



Technische Universität Kaiserslautern  
Fernstudiengang Medizinische Physik

Masterarbeit

Messtechnische Bestimmung der Outputfaktoren  
für die roboter-gestützte  
Hochpräzisionsbestrahlung

von

Dipl.-Ing.(DH) Boris Dettinger, M.Sc., B.Sc.

Betreuer:  
PD Dr. Dr. Andreas Mack

**Dipl.-Ing.(DH) Boris Dettinger, M.Sc., B.Sc.:**

*Messtechnische Bestimmung der Outputfaktoren für die  
roboter-gestützte Hochpräzisionsbestrahlung*

Masterarbeit

Technische Universität Kaiserslautern

Bearbeitungszeitraum: 01. April 2020 - 03. Dezember 2020

# Eigenanteilserklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die gesamte vorliegende Arbeit selbständig verfasst habe und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet habe.

Unterensingen, den 04.12.2020

Boris Dettinger

# Inhaltsverzeichnis

<b>Eigenanteilserklärung</b>	<b>I</b>
<b>1 Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1 Hintergrund . . . . .	1
1.2 Problemstellung . . . . .	2
1.3 Ziel der Arbeit . . . . .	3
<b>2 Theorie</b>	<b>4</b>
2.1 Physikalische Grundlagen . . . . .	4
2.1.1 Wechselwirkung der Photonen mit Materie . . . . .	4
2.1.2 Dosimetrie kleiner Felder . . . . .	9
2.2 Technische Grundlagen . . . . .	12
2.2.1 Elektronen Linearbeschleuniger . . . . .	12
2.2.2 Cyberknife <sup>©</sup> VSI System . . . . .	14
<b>3 Material und Methode</b>	<b>17</b>
3.1 Messung der Outputfaktoren . . . . .	17
3.1.1 Aktive Detektoren . . . . .	17
3.1.2 Passive Detektoren . . . . .	19
3.2 Verwendete Detektoren . . . . .	20
3.2.1 Aktive Detektoren . . . . .	20
3.2.2 Passive Detektoren . . . . .	21
3.2.3 Korrekturfaktoren . . . . .	23
3.3 Messunsicherheit . . . . .	24

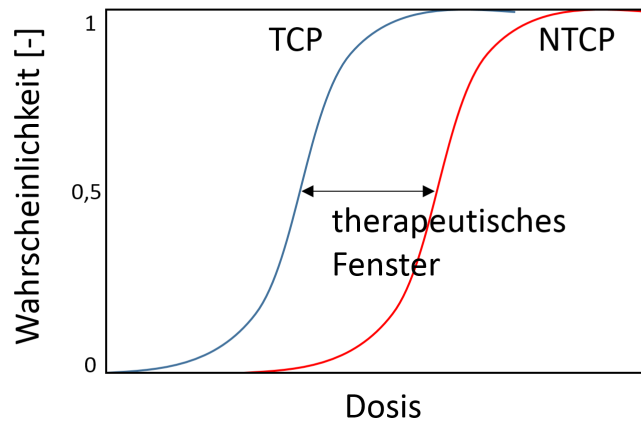
<b>4</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>25</b>
4.1	Fixkollimatoren- Aktive Detektoren . . . . .	25
4.1.1	Ionisationskammer . . . . .	25
4.1.2	Diodendetektoren . . . . .	28
4.1.3	Synthetischer Diamant . . . . .	34
4.2	Fixkollimatoren- Passive Detektoren . . . . .	36
4.2.1	Radiochromatischer Film . . . . .	36
4.3	Iriskollimatoren- Aktive Detektoren . . . . .	37
4.3.1	Ionisationskammer . . . . .	37
4.3.2	Diodendetektoren . . . . .	38
4.3.3	Synthetischer Diamant . . . . .	40
4.4	Iriskollimatoren- Passive Detektoren . . . . .	41
4.4.1	Radiochromatischer Film . . . . .	41
4.5	Fixkollimatoren- Zusammenfassung der Ergebnisse . . . . .	42
4.6	Iriskollimatoren- Zusammenfassung der Ergebnisse . . . . .	47
<b>5</b>	<b>Diskussion</b>	<b>54</b>
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung und Ausblick</b>	<b>58</b>
	<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>I</b>
	<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>III</b>
	<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>IV</b>
	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>VI</b>
	<b>Danksagung</b>	<b>XVI</b>
<b>A</b>	<b>Anhang</b>	<b>XVII</b>

# Kapitel 1

## Einleitung

### 1.1 Hintergrund

Nach aktueller Schätzung des Robert Koch Instituts wird für das Jahr 2020 ein Anstieg auf über 550.000 Krebsneuerkrankungen prognostiziert. Krebserkrankungen sind mit über 226.000 Fällen die zweithäufigste Todesursache in Deutschland [23]. Die Tumorthherapie umfasst die chirurgische Resektion, die Strahlentherapie sowie systemische Therapien, wie die Chemo-, Hormon- oder Immuntherapie. Diese Verfahren werden miteinander kombiniert um den bestmöglichen Therapieerfolg zu erzielen. Am Anfang der individuellen Therapie steht die Diagnose und die Erfassung des Tumortyps (Typing), dem Malignitätsgrad (Grading) sowie der Tumorausbreitung (Staging). Daraus resultiert die Indikation zur geeigneten Strahlentherapie [67]. Hierbei wird versucht die Tumorkontrollwahrscheinlichkeit (engl.: Tumor Control Probability, TCP) weitestgehend zu erhöhen und gleichzeitig die Normalgewebekomplikationen bestmöglich zu minimieren (engl.: Normal Tissue Complication Probability, NTCP). Dies ist nur in einem geringen Dosisbereich, dem sogenannten therapeutischen Fenster, möglich. Folgende Abbildung 1.1 zeigt die Dosiswirkkurven am Beispiel einer normofraktionierten Strahlentherapie.



**Abbildung 1.1:** Dosiswirkkurven und therapeutisches Fenster (normofraktionierte Strahlentherapie)

Als ein Teilbereich der Strahlentherapie fokussiert sich die Radiochirurgie dabei auf klar abgrenzbare und nicht allzu große Tumore. Durch eine Eskalation der eingestrahlten Dosis in wenigen Fraktionen wird eine bessere Tumorkontrolle angestrebt. Allerdings wird hierbei das therapeutische Fenster weiter verkleinert. Um dieses schmale Fenster optimal zu nutzen, muss der Dosisgradient hin zum Normalgewebe extrem steil sein. Des Weiteren müssen sehr kleine Feldgrößen wählbar sein um eine sehr gute Dosiskonformität zu erzielen. Die Unschärfen der Einzelschritte der Therapiekette sollten minimal sein. Um diese Anforderungen an die geometrische, dosimetrische und letztlich an die Genauigkeit des Gesamtsystems zu erfüllen, sind dedizierte Geräte notwendig. Aufgrund dessen gelten hierfür, nach aktuellem Bericht der Strahlenschutzkommission, die höchsten Anforderung an die geometrische und dosimetrische Präzision [9].

## 1.2 Problemstellung

Als dediziertes Gerät für die Radiochirurgie nutzt das Cyberknife<sup>®</sup> VSI (Fa. Accuray, Sunnyvale, CA, USA) die Kombination vieler kleiner Felder von 60 mm bis zu 5 mm Durchmesser unter verschiedenen Einstrahlrichtungen um die Dosis selbst bei irregulär geformten Tumoren hochkonformal, unter maximaler Schonung des umgebenden Gewebes, anzupassen. Durch die nichtisozentrische Feldanordnung wird dies noch einmal verbessert [2, 46, 25]. Grund-



voraussetzung neben der geometrischen Präzision ist die exakte dosimetrische Berechnung der einzelnen, kleinen Felder aus denen letztlich die Gesamtdosis resultiert. Doch gerade die Kleinfelddosimetrie ist hochempfindlich und daher oftmals mit Fehlern behaftet [20, 10]. Neben der Positioniergenauigkeit, ist die Auswahl der geeigneten Detektoren in Bezug auf Größe und Material, für die Messung der kleinen Felder, besonders wichtig [38, 41, 21, 34, 56]. Insbesondere die korrekte Bestimmung der Wasser-Energiedosis auf dem Zentralstrahl, aufgrund des fehlenden lateralen Sekundärelektronengleichgewichts, bleibt auch bei der Verwendung geeigneter Detektoren fehleranfällig. Dies wurde in verschiedenen multizentrischen Studien zur Bestimmung der Outputfaktoren gezeigt [50, 16, 53]. Als Outputfaktor bzw. auch totaler Streufaktor, wird das Verhältnis der Dosis auf dem Zentralstrahl eines beliebigen Feldes zu einem Referenzfeld bezeichnet. Um eine Gesamtgenauigkeit in der Dosisberechnung von 5 % einzuhalten, ist es notwendig eben diese Outputfaktoren mit einer Unsicherheit von  $< 3 \%$  zu bestimmen [47].

### 1.3 Ziel der Arbeit

Ziel der Arbeit ist es anhand verschiedener, für diesen Messzweck geeigneten, Detektoren die Outputfaktoren für die fixen Rundkollimatoren sowie für die Iriskollimatoren des Cyberknife<sup>®</sup> VSI Systems (Fa. Accuray, Sunnyvale, CA, USA) zu bestimmen. Das Augenmerk gilt hierbei den Feldgrößen kleiner als 25 mm [41]. Ab dieser Feldgröße herrscht aufgrund der Photonengrenzenergie von 6 MeV kein laterales Sekundärelektronengleichgewicht, da die Reichweite der Elektronen größer als die betrachtete Feldgröße ist. Somit lassen sich die Outputfaktoren bzw. totale Streufaktoren nicht direkt mit den zur Verfügung stehenden Messmitteln messen, sondern müssen mit detektorspezifischen Korrekturfaktoren bestimmt werden [4, 33, 30]. Die gemessenen Outputfaktoren (OF) werden ausgewertet und mit den Ergebnissen in der Literatur diskutiert. Aus den Ergebnissen der verschiedenen Detektoren soll ein gemittelter Wert abgeleitet und für die Dosisberechnungsalgorithmen als Basisdaten übernommen werden und zu einer Erhöhung der Gesamtgenauigkeit führen.

# Kapitel 2

## Theorie

### 2.1 Physikalische Grundlagen

#### 2.1.1 Wechselwirkung der Photonen mit Materie

##### 2.1.1.1 Allgemein

Indirekt ionisierende Strahlung erfährt beim Durchgang durch die Materie eine oder wenige Wechselwirkungen. Diese sind abhängig von der Energie der Photonen sowie der Eigenschaften des Mediums. Durch diese Wechselwirkungen erfährt die Photonen-Teilchenfluenz eine exponentielle Schwächung. Im Energiebereich der Strahlentherapie ergibt sich die gesamte Schwächung aus den nachfolgenden Wechselwirkungsprozessen [57, 36, 35]. In Tabelle 2.1 sind diese zusammengefasst.

##### 2.1.1.2 Photoelektrischer Effekt

Die Energie des einfallenden Photons ist hier gleich oder größer der Bindungsenergie des Elektrons. Die gesamte Energie des Photons wird dabei auf ein Elektron der K, L, M, oder N Schale übertragen. Durch das Herauslösen wird das jeweilige Atom in einen angeregten Zustand versetzt. Ein Elektron der äußeren Hüllen füllt die Leerstelle und sendet dabei charakteristische Strahlung aus.

### 2.1.1.3 Rayleigh-Streuung

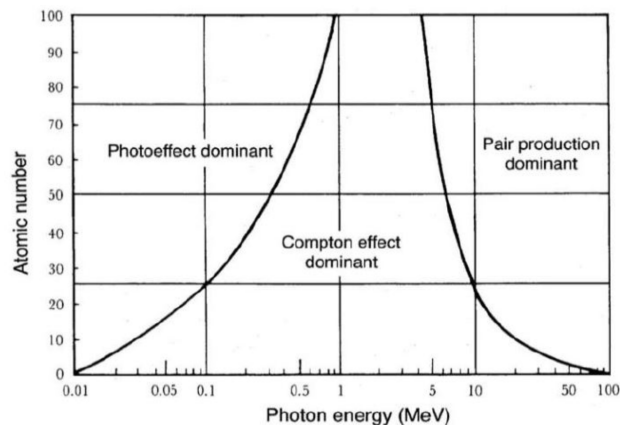
Bei der als klassisch, kohärent oder auch als Rayleigh-Streuung bezeichneten Interaktion, findet keine Energieübertragung statt. Das einfallende Photon wird lediglich abgelenkt.

### 2.1.1.4 Comptoneffekt

Die Energie des einfallenden Photons wird an ein quasi freies bzw. schwach gebundenes Elektron übertragen. Abhängig vom Stoßwinkel, findet eine partielle Energieübertragung statt, welche in einer Frequenzabnahme des Photons resultiert. Die maximale Energieübertragung des Photons auf das Elektron ist bei einem Winkel von  $\theta = 180^\circ$  (Rückstreuung). Die dabei entstehenden Sekundärelektronen können nun ihrerseits ionisieren.

### 2.1.1.5 Paarbildung

Ist die Energie des einfallenden Photonen  $E > 2 * 0,511\text{MeV}$  kann es im elektrischen Feld des Atomkerns zu einer Paarbildung kommen. Dabei wird die Energie des Photons in ein Elektronen-Positronenpaar gewandelt. Findet dieser Prozess jedoch im Feld eines Elektrons statt, wird dieses Elektron ebenfalls aus dem Verbund gelöst und das Atom ionisiert (Tripletbildung).



**Abbildung 2.1:** Absorption von Strahlung: Beiträge des Photoelektrischen Effekts, Comptoneffekt und Paarbildung zum Absorptionskoeffizienten in Abhängigkeit von der Photonenenergie und der Ordnungszahl des Mediums [57]

### 2.1.1.6 Wechselwirkungswahrscheinlichkeiten

Im Energiebereich der Strahlentherapie zwischen einigen 100 keV bis ca. 10 MeV setzt sich der gesamte Schwächungskoeffizient aus den in Abbildung 2.1 dargestellten Wechselwirkungsprozessen zusammen. Diese sind abhängig von der Ordnungszahl  $Z$  des Mediums und der Photonenenergie  $E = h\nu$ . Bei einer Ordnungszahl von  $Z = 7$ , was ungefähr dem menschlichen Gewebe entspricht, ist der Comptoneffekt jedoch die dominierende Wechselwirkung. Die Eigenschaften der genannten Wechselwirkungsprozesse im Energiebereich von einigen keV bis über 10 MeV sind in nachstehender Tabelle 2.1 zusammengefasst.

**Tabelle 2.1:** Eigenschaften der relevanten Wechselwirkungen [57]

	Photoeffekt	Rayleigh Streuung	Comptoneffekt	Paarbildung
Photonen Interaktion mit	Gesamtem Atom	Gebundenem Elektron	Freien Elektron	Coulombfeld des Kerns
Art der Interaktion	Photon verschwindet	Photon wird gestreut	Photon wird gestreut	Photon verschwindet
Energieabhängigkeit	$\frac{1}{(h\nu)^2}$	$\frac{1}{(h\nu)^2}$	fällt mit Energie	steigt mit Energie
Schwellwert	Nein	Nein	Nein	$2m_e c^2$
Linearer Schwächungskoeffizient	$\tau$	$\sigma_R$	$\sigma_C$	$\kappa$
Freigesetzte Teilchen	Photoelektron	Keins	Compton Elektron	Elektronen- Positronen Paar
Abhängigkeit des linear. Schwächungskoeff. von $Z$	$\tau \sim Z^4$	$\sigma_R \sim Z^2$	$\sigma_C \sim Z$	$\kappa \sim Z^2$
Abhängigkeit des Massenschwächungskoeff. von $Z$	$\frac{\tau}{\rho} \sim Z^3$	$\frac{\sigma_R}{\rho} \sim Z$	Unabhängig	$\frac{\kappa}{\rho} \sim Z$
Durchschnittliche übertragene Energie	$h\nu -$ $P_K \omega_K E_B(K)$	0	$(\bar{E}_K)_{tr}^{CE}$	$(h\nu - 2m_e c^2)$
Anschließendes Ereignis	Charakter. Röntgenstrah- lung, Auger Effekt	Keins	Charakter. Röntgenstrah- lung, Auger Effekt	Vernichtungs- strahlung
Energiebereich (in Wasser)	$< 20keV$	$< 20keV$	$20keV -$ $10MeV$	$> 10MeV$

### 2.1.1.7 Energieübertragung

Die durch die Wechselwirkungsprozesse entstehenden Sekundärteilchen übertragen in einem weiteren Schritt die Energie an das Medium. Die Gesamtheit der übertragenen kinetischen Energie der geladenen Sekundärteilchen wird als Kerma bezeichnet (engl. Kinetic energy released per unit mass). Als Bezugsort ist hier der Entstehungsort der Energie definiert. Die entstandenen Sekundärteilchen können nun direkt lokal ionisieren (Stoßkerma) oder erzeugen Bremsstrahlung, welche das betrachtete Massenelement wieder verlässt (Strahlungskerma). Somit errechnet sich die Kerma mit Hilfe der Energiefluenz  $\Psi$  zu:

$$K_E = \Psi * \frac{\mu_{tr,E}}{\rho} * dE \quad (2.1)$$

Integriert man die Gleichung 2.1 und nimmt einen Mittelwert  $\bar{\mu}_{tr}$  von  $\mu_{tr,E}$  über das Spektrum an, ergibt sich die Kerma zu:

$$K = \Psi * \frac{\bar{\mu}_{tr}}{\rho} \quad (2.2)$$

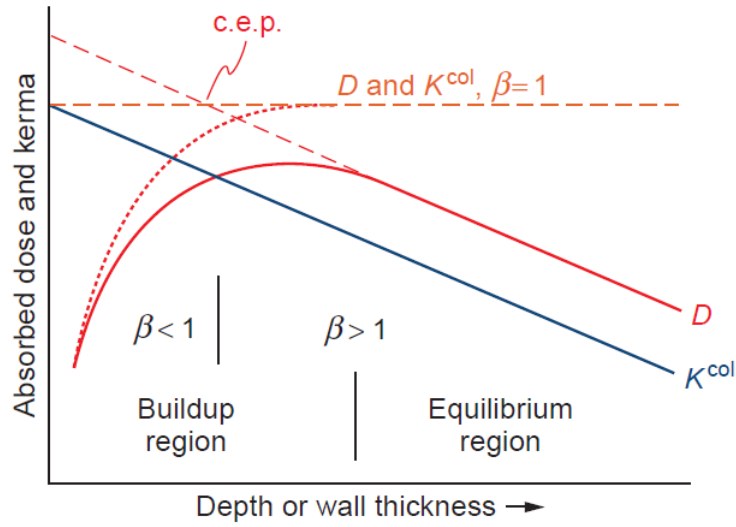
Der Energieübertragungskoeffizienten  $\mu_{tr}$  lässt sich wiederum aufteilen in den Anteil der im Volumen durch Stoßprozesse lokal absorbiert wird  $\mu_{ab}$  und in den Anteil  $\mu_{rad}$ , der das Volumen verlässt. Somit lässt sich analog zu Gleichung 2.2 das Stoßkerma mit Hilfe der Energiefluenz  $\Psi$  ausdrücken:

$$K_{coll} = \Psi * \frac{\mu_{ab}}{\rho} \quad (2.3)$$

Für niedrige bis mittlere Energien und leichte Materialien ist  $\mu_{ab}$  und  $\mu_{tr}$  nahezu gleich. Steigt die Energie sowie die Ordnungszahl  $Z$  an, erhöht sich der relative Anteil, der durch Strahlungsprozesse verloren geht.

### 2.1.1.8 Absorbierte Dosis

Die absorbierte Dosis ist definiert als diejenige Energie, welche im betrachteten Massenelement lokal deponiert wird. Im Gegensatz zur Kerma ist der Entstehungsort unerheblich. Abbildung 2.2 illustriert den Zusammenhang der beiden Größen.



**Abbildung 2.2:** Zusammenhang zwischen der absorbierten Dosis und der Stoßkerma für MV-Photonenstrahlung.  $\beta$  ist das Verhältnis der absorbierten Dosis zur Stoßkerma ( $\beta = D/K_{coll}$ ) [45].

Trifft ein Photonenstrahl in ein Medium nimmt die Stoßkerma kontinuierlich ab. Die Dosis hingegen wird verzögert, um die Reichweite der erzeugten Elektronen, aufgebaut. Es gilt:

$$D = \frac{dW_{abs}}{dm} = \beta * K_{coll} = \beta * \int \frac{\mu_{ab,E}}{\rho} * \Psi_E dE \quad (2.4)$$

wobei  $W_{abs}$  die absorbierte Energie im betrachteten Massenelement  $dm$  ist. Integriert man die Gleichung 2.4 und nimmt einen Mittelwert  $\bar{\mu}_{ab}$  von  $\mu_{ab,E}$  über das Spektrum an, erhält man den selben Ausdruck wie in Gleichung 2.3 und die Dosis im betrachteten Volumenelement ergibt sich aus der Stoßkerma zu:

$$D = \beta * \Psi * \frac{\mu_{ab}}{\rho} \quad (2.5)$$

Setzt man ein quasi Sekundärelektronengleichgewicht (engl. Charged Particle Equilibrium, CPE) voraus, mit  $\beta = 1$ , ergibt sich die Dosis im Medium zu:

$$D = K_{coll} = \Psi * \frac{\mu_{ab}}{\rho} \quad (2.6)$$

## 2.1.2 Dosimetrie kleiner Felder

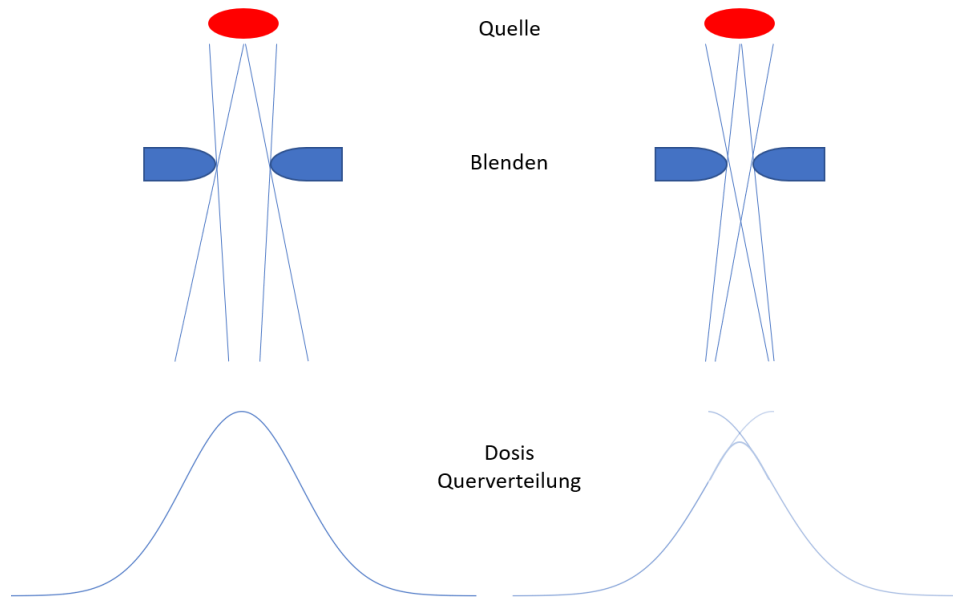
### 2.1.2.1 Allgemein

Die exakte Bestimmung der absorbierten Dosis, sowie die Dosisverteilung, ist für den Erfolg der Strahlentherapie maßgeblich. Bei der Verwendung von kleinen Felder ergeben sich jedoch im Vergleich zur konventionellen Strahlentherapie weitere Herausforderungen und Schwierigkeiten bei der Bestimmung der Strahlcharakteristik sowie der Auswahl des geeigneten Dosimeters [21].

### 2.1.2.2 Definition Kleinfeld

Nach der DIN Norm 6809-8 “Dosimetrie kleiner Photonen-Bestrahlungsfelder” wird ein Feld mit einer Größe von weniger als  $25 \text{ cm}^2$  als Kleinfeld bezeichnet [26]. Ein anderer Ansatz ist es, neben der reinen geometrischen Feldgröße, ebenso die Photonenenergie sowie die Dichte des Mediums und den eingesetzten Detektor zu berücksichtigen. Somit ergeben sich 3 Merkmale, welche ein Kleinfeld bzw. die Kleinfelddosimetrie definieren [20, 38].

**Partielle Quellenabdeckung** Die Strahlquelle ist keine Punktquelle, sondern hat typischerweise eine Ausdehnung von einigen Millimetern [71, 28]. Bei sehr kleinen Feldgrößen führt dies unweigerliche zu einer partiellen Abdeckung der Strahlenquelle durch die Kollimatoren oder Blenden. In Abbildung 2.3 ist dies schematisch dargestellt. Betrachtet man die Strahlquelle vom Detektor aus gesehen, ist der laterale Anteil der Quelle abgedeckt. Dies führt zu einer Überlagerung des linken und rechten Halbschattens und somit zu einer Reduzierung der Dosis auf dem Zentralstrahl (engl.: Central Axis, CAX) [20].



**Abbildung 2.3:** Schematische Darstellung der partiellen Quellenabdeckung bei sehr kleinen Federn, sowie die daraus resultierende Dosisquerverteilung

**Sekundärelektronengleichgewicht** Die Reichweite der entstehenden Sekundärelektronen ist abhängig von der eingestrahnten Photonenenergie. Sie wird größer, je höher die Photonenenergie ist. Ebenso wird die Reichweite erhöht in einem Medium mit geringerer Dichte. Insbesondere die laterale Reichweite dieser Elektronen ist für das Sekundärelektronengleichgewicht im Kleinfeld (engl.: Lateral Electron Equilibrium, LEE) maßgeblich. Ist die laterale Reichweite größer als der Strahlradius, wird dieses Gleichgewicht nicht erreicht [20]. Allgemein lässt sich die minimale Feldgröße bei der eben noch ein laterales Sekundärelektronengleichgewicht, in Abhängigkeit der Strahlqualität, vorliegt durch folgende Beziehung ermitteln [49]:

$$r_{LEE}(g/cm^2) = 5,973 * (TPR_{10}^{20}(f_{10x10})) - 2,688 \quad (2.7)$$

wobei das Tissue-Phantom-Ratio (TPR) das Verhältnis der gemessenen Dosis in einer Wassertiefe von 20 cm zu 10 cm bei einem Feld  $f$  mit  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  und einem SSD von 100 cm darstellt.  $r_{LEE}$  ist der minimale Radius des Feldes in  $g/cm^2$  in Abhängigkeit der Dichte des Mediums.



