

Simulation der Teilkörperdosis bei Bewegungsabläufen in inhomogenen zeitvarianten Beta-/Photonen-Strahlungsfeldern

Zur Erlangung des akademischen Grades eines

DOKTOR-INGENIEURS

von der Fakultät für
Elektrotechnik und Informationstechnik
des Karlsruher Instituts für Technologie (KIT)

genehmigte

DISSERTATION

von

Dipl.-Ing. Christoph Blunck
geb. in Hamburg

Tag der mündlichen Prüfung: 16. Oktober 2012
Hauptreferent: Prof. Dr. -Ing. habil. Manfred Urban
Korreferent: Prof. Dr. rer.nat. Dr. h.c. Manfred Thumm

Erklärung

Ich versichere wahrheitsgemäß, die Dissertation bis auf die dort angegebene Hilfe selbständig angefertigt, alle benutzten Hilfsmittel vollständig und genau angegeben und alles kenntlich gemacht zu haben, was aus Arbeiten anderer und eigenen Veröffentlichungen unverändert oder mit Änderungen entnommen wurde.

Karlsruhe, den 28.08.2012

Vorwort

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter zunächst am Institut für Strahlenforschung, dann in der Abteilung Strahlenschutzforschung des Instituts für Nukleare Entsorgung des Karlsruher Instituts für Technologie. An dieser Stelle möchte ich mich bei allen Personen herzlich bedanken, die zum Gelingen dieser Dissertation beigetragen haben.

Zuallererst möchte ich meinem Doktorvater Prof. Dr.-Ing. habil. Manfred Urban danken. Er hat mir diese Arbeit ermöglicht und hat mich hilfreich dabei unterstützt.

Herrn Prof. Dr. rer.nat. Dr. h.c. Manfred Thumm möchte ich für die Übernahme des Korreferats und dem Interesse an der Arbeit ebenfalls herzlich danken.

Mein ganz besonderer Dank gilt meinem wissenschaftlichen Betreuer Dr. Frank Becker, der mir immer hilfreich zur Seite stand.

Auch Dr. Bernd Heide danke ich für die vielen hilfreichen Ratschläge und Diskussionen. Für das Korrekturlesen meiner Texte bedanke ich mich bei Eva Detscher und Dr. Bastian Breustedt. Auch bei Marc Wurster, David Walz und Anna Mayer, die mit ihren Arbeiten im Rahmen ihres Studiums einen Beitrag zu dieser Arbeit geleistet haben, möchte ich mich bedanken.

Des Weiteren bedanke ich mich bei den Mitarbeitern des Festkörperdosimetrielabors des KIT Sicherheitsmanagement für die Möglichkeit Experimente mit Thermolumineszenzdetektoren durchführen zu können. Besonderer Dank geht dabei an Anette Schwandner, Melanie Schaller und Tiblez Teclé für die Hilfestellungen bei der Benutzung des Laborinventars.

Bedanken möchte ich mich auch bei Dr. Margareta Jacob, Kornelia Meller, Ingrid Tränkel und Dr. Johann Rendl für die Unterstützung der Experimente in der Klinik für Nuklearmedizin der St. Vincentius-Kliniken gAG Karlsruhe.

Zum Schluss möchte ich mich noch bei allen aktuellen und ehemaligen Kollegen für die gute Zusammenarbeit und die angenehme Atmosphäre herzlich bedanken.

Inhaltsverzeichnis

Vorwort	iii
Abkürzungen	viii
Symbole	ix
1 Einleitung	1
1.1 Zielsetzung	2
1.2 Gliederung der Arbeit	3
2 Strahlenschutz und Dosimetrie des Personals in der Nuklearmedizin	5
2.1 Strahlenschutz	6
2.2 Dosimetrie	6
2.3 Strahlenexposition des Personals bei nuklearmedizinischen Therapien	11
3 Messung der Teilkörperdosis	17
3.1 Thermolumineszenzdetektoren	17
3.2 Messung der Oberflächen-Personendosis	18
4 Modellierung der Handbewegungsabläufe	25
4.1 Gewinnung der geometrischen Informationen	30
4.1.1 Kameramodell	31
4.1.2 Kamera-Kalibrierung	35
4.1.3 Berechnung der 3D-Koordinaten	36
4.1.4 Verifikation	39
4.1.5 Bestimmung der Markerbewegung im Raum	40
4.1.5.1 Berechnung der Punktposition im Folgebild	40
4.1.5.2 Punkt-Marker-Zuordnung	42
4.1.5.3 Korrektur der Markerkoordinaten	43
4.1.5.4 Optimierte Triangulation	46
4.1.5.5 Automatische Markerfindung	47
4.1.5.6 Ausschluss von Trackingfehlern	48
4.1.6 Nachbearbeitung und Filterung	51
4.2 Rekonstruktion der Handstellung	52
4.2.1 Funktionales Handmodell	52
4.2.1.1 Kinematische Kette	53
4.2.2 Inverse Kinematik der Hand	56
4.2.2.1 Stellung der Hand	57
4.2.2.2 Stellung der Finger	60
4.2.3 Übereinstimmungsüberprüfung	65

5	Modellierung der Exposition	69
5.1	Der Monte-Carlo-Code MCNPX	69
5.1.1	Simulation des Strahlentransports in MCNPX	70
5.2	Handmodell	72
5.3	Dosisbestimmung	73
5.3.1	Simulation von $H_P(0,07)$	73
5.3.2	Verteilung der Energiedeposition über der Hand	79
5.4	Strahlenquelle	80
5.4.1	Spritzenmodell	80
5.4.2	Verifikation des Spritzenmodells	81
5.4.3	Orts- und zeitvariante Quellenmodellierung	85
5.4.4	Zeitliche Optimierung	88
6	Simulationen	89
6.1	Statische Expositionsszenarien	89
6.1.1	Vergleich mit Voxelmodell	89
6.1.2	Expositionsszenarien mit einem gewebeäquivalentem Handphantom	94
6.2	Orts- und zeitvariante Expositionsszenarien	96
6.2.1	Handhabung unter kontrollierbaren Bedingungen	96
6.2.2	Handhabung während der Therapiedurchführung	99
6.2.3	Simulationsergebnisse	100
6.2.4	Diskussion	106
6.3	Fazit	109
7	Zusammenfassung und Ausblick	111
7.1	Zusammenfassung	111
7.2	Ausblick	112
A	Unsicherheiten bei der Dosisbestimmung	115
A.1	Messung	115
A.2	Simulation	122
B	Transmissionsfaktoren in der Dosiszelle	125
C	Veröffentlichungen und betreute Arbeiten	131
	Literaturverzeichnis	135

Abkürzungen

Allgemeine Abkürzungen

ALARA	As Low As Reasonable Achievable - So gering wie vernünftigerweise erreichbar
BSS2	Betasekundärnormal 2
ICRP	International Commission on Radiological Protection
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
KIT	Karlsruher Institut für Technologie - Karlsruhe Institute of Technology
LPS	Landesanstalt für Personendosimetrie und Strahlenschutz Ausbildung Mecklenburg-Vorpommern
MCNPX	Monte Carlo N-Particle eXtended
OpenCV	Open Source Computer Vision
PTB	Physikalisch-Technische Bundesanstalt
RSO	Radiosynoviorthese
SIRT	Selektive Interne Radiotherapie
TL	Thermolumineszenz
TLD	Thermolumineszenzdetektor

Gelenke und Glieder der Hand

CMC	Carpometacarpal joint - Daumensattelgelenk
DIP	Distal interphalangeal joint - Endgelenk
DP	Distal Phalanx - Endglied
IP	Interphalangeal - Gelenk zwischen PP und DP des Daumens
MC	Metacarpus - Mittelhand/Mittelhandglied

MCP	Metacarpophalangeal joint - Grundgelenk
MP	Middle Phalanx - Mittelglied
PIP	Proximal interphalangeal joint - Mittelgelenk
PP	Proximal Phalanx - Grundglied
W	Wrist - Handgelenk

Radionuklide

^{137}Ba	Barium-137
^{137}Cs	Cäsium-137
^{147}Pm	Promethium-147
^{169}Er	Erbium-169
^{186}Re	Rhenium-186
^{85}Kr	Krypton-85
^{90}Sr	Strontium-90
^{90}Y	Yttrium-90

Symbole

Wichtige Symbole

Symbol	Bedeutung	Einheit ¹
$*F8$	Energiedeposition in einer Zelle	MeV
β, Φ	Winkel	Grad
ΔP	Abstand zwischen Soll- und Ist-Position	m
ρ	Dichte	$\frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$
A	Aktivität	Bq
A_E	Fläche einer Ellipse	m^2
c_x	Sensitivitätsfaktor der Größe x	
(c_x, c_y)	Bildhauptpunkt	(Pixel Pixel)
d	Abstand, Dicke bzw. Tiefenausdehnung	m
D	Energiedosis	Gy
D_{eff}	effektive Dosis	Sv
E	Energie	J
f	Brennweite	Pixel
$F = (f_1, f_2, f_3)$	Fingerspitzenpunkt	(m m m)
G	Gerade	
H	Helligkeit eines Pixels	
$H'(0,07)$	Richtungs-Äquivalentdosis	Sv
$H^*(10)$	Umgebungs-Äquivalentdosis	Sv
$H_P(0,07)$	Oberflächen-Personendosis	Sv
$H_P(10)$	Tiefen-Personendosis	Sv
H_T	Organ-Äquivalentdosis	Sv
I, \bar{I}	Anzahl und Mittelwert gezählter Lichtimpulse	
k_1, k_2	radiale Verzerrungsparameter	
K	Kalibrierfaktor	$\frac{\text{mGy}}{\text{Impulse}}$

¹Angabe der SI-Einheiten, falls diese oder deren Vielfache im Text vorkommen. Ansonsten werden im Text verwendete Einheiten und nicht deren SI-Einheiten angegeben (z.B. Grad statt rad). Pixel wird als Hilfseinheit zur Bezeichnung eines Vielfaches von diskreten Bildpunkten eingeführt.

Symbol	Bedeutung	Einheit ¹
$Li = (li_1, li_2, li_3)$	Lotfußpunkt i	(m m m)
m	Masse	kg
$Mi = (mi_1, mi_2, mi_3)$	Marker(mittel)punkt von Marker i	(m m m)
MZM	Markerzustandsmatrix	
p_1, p_2	tangentiale Verzerrungsparameter	
$Pi = (pi_1, pi_2, pi_3)$	Projektionszentrum von Kamera i	(m m m)
$P(u, v)$	Pixelkoordinate eines Punktes	(Pixel Pixel)
PZM	Punktzustandsmatrix	
\vec{q}_i	Richtungsvektor i	(m m m)
$r_{m/k/nm/nk}$	individuelles TLD-Ansprechvermögen	
r	Radius	m
R	Rotationsmatrix	
R	relativer Fehler	
$Ri = (ri_1, ri_2, ri_3)$	Referenzpunkt i der Spritze	(m m m)
S	Simulationsabtastrate	$\frac{1}{s}$
$S_{\bar{x}}$	Standardabweichung vom Mittelwert	
\vec{t}	Translationsvektor	(m m m)
$t(F)$	Zeitpunkt eines Frames	s
$u(D)$	Gesamtunsicherheit	
$u_x(D)$	Unsicherheitsanteil der Größe x	
V	Volumen	m ³
W, CMC, MCP, PIP, PDI, IP	Transformationsmatrizen des mathematischen Handmodells	
w_R, w_T	Strahlen- und Gewebewichtungsfaktor	
Z_{eff}	effektive Kernladungszahl	

Indizes

Index	Bedeutung
0	Ursprungs-Position
B	Bildkoordinaten
F	Framenummer
i, s	Ist- und Soll-Position
Id	Identifikationsnummer
k	Kalibrierdetektor
K	Kamerakoordinaten
kal	Kalibrierung
m	Messdetektor

Index	Bedeutung
<i>max</i>	maximal
<i>mittel</i>	gemittelt
<i>Mess</i>	Messung
<i>n</i>	normiert
<i>nk</i>	Nulleffektdetektor für die Kalibrierung
<i>nm</i>	Nulleffektdetektor für die Messung
<i>R</i>	Strahlenart
<i>Sim</i>	Simulation
<i>T</i>	Organ
<i>up, low</i>	Ober-, Untergrenze
<i>v</i>	verzerrt
<i>W</i>	Weltkoordinaten

Kapitel 1

Einleitung

In verschiedenen Bereichen von Technik, Forschung und Medizin werden Radionuklide eingesetzt. Ein Beispiel ist die Verwendung von Betastrahlern bei nuklearmedizinischen Therapien. Insbesondere wenn hoch energetische Betastrahler wie Yttrium-90 (^{90}Y) verwendet werden, können nicht zu vernachlässigende Teilkörperdosen bei den behandelnden Ärzten oder den medizinisch-technischen Radiologieassistenten auftreten. Beispiele für Therapien mit ^{90}Y sind die Radiosynoviorthese (RSO) [Gratz *et al.* 2000] oder die Selektive Interne Strahlentherapie (SIRT) [Stubbs *et al.* 2001]. Die Zahl der insgesamt durchgeführten Therapien stieg in den letzten Jahren an und Dosisgrenzwerte für das Personal können überschritten werden.

Für die Dosisüberwachung werden routinemäßig Fingerringdosimeter eingesetzt. Die starke Orts- und Zeitabhängigkeit der Dosisverteilung führt dabei jedoch zu sehr hohen Unsicherheiten bei der Ermittlung der Teilkörperdosis. Je nach Trageort des Dosimeters kann die Dosis um mehrere Größenordnungen unterbewertet werden. Die Einhaltung des Jahresgrenzwerts für die Teilkörperdosis der Haut kann somit nicht sichergestellt werden.

Um den Strahlenschutz und die Dosimetrie bei konkreten Arbeitsabläufen zu verbessern, müssen die Eigenschaften des gemischten Beta- und Photonenfeldes bekannt sein. Nur dann können Empfehlungen bezüglich der optimalen Handhabung und angemessenen Abschirmungen gegeben werden. Die Analyse der Strahlenfelder und der darin potentiell auftretenden Teilkörperdosen ist aufgrund der hohen Inhomogenität der auftretenden Strahlenfelder messtechnisch sehr aufwendig. So kann beispielsweise die Verteilung der Dosisleistung in der Haut auf der gesamten Hand zurzeit nicht vollständig ermittelt werden. Üblicherweise werden kleinvolumige Detektoren wie die Thermolumineszenzdetektoren verwendet, die als passive Detektoren lediglich die integrale Dosis über den gesamten Tragezeitraum angeben.

Ein wichtiges Instrument für die Untersuchung von Expositionsszenarien sind Monte-Carlo-

Codes. Mit diesen können Expositionsszenarien modelliert und über Strahlentransportrechnungen numerisch simuliert werden. Die detaillierten Kenntnisse, die damit über die auftretenden inhomogenen Strahlenfelder und der entstehenden Dosisbeiträge gesammelt werden, können von entscheidender Bedeutung bei der Erarbeitung von gezielten Maßnahmen zur Optimierung des Strahlenschutzes sein.

Die Simulation von Photonen- und Elektronenfeldern und deren physikalischen Wechselwirkungen in Gewebe (wie z.B. Energiedeposition) mit Hilfe von Monte-Carlo-Codes (wie z.B. MCNPX [Pelowitz 2008]) und die Verwendung geeigneter Handmodelle ermöglicht die Bestimmung der Dosis in der Haut. Unabhängig von den Messunsicherheiten liefert ein am Körper getragenes Dosimeter immer nur einen Schätzwert für die nicht direkt messbaren Körperdosisgrößen. In der Simulation sind diese dagegen direkt über die Energiedeposition in den jeweiligen Organen und im Gewebe der exponierten Personen bestimmbar.

Im Rahmen der Arbeit [Blunck 2008] wurden bereits Simulationen mit einem Voxel- und einem mathematisches Handmodell durchgeführt. Auch in anderen Studien findet der Einsatz von Simulationen mit Handmodellen in den letzten Jahren vermehrt Einsatz. In [Ilas *et al.* 2009] und [Sherbini *et al.* 2011] wird dabei auf ein mathematisches Handmodell gesetzt, um Korrekturfaktoren zwischen verschiedenen möglichen Dosimetertragepositionen in verschiedenen konkreten Expositionsszenarien zu berechnen. In [Ferrari *et al.* 2011] wurde der Einfluss geringfügig unterschiedlicher Spritzenhaltungen auf die entstehende Verteilung der Dosis auf der Hand untersucht. Dazu wurde die Position der Spritze in einem Voxelm- odell variiert. Alle Studien beschränkten sich dabei auf die Modellierung weniger statischer Handhabungsmomente. Bewegungen wurden in den Simulationen bisher noch nicht betrachtet.

1.1 Zielsetzung

Eine zusätzliche Berücksichtigung von Bewegungsabläufen in Strahlenfeldern oder einer Bewegung der Strahlenquelle in der Simulation würde die Möglichkeiten im präventiven Strahlenschutz sowie bei der Dosisermittlung exponierter Personen verbessern. Die Simulationen liefern dazu wichtige Details, wie z.B. die Zeitpunkte und den Ort der höchsten Exposition, die messtechnisch nur schwer oder gar nicht zu erfassen sind. Bei der Handhabungen mit einer radioaktiven Strahlenquelle führen selbst kleine Handhabungsunterschiede zu einer unterschiedlichen Höhe in der Dosis und deren Verteilung über der Hand. Die Simulation weniger statischer als repräsentativ angenommener Momente kann diesem Sachverhalt nicht gerecht

werden. Das Ziel dieser Arbeit besteht deshalb darin, erstmalig die Verteilung der Dosis in der Haut bzw. der Oberflächen-Personendosis über der Hand bei Bewegungsabläufen in inhomogenen, zeitvarianten Strahlenfeldern am Beispiel der nuklearmedizinischen Therapien auf der Basis von Videoaufzeichnungen numerisch zu simulieren. Die realen Abläufe sollen dafür mit einem Kamerasystem aufgezeichnet werden. Aus diesen Aufnahmen sollen die nötigen Informationen gewonnen werden, um eine für die Simulation hinreichend genaue Modellierung des Expositionsszenarios zu ermöglichen. Für die Ermittlung der Teilkörperdosis der Hand ist ein funktionales Handmodell zu entwickeln, welches die Rekonstruktion der Handstellung und -bewegung ermöglicht. Für die Monte-Carlo-Simulationen müssen, neben der Geometrie der Hand und der für den Strahlentransport relevanten Objekte, alle weiteren Eingabeparameter ermittelt werden. Dazu gehören unter anderem die Definition der Strahlenquelle, der physikalischen Parameter sowie gegebenenfalls bestimmter Varianz-Reduktionstechniken. Die Simulation (Strahlentransportrechnung) erfolgt mit dem Monte-Carlo-Code MCNPX. Die entwickelte Methode soll die zeitliche Veränderung der Simulationsparameter berücksichtigen und eine Berechnung von integralen Handhabungsdosen ebenso wie die Bestimmung von individuellen Dosisleistungen eines Handhabungsschrittes ermöglichen.

1.2 Gliederung der Arbeit

Im folgenden Kapitel 2 werden die grundlegenden Aspekte des Strahlenschutzes und der Dosimetrie in der Nuklearmedizin und die Schwierigkeiten, die in diesem Zusammenhang beim Umgang mit Betastrahlern auftreten, erläutert. Eine Zusammenfassung der Untersuchungen, die zur Exposition des medizinischen Personals im Rahmen nuklearmedizinischer Therapien in der Literatur zu finden sind, soll die Problematik in diesem Zusammenhang weiter verdeutlichen.

Eine Validierung bzw. Bewertung der Simulationsergebnisse wird über den Vergleich zu realen gemessenen Dosiswerten der modellierten Handhabungen erreicht. Kapitel 3 stellt die hierzu angewendete Dosismesstechnik über speziell für die Messaufgabe kalibrierte Detektoren vor.

Was die in dieser Arbeit vorgestellten Simulationen vom aktuellen Stand der Forschung besonders abhebt, ist die Möglichkeit die Exposition der Hände bei Bewegungsabläufen zu simulieren. In Kapitel 4 wird die entwickelte Methode der dafür notwendigen geometrischen Modellierung des orts- und zeitvarianten Simulationsszenarios beschrieben. Der erste Teil

dieses Kapitels beschreibt, wie die 3D-Koordinaten charakteristischer Handpunkte aus den Bildern eines Kamerasystems berechnet werden. Im zweiten Teil wird dann das entwickelte funktionale Handmodell vorgestellt, dessen Stellung anhand dieser Koordinaten automatisch bestimmt werden kann.

Nach der geometrischen Modellierung der Handbewegung befasst sich das darauf folgende Kapitel 5 mit der Modellierung der Exposition. Dies beinhaltet die Modellierung der Strahlenquelle, die numerische Simulation des Strahlentransports und die damit ermöglichte numerische Dosimetrie.

Kapitel 6 stellt verschiedene ausgewählte Simulationen mit dem entwickelten Handmodell vor. Unter anderem wird der Einsatz des entwickelten Systems zur Simulation der Teilkörperdosis an den Händen am Beispiel einer Handhabung von mit ^{90}Y gefüllten Spritzen in der Nuklearmedizin präsentiert. Anhand der Simulationen werden in diesem Kapitel Theorien über die Entstehung und die Höhe der Dosen und deren Verteilung über der Hand diskutiert.

Den Abschluss bildet Kapitel 7 mit einer Zusammenfassung der vorgestellten Arbeit. Zudem liefert es einen Ausblick über mögliche Weiterentwicklungen und den Nutzen der entwickelten Methoden für zukünftige Strahlenschutzaufgaben.

Kapitel 2

Strahlenschutz und Dosimetrie des Personals in der Nuklearmedizin

In der Nuklearmedizin werden verschiedene Radionuklide sowohl zu diagnostischen Zwecken, als auch für therapeutische Verfahren eingesetzt. Die Anforderungen an die verwendeten Radionuklide unterscheiden sich dabei grundsätzlich. Neben den funktionellen Eigenschaften ist die Detektierbarkeit der Strahlung außerhalb des Körpers für die Diagnostik entscheidend. Es eignen sich deshalb nur solche Radionuklide, deren Zerfall direkt oder indirekt mit einer Emission von Photonen einhergeht, deren Energie ausreichend hoch ist, um durch den Körper bis zum Detektor zu gelangen. Eine Strahlendosis innerhalb des Körpers sollte dabei geringstmöglich sein. Um eine hohe Aktivität und damit eine ausreichende Anzahl an Zerfällen für die Bildgebung gewährleisten zu können und die Strahlenexposition des Patienten dennoch gering zu halten, werden Nuklide ausgewählt, deren Halbwertszeiten kurz sind. Bei therapeutischen Verfahren ist es im Gegensatz dazu primär erwünscht, dass die Strahlung eine begrenzte Reichweite, d.h. im Bereich von Millimetern bis Zentimetern, hat. Sie soll den Körper nicht verlassen, sondern die Strahlendosis im Zielorgan abgeben. In den meisten Therapien werden deshalb Betastrahler (seltener auch Alphastrahler) eingesetzt. In einigen Fällen können diese zusätzlich „über eine wenig intensive Gammalinie verfügen, um parallele diagnostische Abklärung unter Zuhilfenahme szintigrafischer Methoden zu ermöglichen“ [Nicoletti *et al.* 2006]. Durch die vielen Wechselwirkungen der Elektronen in Materie, die jeweils mit Energieübertragungen von Elektronen auf den Wechselwirkungspartner einhergeht, ist die Reichweite relativ gering. Aus therapeutischen Gesichtspunkten hat dies den Vorteil, dass der größte Teil der Energie an einer selektiven Stelle im Körper lokal deponiert werden

kann. Die lokale Strahlendosis führt zu einer Schädigung des gewünschten Gewebes, während der gesamte Körper bzw. die um das Gewebe befindlichen Regionen weitestgehend geschont werden.

2.1 Strahlenschutz

Sowohl die diagnostischen als auch die therapeutischen Verfahren können eine mögliche Strahlenexposition des medizinischen Personals beinhalten. Die grundlegenden praktischen Strahlenschutzmaßnahmen, die diese nach dem ALARA (As Low As Reasonable Achievable) Prinzip so gering wie möglich halten sollen, sind dabei prinzipiell identisch:

- Abstand von der Strahlenquelle (Abstandsquadratgesetz)
- Abschirmung (z.B. Blei / Wolfram / Kunststoffe wie Acrylglas (PMMA))
- Aufenthaltsdauer in der Nähe der Strahlenquelle

Wie dies im konkreten Fall anzuwenden ist, hängt unter anderem davon ab, um welches Radionuklid (Strahlungsart und Halbwertszeit) es sich handelt, wie hoch dessen Aktivität ist und in welcher Form es vorliegt (z.B. offen oder verschlossen). Betastrahlung lässt sich durch Materialien niedriger Massenzahl, wie Acrylglas, gut abschirmen. Als Faustformel kann hier angesetzt werden, dass die maximale Reichweite in cm in etwa der Hälfte der Maximalenergie eines Nuklids in MeV entspricht [Barth und Rimpler 2007]. In Luft vergrößert sich die maximale Reichweite im Vergleich dazu um etwa drei Größenordnungen. Für die Abschirmung von Photonen sind Materialien mit einer hohen Massenzahl und -dichte wie z.B. Blei vorzuziehen. Oft sind die Strahlenschutzmaßnahmen, z.B. aus praktischen Gründen, nur bis zu einem bestimmten Punkt durchführbar. Nach dem ALARA Prinzip muss der Strahlenschutz soweit optimiert werden, bis die Wahrscheinlichkeit und die Höhe einer potentiellen Strahlenexposition so niedrig wie vernünftigerweise erreichbar ist. Dieses Prinzip ist auch dann gültig, wenn die Dosisgrenzwerte (siehe Kapitel 2.2) unterschritten bleiben, und macht eine Forschung mit dem Ziel der fortwährenden Verbesserung des Strahlenschutzes und der damit verbundenen Dosisminimierung notwendig.

2.2 Dosimetrie

Dringt ionisierende Strahlung in ein Material ein, so kann sie über verschiedene physikalische Wechselwirkungsprozesse Energie an dieses abgeben. Auf der Absorption dieser Energie beruht

die Strahlenwirkung im biologischen Gewebe. Die Energiedosis D gibt an, wie viel Energie E im Gewebe pro Masse m absorbiert wird:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (2.1)$$

Die Einheit der Energiedosis ist das Gray ($1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$). Darüber hinaus hängt die Strahlenwirkung nicht nur von der Höhe der deponierten Energie ab. Bei dicht ionisierenden Strahlenarten (z.B. Alphateilchen) wird die Energie auf einer kürzeren Strecke als bei locker ionisierender Strahlung (z.B. Photonen, Elektronen) abgegeben. Dadurch findet die Energieabsorption auf einem kleineren Raum statt, was zu einer höheren lokalen Schädigung führt. Die unterschiedliche biologische Wirkung der Strahlenarten R wird in dem von der ICRP (International Commission on Radiological Protection) [ICRP 1991] eingeführten Konzept der Dosisgrößen in der Organ-Äquivalentdosis H_T eines Organs T berücksichtigt. Dabei werden die Energiedosen $D_{T,R}$, die in einem Organ T von der Strahlenart R erzeugt wurden, mit dem Strahlenwichtungsfaktor w_R der jeweiligen Strahlenart multipliziert und aufsummiert:

$$H_T = \sum_R D_{T,R} \cdot w_R \quad (2.2)$$

Die Einheit der Organ-Äquivalentdosis ist das Sievert (da der Strahlenwichtungsfaktor dimensionslos ist, gilt auch hier $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg}$). Für die locker ionisierenden Photon- und Elektronenstrahlungen, die in der vorliegenden Arbeit behandelt werden, hat der Strahlenwichtungsfaktor den Wert 1, andere Strahlenarten haben höhere Werte [ICRP 1991]. In der Dosisgröße für den gesamten Körper, der effektiven Dosis D_{eff} , wird zudem die unterschiedliche Empfindlichkeit von Organen auf die stochastischen Wirkungen von Strahlung berücksichtigt [Alberts *et al.* 1994]. Sie ist als die Summe der Produkte von Organ-Äquivalentdosis und Gewebewichtungsfaktor w_T definiert und gilt sowohl für eine homogene Exposition des gesamten Körpers, als auch für eine Teilkörperexposition:

$$D_{eff} = \sum_T H_T \cdot w_T \quad (2.3)$$

Die Organ-Äquivalentdosis und die effektive Dosis sind die Körperdosisgrößen. Sie dienen sowohl in der internen Dosimetrie (bei inkorporierten Radionukliden), als auch in der externen Dosimetrie (bei von außen einfallender Strahlung) zur Risikoabschätzung¹. Körperdosisgrößen

¹Im Falle eines inkorporierten Radionuklids werden zu den Äquivalentdosiswerten die Folgedosiswerte, die die Dosis durch die inkorporierten Radionuklide nach t Jahren (im Regelfall $t=50$) angeben, addiert.

sind jedoch reine Schutzgrößen und in der Regel nicht messbar. Hierzu dienen in der externen Dosimetrie die Äquivalentdosen: die Personendosis und die Ortsdosis (vergleiche Abbildung 2.1). Sie sind die Ausgangsgrößen der Dosismessgrößen, die im Strahlenschutz zur Abschätzung der jeweils zu überwachenden Schutzgrößen dienen [ICRP 1997].

Dosismessgrößen in der Personendosimetrie

Bei der Personendosimetrie ist die Tiefen-Personendosis $H_P(10)$ [ICRU 1993] die Äquivalentdosis an einem Punkt in 10 mm Tiefe des von der ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) definierten Gewebes und gilt als Schätzwert für die effektive Dosis. Die Oberflächen-Personendosis $H_P(0,07)$ [ICRU 1993] ist dementsprechend ein Maß für die Dosis in 0,07 mm Tiefe. Da die strahlenempfindliche Schicht der Haut zwischen 0,05 und 0,5 mm Gewebetiefe liegt [ICRP 1992], gilt dies als Schätzwert für die lokale Hautdosis einer Person. Beide Größen werden auf die Stelle eines am Körper getragenen Personendosimeters bezogen [StrlSchV 2001].

Dosismessgrößen in der Ortsdosimetrie

Ortsdosis-Messgrößen sind die Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ [ICRU 1993] als Schätzwert für die effektive Dosis bei durchdringender Strahlung an einem bestimmten Ort im Strahlungsfeld und die Richtungs-Äquivalentdosis $H'(0,07)$ [ICRU 1993] als Schätzwert für die richtungsbezogene Oberflächendosis bei Strahlung geringer Eindringtiefe. Beide Dosen werden mit Hilfe der ICRU-Kugel, eines kugelförmigen Phantoms, definiert [DIN 6814-3 2001].

Die vorgestellten Dosismessgrößen wurden von der ICRU [ICRU 1985] eingeführt und von der ICRP [ICRP 1991] für die Personenüberwachung aus Strahlenschutzgründen für die Abschätzung der Schutzgrößen empfohlen. Danach wurden sie in einer europäischen Richtlinie [Europäische Kommission 1996] übernommen und in der Strahlenschutzverordnung [StrlSchV 2001] für Deutschland gesetzlich verordnet [Ugi und Burgkhardt 2005]. Hintergrund einer individuellen Überwachung hinsichtlich der externen Strahlenexposition ist, die Strahlendosis für jeden einzelnen Arbeiter zu erfassen und zu begrenzen. Des Weiteren sollen mit der Überwachung mögliche Trends in den ermittelten Dosen festgestellt werden und Information über die Bedingungen am Arbeitsplatz hinsichtlich der Strahlung gesammelt werden [Ober-

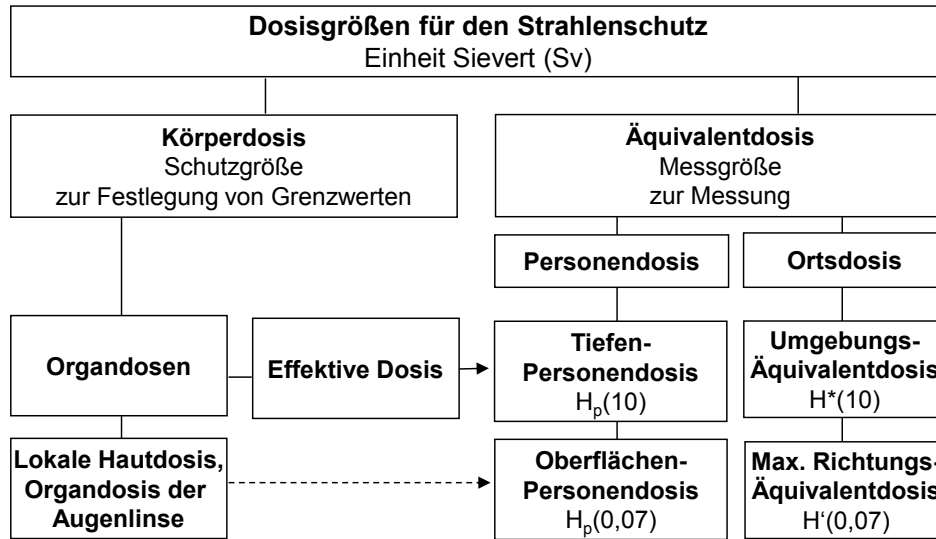


Abbildung 2.1: Dosisgrößen im Strahlenschutz: Die auf der linken Seite stehenden Körperdosen dienen der Risikoabschätzung und sind in der Regel nicht messbar. Sie werden aus den auf der rechten Seite stehenden, messbaren Äquivalentdosen gebildet [Ugi und Burgkhardt 2005].

hauer und Scharmann 1979].

