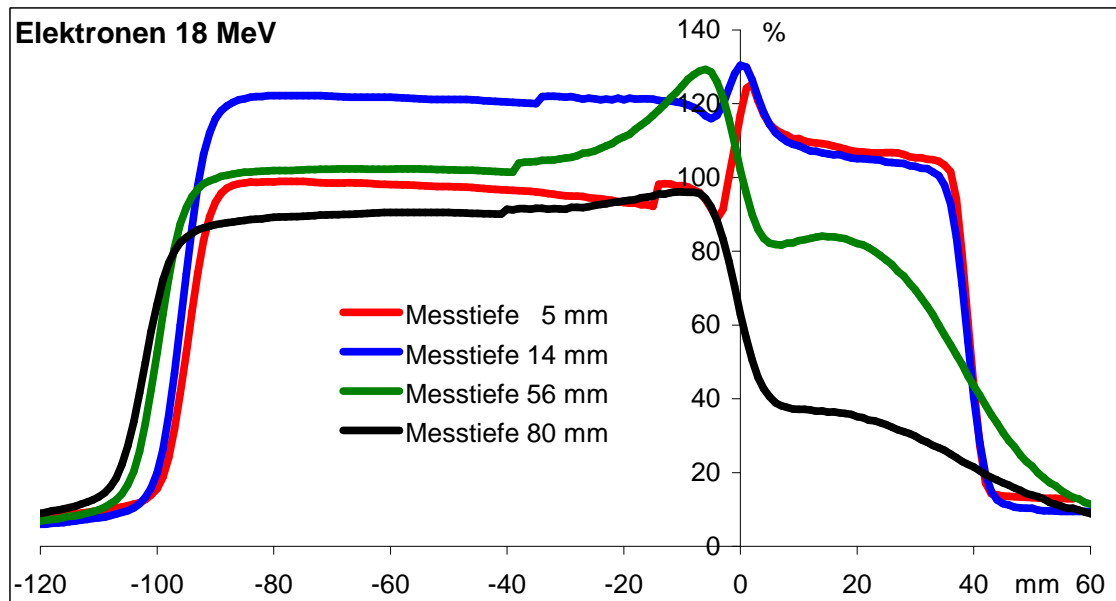


Abbildung 4.43: 6 MV + 18 MeV (zentralstrahlferne Seite), Gesamtdosisverläufe in 5 mm, 14 mm, 56 mm und 80 mm Messtiefe.

Tabelle 4.26: 6 MV + 18 MeV (zentralstrahlferne Grenze), Fehldosierungen und additive Dosisbeiträge in 5 mm, 14 mm, 56 mm und 80 mm Messtiefe.

Messtiefe [mm]	Überdosierung [%]	Unterdosierung [%]	Bereich Elektronen add. Dosisbeitrag [%]	Bereich Photonen add. Dosisbeitrag [%]
5 (99 %)	+25,94	-8,58	+7,62	+5,96
14 (100 %)	+9,25	-5,25	+5,13	+1,92
56 (77 %)	+26,51	+4,71	+5,98	+2,46
80 (28 %)	+5,60	-	+8,04	+1,29

Abbildung 4.44 stellt für 4 MeV die Fehldosierungen bei Verschiebungen der Felder um ± 20 mm dar.

Eine Optimierung des Feldanschlusses kann für alle Tiefen durch eine Lücke von 1 mm zwischen den Feldern erreicht werden (Tabelle 4.27).

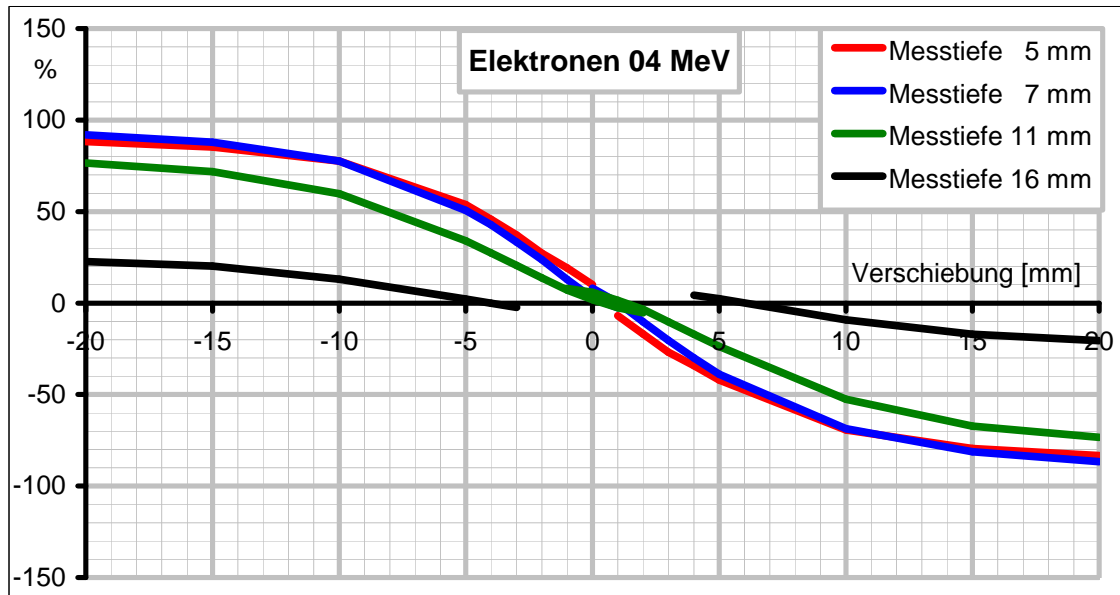


Abbildung 4.44: 6 MV + 4 MeV (zentralstrahlferne Seite). Fehldosierungen bei Verschiebungen der Felder von ± 20 mm. Messtiefen 5 mm, 7 mm, 11 mm und 16 mm.

Tabelle 4.27: 6 MV + 4 MeV (zentralstrahlferne Seite), Überdosierungen (rot) und Unterdosierungen (blau) bei Verschiebungen der Felder um ± 15 mm in 5 mm, 7 mm, 11 mm und 16 mm Messtiefen.

Tiefe [mm]	Fehldosierungen [%]										
	-15	-5	0	1	2	3	5	15			
5 (95 %)	+85,30	+53,77	+10,02	-6,86	-16,82	-26,77	-42,01	-79,44			
7 (100 %)	+87,90	+50,63	+2,76	-2,57	+8,11	+0,29	-10,17	-20,41	-38,84	-81,32	
11 (84 %)	+71,78	+34,03	+1,85	-2,54	-5,26	+5,83	+1,46	-3,37	-10,22	-23,74	-67,31
16 (29 %)	+20,13	+2,26							+2,38	-17,05	

Die Fehldosierungen bei dem direkten Anschluss eines 18 MeV Elektronenfeldes an ein 6 MV Photonenfeld können auch durch eine kleine Lücke zwischen den Feldern nicht wesentlich reduziert werden (Abbildung 4.45). Die Underdosierungen nehmen im selben Maße zu wie die Überdosierungen abnehmen, ein homogener Feldanschluss ist nicht zu erreichen (Tabelle 4.28).

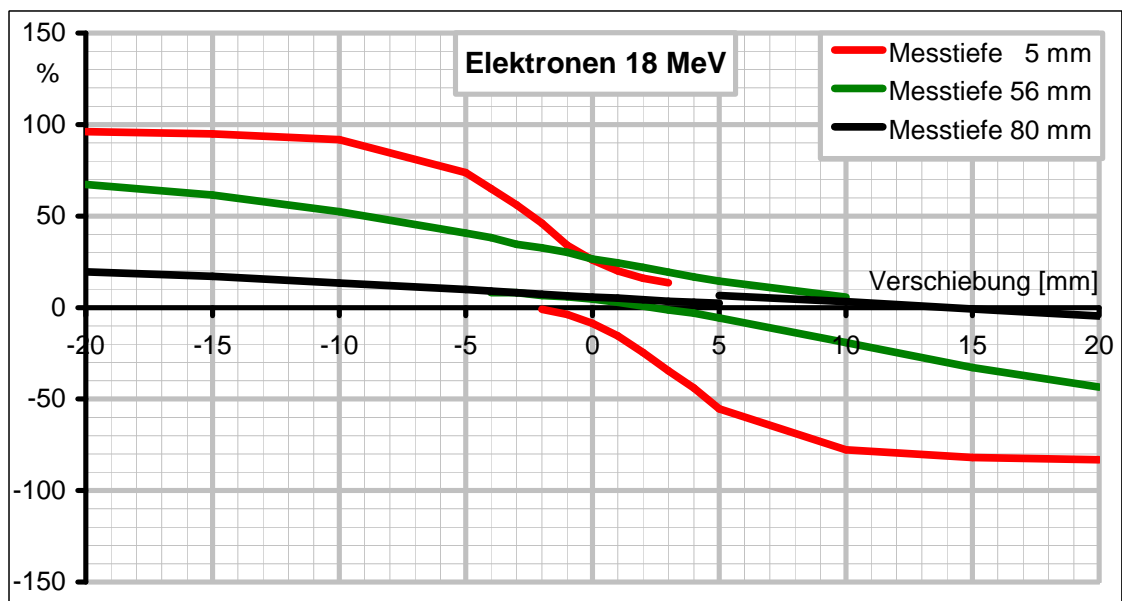


Abbildung 4.45: 6 MV + 18 MeV. Fehldosierungen bei Verschiebungen der Felder von ± 20 mm. Messtiefen 5 mm, 56 mm und 80 mm.

Tabelle 4.28: 6 MV + 18 MeV (zentralstrahlferne Seite), Überdosierungen (rot) und Unterdosierungen (blau) bei Verschiebungen der Felder um ± 15 mm, in 5 mm, 14 mm, 56 mm und 80 mm Messtiefen.

Tiefe [mm]	Fehldosierungen [%]							
	-15	-5	0	1	2	3	5	15
5 (99 %)	+94,87	+73,67	+25,94	+20,01	+16,08	+13,54		
			-8,58	-15,54	-24,59	-34,54	-55,39	-81,90
14 (100 %)	+93,66	+65,12	+9,25	+20,03	+13,17	+10,39		
			-5,25	-13,13	-24,59	-15,96	-39,57	-83,49
56 (77 %)	+61,48	+40,73	+26,51	+24,43	+21,90	+19,35	+14,42	
			+4,71	+2,85	+0,87	-1,27	-5,67	-32,87
80 (28 %)	+17,03	+9,90	+5,60	+5,10	+4,23	+3,41	+2,32	
							+6,62	-0,73

In Abbildung 4.45 wurde die Kurve für 14 mm Messtiefe nicht aufgenommen, da die Darstellung der Fehldosierungsbeträge hier ungeeignet ist. Für die Messtiefe 14 mm ist der Verlauf der maximalen und minimalen Dosiswerte in Abbildung 4.46 zu sehen.