**Detektorgröße und -positionierung** Sind die Abmessungen des Detektors im Verhältnis zur Reichweite der Sekundärelektronen klein genug, ändert sich die Elektronenfluenz im betrachteten Medium kaum. Obwohl der Detektor vom Medium verschiedene Materialien besitzt, lassen sich die dadurch hervorgerufenen Änderungen durch entsprechende Faktoren korrigieren. Dies ist in den jeweiligen Dosimetrieprotokollen für große Felder für die eingesetzten Detektoren definiert [27, 40, 5]. Ist die Größe des Detektors im Vergleich zur Feldgröße jedoch nicht zu vernachlässigen und nimmt dieser einen Großteil des Bestrahlungsfeldes ein, führt dies zu einer massiven Änderung der Elektronenfluenz und Verletzung der Bragg-Gray-Bedingung. Das Messsignal eines Detektors wird über das gesamte Aktive Volumen erfasst. Ist dieses Volumen größer als das zu messende Feld, wird das Signal über das gesamte Volumen gemittelt. Daraus folgt bei Verwendung eines zu großen Detektors für die Messung der Outputfaktoren, wird das Messsignal auf dem Zentralstrahl reduziert [38, 26]. Neben der Auswahl eines geeigneten Detektors, ist die genaue Positionierung auf dem Zentralstrahl für die korrekte Dosisbestimmung maßgeblich. Aufgrund der kleinen Feldgrößen und dem fehlenden Plateau Bereich im Zentrum kann bereits eine Fehlpositionierung von 1 mm, bei einem  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  großen Feld, zu einem Fehler von 2 bis 4 % in der Bestimmung der Dosis führen [11].

### 2.1.2.3 Formalismus Kleinfeld

Im Jahr 2008 wurde von der International Atomic Energy Agency (IAEA) und der amerikanischen Fachgesellschaft der Medizinphysik AAPM (American Association of Physicists in Medicine) ein neuer Formalismus für die Kleinfelddosimetrie vorgestellt [4]. Damit lässt sich die Wasser-Energiedosis  $D_{w,Q_{clin}}^{f_{clin}}$  einer Bestrahlungsanlage mit der Strahlenqualität  $Q_{clin}$  in einem beliebigen (klinischen) Feld  $f_{clin}$  durch folgende Gleichung bestimmen:

$$D_{w,Q_{clin}}^{f_{clin}} = D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} * \Omega_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}} \quad (2.8)$$

wobei  $D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}}$  die Wasser-Energiedosis in einem maschinenspezifischen Referenzfeld  $f_{msr}$  bei der entsprechenden Strahlenqualität  $Q_{msr}$  ist. Der Feldfaktor  $\Omega_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$  rechnet die Wasser-Energiedosis des Referenzfeldes in die Wasser-Energiedosis eines beliebigen klinischen Feldes um. Dieser Feldfaktor lässt sich direkt durch Monte Carlo Simulationen bestimmen. Erfolgt eine messtechni-

sche Bestimmung dieses Feldfaktors, muss ein weiterer feldgrößen- und detektorabhängiger Faktor  $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$  eingeführt werden. Somit gilt für die messtechnische Bestimmung:

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} * k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} \quad (2.9)$$

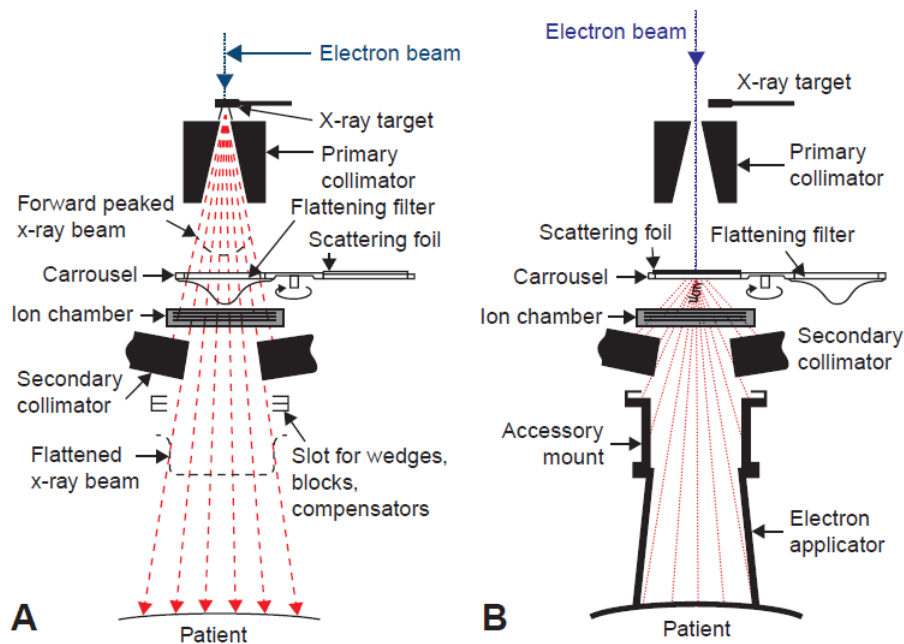
wobei  $M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}$  das Messsignal des verwendeten Detektors im Feld  $f_{clin}$  und  $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$  das Messsignal des selben Detektors im Referenzfeld  $f_{msr}$  bezeichnet. Das Verhältnis dieser zwei Messsignale entspricht dem gemessenen bzw. unkorrigierten Outputfaktor. Für Detektoren mit einem Korrekturfaktor  $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = 1$  ist somit das gemessene Verhältnis gleich dem Feldfaktor. Dies sind Detektoren wie bspw. Alanin, Thermolumineszenzdetektoren (TLDs) oder radiochromatischer Film. Aus diesen Messergebnissen oder Ergebnissen aus Monte Carlo Simulationen lassen sich Korrekturfaktoren für andere Detektoren ableiten [33, 29, 55].

## 2.2 Technische Grundlagen

### 2.2.1 Elektronen Linearbeschleuniger

In der Strahlentherapie werden für die Erzeugung der Photonenstrahlung vorwiegend Elektronen Linearbeschleuniger (engl.: linear accelerator, Linac) eingesetzt. In einer Beschleunigerröhre (engl.: waveguide) werden Elektronen durch Mikrowellenstrahlung beschleunigt. Die Mikrowellen werden in einem vorgeschalteten Magnetron oder Klystron erzeugt. Durch Einbringung des kurzen Puls werden die Elektronen beschleunigt. Je nach Einspeisung bildet sich im Beschleunigerrohr eine Steh- oder Wanderwelle aus. Eine Elektronenkanone schießt, die zuvor ausgeheizten Elektronen, mit einer Energie von ca. 50 keV synchronisiert zum Mikrowellenpuls ein [45]. Am Ende der Beschleunigungsröhre treten die Elektronen aus dem Vakuumfenster aus und treffen unmittelbar auf ein Target. Aufgrund der hohen Kernladungszahl  $Z$  und der guten Wärmebeständigkeit wird hierfür meist eine Wolframlegierung eingesetzt. Abhängig von der kinetischen Energie der Elektronen entsteht ein Photonenpektrum. Dieses wird als Therapiestrahл genutzt. Im Weiteren lässt sich das

Strahlungsfeld zunächst durch eine Primärblende fokussieren. Soll eine homogene Dosisverteilung über die gesamte Breite des Feldes erzielt werden, lässt sich dies durch einen Ausgleichkörper erzielen. Dabei wird bis zu 98 % der Strahlintensität absorbiert [36]. Möchte man die volle Intensität nutzen, wird auf einen Ausgleichsfilter verzichtet (engl. Flattening Filter Free, FFF).



**Abbildung 2.4:** Schematische Darstellung des Strahlerkopfs eines Elektronen Linearbeschleunigers. A: Die eintreffenden Elektronen erzeugen im Target ein Photonenpektrum, welches als Therapiestahl genutzt wird. Das Photonenfeld kann durch einen Ausgleichsfilter homogenisiert und durch einen Sekundärkollimator weiter an das Zielvolumen angepasst werden. B: Alternativ kann der erzeugte Elektronenstrahl auch direkt als Therapiestahl genutzt werden. Hierbei wird durch eine Streufolie der dünne Elektronenstrahl zu einem therapeutischen Feld aufgefächert [45].

Insbesondere bei der Hypofraktionierung bzw. Radiochirurgie ist die hohe Intensität gewünscht um die hohen Einzeldosen in einer adäquaten Zeit einzustrahlen. Die Feldinhomogenitäten werden hierbei entweder durch die Therapie Planungssysteme berücksichtigt oder sind aufgrund der geringen Feldgrößen zu vernachlässigen. Eine Monitorkammer überwacht die abgestrahlte Dosis sowie die Symmetrie des Feldes. Durch einen weiteren Sekundärkollimator wird die Feldform weiter an das Zielvolumen angepasst. Die geeignete Überlagerung

vieler Feldgrößen mit unterschiedlichen Intensitäten aus verschiedenen Einstrahlrichtungen führt schließlich zur bestmöglichen Anpassung an das Zielvolumen (Superposition). In der Abbildung 2.4 ist der schematische Aufbau eines Strahlerkopfs dargestellt.

### 2.2.2 Cyberknife<sup>©</sup> VSI System

Das Cyberknife<sup>©</sup> VSI (Fa. Accuray, Sunnyvale, CA, USA) ist ein dediziertes Gerät für die intra- sowie extrakranielle Stereotaxie. Ein 6-Achsen-Roboter an dessen Ende ein kompakter 6 MV X-Band Linearbeschleuniger angebracht ist, bewegt sich auf einer virtuellen Kugel um den Patienten. Aus bis zu 1400 verschiedenen Richtungen kann das Ziel bestrahlt werden. Vor und während der Behandlung werden durch zwei an der Decke montierten Röntgenröhren sowie zugehörige Detektoren im Boden Kontrollaufnahmen gemacht. Diese erstellen zwei orthogonale Röntgenaufnahmen unter einem Winkel von 45° zur Horizontalen und gleichen diese mit den aus dem Planungs-CT zuvor rekonstruierten DRRs (engl. Digitally Reconstructed Radiographs) ab. Kleinere Abweichungen aller 6 Freiheitsgrade werden vollautomatisch durch den Roboter ausgeglichen [2] (Schematische Darstellung des Cyberknife VSI in Abbildung 2.5 ).



**Abbildung 2.5:** Cyberknife<sup>©</sup> VSI System: 6-Achsen-Roboter mit Linearbeschleuniger, Patiententisch, 2 Röntgenröhren an der Decke sowie zugehörige Detektoren im Boden [1].

Das Cyberknife System zeichnet sich durch eine sehr hohe geometrische Gesamtgenauigkeit aus, welche zum einen durch die hohe Präzision der mechanischen Komponenten und zum anderen vor allem durch die verschiedenen Trackingverfahren erreicht wird. Diese sind speziell auf die jeweilige Tumorkalisation angepasst [25].

**Trackingverfahren** Für intrakranielle Bestrahlungen wird die knöcherne Struktur des Schädels und des Gesichtsschädels abgeglichen. Es erfolgt eine Korrektur aller 6 Freiheitsgrade (3 translatorische und 3 rotatorische). Die Arbeitsgruppe von Inoue, M. et al. bestimmte die Genauigkeit des Verfahrens zu  $0,5 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$  [39]. Behandlungen im Bereich der Wirbelsäule erfolgen mit Hilfe des sogenannten XSight Spine Trackings. Hier wird ebenfalls die knöcherne Struktur abgeglichen und alle 6 Freiheitsgrade korrigiert. Die Genauigkeit wurde von der Arbeitsgruppe von Yu et al. ebenfalls zu  $0,5 \text{ mm} \pm 0,2 \text{ mm}$  bestimmt [74]. Für Weichteiltumore müssen zuvor röntgendichte Goldmarker als Surrogat implantiert werden. Diese lassen sich CT-gestützt oder Ultraschall-geführt implantieren. Die Genauigkeit des Fiducialtrackings ist  $0,2 \text{ mm} \pm 0,3 \text{ mm}$  [52]. Wird zeitgleich zur Position und Bewegung des Fiducials die Bewegung des Brustkorbs (mittels LED Marker) dauerhaft erfasst, lässt sich zwischen diesen Bewegungen ein Korrelationsmodell erstellen. Ziel ist es dabei die Position des Fiducials in jeder Atemphase ganz ohne Röntgenaufnahmen vorherzusagen und somit den Tumor in Echtzeit nachzuverfolgen und zu bestrahlen [69]. Die Genauigkeit des Synchrony Trackings wurde von der Arbeitsgruppe von Hoogemann et al. zu  $0,7 \text{ mm} \pm 0,4 \text{ mm}$  bestimmt [37]. Ist der Lungentumor dicht genug und größer als  $15 \text{ mm}$  lässt sich dieser ganz ohne Surrogat tracken. Die Genauigkeit des sogenannten XSight Lung Tracking Systems liegt hierbei im Bereich des Fiducial gestützten Synchrony Trackings [44].

**Dosisberechnung** Der Standard Dosisberechnungsalgorithmus basiert auf einem Path-Length-Algorithmus. Die Wegstrecke der Photonen wird entsprechend der durchstrahlten Materien segmentiert. Die jeweilige Segmentlänge anschließend entsprechend ihrer relativen Dichte bezogen auf Wasser skaliert. Anhand der gemessenen Basisdaten erfolgt die Berechnung des Dosisbeitrags des einzelnen Strahls im betrachteten Voxel. Die Dosis in jedem Punkt errech-

net sich zu [1] :

$$\frac{D}{MU} = OCR(coll, R_{800}, D_{eff}) * \left(\frac{800}{SAD}\right)^2 * TPR(FS, D_{eff}) * DM(coll, ) SAD \quad (2.10)$$

Hierbei ist  $D$  die Dosis in Gray (Gy),  $MU$  die Anzahl der Monitoreinheiten,  $coll$  die Kollimatorgröße,  $R_{800}$  der radiale Abstand des zu betrachtenden Voxels in einem Bezugsabstand von SAD 800 mm.  $D_{eff}$  ist die effektive skalierte Tiefe und  $SAD$  der Abstand zur Strahlenquelle des zu betrachteten Voxels.  $FS$  ist die projizierte Feldgröße im betrachteten SAD mit Referenzebene  $R_{800}$ . Durch diese Angaben lassen sich die notwendigen Werte für  $OCR$ ,  $TPR$  und  $DM$  durch Interpolation aus den tabellierten Basisdaten auslesen und die Dosis berechnen. Off-Centre-Ratio ( $OCR$ ) sind die Werte der Dosisquerprofile, Tissue-Phantom-Ratio ( $TPR$ ) die Werte der Tiefendosiskurven bei konstantem SAD und  $DM$  die Outputfaktoren [1]. Unberücksichtigt bleiben jedoch laterale Streubeiträge in und aus dem Feld. Ebenso die geänderten Streubeiträge an Grenzflächen von Gewebe zu Luft, Knochen oder anderer Inhomogenitäten. Dies resultiert in einer ungenauen Berechnung der Dosis im Bereich der Lunge sowie bei der Berechnung von kleinen Feldern [15]. Hierfür steht eine Monte Carlo Berechnung zur Verfügung.

**Definition Outputfaktor Cyberknife** Die Outputfaktoren sind definiert als das Verhältnis der gemessenen Dosis eines klinischen Feldes  $f_{clin}$  und dem maschinenspezifischen Referenzfeld  $f_{msr}$  in 15 mm Wassertiefe bei einem Fokus-Detektor Abstand SAD von 800 mm. Als maschinenspezifisches Referenzfeld gilt für Fix- und Iriskollimatoren der Fixkollimator mit 60 mm Durchmesser [1]. Für die messtechnische Bestimmung gilt:

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} * k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} \quad (2.11)$$

wobei  $M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}$  das Messsignal des verwendeten Detektors im Feld  $f_{clin}$  und  $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$  Messsignal des selben Detektors im Referenzfeld  $f_{msr}$  bezeichnet. Das Verhältnis dieser zwei Messsignale entspricht dem gemessenen bzw. unkorrigierten Outputfaktor.

# Kapitel 3

## Material und Methode

### 3.1 Messung der Outputfaktoren

Die Messung der Outputfaktoren erfolgt für die Feldgrößen für die kein laterales Sekundärelektronengleichgewicht besteht. Für die Gleichung 3.1 muss zunächst das Tissue-Phantom Verhältnis des Cyberknifes VSI nach der Methode von Sauer et al. bestimmt werden [68, 3]. So ergibt sich für das gemessene  $TPR_{10}^{20}(f_{msr}) = 0,6303$  ein korrespondierender Wert von  $TPR_{10}^{20}(f_{10x10}) = 0,655$ . Nach Gleichung 3.1 ergibt sich ein fehlendes Sekundärelektronengleichgewicht im Medium Wasser mit  $\rho = 1,0g/cm^3$  für Feldgrößen mit einem Durchmesser kleiner als 24,5 mm:

$$r_{LEE}(g/cm^3) = 5,973 * (0,655) - 2,688 \quad (3.1)$$

Die Messungen erfolgen somit für die Feldgrößen von 5; 7,5; 10; 12,5; 15 und 20 mm sowie der Referenzfeldgröße von 60 mm. Hierfür werden zunächst die Felder mit den fixen Rundkollimatoren und im Anschluss die Feldgrößen mit den Iriskollimatoren abgestrahlt.

#### 3.1.1 Aktive Detektoren

Die Messungen werden in einem 40 x 40 x 40 cm<sup>3</sup> großen Wasserphantom vom Typ MP3 der Fa. PTW (Freiburg, Deutschland) durchgeführt. Als Messsystem wird das Zwei-Kanal Elektrometer PTW Tandem eingesetzt. Die Steuerung des

Wasserphantoms und des Messsystems erfolgt durch die Software Mephysto  $mc^2$  (Fa. PTW, Freiburg, Deutschland). Der effektive Messort der jeweiligen Detektoren wird in einer Tiefe von 15 mm bei einem SAD von 800 mm positioniert. Vor jeder Messung wird die exakte zentrale Ausrichtung des Detektors geprüft und angepasst. Als Referenzkammer wird eine Ionisationskammer vom Typ PTW 31013 im Strahlerkopf platziert [61]. Es werden bei jeder Feldgröße 200 MU abgestrahlt und die Messung 5 mal wiederholt. Danach erfolgt ein Detektorwechsel und die Feldgrößen werden erneut 5 mal mit je 200 MU abgestrahlt. Aus den zwei Messreihen resultieren insgesamt 10 Messwerte je Feldgröße und Detektor. Es wird das Verhältnis der gemessenen Ladung des jeweiligen Detektors zur Referenzkammer dokumentiert. Die Detektoren werden zuvor mit 2000 MU bestrahlt und ein Nullabgleich durchgeführt. Das gesamte Vorgehen wird zunächst für die fixen Rundkollimatoren und im Anschluss für die Feldgrößen mit den Iriskollimatoren durchgeführt. Die 2 Messreihen werden ein weiteres Mal an einem anderen Tag wiederholt, so dass sich für jede Feldgröße und Detektor Kombination letztlich 20 Messwerte ergeben. In Abbildung 3.1 ist der Messaufbau dargestellt.



**Abbildung 3.1:** Messaufbau: Messung der Outputfaktoren mit Diodendetektor und Wasserphantom am Cyberknife VSI



### 3.1.2 Passive Detektoren

Die Messungen erfolgen für die beschriebenen Kollimatorgrößen mit radiochromen Filmen vom Typ Gafchromic EBT3 (Fa. Ashland, Covington, KY, USA) in einem Plattenphantom bestehend aus RW3 Platten der Fa. PTW (Freiburg, Deutschland). Die RW3 Platten haben eine Dichte von  $1,045 \text{ g/cm}^3$  und sind nahezu wasseräquivalent [12]. Das Verhältnis der linearen Schwächungskoeffizienten  $\mu_{RW3}/\mu_{Wasser}$  ist 1,002 bei einer nominalen Photonenergie von 6 MeV und würde zu einer äquivalenten effektiven Wassertiefe von 15,03 mm in RW3 führen [70]. Diese Korrektur wird aufgrund der relativen Messungen zum einen und der technischen Machbarkeit zum anderen vernachlässigt. Die Platten haben eine Maßhaltigkeit von  $\pm 0,1 \text{ mm}$  [65]. Die Filme werden in einer Tiefe von 15 mm bei einem SAD von 800 mm zentral platziert. Als Unterbau werden 7 RW3 Platten mit einer Dicke von 10 mm verwendet. Als Aufbau eine Platte mit 10 mm und eine RW3 Platte mit 5 mm Dicke. In Abbildung 3.3 links ist die Plattenanordnung und die Filmebene dargestellt. Rechts ist der gesamte Aufbau abgebildet. Es werden je Feldgröße 3 Filme mit jeweils 200 MU bestrahlt.



**Abbildung 3.2:** Messaufbau Messung Outputfaktoren mit radiochromischem Film. Links: Plattenanordnung und Filmebene. Rechts: Gesamter Aufbau.

## 3.2 Verwendete Detektoren

Die Auswahl der Detektoren erfolgt aufgrund der kleinen Feldgrößen zwischen 60 mm und 5 mm [26, 41, 38, 34, 63, 24]. Es werden 3 aktive Detektortypen und ein passiver Detektor eingesetzt.

### 3.2.1 Aktive Detektoren

#### 3.2.1.1 Ionisationskammer

Als luftgefüllte Ionisationskammer wird die PinPoint 3D 31016 von PTW (Freiburg, Deutschland) verwendet. Sie hat ein aktives Volumen von  $16 \text{ mm}^3$  bei einem Kavitätendurchmesser von  $2,9 \text{ mm}$  und einer Höhe von  $2,9 \text{ mm}$ . Der effektive Messort ist in  $2,4 \text{ mm}$  entfernt von der Kammerspitze. Bei radialer Ausrichtung zum Feld ist er außerdem um  $r/2$  in Bezug zur Detektorachse in Strahlrichtung verschoben. Die Wand besteht aus  $0,57 \text{ mm}$  PMMA und einer Graphitschicht mit  $0,09 \text{ mm}$  Dicke. Die Aluminium Elektrode hat einen Durchmesser von  $0,3 \text{ mm}$ . Die effektive Kernladungszahl  $Z_{eff}$  ist  $7,64$  [63, 13, 59].

#### 3.2.1.2 Diodendetektoren

Es werden insgesamt 3 verschiedene Diodendetektoren der Fa. PTW (Freiburg, Deutschland) eingesetzt. Zum einen die ungeschirmte Diode E 60017, hier stehen 2 Gerätegenerationen zur Verfügung, und zum anderen die Dosimetrie-Diode 60008.

**Dosimetrie Diode E T60017** Das aktuelle Modell mit der Seriennummer SN 735 hat ein aktives Silizium Volumen von  $0,03 \text{ mm}^3$  bei einem Durchmesser von  $1,13 \text{ mm}$  (Kreisfläche von  $1 \text{ mm}^2$ ) und einer Dicke von  $30 \mu\text{m}$ . Der effektive Messort liegt auf der Detektorachse in einem Abstand von  $1,33 \text{ mm}$  von der Oberfläche bei axialer Ausrichtung zum Feld. Die effektive Kernladungszahl  $Z_{eff}$  ist  $14$ . Das Detektormaterial der Vorgängerversion (SN 380) ist ebenfalls p-dotiertes Silizium mit den selben Abmessungen des Messvolumens. In axialer Ausrichtung ist der effektive Messort jedoch  $0,7 \text{ mm}$  hinter der Stirnseite [63, 60, 62].

**Dosimetrie Diode 60008** Das Detektormaterial ist ebenfalls p-dotiertes Silizium. Die Abmessungen des Messvolumens ergeben sich aus einer Kreisfläche von  $1 \text{ mm}^2$  und einer Dicke von  $2,5 \text{ }\mu\text{m}$  zu  $0,0025 \text{ mm}^3$ . In axialer Ausrichtung ist der effektive Messort  $2,0 \text{ mm}$  hinter der Stirnseite. [63, 58].

### 3.2.1.3 Synthetischer Diamant

Der letzte aktive Detektor ist der Festkörperdetektor MicroDiamond 60019 der Fa. PTW (Freiburg, Deutschland). Der synthetische Diamant hat eine effektive Kernladungszahl von  $Z_{eff} = 6$ . Das aktive Volumen beträgt  $0,004 \text{ mm}^3$  bei einem Durchmesser von  $2,2 \text{ mm}$  und einer Dicke von  $1 \text{ }\mu\text{m}$ . Bei axialer Ausrichtung zum Feld befindet sich der effektive Messort auf der Detektorachse in einem Abstand von  $1,0 \text{ mm}$  von der Oberfläche [63, 64, 48].

## 3.2.2 Passive Detektoren

### 3.2.2.1 Radiochromatischer Film

Als einziger passiver Detektor wird ein radiochromer Film vom Typ Gafchromic EBT3 der Fa. Ashland (Covington, KY, USA) verwendet. Die Filmdicke beträgt  $278 \text{ }\mu\text{m}$  bei einer effektiven Kernladungszahl von  $Z_{eff}$  von  $7,26$ . Der effektive Messort ist im Zentrum des Films.