Die Gesamtmessunsicherheit bei der Bestimmung der Personendosis ist hoch. Neben den Einflussgrößen, die sich auf die allgemeinen und dosimetrischen Eigenschaften beziehen, liefert die Dosimeterkalibrierung einen hohen Beitrag zur Gesamtunsicherheit der Messung (vergleiche Kapitel 3). Aufgrund der nicht exakt vorhersehbaren Expositionsbedingungen (Zusammensetzung, Energiespektrum und die Einfallrichtung der Strahlung) sind Abweichungen zwischen dem Messwert und dem wahren Wert der Dosis nicht zu verhindern. Die Anforderung an ein Personendosimeter ist deshalb nicht die exakte Messung der Dosisgröße, sondern, dass die Messabweichungen innerhalb der Grenzen der sogenannten Trompetenkurve nach Abbildung 2.2 liegen [Strahlenschutzkommission 2011]. Dabei kann der Messwert die wahre Messgröße $H_P(0,07)$ für niedrige Dosen sogar um 100 % unterschätzen und die Anforderungen dennoch erfüllen. Nicht zu verwechseln sind diese Messabweichungen mit den im Anhang A berechneten Messunsicherheiten bei der Messung der Personendosis in der vorliegenden Arbeit.

Je nach Art der Strahlenbelastung empfiehlt die ICRP unterschiedliche zulässige Maximaldosen [ICRP 1991; 2007]. Dies sind die maximalen Körperdosen, bei denen angenommen wird, dass sie einer Person während dessen gesamten Lebens keinen Schaden zufügen sollten. Beim Umgang mit Betastrahlern in der Nuklearmedizin hat man es mit Strahlung geringer Eindringtiefe zu tun, bei der die Hautdosis oder die Augenlinsendosis die limitierenden Körperdosen sind. Als Strahlung geringer Eindringtiefe gelten z.B. Betastrahlungen und

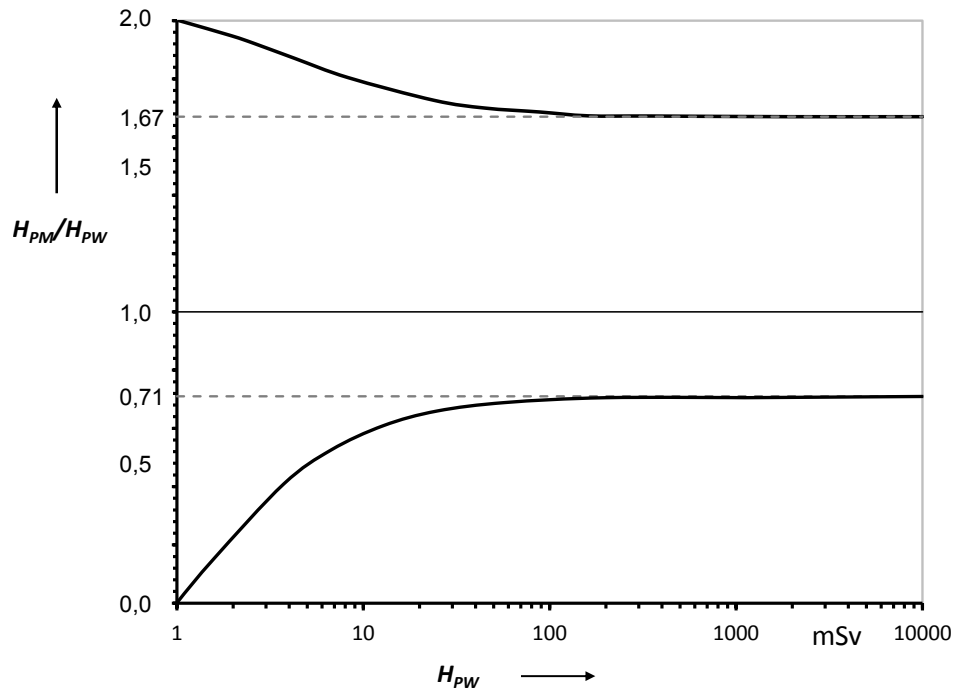


Abbildung 2.2: Maximal zulässige relative Messabweichungen, dargestellt als Variationsgrenzen des Quotienten H_{pm}/H_{PW} des gemessenen (H_{PM}) und des wahren Wertes der Messgröße (H_{PW}) in Abhängigkeit von H_{PW} für Teilkörperdosimeter zur Messung von $H_P(0,07)$ mit einer unteren Messbereichsgrenze von 1 mSv (Quelle [Strahlenschutzkommission 2011]).

Photonenstrahlungen mit mittleren Photonenenergien unter 15 keV [DIN 6814-3 2001]. In den meisten Fällen der im Rahmen nuklearmedizinischer Therapien durchgeführten Arbeiten, sind die Hände am stärksten exponiert. Die maximale Jahresdosis für die Haut (auch die der Hände und Füße) eines strahlenexponierten Arbeiters beträgt 500 mSv. Der Grenzwert bezieht sich dabei auf die lokale Hautdosis, welche der auf einem Quadratzentimeter gemittelten Oberflächen-Personendosis entspricht. Die Mittelungsfläche ist dabei unabhängig von der exponierten Hautfläche [StrlSchV 2001]. Aus dieser Definition folgt, dass die Messung der lokalen Hautdosis an der Stelle der höchsten Exposition erfolgen muss, um einen Schätzwert für die maximale Organdosis der Haut zu erhalten. In der Praxis der Nuklearmedizin führt dies zu großen Schwierigkeiten, da diese Stelle in der Regel nicht bekannt ist und bei verschiedenen Arbeitsschritten und individuellen Handhabungen variiert. Beim Umgang mit betastrahlenden Nukliden können insbesondere in Quellnähe wegen der geringen Durchdringungsfähigkeit der Betastrahlung sehr inhomogene Beta- und Photonenstrahlenfelder auftreten. Die Dosisverteilung auf der Hand ist dadurch stark ortsabhängig und würde für eine genaue Ermittlung der Hautdosis Messungen an sehr vielen Stellen erfordern. In der Praxis wird aber meist nur mit einem Fingerringdosimeter gemessen. Übliche Trageorte sind die Grundgelenke der Finger, oft des Mittel- oder des Ringfingers [Barth und Rimpler 2007]. Eine Unterbewertung der

tatsächlichen Dosis ist damit sehr wahrscheinlich, da die maximale Exposition in der Regel nicht an dieser Stelle auftreten wird. Abhängig von den jeweiligen Expositionsbedingungen und der Dosimetertragestelle können sich der Messwert des Ringdosimeters und die maximal auftretenden Hautdosis um eine Größenordnung und mehr voneinander unterscheiden [Rimpler *et al.* 2011].

2.3 Strahlenexposition des Personals bei nuklearmedizinischen Therapien

Im Rahmen nuklearmedizinischer Therapien wird mit offenen Radionukliden mit hohen Aktivitäten (MBq bis GBq) umgegangen. Außerdem beinhalten die Arbeitsschritte oftmals einen sehr engen Kontakt der Hände zu den Strahlenquellen. Aufgrund der hohen lokalen Ortsdosisleistung können hohe Hautdosen entstehen, die zudem noch örtlich stark inhomogen verteilt und somit schwer quantifizierbar sind. Für den Strahlenschutz und die Dosimetrie bringen diese Punkte besondere Schwierigkeiten mit sich, denen teilweise bis heute nicht zufriedenstellend begegnet wird. In den letzten Jahren gab es in zunehmendem Maße Studien, die sich mit der Exposition des medizinischen Personals und der Problematik der korrekten Dosimetrie befassten. Auch die ICRP veröffentlichte in einem Anhang fast 20 Seiten zum Thema Exposition der Hände bei der Handhabung offener Radionuklide in der Medizin [ICRP 2008]. Zur Verdeutlichung des Sachverhaltes soll dieses Unterkapitel einen Überblick über einige ausgewählte nuklearmedizinische Therapien mit dem jeweiligen Forschungsstand im Hinblick auf Strahlenschutz und Dosimetrie geben.

^{90}Y wird als reiner Betastrahler häufig in nuklearmedizinischen Therapien eingesetzt. In der Radioimmuntherapie mit Zevalin[®] [Lohri und Richard 2004, Sharkey und Goldenberg 2005] beispielsweise führt ein Antikörper das ^{90}Y zielgenau zu den Krebszellen. Sowohl bei der Präparation (Radiomarkierung von Zevalin[®] mit ^{90}Y), als auch bei der Applikation treten dabei hohe Oberflächen-Personendosen an den Händen auf. Dies zeigten unter anderem Untersuchungen, die in Deutschland nach der Einführung der Therapie durchgeführt wurden [Rimpler *et al.* 2008, Geworski *et al.* 2006], bei denen pro Patienten Hautdosen zwischen 2 und 13 mSv für die Präparation und zwischen 0,4 und 7 mSv für die Applikation des ^{90}Y -Zevalin[®] unter Einhaltung der Strahlenschutzmaßnahmen festgestellt wurden. In wenigen Fällen, in denen diese nicht berücksichtigt wurden, traten extreme Dosiswerte von bis zu 600 mSv für die Präparation und bis zu 27 mSv für die Injektion auf. Auch in anderen Ländern Europas wurden

Untersuchungen hinsichtlich der möglichen Expositionen der Extremitäten des Personals bei der Zevalin[®]-Therapie durchgeführt. In [Cremonesi *et al.* 2006] wurden, auch unter Verwendung verschiedener Strahlenschutzvorkehrungen wie Abschirmungen, mittlere Dosiswerte an den Fingerspitzen von 2,9 mSv für die Vorbereitung der ⁹⁰Y markierten Antikörper für einen Patienten ermittelt. Je nach den persönlichen Fertigkeiten und Erfahrungen in der Handhabung erstreckten sich die individuellen Dosiswerte über einen weiten Bereich bis hin zu 40 mSv innerhalb einer einzelnen Prozedur. Die Autoren folgerten aus ihren Untersuchungen, dass die Einführung einer optimierten ⁹⁰Y-Handhabung zu einer erheblichen Dosisminderung führen könnte. Eine Literaturstudie [Vanhavere *et al.* 2008] aus dem Jahre 2008 fasste die möglichen Expositionen der Extremitäten bei diesen Verfahren zusammen. Insgesamt zeigte der Literaturvergleich, dass die ermittelten Dosiswerte zwischen verschiedenen Studien, aber auch innerhalb der Studien sehr unterschiedlich waren. Dies zeigt, dass die Strahlenschutzmaßnahmen und die individuellen Handhabungen einen sehr großen Einfluss auf die Dosis der Hände beim Hantieren haben. Im Rahmen von ORAMED (Optimization of Radiation protection for Medical staff) [ORAMED 2011], einem gemeinschaftlichen europäischen Projekt (2008-2011) mit dem Ziel die Expositionen des medizinischen Personals zu optimieren und besser zu erfassen, lieferte eine groß angelegte Messkampagne den bisher größten Satz an Daten über die Teilkörperexpositionen an den Händen des Personals, das im Rahmen nuklearmedizinischer Diagnoseverfahren und Therapien tätig ist [Sans Merce *et al.* 2011]. Bei letzteren wurden unter anderem die Therapien mit Zevalin[®] betrachtet. Die mittleren Hautdosen, normiert auf die gehandhabte Aktivität, lagen bei 2,46 mSv/GBq (maximale Dosiswerte 11,17 mSv/GBq) für die Administration und bei 3,52 mSv/GBq (maximale Dosiswerte 32,05 mSv/GBq) für die Präparation von ⁹⁰Y-Zevalin[®]. Auch hier zeigte sich wieder, dass die Höhe und der Ort der maximalen Dosis abhängig von der individuellen Handhabung sind und von Person zu Person und sogar zwischen verschiedenen Prozeduren bei der gleichen Person variieren. In den meisten Fällen wurde die höchste Dosis aber, in Übereinstimmung mit vorangegangenen Studien, an der Zeigefingerspitze gemessen.

Ein weiteres Beispiel nuklearmedizinischer Therapien ist die Selektive Interne Radiotherapie (SIRT) [Stubbs *et al.* 2001] bei der winzige Kügelchen, an denen ⁹⁰Y fest gebunden ist, über ein Kathetersystem in die Leber injiziert werden, um dort Tumore lokal zu bestrahlen. Die Aktivitäten für die Therapie liegen hier im Bereich weniger GBq, was geeignete Strahlenschutzmaßnahmen unabdingbar macht. Bei allen Arbeitsschritten, die für die Durchführung der

Therapie notwendig sind, können nicht zu vernachlässigende Dosen für die beteiligten Personen auftreten. In Zusammenarbeit mit dem Städtischen Klinikum Karlsruhe wurden im Bereich der Strahlenschutzforschung des Karlsruher Institut für Technologie (KIT) diesbezüglich verschiedene Untersuchungen durchgeführt [Blunck *et al.* 2009b], die zur Verbesserung des Strahlenschutzes beitragen konnten. Mit Hilfe von Messungen und Simulationen konnten auftretende Strahlenfelder charakterisiert werden und die Ursprünge von Hauptdosisanteilen aufgefunden gemacht werden. Dabei fanden auch Methoden Anwendung, die im Rahmen dieser Arbeit entwickelt wurden. Neben Optimierungen von Abschirmungen trug dies zur Entwicklung einer verbesserten Standardarbeitsanweisung für die SIRT bei.

Ein Therapieverfahren, bei dem neben ^{90}Y auch andere Nuklide zum Einsatz kommen können, ist die Radiosynoviorthese (RSO) [Gratz *et al.* 2000]. Dies ist ein Verfahren zur Behandlung chronisch entzündlicher Gelenkerkrankungen, bei der das Ziel die „weitgehende Wiederherstellung der ursprünglichen Gelenksinnenhaut durch lokale Strahlenanwendung“ ist [Farahati *et al.* 1997]. Erreicht wird dies durch die Injektion eines betastrahlenden Nuklids in das entzündete Gelenk, in dem die oberflächlichen Schichten der Synovialis (Gelenkinnenhaut) bestrahlt und zerstört werden. Aufgrund der maximalen Reichweite der Betastrahlung bleibt die Bestrahlung auf die Gelenkschleimhaut beschränkt, tiefer gelegene Schichten oder das Knorpelgewebe werden dabei nicht merklich geschädigt. Je nach Gelenk werden unterschiedliche Nuklide eingesetzt. Kleinere Gelenke (z.B. Fingergelenke) werden mit Erbium-169 (^{169}Er), mittelgroße Gelenke (z.B. Schultergelenke) mit Rhenium-186 (^{186}Rh) und das größere Kniegelenk mit ^{90}Y behandelt [St. Vincentius-Kliniken gAG Karlsruhe 2012]. Die Wahl des Nuklids richtet sich dabei nach deren maximaler Betaenergie, da hiervon die Reichweite der Strahlung im Gewebe abhängt. Durch die hohen applizierten Aktivitäten (ca. 200 MBq) und der hohen Energie der Betastrahlung von ^{90}Y ($E_{max} = 2.3 \text{ MeV}$) ist aus Sichtweise des Strahlenschutzes besonderes Augenmerk auf die Behandlung des Knies zu richten. Hier kann die Direktstrahlung einen hohen Beitrag zur Strahlenexposition des Personals liefern. Die beiden anderen Nuklide tragen in geringerem Maße zur Hautdosis bei. Lediglich bei einer Kontamination direkt auf der Haut „tragen alle drei Nuklide in vergleichbarem Maße zur Hautbelastung bei“ [Barth und Rimpler 2007]. Der starke Dosisleistungsgradient des Strahlenfelds, das von einer mit ^{90}Y gefüllten Spritze ausgeht, verdeutlicht Abbildung 2.3.

Eine Studie über die Exposition des medizinischen Personals durch Betastrahler durch die

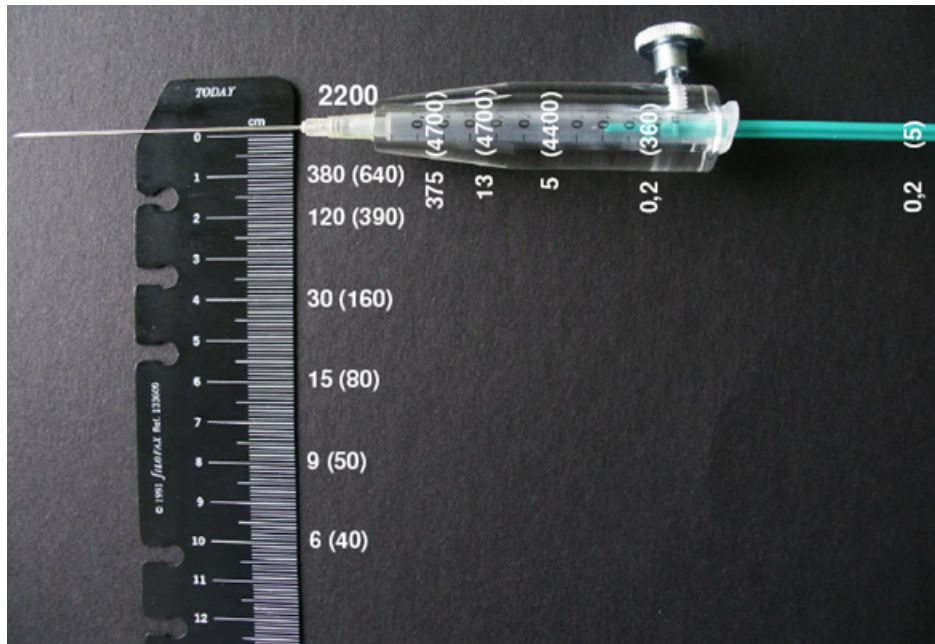


Abbildung 2.3: Dosisleistung [$\mu\text{Sv/s}$] ab der Oberfläche des Spritzesprotektors und in verschiedenen Abständen vom Kanülenansatz einer 1 ml Spritze mit 185 MBq ^{90}Y (Werte in Klammern: ohne Spritzenprotektor) (Abbildung und Text aus Referenz [Barth und Rimpler 2007]). Bei geringeren Aktivitätskonzentrationen (gleiche Aktivität bei größerem Volumen) ist die Dosisleistung geringer (vergleiche Kapitel 6).

RSO wurde im Jahre 2007 von Rimpler und Barth [Rimpler und Barth 2007] vorgestellt. Je nach verwendeten Strahlenschutzmaßnahmen und der individuellen Handhabung lagen die maximalen gemessenen Hautdosen zwischen 0,3 und 31,2 mSv/GBq für die Präparation und zwischen 0,6 und 40 mSv/GBq für die Applikation. Ein weiteres Ziel bei der Studie war eine Korrelation zwischen den Dosiswerten am Trageort des Dosimeters mit den höchsten lokalen Hautdosen herzustellen. Unter Verwendung der empfohlenen Strahlenschutzmaßnahmen lag der Faktor zwischen dem Dosiswert am Ort der maximalen Dosis und dem Dosiswert des Ringdosimeters, das am distalen Gelenk des linken Zeigefingers oder Daumens getragen wurde, zwischen 1,1 und 9,8 und im Mittel bei etwa 3. Wird das Dosimeter an anderen Stellen der Hand getragen und bzw. oder werden die Strahlenschutzmaßnahmen nicht eingehalten, war der Faktor höher. Fazit der Studie war, dass das distale Glied des Zeigefingers als Trageort für das Ringdosimeter zu empfehlen sei und dieses nicht wie üblich an der Basis von Ring- oder Mittelfinger getragen werden sollte. Dabei sollte ein Korrekturfaktor von 3 angewandt werden, um die gemessene Dosis der tatsächlichen maximalen Dosis im Mittel anzupassen.

Auch das KIT führte in Zusammenarbeit mit der Klinik für Nuklearmedizin der St. Vincentius-Kliniken gAG Karlsruhe Untersuchungen zur RSO durch. Die Stichprobenzahl der

Messungen war aus organisatorischen Gründen allerdings nicht groß genug, um Rückschlüsse auf die Häufigkeit der Dosisverteilung über der Hand bei der Präparation oder der Applikation treffen zu können. Die maximalen Dosen $H_p(0,07)$ wurden an Daumen und Zeigefinger der nicht dominanten bzw. spritzenführenden Hand (in den untersuchten Fällen die linke Hand) gemessen. Mit Werten im Bereich von 1 bis 6,7 mSv pro Arbeitsvorgang reihen sie sich in den angegebenen Dosisbereich der vorgestellten Studien ein. Bei etwa acht RSO-Therapien, die in der Woche allein am Knie durchgeführt werden, kann der Jahresgrenzwert von 500 mSv demnach überschritten werden, sofern keine Aufteilung der Arbeiten auf mehrere Personen durch einen entsprechenden Einsatzplan stattfindet. Im Hinblick auf den Strahlenschutz zeigte ein Vergleich zwischen Arbeitsschritten, die mit und ohne Spritzenprotector durchgeführt wurden, dass dessen Verwendung nicht zwingend mit einer geringeren Hautdosis einhergeht. So wurde der höchste Wert von 6,71 mSv durch eine Kontamination auf dem Spritzenprotector ausgelöst.

Bei der Interpretation gemessener Dosiswerte können in den meisten Fällen nur Vermutungen aufgestellt werden. So sind die Handhabungsmomente, an denen relativ hohe oder niedrige Expositionen aufgetreten sind, mit den Messwerten nicht alleine bzw. nicht mit Sicherheit festzumachen. Auch die Frage, ob eine bestimmte Dosis hauptsächlich auf Direktstrahlung, Streustrahlung oder eine Kontamination zurückzuführen ist, ist oftmals schwer zu beantworten. In Kapitel 6 wird die Simulation der Teilkörperdosis bei der Applikation des ^{90}Y im Rahmen der RSO vorgestellt werden. Mit Hilfe der Simulationen ist man dabei in der Lage, solche Fragestellungen näher zu untersuchen und fundierte Antworten auf die Frage zu geben, wodurch bestimmte Dosiswerte zu erklären sind. Diese Erkenntnisse können zur Verbesserung des Strahlenschutzes für das medizinische Personal beitragen.

Kapitel 3

Messung der Teilkörperdosis

3.1 Thermolumineszenzdetektoren

Verschiedene kristalline Substanzen sind in der Lage, die durch eine eintreffende ionisierende Strahlung deponierte Energie in langlebigen Zwischenzuständen von Kristallelektronen zu speichern [Krieger 1997]. Durch die Zufuhr von thermischer Energie können die Elektronen die nötige Energie erhalten, um sich aus diesen sogenannten metastabilen Energieniveaus zu befreien. Sie können dann entweder wieder in einem metastabilen Energieniveau gefangen werden oder fallen zurück ins Valenzband, oder aber sie rekombinieren in einem Lumineszenz-zentrum und emittieren dabei Licht [Furetta und Weng 1998]. Der letztgenannte Prozess wird als Thermolumineszenz (TL) bezeichnet. Er wird in Thermolumineszenzdetektoren (TLD) zur Erzeugung eines Messsignals ausgenutzt. Zwei Schritte sind für dessen Auslösung erforderlich: die Bestrahlung und die Erhitzung (siehe Abbildung 3.1). Die Auswertung des emittierten Licht kann mit Photomultipliern in einem lichtdichten Auswertegerät erfolgen.

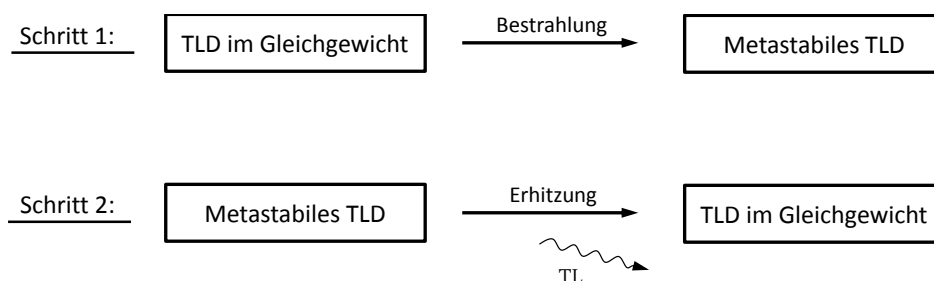


Abbildung 3.1: Schematische Darstellung der beiden primären Schritte zur Erzeugung der Thermolumineszenz. Der erste Schritt beinhaltet die Speicherung der Strahlungsenergie in den metastabilen Energieniveaus. Der zweite Schritt beinhaltet die thermisch stimulierte Relaxation des Systems in das Gleichgewicht. Während diesem Schritt wird abhängig von der absorbierten Energie (z.B. der Strahlendosis) Licht (Thermolumineszenz) emittiert [McKeever *et al.* 1995].

Das Energieansprechvermögen eines TLDs ist die Variation der detektierten Thermolumineszenz für eine feste Dosis in Abhängigkeit der Energie der absorbierten Strahlung. Sowohl für Photonen, als auch für Elektronen wird diese maßgeblich durch die effektive Kernladungszahl Z_{eff} bestimmt. Da die meisten Anwendungen mit TLDs das Ziel haben die absorbierte Dosis im menschlichen Gewebe zu bestimmen, ist es wünschenswert ein Material zu verwenden, was sich bezüglich des Energieansprechvermögens gleich oder ähnlich wie dieses verhält. Zu den wichtigsten thermolumineszierenden Materialien für die Strahlenmesstechnik gehört Lithiumfluorid (LiF). Mit einer effektiven Kernladungszahl von $Z_{eff}=8,14$ liegt LiF nahe an der des menschlichen Gewebes $Z_{eff} \approx 7$ und erfüllt die Forderung der Gewebeäquivalenz daher sehr gut. Neben der Kernladungszahl hat auch die Dicke der aktiven TL-Schicht Einfluss auf das Energieansprechvermögen eines TLDs. Sie muss der jeweiligen Strahlenart und der Messgröße angepasst sein.

3.2 Messung der Oberflächen-Personendosis

Die Messung der Oberflächen-Personendosis $H_P(0,07)$ sollte idealerweise mit einem dünn-schichtigen Detektor von wenigen mg/cm^2 flächennormierter Masse gemessen werden, der von einer Schicht aus gewebeäquivalentem Material geeigneter Dicke bedeckt ist. Dickere Detektoren unterschätzen den Dosisanteil niederenergetischer Betastrahlen bzw. haben eine höhere Untergrenze der detektierbaren Betastrahlenenergie [Oberhauer und Scharmann 1979]. Die in dieser Arbeit vorgestellten Dosismessungen wurden mit dünn-schichtigen LiF:Mg,Cu,P TLDs (Typ MCP-N von der Firma TLD-Poland) [Bilski *et al.* 1995] durchgeführt. Sie haben einen Durchmesser von 4,5 mm und bestehen aus zwei Schichten: einer 0,03 mm dünnen TL-aktiven LiF:Mg,P,Cu-Schicht mit einer Dichte von $2,4 \text{ g}/\text{cm}^3$ (entsprechend $7,2 \text{ mg}/\text{cm}^2$ flächennormierter Masse), die auf einer etwa 0,89 mm dicken inaktiven LiF und Graphit-Schicht aufgesintert ist. Für die Verwendung in den Beta-Fingerringdosimetern Typ BETA-50 und Typ BETA-200 [KIT-KSM 2012] sind die TLDs in Edelstahlringen eingefasst und mit $2 \text{ mg}/\text{cm}^2$ Mylarfolie bzw. $8 \text{ mg}/\text{cm}^2$ Kapalon S Schrumpfschlauch abgedeckt. Die Bezeichnungen 50 und 200 beziehen sich dabei auf die jeweilige untere Grenze der mittleren Betaenergie, die mit ihnen mit hinreichender Effizienz nachgewiesen werden kann.

In den Messungen, die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführt wurden, wären die routinemäßig verwendeten Fingerringdosimeter im Einsatz nicht geeignet. An verschiedenen

Stellen würden sie die Bewegungsfreiheit stark einschränken. Außerdem wäre eine Anbringung, z.B. an der Handfläche, gar nicht erst möglich. Stattdessen wurden nur die TLDs ohne den Ring zur Messung der Oberflächen-Personendosis verwendet. Diese wurden zum Schutz vor Beschädigung und Kontamination einzeln in den Kapalon S Schrumpfschlauch eingeschweißt, der auch bei dem Fingerringdosimeter Typ 200 zur Detektorabdeckung dient. Für Betastrahlung, deren mittlere Energie über 200 keV liegt, ist diese Abdeckung gut geeignet und mechanisch robuster als dünnere Abdeckungen, wie die beim BETA-50 Fingerring eingesetzte Mylarfolie [KIT-KSM 2012]. Für den Einsatz in den Strahlenfeldern, die in der Nuklearmedizin bei der Verwendung von ^{90}Y ($E_{\text{mittel}}=0,93\text{ MeV}$) auftreten, sind sie demnach einsetzbar. Auch nach Abschirmung der Betastrahlung durch einen typischen Plexiglasprotektor (5 mm), der Spritzenwand und der Selbstabsorption durch die ^{90}Y -Suspension hat das Betaspektrum noch eine mittlere Energie von über 0,5 MeV, wie durch die Simulation mit dem Monte-Carlo-Code MCNPX gezeigt werden kann (siehe blau gestrichelte Linie in Abbildung 3.2).

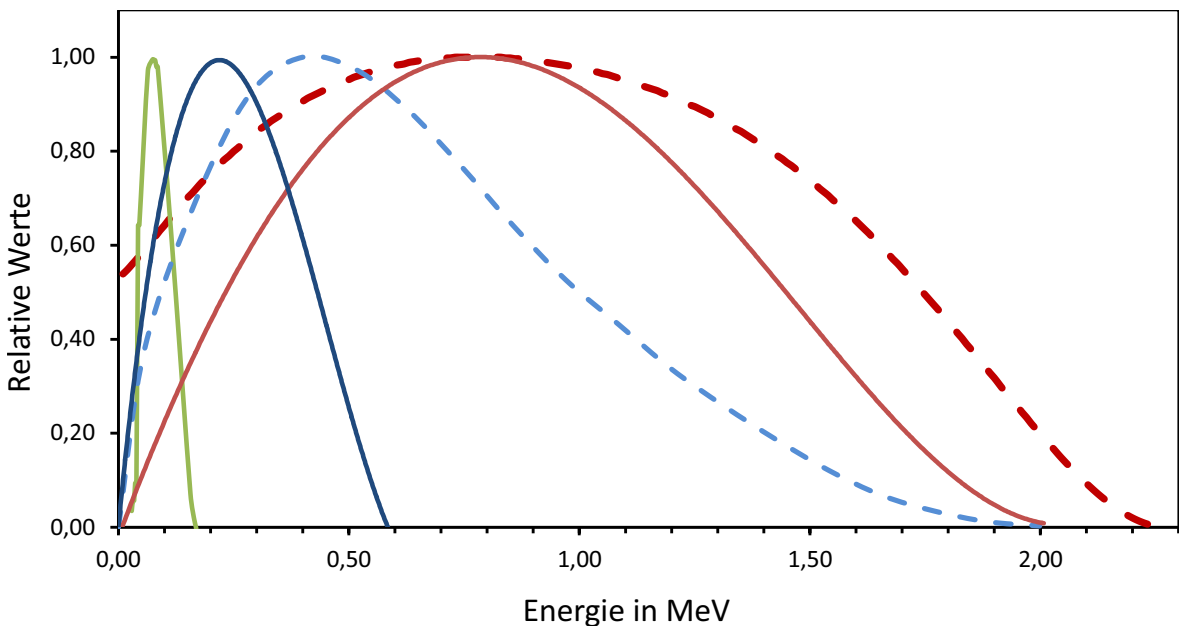


Abbildung 3.2: Relative Spektren der Betastrahlungsfelder des Betasekundärnormals nach [Helmstädter *et al.* 2006] (Grün: Promethium-147 (^{147}Pm), Dunkelblau: Krypton-85 (^{85}Kr) und Rot: Strontium-90/Yttrium-90 ($^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$)¹) zusammen mit dem Quellenspektrum von ^{90}Y (rot gestrichelt) nach [Chu *et al.* 1999] und dem simulierten Spektrum nach der Schwächung durch eine typische Plexiglasabschirmung, der Spritzenwand und der Selbstabsorption in der ^{90}Y -Suspension (blau gestrichelt).

Vor der Verwendung eines TLDs wird durch eine Wärmebehandlung dafür gesorgt, dass

¹Die Halbwertszeit des Strontium-90 (^{90}Sr) ist mit 28,8 Jahren um ein vielfaches höher als das des ^{90}Y . Im radioaktiven Gleichgewicht ist das Spektrum daher zur einen Hälfte auf den ^{90}Sr -Zerfall und zur anderen Hälfte auf den ^{90}Y -Zerfall zurückzuführen.

alle eventuell in metastabilen Energieniveaus befindlichen Elektronen in den Grundzustand fallen. Durch diese sogenannte Regenerierung sind alle bisher aufgezeichneten Daten des TLDs gelöscht und das gesamte, bei der nächsten Auswertung beobachtete Lumineszenzlicht auf eine Energiedeposition nach diesem Zeitpunkt zurückzuführen. Aus dem Integral der Glowkurve, das ist der zeitliche Verlauf der Lichtemission bei stetiger Erhitzung des TLDs, kann die Dosis $H_P(0,07)$ berechnet werden [KIT-KSM 2012].

