



Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg
Hamburg University of Applied Sciences

Bachelorthesis

Lisa Anna Ripke

Modelle des Menschen zur Bestimmung der
effektiven Strahlendosis in der Röntgendiagnostik

Lisa Anna Ripke

Modelle des Menschen zur Bestimmung der
effektiven Strahlendosis in der Röntgendiagnostik

Bachelorthesis eingereicht im Rahmen der Bachelorprüfung
im Studiengang Informations- und Elektrotechnik
am Department Informations- und Elektrotechnik
der Fakultät Technik und Informatik
der Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg

Betreuender Prüfer : Prof. Dr. Robert Heß
Zweitgutachter : Prof. Dr. rer. nat. Annabella Rauscher-Scheibe

Abgegeben am 12. Mai 2016

Lisa Anna Ripke

Thema des Bachelorthesis

Modelle des Menschen zur Bestimmung der effektiven Strahlendosis in der Röntgendiagnostik

Stichworte

Effektive Dosis, Simulation, Monte-Carlo, Röntgen, Phantom des Menschen, Modellierung

Kurzzusammenfassung

Das Ziel dieser Arbeit ist Auswahl, Überprüfung und Modellierung eines Modells des Menschen. Der Anwendungsbereich des Modells ist die Bestimmung der effektiven Dosis mittels Monte-Carlo-Simulation. Nach der Modellierung wird das Modell in Simulationen mit Hilfe der absorbierten Energien und der daraus berechneten effektiven Dosis als Vergleichsgrößen auf Plausibilität geprüft. Als Bezugsgröße dienen Simulationen im Programm PCXMC. Die wichtigsten Ergebnisse des Vergleichs sind eine gute Übereinstimmung der Organdosen sowie Abweichungen der Skelettdosen.

Lisa Anna Ripke

Title of the paper

Human models to determine effective dose in diagnostic radiology

Keywords

effective dose, simulation, Monte-Carlo, x-rays, human phantom, modelling

Abstract

The aim of this work is revising, selecting and implementing a model of the human being. The scope of the model is to determine the effective dose using Monte Carlo simulation. After modeling the plausibility of the model is checked. The examination is made by means of the absorbed energy and the calculated effective dose. The program PCXMC serves as a benchmark for these values. The main results of the comparison are in good agreement for organ doses. Deviations were found for the skeletal dose.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich allen danken, die mich im Rahmen dieser Bachelorarbeit unterstützt haben.

Ganz besonders möchte ich Herrn Günter Müller danken, der seine Zeit in das Korrekturlesen dieser Arbeit investiert hat.

Darüber hinaus möchte ich mich bei Herrn Karl-Ragnar Riemschneider bedanken, der mich als Mitglied in seiner Arbeitsgruppe aufgenommen und unterstützt hat.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	8
2. Theoretische Grundlagen der Röntgendiagnostik	9
2.1. Physikalische Merkmale der Röntgenstrahlung	9
2.2. Wechselwirkung der Röntgenstrahlung mit Materie	10
2.2.1. Schwächung	11
2.2.2. Photoeffekt	12
2.2.3. Compton-Streuung	13
2.2.4. Rayleigh-Streuung	14
2.2.5. Schwächungs- und Absorptionskoeffizienten	14
2.2.6. Wirkungsquerschnitt	16
2.3. Aufbau eines Röntgengerätes	16
2.3.1. Aufbau einer Röntgenröhre	18
2.3.2. Kollimator	18
2.3.3. Filter	19
2.3.4. Flächendosis-Messkammer	19
2.4. Erzeugung von Röntgenstrahlung	19
2.4.1. Bremsstrahlung	19
2.4.2. Charakteristische Strahlung	20
2.5. Biologische Wirkung der Röntgenstrahlung	21
2.5.1. Deterministische Effekte	22
2.5.2. Stochastische Effekte	22
2.6. Auswahl einiger Dosismessgrößen	22
2.6.1. Kerma	23
2.6.2. Energiedosis	24
2.6.3. Luftkerma-Flächenprodukt	25
2.6.4. Äquivalentdosis	26
2.6.5. Effektive Dosis	26
2.7. Monte-Carlo-Methode	28
2.7.1. Grundlagen der Monte-Carlo Simulation	28
2.7.2. Monte-Carlo-Simulation von Photonen	29
2.8. Modelle des Menschen	31
2.8.1. Modellierungsvarianten	32

2.8.2. Konstruktive Festkörpergeometrie (CSG)	35
3. Material und Methoden der Simulationen	41
3.1. Simulation mit MCPhotons	41
3.1.1. Funktionsweise der Simulation	42
3.1.2. Einstellungen	42
3.1.3. Aufbau	49
3.2. Simulation mit PCXMC	49
3.2.1. Funktionsweise der Simulation	50
3.2.2. Simulationseinstellungen	51
3.3. Auswahl des Modelles	54
3.3.1. Referenz Mann und Frau des ICRP	54
3.3.2. Mathematische Phantome	54
3.3.3. Entscheidung	55
3.4. Bestrahlungsszenarien für die Simulation	56
3.5. Berechnung der effektiven Dosis	58
3.5.1. Berechnung des Gewichts der Organe und Gewebe	58
3.5.2. Ermittlung der Energiedosis	58
3.5.3. Verrechnung mit den Gewichtungsfaktoren	59
4. Modellaufbau	60
4.1. Überblick über die nachgebildeten Organe	60
4.2. Einfügen der Organ- und Gewebezusammensetzungen	62
4.2.1. Herkunft der Organzusammensetzungen	62
4.2.2. Umrechnung der Organzusammensetzungen für die Verwendung in MCPhotons	62
4.3. Modellierung der Gewebe und Organe in MCPhotons	64
4.3.1. Grundlegende Form des Modells	65
4.3.2. Aufbau des Skeletts	66
4.3.3. Geschlechtsspezifische Organe	70
4.3.4. Organe des Verdauungstrakts	71
4.3.5. Harnorgane	74
4.3.6. Realisierung der Atemwege	74
4.3.7. Modellierung der verbleibende inneren Organe	75
4.3.8. Realisierung der Haut	76
4.4. Berechnung der Organmassen	77
5. Simulationsergebnisse und Diskussion	78
5.1. Simulationsergebnisse von PCXMC	78
5.2. Simulationsergebnisse von MCPhotons	80
5.2.1. Rohdaten der Simulation mit MCPhotons	80

5.2.2. Absorbierte Energien der Organe	81
5.2.3. Berechnung der Organ-Energiedosen	82
5.2.4. Berechnung der effektiven Dosis	83
6. Auswertung	86
6.1. Auswertung des Szenarios Hüfte ap	86
6.2. Auswertung des Szenarios Schädel pa	89
6.3. Auswertung der Unterschiede im Skelett	93
7. Fazit	94
7.1. Zusammenfassung	94
7.2. Ausblick	95
Tabellenverzeichnis	96
Abbildungsverzeichnis	97
Literaturverzeichnis	98
A. Anhang	101
A.1. Organdaten	101
A.2. DVD mit dem Anhang	106

1. Einleitung

Fast jeder wurde in seinem Leben schon einmal geröntgt, um zum Beispiel einen gebrochenen Knochen oder die Zähne darzustellen. Jedoch gibt es bei jeder Untersuchung Risiken durch die Strahlung und ihre Spätfolgen wie Krebs. In diesem Zusammenhang besteht die Notwendigkeit, die Gefahr für den Menschen niedrig zu halten. Gleichzeitig muss für die Untersuchung eine ausreichende Qualität des Bildes sichergestellt werden. Dieser Zusammenhang wird als ALARA-Prinzip bezeichnet, wobei ALARA für „as low as reasonable achievable“ steht. Demnach muss in der Röntgendiagnostik der Fokus immer auf dem Patientenwohl unter Berücksichtigung der Güte des Bildes stehen. Dies hat zu deutlichen Fortschritten in der Röntgentechnik geführt und es werden stetige Anstrengungen zur Verbesserung der Röntgenaufnahmen bei geringer Patientenbelastung getroffen. In diesem Zusammenhang besteht die Notwendigkeit einer vergleichbaren Größe zur Patientenbelastung. Die Internationale Strahlenschutzkommission stellt zu diesem Zweck die effektive Strahlendosis vor, welche die Empfindlichkeit der Organe berücksichtigt. Sie bestimmt sich über die einzelnen absorbierten Energien im Körper des Patienten und kann nicht im Menschen gemessen werden. An dieser Stelle kommen Modelle des Menschen zum Einsatz, die den gesamten Körper nachbilden und in Simulationen verwendet werden können. Der große Vorteil ist, dass die Simulation ohne jegliche Belastung des Menschen durchgeführt werden kann.

Der Fokus dieser Arbeit liegt daher auf der Auswahl, Modellierung und Überprüfung eines geeigneten Modells. Das Ziel ist ein Modell des Menschen auszuwählen, welches im Programm MCPhotons lauffähig ist. Bei diesem Programm handelt es sich um ein Monte-Carlo Programm zur Simulation von Photonen in Materialien. Im Programm werden verschiedene Röntgenuntersuchungen des Modells simulieren und aus den Ergebnissen der Simulationen soll anschließend die effektive Dosis berechnet werden. Mit Hilfe der berechneten Ergebnisse kann ein Vergleich mit einem kommerziellen Simulationsprogramm durchgeführt werden. Das Modell muss für diesen Zweck anhand geeigneter Quellen ausgewählt und in MCPhotons aufgebaut werden. In dieser Arbeit werden zuerst die Grundlagen zur Röntgenstrahlung sowie die verschiedenen Messgrößen erläutert und die Funktionsweise der Simulation aufgezeigt. Darauf folgt eine Darstellung verschiedener Modelle des Menschen aus denen die Auswahl getroffen wird. Das gewählte Modell wird anschließend aufgebaut und in Simulationen auf Plausibilität geprüft. Die Plausibilität wird ebenfalls durch direkten Vergleich mit einem weiteren Programm überprüft.

2. Theoretische Grundlagen der Röntgendiagnostik

Die Röntgendiagnostik ist eine weit verbreitete Form der Bildgebung in der Medizin. Sie ermöglicht mit Hilfe von Röntgenstrahlen – ohne die Notwendigkeit einer Operation – Einblicke in den menschlichen Körper.

2.1. Physikalische Merkmale der Röntgenstrahlung

Bei Röntgenstrahlung handelt es sich um elektromagnetische Strahlung, deren Energie mittels Photonen übertragen wird. Allgemein fällt unter diesen Begriff das gesamte elektromagnetische Spektrum, welches sowohl das sichtbare Licht, den Rundfunk, als auch Röntgenstrahlung umfasst. Im folgenden Bild ist ein Ausschnitt des elektromagnetischen Spektrums dargestellt, in dem die Lage der Röntgenstrahlung hervorgehoben ist.

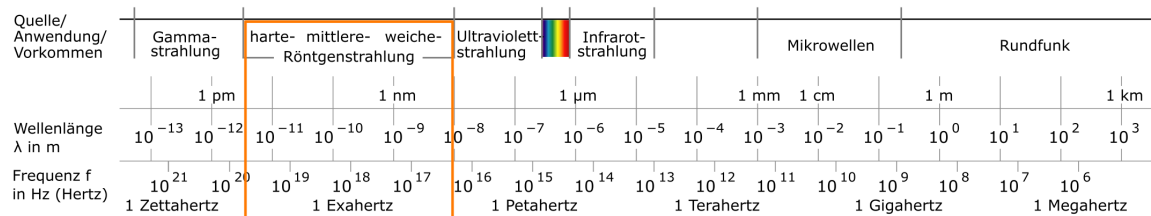


Abb. 2.1.: Ausschnitt des elektromagnetischen Spektrums (erstellt nach [9, S. 329])

Charakterisiert wird die elektromagnetische Strahlung durch die Wellenlänge λ und die Frequenz f , welche multipliziert die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Welle c im Vakuum ergeben.

$$c = \lambda \cdot f \quad (2.1)$$

c : Ausbreitungsgeschwindigkeit der Welle

λ : Wellenlänge

f : Frequenz

Die zugehörige Energie eines Photons wird über die folgende Gleichung bestimmt:

$$E_{\text{Photon}} = h \cdot f \quad (2.2)$$

E_{Photon} : Photonenenergie

h : Planck'sches Wirkungsquantum ($6,626\,07 \times 10^{-34}$ Js)

f : Frequenz

Die Einheit der Photonenenergie ist das Joule (J). Trotzdem wird die Energie der Photonen häufig in Elektronenvolt (eV) angegeben, da diese Angabe Rückschlüsse auf die vorhergehende Beschleunigung eines Elektrons in einem elektrischen Feld zulässt. Eine Angabe von 1 keV entspricht einer Beschleunigung innerhalb einer Potenzialdifferenz von 1000 V. Der Vorteil hiervon wird im Abschnitt 2.4 „Erzeugung von Röntgenstrahlung“ noch deutlicher werden.

Die Angabe in Elektronenvolt kann direkt in Joule umgerechnet werden.

$$1 \text{ eV} = 1,602 \times 10^{-19} \text{ J} \quad (2.3)$$

2.2. Wechselwirkung der Röntgenstrahlung mit Materie

Grundlegend kann Strahlung bei Kontakt mit Materie reflektiert, absorbiert oder geschwächt werden. Betrachtet man elektromagnetische Wellen im Bereich des sichtbaren Lichts, werden diese beim Auftreffen hauptsächlich reflektiert. Für die Bildgebung in der Radiologie ist jedoch die Transmission und Schwächung der Strahlung durch die Materie notwendig, da dies erst die unterschiedliche Darstellung von beispielsweise Knochen und Organen ermöglicht. Die Transmission von Strahlung ist nach [3, S.34] erst möglich, wenn die Wellenlänge der Strahlung kleiner als der Atomradius $r_0 \approx 0,1 \text{ nm}$ ist und die Photonenenergie dementsprechend groß ist.

$$E_{\text{Photon}}^{\text{min}} > \frac{hc}{r_0} \approx 12,4 \text{ keV} \quad (2.4)$$

$E_{\text{Photon}}^{\text{min}}$: minimale Photonenenergie

h : Planck'sches Wirkungsquantum

f : Frequenz

Photonen dieser Energien können das Material somit durchtreten und erfahren dabei eine Schwächung. Diese wird laut [10, S.17] in Bereichen bis zu einigen 100 keV größtenteils durch Absorption und Streuung der Photonen verursacht. Dahinter stehen Wechselwirkungen wie der Photoeffekt oder die Compton- und Rayleigh-Streuung, welche im Folgenden

erläutert werden. Für Strahlung höherer Energie treten noch weitere Wechselwirkungen, wie die Paarbildung auf, welche hier aber nicht weiter erläutert wird.

2.2.1. Schwächung

Wie bereits erläutert wird Strahlung beim Durchtreten von Materie durch Absorption oder Streuung geschwächt. Der Photonenanteil, der ungehindert durch das Material tritt wird durch das Lambert-Beersche Gesetz beschrieben. Der Aufbau für zugehörige Messungen besteht aus einem Material der Dicke d . Senkrecht auf das Material trifft eine Anzahl Photonen n_0 pro Fläche und Zeit, deren verbleibender Photonenanteil $n(d)$ ohne gestreute Photonen betrachtet wird. Die Anzahl verbleibender Photonen nach dem Material wird durch folgende Gleichung beschrieben:

$$n(d) = n_0 \cdot e^{-\mu \cdot d} \quad (2.5)$$

n : Anzahl Photonen

n_0 : initiale Anzahl Photonen

d : Materialdicke

μ : Schwächungskoeffizient

Die vorangehende Gleichung ist in dieser Form nur für monoenergetische Photonen und eine Schicht aus einem einzelnen homogenen Material gültig. Dies begründet sich im eingeführten Schwächungskoeffizienten μ , welcher material- und frequenzabhängig ist. Erweitert man Gleichung (2.5) um die Materialabhängigkeit ergibt sich folgender Zusammenhang:

$$n(d) = n_0 \cdot e^{-\int_0^d \mu(x) \cdot dx} \quad (2.6)$$

n : Anzahl Photonen

n_0 : initiale Anzahl Photonen

d : Materialdicke

μ : Schwächungskoeffizient

Wird die flächen- und zeitbezogene Photonenzahl n mit der Photonenergie $h \cdot f$ multipliziert ergibt sich die Intensität J der Photonen mit der Einheit W m^{-2} , welche in diesem Zusammenhang als Lambert-Beersches Gesetz bezeichnet wird.

$$J(d) = J_0 \cdot e^{-\int_0^d \mu(x) \cdot dx} \quad (2.7)$$

J : Photonenintensität

d : Materialdicke

$J(d)$: austretende Intensität

J_0 : einfallende Intensität

μ : Schwächungskoeffizient

Der Schwächungskoeffizient μ ist, wie bereits beschrieben vom Material und der Frequenz abhängig. Die bestimmenden Parameter für das Material sind die Ordnungszahl Z und die Dichte ρ , wobei der Zusammenhang zur Dichte für Röntgenstrahlung nahezu proportional ist. Daher wird statt des Schwächungskoeffizienten häufig der Massenschwächungskoeffizient μ/ρ mit der Einheit m^2/g verwendet.

Der Schwächungskoeffizient μ setzt sich aus der Summe der Schwächungskoeffizienten der einzelnen im folgenden beschriebenen Wechselwirkungen zusammen.

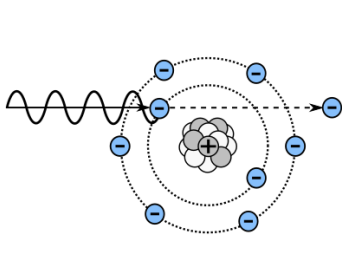


Abb. 2.2.: Photoeffekt
(nach [19, S.7])

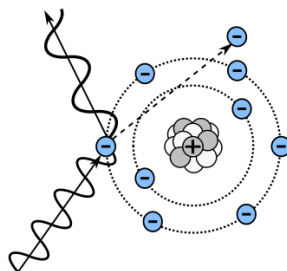


Abb. 2.3.: Compton-Streuung
(nach [19, S.7])

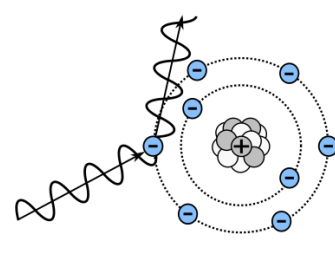


Abb. 2.4.: Rayleigh-Streuung
(nach [10, S.22])

2.2.2. Photoeffekt

Beim Photoeffekt (vgl. Abb. 2.2) wird die gesamte Energie eines einfallenden Photons auf das Hüllenelektron eines Atoms im bestrahlten Material übertragen. Das betroffene Elektron erhält in Folge die kinetische Energie $E_e = E_{\text{Photon}} - E_b$, wobei E_b die Bindungsenergie des Elektrons bezeichnet [10, S.19]. Dieser Effekt findet größtenteils in den inneren Schalen des

Atoms statt. Das betroffene Atom wird dadurch ionisiert und das herausgelöste Photoelektron kann weitere Wechselwirkungen verursachen. Die so entstehenden Elektronen werden als Sekundärelektronen bezeichnet. Da das Atom im Bereich der inneren Schalen ionisiert wird, kann ein Elektron einer äußeren Schale das Loch auffüllen. Die Energiedifferenz der Energieniveaus kann entweder in Form charakteristischer Strahlung emittiert werden (vgl. Unterabschnitt 2.4.2), oder direkt auf ein äußeres schwach gebundenes Hüllenelektron übergehen. Dieses kann durch die zusätzliche Energie das Atom verlassen und wird als Auger-Elektron emittiert.

Da die komplette Photonenenergie ohne etwaige Streuung des Photons auf das Elektron über geht, ist der Photoeffekt in der Röntgendiagnostik vorteilhaft [19, S.6f].

Der Massenschwächungskoeffizient des Photoeffektes zeigt den folgenden Verlauf, der Sprünge aufweisen kann, falls die Photonenenergie die Bindungsenergie weiterer Atomschalen überschreitet.

$$\frac{\mu_P}{\rho} \sim \frac{Z^3}{E_{\text{Photon}}^3} \quad (2.8)$$

$\frac{\mu_P}{\rho}$: Massenschwächungskoeffizient des Photoeffektes
 Z : Ordnungszahl
 E_{Photon} : Photonenenergie

2.2.3. Compton-Streuung

Die Compton-Streuung (vgl. Abb. 2.3) tritt im Gegensatz zum Photoeffekt an den äußeren Schalen der Atome im bestrahlten Material auf. Das einfallende Photon überträgt dabei einen Teil seiner Energie an eines der äußeren Elektronen. In Folge dessen wird das Atom unter Entstehung eines Sekundärelektrons ionisiert. Das Photon erfährt durch die Kollision einen Energieverlust und eine Richtungsänderung, die dazu führt, dass das Gewebe nicht mehr gradlinig durchlaufen wird. Der Energieverlust ist nach [10, S.22] durch den Winkel ϑ bestimmt, um den das Photon abgelenkt wird. Diese Streuung der Photonen verschlechtert die Bildqualität [19, S.7].

$$E_C = \frac{E_{\text{Photon}}}{1 + \alpha(1 - \cos \vartheta)} \quad \text{mit} \quad \alpha = \frac{E_{\text{Photon}}}{511 \text{ keV}} \quad (2.9)$$

E_C : Energie des Photons nach der Ablenkung
 E_{Photon} : Energie des Photons vor der Ablenkung
 ϑ : Ablenkwinkel

2.2.4. Rayleigh-Streuung

Bei der Rayleigh-Streuung (vgl. Abb. 2.4) trifft ein einfallendes Photon auf ein Hüllenelektron und wird ohne Energieverlust abgelenkt. Im Gegensatz zur Compton-Streuung bleibt die Wellenlänge und Frequenz des Photons gleich und nur die Richtung verändert sich. Da es sich bei diesem Effekt um eine Streuung von Photonen handelt, verschlechtert die Rayleigh-Streuung ebenfalls die Bildqualität. [10, S.22f]

2.2.5. Schwächungs- und Absorptionskoeffizienten

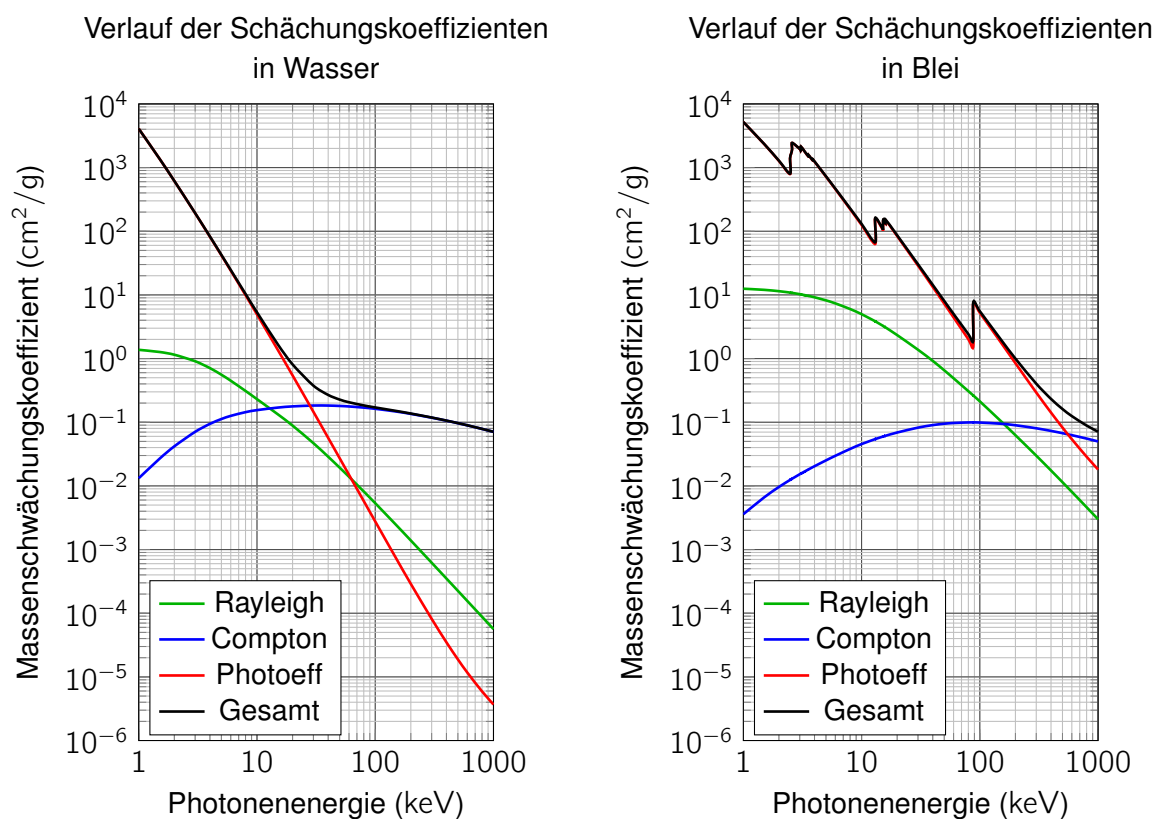


Abb. 2.5.: Verlauf der Massenschwächungskoeffizienten in den Materialien Wasser und Blei (erstellt anhand der Daten von [21])

Im Abschnitt 2.2.1 „Schwächung“ wurde der Schwächungskoeffizient μ eingeführt, welcher in allgemeiner Form als linearer Schwächungskoeffizient bezeichnet wird. Da dieser Koeffizient die Ursachen der Schwächung nicht näher bezeichnet, finden der Energieübertragungskoeffizient μ_{tr} sowie der Energieabsorptionskoeffizient μ_{en} zur weiteren Untergliederung Anwendung.

Der Energieübertragungskoeffizient bezieht sich auf die Umwandlung von Photonenenergie in kinetische Energie sekundärer Teilchen. Der Energieabsorptionskoeffizient bezeichnet die lokale Absorption der übertragenen Energie. Für Photonenenergien $E_{\text{Photon}} < 1 \text{ MeV}$ gilt $\mu_{\text{tr}} \approx \mu_{\text{en}}$, da der Energietransport durch die Sekundärelektronen erst für höhere Energien bedeutend ist [3, S.35].

Alle Schwächungskoeffizienten sind von der Dichte des bestrahlten Materials anhängig. Daher werden zur Beseitigung dieser Abhängigkeit die jeweiligen Massen-Schwächungskoeffizienten μ/ρ mit der Einheit $\text{m}^2 \text{kg}^{-1}$ verwendet (vgl. Unterabschnitt 2.2.1).

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{1}{\rho dl} \frac{dN}{N} \quad (2.10)$$

$\frac{\mu}{\rho}$: Massenschwächungskoeffizient

ρ : Materialdichte

d/l : Wegstrecke im Material

$\frac{dN}{N}$: Anteil wechselwirkender Photonen

Der Massen-Energieübertragungskoeffizient kann analog zu Gleichung 2.10 aufgestellt werden [18, S.18].

$$\frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho} = \frac{1}{\rho dl} \frac{dR_{\text{tr}}}{R} \quad (2.11)$$

$\frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho}$: Massen-Energieübertragungskoeffizient

ρ : Materialdichte

d/l : Wegstrecke im Material

$\frac{dR_{\text{tr}}}{R}$: Mittlere an sekundäre Teilchen übertragene Energie

Der Massen-Energieabsorptionskoeffizient ist in Abhängigkeit von g größer oder kleiner als der Massen-Energieübertragungskoeffizient. Im Bereich der diagnostischen Röntgenstrahlung ist g vernachlässigbar klein [17, S.26].

$$\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} = \frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho} (1 - g) \quad (2.12)$$

$\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho}$: Massen-Energieabsorptionskoeffizient

$\frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho}$: Massen-Energieübertragungskoeffizient

g : Bremsstrahlungs-Ausbeutefaktor

In Abbildung 2.5 ist der Verlauf der Massenschwächungskoeffizienten der hier beschriebenen Wechselwirkungen dargestellt. Für das Material Blei sieht man beispielsweise die deutlichen Sprünge im Verlauf des Photoeffektes. Für Wasser, welches auch den menschlichen Körper ausmacht, sieht man, dass im Bereich um 10 keV der Photoeffekt dominiert und für Energien um 100 keV von der Compton-Streuung abgelöst wird.

2.2.6. Wirkungsquerschnitt

Im Unterabschnitt 2.2.5 wurden verschiedenste Schwächungs- und Absorptionskoeffizienten vorgestellt. Diese lassen sich auf den Wirkungsquerschnitt zurückführen [18, S.17].

$$\sigma = \frac{N}{\Phi} \quad (2.13)$$

σ : Wirkungsquerschnitt

N : Mittlere Anzahl Wechselwirkungen

Φ : Teilchenfluenz

Der Wirkungsquerschnitt wird in Barn (b) angegeben, wobei gilt:

$$1 \text{ b} = 1 \times 10^{-28} \text{ m}^2 = 100 \text{ fm}^2 \quad (2.14)$$

Allgemein hat der Wirkungsquerschnitt somit die Dimension einer Fläche und wird damit zur Veranschaulichung als Querschnittsfläche eine Kugel betrachtet [8, S.9]. Diese Kugel veranschaulicht die Ziele der Photonen wie Elektronen oder Atomkerne im Material [3, S.36]. Je kleiner diese Fläche ist, umso unwahrscheinlicher werden die Wechselwirkungen mit dem Ziel.