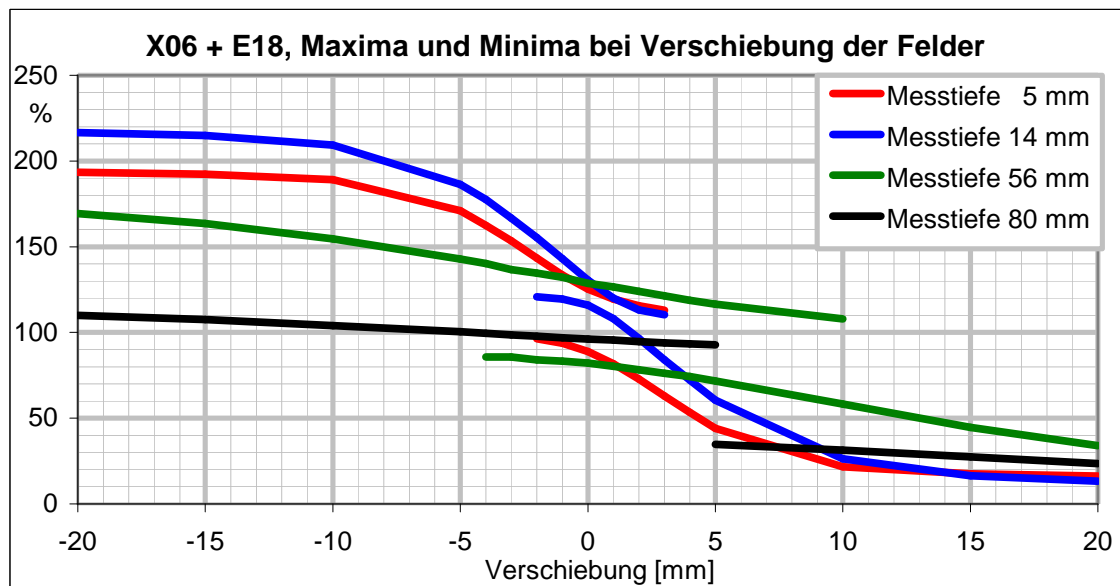


Abbildung 4.46: 6 MV + 18 MeV (zentralstrahlferne Grenze), maximale und minimale Dosiswerte bei einer Verschiebung der Felder von ± 20 mm, Messtiefen 5 mm, 14 mm, 56 mm und 80 mm.

4.2.8 Anschluss von Elektronenfeldern an Photonenfelder unter 40° Tragarmauswinkelung

Eine Möglichkeit der Radiotherapie bei Mammakarzinom ist die tangentielle Bestrahlung mit 6 MV Photonen Gegenfeldern mit Keilfiltern in Halbfeldtechnik. Zusätzlich kann an diese Mammatangente ein ausgewinkeltes Elektronenfeld angeschlossen werden, um die benachbarten Lymphabflusswege abzudecken.

Für die Simulation dieser Bestrahlungstechnik wurden ein 6 MV Photonenhalbfeld ($10 \times 20 \text{ cm}^2$) und ein 12 MeV Elektronenfeld ($20 \times 20 \text{ cm}^2$ Endrahmen mit einer asymmetrischen Öffnung von $16 \times 6 \text{ cm}^2$) unter einem Einstrahlwinkel von 40° gewählt.

Da eine Messung des Tiefendosisverlaufes für das Photonengegenfeld im Wasserphantom nicht möglich war, wurde dieser durch Addition des Tiefendosisverlaufes des Photonenstehfeldes entlang der Strahlenfeldachse mit seinem gespiegelten Verlauf berechnet. Hierbei wurde unberücksichtigt gelassen, dass der Winkel zwischen beiden Strahlenfeldachsen nicht 180°, sondern nur 174,3° beträgt.

Der Abstand zwischen Fokus und Wasseroberfläche betrug entlang der Strahlenfeldachse 94 cm.

Der Anschluss des Elektronenfeldes an das Photonengegenfeld erfolgte wie in Abbildung 4.47 dargestellt an der Wasseroberfläche. Dabei wurde das Elektronenfeld mit seiner zentralstrahlnahen, weniger divergenten Seite an die dem Zentralstrahl entsprechende Grenze des Photonengegenfeldes angeschlossen. Aus der asymmetrischen Geometrie des Elektronenfeldes ergibt sich bei dieser Methode eine mit zunehmender Tiefe steigende Divergenz zwischen den beiden Bestrahlungsfeldern.

Durch eine Anpassung der Auswinkelung des Elektronenfeldes könnte ein exakter paralleler Anschluss zwischen den Feldern realisiert werden. Praktisch wird auf diese Korrektur zu Gunsten einer vereinfachten Einstellung allerdings verzichtet. Um die bei der täglichen Bestrahlungsroutine auftretende Dosis-

verteilung zu bestimmen, wurde auch bei den Messungen im Phantom für Photonenfelder und Elektronenfelder die gleiche Tragarmauswinkelung gewählt.

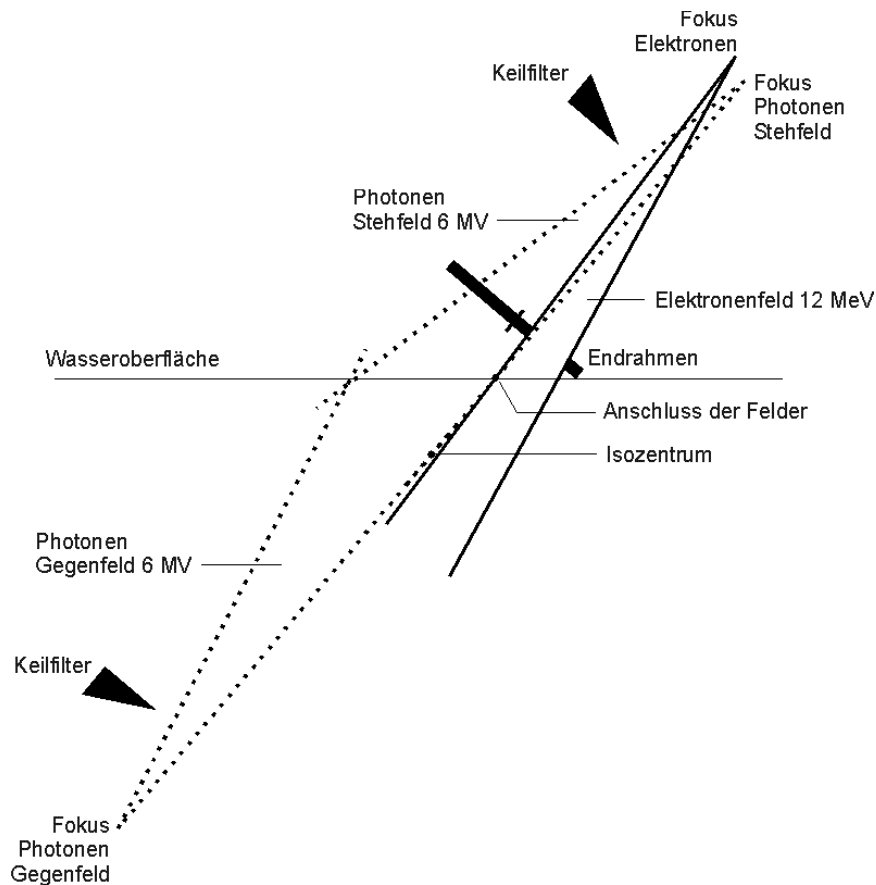


Abbildung 4.47: Mammatangente mit Elektronenfeld unter einer Tragarmauswinkelung von 40° .

Der Tiefendosisverlauf für die Photonenfelder wurde als Mittel zwischen dem Tiefendosisverlauf mit und ohne Keilfilter bei gleicher Dosisgewichtung gebildet, was einem Keilfilterwinkel von näherungsweise 30° entspricht.

Die Auswertung der Kurven erfolgte wie bei den Feldanschlüssen von Elektronenfeldern an Photonenfelder unter 0° Tragarmauswinkelung. Die Unterdosierungen wurden aus der Differenz zwischen dem Dosiswert in der Mitte des Elektronenfeldes und dem minimalen Dosiswert des aufaddierten Gesamtdosisverlaufes bestimmt.

Der additive Dosisbeitrag am Gesamtdosisverlauf im Bereich des Elektronenfeldes durch den Ausläufer des Photonenfeldes entspricht der Dosisdifferenz zwischen Elektronenfeld und Gesamtdosisverlauf in der Mitte des Elektronenfeldes.

Bedingt durch den schrägen Einstrahlwinkel und vor allem durch den Einsatz des Keilfilters weist das Dosisquerprofil der Photonen einen stark asymmetrischen Verlauf auf. Durch den Ausläufer des Elektronenfeldes kommt es in diesem Bereich zusätzlich zu einer stärkeren Ausprägung dieses Maximums im aufaddierten Gesamtdosisverlauf. Dies ermöglicht die Darstellung des additiven Beitrags als Differenz zwischen dem Maximum des Photonenfeldes und dem Maximum des Gesamtdosisverlaufes.

Abbildung 4.48 stellt den Gesamtdosisverlauf sowie die Dosisverläufe des Elektronenfeldes und Photonenfeldes in 14 mm Messtiefe dar. Der Nullpunkt markiert den Feldanschluss an der Wasseroberfläche (nach Anzeige der Lichtmarkierung).

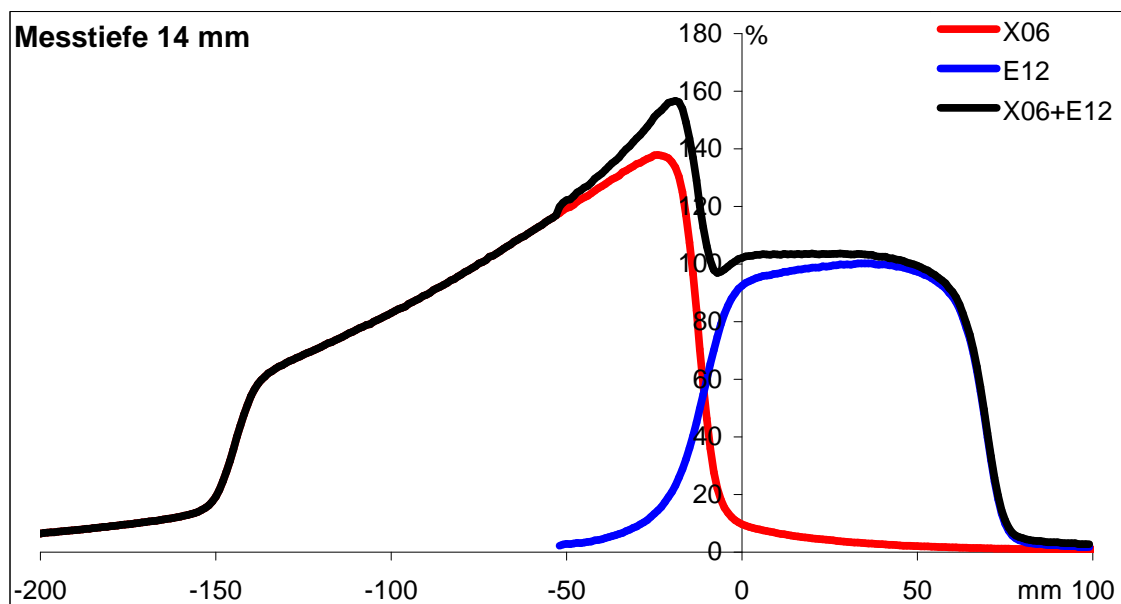


Abbildung 4.48: 6 MV (X06) + 12 MeV (E12), Dosisverteilungen in 14 mm Messtiefe. Tragarmauswinkelung 40°.

Im Anschlussbereich der Felder kommt es zu einer geringen Unterdosierung. Die gleichzeitig auftretende Überdosierung im Bereich des Photonenmaximums ist wesentlich stärker ausgeprägt als diese Unterdosierung (Tabelle 4.29).

Das Auseinanderweichen der Felder, bedingt durch die unterschiedliche Divergenz der Feldgrenzen, lässt eine Zunahme der Unterdosierungen in größeren Tiefen erwarten. Abbildung 4.49 zeigt die Gesamtdosisverläufe in 4 mm, 14 mm, 28 mm und 43 mm Tiefe.

