

Arbeit zur Erlangung des akademischen Grades
Master of Science

**Untersuchung des Einflusses von
Zahnersatzmaterialien auf
Dosisverteilungen mittels
TLD-Messungen und
Monte-Carlo-Simulationen**

Anna Ott
geboren in Omsk

2020

Lehrstuhl für Experimentelle Physik IV
Fakultät Physik
Technische Universität Dortmund

Erstgutachter: Prof. Dr. Kevin Kröniger
Zweitgutachter: Prof. Dr. Bernhard Spaan
Abgabedatum: 17. Februar 2020

Kurzfassung

Im Rahmen dieser Arbeit werden verschiedene Zahnersatzarten und -materialien auf ihren dosimetrischen Einfluss bei 6 MeV-Photonenbestrahlung untersucht. Dabei werden eine Amalgam-Füllung, eine Komposit-Füllung, eine Zirkon-Krone, eine Krone aus Nicht-Edelmetall-Legierung (NEM), eine Zirkon-Brücke und eine NEM-Brücke betrachtet. Die Dosisbestimmung erfolgt mittels experimenteller Messungen mit Thermolumineszenzdetektoren, Berechnungen des Bestrahlungsplanungssystems Pinnacle³ sowie einer Monte-Carlo-Simulation in Geant4. Die Basis dieser drei Methoden stellt ein realitätsnahes Kieferphantom dar, in das die präparierten Zähne einzeln eingesetzt werden. Als Referenz wird ein nicht-präparierter Zahn verwendet. Es werden dabei jeweils eine Stehfeldbestrahlung, eine intensitätsmodulierte (IMRT) und eine volumenmodulierte (VMAT) Bestrahlung angewandt.

Zahnersatzmaterialien verursachen eine Störung der Dosisverteilung hinter den Implantaten, wobei abhängig von der Bestrahlungstechnik eine Dosiserniedrigung oder Dosiserhöhung stattfindet. Zudem kann eine Abhängigkeit sowohl von der Größe als auch von dem Material des Implantats beobachtet werden. Die Ergebnisse der Monte-Carlo-Simulation stimmen gut mit den Messungen überein, während Pinnacle³ die Dosis hinter den präparierten Zähnen tendenziell überschätzt.

Abstract

In this work the impact of dental restorations and materials on dose distributions in radiotherapy using 6 MeV photons is investigated. This includes an amalgam filling, composite filling, zircon crown, noble metal free (NEM) crown, zircon pontic and NEM pontic. Dose distribution is evaluated using experimental measurements with thermoluminescence detectors, calculations of the treatment planning system Pinnacle³ and the Geant4 Monte Carlo (MC) simulation system. The three methods are based on a realistic model of the human jaw containing the dental restorations. A tooth without dental restorations is used as a reference. Dose distribution is estimated for a single field irradiation, intensity modulated radiotherapy (IMRT) and volumetric intensity modulated arc therapy (VMAT).

Dental restorations cause dose perturbation behind the implants, leading to local reduction or enhancement of dose in dependence of the irradiation technique. This effect depends on the dimensions of the restorations as well as the materials. MC simulations are found to be in good agreement with the measurements, whereas Pinnacle³ overestimates the dose behind the implants.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Grundlagen	3
2.1	Wechselwirkungen von Photonen mit Materie	3
2.1.1	Photo-Effekt	3
2.1.2	Compton-Effekt	4
2.1.3	Paarbildung	5
2.2	Thermolumineszenz	5
2.3	Teletherapie	8
2.3.1	Klinische Linearbeschleuniger	8
2.3.2	Bestrahlungsplanung	11
2.4	Dosisberechnungsalgorithmen	13
2.4.1	Collapsed Cone	13
2.4.2	Monte-Carlo-Simulation	14
3	Material und Methoden	16
3.1	Kieferphantom	17
3.2	Experimentelle Messung	18
3.2.1	Kalibrierung der TLD-Chips	18
3.2.2	Bestrahlung des Kieferphantoms	20
3.3	Bestrahlungsplanung	22
3.4	Aufnahme von Tiefendosiskurven und Querprofilen	23
3.5	Monte-Carlo-Simulation	24
3.5.1	Simulationssoftware Geant4	24
3.5.2	Entwicklung eines Beschleunigermodells	24
3.5.3	Simulation der Bestrahlung	25
4	Ergebnisse und Diskussion	27
4.1	Fehlerrechnung	27
4.2	Experimentelle Messungen am Kieferphantom	28
4.3	Bestrahlungsplanung mit Pinnacle ³	33
4.3.1	Vergleich zur Messung	37
4.4	Monte-Carlo-Simulation	40
4.4.1	Verifikation des Beschleunigermodells	40

4.4.2	Simulation der Bestrahlung	47
4.4.3	Vergleich zur Messung	51
4.5	Vergleich aller Methoden	54
4.5.1	Stehfeld	54
4.5.2	IMRT	55
4.5.3	VMAT	56
5	Zusammenfassung und Ausblick	58
A	Anhang	61
	Literatur	63

1 Einleitung

Neben der Chirurgie und der Chemotherapie zählt die Strahlentherapie zu den drei wichtigsten Therapieformen in der Behandlung von bösartigen Tumoren [1]. Mittels moderner Bestrahlungsanlagen und -techniken können dabei immer bessere Ergebnisse erzielt werden, vor allem was die exakte Dosisapplikation in dem Tumorgewebe und die weitgehende Schonung des gesunden Gewebes betrifft. Eine Voraussetzung dafür ist die genaue Planung der Bestrahlung, die auf Basis von Computertomographie (CT)-Datensätzen mittels verschiedener Dosisberechnungsalgorithmen erfolgt. Um etwa eine allgemeine Unsicherheit von 5% bei der Bestrahlung zu erreichen, muss die Dosisberechnung mit einer Genauigkeit von 3% erfolgen [2]. Dies kann unter Berücksichtigung verschiedener Aspekte eine Herausforderung darstellen. Inhomogenitäten im Gewebe, wie zum Beispiel an den Grenzschichten zwischen Knochen und Weichteilorganen, können dabei zu Ungenauigkeiten in der Dosisberechnung führen [3].

Eine besondere Rolle spielen dabei metallische Implantate, zu denen auch Zahnersatzmaterialien gehören, die zum Beispiel bei der Bestrahlung von Kopf-Hals-Tumoren berücksichtigt werden müssen. Aufgrund ihrer hohen Dichte rufen sie sternförmige Artefakte in den CT-Datensätzen hervor, was zu Abweichungen der Dosisberechnung von der tatsächlich applizierten Dosis führen kann [4]. Infolgedessen können bei der Bestrahlung etwa Unterdosierungen (*cold spots*) im Tumorgewebe oder Überdosierungen (*hot spots*) in gesundem Gewebe auftreten und damit den Erfolg der Therapie gefährden. In bisherigen Arbeiten ([5], [6]) konnte gezeigt werden, dass die Abweichung zwischen der vom Bestrahlungsplanungssystem berechneten Dosis und der tatsächlich applizierten Dosis bei Anwesenheit von Gold- oder Titan-Implantaten bis zu 15% betragen kann. Abweichungen in diesen Größenordnungen können zu einem verstärkten Auftreten von Nebenwirkungen oder sogar zu einer Verringerung der Heilungschancen von Krebspatienten führen.

Das Ziel dieser Arbeit ist es deshalb moderne Zahnersatzmaterialien wie Amalgam, Komposit, Zirkon und eine Nicht-Edelmetall-Legierung (NEM) sowie gängige Implantatarten (Füllungen, Kronen und Brücken) auf ihren dosimetrischen Einfluss zu untersuchen. Dabei werden drei Bestrahlungstechniken, eine Stehfeld-, eine IMRT- und eine VMAT-Bestrahlung, angewandt, um die Abhängigkeit der Dosisverteilung dieser betrachten zu können. Die Bestimmung der Dosisverteilung erfolgt mit drei verschiedenen Methoden: Eine experimentelle Messung mittels Thermolumineszenzdetektoren, eine Berechnung eines Bestrahlungsplanungssystems und eine

Monte-Carlo-Simulation mit der Software Geant4.

In Kapitel 2 werden zunächst die physikalischen und medizinphysikalischen Grundlagen erläutert. Die Durchführung der experimentellen Messungen und Monte-Carlo-Simulationen sowie die Erstellung der Bestrahlungspläne wird in Kapitel 3 beschrieben. In Kapitel 4 werden die Ergebnisse der verschiedenen Methoden präsentiert und miteinander verglichen. Zuletzt wird in Kapitel 5 zusammengefasst, welche Schlussfolgerung aus den Erkenntnissen gezogen werden kann.

2 Grundlagen

In diesem Kapitel werden allgemeine Grundlagen wie die Wechselwirkungen von Photonen mit Materie und das Funktionsprinzip von Thermolumineszenzdetektoren erläutert. Des Weiteren wird ein Einblick in die Abläufe der Teletherapie gegeben, insbesondere wird dabei auf den Aufbau eines klinischen Linearbeschleunigers und die Bestrahlungsplanung eingegangen. Außerdem werden zwei Dosisberechnungsalgorithmen, die in der Strahlentherapie verwendet werden, vorgestellt.

2.1 Wechselwirkungen von Photonen mit Materie

Der Durchgang von Photonen durch Materie ist verbunden mit einer Energieübertragung von den Photonen auf den Wechselwirkungspartner. Dabei kommt es unter anderem zur Streuung oder zur vollständigen Absorption der Photonen. Die Intensität der Photonenstrahlung nimmt abhängig von der Materialdicke d exponentiell ab und wird durch das Lambert-Beersche Gesetz

$$I(d) = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot d} \quad (2.1)$$

beschrieben, wobei I_0 die Anfangsintensität darstellt. Der lineare Schwächungskoeffizient μ ist dabei die Summe der Wechselwirkungskoeffizienten, über die die Wahrscheinlichkeit für die jeweils stattfindenden Prozesse definiert wird [7].

Da in dieser Arbeit Photonenenergien bis 6 MeV betrachtet werden, werden im Folgenden die in diesem Energiebereich relevanten Wechselwirkungsprozesse genauer erläutert. Die dominanten Prozesse sind in Abhängigkeit von der Photonenenergie und der Kernladungszahl der Materie in Abbildung 2.1 dargestellt.

2.1.1 Photo-Effekt

Der Photo-Effekt beschreibt den Vorgang, bei dem ein Photon durch ein Elektron aus einer inneren Schale eines Atoms absorbiert wird. Das Elektron verlässt dabei die Elektronenhülle, sodass dort eine Leerstelle entsteht und das Atom ionisiert wird. Diese Leerstelle kann durch ein Elektron aus einer höheren Schale gefüllt werden. Da die Bindungsenergie in höheren Schalen größer ist als in niedrigeren Schalen, wird

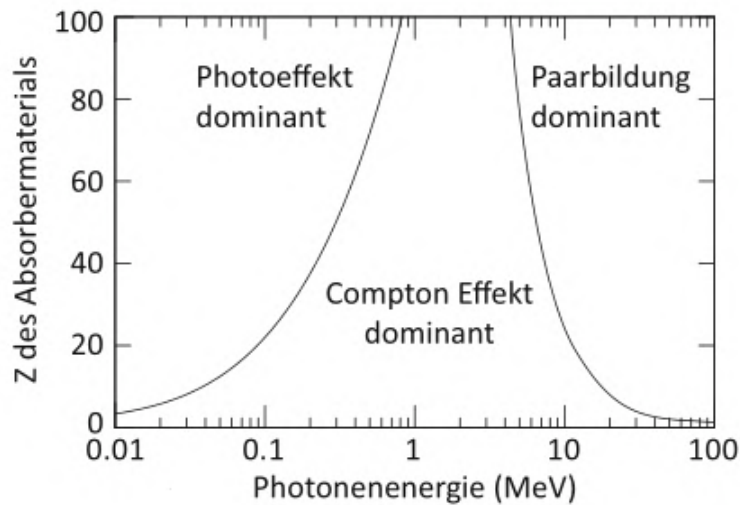


Abbildung 2.1: Darstellung der dominanten Bereiche für Photo-Effekt, Compton-Effekt und Paarbildung in Abhängigkeit von der Energie der einfallenden Photonen und der Kernladungszahl Z der Materie. [7]

die Differenzenergie in Form eines Photons ausgesandt, wodurch das Atom wieder in den Grundzustand zurückkehrt. Verlässt dieses Photon das Atom ohne weitere Wechselwirkungen, wird die Abstrahlung als charakteristische Röntgenstrahlung bezeichnet [8].

Der Photo-Effekt kann nur dann stattfinden, wenn die Energie des Photons größer ist als die Bindungsenergie des Elektrons. Er ist außerdem dominant bei Materialien mit hohen Kernladungszahlen sowie Photonenenergien bis etwa 100 keV [9].

2.1.2 Compton-Effekt

Beim Compton-Effekt (auch inkohärente Streuung oder Compton-Streuung genannt) wird ein Photon an einem quasi-freien Elektron, also einem äußeren, schwach gebundenen Elektron, gestreut, wodurch es einen Teil seiner kinetischen Energie auf das Elektron überträgt. Dies resultiert einerseits in einer veränderten Bewegungsrichtung des Photons und andererseits in der Ionisation des Atoms, wenn das Elektron durch den Energieübertrag das Atom verlässt. Der Compton-Effekt dominiert für Photonenenergien zwischen 100 keV und etwa 5 MeV und zeigt dabei eine kleinere Abhängigkeit von der Kernladungszahl als der Photo-Effekt [8], [9].

2.1.3 Paarbildung

Im Coulombfeld eines Atomkerns können ab einer Photonenenergie $E_\gamma > 2 \cdot 511 \text{ keV}$ spontan Elektron-Positron-Paare entstehen. Das einfallende Photon wird dabei vollständig absorbiert. Seine Energie wird einerseits in die Ruhemassen des Teilchenpaares und andererseits in ihre kinetischen Energien umgewandelt. Die Paarbildung ist für Photonenenergien ab etwa 5 MeV sowie für Materialien mit hohen Kernladungszahlen dominant [8], [9].

2.2 Thermolumineszenz

Als Thermolumineszenz (TL) wird der Prozess bezeichnet, bei dem ein Material nach der Bestrahlung unter Zugabe von Wärmeenergie Photonen emittiert. Anschaulich lässt sich der Vorgang mithilfe des Bändermodells für Festkörper erklären (s. Abbildung 2.2). Das höchste Energieband, das vollständig mit Elektronen gefüllt ist, wird als Valenzband bezeichnet. Energetisch oberhalb dessen befindet sich das Leitungsband, das vor der Bestrahlung keine Elektronen enthält. Trifft ionisierende Strahlung auf einen solchen Festkörper, kommt es zur Bildung von Elektronen-Loch-Paaren. Die Elektronen werden dabei aus dem Valenzband in das Leitungsband gehoben, während dies für Löcher im Valenzband geschieht. Damit es zur Aussendung von TL-Licht kommen kann, muss das Material dotiert, also mit Fremdatomen verunreinigt sein. Durch die Dotierung entstehen zwischen dem Valenz- und Leitungsband metastabile Zwischenzustände, die als Traps bezeichnet werden. Fallen die Elektronen aus dem Leitungsband zurück in das Valenzband, können sie in diesen Traps gefangen und erst durch Zufuhr von Energie daraus befreit werden. Bei der Thermolumineszenz geschieht dies durch Erhitzen des Materials. Der gleiche Effekt ist bei Löchern möglich, wobei diese in Traps, die als Rekombinationszentren bezeichnet werden, gefangen werden können. Durch das Erhitzen des Materials werden die Elektronen aus den Traps in das Leitungsband gehoben. Beim Rückfall in das Valenzband können sie mit Löchern aus den Rekombinationszentren rekombinieren. Dabei kommt es zur Aussendung von TL-Licht, welches proportional zur absorbierten Strahlung und dementsprechend zur Dosis ist [10].

Die Proportionalität der Photonenemission zur Dosis ermöglicht die Verwendung thermolumineszierender Materialien als Detektoren für ionisierende Strahlung. In der klinischen Dosimetrie wird häufig Lithiumfluorid (LiF), welches mit Magnesium und Titan dotiert ist (LiF:Mg,Ti), verwendet, da es aufgrund seiner effektiven Ordnungszahl von $Z_{eff} = 8,14$ gewebeäquivalent ist ($Z_{eff} \approx 7,4$ für Weichteilgewebe) [11]. Dieses Material wird auch für die Messungen in dieser Arbeit genutzt.

Um die Dosis der bestrahlten Thermolumineszenzdetektoren (TLDs) zu messen,

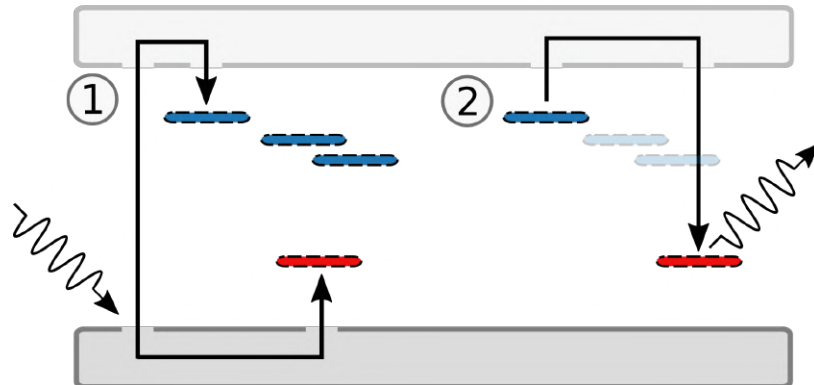


Abbildung 2.2: Darstellung des Bändermodells. Zwischen dem Valenzband (unten) und dem Leitungsband (oben) befinden sich die metastabilen Zustände, die für Elektronen als Traps (blau) und für Löcher als Rekombinationszentren (rot) bezeichnet werden. 1: Die bei der Bestrahlung entstehenden freien Elektronen werden in Traps und die Löcher in Rekombinationszentren gefangen. 2: Das Elektron wird aus einem Trap befreit und rekombiniert mit einem Loch unter Aussendung von Photonen [10].

wird das ausgesandte Licht mithilfe von Photomultipliern detektiert. Bei der Auswertung der TLDs nach der Bestrahlung wird ein temperaturabhängiges Profil der emittierten Lichtintensität erstellt, welches als Glühkurve bezeichnet wird. Dies erfolgt in Heizöfen mit spezieller Ausleseeinheit, wie in Abbildung 2.3 dargestellt.

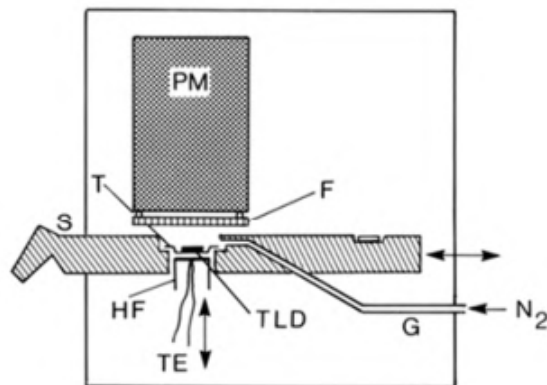


Abbildung 2.3: Darstellung der TLD-Ausleseeinheit mit indirekter Heizung über einen Heizfinger. T: Träger, S: Schieber, PM: Photomultiplier, F: Filter, HF: Heizfinger, TE: Thermoelement, G: Gaszufuhr (nach[11]).

Der TLD wird dabei auf dem Träger (T) eines beweglichen Schiebers (S) positioniert. Darüber befindet sich ein Photomultiplier (PM), der durch einen Filter (F) vor Infrarotstrahlung geschützt wird und die Lichtmenge misst. Der Träger ist über den Heizfinger (HF) mit dem Thermoelement (TE) verbunden und kann dadurch aufgeheizt werden. Außerdem kann optional über die Gaszufuhr (G) der Photomultiplier mit Stickstoff gekühlt werden [11].

Viele thermolumineszierende Materialien haben üblicherweise mehrere Traps, die sich jeweils in ihrer energetischen Lage voneinander unterscheiden. Dies führt zur Ausbildung mehrerer Intensitätsmaxima (Peaks) in den Glühkurven (s. Abbildung 2.4). Die Fläche unter der Glühkurve ist proportional zur bestrahlten Dosis. Nach der Auslese werden die TLDs in einem Ofen ausgeheizt, um eventuelle Restsignale zu löschen und die Trapstrukturen wiederherzustellen, sodass sie erneut für Messungen verwendet werden können [11].

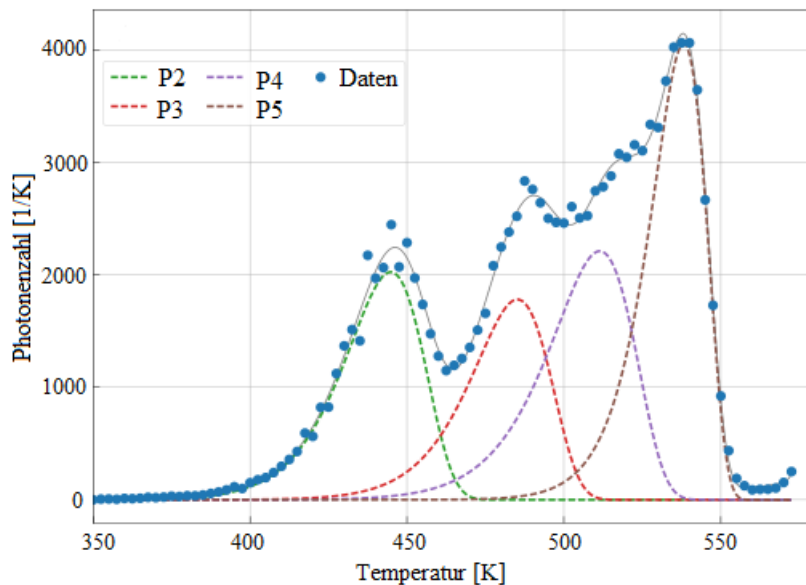


Abbildung 2.4: Glühkurve (grau) von LiF:Mg,Ti bei einer Bestrahlung von 15 mSv, was einer Dosis von 15 mGy in Gewebe entspricht. Die Kurve setzt sich dabei aus den einzelnen Peaks (P2-P5) zusammen, die aufgrund der unterschiedlichen Trapniveaus entstehen. Aufgrund seiner geringen Halbwertszeit ist Peak 1 (P1) nicht mehr sichtbar (nach [10]).

Die emittierte Lichtmenge hängt von vielen Faktoren ab, unter anderem vom Material der TLDs sowie der Strahlungsqualität. Deshalb müssen die TLDs vor dem Gebrauch durch Bestrahlung mit einer bekannten Dosis kalibriert werden, sodass sich die bei

der Auslese bestimmte Ladungsmenge Q in eine Dosis

$$D = \frac{Q}{k} \cdot h \quad (2.2)$$

umrechnen lässt. Neben dem Kalibrierfaktor k ist außerdem die Feldinhomogenität h des Strahlenfeldes zu berücksichtigen [11].

2.3 Teletherapie

Die Teletherapie als Teilgebiet der Strahlentherapie bezeichnet die Bestrahlung von Patienten mit ionisierender Strahlung von außen aus einem bestimmten Abstand. Neben der Chirurgie und der Chemotherapie ist sie eine der wichtigsten Therapieformen zur Behandlung bösartiger Tumore. Dabei wird mittels ionisierender Strahlung die DNA der Tumorzellen beschädigt, sodass sie nicht mehr funktionsfähig sind und absterben. Bei der Bestrahlung werden auch gesunde Zellen getroffen, die sich jedoch aufgrund zahlreicher Reparaturmechanismen, die stärker ausgeprägt sind als bei Tumorzellen, schneller regenerieren [12].

Im Folgenden wird die Durchführung einer Bestrahlung, insbesondere der Aufbau klinischer Linearbeschleuniger und die Bestrahlungsplanung, genauer erläutert.

