

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

Ärztlicher Direktor: Professor Dr. M. Bamberg

Sektion für Biomedizinische Physik

Leiter: Dr. M. Alber

**Schrägeinfall von Elektronenstrahlung – ein Vergleich
gemessener und berechneter Dosisverteilungen**

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

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

**vorgelegt von
Jörg Stephan Karcher
aus
Sigmaringen**

2006

Dekan: Professor Dr. C.D. Claussen

1. Berichterstatter: Professor Dr. G. Christ

2. Berichterstatter: Privatdozent Dr. C. Belka

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	I
Abbildungsverzeichnis	IV
Tabellenverzeichnis	VII
Abkürzungsverzeichnis	VIII
1 Einleitung.....	1
1.1 <i>Charakteristik von hochenergetischer Elektronenstrahlung</i>	<i>1</i>
1.2 <i>Bestrahlungstechnik bei Mammakarzinompatientinnen und Fragestellungen der Dissertation</i>	<i>1</i>
2 Material und Methode.....	4
2.1 <i>Versuchsaufbau</i>	<i>4</i>
2.2 <i>Elektronentubusse</i>	<i>6</i>
2.3 <i>Festlegung eines Koordinatensystems und Eindringtiefe z.....</i>	<i>6</i>
2.4 <i>Ionisationsdosimetrie</i>	<i>9</i>
2.5 <i>Messung der Wasser-Energiedosis bei Elektronenstrahlung.....</i>	<i>10</i>
2.6 <i>Parameter zur Beschreibung einer Tiefen-Ionisationsverteilung</i>	<i>14</i>
2.7 <i>Bestimmung des Korrektionsfaktors k_E</i>	<i>17</i>
2.8 <i>Konversion von Tiefen-Ionisationsverteilungen in Tiefen-Energiedosisverteilungen</i>	<i>18</i>
2.9 <i>Erstellung von Tiefen-Energiedosiskurven mit spezifischen Energiedosen</i>	<i>22</i>
2.10 <i>Vergleich von Isodosenverteilungen in der Transversalebene.....</i>	<i>24</i>
2.11 <i>Gamma-Index-Modus</i>	<i>24</i>
3 Ergebnisse.....	29
3.1 <i>Veränderung des relativen Tiefendosisverlaufs bei Schrägeinfall</i>	<i>29</i>
3.2 <i>Differenz der Maximumtiefen bei schrägem und senkrechtem Einfall in Abhängigkeit von Energie, Winkel und Elektronentubus.....</i>	<i>32</i>
3.3 <i>Veränderung der Größe des therapeutischen Tiefenbereichs in Abhängigkeit von Energie und Winkel bei Schrägeinfall</i>	<i>38</i>

3.4	<i>Vergleich der spezifischen Wasser-Energiedosis bei senkrechtem und schrägem Einfall</i>	41
3.4.1	Vergleich der spezifischen Wasser-Energiedosis bei festem Einstrahlwinkel und variabler Energie	41
3.4.2	Vergleich der spezifischen Wasser-Energiedosis bei variablem Einstrahlwinkel und fester Energie	44
3.4.3	Prozentuale Differenz der maximalen spezifischen Dosis bei schrägem und senkrechtem Einfall in Abhängigkeit von Energie, Winkel und Elektronentubus	46
3.5	<i>Erstellung von Schrägeinfallfaktoren zur Umwandlung der Tiefendosisverläufe bei senkrechtem Einfall in Tiefendosisverläufe bei Schrägeinfall</i>	53
3.6	<i>Auswertung der Isodosenpläne</i>	56
3.6.1	Vergleich der Isodosenpläne für die relative Energiedosis mit Normierung auf das jeweilige Dosismaximum	56
3.6.2	Vergleich der Isodosenpläne für die relative Energiedosis mit Normierung der Pläne am berechneten Dosismaximum	68
3.6.3	Vergleich der Isodosenpläne für die absolute Energiedosis	75
3.7	<i>Modifizierte Bestrahlungsplanung von Elektronenschrägfeldern in Tübingen</i>	84
4	Diskussion	95
4.1	<i>Auswahl der Ionisationskammer</i>	95
4.2	<i>Abweichung der Zentralstrahlparallele von der Strahlenfeldachse bei Einsatz von Endrahmen mit asymmetrisch liegender Apertur</i>	96
4.3	<i>Verlauf von Tiefendosiskurven und Interpretation des veränderten Verlaufs bei Schrägeinfall</i>	98
4.4	<i>Diskussion der Veränderungen bei Schrägeinfall und Vergleich der Ergebnisse mit Literaturangaben</i>	100
4.4.1	Oberflächendosis	100
4.4.2	Verschiebung der Tiefe des Dosismaximums	101
4.4.3	Spezifische Dosis am Dosismaximum	102
4.5	<i>Isodosenvergleich</i>	103
4.5.1	Methodik	103
4.5.2	Beurteilung des Bestrahlungsplanungssystems Helax-TMS 6.1	105
4.6	<i>Korrekturmöglichkeiten für die Veränderungen bei Schrägeinfall</i>	106
4.7	<i>Modifizierte Bestrahlungsplanung in Tübingen</i>	111
4.8	<i>Fehlerbetrachtung</i>	111

5	Zusammenfassung.....	113
5.1	<i>Einleitung.....</i>	<i>113</i>
5.2	<i>Material und Methode.....</i>	<i>113</i>
5.3	<i>Ergebnisse.....</i>	<i>114</i>
5.4	<i>Schlussfolgerung: modifizierte Vorgehensweise bei der Bestrahlungsplanung</i>	<i>116</i>
5.5	<i>Diskussion</i>	<i>116</i>
	Literaturverzeichnis	118

IV

Abbildungsverzeichnis

Abb. 2.1:	Versuchsaufbau.....	5
Abb. 2.2:	Koordinatensystem	8
Abb. 2.3:	Zentralstrahlparallele bei asymmetrischen Endrahmen.....	9
Abb. 2.4:	Parameter einer Tiefen-Ionisationskurve, 15 MeV	15
Abb. 2.5:	Tiefen-Ionisationskurve und dazugehörige Tiefen-Energiedosis Kurve, 15 MeV	21
Abb. 2.6:	Vergleich zweier Isodosenpläne mit dem Gamma-Index-Modus (nach Depuydt et al. [6]).....	28
Abb. 3.1:	Veränderung des Tiefendosisverlaufs bei Schrägeinfall, 20x20 Tubus	30
Abb. 3.2:	Abhängigkeit der relativen Tiefendosis vom Einstrahlwinkel, 10 MeV, 20x20 Tubus.....	31
Abb. 3.3:	Winkelabhängigkeit der Differenz der Maximumtiefen zwischen schrägem und senkrechtem Einfall, 20x20 und 20-ER 6 Tubus.....	33
Abb. 3.4:	Tubusabhängigkeit der Differenz der Maximumtiefen zwischen schrägem und senkrechtem Einfall; bei 4, 10 und 18 MeV Datenpunkte aller in 2.2 genannten Tubusse; bei 6, 8, 12, 15 MeV 20x20 und 20-ER 6 Tubus	35
Abb. 3.5:	Größe des therapeutischen Tiefenbereichs in Abhängigkeit vom Einstrahlwinkel, 20x20 Tubus.....	39
Abb. 3.6:	Größe des therapeutischen Tiefenbereichs in Abhängigkeit vom Einstrahlwinkel, 20x20-ER 6 Tubus.....	40
Abb. 3.7:	Veränderung der spezifischen Dosis bei Schrägeinfall, 4 MeV, 20x20 Tubus	41
Abb. 3.8:	Veränderung der spezifischen Dosis bei Schrägeinfall, 10 MeV, 20x20 Tubus	42
Abb. 3.9:	Veränderung der spezifischen Dosis bei Schrägeinfall, 18 MeV, 20x20 Tubus	43
Abb. 3.10:	prozentuale Dosis in Abhängigkeit vom Einstrahlwinkel, 4 MeV, 20x20 Tubus	45
Abb. 3.11:	prozentuale Dosis in Abhängigkeit vom Einstrahlwinkel, 10 MeV, 20x20 Tubus	46
Abb. 3.12:	Winkelabhängigkeit der prozentualen Differenz der Maximalwerte der spezifischen Dosis, 20x20 und 20-ER 6 Tubus	48
Abb. 3.13:	Tubusabhängigkeit der prozentualen Differenz der Maximalwerte der spezifischen Dosis, bei 4, 10 und 18 MeV Datenpunkte aller in 2.2 genannten Tubusse; bei 6, 8, 12, 15 MeV 20x20 und 20-ER 6 Tubus.....	50

V

Abb. 3.14:	Schrägeinfallfaktoren, 60° Einstrahlwinkel, 12 MeV, 20x20 Tubus.....	54
Abb. 3.15:	Energieabhängigkeit der Schrägeinfallfaktoren, 60° Einstrahlwinkel, 20x20 Tubus.....	55
Abb. 3.16:	gemessene Isodosenverteilung (Normierung auf das gemessene Dosismaximum, 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel.....	57
Abb. 3.17:	berechnete Isodosenverteilung (Normierung auf das berechnete Dosismaximum, 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel.....	58
Abb. 3.18:	Isodosenpläne übereinander gelegt, 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel, gemessene und berechnete Dosisverteilung auf das jeweilige Dosismaximum normiert.....	59
Abb. 3.19:	Dosisdifferenzplan, 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel, gemessene und berechnete Dosisverteilung auf das jeweilige Dosismaximum normiert.....	60
Abb. 3.20:	Gamma-Index-Vergleich, 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel, gemessene und berechnete Dosisverteilung auf das jeweilige Dosismaximum normiert.....	61
Abb. 3.21:	Differenz der Wassertiefe des berechneten und des gemessenen Dosismaximums.....	62
Abb. 3.22:	Dosisdifferenz am gemessenen Dosismaximum, gemessene und berechnete Dosisverteilung auf das jeweilige Dosismaximum normiert.....	63
Abb. 3.23:	Dosisdifferenz am berechneten Dosismaximum, gemessene und berechnete Dosisverteilung auf das jeweilige Dosismaximum normiert.....	64
Abb. 3.24:	Dosisdifferenz am Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele, gemessene und berechnete Dosisverteilung auf das jeweilige Dosismaximum normiert	65
Abb. 3.25:	gemessene Isodosenverteilung (normiert am berechneten Dosismaximum), 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel	68
Abb. 3.26:	Dosisdifferenzplan, 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel, gemessene und berechnete Dosisverteilung am berechneten Dosismaximum normiert.....	69
Abb. 3.27:	Gamma-Index-Vergleich, 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel, gemessene und berechnete Isodosenverteilung am berechneten Dosismaximum normiert.....	70
Abb. 3.28:	Dosisdifferenz am gemessenen Dosismaximum, gemessene und berechnete Dosisverteilung am berechneten Dosismaximum normiert.....	71
Abb. 3.29:	Dosisdifferenz am Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele, gemessene und berechnete Dosisverteilung am berechneten Dosismaximum normiert	72

VI

Abb. 3.30:	gemessene Isodosenverteilung für absolute Energiedosis bei Monitorvorwahl durch das Planungssystem, 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel	75
Abb. 3.31:	berechnete Isodosenverteilung, 1 Gy im Dosismaximum, 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel.....	76
Abb. 3.32:	Dosisdifferenzplan für prozentuale Dosisdifferenz, 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel	77
Abb. 3.33:	Gamma-Index-Vergleich der absoluten Energiedosis, 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel	78
Abb. 3.34:	prozentuale Dosisdifferenz am gemessenen Dosismaximum	79
Abb. 3.35:	prozentuale Dosisdifferenz am berechneten Dosismaximum.....	80
Abb. 3.36:	prozentuale Dosisdifferenz am Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele.....	81
Abb. 3.37:	gemessene Isodosenverteilung (am Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele normiert), 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel.....	86
Abb. 3.38:	berechnete Isodosenverteilung (am Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele normiert), 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel.....	87
Abb. 3.39:	Dosisdifferenzplan, 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel, gemessene und berechnete Dosisverteilung am Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele normiert.....	88
Abb. 3.40:	Dosisdifferenz am gemessenen Dosismaximum, gemessene und berechnete Dosisverteilung am Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele normiert.....	89
Abb. 3.41:	Dosisdifferenz am berechneten Dosismaximum, gemessene und berechnete Dosisverteilung am Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele normiert.....	90
Abb. 3.42:	Gamma-Index-Vergleich, 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel, gemessene und berechnete Dosisverteilung am Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele normiert	93
Abb. 4.1:	Nadelstrahlen nach Ekstrand und Dixon [12]	99
Abb. 4.2:	Vergleich der eigenen Schrägeinfallfaktoren mit Khan et al. [19], 60° Einstrahlwinkel, 12 MeV.....	108
Abb. 4.3:	Vergleich der eigenen Schrägeinfallfaktoren mit Di Nallo et al. [10], 30° Einstrahlwinkel, 10 MeV, 10x10 cm ² -Tubus	109
Abb. 4.4:	Vergleich des gemessenen Tiefendosisverlaufs mit dem berechneten Tiefendosisverlauf nach Di Nallo [10].....	110

Tabellenverzeichnis

Tab. 2.1:	Sollwerte für die praktische Reichweite R_p und die mittlere Energie \bar{E}_0 zur Berechnung des Korrektionsfaktors k_E	17
Tab. 3.1a:	Differenz der Maximumtiefen in mm, 20x20 cm ² Tubus.....	36
Tab. 3.1b:	Differenz der Maximumtiefen in mm, 20-ER 6 Tubus	36
Tab. 3.1c-h:	Differenz der Maximumtiefen in mm, 20x6, 6x6, 14x14, 14-ER 5,5, 10x10, 10-ER 5,5 Tubus	37
Tab. 3.2a:	prozentuale Differenz der Maximumwerte der spezifischen Dosis, 20x20 cm ² Tubus	51
Tab. 3.2b:	prozentuale Differenz der Maximumwerte der spezifischen Dosis, 20-ER 6 Tubus	51
Tab. 3.2c-h:	prozentuale Differenz der Maximumwerte der spezifischen Dosis, 20x6, 6x6, 14x14, 14-ER 5,5, 10x10, 10-ER 5,5 Tubus	52
Tab. 3.3a:	Auswertung der Isodosenpläne, 50° Einstrahlwinkel, Normierung der Isodosenpläne auf das jeweilige Dosismaximum	66
Tab. 3.3b:	Auswertung der Isodosenpläne, 30° Einstrahlwinkel, Normierung der Isodosenpläne auf das jeweilige Dosismaximum	67
Tab. 3.4a:	Auswertung der Isodosenpläne, 50° Einstrahlwinkel, Normierung der Isodosenpläne am berechneten Dosismaximum.....	73
Tab. 3.4b:	Auswertung der Isodosenpläne, 30° Einstrahlwinkel, Normierung der Isodosenpläne am berechneten Dosismaximum.....	74
Tab. 3.5a:	Auswertung der Isodosenpläne für die absolute Energiedosis, 50° Einstrahlwinkel, Monitorvorwahl des Bestrahlungssystem (BPS) für 1 Gy am berechneten Maximum.....	82
Tab. 3.5b:	Auswertung der Isodosenpläne für die absolute Energiedosis, 30° Einstrahlwinkel, Monitorvorwahl des Bestrahlungssystem (BPS) für 1 Gy am berechneten Maximum.....	83
Tab. 3.6:	Normierungstiefen in mm.....	85
Tab. 3.7:	Winkelfaktoren zur Korrektur der Monitorvorwahl.....	85
Tab. 3.8a:	Auswertung der Isodosenpläne, 50° Einstrahlwinkel, Normierung der Isodosenpläne am Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele	91
Tab. 3.8b:	Auswertung der Isodosenpläne, 30° Einstrahlwinkel, Normierung der Isodosenpläne am Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele	92
Tab. 3.9:	Wassertiefe, bis zu der der Gamma-Index-Vergleich außerhalb der Toleranzkriterien liegt	94
Tab. 4.1:	Vergleich der Schrägeinfallfaktoren für die Oberflächendosis	100

VIII

Abkürzungsverzeichnis

10x10 Tubus:	10 cm x 10 cm Tubus
10-ER 5,5:	10 cm x 10 cm Tubus mit Endrahmen 10 cm x 5,5 cm
14x14 Tubus:	14 cm x 14 cm Tubus
14-ER 5,5:	14 cm x 14 cm Tubus mit Endrahmen 14 cm x 5,5 cm
20x20 Tubus:	20 cm x 20 cm Tubus
20x6 Tubus:	20 cm x 6 cm Tubus
20-ER 6:	20 cm x 20 cm Tubus mit Endrahmen 20 cm x 6 cm
6x6 Tubus:	6 cm x 6 cm Tubus
Abb.:	Abbildung
BPS:	Bestrahlungsplanungssystem
DTA:	Distance-to-agreement
ER:	Endrahmen
FOA:	Fokus-Oberflächen-Abstand
ME:	Monitoreinheit
Tab.:	Tabelle
TOA:	Tubus-Oberflächen-Abstand
z.B.:	zum Beispiel
ZP:	Zentralstrahlparallele
ZP-Max.:	Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele

1 Einleitung

1.1 *Charakteristik von hochenergetischer Elektronenstrahlung*

Hochenergetische Elektronenstrahlung zwischen 4 und 20 MeV wird in vielen Bereichen der Strahlentherapie eingesetzt. Sie wird zum Beispiel für die Bestrahlung von oberflächlich gelegenen Tumoren wie Hauttumoren und Schleimhauttumoren im Mundbereich sowie von Operationsnarben verwendet.

Weiterhin ist die Therapie mit hochenergetischen Elektronen hervorragend geeignet, ein scharf begrenztes Gebiet mit einer zusätzlichen Strahlendosis, einem sogenannten Boost, zu versehen. Auf diese Weise erhalten z.B. Lymphknoten, die schon zuvor im Bestrahlungsbereich eines Photonenfeldes lagen, eine zusätzliche Strahlendosis. Dies kommt unter anderem bei der Bestrahlung von Mammakarzinompatientinnen zur Anwendung (siehe Kapitel 1.2).

Die Attraktivität der Elektronenstrahlung als Therapieoption ist nicht durch eine spezielle biologische Effizienz oder Wechselwirkung mit Tumorgewebe begründet, sondern vielmehr durch die charakteristische Form des Tiefendosisverlaufs im Gewebe:

Nach einem initialen, geringfügigen Anstieg der Dosis im Gewebe – idealerweise im Tumorgewebe – kommt es zu einem steilen Abfall der Dosis in tieferen Regionen, wodurch gesundes Gewebe von der Bestrahlung ausgespart und damit geschont werden kann. Außerdem lässt sich die Tiefe des Dosismaximums und des Dosisabfalls einfach durch die Wahl der Elektronenenergie festlegen.

1.2 *Bestrahlungstechnik bei Mammakarzinompatientinnen und Fragestellungen der Dissertation*

Bei der Bestrahlung von Mammakarzinompatientinnen können vier klinische Zielvolumina definiert werden:

1. das nach der Operation zurückgebliebene Brustgewebe
2. die parasternale Mammaria-interna-Lymphknotenregion
3. die mediale supraklavikuläre Lymphknotenregion

4. die axillären und infraklavikulären Lymphknotenregionen

Die Bestrahlung der Parasternalregion ist dann indiziert, wenn ein lokal erhöhtes Risiko für einen lymphogenen Befall der Mammaria-interna-Lymphknotenregion besteht. Dies ist bei innerem oder zentralem Tumorsitz der Fall. Das Indikationsspektrum wird derzeit in einer laufenden EORTC-Studie (Bartelink et al. [2]) untersucht.

In Tübingen wird eine mixed-beam-Technik nach Hurkmans et al. [16] verwendet: Die Bestrahlung der Mamma bzw. der Thoraxwand nach Mastektomie erfolgt über isozentrisch eingestellte Tangentialfelder. Für die medialen supra-klavikulären Lymphknoten wird eine Kombination aus einem ventralen Elektronenfeld und einem ventralen Photonenfeld mit 0° Einstrahlwinkel verwendet. Die Bestrahlung der parasternalen Mammaria-interna-Lymphknotenregion erfolgt durch eine Kombination aus einem schrägen, individuell eingeblendeten Elektronenfeld und einem schrägen asymmetrischen Photonenfeld. Die Mammaria-interna-Lymphknotenregion erhält eine Gesamtdosis von 50 Gy, wobei 16 Gy auf das Photonenfeld und 34 Gy auf das Elektronenfeld entfallen.

Der Vorteil dieser Schrägfelder im Vergleich zu der früher eingesetzten Kombination aus einem unter 0° Tragarmwinkel einfallenden Elektronen- bzw. Photonenfeld liegt in einer verbesserten Dosisverteilung und -abdeckung der Mammaria-interna-Lymphknotenregion bei gleichzeitiger Dosisreduktion für das Herz.

Deshalb werden Elektronenschrägfelder auch bei zahlreichen anderen Bestrahlungstechniken verwendet (Arthur et al. [1], Jansson et al. [17], Johansson et al. [18], Pierce et al. [25], Scrimger et al. [26]).

Für eine optimierte Bestrahlungsplanung ist eine rechnergesteuerte Bestrahlungsplanung anhand von Planungs-Computertomographien unerlässlich. In Tübingen wird hierfür zur Zeit das Bestrahlungsplanungssystem Helax-TMS 6.1 eingesetzt.

Bei der Planung des Elektronenschrägfeldes zur Bestrahlung der Mammaria-interna-Lymphknoten ergaben sich dabei folgende Fragestellungen:

1. Wie verändert sich die Dosisverteilung und die spezifische Dosis bei Schrägeinfall im Vergleich zu senkrechtem Einfall?
2. Wird die veränderte Dosisverteilung bei Schrägeinfall adäquat durch das Bestrahlungsplanungssystem wiedergegeben bzw. in welchen Fällen kann man dem Bestrahlungsplanungssystem vertrauen?
3. Ist eine Korrektur der Dosisberechnung mit „Winkelfaktoren“ notwendig bzw. möglich?

Um diese Fragen zu beantworten, mussten umfangreiche experimentelle Messungen der Dosisverteilung in einem Wasserphantom durchgeführt werden, da es nur sehr wenig Literatur zu der Veränderung der Elektronenstrahlung bei Schrägeinfall gibt. Die gemessenen Dosisverteilungen wurden anschließend mit berechneten Dosisverteilungen des Bestrahlungsplanungssystems verglichen. Anhand der Ergebnisse konnten Vorschläge zur Verbesserung der Bestrahlungsplanung erstellt werden, die in Tübingen jetzt angewendet werden.

2 Material und Methode

2.1 Versuchsaufbau

Die Versuche wurden an einem Linearbeschleuniger *Slit Precise* (Elekta, Crawley, Großbritannien) mit Elektronenstrahlung nomineller Energien von 4, 6, 8, 10, 12, 15 und 18 MeV durchgeführt. Die Größe des bestrahlten Elektronenfeldes wird durch die Größe des verwendeten Elektronentubus bzw. durch die Größe eines Endrahmens, der fokussiert in einen Elektronentubus eingesetzt wird, festgelegt. Beliebige Einstrahlrichtungen in einer Ebene können durch Rotation des Tragarms des Linearbeschleunigers realisiert werden.

Die Messung der Wasser-Energiedosis erfolgte in dem quaderförmigen Wasserphantom MP3 (PTW, Freiburg). **Abb. 2.1** zeigt den Aufbau am Linearbeschleuniger mit Elektronentubus und asymmetrischem Endrahmen. Das Wasserphantom wurde mit den im Bestrahlungsraum befindlichen Laserzeigern so positioniert, dass seine Bewegungsmechanik parallel zu den Achsen des raumfesten Koordinatensystems verläuft und damit parallel zum Tragarmkoordinatensystem unter 0 Grad. Der Plexiglasbehälter des Phantoms steht mit drei höhenverstellbaren Standbeinen auf einem Hubwagen und wird mit einer Präzisionswasserwaage so justiert, dass die Mechanik möglichst exakt horizontal bzw. vertikal verläuft. Der Plexiglasbehälter lässt sich mit einer Pumpe mit destilliertem Wasser aus einem Vorratstank füllen.

Zur Ermittlung der Wasser-Energiedosis kam ein Ionisationsdosimeter der Firma PTW zum Einsatz. Als Ionisationskammer diente eine fingerhutförmige Kompaktkammer vom Typ 31002 mit einem Messvolumen von $0,125 \text{ cm}^3$. Sie ist im Inneren des Wasserphantoms an der Bewegungsmechanik befestigt, die eine computergesteuerte Bewegung in allen drei Dimensionen mit einer Auflösung von 0,1 mm innerhalb des Phantoms ermöglicht.

Über ein Handsteuergerät werden der Koordinatenursprung des Messsystems sowie die Limitpunkte der Bewegungsmechanik festgelegt. Die Fernsteuerung

erfolgt über die Software MEPHYSTO 7.31 (PTW, Freiburg), die auf einem PC installiert ist. Diese gestattet die Steuerung und Aufzeichnung der Kammerposition und das automatische Erfassen und Auswerten von relativen Dosisverteilungen nach internationalen Dosimetrie-Protokollen. Über das Zweikanal-Elektrometer MP3 Tandem kann simultan die Ladung der Messkammer sowie einer Referenzkammer (Kompaktkammer Typ 31003, PTW), die ortsfest im jeweiligen Elektronentubus angebracht war, aufintegriert werden.

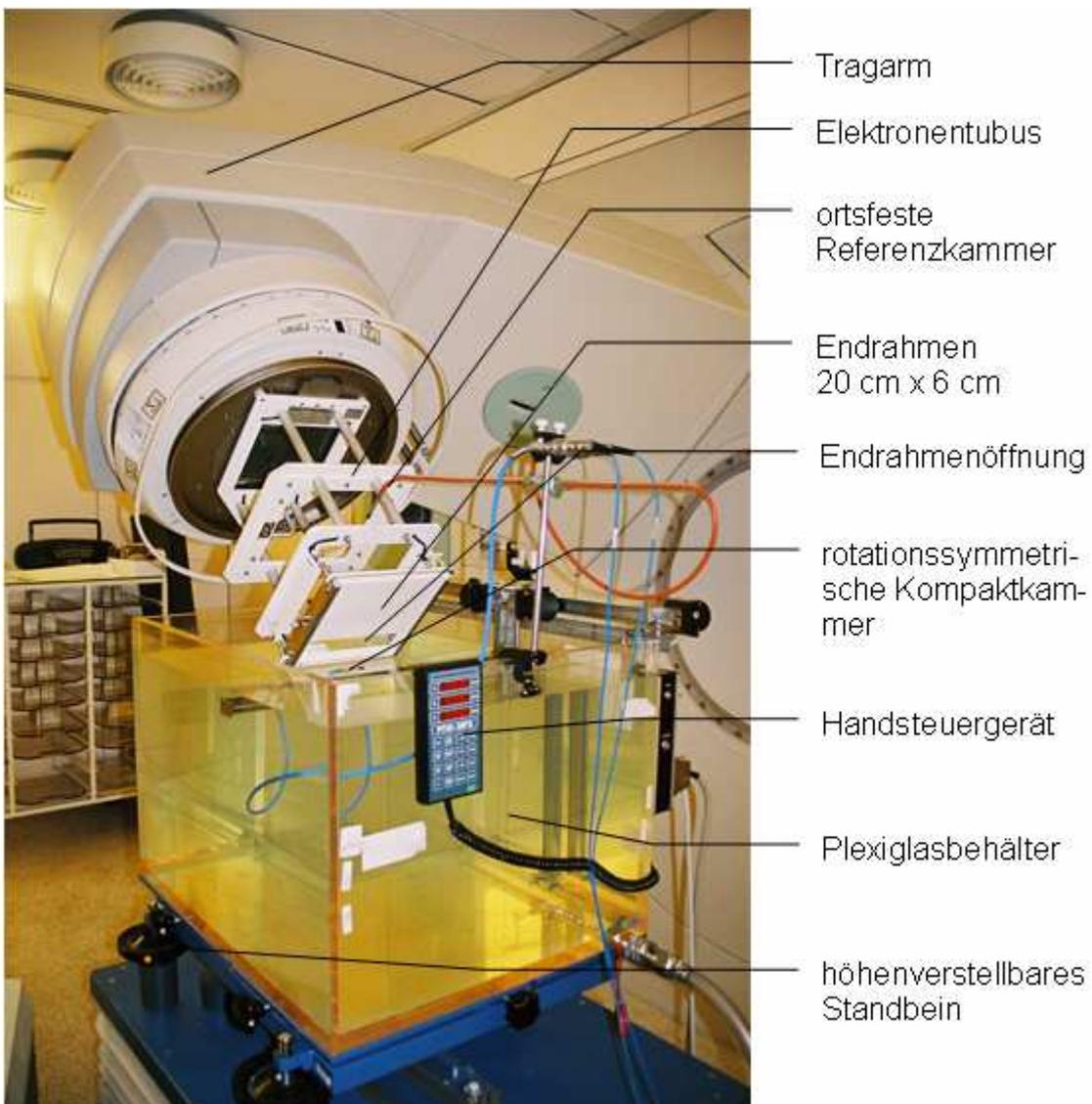


Abb. 2.1: Versuchsaufbau

Die Referenzkammer wird zur Aufnahme relativer Dosisverteilungen verwendet. Nach Ablauf der vorgewählten Messzeit wird für jeden Messpunkt der Messwert der Messkammer durch den der Referenzkammer dividiert. Dieser Quotient wird dann von MEPHYSTO zur Bestimmung der relativen Tiefendosisverteilung verwendet. Dadurch wird verhindert, dass Dosisleistungsschwankungen des Beschleunigers das Messergebnis verfälschen.

2.2 Elektronentubusse

Zur Einblendung der Elektronenstrahlung wurden Elektronentubusse folgender Größe benutzt:

20 cm x 20 cm; 14 cm x 14 cm; 10 cm x 10 cm; 6 cm x 6 cm.

Bei senkrechtem Einfall und auf der Wasseroberfläche aufliegendem Elektronentubus beträgt der Fokus-Oberflächen-Abstand 95 cm.

Die Apertur der genannten Elektronentubusse konnte durch Einsetzen asymmetrischer Endrahmen (ER) variiert werden, und zwar

beim 20 cm x 20 cm Tubus der ER 20 cm x 6 cm (kurz: 20-ER 6),

beim 14 cm x 14 cm Tubus der ER 14 cm x 5,5 cm (14-ER 5,5) und

beim 10 cm x 10 cm Tubus der ER 10 cm x 5,5 cm (10-ER 5,5).

Außerdem stand noch ein rechteckiger Elektronentubus mit einer symmetrisch zum Zentralstrahl liegenden Apertur von 20 cm x 6 cm zur Verfügung. Hier betrug bei senkrechtem Einfall und aufliegendem Elektronentubus der Fokus-Oberflächen-Abstand 74 cm.

2.3 Festlegung eines Koordinatensystems und Eindringtiefe z

Als Nullpunkt der Kammerposition und Ursprung des rechtwinkligen Koordinatensystems wurde der Schnittpunkt des Zentralstrahls mit der Wasseroberfläche

che gewählt und mit Hilfe des Lichtvisiers festgelegt. Die z^f -Achse verläuft senkrecht zur Wasseroberfläche nach unten, die y^f -Achse zeigt in Richtung Stativ und die x^f -Achse ist so orientiert, dass sie senkrecht zu den beiden anderen Achsen steht und mit ihnen ein Linkssystem bildet (**Abb. 2.2**). Die $x^f z^f$ -Ebene wird im Folgenden als Transversalebene bezeichnet.

Bei Schrägeinfall berührte die am tiefsten liegende Kante des Elektronentubus gerade die Wasseroberfläche. Da die Ebene der Wasseroberfläche horizontal liegt, war der Einstrahlwinkel (gemessen zum Lot) immer gleich dem Tragarmwinkel.

Bei Verwendung der asymmetrischen Endrahmen 20-ER 6, 14-ER 5,5 und 10-ER 5,5 wurde statt des Zentralstrahls die Parallele zum Zentralstrahl durch den Mittelpunkt M der rechteckigen Öffnungen für die Messungen benutzt. Der Ursprung O war in diesem Fall der Schnittpunkt der Zentralstrahlparallele mit der Wasseroberfläche (**Abb. 2.3**). Der Winkel der Zentralstrahlparallele zum Lot entspricht ebenfalls dem Tragarmwinkel.

Um eine Tiefendosisverteilung für Schrägeinfall mit einer Tiefendosisverteilung bei senkrechtem Einfall vergleichen zu können, muss die Strecke \overline{MO} immer gleich groß sein. Die Strecke \overline{MO} wird als Tubus-Oberflächenabstand (TOA) bezeichnet (**Abb. 2.3**).

Bei Schrägeinfall wurde die Tiefendosisverteilung auch entsprechend ausgewinkelt aufgenommen. Der Parameter z bedeutet im Folgenden immer die im Wasser auf dem Zentralstrahl (bzw. auf der Zentralstrahlparallele) gemessene Entfernung der Kammerposition vom Nullpunkt O , also die Eindringtiefe der Elektronen in Strahlrichtung, unabhängig vom Winkel der Einstrahlung. Nur bei senkrechtem Einfall fällt z mit der Koordinate z^f zusammen.

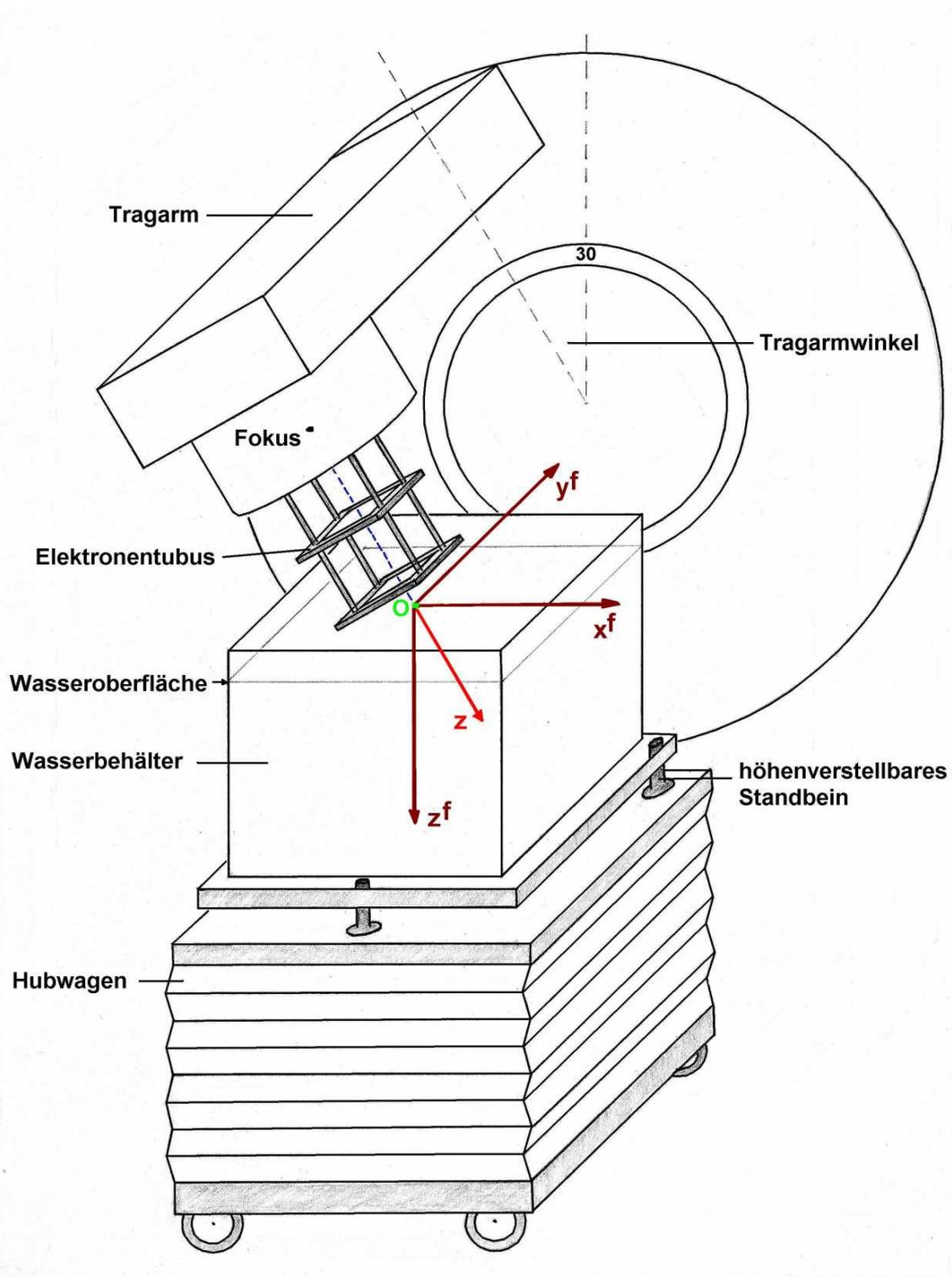


Abb. 2.2: Koordinatensystem

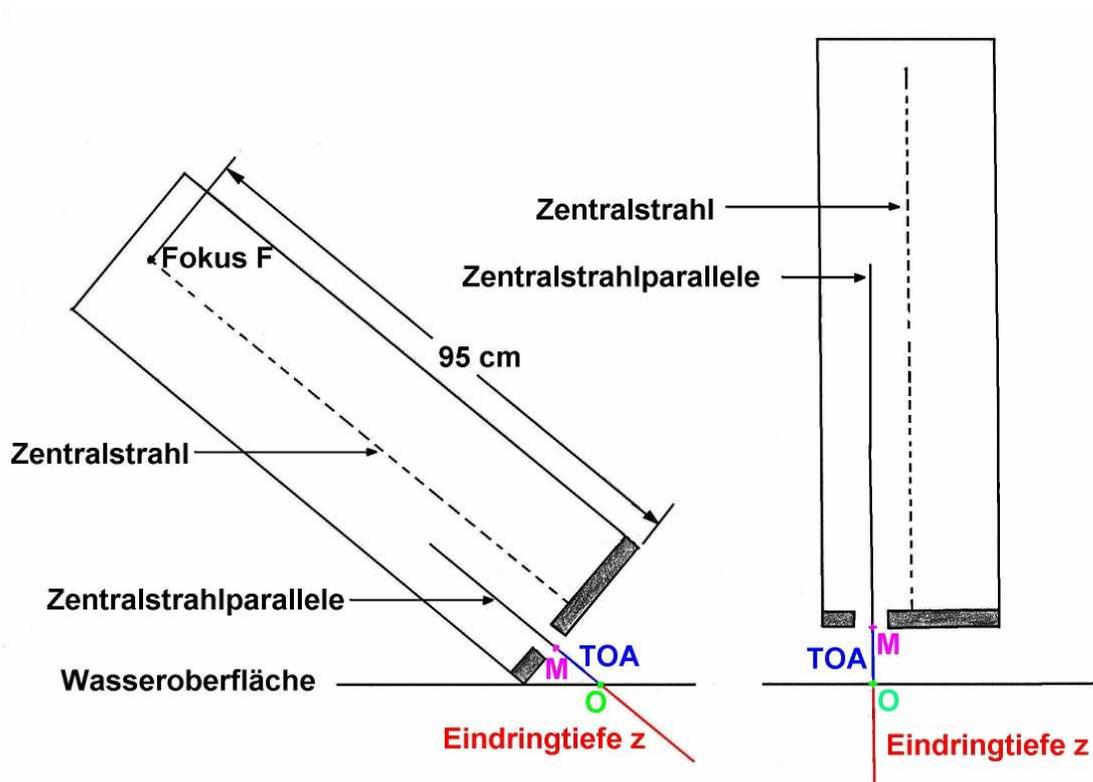


Abb. 2.3: Zentralstrahlparallele bei asymmetrischen Endrahmen

TOA: Tubus-Oberflächen-Abstand

M: Mittelpunkt der Endrahmenöffnung

O: Ursprung des Koordinatensystems

2.4 Ionisationsdosimetrie

In luftgefüllten Ionisationskammern befinden sich zwei gegeneinander isolierte Elektroden, an die eine Gleichspannung von einigen 100 V angelegt wird, so dass zwischen ihnen ein elektrisches Feld besteht. Tritt ionisierende Strahlung in die Kammer, so fließt ein Strom, der durch die Wanderung der gebildeten Elektronen bzw. Gasionen im elektrischen Feld erzeugt wird. Der Strom ist zu der im Messvolumen erzeugten Dosisleistung proportional. Durch eine geeignete Spannungswahl wird einerseits eine Rekombination der Ladungsträger vermieden und andererseits eine Vervielfachung der Ladung durch Gasverstärkung ausgeschlossen.

Physikalisch wird mit einer Ionisationskammer die Ionisation gemessen. Bei Kenntnis des Massenstoß-Bremsvermögensverhältnisses Wasser zu Luft kann die Wasser-Energiedosis aus der Ionisation berechnet werden. Liegt jedoch für eine Ionisationskammer bereits ein Kalibrierfaktor für Wasser-Energiedosis vor, so kann damit auch direkt die Wasser-Energiedosis gemessen werden. Die oben genannten Bremsvermögensverhältnisse sind allerdings energieabhängig, so dass jeweils die mittlere Elektronenenergie am Messort bekannt sein muss. Da bei Elektronenstrahlung die Energie mit der Tiefe kontinuierlich abnimmt, sind die Bremsvermögensverhältnisse von der Tiefe im Phantom abhängig.

2.5 Messung der Wasser-Energiedosis bei Elektronenstrahlung

Für eine in Wasser bei ^{60}Co -Gammastrahlung kalibrierte Ionisationskammer gilt unter Bezugsbedingungen (DIN 6800-2 [7]):

$$D_w = N \cdot M \quad (1)$$

Dabei bedeuten D_w die Wasser-Energiedosis, N der Kalibrierfaktor für die Wasser-Energiedosis bei ^{60}Co -Gammastrahlung und M die Messanzeige. Weichen die Messbedingungen von den Bezugsbedingungen ab, so werden diese Abweichungen durch Korrektionsfaktoren berücksichtigt:

$$D_w(P_{\text{eff}}) = k_E \cdot k_r \cdot k_P \cdot k_S \cdot k_\rho \cdot k_T \cdot N \cdot M \quad (2)$$

P_{eff} ist der effektive Messort einer Kompaktkammer, der gegenüber dem Bezugspunkt auf der Zentralelektrode um den halben Innenradius in Richtung der Strahlenquelle verschoben ist (Messortverschiebung).

Die Faktoren berücksichtigen im Einzelnen folgende Einflussgrößen:

- k_E die mittlere Energie der Elektronenstrahlung am Messort im Phantom
- k_r die unterschiedliche Behandlung des Verdrängungseffektes bei der Kalibrierung und bei der Messung (r : Innenradius der Kompaktkammer)
- k_P die Polarität der Kammerspannung
- k_S die unvollständige Sättigung
- k_ρ die Luftdichte
- k_T weitere Temperatureffekte

Für k_E gilt:

$$k_E = k_E(z) = k'_E(z) \cdot k''_E(z) = \frac{s_{w,a}(\bar{E}(z))}{s_{w,a}({}^{60}\text{Co})} \cdot \frac{p_E(r, \bar{E}(z))}{p_{\text{Co}}} \quad (3)$$

Dabei sind $s_{w,a}(\bar{E}(z))$ und $s_{w,a}({}^{60}\text{Co})$ die Quotienten der Massen-Stoßbremsvermögen in Wasser und Luft für die mittlere Elektronenenergie $\bar{E}(z)$ am Messort bzw. für den Sekundärteilchenfluss der ${}^{60}\text{Co}$ -Gammastrahlung. Mit ihnen wird der Tatsache Rechnung getragen, dass die Luft in der Kammer und damit das Massen-Stoßbremsvermögen $(S/\rho)_a$ in Luft für das Messsignal der Kammer maßgebend ist, dass für die Energieabsorption bei Abwesenheit der Kammer aber das Massen-Stoßbremsvermögen $(S/\rho)_w$ in Wasser verwendet werden muss.