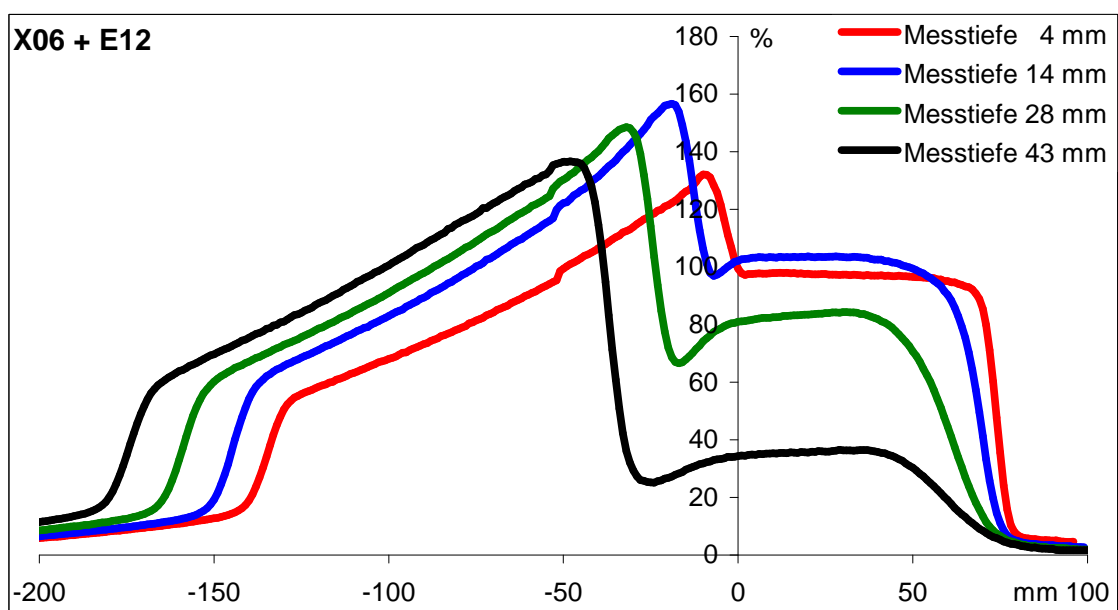


Abbildung 4.49: 6 MV + 12 MeV, Gesamtdosisverlauf in 4 mm, 14 mm, 28 mm und 43 mm Messtiefe. Tragarmauswinkelung 40°.

*Tabelle 4.29: 6 MV + 12 MeV, Tragarmauswinkelung 40°: Unterdosierungen sowie die additiven Dosisbeiträge im Bereich des Photonen- und Elektronenfeldes. Messtiefen: 4 mm, 10 mm, 14 mm, 28 mm, 37 mm und 43 mm
Messtiefen mit Energiedosis in der Mitte des Elektronenfeldes.*

Messtiefe [mm]	Unterdosierung [%]	Bereich Photonen add. Dosisbeitrag [%]	Bereich Elektronen add. Dosisbeitrag [%]
4 (92%)	-	+15,41	+5,26
10 (98%)	-1,16	+14,91	+5,13
14 (100%)	-2,96	+18,73	+5,13
28 (80%)	-13,12	+12,44	+5,02
37 (51%)	-13,56	+3,59	+4,80
43 (31%)	-5,75	+1,92	+4,70

Mit zunehmender Tiefe steigen die Beträge der Unterdosierungen an. Ihren höchsten Wert erreicht die Unterdosierung in 37 mm Messtiefe. Mit bis zu 19 % in 14 mm Messtiefe ist die Steigerung der Dosis im Bereich des Photonenfeldes bei dieser Feldanschlussstechnik bedeutend. Diese Dosissteigerung ist stark abhängig von der Messtiefe.

Weitgehend konstant mit 5 % über alle betrachteten Tiefen ist dagegen die Steigerung der Dosis im Bereich des Elektronenfeldes.

Für den direkten Anschluss des Elektronenfeldes an die Mammatangente findet sich eine deutliche Dosissteigerung im Bereich des Photonenfeldes über alle Tiefen und eine geringer ausgeprägte, mit der Tiefe zunehmende Unterdosierung im Anschlussbereich.

Durch Verschiebungen der Felder gegeneinander werden diese Effekte verstärkt. In Abbildung 4.50 sind Verschiebungen der Felder von ± 20 mm zueinander in den Messtiefen 4 mm, 10 mm und 14 mm und in Abbildung 4.51 in den Messtiefen 28 mm, 37 mm und 43 mm zu sehen.

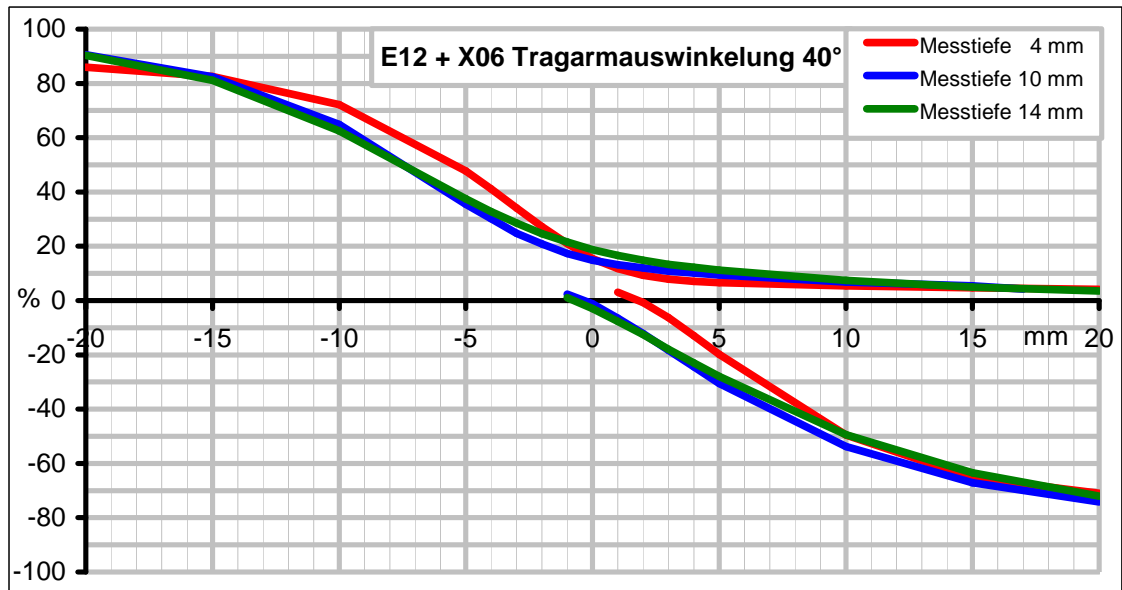


Abbildung 4.50: 6 MV + 12 MeV, Verschiebung der Felder um ± 20 mm. Messtiefen: 4 mm, 10 mm und 14 mm. Tragarmauswinkelung 40°.

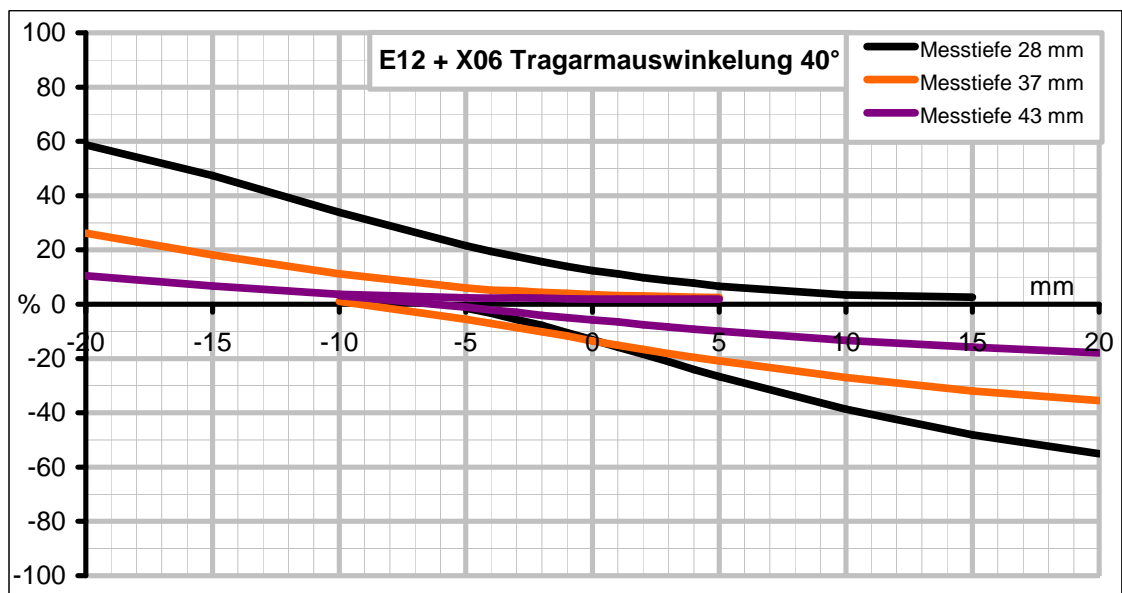


Abbildung 4.51: 6 MV + 12 MeV, Verschiebung der Felder um ± 20 mm. Messtiefen: 28 mm, 37 mm und 43 mm. Tragarmauswinkelung 40°.

Tabelle 4.30: 6 MV + 12 MeV (Einstrahlwinkel 40°), Überdosierungen (rot) und Unterdosierungen (blau) bei Verschiebungen der Felder um ± 15 mm in allen Messtiefen.

Tiefe [mm]		Fehldosierungen [%]							
		-15	-5	-2	-1	0	1	5	15
4	(92 %)	+82,54	+47,74	+27,26	+21,01	+15,41	+11,76	+6,57	+4,72
							+3,06	-19,78	-65,16
10	(98 %)	+82,43	+35,53	+20,82	+17,37	+14,91	+13,23	+9,45	+5,37
					+2,39	-1,16	-6,43	-30,50	-67,11
14	(100 %)	+81,17	+37,47	+24,60	+21,58	+18,73	+16,67	+11,16	+5,00
					+1,06	-2,96	-7,70	-28,00	-63,46
28	(80 %)	+47,36	+21,55	+15,73	+13,95	+12,44	+11,20	+6,62	+2,57
			-1,44	-7,84	-10,50	-13,12	-15,75	-26,66	-48,06
37	(51 %)	+18,21	+5,97	+4,30	+3,98	+3,59	+3,17	+2,44	
			-5,55	-10,11	-11,69	-13,56	-15,06	-20,91	-31,97
43	(31 %)	+6,72	+2,35	+2,20	+1,95	+1,92	+1,90	+1,91	
			-1,05	-4,09	-4,92	-5,75	-6,49	-9,90	-15,77

Die Über- und Unterdosierungen sind für alle Messtiefen in Tabelle 4.30 aufgelistet.

Bis zu der Messtiefe 14 mm ändern sich die Fehldosierungen pro Millimeter Verschiebung stark. Entsprechend der ähnlichen Energiedosen der Elektronen (92-100 %) in den geringen Tiefen, liegen die Kurven der Verschiebungen nahe beieinander.

In 4 mm Messtiefe kommt es zu einer Unterdosierung erst bei einer Lücke zwischen den Feldern von 1 mm. Bei einer Überlappung der Felder um 5 mm ist die Dosissteigerung dagegen um 10 % höher als in 10 mm und 14 mm Tiefe.

Im Unterschied zu den geringeren Tiefen bis 14 mm kommt es ab 28 mm Messtiefe nur noch zu geringen Änderungen der Fehldosierungen pro Millimeter Verschiebung. Eine Steigerung der Höchstdosis im Bereich des Photonenfeldes um 10 % tritt erst bei einer Überlappung von 5 mm auf. Dabei ändern sich die Unterdosierungen und die Dosissteigerungen in ähnlichem Maße.