Durch den schwankungsbehafteten Aufsinterungsprozess unterscheiden sich die TLDs minimal in der Dicke der LiF-Schicht und dem Aufbau der Kristallstruktur. Zudem wird ein TLD für viele Messungen verwendet und erfährt dabei unterschiedliche äußere Einflüsse. All dies beeinflusst das Ansprechvermögen des TLDs auf eine Strahlenexposition und muss in der Berechnung der Dosis berücksichtigt werden. Je höher das Ansprechvermögen eines TLDs ist, desto höher wird die Anzahl der zählbaren Lichtimpulse nach einer Strahlenexposition sein. Für die Bestimmung des individuellen Ansprechvermögens r eines TLDs wird eine größere Charge an TLDs mit einer definierten Dosis bestrahlt. Die bei der Auswertung gezählten Impulse I des jeweiligen TLDs werden dann auf den arithmetischen Mittelwert der gezählten Impulse \bar{I} der gesamten Charge bezogen:

$$r = \frac{I}{\bar{I}} \quad (3.1)$$

Bei den Messungen soll nur die Dosis bestimmt werden, die auf eine bestimmte Strahlenexposition zurückzuführen ist. Durch die natürliche Untergrundstrahlung und die erhöhte Untergrundstrahlung, die in einigen Räumen nuklearmedizinischer Kliniken vorherrschen kann, wird zusätzlich Energie im TLD deponiert. In diesem Zusammenhang bezeichnet der Nulleffekt die Anzahl an Lichtimpulsen, die nicht auf die zu messende Strahlenexposition zurückzuführen sind. Er wird mithilfe von mehreren TLDs der gleichen Charge bestimmt, die in der Zeit zwischen Regenerierung und Auswertung der gleichen Untergrundstrahlung ausgesetzt werden wie die zur Messung verwendeten TLDs.

Das bei der Erhitzung austretende Lumineszenzlicht ist proportional zur Dosis, für die Berechnung eines Dosiswertes bedarf es allerdings einer Referenz zur Festlegung der Proportionalitätskonstanten. Einige TLDs der Charge werden dafür bei jeder Messung in einem Strahlenfeld bekannter Ortsdosisleistung kalibriert. Auch bei diesen TLDs muss ein den Bedingungen entsprechender Nulleffekt abgezogen werden.

In der Routine des Dosimetrielabors des KIT wird die Bestimmung des Ansprechvermögens

und die Kalibrierung der TLDs auch für die Betadosimetrie mit Hilfe der 662 keV Photonen einer ^{137}Cs -Quelle² vorgenommen [Löschinger 2011]. Die Ortsdosisleistung des Photonenstrahlenfelds der ^{137}Cs -Quelle ist über einen größeren Bereich homogen, was eine höhere Anzahl der gleichzeitig bestrahlten TLDs unter den gleichen Kalibrierbedingungen ermöglicht. In dieser Arbeit wurden dagegen sowohl die Bestimmung des Ansprechvermögens, als auch die Kalibrierbestrahlung mit der $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ -Quelle eines Betasekundärnormals durchgeführt. Dieses ermöglicht Bestrahlungen mit definierten Dosen (darunter $H_P(0,07)$) und ist „auf die Primärnormalmesseinrichtung der Physikalisch Technischen Bundesanstalt Braunschweig (PTB) für die Einheit der Energiedosis von Betastrahlung in Gewebe“ [Helmstädter *et al.* 2006] rückführbar. Der Nachteil gegenüber der ^{137}Cs -Bestrahlung ist die örtlich begrenzte Homogenität der Ortsdosisleistung, was eine geringere Anzahl an gleichzeitig zu bestrahlenden TLDs zulässt. Bei der Bestrahlung wird deshalb nur ein kleiner kreisförmiger Ausschnitt ($\varnothing \approx 6,5\text{ cm}$) des Referenzfeldes genutzt, so dass die Abweichungen maximal 2 % betragen. In den berechneten Unsicherheiten für die Dosisermittlung sind diese berücksichtigt. Für die $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ -Quelle spricht, dass sich das Energiespektrum über denselben Bereich des Strahlenfelds erstreckt, welches auch beim Umgang mit ^{90}Y auftritt. Aus diesem Grund wurde der Bestrahlung mit dem Betasekundärnormal gegenüber der am KIT routinemäßig eingesetzten Bestrahlung mit der ^{137}Cs -Quelle der Vorzug gegeben.

In der Nuklearmedizin befindet sich das ^{90}Y meist in einem abschirmenden Behältnis. Das Energiespektrum der austretenden Strahlung wird dadurch in Richtung niederer Energien verschoben (vergleiche Seite 19). Aufgrund des Energieansprechvermögens der TLDs kann dies zu einer Über- oder Unterschätzung der Dosis führen. Untersuchungen im Rahmen dieser Arbeit zeigten, dass die verwendeten Detektoren, die sich in den Schrumpfschlauchtaschen befinden und mit der $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ -Quelle kalibriert werden, die Dosis im Strahlenfeld der ^{85}Kr -Quelle des BSS2 um 20 % unterschätzen³. Andere Untersuchungen zum Energieansprechvermögen der verwendeten TLDs in Abhängigkeit verschiedener Abdeckfolien in verschiedenen Betastrahlungsfeldern führten zum gleichen Ergebnis [Bilski *et al.* 1995]. Die mittlere Elektronenenergie der von einer ^{90}Y -Quelle ausgehenden Strahlung ist auch nach den in der Nuklearmedizin üblichen Abschirmungen höher als diejenige der ^{85}Kr -Strahlenquelle des BSS2 (siehe Abbildung

²Der Betastrahler Cäsium-137 (^{137}Cs) zerfällt zu 94,5 % in metastabiles Barium-137 (^{137m}Ba), welches sich dann durch Gammazerfall (662 keV) in ^{137}Ba umwandelt

³Bei den Untersuchungen wurden die TLDs im Schrumpfschlauch mit der gleichen Dosis im Strahlenfeld der beiden Quellen bestrahlt und die bei der Auswertung beobachteten Lichtimpulse ins Verhältnis gesetzt.

3.2). Es kann also sicher davon ausgegangen werden, dass auch dieser zu niedrigeren Energien verschobene Teil um weniger als 20 % unterschätzt wird. Da gut abgeschirmte Quellenanteile im Vergleich zu den nur ungenügend abgeschirmten Quellenanteilen ohnehin einen wesentlich geringeren Beitrag zur Oberflächen-Personendosis liefern, ist die Kalibrierung im Hinblick auf die Elektronenenergien hinreichend genau.

Die vorgestellten Parameter, also das individuelle Ansprechvermögen der Detektoren, die Kalibrierung und die Nulleffekte, fließen in die Berechnung einer gemessenen Dosis D mit ein:

$$D = \left(\frac{I_m}{r_m} - \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \frac{I_{nm_i}}{r_{nm_i}} \right) \cdot \left(\frac{D_{kal}}{\frac{1}{L} \sum_{i=1}^L \frac{I_{k_i}}{r_{k_i}} - \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \frac{I_{nk_i}}{r_{nk_i}}} \right) \quad (3.2)$$

mit :

- D_{kal} : Dosis, mit denen die Kalibrierdetektoren bestrahlt wurden
- $r_{m/k/nm/nk}$: individuelles Ansprechvermögen eines Messdetektors (m),
eines Kalibrierdetektors (k) sowie eines Nulleffektdetektors
für die Messung (nm) oder die Kalibrierung (nk)
- $I_{m/k/nm/nk}$: Lichtimpulse eines Messdetektors (m),
eines Kalibrierdetektors (k) sowie eines Nulleffektdetektors
für die Messung (nm) oder die Kalibrierung (nk)
- L, M, N : Anzahl der Kalibrierdetektoren sowie der jeweiligen
Nulleffektdetektoren der Kalibrierung und der Messung

Jede Dosis ist mit einer gewissen Unsicherheit behaftet, die aus vielen Einzelfaktoren resultiert. Die Berechnung der Unsicherheit der Messwerte wurde nach dem Leitfaden zur Angabe der Unsicherheit beim Messen [DIN V ENV 13005 1999] (Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement - GUM [ISO/IEC 2008]) vorgenommen. In Anhang A wird dies genau beschrieben. Diese enthalten jedoch nur die mit Referenzbestrahlungen quantifizierbaren Unsicherheiten. Sie entsprechen der kleinsten anzunehmenden Unsicherheit, die bei idealen Expositionsbedingungen (Teilchenart, Energiespektrum und Einfallswinkel sind bekannt) zu ermitteln sind. Bei der Exposition der Hände beim Umgang mit Betastrahlern sind die

Bedingungen nicht exakt vorhersehbar. Neben der beschriebenen Verschiebung der Elektronenenergien und des unbekanntem Einfallswinkels treten hier zusätzlich Bremsstrahlungsphotonen auf, die in der Kalibrierung und der Berechnung der Unsicherheit nicht berücksichtigt sind. Die tatsächliche Abweichung des Messwerts vom wahren Wert der Dosis kann somit über die angegebenen Unsicherheiten hinaus gehen (vergleiche [Ginjaume *et al.* 2008]).

Da verschiedene Studien auf gleiche Kalibriermethoden zurückgreifen (nationale/internationale Normale), gewährleisten solche Messungen und deren Messunsicherheiten dennoch eine wissenschaftliche Nachvollziehbarkeit. Genauere Untersuchungen sind nur mit Simulationen möglich.

Kapitel 4

Modellierung der Handbewegungsabläufe

Zur Modellierung von Handbewegungen gehören sowohl die Rekonstruktion der jeweiligen Handstellung, als auch deren Verfolgung über der Zeit (Tracking). Im Folgenden wird beides zusammen als Handtracking bezeichnet werden. Nicht zu verwechseln ist dies mit ähnlichen Aufgabenstellungen, wie sie beispielsweise im Forschungsgebiet der Mensch-Computer-Interaktion auftreten. Für die Kommunikation mit Maschinen oder der berührungslosen Steuerung reicht die Unterscheidung verschiedener Gesten oder die Erkennung der globalen Handbewegung oder -position oftmals aus. Soll die Hand in einer virtuellen Realität als Werkzeug genutzt werden, oder will man deren Bewegung zu Animations- oder zu Simulationszwecken nachstellen, ist es notwendig die vollständige Handkonfiguration zu ermitteln.

Für die Bestimmung einer Handstellung bzw. für das Tracking der Hand gibt es verschiedene Ansätze, die sich zum Teil grundlegend in der verwendeten Hardware unterscheiden können. So werden elektro-mechanische oder magnetische Sensorinstrumente eingesetzt, die oft in einem Handschuh integriert sind. Andere Verfahren nutzen ein oder mehrere Kameras mit aktiven oder passiven Markern, oder verzichten vollständig auf Hilfsmittel, die an der Hand getragen werden müssen.

Ein sehr effektives Werkzeug, die Handbewegung einer Person zu ermitteln, sind die elektro-mechanischen oder magnetischen Sensorinstrumente in Form eines Datenhandschuhs [Erol *et al.* 2007]. Sie messen die Position der Hand oder die Winkelstellungen der Finger direkt. Ein Handmodell kann über die erhaltenen Daten sehr genau angepasst werden [Kim *et al.* 2009].

In einigen Fällen dienen die Daten der Handschuhe den kamerabasierten Trackingverfahren als Referenz für die Qualität der Modellierung oder als Trainingsdatensatz im Falle lernbasierter Schätzalgorithmen [Rosales *et al.* 2001, Wu *et al.* 2001; 2005]. Ein anderes Beispiel ist in [Rezzoug und Gorce 2008] zu finden. Hier werden die Daten sowohl zum Training des auf einem neuronalen Netzwerk basierenden Handmodells, als auch für dessen Überprüfung verwendet. Datenhandschuhe sind sehr genau und haben nicht mit den Problemen kamerabasierter Verfahren (beispielsweise Verdeckung) zu kämpfen, haben jedoch auch einige Nachteile für die Nutzung und kommen für diese Arbeit nicht in Frage: Der Handschuh behindert die natürliche Bewegung der Hand. Gerade wenn es darum gehen soll, das System für Trainings- oder Analysezwecke einzusetzen, sollten die zu simulierenden Bewegungen denen unter gewöhnlichen Bedingungen ähneln. Die Bewegung der Hand ist zudem nicht die einzige Information, die für die Simulation und die anschließende Interpretation von Expositionsszenarien benötigt werden. Um alle für den Strahlentransport relevanten Objekte erfassen zu können, ist ein Handschuh nicht geeignet. Zuletzt würde auch die Feinfühligkeit, die unter anderem beim Injizieren von ^{90}Y in ein Gelenk sehr wichtig ist, unter einem Datenhandschuh leiden. Dies ist im Übrigen auch ein Grund, warum Abschirmungen zur Dosisminimierung nicht beliebig eingesetzt werden können.

Es gibt eine sehr große Zahl an Studien, die zum Schätzen einer Handpose oder zur vollständigen Rekonstruktion der Handstellung auf die Informationen von einer oder mehreren Kameras zurückgreifen. Oft verzichten diese vollständig auf Hilfsmittel, die an der Hand getragen werden müssen. In [Erol *et al.* 2007] werden die Verfahren in zwei Gruppen eingeteilt. In die Kategorie „Model based tracking“ werden jene Verfahren eingeordnet, bei denen ein Handmodell anhand der Informationen aus den Bildern einer oder mehrerer Kameras so angepasst wird, dass der Fehler zwischen bestimmten Bild- und Modellkenndaten minimiert wird. Das Wissen über die Dynamik der Hand und deren aktueller Stellung kann dabei genutzt werden, eine Handstellung im Folgebild vorherzusagen. Der Suchraum für die verschiedenen Bildkenndaten kann somit eingeschränkt werden. Die zweite Kategorie bezeichnen Erol *et al.* als „Single Frame“ Methode. Dabei wird nur das momentane Bild (Frame) zur Handstellungsbestimmung benutzt.

Oft wird versucht, zweidimensionale Merkmale der gesamten Hand zur Hilfe zu nehmen. Beispiele dafür sind Kanten, Farbeigenschaften oder der optische Fluss. Diese Merkmale können mit den Merkmalen eines in die Bildebene projizierten Handmodells verglichen werden [Rehg und Kanade 1995, Lu *et al.* 2003]. Unterschiede zwischen dem projizierten Handmodell und der

im Bild segmentierten realen Hand können dann als treibende Kraft dienen das Handmodell zu optimieren. Alle Studien, deren Ziel in der Rekonstruktion beliebiger Handstellungen bestehen, können nur dann auf gute Ergebnisse kommen, wenn die Gegebenheiten dies erlauben. Bedingungen an den Hintergrund, die Beleuchtung oder an die Ausrichtung der Hand in Relation zur Kamera sind Beispiele dafür.

In anderen Studien wird hingegen gezielt nach bestimmten charakteristischen Merkmalen gesucht, an denen sich die Rekonstruktion der Handstellung orientiert. Geeignet sind dazu beispielsweise die Fingerspitzen, bestimmte Glieder oder die Gelenke. So können die Bögen an den Fingerspitzen dazu dienen, sie vom Rest einer segmentierten Hand abzugrenzen [Chen *et al.* 2007]. In [Lu *et al.* 2003] werden unter anderem die Rundungen zwischen den Fingergrundgliedern als Merkmal hinzugezogen. Derart charakteristische Merkmale im Bild zu erkennen, kann als noch schwieriger angesehen werden als das unspezifische Extrahieren von Merkmalen, die die ganze Hand betreffen. Oft sind bestimmte Beleuchtungstechniken oder eine vorgegebene Ausrichtung der Hand zur Kamera Voraussetzung für eine erfolgreiche Merkmalsdetektion. Robuster ist die Detektion charakteristischer Punkte durch das Verwenden von Markern. Dieser Ansatz wird auch in der vorliegenden Arbeit verfolgt.

In Kapitel 4.2 wird beschrieben, wie die Rekonstruktion einer Handstellung mit Hilfe der Koordinaten von acht charakteristischen Punkten an der Hand und einer inversen Kinematik Prozedur gelingt. Das Tracking ist nicht direkt auf das Handmodell, sondern auf die charakteristischen Punkte bezogen. Ein Vorteil liegt hierbei darin, dass das Tracking unabhängig von der Hand auf jedes Objekt angewendet werden kann, wie in Kapitel 5.4 am Beispiel einer Spritze gezeigt werden wird.

Marker können bestimmte Formen oder Farben haben, die sie vom Rest des Bildes unterscheiden. Alternativ dazu sind sie passiv reflektierend oder leuchten aktiv und zeichnen sich durch eine deutlich höhere Helligkeit vom Rest des Bildes ab. Gerade bei Markierungen, die nur wenige Pixel in einem Bild einnehmen, ist das Erkennen bei den beiden letztgenannten einfacher als bei muster- oder farbbasierten Markierungen.

Aktive Marker senden ein Lichtsignal aus, durch das sie sich im Kamerabild vom Rest des Bildes unterscheiden. Unterschiedliche Wellenlängen der Lichtsignale lassen sogar eine Unterscheidung verschiedener Marker untereinander zu. Aktive Marker sind, verglichen mit passiven Markern, jedoch groß und stören die Bewegungsfreiheit. Beim Tracking von passiven Markern kann zwischen optischen und videobasierten Verfahren unterschieden werden.

Als videobasierte Verfahren werden jene bezeichnet, bei denen das ungefilterte Licht

im sichtbaren Bereich das Kamerabild erzeugt. Im Gegensatz dazu stehen die optischen Verfahren. Sie nutzen die spektrale Empfindlichkeit von Kameras in Kombination mit einem Sperrfilter aus, der nur für das Licht aus dem Infrarot Bereich durchlässig ist. Dieses Licht wird von der Kameraposition abgestrahlt und von den Markern zurück in Richtung der Kameras reflektiert (Retroreflexion). Beispiele für die Anwendung im Handtracking sind in den Referenzen [Miyata *et al.* 2004], [Zhang *et al.* 2003] und [Beurier *et al.* 2007] zu finden. Optische Verfahren sind per se markerbasierte Verfahren. Die Koordinaten der Marker sind in diesem Fall sogar die einzige Information, die man aus der Szene erhalten kann. In der Bewegungsanalyse sind optische Systeme das Maß der Dinge. Die Auflösung ist sehr gut und das automatische Tracking funktioniert unter idealen Bedingungen sehr gut. Da die Marker jedoch die einzige Informationsquelle sind, ist es nicht mehr möglich, Rückschlüsse auf die Szene zu bekommen, wenn diese verloren gehen. Aus diesem Grunde sind bei optischen Systemen meistens viele Kameras im Einsatz. Auch Kameras im sichtbaren Spektralbereich des Lichts können die retroreflektierenden Eigenschaften bestimmter Marker nutzen. Statt eines Infrarotlichtes kommen LED-Ringlichter zum Einsatz, die um das Objektiv der Kamera angebracht sind. So wird das von ihnen abgestrahlte Licht vom Marker direkt in die Richtung der Kamera reflektiert. Auf das Markertracking bezogen, haben die sogenannten optischen Trackingsysteme den Vorteil, dass die Unterscheidung zwischen den Markern und dem Rest des Bildes schon durch die spektrale Filterung erledigt wird. Das von den Kameras ausgesandte und von den Markern reflektierte Infrarotlicht benötigt keine langen Belichtungszeiten. Durch die Filterung des Restbildes bleiben auch die Informationen geringer, die zu übertragen sind. Dies macht ein schnelles Tracking mit guter örtlicher Auflösung möglich. Im Vergleich zu den videobasierten Verfahren sind die optischen Trackingsysteme jedoch teurer und bleiben auf die Informationen der Markerbewegung im Raum beschränkt. Fehlerhafte oder fehlende Markerinformationen aufgrund von Verdeckung oder von Einflüssen durch Lichtstreuung lassen sich schwer korrigieren.

Für die Anwendungen, die im Rahmen dieser Arbeit geplant waren, ist ein rein optisches Markertracking nicht geeignet. Der Ansatz sollte so flexibel sein, dass eine Modellierung der Handbewegung auch dann möglich ist, wenn die äußeren Gegebenheiten beispielsweise nur den Einsatz weniger Kameras zulassen, oder eine Markeranbringung nicht möglich ist. Auch wenn die in dieser Arbeit vorgestellten Methoden für ein videobasiertes Markertracking entwickelt wurden, ist die Anwendung nicht darauf beschränkt. Bei der automatischen Rekonstruktion der Handstellung könnten, nach einer Anpassung auf das jeweilige Format, genauso gut die

Daten eines optischen Trackingsystems verwendet werden.

Gegenwärtig liefert keiner der auf Kamerainformationen basierenden Handtrackingansätze eine zufriedenstellende Lösung für die in dieser Arbeit bestehende Problemstellung. Mit der in diesem Kapitel vorgestellten selbst entwickelten Methode hingegen kann die vollständige Handstellung halbautomatisch rekonstruiert werden. Basierend auf den Koordinaten von acht charakteristischen Punkten an der Hand ist eine automatische Stellungsbestimmung der Hand möglich. Eine zusätzliche interaktive Benutzeroberfläche ermöglicht darüber hinaus eine weitere Feinabstimmung der Geometrie über den direkten visuellen Abgleich der übereinandergelegten modellierten und realen Expositionsszenarien. Somit ist eine Modellierung auch unter schlechten äußeren Gegebenheiten, bei denen andere Verfahren versagen würden, möglich.

Zur Erfassung des Szenarios und für das Tracking der Marker wurde ein von Simi Reality Motion Systems GmbH [SIMI 2009] zusammengestelltes System aus vier Farbkameras eingesetzt¹. Das System ermöglicht die synchrone Aufnahme mit einer Bildwiederholungsrate von bis zu 72 Bildern pro Sekunde und einem Bildsensor von 1004×1008 Pixeln. Für die Kalibrierung der Kameras, das Tracking der retroreflektierenden Marker und für die Berechnung der Koordinaten wurde zunächst die Bewegungsanalysesoftware SIMI MOTION Version 7.5 [SIMI 2009] eingesetzt. In der Anwendung hat sich gezeigt, dass die Software für den gewünschten Einsatz nicht optimal geeignet ist. Die Kalibrierung mit einem starren dreidimensionalen Körper ist nicht flexibel genug, um in unterschiedlichen, in der Praxis oft mit anderen Gegenständen blockierten Aufnahmeefeldern eingesetzt zu werden. Auch das Tracking lieferte in durchgeführten Tests keine zufriedenstellenden Ergebnisse. Eine falsche Zuordnung bzw. das Verwechseln von Markern während des Trackings tritt regelmäßig auf. Weiterhin ist SIMI MOTION eine kommerzielle Software, die eine eigenständige Erweiterung mit selbstentwickelter Software oder eine Integration in ein komplettes Softwarewerkzeug, das alle notwendigen Bearbeitungsschritte zur Simulation der Teilkörperdosis beim Umgang mit Strahlenquellen beinhaltet, ausschließt. Aus diesen Gründen wurde eine Software² für die Erfassung der Markerbewegung im Raum entwickelt, welche dann in Funktion und Bedienbarkeit speziell auf die gewünschte Anwendung optimiert ist. Darin sind alle notwendigen

¹Eine Erweiterung des Kamerasystems auf mehr als vier Kameras würde die Verdeckung einzelner Marker während der Erfassung zwar verringern, in vielen Situationen, wie bei den hier untersuchten Gegebenheiten eines Klinikums, ist dies jedoch aus praktischen Gründen, wie dem zur Verfügung stehenden Platz nicht immer möglich. Eine Vorgabe für den Kameraaufbau ist in vielen Fällen zudem, dass dieser keine Beeinträchtigungen des Arbeitsablaufes zur Folge hat.

²Für die Umsetzung der in dieser Arbeit entwickelten Software dienten die Softwarebibliotheken Qt [Trolltech 2008], VTK [Kitware Inc. 2003] und OpenCV [Bradski und Kaehler 2008]

Komponenten, also die Kalibrierung der Kameras, das Tracking der Punkte in den Bildern, die Zuordnung der Punkte zu deren Markern, sowie die Berechnung von deren 3D-Koordinaten integriert. Die Methodik hierzu ist im folgenden Unterkapitel 4.1 beschrieben. Im darauf folgenden Unterkapitel 4.2 wird die Rekonstruktion der Handstellung unter Zuhilfenahme der berechneten Markerkoordinaten beschrieben. Der Ablauf der Modellierung der Handbewegung ist in Abbildung 4.1 zusammengefasst.

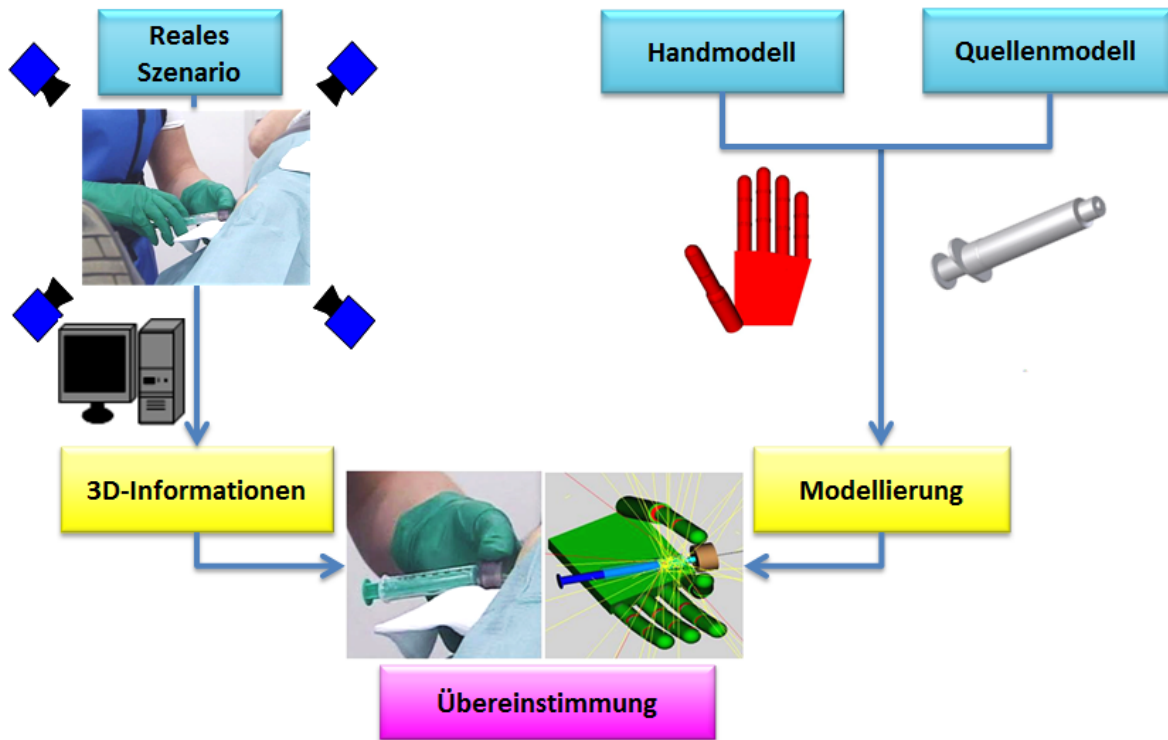


Abbildung 4.1: Modellierung der Handbewegung: Über das Kamerasystem werden die 3D-Informationen (Markerkoordinaten an der Hand) ermittelt. Mit Hilfe der Koordinaten und durch Abgleich zwischen projiziertem Handmodell und realem Expositionsszenario kann die Stellung der Hand (und anderer Objekte wie die der Strahlenquelle) rekonstruiert werden.

4.1 Gewinnung der geometrischen Informationen

Die automatische Modellierung eines Simulationsszenarios orientiert sich an den Raumkoordinaten bestimmter Objektpunkte. Um diese aus den Informationen des Kamerasystems bestimmen zu können, besteht die Aufgabe darin, den zweidimensionalen Punkten in der Bildebene dreidimensionale Punkte im Raum eindeutig zuzuordnen. Zunächst soll deshalb erläutert werden, wie sich Punkte oder Objekte aus dem dreidimensionalen Raum in der zweidimensionalen Ebene abbilden.

4.1.1 Kameramodell

Mathematisch kann die Kameraaufnahme durch eine perspektivische Projektion modelliert werden, in der die Punkte im Raum durch einen zentralen Punkt, dem Projektionszentrum, auf die Bildebene projiziert werden. Sie kann am weit verbreiteten Model der Lochkamera veranschaulicht werden. Eine unendlich kleine Lochblende blendet dabei die meisten Lichtstrahlen aus, so dass pro Objektpunkt $O = (o_1, o_2, o_3)$ nur noch ein Strahl in die Bildebene auf den Punkt $B = (b_1, b_2, -f)$ trifft. Anhand Abbildung 4.2, in der diese Projektion skizziert ist, können einige grundlegende Begriffe der Abbildungsgeometrie eingeführt werden. Die Brennweite f (f für Fokus) ist der Abstand zwischen dem Projektionszentrum (Lochblende) und der Bildebene, o_3 ist der Abstand zwischen dem Projektionszentrum und der Objektebene. Als optische Achse wird diejenige bezeichnet, die durch das Projektionszentrum verläuft und die Bildebene senkrecht im sogenannten Bildhauptpunkt schneidet.

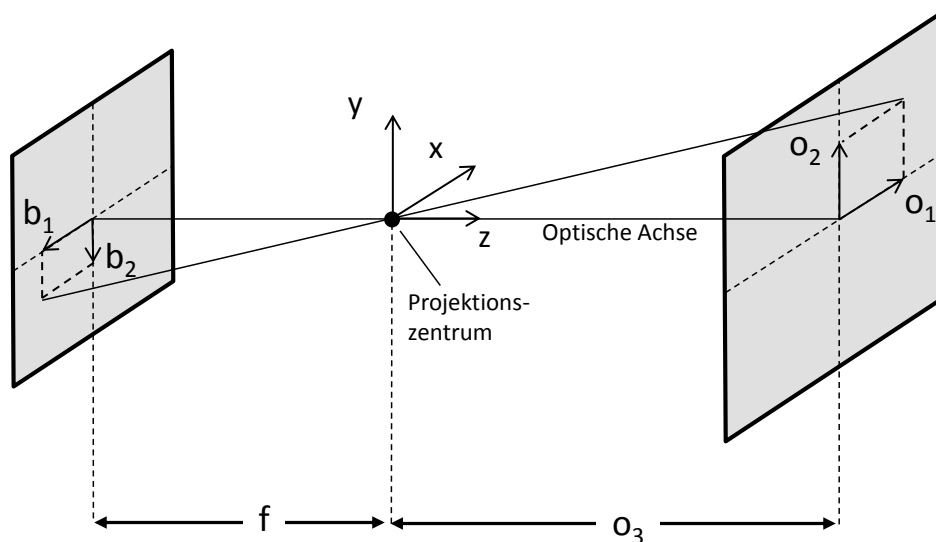


Abbildung 4.2: Lochkameramodell: Der Objektpunkt (o_1, o_2, o_3) wird über das Projektionszentrum auf den Bildpunkt $(b_1, b_2, -f)$ projiziert.

Aus dem Strahlensatz folgt der Zusammenhang zwischen Punkten in der Bildebene und denen in der Objektebene:

$$\begin{pmatrix} b_1 \\ b_2 \end{pmatrix} = -\frac{f}{o_3} \begin{pmatrix} o_1 \\ o_2 \end{pmatrix} \quad (4.1)$$

Diese Gleichung gilt für den Fall, dass das Projektionszentrum vor der Bildebene liegt. Dies trifft bei der Abbildung einer realen Kamera zu. In der Praxis kann man sich das Projektionszentrum mit dem gleichen Abstand f auch hinter der Bildebene vorstellen. Dadurch

fällt die Punktspiegelung am Projektionszentrum weg und es kann auf das Minuszeichen in obiger Gleichung verzichtet werden. Mit dieser Anordnung lassen sich die noch folgenden Gleichungen anschaulicher und leichter herleiten.

Bei der Projektion stehen sowohl die Bildebene, als auch die Objektebene senkrecht zur optischen Achse des optischen Systems. Das dreidimensionale Koordinatensystem wird dabei als Kamerakoordinatensystem³ (x_K, y_K, z_K) bezeichnet. Ursprung und Basis sind hier nicht frei wählbar, sondern fest mit einer Kamera verknüpft. Die x_K - und die y_K -Achse sind parallel zu den Zeilen und Spalten des Bildaufnehmers der Kamera, die z_K -Achse fällt mit der optischen Achse der Kamera zusammen. Der Ursprung befindet sich im Projektionszentrum. Beim Kamerakoordinatensystem wird die Szene aus der Sicht der Kamera beschrieben.

In der Regel wird die Lage von Objektpunkten jedoch in einem sogenannten Weltkoordinatensystem (x_W, y_W, z_W) angegeben. Ursprung und Orientierung der Achsen dieses Koordinatensystems sind frei im Raum wählbar. Das Weltkoordinatensystem kann durch eine Rotation \mathbf{R} und eine Translation \vec{t} in das Kamerakoordinatensystem transformiert werden.

Das zweidimensionale Bildkoordinatensystem (x_B, y_B) steht im direkten Zusammenhang mit dem Kamerakoordinatensystem. Der Ursprung befindet sich im Schnittpunkt der optischen Achse mit der Bildebene, der auch als Bildhauptpunkt (c_x, c_y) bezeichnet wird. Aufgrund der Verarbeitung der Kamera liegt dieser meist nicht genau in der Mitte. Die x_B - und y_B - Achsen des Bildkoordinatensystems sind parallel zu den x_K - und y_K - Achsen des Kamerakoordinatensystems. Da die Kamerakonstante in der diskreten Längeneinheit Pixel⁴ angegeben wird, findet bei der Projektion eine Umrechnung von mm in Pixel statt.