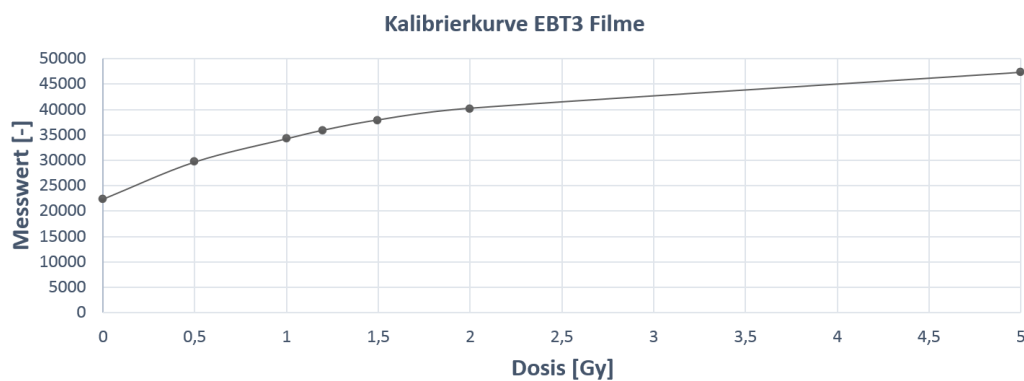
**Filmauswertung** Die Filme werden 24 h nach der Belichtung gescannt und kalibriert. Die Filme werden stets im selben Bereich des Scanners gescannt. Die Scanparameter werden gleich gewählt wie bei der Durchführung der Filmkalibrierung. Diese sind in Tabelle 3.1 zusammengefasst. Jede Belichtung wird zweimal gescannt. Für die Bestimmung des zentralen Dosiswerts wird der zentrale Bereich von  $5 \times 5$  Pixeln gemittelt. Bei einer Scanauflösung von 300 dpi entspricht dies einer Fläche von ca.  $0,4 \times 0,4 \text{ mm}^2$ . Für das maschinenspezifische Referenzfeld von 60 mm Durchmesser werden die zentralen  $23 \times 23$  Pixeln gemittelt. Dies entspricht einer Fläche von ca.  $2 \times 2 \text{ mm}^2$ . Als Scanner wird der Flachbettscanner Epson Perfection V750Pro verwendet. Für die Filmbearbeitung wird das Programm PTW FilmScan des Programmpakets Mephysto mc<sup>2</sup> der Fa. PTW (Freiburg, Deutschland) genutzt. Aus diesem Programm wird der Scan mit Hilfe der herstellerspezifischen Software automatisch gestartet.

Es lassen sich die Parameter wie in Tabelle 3.1 dargestellt, anwählen. Nach dem Scan erfolgt eine automatisierte und nicht beeinflussbare Transformation des Rotkanals in Graustufen. Diesen Grauwerten lässt sich nun ein Dosiswert zuordnen.

**Tabelle 3.1:** Scanparameter radiochromatischer Film

Vorbereitung	Filme schneiden, immer in Querformat ausrichten
Warm Up	Scanner 45 min aufwärmen, 5 mal Vorschauscan durchführen
Positionierung	Film in Scannermitte legen, Glasplatte auf Film legen
Scanparameter	300 dpi, 48 bit Farbscan, 24 h nach Belichtung
Korrekturen	Alle Belichtungskorrekturen aus

**Filmkalibrierung** Im Vorfeld werden Filmstreifen mit definierten Dosen bestrahlt und daraus eine Kalibrierkurve erstellt. Hierfür werden Filme der selben Charge verwendet. Der Aufbau ist analog dem oben beschriebenen. Abweichend davon wird durchgängig der Fixkollimator mit 60 mm Durchmesser verwendet. Ein Film mit den Abmessungen 8 x 10 Zoll wird in insgesamt 12 Streifen mit einer Abmessung von 4 x 1,66 Zoll geschnitten. Für die Kalibrierung wird der Dosisbereich von 0 bis 5 Gy abgedeckt. Die Scanparameter sind in Tabelle 3.1 zusammengefasst. Aus diesen Stützpunkten ergibt sich folgende Kalibrierkurve (Abb. 3.3).



**Abbildung 3.3:** Kalibrierkurve: Zusammenhang der gemessenen Grauwerte zu abgestrahlter Dosis in Gray.

### 3.2.3 Korrekturfaktoren

Die mit den aktiven Detektoren gemessenen Outputfaktoren müssen nach Gleichung 2.9 mit einem Korrekturfaktor  $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} \neq 1$  korrigiert werden [4]. Spezielle Korrekturfaktoren für das Cyberknife System wurden von verschiedenen Arbeitsgruppen durch Monte Carlo Simulationen oder durch Messungen bestimmt [33, 29, 30, 55]. Im "Technical Report Series 483: Dosimetry of small static fields used in External Beam Radiotherapy- an IAEA-AAPM International Code of Practice" der International Atomic Energy Agency (IAEA) und der American Association of Physicists in Medicine (AAPM) sind diese zusammengefasst und tabelliert [41]. Für den Diodendetektor PTW 60008 und das Feld mit 5 mm Durchmesser ist hier jedoch kein Korrekturfaktor genannt, allerdings wurde von der Arbeitsgruppe von Pantelis et al. ein Korrekturfaktor bestimmt [55]. Dieser ergänzt die in Tabelle 3.2 aufgeführten Werte. In beiden Publikationen wird die Bestimmung des Outputfaktors für die kleinste Feldgröße mit der Ionisationskammer PTW 31016 nicht empfohlen und somit kein Korrekturfaktor benannt. Das Deutsche Institut für Normung veröffentlichte erst im Februar 2019 in der Norm "DIN 6809-8 Klinische Dosimetrie- Teil 8: Dosimetrie kleiner Photonen-Bestrahlungsfelder" Korrekturfaktoren für das Cyberknife System [26]. Diese sind in Tabelle 3.3 dargestellt und unterscheiden sich für die Detektoren PTW 60017 und PTW 60019 nur marginal von der internationalen Empfehlung. Für den Diodendetektor 60008 sind die Abweichungen jedoch bis zu 0,8 Prozentpunkte. Da für die Ionisationskammer PTW 31016 keine Korrekturfaktoren benannt sind, werden in dieser Arbeit die Faktoren der IAEA-AAPM verwendet.

**Tabelle 3.2:** Korrekturfaktoren (Cyberknife) für die Feldgrößen nach IAEA-AAPM (TRS 483) [41]. Korrekturfaktor für den Detektor PTW 60008 und die Feldgröße 5 mm nach Pantelis et al.(\*) [55].

	20	15	12,5	10	7,5	5
PTW 31016	1,004	1,011	1,021	1,031	1,046	-
PTW 60008	0,991	0,981	0,972	0,962	0,951	0,943*
PTW 60017	0,997	0,992	0,987	0,981	0,975	0,960
PTW 60019	0,998	0,995	0,991	0,988	0,984	0,975

**Tabelle 3.3:** Korrekturfaktoren (Cyberknife) für die Feldgrößen nach DIN 6809-8 [26].

	20	15	12,5	10	7,5	5
PTW 31016	-	-	-	-	-	-
PTW 60008	0,999	0,989	0,981	0,970	0,957	0,940
PTW 60017	1,000	0,993	0,988	0,980	0,970	0,957
PTW 60019	0,998	0,995	0,992	0,988	0,981	0,971

### 3.3 Messunsicherheit

Im Allgemeinen lässt sich der “Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement (GUM)” als Basis zur Bestimmung der Messunsicherheit anwenden [42]. Danach ist eine Messung lediglich ein Schätzwert für eine Messgröße. Dieser wird jedoch als beste Schätzung für den Erwartungswert der Messgröße angenommen. Die Messunsicherheit kennzeichnet den Bereich der Werte, welche der Messgröße vernünftigerweise zugeordnet werden können. Dieser Bereich lässt sich durch die Standardabweichung der Messwerte beschreiben. Der *GUM* unterscheidet zwei Kategorien zur Ermittlung der Standardmessunsicherheiten der Eingangsgrößen.

- Typ A: Unsicherheiten werden durch wiederholte Messungen bestimmt
- Typ B: Unsicherheiten basieren nicht auf einer statistischen Analyse der durchgeführten Messungen, sondern werden aus anderen messtechnischen oder wissenschaftlich fundierten Kenntnissen abgeleitet

So beziehen sich bei der Bestimmung der Wasserenergiedosis die Typ A Unsicherheiten lediglich auf den reinen Messvorgang und die Anzeige des Messgeräts in Einheiten von nC und werden aus den wiederholt durchgeführten Messungen abgeleitet. Die Typ B Unsicherheiten beinhalten die Unsicherheiten in der Bestimmung des Kalibrierfaktors der Messkammer in der Einheit nC/Gy sowie in der Bestimmung der dimensionslosen Korrekturfaktoren. Für die Messung der Outputfaktoren mit den aktiven Detektoren wird lediglich die Anzeige des Messgeräts erfasst. Bei der Messung mit den passiven Detektoren hingegen beinhaltet die Standardmessunsicherheiten auch die Typ B Unsicherheiten (Ungenauigkeiten im Kalibrierprozess) [51].

# Kapitel 4

## Ergebnisse

Die Ergebnisse der verschiedenen Detektoren sind für die Fixkollimatoren und Iriskollimatoren separiert aufgeführt. Es erfolgt zunächst die Präsentation der Messergebnisse der fünf aktiven Detektoren, gefolgt von den Ergebnissen der Filmmessungen. Im Anschluss werden die Ergebnisse gemeinsam betrachtet und analysiert.

### 4.1 Fixkollimatoren- Aktive Detektoren

#### 4.1.1 Ionisationskammer

In Tabelle 4.1 sind die Ergebnisse der ersten 2 Messreihen für die Ionisationskammer PTW PinPoint 31016 dargestellt. Die Werte der 5 Messungen sind das Verhältnis der gemessenen Ladung der Messkammer PTW PinPoint 31016 zur Referenzkammer PTW 31013.

**Tabelle 4.1:** Outputfaktoren Fixkollimator: 1. Messreihe mit Detektor PTW PinPoint 31016.

Kollimator	Messung [-]					MW [-]	OF [-]
	1	2	3	4	5		
60	0,132	0,132	0,132	0,132	0,132	0,132	<b>1</b>
	0,132	0,132	0,132	0,132	0,132	0,132	<b>1</b>
20	0,127	0,127	0,127	0,127	0,127	0,127	<b>0,962</b>
	0,127	0,127	0,127	0,127	0,127	0,127	<b>0,962</b>
15	0,122	0,122	0,122	0,122	0,122	0,122	<b>0,925</b>
	0,123	0,122	0,122	0,122	0,122	0,122	<b>0,925</b>
12,5	0,118	0,118	0,118	0,118	0,118	0,118	<b>0,891</b>
	0,118	0,118	0,118	0,118	0,118	0,118	<b>0,890</b>
10	0,110	0,110	0,110	0,110	0,110	0,110	<b>0,831</b>
	0,110	0,110	0,110	0,110	0,110	0,110	<b>0,831</b>
7,5	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100	<b>0,755</b>
	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100	<b>0,755</b>
5	0,073	0,073	0,073	0,073	0,073	0,073	<b>0,554</b>
	0,073	0,073	0,073	0,073	0,073	0,073	<b>0,554</b>

In Tabelle 4.2 sind die Ergebnisse der 3. und 4. Messreihe für die Ionisationskammer PTW PinPoint 31016 dargestellt. Auch hier sind die Werte der 5 Messungen das Verhältnis der gemessenen Ladung der Messkammer PTW PinPoint3D 31016 zur Referenzkammer PTW 31013.



**Tabelle 4.2:** Outputfaktoren Fixkollimator: 2. Messreihe mit Detektor PTW PinPoint 31016.

Kollimator	Messung [-]					MW [-]	OF [-]
	1	2	3	4	5		
60	83,441	83,437	83,423	83,435	83,434	83,434	<b>1</b>
	83,565	83,525	83,534	83,549	83,562	83,547	<b>1</b>
20	80,228	80,221	80,217	80,206	80,252	80,225	<b>0,962</b>
	80,281	80,230	80,232	80,217	80,228	80,238	<b>0,960</b>
15	77,076	77,059	77,041	77,046	77,046	77,054	<b>0,924</b>
	77,056	77,026	77,065	77,056	77,056	77,052	<b>0,922</b>
12,5	74,223	74,204	74,129	74,166	74,201	74,195	<b>0,889</b>
	74,158	74,126	74,085	74,126	74,126	74,124	<b>0,887</b>
10	69,265	69,232	69,257	69,265	69,228	69,249	<b>0,830</b>
	69,091	69,128	69,106	69,106	69,106	69,107	<b>0,827</b>
7,5	62,871	62,837	62,870	62,852	62,866	62,859	<b>0,753</b>
	62,703	62,674	62,666	62,674	62,674	62,678	<b>0,750</b>
5	46,068	46,071	46,067	46,071	46,071	46,070	<b>0,552</b>
	45,973	45,974	45,994	45,983	46,014	45,988	<b>0,550</b>

Aus den 4 Messreihen bzw. 20 Messwerten ergeben sich für die Fixkollimatoren gemessen mit der Ionisationskammer PTW 31016 folgende 4 Outputfaktoren. Der Mittelwert über diese Faktoren ergibt schließlich den Outputfaktor für die jeweilige Feldgröße gemessen mit der Ionisationskammer PTW PinPoint 31016 (siehe Tabelle 4.3).

**Tabelle 4.3:** Outputfaktoren Fixkollimator: Ergebnis gemessen mit Detektor PTW PinPoint 31016. Mittelwert (OF), maximale Abweichung (Abw.) sowie Standardabweichung ( $\sigma$ ) der 4 Messreihen.

Kollimator	OF Messung [-]				OF [-]	Abw [-]	$\sigma$ [-]
	1	2	3	4			
60	1	1	1	1	<b>1</b>	-	-
20	0,962	0,960	0,962	0,962	<b>0,962</b>	0,002	0,00087
15	0,924	0,922	0,925	0,925	<b>0,924</b>	0,002	0,00122
12,5	0,889	0,887	0,891	0,890	<b>0,889</b>	0,002	0,00148
10	0,830	0,827	0,831	0,831	<b>0,830</b>	0,003	0,00164
7,5	0,753	0,750	0,755	0,755	<b>0,753</b>	0,003	0,00205
5	0,552	0,550	0,554	0,554	<b>0,553</b>	0,003	0,00166

### 4.1.2 Diodendetektoren

#### Dosimetrie Diode E T60017 (aktuelles Modell SN 735)

In Tabelle 4.4 sind die Ergebnisse der ersten 2 Messreihen für das aktuelle Modell des Detektors vom Typ Diode E T60017 dargestellt. Die Werte der 5 Messungen sind das Verhältnis der gemessenen Ladung der Diode E T60017 zur Referenzkammer PTW 31013.

**Tabelle 4.4:** Outputfaktoren Fixkollimator: 1. Messreihe mit Detektor vom Typ Diode E T60017 (SN 735).

Kollimator	Messung [-]					MW [-]	OF [-]
	1	2	3	4	5		
60	2,979	2,979	2,979	2,979	2,978	2,979	<b>1</b>
	2,986	2,987	2,986	2,985	2,983	2,985	<b>1</b>
20	2,885	2,885	2,885	2,885	2,885	2,885	<b>0,968</b>
	2,891	2,890	2,888	2,889	2,889	2,889	<b>0,968</b>
15	2,830	2,830	2,831	2,831	2,832	2,831	<b>0,950</b>
	2,834	2,835	2,835	2,835	2,837	2,835	<b>0,950</b>
12,5	2,775	2,778	2,777	2,778	2,776	2,777	<b>0,932</b>
	2,782	2,782	2,782	2,783	2,783	2,782	<b>0,932</b>
10	2,684	2,684	2,686	2,685	2,685	2,685	<b>0,901</b>
	2,687	2,688	2,688	2,688	2,688	2,688	<b>0,900</b>
7,5	2,561	2,563	2,562	2,559	2,562	2,561	<b>0,860</b>
	2,567	2,567	2,568	2,569	2,567	2,568	<b>0,860</b>
5	2,160	2,160	2,160	2,160	2,160	2,160	<b>0,725</b>
	2,164	2,165	2,165	2,167	2,165	2,165	<b>0,725</b>

In Tabelle 4.5 sind die Ergebnisse der 3. und 4. Messreihe für das aktuelle Modell des Detektors vom Typ Diode E T60017 dargestellt. Auch hier sind die Werte der 5 Messungen das Verhältnis der gemessenen Ladung der Diode E T60017 zur Referenzkammer PTW 31013.

**Tabelle 4.5:** Outputfaktoren Fixkollimator: 2. Messreihe mit Detektor vom Typ Diode E T60017 (SN 735).

Kollimator	Messung [-]					MW [-]	OF [-]
	1	2	3	4	5		
60	1,905	1,904	1,905	1,904	1,905	1,905	<b>1</b>
	1,905	1,905	1,905	1,904	1,906	1,905	<b>1</b>
20	1,845	1,845	1,845	1,844	1,845	1,845	<b>0,968</b>
	1,843	1,844	1,844	1,843	1,844	1,843	<b>0,968</b>
15	1,808	1,808	1,808	1,808	1,808	1,808	<b>0,949</b>
	1,808	1,809	1,808	1,808	1,808	1,808	<b>0,949</b>
12,5	1,773	1,773	1,773	1,773	1,773	1,773	<b>0,931</b>
	1,773	1,775	1,773	1,774	1,774	1,774	<b>0,931</b>
10	1,712	1,712	1,714	1,713	1,713	1,713	<b>0,899</b>
	1,713	1,712	1,712	1,711	1,711	1,712	<b>0,899</b>
7,5	1,636	1,636	1,637	1,636	1,636	1,636	<b>0,859</b>
	1,634	1,634	1,634	1,634	1,634	1,634	<b>0,858</b>
5	1,379	1,378	1,378	1,378	1,379	1,379	<b>0,724</b>
	1,378	1,379	1,379	1,379	1,377	1,378	<b>0,724</b>

Aus den 4 Messreihen bzw. 20 Messwerten ergeben sich für die Fixkollimatoren gemessen mit dem Detektor vom Typ Diode E T60017 folgende 4 Outputfaktoren. Der Mittelwert über diese Faktoren ergibt schließlich den Outputfaktor für die jeweilige Feldgröße gemessen mit der Diode E T60017 (SN 735) (siehe Tabelle 4.6).

**Tabelle 4.6:** Outputfaktoren Fixkollimator: Ergebnis gemessen mit Detektor vom Typ Diode E T60017 (SN 735). Mittelwert (OF), maximale Abweichung (Abw.) sowie Standardabweichung ( $\sigma$ ) der 4 Messreihen.

Kollimator	OF Messung [-]				OF [-]	Abw [-]	$\sigma$ [-]
	1	2	3	4			
60	1	1	1	1	<b>1</b>	-	-
20	0,968	0,968	0,968	0,968	<b>0,968</b>	0,000	0
15	0,950	0,950	0,949	0,949	<b>0,950</b>	0,001	0,00050
12,5	0,932	0,932	0,931	0,931	<b>0,932</b>	0,001	0,00050
10	0,901	0,900	0,899	0,899	<b>0,900</b>	0,001	0,00083
7,5	0,860	0,860	0,859	0,858	<b>0,859</b>	0,001	0,00083
5	0,725	0,725	0,724	0,724	<b>0,725</b>	0,001	0,00050

**Dosimetrie Diode E T60017 (altes Modell SN 380)**

In Tabelle 4.7 sind die Ergebnisse der ersten 2 Messreihen für das ältere Modell des Detektors vom Typ Diode E T60017 dargestellt. Die Werte der 5 Messungen sind das Verhältnis der gemessenen Ladung der Diode E T60017 (SN 380) zur Referenzkammer PTW 31013.

**Tabelle 4.7:** Outputfaktoren Fixkollimator: 1. Messreihe mit Detektor vom Typ Diode E T60017 (SN 380).

Kollimator	Messung [-]					MW [-]	OF [-]
	1	2	3	4	5		
60	2,225	2,225	2,225	2,225	2,226	2,225	<b>1</b>
	2,223	2,221	2,222	2,222	2,223	2,222	<b>1</b>
20	2,157	2,154	2,155	2,156	2,154	2,155	<b>0,969</b>
	2,153	2,153	2,152	2,153	2,153	2,153	<b>0,969</b>
15	2,112	2,112	2,110	2,111	2,111	2,111	<b>0,949</b>
	2,110	2,109	2,109	2,110	2,110	2,109	<b>0,949</b>
12,5	2,066	2,068	2,067	2,066	2,067	2,067	<b>0,929</b>
	2,066	2,065	2,065	2,066	2,066	2,065	<b>0,929</b>
10	1,988	1,988	1,988	1,987	1,987	1,988	<b>0,893</b>
	1,987	1,988	1,987	1,988	1,988	1,988	<b>0,894</b>
7,5	1,889	1,888	1,888	1,888	1,889	1,888	<b>0,849</b>
	1,889	1,889	1,889	1,889	1,889	1,889	<b>0,850</b>
5	1,583	1,581	1,582	1,583	1,581	1,582	<b>0,711</b>
	1,580	1,580	1,580	1,580	1,580	1,580	<b>0,711</b>

In Tabelle 4.8 sind die Ergebnisse der 3. und 4. Messreihe für das ältere Modell des Detektors vom Typ Diode E T60017 dargestellt. Auch hier sind die Werte der 5 Messungen das Verhältnis der gemessenen Ladung der Diode E T60017 (SN 380) zur Referenzkammer PTW 31013.

**Tabelle 4.8:** Outputfaktoren Fixkollimator: 2. Messreihe mit Detektor vom Typ Diode E T60017 (SN 380).

Kollimator	Messung [-]					MW [-]	OF [-]
	1	2	3	4	5		
60	2,181	2,180	2,181	2,181	2,179	2,180	<b>1</b>
	2,178	2,180	2,180	2,180	2,179	2,180	<b>1</b>
20	2,113	2,111	2,112	2,111	2,112	2,112	<b>0,969</b>
	2,114	2,111	2,112	2,114	2,112	2,112	<b>0,969</b>
15	2,070	2,069	2,069	2,069	2,069	2,069	<b>0,949</b>
	2,069	2,069	2,070	2,069	2,070	2,069	<b>0,949</b>
12,5	2,026	2,025	2,026	2,026	2,025	2,026	<b>0,929</b>
	2,028	2,027	2,028	2,027	2,028	2,027	<b>0,930</b>
10	1,952	1,952	1,951	1,952	1,951	1,952	<b>0,895</b>
	1,952	1,953	1,951	1,953	1,951	1,952	<b>0,896</b>
7,5	1,853	1,854	1,854	1,855	1,854	1,854	<b>0,850</b>
	1,855	1,854	1,855	1,856	1,854	1,855	<b>0,851</b>
5	1,547	1,545	1,545	1,546	1,546	1,546	<b>0,709</b>
	1,549	1,548	1,550	1,549	1,550	1,549	<b>0,711</b>

Aus den 4 Messreihen bzw. 20 Messwerten ergeben sich für die Fixkollimatoren gemessen mit dem Detektor vom Typ Diode E T60017 folgende 4 Outputfaktoren. Der Mittelwert über diese Faktoren ergibt schließlich den Outputfaktor für die jeweilige Feldgröße gemessen mit der Diode E T60017 (SN 380) (siehe Tabelle 4.9).

**Tabelle 4.9:** Outputfaktoren Fixkollimator: Ergebnis gemessen mit Detektor vom Typ Diode E T60017 (SN 380). Mittelwert (OF), maximale Abweichung (Abw.) sowie Standardabweichung ( $\sigma$ ) der 4 Messreihen.

Kollimator	OF Messung [-]				OF [-]	Abw [-]	$\sigma$ [-]
	1	2	3	4			
60	1	1	1	1	<b>1</b>	-	-
20	0,969	0,969	0,969	0,969	<b>0,969</b>	0,000	0
15	0,949	0,949	0,949	0,949	<b>0,949</b>	0,000	0
12,5	0,929	0,929	0,929	0,930	<b>0,929</b>	0,001	0,00043
10	0,893	0,894	0,895	0,896	<b>0,895</b>	0,002	0,00112
7,5	0,849	0,850	0,850	0,851	<b>0,850</b>	0,001	0,00071
5	0,711	0,711	0,709	0,711	<b>0,711</b>	0,002	0,00087

### Dosimetrie Diode 60008

In Tabelle 4.10 sind die Ergebnisse der ersten 2 Messreihen für den Detektor vom Typ Diode 60008 dargestellt. Die Werte der 5 Messungen sind das Verhältnis der gemessenen Ladung der Diode 60008 zur Referenzkammer PTW 31013.

**Tabelle 4.10:** Outputfaktoren Fixkollimator: 1. Messreihe mit Detektor vom Typ Diode Diode 60008.

Kollimator Fix	Messung [-]					MW [-]	OF [-]
	1	2	3	4	5		
60	42,967	42,957	42,962	42,963	42,978	42,965	<b>1</b>
	42,900	42,895	42,897	42,879	42,894	42,893	<b>1</b>
20	41,792	41,773	41,789	41,787	41,778	41,784	<b>0,972</b>
	41,748	41,723	41,725	41,730	41,725	41,730	<b>0,973</b>
15	41,098	41,085	41,107	41,087	41,095	41,094	<b>0,956</b>
	41,065	41,036	41,034	41,041	41,041	41,044	<b>0,957</b>
12,5	40,418	40,378	40,382	40,393	40,402	40,395	<b>0,940</b>
	40,356	40,356	40,351	40,360	40,356	40,357	<b>0,941</b>
10	39,131	39,113	39,120	39,124	39,115	39,121	<b>0,911</b>
	39,093	39,098	39,075	39,068	39,073	39,081	<b>0,911</b>
7,5	37,339	37,337	37,324	37,344	37,339	37,337	<b>0,869</b>
	37,293	37,290	37,282	37,300	37,289	37,291	<b>0,869</b>
5	30,854	30,827	30,839	30,850	30,847	30,843	<b>0,718</b>
	30,857	30,828	30,840	30,832	30,837	30,839	<b>0,719</b>

In Tabelle 4.11 sind die Ergebnisse der 3. und 4. Messreihe für den Detektor Diode 60008 dargestellt. Auch hier sind die Werte der 5 Messungen das Verhältnis der gemessenen Ladung der Diode 60008 zur Referenzkammer PTW 31013.

**Tabelle 4.11:** Outputfaktoren Fixkollimator: 2. Messreihe mit Detektor vom Typ Diode 60008.

Kollimator	Messung [-]					MW [-]	OF [-]
	1	2	3	4	5		
60	42,330	42,333	42,319	42,342	42,337	42,332	<b>1</b>
	42,368	42,360	42,360	42,365	42,344	42,359	<b>1</b>
20	41,245	41,220	41,220	41,220	41,220	41,2225	<b>0,974</b>
	41,215	41,203	41,208	41,203	41,208	41,207	<b>0,973</b>
15	40,560	40,555	40,564	40,560	40,555	40,5559	<b>0,958</b>
	40,553	40,534	40,511	40,534	40,516	40,530	<b>0,957</b>
12,5	39,866	39,875	39,866	39,875	39,866	39,870	<b>0,942</b>
	39,842	39,822	39,848	39,833	39,840	39,837	<b>0,940</b>
10	38,584	38,5876	38,584	38,584	38,569	38,579	<b>0,911</b>
	38,558	38,558	38,560	38,542	38,561	38,556	<b>0,910</b>
7,5	36,839	36,840	36,844	36,839	36,833	36,839	<b>0,870</b>
	36,837	36,829	36,814	36,822	36,838	36,828	<b>0,869</b>
5	30,409	30,388	30,402	30,403	30,394	30,399	<b>0,718</b>
	30,416	30,394	30,399	30,424	30,415	30,410	<b>0,718</b>

Aus den 4 Messreihen bzw. 20 Messwerten ergeben sich für die Fixkollimatoren gemessen mit dem Diode 60008 folgende 4 Outputfaktoren. Der Mittelwert über diese Faktoren ergibt schließlich den Outputfaktor für die jeweilige Feldgröße gemessen mit der Diode 60008 (siehe Tabelle 4.12).