5 Diskussion

5.1 Messmethodik und Datenverarbeitung

5.1.1 Berechnung von Dosisverteilungen aus experimentellen Messdaten

Das wichtigste und genaueste Verfahren für die klinische Dosimetrie ist die Ionisationsdosimetrie. Dieses Verfahren ermöglicht die exakte Messung der applizierten Energiedosis an einem bestimmten räumlichen Punkt im Bestrahlungsfeld. Nicht möglich ist dabei die Bestimmung der Summe der Energiedosen mehrerer zeitlich getrennter Bestrahlungen, wie dies bei der Feldanschlusstechnik notwendig ist. Zur Bestimmung der Gesamtdosis im Anschlussbereich mittels Ionisationsdosimetrie ist daher eine nachträgliche manuelle Aufsummierung der einzelnen Messdaten unvermeidlich. Dabei bietet dieses Verfahren die Möglichkeit, mit wenigen gemessenen Dosisverteilungen eine Vielzahl von Feldanschlüssen zu simulieren.

Die Verifizierung der berechneten Dosisverteilungen ist durch Filmdosimetrie möglich. Aus der optischen Dichte des bestrahlten Filmes lässt sich dabei die Gesamtdosisverteilung, welche aus allen Einzelbestrahlungen resultiert, ermitteln.

Eine gute Übereinstimmung von mittels Filmdosimetrie gemessenen und mathematisch berechneten Dosisverteilungen beim Anschluss zweier Photonenfelder aneinander zeigt die Arbeit von Saw et al.[24].

Für Verschiebungen der Felder bis ± 2 mm gegeneinander stimmen die berechneten und gemessenen Werte für Über- und Unterdosierungen sehr gut überein, bei größeren Verschiebungen findet sich eine geringe Abweichung zwischen den Datenpunkten. Diese ergibt sich am ehesten aus der Präzision der Kollimatoreinstellung. Wie bereits diskutiert wurden derartige Ungenauigkeiten bei

der vorliegenden Arbeit dadurch berücksichtigt, dass auf eine theoretisch mögliche exakte Adaptation der Feldkanten verzichtet wurde.

5.1.2 Einschränkung und Adaptation der Messmethodik

Bei direkt auf der Wasseroberfläche aufgesetztem Elektronentubus konnte trotz der Verwendung einer speziell angefertigten Halterung für die Ionisationskammer nicht in Tiefen kleiner als 6 mm gemessen werden, da es ansonsten zur Kollision zwischen Messmechanik und Elektronentubus gekommen wäre. Daher wurde in diesen Fällen ein geringer Abstand zwischen der Tubusunterkante und der Wasseroberfläche eingehalten.

Eine weitere Anpassung der Messmethodik wurde bei den Messungen unter einem Tragarmwinkel von 0 Grad vorgenommen. Um die Praktikabilität zu erhöhen und damit die Fehlerwahrscheinlichkeit zu reduzieren, wurden die Tiefendosisverläufe parallel zum Zentralstrahl und nicht entlang der Strahlenfeldachse gemessen. Dabei erfolgten die Messungen mit einem Abstand von 50 mm zum Zentralstrahl und damit in der Feldmitte bezogen auf die Tiefe des Isozentrums. Für alle Messtiefen kleiner als 60 mm liegt aber die Feldmitte näher am Zentralstrahl als der Messpunkt des Tiefendosisverlaufes und für alle Messtiefen größer als 60 mm liegt die Feldmitte weiter vom Zentralstrahl entfernt als der Messpunkt des Tiefendosisverlaufes. Beispielsweise liegt in 300 mm Messtiefe der Messpunkt bei -50 mm in x-Richtung und die Feldmitte bei -62 mm, die Energiedosis unterscheidet sich zwischen beiden Punkten aber nur um 0,2 Prozent womit der Unterschied auch für die Normierung der Dosisverläufe vernachlässigbar ist.

5.2 Anschluss von Photonenfeldern an Photonenfelder

5.2.1 Dosisverteilung bei lückenlosem Feldanschluss

Für den Anschluss zweier Photonenfelder mit gleicher Energie lässt die Halbfeldtechnik durch ausgeglichene Felddivergenzen einen homogenen Dosisverlauf erwarten.

Die Berechnung der Dosisverteilung für den Feldanschluss zwischen zwei identischen 6 MV Photonenfeldern nach den Lichtfeldanzeigen des Linacs ergaben jedoch eine Unterdosierung von 16 %.

Der Grund hierfür sind die vom Hersteller zulässigen Toleranzen vor allem in den Blendeneinstellungen von 1 mm. Der für die Berechnungen als lückenlos angenommene Feldanschluss entspricht tatsächlich einer Lücke von 1 mm zwischen den Feldern. Diese Lücke entstand durch die Aufdopplung eines geringen Positionierungsfehlers der feldbegrenzenden Blendensysteme des gemessenen 6 MV Photonenfeldes von 0,5 mm (Tiefe des Isozentrums, Feldkante bei 50 % der Energiedosis in Feldmitte). Die Verdopplung dieser Ungenauigkeit ergibt sich aus der Spiegelung und Aufsummierung der gemessenen Daten.

Grundsätzlich ergeben sich derartige Ungenauigkeiten aus den Toleranzen von Blendeneinstellung, Gantry- und Kollimatorrotation und sind damit geräteabhängig und sicherlich auch nicht zeitlich konstant. Unter der Voraussetzung einer konstanten Einstellungsungenauigkeit könnte die Unterdosierung durch eine geringe Überlappung der Felder korrigiert werden. Bevor eine derartige Korrektur eingeführt wird, muss allerdings sichergestellt sein, dass es sich tatsächlich um eine reproduzierbare Ungenauigkeit handelt und nicht um einen zufälligen Positionierungsfehler. Beide Fälle (konstanter Einstellungsfehler und zufälliger Positionierungsfehler) können abhängig vom verwendeten Beschleuniger auftreten. Abdel-Hakim [1] zeigt dies durch die Auswertung zahlreicher, repetitiver Feldanschlüsse zwischen zwei identischen Feldern mit wiederholtem Öffnen und Schließen von asymmetrischen Kollimatoren zwischen den ein-

zelenen Messungen. Für einen Varian 2100C Linac fand er dabei eine konstante Lücke zwischen den beiden Bestrahlungsfeldern, was zu einer immer gleichen Unterdosierung von 25 % führte. Dies war jedoch nicht der Fall für eine Varian 600C Maschine, hier zeigten sich stets unterschiedliche Blendenpositionen (± 1 mm) und damit unterschiedliche Dosen im Feldanschlussbereich von einer homogenen Dosisverteilung bis zu Fehldosierungen von ± 35 %. Diese Ergebnisse belegen eine unterschiedliche Reproduzierbarkeit der Blenden- bzw. Lamellenpositionen bei verschiedenen Geräten.

Unabhängig davon, ob die berechnete Unterdosierung von 16 % durch eine zufällige oder konstante Einstellungsungenauigkeit bedingt wurde, muss mit Fehldosierungen dieser Größe selbst bei sorgfältigster Einstellung der Felder gerechnet werden. Bei zufälligen Ungenauigkeiten kann über mehrere Bestrahlungssitzungen betrachtet mit einem Ausgleich zwischen Über- und Unterdosierungen gerechnet werden. Hierbei muss allerdings berücksichtigt werden, dass einige Risikoorgane wie das Myelon schon durch eine einmalige Überdosierung irreversibel geschädigt werden können. Im Falle einer konstanten, durch dosimetrische Untersuchungen bestätigten Einstellungsungenauigkeit kann durch eine gezielte Überlappung bzw. Lücke zwischen den Feldern ein homogenerer Dosisverlauf erreicht werden. Einschränkend gilt dies jedoch nur für Felder mit regulärem Halbschatten. Eine Verbreiterung des Halbschattens, wie etwa bei dem Einsatz von parallelen Gegenfeldern, führt auch bei einer geringen Lücke zwischen den Feldern zu einem homogenen Dosisverlauf (Abdel-Hakim [1]).

5.2.2 Vergleich der Ergebnisse mit der Literatur

Tatsächlich zeigten die Simulationen den erwarteten homogenen Dosisverlauf für eine Überlappung der 6 MV Photonenfelder um 1 mm.

Verschiebungen der Felder über 1 mm gegeneinander führen dagegen zu deutlichen Überdosierungen bzw. Unterdosierungen. Dabei findet sich für den Bereich zwischen einer Überlappung um 5 mm und einer Lücke zwischen den

Feldern von 5 mm ein linearer Zusammenhang zwischen Verschiebung der Felder und Dosisänderung.

Weiter konnten die Messungen zeigen, dass die Ausprägung der Über- und Unterdosierungen abhängig von der Messtiefe sind. Die Über- und Unterdosierungen spiegeln dabei den Tiefendosisverlauf der Photonenfelder wieder.

Bestätigt werden diese Ergebnisse durch die Arbeit von Ahmad und Nath [3]. Sie bestimmten mittels Filmdosimetrie die Dosisverläufe im Feldanschlussbereich zwischen zwei identischen 10 MV Photonenfeldern in der Tiefe des Isozentrums von 5 cm. Für einen direkten Feldanschluss fanden sie eine einheitliche Dosis von 100 % an der Anschlusslinie. Verschiebungen der Felder um ± 1 mm gegeneinander führten zu Dosisabweichungen von ± 10 %, während bei Verschiebungen um ± 2 mm eine Überdosierung von 21 % und eine Unterdosierung von 19 % beobachtet wurden.

Weitere dosimetrische Untersuchungen von verschiedenen Autoren [3,9,22,24] bestätigen den linearen Verlauf der Dosisänderung bei Verschiebung von Feldern gegeneinander. Dabei wurde der Anschluss von zwei parallelen Halbfeldern ebenso untersucht wie die Monoisozentrumstechnik mit zwei lateralen und einem anterioren Feld. Rosenthal [22] fand eine Änderung der Dosis im Anschlussbereich von 15-20 % pro mm Verschiebung über einen Bereich von ± 3 mm. Für Verschiebungen der Felder gegeneinander von ± 2 mm fanden Saw [24] Dosisabweichungen von ± 25 % und Fabrizio [9] von ± 15 %. Die geringsten Dosisvariationen fand Sohn [25]: ± 5 % bei ± 1 mm Verschiebung und für ± 2 mm Überlappung bzw. Lücke eine Über- / Unterdosierung von 6 % und 14 %.

5.2.3 Einfluss von Messtiefe und Kollimatorausrichtung

Die unterschiedlichen Werte zwischen 5 % und 20 % Dosisänderung (ΔD) pro mm Verschiebung (s) der verschiedenen Autoren lassen sich durch Unter-

schiede im Versuchsaufbau wie gewählte Blenden (MLC bzw. konventionelle asymmetrische Kollimatoren), Kollimator- und Gantrywinkel, Messmethode und unterschiedliche Messtiefen erklären.

Eine besondere Bedeutung hat hierbei die Messtiefe. Die graphische Darstellung der Dosisänderungen pro mm Verschiebung $\Delta D[\%]/\Delta s[\text{mm}]$ ($[\%_{\Delta D}/\text{mm}_s]$) zeigt für jede Messtiefe eine spezifische Steigung. Das Spektrum reicht dabei von $1,74 \%_{\Delta D}/\text{mm}_s$ (300 mm Messtiefe) bis $11,55 \%_{\Delta D}/\text{mm}_s$ (15 mm Messtiefe). Eine Abschätzung von zu erwartenden hot- und coldspots muss daher für jede Tiefe separat erfolgen.

Beim Einsatz von Multileafkollimatoren zur Feldaufstellung ist der Dosisverlauf auch von der Ausrichtung des Kollimators abhängig.