2.3. Aufbau eines Röntgengerätes

In der medizinischen Röntgendiagnostik gibt es verschiedene Arten von Röntgensystem, die aus einer Auswahl wiederkehrender Komponenten aufgebaut sind. Beispiele für solche Röntgensysteme sind Computertomographen oder das einfache Tischröntgengerät. Dabei befindet sich der Patient stets zwischen der Röntgenröhre mit ihrem Zubehör und dem Gerät zur Bildaufnahme. Abbildung 2.6 zeigt eine Übersicht der Komponenten, die anhand der Abbildung sowie den Quellen [19, S.12-15] und [10, S.25-30] genauer erläutert werden.

Die Röntgenröhre dient der Erzeugung der Röntgenstrahlung. Da dafür Hochspannung benötigt wird, findet sich an der Anlage ein Hochspannungsgenerator. Der Fokus der Röntgenröhre stellt den Ursprung der austretenden Strahlung dar. Nach dem Austritt aus der Röhre

muss die Strahlung auf den für die jeweilige Untersuchung benötigten Bereich eingegrenzt werden. Dazu ist an der Röntgenröhre das Tiefenblendensystem auch Kollimator genannt angebracht, welches die austretenden Strahlen auf ein Nutzstrahlenbündel eingrenzt. Das Strahlenbündel kann zudem durch verschiedene Filter beeinflusst werden, die niederenergetische Strahlung herausfiltern. Nach dem Filter findet sich die Flächendosis-Messkammer, welche das Flächendosisprodukt des Nutzstrahlenbündels misst.

Hinter dem Patienten ist das Streustrahlenraster angebracht, welches dafür sorgt, dass der Anteil der Streustrahlung, die das Bild beeinflusst verringert wird. Schlussendlich trifft die Strahlung auf ein Bilderzeugungssystem, welches die Aufnahme des bestrahlten Materials ausgibt. Beispiele für Bilderzeugungssystem sind Röntgenfilme oder moderne Flachdetektoren.

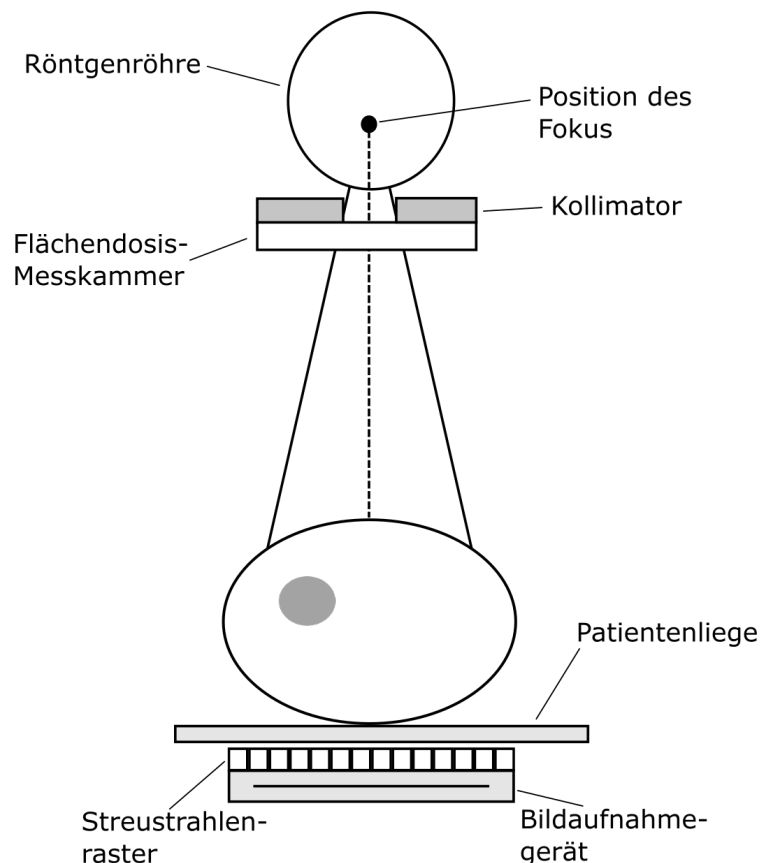


Abb. 2.6.: Grundlegender Aufbau eines einfachen Röntgensystems

In den folgenden Unterabschnitten werden einige der vorgestellten Komponenten noch genauer erläutert. Das Augenmerk liegt auf den Komponenten vor dem Patienten, da diese die Strahlung und somit die resultierenden Dosis im Patienten beeinflussen.

2.3.1. Aufbau einer Röntgenröhre

Zur Erzeugung von Röntgenstrahlung werden Röntgenröhren (vgl. Abb. 2.7) verwendet. Die Röntgenröhre besteht aus einem Vakuumkolben, der sich in einer Bleiummantelung befindet (nicht in der Abbildung zu sehen). Der Kolben beinhaltet die Glühwendel, die eine Elektronenwolke freisetzt und die gegenüberliegende Drehanode. Durch eine äußere Hochspannung werden die Elektronen von der Glühwendel, die dadurch als Kathode fungiert, abgestoßen und zur Anode hin beschleunigt. Die aufschlagenden Elektronen bewirken eine starke Wärmeentwicklung, die durch das Anodenmaterial abgeführt werden muss. Daher wird die Röhre mit Hilfe von Öl, welches zwischen Kolben und äußerer Bleischicht liegt, gekühlt. Durch die konstante Drehbewegung der Anode bei Bestrahlung wird die Wärmeverteilung zusätzlich verbessert. [19, S.12f]

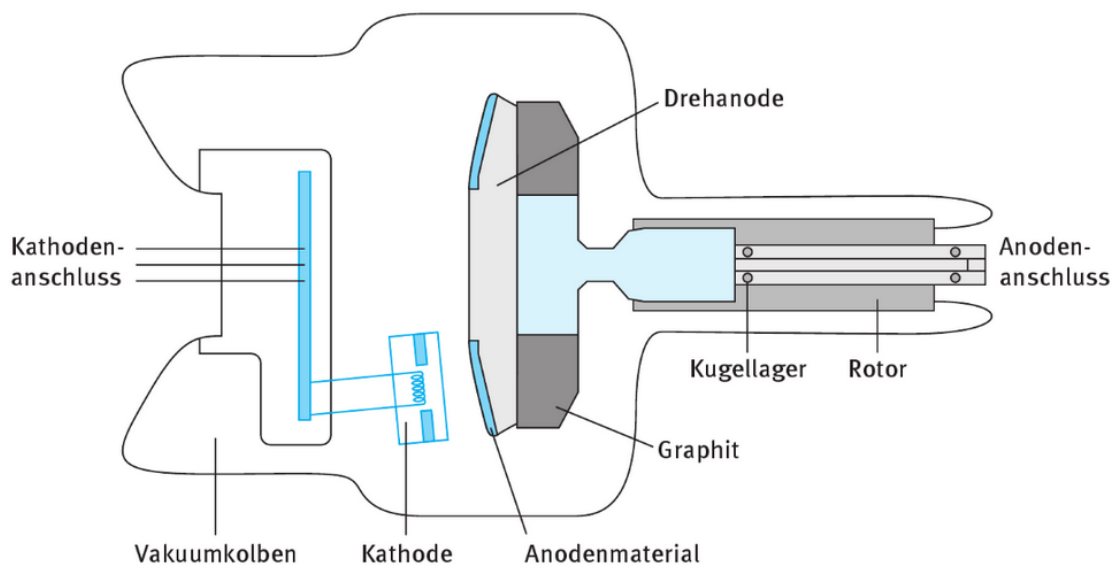


Abb. 2.7.: Röntgenröhre mit Drehanode [10, S. 27])

2.3.2. Kollimator

Der Kollimator dient dazu, das von der Röntgenröhre gelieferte Strahlenbündel einzugrenzen, sodass nur noch ein definiertes Nutzstrahlenbündel übrig bleibt. Diese Eingrenzung ist notwendig, um die Strahlung auf den gewünschten zu bestrahlenden Bereich zu begrenzen und eine Bestrahlung außerhalb zu verhindern. Dadurch wird die Strahlenbelastung des Patienten verringert. [19, S.13]

2.3.3. Filter

Unter dem Filter eines Röntgensystems versteht man verschiedene Arten von Metallplatten, die in das Strahlenbündel eingeschoben sind. Oft handelt es sich um Aluminium- oder Kupferbleche mit der Dicke einiger Millimeter. Sie dienen dazu das Nutzstrahlenbündel „aufzuhärten“, sodass die Strahlung weniger niederenergetische Anteile enthält. Diese Anteile werden entfernt, da sie im Patienten ohne Einfluss auf die Bildqualität absorbiert werden und eine unnötige Strahlenbelastung darstellen.

Jede Röntgenröhre ist mit einem vorgeschriebenen Mindest-Filter ausgestattet, der sich direkt am Strahlenaustrittsfenster befindet. Diese Filter sind gesetzlich vorgeschrieben und können durch die im vorherigen Absatz genannten Filter ergänzt werden. [19, S.13f]

2.3.4. Flächendosis-Messkammer

Die Flächendosis-Messkammer ist die letzte Komponente vor dem Patienten und dient zur Messung des Dosisflächenproduktes (vgl. 2.6.3). Das heißt, die Strahlendosis pro Fläche wird ermittelt.

Die verwendete Messkammer wird auch als Ionisationskammer bezeichnet. Die Messung erfolgt mit Hilfe der Ionisation von Luft zwischen zwei Elektroden durch die einfallende Strahlung. An die Elektroden ist eine Spannung angelegt und durch die Ionisation fließen kleine Ströme, die proportional zur Leistung der Strahlung sind. [3, S.109f]

2.4. Erzeugung von Röntgenstrahlung

Die Bildgebung in der Radiologie beruht auf der Verwendung von Röntgenstrahlung. Sie wird auf das zu untersuchende Gewebe gerichtet und in Abhängigkeit von diesem mehr oder weniger stark geschwächt. Knochen schwächen die Strahlung deutlich stärker als das umliegende Gewebe und heben sich dadurch auf Röntgenaufnahmen hervor. Für die einzelnen Röntgenaufnahmen ist stets Strahlung erforderlich, die von der Röntgenröhre geliefert wird. Im Folgenden werden die Prozesse zur Erzeugung von Röntgenstrahlung erläutert.

2.4.1. Bremsstrahlung

In der Röntgenröhre werden zur Erzeugung von Strahlung Elektronen beschleunigt. Die Beschleunigung der Elektronen dient dem Zweck, sie mit hoher Geschwindigkeit auf den

Anodenteller prallen und abbremsen zu lassen. Durch das Abbremsen und Ablenken des Elektrons an einem Atomkern im Anodenmaterial, wird ein Teil der kinetischen Energie des Elektrons in Photonenenergie umgewandelt. Die entstehenden Photonen werden als Bremsstrahlung (vgl. (2) in Abb. 2.8) in alle Richtungen abgestrahlt. Da die Elektronen die Atomkerne in der Anode häufig verfehlen, werden die Elektronen unterschiedlich stark abgebremst. In Folge dessen entsteht Strahlung verschiedenster Energie und somit ein komplettes Röntgenspektrum. Zu beachten ist, dass etwa 99% der aufgewandten Elektronen direkt auf Elektronen in der Anode stoßen und ihre Energie in Wärme umwandeln. Die verbleibenden 1% werden in Bremsstrahlung umgewandelt, von der nur ein kleiner Anteil in nutzbarer Richtung aus der Röntgenröhre austritt.

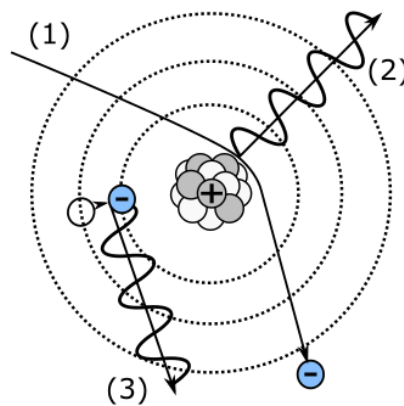


Abb. 2.8.: Bremsstrahlung (2) durch das einfallende Elektron (1) und charakteristische Strahlung (3) (erstellt nach [19, S. 11])

2.4.2. Charakteristische Strahlung

Neben Bremsstrahlung wird in der Anode der Röntgenröhre durch die einfallenden Elektronen charakteristische Strahlung freigesetzt (vgl. (3) in Abb. 2.8). Sie entsteht, wenn ein eintretendes Elektron ein Hüllenelektron im Anodenmaterial heraus stößt und die Lücke durch ein anderes Hüllenelektron aufgefüllt wird. Dabei wird ein Photon emittiert dessen Energie der Differenz zwischen den Energieniveaus des auffüllenden Elektrons und des Loches entspricht. Nur Übergänge mit ausreichend großer Energiedifferenz erreichen Photonenenergien, die im Bereich der Röntgenstrahlung liegen. Diese charakteristische Röntgenstrahlung zeigt sich im Spektrum in Form einzelner definierter Linien.

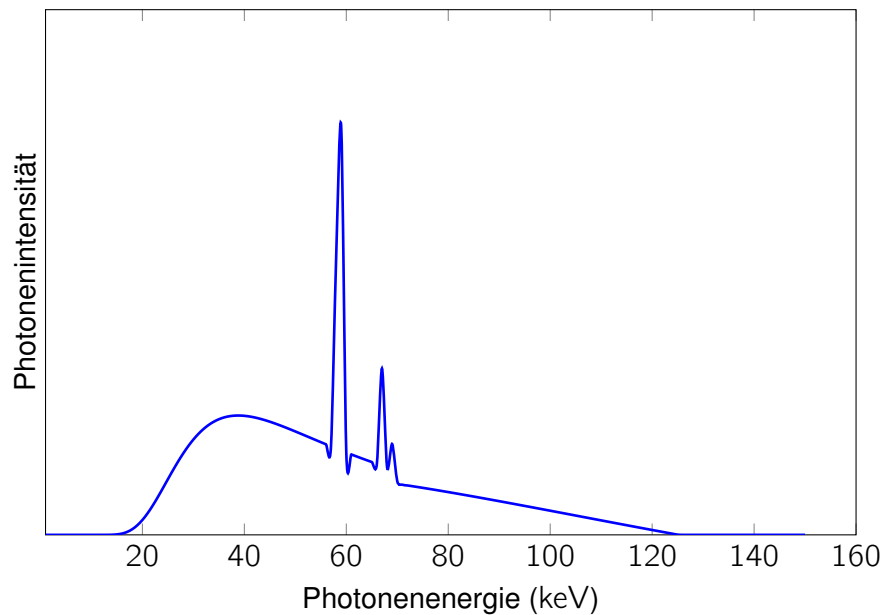


Abb. 2.9.: Kontinuierliches Spektrum einer Röntgenröhre mit Wolframanode, Filterung mit 2,5 mm Aluminium und Röhrenspannung von 125 kV inklusive charakteristischer Strahlung bei Energien von etwa 60 keV und 70 keV

2.5. Biologische Wirkung der Röntgenstrahlung

Im Abschnitt 2.2 „Wechselwirkung der Röntgenstrahlung mit Materie“ wurde deutlich, dass Röntgenstrahlung in Form verschiedener Prozesse Energie in das bestrahlte Gewebe überträgt. Dies kann zum Beispiel in Form einer direkten Anregung oder Ionisation von Biomolekülen, wie der DNS in den Zellen geschehen. Häufig werden auch Wassermoleküle innerhalb des Gewebes getroffen. Durch die Strahlung werden in Folge Ionen, Radikale oder Sekundärelektronen im Gewebe freigesetzt, welche das Gewebe schädigen können. Möglich ist auch eine Veränderung der betroffenen Biomoleküle. Viele dieser Schäden werden durch zellinterne Kontrollmechanismen aufgedeckt und durch das zelleigene Reparatursystem beseitigt. Teilweise kann diese Reparatur jedoch ausbleiben und zu Spätfolgen führen. Die Spätfolgen werden in stochastische, das heißt zufällige und deterministische, nicht zufällige Effekte unterteilt und anhand der Quellen [10, S.204f], [19, S.41-51] und [3, S.129] kurz erläutert.

2.5.1. Deterministische Effekte

Deterministische Effekte beschreiben Strahlenschäden, die erst ab bestimmten Schwellwerten der Dosis auftreten. Unterhalb des Schwellwertes reicht die Reparaturfähigkeit des betroffenen Gewebes aus, bleibende Schäden zu verhindern. Oberhalb des Schwellwertes können die Schäden zu Problemen bei der Zellteilung oder gar zum Zelltod führen. Je weiter der Schwellwert überschritten wird, desto schwerwiegender sind die Schäden, die schlussendlich zum Tod des gesamten Organismus führen können.

Die Wahrscheinlichkeit und der Schweregrad der Schäden hängt neben der Dosis von weiteren Faktoren ab, wie zum Beispiel der Sensibilität des bestrahlten Gewebes oder der Größe des bestrahlten Volumens. Besonders sensibel ist zum Beispiel das aktive Knochenmark, welches für die Blutbildung sorgt.

2.5.2. Stochastische Effekte

Im Gegensatz zu den deterministischen Effekten gibt es für stochastische Effekte keinen Schwellwert. Dies ist darin begründet, dass stochastische Schäden durch fehlerhaft oder nicht reparierte Zellschäden entstehen können. In diesem Fall werden zwei Arten stochastischer Effekte unterschieden, die Entstehung von Krebs im bestrahlten Gewebe und das Auftreten von genetischen Veränderungen des Nachwuchses.

Krebs kann als Spätfolge von Schäden an den allgemeinen Körperzellen entstehen. Die genetischen Veränderungen hingegen sind Folge von Schäden an den Keimzellen. Diese Prozesse sind insofern zufällig, da eventuelle Schäden vom Körper wieder repariert werden können, bevor sich die genannten Spätfolgen zeigen.

2.6. Auswahl einiger Dosismessgrößen

Im Abschnitt 2.5 „Biologische Wirkung der Röntgenstrahlung“ wurde aufgezeigt, dass Röntgenstrahlung zu verschiedenen Schäden im bestrahlten Gewebe führen kann. Dadurch ergibt sich die Notwendigkeit die Strahlenbelastung so gering wie möglich zu halten. Für eine Vergleichbarkeit sind somit konkrete Messgrößen essentiell. Viele dieser Messgrößen sind durch die ICRU (International Commission on Radiation Units & Measurements) erarbeitet, welche das Ziel hat international anerkannte Empfehlungen zu radiologischen Messgrößen aufzustellen [16].

Im Folgenden werden eine Auswahl an Messgrößen vorgestellt sowie speziell auf die effektive Dosis eingegangen.

2.6.1. Kerma

Die Messgröße Kerma K (Kinetic energy released per mass) beschreibt nach [18] die lokale Energieumwandlung von Photonenenergie in kinetische Energie sekundärer Teilchen.

$$K = \frac{dE_{\text{tr}}}{dm} \quad (2.15)$$

K : Kerma

dE_{tr} : Summe der initialen kinetischen Energien der Sekundarteilchen

dm : Material mit der Masse m

Das Kerma ist durch die Summe der ursprünglichen kinetischen Energien innerhalb einer Masse bestimmt und wird in Gray ($\text{Gy} = \text{J kg}^{-1}$) angegeben. Da es nur innerhalb eines Punktes definiert ist, kann es aus der Fluenz Ψ über den Massen-Energieübertragungskoeffizienten μ_{tr}/ρ berechnet werden. Die Fluenz ist der Quotient aus Strahlungsenergie und der Fläche eines Kugelquerschnitts.

$$K = \frac{\Psi \cdot \mu_{\text{tr}}}{\rho} \quad \text{mit} \quad \Psi = \frac{dR}{dA} \quad (2.16)$$

Ψ : Energiefluenz

dR : Strahlungsenergie

dA : Querschnittsfläche einer Kugel

K : Kerma

$\frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho}$: Massen-Energieübertragungskoeffizient

Das Luftkerma beschreibt das Kerma in Luft, wobei der Massen-Energieübertragungskoeffizienten für Luft verwendet wird.

$$K_a = \Psi \cdot \left(\frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho} \right)_a \quad (2.17)$$

K : Luftkerma

a : Luft (Air)

Ψ : Fluenz

$\frac{\mu_a}{\rho}$: Massen-Energieübertragungskoeffizient in Luft

Die Gleichungen 2.15 bis 2.17 gelten für monoenergetische Strahlung und müssen für die Anwendung in der Röntgendiagnostik die Verteilung der Energiefluenz berücksichtigen sowie dementsprechend gewichtete Massen-Energieübertragungskoeffizienten verwenden [17].

2.6.2. Energiedosis

Als Energiedosis D wird nach [17, S.25] die Energie, die von der Materie absorbiert wurde, bezeichnet, sie wird in Gray (Gy) angegeben. Die Energie wird durch Ionisation an die Materie abgegeben.

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (2.18)$$

D : Energiedosis

$d\bar{\epsilon}$: mittlere durch ionisierende Strahlung übertragene Energie

dm : Masse der Materie

Die mittlere übertragene Energie $\bar{\epsilon}$ in einem Volumen entspricht der gesamten eintretenden Strahlungsenergie R_{in} , von der die gesamte austretende Strahlungsenergie R_{out} abgezogen wird, sowie die Summe der übrigen Energieveränderungen addiert wird.

$$\bar{\epsilon} = R_{in} - R_{out} + \sum Q \quad (2.19)$$

$\bar{\epsilon}$: mittlere durch ionisierende Strahlung übertragene Energie

R_{in} : eintretende Strahlungsenergie

R_{out} : austretende Strahlungsenergie

Q : Veränderungen der Energien der elementaren Partikel

Besteht ein Ladungsträgergleichgewicht, das heißt sind Anzahl, Energie und Richtung ein- und austretender Elektronen im betrachteten Volumen gleich, kann die Energiedosis D in einem Material t mit Hilfe der Energiefluenz ausgedrückt werden [17, S.25f].

$$D_t = \Psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_t \quad (2.20)$$

D_t : Energiedosis

Ψ : Energiefluenz

$\frac{\mu_{en}}{\rho}$: Massen-Energieabsorptionskoeffizient

t : Material

In der diagnostischen Radiologie gilt $\mu_{\text{en}} \approx \mu_{\text{tr}}$ (vgl. Unterabschnitt 2.2.5). Dadurch kann die Energiedosis als äquivalent zum Kerma angenommen werden [17, S.26].

$$K = D = \Psi \frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} = \Psi \frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho} \quad (2.21)$$

D_t : Energiedosis

K : Kerma

$\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho}$: Massen-Energieabsorptionskoeffizient

$\frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho}$: Massen-Energieübertragungskoeffizient

2.6.3. Luftkerma-Flächenprodukt

Das Luftkerma-Flächenprodukt bezeichnet das Integral des Luftkermas P_{KA} über eine Fläche A senkrecht zur Strahlung. Im allgemeinen Sprachgebrauch wird diese Messgröße meist als Dosisflächenprodukt bezeichnet, was unter bestimmten Bedingungen (vgl. Unterabschnitt 2.6.1) korrekt ist. Das Luftkerma-Flächenprodukt wird mit Hilfe von Ionisationskammern (vgl. 2.3.4) gemessen und in Gy cm^2 angegeben.

$$P_{\text{KA}} = \int_A K_a(A) dA \quad (2.22)$$

P_{KA} : Luftkerma-Flächenprodukt

A : Fläche senkrecht zur Strahlung

$K_a(A)$: Luftkerma ohne Rückstreuung

Für kleine Flächen A ist das Luftkerma ohne Rückstreuung $K_a(A)$ näherungsweise konstant über die Fläche und kann ohne Integral berechnet werden [17, S.29].

$$P_{\text{KA}} = \int_A K_a(A) dA = K_a A$$

Des Weiteren hat das Luftkerma-Flächenprodukt die Eigenschaft näherungsweise unabhängig vom Abstand zum Fokus der Röntgenröhre zu sein. Dies gilt, solange die Entfernung zum Patienten ausreicht, keine Rückstreuung zu messen. Dadurch entsteht der Vorteil, die genaue Höhe der Ionisationskammer am Röntgengerät bei Messungen nicht angeben zu müssen. [17, S.29]

2.6.4. Äquivalentdosis

Die Äquivalentdosis H bezeichnet die anhand der Strahlungsart gewichtete Energiedosis D eines Gewebes. Sie ist daher nicht messbar [14, S.70], sondern stellt eine berechnete Größe dar.

$$H_T = \sum_R D_{T,R} \cdot w_R \quad (2.23)$$

H_T : Äquivalentdosis eines Gewebes

T : Laufindex über die Gewebe

$D_{T,R}$: Energiedosis einer Strahlungsart in einem Gewebe

R : Laufindex über die Strahlungsarten

w_R : Strahlungswichtungsfaktor

Die Summe läuft über alle aufgetretenen Strahlungsarten, wobei das „R“ für das englische „radiation“ steht. Der Strahlungswichtungsfaktor ist als dimensionslose Zahl definiert. Die Einheit der Äquivalentdosis ist nicht mehr Gray (Gy), sondern Sievert (Sv). Dies ist darin begründet, dass der Messwert im Strahlenschutz im Kontext der Gefährdungsunterscheidung verwendet wird. Strahlung mit dem Gewichtungsfaktor 1, wie beispielsweise Röntgenstrahlung hat ein geringeres Risiko im Umgang, als zum Beispiel Alphastrahlung mit einem Gewichtungsfaktor von 20.

Tab. 2.1.: Auswahl einiger Strahlungswichtungsfaktoren ([14, S. 64] gekürzt)

Strahlungsart	w_R
Photonenstrahlung (wie z.B. Röntgenstrahlung)	1
Elektronenstrahlung	1
Protonenstrahlung	2
Alphastrahlung	20

Die Gewichtungsfaktoren sind auf Grundlage der relativen biologischen Wirksamkeit der jeweiligen Strahlung ermittelt. Je höher der Faktor, desto höher ist die kanzerogene Wirkung auf den Menschen, das heißt die Wahrscheinlichkeit Krebs zu entwickeln.

2.6.5. Effektive Dosis

Die effektive Dosis, welche ebenfalls nicht messbar ist [14, S.70], geht nach der Äquivalentdosis noch einen Schritt weiter. Es wird nicht mehr nur nach Art der Strahlung gewichtet,

sondern zusätzlich die Strahlensensitivität der bestrahlten Organe und Gewebe mit einbezogen. Dies wird mit Hilfe der Gewebewichtungsfaktoren (vgl. Tabell 2.2) realisiert.

$$E = \sum_T H_T \cdot w_T = \sum_T w_T \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (2.24)$$

E : Effektive Dosis

H_T : Äquivalentdosis eines Gewebes

T : Laufindex über die Gewebearten

w_T : Gewebewichtungsfaktor

R : Laufindex über die Strahlungsarten

w_R : Strahlungswichtungsfaktor

$D_{T,R}$: Energiedosis

Die Äquivalentdosis der restlichen Gewebe (vgl. Tabelle 2.2) wird über den arithmetischen Mittelwert der Einzelwerte jeweils für den Mann und die Frau ermittelt [14, S.291].

$$H_{\text{rem}}^M = \frac{1}{3} \sum_T^{13} H_T^M \quad \text{und} \quad H_{\text{rem}}^F = \frac{1}{3} \sum_T^{13} H_T^F \quad (2.25)$$

H_{rem} : Äquivalent Dosis der restlichen Gewebe

H_T : Äquivalentdosis eines Gewebes

T : Laufindex über die Gewebearten

M : Index für Gewebe des Mannes

F : Index für Gewebe der Frau

Die effektive Dosis wird für den ganzen Körper berechnet, wobei die Gewebewichtungsfaktoren erneut dimensionslos sind. Die Einheit der effektiven Dosis ist Sievert (Sv). Die Gewichtungsfaktoren für die verschiedene Gewebe wurden vom ICRP (International Commission on Radiological Protection) unter Berücksichtigung verschiedener Daten ausgewählt und stellen über Altersgruppen und beide Geschlechter gemittelte Werte dar [14, S.68]. Daher sollte die effektive Dosis nicht zur Ermittlung der Risikoabschätzungen von Individuen verwendet werden, sondern es sollte für diesen Zweck auf die Energiedosis zurück gegriffen werden [14, S.76].