Bei der Angabe der Koordinate eines Bildpunktes liegt der Ursprung in der Regel nicht im Bildhauptpunkt, sondern in der linken oberen Ecke. Durch Addition des Bildhauptpunktes, werden die Bildkoordinaten x_B, y_B deshalb in die Pixelkoordinaten u, v umgeformt, deren Ursprung so nach links oben verschoben wird:

$$\begin{pmatrix} u \\ v \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_B \\ y_B \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} c_x \\ c_y \end{pmatrix} \quad (4.2)$$

³In diesem Unterkapitel bis einschließlich Unterkapitel 4.1.3 werden bei der Angabe von Koordinaten und Vektoren Indizes zur Kennzeichnung der jeweiligen Koordinatenbasis mitgeführt.

⁴Pixel bezeichnet in diesem Falle die Anzahl an diskreten Bildpunkten in der Kameraabbildung.

Die Abbildung vom dreidimensionalen Raum in die zweidimensionale Bildebene ist in Abbildung 4.3 zusammengefasst. Der Ortsvektor vom Punkt S wird hier durch die Gleichung

$$\vec{S} = \begin{pmatrix} s_{K_1} \\ s_{K_2} \\ s_{K_3} \end{pmatrix} = R^T \begin{pmatrix} s_{W_1} \\ s_{W_2} \\ s_{W_3} \end{pmatrix} + \vec{t} \quad (4.3)$$

von Welt- in Kamerakoordinaten umgerechnet. Die Projektion aus dem dreidimensionalen Raum auf den Punkt B in der Bildebene erfolgt dann durch

$$\vec{B} = \begin{pmatrix} u \\ v \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} b_{B_1} \\ b_{B_2} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} c_x \\ c_y \end{pmatrix} = \frac{f}{s_{K_3}} \begin{pmatrix} s_{K_1} \\ s_{K_2} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} c_x \\ c_y \end{pmatrix}. \quad (4.4)$$

Da bei der Projektion vom drei- in den zweidimensionalen Raum die Information über eine Dimension verloren geht, lassen sich die dreidimensionalen Weltkoordinaten aus den Bildkoordinaten einer Kamera nicht eindeutig bestimmen.

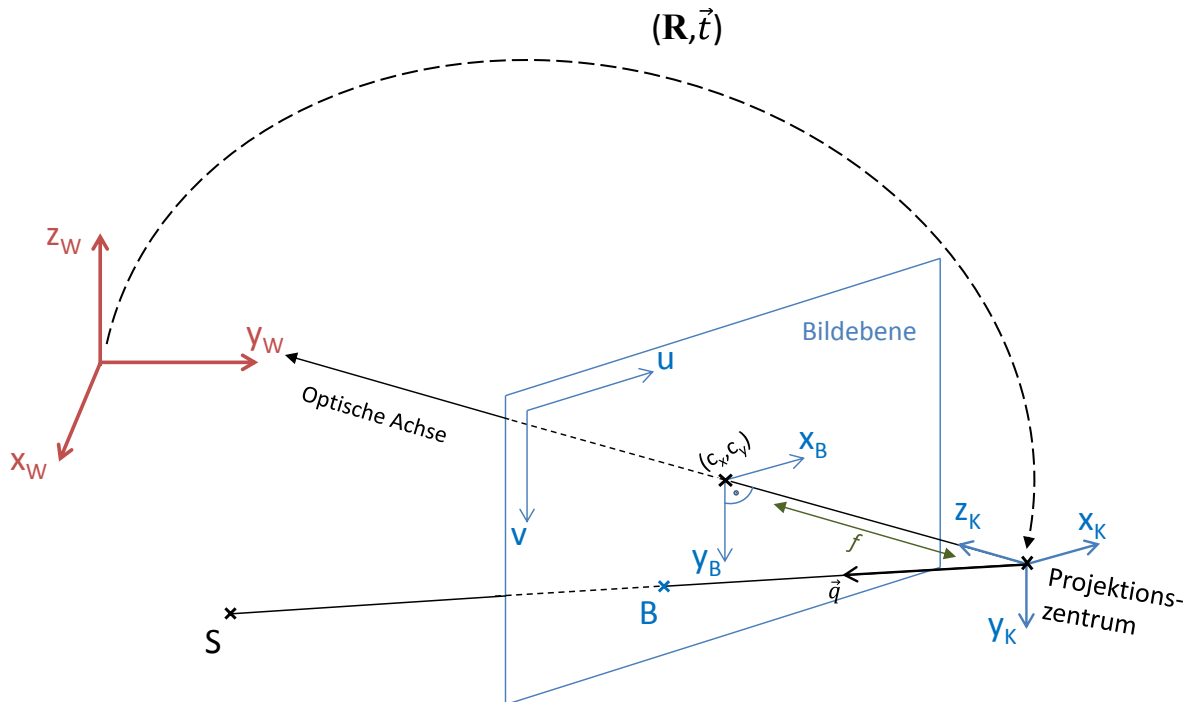


Abbildung 4.3: Abbildung des Raumpunktes S auf den Bildpunkt B .

Um das bisher beschriebene Modell auch auf die Abbildung einer realen Kamera anwenden zu können, muss es um einige Punkte erweitert werden. Die Erweiterungen, die im Folgenden eingeführt werden, sind für die Modellierung im Rahmen dieser Arbeit ausreichend. Um-

fangreicher wird das Thema der Modellierung der realen Abbildung z.B. in [Jähne 2005] behandelt.

Für den Fall, dass die Pixel der Kamera von der quadratischen Form abweichen, wird die Brennweite in x - und y -Richtung getrennt in den Kamerakonstanten f_x und f_y behandelt. Des Weiteren erfolgt die Projektion in einem realen optischen System nicht durch eine unendlich kleine Lochblende, sondern über eine oder mehrere Linsen. Wären diese ideal, könnten die vorhandenen Formeln übernommen werden. Da die Linsen von realen Kameras jedoch nicht ideal sind, kommt es in der Abbildung zu Verzerrungen, die in einem Kameramodell durch die Linsenverzerrungsparameter beschrieben und vermindert werden können.

Die radialen Verzerrungen sind die Verzerrungen mit den größten Auswirkungen auf das Bild. Sie entstehen aufgrund der Linsenform und nehmen von der Bildmitte nach außen hin zu. Je größer die Diagonale des Aufnahmefeldes im Vergleich zur Brennweite ist, desto mehr spielt die radiale Linsenverzerrung eine Rolle. Also ist dies vor allem bei Linsen mit kleiner Brennweite zu beachten. Außerdem hängen die radialen Verzerrungen von der Qualität einer Kamera ab. Je hochwertiger die Kamera ist, desto hochwertigere Linsensysteme werden verwendet, um diese zu minimieren [Bradski und Kaehler 2008].

Weiterhin treten tangentiale Verzerrungen auf, die jedoch weniger von Bedeutung sind. Sie entstehen im Herstellungsprozess, bei dem die Linse nicht immer exakt parallel zur Chipfläche angebracht werden kann.

Im Kameramodell das in dieser Arbeit verwendet wird, werden die radialen Verzerrungsparameter k_1 und k_2 und die tangentialen Verzerrungsparameter p_1 und p_2 für die Berechnungen hinzugezogen. Es gibt jedoch auch Kameramodelle, in denen mehr oder weniger Parameter angesetzt werden, oder die tangentialen Verzerrungen komplett vernachlässigt werden, wie z.B. in [Zhang 2000].

Zur Beschreibung der Verzerrung dienen die auf die Brennweite normierten Bildkoordinaten x_n, y_n ⁵:

$$\begin{pmatrix} x_n \\ y_n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{x_B}{f_x} \\ \frac{y_B}{f_y} \end{pmatrix} \quad (4.5)$$

Mit dem Radius r

$$r = \sqrt{x_n^2 + y_n^2} \quad (4.6)$$

werden die Beziehung zwischen den unverzerrten normierten Bildkoordinaten x_n, y_n und den

⁵Diese entsprechen den auf die Ebene $z_K = 1$ projizierten Kamerakoordinaten x_K, y_K

verzerrten normierten Bildkoordinaten x_v, y_v durch folgende Gleichungen ausgedrückt:

Radiale Verzerrungen:

$$\begin{pmatrix} x_v \\ y_v \end{pmatrix} = (1 + k_1 r^2 + k_2 r^4) \begin{pmatrix} x_n \\ y_n \end{pmatrix} \quad (4.7)$$

Tangentiale Verzerrungen:

$$\begin{pmatrix} x_v \\ y_v \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_n \\ y_n \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} p_1 (2x_n y_n) + p_2 (r^2 + 2x_n^2) \\ p_1 (r^2 + 2y_n^2) + p_2 (2x_n y_n) \end{pmatrix} \quad (4.8)$$

In Kombination erhält man aus diesen beiden Gleichungen das Verzerrungsmodell, das auf diese oder leicht veränderte Weise in vielen in der Literatur beschriebenen Kameramodellen Anwendung findet [Azad *et al.* 2007, Bradski und Kaehler 2008, Heikkila 2000]:

$$\begin{pmatrix} x_v \\ y_v \end{pmatrix} = (1 + k_1 r^2 + k_2 r^4) \begin{pmatrix} x_n \\ y_n \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} p_1 (2x_n y_n) + p_2 (r^2 + 2x_n^2) \\ p_1 (r^2 + 2y_n^2) + p_2 (2x_n y_n) \end{pmatrix} \quad (4.9)$$

Mit den hier beschriebenen Parametern lässt sich die Abbildung einer Kamera für diese Arbeit gut beschreiben. In vielen Kameramodellen wird ein zusätzlicher Skew-Winkel eingeführt (z.B. [Zhang 2000]). Er tritt jedoch nur dann auf, wenn die Achsen des Bildaufnehmers nicht orthogonal sind, was bei den in dieser Arbeit verwendeten Kameras nicht der Fall ist.

Die Verzerrungsparameter, die Kamerakonstanten und der Bildhauptpunkt werden als interne Kameraparameter bezeichnet. Sie sind für eine Kamera, deren Objektiv nicht verstellt wird, konstant. Die Rotationsmatrix \mathbf{R} und der Translationsvektor \vec{t} sind dagegen die externen Kameraparameter. Sie werden für die Transformation von Kamera- in Weltkoordinaten benötigt und beschreiben die Lage der Kamera im Raum.

4.1.2 Kamera-Kalibrierung

Die Bestimmung der Kameraparameter wird als Kamera-Kalibrierung bezeichnet. Ein Kalibrierobjekt mit bekannten Dimensionen ist dafür unerlässlich. In der Literatur finden sich verschiedene Kalibrierverfahren, die sich, was den Kalibrierkörper angeht, in koplanare und nicht koplanare Ansätze unterteilen lassen. Nicht koplanare Ansätze verwenden einen dreidimensionalen Kalibrierkörper [Tsai 1987, Heikkila 2000], während sich die koplanaren Ansätze auf die Datenpunkte einer zweidimensionalen Fläche beziehen [Chatterjee und Roychowdhury

2000]. Die Bewegungsanalysesoftware von SIMI MOTION setzt z.B. einen dreidimensionalen Körper voraus. Aus den bereits beschriebenen Flexibilitätsgründen und um eine bessere Genauigkeit zu erzielen, wurde für die Kalibrierung des Kamerasystems ein anderer Weg gewählt. Der Ansatz basiert auf einer Kombination der Methoden von Zhang [Zhang 2000] und Heikkilä [Heikkila 2000] und wurde unter Verwendung der Open Source Computer Vision (OpenCV) Bibliothek [Bradski und Kaehler 2008] in einem Programm umgesetzt. Ein Schachbrettmuster dient dabei als Kalibrierobjekt, dessen Schachbrettecken die x_W - und y_W -Achsen eines Weltkoordinatensystems definieren. Um die internen Kameraparameter zu berechnen, wird das Brett im Sichtfeld der Kamera bewegt. Indem die Ebene des Kalibrierbretts immer mit der Ebene $z_W = 0$ gleichgesetzt wird, entsteht für jedes Bild ein verändertes Weltkoordinatensystem, in welchem die Koordinaten der Schachbrettecken bekannt sind. Zusammen mit den zugehörigen Pixelkoordinaten in der Bildebene können diese Koordinaten dazu genutzt werden, die unbekannt Parameter des Abbildungsmodells zu berechnen. Dazu wird die beschriebene Transformation von Welt- in Pixelkoordinaten in einer Homografie-Matrix zusammengefasst und damit für jede Kalibrierbrettaufnahme eine Gleichung aufgestellt. Mit mehreren Aufnahmen des Bretts unter verschiedenen Perspektiven erhält man ein Gleichungssystem, dessen optimale Lösung über den Levenberg-Marquardt Algorithmus [Moré 1978] bestimmt wird [Bradski und Kaehler 2008]. Das Weltkoordinatensystem wird durch ein weiteres Schachbrettmuster definiert, welches von allen Kameras gleichzeitig aufgenommen wird. Im Kalibrieralgorithmus werden dann die Entfernung und die Orientierung jeder Kamera in Relation zu diesem Schachbretts und damit die externen Kameraparameter bestimmt.

4.1.3 Berechnung der 3D-Koordinaten

Sind die internen und externen Parameter einer Kamera bekannt, so lässt sich ein Bildpunkt wieder in den Raum projizieren. Diese Abbildung von 2D nach 3D ist jedoch nicht eindeutig. Es ist lediglich eine Gerade G durch das Projektionszentrum und den Bildpunkt bestimmbar, auf welcher sich der abgebildete Punkt im Raum befindet. Anhand Abbildung 4.3 ist zu sehen, dass der Richtungsvektor \vec{q}_K dieser Geraden durch den Bildpunkt B mit den Bildkoordinaten x_B, y_B zusammen mit der Brennweite f leicht zu bestimmen ist.

$$\vec{q}_K = \begin{pmatrix} x_B \\ y_B \\ f \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} (u - c_x) \\ (v - c_y) \\ f \end{pmatrix} \quad (4.10)$$

Unter Berücksichtigung der realen Abbildung muss f dabei wieder durch die Kamerakonstanten f_x und f_y ersetzt werden. Auf die Brennweite normalisiert ergibt sich der Richtungsvektor in Kamerakoordinaten dann zu:

$$\vec{q}_K = \begin{pmatrix} x_n \\ y_n \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{x_B}{f_x} \\ \frac{y_B}{f_y} \\ 1 \end{pmatrix} \quad (4.11)$$

Dies gilt für den Fall einer idealen Abbildung ohne Verzerrungen. Die Bildpunkte müssen deshalb zunächst entzerrt werden. Da die Gleichungen des Verzerrungsmodells nicht direkt umkehrbar sind, wird dafür der iterative Algorithmus nach [Azad *et al.* 2007] verwendet. Ausgehend von den Pixelkoordinaten des Punktes werden zunächst die auf Brennweite normalisierten verzerrten Bildkoordinaten x_v und y_v berechnet:

$$\begin{pmatrix} x_v \\ y_v \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{(u-c_x)}{f_x} \\ \frac{(v-c_y)}{f_y} \end{pmatrix} \quad (4.12)$$

Diese werden als Startwert

$$\begin{pmatrix} x_n \\ y_n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_v \\ y_v \end{pmatrix} \quad (4.13)$$

in den folgenden iterativen Berechnungsansatz eingesetzt:

$$\begin{pmatrix} x'_n \\ y'_n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_n \\ y_n \end{pmatrix} \quad (4.14)$$

$$r = \sqrt{x_n^2 + y_n^2} \quad (4.15)$$

$$\begin{pmatrix} x_n \\ y_n \end{pmatrix} = \frac{1}{(1 + k_1 r^2 + k_1 r^4)} \left[\begin{pmatrix} x_v \\ y_v \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} p_1 (2x'_n y'_n) + p_2 (r^2 + 2x_n'^2) \\ p_1 (r^2 + 2y_n'^2) + p_2 (2x'_n y'_n) \end{pmatrix} \right] \quad (4.16)$$

Als Richtwert kann von zehn Iterationen für die Entzerrung ausgegangen werden [Azad *et al.* 2007]. Die entzerrten normalisierten Bildpunkte können dann in die Formel 4.11 für den Richtungsvektor \vec{q}_K eingesetzt werden. Damit ist eine Gerade G bestimmbar, die vom Projektionszentrum P einer Kamera, dem Nullpunkt des Kamerakoordinatensystems, in

Richtung des gesuchten 3D-Punktes zeigt. Führt man diese Berechnungen für die Abbildung desselben Punktes in einer anderen Kamera ebenfalls durch, erhält man zwei Geraden $G1$ und $G2$, die mit den externen Kameraparametern in Weltkoordinaten transformiert werden können:

$$G1_W : \vec{P1}_W + r \cdot \vec{q1}_W = -R_1^T \cdot \vec{t} + r \cdot R_1^T \cdot \vec{q1}_K \quad (4.17)$$

$$G2_W : \vec{P2}_W + s \cdot \vec{q2}_W = -R_2^T \cdot \vec{t} + s \cdot R_2^T \cdot \vec{q2}_K \quad (4.18)$$

Aus diesen zwei Geraden können die Koordinaten des gesuchten 3D-Punktes bestimmt werden.

Die rückprojizierten Geraden werden sich in den seltensten Fällen direkt schneiden, sondern windschief zueinander stehen. Die Gründe dafür sind zum einen, dass jedes noch so gute Kameramodell die reale Abbildung nur beliebig genau annähern, jedoch nicht exakt nachbilden kann. Zum anderen ist die Zuordnung eines Pixels zu einem Punkt im Bild mit einer Unsicherheit behaftet, so dass sie in den Kamerabildern nicht identisch ausfallen wird. Geht man davon aus, dass der Punkt in beiden Kamerabildern relativ genau lokalisiert ist, wird die Ungenauigkeit gering sein. Alternativ zum Schnittpunkt wird der gesuchte 3D-Punkt in dieser Arbeit als Mittelpunkt M der Strecke bestimmt, welche die beiden windschiefen Geraden mit der geringsten Länge miteinander verbindet. Da die kürzeste Strecke auf beiden Geraden senkrecht stehen muss, kann M wie in Abbildung 4.4 zu sehen ist, aus den beiden Lotfußpunkten auf $G1_W$ und auf $G2_W$ des gemeinsamen Lotes der beiden Geraden berechnet werden [Merziger und Wirth 1999]. Dafür bestimmt man zunächst den Normalenvektor aus dem Vektorprodukt der beiden Richtungsvektoren $\vec{q1}_W$ und $\vec{q2}_W$:

$$\vec{n}_W = \vec{q1}_W \times \vec{q2}_W \quad (4.19)$$

Mit dem in Abbildung 4.4 durch die blaue gestrichelte Linie eingezeichneten geschlossenen Streckenzug

$$\vec{P1}_W + r_0 \cdot \vec{q1}_W + t_0 \cdot \vec{n}_W - s_0 \cdot \vec{q2}_W - \vec{P2}_W = 0 \quad (4.20)$$

erhält man eine Vektorgleichung, aus der die drei Unbekannten r_0 , s_0 , t_0 eindeutig bestimmt werden können. Eingesetzt in die Geradengleichungen von $G1_W$ und $G2_W$ können daraus dann die gesuchten Lotfußpunkte

$$\vec{L1}_W = \vec{P1}_W + r_0 \cdot \vec{q1}_W \quad (4.21)$$

$$\vec{L2}_W = \vec{P2}_W + s_0 \cdot \vec{q2}_W \quad (4.22)$$

und damit der gesuchte Punkt M berechnet werden:

$$\vec{M}_W = \frac{\vec{L1}_W + \vec{L2}_W}{2} \quad (4.23)$$

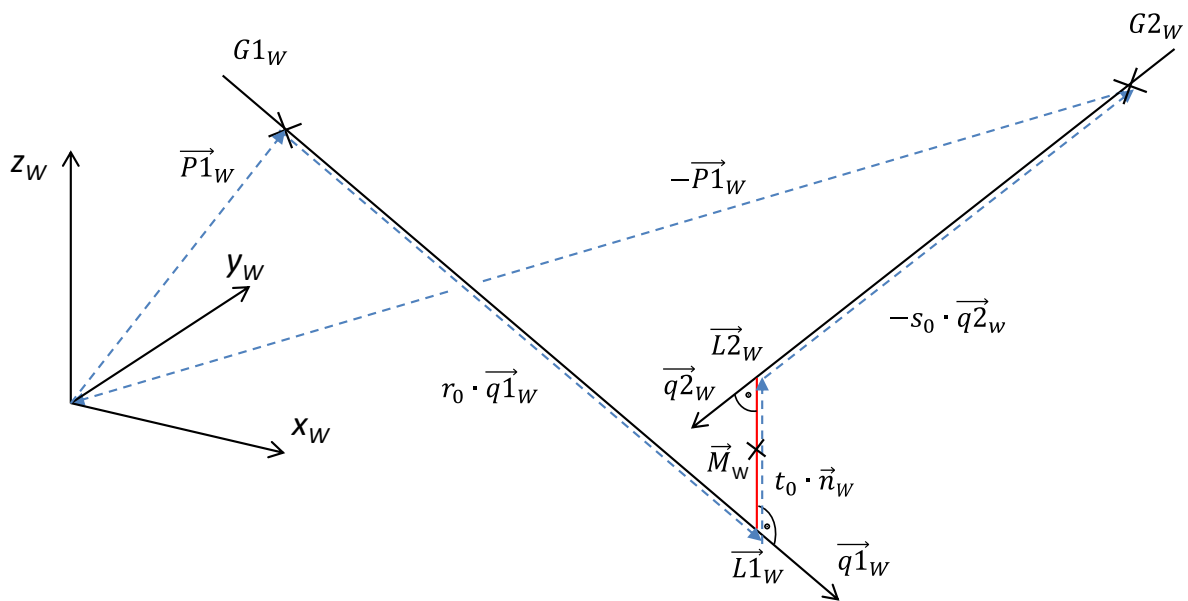


Abbildung 4.4: Lotfußpunktverfahren (Details siehe Text).

4.1.4 Verifikation

Eine Verifikation des Verfahrens zur Bestimmung der 3D-Koordinaten wurde auf zwei verschiedene Arten durchgeführt. Bei der einen Methode (im folgenden als Testbrettmethode bezeichnet) wird ein von der Kalibrierung unabhängiges Schachbrettmuster aus verschiedenen Perspektiven aufgenommen. Die inneren Ecken können subpixelgenau gefunden werden, wodurch Fehler, die nicht auf den Algorithmus zurückzuführen sind (z.B. falsche Pixelzuordnung)

vermieden werden. Die Strecken zwischen den inneren Ecken in x - und y - Richtung wurden für viele Aufnahmen bestimmt und mit den bekannten Dimensionen des realen Musters verglichen. Neben dieser Methode, die den Algorithmus unter idealen Bedingungen einer perfekten Pixel zu Punkt Zuordnung verifiziert, wurde die Anwendbarkeit auch unter praktischen Bedingungen überprüft. Hierfür wurde am KIT ein mit Kugeln ausgestatteter 3D-Körper konstruiert (siehe Abbildung 4.5) und exakt vermessen [Reinhardt und Liedtke 2010]. Zwischen den Kugelmittelpunkten wurden Strecken berechnet und mit den bekannten Werten verglichen. Bei der Streckenberechnung mit der Testbrettmethode wurde eine maximale Abweichung von 0,5 mm ermittelt, bei dem 3D-Körper lag diese bei 3,75 mm. Dieser im Vergleich zur Streckenberechnung hohe Wert kann darauf zurückgeführt werden, dass der Mittelpunkt der relativ großen Kugeln mit einer hohen Unsicherheit behaftet ist. Bei kleineren Markern sind kleinere maximale Abweichungen zu erwarten.



Abbildung 4.5: Modell (links) und Bild (rechts) des 3D-Körpers zur Überprüfung der 3D-Koordinatenbestimmung [Blunck *et al.* 2011b].

4.1.5 Bestimmung der Markerbewegung im Raum

4.1.5.1 Berechnung der Punktposition im Folgebild

Um die Koordinaten von Markern zu berechnen, müssen die Pixelkoordinaten von deren Bildpunkten ermittelt werden. Im einfachsten Falle geschieht dies mittels Computerprogramm durch einen Mausklick auf die entsprechende Stelle im Bild. Für eine zusätzliche Berücksichtigung der Bewegungen in der Modellierung werden diese Punkte im Laufe des Filmes von Bild zu Bild mitverfolgt. Dafür berechnet eine Funktion den optischen Fluss der ausgewählten Markerpunkte mit der Lucas-Kanade Methode [Lucas und Kanade 1981]. Der optische Fluss bezeichnet dabei einen Vektor, der die Bewegungsrichtung und -geschwindigkeit für jeden Bildpunkt einer Bildsequenz angibt. Bei der Lucas-Kanade Methode werden In-

formationen über den räumlichen Intensitäts- bzw. Helligkeitsgradienten ausgenutzt, um den zu verfolgenden Punkt im nächsten Bild wiederzufinden. Bei der Gleichung zur Berechnung des optischen Flusses wird angenommen, dass die Helligkeit H eines Punktes an den entsprechenden Stellen aufeinanderfolgender Bilder konstant ist.

$$H(x, y, t) = H(x + \delta x, y + \delta y, t + \delta t) \quad (4.24)$$

Ein Pixel welches sich zum Zeitpunkt t an einer Stelle x, y mit der Helligkeit $H(x, y, t)$ befindet, bewegt sich im nächsten Bild zum Zeitpunkt $t + dt$ um einen bestimmten Versatz dx und dy . Falls die Bewegungen als klein angenommen werden, kann die Gleichung mit Hilfe einer Taylorreihe entwickelt und wie folgt umgeformt werden:

$$\frac{\delta H}{\delta x} \delta x + \frac{\delta H}{\delta y} \delta y + \frac{\delta H}{\delta t} \delta t = 0 \quad (4.25)$$

$$\frac{\delta H}{\delta x} \frac{\delta x}{\delta t} + \frac{\delta H}{\delta y} \frac{\delta y}{\delta t} + \frac{\delta H}{\delta t} \frac{\delta t}{\delta t} = 0 \quad (4.26)$$

$$\frac{\delta H}{\delta x} v_x + \frac{\delta H}{\delta y} v_y = -\frac{\delta H}{\delta t} \quad (4.27)$$

$$H_x v_x + H_y v_y = -H_t \quad (4.28)$$

Da der optische Fluss für zwei Dimensionen zwei Komponenten hat und für jeden Punkt nur eine unabhängige Messung der Bildsequenz zur Verfügung steht, kann er nicht lokal an einer Stelle berechnet werden [Horn und Schunck 1981]. In der Lucas-Kanade Methode wird deshalb die Zusatzbedingung eingeführt, dass der Fluss in der lokalen Umgebung um den interessierenden Punkt konstant ist. Damit kann ein Fenster von beispielsweise 5×5 Pixel um das Pixel in dem sich der Bildpunkt befindet betrachtet werden und somit 25 Gleichungen aufgestellt werden.

$$H_{x1} v_x + H_{y1} v_y = -H_{t1} \quad (4.29)$$

$$H_{x2} v_x + H_{y2} v_y = -H_{t2} \quad (4.30)$$

$$\vdots$$

$$H_{x25} v_x + H_{y25} v_y = -H_{t25} \quad (4.31)$$

Dieses Gleichungssystem ist nicht mehr unterbestimmt und kann mit der Methode der

kleinsten Fehlerquadrate gelöst und der Vektor v_x und v_y für den Punkt berechnet werden. Die Bedingung, dass der Fluss in der Umgebung um das Zentralpixel als konstant angenommen werden kann, trifft im Allgemeinen dann zu, wenn die Bildwiederholungsrate (Framerate) so groß gewählt wird, dass die Bewegung eines Oberflächenstückes von Bild zu Bild als klein gesehen werden kann.

Die Lucas-Kanade Methode zur Berechnung des optischen Flusses ist in einer Funktion der OpenCV Bibliothek umgesetzt. Da lediglich die lokalen Informationen aus einem kleinen Fenster um den gewünschten Punkt für die Berechnung verwendet werden, ist diese Methode wesentlich schneller als die Berechnung des optischen Flusses für das gesamte Bild. Der Nachteil dabei ist, dass der zu verfolgende Punkt bei schnellen Bewegungen aus dem Fenster hinauslaufen kann. Die Abtastrate sollte also auch in Relation zur Bewegung groß genug sein. Da die Abtastrate einer Kamera begrenzt ist, ist dies jedoch nicht immer der Fall. Das Fenster zu vergrößern könnte die Bedingung, dass der Fluss in der Umgebung um das Zentralpixel konstant ist, verletzen. Aus diesen Gründen wird die Lucas-Kanade Methode in der Funktion pyramidisch ausgeführt. Das bedeutet, dass die Berechnung zunächst auf einer Ebene mit niedrigen Details und größeren Bildausschnitten beginnt und den Flussvektor schrittweise für die kleineren Ausschnitte mit feineren Details berechnet [Bradski und Kaehler 2008].

Während praktischen Untersuchungen konnte festgestellt werden, dass die Framerate von 70 Bildern pro Sekunde in den meisten Fällen groß genug für die Verfolgung der betrachteten Handbewegungen ist. Die Bedingung, dass die Bewegung eines Markers in Relation zur Framerate langsam ist, ist in den meisten Fällen erfüllt. Bei schnellen Bewegungen, insbesondere in Verbindung mit einer schnelle Armbewegung, gehen die Marker jedoch verloren.

4.1.5.2 Punkt-Marker-Zuordnung

Die Zuordnung der verfolgten Punkte zu den entsprechenden Markern geschieht bereits während deren Initialisierung. Die zweidimensionalen Pixelkoordinaten der Punkte werden entsprechend der Identifikationsnummer in einem Vektor zusammengefasst und an die Trackingfunktion übergeben.

Jeder Punkt erhält zudem einen Status, der entweder aktiv oder passiv sein kann. Ist der Status aktiv, heißt das, dass er initialisiert wurde und einen Marker verfolgt. Ist er dagegen passiv, wurde er entweder noch nicht initialisiert, wurde aus dem Trackingprozess entfernt oder während des Trackings wurden die Bedingungen für das korrekte Finden eines Markers nicht erfüllt.

Nach jedem Zeitpunkt bzw. Frame eines Trackings werden die zweidimensionalen Pixelkoordinaten (u, v) in einer Punktzustandsmatrix **PZM** nach Identifikationsnummer Id und Framenummer F abgelegt:

$$\mathbf{PZM} = \begin{bmatrix} P(u, v)_{Id_1, F_1} & \cdots & P(u, v)_{Id_m, F_1} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ P(u, v)_{Id_1, F_n} & \cdots & P(u, v)_{Id_m, F_n} \end{bmatrix} \quad (4.32)$$

Für jede Kamera gibt es eine Punktzustandsmatrix. Mit Hilfe des in Kapitel 4.1.3 beschriebenen Verfahrens werden aus diesen Matrizen die dreidimensionalen Koordinaten (x, y, z) der Punkte berechnet und analog zur Punktzustandsmatrix in einer Markerzustandsmatrix **MZM** abgespeichert:

$$\mathbf{MZM} = \begin{bmatrix} M(x, y, z)_{Id_1, F_1} & \cdots & M(x, y, z)_{Id_m, F_1} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ M(x, y, z)_{Id_1, F_n} & \cdots & M(x, y, z)_{Id_m, F_n} \end{bmatrix} \quad (4.33)$$

4.1.5.3 Korrektur der Markerkoordinaten

Bei den Markern handelt es sich um kleine Halbkugeln, deren Abbildungen in der Regel wenige Pixel einnehmen. Die Berechnung der Koordinaten ist jedoch auf einen Bildpunkt bezogen. Idealerweise sollte dieser in der Bildebene auf den Mittelpunkt des Grundkreises der Markerhalbkugel zeigen. Sowohl bei der Initialisierung, als auch bei der berechneten Punktposition während des Trackingprozesses, trifft dies jedoch in der Regel zunächst nicht zu. Zwei eigens dafür entwickelte und im Folgenden beschriebene Methoden sollen dies beheben.

Helligkeitsgewichtete Approximation an den Marker

Zunächst wird eine helligkeitsbasierte Approximation an den Marker durchgeführt. In dem Verfahren wird ein Fenster von 11×11 Pixeln betrachtet, in dessen Mitte sich der aktuell betrachtete Punkt befindet. Da in diesem Verfahren nur die Helligkeits- und nicht die Farbwerte der Pixel betrachtet werden, ist es ausreichend Graustufenbilder zu betrachten. Bei den Markern handelt es sich um retroreflektierende Marker, die von den Kameras angestrahlt werden und das Licht in Richtung der Kamera zurück reflektieren. Je nach äußeren Lichtverhältnissen zeichnen sie sich als mehr oder weniger helle Punkte vom Rest des Bildes ab. Ziel ist es nun das Fenster so zu verschieben, dass die Fläche der Pixel, deren Helligkeit H höher ist als die

der umliegenden Pixel, möglichst zentral darin liegt. Ausgehend vom Startpixel $P_{Start} = (u, v)$ wird ein neuer Pixelwert berechnet, welcher sich dem helligkeitsbasierten Schwerpunkt der Region des Markers angenähert hat:

$$P = \left(\frac{\sum_{j=v-5}^{j=v+5} \sum_{i=u-5}^{i=u+5} H_{i,j} \cdot i}{\sum_{j=v-5}^{j=v+5} \sum_{i=u-5}^{i=u+5} H_{i,j}}, \frac{\sum_{j=v-5}^{j=v+5} \sum_{i=u-5}^{i=u+5} H_{i,j} \cdot j}{\sum_{j=v-5}^{j=v+5} \sum_{i=u-5}^{i=u+5} H_{i,j}} \right) \quad (4.34)$$

Die Pixelwerte des neu berechneten Punktes werden dann wiederum als neuer Startwert verwendet. Nach wenigen Iterationen hat sich das Fensters so verschoben, dass sich die Markerfläche, deren Helligkeit höher als die umliegende Region ist, näherungsweise in deren Mitte befindet. Der Fenstermittelpunkt ist dann die neue Pixelkoordinate des verfolgten bzw. ausgewählten Markers. Abbildung 4.6 zeigt ein Beispiel, wie sich das Fenster über die helle Region des Markers schiebt.