Eine Ursache hierfür ist der Nut- und Feder- Effekt. Um die Leckstrahlung zwischen den Lamellen eines MLCs zu reduzieren, sind die Seiten der Lamellen nicht glatt, sondern bestehen aus einer überlappenden Nut- und Feder-Konstruktion. Durch die Nut bzw. Feder kommt es beim Anschluss von Feldern, welche durch die Seiten der Lamellen begrenzt werden, zu einem Dosisseinbruch. Diesen als Nut- und Feder- Effekt bezeichneten Dosisseinbruch stellt Abbildung 5.1 (a)-(d) dar. Bei zurück gefahrener unterer Lamelle zeigt Abbildung 5.1 (b) die Projektion des MLC, sowie den Dosisverlauf entlang dem Querprofil A - B. Im umgekehrten Fall ist die obere Lamelle zurück gefahren, was den in Abbildung 5.1 (c) dargestellten Dosisverlauf ergibt. Abbildung 5.1 (d) addiert beide Felder und zeigt den Dosisseinbruch zwischen den benachbarten Lamellen.

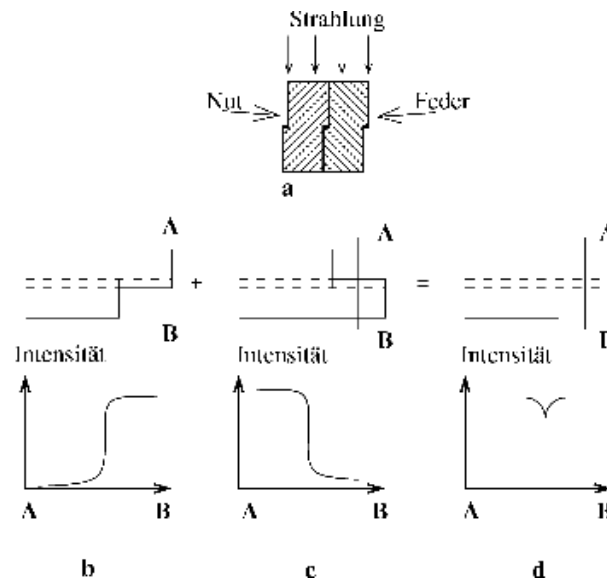


Abbildung 5.1: (a) Nut und Feder Konstruktion eines Elekta MLC, (b) und (c) stellen zwei Felder dar, (d) zeigt den Nut- und Feder- Effekt beim Anschluss der beiden Felder aneinander.

(Bildnachweis: Monte-Carlo-Simulation des Strahlungstransports im Strahlerkopf eines Elektronenlinearbeschleunigers Dissertation, Freddy Haryanto 2003)

Auf Grund des Nut- und Feder- Effektes kommt es bei der Begrenzung der Felder durch die Seiten der Lamelle (Seit-zu-Seit Aufstellung) zu Dosisenbrüchen im Anschlussbereich. Abdel-Hakim [2] beschreibt dies für die Monoisozentrumstechnik bei Behandlungen im HNO-Bereich. Für die Seit-zu-Seit Aufstellung findet er eine Unterdosierung von 15 % und für die Begrenzung der Felder mit den Enden der Lamellen (End-zu-End Aufstellung) eine Überdosierung von >20 %.

Die Ergebnisse in Kapitel 4.1.2 zeigen für die Seit-zu-Seit Aufstellung eine Unterdosierung von 6 % und für die End-zu-End Aufstellung eine Unterdosierung von 11 %. Beide Unterdosierungen ergeben sich aus geringen Positionierungsfehlern der Felder. Für die End-zu-End Aufstellung (Kollimator 0°) beträgt die Ungenauigkeit 0,5 mm und für die Seit-zu-Seit Aufstellung (Kollimator 90°) 0,27 mm. Unter Berücksichtigung dieser Einstellungsfehler ergibt sich für die End-zu-End Aufstellung eine Unterdosierung von 1 % für den idealen Feldanschluss.

Die Dosisunterschiede zwischen einer Kollimatorausrichtung von 0° und 90° sind, unter Berücksichtigung der Einstellungsungenauigkeiten sehr gering. Ein deutlicher Dosisseinbruch wurde bei der Seit-zu-Seit Aufstellung nicht beobachtet.

Die Steigungen der Verschiebungskurven im linearen Bereich von ± 5 mm Verschiebung verlaufen bei der Seit-zu-Seit Aufstellung steiler als bei der End-zu-End Aufstellung.

5.2.4 Konsequenzen für die praktische Bestrahlungsroutine

Bereits geringe Ungenauigkeiten bei der Einstellung der Felder führen zu relevanten Über- oder Unterdosierungen. Zu den mechanischen und elektronischen Toleranzen müssen während eines Bestrahlungszyklus weitere Ungenauigkeiten berücksichtigt werden. Im einzelnen sind dies Unsicherheiten durch Bewegungen des Patienten, Unterschiede zwischen Simulations- und Behandlungssituation und Variationen der Felder zwischen den einzelnen Sitzungen.

Huizenga et al. [12] beschreibt für die Radiotherapie von Tumoren im Kopf-/Hals-Bereich eine durchschnittliche Verschiebung der lateralen Felder um 5 mm bezogen auf anatomische Fixpunkte, mit einer maximalen Diskrepanz zwischen den Feldern von über 10 mm. Retrospektiv fand Hess et al. [11] eine Abweichung bei lateralen Photonenfelder von unter 5 mm in 80 % aller Fälle. Durchschnittlich betrug die Abweichung 0-3 mm bei einer Standardabweichung von 3-5 mm. In 95 % aller Fälle lag die Abweichung unter 9 mm.

Mit einer Änderung der Dosis um ca. $10\%_{\Delta D}/\text{mm}_s$ (Messtiefe 5 mm bis 60 mm) ergeben sich selbst für geringe Abweichungen der Felder von 0-3 mm Dosisabweichungen von bis zu 30 %. Bei einer Diskrepanz von 10 mm können Fehldosierungen bis 100 % auftreten.

Diese Fehldosierungen zwischen den einzelnen Bestrahlungssitzungen können im Gegensatz zu den durch mechanische und elektronische Toleranzen bedingte Fehldosierungen nicht durch gezielte Überlappungen oder Lücken zwischen den Feldern ausgeglichen werden.

Allerdings kann bei Fehldosierungen durch Bewegungen des Patienten oder Unterschieden zwischen den einzelnen Sitzungen von einer zufälligen Verteilung der Unter- und Überdosierungen ausgegangen werden. Über die gesamte Therapiedauer betrachtet kann daher eine ausgeglichene Dosisverteilung erwartet werden. Auch hier gilt wieder die besondere Gefährdung bestimmter Risikoorgane bereits durch einmalige Überdosierungen.

Fehldosierungen beim Anschluss von Photonenfeldern aneinander können nicht sicher vermieden werden. Es ist jedoch möglich, für jede Tiefe im Rahmen der zu erwartenden Unsicherheiten die Dosis zumindest näherungsweise zu kalkulieren.

Dafür kann ein konstanter Zusammenhang zwischen dem Tiefendosisverlauf und den Über-/ Unterdosierungen angenommen werden. Für die in dieser Arbeit untersuchte Anschlusskonstellation wurde eine Tabelle aufgestellt, aus der für jede Verschiebung der Felder die zu erwartende Dosis in Prozent des Tiefendosisverlaufes ersichtlich ist. Damit können in der Tiefe des Isozentrums Unterdosierungen vermieden und gleichzeitig für kritische Organe die maximal zu erwartende Dosis bestimmt werden.

Nach dem Report Nr. 50 (ergänzt durch Report Nr. 62) der International Commission on Radiation Units and Measurements [14] sollte die Dosis im Zielvolumen zwischen +7 % und -5 % liegen. Für die Erfüllung dieser Anforderung müsste sowohl die konstante technische Toleranz als auch die variable Toleranz zwischen den einzelnen Sitzungen zusammen weniger als 1 mm betragen. Eine derart exakte Einstellung und dosimetrische Kontrolle der Bestrahlungssitzung ist praktisch kaum zu erreichen. Feldanschlüsse im Bereich des Zielvolumens sollten daher nach Möglichkeit vermieden werden.

5.3 Anschluss von Photonenfeldern an Elektronenfelder

5.3.1 Charakteristik der Dosisverteilung im Anschlussbereich

Bedingt durch das Streuverhalten der Elektronenstrahlung treten beim Anschluss eines Elektronenfeldes an ein Photonenfeld gleichzeitig Über- und Unterdosierungen auf.

Eine Optimierung des Gesamtdosisverlaufes im Anschlussbereich ist nur für einzelne Tiefen möglich, über alle Messtiefen betrachtet kommt es immer zu Dosisinhomogenitäten. Dennoch wirkt sich, bei auseinanderweichender Felddivergenz, eine geringe Überlappung um 1 mm positiv aus. In einzelnen Tiefen steigt zwar die Überdosierung an, in anderen verringert sich aber gleichzeitig die Unterdosierung. Insgesamt kommt es im Sinne eines Kompromisses zwischen Über- und Unterdosierung zur bestmöglichen Dosisverteilung. Für überlappende Felddivergenzen gilt dasselbe für eine Lücke von 1 mm zwischen den Feldern.

Für 12 MeV Elektronen und 6 MV Photonen ergaben sich für einen lückenlosen Anschluss Überdosierungen von bis zu 12 % und Unterdosierungen bis 24 % in 5 mm Messtiefe.

In den anderen Messtiefen traten geringere Fehldosierungen auf. In der Tiefe des Elektronenenergiedosismaximums bei 20 mm liegt die Unterdosierung bei 9 % und eine Überdosierung tritt nicht auf.

Der optimale Anschluss fand sich bei einer Überlappung von etwas unter 1 mm. Hier kam es zu einer Über- und Unterdosierung von jeweils 15 % (Messtiefe 5 mm). In 20 mm Tiefe trat lediglich eine Unterdosierung von 2 % auf.

Weitere Verschiebungen der Felder gegeneinander führten zu deutlichen Fehldosierungen. Bei Verschiebungen um ± 5 mm zeigte sich in 5 mm Tiefe eine Überdosierung von 49 % und eine Unterdosierung von 65 %.

Beachtet werden müssen bei Elektronen/Photonen Anschlüssen, neben den Fehldosierungen im Grenzbereich auch die Ausläufer des jeweils anderen Feldes. Durch diese Ausläufer kommt es im Bereich der Elektronenfelder immer

und im Photonenbereich bei hohen Elektronenenergien zu additiven Dosisbeiträgen in der Feldmitte. Die Dosissteigerung im Bereich des Elektronenfeldes durch das Photonenfeld beträgt für das oben genannte Beispiel bis zu 8 %. Die Differenz zwischen der Überdosierung bezogen auf das Elektronenfeld (12 %) und der Dosissteigerung durch den Photonenfeldausläufer (8 %) ergibt eine Überdosierung von 4 % bezogen auf den Gesamtdosisverlauf im Anschlussbereich (Messtiefe 5 mm).

Der wichtigste Parameter für die Ausprägung der Über- und Unterdosierungen ist die Elektronenenergie. Je höher die Energie ist, umso stärker und räumlich disseminierter treten die Fehldosierungen auf. Weiter ändern sich die Dosisverteilungen mit dem Tubus-Oberflächen-Abstand des Elektronenfeldes. Bei direktem Aufsetzen kommt es zu den größten Über- und Unterdosierungen.

5.3.2 Vergleich mit der Literatur

Ein Vergleich dieser Ergebnisse mit der Literatur ist nur eingeschränkt möglich. Eine große Anzahl an Kombinationen von Photonen- und Elektronenfeldern mit Unterschieden in der Tiefe des Anschlusses, Art des Feldanschlusses (modifizierter/unmodifizierter Halbschatten), Divergenzausgleich und Anzahl der Felder erlaubt lediglich eine Abschätzung der möglichen Fehldosierungen.

Unabhängig von der Fragestellung und den absoluten Dosiswerten stimmen jedoch die unterschiedlichen Untersuchungen in der Charakteristik der Dosisverläufe im Anschlussbereich überein.