2.3.1 Klinische Linearbeschleuniger

Viele medizinische Bestrahlungen werden mit Photonen durchgeführt, die mithilfe eines Elektronenbeschleunigers erzeugt werden. Damit lassen sich maximale Photonenenergien in einem Bereich von 4 bis 25 MeV einstellen, wobei die meisten Bestrahlungen mit einer Grenzenergie von 6 MeV durchgeführt werden [13].

Ein stark vereinfachter Aufbau eines klinischen Elektronenlinearbeschleunigers ist in Abbildung 2.5 dargestellt.

Die Erzeugung der hochenergetischen Photonen beruht dabei auf dem Prinzip der Röntgenröhre: Ein Elektronenstrahl trifft auf ein Target, wodurch bei der Wechselwirkung mit dem Material Photonen daraus austreten. Da jedoch sehr viel höhere Energien als bei einer Röntgenröhre benötigt werden, müssen die Elektronen zuvor entsprechend beschleunigt werden. Dies geschieht mithilfe von hochfrequenten, elektromagnetischen Mikrowellen, die durch ein Magnetron oder Klystron erzeugt werden. Dieses befindet sich im Modulator, der neben dem Generator auch die Steuerelektronik und Energieversorgung des Gerätes enthält [13].

Die Hochfrequenzwellen werden über ein Hohlwellenleitersystem an das Beschleunigungsrohr angekoppelt, das sich in dem beweglichen Beschleunigerarm, der Gantry,

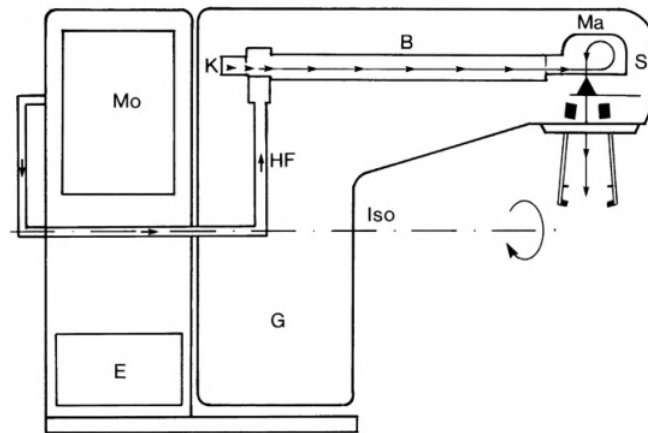


Abbildung 2.5: Prinzipieller Aufbau eines medizinischen Linearbeschleunigers. Mo: Modulator, E: Energiersorgung, G: Gantry, K: Elektronenkanone, HF: Hochfrequenzleitung, B: Beschleunigungsrohr, Ma: Magnetisches Umlenksystem, S: Strahlerkopf, Iso: Isozentrumsachse [13].

befindet. Die Elektronenquelle, eine beheizte Glühkathode aus einem Material mit niedriger Austrittsarbeit, emittiert Elektronen, die in das Beschleunigungsrohr eintreten und durch die Hochfrequenz auf die eingestellte Energie beschleunigt werden. Die Gantry beinhaltet außerdem Kühlungs- und Vakuumssysteme [13].

In dem Strahlerkopf befinden sich Systeme zur Umlenkung und Fokussierung des Elektronenstrahls, Strahl- und Dosisüberwachung, Leistungsregelung und Kollimation. Die Umlenkung und Fokussierung kann auf unterschiedliche Weisen erfolgen. 270°-Umlenkmagneten bestehen häufig aus einer Kombination von drei homogenen 90°-Magneten, zwischen die ein Energiespalt zur Energieselektion eingebaut ist (s. Abbildung 2.6a). Eine Alternative dazu stellen Slalommagnete dar (s. Abbildung 2.6b). Diese enthalten zwei nicht-fokussierende, homogene 45°-Spektrometernagnete und einen inhomogenen Magneten, wodurch der Elektronenstrahl energieunabhängig fokussiert wird [13].

Hinter den Umlenkmagneten ist zur Photonenerzeugung ein Bremstarget angebracht, das aus einem Material mit hoher Ordnungszahl besteht und bei Wechselwirkung mit den Elektronen Photonen emittiert. Da für die Bestrahlung eine homogene Intensitätsverteilung der Photonen innerhalb des Strahlenfeldes erwünscht ist, werden konusförmige Ausgleichsfilter, die die Mitte des Strahls abschwächen und damit für eine homogene Verteilung sorgen, in den Strahlengang gebracht (s. Abbildung 2.7) [13].

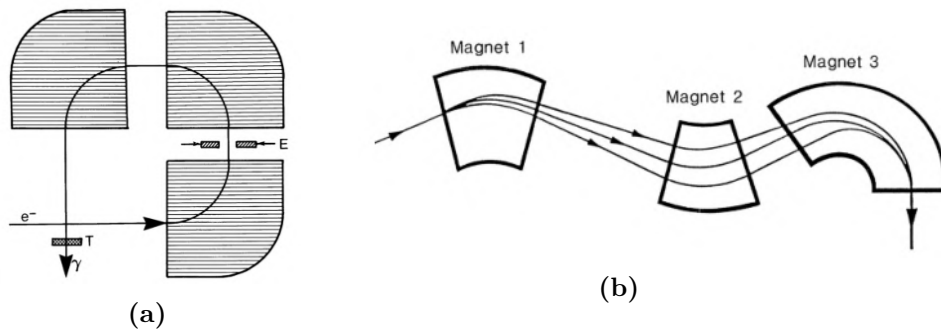


Abbildung 2.6: a) 270°-Umlenkmagnetsystem, bestehend aus drei homogenen 90°-Magneten sowie einem Energiespalt zur Energieselektion (E: Energiespalt, T: Photonentarget) [13]. b) Slalom-Umlenkmagnetsystem. Magnete 1 und 2 spalten den Elektronenstrahl energieabhängig auf, Magnet 3 lenkt den Strahl in Richtung Patiententisch [13].

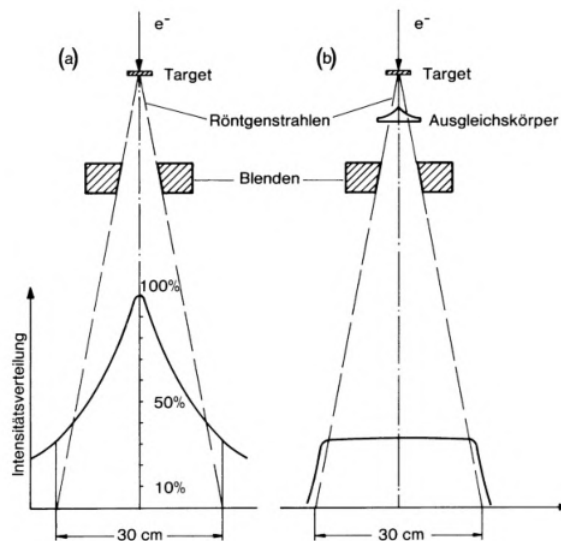


Abbildung 2.7: Intensitätsverteilung der Photonen hinter dem Target a) ohne Ausgleichkörper und b) mit Ausgleichkörper. Durch die Abschwächung des Strahls wird eine homogene Verteilung erreicht [13].

Die Strahl- und Dosisüberwachung erfolgt mit einem Doppeldosismonitorsystem. Dieses besteht aus zwei unabhängigen Ionisationskammern, die jeweils in mehrere, ebenfalls unabhängige Segmente unterteilt sind, wodurch einerseits die Dosis und andererseits die Symmetrie des Strahls überwacht werden kann [13]. Dahinter befindet sich der Primärkollimator aus Blei oder Wolfram, durch den das

maximale Strahlenfeld festgelegt wird. Durch zwei darunterliegende Halbblenden kann die Größe des Strahlenfeldes für beide Raumrichtungen separat eingestellt werden. Außerdem gibt es zur Erzeugung irregulärer, also nicht rechteckiger Felder sogenannte Multi-Lamellenkollimatoren (siehe Abbildung 2.8), mit denen die Feldform an das Zielvolumen angepasst werden kann [13].

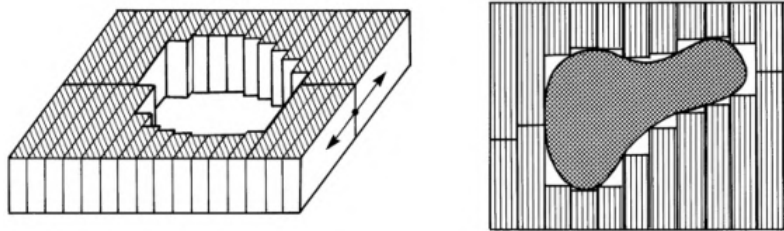


Abbildung 2.8: Links: Multi-Lamellekollimator mit einzeln steuerbaren Lamellen. Rechts: An das Zielvolumen angepasste Lamellenpositionen [13].

2.3.2 Bestrahlungsplanung

Zunächst soll an dieser Stelle ein grober Überblick über den Ablauf der Bestrahlungsplanung gegeben werden.

Computertomographie: Der erste Schritt in der Bestrahlungsplanung ist die Aufnahme der relevanten Körperregion im Rahmen einer Computertomographie (CT). Dieses Verfahren beruht auf dem Prinzip einer Röntgenanlage, wobei jedoch die Quelle sowie der Detektorring um den Patienten rotieren. Über das nichtlineare Schwächungsgesetz werden aus der gemessenen Schwächung der Intensität $I(E, s)$ die gewebeabhängigen Schwächungskoeffizienten $\mu(E, s)$ ermittelt:

$$I(E, s) = \int_0^{E_{max}} I_0(E) e^{-\int_0^W \mu(E, s) ds} dE, \quad (2.3)$$

wobei I_0 die Anfangsintensität, E die Energie der Röntgenstrahlen und W der Weg entlang des Strahls ist. Die Schwächungskoeffizienten werden anschließend über den Schwächungskoeffizienten μ_W von Wasser in Hounsfield-Werte HU umgerechnet

$$HU = \frac{\mu - \mu_W}{\mu_W} \cdot 1000 \quad (2.4)$$

und als Grauwertmatrix auf einem Bildschirm dargestellt. Im menschlichen Körper liegen die Hounsfield-Werte zwischen -1000 (Luft) und +3000 (Knochen) [12].

Konturierung: Anschließend werden von einem fachkundigen Arzt in den digitalen Aufnahmen das Zielvolumen, der Tumor, und umliegende Organe konturiert, wobei

letztere im besonderen als Risikoorgane gekennzeichnet werden, für die gewisse Dosisbegrenzungen eingehalten werden müssen [12].

Anlegen der Strahlenfelder: Mithilfe einer Software werden abhängig von der Bestrahlungstechnik verschiedene Strahlenfelder mit dem Ziel angelegt, eine möglichst homogene Dosisverteilung im Zielvolumen bei maximaler Schonung der Risikoorgane zu erreichen. Gute Ergebnisse werden mit der Intensitätsmodulierten Strahlentherapie (Intensity Modulated Radiotherapy, IMRT) erzielt. Dabei wird das Strahlenfeld in mehrere Felder unterteilt, die jeweils aus verschiedenen Richtungen mit einer unterschiedlichen Intensität gewichtet werden. Ein besonderes Verfahren ist bei der fluenzmodulierten Strahlentherapie die Volumetric Intensity Modulated Arc Therapy (VMAT), bei der während der Gantryrotation kontinuierlich die Feldgröße sowie Position der Lamellenkollimatoren angepasst werden [12].

Verifikation: Vor der Bestrahlung müssen Pläne, bei denen komplexe fluenzmodulierte Techniken verwendet werden, mithilfe einer Simulation überprüft werden. Dies kann im Rahmen einer realen Messung an einem Festkörperphantom oder einer Computersimulation mit einem geeigneten Programm geschehen.

Planbewertung: Abschließend wird der erstellte Plan von einem Arzt überprüft und, soweit keine Korrekturen notwendig sind, freigegeben [12].

Wurden alle Schritte erfolgreich durchgeführt, kann mit der eigentlichen Bestrahlung des Patienten begonnen werden. Dabei müssen verschiedene Dinge, wie zum Beispiel die Lagerung des Patienten, berücksichtigt werden. Mithilfe von Röntgenaufnahmen wird garantiert, dass der Patient während der Bestrahlung dieselbe Position auf dem Bestrahlungstisch wie auf dem CT-Tisch einnimmt. Da die Bestrahlungen in mehreren Sitzungen stattfinden, die sich über Wochen erstrecken können, muss außerdem regelmäßig kontrolliert werden, ob sich die Tumorgöße verändert hat, um gegebenenfalls eine Korrektur des Planes vorzunehmen [12].

Eine besondere Herausforderung stellen metallische Implantate, wie zum Beispiel künstlicher Zahnersatz, dar. Durch die hohe Dichte der Materialien kommt es stellenweise zu starker Absorption oder Streuung der Röntgenstrahlung, was sich in sternförmigen Artefakten äußert, die durch das CT-Bild verlaufen (siehe Abbildung 2.9) [14]. In solchen Fällen kann mithilfe verschiedener Korrekturverfahren, wie etwa einer Dichteüberschreibung oder Metallartefaktreduktionsalgorithmen (MAR), versucht werden, die Bildqualität zu verbessern [15]. Dies funktioniert jedoch nicht immer einwandfrei, weshalb in vielen Kliniken vor der CT-Aufnahme Zähne, die mit Implantatmaterial behandelt wurden, gezogen werden. Dies stellt für Patienten jedoch eine große Belastung dar, da sie anschließend auf einen künstlichen Zahnersatz wie etwa eine Prothese angewiesen sind [16], [15].

Andererseits verursachen nicht entfernte Implantate Probleme bei dem Bestrahlungsplanungsprogramm, da die Hounsfield-Werte aufgrund der Artefakte nicht korrekt

berechnet werden, was in einer fehlerhaften Zuordnung von Dichte und Form der Implantate und der umliegenden Gewebe resultiert. Dementsprechend kann es zu Ungenauigkeiten bei der Berechnung der Dosisverteilung kommen, die sich negativ auf den Therapieerfolg auswirken können [14].



Abbildung 2.9: Links: CT-Aufnahme der Mundhöhle ohne störende Artefakte. Rechts: Durch Implantate gestörte CT-Aufnahme [17].

2.4 Dosisberechnungsalgorithmen

Bestrahlungsplanungsprogramme nutzen komplexe Algorithmen, um die Dosisverteilung im Patienten zu berechnen. Als genaueste Methode werden im Allgemeinen Monte-Carlo (MC) Algorithmen angesehen, die sich jedoch aufgrund langer Rechenzeiten nur sehr eingeschränkt für den klinischen Alltag eignen [15]. Für die Bestrahlungsplanung werden deshalb vereinfachte Modelle verwendet, wie zum Beispiel der Collapsed Cone (CC) Algorithmus.

Die Genauigkeit der Berechnung ist von wesentlicher Bedeutung für die Qualität eines Bestrahlungsplanes und damit den Erfolg der Behandlung. Deshalb werden regelmäßig Kontrollen durchgeführt, bei denen die Bestrahlungsplanungsprogramme mithilfe von Messungen am Wasserphantom verifiziert werden.

In dieser Arbeit werden Simulationen mit MC und Berechnungen mit CC durchgeführt, weshalb sie im Folgenden genauer erläutert werden.

2.4.1 Collapsed Cone

Einer der häufigsten klinisch eingesetzten Dosisberechnungsalgorithmen ist der CC-Algorithmus. Er basiert auf der Unterscheidung zwischen dem Energietransport der Primärphotonen und dem der Sekundärelektronen und -photonen. Die Energie, die

über die Primärphotonen übertragen wird, wird als Total Energy Released per Unit Mass (TERMA) bezeichnet und wird für einen Punkt r , Photonen der Energie E und Energiefluenz $\Psi_E(r)$ in einem Medium mit Dichte $\rho(r)$ definiert:

$$T_E(r) = \left(\frac{r}{r_0}\right)^2 \cdot \frac{\mu(E, r)}{\rho(E, r)} \cdot \Psi_E(r_0) \cdot e^{\int_{r_0}^r -\mu(E, l) dl}, \quad (2.5)$$

wobei $\mu(E, r)$ der Schwächungskoeffizient des Absorbers und $\Psi(r_0)$ die Energiefluenz in einem Referenzpunkt r_0 ist. Über die Energiefluenz wird dabei die Strahlungsintensität der Photonen berücksichtigt, die den Linearbeschleuniger verlassen [18].

Die Schwächung der Fluenz bei Projektion der Strahlen durch das Patienten-CT wird mittels der Massenschwächungskoeffizienten berechnet, die in Tabellen in Abhängigkeit der Dichte, Tiefe und Winkel zur Strahlachse verzeichnet sind. Über die Dichteabhängigkeit werden Inhomogenitäten im Medium berücksichtigt, über die Tiefe wird die Strahlaufhärtung, also die Erhöhung der hochenergetischen spektralen Anteile durch Abschwächung niederenergetischer Strahlung, und über den Winkel zur Strahlachse die laterale Strahlaufweichung miteinbezogen. Aus der Fluenz wird nach Gleichung (2.5) im Anschluss die TERMA der einfallenden Photonen berechnet [19].

Für den Transport der Sekundärteilchen werden in Monte-Carlo vorberechnete Energieverteilungen $h(E, s, r)$ bestimmt, die an einem Ort s bei der Wechselwirkung eines Primärphotons entstehen und in eine Dosis

$$D(r) = \frac{1}{\rho(r)} \int \cdot \iiint T_E(s) \cdot \rho(s) \cdot h(E, s, r) d^3 dE. \quad (2.6)$$

umgerechnet werden können [18]. Dabei wird angenommen, dass sich die Teilchen geradlinig entlang einer konusförmigen Bahn vom Wechselwirkungsort entfernen und die Dosis, die innerhalb eines Konus deponiert wird, auf dessen Zentralachse kollabiert, also dort freigesetzt wird. Der Konus wird in seiner Länge und seinem Durchmesser linear zur Dichte eines Volumenelements skaliert, sodass die Dosis mittels Superposition der Volumenelemente berechnet werden kann. Dies stellt eine Schwachstelle des Algorithmus dar, da die Dichte eines Volumenelements nicht linear zur lateralen Streuung der Sekundärteilchen skaliert [20].

2.4.2 Monte-Carlo-Simulation

Monte-Carlo-Verfahren beruhen auf dem Gesetz der großen Zahlen. Dieses besagt, dass die relative Häufigkeit eines Ereignisses gegen seine theoretische Wahrscheinlichkeit konvergiert, wenn das entsprechende Zufallsexperiment oft genug wiederholt

wird. Voraussetzung dafür ist die Umwandlung des zugrunde liegenden physikalischen Modells in ein stochastisches Modell. Für Simulationen in der Kern- und Teilchenphysik, aber auch Medizinphysik werden dabei die Wahrscheinlichkeiten für die jeweiligen Prozesse, die bei der Wechselwirkung von Teilchen mit Materie entstehen, aus den Schwächungskoeffizienten berechnet [21], [22].

Generell lässt sich die Dosisberechnung in vier Schritte unterteilen:

1. Zunächst wird die Distanz eines Teilchens zum nächstmöglichen Wechselwirkungsort berechnet.
2. Mit einer Geschwindigkeit v wird dieses Teilchen an den entsprechenden Ort transportiert.
3. Auf Basis der Wahrscheinlichkeitsverteilung, die durch die Schwächungskoeffizienten festgelegt ist, wird die Art der Wechselwirkung gewählt und ausgeführt.
4. Für die Dosisberechnung wird das Volumen in Voxel unterteilt. Pro Voxel wird die Energiebilanz E aus einfallenden und wieder austretenden Teilchen berechnet und in eine Dosis D umgerechnet:

$$D = \frac{E}{m}, \quad (2.7)$$

wobei m die Masse des Voxels darstellt. Die Einheit der Energiedosis ist Gray ($\text{Gy} = \frac{\text{J}}{\text{kg}}$).

Mit MC-Simulationen sind äußerst exakte Berechnungen möglich, wobei die statistische Unsicherheit mit wachsender Anzahl an simulierten Teilchen sinkt. Gleichzeitig sind dafür lange Rechenzeiten notwendig, weshalb sie bisher eine Ausnahme im klinischen Alltag darstellen [21].

3 Material und Methoden

Im Rahmen dieser Arbeit wird der Einfluss verschiedener Zahnersatzmaterialien auf die Dosisverteilung bei Photonenbestrahlungen untersucht. Das Ziel dabei ist die Bestimmung der in einem Zahn deponierten Dosis, sodass durch den Vergleich mit einem nicht-päparierten Zahn (Referenz Zahn) der Einfluss des jeweiligen Ersatzmaterials beobachtet werden kann.

Im Detail werden folgende Materialien untersucht: Amalgam (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik), Komposit (Kulzer Mitsui Chemicals), Zirkon (Amann Girrbach) und eine Nicht-Edelmetall-Legierung (Amann Girrbach).

Es werden drei verschiedene Methoden miteinander verglichen: eine experimentelle Messung an einem Kiefermodell, eine Berechnung mit einem Bestrahlungsplanungssystem (*Treatment Planning System*, TPS) und eine Monte-Carlo-Simulation (MC-Simulation). Die Messungen und die Berechnung des TPS erfolgen dabei mithilfe eines Kieferphantoms, das in Kapitel 3.1 näher beschrieben wird. Für die MC-Simulation wird dieses Phantom mit den entsprechenden Maßen modelliert. Die Messung dient dabei in erster Linie der Verifikation der beiden Berechnungsmethoden.

Es werden jeweils drei verschiedene Bestrahlungstechniken angewandt:

- eine Stehfeld-Bestrahlung, bei der die Messung senkrecht zum Zentralstrahl erfolgt,
- eine IMRT-Bestrahlung mit sieben Feldern gemäß einer Standardanordnung zur Bestrahlung in der Kopf-Hals-Region, entsprechend je einem Feld bei 0° , 51° , 102° , 153° , 204° , 255° und 306° ,
- eine VMAT-Bestrahlung, bei der ein Winkelbereich von 240° bis 120° kontinuierlich bestrahlt wird.

Während die Stehfeldbestrahlung den einfachsten Fall darstellt, handelt es sich bei den IMRT- und VMAT-Techniken um moderne Verfahren, die inzwischen Standard in der Photonentherapie sind.

3.1 Kieferphantom

Grundlage der Messungen und Simulationen ist ein Kieferphantom der Firma frasaco (s. Abbildung 3.1). Es handelt sich dabei um ein realitätsnahes Modell des menschlichen Kiefers, das häufig von Zahnmedizinstudierenden zum Üben von Behandlungen verwendet wird.

Die Modellzähne bestehen aus Duroplast und sind dem Phantom einzeln entnehmbar. Sie können mithilfe von metallischen Schrauben daran befestigt werden, diese wurden jedoch aufgrund der entstehenden Streustrahlung für diese Arbeit entfernt.

Insgesamt werden sechs verschiedene Arten des Zahnersatzes untersucht, die jeweils entsprechend der in der Zahnmedizin üblichen Präparationsart hergestellt wurden (s. Abbildung 3.2):

- eine Amalgam-Füllung,
- eine Komposit-Füllung,
- eine Zirkon-Krone,
- eine Nicht-Edelmetall-Krone (NEM),
- eine Zirkon-Brücke,
- eine NEM-Brücke.