Tab. 2.2.: Gewebegewichtungsfaktoren [14, S. 65]

Gewebe	w_T	$\sum w_T$
Knochenmark (rot), Lunge, Magen, Dickdarm, Brust, Restliche Gewebe*	0,12	0,72
Gonaden	0,08	0,08
Blase, Speiseröhre, Leber, Schilddrüse	0,04	0,16
Knochenoberfläche, Gehirn, Speicheldrüsen, Haut	0,01	0,04
	Gesamt	1,0

* Restliche Gewebe: Nebennieren, Extrathorakaler Bereich, Gallenblase, Herz, Nieren, Lymphknoten, Muskel, Mundschleimhaut, Bauchspeicheldrüse, Dünndarm, Milz, Thymusdrüse, Prostata oder Gebärmutter/Gebärmutterhals

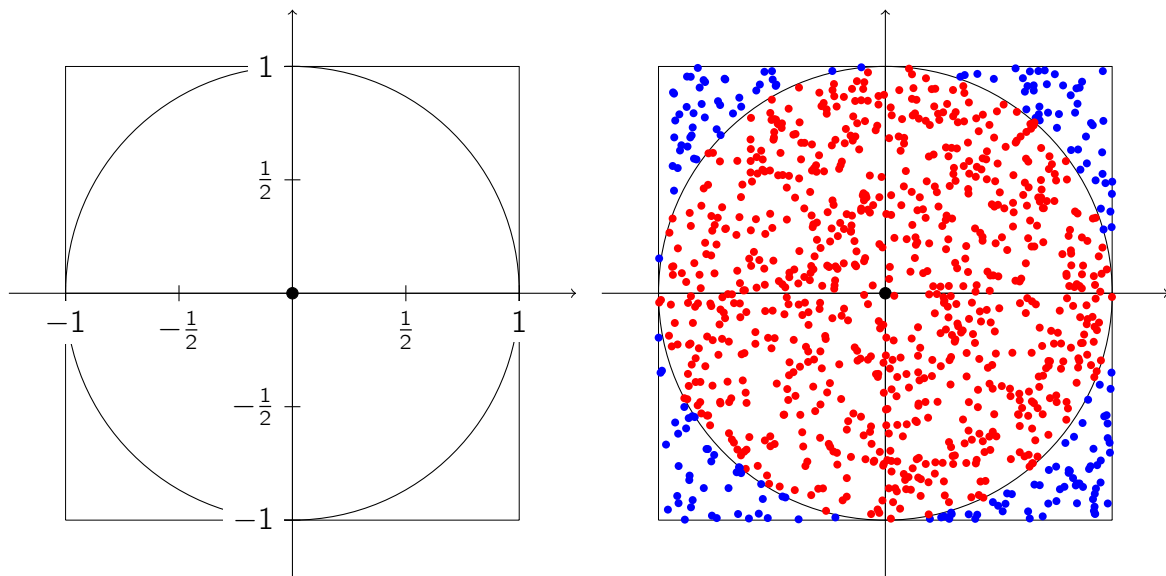
2.7. Monte-Carlo-Methode

Unter der Monte-Carlo-Methode versteht man Algorithmen, die Zufallszahlen verwenden. Im Folgenden wird auf die Grundlagen hinter Monte-Carlo-Simulationen eingegangen und die Anwendungsmöglichkeiten in Bezug auf diese Arbeit vorgestellt.

2.7.1. Grundlagen der Monte-Carlo Simulation

Grundlegend werden für Monte-Carlo-Methoden Zufallszahlen benötigt, die aus Gleichverteilung im Intervall $(0, 1)$ stammen. Die Zufallszahlen wurden ursprünglich beispielsweise durch Würfel werfen oder das Mischen von Karten gewonnen. Mit dem Aufkommen der Computer wurde hingegen der Ansatz verfolgt, Pseudo-Zufallszahlen zu erzeugen, bei welchen es sich um eine sukzessive von einem Startwert ausgehend berechnete Liste von Zahlen handelt. Um diese Liste von Zahlen als Zufallszahlen verwenden zu können, müssen drei Kriterien beachtet werden. Zuerst sollten die berechneten Zufallszahlen für jeden Startwert, als unabhängige Gleichverteilung erscheinen. Wichtig ist zudem, dass die Anzahl Zahlen bevor eine Wiederholung auftritt groß ist und als dritter Punkt ist zu beachten, dass die Zahlen effizient auf dem Computer berechnet werden können. [22]

Eine verbreitete Anwendung von gleichverteilten Pseudo-Zufallszahlen ist die Bestimmung von Integralen. Ein Beispiel hierfür ist die Bestimmung des Flächeninhalts des Einheitskreises und damit die Bestimmung von π .



(a) Einheitskreis in einem Quadrat der Seitenlänge 1 cm (b) Verteilung von 500 gleichverteilten zufälligen Punkten im Quadrat

Abb. 2.10.: Bestimmung der Fläche des Einheitskreises mit Hilfe von Pseudo-Zufallszahlen

In Abbildung 2.10 ist die Vorgehensweise zur Bestimmung des Flächeninhalts dargestellt. Zuerst wird ein Quadrat der Seitenlänge 1 angenommen, in diesem wird der Einheitskreis platziert. Nachfolgend werden über gleichverteilte Zufallszahlen Punkte innerhalb des Quadrats platziert. Über das Verhältnis der Punkte im Quadrat und im Kreis kann letztendlich der Wert von π angenähert werden (Gleichung 2.27). Zu beachten ist, dass die Genauigkeit mit der Anzahl Zufallszahlen steigt.

$$\frac{\pi}{4} = \frac{\text{Kreisfläche}}{\text{Flächeninhalt Quadrat}} \quad (2.26)$$

$$\pi \approx 4 * \frac{\text{Punkte im Kreis}}{\text{Punkte gesamt}} \quad (2.27)$$

2.7.2. Monte-Carlo-Simulation von Photonen

In Bezug auf diese Arbeit spielt die Anwendung der Monte-Carlo-Methode zur Simulation von Photonen eine wichtige Rolle. Die Simulation von Photonen in Materie ist relevant, um beispielsweise die Energiedeposition in einem Material zu simulieren. Dies ist zur Ermittlung von Dosismessgrößen, wie der Energiedosis wichtig, da sie nur schwer in Materialien gemessen werden kann. Um die Energiedeposition realitätsnah zu ermitteln, müssen die Photonen und deren Pfade durch das Material simuliert werden. Dabei ist die Monte-Carlo-

Methode hilfreich, da die ursprünglichen im Intervall $(0, 1)$ gleichverteilten Zufallszahlen zu beliebigen Wahrscheinlichkeitsverteilungen umgerechnet werden können. Dadurch können beliebige Verteilungen verwendet werden, um die realen Prozesse nachzubilden.

Die Anfangsenergien der Photonen können zum Beispiel mit Hilfe des Spektrums, welches die Energieverteilung darstellt, ausgewählt werden. Dazu werden entsprechend verteilte Zufallszahlen verwendet, mit deren Hilfe der zu verwendende Wert „ausgewürfelt“ wird.

Für die Simulation der Photonen ist der nächste wichtige Wert die Richtung, mit welcher das Photon auf das Material trifft. Werden die Photonen zwischen einer punktförmigen Start-Ebene und einer rechteckigen Ziel-Ebene simuliert, so muss der Auftreffpunkt in der Ziel-Ebene als erstes zufällig gewählt werden. Die resultierende Verbindungslinie legt die Richtung des Photons fest.

Der nächste Schritt zur Simulation des Photons ist zu bestimmen, ob ein Atom in der bestrahlten Materie getroffen wird. Dazu wird eine Exponentialverteilung entsprechend des Lambert-Beerschen Gesetzes (vgl. Gleichung 2.7) verwendet. Das heißt, die Wahrscheinlichkeit des Photons eine Wechselwirkung zu erfahren, steigt mit dem zurückgelegten Weg. Über die Zufallszahlen kann nun die tatsächliche Wegstrecke des Photons festgelegt werden.

Nachfolgend muss für das Photon bestimmt werden, mit welchem Atom im Zielgewebe interagiert wird. Dies lässt sich auf Basis der Atomdichte im Material und dem zugehörigen Wirkungsquerschnitt bestimmen. An dieser Stelle ist nun die Anfangsenergie und das Zielatom bekannt.

Im nächsten Schritt kann über die bereits festgelegten Werte die Wechselwirkung des Photons mit dem Atom bestimmt werden. Die Wahrscheinlichkeit der einzelnen Wechselwirkungen ist vom Zielatom und der Photonenenergie abhängig. Da beide Parameter bereits bekannt sind, kann die Wechselwirkung ausgewählt werden. Zur Auswahl stehen der Photoeffekt, die Compton-Streuung und die Rayleigh-Streuung.

Für die Simulation der Rayleigh-Streuung muss ein Ablenkwinkel als einziger Wert ermittelt werden. Das Photon durchtritt die Materie daraufhin mit dem neuen Winkel und kann weitere Wechselwirkungen erfahren.

Im Falle der Compton-Streuung muss ebenfalls der Ablenkwinkel des Photons anhand einer passenden Verteilung bestimmt werden. Im Gegensatz zur Rayleigh-Streuung verliert das Photon Energie an das Atom, durch die ein Sekundärelektron freigesetzt wird. Dabei bleibt ein ionisiertes Atom zurück.

Der Photoeffekt steht im Gegensatz zu den beiden anderen Wechselwirkungen, da das Photon absorbiert wird. Für diese Absorption muss zuerst eine Schale des Atoms ermittelt werden, in der die Absorption erfolgt und damit das Sekundärelektron freigesetzt wird. Da meist

innere Schalen betroffen sind, ist im Folgenden für das Atom zu bestimmen, ob charakteristische Strahlung oder ein Auger-Elektron freigesetzt wird. Im Fall der charakteristischen Strahlung kann somit ein weiteres zu simulierendes Photon entstehen. Beim freigesetzten Auger-Elektron handelt es sich um ein Sekundärelektron. Da das betroffene Atom weiterhin ionisiert ist, kann erneut charakteristische Strahlung oder ein Auger-Elektron freigesetzt werden.

In Folge von Wechselwirkungen entstehende Sekundärelektronen werden häufig nicht simuliert, da deren Reichweiten bei Photonenenergien unter 1 MeV sehr gering sind.

2.8. Modelle des Menschen

Der Abschnitt 2.5 „Biologische Wirkung der Röntgenstrahlung“ macht deutlich, dass Röntgenstrahlung verschiedenste Schäden im bestrahlten Gewebe verursachen kann. Diese Schädigung steht dem Ziel, mit Hilfe radiologischer Bildgebung Behandlungen zu ermöglichen, entgegen. Für jede Untersuchung muss in Folge dessen genau abgewogen werden, ob der Nutzen größer als der mögliche Schaden ist. Für diese Entscheidungsfindung werden jedoch dosimetrische Daten zur Energie und Verteilung der Strahlung benötigt.

Bei der Ermittlung dieser Werte sind einige grundlegende Probleme zu beachten: Je nach Anwendung der Bestrahlung gibt es verschiedenste räumliche und zeitliche Beziehungen zwischen Strahlungsquelle und Mensch. Es besteht die Möglichkeit, andere Strahlungsarten als die bisher beschriebene Photonenstrahlung zu verwenden und zusätzlich ist der Mensch eine Zusammensetzung verschiedener inhomogener Gewebe in unterschiedlichen geometrischen Formen und Dichten. Dazu kommt außerdem die Problematik, dass das Einbringen von Messkammern in das Zielorgan im Menschen nicht praktikabel ist.

Da die Messung im Menschen somit als Option wegfällt, besteht die Notwendigkeit, realitätsnahe Messungen auf andere Art und Weise durchzuführen. Es können beispielsweise physische Phantome verwendet werden, die aus gewebeähnlichen Materialien bestehen. Da sie in der Herstellung sehr aufwendig sind, wird auf mathematische definierte anatomische Modelle zurückgegriffen.

Alle mathematischen Phantome müssen bestimmte Eigenschaften erfüllen, um die Wechselwirkungen der Strahlung im Körper darstellen zu können. Dafür muss das Äußere des menschlichen Körpers nachgebildet werden sowie Details zu den inneren Organen bekannt sein. Diese sind die Form, Volumen und Massen der Organe, aber auch die genauen Informationen zum Gewebe wie die Dichte und Zusammensetzung. Da eine Fülle an Daten notwendig ist und die Simulation mittels Monte-Carlo rechenintensiv ist, sind computergestützte Simulationen erst Anfang der 1960er Jahre im größeren Maße verwendet worden. (verfasst nach [26, S. 3ff])

Im folgenden Abschnitt werden die Modellierungsvarianten der mathematischen Modelle kurz vorgestellt.

2.8.1. Modellierungsvarianten

Es gibt zwei grundlegende Ansätze, die geometrischen Formen zu modellieren. Dabei handelt es sich um konstruktive Festkörpergeometrie (CSG) und um Begrenzungsflächenmodelle (B-REP), welche beide Formen von Volumenmodellen sind. Das bedeutet, die Körper werden als Volumenelemente gespeichert.

In der konstruktiven Festkörpergeometrie entstehen Körper durch mengentheoretische Verknüpfungen einfacher geometrischer Grundkörper. Verknüpfungen können beispielsweise Subtraktionen, Vereinigungen oder Durchschnitte von einfachen Körpern, wie Quadern, Zylindern oder Ellipsoiden sein. Begrenzungsflächenmodelle hingegen definieren die Volumenelemente über deren begrenzenden Flächen. Die Topologie wird durch die Lage der Oberflächen, Ecken und Kanten zueinander bestimmt.

Die Anfänge der mathematischen Phantome waren stilisierte Modelle des Menschen auf Grundlage der CSG (vgl. Abb. 2.11). Da die anatomische Genauigkeit des Modells jedoch nicht ausreichend war, wurden Voxel-Phantome (vgl. Abb. 2.12) entwickelt. Der Begriff Voxel bezeichnet ein Volumenelement, von der Form eines Quaders und stellt die Erweiterung des Pixels in den dreidimensionalen Raum dar. Die Phantome sind somit noch CSG-Modelle. Ihre Entwicklung wurde durch das Aufkommen von Computer- und Magnetresonanztomografen ermöglicht, welche detaillierte Schnittbilder des Menschen liefern.

Die Voxel-Phantome sind bereits deutlich detaillierter als die stilisierten Phantome, lassen jedoch Organgrößen nur schwer anpassen. Für die Änderung eines Organs müssen im schlechtesten Fall alle beinhalteten Voxel angepasst werden. B-REP Modelle bieten hier deutliche Vorteile, da die ein Organ begrenzenden Flächen direkt verändert werden können und keine Bindung an die geometrischen Festkörper besteht. Diese Modelle können somit direkt an ein Individuum angepasst werden und so beispielsweise zur Bestrahlungsplanung von Tumoren verwendet werden. Das in Abbildung 2.13 gezeigte Modell auf Basis von Polygon-Oberflächen zeigt deutlich die beschriebene Detailgenauigkeit. Es gibt verschiedene Ansätze die Oberflächen zu modellieren, auf die hier aber nicht weiter eingegangen wird.

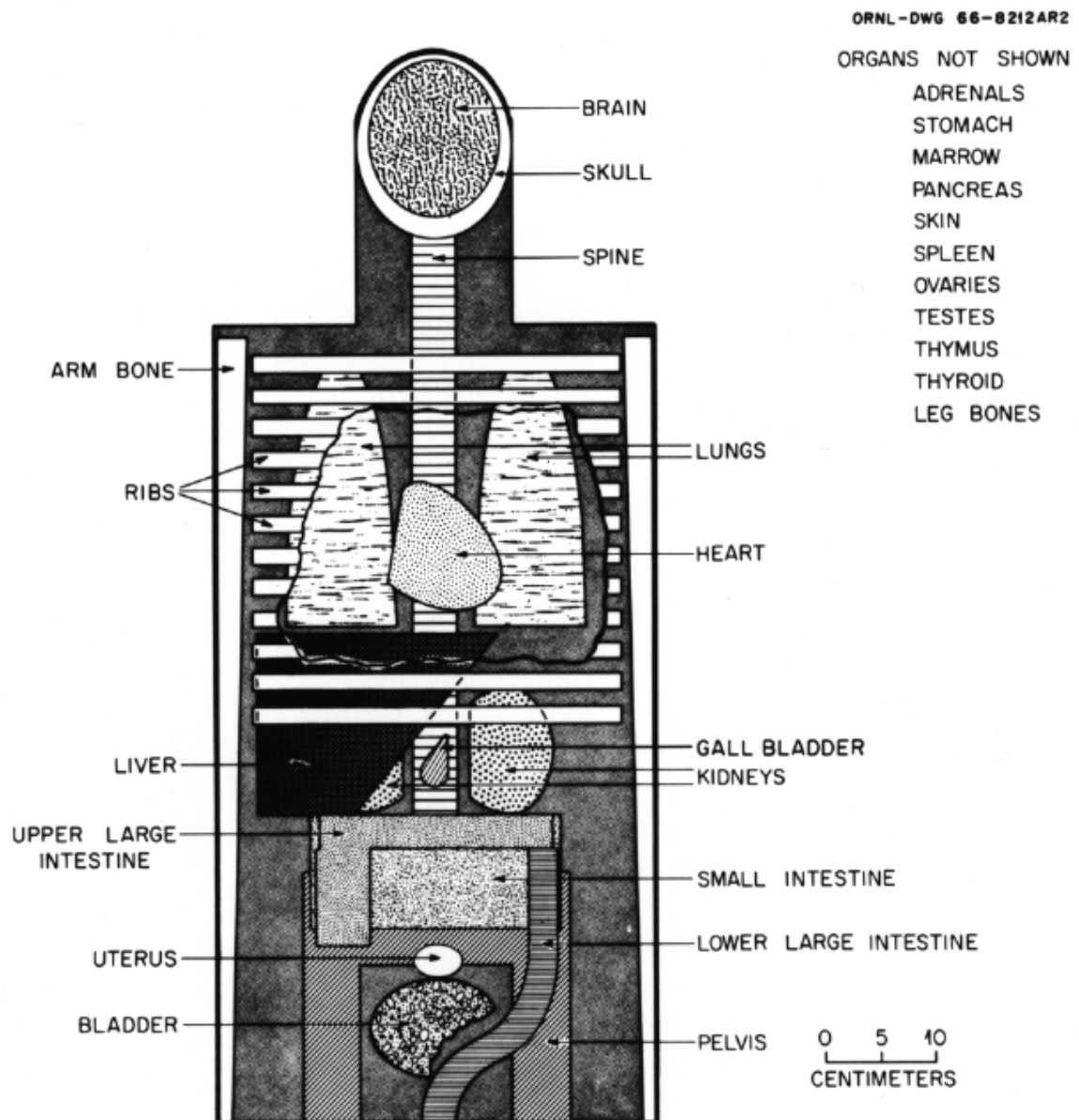


Abb. 2.11.: Organe im CSG Modell des Erwachsenen [7, S.46]



Abb. 2.12.: Schnittebene des Voxel Phantoms des ICRP [15, S.101]

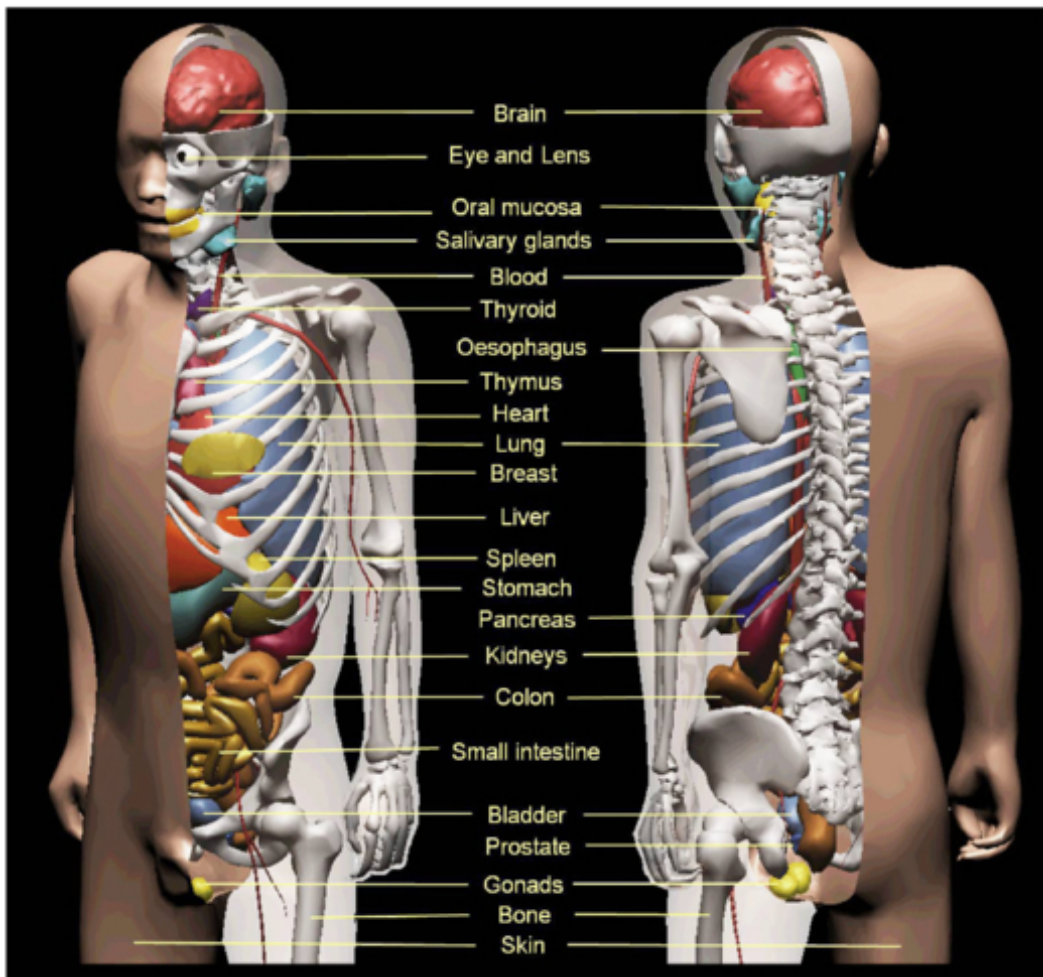


Abb. 2.13.: Modell mit Polygon-Oberflächen [6, S.3148]

2.8.2. Konstruktive Festkörpergeometrie (CSG)

Wie bereits beschrieben, werden Körper in der CSG auf Basis primitiver geometrischer Objekte realisiert. Beispiele für diese sind Quader, Ellipsoid, Kegel und Zylinder. Da das in Kapitel 4 beschriebene Modell auf Grundlage von CSG erstellt wird, werden hier einige relevante Grundlagen vorgestellt. Dazu gehören beispielsweise der allgemeine Ellipsoid, besondere Volumen geometrischer Körper sowie die Koordinatentransformation als Mittel zur Rotation und Translation der Körper im Raum. Alle im Folgenden vorgestellten Gleichungen beziehen sich auf kartesische Koordinaten.

Ellipse

Die Ellipse dient Körpern wie dem Zylinder oder Kegel als Grundfläche. Gilt für die Halbachsen $a = b = r$ ergibt sich die allgemeine Gleichung eines Kreises.

$$\frac{(x - x_0)^2}{a^2} + \frac{(y - y_0)^2}{b^2} = 0 \quad (2.28)$$

a, b : Halbachsen der Ellipse in der (x,y)-Ebene

x_0, y_0 : Koordinaten des Mittelpunkts der Ellipse

Die Fläche einer Ellipse ergibt sich mittels folgender Gleichung:

$$A = \pi ab \quad (2.29)$$

a, b : Halbachsen der Ellipse in der (x,y)-Ebene

Ellipsoid

Ein allgemeiner Ellipsoid, dessen Halbachsen parallel zu den Koordinatenachsen liegen kann durch nachfolgende Gleichung in kartesischen Koordinaten beschrieben werden (vgl. [2, S.323f]).

$$\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} + \frac{z^2}{c^2} = 1 \quad (2.30)$$

$a, b, c > 0$

a, b, c : Halbachsen der Hauptschnitte

Das Volumen eines Ellipsoiden ergibt sich anhand folgender Gleichung:

$$V = \frac{4}{3}\pi abc \quad (2.31)$$

a, b, c : Halbachsen der Hauptschnitte

Im Modell dient der Ellipsoid als Grundlage vieler rundlicher Organe wie der Harnblase oder der Nieren. Da die Organe teilweise von Ebenen geschnitten werden, ist das Volumen eines Ellipsoid-Abschnittes wichtig. Da alle verwendeten Schnittebenen parallel zu den Hauptebenen des Koordinatensystems liegen und die Halbachsen des Ellipsoids ebenfalls parallel zu den Koordinatenachsen liegen, kann folgende Gleichung für die Kappe eines Ellipsoiden

verwendet werden. Die Schnittebene liegt parallel zur (x,y)-Ebene in der oberen Hälfte des Ellipsoiden. Die Herleitung des Zusammenhangs stammt aus [20].

$$V = \frac{\pi abh^2}{3c^2}(3c - h) \quad (2.32)$$

a : Halbachsen parallel zur x-Achse

b : Halbachsen parallel zur y-Achse

c : Halbachsen parallel zur z-Achse

h : Höhe der Kappe, $c > h > 0$

Kegel

Der Kegel mit elliptischer Grundfläche wird mit Gleichung 2.33 beschrieben.

$$\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} - \frac{z^2}{c^2} = 0 \quad (2.33)$$

a, b : Halbachsen der Ellipse (Grundfläche)

c : Abstand der Ellipsenfläche vom Ursprung, in dem die Spitze liegt

Das Volumen eines Kegels ergibt sich mittels Gleichung 2.34. Für die Grundfläche G kann im Falle eines elliptischen Kegels Gleichung 2.29 verwendet werden.

$$V = \frac{1}{3}Gh \quad (2.34)$$

G : Fläche der Grundfläche des Kegels

h : Höhe des Kegels

Im Modell werden Kegelstümpfe zur Darstellung der Beine verwendet. Die Schnittebenen verlaufen parallel zur Grundfläche, sodass das abgeschnittene Element einem kleineren elliptischen Kegel entspricht (vgl. Abb. 2.14). Das Volumen des verbleibenden Stumpfes kann somit über den zugrunde liegenden Kegel und den abgeschnittenen Kegel berechnet werden.

$$V_{\text{Stumpf}} = V - V_2 \quad \text{Gleichung 2.34 einsetzen} \quad (2.35)$$

$$= \frac{1}{3}Gh - \frac{1}{3}G_2h_2 \quad \text{Gleichung 2.29 einsetzen} \quad (2.36)$$

$$= \frac{1}{3}\pi abh - \frac{1}{3}\pi a_2b_2h_2 \quad h = h_1 + h_2 \text{ einsetzen} \quad (2.37)$$

$$= \frac{1}{3}\pi ab(h_1 + h_2) - \frac{1}{3}\pi a_2b_2h_2 \quad (2.38)$$

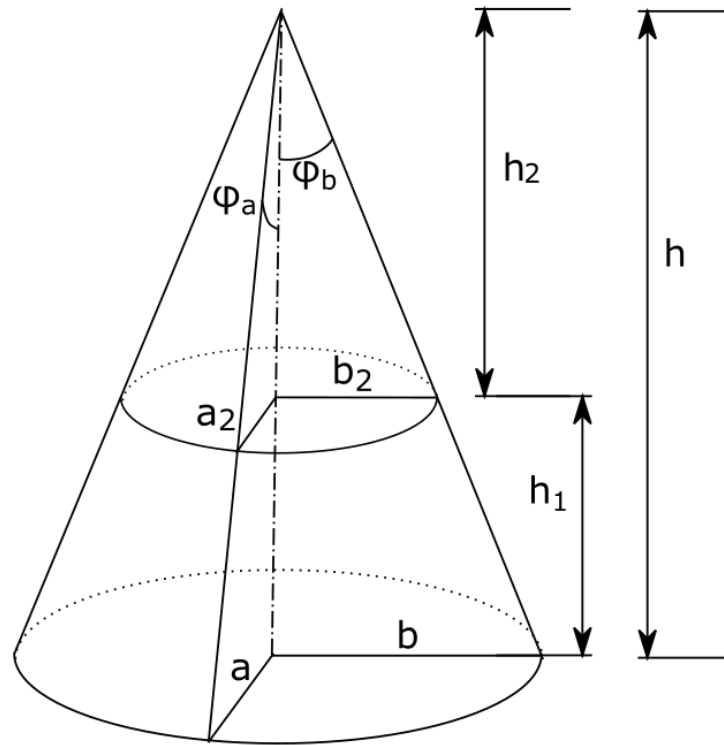


Abb. 2.14.: Der Kegel mit einer elliptischen Grundfläche mit den Halbachsen a und b sowie der Höhe h wird auf Höhe h_1 geschnitten, sodass eine Spitze mit Höhe h_2 entsteht. Die Winkel liegen in der Spitze des Zylinders.

Da für den abgeschnittenen Kegel V_{Spitze} die Maße der Grundfläche fehlen, müssen sie über die bekannte Grundfläche und Höhe des ursprünglichen Kegels mit Hilfe der Höhe h_2 ermittelt werden. Über die bekannten Werte a und b sowie h können die jeweiligen Winkel in der Spitze φ_a und φ_b berechnet werden. Mit deren Hilfe können die Halbachsen der Schnittfläche a_2 und b_2 berechnet werden (vgl. Gleichung 2.39 und 2.40). Die Bezeichnungen werden in Abbildung 2.14 deutlich.

$$\varphi_a = \arctan\left(\frac{a}{h_1 + h_2}\right) \qquad a_2 = h_2 \tan \varphi_a = h_2 \frac{a}{h_1 + h_2} \qquad (2.39)$$

$$\varphi_b = \arctan\left(\frac{b}{h_1 + h_2}\right) \qquad b_2 = h_2 \tan \varphi_b = h_2 \frac{b}{h_1 + h_2} \qquad (2.40)$$

Elliptischer Zylinder

Ein elliptischer Zylinder besteht aus einer elliptischen Fläche G , welche im Zentrum des Zylinders auf der (x,y) -Ebene zu finden ist. Sie legt die Maße der Grundfläche des Zylinders fest. Neben der Fläche G muss für einen Zylinder dessen Höhe h angegeben werden, wobei die Grenzflächen bei $z = \pm h/2$ zu finden sind. Das Volumen eines solchen Zylinders ergibt sich über die Grundfläche und Höhe, wobei die Grundfläche anhand von Gleichung 2.29 berechnet wird.

$$V = G \cdot h \quad (2.41)$$

G : Fläche der Grundfläche des Zylinders

h : Höhe des Zylinders

Koordinatentransformation

Da die genannten geometrischen Körper nicht alle im Ursprung des Koordinatensystem liegen, ist die Koordinatentransformation essentiell. Körper können entlang der Koordinatenachsen verschoben werden, das heißt eine Translation erfahren oder auch um die Achsen rotiert werden.