Karlsson et al. [15] beschreibt für den Anschluss von Photonenfeldern an Elektronenfelder mittels MLC ohne Elektronentubus (20 MV Photonen und >10 MeV Elektronen, Helium gefüllter Beschleunigerkopf) das gleichzeitige Auftreten von hot- und cold spots.

Dabei finden sich Überdosierungen typischerweise in dem Strahl mit dem schärferen Halbschatten und Unterdosierungen im Bereich des Feldes mit dem

breiteren Halbschatten. Karlsson empfiehlt, insbesondere bei Feldanschlüssen im Bereich des Zielvolumens, eine geringe Überlappung der Felder. Bei auseinander weichender Felddivergenz ist dies sicher sinnvoll, bei überlappender Divergenz treten jedoch schon beim lückenlosen Anschluss deutliche Überdosierungen auf.

Für den Anschluss unmodifizierter 8-10 MeV Elektronenfelder an ein 9 MV Photonengegenfeld mit Divergenzausgleich findet Thesen et al. [26] eine optimale Anpassung bei 2 mm Überlappung der Feldgrenzen. Hier liegen Unterdosierungen von 10 % und Überdosierungen von 15 % vor. Bei einer Lücke von 3 mm liegt die Unterdosierung bei 15 %-20 %. Und für eine 5 mm Überlappung findet sich eine Überdosierung von 35 %-50 %.

Eine andere Möglichkeit des Anschlusses eines 4 MV Photonen- an ein 10 MeV Elektronenfeld (ohne Divergenzausgleich) untersuchte Papiez et al. [19]. Er legt den Feldanschluss in die Tiefe der 90 % Isodosis des Elektronenfeldes (30 mm). In 10 mm Messtiefe ergibt sich eine entsprechende Unterdosierung von über 30 %, doch auch in 30 mm Messtiefe tritt eine Unterdosierung von 5 % und eine Überdosierung von 20 % auf.

Weiter versuchte er, durch eine Verbreiterung des Halbschattens mittels gestuftem Block für das Photonenfeld und einer zusätzlichen Plexiglasplatte unter dem Tubus des Elektronenstrahls eine Reduktion der Fehldosierungen zu erreichen. Durch dieses Verfahren wurde zwar die Überdosierung auf unter 10 % reduziert bei gleichbleibender Unterdosierung, aber die Fehldosierungen wurden über einen breiteren Bereich verwischt.

Durch den exakten Anschluss nicht modifizierter Felder mit Divergenzausgleich des Photonenfeldes, ggf. mit geringen Verschiebungen der Felder, können die Fehldosierungen in gleicher Größenordnung gehalten werden. Bei diesem Verfahren treten die Über- und Unterdosierungen jedoch in einem schmalen räumlichen Bereich auf. Voraussetzung für diese Technik ist ein möglichst exakter

Anschluss der Felder im Bereich von 1-2 mm , sowie eine möglichst optimale Immobilisierung der Patienten.

5.4 Mammatangente mit angeschlossenem Elektronenfeld

Die Dosisverteilung für den Anschluss eines ausgewinkelten 12 MeV Elektronenfeldes an ein 6 MV Photonengegenfeld unter einem Tragarmwinkel von 40° mit einer geringen Divergenz der Felder zeigt:

1. Im direkten Anschlussbereich tritt eine mit der Tiefe zunehmende Unterdosierung von bis zu 14 % auf.
2. Das Photonenfeld hat durch Auswinkelung und Keilfilter ein Maximum nahe dem Anschlussbereich. Diese Maximum wird durch das Elektronenfeld um bis zu 19 % verstärkt.

Hieraus ergibt sich eine starke Dosischwankung in einem 40 mm breiten Streifen um den Feldanschluss. Das Maximum des Photonenfeldes liegt hier in 14 mm Messtiefe bei 157 % und das Minimum des Anschlussbereiches bei 97 %.

Verschiebungen der Felder gegeneinander führen bei Überlappungen in gleichem Maße zu einer Reduktion der Unterdosierung wie einer Steigerung der Überdosierung, bei Lücken zwischen den Feldern kommt es zur Zunahme der Unterdosierungen und zur Abnahme der Überdosierungen. Die homogenste Dosisverteilung liegt bei dem direkten Anschluss der Felder vor.

Diese Ergebnisse stimmen mit den Untersuchungen von Arthur et al. [4] und Karlsson [15] überein. Für eine Fünf-Felder-Technik (Mammatangente, Supraclavicular-Feld, schräges Elektronenfeld angeschlossen an die Mammatangente und ein senkrechtes Photonenfeld sternal) findet Douglas einen hot-spot im Brustgewebe mit einer daraus folgenden Dosisvariabilität von 40 % im Zielvolumen. Bei Karlsson trat eine Überdosierung von 10 % im Bereich des Photonenfeldes bedingt durch die Streustrahlung der Elektronen auf (Monoisozentrumstechnik mit Mammatangente und ausgewinkeltem Elektronenfeld).

Beim Anschluss eines schrägen Elektronenfeldes an eine Mammatangente treten demnach selbst bei auseinander weichender Divergenz erhebliche Überdosierungen auf. Sauer et al. [23] formuliert nach interdisziplinärem Konsensus, dass die Dosisinhomogenität bei der Bestrahlung der Brustwand $\pm 10\%$ nicht überschreiten sollte. Hot-spots über 2 cm^3 sollten unter 15% Dosissteigerung liegen. Durch den Anschluss des Elektronenfeldes an die Mammatangente wurden Dosissteigerungen bis 19% bestimmt. Es sollte daher auf einen möglichst exakten Anschluss der Felder geachtet werden. Insbesondere Überlappungen müssen vermieden werden. Da die Unterdosierungen im Vergleich zu den Überdosierungen weniger bedeutend sind, sollte tendenziell eher mit einer geringen Lücke zwischen den Feldern kalkuliert werden.

5.5 Fehlerbetrachtung

Die Messunsicherheit setzt sich zusammen aus den technischen Grenzen der Geräteeinstellung (Linac, Wasserphantom und Messsystem) und den manuellen Ungenauigkeiten beim Versuchsaufbau. Dabei sind die mechanische Positionierungsungenauigkeit des Linearbeschleunigers und des Wasserphantoms verschwindend gering verglichen mit der manuellen Ungenauigkeit.

Zur manuellen Unsicherheit des Versuchsaufbaus gehört:

- Einstellung des Nullpunktes, insbesondere in z-Richtung
- Einstellung des Fokus-Oberflächen-Abstandes: $\pm 5\text{ mm}$ bei Schrägeinfall und $\pm 1\text{-}2\text{ mm}$ unter 0 Grad Tragarmauswinkelung. Dies führt über das Abstandsquadratgesetz zu einer Dosisunsicherheit von $\pm 0,4\%$ bis $\pm 1\%$.

Physikalische und technische Unsicherheiten:

- Positionierungsgenauigkeit der Messmechanik in z-Richtung: $\pm 0,1\text{ mm}$. Für das 6 MV Photonenfeld beträgt der maximale Dosisgradient des Tiefendosisverlaufes (unabhängig von dem Tubus-Oberflächen-Abstand) $10\%/mm$. Bei den Elektronenfeldern beträgt der selbe maximale Gra-

dient für 4 MeV: 13 %/mm, für 12 MeV: 4 %/mm und für 18 MeV: 2 %/mm. Damit ergibt sich für das 6 MV Photonenfeld ein Dosisunterschied von 1 % durch die Positionierungsungenauigkeit und für die Elektronenfelder bei 4 MeV: 1,3 %, bei 12 MeV: 0,4 % und bei 18 MeV: 0,2 %.

- Wasserverdunstung erhöht die Ungenauigkeit der Messmechanik in z-Richtung um ± 0.2 mm. Hier gelten die gleichen maximalen Gradienten wie für die Positionierungsgenauigkeit in z-Richtung. Damit ergeben sich Dosisunterschiede für das 6 MV Photonenfeld von 2 % und für die Elektronenfelder bei 4 MeV: 2,6 %, bei 12 MeV: 0,8 % und bei 18 MeV: 0,4 %.
- Kalibrierung des Beschleunigers: max. $\pm 0,5$ % Instabilität des Beschleunigermonitors.
- Wellenbildung bei Bewegung der Mechanik: $\pm 0,5$ % Dosisunsicherheit
- Genauigkeit des Anzeigeegerätes: $\pm 0,1$ % Ableseunsicherheit
- Winkelabhängigkeit der Anzeige bei Rotation um die Kammerachse: $\pm 0,5$ %

Methodische Ungenauigkeiten:

- Messung der Tiefendosisverläufe parallel zur z-Achse und nicht entlang der Strahlenfeldachse bzw. Übernahme der Eindringtiefe z_e als Tiefe z.
- Berechnung von Dosisverteilungen von Photonenquerprofilen in guter Näherung durch das Dekrementlinienverfahren.
- Bei den Messungen der Elektronenfeldern nahe der Wasseroberfläche (unter 5 mm Messtiefe) musste ein geringer Abstand zwischen Tubus und Wasseroberfläche von wenigen mm eingehalten werden.

Da die aufgeführten Teilunsicherheiten unabhängig voneinander sind, ergibt sich die Gesamtmessunsicherheit als Wurzel aus der Summe der Quadrate der Teilunsicherheiten. Aus den Teilunsicherheiten berechnet sich eine Gesamtmessunsicherheit von 2,6 % für 6 MV Photonen bei Schrägeinfall, 2,4 % für

6 MV Photonen unter 0° Tragarmauswinkelung, 3,0 % für 4 MeV Elektronen, 1,25 % für 12 MeV und 1,0 % für 18 MeV.

6 Zusammenfassung

6.1 Einleitung

Die Kombination von mehreren Bestrahlungsfeldern stellt eine in der Radiotherapie weit verbreitete Technik dar. Sie ermöglicht eine ausreichende Aufsättigung des Zielvolumens bei gleichzeitiger Schonung von Risikoorganen.

Häufig wird dies durch den Anschluss eines Photonenfeldes an ein Elektronenfeld erreicht. Dabei nutzt man den steilen Abfall des Tiefendosisverlaufs bei Elektronenstrahlung zur Aufsättigung des Zielvolumens oberhalb von Risikoorganen.

Um einen möglichst homogenen Dosisverlauf über den Anschlussbereich zu erreichen, erfolgt beim Feldanschluss in der Regel ein Ausgleich der Felddivergenzen. Eine Option, den Ausgleich der Felddivergenzen zu erreichen, bietet die Halbfeldtechnik. Hierbei wird die Hälfte eines Bestrahlungsfeldes ausgeblendet, so dass eine nicht divergente Grenze entsteht.

Das Ziel der Arbeit stellt die Untersuchung und Optimierung der Dosisverläufe bei häufig eingesetzten Bestrahlungstechniken mit Feldanschlüssen dar. Explizit soll kein perfekter Feldanschluss dargestellt, sondern die in der täglichen Bestrahlungsroutine auftretenden Dosisverläufe ermittelt werden.

Folgende Fragen wurden dabei besonders berücksichtigt:

- wie ausgeprägt sind auftretende Über- und Unterdosierungen bei unterschiedlichen Feldanschlussstechniken
- wie verändern sich Dosisverteilungen durch Variation der Feldeinstellungen
- ist eine Verbesserung der Homogenität der Dosisverläufe in den Anschlussbereichen nötig bzw. möglich?

6.2 Mehrfeldertechniken bei HNO-Tumoren und Mammakarzinom

Bei der Radiotherapie von HNO-Tumoren und Mammakarzinomen werden meist Mehrfeldertechniken eingesetzt.