**Tabelle 4.12:** Outputfaktoren Fixkollimator: Ergebnis gemessen mit Detektor vom Typ Diode 60008. Mittelwert (OF), maximale Abweichung (Abw.) sowie Standardabweichung ( $\sigma$ ) der 4 Messreihen.

Kollimator	OF Messung [-]				OF [-]	Abw [-]	$\sigma$ [-]
	1	2	3	4			
60	1	1	1	1	<b>1</b>	-	-
20	<b>0,972</b>	<b>0,973</b>	<b>0,974</b>	<b>0,973</b>	<b>0,973</b>	0,001	0,00071
15	<b>0,956</b>	<b>0,957</b>	<b>0,958</b>	<b>0,957</b>	<b>0,957</b>	0,001	0,00071
12,5	<b>0,940</b>	<b>0,941</b>	<b>0,942</b>	<b>0,940</b>	<b>0,941</b>	0,001	0,00083
10	<b>0,911</b>	<b>0,911</b>	<b>0,911</b>	<b>0,910</b>	<b>0,911</b>	0,001	0,00043
7,5	<b>0,869</b>	<b>0,869</b>	<b>0,870</b>	<b>0,869</b>	<b>0,869</b>	0,001	0,00043
5	<b>0,718</b>	<b>0,719</b>	<b>0,718</b>	<b>0,718</b>	<b>0,718</b>	0,001	0,00043

### 4.1.3 Synthetischer Diamant

In Tabelle 4.13 sind die Ergebnisse der ersten 2 Messreihen für den Detektor vom Typ MicroDiamond 60019 dargestellt. Die Werte der 5 Messungen sind das Verhältnis der gemessenen Ladung des Festkörperdetektors MicroDiamond 60019 zur Referenzkammer PTW 31013.

**Tabelle 4.13:** Outputfaktoren Fixkollimator: 1. Messreihe mit Detektor PTW MicroDiamond 60019.

Kollimator Fix	Messung [-]					MW [-]	OF [-]
	1	2	3	4	5		
60	0,299	0,299	0,299	0,299	0,299	0,299	<b>1</b>
	0,300	0,299	0,299	0,299	0,299	0,299	<b>1</b>
20	0,290	0,289	0,289	0,289	0,289	0,289	<b>0,967</b>
	0,290	0,290	0,290	0,290	0,290	0,290	<b>0,968</b>
15	0,283	0,283	0,283	0,283	0,283	0,283	<b>0,945</b>
	0,283	0,283	0,283	0,283	0,283	0,283	<b>0,946</b>
12,5	0,277	0,276	0,276	0,276	0,276	0,276	<b>0,923</b>
	0,277	0,276	0,276	0,276	0,276	0,276	<b>0,924</b>
10	0,264	0,264	0,264	0,264	0,264	0,264	<b>0,883</b>
	0,265	0,265	0,265	0,265	0,265	0,265	<b>0,886</b>
7,5	0,250	0,250	0,250	0,250	0,250	0,250	<b>0,836</b>
	0,251	0,251	0,251	0,251	0,251	0,251	<b>0,838</b>
5	0,205	0,205	0,205	0,205	0,206	0,205	<b>0,686</b>
	0,206	0,206	0,206	0,206	0,206	0,206	<b>0,687</b>

In Tabelle 4.14 sind die Ergebnisse der 3. und 4. Messreihe für den MicroDiamond 60019 dargestellt. Auch hier sind die Werte der 5 Messungen das Verhältnis der gemessenen Ladung des Festkörperdetektors MicroDiamond 60019 zur Referenzkammer PTW 31013.



**Tabelle 4.14:** Outputfaktoren Fixkollimator: 2. Messreihe mit Detektor PTW MicroDiamond 60019.

Kollimator	Messung [-]					MW [-]	OF [-]
	1	2	3	4	5		
60	0,192	0,192	0,192	0,192	0,192	0,192	<b>1</b>
	0,192	0,192	0,192	0,192	0,192	0,192	<b>1</b>
20	0,186	0,186	0,186	0,186	0,186	0,186	<b>0,967</b>
	0,186	0,186	0,186	0,186	0,186	0,186	<b>0,967</b>
15	0,182	0,182	0,182	0,182	0,182	0,182	<b>0,944</b>
	0,182	0,182	0,182	0,182	0,182	0,182	<b>0,945</b>
12,5	0,178	0,178	0,177	0,178	0,177	0,178	<b>0,923</b>
	0,177	0,177	0,177	0,177	0,177	0,177	<b>0,923</b>
10	0,170	0,170	0,170	0,170	0,170	0,170	<b>0,885</b>
	0,170	0,170	0,170	0,170	0,170	0,170	<b>0,885</b>
7,5	0,161	0,161	0,161	0,161	0,161	0,161	<b>0,836</b>
	0,161	0,161	0,161	0,161	0,161	0,161	<b>0,837</b>
5	0,132	0,131	0,132	0,132	0,132	0,132	<b>0,684</b>
	0,132	0,132	0,131	0,132	0,132	0,132	<b>0,684</b>

Aus den 4 Messreihen bzw. 20 Messwerten ergeben sich für die Fixkollimatoren gemessen mit dem Festkörperdetektor MicroDiamond 60019 folgende 4 Outputfaktoren. Der Mittelwert über diese Faktoren ergibt schließlich den Outputfaktor für die jeweilige Feldgröße gemessen mit dem Festkörperdetektor MicroDiamond 60019 (siehe Tabelle 4.15).

**Tabelle 4.15:** Outputfaktoren Fixkollimator: Ergebnis gemessen mit Detektor PTW MicroDiamond 60019. Mittelwert (OF), maximale Abweichung (Abw.) sowie Standardabweichung ( $\sigma$ ) der 4 Messreihen.

Kollimator	OF Messung [-]				OF [-]	Abw [-]	$\sigma$ [-]
	1	2	3	4			
60	1	1	1	1	<b>1</b>	-	-
20	0,967	0,968	0,967	0,967	<b>0,967</b>	0,001	0,00043
15	0,945	0,946	0,944	0,945	<b>0,945</b>	0,001	0,00071
12,5	0,923	0,924	0,923	0,923	<b>0,923</b>	0,001	0,00043
10	0,883	0,886	0,885	0,885	<b>0,885</b>	0,002	0,00109
7,5	0,836	0,838	0,836	0,837	<b>0,836</b>	0,001	0,00083
5	0,686	0,687	0,684	0,684	<b>0,685</b>	0,002	0,00130

## 4.2 Fixkollimatoren- Passive Detektoren

### 4.2.1 Radiochromatischer Film

In Tabelle 4.16 sind die Ergebnisse der drei Belichtungen dargestellt. Jede Feldgröße wird zweimal gescannt und der Dosiswert des zentralen Bereichs von 5 x 5 Pixeln ausgewertet. Bei einer Scanauflösung von 300 dpi entspricht dies einer Fläche von ca. 0,4 x 0,4 mm<sup>2</sup>. Für das maschinenspezifische Referenzfeld von 60 mm Durchmesser werden die zentralen 23 x23 Pixeln gemittelt. Dies entspricht einer Fläche von ca. 2 x 2 mm<sup>2</sup>. Der Outputfaktor errechnet sich aus dem Verhältnis der Mittelwerte. Somit ergeben sich für jede Feldgröße drei Outputfaktoren. Die Ergebnisse der drei Belichtungen werden erneut gemittelt und ergeben letztlich die Outputfaktoren für die jeweilige Feldgröße. In Tabelle 4.17 sind diese Werte und die zugehörige Standardabweichung sowie die maximale Abweichung der drei Belichtungen aufgeführt.

**Tabelle 4.16:** Outputfaktoren Fixkollimator: Zentrale Dosiswerte der Filmauswertung. Alle 3 Belichtungen mit je 2 Scans pro Feldgröße.

Kollimator	Belichtung 1			Belichtung 2			Belichtung 3		
	Scan 1	Scan 2	OF [-]	Scan 1	Scan 2	OF [-]	Scan 1	Scan 2	OF [-]
60	2,027	2,037	<b>1</b>	2,079	2,080	<b>1</b>	2,012	2,013	<b>1</b>
20	1,975	1,980	<b>0,9732</b>	2,005	1,981	<b>0,9584</b>	1,946	1,913	<b>0,9588</b>
15	1,873	1,866	<b>0,9200</b>	1,921	1,936	<b>0,9274</b>	1,899	1,908	<b>0,9458</b>
12,5	1,820	1,829	<b>0,8979</b>	1,869	1,882	<b>0,9019</b>	1,817	1,813	<b>0,9019</b>
10	1,735	1,744	<b>0,8561</b>	1,725	1,743	<b>0,8339</b>	1,760	1,774	<b>0,8780</b>
7,5	1,611	1,612	<b>0,7931</b>	1,615	1,605	<b>0,7742</b>	1,636	1,629	<b>0,8112</b>
5	1,349	1,350	<b>0,6641</b>	1,375	1,367	<b>0,6593</b>	1,370	1,377	<b>0,6825</b>

**Tabelle 4.17:** Outputfaktoren Fixkollimator: Über alle 3 Belichtungen gemittelte Outputfaktoren. Mittelwert (OF), maximale Abweichung (Abw.) sowie Standardabweichung ( $\sigma$ ) der 3 Belichtungen.

Kollimator	OF Belichtungen			OF [-]	Abw [-]	$\sigma$ [-]
	Nr. 1 [-]	Nr. 2 [-]	Nr. 3 [-]			
60	1	1	1	<b>1</b>	-	-
20	0,9732	0,9584	0,9588	<b>0,9634</b>	0,0098	0,00688
15	0,9200	0,9274	0,9458	<b>0,9311</b>	0,0147	0,01086
12,5	0,8979	0,9019	0,9019	<b>0,9005</b>	0,0026	0,00188
10	0,8561	0,8339	0,8780	<b>0,8560</b>	0,0221	0,01803
7,5	0,7931	0,7742	0,8112	<b>0,7928</b>	0,0186	0,01509
5	0,6641	0,6593	0,6825	<b>0,6686</b>	0,0139	0,00999

### 4.3 Iriskollimatoren- Aktive Detektoren

Abweichend zum Kapitel 4.1 wird auf die detaillierte Darstellung der vier Messreihen verzichtet und lediglich die Zusammenfassung der 20 Messwerte aufgeführt. Im Anhang Kapitel A sind die detaillierten Ergebnisse der Messreihen zu den aktiven Detektoren angehängt.

#### 4.3.1 Ionisationskammer

Aus den 4 Messreihen bzw. 20 Messwerten ergeben sich für die Iriskollimatoren gemessen mit der Ionisationskammer PTW 31016 folgende 4 Outputfaktoren. Der Mittelwert über diese Faktoren ergibt schließlich den Outputfaktor für die jeweilige Feldgröße gemessen mit der Ionisationskammer PTW PinPoint 31016. Als Referenzkammer wurde die Ionisationskammer PTW 31013 verwendet (siehe Tabelle 4.18).

**Tabelle 4.18:** Outputfaktoren Iriskollimator: Ergebnis gemessen mit Detektor PTW PinPoint 31016. Mittelwert (OF), maximale Abweichung (Abw.) sowie Standardabweichung ( $\sigma$ ) der 4 Messreihen.

Kollimator	OF Messung [-]				OF [-]	Abw [-]	$\sigma$ [-]
	1	2	3	4			
Fix	1	1	1	1	<b>1</b>	-	-
60	1	1	1	1	<b>1</b>	-	-
20	0,961	0,961	0,960	0,959	<b>0,960</b>	0,001	0,00083
15	0,924	0,924	0,922	0,922	<b>0,923</b>	0,001	0,00100
12,5	0,888	0,890	0,888	0,887	<b>0,888</b>	0,002	0,00109
10	0,831	0,831	0,828	0,828	<b>0,830</b>	0,002	0,00150
7,5	0,715	0,716	0,716	0,716	<b>0,716</b>	0,001	0,00043
5	0,447	0,471	0,451	0,451	<b>0,455</b>	0,016	0,00938

### 4.3.2 Diodendetektoren

#### Dosimetrie Diode E T60017 (aktuelles Modell SN 735)

Aus den 4 Messreihen bzw. 20 Messwerten ergeben sich für die Iriskollimatoren gemessen mit dem Detektor vom Typ Diode E T60017 folgende 4 Outputfaktoren. Der Mittelwert über diese Faktoren ergibt schließlich den Outputfaktor für die jeweilige Feldgröße gemessen mit der Diode E T60017 (SN 735). Als Referenzkammer wurde die Ionisationskammer PTW 31013 verwendet (siehe Tabelle 4.19).

**Tabelle 4.19:** Outputfaktoren Iriskollimator: Ergebnis gemessen mit Detektor vom Typ Diode E T60017 (SN 735). Mittelwert (OF), maximale Abweichung (Abw.) sowie Standardabweichung ( $\sigma$ ) der 4 Messreihen.

Kollimator	OF Messung [-]				OF [-]	Abw [-]	$\sigma$ [-]
	1	2	3	4			
Fix	1	1	1	1	<b>1</b>	-	-
60	1	1	1	1	<b>1</b>	-	-
20	0,967	0,968	0,968	0,968	<b>0,968</b>	0,001	0,00043
15	0,948	0,949	0,949	0,950	<b>0,949</b>	0,001	0,00071
12,5	0,929	0,931	0,931	0,932	<b>0,931</b>	0,002	0,00109
10	0,899	0,899	0,899	0,899	<b>0,899</b>	0,000	0
7,5	0,825	0,828	0,827	0,829	<b>0,828</b>	0,003	0,00148
5	0,592	0,592	0,595	0,596	<b>0,594</b>	0,002	0,00179

**Dosimetrie Diode E T60017 (altes Modell SN 380)**

Aus den 4 Messreihen bzw. 20 Messwerten ergeben sich für die Iriskollimatoren gemessen mit dem Detektor vom Typ Diode E T60017 folgende 4 Outputfaktoren. Der Mittelwert über diese Faktoren ergibt schließlich den Outputfaktor für die jeweilige Feldgröße gemessen mit der Diode E T60017 (SN 380). Als Referenzkammer wurde die Ionisationskammer PTW 31013 verwendet (siehe Tabelle 4.20).

**Tabelle 4.20:** Outputfaktoren Iriskollimator: Ergebnis gemessen mit Detektor vom Typ Diode E T60017 (SN 380). Mittelwert (OF), maximale Abweichung (Abw.) sowie Standardabweichung ( $\sigma$ ) der 4 Messreihen.

Kollimator	OF Messung [-]				OF [-]	Abw [-]	$\sigma$ [-]
	1	2	3	4			
Fix	1	1	1	1	<b>1</b>	-	-
60	1	1	1	1	<b>1</b>	-	-
20	0,968	0,968	0,968	0,968	<b>0,968</b>	0,000	0
15	0,948	0,947	0,948	0,948	<b>0,948</b>	0,001	0,00043
12,5	0,929	0,927	0,929	0,929	<b>0,929</b>	0,001	0,00087
10	0,895	0,892	0,894	0,894	<b>0,894</b>	0,002	0,00109
7,5	0,820	0,818	0,819	0,819	<b>0,819</b>	0,001	0,00071
5	0,584	0,580	0,580	0,582	<b>0,582</b>	0,002	0,00166

**Dosimetrie Diode 60008**

Aus den 4 Messreihen bzw. 20 Messwerten ergeben sich für die Iriskollimatoren gemessen mit dem Diode 60008 folgende 4 Outputfaktoren. Der Mittelwert über diese Faktoren ergibt schließlich den Outputfaktor für die jeweilige Feldgröße gemessen mit der Diode 60008. Als Referenzkammer wurde die Ionisationskammer PTW 31013 verwendet (siehe Tabelle 4.21).

**Tabelle 4.21:** Outputfaktoren Iriskollimator: Ergebnis gemessen mit Detektor vom Typ Diode 60008. Mittelwert (OF), maximale Abweichung (Abw.) sowie Standardabweichung ( $\sigma$ ) der 4 Messreihen.

Kollimator	OF Messung [-]				OF [-]	Abw [-]	$\sigma$ [-]
	1	2	3	4			
Fix	1	1	1	1	<b>1</b>	-	-
60	1	1	1	1	<b>1</b>	-	-
20	0,972	0,972	0,9724	0,972	<b>0,972</b>	0,000	0,00017
15	0,956	0,955	0,956	0,956	<b>0,956</b>	0,001	0,00043
12,5	0,940	0,940	0,940	0,939	<b>0,940</b>	0,001	0,00043
10	0,910	0,909	0,910	0,909	<b>0,910</b>	0,001	0,00050
7,5	0,836	0,836	0,836	0,834	<b>0,836</b>	0,002	0,00087
5	0,590	0,588	0,589	0,588	<b>0,589</b>	0,001	0,00083

### 4.3.3 Synthetischer Diamant

Aus den 4 Messreihen bzw. 20 Messwerten ergeben sich für die Iriskollimatoren gemessen mit dem Festkörperdetektor MicroDiamond 60019 folgende 4 Outputfaktoren. Der Mittelwert über diese Faktoren ergibt schließlich den Outputfaktor für die jeweilige Feldgröße gemessen mit dem Festkörperdetektor MicroDiamond 60019. Als Referenzkammer wurde die Ionisationskammer PTW 31013 verwendet (siehe Tabelle 4.22).

**Tabelle 4.22:** Outputfaktoren Iriskollimator: Ergebnis gemessen mit Detektor PTW MicroDiamond 60019. Mittelwert (OF), maximale Abweichung (Abw.) sowie Standardabweichung ( $\sigma$ ) der 4 Messreihen.

Kollimator	OF Messung [-]				OF [-]	Abw [-]	$\sigma$ [-]
	1	2	3	4			
Fix	1	1	1	1	<b>1</b>	-	-
60	1	1	1	1	<b>1</b>	-	-
20	0,966	0,966	0,966	0,965	<b>0,966</b>	0,001	0,00043
15	0,944	0,945	0,943	0,943	<b>0,944</b>	0,001	0,00083
12,5	0,922	0,922	0,922	0,921	<b>0,922</b>	0,001	0,00043
10	0,884	0,887	0,883	0,883	<b>0,884</b>	0,003	0,00164
7,5	0,802	0,803	0,802	0,801	<b>0,802</b>	0,001	0,00071
5	0,562	0,562	0,560	0,558	<b>0,561</b>	0,003	0,00166

## 4.4 Iriskollimatoren- Passive Detektoren

### 4.4.1 Radiochromatischer Film

In Tabelle 4.23 sind die Ergebnisse der drei Belichtungen dargestellt. Das Vorgehen ist analog zu Kapitel 4.2. Der Outputfaktor errechnet sich aus dem Verhältnis der Mittelwerte der zwei Scans. Somit ergeben sich für jede Feldgröße drei Outputfaktoren, welche in Tabelle 4.24 erneut gemittelt werden und letztlich das Ergebnis der Bestimmung der Outputfaktoren für jede Feldgröße darstellt. Neben dem Mittelwert der drei Belichtungen ist die Standardabweichung sowie die maximale Abweichung der drei Belichtungen aufgeführt.

**Tabelle 4.23:** Outputfaktoren Iriskollimator: Zentrale Dosiswerte der Filmauswertung. Alle 3 Belichtungen mit je 2 Scans pro Feldgröße.

Kollimator	Belichtung 1			Belichtung 2			Belichtung 3		
	Scan 1	Scan 2	OF [-]	Scan 1	Scan 2	OF [-]	Scan 1	Scan 2	OF [-]
60	2,000	2,002	<b>1</b>	2,117	2,112	<b>1</b>	1,992	1,998	<b>1</b>
20	1,931	1,927	<b>0,9640</b>	1,910	1,916	<b>0,9047</b>	1,912	1,903	<b>0,9561</b>
15	1,861	1,862	<b>0,9303</b>	1,838	1,847	<b>0,8714</b>	1,880	1,897	<b>0,9466</b>
12,5	1,798	1,803	<b>0,8998</b>	1,818	1,829	<b>0,8624</b>	1,870	1,861	<b>0,9351</b>
10	1,706	1,720	<b>0,8561</b>	1,734	1,751	<b>0,8241</b>	1,696	1,710	<b>0,8536</b>
7,5	1,637	1,642	<b>0,8193</b>	1,583	1,589	<b>0,7501</b>	1,535	1,540	<b>0,7707</b>
5	1,190	1,195	<b>0,5960</b>	1,154	1,155	<b>0,5460</b>	1,177	1,177	<b>0,5900</b>

**Tabelle 4.24:** Outputfaktoren Iriskollimator: Über alle 3 Belichtungen gemittelte Outputfaktoren. Mittelwert (OF), maximale Abweichung (Abw.) sowie Standardabweichung ( $\sigma$ ) der 3 Belichtungen.

Kollimator	OF Belichtungen			OF[-]	Abw [-]	$\sigma$ [-]
	Nr. 1 [-]	Nr. 2 [-]	Nr. 3 [-]			
60	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>1</b>	-	-
20	0,9640	0,9047	0,9561	<b>0,9416</b>	0,0369	0,02630
15	0,9303	0,8714	0,9466	<b>0,9161</b>	0,0447	0,03232
12,5	0,8998	0,8624	0,9351	<b>0,8991</b>	0,0367	0,02969
10	0,8561	0,8241	0,8536	<b>0,8446</b>	0,0205	0,01454
7,5	0,8193	0,7501	0,7707	<b>0,7800</b>	0,0393	0,08714
5	0,5960	0,5460	0,5900	<b>0,5773</b>	0,0313	0,06683

## 4.5 Fixkollimatoren- Zusammenfassung der Ergebnisse

In Tabelle 4.25 sind die Ergebnisse der einzelnen Detektoren zusammengefasst und in Abbildung 4.1 sind die gemessenen Outputfaktoren grafisch über der jeweiligen Feldgrößen dargestellt. Für einen Durchmesser von 20 mm sind die gemessenen Outputfaktoren der verschiedenen Detektoren nahezu gleich mit einer maximalen Abweichung für die Pinpoint Kammer 31016 von weniger als 0,6 % vom gemittelten Wert aller Detektoren (0,9678) .

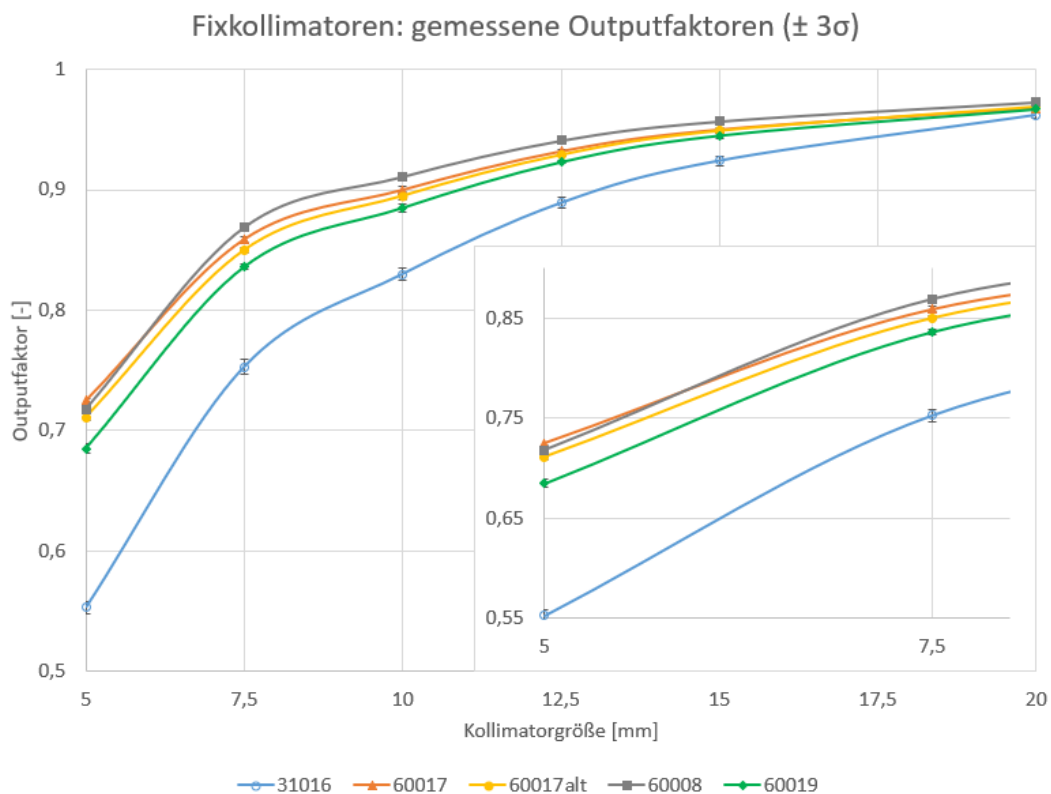
**Tabelle 4.25:** Zusammenfassung der gemessenen OF Fixkollimator: Mittelwert der gemessenen OF der aktiven Detektoren und Mittelwert der Diodendetektoren, sowie die zugehörige Standardabweichung in Klammern.