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = T \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \quad \text{mit } T = \begin{pmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{pmatrix} \quad (2.42)$$

x, y, z : Koordinaten im ursprünglichen Koordinatensystem

x', y', z' : Koordinaten im resultierenden Koordinatensystem

x_0, y_0, z_0 : Translation entlang der entsprechenden Achse

Die Translationsmatrix T bewirkt eine Verschiebung des Koordinatenursprungs und ist damit für die einfache Bewegung der Körper im Raum geeignet. Für die Rotation der Körper im Raum sind Rotationsmatrizen erforderlich.

$$R_\omega = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \omega & \sin \omega \\ 0 & -\sin \omega & \cos \omega \end{pmatrix} \quad R_\varphi = \begin{pmatrix} \cos \varphi & 0 & -\sin \varphi \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \varphi & 0 & \cos \varphi \end{pmatrix} \quad R_\kappa = \begin{pmatrix} \cos \kappa & \sin \kappa & 0 \\ -\sin \kappa & \cos \kappa & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.43)$$

R : Rotationsmatrix

ω : Winkel der Rotation im Uhrzeigersinn um die x-Achse

φ : Winkel der Rotation im Uhrzeigersinn um die y-Achse

κ : Winkel der Rotation im Uhrzeigersinn um die z-Achse

Die gesamte resultierende Rotation des Körpers ergibt sich aus der Matrizenmultiplikation der benötigten Rotationsmatrizen. Für den Fall einer Rotation um die x-, y- und z-Achse in dieser Reihenfolge ergibt sich die Matrix in Gleichung 2.44. Mit ihr können aus einer gegebenen Rotationsmatrix die Winkel um die einzelnen Achsen ermittelt werden.

$$R_{\omega, \varphi, \kappa} = \begin{pmatrix} \cos \varphi \cos \kappa & \cos \varphi \sin \omega & -\sin \varphi \\ \sin \varphi \cos \omega \cos \kappa - \sin \kappa \cos \omega & \sin \omega \sin \varphi \sin \kappa + \cos \omega \cos \kappa & \sin \omega \cos \varphi \\ \sin \varphi \cos \omega \cos \kappa + \sin \kappa \sin \omega & \cos \omega \sin \varphi \sin \kappa - \sin \omega \cos \kappa & \cos \omega \cos \varphi \end{pmatrix} \quad (2.44)$$

3. Material und Methoden der Simulationen

Im Folgenden werden die Simulationsprogramme vorgestellt, mit Hilfe derer die Wechselwirkungen der Photonen im Phantom simuliert werden. Beide vorgestellten Programme simulieren Photonen mit Hilfe der Monte-Carlo-Methode. Anhand der Simulationen können für verschieden Bestrahlungsszenarien die deponierten Energien im Zielobjekt ermittelt werden. Das kommerzielle Programm PCXMC verwendet mathematische Phantome des Menschen und berechnet anhand der Energiedepositionen automatisch die Äquivalentdosen und die effektive Dosis. Für das Programm MCPhotons muss ein solches Phantom erst eingepflegt werden und die Berechnungen händisch durchgeführt werden. Daher wird im Folgenden zudem die Auswahl eines geeigneten Modells und die Berechnung der Dosisgrößen näher erläutert.

3.1. Simulation mit MCPhotons

MCPhotons ist ein Programm zur Simulation von Strahlung in Form von Photonen mittels Monte-Carlo-Simulation. Das Programm bietet die Möglichkeit im ein- oder dreidimensionalen Raum die Bestrahlung und damit verbundenen Energiedepositionen in Materialien zu ermitteln. Dafür werden zuerst die Anzahl und Energie der Photonen spezifiziert. Nachfolgend werden für das zu bestrahlende Objekt die gewünschten Materialien und Maße festgelegt. Beispielsweise kann das Material Aluminium angelegt werden und aus diesem ein Würfel erstellt werden.

Die Funktionsweise des Programms wird nachfolgend näher beschrieben. Für die Simulationen in MCPhotons müssen einige Einstellungen getroffen und benötigte Daten eingegeben werden. Im Abschnitt 3.1.2 „Einstellungen“ wird auf die möglichen Einstellungen eingegangen.

3.1.1. Funktionsweise der Simulation

Grundlegend arbeitet MCPhotons im Energiebereich von 1 keV bis 1000 keV, für welchen die in Abschnitt 2.2 genannten Wechselwirkungen der Strahlung relevant sind. Das heißt, MCPhotons simuliert den Photoeffekt inklusive der charakteristischen Strahlung und Auger-Elektronen sowie die Compton- und Rayleigh-Streuung. Da die maximale Energie der Photonen bei 1000 keV liegt werden weitere mögliche Wechselwirkungen wie die Paarbildung nicht beachtet. Bei den Wechselwirkungen in der Materie können Sekundärelektronen entstehen. Da deren Reichweiten sehr gering sind, werden sie direkt als am Entstehungsort absorbiert gewertet.

Für die zu simulierenden Photonen wird zuerst die Richtung bestimmt, falls sie von einer Quelle in eine Fläche emittiert werden. Anschließend wird die mittlere freie Wegstrecke über den Wirkungsquerschnitt (vgl. Unterabschnitt 2.2.6) und die Dichte des Zielmaterials ermittelt. Die exponentiell verlaufende tatsächlich freie Wegstrecke kann nun über entsprechend verteilte Zufallszahlen bestimmt werden. Nach dieser Strecke wird über die Wahrscheinlichkeiten der einzelnen Wechselwirkungen ein Ereignis für das Photon ausgewählt und im Falle der Rayleigh-Streuung beispielsweise ein Streuwinkel bestimmt. Auf diese Weise können für alle Photonen die Wege durch das Material und die jeweiligen Wechselwirkungen simuliert werden. Jedes Photon wird bis zum Erreichen der minimalen Energie oder bis zum Verlassen der modellierten Objekte simuliert.[11]

3.1.2. Einstellungen

Allgemeine Einstellungen

Zuerst wird im Programm ausgewählt, ob die Simulation mit ein- oder dreidimensionalen Objekten durchgeführt wird. Außerdem wird das minimale Energielevel der Photonen spezifiziert. Photonen mit Energien unterhalb dieses Grenzwertes gelten im Material als absorbiert. Zusätzlich kann bestimmt werden, ob der Effekt der Rayleigh-Streuung mit einbezogen werden soll. Für die Simulationen in dieser Arbeit werden stets dreidimensionale Objekte verwendet, das minimale Energieniveau auf 1 keV festgelegt und die Rayleigh-Streuung mit einbezogen.

In einem weiteren Menüpunkt kann Einfluss auf den Startwert der Zufallszahlen genommen werden. Wird der Wert auf Null festgelegt, ergeben sich für alle Simulationen die gleichen Zufallszahlen. Dies ist gleichermaßen mit einem konstanten selbst bestimmten Startwert möglich. Falls die Notwendigkeit besteht für mehrere Abläufe unterschiedliche Abfolgen von Zufallszahlen zu erhalten, kann ein zufälliger Startwert durch das Programm gewählt werden.

Photonen Einstellung

Für die Photonen können verschiedene Einstellungen getroffen werden (vgl. Abbildung 3.1). Zuerst kann ausgewählt werden, ob die Photonen monochromatisch oder in Form eines Spektrums auftreten. Monochromatisch bedeutet, dass alle Photonen exakt die gleiche Energie aufweisen. Da dies in der Praxis für radiologische Untersuchungen nicht relevant ist, können Spektren von realen Röntgenröhren verwendet werden. Ein Spektrum erstreckt sich von einem minimalen Energiewert, z. B. 10 keV bis zur maximal eingestellten Röhrenspannung z. B. 125 keV. Des Weiteren beinhaltet das Spektrum Angaben zur jeweils erwarteten Photonenintensität für die einzelnen Energiebereiche. In Abbildung 3.3 ist der Inhalt zweier Spektrumsdateien dargestellt. Die Dateien selbst enthalten den Minimalwert, den Maximalwert und die Anzahl Schritte gefolgt von den Intensitäten je Schritt.

Nachdem die grundlegende Beschaffenheit der Photonen feststeht, ist die zu simulierende Anzahl festzulegen. Je größer die Anzahl Photonen ist, desto größer ist die Genauigkeit der Messergebnisse, aber auch die Programmlaufzeit.

Für Simulationen im dreidimensionalen Raum hat die Einfallsrichtung und -fläche der Photonen Bedeutung. Daher besteht die Möglichkeit, die Strahlrichtung und Flächenverteilung festzulegen. Die Festlegung dieser Parameter ist über zwei Ebenen festgelegt. „plane 1“ in Abbildung 3.1 legt die Größe der Strahlungsquelle fest. Zur Auswahl stehen dafür eine Punktquelle, sowie Quellen elliptischer oder rechteckiger Fläche mit beliebiger Größe. „plane 2“ stellt die Zielfläche der Photonen dar. Hier stehen die gleichen Auswahloptionen zur Verfügung. Eine weitere wichtige Größe ist der Abstand zwischen den Ebenen. Zusätzlich kann die räumliche Lage durch Rotation und Translation beeinflusst werden. Die Werte der Abbildung 3.1 werden in Abbildung 3.2 räumlich dargestellt.

incident photon settings [X]

particles

particle type: photon electron

monochromatic radiation photon energy in keV:

energy spectrum

IC-Photons-2-013\Szenarien\Thorax-AP-Spektrum-125kV-15-2-5mmAl.spe

number of incident photons:

geometry

isotrop

planes

plane 1

point ellipse rectangle size (x*y): * mm

distance between planes or radius: mm

plane 2

point ellipse rectangle size (x*y): * mm

fan gantry

fan

fan angle around x (deg): fan width around y (deg):

rotation around plane 1 [deg] x: y: z:

rotation order: ▼

translation [mm] x: y: z:

Abb. 3.1.: Auswahlfenster für Einstellungen der Photonen in MCPhotons

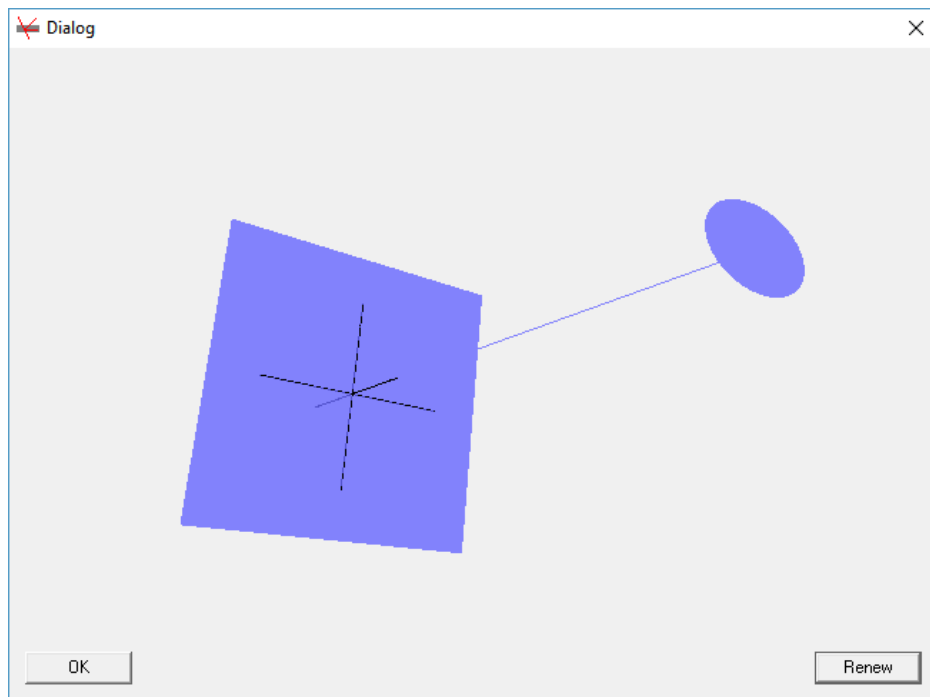


Abb. 3.2.: Darstellung der Strahlungsgeometrie der Werte aus Abbildung 3.1: eine elliptische Ebene 1 ($5\text{ cm} \times 3\text{ cm}$) und eine rechteckige Ebene 2 ($30\text{ cm} \times 30\text{ cm}$) mit einem Abstand von 50 cm

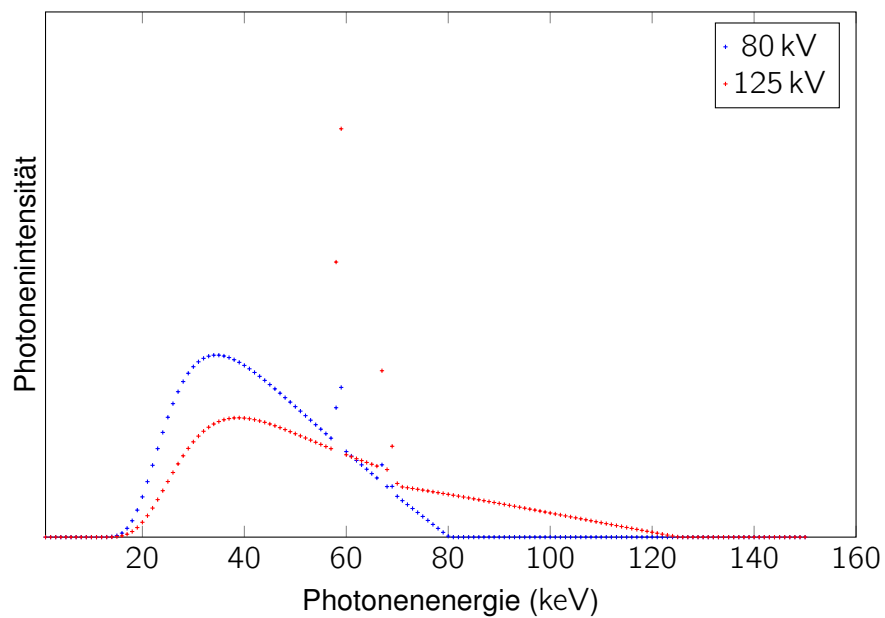


Abb. 3.3.: Spektren für die Verwendung in MCPhotons, sie stammen jeweils von Röntgenröhren mit Wolframanode und einer Filterung mit $2,5\text{ mm}$ Aluminium

Materialauswahl

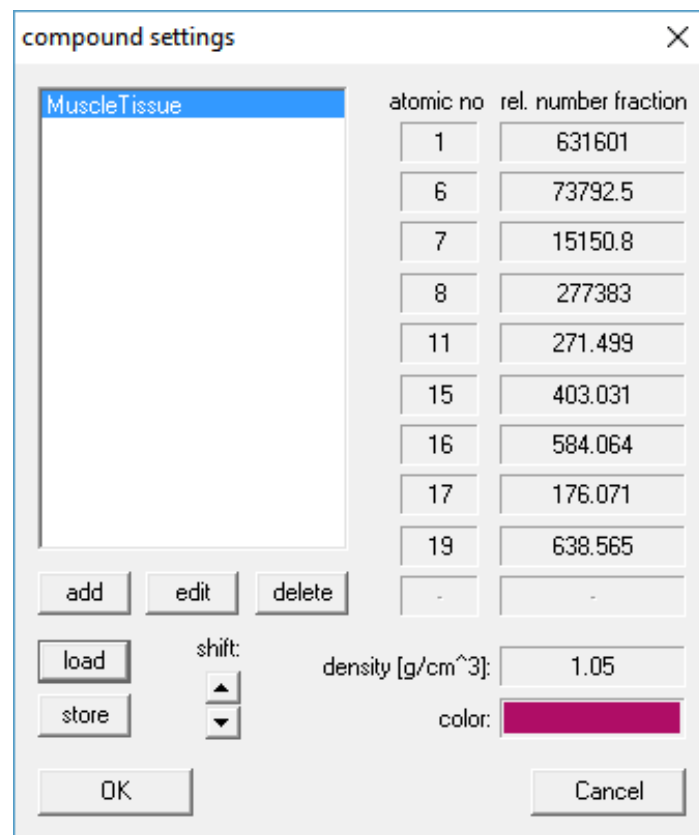


Abb. 3.4.: Übersicht der Materialien in MCPPhotons, wo für jedes Material die Dichte, Farbe und Anteile von bis zu zehn verschiedenen Elementen über deren Ordnungszahlen angegeben werden

In MCPPhotons können für Simulationen verschiedenste Materialien hinterlegt werden. Sie werden in Form von XML-Dateien für das Programm erstellt und beinhalten jeweils den Namen des Materials, die Dichte, die Farbe im Modellaufbau sowie die elementare Zusammensetzung mit Mengenanteilen. Im Falle der Mengenanteile ist zu beachten, dass die Angabe nicht in Massenprozent erfolgt, sondern in relativen Gesamtanteilen, wie zum Beispiel in parts per million. Maximal können jeweils zehn Elemente angegeben werden. Im Fall von reinem Wasser beispielsweise nur die Elemente Wasserstoff und Sauerstoff. Die Abbildung 3.4 zeigt für das Material Knochenmineral die zugehörige Darstellung im Programm. Nach Bedarf können somit verschiedenste Gewebe und Organe für das Modell des Menschen mit ihrer Zusammensetzung und Dichte in die Simulation einbezogen werden. Diese Werte haben einen entscheidenden Einfluss auf die Simulation, da von ihnen die Wahrscheinlichkeit der Wechselwirkungen im Material abhängt. In Luft ist beispielsweise die Wahrscheinlichkeit, dass ein Atom getroffen wird, deutlich geringer als in Wasser.

Objektauswahl

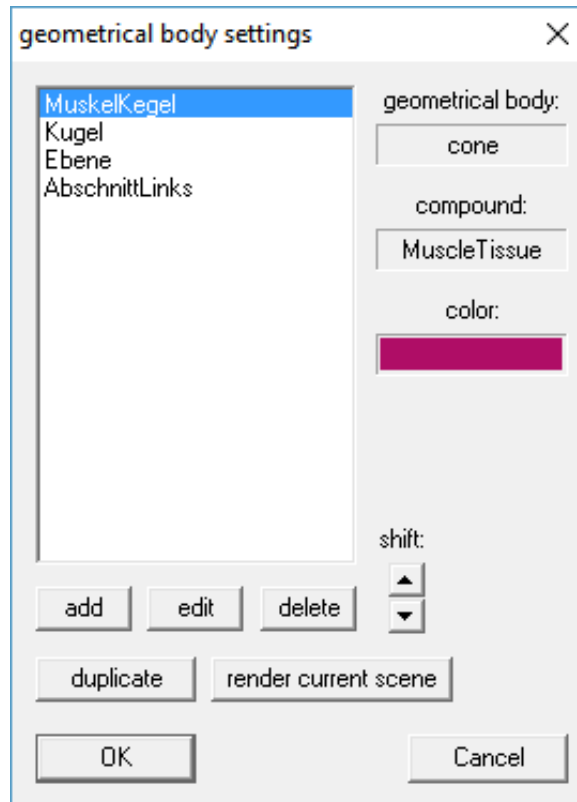


Abb. 3.5.: Übersicht der Objekte in MCPPhotons

Nachdem die bisher genannten Einstellungen getätigt wurden, können dreidimensionale Objekte angelegt werden. Jedes Objekt ist entweder Quader, Ellipsoid, Zylinder oder Kegel und besteht aus einem der angelegten Materialien. In Abbildung 3.5 ist eine Liste angelegter Objekte abgebildet. Im Programm kann beispielsweise eine Kugel aus dem Material Blei erzeugt werden und innerhalb eines Würfels aus Wasser platziert werden.

Für die Objekte wird gleichzeitig anhand der Listenposition eine Hierarchie bestimmt, die die Priorität festlegt. Objekte höherer Priorität (weiter oben in der Liste) schneiden Objekte niedrigerer Priorität (weiter unten in der Liste) ab. Für die Bleikugel im Wasser heißt das, dass innerhalb der Kugel kein Wasser zu finden ist, falls die Kugel höher priorisiert ist. Ist das Wasser von höherer Priorität scheint die Kugel nicht vorhanden zu sein, da das Wasser sie überdeckt. Diese Form der gegenseitigen Überdeckung ist für den Bau des Modells hilfreich, um Organe und Gewebe ineinander platzieren zu können.

geometrical body

name of body: MuskelKegel

geometrical body: cone

compound: MuscleTissue

size [mm] x: 50 y: 80 z: 100

rotation [deg] x: 0 y: 0 z: 0

translation [mm] x: 0 y: 0 z: 200

rotation order xyz

color different to compound visible

color in scene: choose...

OK Cancel

Abb. 3.6.: Eingabemaske eines Objektes in MCFotons

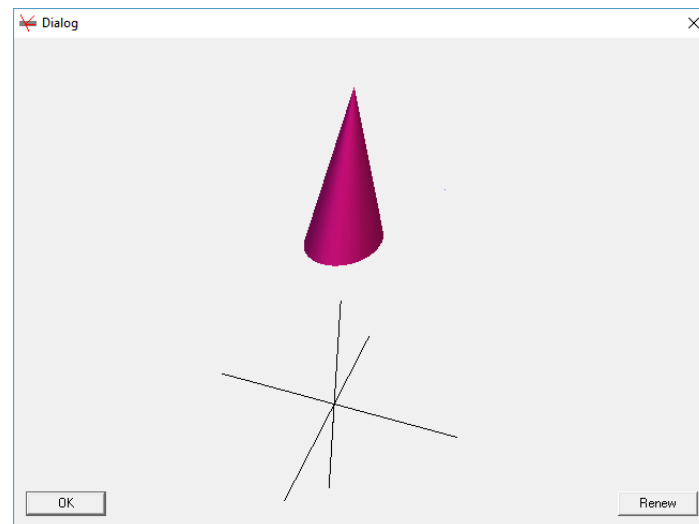


Abb. 3.7.: Darstellung des Objektes in MCFotons, welches in der Eingabemaske in Abbildung 3.6 definiert wird

Abbildung 3.6 zeigt ein Objekt mit den möglichen einstellbaren Parametern. Für das Objekt kann ein Name definiert werden, der geometrische Grundkörper gewählt und das Material angegeben werden. Nach der Wahl des Grundkörpers kann dieser in seiner Größe angepasst werden und bei Bedarf im Koordinatensystem rotiert oder bewegt werden. Für die Werte aus Abbildung 3.6 ist in Abbildung 3.7 das resultierende Objekt im Koordinatensystem dargestellt.

Ausgabeeinstellungen

Nachdem alle Einstellungen getroffen wurden und die gewünschten Objekte angelegt wurden, kann die Ausgabe der Simulationsdaten eingestellt werden. Für die Simulation kann der Name der Ausgabedatei gewählt werden, die die Simulationsergebnisse enthält. Die Datei enthält stets Informationen zum einfallenden Photonenstrahl sowie zur Energiedeposition in den einzelnen Objekten. Neben den Basiswerten können weitere hier nicht verwendete Einstellungen im Menü getroffen werden.

3.1.3. Aufbau

In MCPPhotons findet der Aufbau des Modells für diese Bachelorarbeit statt. Dafür werden die benötigten Materialien und Objekte im Programm eingepflegt und anschließend Simulationen durchgeführt.

Für die anschließende Berechnung der effektiven Dosis sind verschiedenste Organe und Gewebe des menschlichen Körpers relevant (vgl. Tabelle 2.2). Daher ist es wichtig, diese mit passenden Dichten und Zusammensetzungen in der Simulation zu verwenden. Speziell für die Berechnung der effektiven Dosis stellt das ICRP eine Zusammenstellung notwendiger Daten in Zusammenhang mit [15] bereit. Auf die Daten und deren Verarbeitung wird im Kapitel 4 „Modellaufbau“ eingegangen.

Nach dem Einlesen der Materialien folgt die Nachbildung der Gewebe und Organe anhand der Literatur. Der Aufbau wird im Kapitel 4 ebenfalls detailliert erläutert.

3.2. Simulation mit PCXMC

Das Programm PCXMC dient zur Simulation von Photonenstrahlung. Die Abkürzung steht für „PC Program for X-Ray Monte Carlo“, das heißt hier werden die Einflüsse der Strahlung ebenfalls mit Hilfe der Monte-Carlo-Methode simuliert.

Das Programm bietet eine Auswahl stilisierter Phantome (vgl. Abb. 2.11) auf Basis von [7]. Bei allen verfügbaren Phantomen handelt es sich um hermaphroditische, das heißt beidgeschlechtliche Phantome des Menschen. Die Größe sowie das Lebensalter können ausgewählt werden, um reale Bestrahlungen besser anzunähern, [24].

Für das ausgewählte Phantom können im Programm Bestrahlungsszenarien definiert werden, für welche die resultierenden Organdosen berechnet werden. Anhand der Dosiswerte kann die effektive Dosis bestimmt werden oder durch das Programm eine Risikoauswertung berechnet werden. Diese dient zur Bestimmung des Krebsrisikos in Folge von Bestrahlungen.

Im Gegensatz zu MCPhotons handelt sich bei PCXMC um eine kommerzielle Anwendung. In dieser Arbeit wird es daher für den Vergleich der Simulationsergebnisse verwendet. PCXMC bietet sich für Vergleichswerte an, da die verwendeten Phantome anhand der CSG modelliert sind. Die Phantome lassen sich somit in MCPhotons auf ähnliche Art und Weise aufbauen und besser vergleichen.

Das in PCXMC verwendete Phantom auf Basis von [7] gehört zu den stilisierten Phantomen. Um die Berechnung der effektiven Dosis zu ermöglichen, wurden im Vergleich zum Original einige Änderungen getroffen. Beispielsweise wurden fehlende Gewebe, wie die Prostata oder die Speicheldrüsen ergänzt. [23, S.21]

Im Folgenden wird analog zum vorherigen Abschnitt die Funktionsweise und die grundlegenden Einstellungen des Programms erläutert.

3.2.1. Funktionsweise der Simulation

PCXMC arbeitet in Energiebereichen von 2 keV bis maximal 150 keV. Die untere Energielgrenze stellt die minimale Photonenenergie dar, unterhalb derer die Photonen als im Gewebe absorbiert gelten. Für die Photonen werden die Wechselwirkungen simuliert, das heißt der Photoeffekt sowie die Compton- und Rayleigh-Streuung. Charakteristische Strahlung in Folge des Photoeffektes wird als direkt am Entstehungsort absorbiert gewertet. Dies ist ausreichend, da charakteristische Strahlung mit Energien von etwa 4 keV entsteht, welche nahezu direkt wieder absorbiert wird. [23, S.26f]

Sekundärelektronen werden in allen Geweben, außer dem Knochenmark, als am Entstehungsort absorbiert gewertet, da sie nur sehr geringe Reichweiten haben. Das Knochenmark stellt eine Ausnahme dar, da es in der Realität innerhalb des Knochens in kleinen Höhlen vorliegt. Dieser Aufbau führt dazu, dass Sekundärelektronen aus dem Knochenmineral in die Höhlen des Knochenmarks wandern und dort die Dosis erhöhen. Die Energiedosis wird im Vergleich zum Kerma daher etwas erhöht. [23, S.27]

Die Monte-Carlo-Methode kommt zur Anwendung, um die Anfangsrichtung der Photonen, die Distanz zwischen zwei Wechselwirkungen und die Art der Wechselwirkung, zu bestimmen. Außerdem wird mit ihrer Hilfe die Art des betroffenen Atoms gewählt sowie der Streuwinkel in Folge von Ablenkungen bestimmt. [23, S.26]

3.2.2. Simulationseinstellungen

Bestrahlungseinstellungen

Für Simulationen mit PCXMC wird zuerst das allgemeine Bestrahlungsszenario definiert. Dazu wird das Phantom in Bezug auf das Alter, die Größe und das Gewicht angepasst. Zudem wird angegeben, ob die Arme des Phantoms enthalten sind. Das Entfernen der Arme ist bei seitlichen Aufnahmen des Phantoms angebracht, da in der Realität die Arme ebenfalls nicht mit aufgenommen werden.

Als nächstes können Angaben zur Geometrie der Röntgenstrahlen gemacht werden (vgl. Abb. 3.8). Die Größe des Strahlenfeldes kann definiert werden sowie der Abstand zwischen Fokus und Haut (Wert „FSD“ in Abb. 3.8) des Phantoms. Es besteht die Möglichkeit, den Projektionswinkel zu verändern, um Aufnahmen von vorne nach hinten oder seitlich durch den Körper zu ermöglichen. Eine weitere wichtige Einstellmöglichkeit sind die Referenzwerte des Mittelpunkts des Strahlungsfeldes, die die Lage des Strahlenfeldes auf dem Phantom definieren. Für die Monte-Carlo-Simulation kann außerdem die maximale Photonenenergie gewählt werden und die Anzahl zu simulierender Photonen.