$p_E(r, \bar{E}(z))$ ist ein bauartabhängiger Feldstörungskorrektionsfaktor, der vor allem die Erhöhung der Teilchenflussdichte durch den Hereinstreueffekt berücksichtigt: aus dem dichteren Wasser werden mehr Elektronen in die Kammer gestreut, als die Luft in der Kammer nach außen streut. Für zylindrische Kom-

paktkammern hängt p_E vom Radius des Messvolumens und von der mittleren Energie $\bar{E}(z)$ am Messort ab.

p_{Co} berücksichtigt Material und Dicke der Kammerwand bei der Kalibrierung mit ^{60}Co -Gammastrahlung. Bei einer wasseräquivalenten Kammerwand und wasseräquivalenter Zentralelektrode gilt $p_{Co} = 1$.

Die anderen Korrekturfaktoren sind, abgesehen von k_E , in guter Näherung nicht energie- und damit auch nicht tiefenabhängig. Sie kürzen sich deshalb bei der Bildung der relativen Wasser-Energiedosis $D_{rel}(z)$ heraus:

$$D_{rel}(z) = \frac{D_w(z)}{D_{max}} = \frac{s_{w,a}(\bar{E}(z))}{s_{w,a}(\bar{E}(z_{max}))} \cdot \frac{p_E(r, \bar{E}(z))}{p_E(r, \bar{E}(z_{max}))} \cdot \frac{M(z)}{M(z_{max})} \quad (4)$$

D_{max} ist das Maximum der gemessenen Wasser-Energiedosis und z_{max} die Tiefe des Energiedosismaximums.

Die Berechnung der $s_{w,a}$ - und p_E -Werte durch MEPHYSTO wird in Kapitel 2.7 beschrieben.

Zu den sich herauskürzenden Korrekturfaktoren genügen einige kürzere Bemerkungen.

Für k_r gilt: $k_r = 1 + \frac{r}{2} \delta$,

wobei nach DIN 6800-2 [7] in guter Näherung für δ der Wert $0,05 \text{ cm}^{-1}$ benutzt werden kann.

Wird eine ausgedehnte, luftgefüllte Kompaktkammer in ein Wasserphantom gebracht, so verändert sich durch die geringere Dichte des Luftvolumens die Wechselwirkungsrate in dem von ihr verdrängten Volumen. Dieser Verdrängungseffekt wird durch die oben erwähnte Messortverschiebung ausgeglichen. Da aber der Verdrängungseffekt bei der Kalibrierung nicht durch eine Messort-

verschiebung berücksichtigt wird, muss der Kalibrierfaktor, der für den Bezugspunkt Gültigkeit hat, auf einen Kalibrierfaktor für den effektiven Messort umgerechnet werden. Dies geschieht mit dem Korrektionsfaktor k_r . Der Verdrängungseffekt bei der Messung ist somit sowohl durch die Messortverschiebung als auch durch den Korrektionsfaktor k_r stets gemeinsam zu korrigieren.

Die Abhängigkeit des Betrages der Anzeige von der Polarität der Kammer-spannung ist auf eine unausgeglichene Bilanz der in die Messelektrode und Zuleitungen eintretenden und aus ihr austretenden Elektronen zurückzuführen. Dieser Polaritätseffekt, der durch k_p korrigiert wird, hängt auch von der Tiefe im Phantom ab. Die Hersteller von Ionisationskammern müssen allerdings dafür sorgen, dass sich das Ansprechvermögen einer Kammer bei Umpolung der Kammer-spannung und bei den vorgesehenen Betriebsbedingungen (Strahlenart, Messtiefe im Phantom usw.) um nicht mehr als 1% ändert (DIN 6817 [9]). Bei der hier verwendeten Ionisationskammerbauart ist der Polarisierungseffekt vernachlässigbar (Dohm et al. [11]).

Unvollständige Sättigung liegt vor, wenn weniger als 100% der durch ionisierende Strahlung erzeugten Ladungsträgerpaare auf den Elektroden der Ionisationskammer gesammelt werden. Dies kann zum Beispiel bei hohen Dosisleistungen geschehen, weil dann ein Verlust an Ladungsträgern durch Rekombination eintreten kann. Der Effekt der unvollständigen Sättigung hängt auch von der Geometrie der Kammer und der angelegten Kammer-spannung ab. Er wird durch den Korrektionsfaktor k_s berücksichtigt, der nach einer Theorie von Boag (DIN 6800-2 [7]) berechnet werden kann.

Für den Korrektionsfaktor k_p gilt:

$$k_p = \frac{p_0 \cdot T}{p \cdot T_0}$$

Er berücksichtigt bei offenen Ionisationskammern (wie die hier benutzte luftföfene Kompaktkammer Typ 31002 von PTW) die Abweichung der Luftdichte bei den aktuellen Werten für Luftdruck p und Temperatur T von den Bezugswerten p_0 und T_0 , auf die sich der Kalibrierfaktor bezieht.

Durch den Korrektionsfaktor k_T wird zusätzlich der Einfluss der Temperatur über Bauteile des Anzeigerates auf das Ansprechvermögen berücksichtigt.

2.6 Parameter zur Beschreibung einer Tiefen-Ionisationsverteilung

Bei der relativen Tiefen-Ionisationskurve in **Abb. 2.4** ist auf der Abszisse die Tiefe z in mm und auf der Ordinate die relative Tiefen-Ionisation J_{rel} aufgetragen, ausgedrückt in Prozent:

$$J_{rel}(z) = \frac{J(z)}{J_{max}} \cdot 100 \% = \frac{M(z)}{M(z_{max,J})} \cdot 100 \% \quad (5)$$

J_{max} : Maximum der Ionisation,

$J(z)$: Ionisation in der Tiefe z ,

$M(z)$: Anzeige des Ionisationsdosimeters in der Tiefe z ,

$M(z_{max,J})$: Anzeige des Ionisationsdosimeters im Maximum

$z_{max,J}$ ist die Tiefe des Ionisationsmaximums, die etwas von der Tiefe z_{max} des Energiedosismaximums abweicht (vgl. 2.8).

Abb. 2.4 zeigt eine für Elektronenstrahlung typische, relative Tiefen-Ionisationskurve, die durch einen flachen Anstieg bis zur Tiefe des Ionisationsmaximums und einen steilen Abfall in größeren Tiefen charakterisiert ist.

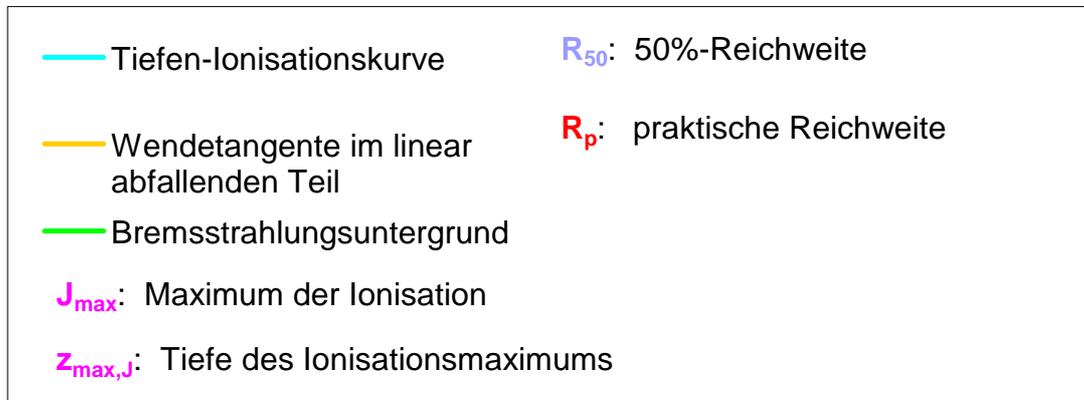
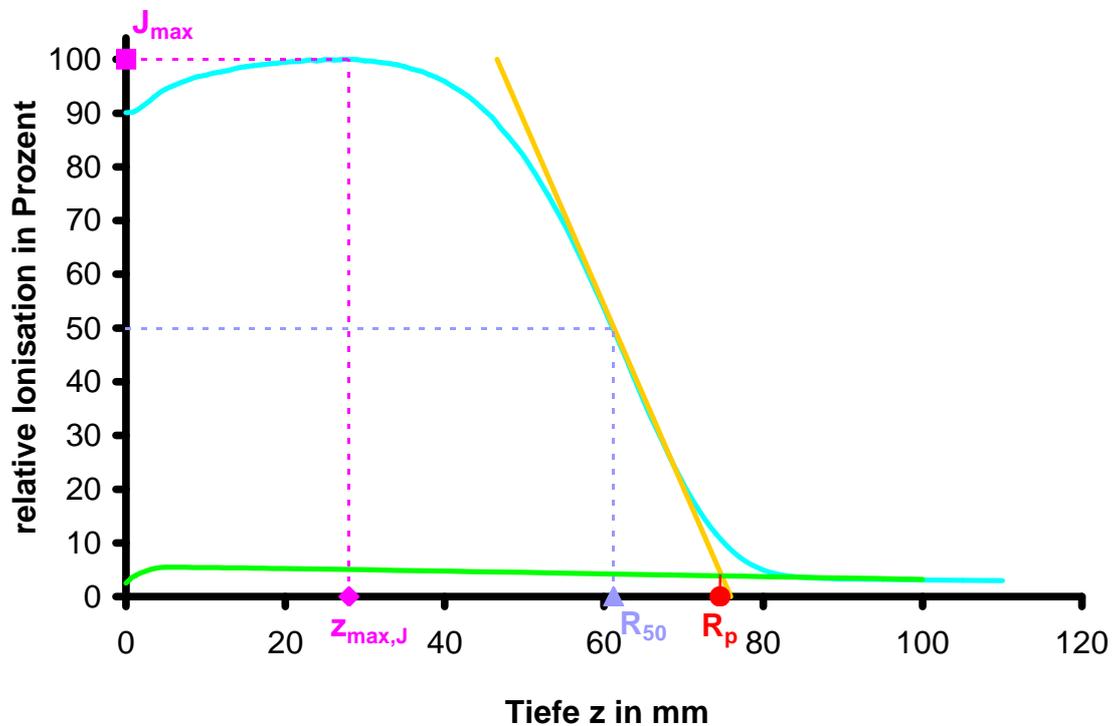


Abb. 2.4: Parameter einer Tiefen-Ionisationskurve, 15 MeV

Der nachfolgende Bremsstrahlungsuntergrund ist durch Abbremsung von Elektronen in den Streufohlen des Strahlerkopfes sowie im Phantom selbst verursacht.

Als 50%-Reichweite R_{50} wird die Tiefe z bezeichnet, in welcher die relative Tiefen-Ionisation auf 50% der maximalen Tiefen-Ionisation abgefallen ist. Diese

Reichweite ist mit der mittleren Energie \bar{E}_0 der Elektronen an der Phantomoberfläche nach folgender Zahlenwertgleichung korreliert (DIN 6800-2 [7]):

$$\bar{E}_0 = 0,348 + 2,2 \cdot R_{50} + 0,017 \cdot (R_{50})^2 \quad (6)$$

mit \bar{E}_0 in MeV und R_{50} in cm

Die mittlere Elektronenenergie in der Tiefe z ergibt sich aus der mittleren Energie an der Phantomoberfläche (DIN 6800-2 [7]):

$$\bar{E}(z) = \bar{E}_0 \cdot (1,36 \cdot \sqrt{(1,10 - \frac{z}{R_p})^2 + 0,30} - 0,67) \quad (7)$$

Der Bremsstrahlungsuntergrund aus dem Strahlerkopf des Beschleunigers zeigt nahe der Oberfläche zunächst einen Dosisanstieg aufgrund des Aufbaueffektes von Photonenstrahlung und wird in größeren Tiefen näherungsweise aus dem Bremsstrahlungsausläufer linear extrapoliert. Der Abszissenwert des Schnittpunktes zwischen der extrapolierten Geraden des Bremsstrahlungsuntergrundes und der Tangente im Wendepunkt des abfallenden Teiles der Tiefen-Ionisationskurve ergibt die praktische Reichweite R_p . Aus dieser lässt sich die wahrscheinlichste Energie der Elektronen an der Phantomoberfläche abschätzen (DIN 6800-2 [7]):

$$E_{p,0} = 1,947 \cdot R_p + 0,481 \quad (8a)$$

für $5 \text{ MeV} < E_{p,0} \leq 30 \text{ MeV}$ und

$$E_{p,0} = 2,08 \cdot R_p + 0,176 \quad (8b)$$

für $1 \text{ MeV} \leq E_{p,0} \leq 5 \text{ MeV}$

mit $E_{p,0}$ in MeV und R_p in cm.

Aufgrund des Aufstreueffekts von Elektronen liegt das Dosismaximum nicht in der Tiefe $z = 0 \text{ mm}$. Der Dosisaufstreueffekt kommt durch eine Vielfachstreuung des zunächst annähernd parallelen Elektronenstrahlbündels beim Eindringen in das Phantom zustande. Die Bahnen der Elektronen verlaufen unter zunehmend größeren Winkeln gegenüber dem Zentralstrahl, womit ein Anwachsen der Elektronenfluenz verbunden ist. Dadurch wächst auch die Ionisierung pro Längeneinheit auf dem Zentralstrahl an. Das Dosismaximum stellt sich in einer Tiefe ein, wo die anfängliche Parallelstrahlung nahezu vollständig diffus ist (Klevenhagen [20]).

2.7 Bestimmung des Korrektionsfaktors k_E

Zur Berechnung der k_E -Werte durch MEPHYSTO gemäß DIN 6800-2 Anhang B [7] müssen für die verschiedenen Energiestufen Sollwerte für die praktische Reichweite R_p der Elektronen und die mittlere Energie \bar{E}_0 an der Oberfläche angegeben werden (siehe **Tab. 2.1**). Außerdem benötigt MEPHYSTO zur Berechnung des Feldstörungskorrektionsfaktors $p_E(r, \bar{E}(z))$ nach der Anpassungsgleichung

$$p_E(r, \bar{E}(z)) = 1 - r \cdot 0,2155 \cdot e^{-0,1224 \cdot \bar{E}(z)} \quad (9)$$

noch den Kammerradius r in cm ($r = 0,275 \text{ cm}$ für die verwendete Bauart 31002) und die mittlere Energie $\bar{E}(z)$ in MeV.

Tab. 2.1: Sollwerte für die praktische Reichweite R_p und die mittlere Energie \bar{E}_0 zur Berechnung des Korrektionsfaktors k_E

Energie in MeV	4	6	8	10	12	15	18
R_p in cm	1,838	2,835	3,862	4,889	5,916	7,457	8,998
\bar{E}_0 in MeV	3,50	5,34	7,23	9,27	11,28	14,27	17,39

Die Sollwerte für die praktische Reichweite R_p ergeben sich aus den Gleichungen (8a) und (8b) in 2.6 mit Hilfe der wahrscheinlichsten Elektronenenergie $E_{p,0}$ an der Phantomoberfläche, die der nominellen Elektronenenergie entspricht. Dies setzt voraus, dass die Elektronenenergien entsprechend präzise eingestellt sind, was durch regelmäßige Kontrollen sichergestellt wird.

Die Berechnung der mittleren Elektronenenergie \bar{E}_0 geschieht nach Gleichung (6) in 2.6 mit Hilfe der an diesem Beschleuniger experimentell gefundenen Werte für die 50%-Reichweite der Elektronen.

Die Verwendung dieser Sollwerte für alle Größen der Elektronentubusse und Endrahmen impliziert die Näherung, dass die spektrale Verteilung der Elektronen in allen Fällen die gleiche ist. Nur mit dieser Näherung können in gleicher Tiefe auch die gleichen energieabhängigen Korrekturfaktoren verwendet werden.

2.8 Konversion von Tiefen-Ionisationsverteilungen in Tiefen-Energiedosisverteilungen

Für die Strahlentherapie muss die dreidimensionale Verteilung der Wasser-Energiedosis bekannt sein. Daher werden gemessene relative Tiefen-Ionisationsverteilungen zunächst in relative Tiefen-Energiedosisverteilungen umgerechnet.

Für die relative Tiefen-Ionisation J_{rel} gilt (siehe 2.6):

$$J_{rel}(z) = \frac{J(z)}{J_{max}} = \frac{M(z)}{M(z_{max,J})} \quad (5)$$

Die Messanzeige $M(z)$ einer Ionisationskammer ist proportional zur Ionisation $J(z)$. Multipliziert man die Messanzeige $M(z)$ mit dem tiefenabhängigen

Korrektionsfaktor $k_E(z)$, so erhält man ein Produkt, das proportional zur Energiedosis ist:

$$D_w(z) \sim k_E(z) \cdot M(z)$$

Für $z_{max,J}$ wird zwar die Ionisation J am größten, das Energiedosismaximum liegt im allgemeinen jedoch in einer Tiefe $z_{max} > z_{max,J}$, für die das Produkt $k_E(z) \cdot M(z)$ den größten Wert annimmt, da $k_E(z)$ bei zunehmender Tiefe ansteigt.

Die relative Tiefen-Energiedosis ergibt sich somit nach folgender Gleichung (vergleiche Kapitel 2.5):

$$D_{rel}(z) = \frac{k_E(z) \cdot M(z)}{k_E(z_{max}) \cdot M(z_{max})} \quad (4')$$

Abb. 2.5 zeigt eine relative Tiefen-Ionisationskurve und eine zugehörige relative Tiefen-Energiedosis Kurve, die nach dem zuvor beschriebenen Vorgehen aus der Tiefen-Ionisationskurve hervorgegangen ist.

Der veränderte Verlauf der Tiefen-Energiedosis Kurve im Vergleich zur Tiefen-Ionisationskurve lässt sich mathematisch folgendermaßen erklären:

Aus $M(z_{max,J}) > M(z_{max})$ folgt $\frac{M(z)}{M(z_{max})} > \frac{M(z)}{M(z_{max,J})}$.

Für $z > z_s$ (mit $D_{rel}(z_s) = J_{rel}(z_s)$) wird deshalb die relative Tiefen-Energiedosis größer als die relative Tiefen-Ionisation und die relative Tiefen-Energiedosis Kurve verläuft oberhalb der relativen Tiefen-Ionisationskurve. Für $z < z_s$ ist aber

der Quotient $\frac{k_E(z)}{k_E(z_{max})}$ so viel kleiner als 1, dass die relative Energiedosis trotz

des größeren Quotienten $\frac{M(z)}{M(z_{max})}$ kleiner als die relative Ionisation wird, weshalb die relative Tiefen-Energiedosiskurve hier unterhalb der relativen Tiefen-Ionisationskurve verläuft.

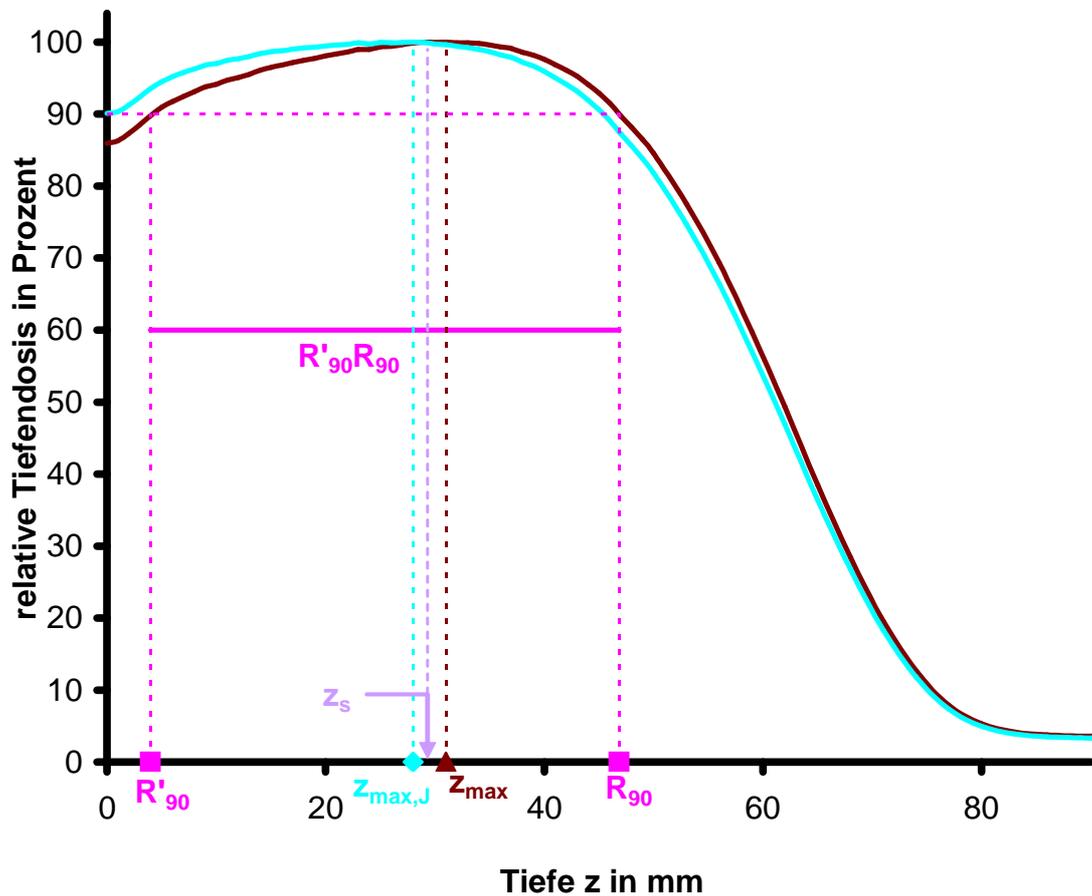
Die im vorigen Abschnitt vorgestellte mathematische Erklärung hat folgenden Hintergrund:

Kurz nach dem Eintritt der Elektronen in das Umgebungsmedium Wasser ist der Energieverlust der Elektronen noch gering und die mittlere Energie $\bar{E}(z)$ noch hoch. Das Massen-Stoßbremsvermögenverhältnis $s_{w,a}(\bar{E}(z))$ und damit $k_E(z)$ ist deshalb kleiner als 1. Dies hat zur Folge, dass auch der Quotient $\frac{k_E(z)}{k_E(z_{max})}$ deutlich kleiner als 1 ist und die relative Tiefen-Energiedosiskurve

folglich für Tiefen $z < z_s$ unterhalb der Tiefen-Ionisationskurve verläuft.

Mit zunehmender Tiefe verringert sich wegen der kontinuierlichen Energieabgabe der Elektronen an das Umgebungsmedium Wasser die mittlere Energie $\bar{E}(z)$. Da der Quotient $\frac{k_E(z)}{k_E(z_{max})}$ zur Umrechnung von relativer Ionisation in relative Energiedosis für kleine Elektronenenergien und somit am Ende der Elektronenbahnen am größten ist, werden die Tiefen-Energiedosiskurven im Vergleich zu den Ionisationskurven für Tiefen $z > z_s$ zu größeren Tiefenwerten hin verschoben.

Der Einfluss des Korrekturfaktors k_E und damit die Tiefenverschiebung der Tiefen-Energiedosiskurve relativ zur Tiefen-Ionisationskurve ist um so größer, je höher die mittlere Energie $\bar{E}(z)$ der Elektronen beim Eintritt in das Wasser ist, da die Elektronen beim Abbremsvorgang im Wasser den gesamten Energiebereich von der Eintrittsenergie bis zum völligen Verlust der Bewegungsenergie durchlaufen.



- Tiefen-Energiedosiskurve entlang des Zentralstrahls bei senkrechtem Einfall, FOA 114,9 cm
- Tiefen-Ionisationskurve entlang des Zentralstrahls bei senkrechtem Einfall, FOA=114,9 cm
- R'_{90} : 90%-Tiefe vor dem Energiedosismaximum
- R_{90} : therapeutische Reichweite
- $R'_{90}R_{90}$: therapeutischer Tiefenbereich
- $z_{max,J}$: Tiefe des Ionisationsmaximums
- z_{max} : Tiefe des Energiedosismaximums
- z_s : Tiefe, für die die relative Ionisation und die relative Energiedosis gleich groß sind

Abb. 2.5: Tiefen-Ionisationskurve und dazugehörige Tiefen-Energiedosiskurve, 15 MeV

In den folgenden Kapiteln wird der sich auf relative Tiefen-Energiedosiskurven beziehende Parameter „therapeutischer Tiefenbereich“ verwendet.

Unter der therapeutischen Reichweite R_{90} versteht man diejenige Tiefe $z > z_{max}$, in der die relative Tiefen-Energiedosis 90% der maximalen Tiefen-Energiedosis beträgt. Mit R'_{90} wird gegebenenfalls diejenige Tiefe $z < z_{max}$ bezeichnet, in der die relative Tiefen-Energiedosis 90% der maximalen Tiefen-Energiedosis beträgt.

Als therapeutischen Tiefenbereich $R'_{90}R_{90}$ bezeichnet man das Tiefenintervall, in dem die Energiedosis 90% des Energiedosismaximums D_{max} vor und hinter der Tiefe des Dosismaximums z_{max} überschreitet.

2.9 Erstellung von Tiefen-Energiedosiskurven mit spezifischen Energiedosen

Die Größe eines Elektronenfeldes wird durch die Ausdehnung eines Zielvolumens senkrecht zur Strahlrichtung festgelegt, während die Ausdehnung in Strahlrichtung über die Reichweite der Elektronen und damit durch geeignete Wahl der Elektronenenergie berücksichtigt wird. Ärztlicherseits wird nach Festlegung des klinischen Zielvolumens die Dosis und deren maximal zulässige Inhomogenität im Zielvolumen verschrieben. Da während der Bestrahlung die Dosis im Patienten nicht direkt gemessen werden kann, muss ein anderes Verfahren angewandt werden, um die richtige Dosisapplikation sicherzustellen. Hierzu wird der im Strahlerkopf des Linearbeschleunigers eingebaute Dosismonitor verwendet, der nach Erreichen eines bestimmten Messsignals (Dosismonitorwert M_w) die Strahlung automatisch abschaltet. Die Empfindlichkeit dieses Dosismonitors kann zwar für jede nominelle Elektronenenergie separat eingestellt werden, nicht jedoch für jeden Elektronentubus bzw. Endrahmen. In der Klinik für Radioonkologie Tübingen ist der Dosismonitor so kalibriert, dass bei

jeder Energie in der jeweiligen Referenztiefe z_{ref} des Energiedosismaximums beim Elektronentubus $20 \times 20 \text{ cm}^2$ und einem Fokus-Oberflächen-Abstand von 95 cm der Dosismonitorwert von 100 Monitoreinheiten (ME) eine Dosis von 1 Gy ergibt. Diese Einstellung wird wöchentlich kontrolliert.

Die spezifische Dosis ist definiert als (DIN 6814-8 [8]):

$$D_M = \frac{D_w}{M_w} \quad (10)$$

D_w ist die Wasser-Energiedosis, die in einem Punkt im Strahlenfeld bei einem Dosismonitorwert M_w erreicht wird.

Die spezifische Dosis in der Referenztiefe z_{ref} unter Kalibrierbedingungen beträgt folglich:

$$D_M(z_{ref}) = \frac{1 \text{ Gy}}{100 \text{ ME}} = 1 \frac{\text{cGy}}{\text{ME}}$$

Bei jedem anderen Elektronentubus bzw. Endrahmen, Fokus-Oberflächen-Abstand und Einstrahlwinkel verändert sich die gemessene Dosis bei gleicher Monitorvorwahl und damit auch die spezifische Dosis. Ebenso kann auch die Tiefe des Dosismaximums von z_{ref} abweichen. Für jede Bestrahlungsbedingung muss daher neben der relativen Energiedosisverteilung zusätzlich an einem Punkt im Bestrahlungsfeld die spezifische Wasser-Energiedosis bekannt sein. Daher wurde für jede relative Tiefen-Energiedosisverteilung in der Tiefe des Energiedosismaximums z_{max} die Wasser-Energiedosis $D_w(z_{max})$ für 100 Monitoreinheiten nach Gleichung (2) in 2.5 bestimmt und daraus wiederum nach Gleichung (10) die spezifische Wasser-Energiedosis $D_M(z_{max})$ berechnet.

Durch Multiplikation der relativen Tiefen-Energiedosiswerte mit $D_M(z_{max})$ erhält man einen Tiefen-Energiedosisverlauf für die spezifische Wasser-Energiedosis.

2.10 Vergleich von Isodosenverteilungen in der Transversalebene

Für die Darstellung von Isodosenplänen wurde die Transversalebene ($x^f z^f$ -Ebene) gewählt. MEPHYSTO nimmt zur Erzeugung von Isodosenkurven eine Tiefen-Energiedosisverteilung und mehrere Dosisprofile parallel zur Wasseroberfläche auf. Aus den gemessenen Werten errechnet MEPHYSTO durch Interpolation eine zweidimensionale Matrix der relativen Energiedosisverteilung. Zur Darstellung von Isodosenverteilungen werden Matrixpunkte mit gleicher Dosis verbunden und mit den vom Bestrahlungsplanungssystem (BPS) Helax TMS, Version 6.1 ermittelten Isodosenverteilungen verglichen.

Die Berechnungen im Bestrahlungsplanungssystem Helax TMS 6.1 erfolgten in einem Wasserphantom nach Eingabe der notwendigen Parameter Tragarmwinkel, Elektronenenergie, Elektronentubusgröße und Fokus-Oberflächen-Abstand. Per DICOM-Export wurden die für die einzelnen CT-Schichten berechneten, zweidimensionalen Dosisverteilungen vom Planungssystem Helax auf einen Windows-PC übertragen.

Die Software Verisoft 1.20T04 (PTW Freiburg) ermöglicht das Einlesen der Matrixdaten für Isodosen einer CT-Schicht des Planungssystems sowie von MEPHYSTO. Die beiden Matrizen lassen sich mit unterschiedlichen Modi vergleichen und auswerten.

2.11 Gamma-Index-Modus

Der Gamma-Index-Modus dient ganz allgemein einem quantitativen Vergleich von zweidimensionalen Verteilungen, hier konkret dem Vergleich der mit dem Bestrahlungsplanungssystem berechneten Dosisverteilungen mit gemessenen Dosisverteilungen. Die Ausgangsdaten für den Algorithmus sind zwei Matrizen mit Dosiswerten. Die Matrizen bestehen aus Pixeln, denen jeweils ein Ort

$r(x^f, z^f)$ (vgl. Koordinatensystem in 2.3) und ein Dosiswert zugeordnet werden kann, wobei die gemessene Dosis $D_r(r_r)$ in einem Referenzmatrixort r_r als Referenzinformation dient und die berechnete Dosis $D_c(r_c)$ am jeweiligen Vergleichsmatrixort r_c zum Vergleich herangezogen wird.

Vom Anwender müssen zunächst Toleranzgrenzen für die maximal zulässige Dosisdifferenz ΔD_M und die sogenannte Distance-to-agreement (DTA) Δd_M festgelegt werden, womit in Regionen mit steilen Dosisgradienten die maximal zulässigen geometrischen Abweichungen festgelegt werden. Als DTA bezeichnet man den maximal zugelassenen Abstand zwischen einem gemessenen Datenpunkt und dem nächsten Datenpunkt einer berechneten Verteilung, der denselben Dosiswert annimmt.

Für jeden Referenzmatrixort wird überprüft, ob in der näheren Umgebung mindestens ein Ort (r_c, D_c) der Vergleichsmatrix innerhalb der Akzeptanzellipse mit der Formel:

$$\Gamma(r_c, D_c) \equiv \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_M^2}} \leq 1 \quad (11)$$

liegt.

Dabei bedeuten:

$\Delta r = |r_r - r_c|$: Abstand zwischen dem Referenzmatrixort und dem Vergleichsmatrixort.

$\Delta D = D_c(r_c) - D_r(r_r)$: Dosisdifferenz der Vergleichsdosis D_c am Vergleichsmatrixort r_c und der Referenzdosis D_r am Referenzmatrixort r_r .

Δd_M : Distance-to-agreement

ΔD_M : maximal zulässige Dosisdifferenz

Ein quantitatives Maß für die Übereinstimmung der Matrizen wird durch den Ort festgelegt, für den $\Gamma(r_c, D_c)$ minimal wird. Dieser Minimalwert wird als Qualitätsindex $\gamma(r_r)$ des Referenzpunktes bezeichnet. (Low et al. [21], Depuydt et al. [6])

Alle Referenzpunkte mit $\gamma(r_r) \leq 1$ liegen somit im festgelegten Akzeptanzbereich; alle Referenzpunkte mit $\gamma(r_r) > 1$ verfehlen das festgesetzte Akzeptanzkriterium.

Aufgrund der diskreten Natur der gemessenen Daten und der begrenzten Ortsauflösung ist der Einsatz von mehreren Filterleveln notwendig, um Referenzpunkte zu überprüfen, die zwar formal gesehen das festgesetzte Akzeptanzkriterium verfehlen, aber dennoch zu akzeptieren sind. Die Datenpunkte werden somit in vier Kategorien eingeteilt: Level 1, Level 2, Level 3 und Out of tolerance.

Level 1 (**Abb. 2.6**, dunkelgrün):

Liegt mindestens ein Vergleichsmatrixort innerhalb der Akzeptanzellipse, für die $\Gamma(r_c, D_c) \leq 1$ ist, so ist das Kriterium erfüllt, andernfalls wird der Referenzmatrixort mit dem nächsten Filter untersucht.

Level 2 (**Abb. 2.6**, hellgrün):

In Regionen mit steilen Dosisgradienten kann es vorkommen, dass man keinen Vergleichsmatrixort mit dem Kriterium $\Gamma(r_c, D_c) \leq 1$ findet, eine lineare Interpolation zwischen zwei außerhalb liegenden Punkten jedoch die Akzeptanzellipse schneidet. Ergibt sich für die jeweilige Differenz ΔD für mindestens zwei Vergleichsmatrixorte im Abstand $\Delta r \leq d_M$ ein unterschiedliches Vorzeichen, so schneidet die lineare Verbindung der beiden Vergleichsmatrixorte die Akzeptanzellipse und der Referenzmatrixort wird als angenommen klassifiziert.

Die weiterhin abgelehnten Referenzpunkte werden mit dem nächsten Filter untersucht.

Level 3 (**Abb. 2.6**, gelb):

Es werden zwei Vergleichsmatrixorte $D_c(r_A)$ und $D_c(r_B)$ nahe der Akzeptanzellipse betrachtet, für die gilt:

$\Delta r_A \leq d_M$ und $\Gamma(r_A, D_A) > 1$ für Vergleichsmatrixort A,

$\Delta r_B > d_M$ und $\Gamma(r_B, D_B) > 1$ für Vergleichsmatrixort B, sowie

unterschiedliche Vorzeichen von ΔD_A und ΔD_B .

Schneidet die Verbindungsgerade der beiden Vergleichsmatrixorte die Akzeptanzellipse, wird der Referenzmatrixort ebenfalls akzeptiert.

Die Referenzmatrixorte, die von allen drei Filterlevels abgelehnt wurden, werden mit „Out of tolerance“ (**Abb. 2.6**, rot) bezeichnet. (Depuydt et al. [6])

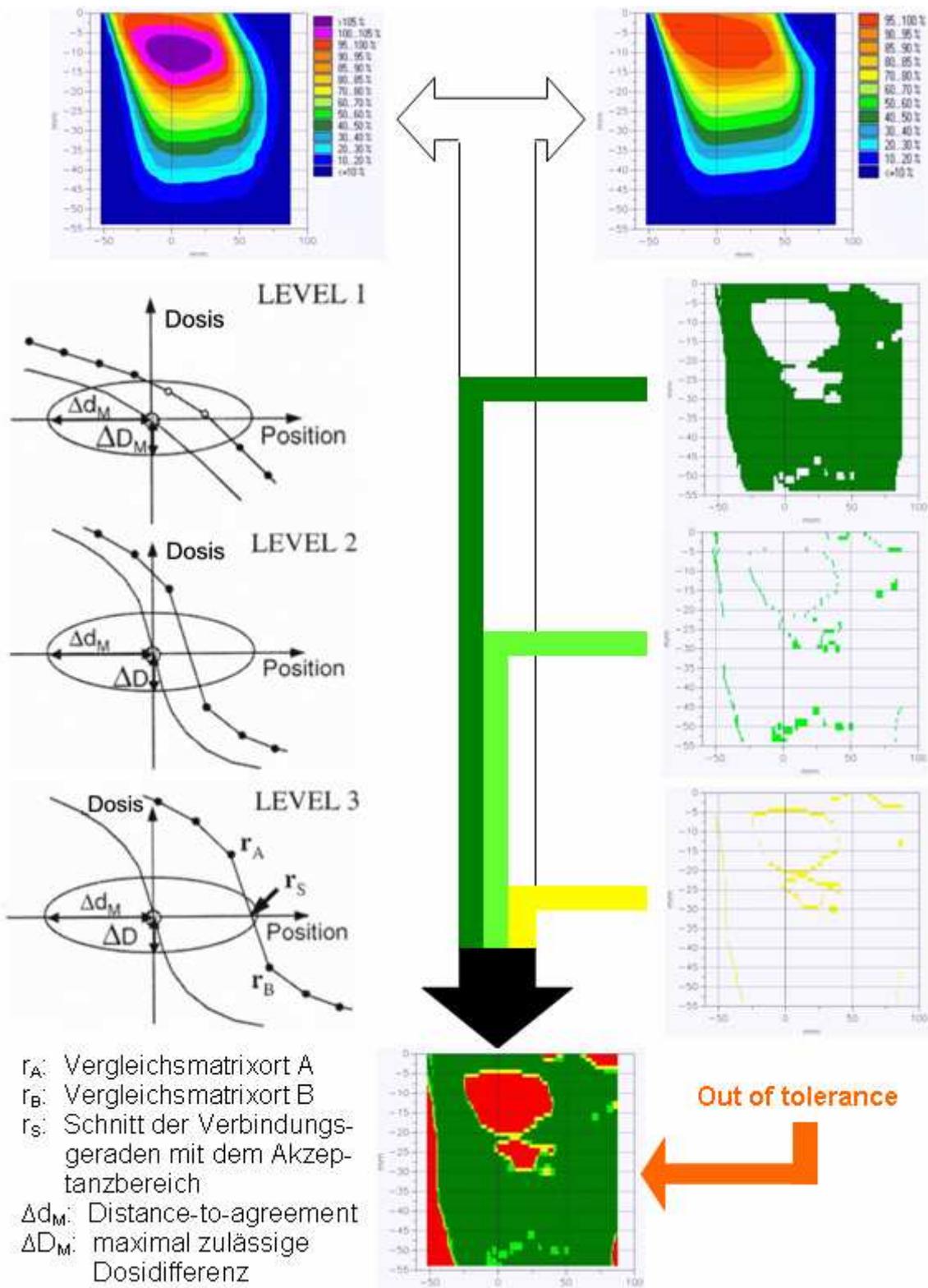


Abb. 2.6: Vergleich zweier Isodosenpläne mit dem Gamma-Index-Modus (nach Depuydt et al. [6])

3 Ergebnisse

3.1 *Veränderung des relativen Tiefendosisverlaufs bei Schrägeinfall*

Bei Schrägeinfall berührte die am tiefsten liegende Kante des Elektronentubus gerade die Wasseroberfläche. Eine Vergrößerung des Einstrahlwinkels führt dadurch auch zu einer Vergrößerung des Fokus-Oberflächen-Abstandes (FOA). Um den Einfluss des Einstrahlwinkels auf die Tiefendosisverteilung unabhängig vom FOA beschreiben zu können, wurde zu jedem Schrägeinfall die entsprechende Verteilung bei senkrechtem Einfall aufgenommen, welcher derselbe FOA zugrunde lag.

Die prinzipiellen Veränderungen der relativen Tiefendosisverteilung zeigt **Abb. 3.1** beispielhaft für 10 MeV Elektronen, 20x20 cm²-Elektronentubus und einem Einstrahlwinkel von 50 Grad.

Die relative Dosis an der Oberfläche und nahe der Oberfläche ist bei Schrägeinfall leicht erhöht. Das Dosismaximum liegt in wesentlich geringerer Tiefe, der therapeutische Tiefenbereich $R'_{90}R_{90}$ ist kleiner und liegt in geringerer Tiefe als bei senkrechtem Einfall. Der abfallende Teil der Tiefendosiskurve verläuft wesentlich flacher und die Reichweite der Elektronen ist über einen größeren Tiefenbereich verschmiert.