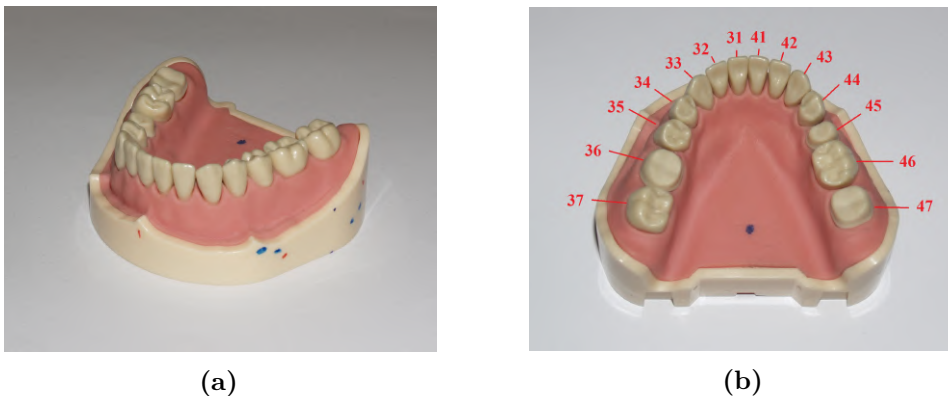


Abbildung 3.1: a) Kieferphantom mit unbehandelten Zähnen. Die roten und blauen Markierungen dienen der korrekten Ausrichtung bei den einzelnen Messungen. b) Zahnschema des Unterkiefers. Der Referenzzahn trägt die Nummer 36, ebenso wie die Zähne mit den Füllungen und Kronen. Das Mittelstück der Brücke wird auf der gegenüberliegenden Seite (46) eingesetzt, da zur Befestigung dieser die benachbarten Zähne (47 und 45) abgeschliffen und mit einer Krone aus demselben Material wie das Mittelstück versehen werden. Bei dem präparierten Zähnen und dem Referenzzahn handelt es sich folglich um Backenzähne.



Abbildung 3.2: Darstellung der präparierten Zähne und des Referenzzahnes. Obere Reihe (von links nach rechts): Referenzzahn, Amalgam-Füllung, Komposit-Füllung, Zirkon-Krone. Untere Reihe: NEM-Krone, Zirkon-Brücke, NEM-Brücke. Vor den Zähnen befindet sich jeweils eine kleine Tasche, mithilfe derer bei den experimentellen Messungen die Dosisbestimmung durchgeführt wird. Werden die Zähne in das Kieferphantom eingesetzt, befindet sich die Tasche jeweils hinter den Zähnen.

3.2 Experimentelle Messung

Die Bestrahlung des Kieferphantoms erfolgt am Marien Hospital Herne mittels 6 MeV Photonen, die nach dem in Kapitel 2.3.1 beschriebenen Verfahren an einem Elektronenlinearbeschleuniger der Firma Elekta erzeugt werden. Zur Dosisbestimmung werden dabei Thermolumineszenzdetektoren (TLDs) in Form von Chips (Harshaw TLD-100, Thermo Fisher Scientific, 3,2 mm × 3,2 mm × 0,15 mm) verwendet, die in die Taschen hinter den Zähnen eingesetzt werden (s. Abbildung 3.2).

Wie in Kapitel 2.2 bereits erwähnt, müssen TLDs vor dem Gebrauch kalibriert werden, da sonst der Auslesewert nicht korrekt interpretiert werden kann. Das Vorgehen bei der Kalibrierung und der Messung wird in den nächsten zwei Kapiteln beschrieben.

3.2.1 Kalibrierung der TLD-Chips

Die Kalibrierung der TLD-Chips erfolgt mithilfe von RW3-Platten und -Blöcken (PTW Freiburg), welche aus Polymethylmethacrylat (PMMA) bestehen, einem wasseräquivalenten Material, und häufig für Konstanzprüfungen in der Strahlentherapie verwendet werden. Mithilfe einer Vakuumpinzette (SMD "vac" 9-550, Bernstein)

werden die TLDs in einer festgelegten Anordnung auf dem Kalibrierphantom platziert (s. Abbildung 3.3). Dieses wird auf einen 10 cm dicken RW3-Block gelegt und mit einer weiteren, 1,5 cm dicken RW3-Platte abgedeckt. Diese Anordnung wird auf dem Bestrahlungstisch so ausgerichtet, dass das Kalibrierphantom im Fokus des Bestrahlungsfeldes liegt (s. Abbildung 3.4). Dadurch kann gewährleistet werden, dass die TLDs im Dosismaximum liegen.

Da jeder TLD-Chip ein individuelles Ansprechvermögen besitzt, ist es von großer Bedeutung, dass die entsprechenden Kalibrierfaktoren jedem Chip eindeutig zugeordnet werden können. Dazu werden die Chips in speziellen Trägerplatten aufbewahrt und bei jeder Bestrahlung in derselben Anordnung auf der Platte platziert, sodass sie nicht vertauscht werden.

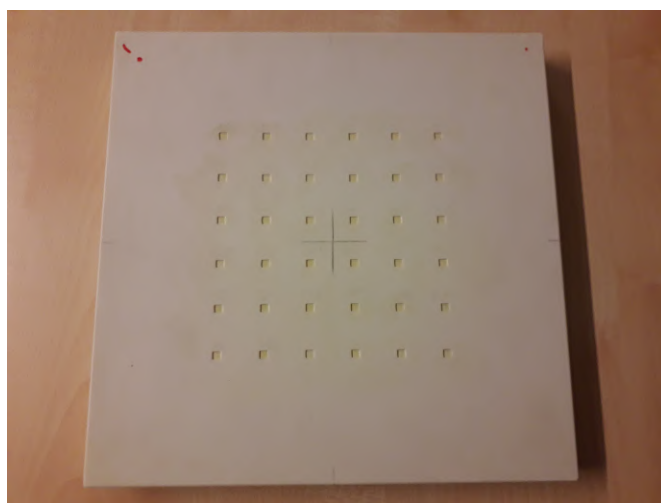


Abbildung 3.3: Kalibrierphantom mit individuellen Plätzen für die TLDs. Die rote Markierung dient der korrekten Ausrichtung im Strahlenfeld.

Insgesamt werden die TLDs fünf Mal mit einem $20\text{ cm} \times 20\text{ cm}$ Feld mit 100 Monitorunits (MU) bestrahlt und im Anschluss jeweils ausgelesen und ausgeheizt. Monitorunits sind eine Einheit in der Strahlentherapie, die sich auf die Anzeige der Ionisationskammern im Inneren des Beschleunigers bezieht. In der Regel sind die Ionisationskammer so kalibriert, dass 100 MU einer Dosis von 1 Gy entsprechen, die im Dosismaximum in Wasser im Isozentrum des Beschleunigers deponiert wird [16]. Die Auslese der TLD-Chips erfolgt mit einem Ausleseofen (Harshaw-TLD 3500, Thermo Fisher Scientific), der die TLD von etwa 50°C auf 300°C mit einer Heizrate von $15^\circ\text{C}/\text{s}$ erhitzt und dabei die freiwerdende Lichtmenge misst. Mithilfe der Auslese-Software WinREMS (Thermo Fisher Scientific) erfolgt die Integration des gemessenen Lichtstromes über die Auslesezeit und damit die Berechnung der Ladungsmenge. Nach der Auslese werden die TLDs in einem Ofen (PTW Freiburg)

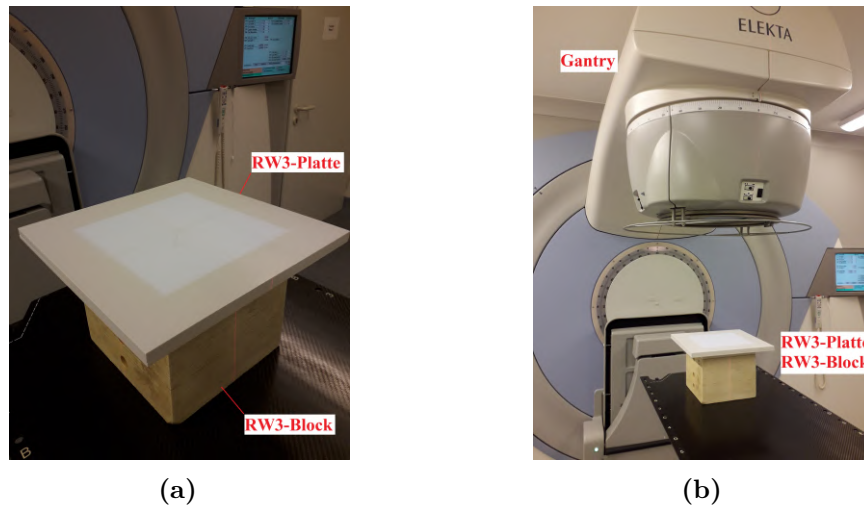


Abbildung 3.4: Aufbau zur Kalibrierung der TLD-Chips. Das Lichtfeld auf der oberen Platte kennzeichnet die Größe des Strahlenfeldes. a) Unter der oberen Platte befindet sich das Kalibrierphantom mit den TLD und der 10 cm dicke RW3-Block. b) Vollständiger Aufbau mit einem Gantryrotationswinkel von 0° .

ausgeheizt und damit für die nächste Messung vorbereitet.

3.2.2 Bestrahlung des Kieferphantoms

Abbildung 3.2 zeigt die präparierten Zähne sowie den nicht-präparierten Referenzzahn. Für jede Messung wird jeweils ein Zahn in das Kieferphantom eingesetzt und bestrahlt. Mithilfe von Markierungen auf dem Modell kann gewährleistet werden, dass die Position bei jeder Bestrahlung gleich ist (vgl. Abbildung 3.1). In Abbildung 3.5 ist beispielhaft die Ausrichtung des Kieferphantoms mit eingesetzter NEM-Brücke auf dem Bestrahlungstisch dargestellt. Hinter den Zähnen sind jeweils kleine Taschen angebracht, in die zur Dosisbestimmung TLD-Chips eingesetzt werden.

Alle Bestrahlungen werden bei einer Feldgröße von $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ durchgeführt. Bei den Stehfeld-Bestrahlungen der Füllungen, Kronen und des Referenzzahnes wird die Gantryposition in einem Winkel von 90° durchgeführt (vgl. Abbildung 3.6), sodass die Abschwächung aufgrund des Materials detektiert wird. Da sich die Brücken auf der gegenüberliegenden Seite des Kiefers befinden, wird dabei ein Winkel von 270° eingestellt. Die Stehfeld-Bestrahlung erfolgt mit 100 MU, die IMRT-Bestrahlung mit 50 MU pro Feld, entsprechend insgesamt 350 MU, und die VMAT-Bestrahlung

mit 300 MU. Nach jeder Bestrahlung werden die TLDs wie im vorherigen Kapitel ausgelesen und ausgeheizt.

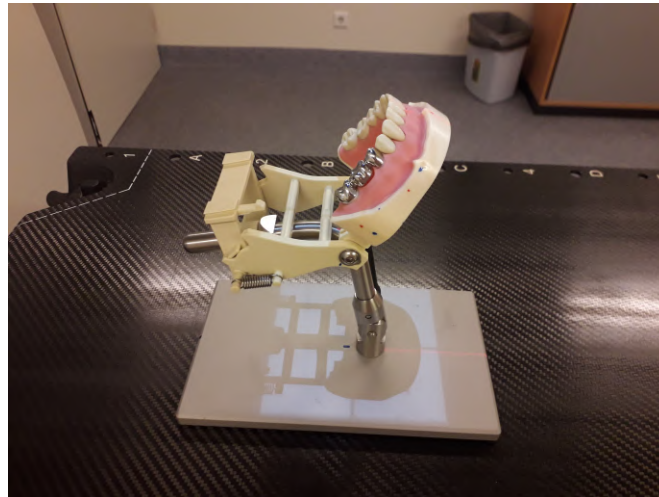


Abbildung 3.5: Kieferphantom mit Halterung, positioniert auf dem Bestrahlungstisch. Eingesetzt ist die NEM-Brücke.

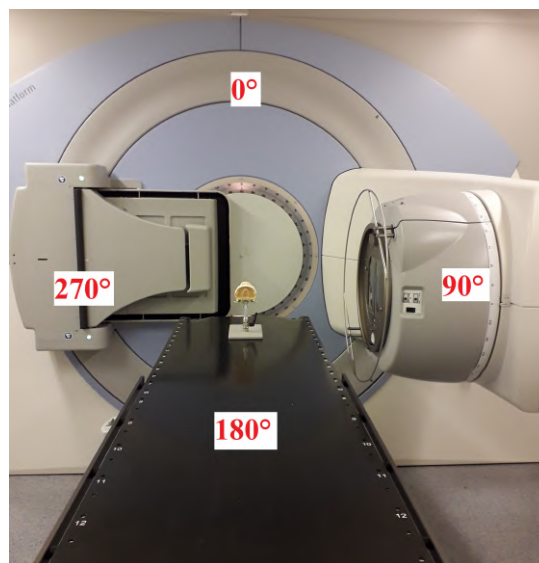


Abbildung 3.6: Gantryrotation mit einem Winkel von 90° , wie bei der Stehfeldbestrahlung des Referenzzahnes sowie der Füllungen und Kronen. Die Gantry kann sich um volle 360° um den Bestrahlungstisch drehen.

3.3 Bestrahlungsplanung

In einem ersten Schritt werden CT-Aufnahmen (Brilliance Big Bore, Philips) des Kieferphantoms erstellt. Dabei wird das Phantom im CT-Scanner so ausgerichtet, dass es der Positionierung eines auf dem Rücken liegenden Menschen entspricht (s. Abbildung 3.7). Zunächst wird eine Referenzaufnahme gemacht, bei der das Phantom nur nicht-präparierte Zähne enthält. Für die weiteren Aufnahmen werden jeweils die präparierten Zähne eingesetzt.



Abbildung 3.7: Positionierung des Kieferphantoms in dem CT-Scanner. Die roten Linien der Laser dienen zur Orientierung bei der Ausrichtung des Phantoms.

Für jede CT-Aufnahme werden drei Bestrahlungspläne mithilfe des Bestrahlungsplanungssystems Pinnacle³ (Philips Healthcare), jeweils einer für die Stehfeld-, IMRT- und VMAT-Bestrahlung, erstellt. Dafür werden in der Referenzaufnahme die Konturen der Zähne eingezeichnet. Anschließend kann über ein Tool der Software diese Kontur in die CT-Datensätze der präparierten Zähne importiert werden, sodass trotz Artefakte eine Konturierung dieser gewährleistet ist. Der Zahnersatz wird manuell eingezeichnet und mit der entsprechenden Dichte überschrieben. Um die Messung möglichst genau zu simulieren, wird hinter jedem Zahn eine Struktur eingezeichnet, die der Größe und Dichte eines TLD-Chips entspricht und in der die Dosis bestimmt wird. Die Dosisberechnung bei Pinnacle erfolgt mit dem Collapsed Cone Algorithmus, wobei ein für Bestrahlungen übliches Voxelvolumen (dose grid resolution) von $0,1 \text{ cm} \times 0,1 \text{ cm} \times 0,1 \text{ cm}$ gewählt wird.

3.4 Aufnahme von Tiefendosiskurven und Querprofilen

Im Rahmen von Qualitätsmessungen werden am Marien Hospital Herne Tiefendosiskurven und Querprofile in einem Wasserphantom (MP3-M, PTW Freiburg, s. Abbildung 3.8) aufgenommen, die für die Verifikation der MC-Simulation verwendet werden. Bei dem Wasserphantom (73,4 cm × 63,6 cm × 52,3 cm, [23]) handelt es sich um ein quaderförmiges Becken aus Acrylglas, das nach oben geöffnet ist und über eine Pumpe mit Wasser gefüllt werden kann. Es befindet sich auf einem elektrisch höhenverstellbarem Tisch.

Die Messungen erfolgen mithilfe von Ionisationskammern (Semiflex Ionization Chamber 31010, PTW Freiburg), deren Position über eine Fernsteuerung in dem Wasserphantom eingestellt werden kann. Die Tiefendosiskurve wird über eine Messung in Strahlrichtung (z-Achse) aufgenommen, wobei das Phantom in einem Abstand von 100 cm zwischen Target und Wasseroberfläche aufgestellt wird. Insgesamt wird bis zu einer Wassertiefe von 30 cm gemessen, wobei die Ionisationskammer bis 2 cm Tiefe in 0,1 cm-Schritten, bis 6 cm in 0,25 cm-Schritten und bis 30 cm in 0,5 cm-Schritten verschoben wird.

Die beiden Querprofile, jeweils eines in x- und y-Richtung, werden in 10 cm Wassertiefe aufgenommen, wobei der Abstand zwischen Target und Wasseroberfläche nun 90 cm beträgt. Die Messung erfolgt in beiden Richtungen lateral zur Strahlrichtung jeweils in Abständen von 0,44 cm bis 3,8 cm, 2,2 cm bis 5,022 cm und 0,33 cm bis 6,663 cm.

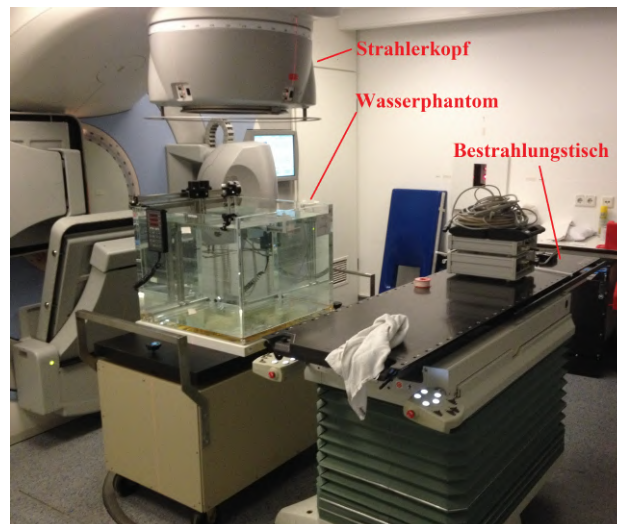


Abbildung 3.8: Aufbau für die Qualitätsmessungen am Wasserphantom.

3.5 Monte-Carlo-Simulation

In diesem Kapitel werden zunächst einige grundlegende Details zur MC-Simulation vermittelt. Anschließend folgt die Beschreibung des simulierten Beschleunigermodells und der Simulation der Kieferbestrahlungen.

3.5.1 Simulationssoftware Geant4

Die MC-Simulationen werden mit Geant4 (Version 4.10.00) durchgeführt, einem C++ basierten Simulationsframework für Hochenergiephysik, das auch häufig in der Medizinphysik verwendet wird. Der Durchgang von Teilchen durch Materie wird in benutzerdefinierten Umgebungen, die in Geant4 mithilfe verschiedener Klassen implementiert werden, simuliert. Grundsätzlich sind dabei die Klassen *G4VDetectorConstruction*, *G4VPhysicsList* und *G4VActionInitialization* zu definieren, die von der Klasse *G4RunManager* gesteuert werden [24].

In der *G4VDetectorConstruction* wird der Aufbau der Geometrien und deren Materialien festgelegt. Die Geometrien können dabei als sensitive Volumina klassifiziert werden, in denen z.B. die Energie- oder Dosisdeposition bestimmt wird [25].

Die Klasse *G4VPhysicsList* beinhaltet die hinterlegten physikalischen Modelle zur Simulation der Wechselwirkungen der Strahlung in den zuvor definierten Medien. In dieser Arbeit wird die *Shielding Physics List* aus der Geant4-Bibliothek verwendet, die sowohl hoch- als auch niederenergetische Vorgänge beschreibt [26].

In der Klasse *G4VActionInitialization* erfolgt die Initialisierung der Simulation. Durch Implementierung der Klasse *G4GeneralParticleSource* kann dabei eine Quelle konstruiert werden, die über eine Makro-Datei eingebunden wird. Diese beinhaltet die Deklarationen bezüglich der Teilchenart, Geometrie sowie Energie- und Winkelverteilung der Quelle [25].

3.5.2 Entwicklung eines Beschleunigermodells

Als vereinfachtes Modell für einen Linearbeschleuniger im Photonenbetrieb wird eine Anordnung aus einer punktförmigen Photonenquelle und einem Kollimator verwendet. Aufgrund dessen ergibt sich im Vergleich zur Simulation eines kompletten Beschleunigers, wie in Kapitel 2.3.1 beschrieben, eine deutliche Verringerung der Rechenzeit. Mithilfe der *General Particle Source* wird der Photonenquelle ein Energiespektrum zugrunde gelegt, das dem Spektrum der Photonen nach dem Target und dem Ausgleichsfilter im realen Beschleuniger entspricht. Da das Energiespektrum des Linearbeschleunigers, der für die experimentellen Bestrahlungen verwendet wird, unbekannt ist, wurde es aus einer vollständigen Simulation des Beschleunigertyps,

welcher im Marien Hospital Herne für die Bestrahlungen verwendet wurde, gewonnen. Dies geschah im Rahmen einer Masterarbeit an der Technischen Universität Gießen [27].

Der Kollimator begrenzt das Feld der isotrop strahlenden Photonenquelle auf $0,77 \text{ mm} \times 0,77 \text{ mm}$. Die Feldgröße wird dabei so gewählt, dass in einem Abstand von $194,84 \text{ cm}$ im Isozentrum des Beschleunigers ein Feld von $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ aufgespannt wird, wobei der Abstand mithilfe der Divergenz der Photonenstrahlen und des Abstandsquadratgesetzes berechnet wird. Die Divergenz wird dabei durch Messungen von Querprofilen in drei unterschiedlichen Tiefen ermittelt und beträgt $(1,47 \pm 0,01)^\circ$. Mit diesem Aufbau wird eine virtuelle Quelle geschaffen, für die keine Kenntnis über die Bauteile des Beschleunigers wie etwa Targetmaterial und Ausgleichsfilter sowie deren geometrische Informationen erforderlich sind.

Das Umgebungsmedium der Photonenquelle ist Vakuum. Um die Strecke zu berücksichtigen, die die Photonen in Luft zurücklegen, wird zudem eine Umgebung aus Luft konstruiert, die einem realen Bestrahlungsraum entspricht.

Zur Verifikation des Beschleunigermodells werden Tiefendosiskurven und Querprofile, die bei klinischen Qualitätskontrollen gemessen werden, verwendet. In der MC-Simulation wird ein Wasserphantom entsprechend den Maßen des in der Messung verwendeten Modells erzeugt (vgl. Kapitel 3.4). Über das sogenannte *command based scoring* können würfelförmige Voxel in dem Phantom definiert werden, in denen jeweils die Dosis gemessen wird. Für die Tiefendosiskurve wird eine Binsgröße von $1 \text{ cm} \times 1 \text{ cm} \times 0,1 \text{ cm}$ gewählt, wobei in Strahlrichtung die Anzahl auf 300 Bins festgesetzt wird. Bei den Querprofilen beträgt die Binsgröße $0,25 \text{ cm} \times 1 \text{ cm} \times 1 \text{ cm}$ in x-Richtung bzw. $1 \text{ cm} \times 0,25 \text{ cm} \times 1 \text{ cm}$ in y-Richtung jeweils bei einer Anzahl von 56 Bins in der entsprechenden Richtung. Bei beiden Simulationen wird ein einheitliches, feines Binning gewählt, um zu verhindern, dass durch Mittlung der Dosis Ungenauigkeiten in der Bestimmung dieser auftreten (Dose Average Effect). Die Simulationen werden insgesamt zehn Mal mit jeweils 10^9 Primärphotonen durchgeführt.

3.5.3 Simulation der Bestrahlung

Für die Simulation der Bestrahlung wird das Kieferphantom in Geant4 in Form einfacher Geometrien implementiert. Dazu werden zunächst alle Zähne des Kieferphantoms sowie alle präparierten Zähne mithilfe einer Schieblehre ausgemessen. Da aus dem Datenblatt des Phantoms die Materialdichte der Modellzähne nicht eindeutig hervorgeht, werden CT-Aufnahmen von dem Referenzzahn erstellt und mit Pinnacle³ konturiert. Aus der Kontur wird die Dichte des Modellzahnes zu $(1,286 \pm 0,015) \text{ g/cm}^3$ bestimmt. Ferner ist in dem Datenblatt als Material lediglich der Kunststoff Duroplast angegeben. Der Stoff Bakelit, der zu den Duroplasten zählt und in der Geant4 Materialdatenbank definiert ist, besitzt mit $1,25 \text{ g/cm}^3$ eine

ähnliche Dichte wie der Referenzzahn. Für die Simulation der Zähne wird deshalb Bakelit verwendet, wobei jedoch die gemessene Dichte dem Stoff zugewiesen wird. In Tabelle 3.1 sind die Dichten und chemischen Zusammensetzungen der Zahnersatzmaterialien, die aus den jeweiligen Datenblättern ([28], [29], [30], [31]) entnommen sind, aufgestellt. Da es sich dabei zum Teil um ungefähre Angaben handelt, werden mehrere Studien durchgeführt, um die ideale Zusammensetzung zu finden.