The screenshot shows the PCXMC software interface with the following settings:

Phantom data

- Age: 0 1 5 10 15 Adult
- Phantom height: Standard: 178.6
- Phantom mass: Standard: 73.2
- Arms in phantom

Geometry data for the x-ray beam

- Draw x-ray field
- FSD:
- Beam width:
- Beam height:
- Xref:
- Yref:
- Zref:
- Projection angle:
- Cranio-caudal angle:

Below the angles, there are labels: LATR=180 AP=270 (pos) Cranial X-ray tube, LATL=0 PA=90 (neg) Caudal X-ray tube.

Buttons: Draw, Update Field, Stop.

Abb. 3.8.: Die Bestrahlungsszenarien können in PCXMC eingestellt werden:

FSD: Abstand zwischen Fokus und Haut des Phantoms

Beam width und **-height:** Breite und Höhe des Strahlenfeldes auf der Haut

Xref: Position des Mittelpunkts des Strahlenfeldes auf der x-Achse im Koordinatensystem, analog dazu **Yref** und **Zref**

Projection angle: Richtung aus der das Phantom bestrahlt wird, 270° entspricht einer Bestrahlung von vorne

Cranio-caudal angle: 0° entspricht senkrechter Bestrahlung, positive Winkel rotieren den Strahl Richtung Kopf, negative in Richtung Beine

Dosisberechnung

Für ausgewählte Bestrahlungsszenarien wird je einmal eine Monte-Carlo-Simulation durchgeführt, um die Energieverteilung im Phantom zu ermitteln. Anhand dieser Daten kann die Berechnung der Energie- bzw. Äquivalentdosen durchgeführt werden und anschließend die effektive Dosis berechnet werden.

Bevor aus der Energieverteilung die Dosiswerte bestimmt werden, kann das Röntgenspektrum beeinflusst werden (siehe Abb. 3.9). Beeinflussbare Parameter sind der Anodenwinkel, die Beschleunigungsspannung der Röhre sowie zwei zusätzliche Filter im Strahlengang. Nachdem das Spektrum eingestellt ist, kann die Eingangsdosis des Patienten eingegeben werden (siehe Abb. 3.10). Für die Eingabe stehen verschiedene Eingangsgrößen zur Verfügung, die das Programm entsprechend in die intern benötigte Messgröße umrechnet.

Calculation of x-ray spectrum

X-ray tube potential 150 kV	Filter #1 : Material 13 Atomic Number Al Chemical Symbol	Filter #2 : Material 29 Atomic Number Cu Chemical Symbol
X-ray tube Anode Angle 15.00 degree	Filter #1 : Thickness 1.00 mm 0.2702 g/cm ²	Filter #2 : Thickness 0.10 mm 0.0894 g/cm ²

Exit: Generate this spectrum!

Exit: Keep old spectrum

Abb. 3.9.: Einstellung des Röntgenspektrum in PCXMC :

X-Ray tube potential: Spannung der Röntgenröhre

X-Ray tube Anode Angle: Winkel der Anode

Filter #1 Material: Material eines Filters im Strahlengang über Atomnummer oder chemisches Symbol (Filter 2 analog dazu)

Filter #1 Thickness: Dicke des Filtermaterials im Strahlengang (Filter 2 analog dazu)

Patient input dose

Input dose value:
1.0000 mGy

Incident air kerma value used in calculations:
1.0000 mGy

[Corresponds to about 4.4mAs]

Input dose quantity and unit:
 Incident air kerma (mGy)
 Dose-Area Product (mGy^{cm}²)
 Entrance exposure (mR)
 Exposure -Area Product (R^{cm}²)
 Current -Time Product (mAs)

(Input dose quantities are for measurements without BSF)

OK ! Cancel

Abb. 3.10.: Die Auswahl der Eingangsdosis in PCXMC kann aus verschiedene Messgrößen getroffen werden, der eingegebene Wert vom Benutzer wird im Programm in einen entsprechenden Air-Kerma Wert umgerechnet

3.3. Auswahl des Modelles

Das Modell des Menschen stellt das Kernstück dieser Arbeit dar und wurde auf Basis verschiedener Daten erstellt. Dafür mussten zuerst Kriterien festgelegt werden, die eine Entscheidungsfindung ermöglichen. Im Folgenden werden einige Aspekte dieser Entscheidung vorgestellt und die letztendlich verwendeten Daten in Kapitel 4 dargelegt.

3.3.1. Referenz Mann und Frau des ICRP

Im Abschnitt 2.6.5 wurde die Berechnung der effektiven Dosis erläutert. Dabei handelt es sich um eine Messgröße, die durch das ICRP im Jahre 1977 [15, S.61] unter anderer Bezeichnung eingeführt wurde. Im Laufe der Jahre wurden die Gewebewichtungsfaktoren an neue wissenschaftliche Erkenntnisse angepasst und allgemeine Phantome für die Berechnung vorgestellt. Im Bericht [15] werden die Phantome Reference Man und Reference Woman vorgestellt, bei welchen es sich um Voxel Phantome für je einen erwachsenen Mann und eine erwachsene Frau handelt.

Für die anatomischen Daten gibt es einige frühere Berichte des ICRP, die sich der Ermittlung und Aufstellung von Werten für den Referenz-Menschen widmen. Für verschiedene Altersgruppen werden dort Referenzwerte für Organe angegeben [12], [13]. Beispielsweise wird das Gewicht und die Maße der Schilddrüse im Bericht genannt. Anhand dieser Daten und neuerer tomographischer Aufnahmen von Menschen wurden die Phantome entwickelt.

Der Reference Man ist aufgrund des Aufbaus in Voxeln nicht für die Anwendung in MCPhotons geeignet. Grundsätzlich besteht die Möglichkeit in MCPhotons Würfel verschiedener Zusammensetzung zu erstellen, dies ist in Bezug auf die Handhabung und Berechnungszeit jedoch hinderlich. Daher war die direkte Implementierung des Reference Man nicht die Grundlage des erstellten Modells. Die vom ICRP mitgelieferten Daten zu den Geweben und Organen dienen teilweise als Basis für die Materialien in MCPhotons.

3.3.2. Mathematische Phantome

Sowohl im Bericht des ICRP zur effektiven Dosis, als auch im kommerziellen Programm PCXMC wurden die Arbeiten von Snyder [25] sowie Cristy und Eckerman [7] in Bezug auf Phantome des Menschen genannt. Bei den Phantomen in den genannten Arbeiten handelt es sich im Gegensatz zum Reference Man um mathematische Phantome. Das heißt,

die verwendeten Objekte sind durch mathematische Gleichungen definiert. Da hauptsächlich Zylinder, Ellipsoide, Quader und Kegel für die Nachbildung des Menschen verwendet werden, ist der Nachbau innerhalb von MCPhotons vereinfacht.

Auf die zugehörigen Phantome wurde daher in der Recherche ein größeres Augenmerk gelegt. Das mathematische Phantom aus [25] bildet die Grundlage für das Phantom aus [7] und mit weiteren Änderungen resultiert die Zusammenfassung [1]. Bei den Phantomen handelt es sich um Zusammensetzungen der genannten geometrischen Körper, zuzüglich des Torus, die jeweils komplett oder in Abschnitten für die Modellierung verwendet werden. In den Arbeiten sind die jeweiligen Körper stets mit Hilfe mathematischer Gleichungen eindeutig beschrieben. Das Bein wird in beiden Arbeiten beispielsweise als Kegelstumpf modelliert.

Diese Art des Aufbaus lässt sich in Form der mit MCPhotons gegebenen Möglichkeiten einfacher umsetzen, da sich die mathematischen Gleichungen leicht für die verwendete Eingabemaske (vgl. 3.5) umrechnen lässt.

3.3.3. Entscheidung

Anhand der vorangehend genannten Gründe fiel die Entscheidung, das Modell auf Basis von [25], [7], [1] aufzubauen. Diese Wahl wurde dadurch bestärkt, dass die Phantome in PCXMC grundlegend auf diesen Quellen aufgebaut sind. Durch die Ähnlichkeit des resultierenden Modells in MCPhotons ist eine bessere Vergleichbarkeit der simulierten Messwerte möglich. Die Berechnung der Organmassen ist mit Hilfe der mathematischen Gleichungen für die grundlegenden geometrischen Körper einfacher möglich als für das Phantom in Voxeln.

Die resultierenden Messwerte des in dieser Arbeit erstellten Modells sind ein erster Grundstein für die Berechnung der effektiven Dosis. Da es sich nicht um kritische Berechnungen oder Risikoabschätzungen an Patienten handelt, ist die Notwendigkeit, das Referenz Phantom des ICRP zu verwenden, nicht akut.

In Kapitel 4 wird aufgezeigt, welche Organe in den Phantomen vorhanden sind. In den zugrunde liegenden Arbeiten fehlen einige Organe und Gewebe, die für die Berechnung der effektiven Dosis notwendig sind. Daher müssen die benötigten Elemente auf Basis anderer Daten in das Phantom eingefügt werden. Zu diesem Zweck bietet sich die Verwendung der Daten des ICRP aus den Berichten [12], [13] an. Welche Daten für das Modell verwendet werden, wird in Kapitel 4 genau erläutert. Dort werden eventuell notwendige weitere Änderungen ebenfalls aufgeführt.

3.4. Bestrahlungsszenarien für die Simulation

Ziel dieser Arbeit ist die Berechnung der effektiven Dosis mit Hilfe des in Kapitel 4 vorgestellten Modells. Für die Berechnung muss das Phantom zuerst jedoch bestrahlt werden. Da hierbei die Möglichkeit zur Wiederholung und Vergleichbarkeit der Messungen gegeben werden soll, werden einige häufig in der Praxis angewendete Bestrahlungen durchgeführt.

Die Daten für die folgenden Bestrahlungseinstellungen basieren auf [5], wobei dort jeweils die Röhrenspannung und Abstände von Röhrenfokus zum Bildempfänger für einzelne Untersuchungen gegeben sind. Die genaue Geometrie, das heißt Größe des Strahlenfeldes und Abstand zwischen Haut und Röhrenfokus, sind in der Praxis vom Patienten abhängig. Daher sind im Bericht statt der Größen des Strahlenfeldes die relevanten Organe und Strukturen genannt, die in der Praxis dargestellt werden sollen. Aufnahmen können jeweils von verschiedene Richtungen gemacht werden. Die Abkürzung **ap** steht für eine anterior posterior Aufnahme, also eine Aufnahme von der Brustseite zum Rücken. Die Abkürzung **pa** bezeichnet posterior anterior Aufnahmen, bei denen der Röntgenstrahl in den Rücken eintritt und aus der Brust austritt. Das Szenario Thorax ap bezeichnet beispielsweise die Aufnahme des Brustkorbs mit der Lunge und einem Strahleneintritt in die Brust. Die Bezeichnung Abdomen pa steht hingegen für eine Aufnahme des Bauchraumes unterhalb der Lunge, wobei die Strahlen in den Rücken eintreten.

In den folgenden Tabellen sind die Bestrahlungseinstellungen dargestellt, die die Strukturen des Phantoms passend darstellen. Sie wurden entsprechend der Anatomie des Phantoms gewählt, um die gewünschten Organe in das Strahlenfeld einzupassen. Die zur einer Bestrahlung zugehörigen Röntgenspektren können in PCXMC erzeugt werden. Die Parameter sind in Tabelle 3.1 dargestellt. Die Filterparameter beschreiben den ersten Filter. Der zweite Filter in PCXMC wurde jeweils mit der Atomnummer 0 gefüllt und dadurch als nicht vorhanden gesetzt. Der Wert des Dosis-Flächenproduktes für die Aufnahmen stammt aus [4] und dient zum hoch skalieren der Werte in MCPhotons.

Die Tabellen 3.2 und 3.3 listen alle relevanten einzustellenden Parameter auf. Nicht gelistete Werte sind stets mit 0 belegt. Für eine bessere Übersichtlichkeit und Vergleichbarkeit werden die Maße der Längen jeweils in Zentimetern angegeben. In MCPhotons werden stets Werte in der Einheit Millimeter benötigt. Der Grundaufbau der zwei verfügbaren Ebenen in MCPhotons beinhaltet die Ebene 1, welche für alle Bestrahlungen als Punkt eingestellt wird. Die Ebene 2 wird entsprechend der in der Tabelle gegebenen x- und y-Maße parametrisiert.

Tab. 3.1.: Einstellungen der Röntgenspektren in PCXMC

Aufnahme	Röhrenparameter		Filter		DAP/(mGy cm ²)
	Spannung/kV	Anodenwinkel/°	Material	Dicke/mm	
Thorax	125	15	Al	2,5	160
Abdomen	90	15	Al	2,5	3000
Schädel	80	15	Al	2,5	650
Hüfte	80	15	Al	2,5	3000

Tab. 3.2.: Einstellungen der Aufnahmen in PCXMC

Aufnahme		Maße/cm						Winkel/°	Z _{Ref}
		FID	x _D	y _D	FSD	x _S	y _S		
Thorax	ap	180	38	33	155	33,72	28,42	270	55,0
	pa	180	38	33	155	33,72	28,42	90	55,0
Abdomen	ap	115	40	40	90	31,31	31,31	270	20,0
	pa	115	40	40	90	31,31	31,31	90	20,0
Schädel	ap	115	19	25	91,42	15,1	19,87	270	88,0
	pa	115	19	25	91,42	15,1	19,87	90	88,0
Hüfte	ap	150	40	30	125	33,33	25	270	5,0
	pa	150	40	30	125	33,33	25	90	5,0

Tab. 3.3.: Einstellungen der Aufnahmen in MCPPhotons

Aufnahme		Maße/cm			Translation/cm		Rotation/°	
		Ebenenabstand	x	y	y	z	x	y
Thorax	ap	155	33,72	28,42	-165	55	90	180
	pa	155	33,72	28,42	165	55	90	0
Abdomen	ap	90	31,31	31,31	-100	20	90	180
	pa	90	31,31	31,31	100	20	90	0
Schädel	ap	91,42	15,1	19,87	-101,42	88	90	180
	pa	91,42	15,1	19,87	101,42	88	90	0
Hüfte	ap	125	33,33	25	-135	5	90	180
	pa	125	33,33	25	135	5	90	0

3.5. Berechnung der effektiven Dosis

Die Bestrahlung des Modells liefert in beiden Programmen jeweils Daten zur Energiedeposition in Geweben. Das Programm PCXMC bietet eine Übersicht der einzelnen Organ-Energiedosen sowie die bereits berechnete effektive Dosis. Um die effektive Dosis auf Basis der Ergebnisse aus MCPhotons zu erhalten müssen einige Berechnungsschritte durchgeführt werden. Diese werden im Folgenden kurz erläutert. Die Berechnungen der resultierenden Ergebnisse finden sich im Kapitel 3 „Material und Methoden der Simulationen“.

3.5.1. Berechnung des Gewichts der Organe und Gewebe

Im Abschnitt 2.6 „Auswahl einiger Dosismessgrößen“ wurden einige Messgrößen vorgestellt. Dort wird auf die effektive Dosis eingegangen, welche aus der Gewichtung der Äquivalentdosen der Organe resultiert. Um die Äquivalentdosen zu erhalten, welche hier den Energiedosen entsprechen, werden die Massen der Organe benötigt. Diese lassen sich über die Volumen und Dichten der Organe im Modell berechnen. Auf die Berechnung wird im Abschnitt 4.4 näher eingegangen. Das Gewicht der einzelnen Organe findet sich im Anhang.

3.5.2. Ermittlung der Energiedosis

MCPhotons liefert für jedes modellierte Objekt die dort absorbierte Energie und das Dosis-Flächenprodukt des einfallenden Strahlenbündels. Die Energiewerte werden linear hochskaliert, um das gewünschte Dosis-Flächenprodukt zu erreichen. Die Werte der einzelnen Bestrahlungsszenarien sind im Abschnitt 3.4 aufgelistet. Mit Hilfe der skalierten absorbierten Energien kann die Summe der absorbierten Energie eines einzelnen Organs berechnet werden. Diese Summenbildung ist nötig, da die Organe und Gewebe oft aus einzelnen Elementen zusammengestellt sind, oder weil es im Fall der Brust das linksseitige und das rechtsseitige Brustgewebe gibt. Da die bisher genannten Werte in der Einheit Elektronvolt vorliegen ist der nächste Schritt die Umrechnung in die Einheit Joule.

Die absorbierte Energie eines Gewebes in Joule kann durch die bereits berechneten entsprechenden Gewebemassen dividiert werden, um die Energiedosis des Gewebes zu erhalten (vgl. Gleichung 2.18). Für jedes Organ mit bekannter Masse werden so die Energiedosen ermittelt. Für einige Gewebe, wie die Lymphknoten oder das Knochenmark werden die Werte rechnerisch aus den Werten anderer Organe bestimmt.

Die Lymphknoten werden anhand der Berechnungsvorschrift aus [24, S.23] ermittelt:

$$\begin{aligned}
 D_{\text{Lymphknoten}} = & 0,25 \cdot D_{\text{Dünndarm}} & + 0,15 \cdot D_{\text{Bauchspeicheldrüse}} & + \\
 & + 0,13 \cdot D_{\text{Extrathorakales Gewebe}} & + 0,10 \cdot D_{\text{Gallenblase}} & + \\
 & + 0,08 \cdot D_{\text{Speicheldrüsen}} & + 0,07 \cdot D_{\text{Lunge}} & + \\
 & + 0,05 \cdot D_{\text{Schilddrüse}} & + 0,05 \cdot D_{\text{Körper gesamt}} & + \\
 & + 0,04 \cdot D_{\text{Speiseröhre}} & + 0,04 \cdot D_{\text{Herz}} & + \\
 & + 0,03 \cdot D_{\text{Magen}} & + 0,01 \cdot D_{\text{Hoden}} & \quad (3.1)
 \end{aligned}$$

3.5.3. Verrechnung mit den Gewichtungsfaktoren

Die bereits ermittelten Äquivalentdosen können nun mit den entsprechenden Gewichtungsfaktoren verrechnet werden, um die effektive Dosis zu erhalten. Da das Phantom ein Hermaphrodit, das bedeutet beidgeschlechtlich ist, werden die Gewebegewichtungsfaktoren der geschlechtsspezifischen Organe anhand der Berechnung aus [24] angepasst. Statt jedes Geschlecht einzeln zu bestrahlen, werden im Hermaphroditen gleichzeitig die männlichen und weiblichen geschlechtsspezifischen Organe bestrahlt. Die folgenden angepassten Gewichtungsfaktoren ergeben sich:

$$w_{\text{Prostata}} = w_{\text{Gebärmutter}} = \frac{0,08}{2} = 0,04 \quad (3.2)$$

$$w_{\text{Hoden}} = w_{\text{Eierstöcke}} = \frac{0,12/13}{2} = \frac{0,12}{26} \quad (3.3)$$

Durch die Anpassungen ist sichergestellt, dass für die Summe der Gewichtungsfaktoren weiterhin $\sum w_T = 1$ gilt. Die übrigen Gewichtungsfaktoren bleiben unverändert entsprechend Tabelle 2.2.

4. Modellaufbau

Für die Berechnung der effektiven Strahlendosis wird ein Modell benötigt, mit welchem die Energiedeposition im Körper ermittelt werden kann. Dieses Kapitel stellt das im Verlauf dieser Arbeit modellierte Phantom dar. Dafür werden die jeweiligen Organe und ihre jeweiligen Zusammensetzungen erläutert. Außerdem wird erläutert auf welche Art und Weise die Daten im Modell verbunden wurden.

4.1. Überblick über die nachgebildeten Organe

Der hauptsächliche Anwendungszweck des im Folgenden erstellten Phantoms ist die Berechnung der effektiven Dosis. Da diese anhand der Äquivalentdosen verschiedener Organe des menschlichen Körpers ermittelt wird, müssen alle benötigten Werte mit Hilfe des Phantoms gewonnen werden können. Grundlegend müssen daher alle mit Gewebegewichtungsfaktoren gewichteten Organe im Phantom vorhanden sein oder die Dosen aus den gegebenen Geweben rechnerisch ermittelt werden können. Tabelle 4.1 listet die gewichteten Gewebe und Organe der effektiven Dosis auf, welche auch in Tabelle 2.2 gelistet werden. Für jedes Organ oder Gewebe ist im Folgenden angegeben, anhand welcher Quelle die Modellierung erfolgt oder ob überhaupt eine Modellierung stattfindet. Die Angabe der Quelle ist relevant, da im Bericht [1] einige benötigte Organe nicht modelliert werden. Dies ist darin begründet, dass einige Organe erst nach neuesten Erkenntnissen in die Berechnung der effektiven Strahlendosis mit einbezogen werden. Für diese Organe werden daher die Werte des ICRP zum Referenz-Menschen aus [12] oder [13] verwendet.

Die Tabelle 4.1 gibt einen Überblick über alle im Modell vertretenen Organe und Gewebe. Zu jedem Element ist angegeben, aus welchem Bericht die Daten stammen und ob Änderungen im Vergleich zur Quelle vorgenommen werden mussten. Falls in der Spalte Änderungen ein „Ja“ vermerkt ist, weicht das Organ in mindestens einem Parameter von den gegebenen Daten ab. Ein Beispiel für eine kleine Änderung ist die Verschiebung eines Organs. Einige Organe können jedoch größere Abweichungen zeigen, auf die im Abschnitt 4.3 näher eingegangen wird. Bezüglich der Tabelle ist zu beachten, dass der Fokus auf den Organen der effektiven Dosis liegt, das Modell jedoch weitere Elemente wie unterschiedliche Knochen haben kann, die in der Tabelle nicht einzeln aufgeführt sind.

Tab. 4.1.: Verwendete Gewebe und Organe mit den zugehörigen Quellen

Gewebe	Quelle	Änderungen
Haut	[1]	Ja
Knochenoberfläche	X	nicht modelliert
Knochenmark (rot)	[1]	nicht modelliert
Nebennieren	[25]	Nein
Brust	[1]	Nein
Gehirn	[1]	Nein
Speiseröhre	[1]	Ja
Magen	[1]	Nein
Dünndarm	[1]	Ja
Dickdarm	[1]	Ja
Herz	[25]	Ja
Nieren	[1]	Nein
Leber	[1]	Ja
Gallenblase	[1]	Ja
Lunge	[1]	Ja
Bauchspeicheldrüse	[1]	Nein
Milz	[1]	Nein
Hoden	[1]	Nein
Eierstöcke	[1]	Nein
Thymus	[1]	Ja
Schilddrüse	[12]	Ja
Blase	[1]	Nein
Gebärmutter/Gebärmutterhals	[1]	Nein
Speicheldrüsen	[13]	keine exakte Vorgabe
Extrathorakales Gewebe	[13]	keine exakte Vorgabe
Lymphknoten	[13]	keine exakte Vorgabe
Muskel	[1]	Ja
Mundschleimhaut	[15]	keine exakte Vorgabe
Prostata	[15]	keine exakte Vorgabe

4.2. Einfügen der Organ- und Gewebezusammensetzungen

In den vorangehenden Kapiteln wurde bereits deutlich, dass die Simulation der Photonen in einem Material nur mit Hilfe der elementaren Zusammensetzung und Dichte möglich ist. Nur anhand dieser Daten können die Wechselwirkungen mit Hilfe der Monte-Carlo-Methode passend simuliert werden. Das bedeutet, dass für die Simulation der Bestrahlung eines Menschen diese Daten für die Gewebe und Organe benötigt werden.

4.2.1. Herkunft der Organzusammensetzungen

Das ICRP empfiehlt für die Berechnung der effektiven Dosis die Verwendung der Phantome Reference Male und Reference Female. Im zugehörigen Bericht [15] werden die Phantome vorgestellt und einige Daten für deren Modellierung bereit gestellt. Dazu gehören für alle verwendeten Organe die Dichten und elementaren Zusammensetzungen. Die Verwendung dieser Daten bietet sich aufgrund ihrer Vielfalt und der Bereitstellung durch das ICRP an.

Die hier verwendete Gewebezusammensetzungen der Lunge und der Knochen stammen nicht aus [15], sondern aus [1]. Dies begründet sich im unterschiedlichen Aufbau der Phantome. Die Phantome des ICRP sind Voxel-Phantome, welche eine höhere Detailgenauigkeit bieten und dadurch feinere Organstrukturen abbilden können. Das stilisierte Phantom hingegen beinhaltet Vollkörper, die beispielsweise die Modellierung der Zähne nur schwer ermöglichen. Die Verwendung der elementaren Zusammensetzungen der Knochen aus [1] berücksichtigt zudem homogene Knochen. Die Daten des ICRP zu Knochen sind in die einzelnen Knochenstrukturen unterteilt, die hier nicht modelliert werden.

4.2.2. Umrechnung der Organzusammensetzungen für die Verwendung in MCPphotons

Die Werte der elementaren Zusammensetzung der Gewebe sind in den verwendeten Quellen stets in Massenprozent angegeben. MCPphotons benötigt jedoch Angaben zur relativen Häufigkeit der Elemente im Gewebe. Das heißt die Daten aus [1] oder [15] müssen umgerechnet werden. Als Zielgröße für die Umrechnung werden Parts per Million verwendet.

Tabelle 4.2 zeigt die Zusammensetzung von Haut. Für die Umrechnung der Werte werden die Dichte von Haut sowie die Massen der vorhandenen Elemente benötigt. Allgemein kann

Tab. 4.2.: Elementare Zusammensetzung von Haut (Dichte= 1,09 g cm⁻³) in Massenprozent [15]

Gewebe	Anteil in % pro Masse								
	H	C	N	O	Na	P	S	Cl	K
Haut	10,0	19,9	4,2	65,0	0,2	0,1	0,2	0,3	0,1

die Umrechnung der Werte in vier Schritten durchgeführt werden. Zuerst wird der Anteil jedes Elements an der Dichte mit folgender Gleichung berechnet.

$$\frac{\text{Masse}}{\text{cm}^3} = \text{Dichte} \cdot \frac{\text{Masseprozentanteil}}{\%} \quad (4.1)$$

Die resultierenden Massenanteile haben die Einheit Gramm und werden im nächsten Schritt mit den Atommassen verrechnet.

$$\frac{\text{Mol}}{\text{cm}^3} = \frac{\text{Masse/cm}^3}{\text{Atommasse}} \quad (4.2)$$

Auf diese Weise ergibt sich für jedes vorkommende Element ein Molanteil. Die Einzelwerte werden nachfolgend aufsummiert und die Einzelwerte durch diese Summe dividiert.

$$\frac{\text{Anteil}}{\text{ppm}} = 10^6 \cdot \frac{\text{Mol/cm}^3}{\sum_{\text{Chem. Elemente}} \text{Mol/cm}^3} \quad (4.3)$$

Anhand der Berechnungen ergeben sich für das Gewebe Haut die in Tabelle 4.3 dargestellten Werte.

Tab. 4.3.: Umgerechnete Zusammensetzung von Haut (Dichte= 1,09 g cm⁻³)[15]

Element	Atommasse/(g mol ⁻¹)	Anteil/ppm
H	1,007940	621082,643260
C	12,011000	103718,919199
N	14,006740	18771,384103
O	15,999400	254327,740816
Na	22,989768	816,903467
P	30,973762	202,111077
S	32,066000	390,453464
Cl	35,452700	529,731760
K	39,098300	160,112854

Die vorangehend beschriebene Berechnung muss für alle Daten, deren Anteile in Massenprozent gegeben sind, durchgeführt werden, um die Werte in MCPhotons nutzen zu können.

4.3. Modellierung der Gewebe und Organe in MCPhotons

In Tabelle 4.1 ist zu sehen, dass nahezu alle Organe der Gewebegewichtungsfaktoren im Phantom modelliert sind. Das mathematische Phantom aus [1] dient als Grundlage für die meisten dieser Organe. Die Daten liegen in der Quelle in Form von Gleichungen der geometrischen Körper vor. Verwendet werden zur Darstellung der Organe die Grundformen Ellipsoid, Zylinder, Kegel und Torus, welche teilweise durch Schnittebenen angepasst werden. Häufig werden neben Schnittebenen auch Körper durch Objektüberschneidungen gebildet. Der Schädel lässt sich dadurch aus einem äußeren Ellipsoid, der von einem inneren konzentrischen Ellipsoid geschnitten wird, nachbilden.

Die benötigten Daten können größtenteils direkt aus [1] übernommen werden, wie im Falle der Milz. Häufig müssen jedoch Änderungen aus verschiedenen Gründen durchgeführt werden. Teilweise werden Organe dort jedoch nicht modelliert und die Daten müssen, wie in Tabelle 4.1 dargestellt, aus anderen Quellen entnommen werden. Da das Phantom dadurch nicht mehr dem Original in [1] entspricht sind einige Änderungen nötig, um ein in sich schlüssiges Phantom zu modellieren.