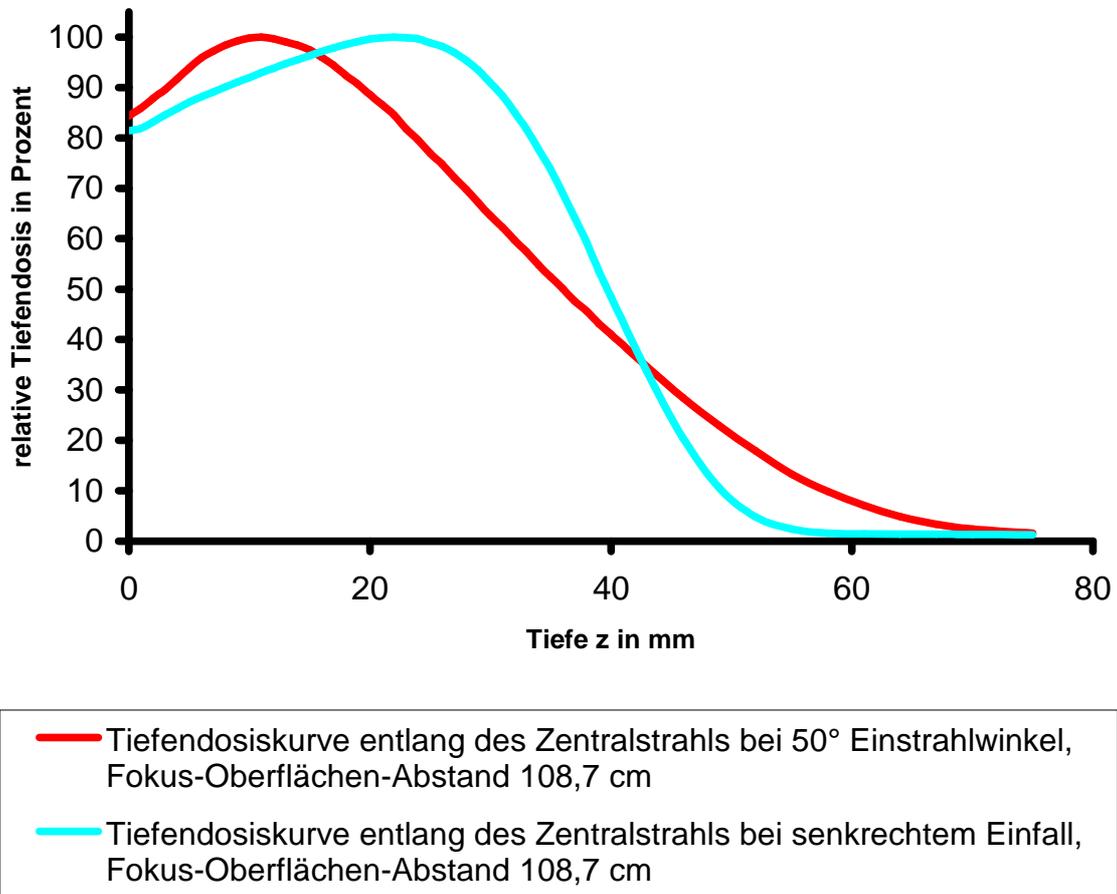
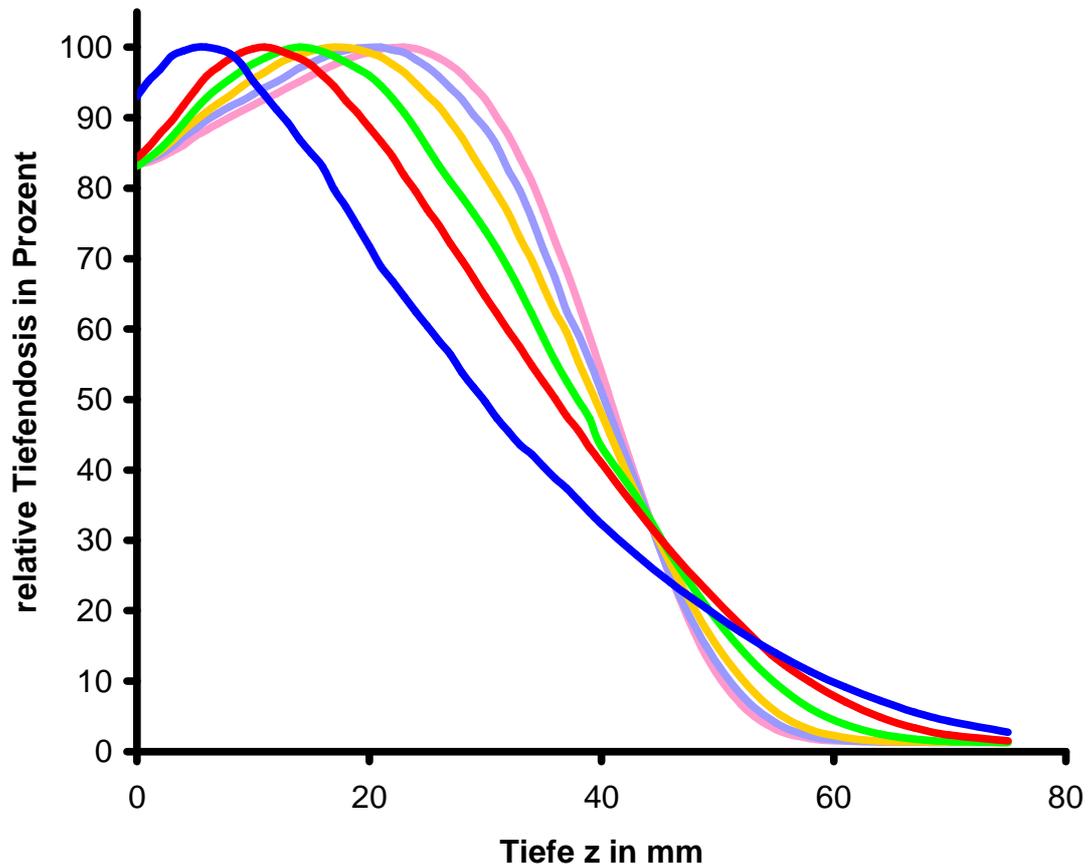


Abb. 3.1: Veränderung des Tiefendosisverlaufs bei Schrägeinfall, 20x20 Tubus

Die systematische Abhängigkeit der relativen Dosis vom Einstrahlwinkel zeigt **Abb. 3.2** wiederum für 10 MeV Elektronen und 20x20 cm²-Elektronentubus für Einstrahlwinkel von 10 Grad bis 60 Grad. Da die 0-Grad-Kurve sich von der 10-Grad-Kurve praktisch nicht unterscheidet, wurde auf deren Darstellung verzichtet.

Man kann aus dieser Abbildung entnehmen, dass die beschriebenen Unterschiede sich mit zunehmenden Winkeln verstärken.



- relative Dosis entlang des Zentralstrahls bei 10° Einstrahlwinkel, Fokus-Oberflächen-Abstand 97 cm
- relative Dosis entlang des Zentralstrahls bei 20° Einstrahlwinkel, Fokus-Oberflächen-Abstand 99,2 cm
- relative Dosis entlang des Zentralstrahls bei 30° Einstrahlwinkel, Fokus-Oberflächen-Abstand 101,6 cm
- relative Dosis entlang des Zentralstrahls bei 40° Einstrahlwinkel, Fokus-Oberflächen-Abstand 104,6 cm
- relative Dosis entlang des Zentralstrahls bei 50° Einstrahlwinkel, Fokus-Oberflächen-Abstand 108,7 cm
- relative Dosis entlang des Zentralstrahls bei 60° Einstrahlwinkel, Fokus-Oberflächen-Abstand 114,9 cm

Abb. 3.2: Abhängigkeit der relativen Tiefendosis vom Einstrahlwinkel, 10 MeV, 20x20 Tubus

Zusammenfassend kann also festgestellt werden:

- Mit zunehmendem Einstrahlwinkel verringert sich die Tiefe des Dosismaximums.
- Die relative Dosis nahe der Wasseroberfläche steigt.
- Die praktische Reichweite ist bei Schrägeinfall größer als bei senkrechtem Einfall. Im Winkelbereich zwischen 10° und 50° nimmt die praktische Reichweite mit größer werdendem Winkel ebenfalls zu.
- Der therapeutische Tiefenbereich $R'_{90}R_{90}$ wird mit zunehmendem Winkel immer kleiner und liegt in geringeren Tiefen.

3.2 Differenz der Maximumtiefen bei schrägem und senkrechtem Einfall in Abhängigkeit von Energie, Winkel und Elektronentubus

In diesem Abschnitt wird die Verschiebung der Tiefe des Dosismaximums in Abhängigkeit vom Einstrahlwinkel und der Energie untersucht.

Abb. 3.3 und **Abb. 3.4** zeigen die Differenzen der Maximumtiefen zwischen schrägem und senkrechtem Einfall in mm als Funktion der nominellen Elektronenenergie.

Die in **Abb. 3.3** und **Abb. 3.4** eingetragenen Werte können den **Tabellen 3.1a-h** entnommen werden. Damit ist auch eine Zuordnung zum jeweiligen Elektronentubus möglich und zusammenfallende Punkte können ausfindig gemacht werden.

Die Maximumtiefen sind bei Schrägeinfall im Vergleich zum senkrechten Einfall fast immer kleiner. Für die Differenz ergeben sich deshalb in **Abb. 3.3** überwiegend negative Werte. Der $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -Elektronentubus wurde auch noch mit dem Endrahmen 20-ER 6 verwendet, so dass sich für jeden untersuchten Winkel zwei Werte ergeben, die auch zusammenfallen können. Mit den Datenpunkten wurde zusätzlich für jeden Einstrahlwinkel durch Excel (Tabellenkalku-

lation Microsoft) über die Funktion Trendlinie ein Polynom 4. Grades erzeugt und eingezeichnet.

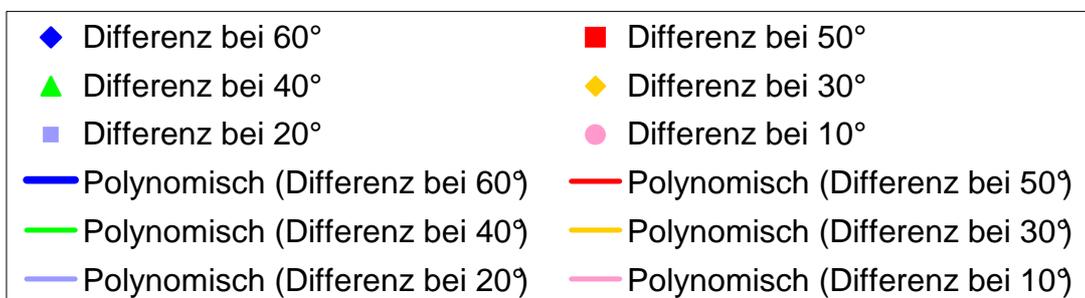
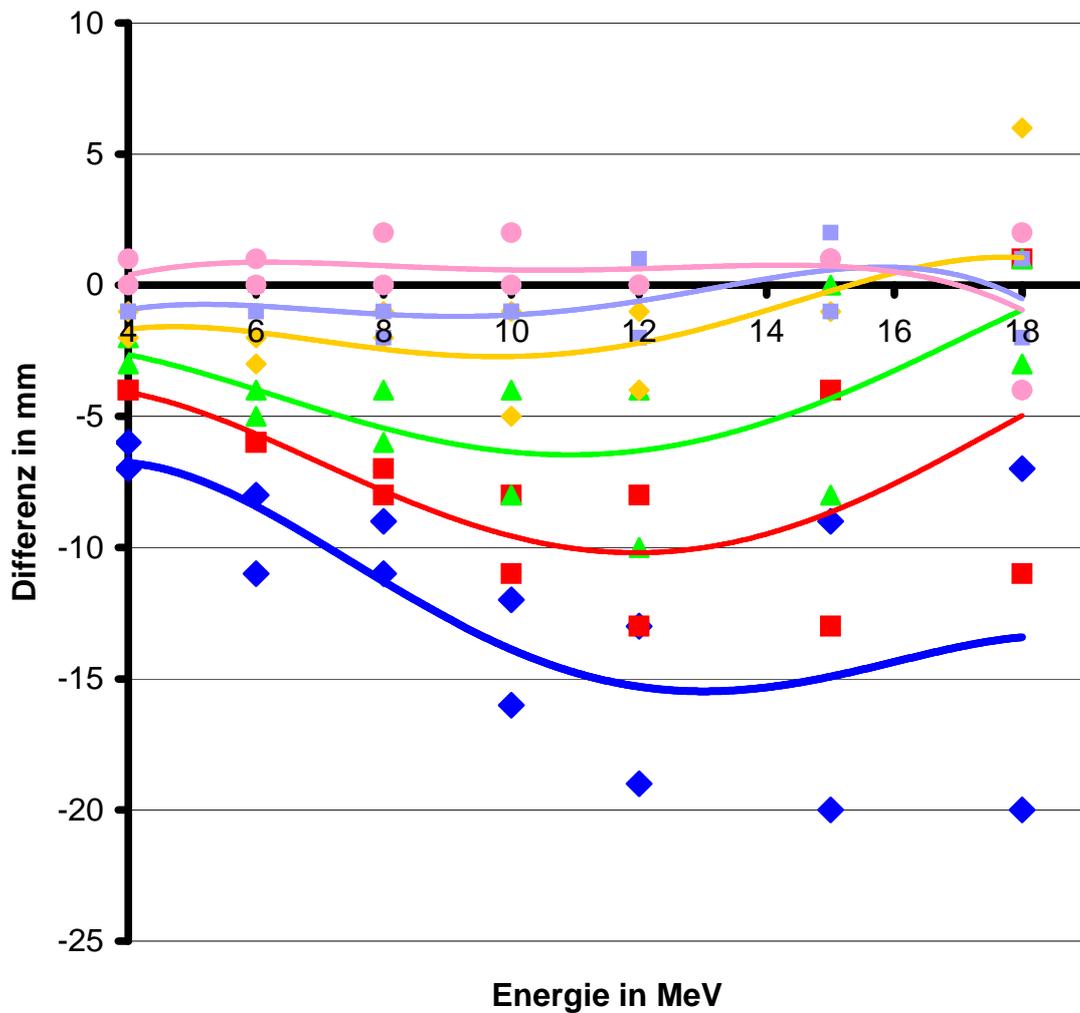


Abb. 3.3: Winkelabhängigkeit der Differenz der Maximumtiefen zwischen schrägem und senkrechtem Einfall, 20x20 und 20-ER 6 Tubus

Man sieht, dass mit zunehmendem Einstrahlwinkel die Differenz von Maximumtiefe für den schrägen und Maximumtiefe für den senkrechten Einfall bei den einzelnen Energien betraglich ebenfalls zunimmt. Eine Zunahme ergibt sich auch zunächst mit steigender Energie. Erst bei hohen Energien (15 MeV, 18 MeV) ist dann im Allgemeinen wieder eine Abnahme zu verzeichnen.

Für kleine Winkel (10° , 20°) verlaufen die Trendlinien nahe der Abszissenachse. Unter Verwendung des Endrahmens 20-ER 6 sind die Differenzen durchweg betraglich kleiner als beim $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -Elektronentubus.

In **Abb. 3.4** liegt derselbe Diagrammtyp vor wie in **Abb. 3.3**, jedoch werden nur die Winkel 30° und 50° betrachtet. Es kommen jetzt alle in 2.2 genannten Elektronentubusse und Endrahmen zur Darstellung. Den polynomischen Trendlinien für die Winkel 30° und 50° liegen damit für die Energien 4, 10 und 18 MeV jeweils acht Datenpunkte zugrunde, die auch mehrfach zusammenfallen können (siehe **Tab. 3.1a-h**), während es bei den übrigen Energien 6, 8, 12 und 15 MeV wie zuvor nur jeweils zwei sind.

Es ergeben sich ähnliche Trendlinien wie in **Abb. 3.3**, die Winkel- und Energieabhängigkeit ist von der gleichen Art. Man kann deshalb die bisher gemachten Aussagen auch auf die oben genannten Elektronentubusse ausdehnen. Allerdings haben die verschiedenen Elektronentubusse auf die Größe der Differenzen einen erheblichen Einfluss. So sind etwa bei einem Einstrahlwinkel von 50° und den Energien 4, 10 und 18 MeV die Differenzen beim Tubus 20-ER 6 der Reihe nach -6 mm, -12 mm und -18 mm, beim 6×6 Elektronentubus dagegen nur -3 mm, -9 mm und -1 mm.

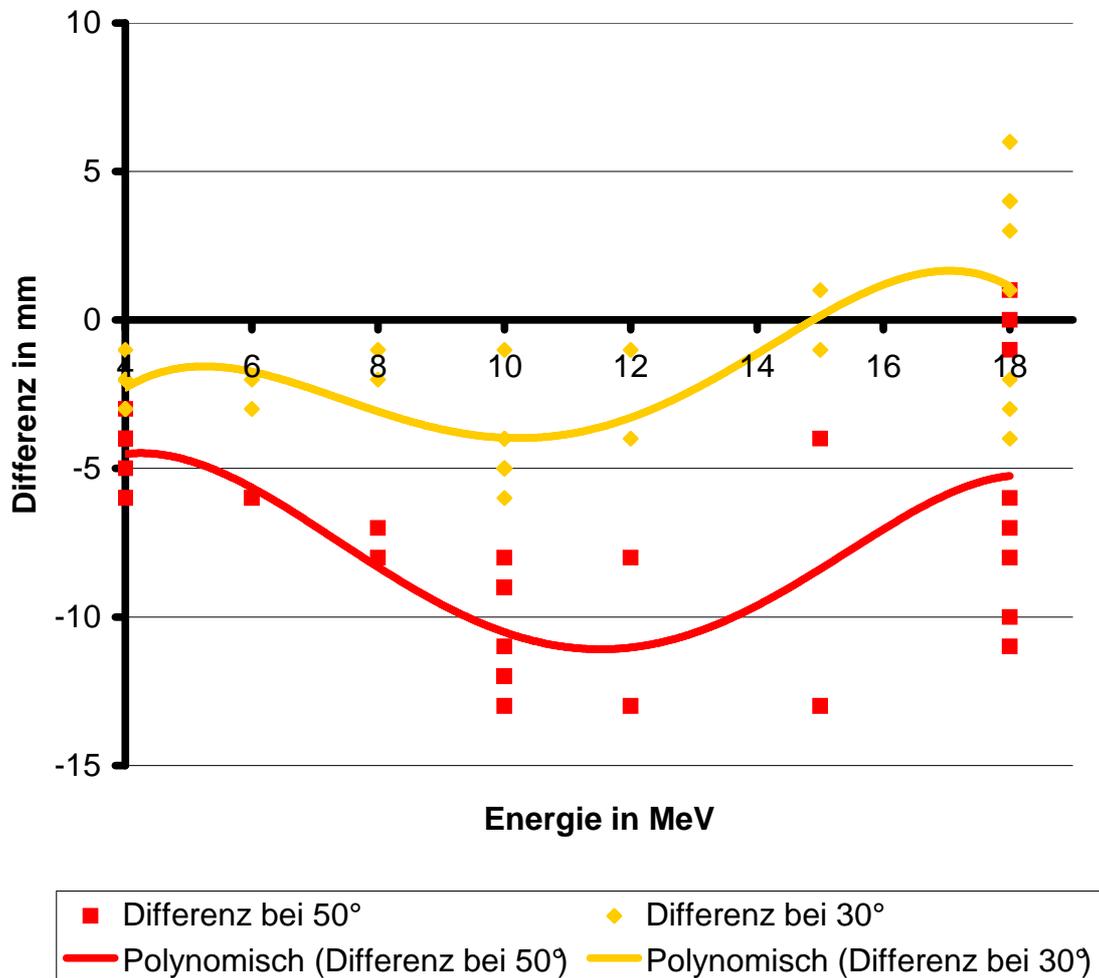


Abb. 3.4: Tubusabhängigkeit der Differenz der Maximumtiefen zwischen schrägem und senkrechtem Einfall; bei 4, 10 und 18 MeV Datenpunkte aller in 2.2 genannten Tubusse; bei 6, 8, 12, 15 MeV 20x20 und 20-ER 6 Tubus

Tab. 3.1a: Differenz der Maximumtiefen in mm, 20x20 cm² Tubus

Tab. 3.1a	Energie in MeV	60°	50°	40°	30°	20°	10°
20x20 Tubus	4	-7	-4	-3	-2	-1	1
	6	-11	-6	-5	-3	-1	0
	8	-11	-8	-6	-2	-2	0
	10	-16	-11	-8	-5	-1	0
	12	-19	-13	-10	-4	-2	0
	15	-20	-13	-8	-1	-1	1
18	-20	-11	-3	-4	-2	2	

Tab. 3.1b: Differenz der Maximumtiefen in mm, 20-ER 6 Tubus

Tab. 3.1b	Energie in MeV	60°	50°	40°	30°	20°	10°
20-ER 6 Tubus	4	-6	-4	-2	-1	-1	0
	6	-8	-6	-4	-2	0	1
	8	-9	-7	-4	-1	-1	2
	10	-12	-8	-4	-1	-1	2
	12	-13	-8	-4	-1	1	0
	15	-9	-4	0	1	2	1
18	-7	1	1	6	1	-4	

Tab. 3.1c-h: Differenz der Maximumtiefen in mm

Tab. 3.1c	Energie in MeV	50°	30°
20x6 Tubus	4	-6	-3
	10	-12	-6
	18	-8	-3

Tab. 3.1e	Energie in MeV	50°	30°
14x14 Tubus	4	-4	-3
	10	-12	-5
	18	-10	-2

Tab. 3.1g	Energie in MeV	50°	30°
10x10 Tubus	4	-5	-2
	10	-13	-5
	18	-7	3

Tab. 3.1d	Energie in MeV	50°	30°
6x6 Tubus	4	-3	-2
	10	-9	-4
	18	-1	4

Tab. 3.1f	Energie in MeV	50°	30°
14-ER 5,5 Tubus	4	-4	-3
	10	-9	-5
	18	0	4

Tab. 3.1h	Energie in MeV	50°	30°
10-ER 5,5 Tubus	4	-6	-2
	10	-12	-4
	18	-6	1

3.3 Veränderung der Größe des therapeutischen Tiefenbereichs in Abhängigkeit von Energie und Winkel bei Schräg-einfall

In **Abb. 3.5** und **Abb. 3.6** ist die Größe des therapeutischen Tiefenbereichs $R'_{90}R_{90}$ in Abhängigkeit von der Energie für Einstrahlwinkel von 10° bis 60° dargestellt, in **Abb. 3.5** für den Tubus $20 \times 20 \text{ cm}^2$ und in **Abb. 3.6** für denselben Tubus, aber mit Endrahmen $20 \times 6 \text{ cm}^2$. Da sich die relativen Tiefendosiskurven für 0° und den unterschiedlichen Fokus-Oberflächen-Abständen praktisch nicht unterscheiden und deshalb auch die therapeutischen Tiefenbereiche $R'_{90}R_{90}$ nahezu identisch sind, wurde für die jeweilige Energie ein Mittelwert gebildet und dieser für die 0° -Kurve verwendet.

Erwartungsgemäß steigt die Größe des therapeutischen Tiefenbereichs mit zunehmender Elektronenenergie an. Allerdings ist dieser mit größer werdendem Einstrahlwinkel immer kleiner als bei senkrechtem Einfall und auch der Anstieg mit zunehmender Energie verringert sich. So ist zum Beispiel die Größe des therapeutischen Tiefenbereichs bei 60° Einstrahlwinkel 2,5 mm für 4 MeV und 28 mm für 18 MeV im Vergleich zu 7 mm bzw. 57 mm bei 0° Einstrahlwinkel. Die Verringerung des therapeutischen Tiefenbereichs beträgt damit für 60 Grad Einstrahlwinkel bei 4 MeV ca. 4,5 mm, bei 18 MeV aber 29 mm (**Abb. 3.5**).

3.3 Veränderung der Größe des therapeutischen Tiefenbereichs in Abhängigkeit von 39 Energie und Winkel bei Schrägeinfall

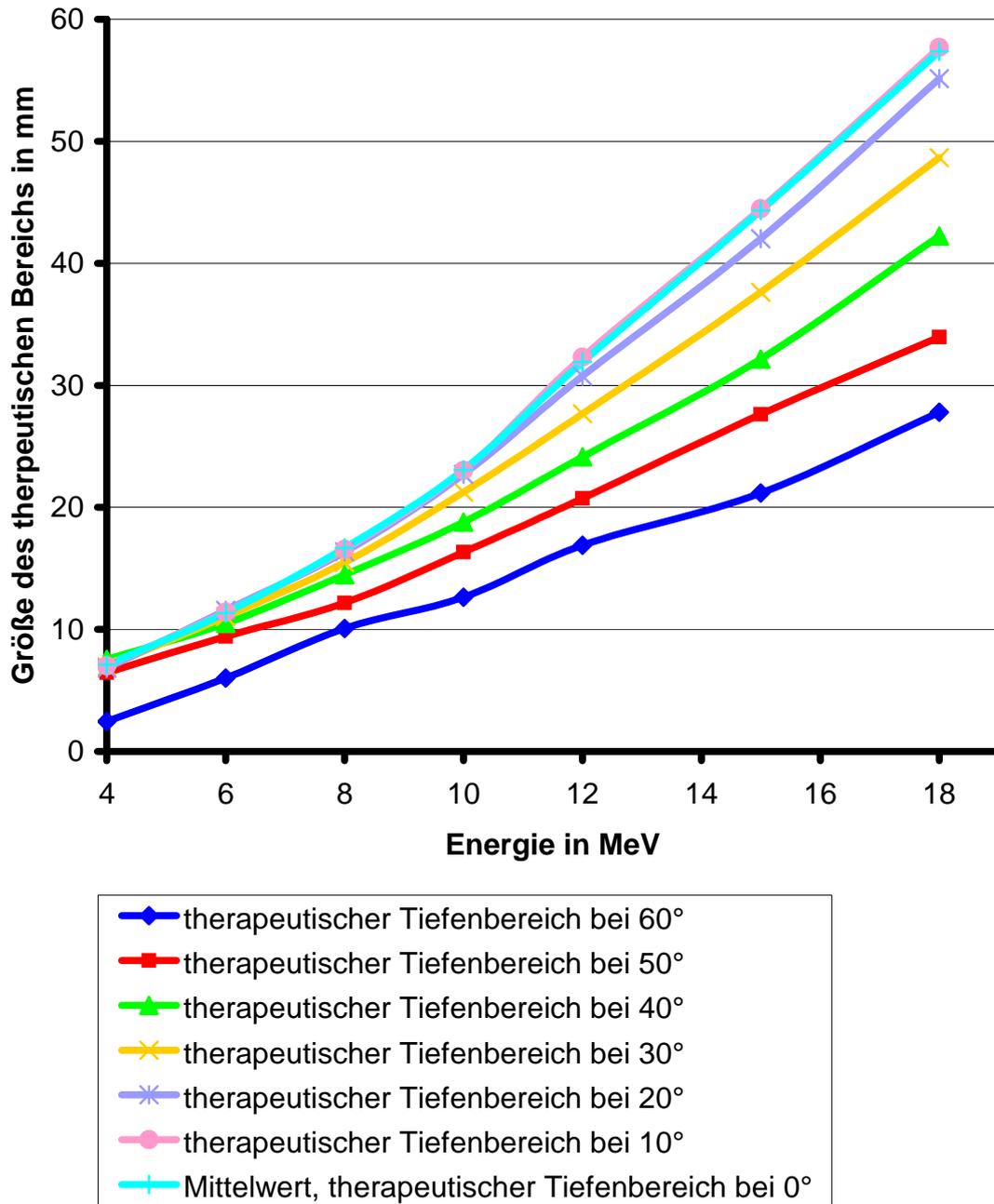


Abb. 3.5: Größe des therapeutischen Tiefenbereichs in Abhängigkeit vom Einstrahlwinkel, 20x20 Tubus

Einen prinzipiell ähnlichen Verlauf zeigt **Abb. 3.6** für den Endrahmen 20-ER 6. Die Verringerung des therapeutischen Bereichs fällt hier allerdings geringfügig kleiner aus.

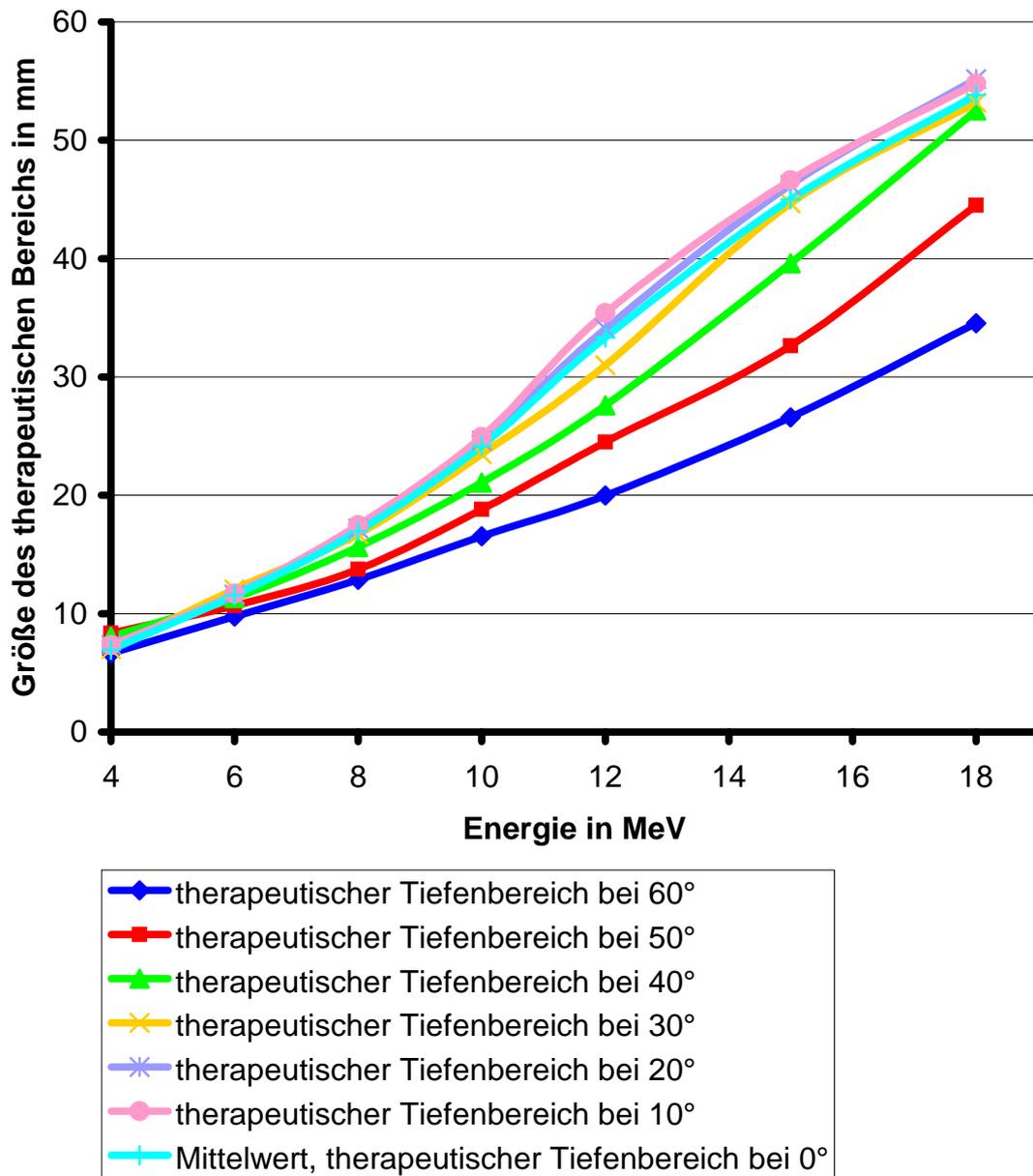


Abb. 3.6: Größe des therapeutischen Tiefenbereichs in Abhängigkeit vom Einstrahlwinkel, 20x20-ER 6 Tubus

3.4 Vergleich der spezifischen Wasser-Energiedosis bei senkrechtem und schrägem Einfall

3.4.1 Vergleich der spezifischen Wasser-Energiedosis bei festem Einstrahlwinkel und variabler Energie

Nicht nur die relativen Tiefendosisverläufe verändern sich mit dem Einstrahlwinkel, sondern auch die Dosisleistung und damit die spezifische Wasser-Energiedosis.

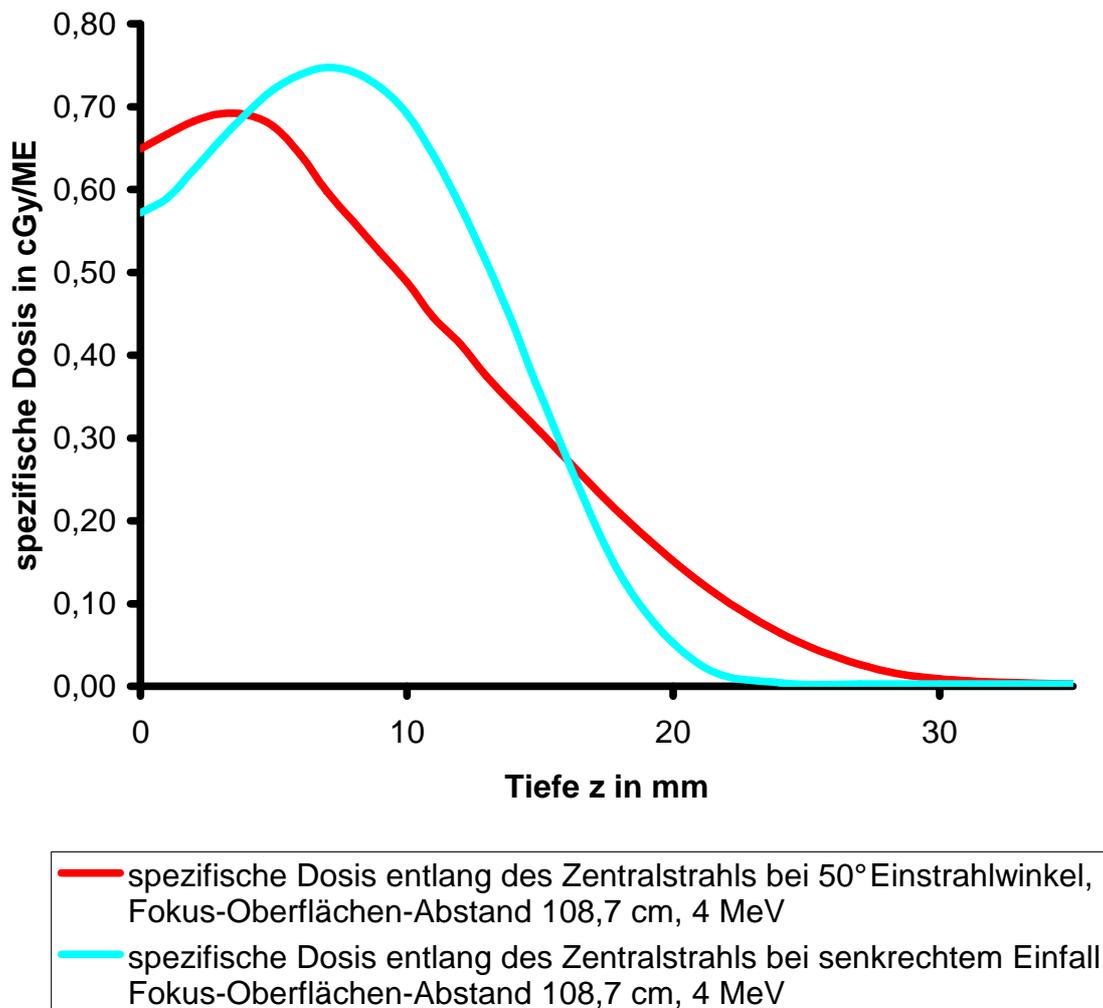


Abb. 3.7: Veränderung der spezifischen Dosis bei Schrägeinfall, 4 MeV, 20x20 Tubus

In **Abb. 3.7**, **Abb. 3.8** und **Abb. 3.9** werden Tiefendosisverteilungen der spezifischen Wasser-Energiedosis in cGy pro Monitoreinheit ME für einen Einstrahlwinkel von 50° und für senkrechten Einfall (FOA 108,7 cm; 20×20 cm²-Elektrorententubus) bei den Elektronenenergien 4 MeV, 10 MeV und 18 MeV miteinander verglichen.

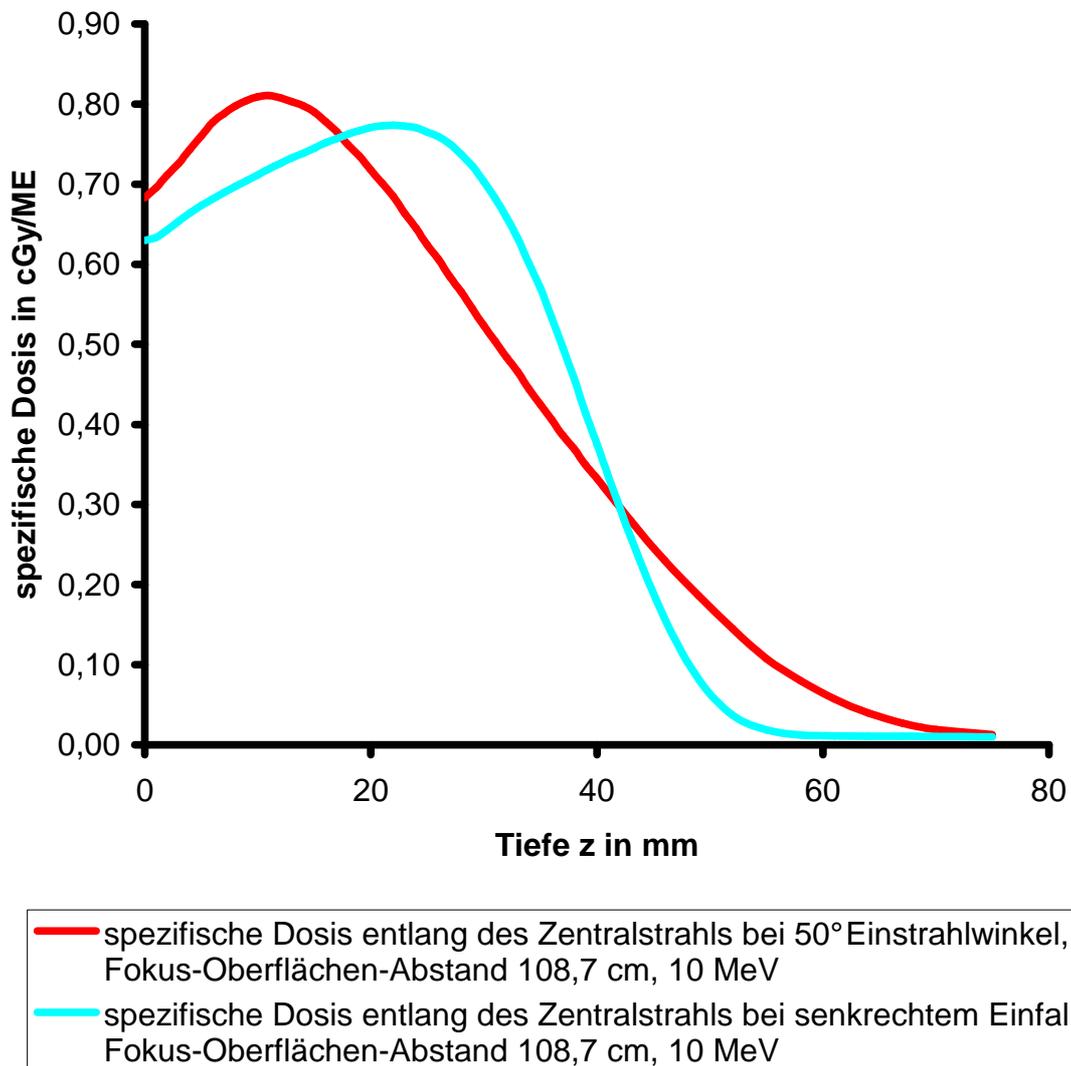


Abb. 3.8: Veränderung der spezifischen Dosis bei Schrägeinfall, 10 MeV, 20×20 Tubus

3.4 Vergleich der spezifischen Wasser-Energiedosis bei senkrechtem und schrägem Einfall 43

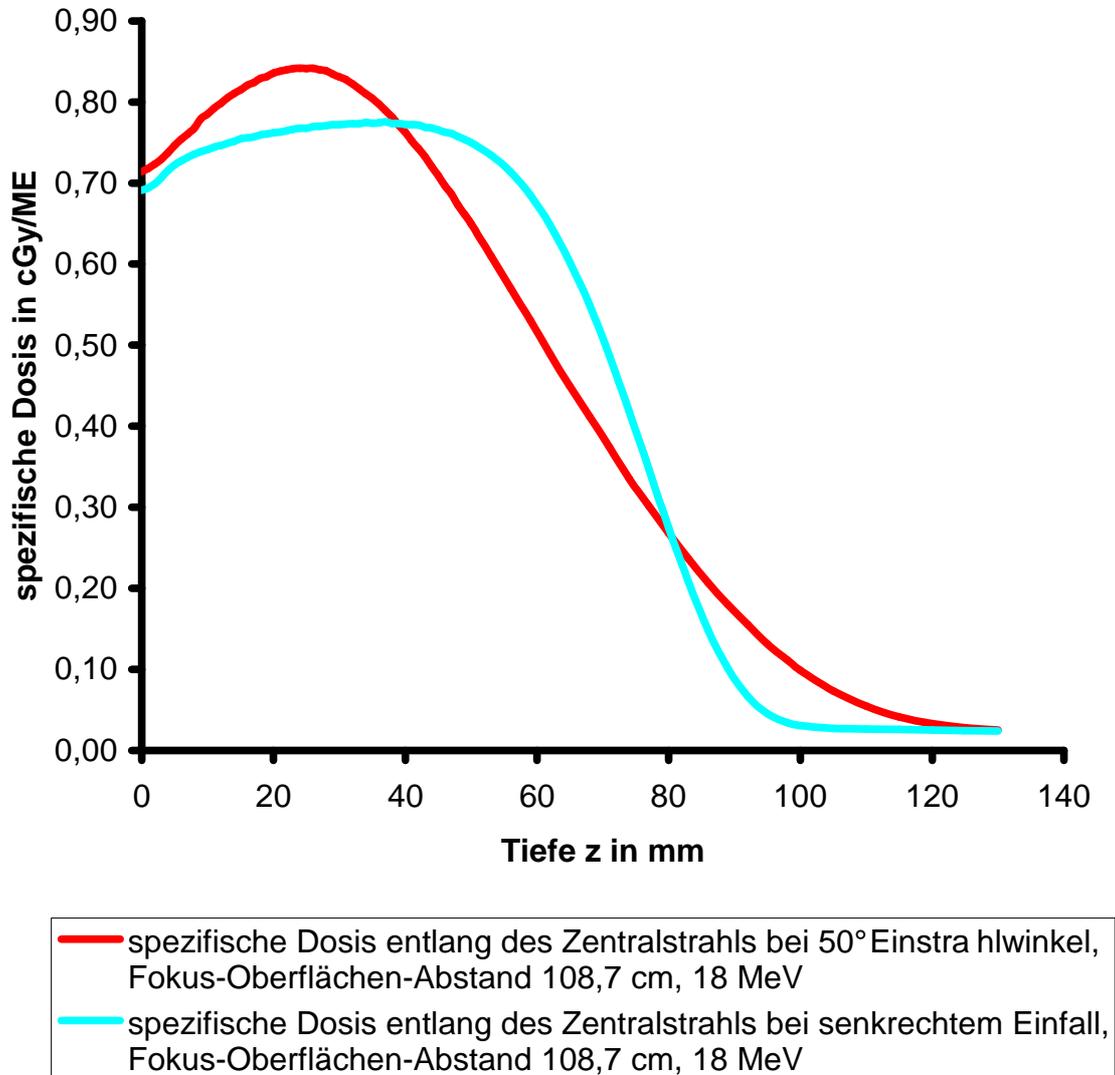


Abb. 3.9: Veränderung der spezifischen Dosis bei Schrägeinfall, 18 MeV, 20x20 Tubus

Mit diesen Abbildungen lassen sich die aus dem Verlauf der relativen Tiefendosiskurven gewonnenen Erkenntnisse erweitern:

Bei Schrägeinfall ist der Maximalwert der spezifischen Dosis bei niedrigen Elektronenenergien zunächst kleiner als bei senkrechtem Einfall, nimmt dann aber mit zunehmender Elektronenenergie zu und übertrifft schließlich den Maximalwert der spezifischen Dosis bei senkrechtem Einfall.

3.4.2 Vergleich der spezifischen Wasser-Energiedosis bei variablem Einstrahlwinkel und fester Energie

Ein Vergleich der spezifischen Wasser-Energiedosis bei unterschiedlichen Einstrahlwinkeln wird dadurch erschwert, dass bei größeren Winkeln auch größere Fokus-Oberflächen-Abstände vorliegen. Im Gegensatz zur Position des Maximums ist die spezifische Wasser-Energiedosis aber stark vom FOA abhängig. Um den Einfluss dieser unterschiedlichen Fokus-Oberflächen-Abstände zu eliminieren, werden die Tiefendosiskurven auf das jeweilige Dosismaximum bei senkrechtem Einfall normiert. Hierzu dividiert man die sich bei einem bestimmten Winkel und dem zugehörigen FOA ergebenden spezifischen Dosen eines Tiefendosisverlaufs jeweils durch den Maximalwert der spezifischen Dosis, der sich bei senkrechtem Einfall und demselben FOA ergibt. Diese prozentualen Dosen werden in **Abb. 3.10** und **Abb. 3.11** gegen die Tiefe in mm aufgetragen, wobei **Abb. 3.10** eine Energie von 4 MeV und **Abb. 3.11** eine Energie von 10 MeV zugrunde liegt.

Aus diesen Abbildungen kann man dann auch über die spezifische Dosis Folgendes entnehmen:

- Bei einer Energie von 4 MeV werden die Maxima mit zunehmendem Winkel immer kleiner, bei einer Energie von 10 MeV nehmen die Maxima dagegen mit größer werdendem Winkel zu.
- Die Tiefendosiskurven fallen nach dem Maximum bei zunehmenden Winkeln immer flacher ab.