Detektor	31016	61019	61017	61017alt	60008	Dioden
Fix Kollimator	OF[-] ( $\sigma$ [-])	OF[-] ( $\sigma$ [-])	OF[-] ( $\sigma$ [-])	OF[-] ( $\sigma$ [-])	OF[-] ( $\sigma$ [-])	OF[-] ( $\sigma$ [-])
60	1	1	1	1	1	1
20	0,9620 (0,0026)	0,9670 (0,0004)	0,9680 (0,00)	0,9690 (0,00)	0,9730 (0,0007)	0,9700 (0,0022)
15	0,9240 (0,0012)	0,9450 (0,0007)	0,9500 (0,0005)	0,9490 (0,00)	0,9570 (0,0007)	0,9518 (0,0037)
12,5	0,8890 (0,0015)	0,9230 (0,0004)	0,9320 (0,0005)	0,9290 (0,0004)	0,9410 (0,0008)	0,9338 (0,0050)
10	0,8300 (0,0016)	0,8850 (0,0011)	0,9000 (0,0008)	0,8950 (0,0008)	0,9110 (0,0004)	0,9017 (0,0068)
7,5	0,7530 (0,0020)	0,8360 (0,0008)	0,8590 (0,0008)	0,8500 (0,0007)	0,8690 (0,0004)	0,8595 (0,0079)
5	0,5530 (0,0017)	0,6850 (0,0013)	0,7250 (0,0005)	0,7110 (0,0009)	0,7180 (0,0004)	0,7178 (0,0058)

Für die Feldgrößen mit einem Durchmesser kleiner als 20 mm hingegen fällt das gemessene Signal der Ionisationskammer im Vergleich zu den anderen Detektoren sehr stark ab. Es weist eine Differenz von 10,65 % für das Feld mit 7,5 mm Durchmesser und mehr als 16 % für das kleinste Feld von 5 mm im Vergleich zur Gruppe der Diodendetektoren auf. Die Gruppe der Diodendetektoren hingegen zeigt ein homogenes Verhalten und die gemessenen Outputfaktoren liegen mit einer Differenz von weniger als 2 % selbst bei der kleinsten Kollimatorgröße sehr dicht zusammen. Das Signal des synthetischen



Diamantdetektors bleibt für alle Feldgrößen leicht unterhalb der Gruppe der Diodendetektoren. Diese Differenz erhöht sich jedoch mit abnehmender Feldgröße und ist bei der kleinsten Feldgröße 3,3 %. Die Reproduzierbarkeit der einzelnen Messwerte ist für alle Detektoren sehr gut. In Abbildung 4.1 sind die gemessenen Outputfaktoren sowie das zugehörige Konfidenzintervall mit  $\pm 3\sigma$  Standardabweichungen abgebildet.



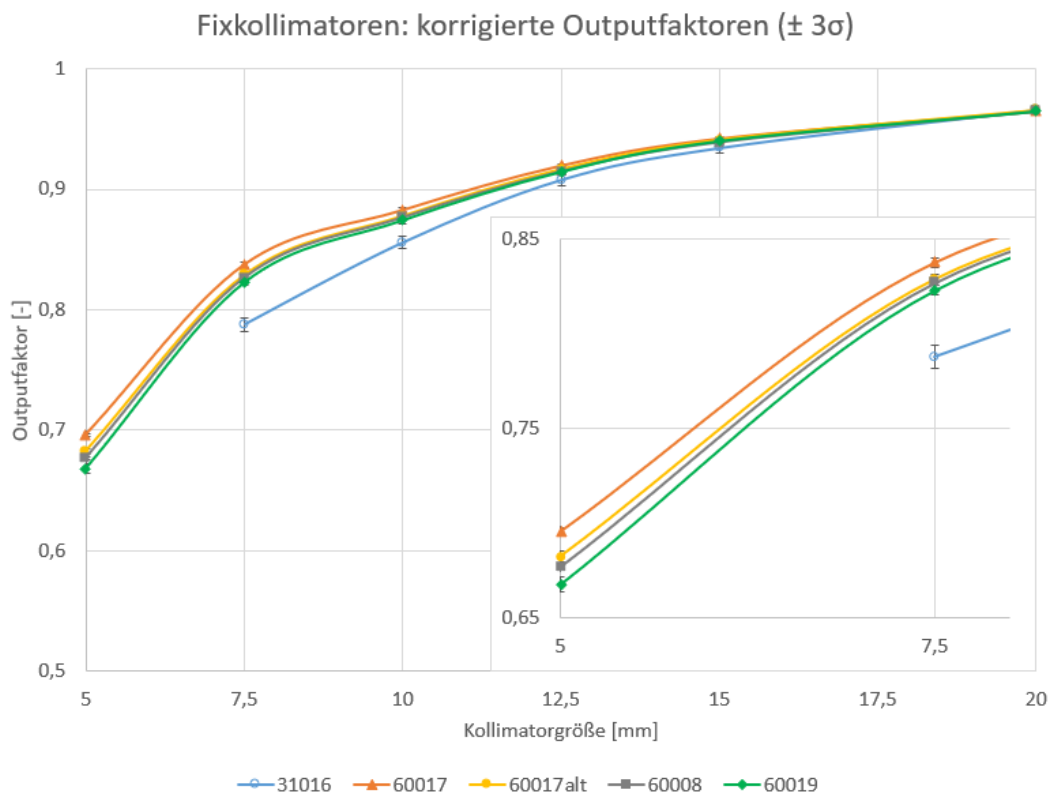
**Abbildung 4.1:** Fixkollimatoren: Ergebnis der gemessenen Outputfaktoren der aktiven Detektoren ( $\pm 3\sigma$ ).

Nach Korrektur der gemessenen Outputfaktoren mit den Werten nach Tabelle 3.2 ist die Diskrepanz zwischen den einzelnen Detektoren deutlich geringer (siehe Tabelle 4.26). Für einen Durchmesser von 20 mm ist die Abweichung der Pinpoint Kammer vom gemittelten Wert (0,9653) nur noch 0,05 %. Die Größte Abweichung bei dieser Feldgröße ergibt sich für den Diodendetektor 60008 mit 0,09 %. Für die Feldgrößen kleiner als 20 mm sind die korrigierten Outputfaktoren der Ionisationskammer zwar weiterhin kleiner als die der Diodendetektoren, die Differenz ist nun jedoch deutlich geringer. Erreicht aber für

das Feld mit 7,5 mm Durchmesser weiterhin eine Differenz von 4,32 % (Mittelwert der Diodendetektoren 0,8309). Die korrigierten Werte des synthetischen Diamantdetektors bleiben stets unterhalb der Gruppe der Diodendetektoren. Für die Feldgrößen  $\geq 10$  mm ist die Differenz weniger als 0,5 %. Für das Feld mit 7,5 mm Durchmesser 0,83 % und für das kleinste Feld nur noch 1,73 % im Vergleich zu den unkorrigierten Werten mit einer Differenz von 3,3 %. Durch die detektorspezifischen Korrekturfaktoren wird auch die Gruppe der Diodendetektoren weiter harmonisiert. Lediglich die Differenz der Outputfaktoren für das kleinste Feld nimmt zu. In Abbildung 4.2 sind die korrigierten Outputfaktoren über die Feldgrößen mit den zugehörigen Standardabweichungen aufgetragen.

**Tabelle 4.26:** Zusammenfassung der korrigierten OF Fixkollimator: Mittelwert der korrigierten OF der aktiven Detektoren und Mittelwert der Diodendetektoren, sowie die zugehörige Standardabweichung in Klammern.

Detektor	31016	61019	61017	61017alt	60008	Dioden
Fix Kollimator	<b>OF[-]</b> ( $\sigma$ [-])	<b>OF[-]</b> ( $\sigma$ [-])	<b>OF[-]</b> ( $\sigma$ [-])	<b>OF[-]</b> ( $\sigma$ [-])	<b>OF[-]</b> ( $\sigma$ [-])	<b>OF[-]</b> ( $\sigma$ [-])
60	1	1	1	1	1	1
20	0,9658 (0,0026)	0,9651 (0,0004)	0,9651 (0,00)	0,9661 (0,00)	0,9642 (0,0007)	0,9651 (0,0008)
15	0,9342 (0,0012)	0,9403 (0,0007)	0,9424 (0,0005)	0,9414 (0,00)	0,9388 (0,0007)	0,9409 (0,0015)
12,5	0,9077 (0,0015)	0,9147 (0,0004)	0,9199 (0,0005)	0,9169 (0,0004)	0,9147 (0,0008)	0,9172 (0,0021)
10	0,8557 (0,0016)	0,8744 (0,0011)	0,8829 (0,0008)	0,8780 (0,0008)	0,8764 (0,0004)	0,8791 (0,0028)
7,5	0,7877 (0,0020)	0,8226 (0,0008)	0,8375 (0,0008)	0,8288 (0,0007)	0,8264 (0,0004)	0,8309 (0,0048)
5	-	0,6679 (0,0013)	0,6960 (0,0005)	0,6826 (0,0009)	0,6771 (0,0004)	0,6852 (0,0080)



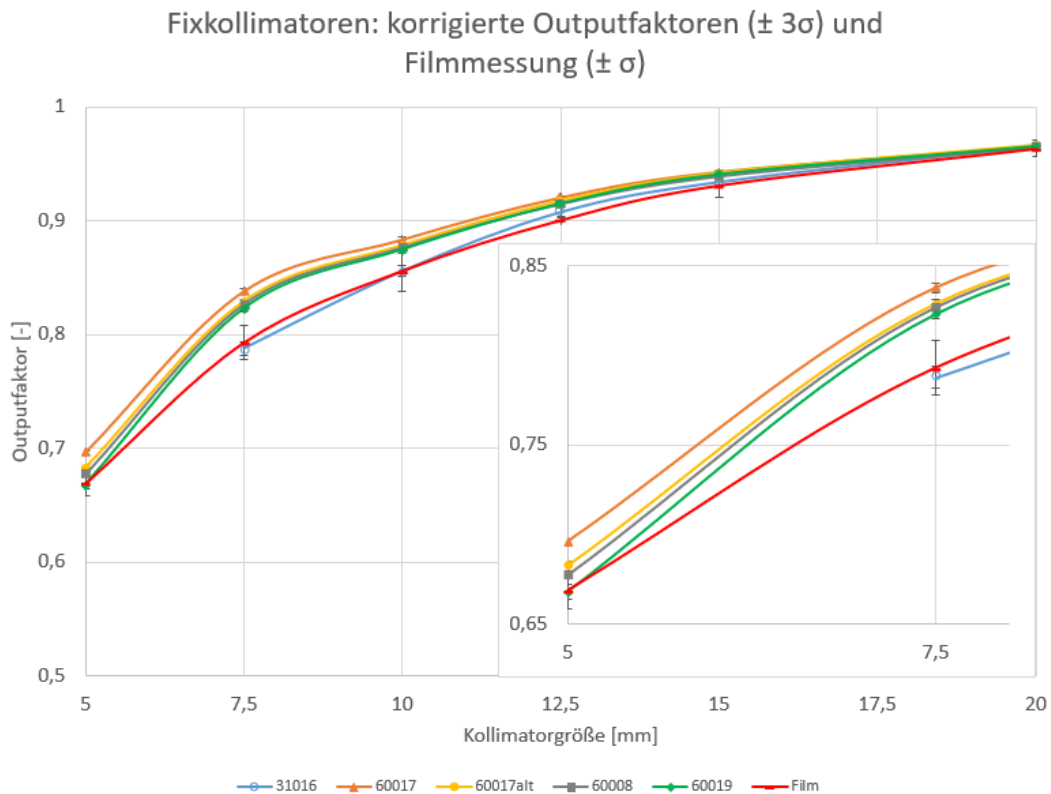
**Abbildung 4.2:** Fixkollimatoren: Ergebnis der korrigierten Outputfaktoren der aktiven Detektoren ( $\pm 3\sigma$ ). Korrekturfaktoren nach IAEA (siehe Tabelle 3.2).

Die Ergebnisse der Filmmessung liegen mit Abweichung  $\leq 0,72\%$  im Bereich der Werte der Ionisationskammer für die Feldgrößen größer als 5 mm. Für die kleinste Feldgröße wurde kein korrigierter Wert für die Ionisationskammer bestimmt. Hier ist jedoch der Wert der Filmmessung nahezu gleich dem Wert des synthetischen Diamants (Abweichung 0,07%). Aufgrund der großen Messunsicherheit der Filmmessung ist hingegen der Wert des Diodendetektors 60008 ebenfalls im Bereich der einfachen Standardabweichung. In Tabelle 4.27 und Abbildung 4.3 sind die Ergebnisse der Filmmessung im Vergleich zu den korrigierten Outputfaktoren der aktiven Detektoren dargestellt.

4.5. FIXKOLLIMATOREN- ZUSAMMENFASSUNG DER ERGEBNISSE 46

**Tabelle 4.27:** Zusammenfassung der korrigierten OF Fixkollimator: Mittelwert der korrigierten OF der aktiven Detektoren und Mittelwert der Diodendetektoren und Ergebnis der Filmmessungen, sowie die zugehörige Standardabweichung in Klammern.

Detektor	31016	61019	61017	61017alt	60008	Dioden	EBT 3
Fix Kollimator	OF[-] ( $\sigma$ [-])	OF[-] ( $\sigma$ [-])	OF[-] ( $\sigma$ [-])	OF[-] ( $\sigma$ [-])	OF[-] ( $\sigma$ [-])	OF[-] ( $\sigma$ [-])	OF[-] ( $\sigma$ [-])
60	1	1	1	1	1	1	1
20	0,9658 (0,0026)	0,9651 (0,0004)	0,9651 (0,00)	0,9661 (0,00)	0,9642 (0,0007)	0,9651 (0,0008)	0,9635 (0,0069)
15	0,9342 (0,0012)	0,9403 (0,0007)	0,9424 (0,0005)	0,9414 (0,00)	0,9388 (0,0007)	0,9409 (0,0015)	0,9311 (0,0109)
12,5	0,9077 (0,0015)	0,9147 (0,0004)	0,9199 (0,0005)	0,9169 (0,0004)	0,9147 (0,0008)	0,9172 (0,0021)	0,9005 (0,0057)
10	0,8557 (0,0016)	0,8744 (0,0011)	0,8829 (0,0008)	0,8780 (0,0008)	0,8764 (0,0004)	0,8791 (0,0028)	0,8560 (0,0180)
7,5	0,7877 (0,0020)	0,8226 (0,0008)	0,8375 (0,0008)	0,8288 (0,0007)	0,8264 (0,0004)	0,8309 (0,0048)	0,7928 (0,0151)
5	-	0,6679 (0,0013)	0,6960 (0,0005)	0,6826 (0,0009)	0,6771 (0,0004)	0,6852 (0,0080)	0,6686 (0,0100)



**Abbildung 4.3:** Fixkollimatoren: Ergebnis der korrigierten Outputfaktoren der aktiven Detektoren ( $\pm 3\sigma$ ) und der Filmmessungen ( $\pm 1\sigma$ ). Korrekturfaktoren nach IAEA (siehe Tabelle 3.2).

## 4.6 Iriskollimatoren- Zusammenfassung der Ergebnisse

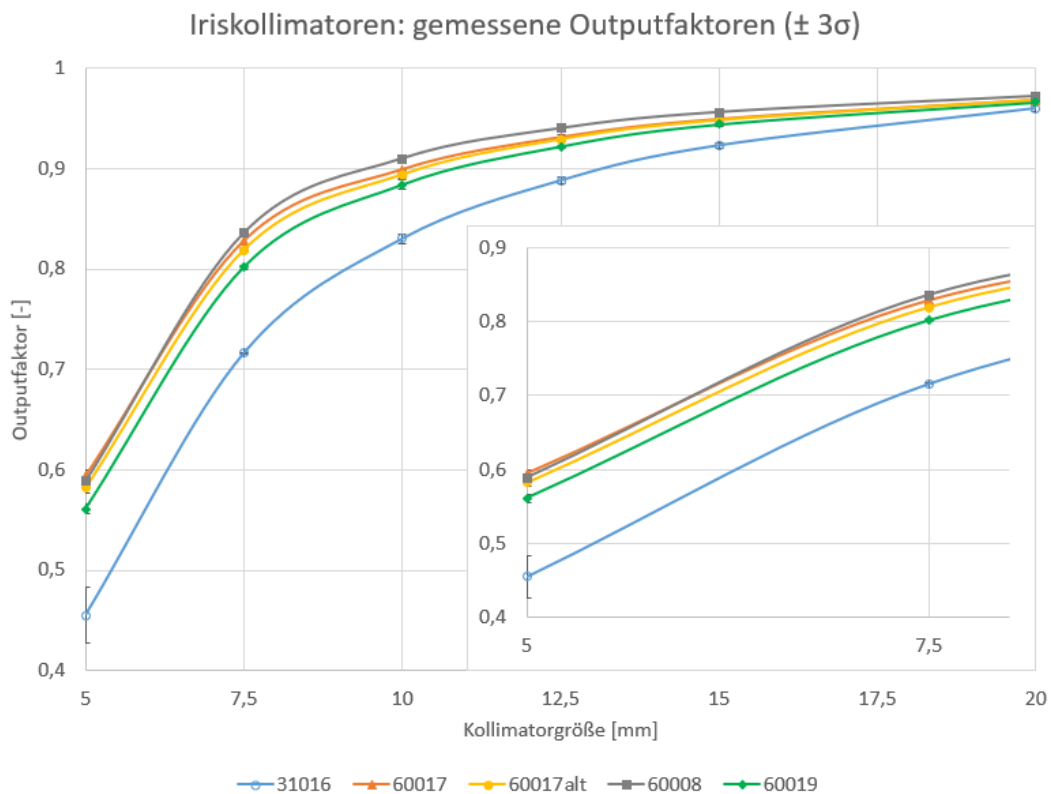
In Tabelle 4.28 sind die Ergebnisse der aktiven Detektoren zusammengefasst. In Abbildung 4.4 sind die gemessenen Outputfaktoren grafisch über der jeweiligen Feldgrößen dargestellt. Auch bei den Iriskollimatoren sind die gemessenen Outputfaktoren bei einer Feldgröße von 20 mm Durchmesser für die verschiedenen Detektoren nahezu gleich. Hier weicht ebenfalls der Messwert der Ionisationskammer 31016 mit 0,68 % am weitesten vom gemittelten Wert aller Detektoren (0,9668) ab.

#### 4.6. IRISKOLLIMATOREN- ZUSAMMENFASSUNG DER ERGEBNISSE 48

**Tabelle 4.28:** Zusammenfassung der gemessenen OF Iriskollimator: Mittelwert der gemessenen OF der aktiven Detektoren und Mittelwert der Diodendetektoren, sowie die zugehörige Standardabweichung in Klammern.

Detektor	31016	61019	61017	61017alt	60008	Dioden
Iris Kollimator	OF[-] ( $\sigma$ [-])	OF[-] ( $\sigma$ [-])	OF[-] ( $\sigma$ [-])	OF[-] ( $\sigma$ [-])	OF[-] ( $\sigma$ [-])	OF[-] ( $\sigma$ [-])
60	1	1	1	1	1	1
20	0,9600 (0,0008)	0,9660 (0,0004)	0,9680 (0,0004)	0,9680 (0,00)	0,9720 (0,0002)	0,9693 (0,0020)
15	0,9230 (0,0010)	0,9440 (0,0009)	0,9490 (0,0007)	0,9480 (0,0004)	0,9560 (0,0004)	0,9508 (0,0036)
12,5	0,8880 (0,0011)	0,9220 (0,0004)	0,9310 (0,0011)	0,9290 (0,0009)	0,9400 (0,0004)	0,9330 (0,0049)
10	0,8300 (0,0015)	0,8840 (0,0016)	0,8990 (0,00)	0,8940 (0,0011)	0,9100 (0,0005)	0,9008 (0,0066)
7,5	0,7160 (0,0004)	0,8020 (0,0007)	0,8280 (0,0015)	0,8190 (0,0007)	0,8360 (0,0009)	0,8273 (0,0068)
5	0,4550 (0,0094)	0,5610 (0,0017)	0,5940 (0,0018)	0,5820 (0,0017)	0,5890 (0,0008)	0,5880 (0,0053)

Für die Feldgrößen mit einem Durchmesser kleiner als 20 mm hingegen fällt das gemessene Signal der Ionisationskammer im Vergleich zu den anderen Detektoren sehr stark ab. Der gemessene Outputfaktor ist um 11,13 % für das Feld mit 7,5 mm Durchmesser und um 13,30 % für das kleinste Feld von 5 mm im Vergleich zur Gruppe der Diodendetektoren reduziert. Die Gruppe der Diodendetektoren hingegen zeigt ein homogenes Verhalten und die gemessenen Outputfaktoren liegen mit einer Differenz von weniger als 1,8 % selbst bei der kleinsten Kollimatorgröße sehr dicht zusammen. Das Signal des synthetischen Diamantdetektors bleibt für alle Feldgrößen leicht unterhalb der Gruppe der Diodendetektoren. Diese Differenz erhöht sich jedoch mit abnehmender Feldgröße und ist bei der kleinsten Feldgröße 2,70 %. Die Reproduzierbarkeit der einzelnen Messwerte ist für alle Detektoren sehr gut. In Abbildung 4.4 sind die gemessenen Outputfaktoren sowie das zugehörige Konfidenzintervall mit  $\pm 3$  Standardabweichungen abgebildet.



**Abbildung 4.4:** Iriskollimatoren: Ergebnis der gemessenen Outputfaktoren der aktiven Detektoren ( $\pm 3\sigma$ ).

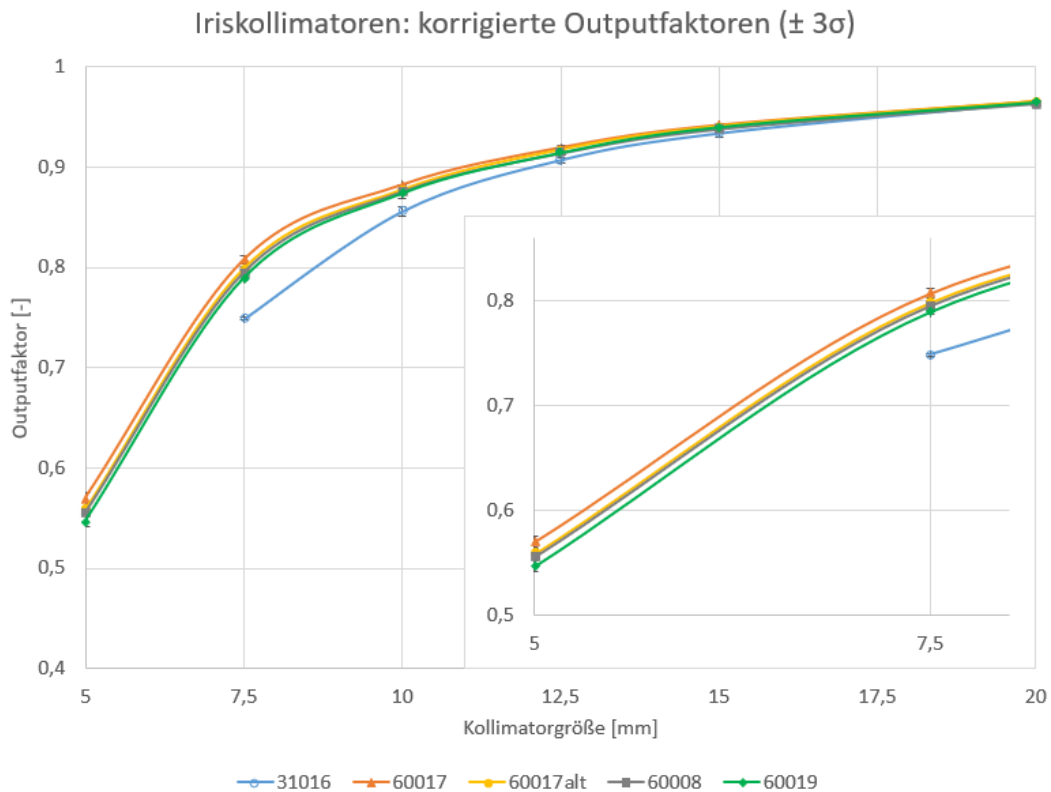
Werden die gemessenen Outputfaktoren mit den Werten nach Tabelle 3.2 korrigiert, ist die Diskrepanz zwischen den einzelnen Detektoren erwartungsgemäß deutlich geringer (siehe Tabelle 4.29). Für die Feldgröße mit 20 mm Durchmesser reduziert sich die Abweichung der Pinpoint Kammer 31016 vom gemittelten Wert aller verwendeten Detektoren (0,9652) auf 0,32 %. Für die Feldgrößen kleiner als 20 mm sind die korrigierten Outputfaktoren der Ionisationskammer weiterhin kleiner als der Mittelwert der Diodendetektoren, die Differenz ist jedoch für die Feldgrößen  $\geq 10$  mm unter 1 %. Für das Feld mit 7,5 mm Durchmesser bleibt eine deutliche Abweichung von 5,14 % (Mittelwert der Diodendetektoren 0,8003). Die korrigierten Werte des synthetischen Diamantdetektors liegen stets unterhalb der Gruppe der Diodendetektoren. Für die Feldgrößen  $\geq 10$  mm ist die Differenz kleiner als 0,5%. Für das Feld mit 7,5 mm Durchmesser 1,11 % und für das kleinste Feld noch 1,45 % im Vergleich zu den unkorrigierten Werten mit einer Differenz von 2,73 %. Wie bereits bei den Fixkollimatoren festgestellt, harmonisiert sich die Gruppe der Diodendetekto-

ren durch die detektorspezifischen Korrekturfaktoren bis auf die Differenz der Outputfaktoren für das kleinste Feld. In Abbildung 4.5 sind die korrigierten Outputfaktoren über die Feldgrößen mit den zugehörigen Standardabweichungen aufgetragen.

**Tabelle 4.29:** Zusammenfassung der korrigierten OF Iriskollimator: Mittelwert der korrigierten OF der aktiven Detektoren und Mittelwert der Diodendetektoren, sowie die zugehörige Standardabweichung in Klammern.