Tabelle 3.1: Materialparameter des Zahnersatzes.

Material	Dichte / g/cm^3	Chemische Zusammensetzung
Duroplast	$1,286 \pm 0,015$	Bakelit (5,74% H, 77,46% C, 16,8% O)
Amalgam	13,5	53,37% Hg, 32,31% Ag, 9,05% Sn, 5,08% Cu, 0,19% Zn
Komposit	2,23	keine Angabe
Zirkon	6,05	$\text{ZrO}_2 + \text{HfO}_2 + \text{Y}_2\text{O}_3 : > 99\%$ (6 - 7% Y_2O_3 , < 5% HfO_2 , < 0,5% Al_2O_3 , < 1% Andere)
NEM	7,9	66% Co, 28% Cr, 5% Mo, < 1% (Si, Fe, Mn), < 0,1% (Ni, C), 1-2% organischer Binder

Außerdem wird ein TLD aus Lithium-Flourid hinter den präparierten Zähnen modelliert, in dem analog zur experimentellen Messung die Dosis bestimmt wird. Dafür wird der TLD als *scoring volume* definiert, in dem die deponierte Energie bestimmt und entsprechend Formel (2.7) in eine Dosis umgerechnet wird.

Das modellierte Kieferphantom wird wie bei der Messung in einem schrägen Winkel positioniert und mit den drei verschiedenen Techniken bestrahlt, die jeweils zehn Mal bei einer Feldgröße von $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ durchgeführt werden. Pro Simulation werden bei der Stehfeld-Bestrahlung 10^9 Photonen und bei der IMRT-Bestrahlung 10^8 Photonen simuliert. Bei der VMAT-Technik wird der Winkelbereich von $240\text{-}120^\circ$ in 5° -Schritten in insgesamt 49 Felder unterteilt. Pro Feld werden dabei $5 \cdot 10^8$ Photonen simuliert.

4 Ergebnisse und Diskussion

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der experimentellen Messungen, des Bestrahlungsplanungssystems und der Monte-Carlo-Simulationen (MC-Simulationen) sowie die daraus gewonnenen Erkenntnisse präsentiert. Zunächst wird dabei eine Übersicht über die Fehlerrechnung gegeben, bevor auf die Resultate der einzelnen Methoden eingegangen wird.

4.1 Fehlerrechnung

Da die Messungen und Simulationen mehrmals durchgeführt werden, wird jeweils der Mittelwert \bar{x} der Einzelmessungen x_i und als Unsicherheit der Fehler σ

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n(n-1)} \sum_i^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (4.1)$$

angegeben. Die Unsicherheiten σ_{y_i} der verschiedenen Messgrößen y_i fließen unter Berücksichtigung der Gaußschen Fehlerfortpflanzung

$$\sigma_f = \sqrt{\sum_i \left(\frac{\partial f}{\partial y_i} \sigma_{y_i} \right)^2} \quad (4.2)$$

in die Gesamtunsicherheit eines Endergebnisses f ein.

Bei unabhängigen Ergebnissen x_i mit Einzelunsicherheiten σ_i wird der gewichtete Mittelwert

$$\bar{x} = \frac{\sum_i \frac{x_i}{\sigma_i^2}}{\sum_i \sigma_i^2} \quad (4.3)$$

und seine Unsicherheit

$$\sigma_x = \sqrt{\frac{1}{\sum_i \sigma_i^2}} \quad (4.4)$$

berechnet [32].

Außerdem gilt für die prozentuale Abweichung Δ eines Wertes χ von einem Referenzwert χ_{Ref} der Zusammenhang:

$$\Delta[\%] = \frac{\chi - \chi_{Ref}}{\chi_{Ref}} \cdot 100. \quad (4.5)$$

4.2 Experimentelle Messungen am Kieferphantom

Da die Lichtmenge der Thermolumineszenzdetektoren (TLDs) proportional zur bestrahlten Dosis ist, wird eine Kalibrierung der TLDs durchgeführt. Die Kalibrierfaktoren k ergeben sich aus der gemittelten Ladungsmenge der mit 1 Gy bestrahlten TLDs und sind in Tabelle 4.1 dargestellt. Die applizierte Dosis ist dabei abhängig von der Feldinhomogenität, die über den Korrekturfaktor h berücksichtigt wird und ebenfalls in dieser Tabelle aufgeführt ist.

Mithilfe dieser Werte sowie Formel (2.7) können die Dosiswerte der experimentellen Messung am Kieferphantom bestimmt werden. Da jede Messung mehrmals und mit jeweils anderen TLDs durchgeführt wird, wird insgesamt der gewichtete Mittelwert nach Gleichung (4.3) angegeben. In seine Unsicherheit geht dabei die Unsicherheit der jeweiligen Dosis ein, die sich zum einen aus der Unsicherheit der Feldinhomogenität sowie der mehrmaligen Wiederholung der Kalibrierung und zum anderen aus der Genauigkeit der Dosisbestimmung der TLDs, die vom Hersteller mit 2% angegeben wird [33], ein. Die Werte der verschiedenen Bestrahlungstechniken sind in Tabelle 4.2 aufgeführt und in Abbildung 4.1 dargestellt. Die Stehfeld-Bestrahlung erfolgt dabei bei 1 Gy, die IMRT-Bestrahlung bei insgesamt 3,5 Gy und die VMAT-Bestrahlung bei 3 Gy im Isozentrum. Die Genauigkeit, mit der die Gantryposition eingestellt werden kann, beträgt dabei 0,04°.

Bei der Stehfeldbestrahlung wird die Dosis mit Ausnahme der Komposit-Füllung hinter allen präparierten Zähnen im Vergleich zum Referenzzahn verringert. Im Rahmen der Unsicherheiten entspricht die Dosis der Komposit-Füllung der des Referenzzahnes, was auf die ähnliche Dichte der beiden Materialien zurückzuführen ist (vgl. Tabelle 3.1). Die Dosisverringering bei den übrigen Materialien lässt sich darauf zurückführen, dass der TLD sich hinter den Zähnen befindet und aufgrund der Strahlrichtung den durch das Material abgeschwächten Photonenstrahl detektiert. Die hohe Dichte der Implantate trägt dementsprechend zu einer Dosisverringering bei. Aufgrund des Dichteunterschieds ist für die NEM-Krone dabei der Einfluss größer als bei der Zirkon-Krone. Den größten Einfluss auf die Dosis haben die beiden Brücken, da das Mittelstück der Brücke, hinter dem sich der TLD befindet,

im Gegensatz zu den Kronen massiv ist. Im Rahmen der Unsicherheiten sind die Abweichungen vom Referenzzahn mit etwa -24% für die beiden Brücken gleich. Dabei wäre jedoch wegen des Dichteunterschieds ein kleinerer Einfluss bei Zirkon als bei NEM zu erwarten, wie es auch bei den Kronen zu sehen ist. Das Material mit der höchsten Dichte, die Füllung aus Amalgam, weist aufgrund der geringen Materialdicke im Vergleich zu den Kronen und Brücken den kleinsten Einfluss auf die Dosis auf. Im Vergleich zum Referenzzahn weicht die Dosis dabei um ungefähr -8% ab.

Tabelle 4.1: Korrektur h der Feldinhomogenität sowie gemittelter Kalibrierfaktor k für die verwendeten TLDs. Die angegebene Unsicherheit bei den Kalibrierfaktoren ist der Fehler des Mittelwerts.

TLD-Nr.	h	k [$\mu\text{C}/\text{Gy}$]
B01	$0,9898 \pm 0,0007$	$1,268 \pm 0,007$
B02	$0,9834 \pm 0,0004$	$1,004 \pm 0,012$
B03	$0,9797 \pm 0,0004$	$1,271 \pm 0,016$
B04	$0,9793 \pm 0,0005$	$1,393 \pm 0,008$
B05	$0,9800 \pm 0,0005$	$1,045 \pm 0,007$
B06	$0,9830 \pm 0,0005$	$1,420 \pm 0,019$
B07	$0,9911 \pm 0,0003$	$1,150 \pm 0,007$
B08	$0,9852 \pm 0,0007$	$1,467 \pm 0,005$
B09	$0,9762 \pm 0,0007$	$1,185 \pm 0,005$
B10	$0,9716 \pm 0,0005$	$1,184 \pm 0,002$
M01	$0,9895 \pm 0,0004$	$1,090 \pm 0,010$
M02	$0,9808 \pm 0,0007$	$1,301 \pm 0,004$
M03	$0,9676 \pm 0,0006$	$0,961 \pm 0,012$
M04	$0,9648 \pm 0,0002$	$1,163 \pm 0,001$
M06	$0,9791 \pm 0,0005$	$1,211 \pm 0,002$
M07	$0,9864 \pm 0,0002$	$1,115 \pm 0,004$
M08	$0,9797 \pm 0,0004$	$1,352 \pm 0,004$
M09	$0,9658 \pm 0,0002$	$1,110 \pm 0,001$
M10	$0,9624 \pm 0,0002$	$1,379 \pm 0,004$
M11	$0,9883 \pm 0,0006$	$1,438 \pm 0,004$
M12	$0,9858 \pm 0,0004$	$1,279 \pm 0,008$
M13	$0,9778 \pm 0,0004$	$1,197 \pm 0,009$
M14	$0,9732 \pm 0,0003$	$1,201 \pm 0,004$
M16	$0,9856 \pm 0,0006$	$0,997 \pm 0,009$
M17	$0,9834 \pm 0,0007$	$1,056 \pm 0,007$
M18	$0,9797 \pm 0,0004$	$1,373 \pm 0,009$

Tabelle 4.2: Gewichtete Mittelwerte der Dosis der experimentellen Messung am Kieferphantom. Die Unsicherheiten ergeben sich nach Gleichung (4.4) aus dem Fehler des gewichteten Mittelwertes.

Material	$D_{\text{Stehfeld}} / \text{Gy}$	$D_{\text{IMRT}} / \text{Gy}$	$D_{\text{VMAT}} / \text{Gy}$
Referenzzahn	$0,809 \pm 0,005$	$2,294 \pm 0,020$	$1,797 \pm 0,010$
Amalgam-Füllung	$0,742 \pm 0,005$	$2,262 \pm 0,022$	$1,826 \pm 0,012$
Komposit-Füllung	$0,812 \pm 0,005$	$2,453 \pm 0,022$	$1,819 \pm 0,013$
Zirkon-Krone	$0,695 \pm 0,004$	$2,507 \pm 0,024$	$2,106 \pm 0,013$
NEM-Krone	$0,639 \pm 0,005$	$2,462 \pm 0,021$	$2,082 \pm 0,015$
Zirkon-Brücke	$0,616 \pm 0,004$	$2,509 \pm 0,020$	$2,082 \pm 0,013$
NEM-Brücke	$0,611 \pm 0,004$	$2,504 \pm 0,021$	$2,097 \pm 0,014$

Bei der IMRT-Bestrahlung ist bei den präparierten Zähnen mit Ausnahme der Amalgam-Füllung eine Dosiserhöhung im Vergleich zum Referenzzahn zu beobachten. Da die Bestrahlung nicht nur aus einer Richtung wie bei dem Stehfeld, sondern aus sieben verschiedenen Winkeln erfolgt, wird der TLD zum Teil auch direkt bestrahlt. Insgesamt wird deshalb neben der Absorption durch das Zahnersatzmaterial auch die Rückstreuung detektiert. Außerdem durchlaufen die Photonenstrahlen die Zahnersatzmaterialien aufgrund der verschiedenen Bestrahlungswinkel in unterschiedlichem Maß, was sich ebenfalls auf die Dosis auswirken kann. Insgesamt ergibt sich die Dosis somit aus einer Kombination der Absorption und Streuung aufgrund des Compton-Effekts sowie der durch Ionisation austretenden Elektronen, was vor allem bei Materialien mit hohen Ordnungszahlen auftritt [34].

Im Rahmen der Unsicherheiten ist der Einfluss der verschiedenen Kronen und Brücken in etwa gleich groß. Die Abweichung der Kronen vom Referenzzahn beträgt dabei etwa 8% und die der Brücken ungefähr 9%. Im Vergleich zum Stehfeld ist damit der relative Unterschied der Dosiswerte der Kronen und Brücken kleiner, da durch die Bestrahlung aus mehreren Richtungen Unterschiede in den Geometrien weniger ins Gewicht fallen.

Bei der Amalgam-Füllung ist aufgrund der geringen Materialdicke der kleinste Einfluss auf die Dosis festzustellen. Die Dosis entspricht dabei im Rahmen der Unsicherheiten der des Referenzzahnes. Im Gegensatz dazu weist die Komposit-Füllung mit etwa 7% Dosiserhöhung zum Referenzzahn einen relativ großen Einfluss auf. Auch ein Vergleich mit der Stehfeldbestrahlung, bei der Komposit einen geringen Einfluss zeigt, verdeutlicht dies. Dies könnte auf Ungenauigkeiten bei der Messung, wie z.B. bei der Positionierung der TLD-Chips, zurückzuführen sein.

Aufgrund einer Messpause weichen die Kalibrierfaktoren für die IMRT-Messung von den in Tabelle 4.1 aufgelisteten Werten ab, die aktuellen Kalibrierfaktoren sind Tabelle 4.3 zu entnehmen. Da die Kalibrierung nur einmal durchgeführt werden

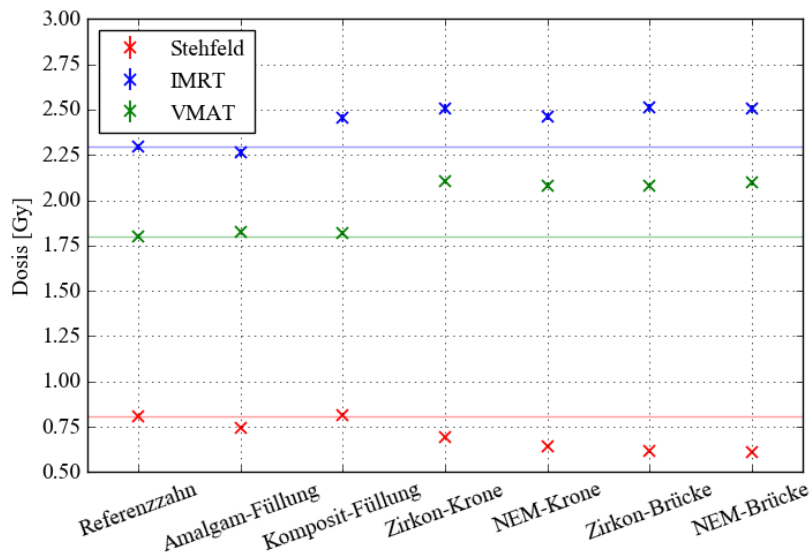


Abbildung 4.1: Gemessene Dosis für die verschiedenen Materialien und Bestrahlungstechniken. Die relativen Unsicherheiten liegen unter 1%, weshalb die Fehlerbalken nur schwer erkennbar sind. Zum besseren, optischen Vergleich sind durch die Werte des Referenzzahnes jeweils Geraden gezogen. Die Stehfeldbestrahlung erfolgt bei 1 Gy, die IMRT-Bestrahlung bei 3,5 Gy und die VMAT-Bestrahlung bei 3 Gy.

konnte, werden die vom Hersteller angegebenen 2% als Unsicherheit angenommen. Im Vergleich zu den Unsicherheiten der Kalibrierfaktoren aus Tabelle 4.1 stellt dies eine konservative Abschätzung dar. Dennoch liefern IMRT und VMAT übereinstimmende Ergebnisse (vgl. Abbildung 4.1), was sich in einem ähnlichen Verlauf der Dosisänderung bei den Zahnersatzmaterialien äußert.

Wie bereits erwähnt ist bei der VMAT-Technik ein ähnlicher Trend zu beobachten wie bei der IMRT-Bestrahlung, was auf den ähnlichen Winkelbereich, der dabei bestrahlt wird, zurückzuführen ist (vgl. Kapitel 3.2.2). Dabei wird jedoch für alle Zahnersatzmaterialien eine Dosiserhöhung im Vergleich zum Referenzzahn gemessen, da es sich hier um eine kontinuierliche Bestrahlung handelt. Die Dosis der Komposit-Füllung weist den kleinsten Einfluss auf und entspricht im Rahmen der Unsicherheiten der des Referenzzahnes. Zusammen mit dem Ergebnis der Stehfeldbestrahlung, bei der ebenfalls eine geringe Abweichung gemessen wurde, deutet dies darauf hin, dass die relativ große Abweichung bei der IMRT-Bestrahlung aufgrund von Messungenauigkeiten entsteht.

Auch für die Amalgam-Füllung ist mit einer Abweichung von etwa 2% zum Referenzzahn kein großer Einfluss zu erkennen, was wie bei der IMRT-Bestrahlung auf die

Tabelle 4.3: Kalibrierfaktoren k der IMRT-Bestrahlung. Für jeden Faktor wird die vom Hersteller angegebene Unsicherheit von 2% angenommen.

TLD-Nr.	k [$\mu\text{C}/\text{Gy}$]	TLD-Nr.	k [$\mu\text{C}/\text{Gy}$]
B01	$1,286 \pm 0,003$	M04	$1,067 \pm 0,002$
B02	$1,056 \pm 0,002$	M06	$0,885 \pm 0,002$
B03	$1,261 \pm 0,003$	M07	$0,914 \pm 0,002$
B04	$1,238 \pm 0,002$	M08	$1,253 \pm 0,003$
B05	$0,895 \pm 0,002$	M09	$1,116 \pm 0,002$
B06	$1,365 \pm 0,003$	M10	$1,258 \pm 0,003$
B07	$1,382 \pm 0,003$	M11	$0,815 \pm 0,002$
B08	$1,086 \pm 0,002$	M12	$1,093 \pm 0,002$
B09	$1,039 \pm 0,002$	M13	$0,919 \pm 0,002$
B10	$1,114 \pm 0,002$	M14	$1,168 \pm 0,002$
M01	$0,455 \pm 0,001$	M16	$0,986 \pm 0,002$
M02	$0,945 \pm 0,002$	M17	$1,033 \pm 0,002$
M03	$0,775 \pm 0,002$	M18	$1,380 \pm 0,003$

geringe Dicke zurückzuführen ist. Die Dosiserhöhung bei den Kronen und Brücken ist im Rahmen der Unsicherheiten für NEM und Zirkon in etwa gleich, was auch bei der IMRT-Technik beobachtet wurde.

Zuletzt sollte noch auf einen wesentlichen Unterschied zwischen der Stehfeldbestrahlung und der IMRT- und VMAT-Bestrahlung aufmerksam gemacht werden. Die metallische Halterung des Kieferphantomes, die sich bei der Stehfeld-Bestrahlung außerhalb des Strahlenfeldes befindet, erzeugt bei den IMRT- und VMAT-Techniken Streustrahlung, wodurch eventuell eine zusätzliche Dosiserhöhung hervorgerufen wird.

Außerdem werden die Messungen mit TLDs durchgeführt, die in die Taschen hinter den Zähnen eingesetzt werden. Die Position der Tasche spielt deshalb eine wesentliche Rolle bei der Dosisdeposition im TLD. Ragt der TLD bei allen Messungen leicht über den Zahn hinaus, wird eine andere Dosis gemessen als wenn der TLD sich vollständig hinter dem Zahn befinden würde. Somit könnte etwa die relativ große Abweichung der Zirkon-Brücke bei der Stehfeldbestrahlung erklärt werden. Bei der IMRT- und VMAT-Bestrahlung ist dieser Effekt aufgrund der verschiedenen Strahlrichtungen weniger relevant, weshalb die Zirkon-Brücke dabei keine auffällige Abweichung zeigt.

Außerdem tragen Positionierungsungenauigkeiten der TLDs innerhalb der Tasche, die in einen Bereich von etwa 2 mm bis 3 mm einzuordnen sind, zu Messungenauigkeiten bei, etwa wenn der TLD nicht dicht am Zahn anliegt oder über den Zahn

hinausragt. Dies lässt sich während der Messung nicht vermeiden und führt zu Dosisunterschieden zwischen den einzelnen Messungen, was die relativ große Abweichung der Komposit-Füllung bei der IMRT-Bestrahlung und zum Teil auch die der Zirkon-Brücke bei der Stehfeld-Bestrahlung erklären könnte.

4.3 Bestrahlungsplanung mit Pinnacle³

Analog zur Messung wird jeweils ein Bestrahlungsplan mithilfe des Bestrahlungsplanungssystems Pinnacle³ für die drei verschiedenen Bestrahlungstechniken erstellt. In Abbildung 4.2 ist die CT-Aufnahme des konturierten, unbehandelten Zahnmodells, welches in die CT-Datensätze der präparierten Zähne importiert wird, dargestellt. Mithilfe eines Auto-Segmentierungstools wird automatisch eine Kontur der Zähne erstellt, die anschließend überprüft und manuell korrigiert wird. Aufgrund der Artefakte in der CT-Aufnahme, die durch die metallische Halterung des Kieferphantoms entstehen, enthält die Zahnkontur Streifen unterschiedlicher Dichte, die mittels Dichteüberschreibung korrigiert werden. Die Kontur der Implantate wird manuell eingezeichnet, da ihre genaue Form in dem CT aufgrund der hohen Dichte nicht erkennbar ist.

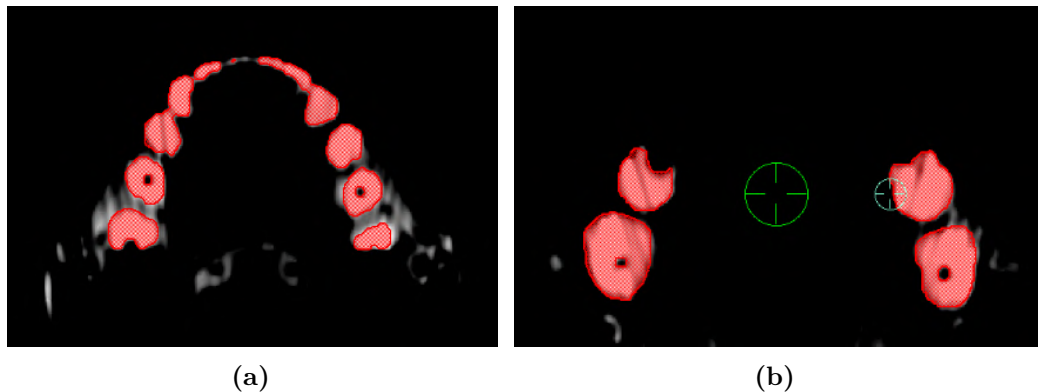


Abbildung 4.2: Konturierung des unbehandelten Zahnmodells in Pinnacle³. Da das Phantom im CT schräg positioniert wurde, sind nicht alle Zähne in einer Ebene sichtbar. Außerdem sind streifenförmige Artefakte zu sehen, die durch die metallische Halterung des Phantoms entstehen. In Abbildung (a) sind die vorderen Zähne sichtbar, in Abbildung (b) die hinteren Zähne. Das grüne Fadenkreuz in (b) stellt das Isozentrum dar, das kleinere, türkisfarbene Kreuz kennzeichnet die Stelle, an die später die Struktur des TLD eingefügt wurde.

Ein häufig auftretendes Phänomen ist die Überschätzung der Dimensionen von Metallimplantaten in CT-Datensätzen. Dies ist auf eine Sättigung der Hounsfield-

Werte aufgrund der hohen Dichten zurückzuführen, die sich um die Implantatstruktur ausbreiten und die Größe dieser verfälschen [35]. In Abbildung 4.3 ist dies beispielhaft für die Amalgam-Füllung gezeigt, wobei durch die importierte Zahnkontur die tatsächliche Größe der Zähne bekannt ist. Neben Störungen durch Artefakte ist dies einer der Gründe für Ungenauigkeiten in der Dosisberechnung [35].