Ein Grund für Änderungen ist die Verwendung des Torus zur Modellierung einiger Organe im Bericht [1]. Da MCPhotons diesen Körper nicht anbietet, müssen betroffene Organe auf andere Art und Weise angenähert werden. Ein weiteres Problem sind allgemein definierte Ebenen, die Organe an bestimmten Stellen schneiden. Die Schnittebenen verfügen über eine unendliche Ausdehnung im Raum und werden nicht in der benötigten Form unterstützt. Es besteht die Möglichkeit, eine Schnittebene durch einen sehr flachen und ausgedehnten Quader anzunähern, der jedoch nicht die Eigenschaft erfüllt, das Gewebe einseitig in MCPhotons abzuschneiden. Das Abschneiden von Organen kann nur mittels Überlagerung realisiert werden, wofür jeweils ein Objekt eingefügt werden muss, dass die nicht benötigten Anteile des ursprünglichen Objektes überlagert. Dabei kann teilweise die Überlagerung und damit das Abschneiden weitere Organe im Umkreis bewirkt werden, was jedoch zu vermeiden ist. In Bezug auf das Überlagern ist die Hierarchie der Organe maßgeblich, welche zu beachten ist, um das richtige Objekt zu schneiden.

Das im Folgenden vorgestellte Modell besteht aus verschiedenen Vollkörpern, die in ihrer Anordnung den menschlichen Körper nachbilden. Die Maße und Translationen der Körper sind stets in Zentimetern angegeben.

4.3.1. Grundlegende Form des Modells

Das Modell besteht aus einigen Grundkörpern, die das äußere Erscheinungsbild festlegen. Innerhalb dieser Grundkörper liegen die inneren Organe und das Skelett. Das Material dieser Grundform ist *Muskel*. Der Aufbau wird im Folgenden weiter erläutert und die resultierende Grundform in Abbildung 4.1 dargestellt.

Rumpf

Der Rumpf besteht aus einem elliptischen Vollzylinder nach Gleichung 4.4. Der Ursprung des Koordinatensystems liegt im Mittelpunkt der Grundfläche des Rumpfes, wobei die positive z-Achse senkrecht nach oben durch den Zylinder reicht. Die positive y-Achse zeigt zur Rückseite des Phantoms und die positive x-Achse zeigt zur linken Hand. [1]

$$\left(\frac{x}{20,0}\right)^2 + \left(\frac{y}{10,0}\right)^2 \leq 1 \quad \text{und} \quad 0 \leq z \leq 70,0 \quad (4.4)$$

Kopf

Auf dem Rumpf aufgesetzt findet sich der Nacken- und Kopfbereich. Auf dem Nacken (Gleichung 4.5) befindet sich die zylinderförmige Basis des Kopfes (Gleichung 4.6), welche von einem halben Ellipsoiden abgeschlossen wird (Gleichung 4.7).[1]

$$\left(\frac{x}{5,4}\right)^2 + \left(\frac{y}{5,4}\right)^2 \leq 1 \quad \text{und} \quad 70,0 \leq z \leq 70,0 + 8,4 \quad (4.5)$$

$$\left(\frac{x}{8,0}\right)^2 + \left(\frac{y}{10,0}\right)^2 \leq 1 \quad \text{und} \quad 78,4 \leq z \leq 78,4 + 13,05 \quad (4.6)$$

$$\left(\frac{x}{8,0}\right)^2 + \left(\frac{y}{10,0}\right)^2 + \left(\frac{z - 91,45}{7,15}\right)^2 \leq 1 \quad \text{und} \quad z > 91,45 \quad (4.7)$$

Extremitäten

Der reale Mensch verfügt am Rumpf über Extremitäten in Form der Arme und Beine. Die Beine des Modells sind als Kegelstümpfe realisiert, die unten am Rumpf angebracht sind. In MCPhotons werden sie durch vollständige Kegel modelliert, die von anderen Körpern geeigneter Größe geschnitten werden. Da die abgeschnitten Bereiche die Energieverteilung nicht beeinflussen dürfen, werden sie aus dem Material *Vakuum* erstellt. Auf seitlich am

Rumpf angebrachte Arme hingegen wird verzichtet. Sie werden über die Breite des Rumpfes und die im Rumpf platzierten zugehörigen Knochen angenähert.

Die Gleichung 4.8 stellt die hier verwendeten Beine dar. Sie basieren auf [1], wurde jedoch angepasst, da die Beine dort mit einer Neigung versehen sind. MCPhotons bietet jedoch keine schiefen Grundkörper und eine Rotation des gesamten Beins würde zur Überschneidung mit dem Rumpf führen. Daher wurde auf die Neigung verzichtet. Zudem sind die Beine auf der y-Achse weiter auseinander modelliert, um eine Überschneidung der darüber liegenden Haut zu vermeiden.

$$\left(\frac{x \pm 10,2}{20,0}\right)^2 + \left(\frac{y}{20,0}\right)^2 - \left(\frac{z + 50,0}{100,0}\right)^2 \leq 0 \quad \text{und} \quad -80,0 < z < 0,0 \quad (4.8)$$

Männlicher Genitalbereich

Das Phantom ist ein Hermaphrodit, das heißt beidgeschlechtlich. Daher befindet sich unterhalb des Rumpfes zwischen den Beinen der männliche Genitalbereich, in welchem die Hoden liegen. Er besteht ebenfalls aus *Muskel* und hat die Form eines Quaders, der durch die Beine geschnitten wird.

Resultierender Grundaufbau des Körpers

Die Gleichungen für die vorangehend beschriebenen Festkörper lassen sich nicht direkt in MCPhotons eingeben. Stattdessen muss erst der Grundkörper ausgewählt werden und für diesen die Maße, Rotation und Translation angegeben werden (vgl. Unterabschnitt Objektauswahl). Zu beachten ist zusätzlich, dass alle Werte in MCPhotons in Millimetern, statt Zentimetern eingegeben werden. Betrachtet man nun die bisher erläuterten Objekte, ergibt sich der Aufbau aus Abbildung 4.1.

4.3.2. Aufbau des Skeletts

Innerhalb des Grundkörpers aus Muskel befindet sich das Skelett. Modelliert werden der Schädel, die Wirbelsäule, die Schulterblätter, die Schlüsselbeine und die Rippen. Außerdem finden sich noch die Arme und Beine sowie die Hüfte im Phantom. Bei den Extremitäten wurde auf eine Verfeinerung und damit auf Hände und Füße verzichtet. Eine Übersicht des Skeletts findet sich in Abbildung 4.3.

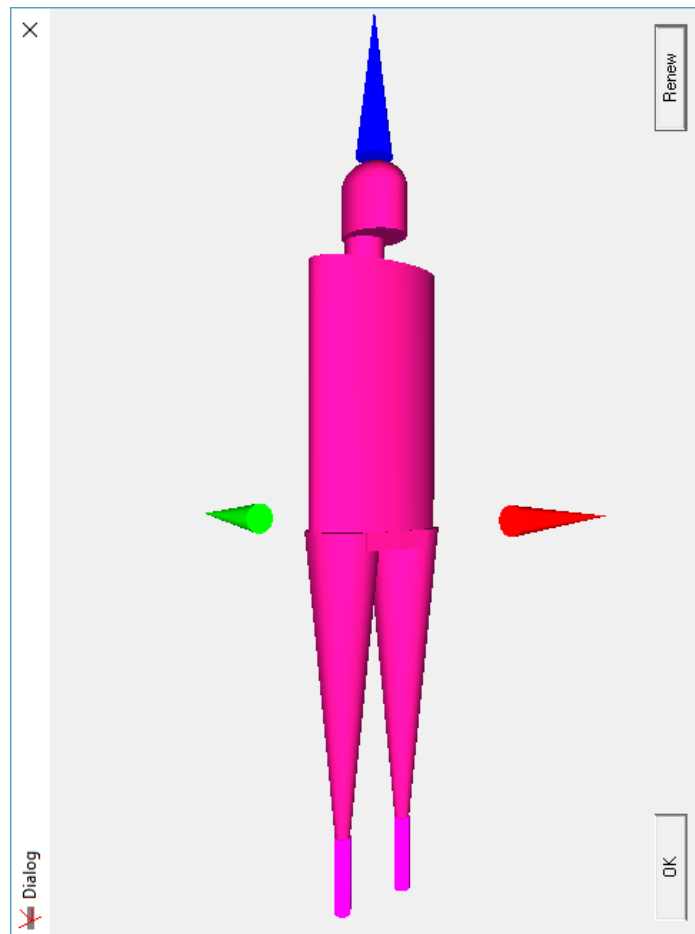


Abb. 4.1.: Grundaufbau des Phantomkörpers mit eingezeichnetem Koordinatensystem: die z-Achse in *blau*, die x-Achse in *rot* und die y-Achse *grün*

Unverändert übernommene Skeletteile

Alle Teile des Skeletts basieren auf [1]. Die Arme, die Rippen und die Wirbelsäule können ohne Veränderungen eingefügt werden. Der in Abbildung 4.3 gezeigte Schädel ist ebenfalls anhand der Daten aus [1] erstellt.

Die Rippen bestehen im Phantom aus einem äußeren Zylinder aus *Knochen*, der von einem inneren Zylinder und zylinderförmigen Scheiben aus *Muskel* geschnitten wird. Bei den Armknochen handelt es sich um Kegelsrümpfe. Die Wirbelsäule besteht aus Zylindern und der Schädel wird durch einen Ellipsoiden angenähert.

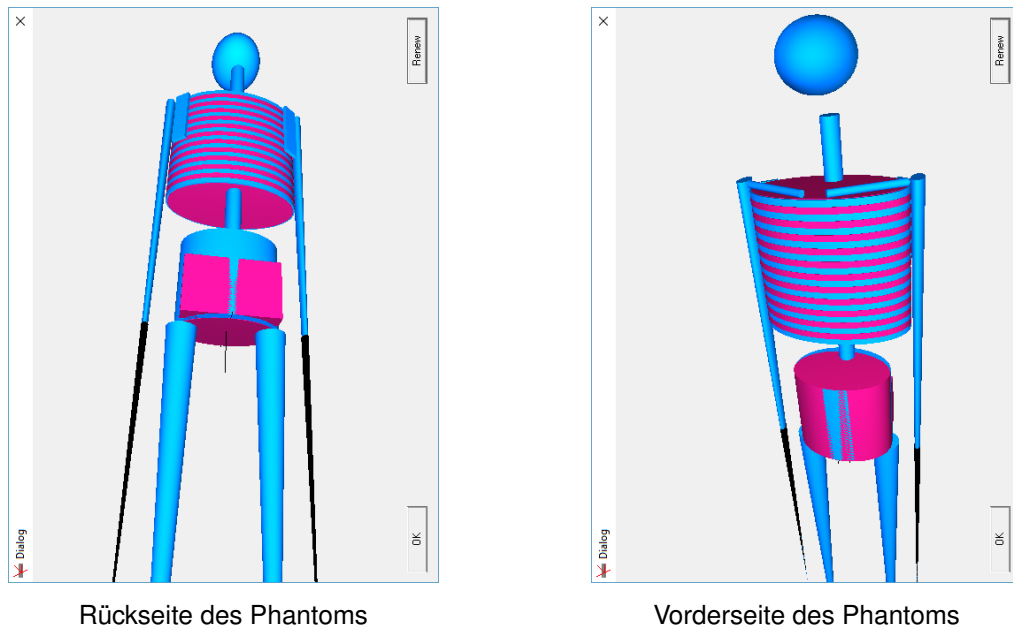


Abb. 4.3.: Aufbau des Skeletts im Phantomkörper mit den Knochen (*blau*), den Grenzen der Arme und Beine aus *Vakuum* (*schwarz*) und den Grenzen zwischen den Rippen und innerhalb der Hüfte aus *Muskel* (*rosa*)

Änderungen am Skelett

Einige Teile des Skeletts wurden im Vergleich zu [1] mit Änderungen realisiert. Dazu gehören die Schlüsselbeine, Schulterblätter, die Hüfte sowie die Beine. Außerdem wurde ein Teil des Schädels weggelassen.

Die Schlüsselbeine werden in [1] als Abschnitte eines Torus realisiert. Da diese Grundform in MCPPhotons nicht zur Verfügung steht, sind die Schlüsselbeine als zylinderförmige Sekanten des Grundkreises des Torus modelliert. Der Grundkreis ist durch Gleichung 4.9 definiert. Die Schnittgeraden, welche die Länge der Schlüsselbeine definieren, werden durch Gleichung 4.10 beschrieben. Über die Schnittpunkte der Gleichungen 4.9 und 4.10 können zwei Sekanten festgelegt werden. Die Länge der einzelnen Sekanten entspricht der Länge des jeweiligen Schlüsselbeins. Diese sind somit als Zylinder mit dem Radius $r = 0,7883$ cm der Grundfläche und der Länge $l = 16,05$ cm modelliert. Über die Sekantengleichungen können die Rotationswinkel der Zylinder bestimmt werden.

$$\frac{x^2}{20,0^2} + \frac{(y - 11,1)^2}{20,0^2} = 1 \quad (4.9)$$

$$0,89415 \leq \frac{11,1 - y}{|x|} \leq 7,0342 \quad \text{und} \quad y < 0 \quad (4.10)$$

Die Schulterblätter sind in [1] als Abschnitte zweier konzentrischer Zylinder realisiert. Da die Zylinder durch den kompletten Oberkörper ragen, lassen sie sich nicht ohne Probleme mit umliegenden Geweben realisieren. Daher werden die Schulterblätter jeweils als flache Quader modelliert.

Im Unterabschnitt 4.3.1 wird in Bezug auf die Modellierung der Beine beschrieben, dass sie senkrecht am Rumpf angebracht sind. Die Knochen der Beine verlaufen daher im Gegensatz zu [1] ebenfalls senkrecht.

Der Schädel verfügt in der Quelle neben dem verwendeten Ellipsoiden über einen Gesichtsbereich. Auf diesen wurde aufgrund von Problemen mit seinen Schnittflächen verzichtet.

Die Hüfte besteht laut [1] aus zwei nicht konzentrischen Zylindern, deren Schnittvolumen die Hüfte ergibt. Problematisch ist die Größe des schneidenden Zylinders, da er aus dem Rumpf heraus ragt. Da in MCPhotons Schnitte durch Überlagerung von Körpern ermöglicht werden, hätte der aus dem Rumpf ragende Abschnitt händisch mit Vakuum überlagert werden müssen. Um dies zu umgehen, wird die Hüfte aus zwei kleineren nicht konzentrischen Zylindern angenähert (vgl. Abb. 4.3).

Knochenoberfläche

Für die Berechnung der effektiven Dosis wird die Äquivalentdosis der Knochenoberfläche mit einbezogen. Die Knochenoberfläche wird jedoch nicht als dünne Schicht über allen Knochen des Skeletts modelliert. Auf sie wird verzichtet und die Dosis rechnerisch über die Gesamtdosis des Skeletts bestimmt.

Knochenmark (rot)

Das rote Knochenmark ist ein wichtiger Bestandteil der Berechnung der effektiven Dosis. Im menschlichen Knochen liegt es innerhalb von Höhlen im Knochenmineral. Diese Strukturen sind jedoch sehr klein und damit schwer nachzubilden. Das Knochenmark wird daher als homogen im jeweiligen Knochenabschnitt verteilt angesehen [1]. Für die Verteilung des Knochenmarks im Skelett liegt Tabelle 4.4 vor.

Tab. 4.4.: Prozentualer Anteil des roten Knochenmarks in den Knochen eines Erwachsenen [1, Auszug Tabelle A-6]

Knochen im Phantom	Anteil /%
Schädel	8,32
Schulterblätter	2,85
Schlüsselbeine	0,79
Rippen	19,22
Wirbelsäule (oben)	2,66
Wirbelsäule (Mitte)	17,41
Wirbelsäule (unten)	9,79
Hüfte	33,31
Beine (oben)	3,35
Beine (Mitte)	0
Beine (unten)	0
Arme (oben)	2,29
Arme (Mitte)	0
Arme (unten)	0

4.3.3. Geschlechtsspezifische Organe

Das Phantom verfügt als Hermaphrodit über die geschlechtsspezifischen Organe von Mann und Frau. Dazu zählen beim Mann die Hoden und die Prostata. Für die Frau werden die Brüste und die Gebärmutter mit den Eierstöcken modelliert. Die Organe Hoden, Brust, Eierstöcke und Gebärmutter stammen aus [1]. Sie haben alle den Ellipsoiden als Grundform und wurden, mit Ausnahme einer Positionsanpassung der Eierstöcke, direkt aus [1] übernommen.

Die Prostata liegt in [1] jedoch nicht vor und basiert grundlegend auf Daten aus [13, S.155f]. Nach [13, S.155f] handelt es sich bei der Prostata um ein Organ nahe des Rektums, welches konisch Richtung Harnblase verläuft. Anhand des in der Quelle gegebenen Gewichts von 17 g und der Dichte von 1,03 g nach [15] kann das Volumen bestimmt werden. Auf Basis dieser Daten und unter Verwendung eines Ellipsoiden als Grundkörper wurde die Prostata modelliert. Dabei wurde zudem die Lage im Phantom beachtet und das Organ passend zwischen Harnblase und Rektum eingefügt.

4.3.4. Organe des Verdauungstrakts

Der Verdauungstrakt des Phantoms ist in Abbildung 4.4 dargestellt. Im Kopfbereich befinden sich die Mundschleimhaut und die Speicheldrüsen. Dahinter befindet sich der Pharynx (Rachen), welcher in die Speiseröhre übergeht. Der Pharynx verläuft vom Kopf durch den Nacken zum Rumpf. Die übrigen Organe aus der Abbildung befinden sich ohne Ausnahme im Rumpf, wobei der Dickdarm direkt an der Grundfläche des Rumpfes endet.

Oberer Verdauungstrakt

Der obere Verdauungstrakt besteht aus der Mundschleimhaut, den Speicheldrüsen und der Pharynx. Diese Organe sind in [1] nicht vorhanden und werden daher auf Basis anderer Quellen eingefügt. Die Speicheldrüsen wurden anhand von [12, S.124f] und [13, S.104] als Ellipsoide modelliert. Die Mundschleimhaut wurde auf Basis von [12, S.122] als elliptischer Zylinder modelliert. Die Pharynx wurde auf Grundlage von [12, S.126] angenähert. Dabei ist zu beachten, dass es sich um ein Hohlorgan handelt und der innere Bereich aus Luft modelliert wird.

Unterer Verdauungstrakt

Der untere Verdauungstrakt besteht aus der Speiseröhre, dem Magen und dem Dünn- und Dickdarm. Alle Organe stammen aus [1], wobei der Magen ohne Änderungen übernommen wurde. Für die Speiseröhre wurden die Rotationswinkel des unteren Abschnittes an die Lage im Phantom angepasst und der Dünndarm wird als Quader modelliert.

Der unterste Teil des Dickdarms (rechts unten in Abb. 4.4) wird durch einzelne Zylinder statt zwei Torusabschnitte modelliert. Die Tori weisen die gleiche Stärke auf und unterscheiden sich nur durch die Grundradien. Daher können Zylinder mit konstanten Grundflächen verwendet werden. Die Lage der Zylinder ergibt sich aus den Endflächen der Tori und deren senkrechte Annäherung. Es wurden keine Sekanten der Grundkreise für die Positionierung verwendet, da diese bei Verwendung von Zylindern zu Lücken im Verlauf des Darms führen würden.

Der absteigende Dickdarm, welcher in Abbildung 4.4 rechts aus dem Dünndarm verläuft, ist komplett senkrecht modelliert. In [1] wird er mit einer leichten Neigung angegeben. Die Rotationswinkel der Speiseröhre können aus der Rotationsmatrix in [1] berechnet werden (vgl. Unterabschnitt 2.8.2).

Verbleibende Organe des Verdauungstraktes

Zu den verbleibenden Organen gehören die Leber mit der Gallenblase und die Bauchspeicheldrüse. Die Bauchspeicheldrüse basiert auf den genauen Vorgaben aus [1]. Die Leber hingegen wird in diesem Phantom nur grob durch einen Zylinder und mehrere Quader angenähert. Dies ist darin begründet, dass die Leber in [1] aus einem großen geschnittenen Zylinder besteht. Der zugrunde liegende Zylinder reicht horizontal fast durch den gesamten Bauchraum und wird durch eine Ebene geschnitten. Dieser Aufbau ist jedoch nur sehr kleinteilig bis kaum nachzubilden. Die Gallenblase basiert auf [1], ist hier jedoch nicht als Hohlkörper modelliert, sondern als Vollkörper.



Abb. 4.4.: Verdauungstrakt des Phantoms von vorne: Oben im Bild liegen Mundschleimhaut (*dunkelgrün*) und Speicheldrüsen (*dunkelgrün*), darunter der Pharynx (*dunkelgrün*). An diesen schließt die Speiseröhre (*schwarz*) an, welche in den Magen (*orange*) mündet. Hinter dem Magen liegt die Bauchspeicheldrüse (*gelb*) mit den Grenzen aus Muskel (*rosa*). Neben dem Magen liegt die Leber (*braun*) sowie die Gallenblase (*dunkelgrün*). Unterhalb des Magens liegt der Dünndarm (*violett*) und der Dickdarm (*dunkelblau*)

)

4.3.5. Harnorgane

Im Rumpf befinden sich die Harnorgane. Dazu gehören die Nieren und die Harnblase. Die Organe basieren exakt auf [1] und sind in Abbildung 4.5 dargestellt. Die Nieren befinden sich links und rechts neben der Wirbelsäule auf gleicher Höhe mit der Leber. Die Harnblase liegt über dem letzten Abschnitt des Dickdarms im unteren Bereich des Rumpfes.

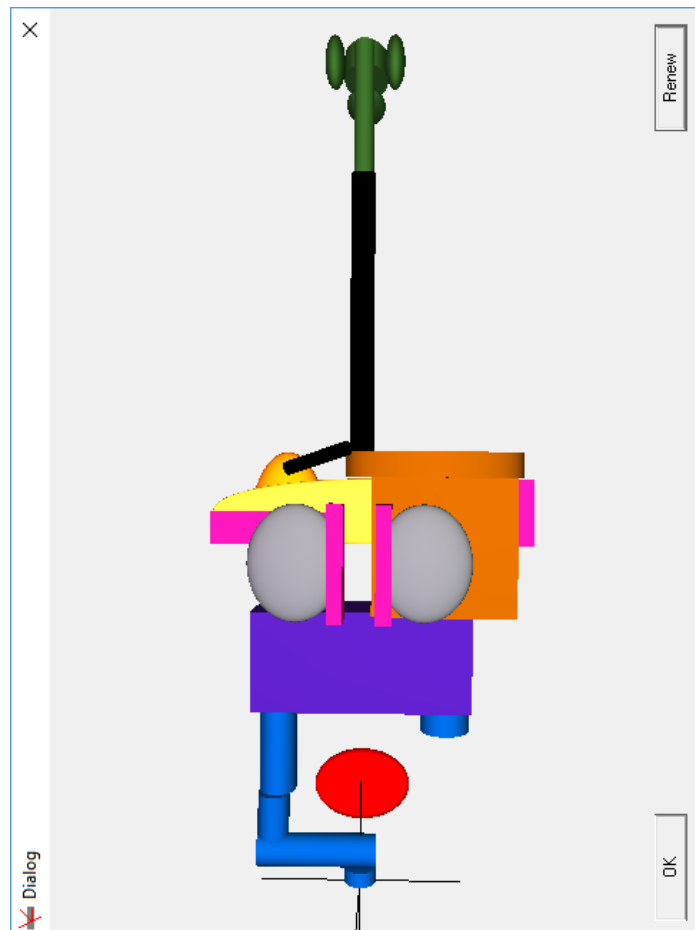


Abb. 4.5.: Rückansicht des Verdauungstrakts mit den Nieren (*grau*) und der Harnblase (*rot*). Die Elemente in *rosa* stellen Schnittobjekte aus Muskel dar.

4.3.6. Realisierung der Atemwege

Die Atemwege bestehen aus der Luftröhre, den Bronchien und der Lunge. Die Daten der Luftröhre und der Bronchien stammen aus [13, S.89, S.92ff]. Die Lunge entspricht nur annähernd der Lunge aus [1], da die Schnittflächen verändert wurden. Die Luftröhre ist ein

Hohlzylinder, der ähnlich wie die Speiseröhre modelliert ist. Die zwei Hauptbronchien, die in die Lunge münden bestehen ebenfalls aus Hohlzylinder. Die Lungenflügel bestehen jeweils aus einem Ellipsoiden, dessen untere Hälfte abgeschnitten wird. Um Platz für das Herz zu schaffen, wird das vordere mittlere Viertel der halben Ellipsoiden abgeschnitten. Der Pharynx sowie die Luftröhre und Bronchien gehören zum extrathorakalen Gewebe für die Berechnung der effektiven Dosis.

4.3.7. Modellierung der verbleibende inneren Organe

Im Phantom wurden nach [1] und der Berechnungsvorschrift der effektiven Dosis weitere Organe modelliert, die nicht zum Verdauungstrakt oder den Atemwegen gehören. Sie sind im Folgenden dargestellt.

Unverändert modellierte Organe

Zu den noch nicht genannten Organen gehört das Gehirn, welches als Ellipsoid im Schädel nach [1] modelliert ist. Der Thymus, bei welchem es sich um ein drüsenartiges Organ hinter dem Brustbein handelt und die Milz wurden nach [1] eingefügt. Die Nebennieren wurden nach [25] erstellt.

Verbleibende Organe auf Basis anderer Quellen

Das Herz wurde im Phantom ebenfalls modelliert. Das zugehörige Modell in [1] ist jedoch im Vergleich zu den übrigen Organen sehr komplex, da die Struktur des Herzens mit den vier Herzkammern nachgebildet wird. Für das Herz wurde daher auf [25] zurückgegriffen. Das Herz basiert auf dem dortigen Herzen, wurde jedoch auf einen einzigen Ellipsoiden als Grundkörper reduziert und in Lage und Rotation an das hier modellierte Phantom angepasst.

Die Schilddrüse stellt ein weiteres zu modellierendes Organ dar. In den vorliegende Berichten wie [1] oder [25] wird das Organ jedoch nicht aus den in MCPPhotons verfügbaren Grundkörpern gebildet. Die Lage sowie die Maße stammen aus [12, S.196, S.198f]. Realisiert wird die Schilddrüse als halber Zylinder, der von der Pharynx geschnitten wird. Dies ist jedoch weit von der realen Anatomie entfernt.

Das letzte für die Berechnung der effektiven Dosis benötigte Gewebe sind die Lymphknoten. Im menschlichen Körper finden sich mindesten 600 Lymphknoten [13, S.144], die über nahezu alle Bereiche verteilt sind. Daher wurde auf die Modellierung von Lymphgewebe komplett

verzichtet und die rechnerische Methode aus [24, S.22] verwendet. Auf die Berechnung wird im Zuge der Berechnung der effektiven Dosis näher eingegangen.

4.3.8. Realisierung der Haut

Die Haut umspannt das Phantom als Schicht um den Grundkörper herum. Die Dicke der Haut ist $S = 0,2$ cm und sie wird aus dem Material *Haut* modelliert. In Abbildung 4.6 ist das komplette Äußere des Phantom dargestellt.

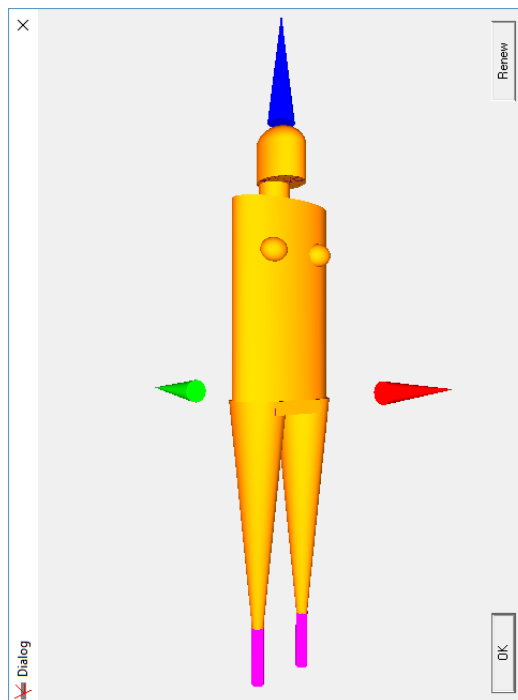


Abb. 4.6.: Komplettes Phantom mit Haut (*orange*)

Mit Haut überzogene Bereiche sind nach [1] der Rumpf inklusive seiner Oberseite Richtung Kopf, die Brüste, die Beine inklusive der Schnittflächen am unteren Ende, die vom Genitalbereich überlagerten Fläche der Beine sowie der Kopf- und Nackenbereich. Es gibt einige Flächen ohne Haut wie die Unterseite des Rumpfes Richtung Beine, die Deckflächen der Beine Richtung Rumpf, die Schnittflächen der Brüste mit dem Rumpf und Unterseite des Kopfes zum Nacken hin.

4.4. Berechnung der Organmassen

Simuliert man die Energieverteilung durch eine Bestrahlung mit MCPhotons, liefert das Programm Energiewerte in der Einheit Elektronenvolt. Für die Berechnung der Energiedosis wird die Energie in Joule innerhalb einer Masse mit einem Gewicht in Kilogramm benötigt. Die Energie lässt sich direkt von Kilovolt in Joule umrechnen. Die Massen der bestrahlten Objekte sind jedoch nicht bekannt.