3.4 Vergleich der spezifischen Wasser-Energiedosis bei senkrechtem und schrägem Einfall

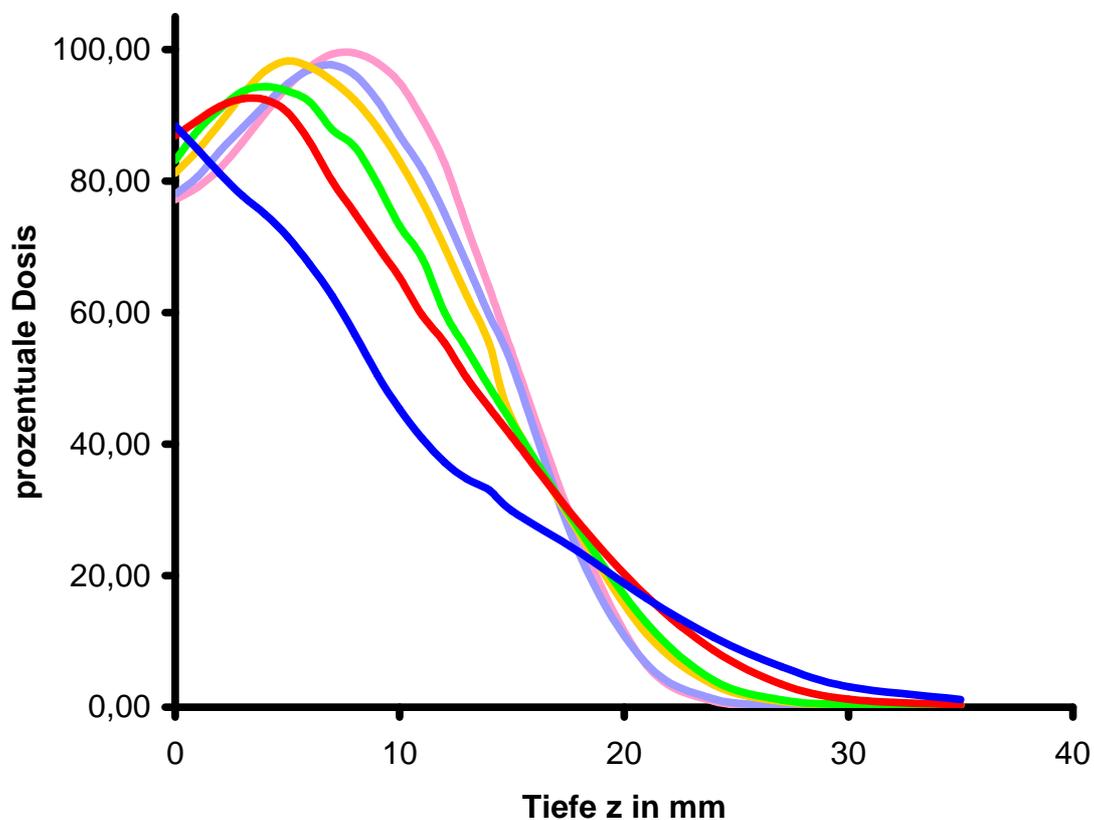


Abb. 3.10: prozentuale Dosis in Abhängigkeit vom Einstrahlwinkel, 4 MeV, 20x20 Tubus

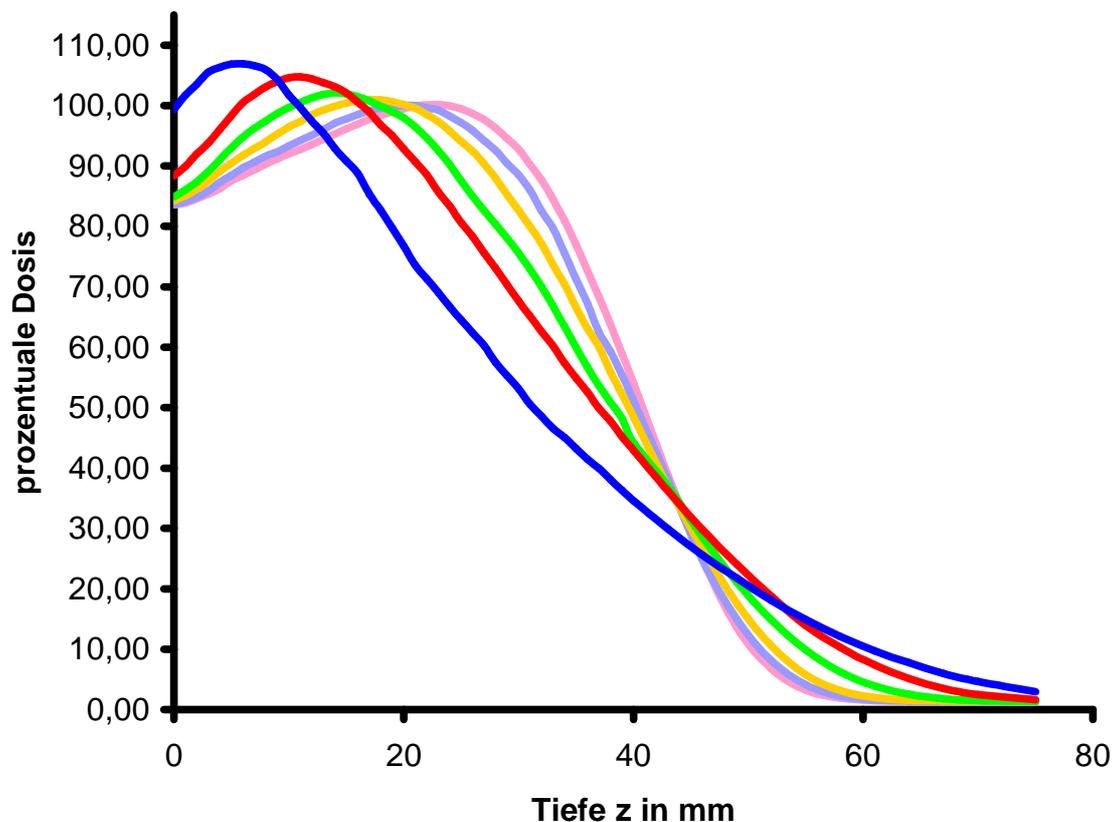


Abb. 3.11: prozentuale Dosis in Abhängigkeit vom Einstrahlwinkel, 10 MeV, 20x20 Tubus

3.4.3 Prozentuale Differenz der maximalen spezifischen Dosis bei schrägem und senkrechtem Einfall in Abhängigkeit von Energie, Winkel und Elektronentubus

In einem letzten Schritt werden nun die Auswirkungen des Schrägeinfalls auf die spezifische Dosis bei allen betrachteten Winkeln und Energien in einer Ab-

3.4 Vergleich der spezifischen Wasser-Energiedosis bei senkrechtem und schrägem Einfall 47

bildung zusammengefasst. Wie in 3.4.2 bemerkt wurde, lassen sich Maxima bei verschiedenen Winkeln wegen der Abhängigkeit der Dosisleistung vom FOA nicht direkt vergleichen. Dies gilt natürlich auch bei einer Differenzbildung von Maximalwerten der spezifischen Wasser-Energiedosis. Deshalb werden prozentuale Abweichungen betrachtet: Hierzu wird die Differenz aus dem Maximumwert bei Schrägeinfall und dem Maximumwert bei senkrechtem Einfall durch den Maximumwert bei senkrechtem Einfall dividiert, wobei der FOA für jede Energie und jeden Einstrahlwinkel jeweils derselbe ist.

Negative prozentuale Differenzen ergeben sich, wenn das Maximum der spezifischen Wasser-Energiedosis bei Schrägeinfall kleiner ist als bei senkrechtem Einfall.

Die **Tabellen 3.2a-h** ermöglichen die Zuordnung der einzelnen Punkte zu den verschiedenen Elektronentubussen. Außerdem können damit zusammenfallende Punkte ausfindig gemacht werden.

In **Abb. 3.12** wurden die prozentualen Differenzen der Maximalwerte der spezifischen Wasser-Energiedosis in Abhängigkeit von der Energie für die Winkel 10° , 20° , 30° , 40° , 50° und 60° und den $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -Elektronentubus sowie den Endrahmen 20-ER 6 eingetragen. Für jeden Winkel ergeben sich damit zwei Werte für die prozentuale Differenz. Aus den Datenpunkten lässt sich für jeden betrachteten Winkel mit Excel (Tabellenkalkulation, Microsoft) eine polynomische Trendlinie 4. Grades erzeugen und einzeichnen.

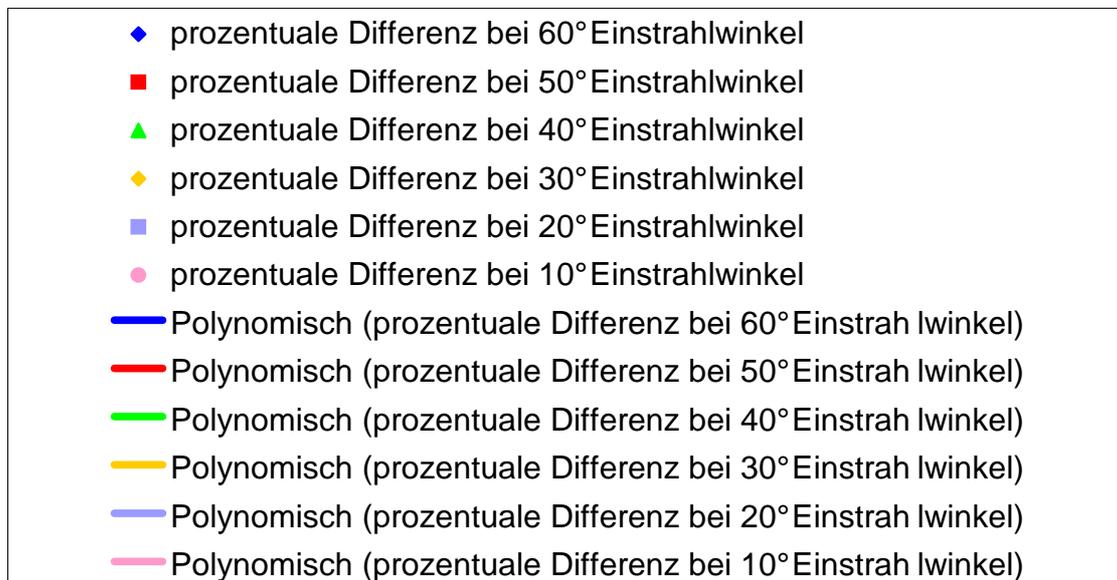
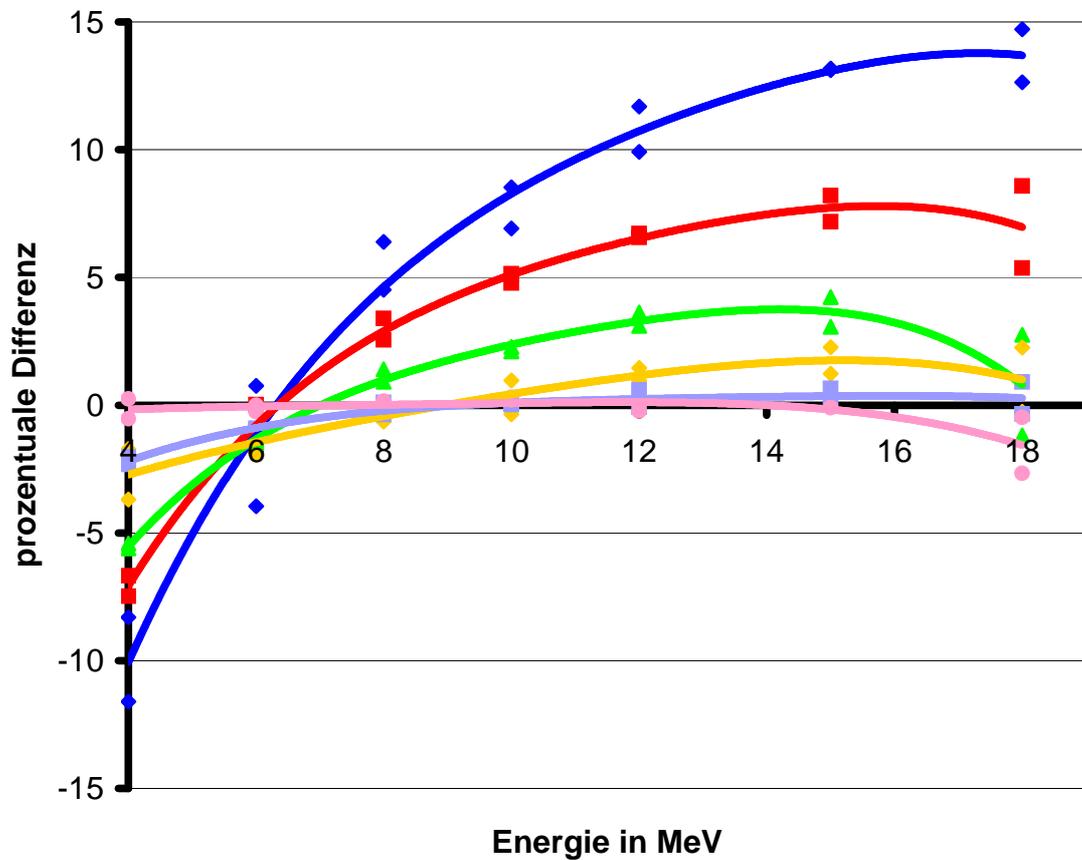


Abb. 3.12: Winkelabhängigkeit der prozentualen Differenz der Maximalwerte der spezifischen Dosis, 20x20 und 20-ER 6 Tubus

3.4 Vergleich der spezifischen Wasser-Energiedosis bei senkrechtem und schrägem Einfall 49

Für kleine Winkel bis 20° sind die prozentualen Differenzen unbedeutend. Bei 4 MeV starten die Kurven für alle Winkel im negativen Bereich, das Maximum der spezifischen Dosis bei senkrechtem Einfall ist hier noch größer als bei Schrägeinfall. Die Winkelabhängigkeit ist für 4 MeV recht deutlich, dabei ist für große Winkel auch der Betrag der prozentualen Differenz am größten. Mit zunehmender Energie nimmt der Unterschied der Maxima der spezifischen Dosis zunächst betragsmäßig immer weiter ab. In einem engen Bereich um 6 MeV schneiden sich die Trendlinien für sämtliche Winkel, die Winkelabhängigkeit ist hier also am geringsten. Zwischen 6 MeV und 9 MeV werden die Maxima bei Schrägeinfall und senkrechtem Einfall gleich. Mit weiter steigender Energie übertreffen dann die Maxima bei Schrägeinfall diejenigen bei senkrechtem Einfall. Die prozentuale Differenz steigt noch bis ca. 15 MeV an. Außerdem wird sie auch mit zunehmendem Einstrahlwinkel größer. Die Winkelabhängigkeit der prozentualen Differenz ist hier noch wesentlich ausgeprägter als bei 4 MeV.

Um den Einfluss des verwendeten Elektronentubus besser beurteilen zu können, wurden für das Diagramm in **Abb. 3.13** alle vorliegenden Elektronentubusse und Endrahmen eingesetzt, aus Gründen der Übersichtlichkeit aber wieder nur die Winkel 30° und 50° dargestellt.

Die in **Abb. 3.12** festgestellte Art der Winkel- und Energieabhängigkeit gilt in gleicher Weise auch für alle übrigen Elektronentubusse. Allerdings erhält man für die prozentualen Differenzen bei verschiedenen Elektronentubussen deutlich auseinanderliegende Werte. Die prozentualen Differenzen sind also nicht nur vom Winkel und der Energie, sondern in hohem Maße auch vom eingesetzten Elektronentubus bzw. Endrahmen abhängig.

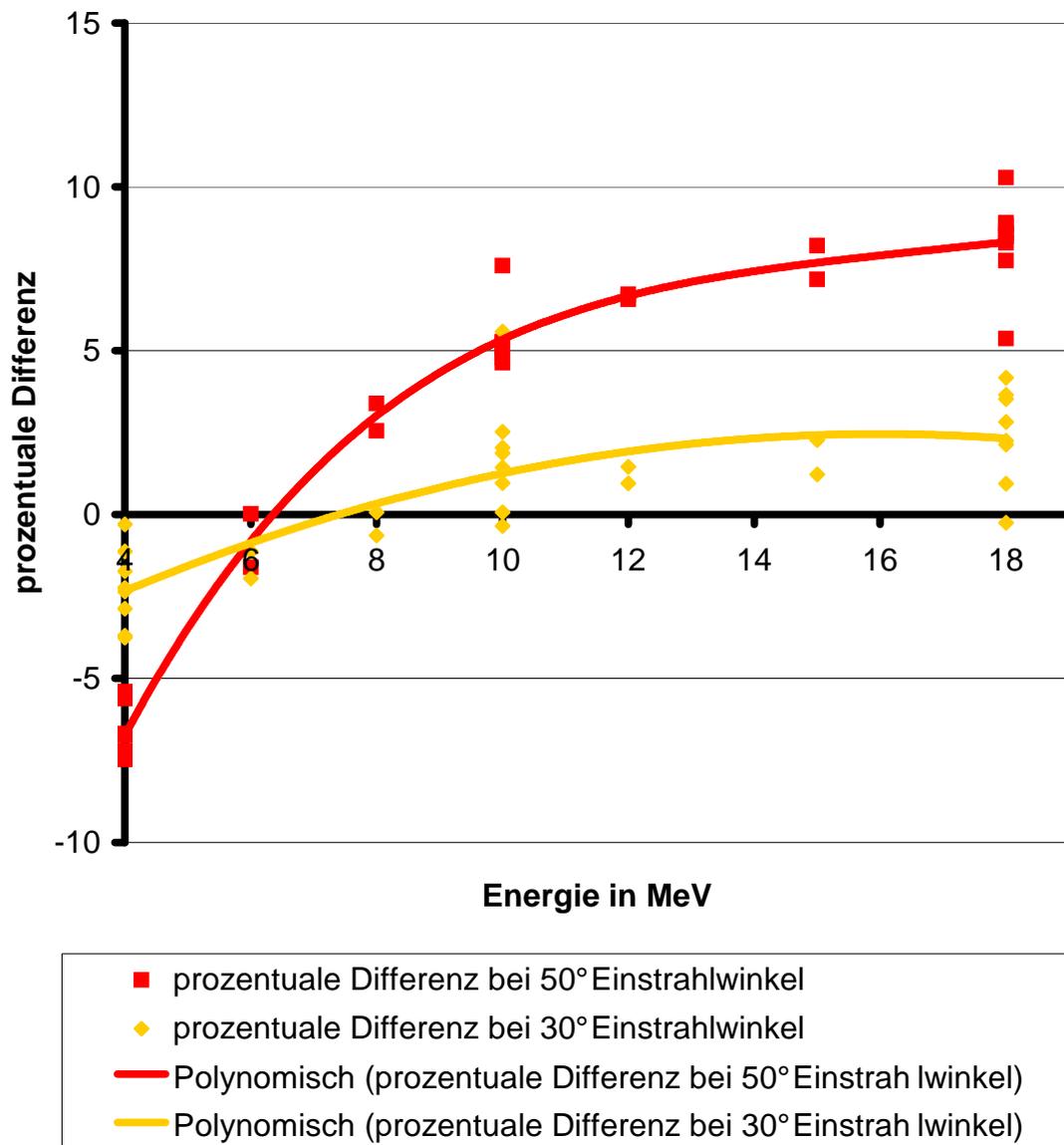


Abb. 3.13: Tubusabhängigkeit der prozentualen Differenz der Maximalwerte der spezifischen Dosis, bei 4, 10 und 18 MeV Datenpunkte aller in 2.2 genannten Tubusse; bei 6, 8, 12, 15 MeV 20x20 und 20-ER 6 Tubus

Tab. 3.2a: prozentuale Differenz der Maximumwerte der spezifischen Dosis, 20x20 cm² Tubus

Tab. 3.2a	Energie in MeV	60°	50°	40°	30°	20°	10°
20x20 Tubus	4	-11,6	-7,48	-5,61	-1,72	-2,32	-0,53
	6	-3,96	-1,61	-1,37	-1,12	-0,9	0
	8	4,52	2,55	1,41	0,07	0,1	0,16
	10	6,92	4,78	2,11	0,97	0,02	0,2
	12	9,91	6,72	3,63	1,46	-0,08	-0,23
	15	13,11	8,2	4,23	2,27	0,65	-0,09
	18	14,71	8,58	2,76	2,25	0,9	-0,48

Tab. 3.2b: prozentuale Differenz der Maximumwerte der spezifischen Dosis, 20-ER 6 Tubus

Tab. 3.2b	Energie in MeV	60°	50°	40°	30°	20°	10°
20-ER 6 Tubus	4	-8,3	-6,68	-5,42	-3,69	-2,03	0,24
	6	0,76	0,02	-1,48	-1,94	-0,97	-0,26
	8	6,39	3,39	0,92	-0,64	-0,37	-0,08
	10	8,53	5,14	2,28	-0,35	0,05	0,3
	12	11,69	6,57	3,1	0,96	0,59	0,06
	15	13,18	7,18	3,07	1,23	0,07	-0,09
	18	12,64	5,37	-1,18	-0,25	-0,34	-2,67

Tab. 3.2c-h: prozentuale Differenz der Maximumwerte der spezifischen Dosis

Tab. 3.2c	Energie in MeV	50°	30°
20x6 Tubus	4	-7,2	-2,87
	10	5,23	0,07
	18	8,47	2,14

Tab. 3.2e	Energie in MeV	50°	30°
14x14 Tubus	4	-7,46	-2,35
	10	4,63	1,88
	18	8,91	3,53

Tab. 3.2g	Energie in MeV	50°	30°
10x10 Tubus	4	-6,72	-1,12
	10	5,06	2,04
	18	10,28	4,18

Tab. 3.2d	Energie in MeV	50°	30°
6x6 Tubus	4	-5,62	-3,75
	10	7,59	1,44
	18	8,83	0,95

Tab. 3.2f	Energie in MeV	50°	30°
14-ER 5,5 Tubus	4	-5,41	-0,3
	10	5,13	2,52
	18	8,29	2,82

Tab. 3.2h	Energie in MeV	50°	30°
10-ER 5,5 Tubus	4	-7,3	-2,23
	10	5,27	5,58
	18	7,75	3,66

3.5 Erstellung von Schrägeinfallfaktoren zur Umwandlung der Tiefendosisverläufe bei senkrechtem Einfall in Tiefendosisverläufe bei Schrägeinfall

Einen von der Eindringtiefe abhängigen Schrägeinfallfaktor SF erhält man, wenn man die spezifische Wasser-Energiedosis $D_M(z, \alpha)$ bei Schrägeinfall durch die spezifische Wasser-Energiedosis $D_M(z, 0^\circ)$ bei senkrechtem Einfall dividiert, wobei der Fokus-Kammer-Abstand immer derselbe ist:

$$SF(z, \alpha) = \frac{D_M(z, \alpha)}{D_M(z, 0^\circ)} \quad (12)$$

In **Abb. 3.14** sind für 60° Einstrahlwinkel, 12 MeV Elektronen und $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -Tubus die Schrägeinfallfaktoren als Funktion von z/R_p dargestellt, wobei z die Eindringtiefe und R_p die praktische Reichweite der Elektronen bei senkrechtem Einfall ist.

Die Kurve zeigt die durch den Schrägeinfall verursachten Veränderungen der Dosisverteilung im Vergleich zum senkrechten Einfall auf:

- eine anfängliche Zunahme der Dosis mit Schrägeinfallfaktoren größer 1 in dem Bereich $z/R_p < 0,3$,
- eine anschließende Abnahme der Dosis mit Schrägeinfallfaktoren kleiner 1 in dem Bereich $0,3 < z/R_p < 0,9$,
- einen steilen Anstieg der Dosis in dem Bereich $z/R_p > 0,9$ bis zum Erreichen der praktischen Reichweite.

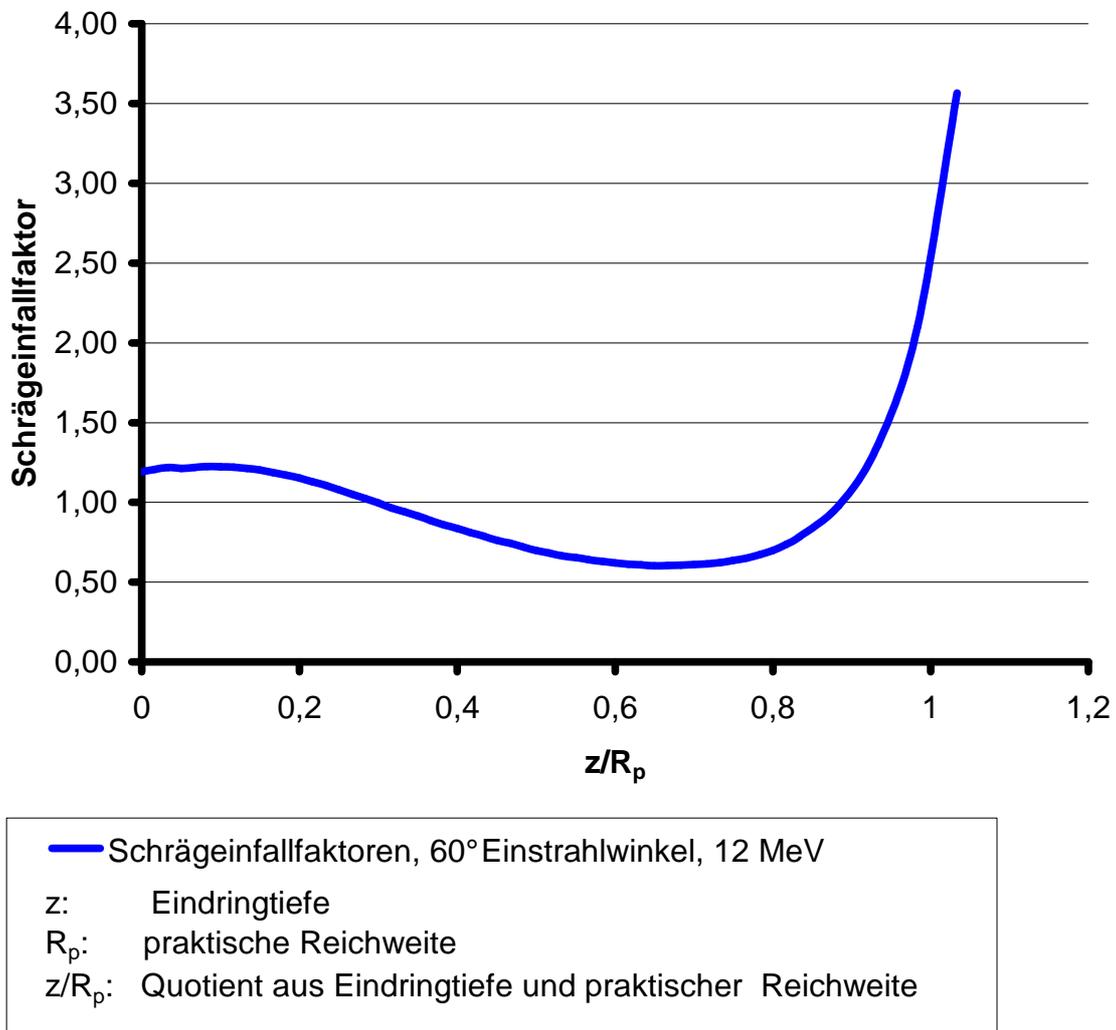


Abb. 3.14: Schrägeinfallfaktoren, 60° Einstrahlwinkel, 12 MeV, 20x20 Tubus

Abb. 3.15 zeigt die Kurven der Schrägeinfallfaktoren für alle Energien, 60° Einstrahlwinkel und 20x20 cm²-Elektronentubus.

Sie verdeutlicht die Energieabhängigkeit der Faktoren. So verbreitert sich der anfängliche Bereich mit Schrägeinfallfaktoren größer 1 mit zunehmender Energie. Während für 4 MeV nur bis $z/R_p < 0,1$ eine Zunahme der Dosis gefunden wird, ist dies bei 18 MeV bis $z/R_p < 0,36$ der Fall. Auch die maximale bzw. minimale Größe der Schrägeinfallfaktoren ist energieabhängig. Für 4 MeV hat

der kleinste Schrägeinfallfaktor den Wert 0,53, bei 18 MeV beträgt der kleinste Schrägeinfallfaktor 0,64.

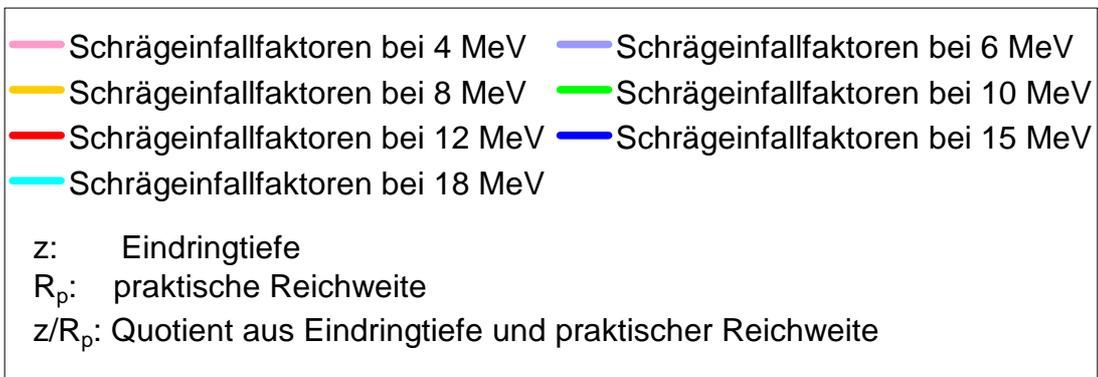
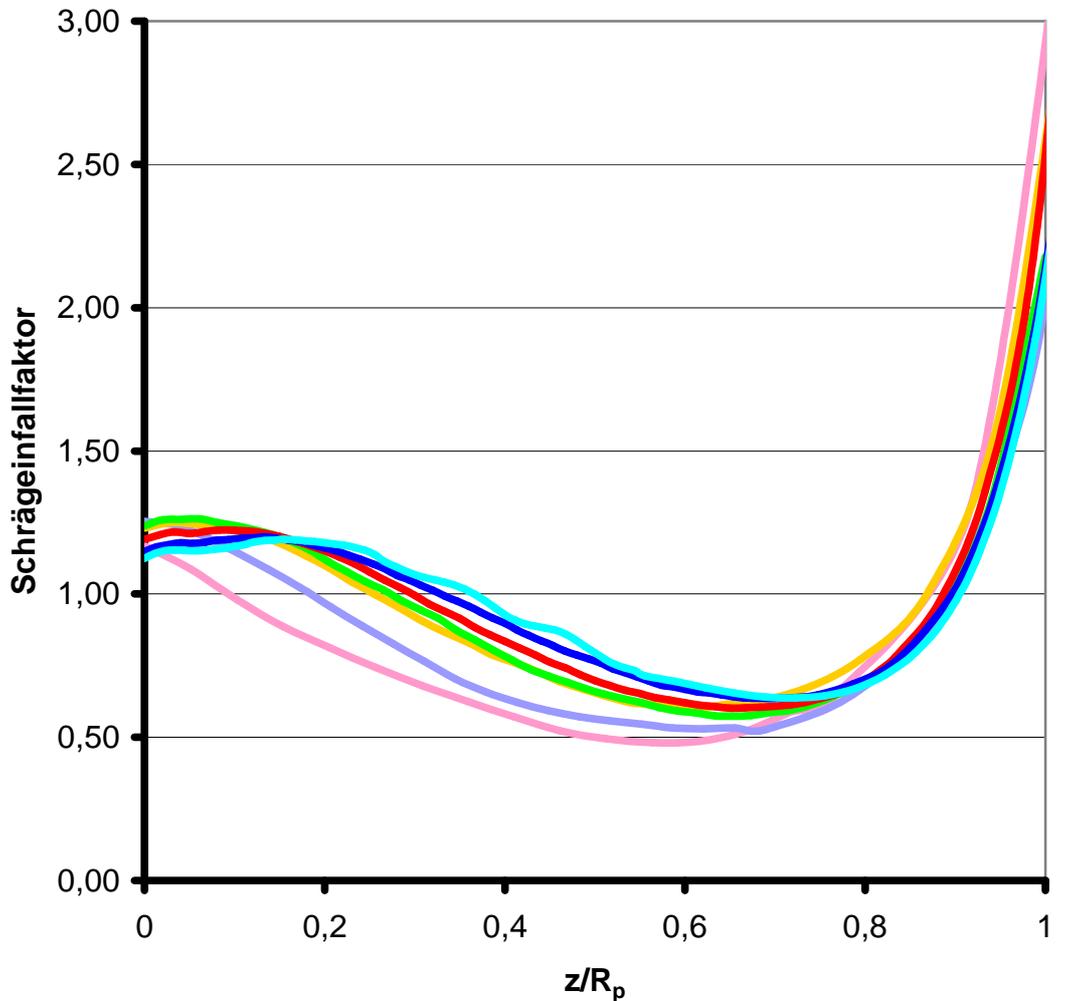


Abb. 3.15: Energieabhängigkeit der Schrägeinfallfaktoren, 60° Einstrahlwinkel, 20x20 Tubus

3.6 Auswertung der Isodosenpläne

Im Folgenden soll die Genauigkeit des Bestrahlungsplanungssystems (BPS) bei schrägem Einstrahlwinkel untersucht werden. Hierzu werden vom Bestrahlungsplanungssystem berechnete Isodosenverteilungen mit gemessenen Isodosenverteilungen in der Transversalebene ($x^f z^f$ -Ebene, siehe **Abb. 2.2**) verglichen. Analog zur klinischen Praxis erfolgt die Normierung auf das berechnete bzw. gemessene Dosismaximum oder auf das Dosismaximum auf der Zentralstrahlparallele. Die gemessene Dosisverteilung wird als richtig angesehen, so dass alle Abweichungen sich hierauf beziehen.

Die prinzipiellen Abweichungen des Planungssystems von den gemessenen Ergebnissen sollen beispielhaft für 12 MeV Elektronen, 50° Einstrahlwinkel und Elektronentubus 20-ER 6 dargestellt werden. Es sei darauf hingewiesen, dass die Einheiten der x^f -Achse und der z^f -Achse bei allen Isodosenplänen, Dosisdifferenzplänen und Gamma-Index-Vergleichen unterschiedlich sind.

3.6.1 Vergleich der Isodosenpläne für die relative Energiedosis mit Normierung auf das jeweilige Dosismaximum

Abb. 3.16 zeigt die gemessene Dosisverteilung für die relative Energiedosis bei 12 MeV Elektronen und 50° Einstrahlwinkel in der Transversalebene, **Abb. 3.17** die entsprechende berechnete. Beide Verteilungen sind auf das jeweilige Dosismaximum normiert.

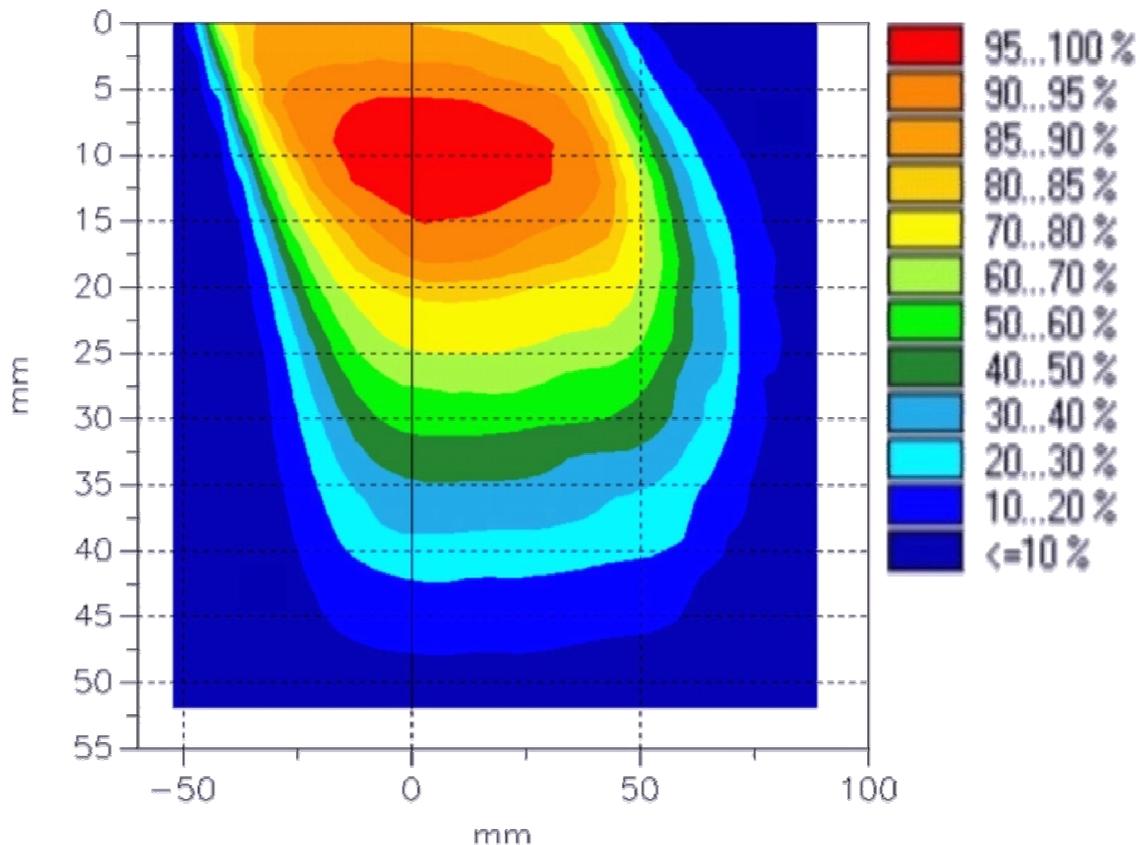


Abb. 3.16: gemessene Isodosenverteilung (Normierung auf das gemessene Dosismaximum, 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel)

Das gemessene Dosismaximum (**Abb. 3.16**) hat die Koordinaten (8|9), der therapeutische Tiefenbereich $R'_{90}R_{90}$ liegt zwischen den Wassertiefen 3 mm und 17 mm. Ab einer Wassertiefe von 48 mm beträgt die Dosis unter 10%.

Das berechnete Dosismaximum (**Abb. 3.17**) liegt an der Stelle (-31,5|3) und damit in deutlich geringerer Wassertiefe als das Maximum der gemessenen Dosisverteilung. Der therapeutische Tiefenbereich $R'_{90}R_{90}$ befindet sich zwischen den Wassertiefen 0 mm und 16 mm.

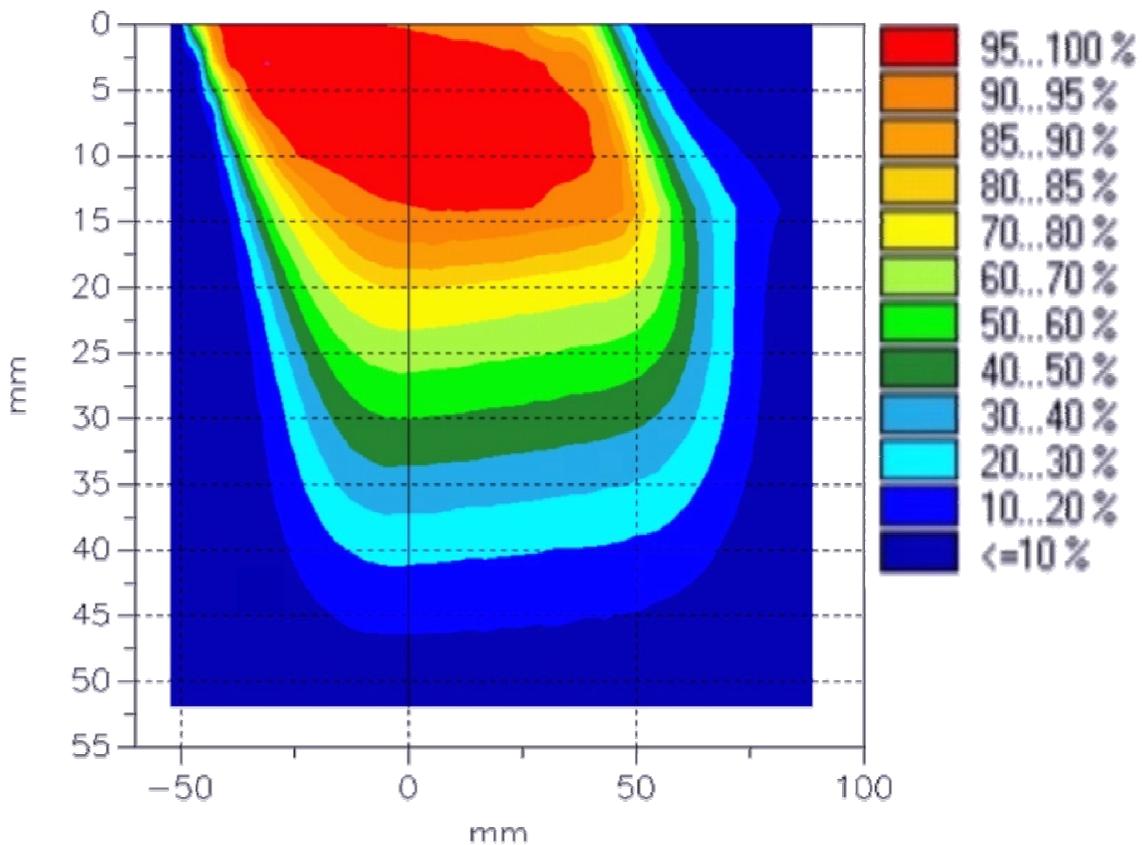


Abb. 3.17: berechnete Isodosenverteilung (Normierung auf das berechnete Dosismaximum, 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel)

In **Abb. 3.18** wurden die beiden Isodosenpläne zum besseren Vergleich übereinander gelegt. Die gemessenen Isodosen sind durchgezogen dargestellt und die berechneten gestrichelt. Besonders auffällig ist die unterschiedliche Größe des Bereichs $R'_{95}R_{95}$, bei dem die Dosis zwischen 95% und 100% liegt. Während das Planungssystem schon an der Wasseroberfläche Orte mit einer Dosis über 95% vorhersagt, wurde diese Dosis erst in größerer Tiefe gemessen.

Unterhalb der 90%-Isodose liegen die gemessenen Isodosen etwa 2 bis 3 mm tiefer als die berechneten.