Detektor	31016	61019	61017	61017alt	60008	Dioden
Iris Kollimator	<b>OF[-]</b> ( $\sigma$ [-])	<b>OF[-]</b> ( $\sigma$ [-])	<b>OF[-]</b> ( $\sigma$ [-])	<b>OF[-]</b> ( $\sigma$ [-])	<b>OF[-]</b> ( $\sigma$ [-])	<b>OF[-]</b> ( $\sigma$ [-])
60	1	1	1	1	1	1
20	0,9684 (0,0008)	0,9641 (0,0004)	0,9651 (0,0004)	0,9651 (0,00)	0,9633 (0,0002)	0,9645 (0,0009)
15	0,9332 (0,0010)	0,9393 (0,0009)	0,9414 (0,0007)	0,9404 (0,0004)	0,9378 (0,0004)	0,9399 (0,0015)
12,5	0,9067 (0,0011)	0,9137 (0,0004)	0,9189 (0,0011)	0,9169 (0,0009)	0,9137 (0,0004)	0,9165 (0,0022)
10	0,8557 (0,0015)	0,8734 (0,0016)	0,8819 (0,00)	0,8770 (0,0011)	0,8754 (0,0005)	0,8781 (0,0028)
7,5	0,7489 (0,0004)	0,7892 (0,0007)	0,8073 (0,0015)	0,7986 (0,0007)	0,7950 (0,0009)	0,8003 (0,0052)
5	-	0,5470 (0,0017)	0,5702 (0,0018)	0,5587 (0,0017)	0,5554 (0,0008)	0,5615 (0,0064)





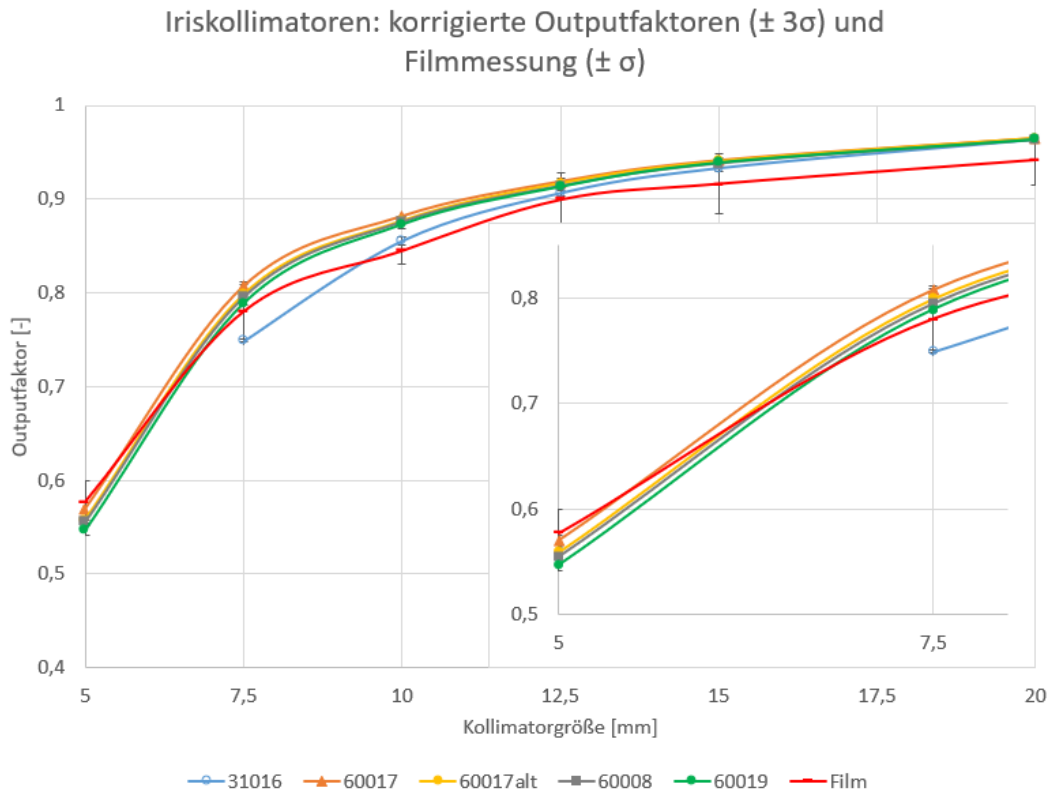
**Abbildung 4.5:** Iriskollimatoren: Ergebnis der korrigierten Outputfaktoren der aktiven Detektoren ( $\pm 3\sigma$ ). Korrekturfaktoren nach IAEA (siehe Tabelle 3.2).

Die Ergebnisse der Filmmessung liegen mit Abweichungen von bis zu 2,68 % unterhalb den Werten der Ionisationskammer. Die Größte Abweichung ergibt sich für das Feld mit 20 mm Durchmesser. Eine Ausnahme ist die Feldgröße mit 7,5 mm Durchmesser, hier ist der Wert der Ionisationskammer um 3,11 % geringer. Für die kleinste Feldgröße wurde kein korrigierter Wert für die Ionisationskammer bestimmt. Im Vergleich zur Gruppe der Dioden ist das Ergebnis der Filmmessung ebenfalls kleiner mit Abweichungen bis zu 3,35 %. Eine Ausnahme bildet in diesem Fall das kleinste Feld mit einem um 1,58 % erhöhten Wert. Die Abweichungen zu den Werten des synthetischen Diamants sind vergleichbar mit der Diodengruppe. Die Filmmessungen zeigen im Vergleich zu den Fixkollimatoren eine höhere Messunsicherheit auf. In Tabelle 4.30 und Abbildung 4.6 sind die Ergebnisse der Filmmessungen im Vergleich zu den korrigierten Outputfaktoren der aktiven Detektoren dargestellt.

4.6. IRISKOLLIMATOREN- ZUSAMMENFASSUNG DER ERGEBNISSE 52

**Tabelle 4.30:** Zusammenfassung der korrigierten OF Iriskollimator: Mittelwert der korrigierten OF der aktiven Detektoren und Mittelwert der Diodendetektoren und Ergebnis der Filmmessungen, sowie die zugehörige Standardabweichung in Klammern.

Detektor	31016	61019	61017	61017alt	60008	Dioden	EBT 3
Iris Kollimator	OF[-] ( $\sigma$ [-])	OF[-] ( $\sigma$ [-])	OF[-] ( $\sigma$ [-])	OF[-] ( $\sigma$ [-])	OF[-] ( $\sigma$ [-])	OF[-] ( $\sigma$ [-])	OF[-] ( $\sigma$ [-])
60	1	1	1	1	1	1	1
20	0,9684 (0,0008)	0,9641 (0,0004)	0,9651 (0,0004)	0,9651 (0,00)	0,9633 (0,0002)	0,9645 (0,0009)	0,9416 (0,0263)
15	0,9332 (0,0010)	0,9393 (0,0009)	0,9414 (0,0007)	0,9404 (0,0004)	0,9378 (0,0004)	0,9399 (0,0015)	0,9161 (0,0323)
12,5	0,9067 (0,0011)	0,9137 (0,0004)	0,9189 (0,0011)	0,9169 (0,0009)	0,9137 (0,0004)	0,9165 (0,0022)	0,8991 (0,0297)
10	0,8557 (0,0015)	0,8734 (0,0016)	0,8819 (0,00)	0,8770 (0,0011)	0,8754 (0,0005)	0,8781 (0,0028)	0,8446 (0,0146)
7,5	0,7489 (0,0004)	0,7892 (0,0007)	0,8073 (0,0015)	0,7986 (0,0007)	0,7950 (0,0009)	0,8003 (0,0052)	0,7800 (0,0291)
5	-	0,5470 (0,0017)	0,5702 (0,0018)	0,5587 (0,0017)	0,5554 (0,0008)	0,5615 (0,0064)	0,5773 (0,0223)



**Abbildung 4.6:** Iriskollimatoren: Ergebnis der korrigierten Outputfaktoren der aktiven Detektoren ( $\pm 3\sigma$ ) und der Filmmessungen ( $\pm 1\sigma$ ). Korrekturfaktoren nach IAEA (siehe Tabelle 3.2).

# Kapitel 5

## Diskussion

Die Ergebnisse der Messungen für die aktiven Detektoren haben gezeigt, dass sich der Messaufbau und die kritische Ausrichtung der Detektoren, in Bezug auf der zentralen Positionierung und in der korrekten Tiefe des effektiven Messorts, sehr gut reproduzieren lässt. Dies gilt für die kleinste Feldgröße mit 5 mm Durchmesser im besonderen Maße. So lagen die Abweichung für die aktiven Detektoren stets im Promillebereich. Diese Ergebnis decken sich mit den Ergebnissen anderer Arbeitsgruppen, welche eine experimentelle Bestimmung der Outputfaktoren für das Cyberknife [54, 55, 7] bzw. für konventionelle Lincacs durchführten [6, 53, 18, 34]. Lediglich der Wert der zweiten Messreihe für den Iriskollimator mit 5 mm Durchmesser lag mit ca. 2 % über dem Mittelwert der drei anderen Messungen. Eine Wiederholung diese Messwertes konnte jedoch nicht erzielt werden und ist somit als Ausreißer anzusehen. Ob hier die Ansteuerung der Iriskollimierung oder der Messaufbau fehlerhaft war, ließ sich nicht abschließend klären. Eine Vermutung ist, dass die exakte Endposition der Blenden abhängig ist von welcher Feldgröße her die Position angefahren wird. Dies müsste jedoch in einer weiteren Messreihe verifiziert werden. Oliver et al. beschrieb ebenfalls einen Ausreißer bei der Bestimmung von Outputfaktoren an einem Elekta Synergy Linearbeschleuniger mit 5 mm Rundkollimatoren mittels Ionisationskammern. Dieser wurde folglich aus der Auswertung ausgeschlossen [53].

Die Messungen der Diodendetektoren vom Typ 60017 zeigten, nahezu über alle Feldgrößen hinweg, identische Ergebnisse. Die Abweichungen sind  $\leq 0,5$  % für die Fixkollimatoren exklusiv des kleinsten Feldes. Bei den Iriskollima-

toren sind die Abweichungen ebenfalls  $\leq 0,5$  % bis auf die Feldgrößen 7,5 mm und 5 mm Durchmesser. Die maximale Abweichung ergibt sich für das kleinste Fixfeld und ist mit 1,2 % Differenz noch immer sehr gut. Für die größeren Felder ist der Wert der Diode 60008 stets größer als die Werte der Diode 60017. Die Abweichung liegt hier nahe 1 % bis auf das Feld mit 20 mm Durchmesser. Hier ist die Abweichung  $\leq 0,5$  %. Dieses Verhalten deckt sich mit den Ergebnissen anderer Arbeitsgruppen [54, 55, 7, 19]. Interessanterweise liegt bei den kleinsten Feldgrößen des Fix- und Iriskollimators der gemessene Wert des Diodendetektors vom Typ 60008 mittig zwischen den Werten der beiden baugleichen Dioden. Hier weicht das Signal der neueren Diode 60017 (SN 735) vom bisherigen Verhalten ab und liegt über dem Wert der Diode 60008. Dies gilt für die Messungen mit dem Fix- und Iriskollimator über alle 20 Messungen. Dieses Ergebnis steht im Widerspruch zum Erwartungswert der durchgeführten Messungen und der in der Literatur veröffentlichten Messergebnisse [54, 55, 7, 18] als auch durch Monte Carlo Simulationen erzielte Ergebnisse [17, 33, 29, 31, 30]. Da vorwiegend diese Diode in der klinischen Qualitätssicherung eingesetzt wird, ist hier eine weitergehende Betrachtung der Diode 60017 (SN735) notwendig.

Die Messungen mit dem synthetischen Diamanten vom Typ 60019 sind vergleichbar mit der in der Literatur beschriebenen Ergebnissen zur messtechnischen Bestimmung der Outputfaktoren für das Cyberknife. Aufgrund des relativ großen Durchmessers des aktiven Volumens ist das Signal, insbesondere bei den kleinsten Feldern, um bis zu 3 % kleiner als die Werte der Diodendetektoren [14]. Für die kleinste Feldgröße des Fix- und Iriskollimators sind die unkorrigierten Werte des MicroDiamond 60019 in sehr guter Näherung zu den korrigierten Werten der Diode vom Typ 60017 (SN 380). Ein Vergleich mit dem neuen Modell 60017 (SN735) wird aufgrund der oben genannten Unstimmigkeiten nicht durchgeführt. Für den Fixkollimator ist die Abweichung  $\leq -0,24$  % und für den Iriskollimator  $\leq -0,23$  %. Dies ist in sehr guter Übereinstimmung mit den Ergebnissen der multizentrischen Studie von Russo et al. Hier wurden in fünf verschiedenen Cyberknife-Zentren die gemessenen Outputfaktoren des MicroDiamond 60019 mit den korrigierten Outputfaktoren des Diodendetektors 60017 verglichen. Die Abweichung für das Feld mit 5 mm Durchmesser betrug  $-0,2$  % (Fixkollimator) und  $-0,5$  % (Iriskollimator) [66]. Eine ähnliche multizentrische Studie von Masi et al. bestätigte dieses Ergebnis. Es wurde in

sieben von acht Cyberknife Zentren eine Übereinstimmung von  $\leq -1,0$  % für die kleinste Feldgröße des Fixkollimators erzielt. Des Weiteren wurde in dieser Studie ein Szintillationsdetektor vom Typ Exradin W1 der Firma Standard Imaging (Middleton, WI, USA) als Vergleichsdetektor mit einbezogen. Dieser bestätigte die Ergebnisse [50]. Eine weitere Arbeit, die sich mit dem MicroDiamond 60019 zur Messung der Outputfaktoren auseinandergesetzt hat, ist die Arbeit von Veselsky et al. Hier wurden die Outputfaktoren für ein Cyberknife, ein Gamma Knife Perfexion sowie einen Varian Clinac 2100 C/D bestimmt. Auch hier wird eine Übereinstimmung von  $\leq -0,4$  % für die kleinste Feldgröße des Cyberknife Fixkollimators dokumentiert [72]. Somit propagieren diese Arbeiten einen Korrekturfaktor um 1,0 für den MicroDiamond 60019. Und stehen damit im Widerspruch zu den Empfehlungen des "Technical Report Series 483: Dosimetry of small static fields used in External Beam Radiotherapy- an IAEA-AAPM International Code of Practice" der IAEA mit  $k=0,975$  und der deutschen Norm "DIN 6809-8 Klinische Dosimetrie- Teil 8: Dosimetrie kleiner Photonen-Bestrahlungsfelder" mit  $k= 0,971$  [26]. Eine aktuelle Empfehlung von Francescon et al. [32] für die Bestimmung der Outputfaktoren lautet nicht die Korrekturfaktoren des TRS 483 Reports anzuwenden. Er stützt sich hierbei auf die Arbeit von De Coste et al. [22], welche die widersprüchlichen Ergebnisse der Literatur bezüglich PTW MicroDiamond 60019 auswertet und durch weitere Monte Carlo Simulationen ergänzt.

Die mittels Filmmessung bestimmten Outputfaktoren sollten als Kontrolle angesehen werden [43]. Wie bereits in der Literatur beschrieben, sollten sie jedoch aufgrund der Fehleranfälligkeit im Kalibrierprozess und der daraus resultierenden Unsicherheit, nicht als Basisdaten in das Planungssystem hinterlegt werden [73]. Dies konnte in vorliegender Arbeit bestätigt werden. So ergaben sich trotz strikter Vorgabe der Kalibrierung deutliche Unterschiede in der Bestimmung der Dosis. Geschieht dies bei einem klinischen Feld  $f_{clin}$  wirkt sich dies nur auf diesen Wert aus. Wird die Dosis hingegen für ein Referenzfeld  $f_{msr}$  falsch bestimmt, hat dies Auswirkungen auf die gesamte Belichtungsserie. Dies scheint in der zweiten Belichtung der Iriskollimatoren geschehen zu sein. Der Dosiswert des Referenzfelds weicht um über 5 % von den Werten der ersten und dritten Belichtungsserie ab. Somit sind die Werte der klinischen Felder in diesem Fall alle deutlich unterhalb der zwei anderen Serien. Trotzdem wurde diese Belichtungsserie nicht aus der Auswertung ausgeschlossen, da bei drei

Serien nicht garantiert werden kann, dass es sich lediglich um einen Ausreißer handelt. Trotzdem ist die Standardmessunsicherheit, selbst bei den kleinsten Feldern, vergleichbar mit in der Literatur genannten Ergebnissen. Morales et al. zeigte für einen Varian Linearbeschleuniger mit 4 mm Rundkollimator ebenfalls eine Unsicherheit von  $\pm 2,5 \%$  [51]. Wie in vorliegender Arbeit, wurde die auszuwertende Fläche der kleinen Kollimatoren deutlich kleiner gewählt, als die des Referenzfeldes. Darüber hinaus wurde diese Fläche weiter minimiert. Es konnte dadurch gezeigt werden, dass durch Extrapolation dieser Auswertefläche von 1 mm gegen Null der Outputfaktor erhöht wird. Dies lässt sich auf die inhomogene Natur der kleinen Felder zurückführen. Die Änderung des Durchmessers der Auswertefläche von 0,5 mm zu 0 mm führte zu einer Änderung von 1,8 % [51]. Übertragen auf vorliegende Arbeit mit einer Auswertefläche von  $0,4 \times 0,4 \text{ mm}^2$  würde das eine vergleichbare Änderung bedeuten. Dies müsste jedoch in einer weiteren Messreihe überprüft werden.

Die Korrekturfaktoren für die verschiedenen Detektoren wurden dem "Technical Report Series 483: Dosimetry of small static fields used in External Beam Radiotherapy- an IAEA-AAPM International Code of Practice" der International Atomic Energy Agency (IAEA) und der American Association of Physicists in Medicine (AAPM) entnommen [41]. Sowie der einzelne Wert für den Diodendetektor PTW 60008 und das Feld mit 5 mm Durchmesser der Arbeit von Pantelis et al. [55]. Die genannten Faktoren für die Dioden sind weitestgehend gleich mit den Empfehlungen des Deutschen Instituts für Normung ("DIN 6809-8 Klinische Dosimetrie- Teil 8: Dosimetrie kleiner Photonen-Bestrahlungsfelder") [26]. Diese Werte repräsentieren das Ergebnis verschiedener Arbeitsgruppen und sind somit letztlich auch nur ein Mittel- bzw. Schätzwert. Es wird auch nicht zwischen Fix- und Iriskollimator differenziert. Neben den bereits diskutierten, teils widersprüchlichen Ergebnisse zum MicroDiamond 60019, ist die Datenlage zu den Dioden homogener. Allerdings differieren auch hier die Faktoren. So unterscheiden sich die durch Monte Carlo Simulationen von Francescon et al. [31] und durch Vergleichsmessung erzielte Korrekturfaktoren von Pantelis et al. [55] für das kleinste Feld des Iriskollimator um 1,3 % für die Diode 60017. Für die Diode 60008 um 1,0 %. Somit ist selbst hier eine eindeutige Bestimmung schwierig.

# Kapitel 6

## Zusammenfassung und Ausblick

Die Ergebnisse haben gezeigt, dass es sinnvoll ist, die Outputfaktoren mit verschiedenen Detektoren zu bestimmen. Auch die Messung mit 2 Detektoren vom selben Typ 60017 zeigte ein unerwartetes Ergebnis. Hier wurde eigentlich ein nahezu identisches Ergebnis erwartet, welches die Ungenauigkeit im Messaufbau wiedergeben sollte. Letztendlich gaben diese Messungen einen Hinweis auf eine Fehlfunktion der neueren Diode 60017 (SN735), die in der bisherigen klinischen Qualitätssicherungsroutine nicht erkennbar war. Wie bereits im Vorfeld vermutet, sind die Ergebnisse mittels Filmmessungen zu ungenau und werden für die Definition der Basisdaten nicht berücksichtigt. Hier könnte durch eine Erhöhung der Anzahl der Filmmessungen oder durch eine Verbesserung des Kalibrier- und Auswerteprozess versucht werden, die Standardunsicherheit zu reduzieren. Hierfür wäre jedoch der Erwerb einer neuen Software nötig, welche die Auswertung aller Farbkanäle ermöglicht [8]. Der aktive Detektor mit den geringsten Korrekturfaktoren und somit mit der geringsten Unsicherheit ist der MicroDiamond 60019. Allerdings gab es eben bei diesem zu Beginn sehr widersprüchliche Ergebnisse in der Literatur. Diese wurden im vorangegangenen Kapitel ausführlich erläutert und sind mittlerweile weitestgehend ausgeräumt. Ebenso sind die publizierten Korrekturfaktoren keinesfalls homogen. Selbst für die Diodendetektoren gibt es Abweichungen im einstelligen Prozentbereich. Um diese Unsicherheit weiter zu minimieren, könnte unter Einsatz weiterer finanzieller Mittel, weitere Vergleichsdetektoren angeschafft werden. Hierfür wären Thermolumineszenzdetektoren oder aber ein Plastiksintillationsdetektor die geeignete Wahl. Diese sind jedoch aufgrund der Anschaffungs-



kosten keine Option. Das alles zeigt, wie schwierig es ist, einen einzelnen Wert exakt festzulegen und als Rechengrundlage zu bestimmen. Gerade die korrekte Bestimmung der Outputfaktoren ist ein zentrales Problem, da dieser die Dosisberechnung unmittelbar beeinflusst und die Fehler sich direkt, durch Skalierung der Dosis, auswirken. Aufgrund der Ergebnisse dieser Arbeit werden weder die gemittelten Werte aller Detektoren übernommen, noch ein einzelner Detektor ausgewählt. Vielmehr wird ein Mittelwert aus den folgenden zwei Detektoren gebildet. Die Werte der Diode 60017 mit Korrekturfaktoren nach Francescon et al. [31]. Sowie Werte des Detektors MicroDiamond 60019 mit Korrekturfaktoren nach De Coste et al. [22]. Bei Betrachtung dieser korrigierten Outputfaktoren, differieren diese selbst für die kleinsten Felder nur um weniger als 0,5 %. Das erklärte Ziel, die Outputfaktoren mit einer Unsicherheit von  $< 3$  % zu bestimmen um die Gesamtgenauigkeit zu erhöhen, wird so mit mehr als erfüllt. Ein weiterer Vorteil dieser Vorgehensweise ist die Redundanz sowie die Möglichkeit der gegenseitigen Überprüfung der Detektoren im Rahmen der klinischen Qualitätssicherung.

# Abkürzungsverzeichnis

$\nu$ .....	Frequenz
$\Psi$ .....	Energiefluenz
<b>AAPM</b> .....	Association of Physicists in Medicine
<b>CAX</b> .....	Central Axis
<b>CK</b> .....	Cyberknife
<b>CPE</b> .....	Charged Particle Equilibrium
<b>CT</b> .....	Computertomographie
<b>dpi</b> .....	dots per inch
<b>DRRs</b> .....	Digital Reconstructed Radiographs
<b>eV</b> .....	Elektronenvolt
<b>FFF</b> .....	Flattening Filter Free
<b>FWHM</b> .....	Full Width at Half Maximum
<b>h</b> .....	Plancksches Wirkungsquantum
<b>IAEA</b> .....	International Atomic Energy Agency
<b>KERMA</b> .....	Kinetic Energy Released in Matter
<b>LED</b> .....	Light Emission Diode
<b>LEE</b> .....	Lateral Electron Equilibrium

<b>Linac</b> .....	Linear Accelerator
<b>MC</b> .....	Monte Carlo
<b>MU</b> .....	Monitor Unit
<b>NTCP</b> .....	Normal Tissue Complication Probability
<b>OCR</b> .....	Off Center Ratio
<b>OF</b> .....	Outputfaktor
<b>RC</b> .....	Radiochirurgie
<b>RT</b> .....	Radiotherapie
<b>SAD</b> .....	Source Axis Distance
<b>SSD</b> .....	Source Surface Distance
<b>TCP</b> .....	Tumor Control Probability
<b>TERMA</b> .....	Total Energy Released in Matter
<b>TLDs</b> .....	Thermolumineszenzdetektoren
<b>TPR</b> .....	Tissue Phantom Ratio

# Abbildungsverzeichnis

1.1	Dosiswirkkurven und therapeutisches Fenster . . . . .	2
2.1	Absorptionskoeffizienten in Abhängigkeit der Photonenenergie . . . . .	5
2.2	Zusammenhang: Absorbierte Dosis und Stoßkerma für MV Photonenstrahlung . . . . .	8
2.3	Partielle Quellenabdeckung bei sehr kleinen Feldern . . . . .	10
2.4	Schematische Darstellung des Linac Strahlerkopfs . . . . .	13
2.5	Cyberknife© VSI System . . . . .	14
3.1	Messaufbau Messung OF mit Diodendetektor und Wasserphantom . . . . .	18
3.2	Messaufbau Messung OF mit radiochromatischem Film . . . . .	19
3.3	Kalibrierkurve: Zusammenhang Grauwerte zu Dosis in Gray. . . . .	22
4.1	OF Fix: Ergebnis der gemessenen OF der aktiven Detektoren . . . . .	43
4.2	OF Fix: Ergebnis der korrigierten OF der aktiven Detektoren . . . . .	45
4.3	OF Fix: Ergebnis der korrigierten OF der aktiven Detektoren und Filmmessungen . . . . .	47
4.4	OF Iris: Ergebnis der gemessenen OF der aktiven Detektoren . . . . .	49
4.5	OF Iris: Ergebnis der korrigierten OF der aktiven Detektoren . . . . .	51
4.6	OF Iris: Ergebnis der korrigierten OF der aktiven Detektoren und Filmmessungen . . . . .	53

# Tabellenverzeichnis

2.1	Eigenschaften der relevanten Wechselwirkungen . . . . .	6
3.1	Scanparameter radiochromatischer Film . . . . .	22
3.2	Korrekturfaktoren CK nach IAEA-AAPM und Pantelis et al. . .	23
3.3	Korrekturfaktoren CK nach DIN 6809-8 . . . . .	24
4.1	OF Fix: 1. Messreihe Detektor PTW PinPoint 31016. . . . .	26
4.2	OF Fix: 2. Messreihe Detektor PTW PinPoint 31016. . . . .	27
4.3	OF Fix: Ergebnis Detektor PTW PinPoint 31016 . . . . .	27
4.4	OF Fix: 1. Messreihe Detektor Diode E T60017 (SN 735) . . .	28
4.5	OF Fix: 2. Messreihe Detektor Diode E T60017 (SN 735) . . .	29
4.6	OF Fix: Ergebnis Detektor Diode E T60017 (SN 735) . . . . .	29
4.7	OF Fix: 1. Messreihe Detektor Diode E T60017 (SN 380) . . .	30
4.8	OF Fix: 2. Messreihe Detektor Diode E T60017 (SN 380) . . .	31
4.9	OF Fix: Ergebnis Detektor Diode E T60017 (SN 380) . . . . .	31
4.10	OF Fix: 1. Messreihe Detektor Diode 60008 . . . . .	32
4.11	OF Fix: 2. Messreihe Detektor Diode 60008 . . . . .	33
4.12	OF Fix: Ergebnis Detektor Diode 60008 . . . . .	33
4.13	OF Fix: 1. Messreihe Detektor PTW MicroDiamond 60019 . . .	34
4.14	OF Fix: 2. Messreihe Detektor PTW MicroDiamond 60019 . . .	35
4.15	OF Fix: Ergebnis Detektor PTW MicroDiamond 60019 . . . . .	35
4.16	OF Fix: Zentrale Dosiswerte der Filmauswertung . . . . .	36
4.17	OF Fix: Ergebnis Filmauswertung . . . . .	37
4.18	OF Iris: Ergebnis Detektor PTW PinPoint 31016 . . . . .	38