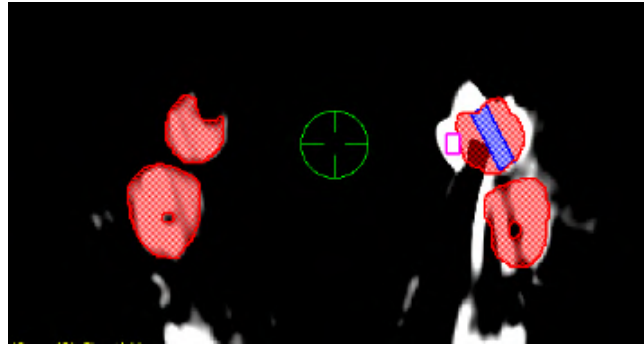


Abbildung 4.3: Konturierung des Kieferphantoms (rot) mit der Amalgam-Füllung (blau) und dem TLD (magenta). Zu sehen sind durch das Amalgam hervorgerufene Artefakte sowie die Verzerrung der tatsächlichen Größe des Zahnes (weiße Strukturen um den präparierten Zahn).

Zur Dosisberechnung wird in Pinnacle³ der Collapsed Cone (CC-)Algorithmus verwendet, die berechneten Werte sind in Tabelle 4.4 zusammengefasst und in Abbildung 4.4 dargestellt.

Generell kann gesagt werden, dass Pinnacle³ bei allen Bestrahlungstechniken für die präparierten Zähne eine höhere oder gleich große Dosis wie für den Referenzzahn berechnet.

Tabelle 4.4: Berechnete Dosis aus dem Bestrahlungsplanungssystem Pinnacle³. Pinnacle³ liefert keine Unsicherheiten für die Werte.

Material	$D_{\text{Stehfeld}} / \text{Gy}$	$D_{\text{IMRT}} / \text{Gy}$	$D_{\text{VMAT}} / \text{Gy}$
Referenzzahn	0,78	2,19	2,00
Amalgam-Füllung	0,90	2,92	2,54
Komposit-Füllung	0,90	2,62	2,35
Zirkon-Krone	0,81	2,78	2,44
NEM-Krone	0,79	2,86	2,48
Zirkon-Brücke	0,81	2,87	2,39
NEM-Brücke	0,78	2,82	2,37

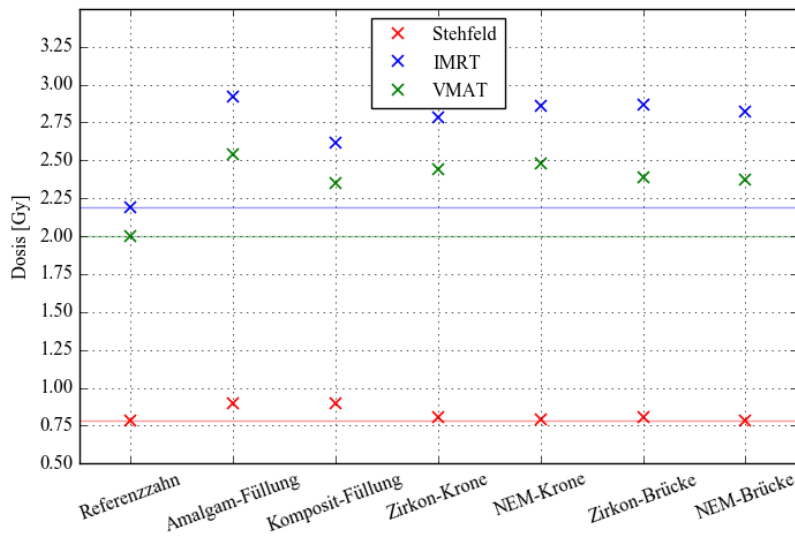


Abbildung 4.4: Mit Pinnacle³ berechnete Dosis für die verschiedenen Materialien und Bestrahlungstechniken.

Bei der Stehfeldbestrahlung weisen die beiden Füllungen mit einer Dosiserhöhung von etwa 15% den größten Einfluss auf, wobei trotz unterschiedlicher Dichten von Amalgam und Komposit dieselbe Dosis berechnet wird. Die Dosis bei der NEM-Brücke entspricht hingegen der des Referenzzahnes, wohingegen die NEM-Krone eine geringe Dosiserhöhung von 0,01 Gy zum Referenzzahn aufweist. Zudem fällt auf, dass Pinnacle³ trotz unterschiedlicher Geometrien für die Zirkon-Krone und -Brücke die gleiche Dosis berechnet.

Die Ergebnisse lassen sich nur begrenzt interpretieren, da die genaue Rechenweise von Pinnacle³ nicht bekannt ist. Dennoch können einige Ursachen für die zum Teil widersprüchlichen Ergebnisse angegeben werden. Da die Konturen der Implantate manuell eingezeichnet werden mussten, führen Ungenauigkeiten dieser Konturierung zu Dosisunterschieden zwischen zwei gleichartigen Implantaten, wie etwa bei der Zirkon-Krone und der NEM-Krone. Außerdem spielen Artefakte, die lokal eine höhere Dosis vortäuschen und somit aufgrund von Streuung zu einer Dosiserhöhung beitragen können, bei der Dosisberechnung eine Rolle. Da jedoch bei der Komposit-Füllung wenig bzw. gar keine Artefakte auftreten und dennoch eine Dosiserhöhung wie bei der Amalgam-Füllung berechnet wird, lässt sich zudem eine ungenaue Berechnung durch den CC-Algorithmus vermuten. In anderen Arbeiten ([4], [5]) wurde etwa die Anwesenheit von Materialien hoher Dichte als Schwachstelle in der Dosisberechnung dieses Algorithmus bezeichnet.

Bei der IMRT-Bestrahlung liegt die Dosis der Zahnersatzmaterialien im Mittel

28% über der Dosis des Referenzzahnes, wobei die Amalgam-Füllung mit 33% die höchste und die Komposit-Füllung mit 19% die niedrigste Abweichung aufweist. Von den beiden Kronen ruft NEM eine stärkere Dosiserhöhung hervor, während bei den Brücken Zirkon den größeren Einfluss aufweist. Außerdem wird wie bei der Stehfeldbestrahlung für die NEM-Brücke eine kleinere Dosis angegeben als für die NEM-Krone.

Die VMAT-Technik liefert ähnliche Ergebnisse wie die IMRT-Technik, wobei die relative Dosiserhöhung zum Referenzzahn nun bei durchschnittlich 21% liegt. Auch hier zeigt Amalgam mit 27% die größte Abweichung, während Komposit mit 18% am nächsten zur Referenzdosis liegt. Für die Kronen liegt die Abweichung vom Referenzzahn bei etwa 19%, während für die Brücken eine Abweichung von 23% berechnet wird.

In Abbildung 4.5 ist die Kontur für die NEM-Krone und die berechnete Dosisverteilung bei der Stehfeldbestrahlung dargestellt. Anhand der Isodosislينien kann der Einfluss der Artefakte auf die Dosisverteilung beobachtet werden, was vor allem bei der 0,9 Gy-Isodosis in Abbildung 4.5 auffällt. Die Komposit-Füllung (s. Abbildung 4.6) weist aufgrund der relativ zu den anderen Zahnersatzmaterialien geringen Dichte hingegen kaum Artefakte auf, weshalb der Algorithmus für diese Füllung genau funktionieren sollte, da die Dosisberechnung mittels Skalierung der Dichte erfolgt.

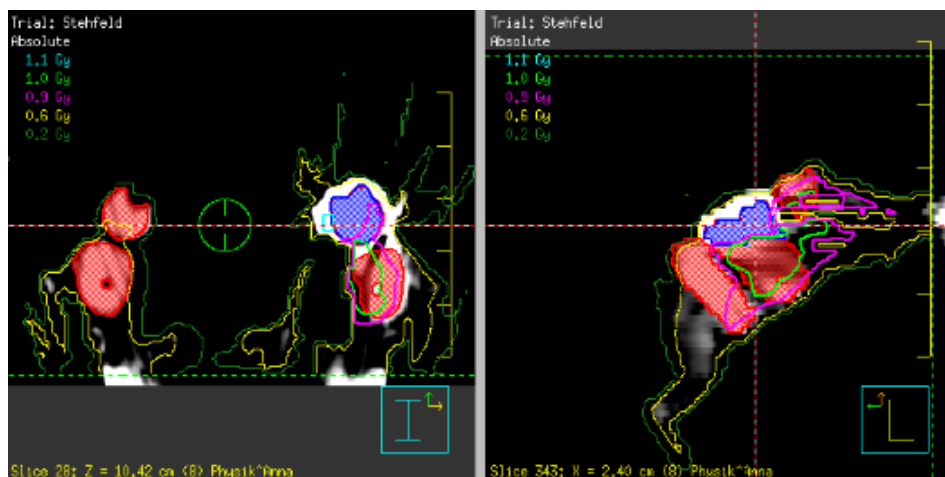


Abbildung 4.5: Mit Pinnacle³ berechnete Dosisverteilung für die NEM-Krone (blau) bei der Stehfeldbestrahlung, dargestellt in unterschiedlichen Ebenen. Die Isodosislينien sind jeweils entsprechend der Legende eingezeichnet. Links: Querschnitt durch den hinteren Bereich des Kieferphantoms. Rechts: Lateraler Querschnitt.

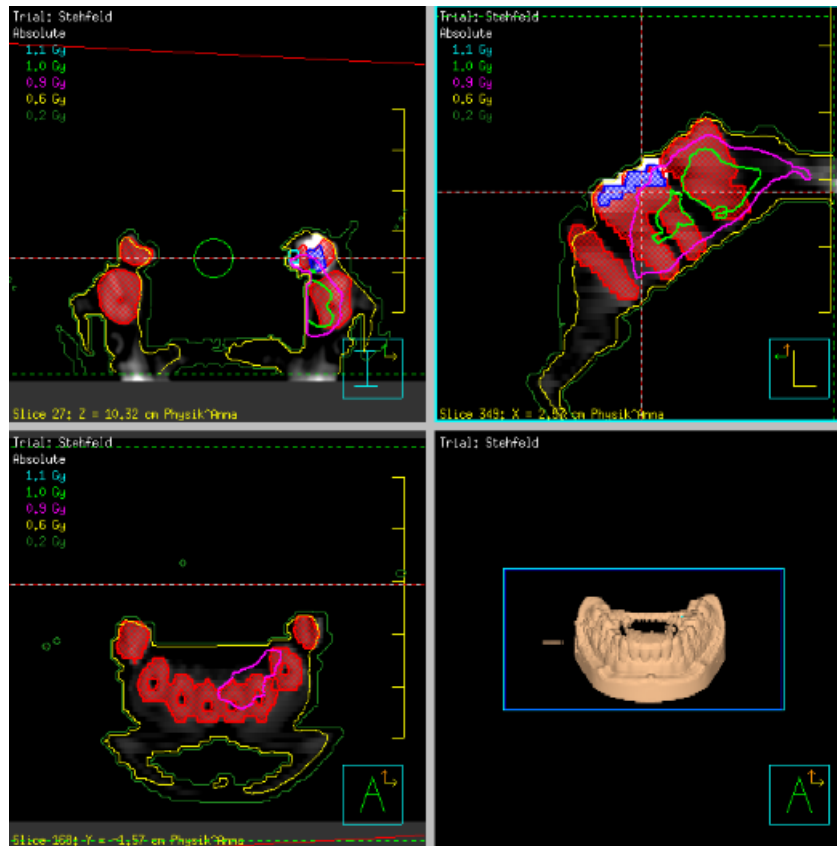


Abbildung 4.6: Mit Pinnacle³ berechnete Dosisverteilung für die Kompositfüllung bei der Stehfeldbestrahlung. Die Isodosislinien sind jeweils entsprechend der Legende eingezeichnet. Wie bereits erwähnt sind hier praktisch keine Artefakte erkennbar. Oben links: Querschnitt durch den hinteren Bereich des Kieferphantoms, die Füllung ist dabei in blau dargestellt. Oben rechts: Lateraler Querschnitt. Unten links: Querschnitt des vorderen Bereichs des Phantoms, sichtbar sind die Löcher in den Zähnen, in die die Schrauben eingesetzt werden können. Unten rechts: Frontalansicht auf das Phantom.

4.3.1 Vergleich zur Messung

In Abbildung 4.7 ist die gemessene und mit Pinnacle³ berechnete Dosis für die Stehfeld-, IMRT- und VMAT-Bestrahlung der Zahnersatzmaterialien und des Referenzzahnes dargestellt. Insgesamt überschätzt Pinnacle³ im Vergleich zur Messung die Dosis für alle Zahnersatzmaterialien, was auch an den prozentualen Abweichungen zu den Messwerten in Tabelle 4.5 erkennbar ist.

Die größte Abweichung zur Messung ist bei der Stehfeldbestrahlung mit etwa 31% bei der Zirkon-Brücke zu finden, während mit knapp 10% die Komposit-Füllung die geringste Abweichung aufweist. Die prozentuale Abweichung ist für die beiden Kronen geringer als für die Brücken. Für den Referenzzahn, der eine Dichte von $(1,286 \pm 0,015) \text{ g/cm}^3$ hat (vgl. Kapitel 3.5.3) und damit noch innerhalb der Dichten liegt, die im menschlichen Körper vorkommen, wird eine Dosisunterschätzung von fast 4% verzeichnet.

Ein Vergleich der absoluten Werte zeigt, dass die Dosis aller Zahnersatzmaterialien bei Pinnacle³ im Durchschnitt $(0,146 \pm 0,002) \text{ Gy}$ höher ist als bei der Messung. Dies entspricht einer prozentualen Überschätzung von etwa 22%. Die Dosisüberschätzung tritt auch bei der Komposit-Füllung, die wie oben beschrieben kaum Artefakte hervorruft, auf, was deshalb auf Ungenauigkeiten des CC-Algorithmus schließen lässt.

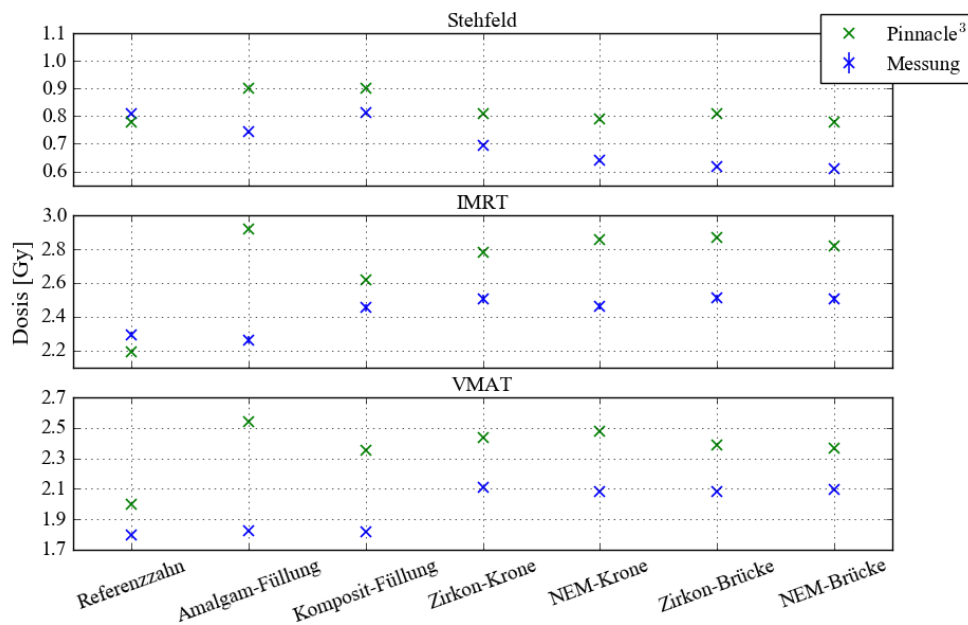


Abbildung 4.7: Vergleich der gemessenen und mit Pinnacle³ berechneten Dosis.

Mit einer durchschnittlichen Erhöhung von $(0,362 \pm 0,009) \text{ Gy}$ ist auch bei der IMRT-Bestrahlung eine Dosisüberschätzung im Vergleich zur Messung zu beobachten, was einer prozentualen Abweichung von etwa 15% entspricht. Die größte Abweichung tritt mit ungefähr 29% bei Amalgam auf, während die Komposit-Füllung mit knapp 7% die kleinste Abweichung zur Messung aufweist. Auch bei der IMRT-Bestrahlung ist eine Unterschätzung der Dosis beim Referenzzahn zu beobachten.

Tabelle 4.5: Prozentuale Abweichung Δ zwischen Pinnacle³ und Messung.

Material	$\Delta_{\text{Stehfeld}} / \%$	$\Delta_{\text{IMRT}} / \%$	$\Delta_{\text{VMAT}} / \%$
Referenz Zahn	$-3,53 \pm 0,59$	$-4,53 \pm 0,65$	$11,27 \pm 0,63$
Amalgam-Füllung	$21,29 \pm 0,80$	$29,10 \pm 0,65$	$39,11 \pm 0,90$
Komposit-Füllung	$10,82 \pm 0,69$	$6,80 \pm 0,96$	$29,17 \pm 0,89$
Zirkon-Krone	$16,49 \pm 0,75$	$10,88 \pm 1,05$	$15,85 \pm 0,74$
NEM-Krone	$23,60 \pm 0,87$	$16,16 \pm 0,99$	$19,10 \pm 0,85$
Zirkon-Brücke	$31,46 \pm 0,80$	$14,37 \pm 0,93$	$14,78 \pm 0,74$
NEM-Brücke	$27,69 \pm 0,80$	$12,61 \pm 0,96$	$13,03 \pm 0,77$

Im Vergleich zu den anderen beiden Bestrahlungstechniken tritt für den Referenz Zahn bei VMAT mit etwa 11% Abweichung von der Messung die größte Diskrepanz auf. Insgesamt beträgt die Abweichung der Zahnersatzmaterialien zur Messung ($0,426 \pm 0,005$) Gy, entsprechend etwa 22%. Die Amalgam-Füllung weicht dabei mit ungefähr 39% am stärksten von der Messung ab. Die kleinste Abweichung hingegen weist die NEM-Brücke mit 13% auf. Auffallend ist dabei die, verglichen mit den anderen beiden Bestrahlungstechniken, große Abweichung von 29% für die Komposit-Füllung.

Insgesamt betrachtet treten trotz Dichteüberschreibung, die zur Korrektur der Hounsfield-Werte in den CT-Datensätzen eingeführt wurden, zum Teil erhebliche Unterschiede zwischen der gemessenen und mit Pinnacle³ berechneten Dosis auf. Wie im vorherigen Kapitel beschrieben ist dies zum einen darauf zurückzuführen, dass die Form der Implantate aufgrund der manuellen Konturierung Ungenauigkeiten aufweist. Zudem täuschen die Artefakte in der Nähe der eingezeichneten TLDs eine höhere Dichte vor und verursachen damit aufgrund der Streustrahlung eine Dosiserhöhung in Pinnacle³. Zum anderen zeigt die Dosisabweichung bei dem Referenz Zahn und der Komposit-Füllung, dass auch bei relativ kleinen Dichten Ungenauigkeiten in der Berechnung auftreten, die auf Näherungen des CC-Algorithmus bezüglich der Modellierung der Photonenfluenz und Elektronenstreuung zurückzuführen sind. Die Energiedeposition der Sekundärteilchen basiert dabei auf Berechnungen in Wasser und wird durch Skalierung auf die entsprechende Dichte des Mediums umgerechnet. Für hohe Dichten, wie bei Zahnersatzmaterialien, wird diese Skalierung ungenau und führt zu den oben beschriebenen Dosisabweichungen. Die Abweichungen bei dem Referenz Zahn und der Komposit-Füllung deuten zudem darauf hin, dass generell die Anwesenheit von Inhomogenitäten eine Fehlerquelle in der Dosisberechnung darstellt, wie auch in Ref. [3] vermutet wird. Außerdem wird bei der Berechnung in Pinnacle³ die Ordnungszahl der Materialien nicht berücksichtigt. Die in Kapitel 4.2 präsentierten Messergebnisse und Veröffentlichungen anderer Arbeitsgruppen ([35],

[34], [36]) zeigen jedoch, dass eine Abhängigkeit dieser zur Dosis existiert und neben der Form und Dichte der Implantate entscheidend für eine exakte Dosisberechnung ist.

4.4 Monte-Carlo-Simulation

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Monte-Carlo-Simulation präsentiert. Dabei wird zuerst auf die Simulation des Beschleunigermodells eingegangen, bevor die Resultate der Bestrahlung des Zahnmodells dargelegt werden.

4.4.1 Verifikation des Beschleunigermodells

Wie in Kapitel 3.5.2 beschrieben besteht das Beschleunigermodell aus einer punktförmigen Photonenquelle und einem Kollimator (s. Abbildung 4.8). Im Vergleich zu einer Simulation eines vollständigen Beschleunigers kann dadurch zum einen Rechenzeit gespart werden und zum anderen wird dabei keine Kenntnis der einzelnen Beschleunigerelemente, wie die Größe und das Material der Bestandteile, benötigt. Die Verifikation des Modells erfolgt mit gemessenen Tiefendosiskurven und Querprofilen. Dazu wird der experimentelle Aufbau in Geant4 simuliert (s. Abbildung 4.9).

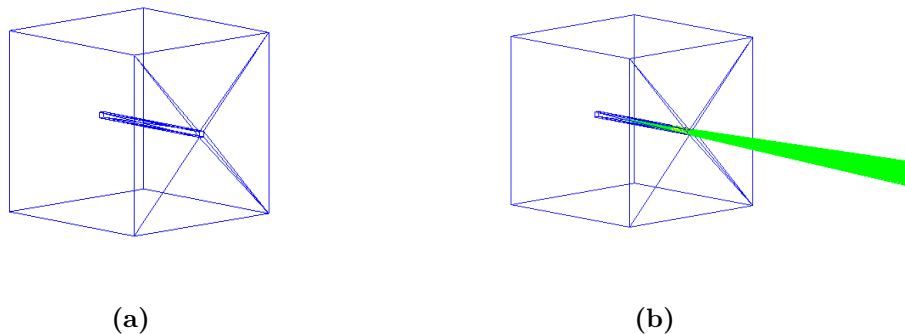


Abbildung 4.8: a) Kollimator mit quadratischem Austrittsfenster. b) Photonenstrahlen (grün), die auf die eingestellte Feldgröße kollimiert werden.

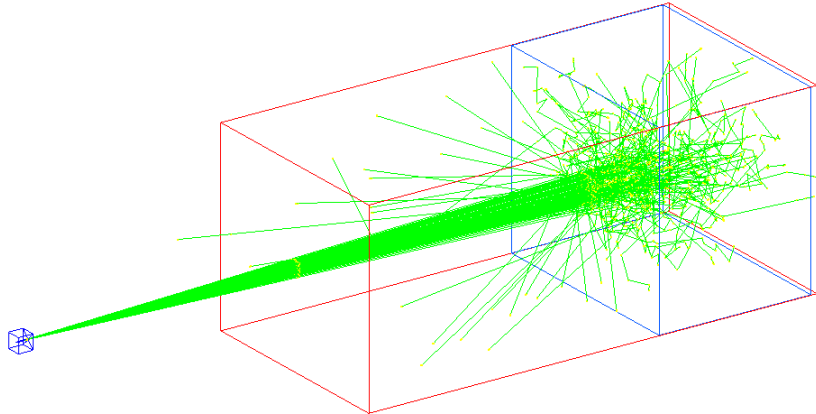


Abbildung 4.9: Aufbau zur Verifikation des Beschleunigermodells in Geant4. Zu sehen ist der Kollimator (blau, links), der das Strahlenfeld der Photonen (grün) begrenzt. Das Wasserphantom (blau) befindet sich in einer Umgebung (rot), die mit Luft gefüllt ist.