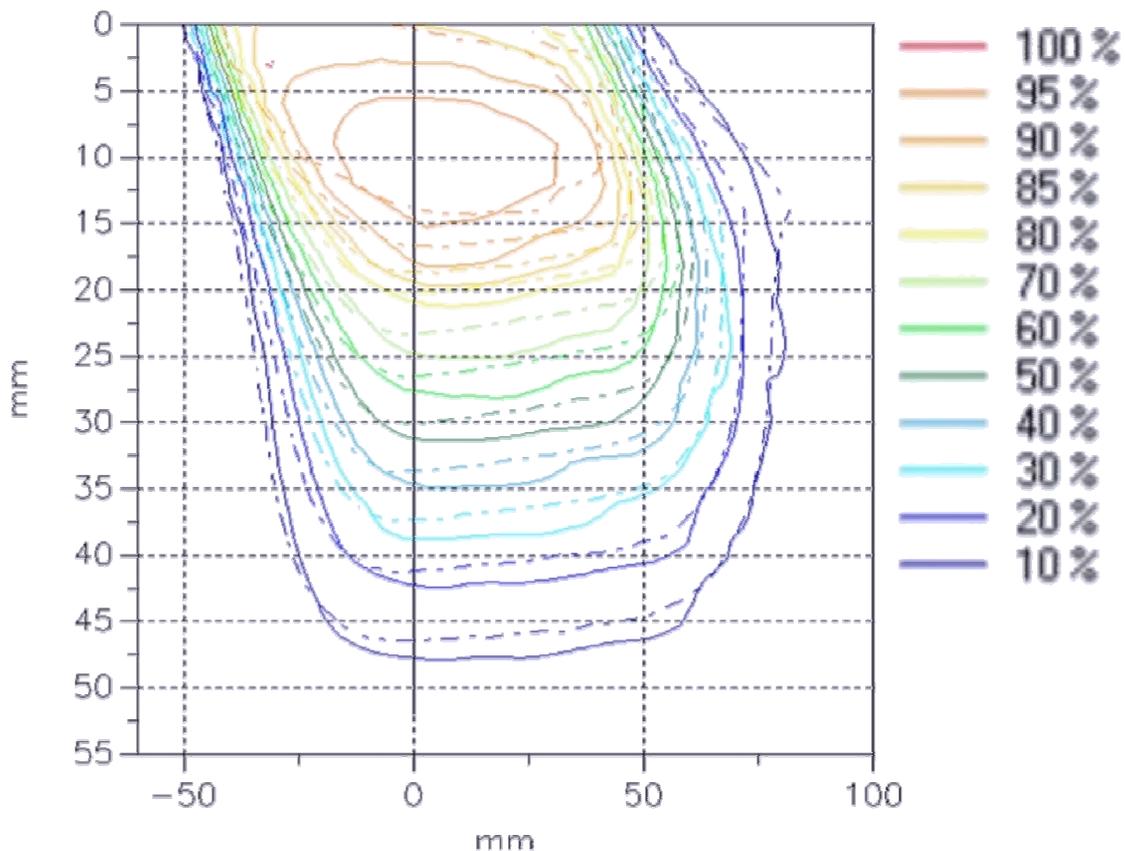


Abb. 3.18: Isodosenpläne übereinander gelegt, 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel, gemessene und berechnete Dosisverteilung auf das jeweilige Dosismaximum normiert

Um die Dosisunterschiede genauer quantifizieren zu können, wurde eine Dosisdifferenzmatrix erstellt, bei der die Dosisdifferenz $\Delta D = D_c - D_r$ an jedem Ort berechnet wurde (**Abb. 3.19**). Dabei ist D_c die vom Planungssystem berechnete und D_r die gemessene Dosis. Positive Differenzen ergeben sich folglich, wenn die gemessene Dosis kleiner ist als die berechnete; bei negativen Differenzen ist die gemessene Dosis größer als die berechnete.

An den beiden Feldrändern ergeben sich Dosisdifferenzen von bis zu 43%, am berechneten Dosismaximum (-31,5|3) beträgt sie 12,2%, am gemessenen Dosismaximum (8|9) -2,4% und am Dosimaximum entlang der Zentralstrahlparallele (13,8|11,6) -1,9%.

Insgesamt lässt sich sagen, dass die berechnete Dosis in der Nähe der Wasseroberfläche größer ist als die gemessene. In größeren Tiefen übersteigt die gemessene Dosis jedoch die berechnete, was zu Dosisdifferenzen von bis zu -10% im Bereich von 25 mm Wassertiefe führen kann.

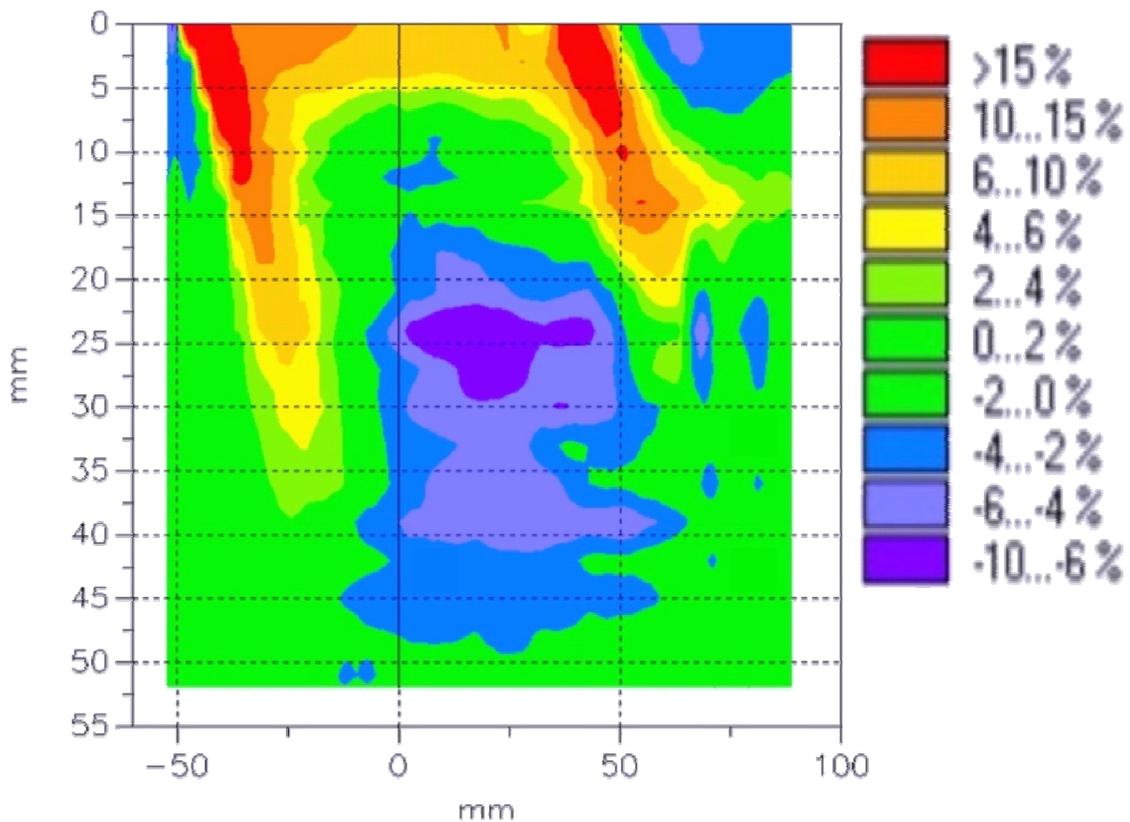


Abb. 3.19: Dosisdifferenzplan, 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel, gemessene und berechnete Dosisverteilung auf das jeweilige Dosismaximum normiert

Die beiden Isodosenpläne wurden außerdem noch mit dem Gamma-Index-Modus verglichen, der in Kapitel 2.11 ausführlich beschrieben wird. Die maximal zulässige Dosisdifferenz betrug $\Delta D_M = 4\%$ und als Distance-to-agreement wurde $\Delta d_M = 4\text{ mm}$ gewählt (**Abb. 3.20**).

Es zeigt sich, dass fast alle Punkte ab einer Wassertiefe von 7 mm die geforderten Toleranzkriterien erfüllen, während im Wassertiefenbereich von 0 mm

bis 7 mm viele Punkte außerhalb der Toleranzkriterien liegen. Die Feldränder, bei denen aufgrund des steilen Dosisgradienten Dosisdifferenzen von bis zu 43% (siehe **Abb. 3.19**) festgestellt wurden, liegen jedoch innerhalb der Akzeptanzkriterien.

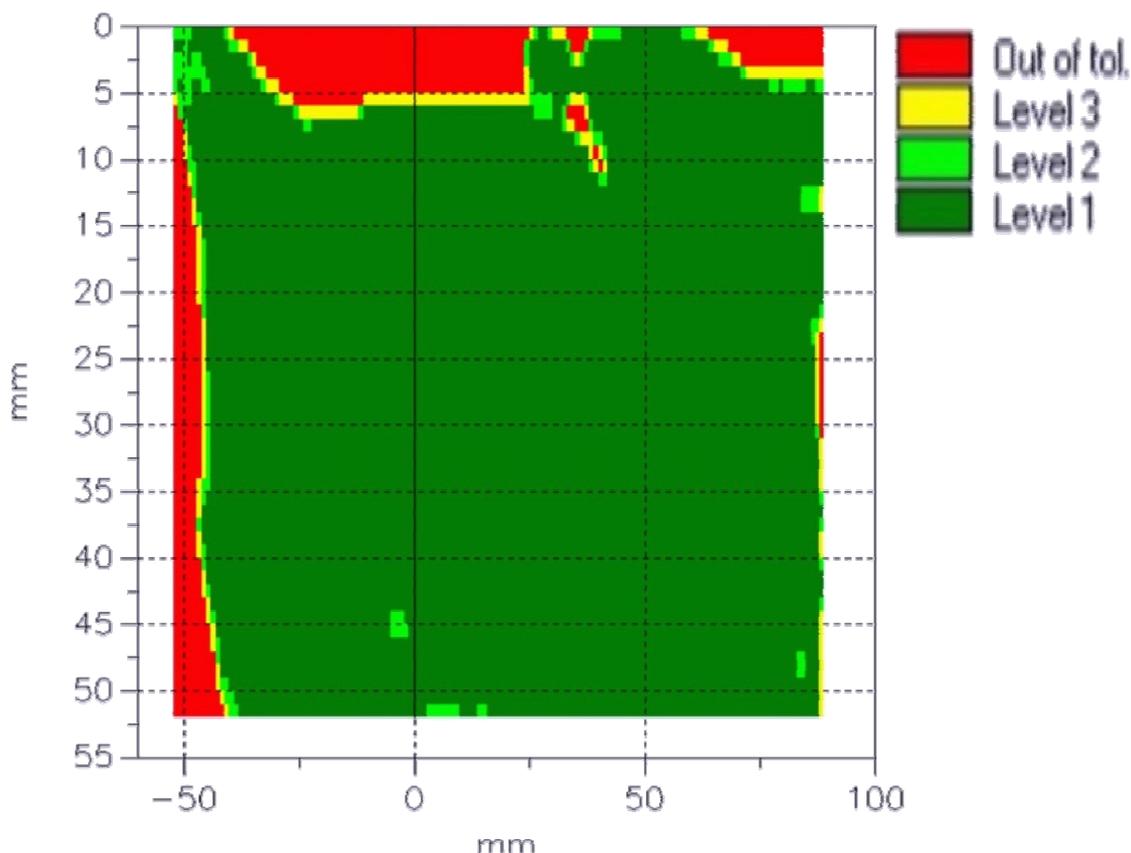


Abb. 3.20: Gamma-Index-Vergleich, 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel, gemessene und berechnete Dosisverteilung auf das jeweilige Dosismaximum normiert

Es wurde bereits festgestellt, dass bei 50° Einstrahlwinkel und 12 MeV Elektronen das berechnete Dosismaximum in deutlich geringerer Wassertiefe als das gemessene Dosismaximum liegt. In **Abb. 3.21** wird nun die Differenz der Wassertiefe beider Dosismaxima als Funktion der Energie bei den Einstrahlwinkeln 30° und 50° dargestellt.

Nahezu alle Differenzen sind negativ, das heißt, dass das Planungssystem systematisch das Dosismaximum in zu geringe Tiefen legt. Bei den Energien 4,

6 und 8 MeV sind die Unterschiede sowohl für 30° als auch für 50° sehr klein. Bei 12 MeV Elektronen ergibt sich jedoch eine Differenz von -6 mm (50 Grad) bzw. -7 mm (30 Grad).

Für 12 MeV und 15 MeV Elektronen ist die Differenz betragsmäßig bei 30° größer als bei 50°.

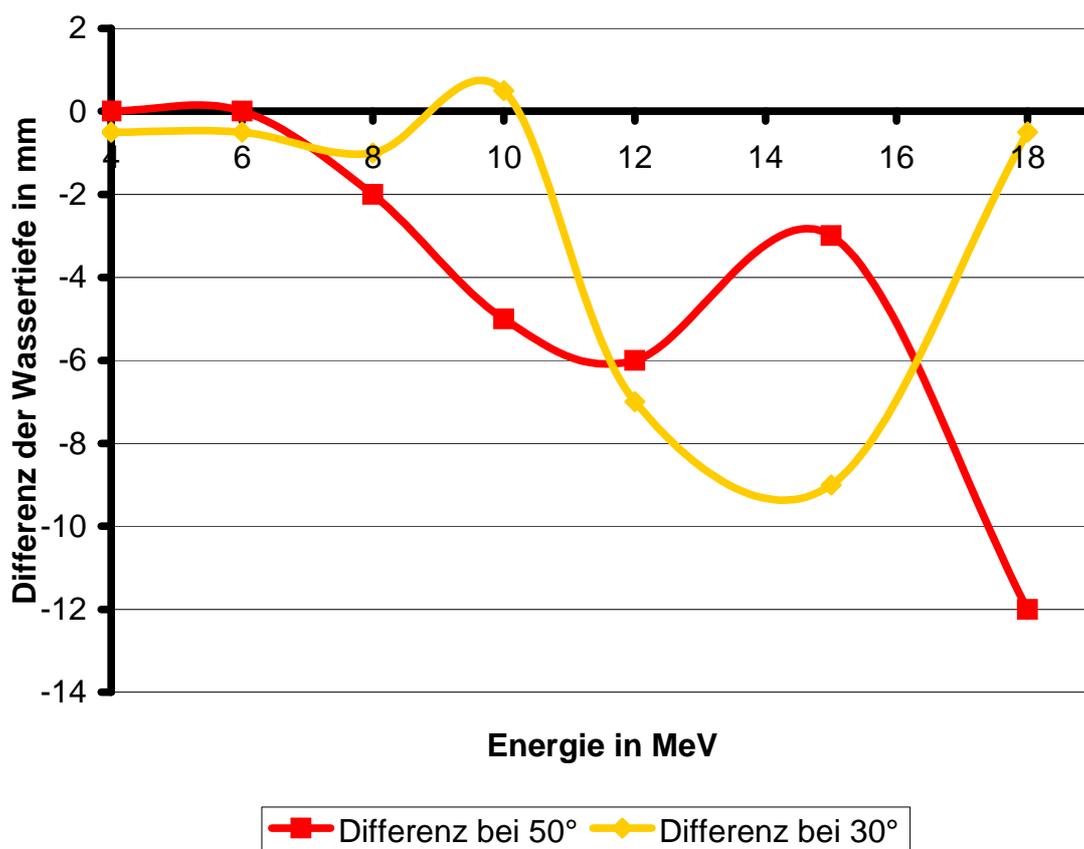


Abb. 3.21: Differenz der Wassertiefe des berechneten und des gemessenen Dosismaximums

Anhand von **Abb. 3.22**, **Abb. 3.23** und **Abb. 3.24** wird die Dosisdifferenz $\Delta D = D_c - D_r$ am gemessenen Dosismaximum (**Abb. 3.22**), am berechneten Dosismaximum (**Abb. 3.23**) und am Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele (**Abb. 3.24**) in Abhängigkeit von der Energie bei den Einstrahlwinkeln 30° und 50° dargestellt.

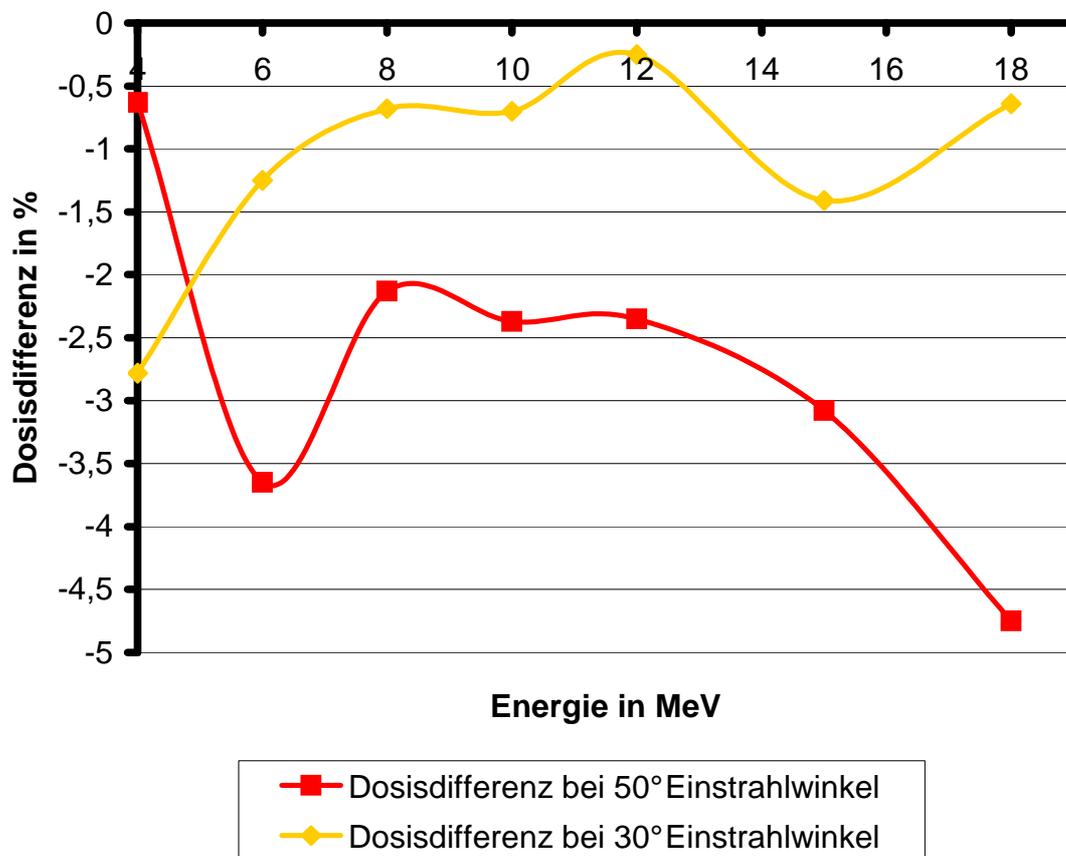


Abb. 3.22: Dosisdifferenz am gemessenen Dosismaximum, gemessene und berechnete Dosisverteilung auf das jeweilige Dosismaximum normiert

Am gemessenen Dosismaximum (8|9) ist die Dosisdifferenz ausnahmslos negativ, das heißt, dass hier die berechnete relative Energiedosis kleiner ist als die gemessene (**Abb. 3.22**). Außerdem ist die Dosisdifferenz mit Ausnahme der 4 MeV Elektronen bei 50° betraglich immer größer als bei 30°. Die Dosisdifferenzen bewegen sich zwischen -0,3% bei 12 MeV und 30° Einstrahlwinkel und -4,8% bei 18 MeV und 50° Einstrahlwinkel.

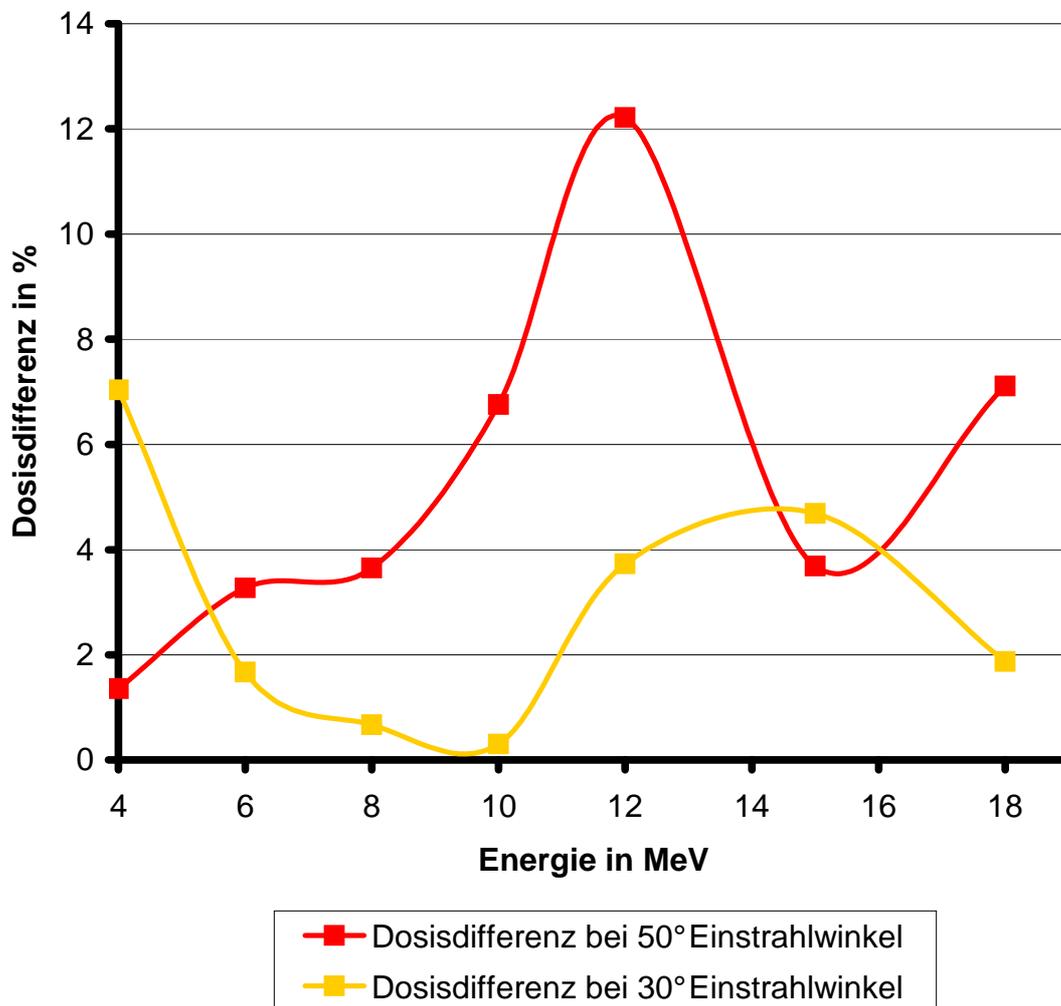


Abb. 3.23: Dosisdifferenz am berechneten Dosismaximum, gemessene und berechnete Dosisverteilung auf das jeweilige Dosismaximum normiert

Am berechneten Dosismaximum (-31,5|3) ist die Dosisdifferenz hingegen bei allen Energien und für beide Winkel durchgehend positiv (**Abb. 3.23**). Somit ist hier die berechnete relative Energiedosis größer als die gemessene. Die Dosisdifferenzen bewegen sich zwischen 0,3% bei 10 MeV und 30° Einstrahlwinkel und 12,2% bei 12 MeV und 50° Einstrahlwinkel.

Am Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele (13,8|11,6) ergibt sich sowohl für 30° als auch für 50° bei 4 MeV mit ungefähr -11% betraglich die größte Differenz (**Abb. 3.24**).

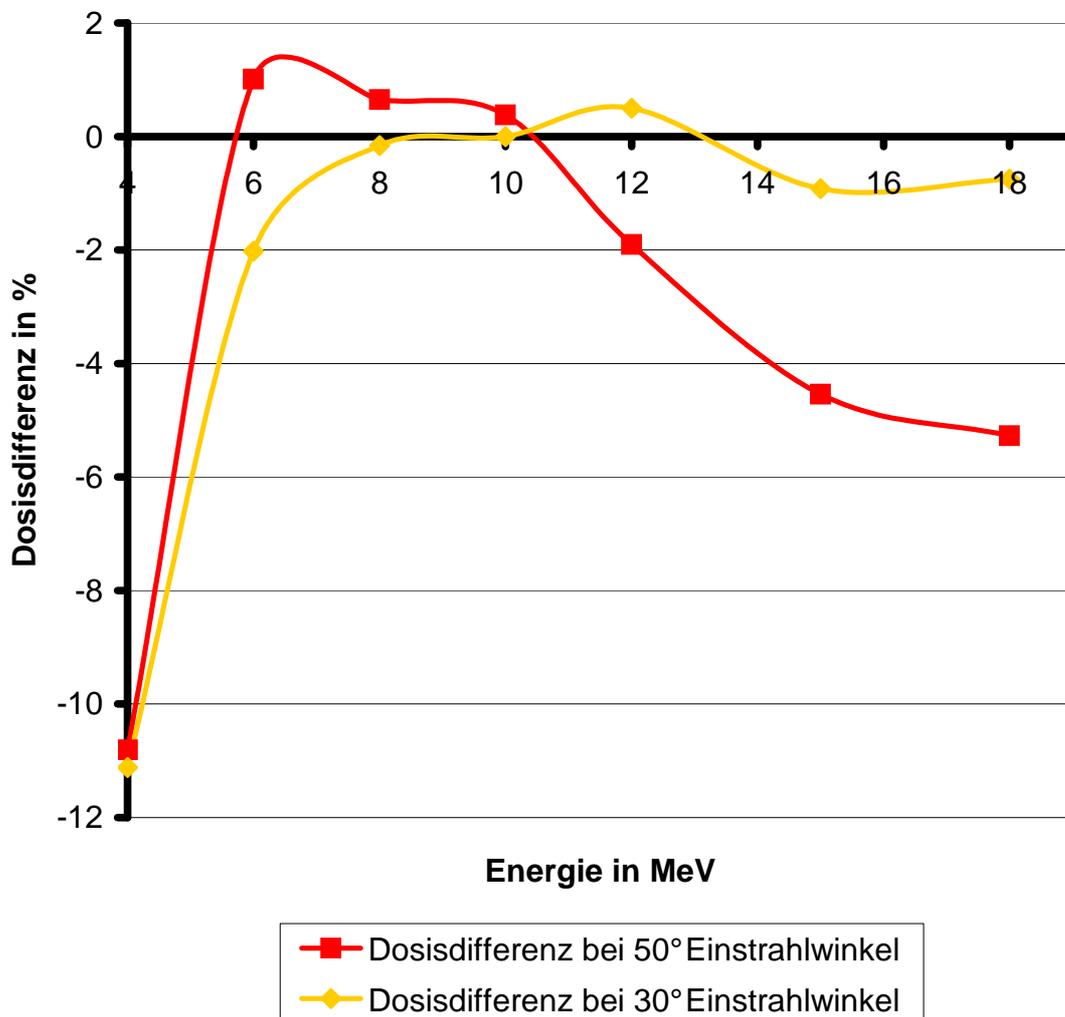


Abb. 3.24: Dosisdifferenz am Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele, gemessene und berechnete Dosisverteilung auf das jeweilige Dosismaximum normiert

Für alle anderen Energien ergeben sich bei einem Einstrahlwinkel von 30° keine nennenswerten Dosisdifferenzen, bei 50° werden für 15 MeV Elektronen und 18 MeV Elektronen Dosisdifferenzen von -4,5% bzw. -5,3% erreicht.

Eine ausführliche Zusammenstellung der Koordinaten der einzelnen Maxima, der relativen Energiedosen an den einzelnen Maxima und der jeweiligen Dosisdifferenzen zeigt **Tab. 3.3a** für 50° Einstrahlwinkel bzw. **Tab. 3.3b** für 30° Einstrahlwinkel.

Tab. 3.3a: Auswertung der Isodosenpläne, 50° Einstrahlwinkel, Normierung der Isodosenpläne auf das jeweilige Dosismaximum

ZP-Max.: Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele

nomielle Energie	4 MeV	6 MeV	8 MeV	10 MeV	12 MeV	15 MeV	18 MeV
Koordinaten des gemessenen Maximums in mm ($x' z'$)	8 0	-17 3,5	-7 6	-2 9	8 9	8 8,5	13 15
relative Energiedosis in gemessener Matrix [%]	100	100	100	100	100	100	100
relative Energiedosis in berechneter Matrix [%]	99,37	96,35	97,87	97,63	97,65	96,92	95,25
Dosisdifferenz der relativen Energiedosen [%]	-0,63	-3,65	-2,13	-2,37	-2,35	-3,08	-4,75
Koordinaten des berechneten Maximums in mm ($x' z'$)	-2 0	12,5 3,5	6,5 4	-17 4	-31,5 3	-16 5,5	-34,5 3
relative Energiedosis in gemessener Matrix [%]	98,64	96,73	96,35	93,24	87,78	96,31	92,89
relative Energiedosis in berechneter Matrix [%]	100	100	100	100	100	100	100
Dosisdifferenz der relativen Energiedosen [%]	1,36	3,27	3,65	6,76	12,22	3,69	7,11
Koordinaten des ZP-Max. in mm ($x' z'$)	3,1 2,6	5,4 4,5	7,7 6,4	10,7 9,0	13,8 11,6	16,9 14,1	22,2 18,6
relative Energiedosis in gemessener Matrix [%]	94,93	95,61	97,99	98,23	98,47	99,8	99,4
relative Energiedosis in berechneter Matrix [%]	84,12	96,62	98,64	98,61	96,57	95,26	94,13
Dosisdifferenz der relativen Energiedosen [%]	-10,81	1,01	0,65	0,38	-1,9	-4,54	-5,27

Tab. 3.3b: Auswertung der Isodosenpläne, 30° Einstrahlwinkel, Normierung der Isodosenpläne auf das jeweilige Dosismaximum

ZP-Max.: Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele

nominale Energie	4 MeV	6 MeV	8 MeV	10 MeV	12 MeV	15 MeV	18 MeV
Koordinaten des gemessenen Maximums in mm ($x^f z^f$)	-12,5 4	-7 8	-2 12	1,5 14,5	8 17,5	12 20	-7,5 12
relative Energiedosis in gemessener Matrix [%]	100	100	100	100	100	100	100
relative Energiedosis in berechneter Matrix [%]	97,22	98,75	99,32	99,3	99,75	98,59	99,36
Dosisdifferenz der relativen Energiedosen [%]	-2,78	-1,25	-0,68	-0,7	-0,25	-1,41	-0,64
Koordinaten des berechneten Maximums in mm ($x^f z^f$)	16 3,5	4,5 7,5	2 11	8,5 15	-14 10,5	-18,5 11	-21,5 11,5
relative Energiedosis in gemessener Matrix [%]	92,96	98,33	99,33	99,7	96,27	95,31	98,13
relative Energiedosis in berechneter Matrix [%]	100	100	100	100	100	100	100
Dosisdifferenz der relativen Energiedosen [%]	7,04	1,67	0,67	0,3	3,73	4,69	1,87
Koordinaten des ZP-Max. in mm ($x^f z^f$)	3,5 6,1	5,5 9,5	7,5 13	10,5 18,2	12,5 21,7	14 24,2	13,5 23,4
relative Energiedosis in gemessener Matrix [%]	99,33	99,04	99,22	98,81	98,71	98,67	99,26
relative Energiedosis in berechneter Matrix [%]	88,21	97,02	99,06	98,81	99,21	97,75	98,51
Dosisdifferenz der relativen Energiedosen [%]	-11,12	-2,02	-0,16	0	0,5	-0,92	-0,75

3.6.2 Vergleich der Isodosenpläne für die relative Energiedosis mit Normierung der Pläne am berechneten Dosismaximum

Im Folgenden soll dargestellt werden, welche Dosisdifferenzen sich ergeben, wenn gemessene und berechnete Dosisverteilung jeweils am Ort des berechneten Dosismaximums normiert werden. Die Dosisdifferenzen sind also ein direktes Maß für den Fehler, den man begeht, wenn man dem berechneten Isodosenplan des Planungssystems vertraut.

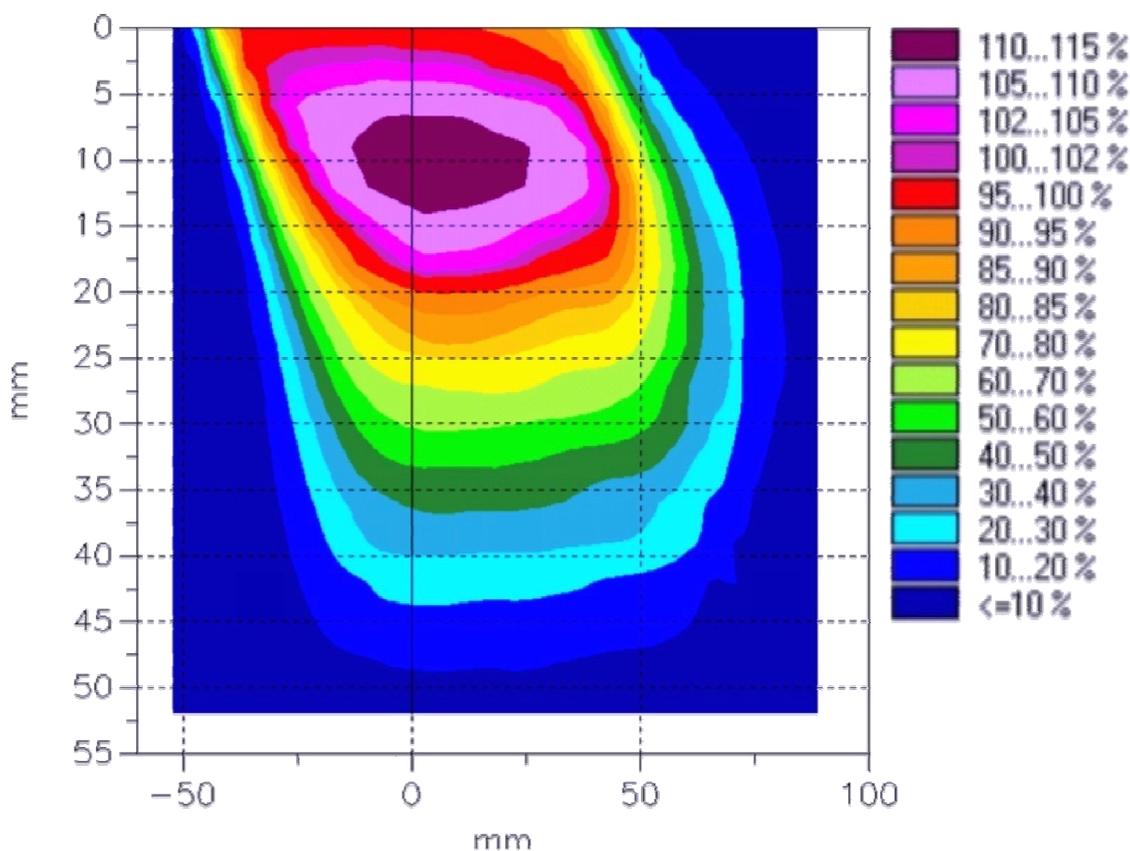


Abb. 3.25: gemessene Isodosenverteilung (normiert am berechneten Dosismaximum), 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel

Abb. 3.25 zeigt die gemessene Isodosenverteilung für die relative Energiedosis bei 12 MeV Elektronen und 50° Einstrahlwinkel in der Transversalebene. Sie wurde am berechneten Dosismaximum (-31,5|3) normiert, das heißt hier ist die relative Energiedosis jetzt 100%. Durch diese Normierung ergibt sich am ge-

messenen Dosismaximum (8|9) eine relative Energiedosis von 114,1%, die berechnete Dosismatrix (**Abb. 3.17**) weist hier jedoch lediglich eine relative Dosis von 97,8% auf. Die Dosisdifferenz an dieser Stelle beträgt folglich -16,3%. Eine Übersicht über die entstehenden Dosisdifferenzen liefert **Abb. 3.26**.

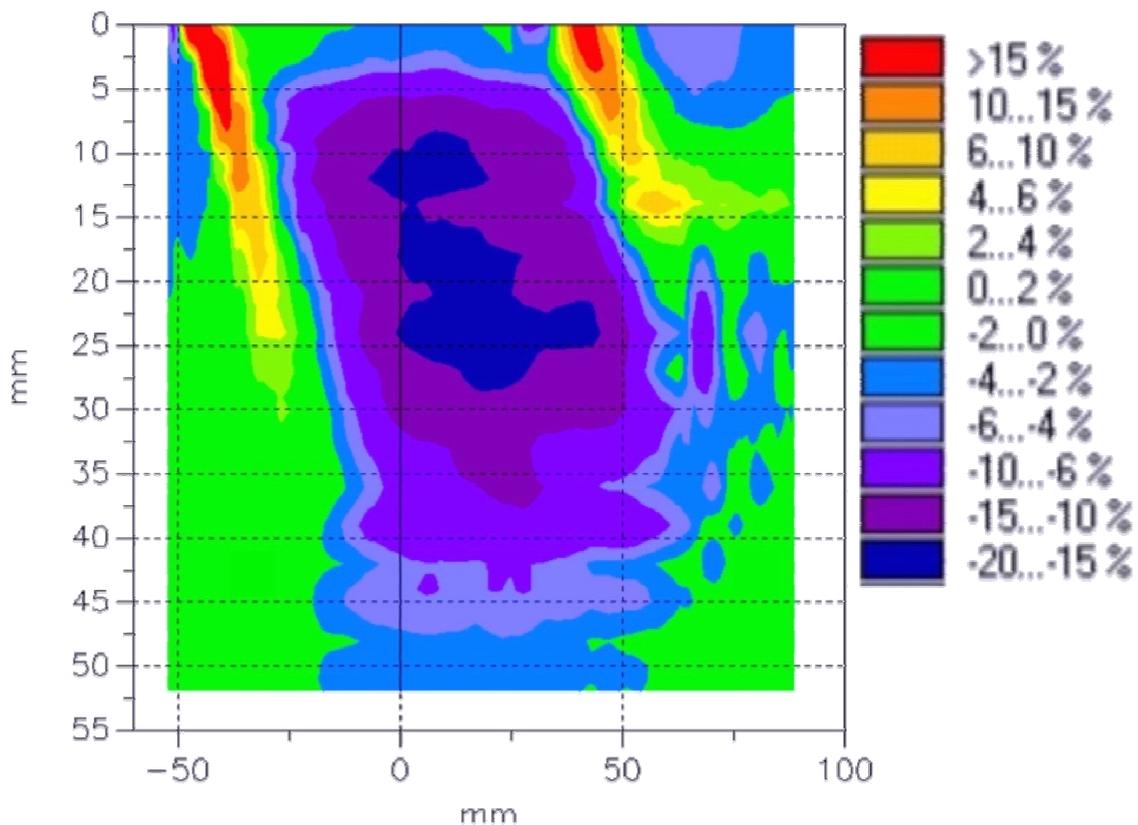


Abb. 3.26: Dosisdifferenzplan, 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel, gemessene und berechnete Dosisverteilung am berechneten Dosismaximum normiert

Im Wassertiefenbereich von 8 mm bis 28 mm kommt es zu Dosisdifferenzen zwischen -15% und -20%. Bis auf die beiden Feldränder beobachtet man fast nur negative Dosisdifferenzen; die gemessene Dosis ist also größer als die berechnete. Dies bedeutet, dass das Planungssystem die entstehenden Dosen unterschätzt.

Wiederum wurden die beiden Isodosenpläne mit dem Gamma-Index-Modus ausgewertet. Die maximal zulässige Dosisdifferenz betrug $\Delta D_M = 4\%$ und als Distance-to-agreement wurde $\Delta d_M = 4\text{mm}$ gewählt (**Abb. 3.27**).

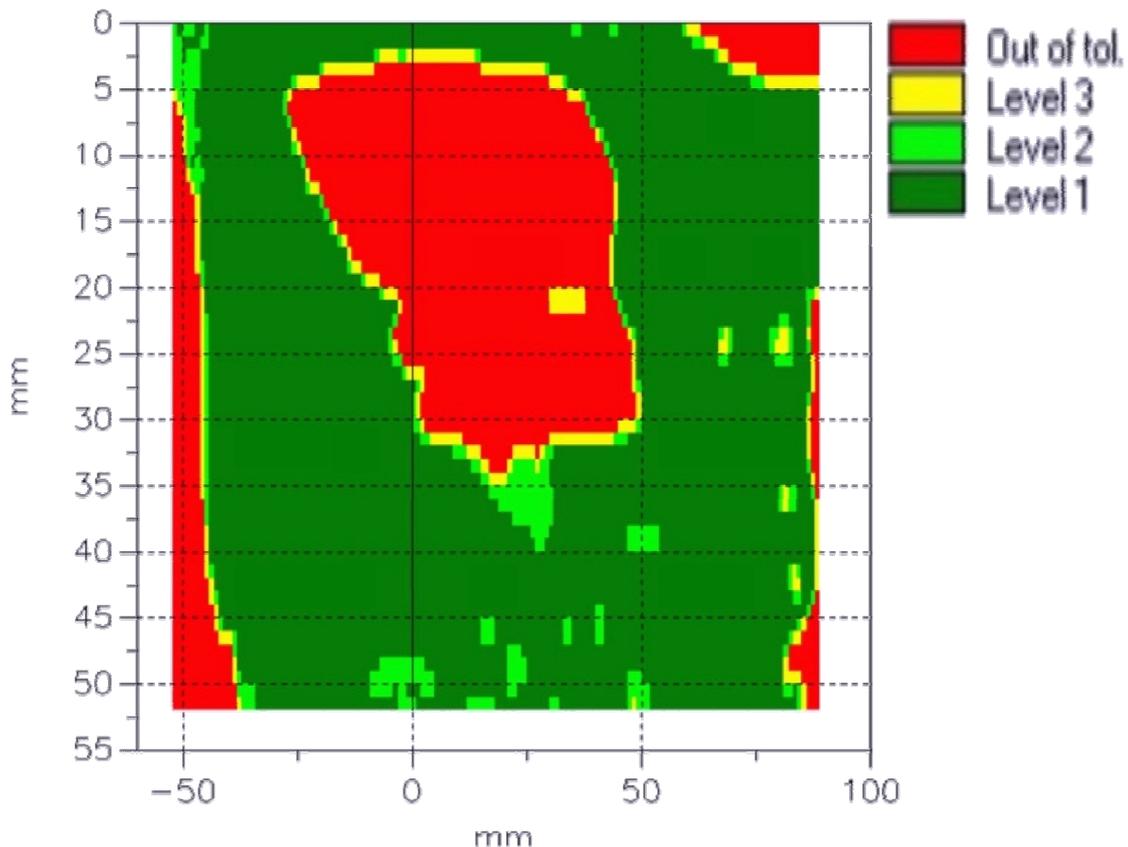


Abb. 3.27: Gamma-Index-Vergleich, 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel, gemessene und berechnete Isodosenverteilung am berechneten Dosismaximum normiert

In einem großen Bereich zwischen 3 mm Wassertiefe und 34 mm Wassertiefe liegen erwartungsgemäß viele Orte außerhalb der Akzeptanzkriterien.

Analog zu **Abb. 3.22** bzw. **Abb. 3.24** wird in **Abb. 3.28** bzw. **Abb. 3.29** die Dosisdifferenz am gemessenen Dosismaximum (**Abb. 3.28**) und am Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele (**Abb. 3.29**) in Abhängigkeit von der Energie bei den Einstrahlwinkeln 30° und 50° dargestellt.