Abbildung 4.6: Annäherung an den Markermittelpunkt (Zentrum des Fensters) ausgehend vom Ausgangspixel (links oben) und nach neun weiteren Iterationen. Bereits nach sechs Iterationen ist keine Änderung mehr vorhanden.

Bestimmung des Markermittelpunkts

Der Mittelpunkt der Markerabbildung in der Bildebene wird mit dem oben beschriebenen Verfahren relativ gut angenähert, auch dann noch, falls sich der ursprüngliche Punkt gar nicht in, sondern neben der Markerfläche befindet. In der realen dreidimensionalen Szene kann der Mittelpunkt des Grundkreises der Markerhalbkugel je nach Blickwinkel von dem Mittelpunkt der Markerabbildung geringfügig abweichen. Im Folgenden wird auf diesen Sachverhalt eingegangen und eine Methode vorgestellt, den gesuchten Punkt zu bestimmen.

Zunächst muss dafür die Fläche segmentiert werden, die in der Abbildung dem Marker

zugehörig ist. Der Mittelpunkt des kleinstmöglichen Kreises, der um diese Fläche gelegt werden kann, entspricht unter idealen Bedingungen dem gesuchten Grundkreis der Markerhalbkugel (siehe Abbildung 4.7). Funktionen, die die Aufgabe der Segmentierung, als auch die Ermittlung des kleinstmöglichen Kreises um eine Fläche übernehmen, wurden der OpenCV Bibliothek entnommen.

In der realen Anwendung ist der Marker nicht frei im Raum, sondern auf einer Oberfläche befestigt. Fällt der Blickwinkel unter 0° , ist von dem Marker nur ein geringer Teil zu erkennen, oder er ist gar nicht mehr zu sehen. Dies ist in der Abbildung 4.8 veranschaulicht. Bei dem dargestellten Blickwinkel von schräg unten ist der Marker jedoch in den meisten Fällen nicht mehr zu sehen, bzw. wird auf Grund der schlechten Abbildungsqualität nicht mehr als Marker erkannt.

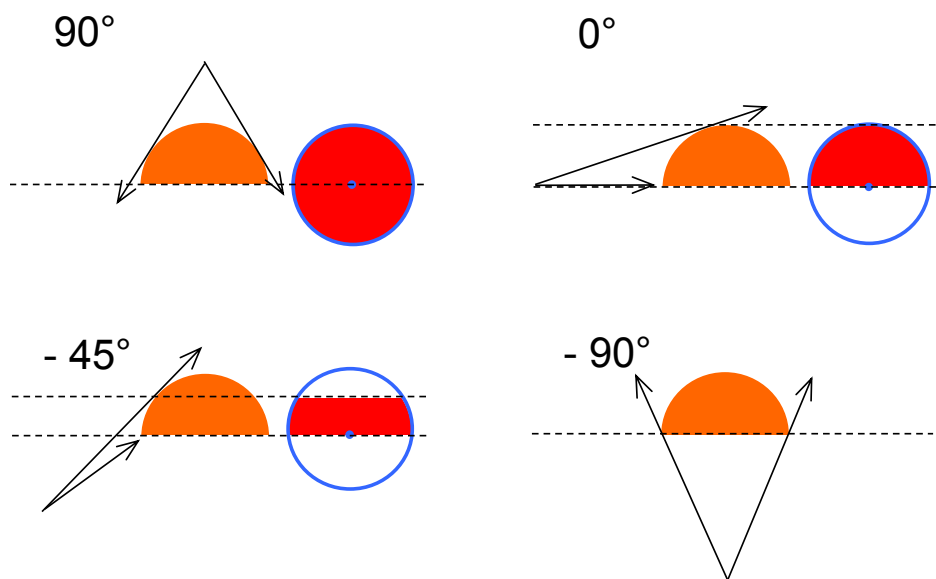


Abbildung 4.7: Bestimmung des Mittelpunktes des Grundkreises der Markerhalbkugel bei verschiedenen Blickwinkeln. Unter idealen Bedingungen würde entweder gar kein oder der richtige Mittelpunkt bestimmt werden. Die rote Fläche stellt den Bereich dar, der durch den durch die Pfeile gekennzeichneten Blickwinkel von dem orange gefärbten Marker sichtbar ist. In Blau ist der kleinste diese Fläche umschließende Kreis zusammen mit dessen Mittelpunkt gezeichnet.

Abbildung 4.9 zeigt ein Beispiel, wie sich der Mittelpunkt, der mit der helligkeitsbasierten Approximation nach Formel 4.34 berechnet wurde, nach der neuen Bestimmung des Mittelpunktes des Grundkreises leicht verändert.

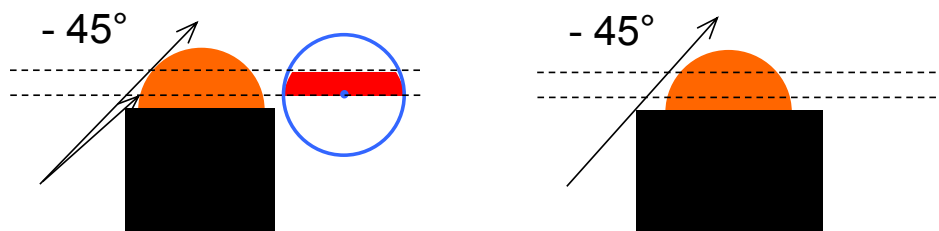


Abbildung 4.8: Auswirkung des realen Falles, in der der Marker nicht frei, sondern auf einem Objekt befestigt ist und die Blickrichtung nicht von oben oder der Seite auf den Marker zeigt. Entweder entsteht bei der Berechnung des Mittelpunkts ein Fehler (links), oder der Marker ist nicht sichtbar (rechts).

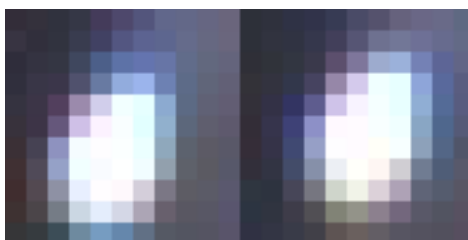


Abbildung 4.9: Im linken Bild ist der Markerpunkt durch die helligkeitsgewichtete Approximation bestimmt worden, der Mittelpunkt des Markergrundkreises wurde als das Zentrum des Fensters auf der rechten Seite berechnet.

4.1.5.4 Optimierte Triangulation

Die Berechnung des 3D-Punktes ist, wie bereits unter Kapitel 4.1.3 beschrieben, mit einem Fehler behaftet. Eine Mittelung zwischen den berechneten Koordinaten unterschiedlicher Kameraapaare kann die Genauigkeit verbessern. Falls der Punkt in einem Kamerabild schlechter erfasst wurde als in den anderen, wäre es von Nachteil, wenn die Rückprojektion des Punktes dieser Kamera für die Berechnung des 3D-Punktes hinzugezogen werden würde. In einem solchen Fall wäre der Abstand d ($d = |\vec{L}_1 - \vec{L}_2|$ nach Abbildung 4.4) der beiden windschiefen Projektionsgeraden größer als in einem Fall, bei dem der Punkt genauer lokalisiert wäre. Der Abstand der beiden Projektionsgeraden kann in diesem Fall als Entscheidungshilfe dienen, ob eine Triangulation zwischen zwei Kameras bei der Berechnung eines 3D-Punktes hinzugezogen werden sollte oder nicht. Um die Berechnung der 3D-Koordinaten zu optimieren, wurde für diesen Abstand ein Schwellenwert ($d > 0,2 \text{ cm}$) festgelegt, bei dem die Triangulation eines redundanten Kameraapaars verworfen wird. Der zweite Grund, warum die Geraden windschief sind, und warum aus unterschiedlichen Kameraapaaren unterschiedliche Koordinaten berechnet werden, ist eine nicht perfekte Kalibrierung. Durch die erwähnte Testbrettmethode kann die Kalibrierungsqualität unabhängig von der Punktortung quantifiziert werden. Anhand dessen könnten die optimalen Kameraapaare für die Triangulation gewählt werden, die dann bevorzugt

für die Berechnung der 3D-Koordinate genutzt werden. Eine Verbesserung ist damit zu erzielen, falls man von einer Genauigkeit bei der Punktortung und der Berechnung der Pixelkoordinaten des Markermittelpunkts ausgehen würde, bei der die Fehler in der Triangulation tatsächlich nur noch auf die Kalibrierung der Kameras zurückzuführen wäre. In der Regel ist dies jedoch nicht der Fall, so dass die Mittelung der Koordinatenberechnung mehrerer Kamera-paare, bzw. das Verwerfen verschiedener Kamera-paare aufgrund unterschiedlicher Pixel Markerzuordnung bei zu großem Abstand der bessere Weg ist, um genauere und stabilere Ergebnisse zu erhalten. Abbildung 4.10 zeigt eine Übersicht der Berechnung der 3D-Koordinaten aus den einzelnen 2D-Pixelkoordinaten.

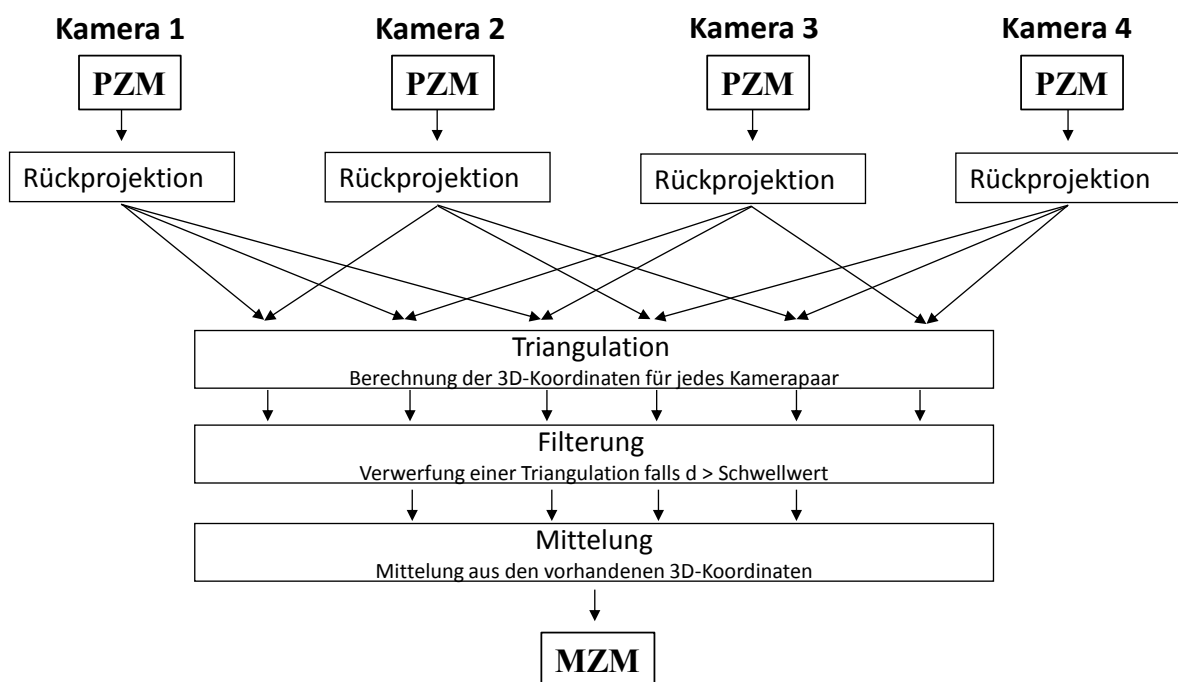


Abbildung 4.10: Berechnung der Markerzustandsmatrix **MZM** aus den einzelnen Punktzustandsmatrizen **PZM**. Mit Hilfe der Filterung, d.h. der Verwerfung der Triangulation eines Kamera-paars, bei denen d über dem Schwellenwert liegt, können falsche Punkt-Markerzuordnungen und größere Fehler in der Markermittelpunktsberechnung vermieden werden.

4.1.5.5 Automatische Markerfindung

Die Rückprojektion, die in Kapitel 4.1.3 beschrieben wurde, kann in der Umkehrung auch zur Berechnung zweidimensionaler Pixelkoordinaten aus bekannten dreidimensionalen Weltkoordinaten angewendet werden (vergleiche Abbildung 4.11). Die Marker, deren Koordinaten berechnet wurden, können mit Hilfe des Kameramodells in die Bildebenen jeder Kamera projiziert werden. Je nach Genauigkeit der berechneten Koordinaten und der in der Kalibrierung ermittelten internen und externen Kameraparameter, werden die so berechneten Pixelkoordinaten

naten mit der Projektion des Markerpunktes in der Bildebene der Kamera übereinstimmen. Um den Einfluss der Ungenauigkeiten auszugleichen, die durch verschiedene Fehlerquellen bei der Ermittlung der Pixelkoordinaten entstehen, wird nach der Projektion wieder die helligkeitsbasierte Approximation durchgeführt. Trifft die Projektion den Marker nicht direkt, befindet er sich aber im näheren Umfeld (im Bereich weniger Pixel) davon, so wird er in den meisten Fällen mit diesem Näherungsverfahren gefunden. Kann ein Marker auf diese Weise in einem Kamerabild lokalisiert werden, in dem er noch nicht initialisiert wurde oder während des Trackings verloren ging, kann er zur Liste der zu verfolgenden Punkte hinzugefügt werden. Dies gilt nur, wenn der Marker im Bild zu sehen ist und nicht verdeckt wird. Die Entscheidung, ob der Marker an dieser Stelle des Bildes sichtbar ist, wird auf Grund eines im folgenden Unterkapitel beschriebenen Erkennungskriteriums für einen Marker gefällt.

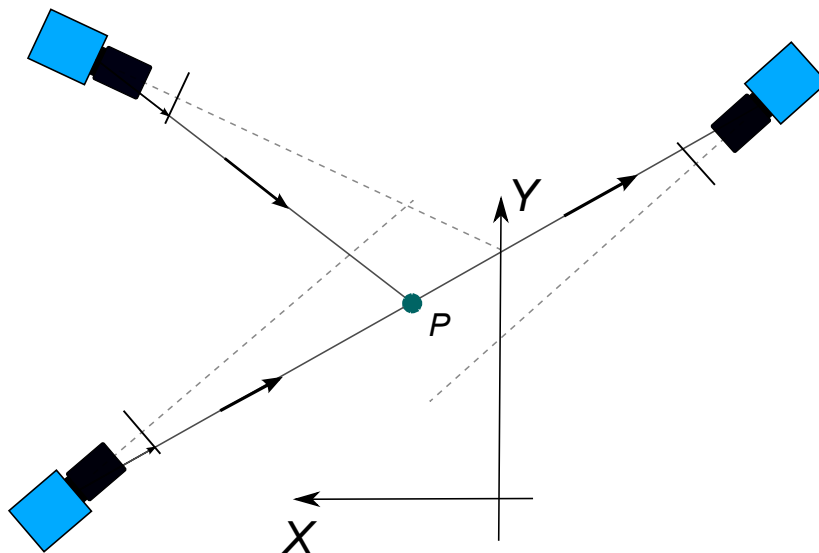


Abbildung 4.11: Projektion der dreidimensionalen Markerkoordinaten in den zweidimensionalen Bildraum einer Kamera.

4.1.5.6 Ausschluss von Trackingfehlern

Die Punktberechnung im Folgebild funktioniert dann gut, wenn die beschriebenen Annahmen an die Gleichungen zur Berechnung des optischen Flusses erfüllt sind. Wird ein Marker im Bild verdeckt oder ändert sich seine Position zu schnell, kann die Berechnung fehlerhaft sein. In beiden Fällen bedeutet dies, dass der Marker „verloren“ geht und irgendein anderer Bildpunkt verfolgt wird. Um dies zu verhindern, wird ein Kriterium eingeführt, das entscheidet, ob es sich bei dem berechneten Bildpunkt auch tatsächlich um einen Marker handelt. Dieses berücksichtigt die relativ hohe Pixelhelligkeit der Markerfläche im Vergleich zum restlichen Bild.

Ausgehend vom Pixel des angenommenen Markermittelpunkts wird die mittlere Helligkeit einer quadratischen Fläche von 5×5 Pixeln um diesen Punkt ermittelt. Das Ergebnis wird durch die mittlere Helligkeit der äußeren zwei Pixelreihen einer quadratischen Fläche von 13×13 Pixeln geteilt (vergleiche Abbildung 4.12). Dieser Quotient wird im Folgenden als Markerentscheidungskriterium bezeichnet. Je nach dessen Höhe wird während des Trackingprozesses für oder gegen einen Marker entschieden.

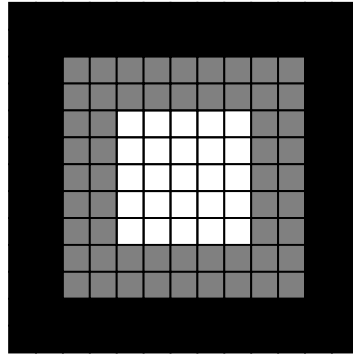


Abbildung 4.12: Als Kriterium für einen Marker gilt, dass der innere Bereich (weiß) im Mittel eine höhere Pixelhelligkeit als der (schwarze) Randbereich hat.

Auf die Form des Markers wird damit hinsichtlich seiner Größe eingegangen. Bei den in dieser Arbeit anzunehmenden Aufnahmeszenarien, füllen die Marker mit dem Durchmesser von 3 mm dieses Fenster selbst bei sehr kleinem Aufnahmeraum (kleiner als $0,5 \text{ m} \times 0,5 \text{ m}$) nicht aus. Es kann davon ausgegangen werden, dass der innere Bereich bei einem tatsächlichen Marker heller ist als der Rand. Neben der Qualität der Markerabbildung haben auch die äußeren Beleuchtungsverhältnisse einen Einfluss auf den Wert des Markerentscheidungskriteriums. Sind die Lichtverhältnisse für die reflektierenden Marker gut, also der äußere diffuse Lichteinfall gering, ist der innere Bereich um mehrere Faktoren heller als der äußere. Ist das Aufnahmeszenario hell, sind die Unterschiede geringer, in fast jedem Fall jedoch größer als eins. Die Entscheidungsschwelle muss individuell unter Berücksichtigung der Lichtverhältnisse festgelegt werden. Bei der Softwareumsetzung wurde der Schwelle deshalb kein fester Wert zugeordnet. Sie kann während der Programmausführung gesetzt werden. Abbildung 4.13 zeigt Beispiele von einigen Markerabbildungen in dem 13×13 Pixel Fenster.

Befindet sich ein Marker in unmittelbarer Nähe eines anderen Markers, können bei der Berechnung des Punktes im Folgebild Verwechslungen auftreten. Es kann zu einer fehlerhaften Zuordnung zwischen Punkt und Marker kommen. Ist der Marker in drei oder mehr Kameras sichtbar, verhindert die im Unterkapitel 4.1.5.4 beschriebene optimierte Triangulation derartige Fehler. Da dies jedoch nicht sichergestellt werden kann, haben die verfolgten Punkte eine

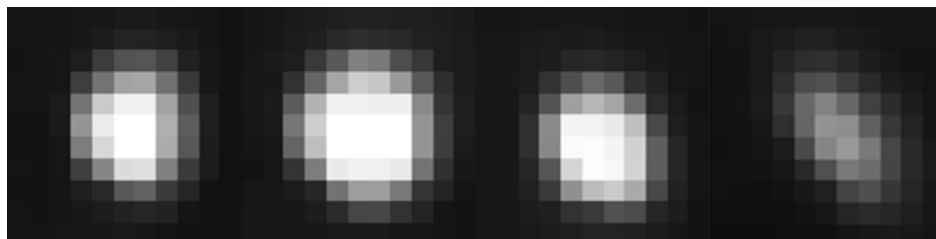


Abbildung 4.13: Entscheidungsfenster des Markerkriteriums. Von links nach rechts zeigen die ersten drei Abbildungen gut sichtbare Marker unter guten Lichtverhältnissen. Die Werte des Entscheidungskriteriums sind hier 8,9; 9,3 und 8,5. Ganz rechts im Bild ist ein kaum sichtbarer Marker unter guten Lichtverhältnissen mit einem Wert von 4 zu sehen.

markerspezifische Farbkodierung. So kann eine falsche Zuordnung während des Trackings im Bild erkannt werden.

Die Funktionen, deren Zweck es ist, das automatische Hinzufügen von Markern, sowie den Trackingprozess an sich zu stabilisieren und genauer zu machen, können sich in wenigen Fällen als nachteilig erweisen und selbst zur Fehlerquelle werden. Liegen zwei Marker in einem Bild dicht nebeneinander, d.h. der minimale Abstand zwischen den Markern liegt unter 10 Pixeln, kann die helligkeitsgewichtete Approximation dazu führen, den falschen Marker in die Mitte des Suchfensters zu schieben. Diese falsche Zuordnung kann auch in den Fällen geschehen, in denen die Rückprojektion bei der automatischen Markerfindung nicht in die Mitte eines Markers sondern daneben zeigt. Liegt dann ein weiterer Marker dicht daneben, kann die Funktion zugunsten des falschen Markers ablaufen. Da der Punkt im Rahmen der Rückprojektion entstand, ist er folglich durch zwei andere Kameraperspektiven berechenbar. Bei der Berechnung der Koordinaten wird er in der optimierten Triangulation herausgefiltert und, falls die Abweichung groß genug ist, aus dem Trackingprozess entfernt. In diesem Fall wird der Fehler automatisch korrigiert. Wird der Punkt nicht in der optimierten Triangulation gelöscht oder die falsche Markerzuordnung passierte in einem anderen Zusammenhang, gibt es die oben beschriebene Möglichkeit, die falsche Zuordnung über die Farbkodierung zu erkennen und zu entfernen.

Aufgrund einer oder mehreren der oben beschriebenen Fehlerquellen, kann es vorkommen, dass zwei Punkte auf denselben Marker im Bild zeigen. In diesem Fall muss zwangsläufig ein Fehler vorliegen. Dies wird nach jedem Trackingschritt überprüft und die Punkte gegebenenfalls aus dem Trackingprozess entfernt. Der entsprechende Marker kann vor dem nächsten Schritt entweder automatisch oder manuell wieder hinzugefügt werden.

4.1.6 Nachbearbeitung und Filterung

Bevor die zu den diskreten Zeitpunkten des jeweiligen Frames F vorliegenden Markerkoordinaten $M(x, y, z)_F$ für die Modellierung herangezogen werden, werden sie einer Nachbearbeitung unterzogen. Zum einen werden die Kurvenverläufe geglättet, zum anderen werden nicht vorhandene Koordinaten teilweise ersetzt. Die Glättung soll dazu dienen, Ungenauigkeiten, die bei der Berechnung der Koordinaten entstehen, auszugleichen und zufällige Fehler, die beim Tracking auftreten können zu unterdrücken. Eine einfache Methode dies zu erreichen, ist die Bildung des arithmetischen Mittels zwischen drei aufeinanderfolgenden Frames:

$$M(x, y, z)_F = \frac{1}{3} \sum_{i=F-1}^{i=F+1} M(x, y, z)_i \quad (4.35)$$

Diese Mittelung wird über alle Koordinaten angewendet. Sequenzen, in denen die Koordinaten nicht vorhanden sind, werden dabei ausgespart und bleiben von diesem Prozess unberücksichtigt. Die Mittelung wird einmal durchgeführt, die zeitliche Abtastung bei den Aufnahmen wird als groß genug angenommen, so dass auch schnelle Bewegungsänderungen damit nicht unterdrückt werden.

In wenigen Fällen können beim Tracking große Fehler auftreten, die sich auch nach der Mittelung negativ auf die Modellierung auswirken würden. Große sprunghafte Änderungen der Markertrajektorie zeigen sich in einer sehr großen Markergeschwindigkeit zu diesem Zeitpunkt:

$$\frac{\Delta M(x, y, z)_{F_i}}{\Delta t} = \frac{M(x, y, z)_{F_{i+1}} - M(x, y, z)_{F_i}}{t(F_{i+1}) - t(F_i)} \quad (4.36)$$

Sie können auf Fehler hinweisen, vor allem dann, wenn diese großen Bewegungsänderungen an den drei Koordinaten der Handfläche (siehe Kapitel 4.2.2) unabhängig von den beiden anderen auftreten. Der fehlerbehaftete zeitliche Abschnitt kann in den meisten Fällen einfach korrigiert werden, indem die Bewegungsinformationen der beiden vorhandenen korrekt getrackten Marker hinzugezogen werden. Meistens sind die Abschnitte so kurz, dass auch eine direkte Verbindung zwischen Anfangs- und Endpunkt des Fehlers ausreicht, um nach der Mittelung einen Bewegungsverlauf zu gewährleisten, der den tatsächlichen hinreichend genau widerspiegelt. Treten die Fehler an den Markern der Fingerspitze auf, werden die Sequenzen gelöscht und bei kurz anhaltendem Fehler durch direkte Verbindung der vorhandenen Zeitpunkte wieder aufgefüllt.

4.2 Rekonstruktion der Handstellung

Eine geometrische Modellierung des Expositionsszenarios ist der erste Schritt für die Simulation der Teilkörperdosis der Hände bei Bewegungsabläufen in Strahlenfeldern. Dieses muss das reale Szenario für die Strahlentransportrechnung und die Abschätzung der Energiedeposition hinreichend genau widerspiegeln. Strahlenquelle und Hände spielen eine zentrale Rolle im Simulationsszenario. Das hierfür entwickelte Handmodell, sowie die Methode der Rekonstruktion der Handstellung, sollen in diesem Kapitel erläutert werden.

4.2.1 Funktionales Handmodell

Um die Anforderungen an eine Simulation von individuellen Handhabungen zu erfüllen, müssen Handmodelle in der Form anpassbar sein und verschiedene Handstellungen zulassen. Des Weiteren müssen die physikalischen Eigenschaften bezüglich des Strahlentransports gleich denen einer realen Hand sein. Ein anatomisch sehr detailliertes Modell ist z.B. durch ein Voxelmodell gegeben. Dabei handelt es sich um ein aus kleinen rechteckigen Volumenelementen zusammengesetztes Modell. Ein solches Modell ist einer realen Hand zwar sehr ähnlich, die Anpassbarkeit an die anatomische Individualität unterschiedlicher Hände und an unterschiedliche Handstellungen zu realisieren wäre jedoch sehr komplex und würde über das Ziel dieser Arbeit hinausgehen. Neben der Bewegung an sich, müsste auch die (als Registrierung bezeichnete) Zuteilung der Hautvoxel zu den jeweiligen Hautsegmenten der realen Hand so gelöst sein, dass die Bewegung bzw. Verformung der Hand diese Zuteilung nicht ändert. Eine Dosisintegration an einem Punkt der Hand wäre über der Zeit sonst nicht möglich.

Mit dem mathematischen Handmodell, das im Folgenden beschrieben wird, kann die unterschiedliche Handanatomie verschiedener Personen berücksichtigt werden. Darüber hinaus ist die Handstellung nicht starr, sondern kann im Rahmen der anatomischen Möglichkeiten frei eingestellt werden. Im Hinblick auf den Strahlentransport liefert das mathematische Modell eine geeignete Beschreibung der realen Form der Hand. Die Dosisverteilung an der Hautoberfläche unterscheidet sich z.B. bei gleichem Strahlungsszenario nur geringfügig zwischen einem Voxelmodell und einem mathematischen Modell (siehe Kapitel 6.1.1). Durch die gliedrige Zusammensetzung starrer Elemente mit fixer Oberfläche tritt das erwähnte Zuteilungsproblem zwischen Hautpunkten des Modells und der realen Hand hier nicht auf.

Das mathematische Modell ist aus geometrischen Objekten zusammengesetzt. Die Finger werden mit Hilfe von Zylindern und Kugeln gebildet, die Mittelhand durch ein unsymmetrisches

Polyeder. Um die individuelle Anatomie verschiedener Hände zu berücksichtigen, stehen sieben Parameter zur Verfügung (vergleiche Abbildung 4.14): ein Parameter für die Änderung der Handbreite und sechs Weitere für die Längen der Mittelhand, der einzelnen Finger und des Daumens. Die Handbreite beschreibt sowohl die Breite und Dicke der Handfläche, als auch die der Finger und des Daumens. Die Parameter der Hand können aus charakteristischen Koordinaten einer ausgestreckten Hand berechnet werden.

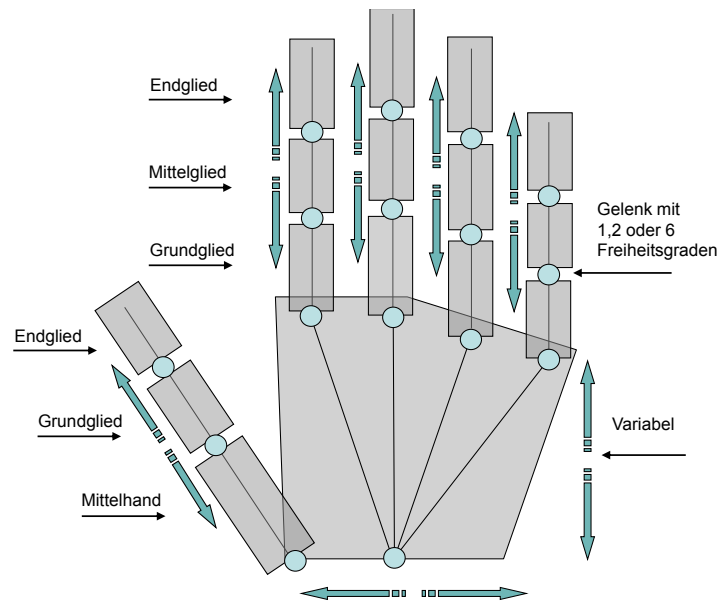


Abbildung 4.14: Funktioneller Zusammenhang des Handmodells.

Das Handmodell bietet zunächst einmal keinerlei Informationen über die innere Zusammensetzung, sondern repräsentiert lediglich die äußere Hülle. Dies ist für die Geometriemodellierung ausreichend. Gewebeeigenschaften und eine mögliche Differenzierung in verschiedene Materialien (z.B. Knochen, Gewebe, Haut) spielen erst für den Strahlentransport eine Rolle. Auf diesen Punkt wird in Kapitel 5.2 eingegangen.

4.2.1.1 Kinematische Kette

Die Hand ist als eine kinematische Kette aufgebaut. Die einzelnen Glieder der Kette (neben den Fingergliedern fungiert auch die Mittelhand als ein Glied der Kette) sind, wie beim Vorbild der realen Handanatomie, in sich starre Körper, die durch die Gelenke hierarchisch miteinander verbunden sind. Die Gelenke bilden die Ursprünge der jeweils ortsfesten Koordinatensysteme der einzelnen Glieder. Der Aufbau der kinematischen Kette ist in Abbildung 4.15 skizziert. Die Bewegung eines Gliedes erfolgt durch die affine Transformation des zugehörigen Koordinatensystems im Rahmen der jeweils gültigen Freiheitsgrade. Die Transformationen

des ursprünglichen in das neue Koordinatensystem lassen sich durch Transformationsmatrizen beschreiben. Als erstes Glied der Kette steht die Mittelhand an oberster Stelle der Hierarchie. Durch das Handgelenk kann es in jede Richtung sowohl verschoben als auch rotiert werden. Es besitzt sechs Freiheitsgrade. Danach reihen sich nacheinander die proximalen, medialen und distalen Fingerglieder (Fingergrund-, Fingermittel- und Fingerendglied) an. Die Verbindung von der Mittelhand zum proximalen Fingerglied ist durch das Metacarpalgelenk gegeben. Es handelt sich um ein Sattelgelenk mit zwei Freiheitsgraden (Beugung - Streckung und Abduktion - Adduktion). Zwischen proximalem und medialem Fingerglied befindet sich das proximale Interphalangealgelenk und zwischen medialem und distalem Fingerglied das distale Interphalangealgelenk. Beides sind Scharniergelenke mit einem Freiheitsgrad (Beugung und Streckung). Der Daumen wurde, anders als bei den Fingern, mit einem beweglichen Mittelhandknochen modelliert, der durch ein Sattelgelenk mit der restlichen Mittelhand verbunden ist. Das proximale Glied ist durch ein Scharniergelenk direkt mit dem distalen verbunden. Diese Zusammensetzung ist eine Vereinfachung der realen Handanatomie, erfüllt aber deren Funktion in einem für die Modellierung geeigneter Weise.