Das ursprüngliche Energiespektrum der Photonen, das der virtuellen Quelle zugrunde gelegt wird, ist in Abbildung 4.10 dargestellt. Die damit simulierte und die gemessene Tiefendosiskurve ist Abbildung 4.11 zu entnehmen, die beiden Querprofile sind in den Abbildungen A.1 und A.1 im Anhang dargestellt. Für die Messungen wird als Unsicherheit der Dosis jeweils die statistische Unsicherheit von 0,5% der Ionisationskammer angenommen. Zur besseren Vergleichbarkeit sind dabei alle Werte auf das Dosismaximum normiert.

Grundsätzlich zeigt die Simulation den erwarteten Kurvenverlauf. Die Dosis steigt mit zunehmender Wassertiefe zunächst bis zum Dosismaximum an (Dosisaufbaueffekt), da aufgrund der hohen Photonenenergie eine Vorwärtsstreuung der Elektronen stattfindet. Je höher dabei die Energie der Photonen ist, desto weiter verschiebt sich das Maximum in die Tiefe. Anschließend folgt der exponentielle Abfall der Dosis, der von Photonenstrahlung bekannt ist (vgl. Lambert-Beersches Gesetz (2.1)). Da die Schrittweite der Ionisationskammer nicht den Positionen der Voxel entspricht (vgl. Kapitel 3.5.2), wird für die Simulation eine Ausgleichskurve der Form

$$D_{norm}(z) = -Ae^{-B(z-C)} + De^{-Ez} - F \quad (4.6)$$

berechnet, sodass die Abweichung zur Messung bestimmt werden kann. Für die

Parameter gelten dabei folgende Werte:

$$\begin{aligned} A &= 2,36 \pm 0,08, \\ B &= (2,32 \pm 0,02) \text{ cm}^{-1}, \\ C &= (1,22 \pm 0,45) \text{ cm}, \\ D &= 122,83 \pm 0,65, \\ E &= (0,040 \pm 0,004) \text{ cm}^{-1}, \\ F &= 6,47 \pm 0,38. \end{aligned}$$

Die Funktion (4.6) beschreibt die Summe einer aufsteigenden und abfallenden Exponentialfunktion, was dem Verlauf der Photonenabschwächung in Medium ähnelt, und dient lediglich zur Veranschaulichung der Abweichung zwischen der Simulation und der Messung.

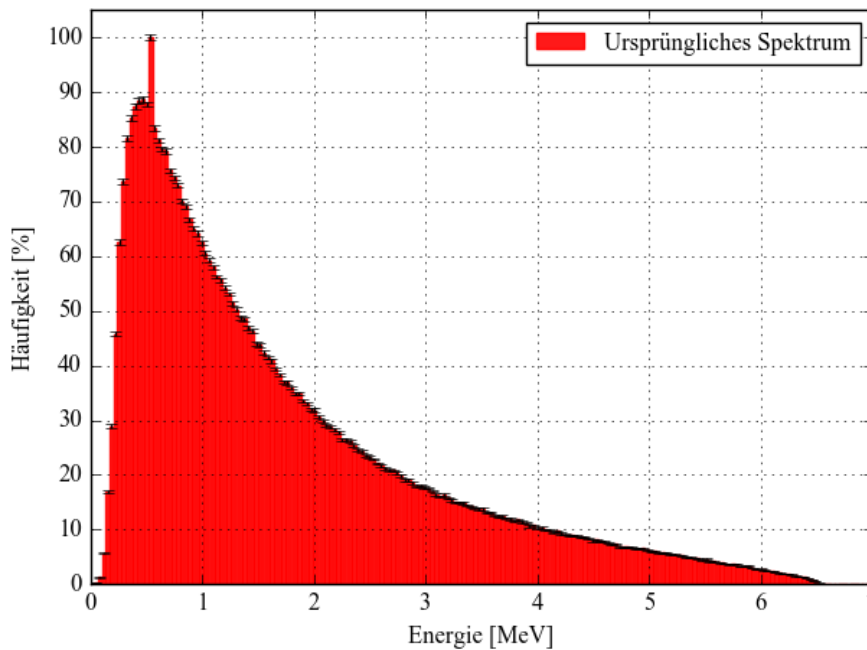


Abbildung 4.10: Ursprüngliches Energiespektrum der Photonen, dargestellt als Histogramm mit den jeweiligen Unsicherheiten aus dem Simulationsframework PRIMMO. Der Peak bei 511 keV geht auf Annihilationsprozesse infolge der Paarbildung im Targetmaterial zurück.

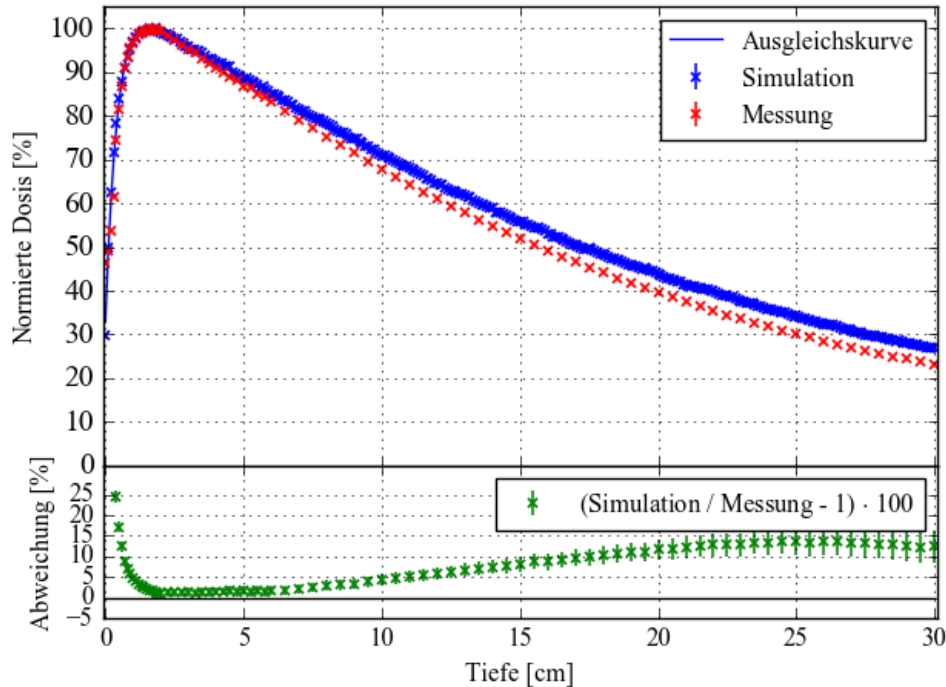


Abbildung 4.11: Gemessene und simulierte Tiefendosiskurve sowie die prozentuale Abweichung zwischen der Ausgleichskurve der Simulation und der Messung. Das Spektrum, das der virtuellen Photonenquelle zugrunde liegt, ist in Abbildung 4.10 dargestellt.

Wie Abbildung 4.11 zeigt, stimmen Simulation und Messung nur begrenzt überein. Die Abweichung zur Messung beträgt im Aufbaubereich aufgrund des steilen Dosisgradienten zum Teil über 10%. Ab einer Wassertiefe von etwa 10 cm betragen die Abweichungen Werte zwischen 5% und 15%.

Das simulierte Spektrum, das aus einer Masterarbeit der TU Gießen stammt [27], wurde in dieser mittels Messungen an einem Beschleuniger verifiziert. Aufgrund der Abweichung zu der im Marien Hospital Herne gemessenen Tiefendosiskurve ist jedoch anzunehmen, dass sich die Spektren der beiden Beschleuniger unterscheiden. Obwohl es sich bei den Beschleunigern um den gleichen Bautyp handelt, kann es dennoch zu Unterschieden in der Energieverteilung der Photonen kommen, wenn zum Beispiel bei einer Wartung Bauteile ausgetauscht werden. Einen weiteren Einfluss könnten Unterschiede zwischen der Simulationssoftware PRIMO, die in [27] verwendet wurde, und Geant4 sein. Deshalb ist eine Anpassung des Energiespektrums und damit der simulierten Tiefendosiskurve an die im Marien Hospital Herne gemessene Tiefendo-

siskurve vorzunehmen. Wie Abbildung 4.11 zeigt, wird mit zunehmender Wassertiefe eine zu hohe Dosis appliziert. Da die Eindringtiefe von Photonen mit zunehmender Energie steigt, kann daraus geschlossen werden, dass das Verhältnis der höherenergetischen Photonen zu den niederenergetischen Photonen in dem Spektrum zu klein ist. Gleichzeitig ist bis zum Dosismaximum bei den Tiefendosiskurven eine gute Übereinstimmung zu erkennen. Der Verlauf nahe der Wasseroberfläche ist dabei auf die niederenergetischen Anteile zurückzuführen, da sie eine geringere Reichweite haben. Auf Basis dieser Überlegungen wird das Energiespektrum modifiziert, sodass sich das in Abbildung 4.12 dargestellte, neue Spektrum ergibt. Die entsprechende Tiefendosiskurve wird in Abbildung 4.13 veranschaulicht, die Abbildungen 4.14 und 4.15 zeigen die beiden Querprofile.

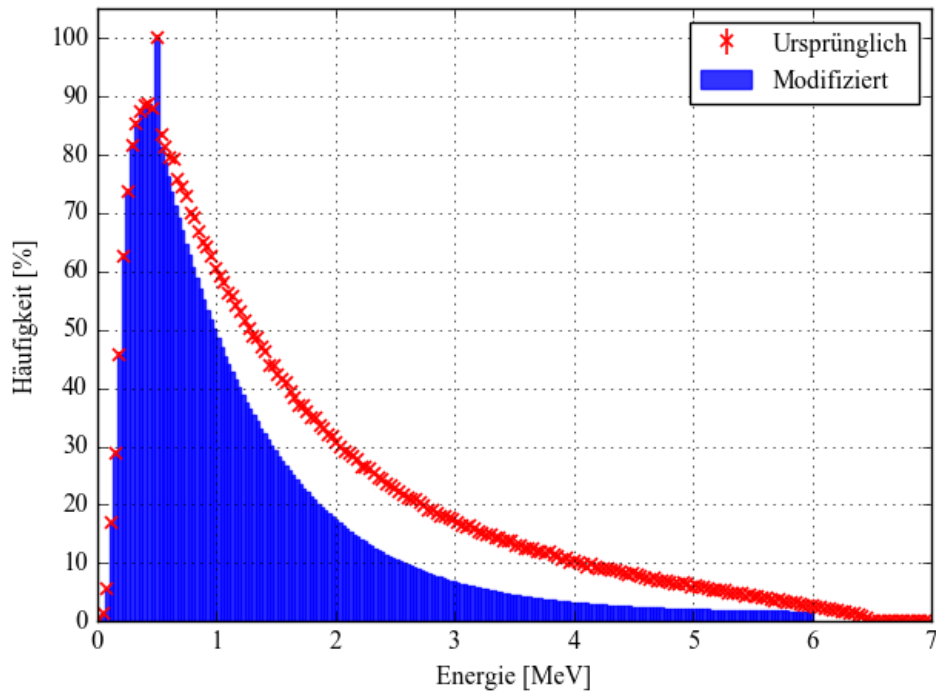


Abbildung 4.12: Ursprüngliches und modifiziertes Energiespektrum der Photonen.

Die Berechnung der Ausgleichsfunktion der Tiefendosiskurve erfolgt erneut mit der

Funktion (4.6), wobei für die Parameter nun gilt:

$$A = 2,55 \pm 0,15 ,$$

$$B = (2,73 \pm 0,05) \text{ cm}^{-1} ,$$

$$C = (1,22 \pm 0,95) \text{ cm} ,$$

$$D = 120,49 \pm 0,78 ,$$

$$E = (0,040 \pm 0,006) \text{ cm}^{-1} ,$$

$$F = 5,78 \pm 0,46 .$$

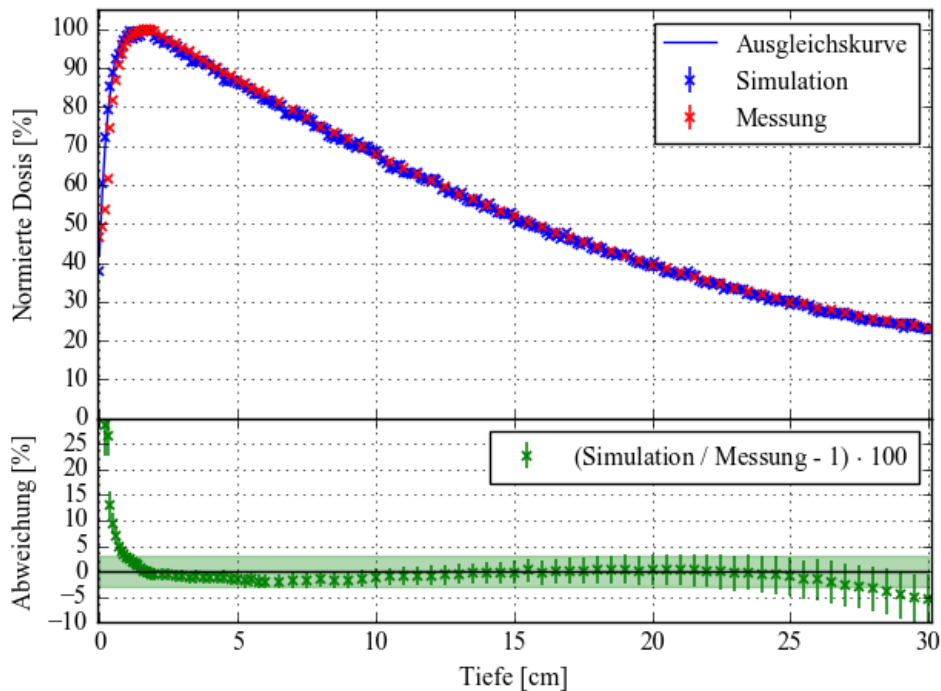


Abbildung 4.13: Gemessene und simulierte Tiefendosiskurven mit der exponentiellen Ausgleichskurve. Der grün markierte Bereich im unteren Diagramm kennzeichnet die $\pm 3\%$ -Abweichungsgrenze.

Die größte Abweichung zur Messung liegt im Aufbaubereich der Kurve, was einerseits auf den hohen Dosisgradienten und andererseits auf messtechnische Schwierigkeiten zurückzuführen ist. Dazu zählen vor allem die Messungen nahe der Wasseroberfläche, da durch die Bewegung der Ionisationskammer Wellen entstehen, die die effektive Messtiefe beeinflussen. Zudem muss nach DIN 6847-5 [37] die Ionisationskammer

bei dem ersten Messwert zur Hälfte aus dem Wasser ragen, was sich aufgrund der begrenzten Genauigkeit bei der Einstellung des Wasserpegels und der Ionisationskammer in der Messung nur schwer umsetzen lässt.

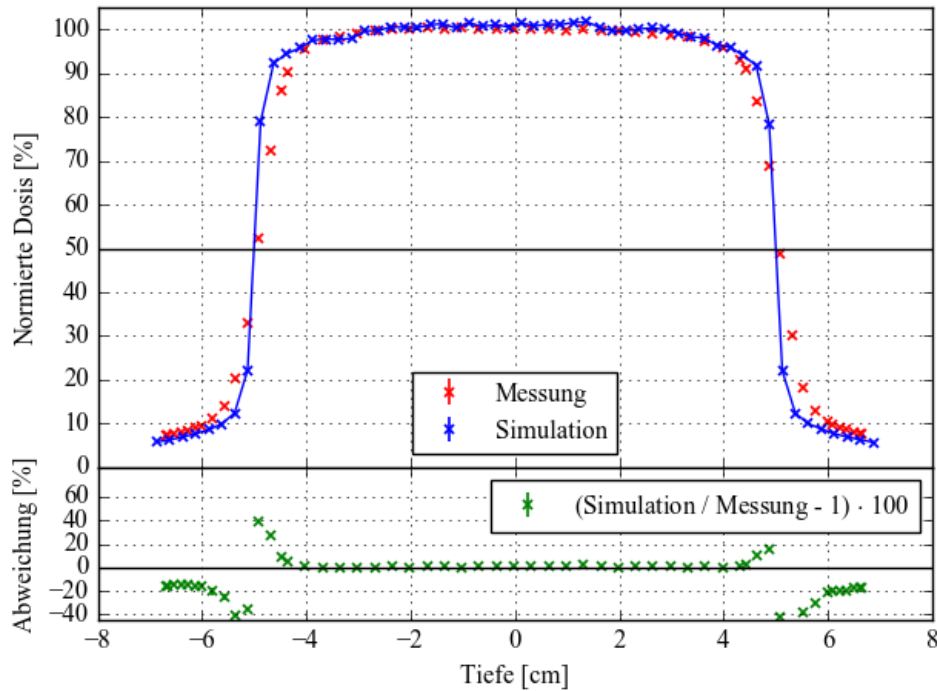


Abbildung 4.14: Gemessenes und simuliertes Querprofil der x-Achse. Zur Berechnung der Abweichung zur Messung wurde eine Interpolation zwischen den simulierten Werten durchgeführt.

Insgesamt zeigt ein Vergleich zwischen der Messung und Simulation eine gute Übereinstimmung. Über einen weiten Bereich (0,8 cm bis 25,6 cm Wassertiefe) liegt die maximale Abweichung zwischen den gemessenen und simulierten Werten unter 3%. Bei der Messung liegt das Dosismaximum in 1,5 cm Wassertiefe, während es bei der Simulation in $(1,637 \pm 0,042)$ cm Wassertiefe liegt.

Für die Querprofile wird die Abweichung durch Interpolation der Simulationswerte berechnet. Verglichen mit der Messung zeigt die Simulation einen steileren Dosisgradienten, vor allem für das Querprofil der x-Achse. Dies lässt sich mit Ungenauigkeiten bei der Einstellung der Größe des Strahlenfeldes mittels der Lamellenkollimatoren erklären. Trotz der relativ großen Abweichungen an den Ausläufen der Querprofile stimmen Messung und Simulation im relevanten Bereich, dem Dosisplateau, gut

überein. Als zusätzliches Vergleichskriterium wird die Halbwertsbreite des Strahlenfeldes berechnet. Für die Messung in x-Richtung liegt sie bei $(10,02 \pm 0,15)$ cm, während die Simulation eine Halbwertsbreite von $(10,00 \pm 0,27)$ cm aufweist. Bei dem Querprofil in y-Richtung beträgt die Halbwertsbreite $(10,10 \pm 0,39)$ cm bei der Messung und $(10,00 \pm 0,27)$ cm in der Simulation.

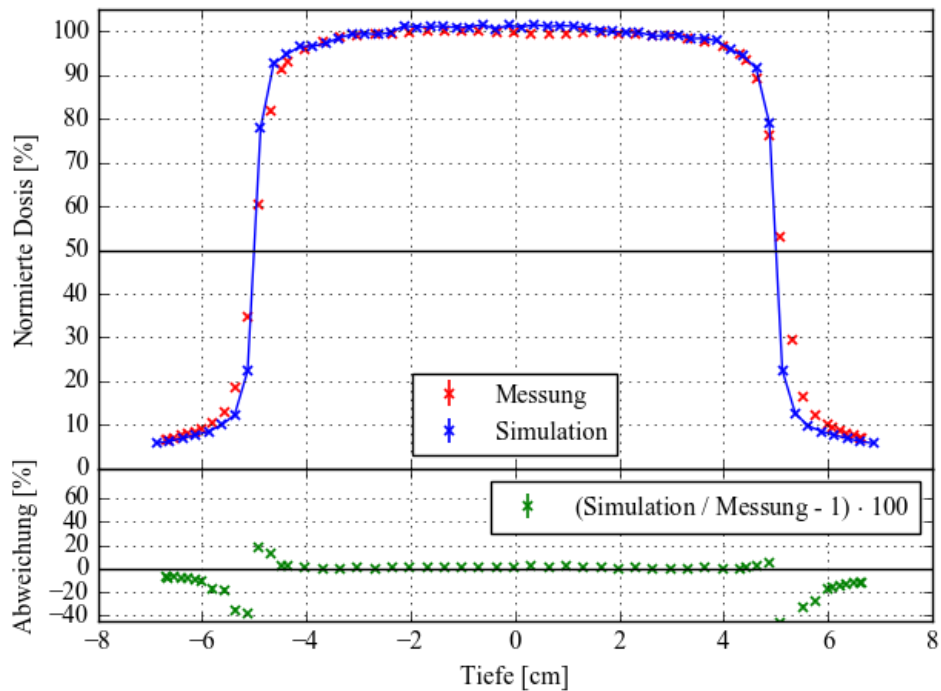


Abbildung 4.15: Gemessenes und simuliertes Querprofil der y-Achse. Zur Berechnung der Abweichung zur Messung wurde eine Interpolation zwischen den simulierten Werten durchgeführt.

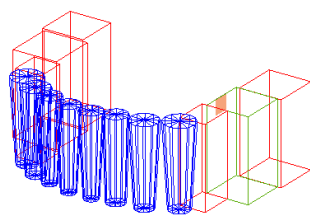
Insgesamt kann das Beschleunigermodell somit als verifiziert angesehen werden, da die Messungen und Simulationen in den relevanten Bereichen eine gute Übereinstimmung zeigen.

4.4.2 Simulation der Bestrahlung

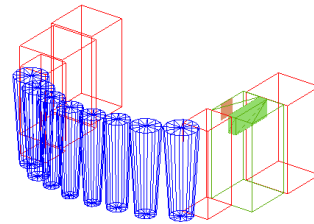
Das Kieferphantom wird mittels Quadern für die Backenzähne und Kegelstümpfen für die restlichen Zähne in Geant4 implementiert. Die irreguläre Form der Zähne wird dabei durch die maximalen Abmessungen angenähert. In Abbildung 4.16 ist das

modellierte Kieferphantom für die verschiedenen Zahnersatzmaterialien dargestellt. Die Brücke befindet sich dabei auf der gegenüberliegenden Seite der Füllungen, Kronen und des Referenzzahnes, da die benachbarten Zähne zur Befestigung dieser abgeschliffen und mit Kronen übersehen sind.

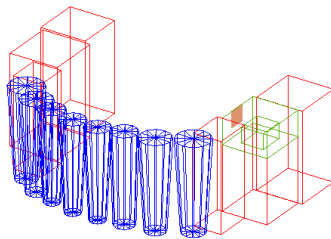
Die Anzahl der Photonen, die den realen Beschleuniger verlassen, ist nicht bekannt, weshalb bei der Simulation nicht die gleiche Anzahl simuliert wird, was sich in einer unterschiedlichen Dosisapplikation äußert. Aus diesem Grund werden die Messwerte und Simulationen jeweils auf den Referenzzahn normiert, sodass ein Vergleich dieser möglich ist.



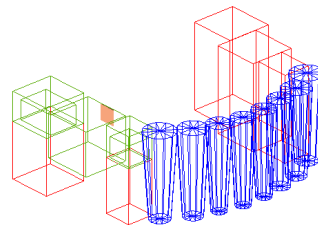
(a) Referenzzahn.



(b) Füllung.



(c) Krone.



(d) Brücke.

Abbildung 4.16: In Geant4 modellierte Kiefermodelle. In Grün ist jeweils der Referenzzahn bzw. der Zahnersatz dargestellt, hinter dem die Dosis gemessen wird. Dahinter befindet sich jeweils der TLD-Chip (orange).

Die Angaben bezüglich der Zusammensetzung der Zahnersatzmaterialien und des Referenzzahnes sind in den Datenblättern zum Teil nicht eindeutig definiert (vgl. Tabelle 3.1). In Tabelle 4.6 sind deshalb die in der Simulation verwendeten Stoffe dargestellt. Für den Referenzzahn aus Duroplast wird Bakelit aus der Geant4-Datenbank mit der aus dem CT bestimmten Dichte von $(1,286 \pm 0,015) \text{ g/cm}^3$ verwendet. Einen Spezialfall stellt das Material Komposit dar, da in dem Datenblatt keine Angaben

zur Zusammensetzung gemacht werden. Komposite bestehen im Allgemeinen aus einem organischen Anteil, hauptsächlich Methacrylat, und einem anorganischen Anteil, wie etwa verschiedene Gläser oder Siliziumdioxid [38]. Für die Simulation wird deshalb eine Mischung aus Methacrylat und Siliziumdioxid gewählt.