Die Radiotherapie von Kopf-Hals-Tumoren schließt die primäre Tumorregion, sowie den gesamten zervikalen Lymphabfluss durch laterale Photonengegenfelder ein. Nach dem Erreichen von 36-40 Gy werden die lateralen Gegenfelder dorsal reduziert, um das Myelon zu schonen. Durch ein Elektronenstehfeld werden die dorsalen Halsregionen nach Reduktion der Photonenfelder weiter aufgesättigt.

Beim Mammakarzinom wird in der Regel eine Mammatangente zur Bestrahlung der Brust bzw. Brustwand eingesetzt. Diese besteht aus zwei entgegengesetzt aufgestellten Photonenhalbfeldern, wobei die nicht divergente Seite tangential an den Rumpf angelegt wird. Neben der Bestrahlung der Primärtumorregion kann eine risikoadaptierte Bestrahlung der regionalen Lymphabflusswege erfolgen. Bei diesen werden drei Zielvolumina unterschieden: die axillären-infra-klavikulären, die medialen-supraclaviculären und die parasternalen Mammaria-interna Lymphknoten.

Die vorliegende Arbeit untersucht den Dosisverlauf bei der Kombination einer Mammatangente mit einem Elektronenfeld zur Aufsättigung der Mammaria-interna Lymphknoten.

6.3 Material und Methoden

Die Messung der Dosisverläufe unterschiedlicher Photonen- und Elektronenfelder erfolgte in einem Wasserphantom (MP3, PTW Freiburg) mit flexiblen Kompaktkammern vom Typ 31003 und 31013 (PTW Freiburg) bzw. einer Flachkammer Typ 34001 (PTW Freiburg). Es wurde ein Linearbeschleuniger vom Typ Sli Precise der Firma Elekta eingesetzt.

Ausgehend von einem $10 \times 20 \text{ cm}^2$ großen Photonenhalbfeld und Elektronenfeldern mit asymmetrischen Endrahmen von $160 \times 60 \text{ mm}^2$ und $100 \times 40 \text{ mm}^2$

großen Öffnungen erfolgten zahlreiche Variationen der Felder. Bei den 6 MV Photonenfeldern betrug der Fokus-Oberflächen-Abstand stets 940 mm, Tragarmrotation, Kollimatorrotation und Position des Keilfilters wurden variiert. Für die Elektronenfelder wurden Energien von 4 MeV bis 18 MeV gewählt. Variiert wurden die Tragarmrotation sowie der Tubus-Oberflächen-Abstand.

Gemessen wurden Querprofile und Tiefendosisverläufe. Bei ausgewinkeltm Tragarm wurden die Tiefendosisverläufe entlang der Strahlenfeldachse gemessen. Die Normierung der Tiefendosisverläufe erfolgte auf die Tiefe des Isozentrums. Die prozentualen Werte der Tiefendosisverläufe wurden anschließend den Dosisverläufen der Querprofile gleicher Tiefe zugeordnet. Die Zuordnung erfolgte in der Feldmitte.

Für die Bestimmung der Gesamtdosisverteilungen bei den Feldanschlüssen wurden die aufgenommenen Datensätze der einzelnen Felder mathematisch aufsummiert. Die hierfür notwendige Aufbereitung der Messdaten erfolgte mit Hilfe des Dekrementlinienverfahrens sowie einer Spline Funktion des Programms SigmaPlot 10.0 (Systat Software, Inc.). Durch eine rechnerische Verschiebung der Felder, ähnlich einer realen Feldverschiebung auf der Patientenoberfläche, wurden direkte Feldanschlüsse ebenso wie Überlappungen bzw. Lücken zwischen den Feldern simuliert.

6.4 Ergebnisse

Anschluss von Photonenfeldern an Photonenfelder: Für die Bestimmung des Dosisverlaufs bei Photonenfeldanschlüssen, wurden zwei identische 6 MV Photonenhalbfelder mit ihren nicht divergenten Seiten kombiniert.

Es zeigte sich in allen Messtiefen ein weitgehend homogener Dosisverlauf mit einer Unterdosierung im Anschlussbereich der Felder. Abhängig von der Tiefe ändert sich dabei die Unterdosierung, in 15 mm Messtiefe wird der höchste Wert erreicht (16 %).

Die Ausprägung der Fehldosierung folgt dem Tiefendosisverlauf. In Tiefen hoher Energiedosis ist die Fehldosierung ebenfalls hoch, während in größeren Tiefen bei niedrigeren Dosiswerten praktisch keine Unter-/ Überdosierung mehr auftritt. Durch Verschiebungen der beiden Felder gegeneinander wurde die Änderung der Dosisverläufe bei Lücken bzw. Überlappungen zwischen den Feldern untersucht. In allen Messtiefen fanden sich hierbei die geringsten Fehldosierungen bei einer Überlappung der Felder von 1 mm. Eine Optimierung des Feldanschlusses über den gesamten Messtiefenbereich ist möglich.

Verschiebungen der Felder um ± 5 mm gegeneinander führen zu Fehldosierungen bis zu 50 %. In diesem Bereich zwischen einer Überlappung der Felder um 5 mm und einer Lücke von 5 mm ist der Kurvenverlauf nahezu linear. Dies ermöglicht eine einfache Abschätzung der zu erwartenden Über- oder Unterdosierungen.

Die Bezugswerte für die Bestimmung der Fehldosierungen stellen die Dosiswerte in der Mitte der Halbfelder dar. Da diese Werte entsprechend der Normierung den Tiefendosisverläufen entsprechen, konnten die Fehldosierungen über den gesamten Messtiefenbereich mit dem Tiefendosisverlauf verglichen werden. Stellt man die Fehldosierungen in Prozentwerten des Tiefendosisverlaufs dar, so zeigt sich ein näherungsweise linearer Verlauf. Vereinfachend können insbesondere bei Überlappungen der Felder die Fehldosierungen als konstante Anteile des Tiefendosisverlaufes kalkuliert werden, für Lücken zwischen den Feldern ist eine solche Näherung allerdings nur begrenzt möglich.

Ein Anschluss der Photonenfelder aneinander ist je nach Wahl der Kollimator-einstellung entweder mit den Seiten oder Enden der Lamellen möglich.

Die Begrenzung der Felder durch die Seiten der Lamellen des MLCs führt im Vergleich zur Begrenzung durch die Lamellenenden zu reduzierten Unterdosierungen beim direkten Feldanschluss. Ein homogener Dosisverlauf wird jedoch nicht erreicht. Der optimale Anschluss liegt bei einer sehr kleinen Überlappung der Felder vor.

Anschluss von Elektronenfeldern an Photonenfelder: Bei dem Anschluss eines 12 MeV Elektronenfeldes an ein 6 MV Photonenfeld unterscheiden sich die Dosisverteilungen in unterschiedlichen Tiefen aufgrund des steilen Dosisabfalls der Elektronen mit zunehmender Tiefe deutlich voneinander. Über den gesamten Messtiefenbereich treten Über- und Unterdosierungen gleichzeitig auf. Nur in einzelnen Tiefen kann durch eine Überlappung der Felder eine bessere Homogenität der Dosis erreicht werden. Eine Optimierung des Dosisverlaufes über alle Messtiefen ist nicht möglich.

Auf Grund der unterschiedlichen Dosisverläufe in den einzelnen Tiefen müssen bei Anschlüssen von Photonenfeldern an Elektronenfelder alle Tiefen separat berücksichtigt werden.

Einfluss des Tubus-Oberflächen-Abstandes (TOA): Die größten Änderungen der Dosisverläufe durch Variation der Tubus-Oberflächen-Abstände treten nahe der Oberfläche in 5 mm Tiefe auf. Hier kommt es durch das Einhalten von 5 cm oder 10 cm TOA zu geringeren Fehldosierungen und einem homogeneren Dosisverlauf als bei dem direkten Aufsetzen des Tubus.

In der Tiefe des Elektronendosismaximums sind die Unterschiede bei den Dosisverläufen kleiner, die Fehldosierungen sind bei direktem Aufsetzen am geringsten.

Die Unterschiede in den Dosisverläufen sind zwischen einem TOA von 0 cm und einem TOA von 5 cm bzw. 10 cm am größten. Bei Abständen von 5 cm und 10 cm ähneln sich die Dosisverläufe stark.

Einfluss der Elektronenenergie: Entscheidend für den Dosisverlauf für Feldanschlüsse zwischen Photonen und Elektronen ist die Energie der Elektronen.

Der Vergleich zwischen Anschlüssen mit 4 MeV, 12 MeV und 18 MeV zeigt, dass Anschlüsse mit niedrigeren Energien zu gleichmäßigeren Dosisverläufen führen als solche mit hoher Elektronenenergie. Bei Verwendung von 4 MeV kommt es nur zu Unterdosierungen während es bei 18 MeV neben Unterdos-

ierungen auch zu Überdosierungen kommt. Die Fehldosierungen sind schwer zu kalkulieren und treten über einen weiten Bereich verstreut auf. Bei Verschiebungen der Felder gegeneinander kann durch eine geringe Überlappung bei 4 MeV ein homogener Dosisverlauf über alle Messtiefen erreicht werden, was bei 18 MeV nicht möglich ist.

Normierung der Elektronenfelder auf 100%: Die Fehldosierungsbeträge sind abhängig von der Normierung der Elektronenquerprofile, besonders in größeren Tiefen und bei höherer Energie der Elektronen. Unabhängig von der Normierung ist jedoch, ob es zu Unter- oder Überdosierungen kommt und an welcher Position im Gesamtdosisverlauf diese auftreten.

Überlappender Anschluss bei divergentem Elektronenfeld: Ergänzend zum Anschluss des Elektronenfeldes mit seiner zentralstrahl nahen Seite an das Photonenfeld wurde der Anschluss mit der zentralstrahl fernen Seite untersucht. Auch hier zeigten sich gleichzeitig Über- und Unterdosierungen. Entsprechend der Überlappung der Felder kam es jedoch hauptsächlich zu Überdosierungen. Variationen des Tubus-Oberflächen-Abstandes weisen ebenso wie beim Anschluss mit der zentralstrahl nahen Seite in 5 mm Messtiefe die größten Unterschiede auf. Dabei treten bei einem Abstand von 0 cm die größten Fehldosierungen auf. Die Dosisverteilungen bei 5 cm und 10 cm TOA unterscheiden sich hauptsächlich durch die Position der Überdosierungen. Bei 4 MeV zeigt sich ein weitgehend homogener Dosisverlauf in allen Messtiefen, welcher durch eine geringe Lücke zwischen den Feldern optimiert werden kann. Im Gegensatz hierzu ist bei 18 MeV kein homogener Dosisverlauf über alle Messtiefen zu erreichen. Die Fehldosierungen sind deutlich ausgeprägter.

Anschluss von Elektronenfeldern an Photonenfelder unter 40° Tragarmauswinkelung: Für die Simulation einer Mammatangente mit anschließendem parasternalem Elektronenfeld wurden ein 6 MV Photonenhalbfeld und ein 12 MeV Elektronenfeld unter einem Einstrahlwinkel von 40° gewählt.

Für den direkten Anschluss des Elektronenfeldes an die Mammatangente findet sich eine deutliche Dosissteigerung im Bereich des Photonenfeldes über alle Tiefen und eine geringer ausgeprägte, mit der Tiefe zunehmende Unterdosierung im Anschlussbereich.

Verschiebungen der Felder gegeneinander führen zur Verstärkung dieser Fehldosierungen. Hierbei ändert sich die Fehldosierung besonders in den Messtiefen bis 14 mm, in größeren Messtiefen ist die Änderung der Fehldosierung pro mm Verschiebung gering.

6.5 Diskussion

Photonen/Photonen: Die gemessene Unterdosierung von bis zu 16 % beim Anschluss von zwei identischen 6 MV Photonenfeldern aneinander ergab sich aus den Toleranzen in den Blendeneinstellungen von 1 mm. Selbst bei sorgfältigster Einstellung der Felder muss in der Praxis mit Fehldosierungen in dieser Größe gerechnet werden.