Die Massen der Organe und Gewebe können über die Dichte des verwendeten Materials mit Hilfe des jeweiligen Volumens berechnet werden (vgl. Gleichung 4.11).

$$m = \rho \cdot V \quad (4.11)$$

m : Masse

ρ : Dichte

V : Volumen

Die Volumen aller Organe und Gewebe können anhand der Grundform unter Berücksichtigung abgeschnittener Anteile berechnet werden. Das Volumen des Schädels ergibt sich beispielsweise durch Subtraktion des Gehirnvolumens vom Schädelvolumen. Die Hierarchie der Organe in MCPhotons spielt für die Überlagerungen eine entscheidende Rolle. Das Muskelgewebe ergibt sich beispielsweise durch Subtraktion aller Organvolumen innerhalb der Vollkörper von deren gesamten Volumen.

Bei einigen Organen ist zu beachten, dass die modellierten Schnittobjekte nicht dem zu subtrahierendem Volumen entsprechen. Die Nieren haben beispielsweise ein quaderförmiges Schnittobjekt, geschnitten wird jedoch nur die Kappe des Ellipsoiden (vgl. Unterabschnitt 2.8.2).

Eine Tabelle mit allen Organmassen findet sich im Anhang.

5. Simulationsergebnisse und Diskussion

Dieses Kapitel befasst sich mit der Darstellung und Aufarbeitung der Simulationsergebnisse der Programme PCXMC und MCPhotons. Die Ergebnisse wurden durch Simulationen in den Programmen auf Basis der Einstellungen im Abschnitt 3.4 gewonnen. Das Ziel der Simulationen ist die Berechnung der effektiven Strahlendosis. Da sich die von den Programmen gebotenen Ergebnisse unterscheiden, werden hier eventuell notwendige Berechnungen zur Ermittlung der effektiven Dosis dargestellt.

5.1. Simulationsergebnisse von PCXMC

Das Programm PCXMC gibt als Ausgabe direkt die Organdosen sowie die daraus berechnete effektive Dosis an. Für die jeweiligen Dosiswerte werden zudem die relativen Standardabweichungen angegeben. Tabelle 5.1 zeigt die Rohdaten einer Simulation in PCXMC. Dosiswerte von 0 mGy bedeuten, dass das zugehörige Gewebe oder Organ in dieser Simulation nicht von Photonen erreicht wurde. Dementsprechend haben diese Werte keinen zugehörigen Fehler. Die aufgelisteten Organe beinhalten alle mit Gewichtungsfaktoren versehenen Werte der effektiven Dosis und einige Einzelwerte, die für Berechnungen benötigt werden. Die Werte vom oberen und unteren Dickdarm werden für die Berechnung der Gesamtdosis des Dickdarm benötigt. Über die einzelnen Werte der Knochen kann die Skelettdosis und die Dosis des aktiven Knochenmarks berechnet werden.

Die Werte der Knochen von Armen und Beinen sind in der Tabelle 5.1 jeweils in drei Abschnitte unterteilt. Da diese Unterteilung nicht in MCPhotons zu finden ist, werden aus den Einzelwerte Summen gebildet. Für die so berechneten Dosen der Arme und Beine wird zudem die relative Standardabweichung berechnet. In den Simulationsergebnissen von PCXMC findet sich ebenfalls die Berechnung der effektiven Dosis nach dem ICRP Bericht Nummer 60. Diese Berechnung verwendet andere Gewichtungsfaktoren und wird hier nicht weiter berücksichtigt. Der Wert „Absorbierter Energieanteil“ gibt an, wie groß der Anteil der im Körper absorbierten Energie vom der Energie des einfallenden Strahls ist.

Tab. 5.1.: Simulationsergebnisse PCXMC: Aufnahme Hüfte ap

Organ:	Dose(mGy):	Error(%):
Aktives Knochenmark	0,156367	1,3
Nebennieren	0,008151	83,7
Gehirn	0,000033	100,0
Brust	0,001312	41,5
Dickdarm	0,607334	2,0
(Unterer Dickdarm)	0,383572	3,5
(Oberer Dickdarm)	0,903324	2,4
Extrathorakales Gewebe	0	NA
Gallenblase	0,016724	22,3
Herz	0,000608	48,6
Nieren	0,007438	13,5
Leber	0,006105	11,4
Lunge	0,00028	37,6
Lymphknoten	0,140924	1,4
Muskel	0,425255	0,2
Speiseröhre	0,001588	51,7
Mundschleimhaut	0	NA
Eierstöcke	0,842937	9,9
Bauchspeicheldrüse	0,003685	31,9
Prostata	1,744358	5,3
Speicheldrüsen	0	NA
Skelett	0,287203	0,9
(Schädel)	0	NA
(Wirbels. Oben)	0	NA
(Wirbels. Mitte)	0,001168	27,1
(Wirbels. Unten)	0,057549	10,5
(Schulterblätter)	0	NA
(Schlüsselbeine)	0	NA
(Rippen)	0,0017	22,2
(Obere Arm Knochen)	0,000013	100,0
(Mittlere Arm Knochen)	0,000771	47,8
(Untere Arm Knochen)	0,379836	3,1
(Hüfte)	1,275217	1,4
(Untere Bein Knochen)	1,269653	1,4
(Mittlere Bein Knochen)	0,04932	4,7
(Untere Bein Knochen)	0,000309	52,5

Fortsetzung auf der nächsten Seite

Tab. 5.1.: *Fortsetzung der Simulationsergebnisse PCXMC: Aufnahme Hüfte ap*

Organ:	Dose(mGy):	Error(%):
Haut	0,373815	0,7
Dünndarm	0,321155	1,9
Milz	0,003225	24,3
Magen	0,009755	20,4
Hoden	3,945433	3,1
Thymus	0	NA
Schilddrüse	0	NA
Harnblase	2,267274	2,6
Uterus	1,187856	3,4
Mittlere Dosis gesamter Körper	0,37111	0,1
Effektive Dosis ICRP60 (mSv)	0,712552	2,1
Effektive Dosis ICRP103 (mSv)	0,404242	1,6
Absorbierter Energieanteil (%)	69,451125	

5.2. Simulationsergebnisse von MCPhotons

Die Simulationen in MCPhotons liefern eine Reihe von Daten, jedoch keine Dosiswerte. Dies ist darin begründet, dass dem Programm die Massen der Objekte nicht bekannt sind. Daher müssen einige Berechnungen durchgeführt werden, um die Organdosen und die effektive Dosis zu erhalten. Im Folgenden wird diese Berechnung anhand von einigen Werten erläutert. Für die jeweiligen Bestrahlungsszenarien finden sich die aufgelisteten Werte im Anhang.

5.2.1. Rohdaten der Simulation mit MCPhotons

Die Simulationen in MCPhotons liefern als Rohdaten im Gegensatz zu PCXMC die absorbierten Energien jedes modellierten Objektes und das zugehörige Dosis-Flächenprodukt. In Tabelle 5.2 ist ein entsprechender Auszug der Simulationsergebnisse dargestellt. Die Objektnamen in der linken Spalte entsprechen dem Objektnamen im Programm. So beschreibt „BrustgewebeRechts“ ein Objekt des Modells, welches das rechte Brustgewebe modelliert. Die Energien entsprechen den jeweils absorbierten Energien eines Objektes mit der eben-

falls gegeben relativen Standardabweichung. Das Dosis-Flächenprodukt der Aufnahme Hüfte ap, aus welcher die Daten der Tabelle stammen, beträgt:

$$DAP_{\text{Hüfte ap}} = 53,766 \text{ pGy m}^2 \quad (5.1)$$

Tab. 5.2.: Auszug Simulationsergebnisse MCPhotons: Hüfte ap

Objekt	Energie/keV	relative Standardabweichung/%
BrustgewebeRechts	$3,06 \times 10^2$	33,78
BrustgewebeLinks	$2,68 \times 10^2$	33,19
RumpfHaut	$7,88 \times 10^5$	0,62
Rumpf	$9,84 \times 10^6$	0,19

5.2.2. Absorbierte Energien der Organe

Die Gewebe und Organe in MCPhotons sind meist aus mehreren Objekten zusammengesetzt. Daher muss zur späteren Berechnung der Energiedosis die gesamte absorbierte Energie eines Gewebes bekannt sein. Im Fall des Brustgewebes muss beispielsweise die Summe des Gewebes der linken und der rechten Brust gebildet werden. Bevor diese Summe gebildet wird, müssen die absorbierten Energien entsprechend des gewünschten Dosis-Flächenproduktes skaliert werden. Vergleicht man das in Gleichung 5.1 angegebene DAP mit dem Zielwert des Szenarios aus Tabelle 3.1, sieht man, dass diese Werte einander nicht entsprechen. Alle absorbierten Energien müssen dementsprechend um einen Faktor hoch skaliert werden (vgl. 5.2).

$$\begin{aligned} DAP_{\text{Hüfte ap}} &= 0,000\,537\,66 \text{ mGy cm}^2 \\ DAP_{\text{Ziel Hüfte ap}} &= 3000 \text{ mGy cm}^2 \\ \text{Skalierfaktor} &= \frac{DAP_{\text{Ziel Hüfte ap}}}{DAP_{\text{Hüfte ap}}} = 5\,579\,734,405 \end{aligned} \quad (5.2)$$

Da die angepassten Energien je Gewebe im Anschluss aufsummiert werden, bietet sich die Berechnung der Varianzen der Energien statt der relativen Standardabweichung an.

Betrachtet man aus der Tabelle 5.3 nun die Werte des Brustgewebes, kann die gesamte absorbierte Energie der Brust berechnet werden. Da die einzelnen Energiewerte der Gewebe als unabhängig voneinander angenommen werden können, werden die Varianzen ebenfalls aufsummiert. Mit Hilfe der Varianzen können die relativen Varianzen der Einzelwerte berechnet werden. Diese Vorgehensweise wird für alle Gewebe entsprechend durchgeführt.

Tab. 5.3.: Auszug skalierte Simulationsergebnisse MCPhotons: Hüfte ap

Objekt	Energie/keV	Varianz/keV
BrustgewebeRechts	$1,71 \times 10^9$	$3,33 \times 10^{17}$
BrustgewebeLinks	$1,50 \times 10^9$	$2,47 \times 10^{17}$
Rumpfhaut	$4,40 \times 10^{12}$	$7,33 \times 10^{20}$
Rumpf	$5,49 \times 10^{13}$	$1,11 \times 10^{22}$

$$E_{\text{Brust}} = E_{\text{BrustgewebeRechts}} + E_{\text{BrustgewebeLinks}} = 3,21 \times 10^9 \text{ keV} \quad (5.3)$$

$$\text{Var}_{\text{Brust}} = \text{Var}_{\text{BrustgewebeRechts}} + \text{Var}_{\text{BrustgewebeLinks}} = 5,80 \times 10^{17} \text{ keV} \quad (5.4)$$

5.2.3. Berechnung der Organ-Energiedosen

Über die absorbierten Energien der Organe können mit den Massen die Energiedosen ermittelt werden. Die Masse der Organe wurden im Zuge des Modellbaus in Kapitel 4 berechnet. Die resultierenden Organmassen sind in Tabelle A.2 zu finden. Für die Energiedosis gilt Gleichung 2.18, welche aussagt, dass die Energiedosis durch den Quotienten der absorbierten Energie mit der zugehörigen Masse gebildet wird. Zu beachten sind die jeweiligen Einheiten der Energie. Die hier bisher verwendeten Werte liegen in Elektronenvolt vor. Für die Berechnung der Dosis wird die Energie hingegen in Joule benötigt (vgl. Gleichung 2.3 für die Umrechnung). Für die Brust kann die Energiedosis somit folgendermaßen berechnet werden:

$$D_{\text{Brust}} = \frac{E_{\text{Brust}}}{m_{\text{Brust}}} = \frac{5,14 \times 10^{-7} \text{ J}}{0,34374 \text{ kg}} = 0,001494 \text{ mGy} \quad (5.5)$$

Die meisten Organdosen können auf diese direkte Art und Weise berechnet werden. Bei einigen kommen andere Berechnungsvorschriften zum Einsatz, um die Dosen zu ermitteln. Die Energiedosis des Dickdarms wird nach Gleichung 5.6 als massengewichtete Dosis des unteren und oberen Dickdarms berechnet. Die Energiedosen des unteren und oberen Dickdarms können über die aufsummierten absorbierten Energien jeweils direkt berechnet werden.

$$D_{\text{Dickdarm}} = \frac{m_{\text{o. Dickdarm}} \cdot D_{\text{o. Dickdarm}} + m_{\text{u. Dickdarm}} \cdot D_{\text{u. Dickdarm}}}{m_{\text{o. Dickdarm}} + m_{\text{u. Dickdarm}}} \quad (5.6)$$

D : Energiedosis

m : Masse

Die Lymphknoten werden ebenfalls rechnerisch ermittelt. Dazu wird Gleichung 3.1 verwendet, um die dort angegebene Energiedosen entsprechend zu gewichten. Da neben den Energiedosen für die Berechnung die Energiedosis des gesamten Körpers benötigt wird, muss diese berechnet werden. Die Masse des gesamten Körpers kann als Gesamtmasse aller Organe und Gewebe ermittelt werden. Die gesamte absorbierte Energie wird über die Summe aller absorbierten Energien der Organe berechnet, wobei die Lymphknoten, das aktive Knochenmark und die Knochenoberfläche nicht miteinbezogen werden. Die Lymphknoten werden nicht aufsummiert, da sie im Nachhinein erst rechnerisch ermittelt werden. Das Knochenmark und die Knochenoberfläche werden aus der gesamten absorbierten Energien der Knochen erst anteilig bestimmt und daher ebenfalls nicht mit in die Berechnung einbezogen.

Die Dosis des aktiven Knochenmarks wird rechnerisch aus den prozentualen Anteilen des Knochenmarks im Knochen berechnet (vgl. Tabelle 4.4). Mit den Anteilen der Tabelle wird der Anteil der Energie im Knochenmark an der gesamten Energie im Knochen ermittelt. Über diesen Anteil wird die Dosis im Knochenmark aus der Energiedosis des Skeletts bestimmt.

Die Energiedosis der Knochenoberfläche wird ebenfalls über die Energiedosis des Skeletts berechnet. Die Dosis der Knochenoberfläche wird als 10% der Skelettdosis angenommen.

5.2.4. Berechnung der effektiven Dosis

Abschließend kann aus den Energiedosen die effektive Dosis berechnet werden. Dazu werden die Energiedosen mit den zugehörigen Gewebewichtungsfaktoren verrechnet und aufsummiert. Für die Berechnung werden die angepassten Gewichtungsfaktoren aus Unterabschnitt 3.5.3 verwendet sowie die übrigen Gewichtungsfaktoren aus Tabelle 2.2 benutzt. Eine Auflistung aller Faktoren findet sich in Tabelle A.2. Die Berechnung erfolgt nach Gleichung 2.24. Für alle gewichteten Äquivalentdosen können die Varianzen auf Basis der relativen Varianzen der absorbierten Energien ermittelt werden. Aus diesen kann abschließend die relative Standardabweichung der effektiven Dosis berechnet werden. Für das Bestrahlungsszenario Hüfte ap, aus welchem in den vorangehenden Berechnungen schon Werte verwendet wurden, ergeben sich die Ergebnisse in Tabelle 5.4.

Tab. 5.4.: Ergebnisse der Bestrahlung Hüfte ap

Gewebe oder Organ	Dosis/mGy	relative Standardabweichung/%
Aktives Knochenmark	0,019672	0,23
Nebennieren	0,000000	0,00
Gehirn	0,000000	0,00

Fortsetzung auf der nächsten Seite

Tab. 5.4.: Fortsetzung der Auflistung der Organe und Gewebe mit ihren Massen und Gewebewichtungsfaktoren

Gewebe oder Organ	Dosis/mGy	relative Standardabweichung/%
Brust	0,001494	23,76
Dickdarm	0,584443	0,22
(Unterer Dickdarm)	0,884275	1,34
(Oberer Dickdarm)	0,330361	2,02
Extrathorakales Gewebe	0,000000	0,00
Gallenblase	0,016018	17,85
Herz	0,000113	56,47
Nieren	0,007313	11,92
Leber	0,007777	4,36
Lunge	0,000340	38,15
Lymphknoten	0,120010	0,69
Muskel	0,418516	0,12
Speiseröhre	0,000077	100,00
Mundschleimhaut	0,000000	0,00
Eierstöcke	0,753480	6,76
Bauchspeicheldrüse	0,003681	27,90
Prostata	2,017881	1,46
Speicheldrüsen	0,000000	0,00
Skelett	0,072328	0,23
(Schädel)	0,000000	0,00
(Wirbels. Oben)	0,000000	0,00
(Wirbels. Mitte)	0,001037	21,69
(Wirbels. Unten)	0,049811	5,11
(Schulterblätter)	0,000000	0,00
(Schlüsselbeine)	0,000000	0,00
(Rippen)	0,001445	16,40
(Arme)	0,195011	1,18
(Hüfte)	0,483621	1,00
(Beine)	1,658712	0,24
Haut	0,393420	0,48
Dünndarm	0,236747	0,92
Milz	0,003383	21,97
Magen	0,013059	12,73
Hoden	3,723387	1,42
Thymus	0,000000	0,00

Fortsetzung auf der nächsten Seite

Tab. 5.4.: Fortsetzung der Auflistung der Organe und Gewebe mit ihren Massen und Gewebewichtungsfaktoren

Gewebe oder Organ	Dosis/mGy	relative Standardabweichung/%
Schilddrüse	0,000000	0,00
Harnblase	2,313356	1,63
Uterus	1,072202	1,90
Körper gesamt	0,420246	0,10
Effektive Dosis/mSv	0,372562	0,89

6. Auswertung

In diesem Kapitel werden die Simulationsergebnisse der Programme PCXMC und MCPhotons miteinander verglichen. Hintergrund dieses Vergleichs ist die Überprüfung des in MCPhotons erstellten Modells zur Berechnung der effektiven Dosis. Für die im Folgenden dargestellte Auswertung der Ergebnisse wurden aus den acht Bestrahlungsszenarien zwei ausgewählt. Das Szenario Hüfte ap wurde gewählt, da die effektive Dosis aus MCPhotons nur etwa 8% kleiner als der entsprechende Wert von PCXMC ist. Als zweites Szenario wurde die Aufnahme Schädel pa gewählt, da die effektive Dosis von MCPhotons 40% kleiner als der Wert aus PCXMC ist. Die Tabellen 6.1 und 6.2 listen für die Szenarien jeweils die Energiedosen der Organe auf, die relativen Standardabweichungen der Energiedosen sowie die Abweichung der effektiven Dosis in MCPhotons von der effektiven Dosis in PCXMC.

6.1. Auswertung des Szenarios Hüfte ap

Das Szenario Hüfte ap wurde in beiden Programmen anhand der Einstellungen in den Tabellen 3.1, 3.3 und 3.2 durchgeführt. Die Ergebnisse wurden anhand der Erläuterungen aus Kapitel 5 berechnet.

Tab. 6.1.: Gegenüberstellung der Ergebnisse der Aufnahme Hüfte ap inklusive der Abweichung der Energiedosis von MCPhotons zu PCXMC

Gewebe		Ergebnisse MCPhotons		Ergebnisse PCXMC		Abweichung(%)
		D/mGy	σ (%)	D/mGy	σ (%)	
Aktives	Knochen-	0,019672	0,23	0,156367	1,3	-87,42
	mark					
	Nebennieren	0	NA	0,008151	83,7	-100,00
	Gehirn	0	NA	0,000033	100,0	-100,00
	Brust	0,001494	23,76	0,001312	41,5	13,86
	Dickdarm	0,584443	0,22	0,607334	2,0	-3,77
	(Unterer Dickdarm)	0,884275	1,34	0,903324	2,4	-2,11

Fortsetzung auf der nächsten Seite

Tab. 6.1.: Fortsetzung der Gegenüberstellung der Ergebnisse der Aufnahme Hüfte ap

Gewebe	Ergebnisse MCPPhotons		Ergebnisse PCXMC		Abweichung(%)
	D/mGy	σ (%)	D/mGy	σ (%)	
(Oberer Dickdarm)	0,330361	2,02	0,383572	3,5	-13,87
Extrathorakales Ge- webe	0	NA	0	NA	NA
Gallenblase	0,016018	17,85	0,016724	22,3	-4,22
Herz	0,000113	56,47	0,000608	48,6	-81,33
Nieren	0,007313	11,92	0,007438	13,5	-1,67
Leber	0,007777	4,36	0,006105	11,4	27,39
Lunge	0,000340	38,15	0,00028	37,6	21,57
Lymphknoten	0,120010	0,69	0,140924	1,4	-14,84
Muskel	0,418516	0,12	0,425255	0,2	-1,58
Speiseröhre	0,000077	100,00	0,001588	51,7	-95,14
Mundschleimhaut	0	NA	0	NA	NA
Eierstöcke	0,753480	6,76	0,842937	9,9	-10,61
Bauchspeicheldrüse	0,003681	27,90	0,003685	31,9	-0,12
Prostata	2,017881	1,46	1,744358	5,3	15,68
Speicheldrüsen	0	NA	0	NA	NA
Skelett	0,072328	0,23	0,287203	0,9	-74,82
(Schädel)	0	NA	0	NA	NA
(Wirbels. Oben)	0	NA	0	NA	NA
(Wirbels. Mitte)	0,001037	21,69	0,001168	27,1	-11,26
(Wirbels. Unten)	0,049811	5,11	0,057549	10,5	-13,45
(Schulterblätter)	0	NA	0	NA	NA
(Schlüsselbeine)	0	NA	0	NA	NA
(Rippen)	0,001445	16,40	0,0017	22,2	-14,97
(Arme)	0,195011	1,18	0,380620	3,10	-48,76
(Hüfte)	0,483621	1,00	1,275217	1,4	-62,08
(Beine)	1,658712	0,24	1,319282	1,36	25,73
Haut	0,393420	0,48	0,373815	0,7	5,24
Dünndarm	0,236747	0,92	0,321155	1,9	-26,28
Milz	0,003383	21,97	0,003225	24,3	4,91
Magen	0,013059	12,73	0,009755	20,4	33,87
Hoden	3,723387	1,42	3,945433	3,1	-5,63
Thymus	0	NA	0	NA	NA
Schilddrüse	0	NA	0	NA	NA

Fortsetzung auf der nächsten Seite

Tab. 6.1.: Fortsetzung der Gegenüberstellung der Ergebnisse der Aufnahme Hüfte ap

Gewebe	Ergebnisse MCPPhotons		Ergebnisse PCXMC		Abweichung(%)
	D/mGy	σ (%)	D/mGy	σ (%)	
Harnblase	2,313356	1,63	2,267274	2,6	2,03
Uterus	1,072202	1,90	1,187856	3,4	-9,74
Körper gesamt	0,420246	0,10	0,371111	0,1	13,24
Effektive Dosis/mSv	0,372562	0,89	0,404242	1,6	-7,84

Die Aufnahme der Hüfte bestrahlt Organe wie den Darm, die Harnorgane oder geschlechts-spezifischen Organe. Organe, die sich im Bereich des Strahlenfeldes oder dessen Nähe befinden, werden von einer großen Anzahl Photonen erreicht, was sich in den kleinen Standardabweichungen der entsprechenden Werte zeigt. Man erkennt dies zum Beispiel für den Dickdarm und Dünndarm oder die Harnblase und Nieren.

Der Dickdarm zeigt für dieses Szenario eine sehr gute Übereinstimmung mit den Werten aus PCXMC. Dies zeigt, dass die Näherung des unteren Dickdarms durch gerade Zylinderstücke weiterhin zum Modell passt. Der Dickdarm in PCXMC entspricht der mathematischen Beschreibung aus Torusabschnitten. Die etwas größere Abweichung des oberen Dickdarms lassen sich durch die Unterschiede der modellierten Hüften begründen. Die Harnblase und Nieren entsprechen den Vorgaben des Berichtes und damit den Organen in PCXMC und zeigen nur kleine Abweichungen. Dies gilt ebenfalls für die Hoden. Die Gallenblase zeigt eine gute Übereinstimmung, obwohl sie den Modellierungsvorschriften nicht exakt entspricht.

Der Dünndarm liegt nah am Strahlenfeld und hat mit $-26,28\%$ eine verhältnismäßig große Abweichung. Gleiches gilt für die Eierstöcke und die Gebärmutter, welche entsprechend der Vorgaben modelliert sind. Dies begründet sich darin, dass das Strahlenfeld in den Rücken eintritt und dort durch die Hüfte geschwächt wird. Da die Hüfte nicht der Vorschrift entspricht, führt sie zu diesen Abweichungen. Die Prostata liegt direkt im Strahlenfeld und hat eine etwa 16% größere Dosis als die in PCXMC verwendete. Dies lässt sich daran begründen, dass das Organ nicht nach [7] erstellt werden konnte. Die Abweichungen sind somit auf die direkten Unterschieden in der Modellierung zurückzuführen.

Die Leber liegt auch nah am Strahlenfeld und zeigt eine fast 30% höhere Dosis. Dies lässt sich daran begründen, dass die hier modellierte Leber ein 12% größeres Volumen hat, als die Leber in PCXMC und daher eher von Photonen erreicht wird.

Die Bauchspeicheldrüse und Milz liegen ähnlich weit, wie die Leber vom Strahlenfeld entfernt, stimmen jedoch gut überein. Dies ist durch die Übereinstimmung der modellierten Objekte begründet. Das Muskelgewebe und die Haut befinden sich teilweise im Strahlenbündel.

Sie stimmen jeweils gut mit den Werten aus PCXMC überein. Die Abweichung des Brustgewebes ist mit etwa 14% nicht sehr groß, da die Brust vom Strahlenbündel entfernt liegt und der Wert aus PCXMC relative Standardabweichung von fast 42% aufweist.

Einige Organe haben keinerlei Energiedosis, da sie nicht von Photonen erreicht wurden. Dazu gehören zum Beispiel das Gehirn, die Speicheldrüsen, die Mundschleimhaut und das extrathorakale Gewebe. Die Schilddrüse und Thymus haben ebenfalls keine Energie absorbiert. Die Energiedosis des Gehirns zeigt eine große Abweichung, welche hier durch die geringen übertragenen Energien nicht aussagekräftig ist.

Die Energiedosis des Gesamt-Körpers wird über die aufsummierten Energiedosen und das Gewicht des Körpers berechnet. Die Abweichungen der Energiedosis sind darin begründet, dass die Berechnungsweise des Wertes in PCXMC nicht bekannt ist. Daher stimmt die Berechnung hier nur näherungsweise überein.

Auffällig ist, dass die Energiedosen der Knochen, des Skeletts und des aktiven Knochenmarks stark von den Werten aus PCXMC abweichen. Besonders die Abweichung der unteren Wirbelsäule fällt auf, da sie direkt im Strahlenfeld liegt und entsprechend der Modellierungsvorschrift erstellt wurde. Das Knochenmaterial in der Simulation in MCPhotons entspricht außerdem dem Material in PCXMC. Da die Werte der Einzelknochen große Abweichungen haben, weichen die daraus rechnerisch ermittelten Werte des aktiven Knochenmarks und der Knochenoberfläche stark ab. Dies legt die Schlussfolgerung nahe, dass Unterschiede in der Simulation der Photonen diese Abweichungen verursachen. Diese Schlussfolgerung kann hingegen nicht eindeutig belegt werden, da entsprechende Einzelmessungen fehlen.

Die effektive Dosis liegt mit einer Abweichung von etwa 8% nahe am Wert von PCXMC. Dies ist auf die teils positiven und teils negativen Abweichungen zurückzuführen, welche sich dadurch im Gesamtbild die Waage halten. Einzig die Skelettwerte zeigen starke Abweichungen.

6.2. Auswertung des Szenarios Schädel pa

Die Aufnahme Schädel pa wurde analog zur Aufnahme der Hüfte anhand der Tabellen im Abschnitt 3.4 parametrisiert und haben die in Tabelle 6.2 dargestellten Werte ergeben.