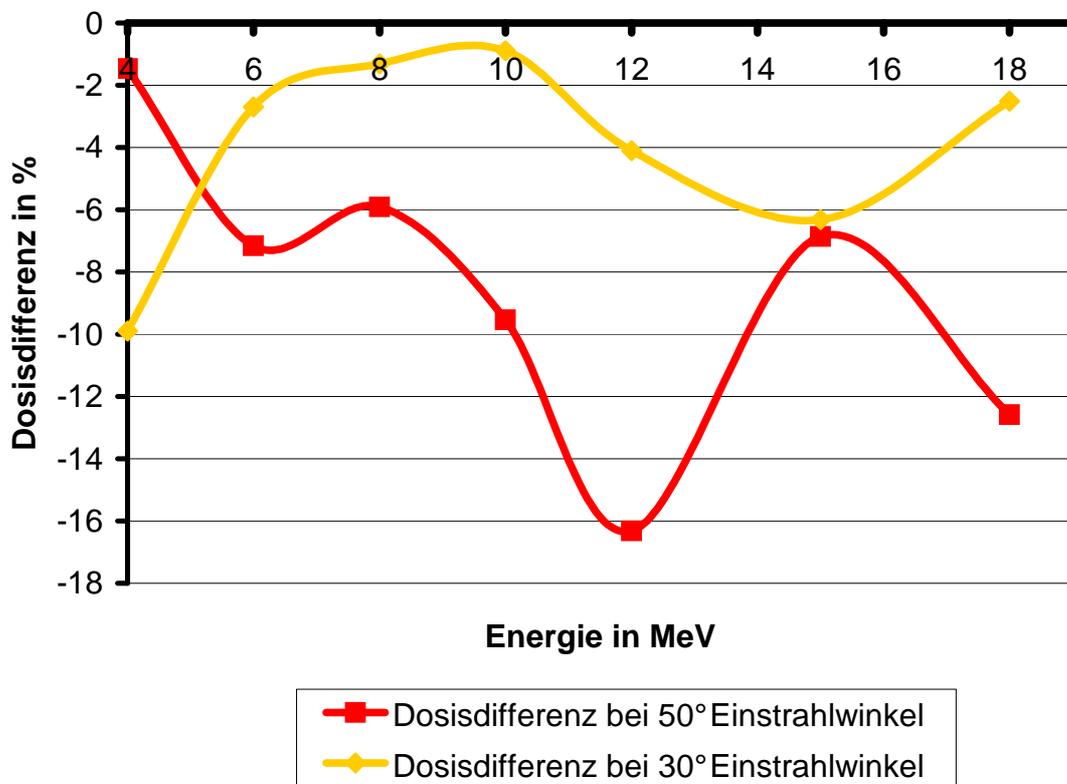


Abb. 3.28: Dosisdifferenz am gemessenen Dosismaximum, gemessene und berechnete Dosisverteilung am berechneten Dosismaximum normiert

Am gemessenen Dosismaximum (8|9) ist die Dosisdifferenz wiederum (wie bei **Abb. 3.22**) trotz der unterschiedlichen Normierung der zugrunde liegenden Isodosenpläne ausnahmslos negativ, das heißt, dass hier die berechnete relative Energiedosis kleiner ist als die gemessene (**Abb. 3.28**). Außerdem ist die Dosisdifferenz mit Ausnahme der 4 MeV Elektronen bei 50° betraglich immer größer als bei 30°. Die Dosisdifferenzen bewegen sich zwischen -0,9% bei 10 MeV und 30° Einstrahlwinkel und -16,3% bei 12 MeV und 50° Einstrahlwinkel. Am berechneten Dosismaximum (-31,5|3) ist die Dosisdifferenz hingegen bei allen Energien und für beide Winkel aufgrund der Normierung (beide Matrizen haben hier einen Wert von 100%) immer 0%.

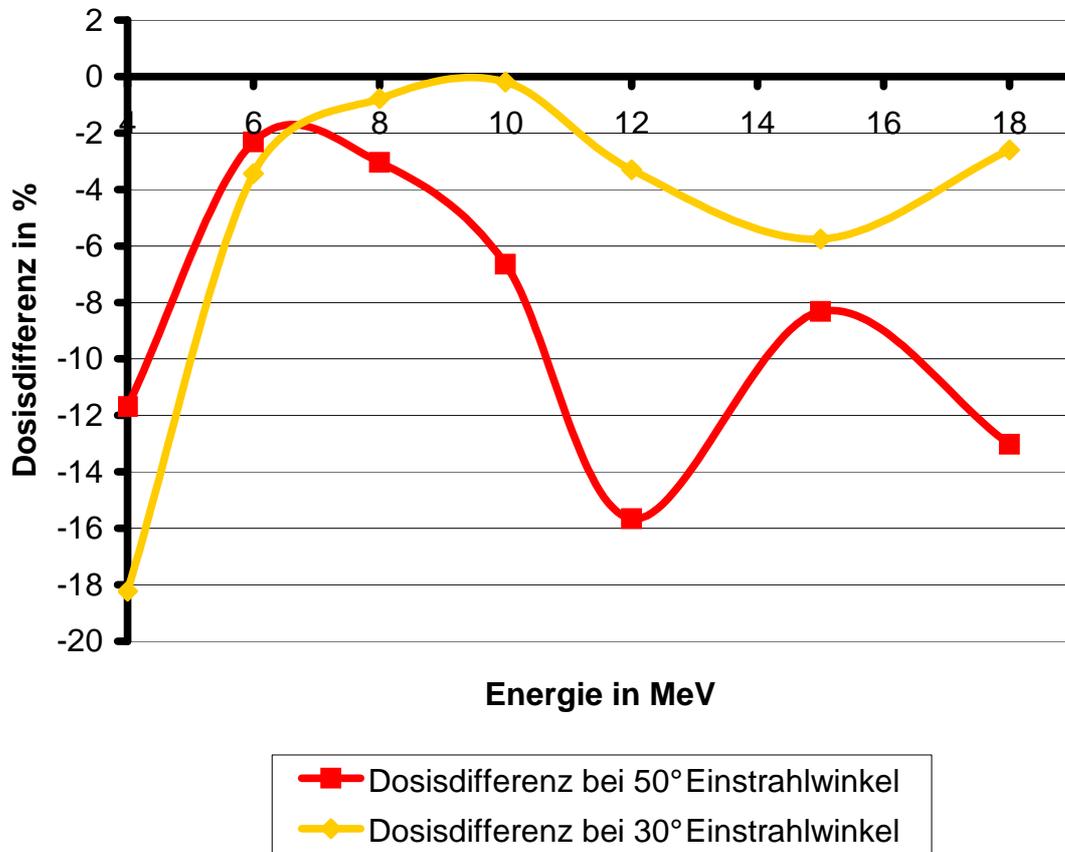


Abb. 3.29: Dosisdifferenz am Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele, gemessene und berechnete Dosisverteilung am berechneten Dosismaximum normiert

Am Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele (13,8|11,6) ergibt sich für den Einstrahlwinkel 50° bei 12 MeV mit -15,7% betraglich die größte Differenz; für 30° liegt die betraglich größte Differenz von -18,2% bei 4 MeV (**Abb. 3.29**). Ab einer Energie von 8 MeV liegt die 50°-Kurve immer unterhalb der 30°-Kurve. Eine ausführliche Zusammenstellung der Koordinaten der einzelnen Maxima, der relativen Energiedosen an den einzelnen Maxima bei Normierung der Pläne am berechneten Dosismaximum und der jeweiligen Dosisdifferenzen zeigt **Tab. 3.4a** für 50° Einstrahlwinkel bzw. **Tab. 3.4b** für 30° Einstrahlwinkel.

Tab. 3.4a: Auswertung der Isodosenpläne, 50° Einstrahlwinkel, Normierung der Isodosenpläne am berechneten Dosismaximum

ZP-Max.: Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele

nomielle Energie	4 MeV	6 MeV	8 MeV	10 MeV	12 MeV	15 MeV	18 MeV
Koordinaten des gemessenen Maximums in mm (x' z')	8 0	-17 3,5	-7 6	-2 9	8 9	8 8,5	13 15
relative Energiedosis in gemessener Matrix [%]	101,59	103,83	103,92	107,26	114,07	103,9	107,95
relative Energiedosis in berechneter Matrix [%]	100,12	96,67	98,01	97,72	97,75	97,04	95,37
Dosisdifferenz der relativen Energiedosen [%]	-1,47	-7,16	-5,91	-9,54	-16,32	-6,86	-12,58
Koordinaten des berechneten Maximums in mm (x' z')	-2 0	12,5 3,5	6,5 4	-17 4	-31,5 3	-16 5,5	-34,5 3
relative Energiedosis in gemessener Matrix [%]	100	100	100	100	100	100	100
relative Energiedosis in berechneter Matrix [%]	100	100	100	100	100	100	100
Dosisdifferenz der relativen Energiedosen [%]	0	0	0	0	0	0	0
Koordinaten des ZP-Max. in mm (x' z')	3,1 2,6	5,4 4,5	7,7 6,4	10,7 9,0	13,8 11,6	16,9 14,1	22,2 18,6
relative Energiedosis in gemessener Matrix [%]	96,44	99,27	101,82	105,36	112,32	103,7	107,29
relative Energiedosis in berechneter Matrix [%]	84,75	96,95	98,78	98,71	96,66	95,38	94,26
Dosisdifferenz der relativen Energiedosen [%]	-11,69	-2,32	-3,04	-6,65	-15,66	-8,32	-13,03

Tab. 3.4b: Auswertung der Isodosenpläne, 30° Einstrahlwinkel, Normierung der Isodosenpläne am berechneten Dosismaximum

ZP-Max.: Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele

nomielle Energie	4 MeV	6 MeV	8 MeV	10 MeV	12 MeV	15 MeV	18 MeV
Koordinaten des gemessenen Maximums in mm ($x z$)	-12,5 4	-7 8	-2 12	1,5 14,5	8 17,5	12 20	-7,5 12
relative Energiedosis in gemessener Matrix [%]	107,57	101,7	100,68	100,3	103,88	104,93	101,91
relative Energiedosis in berechneter Matrix [%]	97,67	99,01	99,37	99,41	99,78	98,61	99,4
Dosisdifferenz der relativen Energiedosen [%]	-9,9	-2,69	-1,31	-0,89	-4,1	-6,32	-2,51
Koordinaten des berechneten Maximums in mm ($x z$)	16 3,5	4,5 7,5	2 11	8,5 15	-14 10,5	-18,5 11	-21,5 11,5
relative Energiedosis in gemessener Matrix [%]	100	100	100	100	100	100	100
relative Energiedosis in berechneter Matrix [%]	100	100	100	100	100	100	100
Dosisdifferenz der relativen Energiedosen [%]	0	0	0	0	0	0	0
Koordinaten des ZP-Max. in mm ($x z$)	3,5 6,1	5,5 9,5	7,5 13	10,5 18,2	12,5 21,7	14 24,2	13,5 23,4
relative Energiedosis in gemessener Matrix [%]	106,85	100,73	99,89	99,11	102,54	103,53	101,15
relative Energiedosis in berechneter Matrix [%]	88,62	97,29	99,11	98,92	99,24	97,77	98,55
Dosisdifferenz der relativen Energiedosen [%]	-18,23	-3,44	-0,78	-0,19	-3,3	-5,76	-2,6

3.6.3 Vergleich der Isodosenpläne für die absolute Energiedosis

Um Isodosenpläne mit absoluter Energiedosis zu erhalten, berechnete das Planungssystem eine Dosismonitorvorwahl, die im berechneten Dosismaximum zu einer Dosis von 1 Gy führen soll. Bei Kenntnis dieser Dosismonitorvorwahl und der spezifischen Energiedosis am Ort des Dosismaximums entlang der Zentralstrahlparallele lassen sich die Isodosenpläne für die relative Energiedosis in Isodosenpläne für die absolute Energiedosis umwandeln.

Für 12 MeV Elektronen und 50° Einstrahlwinkel wurde am Tiefen-Energiedosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele (13,8|11,6) eine spezifische Energiedosis von 0,9658 cGy/ME gemessen. Bei einer Monitorvorwahl von 112,8 ME durch das Planungssystem ergibt sich nach Umformung von Gleichung (10) aus 2.9 für diesen Ort eine Wasser-Energiedosis von 1,089 Gy .

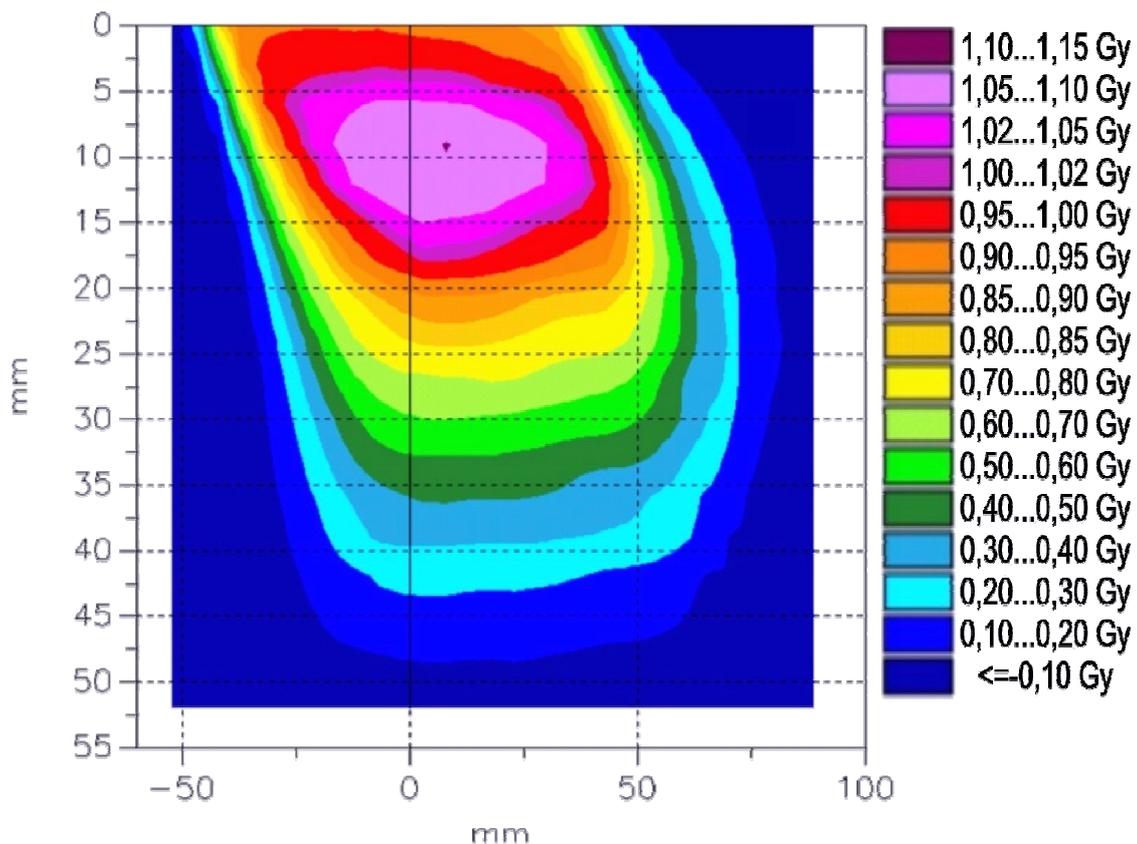


Abb. 3.30: gemessene Isodosenverteilung für absolute Energiedosis bei Monitorvorwahl durch das Planungssystem, 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel

In **Abb. 3.30** ist der auf diese Weise gewonnene Isodosenplan für die absolute Energiedosis bei 12 MeV Elektronen und 50° Einstrahlwinkel dargestellt. Den entsprechenden berechneten Isodosenplan des Planungssystems zeigt **Abb. 3.31**.

Am gemessenen Dosismaximum (8|9) entsteht eine Dosis von 1,11 Gy (**Abb. 3.30**), das Planungssystem berechnet für diesen Ort aber lediglich eine Dosis von 0,98 Gy (**Abb. 3.31**), die Dosisdifferenz beträgt hier also -0,13 Gy. Am berechneten Dosismaximum (-31,5|3) beträgt der Dosisunterschied +0,03 Gy.

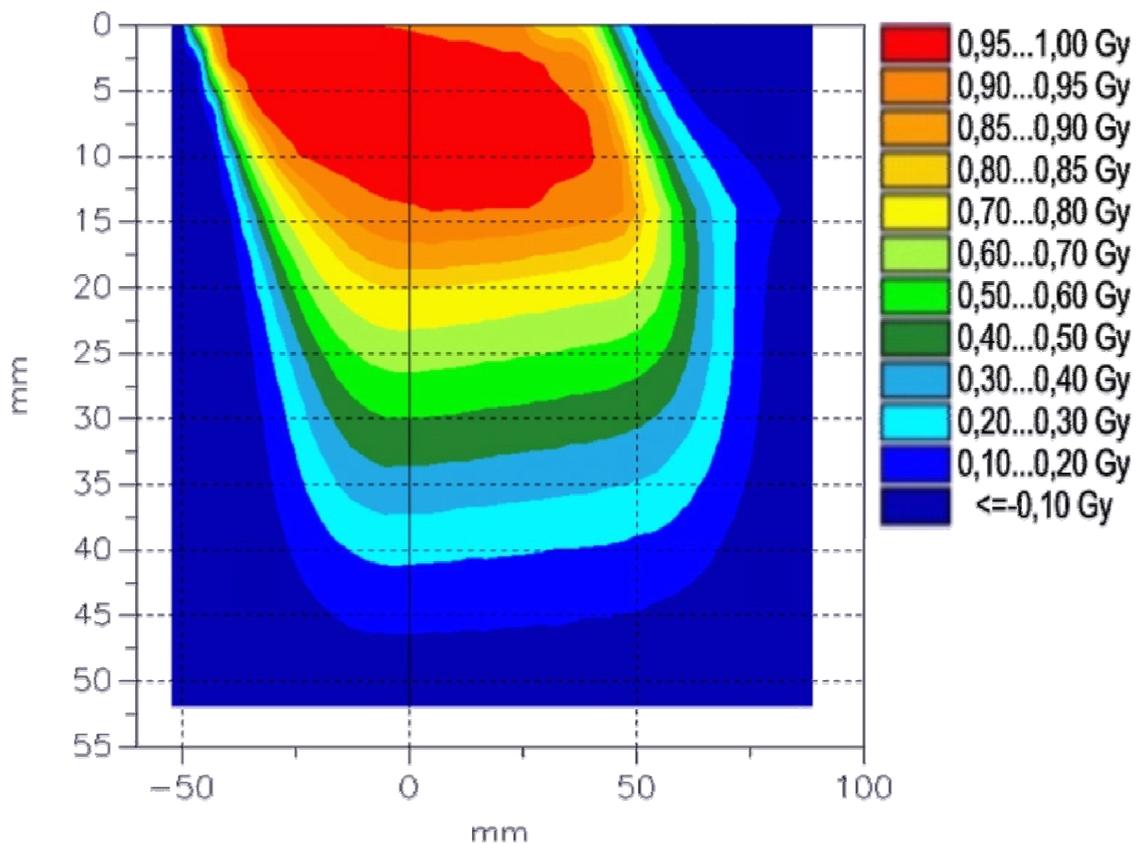


Abb. 3.31: berechnete Isodosenverteilung, 1 Gy im Dosismaximum, 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel

Die prozentualen Dosisdifferenzen werden anhand von **Abb. 3.32** genauer untersucht.

Die prozentuale Dosisdifferenz ist der Quotient aus der Dosisdifferenz der Matrizen an einem Ort und der maximalen Energiedosis des Planungssystems (1 Gy), ausgedrückt in Prozent. Einer Dosisdifferenz von -0,13 Gy am gemessenen Dosismaximum entspricht zum Beispiel eine prozentuale Dosisdifferenz von -13%. Im Wassertiefenbereich von 8 mm bis 32 mm entstehen prozentuale Dosisdifferenzen zwischen -10% und -15%, bei einer Wassertiefe von 24 mm sind es sogar -15% bis -20%.

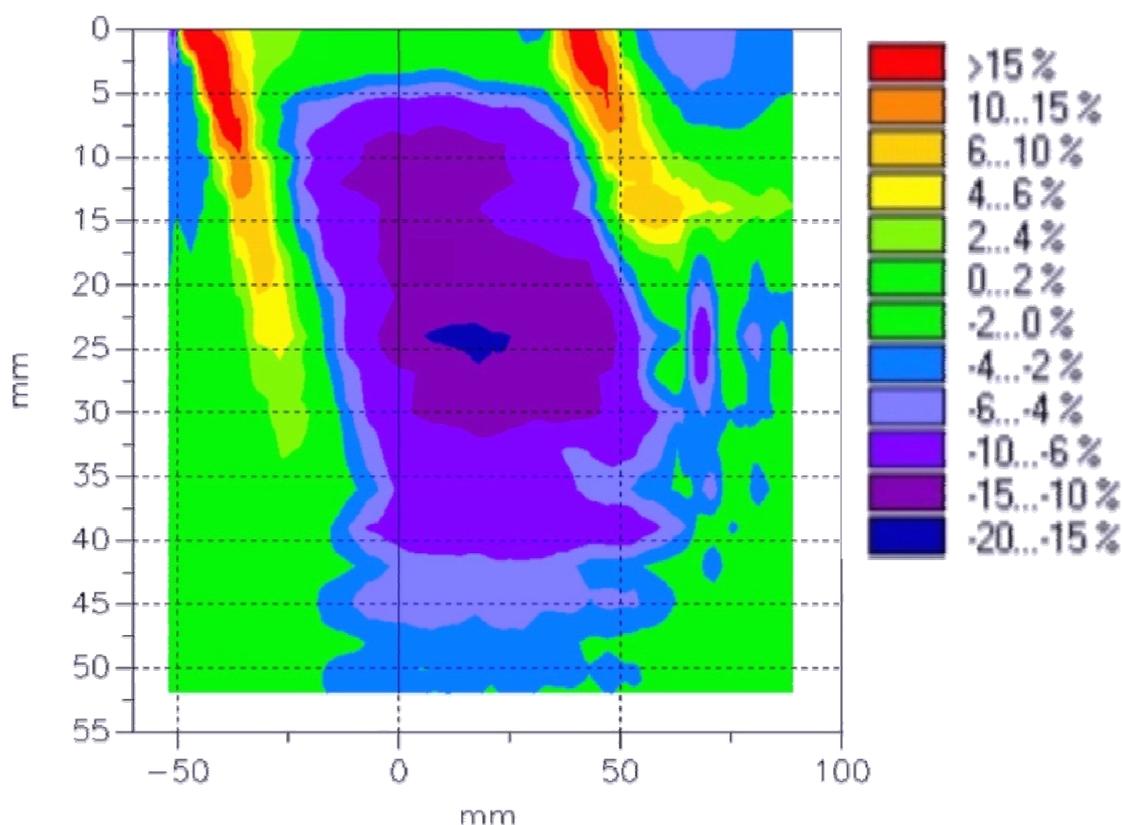


Abb. 3.32: Dosisdifferenzplan für prozentuale Dosisdifferenz, 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel

Für den Vergleich der Isodosenpläne für die absolute Energiedosis mit dem Gamma-Index-Modus war die maximal zulässige Dosisdifferenz $\Delta D_M = 0,04\text{Gy} = 4\%$ und die Distance-to-agreement 4 mm. Es zeigt sich, dass

große Bereiche zwischen 4 mm Wassertiefe und 30 mm Wassertiefe diese Kriterien nicht erfüllen (**Abb. 3.33**).

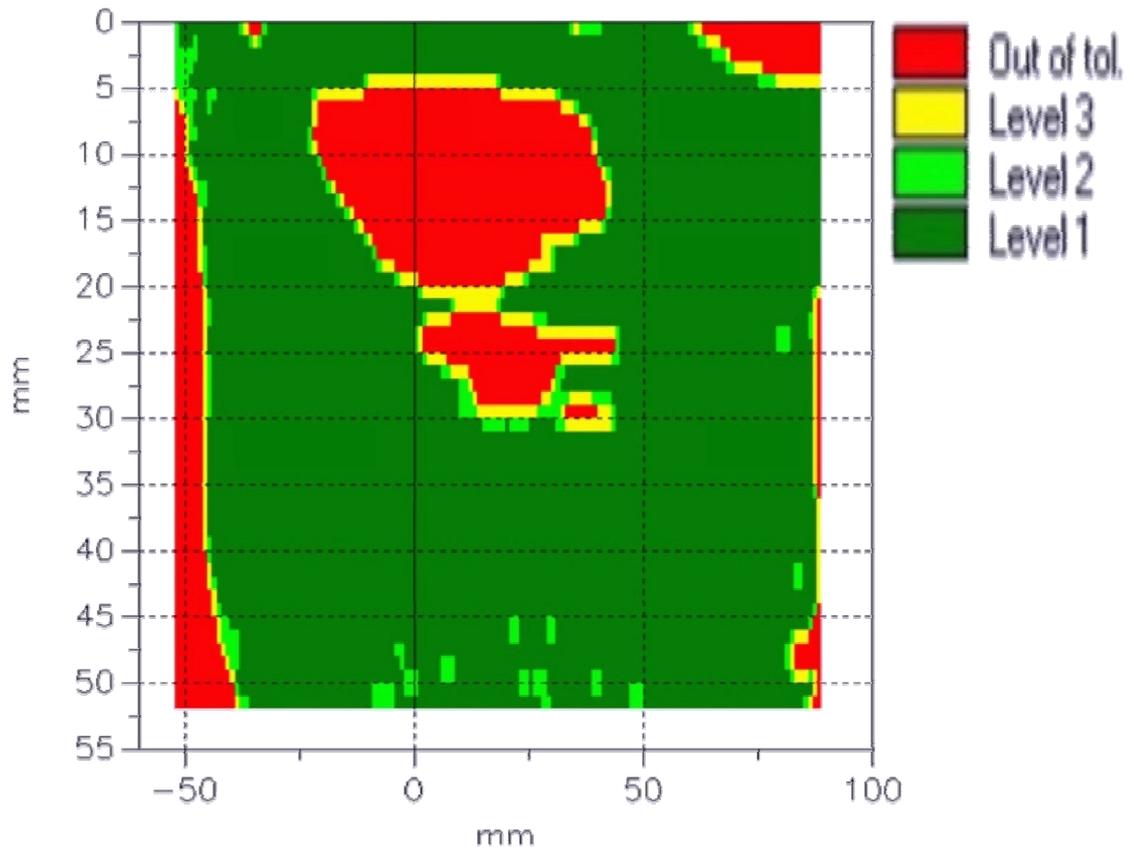


Abb. 3.33: Gamma-Index-Vergleich der absoluten Energiedosis, 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel

Wiederum wird auch die prozentuale Dosisdifferenz am gemessenen Dosismaximum (**Abb. 3.34**), am berechneten Dosismaximum (**Abb. 3.35**) und am Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele (**Abb. 3.36**) in Abhängigkeit von der Energie bei den Einstrahlwinkeln 30° und 50° dargestellt.

Am gemessenen Dosismaximum (8|9) sind sowohl für 30° als auch für 50° ab einer Energie von 6 MeV alle prozentualen Dosisdifferenzen negativ, die applizierte Dosis ist also größer als die berechnete (**Abb. 3.34**). Die prozentualen Dosisdifferenzen bewegen sich bei der 50°-Kurve zwischen 10,1% bei 4 MeV und -12,7% bei 18 MeV, bei der 30°-Kurve zwischen 1,8% bei 4 MeV und

-10,0% bei 12 MeV. Betraglich gesehen ist die prozentuale Dosisdifferenz bei 50° für alle Energien größer als für 30°. Dies gilt mit Ausnahme der 15 MeV Elektronen auch am berechneten Dosismaximum (-31,5|3) (**Abb. 3.35**).

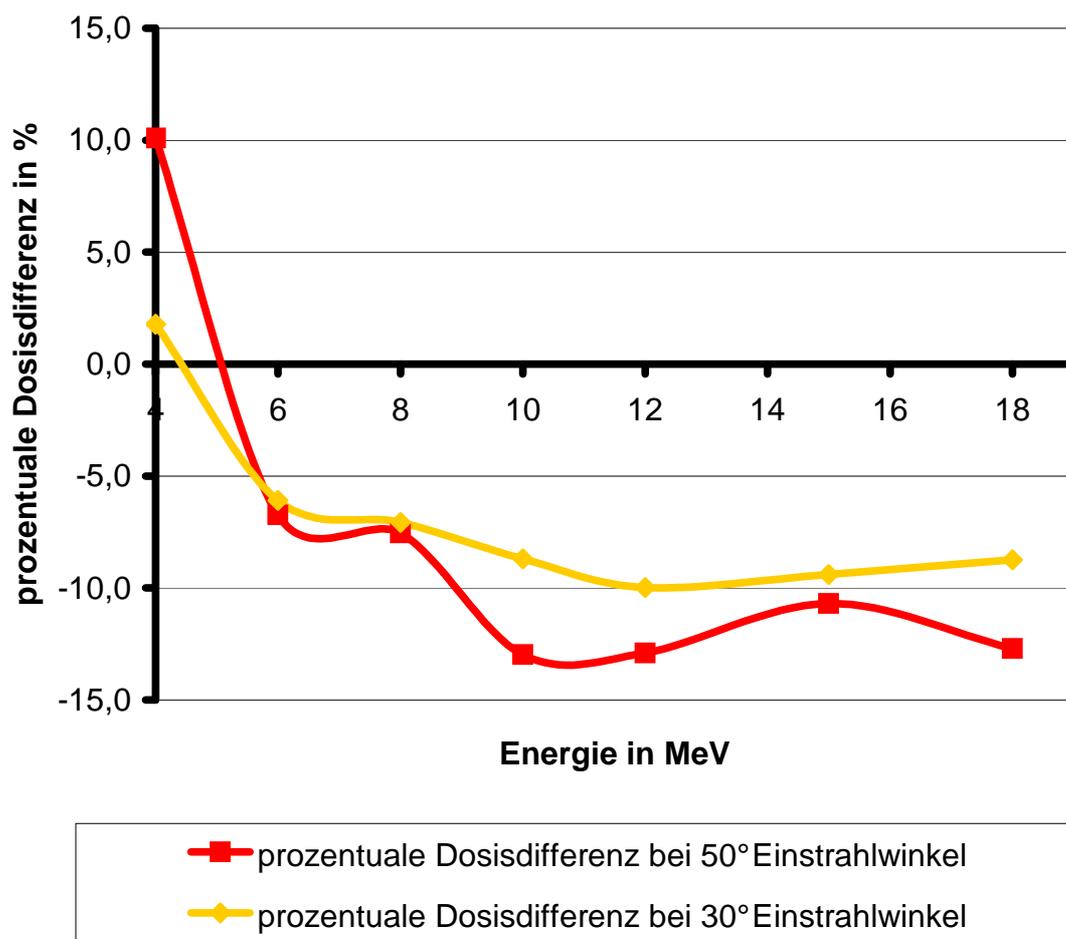


Abb. 3.34: prozentuale Dosisdifferenz am gemessenen Dosismaximum

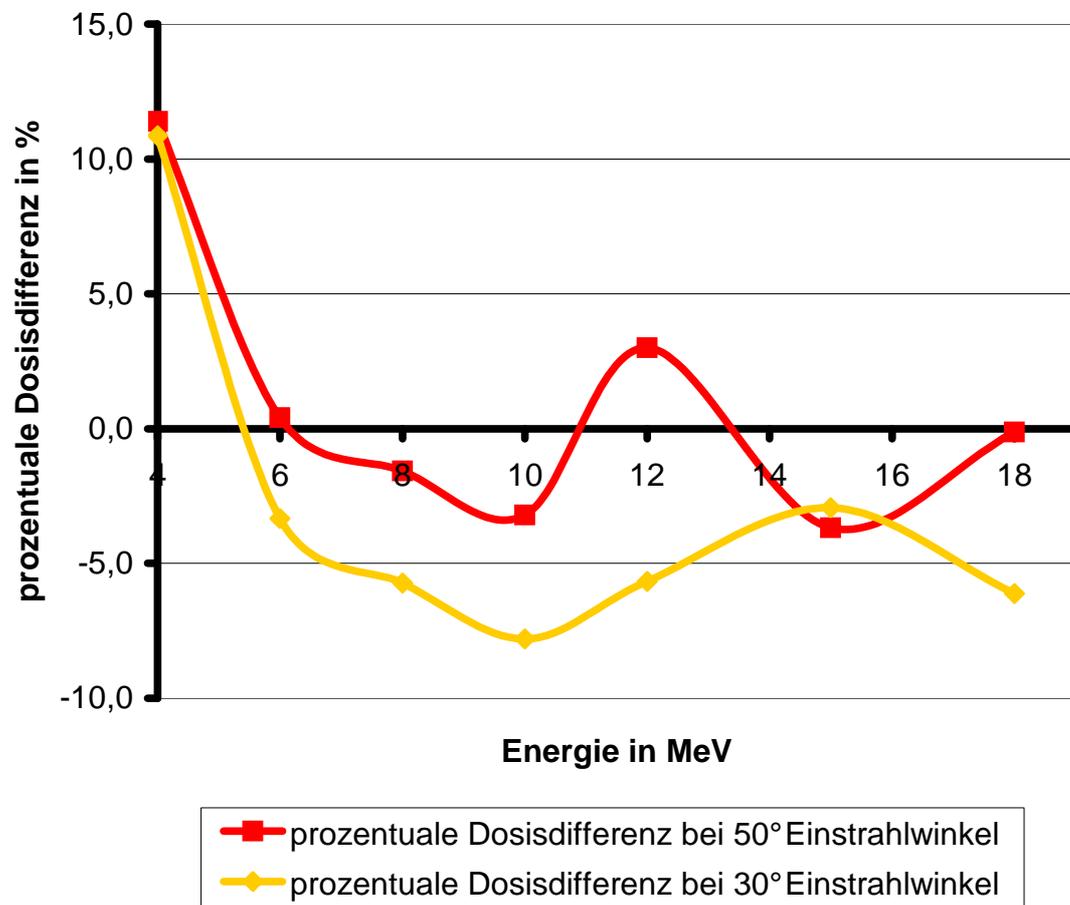


Abb. 3.35: prozentuale Dosisdifferenz am berechneten Dosismaximum

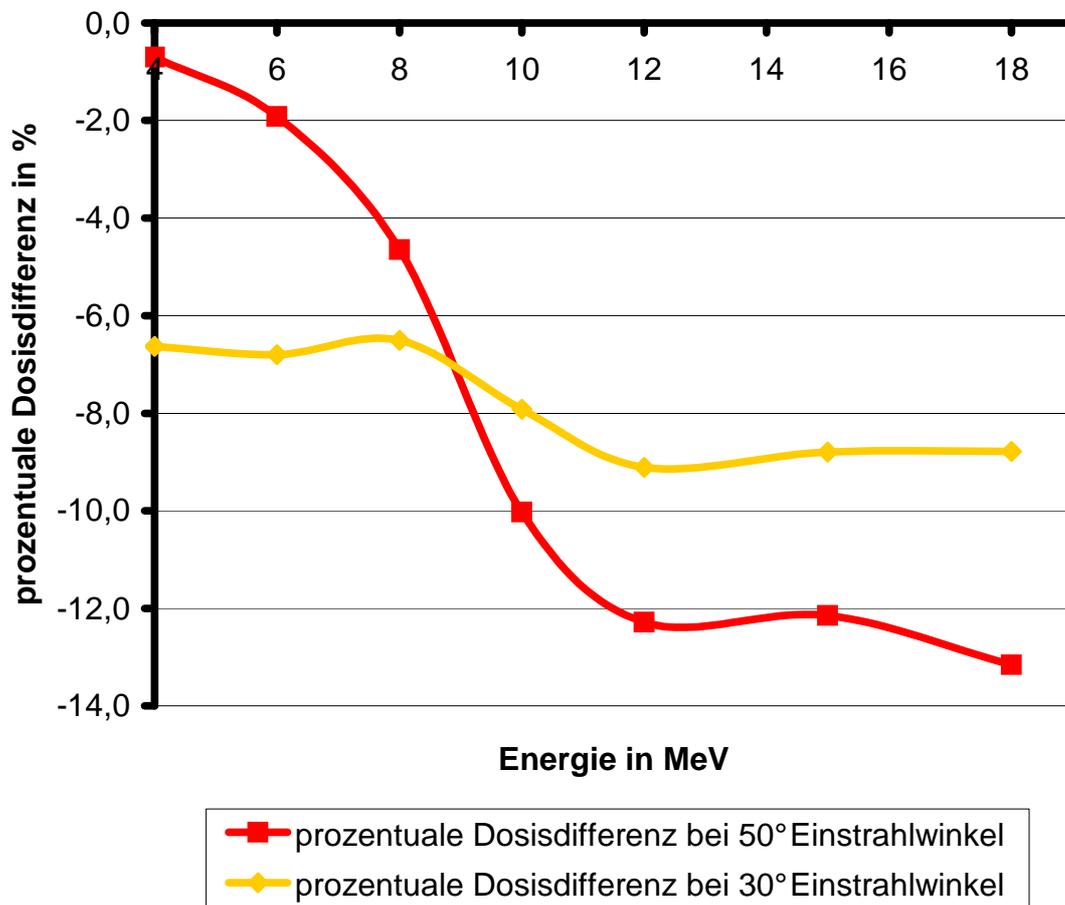


Abb. 3.36: prozentuale Dosisdifferenz am Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele

Am Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele (13,8|11,6) sind hingegen die prozentualen Abweichungen betragslich für die Energien 4, 6 und 8 MeV bei 30° Einstrahlwinkel größer als bei 50° Einstrahlwinkel (**Abb. 3.36**). Erst bei den Energien 10, 12, 15 und 18 MeV sind die prozentualen Differenzen für 50° betragslich wieder größer.

Eine ausführliche Zusammenstellung der Koordinaten der einzelnen Maxima, der Monitorvorwahl des Planungssystems, der spezifischen Energiedosis am Tiefen-Energiedosisverlaufmaximum, der absoluten Energiedosis an den einzelnen Maxima und der jeweiligen Dosisdifferenzen bietet **Tab. 3.5a** für 50° Einstrahlwinkel bzw. **Tab. 3.5b** für 30° Einstrahlwinkel.

Tab. 3.5a: Auswertung der Isodosenpläne für die absolute Energiedosis, 50° Einstrahlwinkel, Monitorvorwahl des Bestrahlungsplanungssystems (BPS) für 1 Gy am berechneten Maximum
 ZP-Max.: Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele, BPS: Bestrahlungsplanungssystem

nomielle Energie	4 MeV	6 MeV	8 MeV	10 MeV	12 MeV	15 MeV	18 MeV
Monitorvorwahl des BPS für 1 Gy am berechneten Maximum [ME]	106,8	111,6	113	114,4	112,8	110,1	109,5
Koordinaten des ZP-Max. in mm (x z')	3,1 2,6	5,4 4,5	7,7 6,4	10,7 9,0	13,8 11,6	16,9 14,1	22,2 18,6
spezifische Energiedosis am ZP-Max. [cGy/ME]	0,8001	0,8859	0,9153	0,9505	0,9658	0,9766	0,9810
absolute Energiedosis in gemessener Matrix [Gy]	0,8545	0,9887	1,0343	1,0874	1,0894	1,0752	1,0742
absolute Energiedosis in berechneter Matrix [Gy]	0,8475	0,9695	0,9878	0,9871	0,9666	0,9538	0,9426
prozentuale Dosisdifferenz [%]	-0,7	-1,9	-4,6	-10,0	-12,3	-12,1	-13,2
Koordinaten des gemessenen Maximums in mm (x z)	8 0	-17 3,5	-7 6	-2 9	8 9	8 8,5	13 15
absolute Energiedosis in gemessener Matrix [Gy]	0,9001	1,0341	1,0556	1,1070	1,1064	1,0773	1,0808
absolute Energiedosis in berechneter Matrix [Gy]	1,0012	0,9667	0,9801	0,9772	0,9775	0,9704	0,9537
prozentuale Dosisdifferenz [%]	10,1	-6,7	-7,6	-13,0	-12,9	-10,7	-12,7
Koordinaten des berechneten Maximums in mm (x z')	-2 0	12,5 3,5	6,5 4	-17 4	-31,5 3	-16 5,5	-34,5 3
absolute Energiedosis in gemessener Matrix [Gy]	0,8861	0,9959	1,0158	1,0321	0,9699	1,0369	1,0012
absolute Energiedosis in berechneter Matrix [Gy]	1	1	1	1	1	1	1
prozentuale Dosisdifferenz [%]	11,4	0,4	-1,6	-3,2	3,0	-3,7	-0,1

Tab. 3.5b: Auswertung der Isodosenpläne für die absolute Energiedosis, 30° Einstrahlwinkel, Monitorvorwahl des Bestrahlungsplanungssystems (BPS) für 1 Gy am berechneten Maximum

ZP-Max.: Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele, BPS: Bestrahlungsplanungssystem

nomielle Energie	4 MeV	6 MeV	8 MeV	10 MeV	12 MeV	15 MeV	18 MeV
Monitorvorwahl des BPS für 1 Gy am berechneten Max. [ME]	107,7	111,7	111,8	110,7	110,8	108,1	107,8
Koordinaten des ZP-Max. in mm (x' z')	3,5 6,1	5,5 9,5	7,5 13	10,5 18,2	12,5 21,7	14 24,2	13,5 23,4
spezifische Energiedosis am ZP-Max. [cGy/ME]	0,8844	0,9319	0,9447	0,9651	0,9779	0,9858	0,9957
absolute Energiedosis in gemessener Matrix [Gy]	0,9525	1,0409	1,0562	1,0684	1,0835	1,0656	1,0734
absolute Energiedosis in berechneter Matrix [Gy]	0,8862	0,9729	0,9911	0,9892	0,9924	0,9777	0,9855
prozentuale Dosisdifferenz [%]	-6,6	-6,8	-6,5	-7,9	-9,1	-8,8	-8,8
Koordinaten des gemessenen Maximums in mm (x' z')	-12,5 4	-7 8	-2 12	1,5 14,5	8 17,5	12 20	-7,5 12
absolute Energiedosis in gemessener Matrix [Gy]	0,9589	1,0510	1,0645	1,0812	1,0977	1,0801	1,0814
absolute Energiedosis in berechneter Matrix [Gy]	0,9767	0,9901	0,9937	0,9941	0,9978	0,9861	0,994
prozentuale Dosisdifferenz [%]	1,8	-6,1	-7,1	-8,7	-10,0	-9,4	-8,7
Koordinaten des berechneten Maximums in mm (x' z')	16 3,5	4,5 7,5	2 11	8,5 15	-14 10,5	-18,5 11	-21,5 11,5
absolute Energiedosis in gemessener Matrix [Gy]	0,8914	1,0334	1,0573	1,0780	1,0567	1,0293	1,0612
absolute Energiedosis in berechneter Matrix [Gy]	1	1	1	1	1	1	1
prozentuale Dosisdifferenz [%]	10,9	-3,3	-5,7	-7,8	-5,7	-2,9	-6,1

3.7 Modifizierte Bestrahlungsplanung von Elektronenschrägfeldern in Tübingen

Aufgrund der in 3.6.3 vorgestellten Ergebnisse wird die Bestrahlungsplanung von Elektronenschrägfeldern in Tübingen nun folgendermaßen gehandhabt:

Am Planungssystem Helax-TMS 6.1 wird weiterhin die relative dreidimensionale Dosisverteilung berechnet. Wegen des stark veränderten Tiefendosisverlaufs bei Schrägeinfall und der damit verbundenen Verschiebung des Dosismaximums bzw. der 80%-Reichweite in Richtung Wasseroberfläche ist gegebenenfalls die Wahl einer höheren Elektronenenergie in Betracht zu ziehen.

Die Normierung erfolgt nicht in der vom Bestrahlungsplanungssystem berechneten Tiefe des Dosismaximums, sondern in gemessenen winkel- und energieabhängigen Normierungstiefen auf der Zentralstrahlachse bzw. Zentralstrahlparallelachse (**Tab. 3.6**). Diese Tiefen wurden anhand der Ergebnisse in Kapitel 3.2 (**Tab. 3.1a-h**) durch Interpolation festgelegt. Anschließend wird für diesen Ort die Monitorvorwahl berechnet, indem der Monitorwert aus den Elektronentabellen für senkrechten Einfall mit dem wiederum winkel- und energieabhängigen „Winkelfaktor“ in **Tab. 3.7** multipliziert wird. Die Winkelfaktoren erhält man, wenn man den Maximumwert der spezifischen Dosis bei senkrechtem Einfall entlang des Zentralstrahls bzw. der Zentralstrahlparallelachse durch den Maximumwert der spezifischen Dosis entlang des Zentralstrahls bzw. der Zentralstrahlparallelachse bei Schrägeinfall dividiert, wobei der Fokus-Oberflächen-Abstand für jede Energie und jeden Einstrahlwinkel jeweils derselbe ist (vgl. Kapitel 3.4). Die Werte der Winkelfaktoren werden in 5°-Winkelschritten durch Interpolation gewonnen (**Tab. 3.7**).