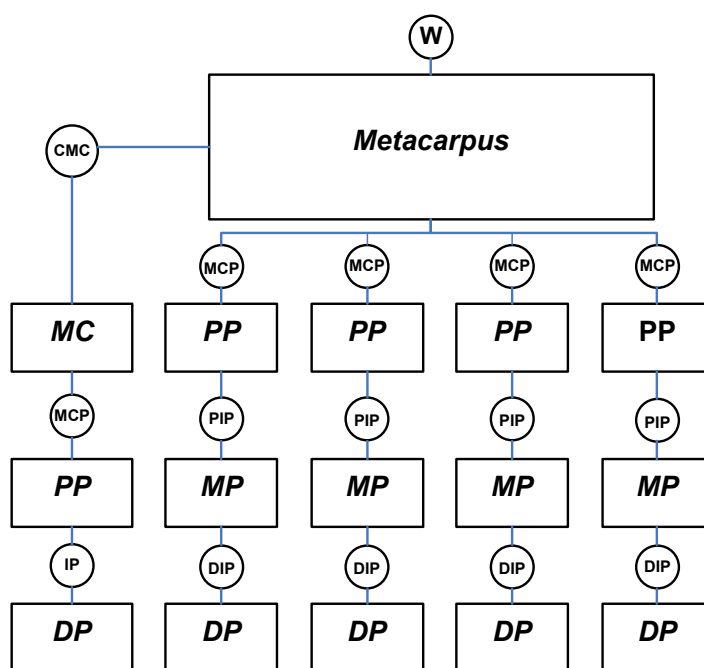


Abbildung 4.15: Kinematische Kette des Handmodells. Kreise symbolisieren Gelenke, über deren Transformationsmatrizen die Glieder bewegt werden. Rechtecke stehen für die starren Glieder. (Abk.: W: Wrist (Handgelenk), CMC: Carpometacarpal joint (Sattelgelenk des Daumens), MCP: Metacarpophalangeal joint (Grundgelenk), PIP: Proximal interphalangeal joint (Mittelgelenk), DIP: Distal interphalangeal joint (Endgelenk), IP: Interphalangeal (Daumengelenk zwischen PP und DP), MC: Metacarpus (Mittelhand (hier Mittelhandglied des Daumens)), PP: Proximal phalanx (Grundglied), MP: Middle phalanx (Mittelglied), DP: Distal phalanx (Endglied)).

Die einzelnen Glieder der Kette werden in ihren lokalen Koordinatensystemen mit dem Nullpunkt im Gelenk definiert. Indem die einzelnen Glieder beginnend mit dem niedrigsten Kettenglied jeweils mit dem in der Hierarchie nächsthöheren gruppiert werden, setzt sich die kinematische Kette zusammen (siehe Abbildung 4.16).

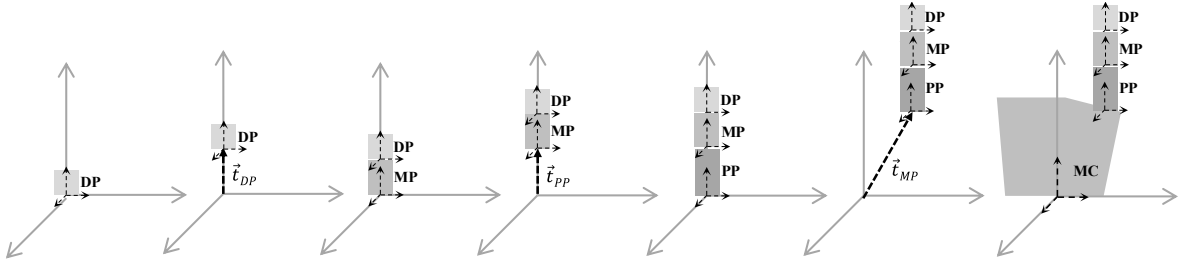


Abbildung 4.16: Zusammenführung der einzelnen lokalen Koordinatensysteme zur kinematischen Kette (Beispiel anhand des kleinen Fingers). MC, PP, MP, DP bezeichnen die lokalen Koordinatensysteme des jeweiligen Glieds. Diese werden über die mit \vec{t} gekennzeichneten Translationen positioniert.

Kettenglieder, die in der Hierarchie weiter unten stehen, führen die Transformationen der weiter oben stehenden Glieder mit aus. Durch die Transformation der Mittelhand beispielsweise werden die Finger und der Daumen automatisch mit transformiert. Für die Position einer Fingerspitze, die zum letzten Segment der kinematischen Kette gehört, würde sich die Position in einer neuen Handstellung aus der aufeinanderfolgenden Multiplikation der Transformationsmatrizen aller hierarchisch weiter oben stehenden Glieder und der ursprünglichen Position ergeben:

$$\vec{F}' = \mathbf{W} \cdot \left(\mathbf{MCP} \cdot \left(\mathbf{PIP} \cdot \left(\mathbf{DIP} \cdot \vec{F} \right) \right) \right) \quad (4.37)$$

Bei dieser Formel stehen \vec{F} und \vec{F}' für die Ortsvektoren der Fingerspitze in der ursprünglichen und der neuen Handstellung. \mathbf{W} , \mathbf{MCP} , \mathbf{PIP} und \mathbf{DIP} sind die jeweiligen Transformationsmatrizen zwischen Ursprungs- und neuem Koordinatensystem der jeweiligen Glieder nach Abbildung 4.15.

Die Hand kann durch Vorgabe der Gelenkwinkel im Rahmen der durch die Anatomie vorgegebenen Grenzen in beliebige Positionen und Stellungen gebracht werden. Die Fingerspitze wird sich daraufhin an einer bestimmten Stelle im Raum befinden. Dieses wird als direkte oder vorwärts gerichtete Kinematik bezeichnet. In der im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Software wird die direkte Kinematik genutzt, um die Modellierung gegebenenfalls interaktiv über eine grafische Benutzeroberfläche zu steuern (vergleiche Abbildung 4.17). Dies kann sich

als hilfreich zur Unterstützung der im Folgenden beschriebenen automatischen Modellierung erweisen.

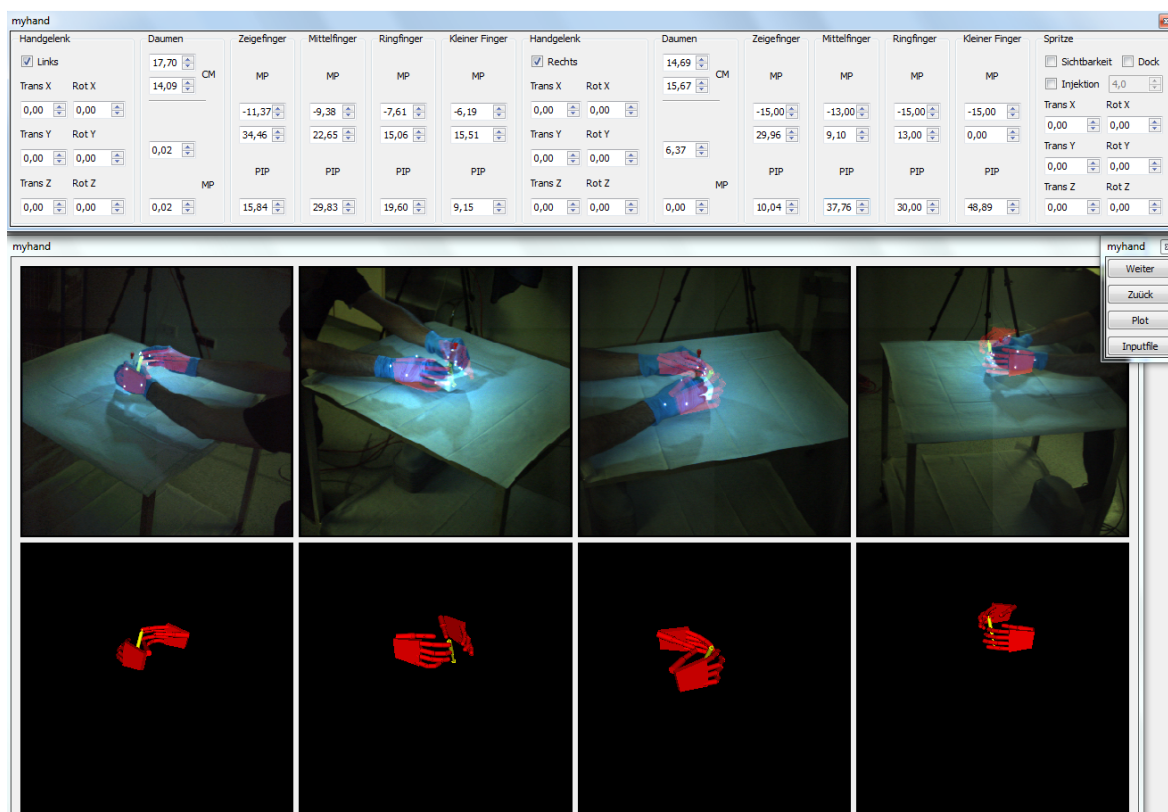


Abbildung 4.17: Interaktive Modellierung über die direkte Kinematik bei gleichzeitiger Visualisierung der Handstellung und deren Projektion auf das reale Szenario.

4.2.2 Inverse Kinematik der Hand

Schwieriger als die Bewegung der Hand durch die direkte Kinematik ist der umgekehrte Vorgang: Die Bestimmung des Verschiebungsvektors der Hand und der Winkelstellungen der Gelenke, die nötig sind, um einen bestimmten Punkt im Raum mit der Fingerspitze oder einem anderen Körperteil zu erreichen. Dieses wird als inverse Kinematik bezeichnet. In dieser Arbeit werden Prozeduren durchgeführt, um anhand der Koordinaten von acht charakteristischen Punkten an der Hand die gesamte Handstellung zu rekonstruieren. Markierungen an den Finger- bzw. Daumenspitzen sowie auf dem Handrücken in Höhe des Handgelenks und der Metacarpalgelenke vom kleinen Finger und vom Zeigefinger bilden diese charakteristischen Punkte. Das Anbringen weiterer Marker würde die Eindeutigkeit in der Handstellung zwar erhöhen. Durch das Hinzufügen weiterer Marker erhöht sich jedoch die Gefahr einer falschen Markerzuordnung und der Aufwand, die 3D-Koordinaten mit Hilfe der in Kapitel 4.1 be-

schriebenen Methode zu ermitteln. Mit den Punkten am Handgelenk und der Mittelhand ist die Position der Mittelhand bestimmbar. Da somit die Basispunkte der Finger bekannt sind, können mit den fünf Fingerspitzen die Winkelstellungen durch einen passenden Algorithmus annähernd berechnet werden. Das Prinzip der Handanpassung durch die Koordinaten charakteristischer Punkte ist in Abbildung 4.18 veranschaulicht und wird im Folgenden näher erläutert.

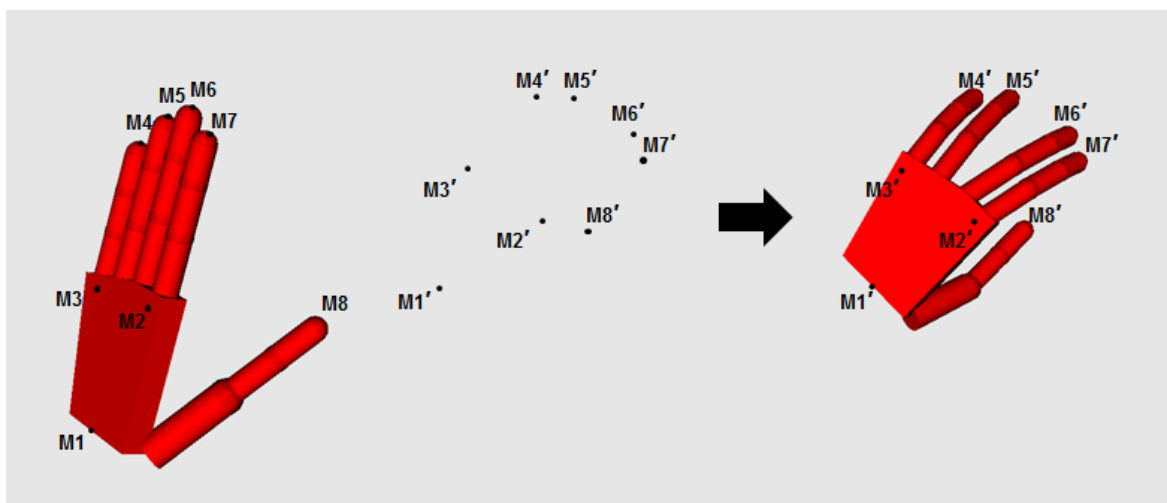


Abbildung 4.18: Rekonstruktion der Handstellung: Auf der linken Seite stimmt die Stellung der Hand mit den Koordination der Marker $M1 - M8$ überein. Durch die Bewegung der Hand ändern sich die Koordinaten der Marker zu $M1' - M8'$ (Bildmitte). Nach der automatischen Rekonstruktion hat sich die Handstellung den neuen Koordinaten angepasst (rechte Bildseite).

4.2.2.1 Stellung der Hand

Die Position und die Orientierung der starren Mittelhand des Modells sind durch die drei Koordinaten $M1$, $M2$ und $M3$ definiert, die sich auf dem Handrücken in Höhe des Handgelenks und der Metacarpalgelenke vom kleinen Finger und vom Zeigefinger befinden. Diese drei Koordinaten liegen ortsfest im lokalen Koordinatensystem der Mittelhand und haben immer den gleichen Abstand zueinander. Davon unterscheidet sich die Realität durch eine geringe Flexibilität in der Form der Mittelhand und eine bewegliche Oberfläche von Haut und Handschuh, wodurch sich die Positionen der Marker in Relation zueinander bewegen. Eine direkte Positionierung der Mittelhand anhand dieser drei Koordinaten scheidet somit aus. Das Gleichungssystem, das für die Berechnung der Transformationsmatrix aufzustellen wäre, hätte in den meisten aller Fälle keine Lösung. Die im Folgenden beschriebenen Schritte passen die Mittelhand durch eine Transformation des lokalen Koordinatensystems der Mittelhand und einer anschließenden Rotation so an, dass der Abstand zwischen den Markern und den

jeweiligen Referenzpunkten minimiert wird.

Die Mittelhand ist in ihrem lokalen Koordinatensystem so definiert, dass das Handgelenk den Ursprung bildet, die z -Achse entspricht der Längsachse, die y -Achse der Querachse und die Verbindung vom Handrücken zur Handfläche fällt mit der x -Achse überein. Aus den Markern auf dem Handrücken werden drei Richtungsvektoren x' , y' , z' berechnet (siehe Abbildung 4.19), die nach dem ersten Anpassungsschritt die Basis des neuen transformierten lokalen Koordinatensystems der Mittelhand bilden. Die z' -Achse zeigt dabei in Richtung des Lotes vom Punkt $M1$ auf die Verbindungsgerade $M3$ nach $M2$. Der Ortsvektor des Lotfußpunktes L entspricht der senkrechten Projektion der Verbindung von $M3$ nach $M1$ auf die Verbindung von $M3$ nach $M2$:

$$\vec{L} = \vec{M3} + \frac{(\vec{M1} - \vec{M3}) \cdot (\vec{M2} - \vec{M3})}{(\vec{M2} - \vec{M3})^2} \cdot (\vec{M2} - \vec{M3}) \quad (4.38)$$

Zusammen mit $M1$ ergibt sich daraus die z' -Achse des neuen vorübergehenden lokalen Koordinatensystem. Der dazu orthogonal liegende Vektor von $M3$ nach $M2$ ist der Richtungsvektor der y' -Achse. Die x' -Achse steht senkrecht auf den bereits bestimmten Achsen y' und z' . Der Richtungsvektor der x' -Achse kann somit aus deren Vektorprodukt berechnet werden. Die Einheitsrichtungsvektoren berechnen sich somit zu:

$$\vec{z}'_0 = \frac{\vec{L} - \vec{M1}}{|\vec{L} - \vec{M1}|} \quad (4.39)$$

$$\vec{y}'_0 = \frac{\vec{M2} - \vec{M3}}{|\vec{M2} - \vec{M3}|} \quad (4.40)$$

$$\vec{x}'_0 = \frac{\vec{y}' \times \vec{z}'}{|\vec{y}' \times \vec{z}'|} \quad (4.41)$$

Die Einheitsvektoren werden zusammen mit der Translation in die Transformationsmatrix \mathbf{W} für die Hand geschrieben (Formel 4.42). Dabei ist das Minuszeichen vor der x -Achse notwendig, da sie vom Handrücken in Richtung Handfläche zeigen soll und nicht umgekehrt. Weiterhin muss beachtet werden, dass $M1$ nicht direkt mit dem Ursprung des lokalen Koordinatensystems der Mittelhand zusammenfällt, sondern mit der Markerposition auf dem Handrücken. Dies wird durch die Subtraktion dieses Abstands $d = \frac{1}{2} \cdot \text{Handdicke}$ in Richtung der x -Achse korrigiert.

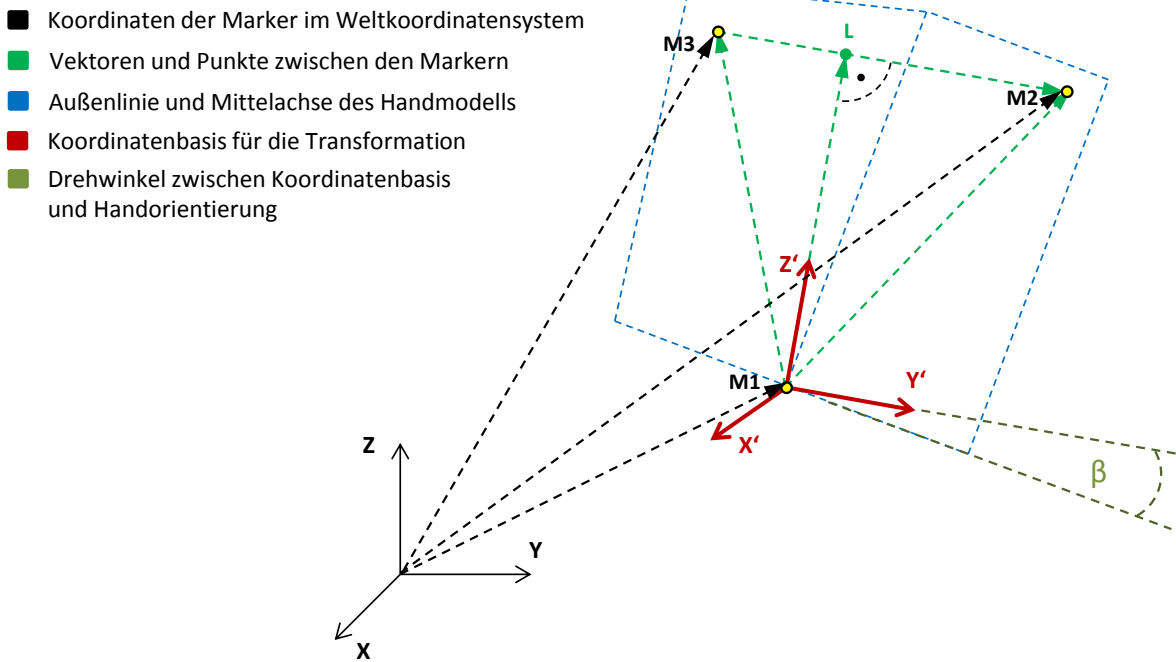


Abbildung 4.19: Skizzierte Anpassung der Mittelhand (Details siehe Text).

$$\mathbf{W} = \begin{bmatrix} -x'_{0_1} & y'_{0_1} & z'_{0_1} & m1_1 + x'_{0_1} \cdot d \\ -x'_{0_2} & y'_{0_2} & z'_{0_2} & m1_2 + x'_{0_2} \cdot d \\ -x'_{0_3} & y'_{0_3} & z'_{0_3} & m1_3 + x'_{0_3} \cdot d \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.42)$$

Aus Abbildung 4.19 ist ersichtlich, dass der Marker an der Basis des Zeigefingers etwas höher als der auf dem kleinen Finger liegt. Die Verbindungsgerade von $M3$ nach $M2$ steht also nicht senkrecht zur z -Achse der Hand und die durchgeführte Transformation liefert keine vollständig korrekte Anpassung. Das gesamte Koordinatensystem muss noch um den Winkel β zwischen $\overrightarrow{M3M2}$ und der gewünschten y -Achse um die x -Achse rotiert werden. Dies geschieht schrittweise, bis der Abbildungsfehler zwischen den Markerkoordinaten und den entsprechenden Referenzpunkten ein Minimum erreicht hat.

Bei der Betrachtung der Anpassungsschritte stellt sich die Frage, ob die Anpassung nicht direkter erreicht werden könnte, wenn einer der beiden Marker $M2$ und $M3$ an der Mittelachse der Hand angebracht wäre. So würde ein Rechenschritt und eine Winkeldrehung gespart werden. Allerdings ist der Abstand zwischen der Basis von Zeigefinger und kleinem Finger größer als jener, der durch eine Markerposition auf der Mittelachse entstehen würde. Abweichungen in der Anbringung der Marker von der Sollposition, Formänderungen der realen

Mittelhand sowie Ungenauigkeiten in der Koordinatenbestimmung würden sich dadurch in höherem Maße auf die resultierende Orientierung der Hand auswirken. Auch im Vergleich zu einer Anbringung der Marker auf gleicher Höhe unterhalb von kleinem Finger und Zeigefinger (wodurch eine direkte Transformation ebenfalls möglich wäre) bieten die gewählten Positionen Vorteile. Durch die charakteristische Form unterhalb der Metacarpalgelenke ist die Befestigung der Marker einfacher und sicherer zu handhaben als durch die Orientierung an der Mittelachse der Hand.

4.2.2.2 Stellung der Finger

Nachdem die Handfläche ausgerichtet wurde, befinden sich die Grundgelenke der Finger und des Daumens annähernd an der richtigen Position. Im nächsten Schritt werden die Winkelstellungen der einzelnen Gelenke (Grund-, Mittel- und Endgelenk) so bestimmt, dass die Fingerspitze die Zielcoordinate erreicht. Dabei müssen die Umkehrfunktionen zu verschiedenen trigonometrischen Funktionen gebildet werden, was in diesem Falle nur durch Approximationsmethoden möglich ist. Des Weiteren können viele Winkelkombinationen zum Erreichen der Zielposition führen. Das Annäherungsverfahren sollte deshalb zusätzlich gewährleisten, dass aus den möglichen Lösungen diejenige gefunden wird, die den anatomischen Möglichkeiten der menschlichen Hand bestmöglich entspricht.

Dies wird durch einen Ansatz realisiert, der die Annäherung der Fingerspitze an die Zielposition schrittweise in Abhängigkeit jedes einzelnen Gelenks durchführt. Dabei werden Funktionen aufgestellt, die den Abstand in Abhängigkeit von der Drehung eines Gelenkes minimieren, während die anderen Gelenke als fixiert angenommen werden.

Zur Lösung dieses „Finger- und Daumenstellungsproblems“ wurde ein Verfahren entwickelt, welches nach dem Prinzip der „cyclic coordinate descent“ Methode [Lueneberger 1984] in Anlehnung an eine Arbeit von Wang und Cheng [Wang und Chen 1991] abläuft. Ziel dabei ist es, den Abstand $\Delta P = \|\vec{F}_s - \vec{F}_i\|$ zwischen der gewünschten Soll-Position der Fingerspitze $\vec{F}_s = (f_{s_1}, f_{s_2}, f_{s_3})$ und der tatsächlichen Ist-Position der Fingerspitze $\vec{F}_i = (f_{i_1}, f_{i_2}, f_{i_3})$ iterativ durch die verschiedenen Winkeldrehungen der Gelenke zu minimieren. Dabei wird schrittweise zyklisch vorgegangen. In jedem Schritt werden nacheinander die Rotationen der einzelnen Gelenke berechnet, die nötig sind, um die aktuelle Position der Fingerspitze des Modells an die Zielposition anzunähern. Die beiden anderen Gelenke bleiben dabei fixiert. Die Grundgelenke der Finger und das Daumensattelgelenk besitzen, im Gegensatz zu den restlichen Finger- und Daumengelenken mit jeweils einem Freiheitsgrad, zwei Freiheitsgrade.

Neben der Rotation um die lokale y -Achse als Beugung und Streckung, ist hier auch eine Abduktion und Adduktion möglich, was einer Rotation um die lokale x -Achse entspricht. Die beiden Freiheitsgrade werden bei der schrittweisen Anpassung getrennt betrachtet, d.h., die beiden Rotationen um die x - und die y -Achse des Metacarpalgelenks werden wie zwei unterschiedliche Gelenke behandelt.

Nach den Berechnungen der vier Winkeldrehungen (ϕ_{MCP_x} , ϕ_{MCP_y} , ϕ_{PIP_y} , ϕ_{DIP_y} (vergleiche Abbildung 4.20)) beginnt die Berechnungsprozedur von vorne. Die Berechnung endet nach 20 Zyklen, oder sobald der Abstand zwischen der Soll- und der Ist-Position kleiner als 0,1 mm wird.

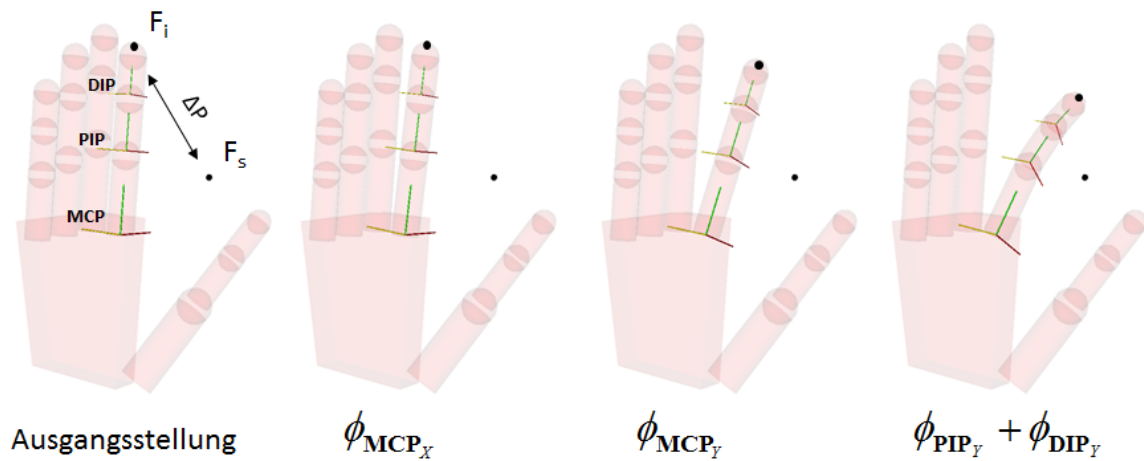


Abbildung 4.20: Erster Zyklus der CCD-Methode.

Die einzelnen Schritte laufen dabei in den lokalen Koordinatensystemen ab, die durch das jeweilige Gelenk rotiert werden. Damit ist sichergestellt, dass die Koordinatenachsen des Handmodells mit der Basis des Koordinatensystems, in dem die Berechnungen stattfinden, übereinstimmen. Sowohl die Koordinaten der für die Berechnungen notwendigen Punkte am Handmodell, als auch die der Marker auf der realen Hand werden dafür in die entsprechenden Koordinatensysteme transformiert. Im Falle der Ist-Position wird dies durch Multiplikation der Fingerspitzenposition aus der Handausgangsstellung des Modells \vec{F}_0 mit den Transformationsmatrizen aller in der Hierarchie der kinematischen Kette niedriger stehenden Glieder und der eigenen Transformationsmatrix erreicht. Für die Soll-Positionen muss hingegen eine Multiplikation der Markerkoordinaten \vec{M} mit den inversen Transformationsmatrizen aller in der Hierarchie höher stehenden Gliedern durchgeführt werden:

Rotation um das Metacarapalgelenk :

$$\vec{F}_i = \mathbf{MCP} \cdot \left(\mathbf{PIP} \cdot \left(\mathbf{DIP} \cdot \vec{F}_0 \right) \right) \quad (4.43)$$

$$\vec{F}_s = \mathbf{W}^{-1} \cdot \vec{M} \quad (4.44)$$

Rotation um das proximale Interphalangealgelenk :

$$\vec{F}_i = \mathbf{PIP} \cdot \left(\mathbf{DIP} \cdot \vec{F}_0 \right) \quad (4.45)$$

$$\vec{F}_s = \mathbf{W}^{-1} \cdot \left(\mathbf{MCP} \cdot \vec{M} \right) \quad (4.46)$$

Rotation um das distale Interphalangealgelenk :

$$\vec{F}_i = \mathbf{DIP} \cdot \vec{F}_0 \quad (4.47)$$

$$\vec{F}_s = \mathbf{W}^{-1} \cdot \left(\mathbf{MCP} \cdot \left(\mathbf{PIP} \cdot \vec{M} \right) \right) \quad (4.48)$$

Die Berechnung der jeweiligen Winkeldrehung soll am Beispiel der Beugung des Metacarapalgelenks um den Winkel ϕ_{MCP_y} vorgestellt werden:

Nach der Abduktion bzw Adduktion der Finger um ϕ_{MCP_x} ist das Metacarpalgelenk nur um die lokale y -Achse drehbar. Die Transformationsmatrix \mathbf{MCP} kann also zur Rotationsmatrix \mathbf{MCP}_{R_y} vereinfacht werden:

$$\mathbf{MCP}_{R_y} = \begin{pmatrix} \cos \phi & 0 & \sin \phi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \phi & 0 & \cos \phi \end{pmatrix} \quad (4.49)$$

Durch die Winkeldrehung des Metacarpalgelenks verschiebt sich die Fingerspitze gemäß:

$$\vec{F}'_i = \mathbf{MCP}_{R_y} \cdot \vec{F}_i \quad (4.50)$$

Damit ergibt sich der neue Abstand zwischen Soll- und Ist-Position zu:

$$\begin{aligned} \Delta P &= \sqrt{\left(\vec{F}_s - \vec{F}'_i \right) \cdot \left(\vec{F}_s - \vec{F}'_i \right)} \\ &= \sqrt{\left(\vec{F}_s - \mathbf{MCP}_{R_y} \cdot \vec{F}_i \right) \cdot \left(\vec{F}_s - \mathbf{MCP}_{R_y} \cdot \vec{F}_i \right)} \\ &= \sqrt{\vec{F}_s \cdot \vec{F}_s + \mathbf{MCP}_{R_y} \cdot \vec{F}_i \cdot \mathbf{MCP}_{R_y} \cdot \vec{F}_i - 2 \cdot \vec{F}_s \cdot \mathbf{MCP}_{R_y} \cdot \vec{F}_i} \\ &= \sqrt{\vec{F}_s \cdot \vec{F}_s + \vec{F}_i^T \cdot \mathbf{MCP}_{R_y}^T \cdot \mathbf{MCP}_{R_y} \cdot \vec{F}_i - 2 \cdot \vec{F}_s \cdot \mathbf{MCP}_{R_y} \cdot \vec{F}_i} \end{aligned} \quad (4.51)$$

Das Produkt der orthogonalen Matrix $\mathbf{MCP}_{\mathbf{R}_y}$ mit sich selbst ergibt die Einheitsmatrix $\mathbf{MCP}_{\mathbf{R}_y}^T \cdot \mathbf{MCP}_{\mathbf{R}_y} = \mathbf{1}$ und die Abstandsfunktion vereinfacht sich zu:

$$\Delta P = \sqrt{\vec{F}_s \cdot \vec{F}_s + \vec{F}_i \cdot \vec{F}_i - 2 \cdot \vec{F}_s \cdot \mathbf{MCP}_{\mathbf{R}_y} \cdot \vec{F}_i} \quad (4.52)$$

Da $\vec{F}_i \cdot \vec{F}_i$ und $\vec{F}_s \cdot \vec{F}_s$ positive Konstanten sind, wird der Term unter der Wurzel dann minimal, wenn $(2 \cdot \vec{F}_s \cdot \mathbf{MCP}_{\mathbf{R}_y} \cdot \vec{F}_i)$ maximiert wird. Das heißt:

$$\text{Minimiere } \Delta P \Leftrightarrow \text{Maximiere } g = \vec{F}_s \cdot \mathbf{MCP}_{\mathbf{R}_y} \cdot \vec{F}_i \quad (4.53)$$

Durch Einsetzen von (4.49) in (4.53) ergibt sich g zu

$$\begin{aligned} g &= \begin{pmatrix} f_{s1} \\ f_{s2} \\ f_{s3} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \cos \phi & 0 & \sin \phi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \phi & 0 & \cos \phi \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} f_{i1} \\ f_{i2} \\ f_{i3} \end{pmatrix} \\ &= f_{i2} \cdot f_{s2} + \cos \phi \cdot (f_{i1} \cdot f_{s1} + f_{i3} \cdot f_{s3}) \\ &\quad + \sin \phi \cdot (f_{i3} \cdot f_{s1} - f_{i1} \cdot f_{s3}) \end{aligned} \quad (4.54)$$

Um g zu maximieren muss eine Nullstelle der Ableitung gefunden werden.

$$g' = -\sin \phi \cdot (f_{i1} \cdot f_{s1} + f_{i3} \cdot f_{s3}) + \cos \phi (f_{i3} \cdot f_{s1} - f_{i1} \cdot f_{s3}) \quad (4.55)$$

$$\phi = \arctan \left(\frac{(f_{i3} \cdot f_{s1} - f_{i1} \cdot f_{s3})}{(f_{i1} \cdot f_{s1} + f_{i3} \cdot f_{s3})} \right) \quad (4.56)$$

Da es sich bei ϕ sowohl um ein Minimum als auch ein Maximum handeln kann, muss die zweite Ableitung von g gebildet werden.

$$g'' = -\cos \phi \cdot (f_{i1} \cdot f_{s1} + f_{i3} \cdot f_{s3}) - \sin \phi (f_{i3} \cdot f_{s1} - f_{i1} \cdot f_{s3}) \quad (4.57)$$

Ist diese kleiner als Null, so ist ϕ der Winkel, bei dem g maximal wird und bei dem der Abstand zwischen gewünschter und tatsächlicher Position am kleinsten wird. Die Vorgabe einer maximalen und minimalen Winkelstellung (ϕ_{maximal} und ϕ_{minimal}) für jedes Gelenk verhindert zudem, dass die Krümmung oder Streckung zu einer Stellung führt, die anatomisch nicht möglich wäre. Nach Gleichung 4.58 existieren somit für jede Gelenkstellung Bereiche für erlaubte Winkeldrehungen ϕ , deren Berechnung in Abbildung 4.21 anhand eines Beispiels für das MCP-Gelenk erläutert ist. Liegt die berechnete Drehung außerhalb dieses Bereiches, wird

ϕ durch die entsprechende Grenze ϕ_{low} oder ϕ_{up} ersetzt.

$$\begin{aligned}\phi_{\text{low}} &\leq \phi \leq \phi_{\text{up}} \\ \phi_{\text{low}} &= \phi_{\text{maximal}} - \phi_{\text{aktuell}} \\ \phi_{\text{up}} &= \phi_{\text{minimal}} - \phi_{\text{aktuell}}\end{aligned}\tag{4.58}$$

Der Winkel ϕ_{aktuell} bezeichnet die Stellung, in der sich das Gelenk im aktuelle Zustand befindet.