Tabelle 4.6: Zusammensetzung der Materialien, die in der Simulation verwendet werden (vgl. Tabelle 3.1).

Material	Chemische Zusammensetzung
Duroplast	Bakelit (5,74% H, 77,46% C, 16,8% O)
Amalgam	49% Hg, 13% Ag, 17% Sn, 15% Cu, 6% Zn
Komposit	50% Methacrylat (28,6% C, 14,3% O, 57,1% H) 50% Siliciumdioxid (70% O, 30% Si)
Zirkon	90% ZrO ₂ , 5% HfO ₂ , 5% Y ₂ O ₃
NEM	66% Co, 28% Cr, 5% Mo, 0,3% Si, 0,3% Fe, 0,3% Mn, 0,05% Ni, 0,05% C

Im Folgenden werden die Ergebnisse der drei Bestrahlungstechniken beschrieben. Die Simulationen werden jeweils zehn Mal durchgeführt und zur Abschätzung der Unsicherheit gemittelt. Die gemittelten Dosiswerte der einzelnen Materialien für das Stehfeld, die IMRT und die VMAT sind in Tabelle 4.7 dargestellt und in Abbildung 4.17 veranschaulicht.

Insgesamt zeigt die NEM-Brücke bei allen Bestrahlungstechniken den größten Einfluss auf die Dosis, während die Auswirkung der beiden Füllungen auf die Dosis am kleinsten ist.

Bei der Stehfeldbestrahlung ruft die Komposit-Füllung als einziges Material mit etwa 2% eine Dosiserhöhung im Vergleich zum Referenzzahn hervor. Alle anderen Implantate weisen eine geringere Dosis auf, insbesondere ist dabei die NEM-Brücke zu nennen, die eine Dosisverringerung von 26% zum Referenzzahn bewirkt. Im Vergleich zu NEM weist Zirkon für beide Implantatarten einen kleineren Einfluss auf die Dosis auf, was auf die geringere Dichte zurückzuführen ist (vgl. Tabelle 3.1). Aufgrund der Materialdicke wird zudem für die Brücken jeweils eine kleinere Dosis berechnet als für die Kronen.

Tabelle 4.7: Mittels MC-Simulation bestimmte Dosis für die verschiedenen Materialien und Bestrahlungstechniken. Bei den Unsicherheiten handelt es sich um den Fehler des Mittelwerts. Die Anzahl # der simulierten Photonen ist pro Simulation. Jede Simulation wird zehn Mal durchgeführt.

Material	$D_{\text{Stehfeld}} / \mu\text{Gy}$	$D_{\text{IMRT}} / \mu\text{Gy}$	$D_{\text{VMAT}} / \mu\text{Gy}$
Referenzzahn	$34,938 \pm 0,089$	$15,525 \pm 0,111$	$49,319 \pm 0,200$
Amalgam-Füllung	$30,837 \pm 0,169$	$15,474 \pm 0,111$	$49,540 \pm 0,186$
Komposit-Füllung	$35,753 \pm 0,155$	$15,420 \pm 0,106$	$50,598 \pm 0,186$
Zirkon-Krone	$29,312 \pm 0,120$	$16,459 \pm 0,123$	$56,153 \pm 0,193$
NEM-Krone	$26,220 \pm 0,140$	$16,851 \pm 0,122$	$57,299 \pm 0,243$
Zirkon-Brücke	$28,761 \pm 0,101$	$16,690 \pm 0,113$	$59,489 \pm 0,218$
NEM-Brücke	$25,779 \pm 0,161$	$16,894 \pm 0,114$	$60,108 \pm 0,229$
# Photonen	10^9	$7 \cdot 10^8$	$245 \cdot 10^7$

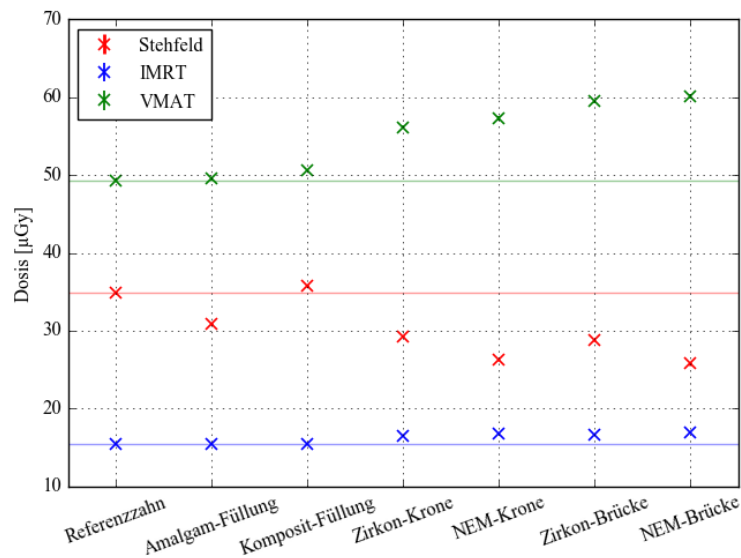


Abbildung 4.17: Mit Geant4 berechnete Dosis für die verschiedenen Materialien und Bestrahlungstechniken. Da die Unsicherheiten kleiner als 1% sind, lassen sich die Fehlerbalken nur schwer erkennen.

Bei der IMRT-Technik weisen die beiden Füllungen im Rahmen der Unsicherheiten dieselbe Dosis auf wie der Referenzzahn. Den größten Einfluss zeigt erneut die NEM-Brücke mit einer Dosiserhöhung von etwa 9% im Vergleich zu dem Referenzzahn. Außerdem ist im Rahmen der Unsicherheiten für die Kronen und Brücken in etwa

die gleiche Dosisverringering festzustellen.

Bei der VMAT-Bestrahlung weisen alle Materialien eine Dosiserhöhung im Vergleich zum Referenzzahn auf, wobei die Dosis der Amalgam-Füllung innerhalb der Unsicherheiten der Dosis des Referenzzahnes entspricht. Die NEM-Brücke zeigt mit 22% den größten Einfluss. Zudem ist erneut eine Abhängigkeit der Dosis von der Dichte bei den Kronen und Brücken zu erkennen. Für NEM wird jeweils eine höhere Dosis berechnet als für Zirkon.

4.4.3 Vergleich zur Messung

Wie bereits im vorherigen Kapitel erwähnt werden alle Dosiswerte der Simulationen und Messungen jeweils auf den Referenzzahn normiert, sodass ein Vergleich des Einflusses der Zahnersatzmaterialien möglich ist. In Abbildung 4.18 ist dies für alle Zahnersatzmaterialien und Bestrahlungstechniken dargestellt. Insgesamt ist eine gute Übereinstimmung zwischen der Simulation und der Messung erkennbar, wie auch ein Vergleich der Dosiswerte in den Tabellen 4.8, 4.9 und 4.10 verdeutlicht.

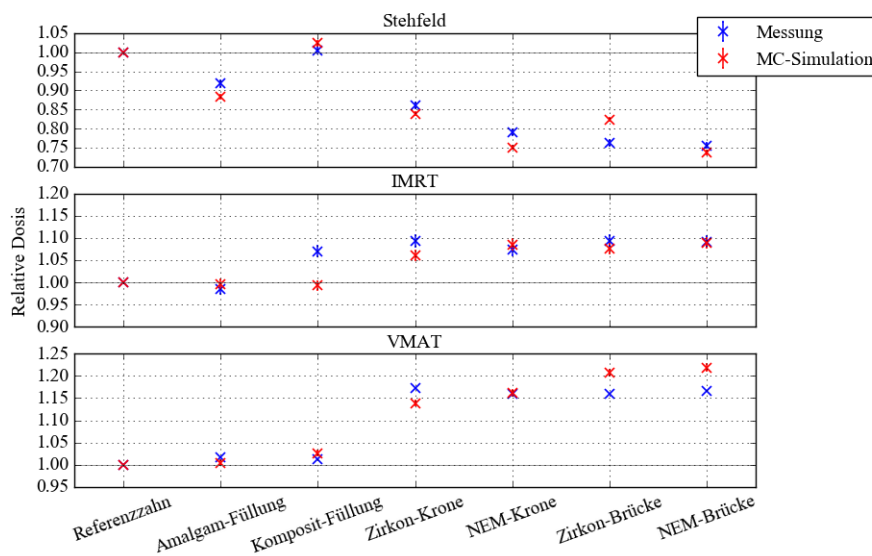


Abbildung 4.18: Vergleich zwischen der relativen Dosis der MC-Simulation und Messung für alle Zahnersatzmaterialien und Bestrahlungstechniken. Die Werte sind auf den jeweiligen Referenzzahn normiert.

Bei der Stehfeldbestrahlung verringert sich die Dosis hinter dem Implantat aufgrund der Absorption der Photonenstrahlung für alle Materialien mit Ausnahme der

Komposit-Füllung. In der MC-Simulation wird diese Abschwächung berücksichtigt, es ergibt sich dabei für Amalgam, NEM und die Zirkon-Krone eine Abweichung von etwa 2 bis 5% zur Messung. Auffällig ist hingegen die relativ große Abweichung von 8% im Fall der Zirkon-Brücke, weshalb die Abweichungen der Kronen und Brücken untereinander betrachtet werden. In der Simulation weichen die beiden Kronen um etwa 11% voneinander ab, was auch auf die beiden Brücken zutrifft. In der Messung beträgt diese Abweichung für die Kronen etwa 8%, für die Brücken hingegen werden im Rahmen der Unsicherheiten gleiche Dosiswerte gemessen. Wie auch in Kapitel 4.2 vermutet, kann dies auf Ungenauigkeiten bei der Messung der Zirkon-Brücke, wie etwa die Lage der Tasche und Positionierung der TLD-Chips, zurückgeführt werden.

Tabelle 4.8: Relative Dosis D der MC-Simulation und Messung für die verschiedenen Zahnersatzmaterialien bei der Stehfeldbestrahlung. Die Werte sind auf den Referenzzahn normiert, weshalb dieser hier nicht mit aufgeführt wird.

Material	$D_{MC,relativ}$	$D_{Messung,relativ}$
Amalgam-Füllung	$0,882 \pm 0,005$	$0,918 \pm 0,008$
Komposit-Füllung	$1,023 \pm 0,004$	$1,004 \pm 0,009$
Zirkon-Krone	$0,839 \pm 0,004$	$0,860 \pm 0,008$
NEM-Krone	$0,750 \pm 0,004$	$0,791 \pm 0,007$
Zirkon-Brücke	$0,823 \pm 0,004$	$0,762 \pm 0,007$
NEM-Brücke	$0,738 \pm 0,005$	$0,756 \pm 0,007$

Da die IMRT-Bestrahlung aus sieben verschiedenen Winkeln erfolgt, wird im Vergleich zur Stehfeldbestrahlung nicht nur die Abschwächung, sondern auch die Rückstreuung detektiert. Dies führt bei den Kronen und Brücken zu einer Dosiserhöhung hinter dem Zahn, wobei die relativen Dosiswerte der Simulation im Rahmen der Unsicherheiten den Messwerten entsprechen. Auffallend ist dabei die gute Übereinstimmung der Dosiswerte bei der Zirkon-Brücke, was darauf hindeutet, dass die große Abweichung bei der Stehfeldbestrahlung tatsächlich auf Messungenauigkeiten zurückzuführen ist. Im Hinblick auf die Füllungen liegt die Abweichung zur Messung für Amalgam bei -3% und für Komposit bei -7%.

Bei der VMAT-Bestrahlung wird im Gegensatz zu IMRT die Dosis kontinuierlich über einen festen Winkelbereich appliziert, was zu einer Dosiserhöhung im Vergleich zum Referenzzahn für alle Zahnersatzmaterialien führt. Wie bei der Stehfeldbestrahlung liefert die MC-Simulation für die beiden Füllungen mit einer Abweichung von jeweils etwa 1% auch bei der VMAT-Bestrahlung gute Ergebnisse, was darauf hindeutet, dass die relativ große Abweichung der Komposit-Füllung bei der IMRT-Technik

Tabelle 4.9: Relative Dosis D der MC-Simulation und Messung für die verschiedenen Zahnersatzmaterialien bei der IMRT-Bestrahlung. Die Werte sind auf den Referenzzahn normiert, weshalb dieser hier nicht mit aufgeführt wird.

Material	$D_{\text{MC,relativ}}$	$D_{\text{Messung,relativ}}$
Amalgam-Füllung	$0,997 \pm 0,010$	$0,986 \pm 0,012$
Komposit-Füllung	$0,993 \pm 0,011$	$1,069 \pm 0,012$
Zirkon-Krone	$1,060 \pm 0,011$	$1,093 \pm 0,013$
NEM-Krone	$1,085 \pm 0,011$	$1,073 \pm 0,012$
Zirkon-Brücke	$1,075 \pm 0,011$	$1,094 \pm 0,012$
NEM-Brücke	$1,088 \pm 0,011$	$1,092 \pm 0,012$

aufgrund von Messungenauigkeiten auftritt. Im Rahmen der Unsicherheiten stimmt die Dosis für die NEM-Krone bei der VMAT-Bestrahlung mit der Messung überein, während die Dosis bei der Zirkon-Krone eine Abweichung von -3% von der Messung ergibt. Im Hinblick auf die Zirkon- und NEM-Brücke wird die Dosis um etwa 4% in der Simulation überschätzt, was im Vergleich zu den anderen Zahnersatzmaterialien die größte Abweichung zur Messung darstellt.

Tabelle 4.10: Relative Dosis D der MC-Simulation und Messung für die verschiedenen Zahnersatzmaterialien bei der VMAT-Bestrahlung. Die Werte sind auf den Referenzzahn normiert, weshalb dieser hier nicht mit aufgeführt wird.

Material	$D_{\text{MC,relativ}}$	$D_{\text{Messung,relativ}}$
Amalgam-Füllung	$1,004 \pm 0,006$	$1,016 \pm 0,009$
Komposit-Füllung	$1,026 \pm 0,006$	$1,012 \pm 0,009$
Zirkon-Krone	$1,140 \pm 0,006$	$1,172 \pm 0,010$
NEM-Krone	$1,162 \pm 0,007$	$1,158 \pm 0,011$
Zirkon-Brücke	$1,206 \pm 0,007$	$1,158 \pm 0,010$
NEM-Brücke	$1,219 \pm 0,007$	$1,167 \pm 0,010$

Insgesamt liefert die MC-Simulation Ergebnisse in guter Übereinstimmung mit der Messung. Neben der Unsicherheit des Beschleunigermodells und Messungenauigkeiten sind die auftretenden Abweichungen zur Messung dabei auf die begrenzte Kenntnis der Zusammensetzung der Materialien sowie auf die vereinfachten Geometrien zurückzuführen. Abgesehen davon scheint die MC-Methode ein zuverlässiges Verfahren zur Dosisbestimmung zu sein, bei dem sowohl die Abschwächung des Photonenstrahls als auch die Streuung der Sekundärteilchen berücksichtigt wird.

4.5 Vergleich aller Methoden

Im folgenden Kapitel werden die experimentellen Messungen mit den Berechnungen des Bestrahlungsplanungssystems Pinnacle³ und den Monte-Carlo-Simulationen verglichen. Dabei werden die drei Bestrahlungstechniken separat betrachtet.

4.5.1 Stehfeld

In Abbildung 4.19 sind die auf den Referenzzahn normierten Dosiswerte für die verschiedenen Zahnersatzmaterialien und Methoden bei einer Stehfeldbestrahlung dargestellt.

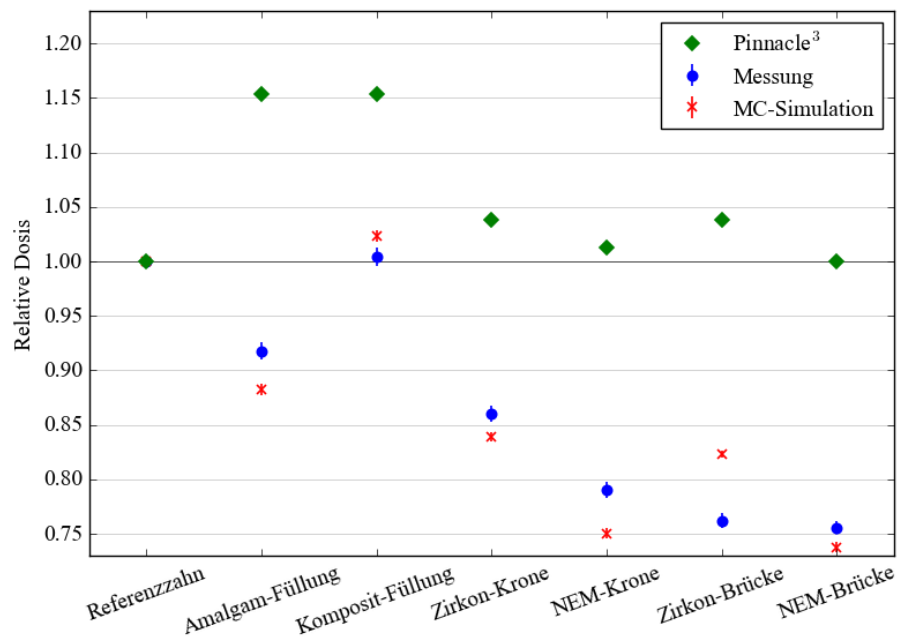


Abbildung 4.19: Verhältnis der Dosiswerte für die drei verschiedenen Methoden bei einer Stehfeld-Bestrahlung.

Wie in Kapitel 4.4.3 beschrieben werden die Messungen gut durch die MC-Simulation angenähert, während die Berechnungen von Pinnacle³ eine deutliche Überschätzung der Dosis aufweisen. Generell wird der Einfluss auf die Dosis größer, je dicker und dichter das Implantatmaterial ist. Pinnacle³ scheint zwar den Trend dieses Einflusses, abgesehen von der Amalgam-Füllung, grundsätzlich widerzuspiegeln, zeigt dabei

jedoch eine Verschiebung zu einer höheren Dosis. Dies tritt auch bei der Komposit-Füllung, die wenig bis gar keine Artefakte im CT hervorruft, auf und deutet darauf hin, dass nicht nur Artefakte zu Ungenauigkeiten in der Dosisberechnung führen, sondern auch das physikalische Modell des CC-Algorithmus.

Die Überschätzung der Dosis bei klinischen Dosisberechnungsalgorithmen aufgrund von inkorrekt modellierter Strahlabschwächung wird auch in Ref. [5] und [39] beschrieben. Dies betrifft Materialien, die sich stark in ihrer Dichte und Komposition von Wasser unterscheiden, was zu Fehlern bei der Dichteskalierung führt [35]. Die MC-Methode wird deshalb als genaueres Verfahren zur Dosisbestimmung bezeichnet als der CC-Algorithmus, was die Ergebnisse dieser Arbeit bestätigt. Die genaue Simulation der Wechselwirkungsprozesse führt dabei zu einer genaueren Dosisberechnung. Zudem wird dabei auch die Ordnungszahl der Materialien berücksichtigt, die aufgrund der damit verbundenen Elektronendichte einen Einfluss auf die Wechselwirkungen hat [34].

Dennoch zeigen Pinnacle³, MC-Simulation und die Messung für die Kronen und Brücken in etwa den gleichen Verlauf. Eine Ausnahme stellt dabei die Zirkon-Brücke dar, die in der Messung einen ähnlichen Einfluss wie die NEM-Brücke aufweist. Wie bereits in Kapitel 4.4.3 erwähnt könnten Messungenauigkeiten ein Grund dafür sein.

4.5.2 IMRT

Der Vergleich der relativen Dosiswerte für die IMRT-Bestrahlung mittels Messungen, Berechnungen von Pinnacle³ und der MC-Simulation ist in Abbildung 4.20 dargestellt. Die Messungen und MC-Simulationen zeigen für die Kronen und Brücken eine Dosiserhöhung im Vergleich zum Referenzzahn, was auf die unterschiedlichen Winkel der Bestrahlung zurückzuführen ist. Dies trifft auch auf das Messergebnis für die Komposit-Füllung zu. Die MC-Simulation berechnet für diese Füllung jedoch eine geringere Dosis, wobei Grund zur Annahme besteht (vgl. Kapitel 4.4.3), dass Positionierungsungenauigkeiten der TLD-Chips bei der Messung einen ungenauen Messwert hervorrufen.

Die Rückstreuung bei der Amalgam-Füllung ist im Vergleich zu den anderen Materialien geringer, weshalb zum Referenzzahn eine geringere Abweichung auftritt, was auch in Ref. [40] für Amalgamlegierungen beschrieben wird. Das Messergebnis wird dabei gut durch die MC-Simulation reproduziert.

Wie bei der Stehfeldbestrahlung ist auch bei der IMRT-Bestrahlung eine Überschätzung der Dosis bei Pinnacle³ zu sehen. Zwar wird dabei erneut der Trend des Einflusses der Zahnersatzmaterialien abgebildet, dennoch zeigt sich im Vergleich zur MC-Simulation eine deutliche Verschiebung zu höheren Dosiswerten. Die Überschätzung der Dosis für die Amalgam-Füllung fällt besonders auf. In Ref. [41] wird

die Ungenauigkeit von CC-Algorithmen bei Anwesenheit von Materialien hoher Dichte in Bezug auf IMRT-Bestrahlungen auf die Strahlaufhärtung durch Absorption niederenergetischer Anteile sowie die unkorrekte Modellierung der Paarerzeugung zurückgeführt.

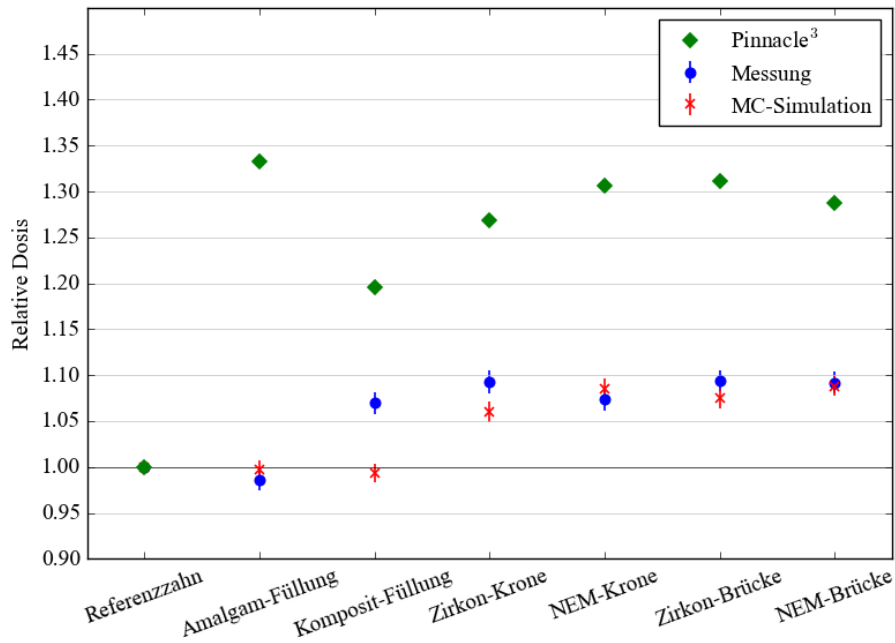


Abbildung 4.20: Relative Dosis für die drei verschiedenen Methoden bei einer IMRT-Bestrahlung.

4.5.3 VMAT

Die VMAT-Bestrahlung unterscheidet sich von der IMRT dahingehend, dass dabei ein Winkelbereich kontinuierlich bestrahlt wird. Dies führt zu einer geringfügig anderen Dosisverteilung, wie Abbildung 4.21 zeigt. Für die Füllungen ist dabei erneut eine große Abweichung zwischen Pinnacle³ und der Messung bzw. MC-Simulation zu erkennen, was sich auf die in den vorherigen Kapiteln beschriebenen Gründe zurückführen lässt. In Ref. [42] werden die Ungenauigkeiten bei VMAT-Bestrahlungen außerdem mit einer fehlerhaften Zuweisung von Hounsfield-Werten zu Elektronendichten begründet.