Tab. 6.2.: Gegenüberstellung der Ergebnisse der Aufnahme Schädel pa inklusive der Abweichung der Energiedosis von MCPPhotons zu PCXMC

Gewebe		Ergebnisse MCPPhotons		Ergebnisse PCXMC		Abweichung(%)
		D/mGy	σ (%)	D/mGy	σ (%)	
Aktives	Knochenmark	0,013789	0,22	0,05597	0,4	-75,36
	Nebennieren	0	NA	0	NA	NA
	Gehirn	0,428833	0,36	0,459507	0,9	-6,68
	Brust	0,000157	34,21	0,000249	36,2	-36,86
	Dickdarm	0	NA	0,000001	100	-69,17
	(Unterer Dickdarm)	0	NA	0	NA	NA
	(Oberer Dickdarm)	0,000001	100,00	0,000001	100	-43,05
	Extrathorakales Gewebe	0,086051	4,33	0,145542	7,5	-40,88
	Gallenblase	0,000016	100,00	0,000016	100	2,19
	Herz	0,000293	18,22	0,00031	22,2	-5,56
	Nieren	0,000076	69,10	0,000019	92,8	302,34
	Leber	0,000048	25,78	0,000065	31,4	-26,32
	Lunge	0,001627	7,07	0,002491	7,5	-34,68
	Lymphknoten	0,044492	1,57	0,097634	2,1	-54,43
	Muskel	0,040213	0,18	0,023362	0,5	72,13
	Speiseröhre	0,001199	28,89	0,001193	41	0,47
	Mundschleimhaut	0,197476	2,24	0,301344	4,2	-34,47
	Eierstöcke	0	NA	0	NA	NA
	Bauchspeicheldrüse	0,000015	100,00	0,000007	64,8	114,55
	Prostata	0	NA	0	NA	NA
	Speicheldrüsen	0,289480	1,65	0,915169	1,9	-68,37
	Skelett	0,017843	0,22	0,261008	0,4	-93,16
	(Schädel)	1,657677	0,23	1,648772	0,4	0,54
	(Wirbels. Oben)	0,735446	0,69	1,142711	1,1	-35,64
	(Wirbels. Mitte)	0,003090	5,93	0,006125	8,3	-49,54
	(Wirbels. Unten)	0	NA	0	NA	NA
	(Schulterblätter)	0,006384	8,16	0,008776	8,1	-27,26
	(Schlüsselbeine)	0,044113	4,44	0,041274	10	6,88
	(Rippen)	0,004017	4,43	0,005494	6,9	-26,89
	(Arme)	0,002834	4,66	0,009431	10,53	-69,95
	(Hüfte)	0	NA	0,00001	100,0	-100,00

Fortsetzung auf der nächsten Seite

Tab. 6.2.: Fortsetzung der Gegenüberstellung der Ergebnisse der Aufnahme Schädel pa

Gewebe	Ergebnisse MCPPhotons		Ergebnisse PCXMC		Abweichung(%)
	D/mGy	σ (%)	D/mGy	σ (%)	
(Beine)	0	NA	0	NA	NA
Haut	0,098003	0,45	0,103153	0,7	-4,99
Dünndarm	0	NA	0	NA	NA
Milz	0,000009	75,37	0,000038	83,6	-76,78
Magen	0,000004	100,00	0,000049	74,8	-91,63
Hoden	0	NA	0	NA	NA
Thymus	0,001588	43,82	0,000385	73,7	312,53
Schilddrüse	0,136180	4,86	0,041491	16,7	228,22
Harnblase	0	NA	0	NA	NA
Uterus	0	NA	0	NA	NA
Körper gesamt	0,063210	0,12	0,063736	0,2	-0,83
Effektive Dosis//mSv	0,019125	1,44	0,031399	1,2	-39,09

Diese Untersuchung wurde als Gegenstück zur gut übereinstimmenden Bestrahlung Abdomen pa gewählt, da die effektive Dosis stark abweicht. Diese Untersuchung bietet sich außerdem an, um die Modellierung des Kopfbereiches in dieser Arbeit besser vergleichen zu können. Der Kopfbereich beinhaltet hier viele für die effektive Dosis relevante Organe, die größtenteils nicht anhand des hauptsächlich verwendeten Berichts [1] modelliert wurden.

Direkt im Strahlenfeld dieser Untersuchung liegt der gesamte Schädel mit dem Gehirn, dem Mundbereich und Teilen des Nackens. Der restliche Körper wird nur von gestreuten Photonen erreicht. Das Gehirn, welches im Schädel liegt stimmt gut mit dem Wert aus PCXMC überein. Die Dosis im Schädelknochen liegt ebenfalls nahe am Wert von PCXMC. Dies ist jedoch negativ zu werten, da der Schädelknochen in PCXMC aus dem Schädel des Kopfes und dem Schädel im Gesichtsbereich besteht. Das Fehlen des Gesichtsschädels vermindert die Streustrahlung im Kopf, da senkrecht eintreffende Photonen nur auf weiches Gewebe wie Muskel und die Organe des Mundraums trifft. Wäre ein Gesichtsschädel vorhanden, würde er zur Streustrahlung im Schädel beitragen und die Dosis im umliegenden Gewebe beeinflussen. Die großen Abweichungen der Mundschleimhaut und der Speicheldrüsen lassen sich daher teilweise auf Unterschiede in der Modellierung der Organe selbst zurückführen. Einen größeren Einfluss hat aber das Fehlen des Gesichtsschädels.

Das extrathorakale Gewebe weicht trotz der Lage nahe des Strahlenfeldes mit etwa 41% stark ab. Dies lässt sich darauf zurückführen, dass das Phantom aus PCXMC die Nasenne-

benhöhlen beinhaltet, die hier nicht modelliert wurden. Da sie direkt im Strahlenfeld liegen, führen ihr Fehlen in diesem Modell zur großen Abweichung.

Die Schilddrüse zeigt eine Abweichung von mehr als 200%, welche nicht durch die Lage nahe des Strahlenfeldes begründet werden kann. Die Abweichung lässt sich auf die Unterschiede in der Modellierung zurückführen. Die Schilddrüse liegt im Modell von PCXMC frontal an der Pharynx, das heißt, das meiste Gewebe befindet sich in Richtung des Kinns. Im hier erstellten Modell liegt sie in ähnlicher Lage, ragt jedoch weit über die Seiten der Pharynx hinaus. Dadurch wird die hier verwendete Schilddrüse stärker bestrahlt und erreicht eine deutlich höhere Dosis.

Viele Organe haben in der Tabelle keinen Werte angegeben, da sie zu weit vom Strahlenfeld entfernt liegen. Einige Weitere zeigen große Abweichungen, die unter Berücksichtigung der großen relativen Standardabweichungen nicht negativ zu werten sind. Die geschlechtsspezifischen Organe wurden jeweils nicht von Photonen erreicht. Ebenfalls zu weit vom Strahlenfeld entfernt liegen die Harnblase, der gesamte Darm und die Nebennieren. Auch einige Skeletteile, wie die untere Wirbelsäule, die Hüfte oder die Beine werden nicht erreicht.

Einige Organe wie die Milz, der Magen, die Gallenblase, die Bauchspeicheldrüse liegen vom Strahlenfeld entfernt und werden, wie die jeweils großen Standardabweichungen zeigen, nur von einzelnen Photonen erreicht. In diesen Fällen sind die Abweichungen der Werte von MCTPhotons zu PCXMC nicht aussagekräftig. Die Gallenblase hat zum Beispiel eine sehr geringe Abweichung, jedoch eine relative Standardabweichung von 100% und damit keine Aussagekraft.

Das Herz und die Speiseröhre zeigen geringe Abweichungen, da die Organe sehr ähnlich modelliert sind. Der Thymus liegt nahe des Herzen und zeigt größere Abweichungen, da das Organ Richtung Kopf verschoben wurde, um Platz für das Herz zu schaffen. Daher wird der Thymus in MCTPhotons von einer größeren Anzahl Photonen erreicht, als jener in PCXMC. Die unterschiedlichen Lagen führen daher zur großen Abweichung.

Die Energiedosen der Brust, der Lunge und der Leber zeigen Abweichungen um 30%. Für die Lunge und die Brust sind diese zum Teil auf die größeren Fehler der Werte selbst zurückzuführen. Die Lunge hat eine kleine relative Standardabweichung. Ihre Abweichung lässt sich auf die Unterschiede in der Modellierung zurückführen, wodurch die Lunge in MCTPhotons kleiner ist, als die in PCXMC modellierte.

Die Energiedosis der Haut stimmt gut überein, der Wert des Muskelgewebes nicht. Dies ist in Unterschieden der Kopfmodellierung begründet. Der Kopf in PCXMC wurde nicht anhand von [1] modelliert, sondern deutlich schmaler mit weniger Muskelgewebe [24, S.21,23]. Durch den höheren Muskelanteil im Schädel ergibt sich die große Abweichung.

Durch große Abweichungen im Kopfbereich und den weiteren Organen im Brustraum ergibt sich die große Abweichung der Lymphknoten. Diese werden nur rechnerisch über die übrigen Gewebe bestimmt.

Das Skelett mit den einzelnen Knochen sowie dem aktiven Knochenmark zeigt auch in dieser Untersuchung fast durchgängig Abweichungen. Auffällig sind diese zum Beispiel für die obere Wirbelsäule, welche sehr nah am und anteilig direkt im Strahlenfeld liegt. Die Abweichungen lassen sich für die Wirbelsäule zudem nicht durch Unterschiede in der Modellierung erklären.

Die große Abweichung der effektiven Dosis lässt sich größtenteils auf die hohen Unterschiede der Modelle im Kopfbereich und die Abweichungen im oberen Brustbereich zurückführen. Die Organe im übrigen Körper haben bei der Bestrahlung des Kopfes keinen ausreichenden Einfluss.

6.3. Auswertung der Unterschiede im Skelett

In beiden vorgestellten Bestrahlungen fallen große Abweichungen der Knochendosen auf, die nicht durch die Modellierung begründet werden können. Die Modellierung der einzelnen Knochen stimmt ausreichend mit den Vorgaben aus [1] überein und das verwendete Knochenmaterial in den Simulationen ist ebenfalls sehr ähnlich.

Daher muss der Grund für die Abweichungen nicht im hier modellierten Modell gesucht werden, sondern in den verwendeten Monte-Carlo-Simulationen. In MCPhotons werden Photonen, die den Photoeffekt erfahren, als direkt vom Atom absorbiert gewertet. PCXMC verhält sich beim Photoeffekt jedoch anders. Die Photonen werden dort mit einem Gewicht versehen, welches den Anteil Photonen angibt, die durch den Photoeffekt nicht absorbiert werden. Dadurch können Photonen den Photoeffekt überleben und weitere Energiedepositionen verursachen. Diese Annahme kann im Rahmen der hier durchgeführten Bestrahlungen nicht endgültig untermauert werden.

Für eine nähere Untersuchung sind Bestrahlungen von möglichst viel Knochen und wenig übrigem Gewebe nötig. Der Fußbereich des Phantoms in PCXMC bietet sich dafür an, jedoch nicht der des hier erstellten Modells. Für die Überprüfung sind nahe beieinander liegende Beine notwendig, für die das erstellte Modell jedoch verändert werden muss.

7. Fazit

Das Ziel dieser Arbeit ist der Aufbau eines Modells zur Berechnung der effektiven Dosis anhand von Simulationsergebnissen. Dazu wurde im ersten Schritt ein Modell ausgewählt, welches im verwendeten Programm MCPhotons realisierbar ist. Der nächste Schritt umfasste die Nachbildung des Modells anhand der Literatur und die Prüfung der Plausibilität. Dazu wurden für das Modell die absorbierten Energien in verschiedenen Körperteilen und die resultierende effektive Dosis ausgewertet.

7.1. Zusammenfassung

Im Rahmen dieser Arbeit konnte erfolgreich ein Modell des erwachsenen Menschen in MC-Photons nachgebildet werden. Im Zuge der Berechnung der Organvolumen und Massen konnte der richtige Nachbau des Phantoms bereits sichergestellt werden. Dies ermöglichte im Anschluss die Berechnung der effektiven Dosis.

Aus den zugehörigen Simulationen ergibt sich, dass das Phantom im Aufbau sehr gut mit dem Phantom des kommerziellen Programms PCXMC übereinstimmt. Anhand der Simulationsergebnisse und dem Vergleich der Organdosen konnte die Plausibilität des Phantoms weiter geprüft werden. Dabei ergab sich, dass die Organe sehr gut übereinstimmen und plausible Ergebnisse liefern. Zusätzlich konnte gezeigt werden, dass die Simulationsergebnisse der inneren Organe in beiden Programmen gut übereinstimmen. In diesem Zusammenhang wurde jedoch ein Unterschied der Skelettdosen festgestellt, welcher nicht abschließend geklärt werden konnte.

Trotz dessen kann eine teilweise sehr gute Übereinstimmung der Werte der effektiven Dosis erreicht werden. Diese wird mit Ausschluss des Skeletts lediglich durch Abweichungen im Modell verursacht. Da diese Abweichungen bekannt sind und in weiteren Simulationen berücksichtigt werden können, lässt sich insgesamt ein positives Ergebnis verzeichnen. Das Modell ist somit unter Berücksichtigung der Abweichungen zur Simulation geeignet und entspricht in den Maßen einem erwachsenen Menschen.

7.2. Ausblick

Bevor weiterführende Simulationen mit dem Modell durchgeführt werden, ist eine Klärung der Abweichungen der Knochendosen nötig. Diese kann durch angepasste Bestrahlungsszenarien und eine Anpassung der Beine des Phantoms durchgeführt werden. Ziel der weiteren Simulationen ist, die genaue Ursache einzugrenzen und zu überprüfen, inwieweit die Ursache in den Simulationen selbst zu suchen ist.

Da in dieser Arbeit nur ein Modell des Menschen aufgebaut wurde, bietet sich als Fortführung die Modellierung weiterer Altersgruppen oder Körperformen an. Das hier verwendete Modell entspricht einem durchschnittlichen Menschen und berücksichtigt keine besonderen Gegebenheiten wie andere Körpergrößen oder Gewichte.

Das in dieser Arbeit erstellte Modell besteht aus Festkörpern, welche die Organe jedoch nur grob nachbilden. Eine mögliche Fortführung wäre die Modellierung des ICRP Reference Male und Female Phantoms in MCPhotons. Die Umsetzung ist insofern möglich, da ein Voxel einem Quader entspricht und diese Grundform in MCPhotons verfügbar ist. Ein Vorteil dieser Fortführung ist zudem die gute Datenlage durch das ICRP in Form von Organ- und Materialdaten.

Tabellenverzeichnis

2.1. Auswahl einiger Strahlungswichtungsfaktoren	26
2.2. Gewebegewichtungsfaktoren	28
3.1. Einstellungen der Röntgenspektren in PCXMC	57
3.2. Einstellungen der Aufnahmen in PCXMC	57
3.3. Einstellungen der Aufnahmen in MCPPhotons	57
4.1. Verwendete Gewebe und Organe mit den zugehörigen Quellen	61
4.2. Elementare Zusammensetzung von Haut (Dichte= $1,09 \text{ g cm}^{-3}$) in Massen- prozent [15]	63
4.3. Umgerechnete Zusammensetzung von Haut (Dichte= $1,09 \text{ g cm}^{-3}$)[15]	63
4.4. Prozentualer Anteil des roten Knochenmarks in den Knochen	70
5.1. Simulationsergebnisse PCXMC: Aufnahme Hüfte ap	79
5.2. Auszug Simulationsergebnisse MCPPhotons: Hüfte ap	81
5.3. Auszug skalierte Simulationsergebnisse MCPPhotons: Hüfte ap	82
5.4. Ergebnisse der Bestrahlung Hüfte ap	83
6.1. Gegenüberstellung der Ergebnisse der Aufnahme Hüfte ap inklusive der Ab- weichung der Energiedosis von MCPPhotons zu PCXMC	86
6.2. Gegenüberstellung der Ergebnisse der Aufnahme Schädel pa inklusive der Abweichung der Energiedosis von MCPPhotons zu PCXMC	90
A.1. Elementare Zusammensetzung der verwendeten Gewebe mit Angaben in Massenprozent (gekürzt nach [15])	102
A.2. Auflistung der Organe und Gewebe mit ihren Massen und Gewebewichtungs- faktoren	104

Abbildungsverzeichnis

2.1. Ausschnitt des elektromagnetischen Spektrums	9
2.2. Photoeffekt	12
2.3. Compton-Streuung	12
2.4. Rayleigh-Streuung	12
2.5. Verlauf der Massenschwächungskoeffizienten in Wasser und Blei	14
2.6. Grundlegender Aufbau eines einfachen Röntgensystems	17
2.7. Röntgenröhre mit Drehanode	18
2.8. Bremsstrahlung und charakteristische Strahlung	20
2.9. Spektrum einer Röntgenröhre	21
2.10. Flächeninhalt des Einheitskreise	29
2.11. Organe im CSG Modell des Erwachsenen	33
2.12. Voxel Phantom des ICRP	34
2.13. Modell mit Polygon-Oberflächen	35
2.14. Kegelstumpf	38
3.1. Auswahlfenster für Einstellungen der Photonen in MCPhotons	44
3.2. Darstellung der Strahlungsgeometrie	45
3.3. Spektren für MCPhotons	45
3.4. Übersicht der Materialien in MCPhotons	46
3.5. Übersicht der Objekte in MCPhotons	47
3.6. Eingabemaske eines Objektes in MCPhotons	48
3.7. Beispielhafte Darstellung eines Objektes in MCPhotons	48
3.8. Einstellungen des Bestrahlungsszenarios in PCXMC	52
3.9. Einstellungen des Röntgenspektrums in PCXMC	53
3.10. Auswahl der Eingangsdosis in PCXMC	53
4.1. Grundaufbau des Phantomkörpers	67
4.3. Skelett des Phantoms	68
4.4. Verdauungstrakt des Phantoms	73
4.5. Rückansicht des Verdauungstrakts mit Harnorganen	74
4.6. Komplettes Phantom mit Haut (<i>orange</i>)	76

Literaturverzeichnis

- [1] *Description of the Mathematical Phantoms.* Oak Ridge National Laboratory.
– URL <http://crpk.ornl.gov/resources/Mird.pdf>. – Zugriffsdatum:
07.03.2016
- [2] BARTSCH, Hans-Jochen ; SACHS, Michael (Hrsg.): *Taschenbuch Mathematische Formeln für Ingenieure und Naturwissenschaftler.* Carl Hanser Verlag München, 2011. – 22. Auflage
- [3] BILLE, Josef (Hrsg.) ; SCHLEGEL, Wolfgang (Hrsg.): *Medizinische Physik.* Bd. 2: *Medizinische Strahlenphysik : mit 37 Tabellen.* Berlin u.a. : Springer, 2002
- [4] BUNDESAMT FÜR STRAHLENSCHUTZ: *Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenuntersuchungen.* Juni 2010
- [5] BUNDESÄRZTEKAMMER: *Leitlinie der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik -Qualitätskriterien röntgendiagnostischer Untersuchungen-*. November 2007
- [6] CHAN HYEONG KIM, Jong Hwi J. ; BOLCH, Wesley E. ; CHO, Kun-Woo ; HWANG, Sung B.: A polygon-surface reference Korean male phantom (PSRK-Man) and its direct implementation in Geant4 Monte Carlo Simulation. In: *Physics in Medicine and Biology* 56 (2011), Nr. 10, S. 3137–3161
- [7] CRISTY, M. ; ECKERMAN, K. F.: *Specific Absorbed Fractions of Energy At Various Ages from Internal Photon Sources. I. Methods.* Oak Ridge National Laboratory, 1987
- [8] DIN 6814-2:2000-07: *Begriffe in der radiologischen Technik – Teil 2: Strahlungsphysik.* Juli 200
- [9] DR. MICHAEL DZIEIA, Heinrich H. ; JAGLA, Dieter ; KLAUE, Jürgen ; PETERSEN, Hans-Joachim ; WICKERT, Harald: *Elektronik Tabellen Betriebs- und Automatisierungstechnik.* Westermann, 2011
- [10] DÖSSEL, Olaf (Hrsg.) ; BUZUG, Thorsten M. (Hrsg.) ; MORGENSTERN, Ute (Hrsg.) ; KRAFT, Marc (Hrsg.): *Biomedizinische Technik - medizinische Bildgebung.* Berlin u.a. : De Gruyter, 2014 (Biomedizinische Technik)

- [11] HESS, Robert: *Persönliches Gespräch mit Prof. Dr. Robert Heß*. 2016. – Entwickler des Programms MCTPhotons
- [12] ICRP: *ICRP Publication 23: Report on the Task Group on Reference Man*. 1975 (Annals of the ICRP)
- [13] ICRP: *ICRP Publication 89: Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values*. 2002 (Annals of the ICRP)
- [14] ICRP: *ICRP Publication 103: The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. 2007 (Annals of the ICRP)
- [15] ICRP: *ICRP Publication 110: Adult Reference Computational Phantom*. 2009 (Annals of the ICRP)
- [16] ICRU: *Mission Statement*. – URL <http://www.icru.org/>. – Zugriffsdatum: 15.04.2016
- [17] ICRU: *Journal of the ICRU Report 74: Patient Dosimetry for X Rays used in Medical Imaging*. 2005
- [18] ICRU: *Journal of the ICRU Report 85: Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation (Revised)*. 2011
- [19] KAUFFMANN, Günter (Hrsg.) ; MOSER, Ernst (Hrsg.) ; BÉHÉ, Martin (Hrsg.): *Radiologie : bildgebende Verfahren, Strahlentherapie, Nuklearmedizin und Strahlenschutz*. 4., völlig überarb. Aufl. München : Elsevier, Urban & Fischer, 2011
- [20] KEISAN: *How to calculate the volume of an ellipsoidal cap*. Oktober 2015. – URL <http://keisan.casio.com/keisan/image/volume%20of%20an%20ellipsoidal%20cap.pdf>. – Zugriffsdatum: 10.04.2016
- [21] M.J. BERGER, J.H. H. ; SELTZER, S.M. ; CHANG, J. ; COURSEY, J.S. ; SUKUMAR, R. ; ZUCKER, D.S. ; OLSEN, K.: *XCOM: Photon Cross Sections Database*. National Institute of Standards and Technology (NIST). – URL <http://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html>. – Zugriffsdatum: 13.04.2016
- [22] ROSS, Sheldon M.: *Simulation*. 5. Edition. Academic Press, 2013
- [23] TAPIOVAARA, M. ; SIISKONEN, T.: *PCXMC 2.0 User's Guide*. Laipatie 4, 00880 Helsinki: STUK (Veranst.), November 2008. – STUK-TR 7
- [24] TAPIOVAARA, M. ; SIISKONEN, T.: *PCXMC A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations (2nd Ed.)*. Laipatie 4, 00880 Helsinki: STUK (Veranst.), November 2008. – STUK-A231

-
- [25] WALTER S. SNYDER, Mary R. F. ; WARNER, Gordon G.: *Estimates of specific absorbed fractions for photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom*. MIRP Pamphlet No.5 Revised. January 1978. – J Nucl Med Suppl Number 3
- [26] XU, Xie G. (Hrsg.) ; ECKERMAN, Keith F. (Hrsg.): *Handbook of Anatomical Models for Radiation Dosimetry*. 2010 (Medical Physics and Biomedical Engineering)

A. Anhang

A.1. Organdaten

Tab. A.1.: Elementare Zusammensetzung der verwendeten Gewebe mit Angaben in Massenprozent (gekürzt nach [15])

Gewebe	Chemisches Element (Angaben jeweils in Prozent)													Dichte/g cm ⁻³
	H	C	N	O	Na	Mg	P	S	Cl	K	Ca	Fe	I	
Haut	10,0	19,9	4,2	65,0	0,2	0,0	0,1	0,2	0,3	0,1	0,0	0,0	0,0	1,09
Muskel	10,2	14,2	3,4	71,1	0,1	0,0	0,2	0,3	0,1	0,4	0,0	0,0	0,0	1,05
Leber	10,2	13,0	3,1	72,5	0,2	0,0	0,2	0,3	0,2	0,3	0,0	0,0	0,0	1,05
Bauchspeicheldrüse	10,5	15,5	2,5	70,6	0,2	0,0	0,2	0,1	0,2	0,2	0,0	0,0	0,0	1,05
Gehirn	10,7	14,3	2,3	71,3	0,2	0,0	0,4	0,2	0,3	0,3	0,0	0,0	0,0	1,05
Herz	10,4	13,8	2,9	71,9	0,1	0,0	0,2	0,2	0,2	0,3	0,0	0,0	0,0	1,05
Nieren	10,3	12,4	3,1	73,1	0,2	0,0	0,2	0,2	0,2	0,2	0,1	0,0	0,0	1,05
Magen	10,5	11,4	2,5	75,0	0,1	0,0	0,1	0,1	0,2	0,1	0,0	0,0	0,0	1,04
Dünndarm	10,5	11,3	2,6	75,0	0,1	0,0	0,1	0,1	0,2	0,1	0,0	0,0	0,0	1,04
Dickdarm	10,5	11,3	2,6	75,0	0,1	0,0	0,1	0,1	0,2	0,1	0,0	0,0	0,0	1,04
Milz	10,2	11,1	3,3	74,3	0,1	0,0	0,2	0,2	0,3	0,2	0,0	0,1	0,0	1,04
Schilddrüse	10,4	11,7	2,6	74,5	0,2	0,0	0,1	0,1	0,2	0,1	0,0	0,0	0,1	1,04
Harnblase	10,5	9,6	2,6	76,1	0,2	0,0	0,2	0,2	0,3	0,3	0,0	0,0	0,0	1,04
Hoden	10,6	10,0	2,1	76,4	0,2	0,0	0,1	0,2	0,2	0,2	0,0	0,0	0,0	1,04
Eierstöcke	10,5	9,4	2,5	76,6	0,2	0,0	0,2	0,2	0,2	0,2	0,0	0,0	0,0	1,04
Nebennieren	10,4	22,1	2,8	63,7	0,1	0,0	0,2	0,3	0,2	0,2	0,0	0,0	0,0	1,03
Speiseröhre	10,4	21,3	2,9	64,4	0,1	0,0	0,2	0,3	0,2	0,2	0,0	0,0	0,0	1,03
Gallenblase, Luftröhre, Thymus, Harnleiter, ...	10,4	23,1	2,8	62,7	0,1	0,0	0,2	0,3	0,2	0,2	0,0	0,0	0,0	1,05
Prostata	10,4	23,1	2,8	62,7	0,1	0,0	0,2	0,3	0,2	0,2	0,0	0,0	0,0	1,03
Brust	11,2	51,6	1,1	35,8	0,1	0,0	0,0	0,1	0,1	0,0	0,0	0,0	0,0	1,02
Inhalt Verdauungstrakt	10,0	22,2	2,2	64,4	0,1	0,0	0,2	0,3	0,1	0,4	0,1	0,0	0,0	1,04
Urin	10,7	0,3	1,0	87,3	0,4	0,0	0,1	0,0	0,0	0,2	0,0	0,0	0,0	1,04

Fortsetzung auf der nächsten Seite

Tab. A.1.: Fortsetzung der elementaren Zusammensetzung der Gewebe mit Angaben in Massenprozent (gekürzt nach [15])

Gewebe	Chemisches Element (Angaben jeweils in Prozent)													Dichte/g cm ⁻³
	H	C	N	O	Na	Mg	P	S	Cl	K	Ca	Fe	I	
Luft	0,0	0,0	80,0	20,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,001
Knochen (aus [1])	7,3	25,5	3,1	47,9	0,3	0,1	5,1	0,2	0,1	0,0	10,4	0,0	0,0	1,4
Lunge (aus [1])	10,1	10,2	2,9	75,8	0,2	0,0	0,1	0,2	0,3	0,2	0,0	0,0	0,0	0,296

Tab. A.2.: Auflistung der Organe und Gewebe mit ihren Massen und Gewebewichtungsfaktoren

Gewebe oder Organ	Gewicht/kg	Gewichtungsfaktor
Aktives Knochenmark		0,12
Nebennieren	0,016179	0,12/13
Gehirn	1,435450	0,01
Brust	0,343740	0,12
Dickdarm	0,407264	0,12
(Unterer Dickdarm)	0,186813	
(Oberer Dickdarm)	0,220451	
Extrathorakales Gewebe	0,037350	0,12/13
Gallenblase	0,059336	0,12/13
Herz	0,692721	0,12/13
Nieren	0,302378	0,12/13
Leber	2,155216	0,04
Lunge	0,836920	0,12
Lymphknoten		0,12/13
Muskel	54,338104	0,12/13
Speiseröhre	0,055141	0,04
Mundschleimhaut	0,068256	0,12/13
Eierstöcke	0,008713	0,04
Bauchspeicheldrüse	0,095249	0,12/13
Prostata	0,071188	0,12/26
Speicheldrüsen	0,083053	0,01
Skelett		0,01
(Schädel)	0,864648	
(Wirbels. Oben)	0,231787	
(Wirbels. Mitte)	0,767491	
(Wirbels. Unten)	0,288084	
(Schulterblätter)	0,183680	
(Schlüsselbeine)	0,087734	
(Rippen)	0,971657	
(Arme)	1,338337	
(Hüfte)	0,777000	
(Beine)	3,562282	
Haut	2,914184	0,01
Dünndarm	1,615328	0,12/13
Milz	0,182966	0,12/13

Fortsetzung auf der nächsten Seite

Tab. A.2.: *Fortsetzung der Auflistung der Organe und Gewebe mit ihren Massen und Gewebewichtungsfaktoren*

Gewebe oder Organ	Gewicht/kg	Gewichtungsfaktor
Magen	0,158039	0,12
Hoden	0,039076	0,04
Thymus	0,020709	0,12/13
Schilddrüse	0,020584	0,04
Harnblase	0,047555	0,04
Uterus	0,078264	0,12/26
Körper gesamt	75,155665	

A.2. DVD mit dem Anhang

Der weitere Anhang findet sich auf der DVD und ist bei Prof. Dr. Robert Heß oder Prof. Dr. rer. nat. Annabella Rauscher-Scheibe einzusehen.

Versicherung über die Selbstständigkeit

Hiermit versichere ich, dass ich die vorliegende Arbeit im Sinne der Prüfungsordnung nach §16(5) APSO-TI-BM ohne fremde Hilfe selbstständig verfasst und nur die angegebenen Hilfsmittel benutzt habe. Wörtlich oder dem Sinn nach aus anderen Werken entnommene Stellen habe ich unter Angabe der Quellen kenntlich gemacht.

Hamburg, 12. Mai 2016

Ort, Datum

Unterschrift