Tab. 3.6: Normierungstiefen in mm

Energie in MeV	0°	10°	20°	30°	40°	50°	60°
4	7	7	7	7	6	4	2
6	12	12	12	11	9	7	5
8	16	16	16	15	13	10	7
10	22	22	21	21	17	14	10
12	26	26	26	25	22	18	13
15	28	28	28	28	26	22	18
18	32	24	27	30	30	28	23

Tab. 3.7: Winkel Faktoren zur Korrektur der Monitorvorwahl

Energie in MeV	20°	25°	30°	35°	40°	45°	50°	55°	60°
4	1,020	1,029	1,038	1,048	1,057	1,065	1,072	1,082	1,091
6	1	1,01	1,020	1,015	1,010	1,005	1	1	1
8	1	1	1	1	1	0,984	0,967	0,954	0,940
10	1	1	1	0,989	0,978	0,965	0,951	0,937	0,923
12	1	1	1	0,985	0,970	0,954	0,938	0,917	0,895
15	1	1	1	0,985	0,970	0,952	0,933	0,909	0,884
18	1	1	1	1	1	0,975	0,949	0,919	0,888

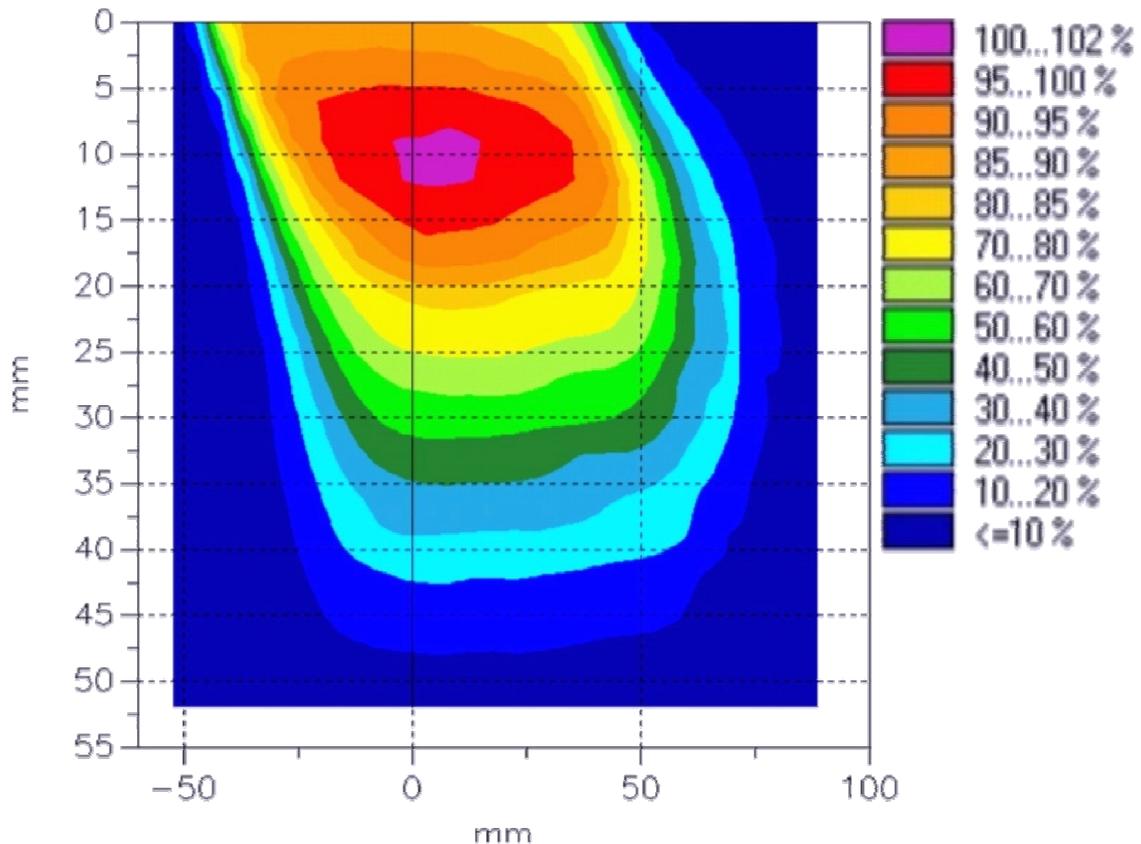


Abb. 3.37: gemessene Isodosenverteilung (am Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele normiert), 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel

Abb. 3.37 bzw. **Abb. 3.38** zeigt die gemessene (**Abb. 3.37**) bzw. berechnete (**Abb. 3.38**) Isodosenverteilung für die relative Energiedosis bei 12 MeV Elektronen und 50° Einstrahlwinkel. Sie wurden jeweils am Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele (13,8|11,6) normiert. Dies entspricht dem veränderten Vorgehen bei der Bestrahlungsplanung, wenn man annimmt, dass durch die Korrektur der Monitorwerte mit den „Winkelfaktoren“ (**Tab. 3.7**) die Dosis am Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele korrekt appliziert wird.

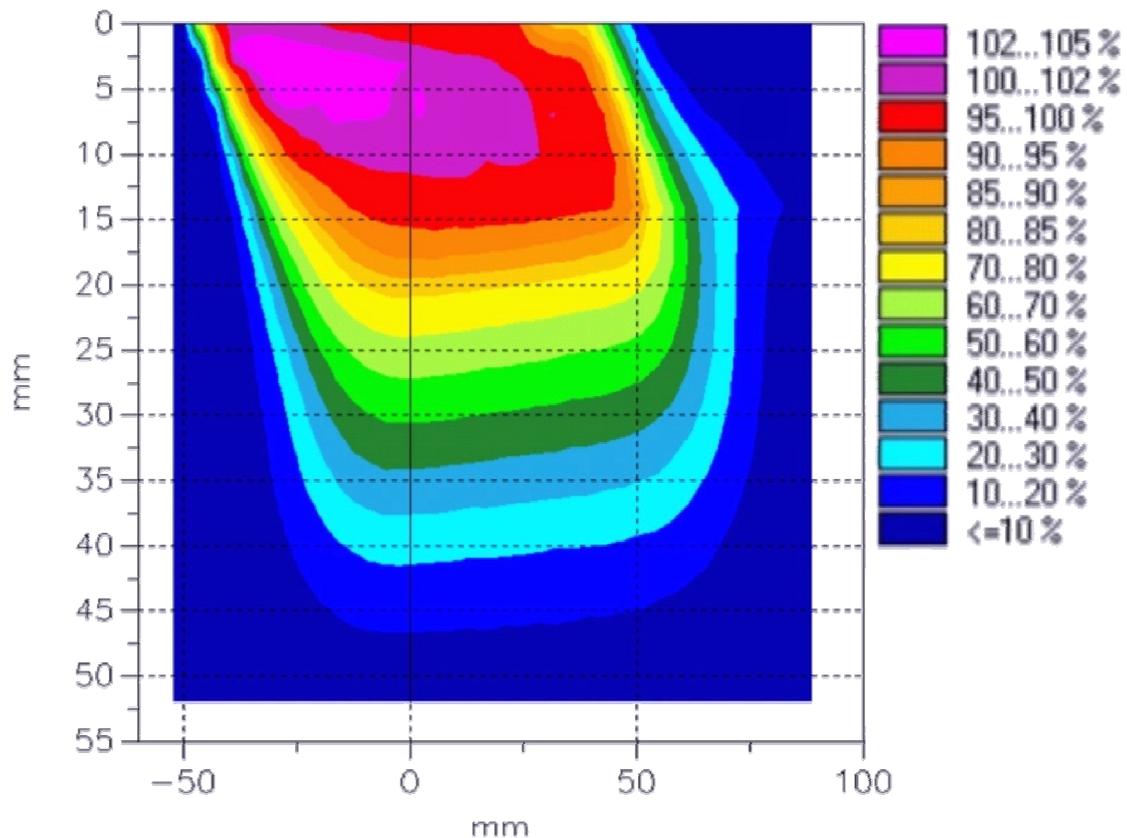


Abb. 3.38: berechnete Isodosenverteilung (am Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele normiert), 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel

Durch die Normierung am Tiefendosisverlaufmaximum (13,8|11,6) entstehen im Dosisdifferenzplan (**Abb. 3.39**) an der Wasseroberfläche Dosisdifferenzen von bis zu 15%. Ebenfalls große Dosisdifferenzen sind an den Feldrändern (45%) und in ca. 25 mm Wassertiefe (bis ca. -15%) zu finden.

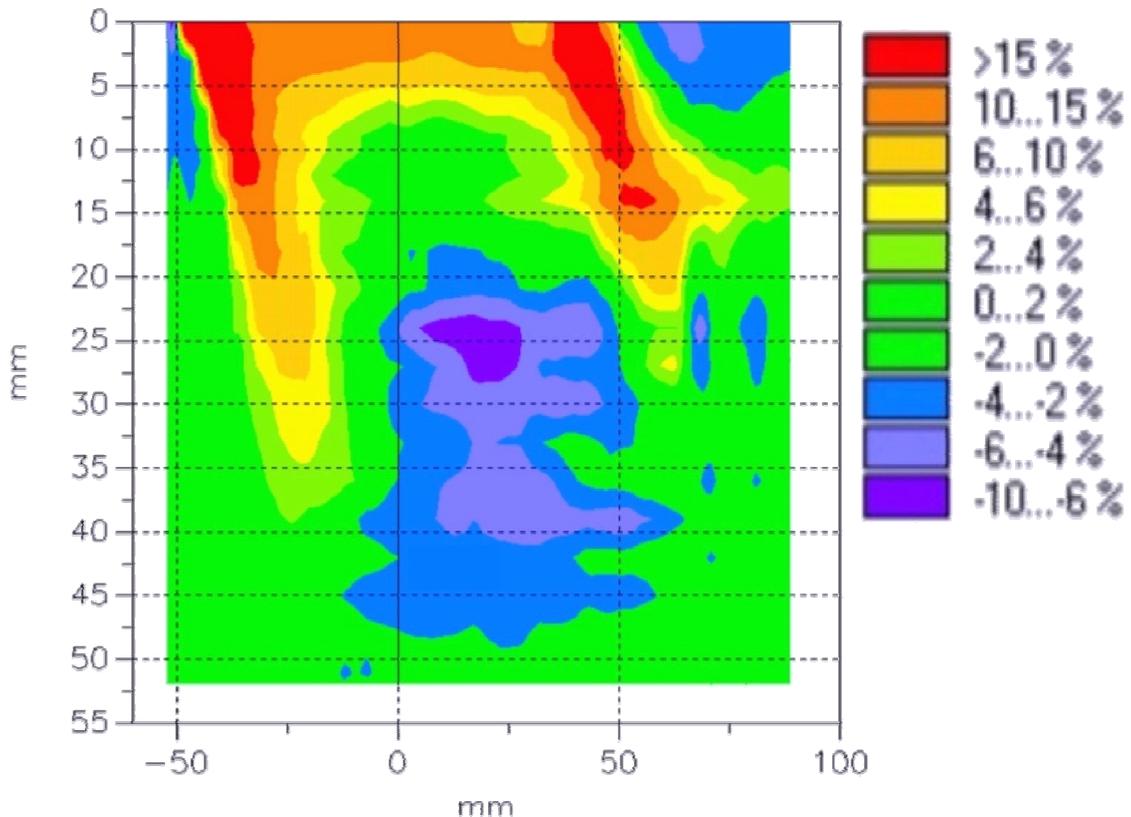


Abb. 3.39: Dosisdifferenzplan, 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel, gemessene und berechnete Dosisverteilung am Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele normiert

Die Dosisdifferenzen am gemessenen bzw. berechneten Dosismaximum wurden auch für alle anderen Energien bei 50° und 30° Einstrahlwinkel untersucht (**Abb. 3.40** bzw. **Abb. 3.41**). Es zeigt sich, dass am berechneten, oberflächennah gelegenen Dosismaximum sämtliche Dosisdifferenzen positiv sind und das Planungssystem hier die Dosis systematisch überschätzt (**Abb. 3.41**). Am gemessenen Dosismaximum sind die Dosisdifferenzen für alle Energien mit Ausnahme bei 4 MeV betraglich unterhalb von 5% (**Abb. 3.40**).

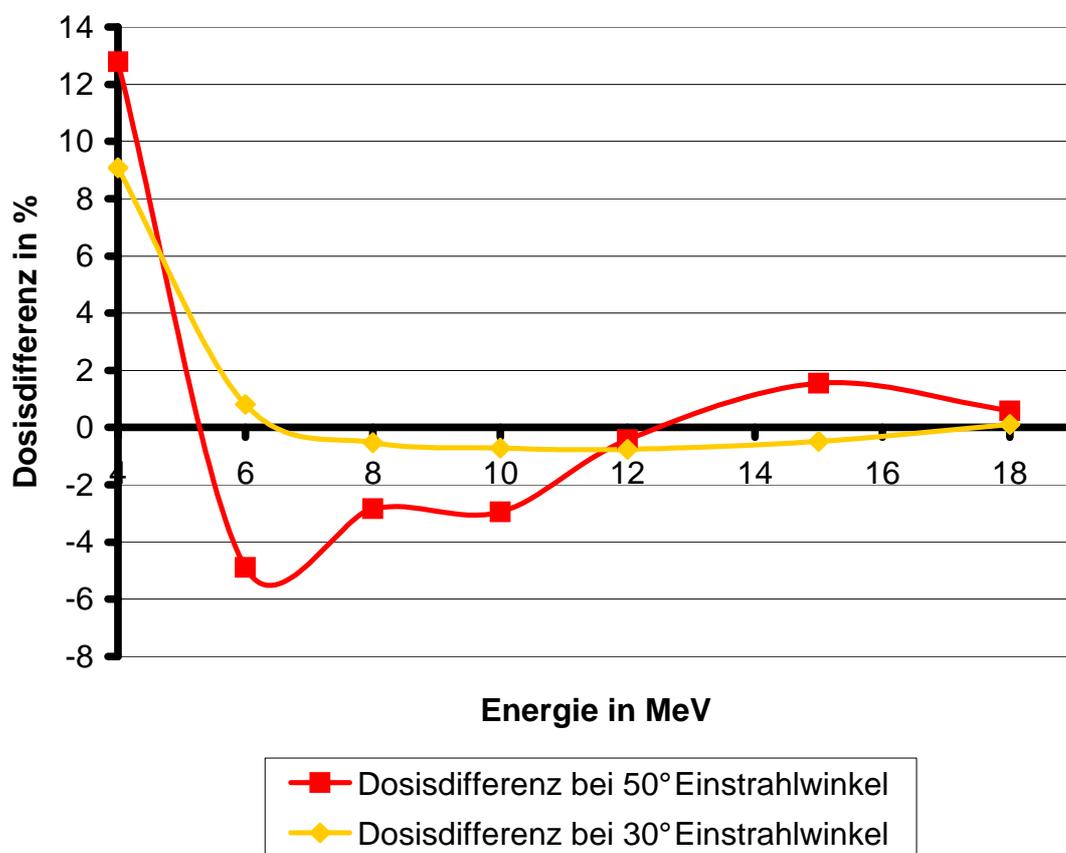


Abb. 3.40: Dosisdifferenz am gemessenen Dosismaximum, gemessene und berechnete Dosisverteilung am Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele normiert

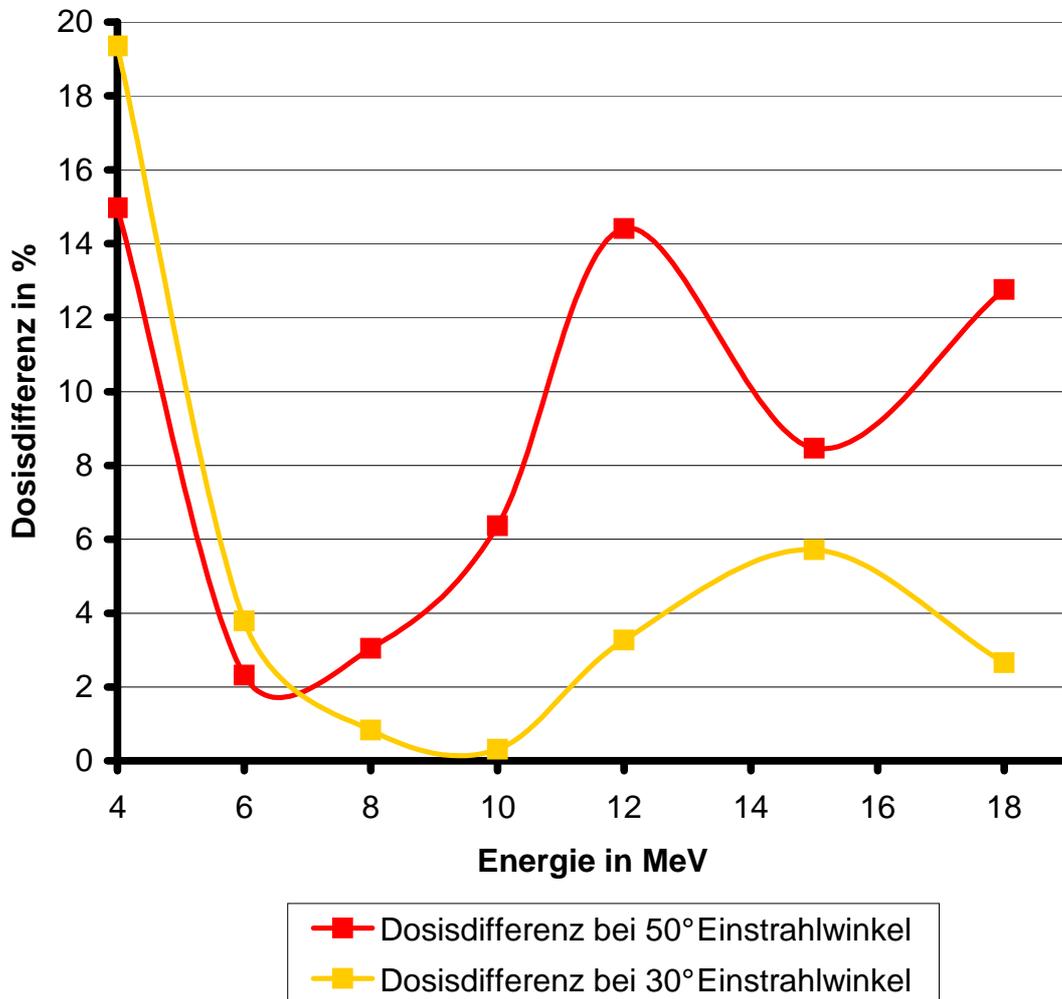


Abb. 3.41: Dosisdifferenz am berechneten Dosismaximum, gemessene und berechnete Dosisverteilung am Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele normiert

Eine ausführliche Zusammenstellung der Koordinaten der einzelnen Maxima, der relativen Energiedosen an den einzelnen Maxima und der jeweiligen Dosisdifferenzen zeigt **Tab. 3.8a** für 50° Einstrahlwinkel bzw. **Tab. 3.8b** für 30° Einstrahlwinkel.

Der Gamma-Index-Vergleich der beiden Pläne wurde wieder mit einer maximal zulässigen Dosisdifferenz von $\Delta D_M = 4\%$ und mit einer Distance-to-agreement von $\Delta d_M = 4\text{ mm}$ durchgeführt. Der oberflächennahe Bereich bis zu einer Wassertiefe von 7 mm, bei dem Dosisdifferenzen bis 15% festgestellt wurden (**Abb. 3.39**), sowie der rechte Feldrand liegen außerhalb der Toleranzkriterien (**Abb. 3.42**). Ansonsten ergibt sich eine sehr gute Übereinstimmung für die beiden zugrunde liegenden Isodosenverteilungen.

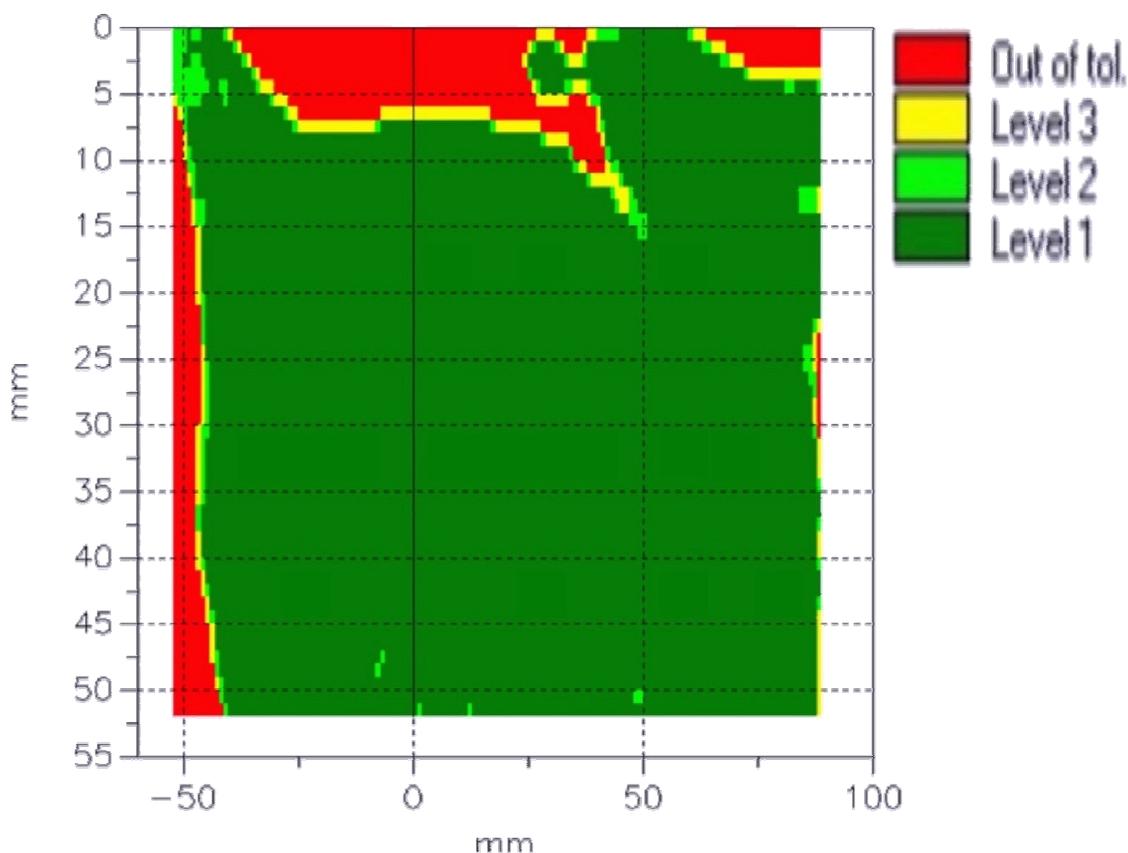


Abb. 3.42: Gamma-Index-Vergleich, 12 MeV, 50° Einstrahlwinkel, gemessene und berechnete Dosisverteilung am Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele normiert

Für andere Energien (hier nicht abgebildet!) ergibt sich ein ähnliches Verteilungsmuster: Bis zu einer bestimmten Wassertiefe sowie teilweise am Feldrand liegen die Berechnungen des Planungssystems außerhalb der Toleranzkrite-

rien. Diese Tiefen können für 30° und 50° Einstrahlwinkel sowie für alle Energien der **Tab. 3.9** entnommen werden. Der in Klammern angegebene Wert bezieht sich dabei auf den Feldrand, der andere Wert wurde auf der z^f -Achse abgelesen.

Tab. 3.9: Wassertiefe, bis zu der der Gamma-Index-Vergleich außerhalb der Toleranzkriterien liegt

Energie in MeV	4	6	8	10	12	15	18
Tiefe in mm bei 50°	1	4	2	5	7 (11)	10 (24)	11 (31)
Tiefe in mm bei 30°	3	2 (6)	3 (11)	0 (9)	0 (10)	0 (20)	0

4 Diskussion

4.1 Auswahl der Ionisationskammer

Als Bauarten von Ionisationskammern für die Messung der Wasser-Energiedosis von Elektronenstrahlen kommen Flachkammern oder Kompaktkammern in Frage.

In Flachkammern sind die Elektroden planparallel zueinander angeordnet. Wegen ihrer Bauart gibt es praktisch keinen Hereinstreueffekt, sofern sie eine breite Schutzringelektrode haben. Außerdem besitzen sie den Vorteil eines gut definierten Messortes in Strahlrichtung (senkrecht zu den Elektroden). Allerdings weisen sie eine ausgeprägte Richtungsabhängigkeit auf, so dass sie nur bei Strahlrichtungen senkrecht zu ihrer Eintrittsebene verwendet werden sollen (DIN 6800-2 [7]). Aufgrund der geometrischen Strahlungsbedingungen beim Schrägeinfall von Elektronenstrahlen konnten Flachkammern daher trotz der genannten Vorteile nicht verwendet werden.

Für die Messungen wurde deshalb eine Kompaktkammer verwendet, obwohl diese nach DIN 6800-2 [7] bei Elektronenenergien $\bar{E}(z) < 10 \text{ MeV}$ und in Phantomtiefen vor dem Dosismaximum nicht empfohlen wird. Der Grund hierfür ist, dass die Korrektur der Fluenzstörung durch die Kammer mit abnehmender Energie immer größer und unsicherer wird und dass aufgrund der Ausdehnung der Kammer in Strahlrichtung der Messwert über einen immer größer werdenden Bereich der Tiefendosisverteilung integriert wird. Nach den Ergebnissen einer neueren Arbeit von Dohm et al. [11] ist aber ein Einsatz von Kompaktkammern bis zu einem Volumen von $0,6 \text{ cm}^3$ ab einer Elektronenenergie von 6 MeV möglich, lediglich für 4 MeV Elektronen wurde eine relative Dosisabweichung von ca. 1% zu der in guter Näherung als Bragg-Gray-Kammer geltenden Roos-Kammer gefunden.

Bei solchen Kompaktkammern wird die stiftförmige Innenelektrode konzentrisch von der äußeren Elektrode umgeben. Die für die Messungen verwendete zy-

lindrische Kammer mit halbkugelförmigem Abschluss (Fingerhutkammer) hat ein für Kompaktkammern kleines Messvolumen von $0,125 \text{ cm}^3$ bei einer Länge von 6,5 mm und einem Durchmesser von 5,5 mm des Luftvolumens. Wegen dieses nahezu kugelförmigen Messvolumens ergibt sich eine besonders geringe Winkelabhängigkeit des Ansprechvermögens und eine gleichbleibende räumliche Auflösung in allen Raumdimensionen. Laut Herstellerangaben beträgt die Winkelabhängigkeit der Anzeige bei Rotation um die Kammerachse $\pm 0,5\%$.

4.2 Abweichung der Zentralstrahlparallele von der Strahlenfeldachse bei Einsatz von Endrahmen mit asymmetrisch liegender Apertur

Die Strahlenfeldachse ist der geometrische Strahl, der vom virtuellen Quellpunkt ausgehend durch die geometrische Mitte der Strahlenfeldfläche verläuft (DIN 6814-8 [8]).

Bei Einsatz von Endrahmen mit asymmetrisch liegender Apertur verläuft somit die Strahlenfeldachse nicht mehr parallel, sondern divergent zum Zentralstrahl. Alle Messungen der Tiefendosisverläufe erfolgten jedoch entlang der Zentralstrahlparallele durch die geometrische Mitte der Endrahmenapertur (siehe **Abb. 2.3**).

Dies hatte folgende Gründe:

- Für jeden Endrahmen hätte der Winkel der Strahlenfeldachse gegenüber dem Lot bestimmt werden müssen. Damit wären sämtliche Endrahmenmessungen unter unterschiedlichen Winkeln erfolgt, wodurch die Vergleichbarkeit der Ergebnisse mit den Messungen ohne Endrahmen deutlich eingeschränkt gewesen wäre.
- Die Berechnung eines Strahlenfeldachsenwinkels wäre zeitaufwendig und unpraktikabel gewesen, da für jede Messung immer sowohl der Tragarmwinkel als auch der Strahlenfeldachsenwinkel hätte an-

geben werden müssen. Dies würde die Übersichtlichkeit deutlich verringern und in der Praxis die Fehlerwahrscheinlichkeit bei der Messung erhöhen.

- In der Praxis gibt man bei Einsatz von Tubussen ohne asymmetrischem Endrahmen und senkrechtem Einfall des Zentralstrahls auch keinen Winkelbereich für die Strahlen an, obwohl die Strahlen insbesondere am Feldrand deutlich vom Lot abweichen.

Die Vorgehensweise hat folgende Konsequenzen:

- Die Lage des Nullpunktes verändert sich.
- Die angegebenen Eindringtiefen der Tiefendosisverläufe entlang der Zentralstrahlparallele weichen von den tatsächlichen, entlang der Strahlenfeldachse gemessenen Eindringtiefen geringfügig ab.

Als Beispiel sei der asymmetrische Endrahmen 20-ER 6 angegeben, dessen Öffnung 7 cm off-axis angeordnet ist. Die Strahlenfeldachse weist hierbei einen Winkel von 4,23 Grad gegenüber dem Lot auf. In der 50%-Tiefe (ca. 8 cm bei 18 MeV) ergibt sich zwischen der Strahlenfeldachse und der Zentralstrahlparallele ein Tiefenunterschied von 0,22 mm und eine laterale Verschiebung um 5,9 mm, was nicht zu signifikanten Veränderungen führt. Eine Verschiebung des Nullpunktes ergibt sich nur bei Fokus-Oberflächen-Abständen größer als 95 cm. Beim größten verwendeten Tubus-Oberflächen-Abstand (TOA) von 7,8 cm beträgt dieser 5,8 mm in x-Richtung, was ebenfalls keine signifikante Auswirkung hat.

Insgesamt gesehen stellt die Messung entlang der Zentralstrahlparallele eine praktikable, zeitsparende, leicht reproduzierbare und weniger fehleranfällige Alternative zur Messung entlang der Strahlenfeldachse dar. Die entstehenden Abweichungen bei den Verläufen sind irrelevant, insbesondere da die Messungen allesamt sowohl bei senkrechtem Einfall als auch bei Schrägeinfall entlang

der Zentralstrahlparallele durchgeführt wurden und sich die Abweichungen beim Vergleich des schrägen mit dem senkrechten Einfall herausdividieren.

4.3 Verlauf von Tiefendosiskurven und Interpretation des veränderten Verlaufs bei Schrägeinfall

Der Verlauf von Tiefendosiskurven wird im Wesentlichen durch drei Einflüsse bestimmt:

- die Aufstreuung der Elektronen nach Eintritt in das Medium (Wasser) bis zur Sättigung des mittleren Streuwinkelquadrates (vollständige Diffusion),
- das zunehmende Ausscheiden der Elektronen, die nach einem vollständigen Verlust ihrer kinetischen Energie keinen Beitrag zur Dosis mehr leisten können und
- die Abhängigkeit des Massen-Stoßbremsvermögens von der Energie und dem Absorbermaterial Wasser

Während der Streueffekt bei senkrechtem Einfall vor allem bis etwa zum Dosismaximum bestimmend ist, spielt das Ausscheiden von Elektronen hauptsächlich hinter dem Dosismaximum die entscheidende Rolle. Die starke Zunahme des Massen-Stoßbremsvermögens mit abnehmender Energie wirkt sich erst am Bahnde der Elektronen aus.

Bei Schrägeinfall beobachtet man das Dosismaximum in geringeren Eindringtiefen, einen schwächeren Dosisabfall mit kleineren Dosen in einem großen Bereich hinter dem Maximum und am Schluss eine erhöhte Dosis gegenüber dem senkrechten Einfall.

Von Ekstrand und Dixon [12] wurde unter Verwendung des sogenannten Nadelstrahlverfahrens die Erhöhung der Dosis in oberflächennahen Tiefen und eine Erniedrigung in größeren Tiefen gegenüber dem senkrechten Einfall mit folgendem Modell erklärt:

Ein breiter Elektronenstrahl kann als Summe einer großen Zahl von Nadelstrahlen aufgefasst werden, die sich aufgrund der Aufstreuung in größeren Tiefen überlappen.

Drei nebeneinander liegende Nadelstrahlen werden zunächst bei senkrechtem Einfall beobachtet (**Abb. 4.1**).

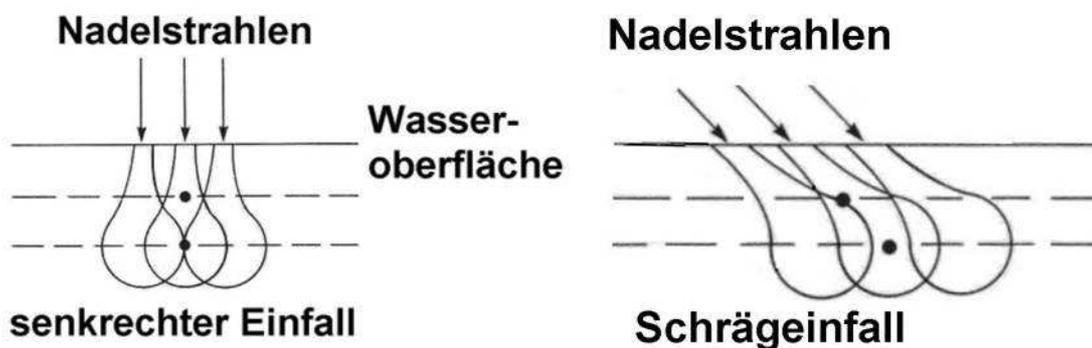


Abb. 4.1: Nadelstrahlen nach Ekstrand und Dixon [12]

Hier ist in niedrigeren Tiefen die Dosis in einem Punkt auf dem Zentralstrahl nur auf Elektronen vom Zentralstrahl selbst zurückzuführen, während wegen der Streuung in größeren Tiefen die angrenzenden Nadelstrahlen signifikant zur Dosis beitragen. Bei Schrägeinfall erhält dagegen schon in oberflächennahen Tiefen ein Punkt auf dem Zentralstrahl einen Beitrag von dem angrenzenden Nadelstrahl, der eine größere Strecke im Medium zurückgelegt hat, in größeren Tiefen ist der Beitrag dagegen kleiner.

Auf die höhere Dosis bei Schrägeinfall im letzten Teil der Tiefendosiskurve und auf den schwächeren Abfall der Tiefendosiskurve gegenüber dem senkrechten Einfall gehen Ekstrand und Dixon [12] in ihrer Arbeit nicht ein. Durch den Schrägeinfall ist die Symmetrie links und rechts des Zentralstrahls bei der Aufstreuung der Elektronen gestört. Während bei senkrechtem Einfall die vollständige Diffusion im Dosismaximum im Wesentlichen erreicht ist, hat bei Schrägeinfall hier die Streuung auf der Seite des Zentralstrahls, wo ein kleinerer Weg im Medium zurückgelegt wurde, noch keine Sättigung erreicht. Dieser Dosis-

beitrag führt hinter dem Dosismaximum zu einer geringeren Abnahme der Dosis und damit zu einem flacheren Verlauf der Tiefendosis Kurve.

4.4 Diskussion der Veränderungen bei Schrägeinfall und Vergleich der Ergebnisse mit Literaturangaben

4.4.1 Oberflächendosis

Die Oberflächendosis steigt mit zunehmendem Winkel an. Dieser Anstieg ist bei kleinen Energien am größten. In **Tab. 4.1** sind die eigenen Schrägeinfallfaktoren für 60°, 6 MeV bzw. 12 MeV Elektronen und 20x20 Tubus im Vergleich zu den Ergebnissen anderer Autoren (Ostwald und Kron [24], Khan et al. [19], Biggs [3]) dargestellt.

Tab. 4.1: Vergleich der Schrägeinfallfaktoren für die Oberflächendosis

Energie in MeV	6 MeV	12 MeV
eigene Messung	1,25	1,19
Ostwald und Kron [24]	1,19	1,10
Khan et al. [19]	1,30	1,14
Biggs [3]	1,10	0,95

Biggs [3] erhält abweichend zu den anderen hier vorgestellten Ergebnissen für Energien oberhalb von 9 MeV eine geringere Oberflächendosis als bei senkrechtem Einfall.

Die eigenen Messungen für die Oberflächendosis sind insoweit kritisch zu betrachten, als sie mit einer Kompaktkammer gemessen wurden und diese aufgrund ihres Radius von 2,75 mm bei der Oberflächendosismessung noch nicht vollständig vom Umgebungsmedium Wasser bedeckt wurde. Daher wird die Oberflächendosis geringfügig zu hoch gemessen. Andererseits ragte die Kammer auch für die Oberflächendosismessung bei senkrechtem Einfall aus dem

Wasser, weshalb sich ein dadurch entstandener Fehler bei der Berechnung des Schrägeinfallfaktors weitgehend herauskürzt.

Weiterhin ist zu beachten, dass alle drei Autoren (Ostwald und Kron [24], Khan et al. [19], Biggs [3]) die Tiefen-Ionisationsverteilungen nicht in Tiefen-Energiedosisverteilungen konvertiert haben. Dadurch ergeben sich prinzipiell zu hohe Oberflächendosen. Bei 6 MeV sind sie etwa 2% zu hoch, bei 12 MeV etwa 3,5%. Dieser Effekt kürzt sich allerdings bei der Bildung der Schrägeinfallfaktoren weitgehend heraus.

4.4.2 Verschiebung der Tiefe des Dosismaximums

Bei Schrägeinfall verschiebt sich das Dosismaximum mit zunehmendem Winkel in geringere Eindringtiefen (**Abb. 3.3 und Abb. 3.4**), was bereits von Ekstrand und Dixon [12] für 6 und 9 MeV Elektronen bei 30°, 45° und 60° Einstrahlwinkel festgestellt wurde. Die Ergebnisse von Khan et al. [19] zeigen dies zusätzlich für 12 und 15 MeV Elektronen. Biggs [3] hingegen erhält für Elektronen ab 15 MeV gleich bleibende oder zunehmende Eindringtiefen. Dies könnte jedoch darauf zurückzuführen sein, dass Biggs [3] die Tiefen-Ionisationsverteilungen nicht in Tiefen-Energiedosisverteilungen konvertiert hat. Bei Energien oberhalb von 12 MeV ist das Ionisationsmaximum bei senkrechtem Einfall oft schwer zu bestimmen, da die Tiefen-Ionisationskurven vor dem Maximum sehr flach ansteigen. Gerade in diesen Fällen kann es durch die Konversion von Tiefen-Ionisationskurven in Tiefen-Energiedosiskurven zu einer deutlichen Verschiebung des Dosismaximums in größere Tiefen kommen (bis zu 12 mm bei 18 MeV). Bei Schrägeinfall hingegen lässt sich das Ionisationsmaximum auch bei höheren Energien eindeutiger festlegen, da die Ionisationskurven vor dem Ionisationsmaximum wegen der Verschiebung des Dosismaximums in Richtung Wasseroberfläche steiler ansteigen als bei senkrechtem Einfall. Dadurch verschiebt sich das Maximum bei der Konversion der Ionisationskurven in Energiedosiskurven viel weniger als bei senkrechtem Einfall.

Die Verschiebung der Dosismaximumtiefe ist energie- und tubusabhängig (**Abb. 3.4**). Interessanterweise findet sich für 18 MeV Elektronen bei manchen Tubussen eine Zunahme der Dosismaximumtiefe vor allem für 30° Einstrahlwinkel und überwiegend eine Abnahme der Dosismaximumtiefe für 50° Einstrahlwinkel, was sich mit den Ergebnissen von Khan et al. [19] deckt. Nach Biggs [3] müsste sich aber sowohl für 30° als auch für 50° und 18 MeV eine größere Dosismaximumtiefe als bei senkrechtem Einfall ergeben, wobei die Dosismaximumtiefe bei 50° größer sein sollte als die bei 30°. Der vorige Absatz bietet hierfür einen Erklärungsansatz.

Bei den Vergleichen mit anderen Arbeiten muss allerdings beachtet werden, dass die Messungen an sehr unterschiedlichen Beschleunigern (Strahlerkopf, Streufohlen, Elektronentubus) und damit mit sehr unterschiedlichen Streubeiträgen durchgeführt worden sind. Vor 20 Jahren wurden zum Beispiel Ein- statt Doppelstreufohlensysteme und Elektronentubusse mit massiven Tubuswänden verwendet.

Insgesamt gesehen ist die Beurteilung der Verschiebung der Dosismaximumtiefe insbesondere für Energien oberhalb von 15 MeV sehr schwierig, da die Tiefen-Energiedosiskurven vor dem Maximum viel flacher ansteigen als es bei 12 MeV oder noch geringeren Energien der Fall ist. So liegt die relative Tiefendosis z.B. bei 18 MeV, FOA 101,4 cm und 20x20 Tubus in dem Tiefenbereich zwischen 29 mm und 41 mm oberhalb von 99,5%. Selbst bei einer Messgenauigkeit von $\pm 0,5\%$ hätte also das Dosismaximum in allen Tiefen dieses Bereichs festgestellt werden können. Die Tiefen-Energiedosiskurven für Energien unter 15 MeV zeigen hingegen alle einen recht gut definierten Hochpunkt, so dass die Dosismaximumtiefe ziemlich genau bestimmt werden kann.

4.4.3 Spezifische Dosis am Dosismaximum

Für die spezifische Dosis am Dosismaximum bei Schrägeinfall gilt im Vergleich zu senkrechtem Einfall:

Bei den Energien 4 MeV und 6 MeV wird die spezifische Dosis mit zunehmendem Winkel immer kleiner, während sie bei 8 MeV und höheren Energien zunimmt (**Abb. 3.12**), was auch aus den von Khan et al. [19] gewonnenen Tiefenionisationsverläufen zu entnehmen ist. Ekstrand und Dixon [12] finden hingegen schon für 6 MeV Elektronen eine Zunahme der Dosismaximumwerte.

Die Energieabhängigkeit entsteht durch die unterschiedliche Form des Nadelstrahls, wodurch das Ausmaß der Streuung und der damit verbundene Energieverlust in einer bestimmten Wassertiefe variiert. Die recht große Tubusabhängigkeit (**Abb. 3.13**) ist durch die unterschiedliche Streuung der Elektronen an den Blenden, dem Elektronentubus und dem Endrahmen zu erklären.

4.5 Isodosenvergleich

4.5.1 Methodik

Um gemessene und berechnete Dosisverteilungen miteinander zu vergleichen, werden häufig die gemessenen und die berechneten Isodosenkurven übereinander gelegt (siehe **Abb. 3.18**). Ein solcher Vergleich kann jedoch in Regionen mit kleinem Dosisgradienten irreführend sein, da ein großer Abstand zwischen den Isodosenkurven nicht mit großen Dosisdifferenzen einhergeht. Insgesamt gesehen können Regionen mit geringer Übereinstimmung erkannt werden, die Darstellung eignet sich daher zum Auffinden größerer Ungenauigkeiten.

Eine quantitative Möglichkeit zum Vergleich von Dosisverteilungen ist die Darstellung der Dosisdifferenzen (**Abb. 3.19**, **Abb. 3.26**, **Abb. 3.32**, **Abb. 3.39**), die zum Beispiel von Mah et al. [22] zur Auswertung von zweidimensionalen und dreidimensionalen Elektronennadelstrahlalgorithmen verwendet wurde. Das Problem der Dosisdifferenzverteilungen ist jedoch ihre hohe Sensitivität in Regionen mit steilem Dosisgradienten, wie sie vor allem am Feldrand z.B. durch einen nicht ganz exakt eingestellten Fokus-Oberflächen-Abstand oder hinter dem Dosismaximum auftreten. Eine geringe Verschiebung zwischen der berechneten und der gemessenen Dosisverteilung kann an den Feldrändern in

der Halbschattenregion des Strahls zu großen Dosisdifferenzen führen (z.B. 42,9% in **Abb. 3.19**), die jedoch klinisch völlig unbedeutend sind.