4.19	OF Iris: Ergebnis Detektor Diode E T60017 (SN 735)	38
4.20	OF Iris: Ergebnis Detektor Diode E T60017 (SN 380)	39
4.21	OF Iris: Ergebnis Detektor Diode 60008	40
4.22	OF Iris: Ergebnis Detektor PTW MicroDiamond 60019	40
4.23	OF Iris: Zentrale Dosiswerte der Filmauswertung	41
4.24	OF Iris: Ergebnis Filmauswertung	41
4.25	Zusammenfassung gemessene OF Fixkollimator	42
4.26	Zusammenfassung korrigierte OF Fixkollimator	44
4.27	Zusammenfassung korrigierte OF Fix und Filmmessungen	46
4.28	Zusammenfassung gemessene OF Iriskollimator	48
4.29	Zusammenfassung korrigierte OF Iriskollimator	50
4.30	Zusammenfassung korrigierte OF Iris und Filmmessungen	52
A.1	OF Iris: 1. Messreihe Detektor PTW PinPoint 31016	XVIII
A.2	OF Iris: 2. Messreihe Detektor PTW PinPoint 31016	XIX
A.3	OF Iris: Ergebnis Detektor PTW PinPoint 31016	XIX
A.4	OF Iris: 1. Messreihe Detektor Diode E T60017 (SN 735)	XX
A.5	OF Iris: 2. Messreihe Detektor Diode E T60017 (SN 735)	XXI
A.6	OF Iris: Ergebnis Detektor Diode E T60017 (SN 735)	XXI
A.7	OF Iris: 1. Messreihe Detektor Diode E T60017 (SN 380)	XXII
A.8	OF Iris: 2. Messreihe Detektor Diode E T60017 (SN 380)	XXIII
A.9	OF Iris: Ergebnis Detektor Diode E T60017 (SN 380)	XXIII
A.10	OF Iris: 1. Messreihe Detektor Diode 60008	XXIV
A.11	OF Iris: 2. Messreihe Detektor Diode 60008	XXV
A.12	OF Iris: Ergebnis Detektor Diode 60008	XXV
A.13	OF Iris: 1. Messreihe Detektor PTW MicroDiamond 60019	XXVI
A.14	OF Iris: 2. Messreihe Detektor PTW MicroDiamond 60019	XXVII
A.15	OF Iris: Ergebnis Detektor PTW MicroDiamond 60019	XXVII

# Literaturverzeichnis

- [1] ACCURAY INC. (Hrsg.): *Cyberknife Physics Essentials Guide*. Sunnyvale, CA, USA: Accuray Inc., 2013
- [2] ADLER, J. R. J. ; CHANG, S. D. ; MURPHY, M. J. ; DOTY, J. ; GEIS, P. ; HANCOCK, S. L.: The Cyberknife: a frameless robotic system for radiosurgery. In: *Stereotactic and functional neurosurgery* 69 (1997), S. 124–8
- [3] AIRD, E. ; RADIOLOGY, B. I. ; PHYSICS, I. of ; MEDICINE, E. in ; BIOLOGY: *Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy 1996: A Survey of this Supplement Depth Doses and Related Data Measured in Water Or Equivalent Media*. British Institute of Radiology, 1996 (BJR.: Supplement)
- [4] ALFONSO, R. ; ANDREO, P. ; CAPOTE, R. ; HUQ, M. S. ; KILBY, W. ; KJALL, P. ; MACKIE, T. R. ; PALMANS, H. ; ROSSER, K. ; SEUNTJENS, J. ; ULLRICH, W. ; VATNITSKY, S. : A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. In: *Medical physics* 35 (2008), Nov, S. 5179–86
- [5] ALMOND, P. R. ; BIGGS, P. J. ; COURSEY, B. M. ; HANSON, W. F. ; HUQ, M. S. ; NATH, R. ; ROGERS, D. W.: AAPM’s TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. In: *Medical physics* 26 (1999), S. 1847–70
- [6] AZANGWE, G. ; GROCHOWSKA, P. ; GEORG, D. ; IZEWSKA, J. ; HOPFGARTNER, J. ; LECHNER, W. ; ANDERSEN, C. E. ; BEIERHOLM, A. R. ; HELT-HANSEN, J. ; MIZUNO, H. ; FUKUMURA, A. ; YAJIMA, K. ; GOULDSTONE, C. ; SHARPE, P. ; MEGHZIFENE, A. ; PALMANS, H. : Detector

- to detector corrections: A comprehensive experimental study of detector specific correction factors for beam output measurements for small radiotherapy beams. In: *Medical Physics* 41 (2014), Nr. 7, S. 072103
- [7] BASSINET, C. ; HUET, C. ; DERREUMAUX, S. ; BRUNET, G. ; CHÉA, M. ; BAUMANN, M. ; LACORNERIE, T. ; GAUDAIRE-JOSSET, S. ; TROMPIER, F. ; ROCH, P. ; BOISSERIE, G. ; CLAIRAND, I. : Small fields output factors measurements and correction factors determination for several detectors for a CyberKnife® and linear accelerators equipped with microMLC and circular cones. In: *Medical Physics* 40 (2013), Nr. 7, S. 071725
- [8] BLANCK, O. ; MASI, L. ; DAMME, M.-C. ; HILDEBRANDT, G. ; DUNST, J. ; SIEBERT, F.-A. ; POPPINGA, D. ; POPPE, B. : Film-based delivery quality assurance for robotic radiosurgery: Commissioning and validation. In: *Physica Medica* 31 (2015), Nr. 5, S. 476 – 483
- [9] BOGNER, L. ; WILLNER, J. ; COMBS, S. E.: *Festlegung von Reaktionsschwellen und Toleranzgrenzen für die Prüfung des Gesamtsystems bei der perkutanen Strahlentherapie mit Photonen und Elektronen-Stellungnahme der Strahlenschutzkommission mit wissenschaftlicher Begründung*. Bonn: Strahlenschutzkommission, 2018
- [10] BOUCHARD, H. ; SEUNTJENS, J. ; DUANE, S. ; KAMIO, Y. ; PALMANS, H. : Detector dose response in megavoltage small photon beams. I. Theoretical concepts. In: *Medical Physics* 42 (2015), Nr. 10, S. 6033–6047
- [11] CAGNI, E. ; RUSSO, S. ; REGGIORI, G. ; BRESCIANI, S. ; FEDELE, D. ; IORI, M. ; MARINO, C. ; NARDIELLO, B. ; RUGGIERI, R. ; STRIGARI, L. ; MANCOSU, P. : Technical Note: Multicenter study of TrueBeam FFF beams with a new stereotactic diode: Can a common small field signal ratio curve be defined? In: *Medical Physics* 43 (2016), Nr. 10, S. 5570–5576
- [12] CAMERON, M. ; CORNELIUS, I. ; CUTAJAR, D. ; DAVIS, J. ; ROSENFELD, A. ; LERCH, M. ; GUATELLI, S. : Comparison of phantom materials for use in quality assurance of microbeam radiation therapy. In: *Journal of Synchrotron Radiation* 24 (2017), Jul, Nr. 4, S. 866–876



- [13] CASAR, B. ; GERSHKEVITSH, E. ; MENDEZ, I. ; JURKOVIC, S. ; SAIFUL HUQ, M. : Output correction factors for small static fields in megavoltage photon beams for seven ionization chambers in two orientations-perpendicular and parallel. In: *Medical Physics* 47 (2019), Nr. 1, S. 242–259
- [14] CHALKLEY, A. ; HEYES, G. : Evaluation of a synthetic single-crystal diamond detector for relative dosimetry measurements on a CyberKnife. In: *The British journal of radiology* 87 (2014), Mar, S. 20130768
- [15] CHETTY, I. J. ; CURRAN, B. ; CYGLER, J. E. ; DEMARCO, J. J. ; EZZELL, G. ; FADDEGON, B. A. ; KAWRAKOW, I. ; KEALL, P. J. ; LIU, H. ; MA, C. M. C. ; ROGERS, D. W. O. ; SEUNTJENS, J. ; SHEIKH-BAGHERI, D. ; SIEBERS, J. V.: Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. In: *Medical physics* 34 (2007), Dec, S. 4818–53
- [16] CLEMENTE, S. ; MASI, L. ; FIANDRA, C. ; CAGNI, E. ; VILLAGGI, E. ; ESPOSITO, M. ; GIGLIOLI, F. R. ; MARINO, C. ; STRIGARI, L. ; GARBALDI, C. ; STASI, M. ; MANCOSU, P. ; RUSSO, S. : A multi-center output factor intercomparison to uncover systematic inaccuracies in small field dosimetry. In: *Physics and Imaging in Radiation Oncology* 5 (2018), S. 93 – 96
- [17] CRANMER-SARGISON, G. ; WESTON, S. ; EVANS, J. A. ; SIDHU, N. P. ; THWAITES, D. I.: Implementing a newly proposed Monte Carlo based small field dosimetry formalism for a comprehensive set of diode detectors. In: *Medical Physics* 38 (2011), Nr. 12, S. 6592–6602
- [18] CRANMER-SARGISON, G. ; WESTON, S. ; SIDHU, N. P. ; THWAITES, D. I.: Experimental small field 6MV output ratio analysis for various diode detector and accelerator combinations. In: *Radiotherapy and Oncology* 100 (2011), Nr. 3, S. 429 – 435. – Special Issue on Medical Physics and Brachytherapy

- [19] CZARNECKI, D. ; ZINK, K. : Monte Carlo calculated correction factors for diodes and ion chambers in small photon fields. In: *Physics in medicine and biology* 58 (2013), Apr, S. 2431–44
- [20] DAS, I. J. ; DING, G. X. ; AHNESJÖ, A. : Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry. In: *Medical Physics* 35 (2008), Nr. 1, S. 206–215
- [21] DAS, I. J. ; MORALES, J. ; FRANCESCON, P. : Small field dosimetry: What have we learnt? In: *AIP Conference Proceedings* 1747 (2016), Nr. 1, S. 060001
- [22] DE COSTE, V. ; FRANCESCON, P. ; MARINELLI, M. ; MASI, L. ; PAGANINI, L. ; PIMPINELLA, M. ; PRESTOPINO, G. ; RUSSO, S. ; STRAVATO, A. ; VERONA, C. ; VERONA-RINATI, G. : Is the PTW 60019 microDiamond a suitable candidate for small field reference dosimetry? In: *Physics in medicine and biology* 62 (2017), Aug., S. 7036–7055
- [23] DEUTSCHES KREBSFORSCHUNGSZENTRUM KREBSINFORMATIONSDIENST: *Krebsstatistiken: Wie häufig ist Krebs in Deutschland?* Im Neuenheimer Feld 280, 69120 Heidelberg, . – abgerufen am 01.12.2020: <https://www.krebsinformationsdienst.de/grundlagen/krebsstatistiken.php>
- [24] DIETERICH, S. ; CAVEDON, C. ; CHUANG, C. F. ; COHEN, A. B. ; GARRETT, J. A. ; LEE, C. L. ; LOWENSTEIN, J. R. ; D’SOUZA, M. F. ; TAYLOR JR., D. D. ; WU, X. ; YU, C. : Report of AAPM TG 135: Quality assurance for robotic radiosurgery. In: *Medical Physics* 38 (2011), S. 2914–2936
- [25] DIETERICH, S. ; GIBBS, I. C.: The CyberKnife in clinical use: current roles, future expectations. In: *Frontiers of radiation therapy and oncology* 43 (2011), S. 181–194
- [26] DIN: 6809-8 *Klinische Dosimetrie - Teil 8: Dosimetrie kleiner Photonen-Bestrahlungsfelder*. Beuth Verlag, Berlin, 2019
- [27] DIN: 6800-2 *Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung- Teil 2: Dosimetrie der hochenergetischen Photonen- und Elektronenstrahlung mit Ionisationskammern*. Beuth Verlag, Berlin, 2020

- [28] DOHM, O. : *Monte-Carlo Simulation der Dosimetrie kleiner Felder in der Strahlentherapie mit hochenergetischen Photonen*, Fakultät für Mathematik und Physik der Eberhardt-Karls-Universität zu Tübingen, Diss., 2005
- [29] FRANCESCON, P. ; CORA, S. ; SATARIANO, N. : Calculation of for several small detectors and for two linear accelerators using Monte Carlo simulations. In: *Medical Physics* 38 (2011), Nr. 12, S. 6513–6527
- [30] FRANCESCON, P. ; KILBY, W. ; NOLL, J. M. ; MASI, L. ; SATARIANO, N. ; RUSSO, S. : Monte Carlo simulated corrections for beam commissioning measurements with circular and MLC shaped fields on the CyberKnife M6 System: a study including diode, microchamber, point scintillator, and synthetic microdiamond detectors. In: *Physics in medicine and biology* 62 (2017), Feb, S. 1076–1095
- [31] FRANCESCON, P. ; KILBY, W. ; SATARIANO, N. ; CORA, S. : Monte Carlo simulated correction factors for machine specific reference field dose calibration and output factor measurement using fixed and iris collimators on the CyberKnife system. In: *Physics in medicine and biology* 57 (2012), Jun, S. 3741–58
- [32] FRANCESCON, P. ; KILBY, W. ; SATARIANO, N. ; ORLANDI, C. ; ELHAMNDY, S. : The impact of inter-unit variations on small field dosimetry correction factors, with application to the CyberKnife system. In: *Physics in medicine and biology* 64 (2019), Jan, S. 035006
- [33] FRANCESCON, P. ; CORA, S. ; CAVEDON, C. : Total scatter factors of small beams: a multidetector and Monte Carlo study. In: *Medical physics* 35 (2008), Feb, S. 504–13
- [34] GARNIER, N. ; AMBLARD, R. ; VILLENEUVE, R. ; HAYKAL, R. ; ORTHOLAN, C. ; COLIN, P. ; GERARD, A. ; BELHOMME, S. ; MADY, F. ; BENABDESSELAM, M. ; SERRANO, B. : Detectors assessment for stereotactic radiosurgery with cones. In: *Journal of applied clinical medical physics* 19 (2018), Nov, S. 88–98
- [35] GREILICH, S. ; OSINGA-BLÄTTERMANN, J.-M. : Strahlenphysik. In: SCHLEGEL, W.; KARGER, C.; JÄKEL, O. (Hrsg.): *Medizinische Physik*. Springer Spektrum Verlag, 2018, Kapitel Strahlenphysik, S. 4–35

- [36] HARTMANN, G. ; SCHLEGEL, W. : Physikalische Grundlagen. In: WANNENMACHER, M. (Hrsg.) ; DEBUS, J. (Hrsg.) ; WENZ, F. (Hrsg.): *Strahlentherapie*. Springer Verlag, 2006, Kapitel Physikalische Grundlagen, S. 49–81
- [37] HOOGEMAN, M. ; PREVOST, J.-B. ; NUYTENS, J. ; POLL, J. ; LEVENDAG, P. ; HEIJMEN, B. : Clinical accuracy of the respiratory tumor tracking system of the cyberknife: assessment by analysis of log files. In: *International journal of radiation oncology, biology, physics* 74 (2009), May, S. 297–303
- [38] ICRU: Report 91-Prescribing, Recording and Reporting of Stereotactic Treatments with Small Photon Beams / ICRU. 2017. – Forschungsbericht
- [39] INOUE, M. ; SATO, K. ; KOIKE, I. : An Analysis of the Accuracy of the 6D Tracking With CyberKnife. In: *International Journal of Radiation Oncology and Biology and Physics* 66 (2019), Nr. 3, S. 611
- [40] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY: Technical Report Series 398: Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An international Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water / International Atomic Energy Agency. 2000. – Forschungsbericht
- [41] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY: Technical Report Series 483: Dosimetry of small static fields used in External Beam Radiotherapy—an IAEA-AAPM International Code of Practice for reference and relative dose determination / International Atomic Energy Agency. 2017. – Forschungsbericht
- [42] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION: ISO IEC Guide 98 (3) 2008: Uncertainty of measurement, Part 3: Guide to the expression of uncertainty in measurement. / ISO IEC. 2008. – Forschungsbericht
- [43] IRMEN, P. ; REFT, C. S. ; FITZHERBERT, C. ; SOLIN, L. ; HAND, C. : Verification of representative data for output factors of SRS cones utilizing IAEA TRS 483 recommendations. In: *Physics in medicine and biology* (2019), Sept.

- [44] JUNG, J. ; SONG, S. Y. ; YOON, S. M. ; KWAK, J. ; YOON, K. ; CHOI, W. ; JEONG, S.-Y. ; CHOI, E. K. ; CHO, B. : Verification of Accuracy of CyberKnife Tumor-tracking Radiation Therapy Using Patient-specific Lung Phantoms. In: *International journal of radiation oncology, biology, physics* 92 (2015), Jul, S. 745–53
- [45] KHAN, F. M. ; GIBBONS, J. P. ; FAIZ M. KHAN; JOHN P. GIBBONS (Hrsg.): *Khan's: The Physics of Radiation Therapy*. 5. Ausgabe. Lippincott Williams and Wilkins, a Wolters Kluwer business, 2014
- [46] KILBY, W. ; DOOLEY, J. R. ; KUDUVALLI, G. ; SAYEH, S. ; MAURER, C. R. J.: The CyberKnife Robotic Radiosurgery System in 2010. In: *Technology in cancer research & treatment* 9 (2010), Oct, S. 433–52
- [47] LANDBERG, T. ; ALMOND, P. ; BURGERS, J. M. V. ; BUSCH, M. ; JOSLIN, C. A. ; PAUNIER, J. P.: Report 29. In: *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements* 15 (1978), Nr. 2
- [48] LARRAGA-GUTIERREZ, J. M. ; BALLESTEROS-ZEBADUA, P. ; RODRIGUEZ-PONCE, M. ; GARCIA-GARDUNO, O. A. ; CRUZ, O. O. G. I.: Properties of a commercial PTW-60019 synthetic diamond detector for the dosimetry of small radiotherapy beams. In: *Physics in medicine and biology* 60 (2015), Jan, S. 905–24
- [49] LI, X. A. ; SOUBRA, M. ; SZANTO, J. ; GERIG, L. H.: Lateral electron equilibrium and electron contamination in measurements of head-scatter factors using miniphantoms and brass caps. In: *Medical Physics* 22 (1995), Nr. 7, S. 1167–1170
- [50] MASI, L. ; RUSSO, S. ; FRANCESCON, P. ; DORO, R. ; FRASSANITO, M. C. ; FUMAGALLI, M. L. ; REGGIORI, G. ; MARINELLI, M. ; REDAELLI, I. ; PIMPINELLA, M. ; RINATI], G. V. ; SIRAGUSA, C. ; VIGORITO, S. ; MANCOSU, P. : CyberKnife beam output factor measurements: A multi-site and multi-detector study. In: *Physica Medica* 32 (2016), Nr. 12, S. 1637 – 1643
- [51] MORALES, J. E. ; BUTSON, M. ; CROWE, S. B. ; HILL, R. ; TRAPP, J. V.: An experimental extrapolation technique using the Gafchromic EBT3 film

- for relative output factor measurements in small x-ray fields. In: *Medical Physics* 43 (2016), Nr. 8Part1, S. 4687–4692
- [52] MURPHY, M. J.: Fiducial-based targeting accuracy for external-beam radiotherapy. In: *Medical physics* 29 (2002), Mar, S. 334–44
- [53] OLIVER, C. P. ; BUTLER, D. J. ; TAKAU, V. ; WILLIAMS, I. : Survey of 5 mm small-field output factor measurements in Australia. In: *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 19 (2018), Nr. 2, S. 329–337
- [54] PANTELIS, E. ; MOUTSATSOS, A. ; ZOURARI, K. ; KILBY, W. ; ANTYPAS, C. ; PAPAGIANNIS, P. ; KARAIKOS, P. ; GEORGIU, E. ; SAKELLIU, L. : On the implementation of a recently proposed dosimetric formalism to a robotic radiosurgery system. In: *Medical physics* 37 (2010), May, S. 2369–79
- [55] PANTELIS, E. ; MOUTSATSOS, A. ; ZOURARI, K. ; PETROKOKKINOS, L. ; SAKELLIU, L. ; KILBY, W. ; ANTYPAS, C. ; PAPAGIANNIS, P. ; KARAIKOS, P. ; GEORGIU, E. ; SEIMENIS, I. : On the output factor measurements of the CyberKnife iris collimator small fields: Experimental determination of the  $k(Q(\text{clin}), Q(\text{msr}))$  ( $f(\text{clin}), f(\text{msr})$ ) correction factors for microchamber and diode detectors. In: *Medical physics* 39 (2012), S. 4875–85
- [56] PAPACONSTADOPOULOS, P. ; TESSIER, F. ; SEUNTJENS, J. : On the correction, perturbation and modification of small field detectors in relative dosimetry. In: *Physics in medicine and biology* 59 (2014), Oct, S. 5937–52
- [57] PODGORSAK, E. P. ; PODGORSAK, E. P. (Hrsg.): *Radiation Oncology Physics: A handbook for Teachers and Students*. International Atomic Energy Agency, 2005
- [58] PTW: *Gebrauchsanweisung Dosimetrie Diode Typ 60008*. Freiburg: Physikalisch-Technische Werkstätten Dr. Pchlau GmbH, 2003
- [59] PTW: *Gebrauchsanweisung PinPoint Kammern Typ 31014 und Typ 31015 und PinPoint 3D-Kammer Typ 31016*. Freiburg: Physikalisch-Technische Werkstätten Dr. Pchlau GmbH, 2008

- [60] PTW: *Gebrauchsanweisung Dosimetrie Diode E T60017 und Dosimetrie-Diode P T60016*. Freiburg: Physikalisch-Technische Werkstätten Dr. Pychlau GmbH, 2009
- [61] PTW: *Gebrauchsanweisung Ionisationskammern Typ 31010, 31011, 31012, Typ 31013 ab SN1000(Semiflexible Kammern)*. Freiburg: Physikalisch-Technische Werkstätten Dr. Pychlau GmbH, 2010
- [62] PTW: *Gebrauchsanweisung Dosimetrie Diode E T60017 ab SN300 und Dosimetrie-Diode P T60016 ab SN400 und Dosimetrie-Diode SRS T60018*. Freiburg: Physikalisch-Technische Werkstätten Dr. Pychlau GmbH, 2013
- [63] PTW: *Small Field Dosimetry- Application Guide*. Freiburg: Physikalisch-Technische Werkstätten Dr. Pychlau GmbH, 2013
- [64] PTW: *Gebrauchsanweisung microDiamond Typ 60019*. Freiburg: Physikalisch-Technische Werkstätten Dr. Pychlau GmbH, 2019
- [65] PTW: *Radiation Medicine QA Solutions*. Freiburg: Physikalisch-Technische Werkstätten Dr. Pychlau GmbH, 2019
- [66] RUSSO, S. ; REGGIORI, G. ; CAGNI, E. ; CLEMENTE, S. ; ESPOSITO, M. ; FALCO, M. D. ; FIANDRA, C. ; GIGLIOLI, F. R. ; MARINELLI, M. ; MARINO, C. ; MASI, L. ; PIMPINELLA, M. ; STASI, M. ; STRIGARI, L. ; TALAMONTI, C. ; VILLAGGI, E. ; MANCOSU, P. : Small field output factors evaluation with a microDiamond detector over 30 Italian centers. In: *Physica Medica* 32 (2016), Nr. 12, S. 1644 – 1650
- [67] SACK, H. : Tumorklassifikation und -dokumentation. In: BAMBERG, M.; MOLLS, M.; SACK, H. (Hrsg.): *Radioonkologie Klinik*. W. Zuckschwerdt Verlag, 2009, Kapitel Tumorklassifikation und -dokumentation, S. 1–10
- [68] SAUER, O. A.: Determination of the quality index (Q) for photon beams at arbitrary field sizes. In: *Medical physics* 36 (2009), Sep, S. 4168–72
- [69] SCHWEIKARD, A. ; SHIOMI, H. ; ADLER, J. : Respiration tracking in radiosurgery. In: *Medical physics* 31 (2004), Oct, S. 2738–41

- [70] SEET, K. Y. T. ; HANLON, P. M. ; CHARLES, P. H.: Determination of RW3-to-water mass-energy absorption coefficient ratio for absolute dosimetry. In: *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine* 34 (2011), Dez., Nr. 4, S. 553–558
- [71] SHEIKH-BAGHERI, D. ; ROGERS, D. W. O.: Sensitivity of megavoltage photon beam Monte Carlo simulations to electron beam and other parameters. In: *Medical physics* 29 (2002), Mar, S. 379–90
- [72] VESELSKY, T. ; NOVOTNY, J. J. ; PASTYKOVA, V. ; KONIAROVA, I. : Determination of small field synthetic single-crystal diamond detector correction factors for CyberKnife, Leksell Gamma Knife Perfexion and linear accelerator. In: *Physica medica : PM : an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology : official journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB)* 44 (2017), Dec, S. 66–71
- [73] WEN, N. ; LU, S. ; KIM, J. ; QIN, Y. ; HUANG, Y. ; ZHAO, B. ; LIU, C. ; CHETTY, I. J.: Precise film dosimetry for stereotactic radiosurgery and stereotactic body radiotherapy quality assurance using Gafchromic EBT3 films. In: *Radiation oncology (London, England)* 11 (2016), Oct, S. 132
- [74] YU, C. ; MAIN, W. ; TAYLOR, D. ; KUDUVALLI, G. ; APUZZO, M. L. J. ; ADLER, J. R. J.: An anthropomorphic phantom study of the accuracy of Cyberknife spinal radiosurgery. In: *Neurosurgery* 55 (2004), Nov, S. 1138–49



# Danksagung

Am Ende dieser Arbeit ist es Zeit den Menschen zu danken, welche zum Gelingen dieses Projekts beigetragen haben. Hier möchte ich zunächst PD Dr. Dr. Andreas Mack als Betreuer meiner Arbeit danken. Er stand mir während des gesamten Projekts beratend und unterstützend zur Seite. Darüber hinaus bin ich Prof. Dr. med. Gerd Becker und Prof. Dr. med. Martin Bleif zum Dank verpflichtet. Sie haben es mir ermöglicht diese Arbeit im Radiochirurgicum in Göppingen zu erstellen. Doch nicht nur in der Zeit dieses Projekts, sondern während der gesamten Dauer des Studiums haben sie mir Zeit und Ressourcen frei zur Verfügung gestellt. Zuletzt möchte ich mich- wie immer- bei meiner Frau Hanna für die Unterstützung in allen Bereichen des Lebens bedanken. Ohne Sie, hätte ich weder die Kraft noch die Zeit, für die Projekte der letzten Jahre gehabt. Vielen Dank.