Für die Komposit-Füllung und die beiden Kronen zeigen Pinnacle³ und MC-Simulation einen ähnlichen Verlauf. Bei den Brücken ist dies jedoch nicht mehr

der Fall, die Werte von Pinnacle³ liegen dabei näher an der Messung als die der MC-Simulation. Dies könnte auf die Form von Artefakten zurückgeführt werden, die zufällig eine Dosisänderung bewirken und in diesem Fall zu einer besseren Übereinstimmung mit der Messung führen.

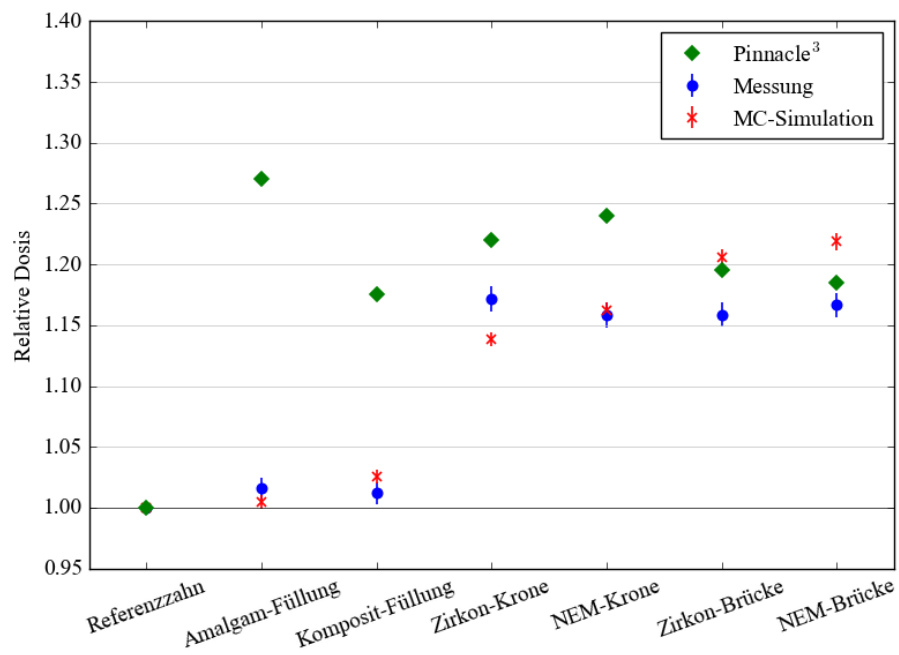


Abbildung 4.21: Relative Dosis für die drei verschiedenen Methoden bei einer VMAT-Bestrahlung. Alle Werte sind zur besseren Vergleichbarkeit auf den jeweiligen Referenzzahn normiert.

5 Zusammenfassung und Ausblick

Im Rahmen dieser Arbeit wird der Einfluss verschiedener Zahnersatzmaterialien auf die Dosisverteilung bei Photonenbestrahlung untersucht. Dabei werden drei Arten des Zahnersatzes und vier verschiedene Materialien betrachtet: Eine Amalgam-Füllung, eine Komposit-Füllung, eine Zirkon-Krone, eine NEM-Krone, eine Zirkon-Brücke und eine NEM-Brücke. Insgesamt kann bei Anwesenheit der Zahnersatzmaterialien eine Abhängigkeit der Dosis von der Dichte, Form und Zusammensetzung des Implantats sowie der Bestrahlungstechnik festgestellt werden.

Bei den experimentellen Messungen der Stehfeld-Bestrahlung zeigt sich für alle Materialien mit Ausnahme der Komposit-Füllung eine Dosisverringerng hinter dem präparierten Zahn im Vergleich zum Referenzzahn. Dies kann auf die Absorption der Photonenstrahlung aufgrund der hohen Dichte der Materialien zurückgeführt werden. Dieser Effekt verstärkt sich mit zunehmender Dichte und Materialdicke. Aufgrund der relativ geringen Abweichung der Dichte zum Referenzzahn entspricht die Dosis der Komposit-Füllung im Rahmen der Unsicherheiten der Dosis des Referenzzahnes. Die Berechnungen von Pinnacle³ weisen im Vergleich zur Messung eine tendenzielle Dosisüberschätzung für alle Materialien auf. Dabei können Dosisabweichungen von bis zu 31% festgestellt werden. Als Gründe für die Ungenauigkeiten in der Dosisberechnung sind zum einen Artefakte zu nennen, die lokal eine höhere Dichte vortäuschen und aufgrund der damit verbundenen Streustrahlung zur Dosiserhöhung beitragen. Zum anderen führen Approximationen in den physikalischen Modellen des CC-Algorithmus, vor allem was die Modellierung der Photonenfluenz und Elektronenstreuung betrifft, zu den genannten Abweichungen.

Ein Vergleich der Messung mit der MC-Simulation zeigt im Gegensatz dazu eine gute Übereinstimmung der Werte, was auf eine genauere Berücksichtigung der Wechselwirkungsprozesse in den Materialien als bei Pinnacle³ schließen lässt. Die auftretenden Abweichungen zur Messung sind auf die Unsicherheiten des simulierten Beschleunigermodells und der Geometrien sowie der begrenzten Kenntnis der Zusammensetzung der verwendeten Materialien zurückzuführen. Außerdem können Ungenauigkeiten in der Messung ebenfalls zu Abweichungen zu MC-Simulation und Pinnacle³ führen.

Bei der Bestrahlung mittels IMRT-Technik werden aufgrund der unterschiedlichen Bestrahlungsrichtungen zusätzlich die Anteile der Rückstreuung detektiert, die insgesamt zu einer Dosiserhöhung im Vergleich zum Referenzzahn führen. Aufgrund

der geringen Materialdicke entspricht die Dosis der Amalgam-Füllung im Rahmen der Unsicherheiten der des Referenzzahnes. Erneut zeigen die Berechnungen mit Pinnacle³ eine Überschätzung der Dosis, wobei für die Zahnersatzmaterialien Abweichungen zwischen 7% und 29% zur Messung auftreten. Mit der MC-Simulation können die Messergebnisse hingegen besser reproduziert werden. Für die Komposit-Füllung wird allerdings eine Dosisverringerung berechnet, während die Messung eine Dosiserhöhung zeigt. Dies ist wie oben erwähnt einerseits auf Ungenauigkeiten bei der Messung zurückzuführen. Vor allem für die Zirkon-Brücke bei der Stehfeldbestrahlung und der Komposit-Füllung bei der IMRT-Bestrahlung wären zusätzliche Messungen sinnvoll, um die relativ große Abweichung zur MC-Simulation zu verstehen.

Die Messergebnisse der VMAT-Bestrahlung zeigen für alle Materialien eine Dosiserhöhung relativ zum Referenzzahn. Im Vergleich berechnet Pinnacle³ für die Zahnersatzmaterialien Werte mit einer Abweichung zwischen 13% und 39% zur Messung. Die Dosisabweichung von 11% für den Referenzzahn unterstreicht eine Schwachstelle des CC-Algorithmus, die auch bei geringfügig höheren Dichten als bei Wasser auftreten.

Die MC-Simulation hingegen liefert auch bei der VMAT-Bestrahlung zuverlässige Werte. Die Dosiserhöhung erfolgt wie bei der IMRT-Technik aufgrund der Rückstreuung am Material, wobei der Unterschied der beiden Techniken auf die unterschiedlichen Winkel zurückgeht.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass Zahnersatzmaterialien einen nicht vernachlässigbaren Einfluss auf die Dosisverteilung haben. Sie können etwa dazu führen, dass aufgrund von Absorption eine Unterdosierung im Tumorgewebe erfolgt oder aber aufgrund von Streuung eine Überdosierung in Risikoorganen entsteht. Eine exakte Dosisberechnung ist deshalb essentiell für den Therapieerfolg, wobei sich in dieser Arbeit die MC-Simulation im Vergleich zum klinisch angewandten CC-Algorithmus als genauere Methode erwiesen hat. Die Überschätzung der Dosis hinter dem Zahn in Pinnacle³ kann etwa dazu führen, dass Tumorgewebe zu wenig bestrahlt wird. Dies sollte bei der Erstellung der Bestrahlungspläne berücksichtigt werden, z.B. indem eine direkte Bestrahlung der Implantate durch geeignete Wahl der Bestrahlungswinkel vermieden wird.

Weitere Arbeiten sollten zudem darauf ausgerichtet werden, die Genauigkeit von klinischen Dosisberechnungsalgorithmen zu verbessern. Eine Möglichkeit dazu bieten Metallartefaktreduktionsalgorithmen, mit denen zum Beispiel im Fall von Hüftimplantaten Verbesserungen festgestellt wurden [43]. Außerdem kann mittels Dichteüberschreibung der Artefakte versucht werden, eine Dosisüberschätzung hinter dem Zahn zu vermeiden.

Zudem wäre ein direkter Vergleich der absoluten Dosiswerte zwischen MC-Simulation und der Messung sinnvoll. Dafür müsste über die Modellierung des Beschleunigers

bzw. der Photonenstrahlen in Geant4 eine Möglichkeit gefunden werden, eine exakte Dosis wie bei der Messung zu applizieren. In diesem Zuge wären zusätzliche Studien zur Verbesserung der Geometrie der Zähne von Vorteil, um die Genauigkeit der MC-Simulation zu erhöhen. Simulationen mit echtem Zahnmaterial und Umgebungsgewebe würden außerdem eine realistische Vorstellung von der Dosisverteilung im Mundraum geben und somit zu einer besseren Abschätzung der Wirkung von Zahnersatzmaterialien beitragen.

A Anhang

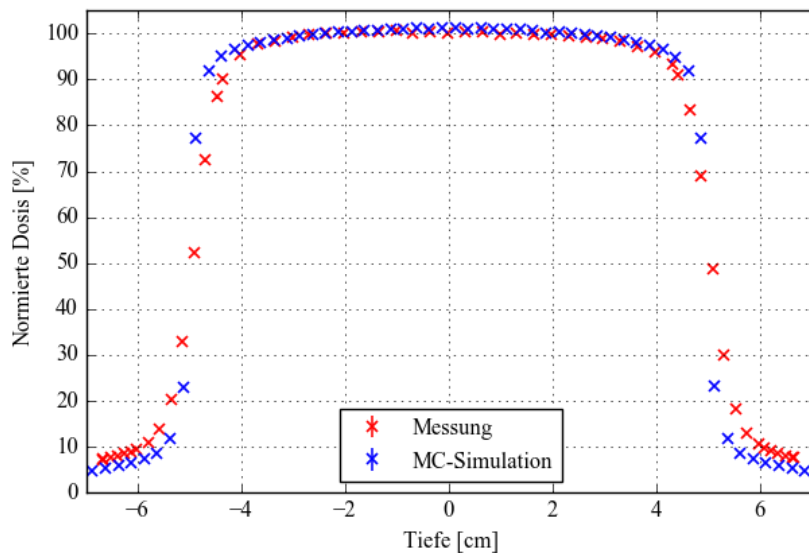


Abbildung A.1: Gemessenes und simuliertes Querprofil der y-Achse. Bei dem Energiespektrum, das der Simulation zugrunde gelegt wurde, handelt es sich um das ursprüngliche, in Abbildung 4.10 dargestellte Spektrum.

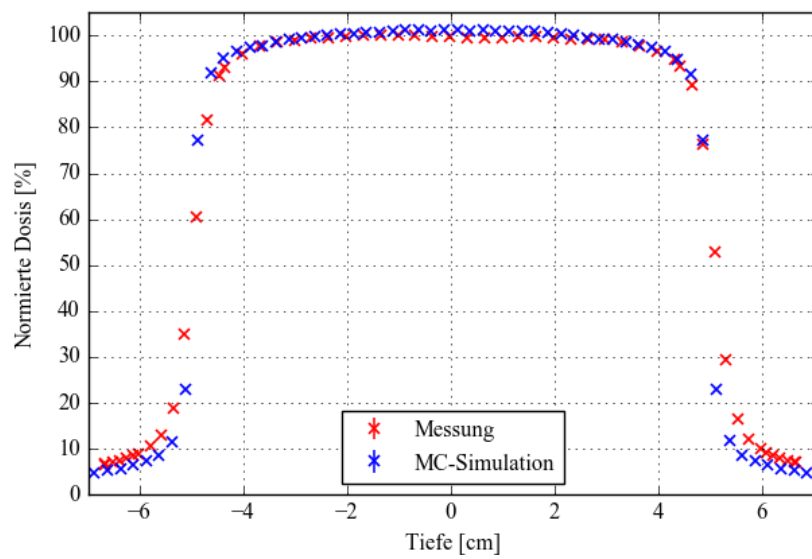


Abbildung A.2: Gemessenes und simuliertes Querprofil der y-Achse. Bei dem Energiespektrum, das der Simulation zugrunde gelegt wurde, handelt es sich um das ursprüngliche, in Abbildung 4.10 dargestellte Spektrum.

Literatur

- [1] B. Farhood und M. Ghorbani. „Dose Calculation Accuracy of Radiotherapy Planning Systems in Out-of-Field Regions“. In: *Journal of Biomedical Physics and Engeneering* 9(2) (2019), S. 133–136.
- [2] Wen-Zhou Chen, Ying Xiao und Jun Lin. „Impact of dose calculation algorithm on radiation therapy“. In: *World Journal of Radiology* 6(11) (2014), S. 874–880.
- [3] Kashmiri L. Chopra, Paul Leo, Christopher Kabat, Durg Vijay Rai, Jaiteerth S. Avadhani, Than Singh Kehwar und Anil Sethi. „Evaluation of dose calculation accuracy of treatment planning systems in the presence of tissue heterogeneities“. In: *Therapeutic Radiology and Oncology* 2(28) (2018).
- [4] Yusung Kim, Wolfgang A. Tomé, Matthieu Bal, Todd R. McNutt und Lothar Spies. „The impact of dental metal artifacts on head and neck IMRT dose distributions“. In: *Radiotherapy and Oncology* 79 (2006), S. 198–202.
- [5] C. De Conto, R. Gschwind, E. Martin und L. Makovicka. „Study of dental protheses influence in radiation therapy“. In: *Physica Medica* 30 (2014), S. 117–121.
- [6] Noor Mail, Y. Albarakati, M. A. Khan, F. Saeedi, N. Safadi, S. Al-Ghamdi und A. Saoudi. „The impacts of dental filling materials on RapidArc treatment planning and dose delivery: Challenges and solution“. In: *Medical Physics* 40(8) (2013), 081714-(1-10).
- [7] Hermann Kolanoski und Norbert Wermes. *Teilchendetektoren*. 1. Auflage. Springer Spektrum, 2016.
- [8] Hanno Krieger. *Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes*. 5. Auflage. Springer Spektrum, 2017.
- [9] Wolfgang Demtröder. *Experimentalphysik 4*. 5. Auflage. Springer Spektrum, 2017.
- [10] Robert Theinert. „Estimation of fading time and irradiation dose in thermoluminescence dosimetry using uni- and multivariate analysis techniques“. Dissertation. Technische Universität Dortmund, 2018.
- [11] Hanno Krieger. *Strahlungsmessung und Dosimetrie*. 2. Auflage. Springer Spektrum, 2013.

- [12] Rolf Sauer. *Strahlentherapie und Onkologie*. 4. Auflage. Urban und Fischer Verlag, 2003.
- [13] Hanno Krieger. *Strahlungsquellen für Technik und Medizin*. 2. Auflage. Springer Spektrum, 2013.
- [14] Manuel Maerz, Oliver Koebel und Barbara Dobler. „Influence of metallic dental implants and metal artefacts on dose calculation accuracy“. In: *Strahlentherapie Onkologie* 191 (2015), S. 234–241.
- [15] Zhilei Liu Shen, Ping Xia, Paul Klahr und Toufik Djemil. „Dosimetric impact of orthopedic metal artifact reduction (O-MAR) on spine SBRT patients“. In: *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 16(5) (2015).
- [16] MPE Moritz Budde. *Mündliche Mitteilung*. 2019.
- [17] *Metallartefakte*. 2019. URL: <https://www.thieme-connect.de/products/ebooks/pdf/10.1055/b-0034-5266.pdf>.
- [18] A. Ahnesjö. „Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media“. In: *Medical Physics* 16(4) (1989), S. 577–592.
- [19] Todd McNutt. „Dose calculations - Collapsed Cone Convolution Superposition and Delta Pixel Beam“. In: *Philips Medical Systems Global Information Center* (2008).
- [20] Torsten Müller. „Entwicklung von Verfahren zur Verbesserung der Genauigkeit bei der stereotaktischen Bestrahlung von bewegten Targets in der Lunge“. Diplomarbeit. Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie des Klinikums der Universität Regensburg, 2006.
- [21] Indrin J. Chetty, Bruce Curran, Joanna E. Cygler, John J. DeMarco, Gary Ezzell, Bruce A. Faddegon, Ivan Kawrakow, Paul J. Keall, Helen Liu, C.-M. Charlie Ma, D. W. O. Rogers, Jan Seuntjens, Daryoush Sheikh-Bagheri und Jeffrey V. Siebers. „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 (12) (2007), S. 4818–4853.
- [22] Oliver Steffen Dohm. „Monte-Carlo Simulation der Dosimetrie kleiner Felder in der Strahlentherapie mit hochenergetischen Photonen“. Dissertation. Eberhardt-Karls-Universität Tübingen, 2005.
- [23] *Wasserphantom MP3-M, PTW Freiburg*. 2019. URL: <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/mp3-m-water-phantom-system/>.

-
- [24] S. Agostinelli et al. „Geant4 - a simulation toolkit“. In: *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* 506(3) (2003).
- [25] *Geant4- A Simulation Toolkit. Book for Application Developers*. 2019. URL: <http://geant4-userdoc.web.cern.ch/geant4-userdoc/UsersGuides/ForApplicationDeveloper/BackupVersions/V10.4/fo/BookForAppliDev.pdf>.
- [26] J. Apostolakis, G. Folger, V. Grichine, A. Howard, V. Ivachenko, M. Kosov, A. Rbion, V. Uzhinsky und D. H. Wright. „GEANT4 Physics List for HEP“. In: *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record* (2008).
- [27] Charlotte Sophie Krahl. „Kommissionierung klinischer Linearbeschleuniger mit dem Monte-Carlo-Tool PRIMO“. Masterarbeit. Technische Universität Gießen, 2018.
- [28] *Datenblatt Amalgam (Silber 70, DMG)*. 2019. URL: <https://de.dmg-dental.com/de/produkte/product/silber-70-solo/>.
- [29] *Datenblatt Komposit (Venus Diamond, Kulzer)*. 2019. URL: https://www.kulzer.de/de/de/zahnarzt/produkte_1/venus_1/venus_diamond_1.aspx.
- [30] *Datenblatt NEM (Ceramill Sintron, Amann Girrbach)*. 2019. URL: <https://www.amangirrbach.com/de/produkte/cadcam-materialien/metall/ceramill-sintron/>.
- [31] *Datenblatt Zirkon (Ceramill ZOLID Preshade, Amann Girrbach)*. 2019. URL: <https://www.amangirrbach.com/de/produkte/cadcam-materialien/keramik/zolid-zirconia/zolid-ht-preshades/>.
- [32] Jörn Große-Knetter und Peter Schaaf. *Das Physikalische Praktikum*. Universitätsverlag Göttingen, 2010.
- [33] Datenblatt der Harshaw TLD von Thermo Electron Corporation. *Harshaw TLD Thermoluminescence Dosimetry Materials and Assemblies*.
- [34] Bernd Reitemeier, Gottfried Reitemeier, Annette Schmidt, Wolfgang Schaal, Peter Blochberger, Dietmar Lehmann und Thomas Herrmann. „Evaluation of a device for attenuation of electron release from dental restorations in a therapeutic radiation field“. In: *The Journal of Prosthetic Dentistry* (2002), S. 323–327.
- [35] Jessie Y. Huang, David S. Followill, Rebecca M. Howell, Xinming Liu, Dragan Mirkovic, Francesco C. Stingo und Stephen F. Kry. „Approaches to reducing photon dose calculation errors near metal implants“. In: *Medical Physics* 43(9) (2016), S. 5117–5130.

- [36] Maria F. Spadea, Joost M. Verburg, Guido Baroni und Joao Seco. „The impact of low-Z and high-Z metal implants in IMRT: A Monte Carlo study of dose inaccuracies in commercial dose algorithms“. In: *Medical Physics* 41 (1) (2014).
- [37] DIN 6847-5. *Medizinische Elektronenbeschleuniger-Anlagen - Teil 5: Konstanzprüfungen von Kennmerkmalen*. 2013.
- [38] Rainer Aswizsus. „Randspaltanalyse von Füllungen mit Bulk Fill-Kompositen“. Dissertation. Ludwig-Maximilians-Universität München, 2017.
- [39] Siarhei Spirydovich, Lech Papiez, Mark Langer, Georg Sandison und Van Thai. „High density dental materials and radiotherapy planning: Comparison of the dose predictions using superposition algorithm and fluence map Monte Carlo method with radiochromic film measurements“. In: *Radiotherapy and Oncology* 81 (2006), S. 306–314.
- [40] David W. H. Chin, Nathaniel Treister, Bernard Friedland, Robert A. Cormack, Roy B. Tishler, Mike Makrigiorgos und Lawrence E. Court. „Effect of dental restorations and protheses on radiotherapy dose distribution: a Monte Carlo study“. In: *Journal of Radiation Research and Applied Sciences* 10(1) (2009), S. 80–89.
- [41] Gareth J. Webster, Carl G. Rowbottom und Ranald I. Mackay. „Evaluation of the impact of dental artefacts on intensity-modulated radiotherapy planning for the head and neck“. In: *Radiotherapy and Oncology* 93 (2009), S. 553–558.
- [42] Mu-Han Lin, Jinsheng Li, Robert A. Price Jr., Lu Wang, Chung-Chi Lee und C.-M. Ma. „The dosimetric impact of dental implants on head-and-neck volumetric modulated arc therapy“. In: *Physics in Medicine and Biology* 506 (2013), S. 1027–1040.
- [43] J. Wei, G.A. Sandison, W.C. Hsi und X. Lu. „Dosimetric impact of a CT artefact suppression algorithm for proton, electron and phtoton therapies“. In: *Physics in Medicine and Biology* 51 (20) (2006), S. 5183–5197.

Danksagung

Zum Schluss möchte ich mich bei allen bedanken, die mich bei der Anfertigung dieser Arbeit und während des Studiums unterstützt haben.

An erster Stelle danke ich Herrn Prof. Dr. Kröniger für die Möglichkeit, diese Arbeit an seinem Lehrstuhl anfertigen zu können sowie für die Übernahme der Erstkorrektur. Außerdem bedanke ich mich bei Herrn Prof. Dr. Spaan für das Erstellen des Zweitgutachtens.

Für die Bereitstellung des Themas sowie der Geräte gilt mein besonderer Dank Herrn Moritz Budde, der mich während der Erstellung dieser Arbeit betreut hat und mir immer mit guten Ratschlägen zur Seite stand.

In diesem Zuge möchte ich auch Herrn Prof. Dr. Adamietz für die Möglichkeit danken, diese Arbeit in der Klinik für Strahlentherapie und Radio-Onkologie am Marien Hospital Herne anfertigen zu können.

Mein besonderer Dank gilt auch Marcel Gerhardt, der mich nicht nur in Geant4 eingewiesen hat, sondern generell bei der Erstellung dieser Arbeit betreut hat. Dafür, dass er immer ein offenes Ohr für Fragen hatte und mir mit hilfreichen Tipps zur Seite stand, möchte ich mich ganz herzlich bedanken.

Außerdem bedanke ich mich bei der gesamten Arbeitsgruppe für das freundliche Arbeitsklima und die schönen gemeinsamen Freizeitaktivitäten.

Zuletzt möchte ich mich bei meiner Familie und meinen Freunden bedanken, die mich während der Zeit meines Studiums in jeder Hinsicht unterstützt haben und mir immer zur Seite standen.