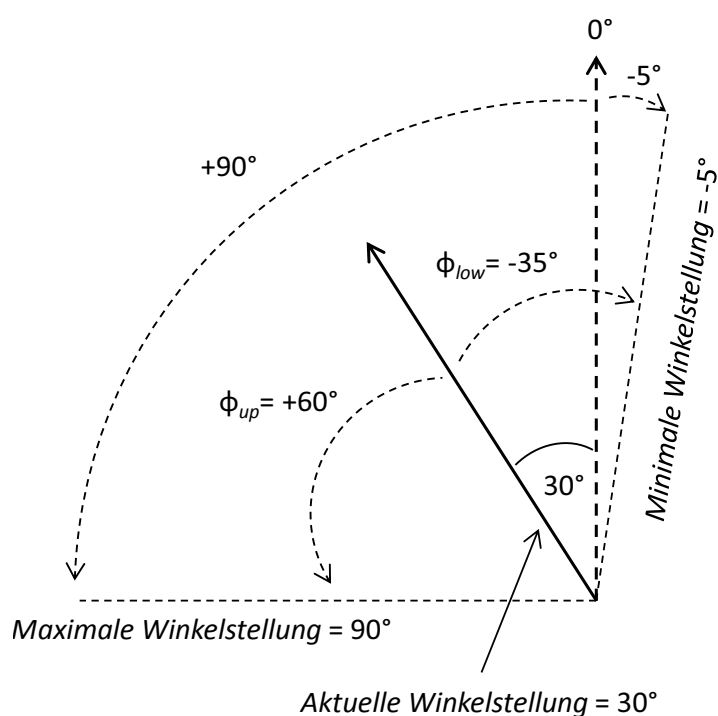


Abbildung 4.21: Maximale Beugung und Streckung am Metacarpalgelenk: Die minimale Winkelstellung beträgt für einen leicht überstreckten Finger -5° . Die maximale Winkelstellung für die Beugung beträgt 90° . Bei einer aktuellen Winkelstellung von 30° läge die größtmögliche Streckung nach Gleichung 4.58 bei $\phi_{\text{low}} = -35^\circ$ und die größtmögliche Beugung bei $\phi_{\text{up}} = 60^\circ$.

Da die Winkeldrehungen der einzelnen Gelenke nacheinander durchgeführt werden, besteht die Gefahr, dass die erste Drehung zu einem Zustand führt, in dem die Winkelstellungen in einem Minimum gefangen sind. Werden die Finger in den einzelnen Schritten jedoch nur um den halben Winkel $\frac{\phi}{2}$ gebeugt oder gestreckt, so kann dies weitestgehend verhindert werden. Zudem liefert diese Annäherung in kleineren Schritten eine gleichmäßigere Verteilung der Fingerkrümmung auf die einzelnen Gelenke. Die Handstellung wird so realistischer rekonstruiert.

Durch die Vorgabe der maximalen Gelenkwinkelstellungen wurden Nebenbedingungen eingeführt, die die Freiheitsgrade bei der Anpassung der Hand einschränken und eine realistischere

Nachbildung der Hand gewährleisten. Eine weitere Nebenbedingung, die auch in anderen Studien zur Handrekonstruktion Anwendung findet (z.B. [Lee und Kunii 1995, Chen *et al.* 2007, Wu *et al.* 2005, Causo *et al.* 2010]), ist die direkte Abhängigkeit in den Winkelstellungen der distalen und proximalen Interphalangealgelenke (DIP und PIP) eines Fingers⁶:

$$\phi_{\text{DIP}} = \frac{2}{3}\phi_{\text{PIP}} \quad (4.59)$$

Die Einführung dieser Nebenbedingung beeinflusst die Lösung des Beugungsproblems für die Finger mit der CCD-Methode nur insofern, als dass die Winkelberechnung für das distale Interphalangealgelenk nach Gleichung 4.56 durch Gleichung 4.59 ersetzt wird und für das Erreichen der Zielposition geringfügig mehr Zyklen benötigt werden.

4.2.3 Übereinstimmungsüberprüfung

Eine quantitative Beurteilung der Handrekonstruktion in Relation zur tatsächlichen realen Handstellung ist mit Hilfe der Informationen des Kamerasystems nur bedingt möglich. Bestimmbare Referenzparameter, anhand derer die Qualität der rekonstruierten Handstellung objektiv beurteilt werden könnte, wären in der Regel Parameter, von denen die Modellierungsaufgabe ohnehin abhängt. Beispiele wären die acht Koordinaten an der Mittelhand und den Fingerspitzen, die mit den entsprechenden Koordinaten des Modells nach dessen Anpassung verglichen werden könnten.

Das in dieser Arbeit entwickelte Verfahren der Handrekonstruktion kombiniert die vorgestellte automatische inverse Kinematik mit einer anschließenden interaktiven Steuerung der vorwärts gerichteten Kinematik. Dies ermöglicht eine Modellierung auch bei ungünstigen äußeren Gegebenheiten, bei denen rein automatische Verfahren scheitern würden. Die mit dem Auge unterstützte Rekonstruktion von Teilen der Hand bei fehlenden Markern, oder die Feinabstimmung nach der inversen Kinematik, beinhaltet, dass sich der Anwender bei der Modellierung zwar an den Referenzkoordinaten orientieren kann, aber nicht an diese gebunden ist. Die beste visuelle Übereinstimmung geht dabei nicht zwangsläufig mit der Übereinstimmung der Fingerspitzenkoordinaten von der realen Hand und deren Modell einher.

Zwar könnte die vollständige Konfiguration der Hand mit den jeweiligen Gelenkstellungen durch das Anbringen weiterer Marker berechnet werden, aufgrund möglicher Ungenauigkeiten in der Koordinatenbestimmung und mehr noch aufgrund der Oberflächenbeweglichkeit der

⁶Dies gilt nicht für den Daumen, bei dem die CCD-Methode mit Ausnahme der maximalen Winkelstellungen ohne Nebenbedingungen durchgeführt wird.

Haut bzw. des Handschuhs und der damit verbundenen Verschiebung des Markers von der Referenzposition ist dies jedoch auch keine zufriedenstellende Lösung.

Die Berechnung des Abstands zwischen den Markerkoordinaten und den Referenzpunkten am Modell eignet sich aus den beschriebenen Punkten zwar nur bedingt als quantitatives Bewertungskriterium für die Rekonstruktion der realen Handstellung. Es können jedoch Aussagen darüber getroffen werden, wie gut die vorgegebenen Koordinaten mit der automatisch ablaufenden inversen Kinematik Prozedur getroffen werden. In praktischen Anwendungen stimmen die Größe und die Form von der realen Hand und deren Modell nicht exakt überein. Dies und die erwähnten Markerverschiebungen auf der Handoberfläche führen dazu, dass die Koordinaten der Marker nicht exakt von den entsprechenden Punkten des Handmodells erreicht werden können.

Für eine Spritzenhandhabungssequenz, auf deren Simulation in Unterkapitel 6.2.1 eingegangen wird, ist der Abstand zwischen den acht Markerkoordinaten der realen linken Hand und deren Modell über den zeitlichen Verlauf der Bewegung in den Diagrammen der Abbildung 4.22 aufgetragen. Die Abstände wurden dabei direkt nach der automatischen inversen Kinematik ohne anschließender Feinabstimmung bestimmt. Die Punkte sind in den Abbildungen durch Linien miteinander verbunden. Ist eine Linie unterbrochen, deutet dies auf ein Fehlen der Markercoordinate zu diesem Zeitpunkt hin.

Im Zeitraum zwischen 9,91 s und 10,58 s war die Markercoordinate auf Höhe des Metacarpalgelenks des kleinen Fingers in drei Ansichten verdeckt und damit nicht berechenbar. Wie beschrieben, werden fehlende Koordinaten an der Mittelhand nachträglich eingefügt. Diese Koordinaten geben die tatsächliche Markerbewegung jedoch nicht exakt wieder, was sich negativ auf die Positionierung der Mittelhand auswirkt. In Abbildung 4.22(a) äußert sich dies durch einen Ausreißerpunkt in den entsprechenden Kurven bei etwa 10 s. Die Abweichung in der Position der Mittelhand, überträgt sich wiederum direkt auf die Erreichbarkeit der gewünschten Fingerspitzenkoordinaten in den Abbildungen 4.22(b) bis 4.22(f). Das Resultat einer Modellierung lässt sich, wie in Abbildung 4.23 zu sehen, auch durch die Projektion des Modells auf das Bild der realen Hand qualitativ bewerten. So ist die Abweichung, die zum Zeitpunkt von 10,3 s zwischen der tatsächlichen und der mit der automatischen inversen Kinematik modellierten Hand vorhanden ist, in Abbildung 4.23(a) deutlich zu erkennen. In Fällen wie diesem kann die manuelle Feinabstimmung mit der direkten Kinematik die Stellung korrigieren. In Abbildung 4.23(b) ist Handstellung zum Zeitpunkt von 16 s als Beispiel einer gelungenen Rekonstruktion abgebildet.

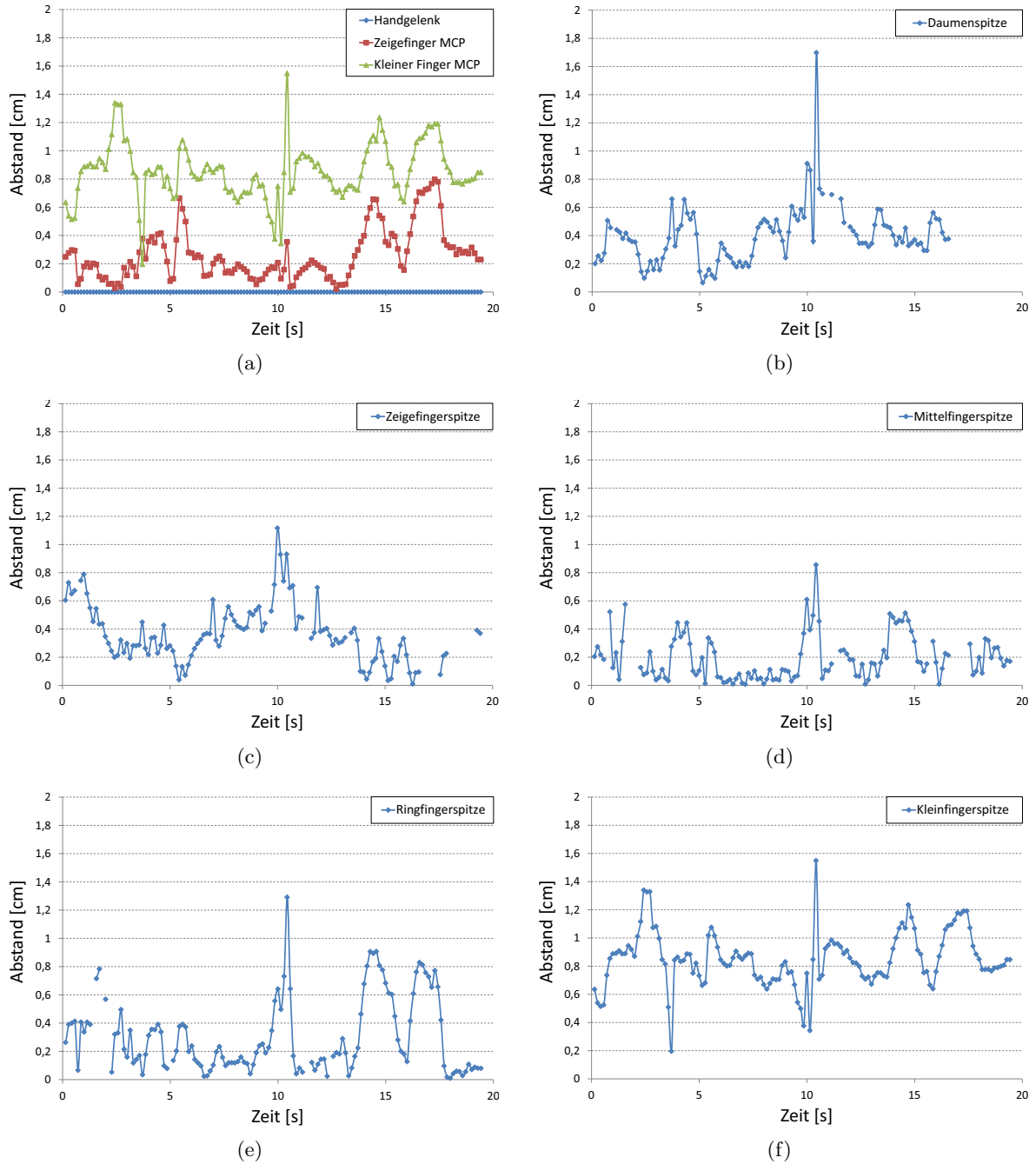


Abbildung 4.22: Abstände zwischen Markerkoordinaten und den entsprechenden Punkten am Modell bei der linken Hand.

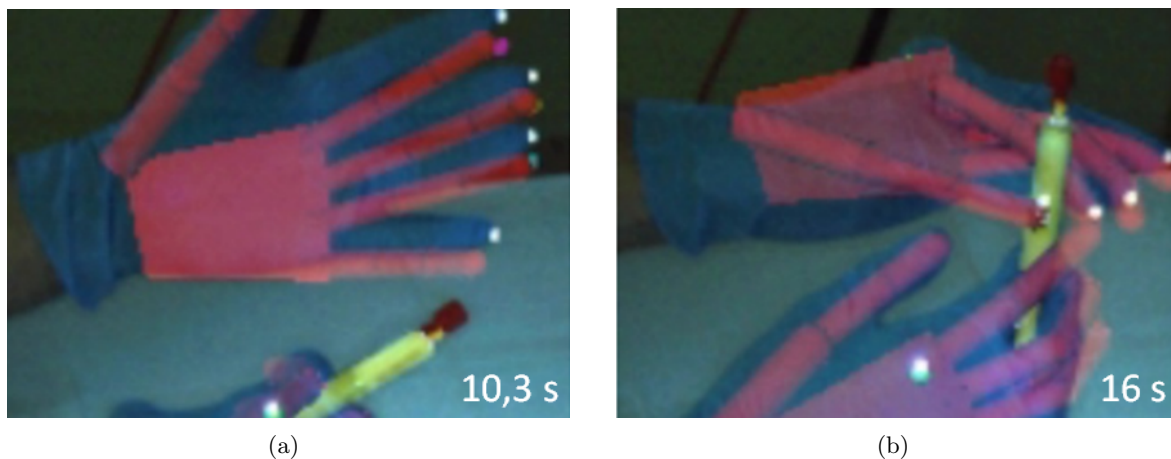


Abbildung 4.23: Projektion der mit der inversen Kinematik rekonstruierten Handstellung auf das reale Szenario zu den Zeitpunkten 10,3s (a) und 16 s (b).

In anderen Studien, die sich mit der Rekonstruktion der Handstellung befassen, werden die Ergebnisse auf unterschiedliche Weisen geprüft. Viele Autoren prüfen die rekonstruierte Handstellung qualitativ, wie z.B. in [Lu *et al.* 2003] und [Stenger *et al.* 2001] durch den visuellen Abgleich zwischen der realen Handabbildung und der in diese Abbildung projizierten Modellhand. In [Miyata *et al.* 2004] werden ähnlich wie in Abbildung 4.22 Abstände zwischen den rekonstruierten Fingerspitzenposition und den Koordinaten der entsprechenden Marker berechnet. Andere vergleichen verschiedene durch die Rekonstruktion resultierende Parameter (Koordinaten oder Winkelstellungen) mit denen der Zielstellung. Die Parameter der Zielstellung können durch künstliche Handbewegungssequenzen mit dem Modell selbst [Wu *et al.* 2005] oder mit Hilfe verschiedener Parameter eines Datenhandschuhs [Rezzoug und Gorce 2008]⁷ erzeugt werden.

Im weiteren Verlauf der vorliegenden Arbeit werden die Ergebnisse einer Modellierung anhand der Projektion des modellierten Szenarios auf die Bilder des realen Szenarios überprüft.

⁷In [Rezzoug und Gorce 2008] dienen ebenfalls Koordinaten der Fingerspitzen als Informationsquelle für die inverse Kinematik, diese wurden allerdings nicht optisch, sondern mit Hilfe eines Datenhandschuhs bestimmt.

Kapitel 5

Modellierung der Exposition

5.1 Der Monte-Carlo-Code MCNPX

Die Monte-Carlo-Methode ist ein Verfahren aus der Stochastik, bei dem analytisch schwer lösbare Probleme durch die Verwendung von Zufallszahlen und anderen Hilfsmitteln der Wahrscheinlichkeitstheorie numerisch gelöst werden. Die Anwendung in der Lösung von Transportproblemen in der Strahlungsphysik ist deshalb möglich, weil die Wechselwirkungen zwischen Strahlung und Materie als statistisch unabhängige Prozesse angenommen werden können. Der Weg jedes einzelnen Teilchens wird dabei von der Entstehung schrittweise durch die verschiedenen Medien simuliert. Nach jedem Schritt wird das nächste Ereignis bzw. der weitere Verlauf des Teilchens gemäß den jeweiligen statistischen Wirkungsquerschnitten bestimmt. Je mehr Teilchen auf diese Weise simuliert werden, umso genauer ist das Ergebnis nach dem Zentralen Grenzwertsatz [X-5 MC-Team 2003]. Die Simulationen in dieser Arbeit wurden mit dem MCNPX Code (Monte Carlo N-Particle Code eXtended) in den Versionen 2.6 [Pelowitz 2008] und 2.7 C [Pelowitz 2010] durchgeführt¹. Elektronen und Photonen können dabei durch die verschiedenen Medien bis hin zu einer unteren Energieschwelle von einem keV transportiert werden. Dies findet in geometrischen Objekten, sogenannten Zellen, statt, die durch ihre umgrenzenden Oberflächen definiert werden.

Die Beschreibung eines Strahlentransportproblems findet in einem sogenannten „Input-File“ statt. Darin werden Informationen über die Geometrie, die Materialien, die Strahlenquelle sowie verschiedene Strahlentransportparameter und gegebenenfalls Varianzreduktionen eingegeben.

Bei der Simulation von konkreten Expositionsszenarien mit Hilfe von Monte-Carlo-

¹Die Unterschiede zwischen den MCNPX Versionen 2.6 und 2.7 haben auf die Simulationsergebnisse der vorliegenden Arbeit keinen Einfluss, wie durch den Vergleich von Simulationen mit gleichem Input-File überprüft wurde.

Methoden ist die geometrische Modellierung eine wesentliche Aufgabe. Sie muss das reale Szenario im Hinblick auf den Strahlentransport hinreichend genau widerspiegeln. Je nach Fragestellung genügen für die Geometrie vereinfachte Modelle, um die notwendigen Informationen zu erhalten. Sind die Maße der einzelnen für den Strahlentransport relevanten Objekte bekannt, sind Modelle einfach zu konstruieren, wenn man sie aus einfachen geometrischen Körpern zusammensetzen kann. Schwieriger ist oft die Aufgabe, die einzelnen Objektkomponenten in Relation zueinander an die richtige Position und Orientierung zum Feld zu bringen. Dies muss den realen Bedingungen möglichst genau entsprechen. Aufgrund des hohen räumlichen Dosisgradienten gilt dies insbesondere bei inhomogenen gemischten Beta- und Photonenstrahlenfelder, die z.B. beim Umgang mit Radionukliden in nuklearmedizinischen Therapien auftreten. Selbst Abweichungen von wenigen Millimetern können das Ergebnis, dem lokalen Dosisgradienten entsprechend, beeinflussen, wodurch sich ein besonders hoher Anspruch an die geometrische Modellierung bei der Simulation in diesem Zusammenhang ergibt.

5.1.1 Simulation des Strahlentransports in MCNPX

Photonen können beim Durchgang durch ein Medium mit der Atomhülle (Photoeffekt, klassische Streuung, Comptoneffekt), dem Atomkern oder einzelnen Nukleonen (Kernphotoeffekt) sowie mit dem elektrischen Feld des Atomkerns oder eines Hüllenelektrons (Paarbildung) der Materie wechselwirken. Die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten der einzelnen Wechselwirkungen ist material- und energieabhängig. In Materialien mit niedrigen Ordnungszahlen, wie z.B. das menschliche Gewebe ($Z_{eff} \sim 7$), ist der Photoeffekt im Bereich kleiner Energien (bis ca. 30 keV), der Comptoneffekt bei mittleren (zwischen 30 keV und 20 MeV) und die Paarbildung bei hohen Energien (ab ca. 20-30 MeV) der Strahlung dominant [Krieger 1997]. Bei den in dieser Arbeit betrachteten Strahlenfeldern sind auf Grund der Wechselwirkungswahrscheinlichkeiten nur die Wechselwirkungen mit den Hüllenelektronen relevant.

Der MCNPX Code greift bei der Simulation des Photonentransports auf Bibliotheken zurück, in denen die Wirkungsquerschnitte dieser Wechselwirkungen nach Photonenenergien und Kernladungszahlen tabellarisiert sind. Anhand dieser werden die Wechselwirkungen entsprechend der jeweiligen Wahrscheinlichkeitsverteilungen ermittelt und die Energie und Richtung des simulierten Photons und gegebenenfalls der entstandenen Sekundärteilchen (z.B. Photo- oder Comptonelektron oder Fluoreszenzphotonen) berechnet.

Die Wechselwirkungswahrscheinlichkeit von Elektronen mit Materie ist sehr viel größer als bei den ungeladenen Photonen, da Elektronen immer von ihrem elektrischen Feld umgeben sind und somit einen deutlich größeren Wirkungsquerschnitt haben. Die Energieüberträge sind normalerweise gering, so dass zur vollständigen Abbremsung eines Elektrons viele Wechselwirkungsprozesse stattfinden müssen. Welche Wechselwirkung auftritt, hängt von der Energie des Elektrons, von den Absorbereigenschaften und vom Abstand zwischen einfliegendem Elektron und dem Zentrum des Wechselwirkungspartners ab. Nach [Krieger 1997] gibt es die folgenden Wechselwirkungsmöglichkeiten mit einem Absorber, die mit oder ohne Energieverlust stattfinden können:

- elastische Streuung an Atomhüllen
- inelastische Stöße an Atomhüllen
- binäre inelastische Stöße mit einzelnen Hüllenelektronen
- elastische Coulombstreuung an Atomkernen
- inelastische Coulombstreuung an Atomkernen (Bremsstrahlungserzeugung)
- Kernreaktionen

Die Vielzahl an Wechselwirkungen würde die direkte Simulation jeder einzelnen Wechselwirkung beim Elektronentransport sehr aufwendig machen. Deshalb fasst man eine größere Anzahl von Elektronenwechselwirkungen mit den Atomen in einem Elektronenschritt zusammen [Fippel und Nüsslin 2001]. Diese Methode, 1963 von Berger [Berger 1963] unter dem Namen „Condensed-History“-Technik eingeführt, bildet auch die Grundlage für den Elektronentransport in MCNPX. Die Effekte, die in diesen Elektronenschritten durch die vielen Wechselwirkungen hervorgerufen werden, werden mit Hilfe von Vielfachstreuungstheorien² bestimmt, die auf einer Reihe von Approximationen beruhen. Dabei werden fundamentale Wirkungsquerschnitte und statistische Verteilungen verwendet, um die Wahrscheinlichkeiten der signifikanten Größen wie Energieverlust und Winkelablenkung zu bestimmen [X-5 MC-Team 2003]. Die Approximationen bedingen, dass die Elektronenschritte klein genug sind, um den mittleren Energieverlust pro Schritt gering zu halten. Damit die Vielfachstreuungstheorien

²Die wichtigsten Theorien für den Elektronentransport in MCNPX sind die Goudsmit–Saunderson Theorie [Goudsmit und Saunderson 1940] für die Winkelablenkungen, die Landau Theorie [Landau 1944] über die Energieverlustschwankungen und die Blunck-Leisegang Theorie [Blunck und Leisegang 1950] als Erweiterung der Landau Theorie [X-5 MC-Team 2003].

jedoch ihre Gültigkeit haben, müssen die Schritte gleichzeitig groß genug sein, um viele Wechselwirkungen zu enthalten.

Auf tiefer gehende Details zum Elektronen- und Photonentransport soll hier nicht näher eingegangen werden, sie sind in Referenz [X-5 MC-Team 2003] genau beschrieben. Es sei jedoch erwähnt, dass der Algorithmus für die Simulation des Elektronentransport zu Fehlern führen kann, wenn der Transport in der Simulationsgeometrie durch viele dicht beieinander liegende Zellgrenzen unterbrochen wird. Unter der Voraussetzung einer geeigneten Beschreibung des Transportproblems (siehe auch Anhang A.2), ist der Code für die Belange dieser Arbeit, also die Ermittlung der Teilkörperdosis in inhomogenen Beta-/Photonenstrahlenfeldern, allerdings geeignet. In [Blunck *et al.* 2009a] werden Untersuchungen zur Anwendbarkeit des MCNPX Codes für die Simulation der Oberflächen-Personendosis durch den Vergleich mit Daten aus der Literatur vorgestellt.

5.2 Handmodell

Die geometrische Modellierung des Handmodells und die Rekonstruktion der Handstellung wurde bereits in Kapitel 4.2 beschrieben. Für den MCNPX Code muss die Geometriebeschreibung lediglich in das MCNPX-Beschreibungsformat umgerechnet werden. Ohne näher darauf einzugehen, sei erwähnt, dass die Zylinder im MCNPX Input-File direkt durch die jeweiligen 3D-Weltkoordinaten und die jeweiligen Richtungsvektoren beschrieben werden. Eine Positionierung durch eine Koordinatentransformation, wie bei der Modellierung der Strahlenquelle (siehe Unterkapitel 5.4), wird dadurch überflüssig. Eine Gewebedifferenzierung wäre zwar möglich und wurde in den ersten Versionen des Modells durch die Unterteilung in „Haut“, „Gewebe“ und „Knochen“ auch vorgenommen [Blunck *et al.* 2009a]. Da bei den Simulationen der vorliegenden Arbeit jedoch nur die Energiedeposition durch externe Strahlung in einer oberflächennahen Schicht der Haut betrachtet wird, kann auf die Nachbildung der inneren Zusammensetzung des Handmodells verzichtet werden. Das Handmodell ist homogen mit dem Vier-Komponenten-Weichteilgewebe der ICRU [Zucker und Chang 2005] gefüllt. Simulationen repräsentativer Strahlungsszenarien zeigten, dass der Unterschied in der Dosis $H_P(0,07)$ bei der Simulation mit Handmodellen mit und ohne Gewebedifferenzierung im Rahmen der erreichten Statistik bzw. Fehlergrenzen vernachlässigbar ist. Auch eine Berücksichtigung des Raumes zwischen den Fingergliedern verändert die Höhe und die Verteilung der Oberflächen-Personendosis an der Hand in den Simulationen der vorliegenden Arbeit nicht. Zur

Visualisierung der Handstellungsrekonstruktion ist der Bereich der Gelenke zwar durch Kugeln repräsentiert, in der Simulation wird dieser jedoch zugunsten einer Vereinfachung des Modells frei gelassen.

5.3 Dosisbestimmung

5.3.1 Simulation von $H_P(0,07)$

Für die Bestimmung der Dosis an verschiedenen Stellen der Hand wurden kleine Zellen unterhalb der Hautoberfläche definiert und an insgesamt 92 Stellen in die Handmodelle integriert. Die Form der Zellen entspricht dabei einer zylindrischen Ausstanzung der Schichten des Fingers zwischen 0,05 mm und 0,09 mm (siehe Abbildung 5.1). Die mittlere Dosis innerhalb dieser Zelle entspricht annähernd dem Wert in 0,07 mm Tiefe, wie es in der Definition der Oberflächen-Personendosis $H_P(0,07)$ verlangt ist (siehe Kapitel 2.2). Die Ausdehnung des Bereichs über 0,04 mm in der Tiefe stellt einen geeigneten Kompromiss zwischen der Forderung an ein großes Volumen für eine gute Statistik und der Definition der Dosis auf einen Punkt dar. Der Radius des Zylinders beträgt 2,25 mm. Dies entspricht dem Radius der TLDs, die in Kapitel 3.2 vorgestellt wurden und der Dosisverifikation dienen.

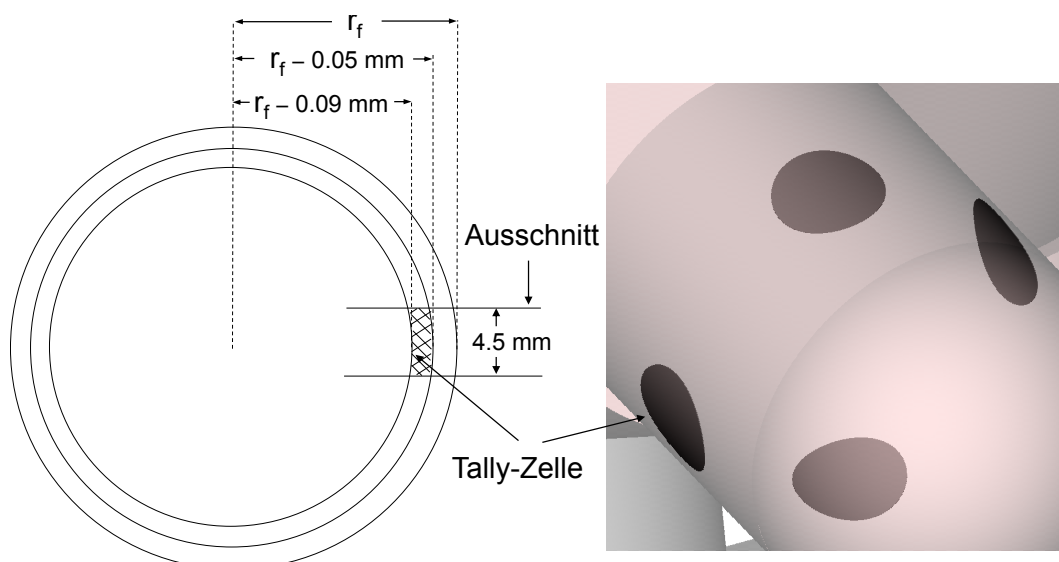


Abbildung 5.1: Links: Skizzierte Ansicht auf einen Finger mit dem Radius r_f . Die Zelle, in der die Dosis bestimmt wird, ist das schraffierte Ausschnittsvolumen zwischen 0,05 mm und 0,09 mm Tiefe. Rechts: Diese Zellen sind an verschiedenen Positionen an den Fingern platziert.

Die Dosis ist definiert als die Energie, die pro Masse deponiert wird. Im MCNPX Code stehen eine Reihe sogenannter Tallies³ zur Verfügung, unter anderem der *F8 Tally, der die Energiedeposition in einer definierten Zelle in MeV pro emittiertem Primärteilchen ausgibt. In den meisten Fällen wird die Masse einer Zelle durch den MCNPX Code berechnet. Bedingt durch die asymmetrische Geometrie der definierten Tally-Zelle, ist dies hier jedoch von Hand zu erledigen. Dabei ist zu berücksichtigen, dass sich das Volumen der Zelle bei unterschiedlichen Fingerradien unterscheidet. Die Masse m wird mit dem Zellvolumen V und der Dichte ρ nach nach der Formel

$$m = V \cdot \rho \quad (5.1)$$

bestimmt, deren Berechnung im Folgenden beschrieben wird.

Für die definierte Tally-Zelle muss demnach das Volumen bestimmt werden, welches nach Abbildung 5.1 durch die Mantelfläche des Ausstanzzylinders mit dem Radius $r_a = 2,25$ mm und den Oberflächen der beiden Zylindern mit den Radien $r_f - 0,05$ mm und $r_f - 0,09$ mm begrenzt wird. Will man dieses Volumen berechnen, stößt man auf ein Integral, dessen Lösung analytisch nicht möglich ist.