# Anhang A

## Anhang

### Ergebnis Iriskollimatoren- Aktive Detektoren

Im Folgenden sind die detaillierte Ergebnisse der vier Messreihen und die Zusammenfassung der 20 Messwerte für die jeweiligen Detektoren aufgeführt.

#### **Ionisationskammer**

In Tabelle A.1 sind die Ergebnisse der ersten 2 Messreihen für die Ionisationskammer PTW PinPoint 31016 dargestellt. Die Werte der 5 Messungen sind das Verhältnis der gemessenen Ladung der Messkammer PTW PinPoint 31016 zur Referenzkammer PTW 31013.

**Tabelle A.1:** Outputfaktoren Iriskollimator: 1. Messreihe mit Detektor PTW PinPoint 31016.

Kollimator	Messung [-]					MW [-]	OF [-]
	1	2	3	4	5		
60	0,075	0,074	0,074	0,074	0,074	0,074	<b>1</b>
	0,075	0,074	0,074	0,074	0,075	0,075	<b>1</b>
20	0,072	0,071	0,072	0,072	0,072	0,072	<b>0,961</b>
	0,072	0,072	0,072	0,072	0,072	0,072	<b>0,961</b>
15	0,069	0,069	0,069	0,069	0,069	0,069	<b>0,924</b>
	0,069	0,069	0,069	0,069	0,069	0,069	<b>0,924</b>
12,5	0,066	0,066	0,066	0,066	0,066	0,066	<b>0,888</b>
	0,066	0,066	0,066	0,066	0,066	0,066	<b>0,890</b>
10	0,062	0,062	0,062	0,062	0,062	0,062	<b>0,831</b>
	0,062	0,062	0,062	0,062	0,062	0,062	<b>0,831</b>
7,5	0,053	0,053	0,053	0,053	0,053	0,053	<b>0,715</b>
	0,054	0,053	0,053	0,053	0,053	0,053	<b>0,716</b>
5	0,033	0,033	0,033	0,033	0,033	0,033	<b>0,447</b>
	0,035	0,035	0,035	0,035	0,035	0,035	<b>0,471</b>

In Tabelle A.2 sind die Ergebnisse der 3. und 4. Messreihe für die Ionisationskammer PTW PinPoint 31016 dargestellt. Auch hier sind die Werte der 5 Messungen das Verhältnis der gemessenen Ladung der Messkammer PTW PinPoint3D 31016 zur Referenzkammer PTW 31013.

**Tabelle A.2:** Outputfaktoren Iriskollimator: 2. Messreihe mit Detektor PTW PinPoint 31016.

Kollimator	Messung [-]					MW [-]	OF [-]
	1	2	3	4	5		
60	50,178	50,099	50,118	50,211	50,165	50,154	<b>1</b>
	50,371	50,251	50,265	50,271	50,284	50,288	<b>1</b>
20	48,206	48,109	48,134	48,141	48,153	48,149	<b>0,960</b>
	48,305	48,221	48,234	48,234	48,234	48,246	<b>0,959</b>
15	46,317	46,229	46,229	46,223	46,236	46,247	<b>0,922</b>
	46,397	46,336	46,323	46,336	46,336	46,346	<b>0,922</b>
12,5	44,561	44,532	44,505	44,532	44,512	44,528	<b>0,888</b>
	44,685	44,590	44,619	44,619	44,619	44,627	<b>0,887</b>
10	41,598	41,517	41,524	41,552	41,545	41,547	<b>0,828</b>
	41,642	41,615	41,636	41,636	41,636	41,633	<b>0,828</b>
7,5	35,905	35,888	35,898	35,892	35,872	35,891	<b>0,716</b>
	36,037	36,013	35,980	35,993	35,987	36,002	<b>0,716</b>
5	22,639	22,616	22,622	22,622	22,624	22,625	<b>0,451</b>
	22,725	22,691	22,684	22,717	22,704	22,704	<b>0,451</b>

Aus den 4 Messreihen bzw. 20 Messwerten ergeben sich für die Iriskollimatoren gemessen mit der Ionisationskammer PTW 31016 folgende 4 Outputfaktoren. Der Mittelwert über diese Faktoren ergibt schließlich den Outputfaktor für die jeweilige Feldgröße gemessen mit der Ionisationskammer PTW PinPoint 31016. Als Referenzkammer wurde die Ionisationskammer PTW 31013 verwendet (siehe Tabelle A.3).

**Tabelle A.3:** Outputfaktoren Iriskollimator: Ergebnis gemessen mit Detektor PTW PinPoint 31016. Mittelwert (OF), maximale Abweichung (Abw.) sowie Standardabweichung ( $\sigma$ ) der 4 Messreihen.

Kollimator	OF Messung [-]				OF [-]	Abw [-]	$\sigma$ [-]
	1	2	3	4			
60	1	1	1	1	<b>1</b>	-	-
20	0,961	0,961	0,960	0,959	<b>0,960</b>	0,001	0,00083
15	0,924	0,924	0,922	0,922	<b>0,923</b>	0,001	0,00100
12,5	0,888	0,890	0,888	0,887	<b>0,888</b>	0,002	0,00109
10	0,831	0,831	0,828	0,828	<b>0,830</b>	0,002	0,00150
7,5	0,715	0,716	0,716	0,716	<b>0,716</b>	0,001	0,00043
5	0,447	0,471	0,451	0,451	<b>0,455</b>	0,016	0,00938

## Diodendetektoren

### Dosimetrie Diode E T60017 (aktuelles Modell SN 735)

In Tabelle A.4 sind die Ergebnisse der ersten 2 Messreihen für das aktuelle Modell des Detektors vom Typ Diode E T60017 dargestellt. Die Werte der 5 Messungen sind das Verhältnis der gemessenen Ladung der Diode E T60017 zur Referenzkammer PTW 31013.

**Tabelle A.4:** Outputfaktoren Iriskollimator: 1. Messreihe mit Detektor vom Typ Diode E T60017 (SN 735).

Kollimator	Messung [-]					MW [-]	OF [-]
	1	2	3	4	5		
60	1,675	1,671	1,671	1,673	1,671	1,672	<b>1</b>
	1,671	1,667	1,668	1,667	1,668	1,668	<b>1</b>
20	1,621	1,616	1,616	1,616	1,616	1,617	<b>0,967</b>
	1,618	1,613	1,612	1,613	1,613	1,614	<b>0,968</b>
15	1,587	1,584	1,585	1,586	1,585	1,585	<b>0,948</b>
	1,586	1,583	1,583	1,582	1,583	1,583	<b>0,949</b>
12,5	1,555	1,554	1,553	1,553	1,554	1,554	<b>0,929</b>
	1,556	1,553	1,552	1,552	1,551	1,553	<b>0,931</b>
10	1,505	1,504	1,501	1,502	1,502	1,503	<b>0,899</b>
	1,502	1,500	1,499	1,500	1,499	1,500	<b>0,899</b>
7,5	1,378	1,379	1,380	1,382	1,381	1,380	<b>0,825</b>
	1,381	1,381	1,382	1,381	1,381	1,381	<b>0,828</b>
5	0,990	0,989	0,988	0,989	0,989	0,989	<b>0,592</b>
	0,989	0,986	0,987	0,988	0,987	0,988	<b>0,592</b>

In Tabelle A.5 sind die Ergebnisse der 3. und 4. Messreihe für das aktuelle Modell des Detektors vom Typ Diode E T60017 dargestellt. Auch hier sind die Werte der 5 Messungen das Verhältnis der gemessenen Ladung der Diode E T60017 zur Referenzkammer PTW 31013.

**Tabelle A.5:** Outputfaktoren Iriskollimator: 2. Messreihe mit Detektor vom Typ Diode E T60017 (SN 735).

Kollimator	Messung [-]					MW [-]	OF [-]
	1	2	3	4	5		
60	1,137	1,135	1,135	1,138	1,135	1,136	<b>1</b>
	1,136	1,135	1,135	1,135	1,135	1,136	<b>1</b>
20	1,101	1,099	1,099	1,099	1,099	1,100	<b>0,968</b>
	1,100	1,099	1,100	1,099	1,099	1,100	<b>0,968</b>
15	1,079	1,077	1,077	1,077	1,077	1,078	<b>0,949</b>
	1,079	1,078	1,079	1,078	1,078	1,078	<b>0,950</b>
12,5	1,059	1,058	1,057	1,058	1,058	1,058	<b>0,931</b>
	1,059	1,058	1,059	1,058	1,058	1,058	<b>0,932</b>
10	1,023	1,021	1,021	1,021	1,021	1,021	<b>0,899</b>
	1,022	1,0211	1,022	1,021	1,021	1,021	<b>0,899</b>
7,5	0,941	0,940	0,939	0,939	0,939	0,940	<b>0,827</b>
	0,943	0,941	0,941	0,941	0,941	0,941	<b>0,829</b>
5	0,677	0,676	0,675	0,675	0,675	0,676	<b>0,595</b>
	0,678	0,677	0,676	0,677	0,678	0,677	<b>0,596</b>

Aus den 4 Messreihen bzw. 20 Messwerten ergeben sich für die Iriskollimatoren gemessen mit dem Detektor vom Typ Diode E T60017 folgende 4 Outputfaktoren. Der Mittelwert über diese Faktoren ergibt schließlich den Outputfaktor für die jeweilige Feldgröße gemessen mit der Diode E T60017 (SN 735). Als Referenzkammer wurde die Ionisationskammer PTW 31013 verwendet (siehe Tabelle A.6).

**Tabelle A.6:** Outputfaktoren Iriskollimator: Ergebnis gemessen mit Detektor vom Typ Diode E T60017 (SN 735). Mittelwert (OF), maximale Abweichung (Abw.) sowie Standardabweichung ( $\sigma$ ) der 4 Messreihen.

Kollimator	OF Messung [-]				OF [-]	Abw [-]	$\sigma$ [-]
	1	2	3	4			
60	1	1	1	1	<b>1</b>	-	-
20	0,967	0,968	0,968	0,968	<b>0,968</b>	0,001	0,00043
15	0,948	0,949	0,949	0,950	<b>0,949</b>	0,001	0,00071
12,5	0,929	0,931	0,931	0,932	<b>0,931</b>	0,002	0,00109
10	0,899	0,899	0,899	0,899	<b>0,899</b>	0,000	0
7,5	0,825	0,828	0,827	0,829	<b>0,828</b>	0,003	0,00148
5	0,592	0,592	0,595	0,596	<b>0,594</b>	0,002	0,00179

### Dosimetrie Diode E T60017 (altes Modell SN 380)

In Tabelle A.7 sind die Ergebnisse der ersten 2 Messreihen für das ältere Modell des Detektors vom Typ Diode E T60017 dargestellt. Die Werte der 5 Messungen sind das Verhältnis der gemessenen Ladung der Diode E T60017 (SN 380) zur Referenzkammer PTW 31013.

**Tabelle A.7:** Outputfaktoren Iriskollimator: 1. Messreihe mit Detektor vom Typ Diode E T60017 (SN 380).

Kollimator	Messung [-]					MW [-]	OF [-]
	1	2	3	4	5		
60	1,329	1,327	1,327	1,327	1,327	1,327	<b>1</b>
	1,331	1,326	1,331	1,326	1,328	1,328	<b>1</b>
20	1,287	1,284	1,285	1,285	1,285	1,285	<b>0,968</b>
	1,287	1,284	1,287	1,284	1,288	1,288	<b>0,968</b>
15	1,260	1,259	1,258	1,259	1,259	1,259	<b>0,948</b>
	1,258	1,258	1,258	1,258	1,258	1,258	<b>0,947</b>
12,5	1,234	1,233	1,232	1,233	1,233	1,233	<b>0,929</b>
	1,232	1,231	1,232	1,231	1,232	1,232	<b>0,927</b>
10	1,188	1,188	1,186	1,188	1,188	1,188	<b>0,895</b>
	1,186	1,184	1,186	1,184	1,185	1,185	<b>0,892</b>
7,5	1,089	1,088	1,088	1,088	1,088	1,088	<b>0,820</b>
	1,087	1,085	1,087	1,085	1,086	1,086	<b>0,818</b>
5	0,777	0,775	0,775	0,775	0,775	0,775	<b>0,584</b>
	0,773	0,771	0,770	0,771	0,771	0,771	<b>0,580</b>

In Tabelle A.8 sind die Ergebnisse der 3. und 4. Messreihe für das ältere Modell des Detektors vom Typ Diode E T60017 dargestellt. Auch hier sind die Werte der 5 Messungen das Verhältnis der gemessenen Ladung der Diode E T60017 (SN 380) zur Referenzkammer PTW 31013.

**Tabelle A.8:** Outputfaktoren Iriskollimator: 2. Messreihe mit Detektor vom Typ Diode E T60017 (SN 380).

Kollimator	Messung [-]					MW [-]	OF [-]
	1	2	3	4	5		
60	1,290	1,289	1,289	1,291	1,290	1,290	<b>1</b>
	1,292	1,291	1,290	1,291	1,291	1,291	<b>1</b>
20	1,250	1,247	1,247	1,247	1,247	1,248	<b>0,968</b>
	1,250	1,250	1,250	1,250	1,250	1,250	<b>0,968</b>
15	1,223	1,2223	1,222	1,223	1,222	1,223	<b>0,948</b>
	1,225	1,224	1,224	1,224	1,224	1,224	<b>0,948</b>
12,5	1,199	1,198	1,197	1,198	1,197	1,198	<b>0,929</b>
	1,200	1,200	1,200	1,200	1,200	1,200	<b>0,929</b>
10	1,153	1,152	1,153	1,152	1,153	1,152	<b>0,894</b>
	1,156	1,154	1,154	1,154	1,154	1,155	<b>0,894</b>
7,5	1,058	1,057	1,056	1,057	1,056	1,057	<b>0,819</b>
	1,059	1,058	1,058	1,058	1,058	1,058	<b>0,819</b>
5	0,748	0,748	0,749	0,748	0,749	0,748	<b>0,580</b>
	0,753	0,751	0,751	0,750	0,751	0,751	<b>0,582</b>

Aus den 4 Messreihen bzw. 20 Messwerten ergeben sich für die Iriskollimatoren gemessen mit dem Detektor vom Typ Diode E T60017 folgende 4 Outputfaktoren. Der Mittelwert über diese Faktoren ergibt schließlich den Outputfaktor für die jeweilige Feldgröße gemessen mit der Diode E T60017 (SN 380). Als Referenzkammer wurde die Ionisationskammer PTW 31013 verwendet (siehe Tabelle A.9).

**Tabelle A.9:** Outputfaktoren Iriskollimator: Ergebnis gemessen mit Detektor vom Typ Diode E T60017 (SN 380). Mittelwert (OF), maximale Abweichung (Abw.) sowie Standardabweichung ( $\sigma$ ) der 4 Messreihen.

Kollimator	OF Messung [-]				OF [-]	Abw [-]	$\sigma$ [-]
	1	2	3	4			
60	1	1	1	1	<b>1</b>	-	-
20	0,968	0,968	0,968	0,968	<b>0,968</b>	0,000	0
15	0,948	0,947	0,948	0,948	<b>0,948</b>	0,001	0,00043
12,5	0,929	0,927	0,929	0,929	<b>0,929</b>	0,001	0,00087
10	0,895	0,892	0,894	0,894	<b>0,894</b>	0,002	0,00109
7,5	0,820	0,818	0,819	0,819	<b>0,819</b>	0,001	0,00071
5	0,584	0,580	0,580	0,582	<b>0,582</b>	0,002	0,00166



## Dosimetrie Diode 60008

In Tabelle A.10 sind die Ergebnisse der ersten 2 Messreihen für den Detektor vom Typ Diode 60008 dargestellt. Die Werte der 5 Messungen sind das Verhältnis der gemessenen Ladung der Diode 60008 zur Referenzkammer PTW 31013.

**Tabelle A.10:** Outputfaktoren Iriskollimator: 1. Messreihe mit Detektor vom Typ Diode 60008.

Kollimator	Messung [-]					MW [-]	OF [-]
	1	2	3	4	5		
60	0,382	0,381	0,381	0,381	0,381	0,381	<b>1</b>
	0,382	0,382	0,382	0,382	0,382	0,382	<b>1</b>
20	0,371	0,370	0,370	0,370	0,370	0,370	<b>0,972</b>
	0,372	0,371	0,371	0,371	0,371	0,371	<b>0,972</b>
15	0,364	0,364	0,364	0,364	0,364	0,364	<b>0,956</b>
	0,364	0,365	0,365	0,365	0,365	0,365	<b>0,955</b>
12,5	0,359	0,358	0,358	0,358	0,358	0,358	<b>0,940</b>
	0,359	0,359	0,359	0,359	0,359	0,359	<b>0,940</b>
10	0,347	0,347	0,347	0,346	0,347	0,347	<b>0,910</b>
	0,347	0,347	0,347	0,347	0,347	0,347	<b>0,909</b>
7,5	0,318	0,318	0,318	0,318	0,319	0,318	<b>0,836</b>
	0,320	0,319	0,319	0,319	0,319	0,319	<b>0,836</b>
5	0,225	0,225	0,225	0,225	0,225	0,225	<b>0,590</b>
	0,225	0,225	0,225	0,225	0,225	0,225	<b>0,588</b>

In Tabelle A.11 sind die Ergebnisse der 3. und 4. Messreihe für den Detektor Diode 60008 dargestellt. Auch hier sind die Werte der 5 Messungen das Verhältnis der gemessenen Ladung der Diode 60008 zur Referenzkammer PTW 31013.

**Tabelle A.11:** Outputfaktoren Iriskollimator: 2. Messreihe mit Detektor vom Typ Diode 60008.

Kollimator	Messung [-]					MW [-]	OF [-]
	1	2	3	4	5		
60	25,672	25,652	25,646	25,652	25,663	25,657	<b>1</b>
	25,711	25,636	25,647	25,647	25,657	25,660	<b>1</b>
20	24,973	24,933	24,947	24,927	24,947	24,945	<b>0,972</b>
	24,973	24,933	24,933	24,927	24,933	24,940	<b>0,972</b>
15	24,560	24,521	24,553	24,511	24,521	24,533	<b>0,956</b>
	24,562	24,513	24,513	24,513	24,513	24,523	<b>0,956</b>
12,5	24,156	24,117	24,117	24,117	24,095	24,120	<b>0,940</b>
	24,139	24,100	24,093	24,100	24,093	24,105	<b>0,939</b>
10	23,369	23,338	23,324	23,338	23,338	23,341	<b>0,910</b>
	23,367	23,307	23,329	23,307	23,329	23,328	<b>0,909</b>
7,5	21,481	21,452	21,439	21,439	21,447	21,452	<b>0,836</b>
	21,441	21,400	21,407	21,400	21,407	21,411	<b>0,834</b>
5	15,123	15,113	15,107	15,100	15,093	15,107	<b>0,589</b>
	15,100	15,077	15,067	15,077	15,077	15,079	<b>0,588</b>

Aus den 4 Messreihen bzw. 20 Messwerten ergeben sich für die Iriskollimatoren gemessen mit dem Diode 60008 folgende 4 Outputfaktoren. Der Mittelwert über diese Faktoren ergibt schließlich den Outputfaktor für die jeweilige Feldgröße gemessen mit der Diode 60008. Als Referenzkammer wurde die Ionisationskammer PTW 31013 verwendet (siehe Tabelle A.12).

**Tabelle A.12:** Outputfaktoren Iriskollimator: Ergebnis gemessen mit Detektor vom Typ Diode 60008. Mittelwert (OF), maximale Abweichung (Abw.) sowie Standardabweichung ( $\sigma$ ) der 4 Messreihen.

Kollimator	OF Messung [-]				OF [-]	Abw [-]	$\sigma$ [-]
	1	2	3	4			
60	1	1	1	1	<b>1</b>	-	-
20	0,972	0,972	0,9724	0,972	<b>0,972</b>	0,000	0,00017
15	0,956	0,955	0,956	0,956	<b>0,956</b>	0,001	0,00043
12,5	0,940	0,940	0,940	0,939	<b>0,940</b>	0,001	0,00043
10	0,910	0,909	0,910	0,909	<b>0,910</b>	0,001	0,00050
7,5	0,836	0,836	0,836	0,834	<b>0,836</b>	0,002	0,00087
5	0,590	0,588	0,589	0,588	<b>0,589</b>	0,001	0,00083

## Synthetischer Diamant

In Tabelle A.13 sind die Ergebnisse der ersten 2 Messreihen für den Detektor vom Typ MicroDiamond 60019 dargestellt. Die Werte der 5 Messungen sind das Verhältnis der gemessenen Ladung des Festkörperdetektors MicroDiamond 60019 zur Referenzkammer PTW 31013.

**Tabelle A.13:** Outputfaktoren Iriskollimator: 1. Messreihe mit Detektor PTW MicroDiamond 60019.

Kollimator	Messung [-]					MW [-]	OF [-]
	1	2	3	4	5		
60	1,723	1,722	1,723	1,724	1,723	1,723	<b>1</b>
	1,723	1,722	1,721	1,722	1,722	1,722	<b>1</b>
20	1,664	1,665	1,664	1,665	1,666	1,665	<b>0,966</b>
	1,666	1,663	1,662	1,661	1,663	1,663	<b>0,966</b>
15	1,628	1,627	1,626	1,626	1,626	1,626	<b>0,944</b>
	1,629	1,627	1,627	1,625	1,625	1,627	<b>0,945</b>
12,5	1,587	1,589	1,588	1,589	1,589	1,588	<b>0,922</b>
	1,589	1,587	1,586	1,587	1,587	1,588	<b>0,922</b>
10	1,526	1,522	1,523	1,523	1,523	1,524	<b>0,884</b>
	1,528	1,526	1,526	1,527	1,526	1,527	<b>0,887</b>
7,5	1,385	1,381	1,381	1,381	1,381	1,382	<b>0,802</b>
	1,382	1,382	1,382	1,383	1,382	1,382	<b>0,803</b>
5	0,970	0,967	0,967	0,967	0,968	0,968	<b>0,562</b>
	0,969	0,967	0,968	0,968	0,970	0,968	<b>0,562</b>

In Tabelle A.14 sind die Ergebnisse der 3. und 4. Messreihe für den MicroDiamond 60019 dargestellt. Auch hier sind die Werte der 5 Messungen das Verhältnis der gemessenen Ladung des Festkörperdetektors MicroDiamond 60019 zur Referenzkammer PTW 31013.

**Tabelle A.14:** Outputfaktoren Iriskollimator: 2. Messreihe mit Detektor PTW MicroDiamond 60019.

Kollimator	Messung [-]					MW [-]	OF [-]
	1	2	3	4	5		
60	1,154	1,153	1,153	1,153	1,153	1,153	<b>1</b>
	1,154	1,153	1,151	1,153	1,153	1,153	<b>1</b>
20	1,115	1,113	1,113	1,113	1,113	1,114	<b>0,966</b>
	1,114	1,112	1,113	1,112	1,113	1,113	<b>0,965</b>
15	1,090	1,087	1,088	1,087	1,088	1,088	<b>0,943</b>
	1,088	1,086	1,086	1,088	1,086	1,087	<b>0,943</b>
12,5	1,064	1,061	1,063	1,064	1,061	1,063	<b>0,922</b>
	1,063	1,062	1,061	1,062	1,061	1,062	<b>0,921</b>
10	1,018	1,017	1,018	1,017	1,018	1,018	<b>0,883</b>
	1,019	1,019	1,017	1,017	1,017	1,018	<b>0,883</b>
7,5	0,926	0,923	0,925	0,925	0,925	0,925	<b>0,802</b>
	0,925	0,922	0,921	0,922	0,926	0,923	<b>0,801</b>
5	0,647	0,645	0,645	0,645	0,646	0,646	<b>0,560</b>
	0,644	0,644	0,644	0,644	0,644	0,644	<b>0,558</b>

Aus den 4 Messreihen bzw. 20 Messwerten ergeben sich für die Iriskollimatoren gemessen mit dem Festkörperdetektor MicroDiamond 60019 folgende 4 Outputfaktoren. Der Mittelwert über diese Faktoren ergibt schließlich den Outputfaktor für die jeweilige Feldgröße gemessen mit dem Festkörperdetektor MicroDiamond 60019. Als Referenzkammer wurde die Ionisationskammer PTW 31013 verwendet (siehe Tabelle A.15).

**Tabelle A.15:** Outputfaktoren Iriskollimator: Ergebnis gemessen mit Detektor PTW MicroDiamond 60019. Mittelwert (OF), maximale Abweichung (Abw.) sowie Standardabweichung ( $\sigma$ ) der 4 Messreihen.

Kollimator	OF Messung [-]				OF [-]	Abw [-]	$\sigma$ [-]
	1	2	3	4			
60	1	1	1	1	<b>1</b>	-	-
20	0,966	0,966	0,966	0,965	<b>0,966</b>	0,001	0,00043
15	0,944	0,945	0,943	0,943	<b>0,944</b>	0,001	0,00083
12,5	0,922	0,922	0,922	0,921	<b>0,922</b>	0,001	0,00043
10	0,884	0,887	0,883	0,883	<b>0,884</b>	0,003	0,00164
7,5	0,802	0,803	0,802	0,801	<b>0,802</b>	0,001	0,00071
5	0,562	0,562	0,560	0,558	<b>0,561</b>	0,003	0,00166