Der lineare Zusammenhang zwischen Verschiebung der Felder und Änderung der Dosis im Anschlussbereich für Verschiebungen von ± 5 mm wird in der Literatur durch zahlreiche Autoren bestätigt [3,9,22,24]. Die Dosisänderung pro mm Verschiebung liegt bei den einzelnen Arbeiten zwischen 5 % und 20%.

Nach den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit kann mit einer Dosisänderung von 10 % pro mm Verschiebung gerechnet werden (Messtiefenbereich von 5 mm bis 60 mm).

Weiter zeigten die Messungen, dass die Ausprägung der Über- und Unterdosierungen abhängig von der Messtiefe sind. Die Über- und Unterdosierungen spiegeln dabei den Tiefendosisverlauf der Photonenfelder wieder.

Nach dosimetrischer Bestimmung der Dosisänderung pro mm Verschiebung in den einzelnen Messtiefen kann die Dosis im Anschlussbereich von zwei Photonenfeldern für die zu erwartenden Unsicherheiten zumindest näherungsweise kalkuliert werden.

Elektronen/Photonen: Bedingt durch das Streuverhalten der Elektronenstrahlung treten beim Anschluss eines Elektronenfeldes an ein Photonenfeld gleichzeitig Über- und Unterdosierungen auf. Der wichtigste Parameter für die Ausprägung der Über- und Unterdosierungen ist die Elektronenenergie. Je höher die Energie ist, umso stärker und räumlich disseminierter treten die Fehldosierungen auf.

Der Vergleich dieser Ergebnisse mit der Literatur ist, bedingt durch unterschiedliche Fragestellungen, nur eingeschränkt möglich. Unabhängig von der Fragestellung und den absoluten Dosiswerten stimmen jedoch die unterschiedlichen Untersuchungen in der Charakteristik der Dosisverläufe im Anschlussbereich überein. Beispielweise beschreibt Karlsson et al. [15] für den Anschluss von Photonenfeldern an Elektronenfelder mittels MLC ohne Elektronentubus das gleichzeitige Auftreten von hot- und cold spots.

Eine Optimierung des Gesamtdosisverlaufes im Anschlussbereich ist nur für einzelne Tiefen möglich, über alle Messtiefen betrachtet kommt es immer zu Dosisinhomogenitäten. Der beste Kompromiss zwischen Über- und Unterdosierungen wird dabei bei einer Überlappung der Felder um 1 mm erreicht.

Beachtet werden müssen bei Elektronen/Photonen Anschlüssen, neben den Fehldosierungen im Grenzbereich, auch die Ausläufer des jeweils anderen Feldes. Durch diese Ausläufer kommt es im Bereich der Elektronenfelder immer und im Photonenbereich bei hohen Elektronenenergien zu Steigerungen der Dosis in der Feldmitte.

Die Dosisverteilung für den Anschluss eines ausgewinkelten 12 MeV Elektronenfeldes an ein 6 MV Photonengegenfeld unter einem Tragarmwinkel von 40° zeigt im direkten Anschlussbereich eine Unterdosierung von bis zu 14 % und im Bereich des Photonenfeldes eine Überdosierung von bis zu 19 %. Hieraus ergibt sich eine starke Dosischwankung in einem 40 mm breiten Streifen um den Feldanschluss. Arthur [4] findet für diesen Bereich eine Dosisvariabilität von 40 %. Bei Karlsson [15] trat eine Überdosierung von 10 % im Bereich des Photonenfeldes auf. Damit ist die Überdosierung bedeutender als die Unterdosierung. Durch Verschiebungen der Felder gegeneinander kann

keine Verbesserung der Dosishomogenität im Anschlussbereich erreicht werden. Da die Unterdosierungen weniger bedeutend sind sollten insbesondere Überlappungen vermieden werden.

Literaturverzeichnis

- [1.] Abdel-Hakim K, Nishimura T, Takai M, Suzuki S, Sakahara H
Abutment region dosimetry for the monoisocentric three-beam split field technique in the head and neck region using asymmetrical collimators. *British Journal of Radiology* (2002), 75: 428-434
- [2.] Abdel-Hakim K, Nishimura T, Takai M, Suzuki S, Sakahara H
Dosimetric Assessment of the Field Abutment Region in Head and Neck Treatments Using a Multileaf Collimator. *Strahlenther Onkol* (2003), 179: 312-19
- [3.] Ahmad M, Nath R
Three-Dimensional Radiotherapy of Head and Neck and Esophageal Carcinomas: A monoisocentric Treatment Technique to Achieve Improved Dose Distributions. *Int. J. Cancer (Radiat. Oncol. Invest.)* (2001), 96 : 55-65
- [4.] Arthur DW, Arnfield MR, Warwicke La, Morris MM, Zwicker RD
Internal mammary node coverage: an investigation of presently accepted techniques. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* (2000),48:139-46
- [5.] Deutsche Krebsgesellschaft e.V. (DKG) und Deutsche Gesellschaft für Gynäkologie und Geburtshilfe (DGGG)
Interdisziplinäre S3-Leitlinie für die Diagnostik, Therapie und Nachsorge des Mammakarzinoms
1. Aktualisierung 2008
- [6.] DIN 6800-2, Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung, Teil 2: Ionisationsdosimetrie, Deutsches Institut für Normung e.V., 1997
- [7.] DIN 6814-8, Begriffe in der radiologischen Technik, Teil 8: Strahlentherapie, Deutsches Institut für Normierung e.V., 2000
- [8.] Early Breast Cancer Trialists' Collaborative Group
Effects of radiotherapy and surgery in early breast cancer, an overview of the randomized trials
N Engl J Med (1995); 333: 1444-55

- [9.] Fabrizio PL, McCullough EC, Foote RL
Decreasing the dosimetric effects of misalignment when using a mono-isocentric technique for irradiation of head and neck cancer.
Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. (2000), 48: 1623-1634
- [10.] Fowble B, Hanlon A, Freedman G, Nicolaou N, Hoffman J, Sigurdson E, Boraas M, Torosian M, Goldstein L
Internal mammary node irradiation neither decreases distant metastases nor improves survival in stage I and II breast cancer
Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. (2000), 47: 883-894
- [11.] Hess CF, Kortmann RD, Jany R, Hamberger A, Bamberg M
Accuracy of field alignment in radiotherapy of head and neck cancer utilizing individualized face mask immobilization: a retrospective analysis of the clinical practice.
Radiotherapy and Oncology (1995), 34: 69-72
- [12.] Huizenga H, Levendag PC, De Porre PM, Visser AG
Accuracy in radiation field alignment in head and neck cancer: A prospective study
Radiotherapy and Oncology (1988), 11: 181-187
- [13.] Hurkmans CW, Borger JH, Bos LJ, Horst A, Pieters BR, Lebesque JV, Mijnheer BJ
Cardiac and lung complications probabilities after breast cancer irradiation.
Radiotherapy and Oncology (2000), 55: 145-151
- [14.] ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements)
Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy. ICRU Publications 1993, Report 50 und Supplement to ICRU Report 50 1999, Report 62
- [15.] Karlsson M, Zackrisson B
Matching electron and photon beams with a multi-leaf collimator.
Radiotherapy and Oncology (1993), 29: 317-326
- [16.] Obedian E, Haffty B
Internal mammary nodal irradiation in conservatively managed breast cancer patients: is there a benefit?
Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. (1999), 44: 997-1003

-
- [17.] Orchard PG
Decrement lines: a new presentation of data in cobalt 60 beam dosimetry.
Brit. J. Radiol. (1964), 37: 756-763
- [18.] Overgaard M, Hansen PS, Overgaard J, Rose C, Andersson M, Bach F, Kjaer M, Gadeberg CC, Mouridsen HAT, Jensen MB, Zedeler K
Postoperative radiotherapy in high-risk premenopausal women with breast cancer who receive adjuvant chemotherapy.
N Engl J Med (1997) 337:949-55
- [19.] Papiez E, Dunscombe PB
Matching photon and electron fields in the treatment of head and neck tumors.
Med. Phys. (1992), 19:335-341
- [20.] Ragaz J, Jackson S, Le N, Plenderleith I, Spinelli J, Basco V, Wilson K, Knowling M, Coppin CM, Paradis M, Coldman A, Olivotto I
Adjuvant Radiotherapy and Chemotherapy in node-positive premenopausal women with breast cancer.
N Eng J Med (1997), 337: 956-962
- [21.] Rassow J (1996)
Strahlentherapie Radiologische Onkologie
Kapitel 2.2 klinische Dosimetrie, Seite 31-33
Springer Verlag Berlin Heidelberg
ISBN: 3-540-58754-3
- [22.] Rosenthal DI, McDonough J, Kassaei A
The effect of independent collimator misalignment on the dosimetry of abutted half-beam blocked fields for the treatment of head and neck cancer.
Radiotherapy and Oncology (1998), 49: 273-278
- [23.] Sauer R, Schuz KD, Hellriegel KP
Strahlentherapie nach Mastektomie - Interdisziplinärer Konsensus beendet Kontroverse
Strahlenther. Onkol. (2001), 1: 1-9
- [24.] Saw CB, Krishna KV, Enke CA, Hussey DH
Dosimetric evaluation of abutted fields using asymmetric collimators for the treatment of head and neck.
Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. (2000), 47: 821-824

- [25.] Sohn JW, Suh JH, Pohar S
A method for delivering accurate and uniform radiation dosages to the head and neck with asymmetric collimators and a single isocenter.
Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. (1995), 32: 809-813
- [26.] Thesen N; Hoevels M, Treuer H
Dosisinhomogenitäten bei der Anpassung von Photonengegenfeldern und Elektronenfeldern bei Kopf-Hals-Tumoren.
Strahlenther. Onkol. (1995), 171: 231-237
- [27.] Zhu L, Kron T, Barnes K, Johansen S, O'Brien P
Junctioning of lateral and anterior fields in head and neck cancer: A dosimetric assessment of the monoisocentric technique (including reproducibility)
Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. (1998), Vol. 41, No. 1, pp. 227-232

Danksagung

Mein Dank gilt in erster Linie Herrn Prof. Dr. G. Christ. Durch ihn erfuhr ich neben einer wirklich vorbildlichen Betreuung auch eine fortwährende Motivation und Unterstützung über die gesamte Dauer der Erstellung der Dissertation.

Besonders hervor zu heben ist sein stets offenes Ohr für alle Probleme und Schwierigkeiten, sowohl technische während der Versuche als auch wissenschaftliche beim Erstellen der Dissertationsschrift. Er war stets, trotz eines vollen Terminkalenders, als direkter Ansprechpartner auch kurzfristig zu sprechen. Insbesondere die Fertigstellung der Arbeit, parallel zur Berufstätigkeit, wurde durch diese Hilfsbereitschaft sehr erleichtert bzw. ermöglicht.

Darüber hinaus gab er mir die Gelegenheit meine Arbeit auf der Dreiländertagung Medizinphysik 2007 in Bern vorzustellen. Für diese wertvolle Erfahrung möchte ich mich nochmals herzlich bedanken.

Bedanken möchte ich mich auch bei allen Mitarbeitern des Bereiches Medizinische Physik für die stets freundliche Unterstützung (auch am Wochenende) bei allen praktischen und theoretischen Fragestellungen. Insbesondere gilt mein Dank Herrn Buchgeister, Herrn Kaulich, Herrn Tsitsekidis, Herrn Weigel, Herrn Dohm und Frau Frömming.

Schließlich gebührt ein besonderer Dank Kristina und meinen Eltern für die ständige Unterstützung und unermüdliche Bereitschaft zum Korrekturlesen!