Um eine angemessene Auswertung der Regionen mit steilem Dosisgradienten gewährleisten zu können, wurde das Distance-to-agreement-Konzept (DTA) entwickelt und zum Vergleich von Dosisverteilungen eingesetzt (Zhu et al. [29], Cheng et al. [5], Harms et al. [15]). Als DTA bezeichnet man den Abstand zwischen einem gemessenen Datenpunkt und dem nächsten Datenpunkt einer berechneten Verteilung, der denselben Dosiswert annimmt. Eine DTA-Auswertung eignet sich hervorragend zur Beurteilung von Regionen mit großem Dosisgradienten. Sie ist allerdings zu sensitiv in Regionen mit geringem Dosisgradienten, wo bereits eine kleine Dosisdifferenz zu einem großen DTA-Wert führt (Harms et al. [15]).

Aus diesem Grund wurden die gemessenen und die berechneten Dosisverteilungen mit Hilfe des Gamma-Index-Modus (siehe 2.11) verglichen (**Abb. 3.20**, **Abb. 3.27**, **Abb. 3.33**, **Abb. 3.42**). Hinter diesem Modus steht die Erkenntnis, dass für Regionen mit steilem Dosisgradienten andere Akzeptanzkriterien gelten müssen als für Regionen mit geringem Dosisgradienten. Van Dyk et al. [28] empfehlen für Elektronenstrahlung bei geringen Dosisgradienten ($\leq 3 \frac{\%}{mm}$) eine maximal zulässige Dosisdifferenz von 4% und bei steilen Dosisgradienten ($> 3 \frac{\%}{mm}$) eine DTA von 4 mm. Diese Toleranzgrenzen wurden für die Erstellung von **Abb. 3.20**, **Abb. 3.27**, **Abb. 3.33** und **Abb. 3.42** eingesetzt.

Die Gamma-Index-Methode vereint also die Auswertung der Dosisdifferenz und der DTA in einer Abbildung und entlarvt diejenigen Regionen, die den Akzeptanzkriterien nicht genügen. Durch den Einsatz zweier unterschiedlicher Toleranzgrenzen können sowohl Regionen mit kleinem als auch mit großem Dosisgradienten zuverlässig beurteilt werden (Low et al. [21], Depuydt et al. [6]).

4.5.2 Beurteilung des Bestrahlungsplanungssystems Helax-TMS 6.1

Blomquist et al. [4] führten umfangreiche Tests des Nadelstrahlelektronenalgorithmus des Helax-TMS-Bestrahlungsplanungssystems (Version 2.10-J) durch. Für die meisten klinischen Anwendungen konnte eine gute Genauigkeit des Algorithmus nachgewiesen werden. Bei Schrägeinfall und einigen kleinen Feldern lagen jedoch die Abweichungen außerhalb der Toleranzgrenzen von 2 mm Ortsabweichung und 2% Dosisabweichung. Für den Schrägeinfall wurden Experimente bei 45° Einstrahlwinkel mit Energien von 10 MeV, 20 MeV und 50 MeV durchgeführt. Zum Vergleich wurden der gemessene und der berechnete Isodosenplan übereinander gelegt. Bei 20 MeV wird für die 20%-Isodose eine Abweichung von 7 mm gefunden. Die eigenen Messungen bis einschließlich 18 MeV bei 50° Einstrahlwinkel zeigten hier kleinere Abweichungen unterhalb von 4 mm (siehe **Abb. 3.18**).

An der Oberfläche erhielten Blomquist et al. [4] Dosen zwischen 30% und 40% des Dosismaximums bei den berechneten Isodosenplänen, was zu einer beachtlichen Unterschätzung der Hautdosis führen könnte. Sie führten das Ergebnis auf eine Näherung im Algorithmus zurück. Die Dosis an einem Punkt wird berechnet, indem die Umgebung des Punktes in Segmente unterteilt wird, die in einer Ebene senkrecht zum Zentralstrahl liegen. Die Summe der Beiträge dieser Segmente ergibt die berechnete Dosis (Handbuch Helax [14], Blomquist et al. [4]). An der Wasseroberfläche sind einige der Segmente außerhalb des Phantoms und tragen daher nicht zur Dosis bei.

Dies konnte jedoch mit den eigenen Ergebnissen nicht bestätigt werden. Bei keinem einzigen der mit Helax-TMS 6.1 erstellten Pläne traten Oberflächendosen zwischen 30% und 40% des Dosismaximums auf. Es wurde hingegen beobachtet, dass das berechnete Dosismaximum systematisch in zu geringe Tiefen gelegt wird (**Abb. 3.21**) und die Dosis vom Planungssystem an der Oberfläche eher überschätzt wird, wenn man die beiden Matrizen mit Normierung an ihrem jeweiligen Maximum miteinander vergleicht (**Abb. 3.19**).

Überlässt man dem Planungssystem aber auch noch die Berechnung der benötigten Monitoreinheiten, so unterschätzt man vor allem im Bereich des Dosismaximums und dahinter die Dosis, was zu Überdosierungen von bis zu 20% führen kann (**Abb. 3.32**). Deshalb ist bei der Berechnung der benötigten Monitoreinheiten eine Korrektur mit Winkelfaktoren notwendig (siehe Kapitel 3.7).

4.6 Korrekturmöglichkeiten für die Veränderungen bei Schrägeinfall

In der Literatur werden grundsätzlich zwei Möglichkeiten zur Korrektur der auftretenden Veränderungen bei Schrägeinfall vorgeschlagen:

- 1) durch Anheben bzw. Absenken der Isodosenkurven mit einer halb-empirischen Gleichung und Isodosenhebungsfaktoren (Ulin und Sternick [27])
- 2) die Korrektur des Tiefendosisverlaufs entlang des Zentralstrahls bei senkrechtem Einfall mit Hilfe von Schrägeinfallfaktoren
 - a) durch Einsatz von Tabellenwerten für unterschiedliche Tiefen (Khan et al. [19])
 - b) durch Einsatz einer empirisch gewonnenen Gleichung (Di Nallo et al. [10])

Die „Isodosenhebungstechnik“ von Ulin und Sternick [27] beruht auf der Erkenntnis, dass die Isodosenlinien bei Schrägeinfall weitgehend parallel zur Wasseroberfläche bleiben und einfach in Richtung Oberfläche verschoben sind (McKenzie [23]). Der Grund für die Parallelität der Isodosenkurven zur Wasseroberfläche ist wahrscheinlich darauf zurückzuführen, dass bei kleineren Feldgrößen der Intensitätsverlust in der Luftlücke nach dem Abstandsquadratgesetz durch Coulomb-Vielfachstreuung des Strahls ausgeglichen wird (Galassi et al. [13]). Da die Luftlücke eine Aufstreuung der Strahlen zur Folge hat und diese Aufstreuung etwa linear zur durchquerten Strecke ist, treffen die Strahlen am

distalen Feldrand unter größerem Winkel auf die Wasseroberfläche. Zusätzlich könnten am distalen Feldende noch gestreute Elektronen vom Endrahmen zur Dosis beitragen.

Die „Isodosenhebungstechnik“ von Ulin und Sternick [27] ist in der Region des Dosisanstiegs vor dem Dosismaximum nicht anwendbar und kann keine Dosen über 100% vorhersagen, wie sie bei Schrägeinfall im Vergleich zu senkrechtem Einfall auftreten. Es konnte somit nur die Region des steilen Dosisabfalls hinter dem Dosismaximum beurteilt werden, wo von Ulin und Sternick [27] eine gute Übereinstimmung der gerechneten mit den gemessenen Werten gefunden wurde. Für den Einsatz in der Bestrahlungsplanung scheint diese Methode jedoch aufgrund der geschilderten Mängel unpraktikabel.

Die winkel- und energieabhängige Umwandlung einer Tiefendosis Kurve für senkrechten Einfall in eine Tiefendosis Kurve für Schrägeinfall wurde in Kapitel 3.5 erläutert. In **Abb. 4.2** sind für 60° Einstrahlwinkel, 12 MeV Elektronen und 20x20 Tubus analog zu **Abb. 3.17** in Kapitel 3.5 die Schrägeinfallfaktoren als Funktion von z/R_p dargestellt, wobei z die Eindringtiefe und R_p die praktische Reichweite der Elektronen bei senkrechtem Einfall ist. Die blau gefärbte Kurve ergibt sich aus den selbst gemessenen Ergebnissen, die rosafarbene Kurve stellt die von Khan et al. [19] veröffentlichten Schrägeinfallfaktoren dar. Beide Kurven zeigen einen nahezu identischen Verlauf und damit eine gute Übereinstimmung der Ergebnisse. Für andere Energien (hier nicht abgebildet!) wurden vergleichbare Übereinstimmungen gefunden.

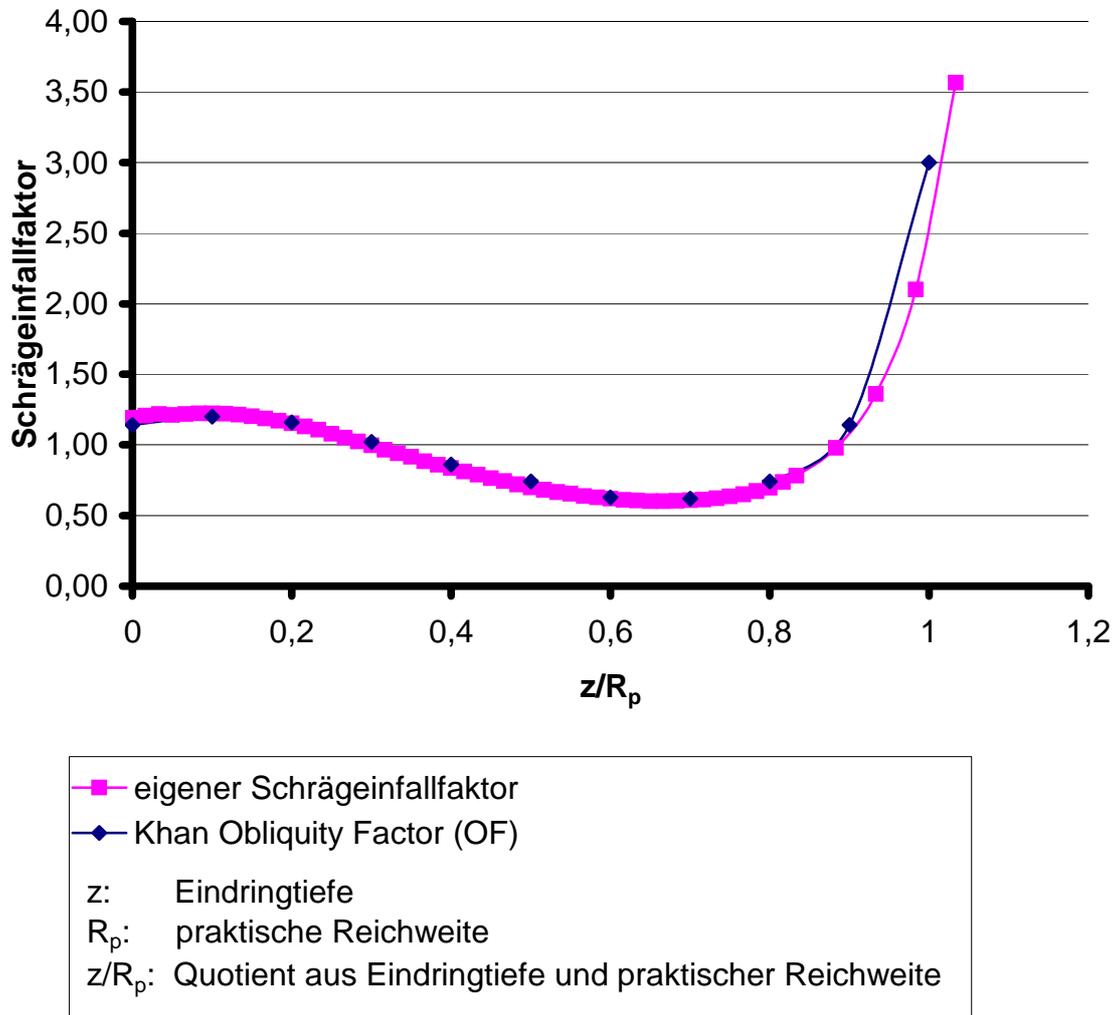


Abb. 4.2: Vergleich der eigenen Schrägeinfallfaktoren mit Khan et al. [19], 60° Einstrahlwinkel, 12 MeV

Di Nallo et al. [10] geben für die Berechnung der Schrägeinfallfaktoren eine analytische Gleichung mit sechs Konstanten an. Die mit dieser Gleichung gewonnenen Schrägeinfallfaktoren werden anhand von **Abb. 4.3** mit den selbst gemessenen Schrägeinfallfaktoren für 30°, 10 MeV Elektronen und 10x10 Tubus verglichen. Die von Di Nallo et al. [10] angegebene Unsicherheit von nur 2,5% bei Verwendung der Gleichung konnte nicht annähernd bestätigt werden. So errechnet sich für die Tiefe 0 mm ein Schrägeinfallfaktor von 0,688, gemessen wurde hier jedoch ein Faktor von 1,026.

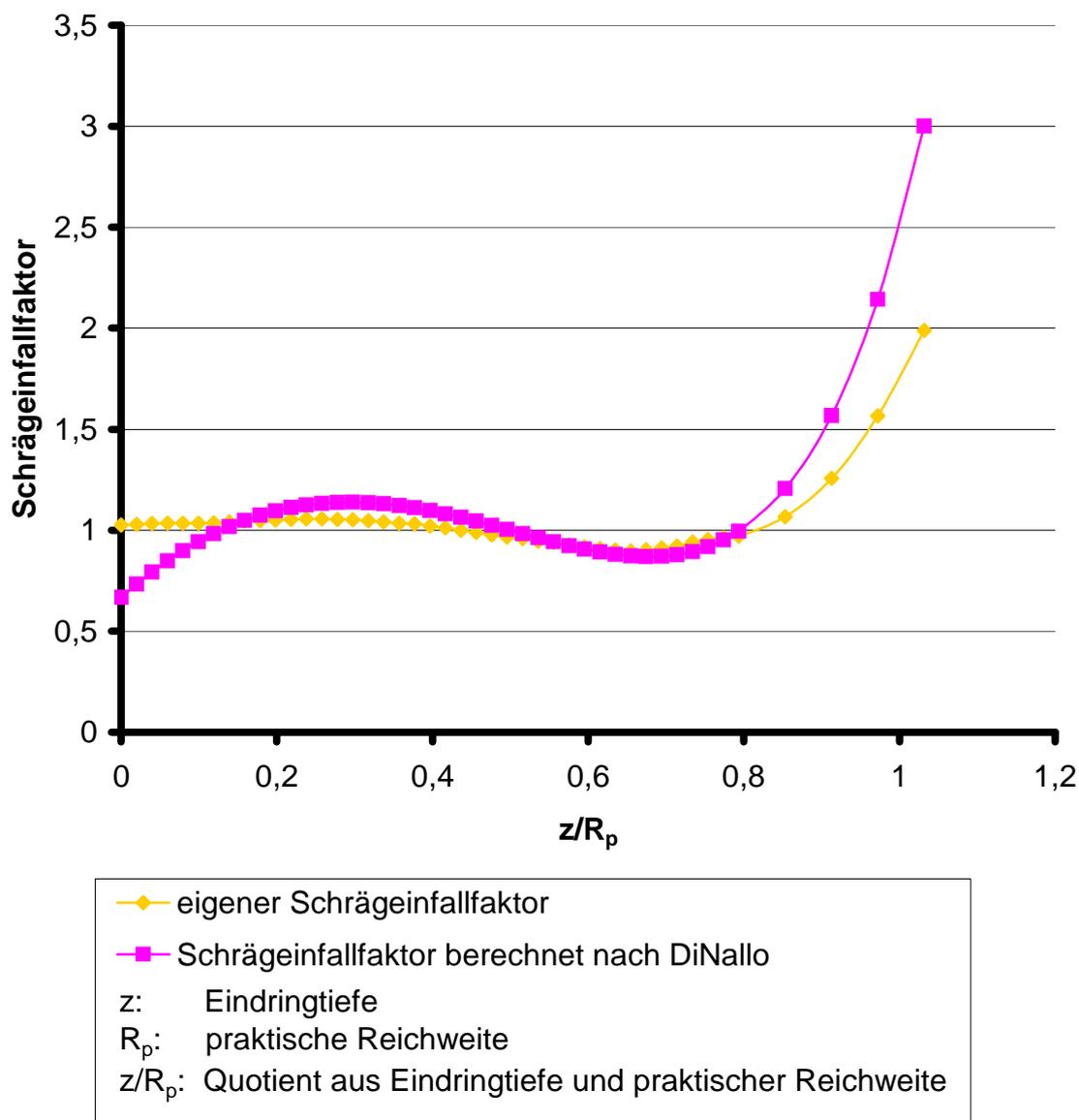


Abb. 4.3: Vergleich der eigenen Schrägeinfallfaktoren mit Di Nallo et al. [10], 30°Einstrahlwinkel, 10 MeV, 10x10 cm²-Tubus

Die Verschiebung der Tiefe des Dosismaximums durch die Korrektur von 23 mm auf 17 mm stimmt dagegen sehr gut mit der gemessenen Tiefe 18 mm überein, allerdings beträgt der Fehler für die berechnete Dosis hier 8,6% (**Abb. 4.4**). Der steil abfallende Teil der Tiefendosiskurve hinter dem Dosismaximum zeigt hingegen wieder eine befriedigende Genauigkeit (**Abb. 4.4**).

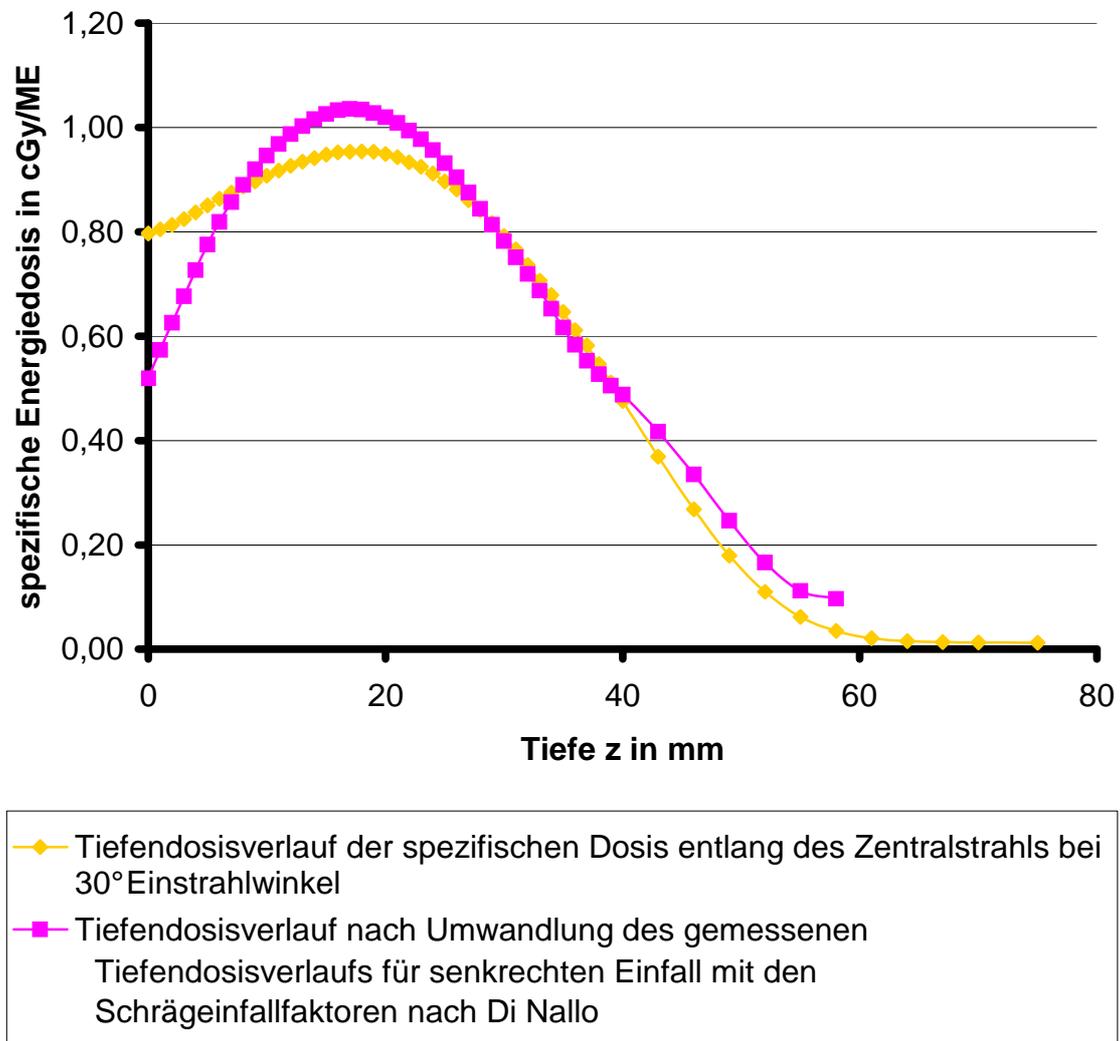


Abb. 4.4: Vergleich des gemessenen Tiefendosisverlaufs mit dem berechneten Tiefendosisverlauf nach Di Nallo [10]

Insgesamt gesehen ist diese Gleichung für den hier untersuchten Fall nicht anwendbar und kann für die Bestrahlungsplanung nicht verwendet werden. Möglicherweise kann eine Korrektur der sechs Parameter ein besseres Ergebnis liefern. Es stellt sich jedoch die Frage, ob die Korrektur mit Tabellenwerten für Schrägeinfallfaktoren, wie sie von Khan et al. [19] und in dieser Arbeit eingeführt wurden (siehe 3.5), nicht die genauere und übersichtlichere Alternative darstellt.

4.7 Modifizierte Bestrahlungsplanung in Tübingen

In Kapitel 3.7 wird das modifizierte Vorgehen bei der Bestrahlungsplanung in Tübingen beschrieben. Durch die Korrektur der Monitoreinheiten mit Winkel-faktoren und der Normierungstiefen erhält das Zielgebiet die gewünschte Dosis.

VORSICHT: Die „Winkelfaktoren“ zur Korrektur der Monitorvorwahl sind nicht mit den „Schrägeinfallfaktoren“ zur Umwandlung von Tiefendosis-kurven in Kapitel 3.5 zu verwechseln!

Da der relative Tiefen-Energiedosisplan jedoch weiterhin vom Planungssystem berechnet wird, erhalten Regionen außerhalb des Zielgebietes eine um bis zu 15% von der Planung abweichende Dosis. Obwohl die Normierung am Dosis-maximum entlang der Zentralstrahlparallele die berechnete Matrix nicht verbes-sert, bewirkt sie, dass die Regionen außerhalb der Toleranzgrenzen an der Wasseroberfläche liegen und damit besser abschätzbar sind. Dies zeigt der Vergleich von **Abb. 3.33** (Gamma-Index-Vergleich für die absolute Dosis) mit **Abb. 3.42** (Gamma-Index-Vergleich für die relative Energiedosis bei Normie-rung am Dosismaximum entlang der Zentralstrahlparallele). Die kritischen Tie-fenbereiche können mit Hilfe von **Tab. 3.9** abgeschätzt werden.

4.8 Fehlerbetrachtung

Die Messunsicherheit lässt sich in mehrere Teilunsicherheiten aufteilen:

1. Fokus-Oberflächen-Abstand (FOA)

Die Unsicherheit bei der Einstellung des FOA bei Schrägeinfall beträgt schätzungsweise bis zu $\pm 0,5 \text{ cm}$. Dies führt zu einer Unsicherheit in der Do-sis von etwa $\pm 1\%$.

2. Die Positionierungsgenauigkeit der Kammer in z-Richtung beträgt $\pm 0,1 \text{ mm}$. Bei den Messungen trat für 4 MeV ein maximaler Dosisgradient

von $10 \frac{\%}{mm}$ und für 18 MeV ein maximaler Dosisgradient von $3 \frac{\%}{mm}$ auf.

Die Dosisunsicherheit aufgrund der Positionierungsgenauigkeit beträgt damit energieabhängig zwischen $\pm 1\%$ bei 4 MeV und $\pm 0,3\%$ bei 18 MeV.

3. Wasserverdunstung

Aufgrund der Wasserverdunstung verringert sich die unter 2. genannte Positionierungsgenauigkeit nochmals um $\pm 0,1mm$. Die Dosisunsicherheit liegt wieder zwischen $\pm 1\%$ bei 4 MeV und $\pm 0,3\%$ bei 18 MeV.

4. Wellenbildung

Bei der Messung der Tiefendosisverläufe und der Dosisquerprofile für die Isodosenmatrizen kam es zu einer leichten Wellenbildung, was zu einer Dosisunsicherheit von ca. $\pm 0,5\%$ führt.

5. Kalibrierung des Beschleunigers

Die Instabilität des Beschleunigermonitors liegt bei maximal $\pm 0,4\%$

6. Winkelabhängigkeit der Anzeige bei Rotation um die Kammerachse

Laut Herstellerangaben beträgt die Winkelabhängigkeit der Anzeige bei Rotation um die Kammerachse $\pm 0,5\%$ (für die eingesetzte Kompaktkammer 31002).

7. Die Ableseunsicherheit des Anzeigergerätes liegt nach Herstellerangaben bei $\pm 0,1\%$.

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 $\pm 1,9\%$ für 4 MeV und $\pm 1,4\%$ für 18 MeV.

5 Zusammenfassung

5.1 Einleitung

Die Anwendung von Elektronenstrahlung in der Strahlentherapie erfolgt in der Regel mit senkrechtem Einfall. In manchen Fällen lässt sich aber aufgrund geometrischer Beschränkungen ein Schrägeinfall nicht verhindern oder er wird bei Anschluss an weitere Bestrahlungsfelder absichtlich gewählt. Dies ist z.B. bei der Bestrahlung der parasternalen Mammaria-interna-Lymphknotenregion bei Mammakarzinompatientinnen nach der Bestrahlungstechnik von Hurkmans et al. [16] der Fall. Der Vorteil der Elektronenschrägfelder ist eine verbesserte Dosisverteilung und -abdeckung der Interna-mammaria Lymphknotenregion bei gleichzeitiger Dosisreduktion für das Herz.

Bei der Planung des Elektronenschrägfeldes ergeben sich dabei folgende Fragestellungen:

1. Wie verändert sich die Dosisverteilung und die spezifische Dosis bei Schrägeinfall im Vergleich zu senkrechtem Einfall?
2. Wird die veränderte Dosisverteilung bei Schrägeinfall adäquat durch das Bestrahlungsplanungssystem wiedergegeben bzw. in welchen Fällen kann man dem Bestrahlungsplanungssystem vertrauen?
3. Ist eine Korrektur der Dosisberechnung mit „Winkelfaktoren“ notwendig bzw. möglich?

Es wurden daher Dosis und Dosisverteilungen unter Schrägeinfall gemessen und mit entsprechenden Berechnungen des Bestrahlungsplanungssystems Helax-TMS 6.1 verglichen.

5.2 Material und Methode

Die Messungen erfolgten in einem Wasserphantom (MP3, PTW Freiburg) mit einer kleinvolumigen, rotationssymmetrischen Kompaktkammer (Typ 31002, PTW Freiburg) an einem Linearbeschleuniger (SLi Precise, Elekta) mit Elektro-

nenenergien von 4 bis 18 MeV. Der Einstrahlwinkel wurde in 10 Grad-Schritten bis 60 Grad gegenüber dem Lot variiert. Quadratische Elektronentubusse mit Kantenlängen von 6, 10, 14 und 20 cm sowie asymmetrisch gelegene Endrahmen der Größe 20 cm x 6 cm, 14 cm x 5,5 cm und 10 cm x 5,5 cm kamen zum Einsatz.

Tiefendosisverläufe wurden entlang des Zentralstrahls bzw. bei den asymmetrischen Endrahmen entlang einer Parallelen zum Zentralstrahl durch die Mitte der Endrahmenöffnung aufgenommen. Die Wasser-Energiedosis wurde nach DIN 6800-2 bestimmt. Zur Ermittlung der 2-D-Dosisverteilung in der Transversalebene wurden zusätzlich Querprofile in verschiedenen Wassertiefen aufgenommen. Unter gleichen geometrischen Bedingungen wurde am Helax-TMS 6.1 für ein Wasserphantom spezifische Dosis und Dosisverteilung berechnet. Der Vergleich zwischen gemessenen und berechneten Dosisverteilungen erfolgte mit dem Programm Verisoft 1.20T04 (PTW Freiburg) anhand von Dosisdifferenzverteilungen und mit dem sogenannten Gamma-Index-Modus, bei dem in Gebieten mit flachen Dosisgradienten die Abweichungen in der Dosis und in Gebieten mit steilen Dosisgradienten die geometrischen Abweichungen der Isodosen betrachtet werden. Als Toleranzwerte kann man daher sowohl die maximal zugelassene Dosisabweichung als auch die maximal erlaubte geometrische Abweichung (Distance-to-agreement) vorwählen und farbkodiert wiedergeben lassen.

5.3 Ergebnisse

Bei Schrägeinfall kommt es zu folgenden Veränderungen des Tiefendosisverlaufs im Vergleich zu senkrechtem Einfall:

- Mit zunehmendem Einstrahlwinkel verringert sich die Tiefe des Dosismaximums um bis zu 20 mm bei 18 MeV und 60° Einstrahlwinkel.
- Die relative Dosis nahe der Wasseroberfläche steigt.
- Der Dosisabfall verläuft deutlich flacher.

- Die praktische Reichweite ist bei Schrägeinfall größer als bei senkrechtem Einfall. Im Winkelbereich zwischen 10° und 50° nimmt die praktische Reichweite mit größer werdendem Winkel ebenfalls zu.
- Der therapeutische Tiefenbereich $R'_{90}R_{90}$ wird mit zunehmendem Winkel immer kleiner und liegt in geringeren Tiefen.

Die spezifische Dosis in der Tiefe des Energiedosismaximums wird ebenfalls stark vom Schrägeinfall beeinflusst. Bei 4 MeV ist die spezifische Dosis bei großen Einstrahlwinkeln (60°) bis zu 11% kleiner als bei senkrechtem Einfall, während sie bei 18 MeV bis zu 15% größer sein kann. Der geringste Einfluss war bei 6 MeV Elektronen zu beobachten.

Untersucht wurden auch die berechneten 2-D-Dosisverteilungen des Planungssystems Helax-TMS 6.1 in der Transveralebene. Im Vergleich zu den Messungen liegt das berechnete Dosismaximum bei Schrägeinfall fast immer in zu geringer Tiefe. Ansonsten wird die relative Tiefendosis qualitativ recht gut wiedergegeben. Im Allgemeinen wird für sämtliche Energien sowohl die relative Energiedosis als auch die spezifische Wasser-Energiedosis in der Nähe der Wasseroberfläche vom Planungssystem eher überschätzt, was zu Unterdosierungen führen kann. In größeren Tiefen jenseits der 80%-Reichweite wird vom Planungssystem eine zu geringe Dosis berechnet; hier kann es also zu Überdosierungen kommen. Die maximalen Dosisdifferenzen der spezifischen Wasser-Energiedosis liegen betragsmäßig im Bereich von 10-15% bei 30° Einstrahlwinkel und 15-20% bei 50° Einstrahlwinkel. Sie sind in hohem Maße vom Ort der Normierung abhängig.

Beim Vergleich der Dosisverteilungen mit dem Gamma-Index-Modus und den Toleranzgrenzen 4% maximale Dosisdifferenz bzw. 4 mm Distance-to-agreement lagen je nach Normierungsort eher oberflächennahe Gebiete und Gebiete bis zur 50%-Reichweite außerhalb der Toleranzgrenzen, wohingegen die Feldränder überwiegend innerhalb der Toleranzgrenzen lagen.

5.4 Schlussfolgerung: modifizierte Vorgehensweise bei der Bestrahlungsplanung

Mangels Alternative wird weiterhin das Planungssystem zur Wiedergabe der relativen Dosisverteilung eingesetzt, die qualitativ akzeptabel ist. Normiert wird diese Dosisverteilung jedoch in der Tiefe des gemessenen Dosismaximums auf dem Zentralstrahl bzw. der Zentralstrahlparallele bei asymmetrischen Endrahmen.

Die Berechnung der Monitoreinheiten wird nicht mehr vom Planungssystem durchgeführt. Stattdessen wurden „Winkelfaktoren“ zur Berechnung bzw. Korrektur der Monitorvorwahl aus den Tabellenwerten für senkrechten Strahleinfall eingeführt. Diese Faktoren sind winkel-, energie- und tubusabhängig.

5.5 Diskussion

Die Justage des Messaufbaus, die Messungen selbst und auch die Auswertungen, insbesondere der Dosisverteilungen, sind sehr zeitaufwendig.

Die Kompaktkammer wurde aufgrund der Rotationssymmetrie der Anzeige gewählt. Da die Kammer erst ab einer Tiefe von 3 mm vollständig vom Umgebungsmedium Wasser bedeckt wird, wird die Dosis an der Wasseroberfläche geringfügig zu hoch gemessen.

Der veränderte Verlauf der Tiefen-Energiedosis bei Schrägeinfall lässt sich anhand von Pencil Beams (Nadelstrahlen) befriedigend erklären (Ekstrand und Dixon [12]). In mehreren Arbeiten unterschiedlicher Autoren wurden diese Veränderungen quantifiziert. Hervorzuheben sind dabei die Arbeit von Ulin und Sternick [27], die die veränderten Isodosenverteilungen durch eine „Isodosenhebungstechnik“ korrigieren, und die Arbeit von Khan et al. [19]. Khan et al. [19] führten Schrägeinfallfaktoren zur Umwandlung der Tiefendosisverläufe für Schrägeinfall ein.

Der Vergleich der Tiefen-Energiedosisverteilung erfolgte unter anderem mit dem sogenannten Gamma-Index-Modus (Depuydt et al. [6]), der vor allem bei

stark variierenden Dosisgradienten im Vergleich zur alleinigen Auswertung der Dosisdifferenz vorteilhaft ist.

Die Messunsicherheit wird insgesamt auf $\pm 1,4\%$ bei 4 MeV und $\pm 1,9\%$ bei 18 MeV geschätzt.

Zusammenfassend kann man sagen, dass sich Messergebnisse bei senkrechtem Einfall nicht einfach auf Schrägeinfall übertragen lassen. Die Berechnungen des Planungssystems, insbesondere der Monitorvorwahl, sind zu überprüfen und gegebenenfalls zu korrigieren. Für die Zukunft sind bessere Ergebnisse durch Monte-Carlo basierte Planungssysteme zu erwarten.

Literaturverzeichnis

- [1] Arthur, D.W., Arnfield, M.R., Warwicke, L.A., Morris, M.M., Zwicker, R.D. (2000)
Internal mammary node coverage: an investigation of presently accepted techniques
Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 48, 139-146

- [2] Bartelink, H., Borger, J., Fourquet, A. et al. (1996)
Phase III randomised trial investigating the role of internal mammary and supraclavicular (IM-MS) lymph node chain irradiation in stage I-III breast cancer.
EORTC protocol 22922-10925. Brüssel, Belgien: European Organization for Research and Treatment of Cancer

- [3] Biggs, P.J. (1984)
The effect of beam angulation on central axis per cent depth dose for 4-29 MeV electrons
Phys. Med. Biol., 29, 1089-1096

- [4] Blomquist, M., Karlsson, M., Karlsson, M. (1996)
Test procedures for verification of an electron pencil beam algorithm implemented for treatment planning
Radiotherapy and Oncology, 39, 271-286

- [5] Cheng, A., Harms, W.B., Gerber, R.L., Wong, J.W. (1996)
Systematic verification of a three-dimensional electron beam dose calculation algorithm
Med. Phys., 23, 685-693

- [6] Depuydt, T., Van Esch, A., Huyskens, D.P. (2002)
A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation
Radiotherapy and Oncology, 62, 309-319

- [7] DIN 6800-2: Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung
Teil 2: Ionisationsdosimetrie (1997)

- [8] DIN 6814-8: Begriffe in der radiologischen Technik
Teil 8: Strahlentherapie (2000)

-
- [9] DIN 6817: Dosimeter mit Ionisationskammern für Photonen- und Elektronenstrahlung zur Verwendung in der Strahlentherapie. Regeln für die Herstellung (1984)
- [10] Di Nallo, A.M., Zicari, C., Teodoli, S., Carlino, G.P., Campisano, G., Tiberi, B., Benassi, M. (1996)
Oblique Incidence of the Electron Beams: TLD and Ionization Dosimetry
J. Exp. Clin. Cancer Res., 15, 387-392
- [11] Dohm, O.S., Christ, G., Schüle, E. (2002)
Praktische Elektronendosimetrie: Ein Vergleich verschiedener Bauarten von Ionisationskammern
Z. Med. Phys., 12, 24-28
- [12] Ekstrand, K.E., Dixon, R.L. (1982)
The problem of obliquely incident beams in electron-beam treatment planning
Med. Phys., 9, 276-278
- [13] Galassi, M.E., Olivera, G.H., Rivarola, R.D., Meoli, P.J. (1997)
Ionization profiles of conformed therapeutic electron beams
Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res. B 132, 326-330
- [14] Handbuch Helax:
Dose Formalism and Models in Helax-TMS (1998)
Kapitel 4.2.5: Sector Integration of Pencil Kernels for Dose
Seite 115-118, First Edition
Document ID: PHMTMSv1/ Name: PHMTMSv1
- [15] Harms, W.B., Low, D.A., Wong, J.W., Purdy, J.A. (1998)
A software tool for the quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms
Med. Phys., 25, 1830-1836
- [16] Hurkmans, C.W., Saarnak, A.E., Pieters, B.R., Borger, J.H., Bruinvis, I.A.D. (2000)
An improved technique for breast cancer irradiation including the locoregional lymph nodes
Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 47, 1421-1429
- [17] Jansson, T., Lindman, H., Nygård, K., Dahlgren, C.V., Montelius, A., Öberg-Kreuger, C., Asplund, S., Bergh, J. (1998)
Radiotherapy of breast cancer after breast-conserving surgery: an improved technique using mixed electron-photon beams with a multileaf collimator
Radiotherapy and Oncology, 46, 83-89

-
- [18] Johansson, J., Isacsson, U., Lindman, H., Montelius, A., Glimelius, B. (2002)
Node-positive left-sided breast cancer patients after breast-conserving surgery: potential outcomes of radiotherapy modalities and techniques
Radiotherapy and Oncology, 65, 89-98
- [19] Khan, F.M., Deibel, F.C., Soleimani-Meigooni, A. (1985)
Obliquity correction for electron beams
Med. Phys., 12, 749-753
- [20] Klevenhagen, S.C. (1985)
Physics of Electron Beam Therapy
Kapitel 3.2.2: Absorbed dose build-up, Seite 71-75
Verlag: Adam Hilger Ltd, Bristol and Boston
ISBN: 0-85274-781-0
- [21] Low, D.A., Harms, W.B., Mutic, S., Purdy, J.A. (1998)
A technique for the quantitative evaluation of dose distributions
Med. Phys., 25, 656-661
- [22] Mah, E., Antolak, J., Scrimger, J.W., Battista, J.J. (1989)
Experimental evaluation of a 2D and 3D electron pencil beam algorithm
Phys. Med. Biol., 34, 1179-1193
- [23] McKenzie, A.L. (1979)
Air-gap Correction in Electron Treatment Planning
Phys. Med. Biol., 24, 628-635
- [24] Ostwald, P.M., Kron, T. (1996)
Surface dose measurements for highly oblique electron beams
Med. Phys., 23, 1413-1420
- [25] Pierce, L.J., Butler, J.B., Martel, M.K., Normolle, D.P., Koelling, T., Marsh, R.B., Lichter, A.S., Fraas, B.A. (2002)
Postmastectomy radiotherapy of the chest wall: Dosimetric comparison of common techniques
Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 52, 1220-1230
- [26] Scrimger, R.A., Connors, S.G., Halls, S.B., Starreveld, A.A. (2000)
CT-targeted irradiation of the breast and internal mammary lymph nodes using a 5-field technique
Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 48, 983-989

-
- [27] Ulin, K., Sternick, E.S. (1989)
An isodose shift technique for obliquely incident electron beams
Med. Phys., 16, 905-910
- [28] Van Dyk, J., Barnett, R.B., Cygler, J.E., Shragge, P.C. (1993)
Commissioning and quality assurance of treatment planning computers
Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 26, 261-273
- [29] Zhu, X.R., Low, D.A., Harms, W.B., Purdy, J.A. (1995)
A convolution-adapted ratio – TAR algorithm for 3D photon beam treatment planning
Med. Phys., 22, 1315-1327

Danksagung

Meinen herzlichsten Dank möchte ich Herrn Prof. Dr. Gunter Christ aussprechen, der die Arbeit von Beginn an hervorragend betreut hat. Er hat viele Stunden seiner kostbaren Zeit investiert, um all meine Probleme und Fragen, die sich während der Arbeit ergeben haben, zu beantworten. Seinem außerordentlichen Fachwissen und herausragenden Einsatz habe ich es zu verdanken, dass diese Arbeit erfolgreich abgeschlossen werden konnte. Dies hat in mir Freude und Neugier an der Erforschung wissenschaftlicher Fragestellungen geweckt. Trotz seiner großen Arbeitsbelastung hatte er stets auch ohne Termin Zeit für mich, was keineswegs selbstverständlich ist, wie ich auch immer wieder von Kommilitonen höre. Mein Dank gilt jedoch nicht nur seiner stetigen Bereitschaft zur Hilfe bei wissenschaftlichen Problemen, sondern auch der partnerschaftlichen und menschlichen Seite unserer Zusammenarbeit.

Mein besonderer Dank gebührt auch Herrn Weigel für die zeitintensive Erstellung der berechneten Isodosenpläne am Bestrahlungsplanungssystem.

Weiterhin möchte ich mich bei Sephan Gaupp und Savas Tsitsekidis für ihre stetige Hilfsbereitschaft bei sämtlichen technischen Problemen ganz herzlich bedanken.

Mein Dank gilt auch André Mondry, der mir beim Export der Daten aus dem Planungssystem behilflich war, sowie den Präsenzphysikern Ulf Lamprecht und Markus Buchgeister, die mir bei Problemen mit dem Linearbeschleuniger am Wochenende geholfen haben.

Der Firma PTW Freiburg und insbesondere den Mitarbeitern Herrn Preusche und Herrn Nitsche bin ich für die Bereitstellung der Testversion der Software Verisoft, die den Gamma-Index-Vergleich ermöglichte, besonders dankbar.

Dr. Paulsen möchte ich für seine Beratung bei der ärztlichen Sichtweise der Problematik herzlich danken.

Zu guter Letzt möchte ich noch allen nicht namentlich genannten Helfern und Mitarbeitern der Abteilung Medizinische Physik für Ihre Unterstützung zum Gelingen dieser Arbeit und für die stets gute Atmosphäre danken.

Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Jörg Stephan Karcher
Geburtstag und -ort: 3. April 1979 in Sigmaringen
Familienstand: ledig
Nationalität: deutsch

Schulbildung

1985-1989 Geschwister-Scholl-Grundschule Sigmaringen
1989-1998 Hohenzollern-Gymnasium Sigmaringen
Abitur (25.6.1998)

Zivildienst

9/1998 – 9/1999 Erzbischöfliches Studienheim St. Fidelis, Sigmaringen

Hochschulausbildung

10/1999 – 05/2006 Medizinstudium an der Universität Tübingen

10/1999 – 09/2001 Vorklinisches Studium
Ärztliche Vorprüfung (10.09.2001)

10/2001 – 05/2006 Klinisches Studium
Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung (25.03.2003)
Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung (21.3.2005)
Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung (23.05.2006)

24.05.2006 Approbation als Arzt