Es ist jedoch möglich, das Volumen sehr genau anzunähern, wenn man für die Schnittfläche eine elliptische Form annimmt, wie die folgenden Erläuterungen zeigen:

Ist der Radius des Fingers r_f , so dehnt sich das Zellvolumen in der Tiefe zwischen $r_f - 0,09$ mm und $r_f - 0,05$ mm aus. Zur Berechnung des Volumens wird zusätzlich der Radius $r_x = r_f - 0,07$ mm eingeführt. Der Radius des Ausstanzzylinders beträgt $r_a = 2,25$ mm. Breitete man die Fläche, die dieser Zylinder aus dem Zylinder mit Radius r_x ausschneidet, auf einer Ebene aus, so ist zu sehen, dass es sich näherungsweise um eine Ellipse mit den Halbachsen r_1 und r_2 (siehe Abbildung 5.2) und der Fläche A_E handelt:

$$A_E = \pi r_1 r_2 \quad (5.2)$$

Die Halbachse r_1 entspricht dabei dem Radius des Ausstanzzylinders r_a , da längs der Zylinderachse des Zylinders mit Radius r_x keine Krümmung vorhanden ist. Bedingt durch die Krümmung mit dem Radius r_x , ist die Halbachse r_2 größer. Sie entspricht der Länge des Kreisbogens, der in Abbildung 5.2 auf der rechten Seite eingezeichnet ist und berechnet sich zu:

$$r_2 = \pi r_x \frac{\alpha}{180^\circ} = \pi r_x \frac{\arcsin \frac{r_1}{r_x}}{180^\circ} \quad (5.3)$$

³Als Tally wird in MCNPX eine gewünschte Informationsausgabe bezeichnet. Sie fassen Ereignisse von Teilchen in einer bestimmten Zelle oder an einer bestimmten Oberfläche zusammen.

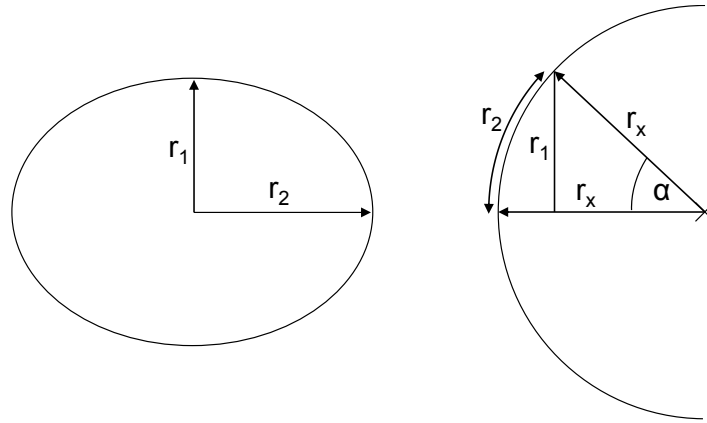


Abbildung 5.2: Parameter für die Berechnung des Volumens der elliptischen Grundfläche der Tally-Zelle.

wobei $0 < \frac{r_1}{r_x} < 1$ gilt. Damit kann die Fläche der Ellipse berechnet werden:

$$A_E = \pi^2 r_1 r_x \frac{\arcsin \frac{r_1}{r_x}}{180^\circ} \quad (5.4)$$

Zusammen mit der Tiefenausdehnung von $d = 0,04$ mm ergibt sich daraus das Zellvolumen V und zusammen mit der Dichte ρ die Masse m :

$$m = V \cdot \rho = \pi^2 r_1 r_x \frac{\arcsin \frac{r_1}{r_x}}{180^\circ} \cdot d \cdot \rho \quad (5.5)$$

Andere Möglichkeiten das Volumen und damit die Masse der Zelle zu bestimmen, ist die Verwendung von Computer-Algebrasystemen zur Berechnung des Schnittvolumens der sich senkrecht schneidenden Zylinder oder die Verwendung der Monte Carlo Methode. MCNPX kann das Volumen der Zelle zwar nicht direkt bestimmen, der Code kann jedoch verwendet werden, um das Volumen über die Verfolgung der Strahlenwege auf stochastische Weise zu bestimmen. Mit dem sogenannten „track length estimator“ kann der mittlere Teilchenfluss in einer Zelle ermittelt werden. Unter der Voraussetzung, dass die Strahlenquelle eine homogene Teilchenflussdichte erzeugt und der gesamte Raum als materiellos definiert wurde, kann daraus das Volumen der Zelle ermittelt werden. Weder durch die Berechnung des Schnittvolumens, noch durch die Monte Carlo Methode ist jedoch eine Formel zu erhalten, mit der das Volumen in Abhängigkeit des veränderbaren Fingerradius berechnet werden kann. Mit der Anwendung der beiden Methoden kann jedoch gezeigt werden, dass die näherungsweise Berechnung um weniger als ein Prozent von dem ermittelten Volumen dieser beiden Verfahren abweicht.

Mit der Energiedeposition in MeV (*F8 Tally), die von einem emittierten Teilchen in einer

Zelle ausgeht und der Masse m in kg kann die Dosisleistung, die von einer Quelle mit der Aktivität A in Bq ausgeht, berechnet werden:

$$\frac{dD [Sv]}{dt [s]} = \frac{*F8\text{-Wert} [MeV]}{m_{\text{Zelle}} [kg]} \cdot 1,602 \cdot 10^{-13} [J/MeV] \cdot A [Bq] \quad (5.6)$$

Die integrale Dosis über eine zeitliche Sequenz an einer bestimmten Position berechnet sich über die Summe der simulierten Dosisleistungen $\frac{dD}{dt}$ an diesem Punkt, geteilt durch die Simulationsabtastrate.

$$D = \sum \frac{\frac{dD}{dt} \left[\frac{Sv}{s} \right]}{S \left[\frac{1}{s} \right]} = \sum \frac{E [J] \cdot A [Bq]}{m_{\text{Zelle}} [kg] \cdot S \left[\frac{1}{s} \right]} \quad (5.7)$$

In dieser Formel ist E die in der Dosiszelle deponierte Energie pro emittiertem Teilchen in J und S die Simulationsabtastrate, also die Anzahl der simulierten Szenarien pro Sekunde.

Die Dosis $H_P(0,07)$ wird durch die Mittelwertbildung zwischen 0,05 mm und 0,09 mm nur annähernd genau berechnet. Der entstehende Fehler kann mit Hilfe der Transmissionsfaktoren $T(d)$ abgeschätzt werden, der sich für verschiedene Gewebetiefen d mit dem Quotienten der Dosisleistung $D(d)/t$ durch die Dosisleistung $D(0,07)/t$ berechnen lässt. Ermittelt wurden die Dosisleistungen $D(d)/t$ durch die systematische Simulation von Tiefendosiskurven, die innerhalb der Dosiszelle eines Fingerglieds durch die Bestrahlung mit ausgerichteten und aufgeweiteten Elektronenfeldern⁴ unter verschiedenen Einfallswinkeln entstehen. Als Tiefendosiskurve wird in diesem Fall der Verlauf der Dosis in 0,01 mm dicken Schichten der Dosiszelle in der Tiefe im Finger bezeichnet und nicht in der Tiefe entlang des Zentralstrahles.

Die Simulationsgeometrie ist, mit Ausnahme der Winkeldrehung des Fingerglied-Zylinders um 85° , in Abbildung 5.3 skizziert. Für jede Winkeldrehung wurde dabei jeweils eine separate Simulation durchgeführt, um gegenseitige Streueffekte zu verhindern und das ausgerichtete Elektronenfeld nicht zu verfälschen. Aus dem gleichen Grund wurde Vakuum als Medium außerhalb des Zylinders gewählt. Die Pfeile in Abbildung 5.3 symbolisieren die Richtung der emittierten Teilchen.

Wie an den Abbildungen 5.4 zu sehen ist, verlaufen die Transmissionsfaktoren und damit auch die zugrundeliegenden Tiefendosiskurven im Falle einer ^{90}Y -Strahlenquelle nicht linear. Eine Mittelwertbildung zwischen 0,05 mm und 0,09 mm stellt jedoch eine gute Näherung für den Wert bei 0,07 mm dar. In Tabelle 5.1 sind die Auswirkungen einer Mittelung über

⁴Dies entspricht dem Feld, welches der Definition der Richtungs-Äquivalentdosis $H'(0,07,\Omega)$ zugrunde liegt.

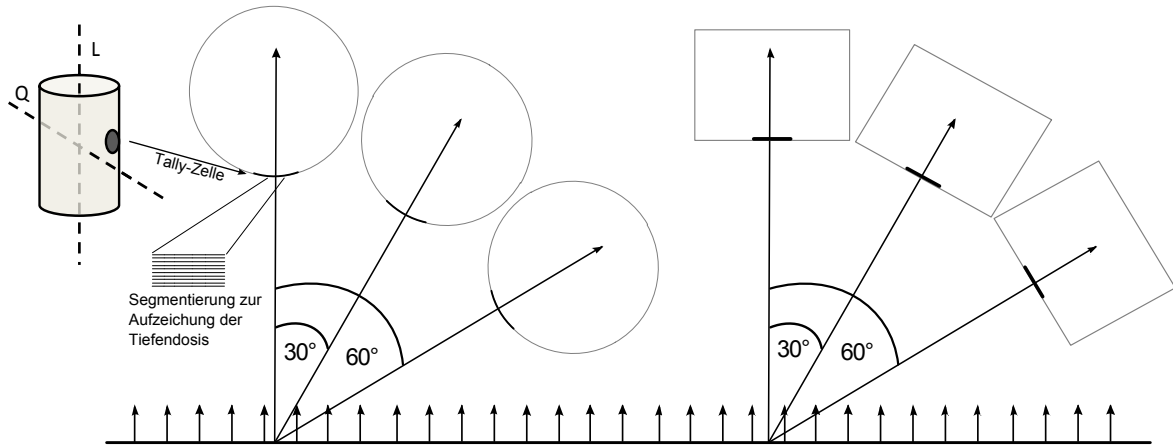
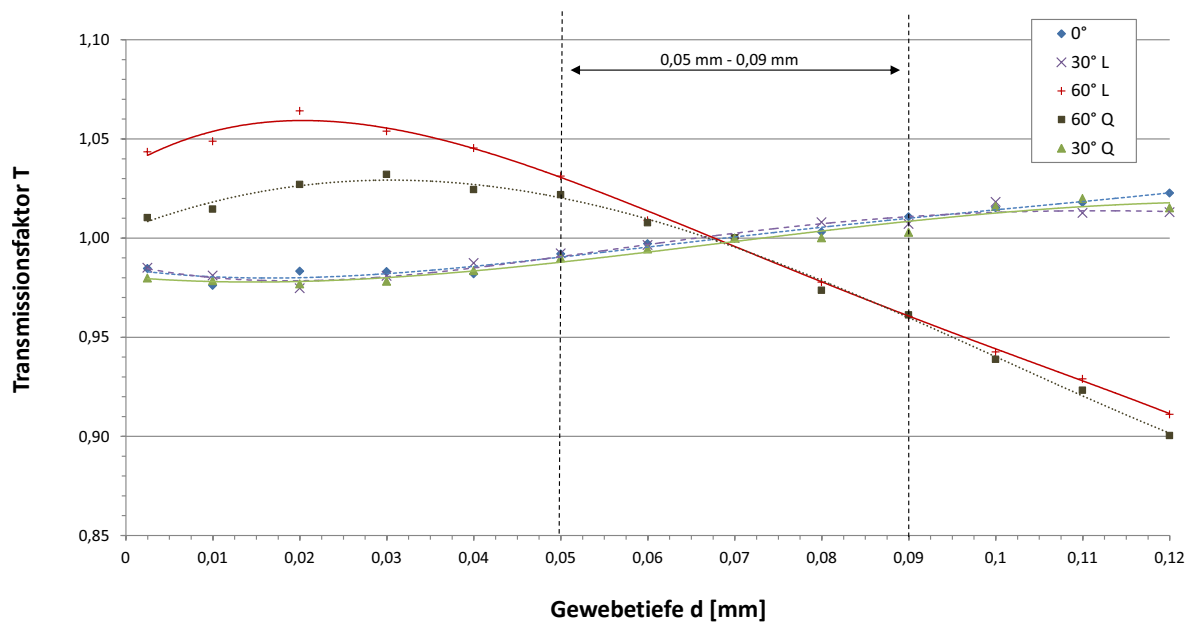


Abbildung 5.3: Skizziertes Simulationsszenario zur Ermittlung der Tiefendosiskurven innerhalb der Tallyzelle eines Fingerglieds bei der Bestrahlung unter verschiedenen Einfallswinkeln eines aufgeweiteten und ausgerichteten Strahlenfelds. Auf der linken Seite sind die Drehungen um die Längsachse (L), auf der rechten Seite um die Querachse (Q) des Zylinders erläutert.

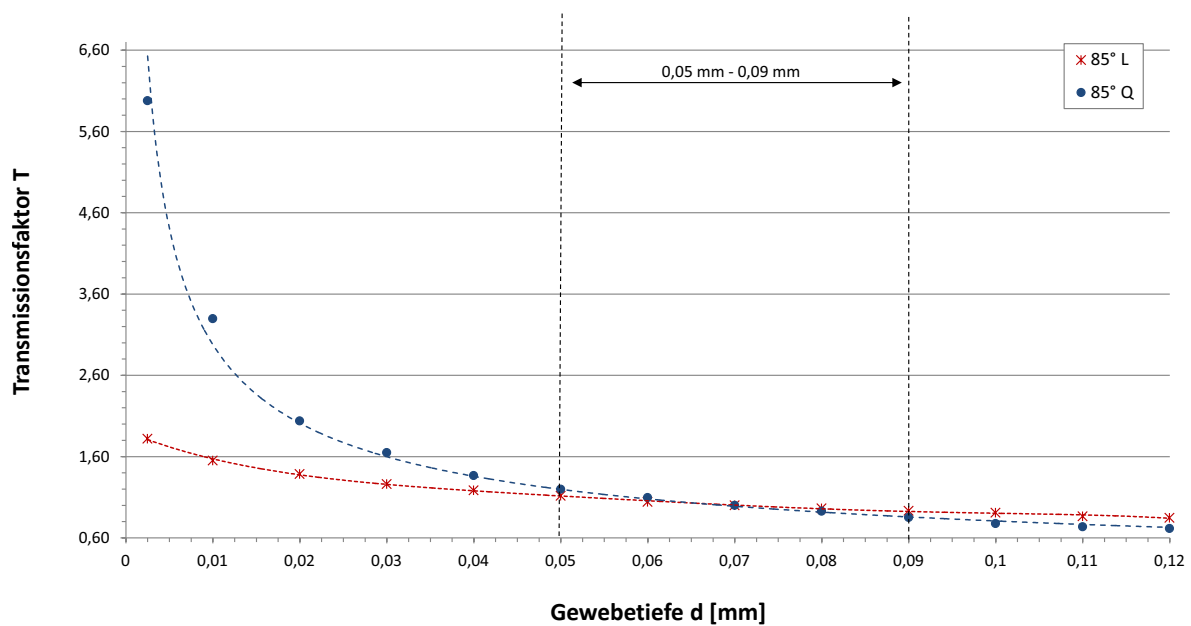
verschiedene Schichtdicken im Verhältnis zu einer Mittelung über 0,01 mm angegeben. Eine Mittelwertbildung zwischen 0,05 mm und 0,09 mm führt demnach zu einem Fehler in der Dosisbestimmung, der selbst bei einem Einfallswinkel von 85° quer zur Zylinderachse noch unter 2 % liegt. Ein kleineres Mittelungsintervall würde der Definition der Dosis auf einen Punkt zwar eher entsprechen, die Forderung nach einer guten Statistik ist jedoch durch das gewählte Intervall besser erfüllt. Umgekehrtes gilt für die Mittelwertbildung über einen größeren als den gewählten Bereich. Auch die Ergebnisse der Simulationen der Transmissionsfaktoren bei der Bestrahlung mit monoenergetischen Elektronen der Energien 0,2 MeV und 1 MeV und monoenergetischen Photonen der Energie 0,02 MeV und 0,1 MeV (siehe Anhang B) bestätigen, dass die Mittelwertbildung zwischen 0,05 mm und 0,09 mm für die Bestimmung der Dosis $H_P(0,07)$ geeignet ist.

Tabelle 5.1: Jeweilige Dosen $D(a - b)$ (gemittelt zwischen a und b mm Tiefe) im Verhältnis zur Dosis $D(0,065 - 0,075)$ bei verschiedenen Strahleneinfallswinkeln und einer ^{90}Y -Strahlenquelle längs (L) und quer (Q) zur Zylinderachse eines Fingerglieds. In Klammern ist die durch die jeweilige Volumenmittelung entstehende Abweichung von der als Referenz angenommenen Dosis $D(0,065 - 0,075)$ in Prozent angegeben.

Winkel	$\frac{D(0,06-0,08)}{D(0,065-0,075)}$	$\frac{D(0,05-0,09)}{D(0,065-0,075)}$	$\frac{D(0,04-0,10)}{D(0,065-0,075)}$	$\frac{D(0,03-0,11)}{D(0,065-0,075)}$
0°	1,0001 (0,01)	1,0007 (0,07)	1,0009 (0,01)	1,0002 (0,02)
30° L	1,0015 (0,15)	1,0008 (0,08)	1,0014 (0,13)	1,0032 (0,03)
60° L	0,9956 (0,44)	0,9957 (0,43)	0,9953 (0,48)	0,9944 (0,56)
85° L	1,0016 (0,16)	1,0910 (1,10)	1,0213 (2,13)	1,0308 (3,08)
30° Q	0,9982 (0,17)	0,9976 (0,24)	0,9982 (0,18)	0,9984 (0,16)
60° Q	0,9938 (0,62)	0,9929 (0,71)	0,9897 (1,03)	0,9870 (1,3)
85° Q	1,0079 (0,79)	1,0146 (1,46)	1,0308 (3,98)	1,0669 (6,69)



(a)



(b)

Abbildung 5.4: Simulierte Transmissionsfaktoren T berechnet für die Gewebetiefe d innerhalb einer Dosiszelle nach Abbildung 5.1 als der Quotient der Dosisleistung $D(d)/t$ durch die Dosisleistung in 0,07 mm Gewebetiefe $D(0,07)/t$ (aus Gründen der Anschaulichkeit zusammen mit der jeweiligen polynomischen Trendlinie). Simulationen erfolgten nach Abbildung 5.3 für Elektronenenergien des ^{90}Y Zerfallsspektrums für Winkeldrehungen um 0° , 30° , 60° (a) und 85° (b) um die Längsachse (L) und die Querachse (Q) des Zylinders. Die Werte sind gemittelt über Schichtdicken von 0,01 mm, mit Ausnahme des Wertes bei 0,025 mm, bei dem die Schichtdicke nur halb so groß ist.

5.3.2 Verteilung der Energiedeposition über der Hand

Die Verteilung der Dosis kontinuierlich über der Hand zu ermitteln, ist auch mit dem Monte-Carlo-Code MCNPX nur bedingt möglich. Die Simulation der Dosis $H_P(0,07)$ an den 92 Stellen der Hände liefert allerdings bereits einen recht vollständigen Überblick der Dosisverteilung. Eine noch feinere räumliche Auflösung über die Höhe der Energiedeposition auf Hand ist mit Hilfe eines „Mesh Tally“ erreichbar. Dabei wird die Simulationsgeometrie mit einem dreidimensionalen Gitter (Mesh) in einzelne Volumenelemente aufgeteilt. In diesen Elementen können verschiedene Ereignisse, wie in diesem Falle die Energiedeposition, aufgezeichnet werden. Da die Energiedeposition in den Volumenelementen gemittelt wird, ist die räumliche Auflösung von der Feinheit des Gitters abhängig. In Abbildung 5.5 ist das Ergebnis einer Mesh-Tally-Simulation exemplarisch dargestellt. Die von MCNPX erzeugten Werte wurden dafür ins VTK Format [Kitware Inc. 2003] konvertiert und mit der Software ParaView [Kitware Inc. 2007] visualisiert.

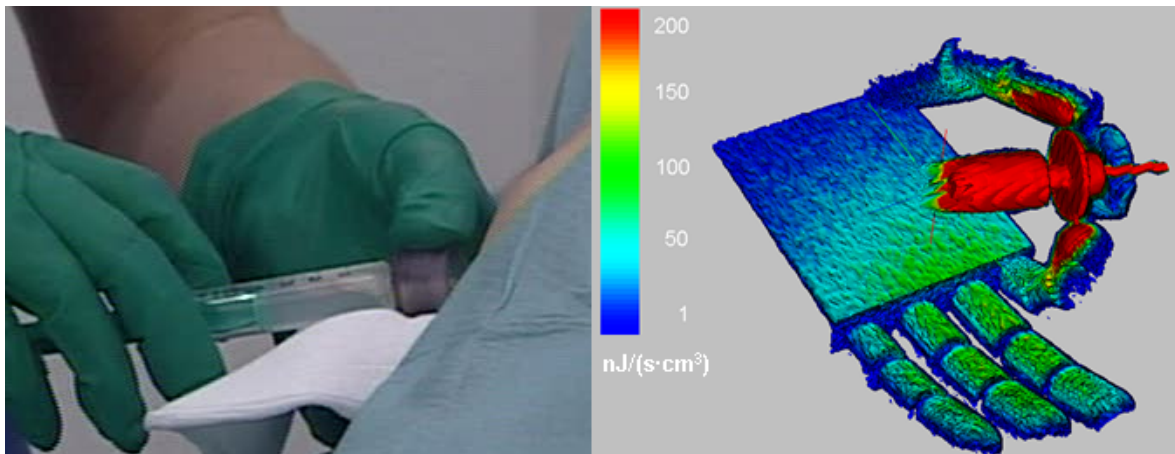


Abbildung 5.5: Verteilung der Energiedeposition über der Hand. Die Farben repräsentieren den Wert der Energiedeposition, die in den Volumenelementen des Gitters ermittelt wurden.

Mit dem Mesh Tally ist der Ort der maximalen Exposition gut erkennbar. Für die Simulation der Teilkörperdosis bei Bewegungsabläufen in Strahlenfeldern ist ein Mesh Tally jedoch nicht geeignet. Es besteht kein fester Zusammenhang zwischen den einzelnen Gitterelementen und den einzelnen Segmenten des Handmodells. Nach einer geänderten Handstellung würde sich eine vorhandene Zuordnung ändern. Eine integrale Dosisanalyse eines Bewegungsablaufes ist somit nicht möglich. Bei der Untersuchung der auftretenden Dosisleistungen eines Expositionsszenarios zu einem bestimmten Zeitpunkt tritt dieses Problem zwar nicht auf, allerdings ist hier eine Extrapolation der mittleren Energiedeposition in einer Mesh-Zelle auf die Dosis $H_P(0,07)$ notwendig. Dies erfordert ein sehr feines Gitter, womit die Rechenzeit im

Vergleich zu einer Simulation ohne Mesh Tally stark ansteigt. Bei genauer Betrachtung besteht außerdem das Problem, dass das Gitter nicht mit der Geometrie des Modells abgestimmt werden kann. An der Oberfläche des Handmodells kann der Raum eines Gitterelements sowohl mit Luft, als auch mit Gewebe gefüllt sein. Die Energiedeposition wird dann aufgrund der höheren Dichte zum größten Teil im Gewebe stattfinden, gemittelt wird sie jedoch über das gesamte Volumen des Gitterelements. In diesem Zusammenhang haben Voxelmodelle gegenüber einem mathematischen Modell den Vorteil, dass das Voxelmodell und das Mesh Tally auf die gleiche Weise aufgebaut und so aufeinander abgestimmt werden können, dass zumindest letztgenanntes Problem nicht zutrifft. Eine Beweglichkeit kann dabei jedoch bislang nicht mit vertretbarem Aufwand realisiert werden.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden Mesh-Tally-Simulationen sowohl mit dem mathematischen Handmodell als auch mit einem Voxelmodell der Hand⁵ durchgeführt. Die Ergebnisse sind in [Blunck *et al.* 2009a] veröffentlicht. Mit einer Ausnahme beim Vergleich zweier Modelle in Unterkapitel 6.1.1, wird jedoch im Folgenden auf Simulationen mit Mesh Tallies nicht weiter eingegangen werden.

5.4 Strahlenquelle

5.4.1 Spritzenmodell

Als Strahlenquelle wurde eine 5 ml Injektionsspritze (Braun Injekt[®] 5 ml [B. Braun Melsungen AG 2012]) mit exzentrisch gelegenem Luer-Ansatz gewählt. Sie wird unter anderem für die Injektion von ⁹⁰Y bei der Radiosynoviorthese verwendet. Für den MCNPX-Code wurde diese Spritze mit einem zentrisch gelegenen Luer-Ansatz modelliert (siehe Abbildung 5.6), was durch die damit einhergehende symmetrische Spritzenform von großen Vorteil für die Modellierung von Expositionsszenarien ist. Die Orientierung der Spritze entlang der Längsachse muss in diesem Fall nicht berücksichtigt werden. Das Strahlenfeld wird dadurch nur in Richtung der Injektionsnadel verändert. Da diese Seite der Spritze in den typischen Handhabungsabläufen nicht zur Hand des Nuklearmediziners, sondern in den leeren Raum beziehungsweise zum Patienten hin gerichtet ist, bleibt die Auswirkung dieser Modelländerung im Hinblick auf die Dosis des medizinischen Personals vernachlässigbar [Mayer *et al.* 2011].

⁵Als Voxelmodell diente die segmentierte Hand des MEET Man, welcher am Institut für Biomedizinische Technik (IBT) an der Universität Karlsruhe entwickelt wurde [Sachse *et al.* 2000]. MEET Man ist eine Abkürzung aus dem Englischen und steht für „Models for Simulation of Electromagnetic, Elastomechanic and Thermic Behavior of Man“. In Kapitel 6.1.1 werden zudem Simulationen mit dem ORAMED Voxelmodell vorgestellt.

Für eine Radiosynoviorthese ist die Spritze zu 4 ml mit einer mit Kochsalzlösung verdünnten Suspension aus kolloidalem ^{90}Y gefüllt. Nach der Durchmischung der Flüssigkeit ist eine Sedimentation der milchigen Suspension mit dem Auge schwer erkennbar. Für die Simulation wird deshalb von einer homogenen Verteilung der Radioaktivität ausgegangen⁶. Für die Suspension wird in guter Näherung die Dichte und die materielle Zusammensetzung von Wasser angenommen. Das Energiespektrum des Beta-Zerfalls von ^{90}Y wurde der Lund Datenbank [Chu *et al.* 1999] entnommen.

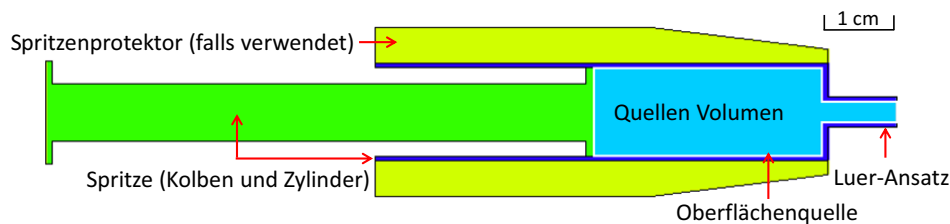


Abbildung 5.6: Querschnitt durch das Modell der Spritze inklusive des optionalen Spritzenprotectors mit einem Füllstand von 4 ml. Die Funktion der virtuellen Oberflächenquelle ist in Kapitel 5.4.4 beschrieben.

5.4.2 Verifikation des Spritzenmodells

Das Modell der Strahlenquelle in Form der Spritze spiegelt die angenommene Verteilung des offenen Radionuklids in Form der ^{90}Y -Suspension wieder. Da es sich um ein offenes Radionuklid handelt, wird die räumliche Quellenverteilung innerhalb (und bei einer Kontamination in geringem Maße außerhalb) der Spritze in verschiedenen Anwendungen geringfügig variieren. Das resultierende Strahlenfeld und die auftretenden Ortsdosisleistungen weichen dann von denen des Modells ab. Inwiefern sich dies bei der Simulation von konkreten Strahlungsszenarien auf den direkten Vergleich zwischen gemessenen und simulierten Dosiswerten auswirkt, zeigt eine Simulations- und Messkampagne [Mayer *et al.* 2011]. Die hier aufgeführten Messungen erfolgten an zwei verschiedenen Tagen in der Klinik für Nuklearmedizin der Vincentius Kliniken Karlsruhe. In verschiedenen Szenarien wurden die Dosiswerte $H_P(0,07)$ mit den in Plastiktaschen verpackten TLDs (siehe Kapitel 3.2) an verschiedenen Stellen um Spritzen sowohl mit, als auch ohne Protector gemessen. Die Spritzen waren für RSO-Therapien im Rahmen der Ablesegenauigkeit mit 4 ml der verdünnten ^{90}Y -Suspension mit Aktivitäten von etwa 200 MBq gefüllt⁷. Mit dem Modell der Strahlenquelle wurden die Messszenarien

⁶Bei der Simulation mit einem schneller sedimentierenden Radiopharmazeutika, wie es z.B. bei der SIRT eingesetzt wird, muss die Sedimentation berücksichtigt werden (vergleiche [Blunck *et al.* 2009b]).

⁷Für die Auswertung der Simulationen wurden die tatsächlich gemessenen Aktivitäten, die zwischen 202 und 222 MBq lagen berücksichtigt.

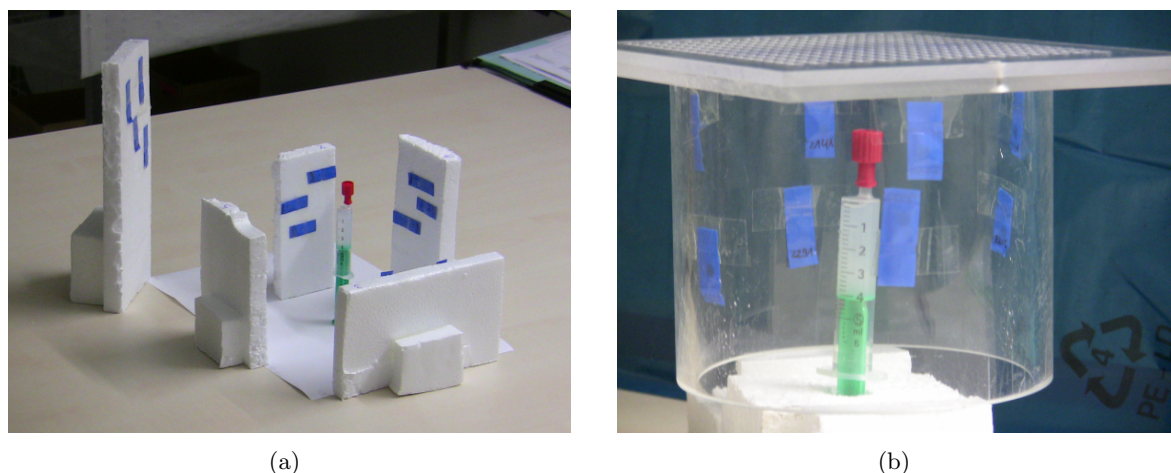


Abbildung 5.7: Messszenarien zur Verifikation des Quellenmodells.

modelliert und mit dem MCNPX-Code simuliert. Unter Berücksichtigung der Unsicherheit bei der Vermessung des experimentellen Aufbaus und des geringen räumlichen Spielraumes der TLDs in den Plastiktaschen kann für die hier vorgestellten Szenarien vorausgesetzt werden, dass die Entfernung und die Position von Quelle und Ort der Dosisbestimmung zwischen Messung und Simulation um nicht mehr als 4 mm voneinander abweichen. In Abbildung 5.7 ist jeweils ein Beispiel des Messaufbaus zweier Expositionsszenarien zu sehen.

Beim Aufbau nach Abbildung 5.7(a) wurden die TLD-Taschen an Styroporblöcken angebracht, die in unterschiedlichen Abständen zur Spritze aufgestellt wurden. Die Verhältnisse zwischen den simulierten und den gemessenen Dosiswerten sind für diese Art des experimentellen Aufbaus in Abbildung 5.8 über der Entfernung des jeweiligen TLDs zum Mittelpunkt des Quellenvolumens aufgetragen. Die Ergebnisse wurden dabei nach den zwei verschiedenen Messtagen (A und B) getrennt dargestellt, um eine mögliche Abhängigkeit vom Tag der Messung auszuschließen. Die simulierten und gemessenen Werte liegen im Mittel 12 % und maximal 27 % auseinander. In Abbildung 5.9 sind die simulierten und gemessenen Dosisleistungen $H_P(0,07)/t$ ebenfalls über der Entfernung zum Mittelpunkt des Quellenvolumens aufgezeichnet. Um die Dosisleistung auch für geringere Abstände abschätzen zu können, wurden in der Simulation weitere Punkte mit geringerem Abstand zur Quelle bis hin zur Oberfläche hinzugefügt. Das Ergebnis ist in Abbildung 5.10 gezeigt. Demnach läge die Dosisleistung an der Oberfläche einer zu 4 ml gefüllten ^{90}Y -Spritze (200 MBq) auf Höhe des Quellenmittelpunkts bei über 1,4 mSv/s.

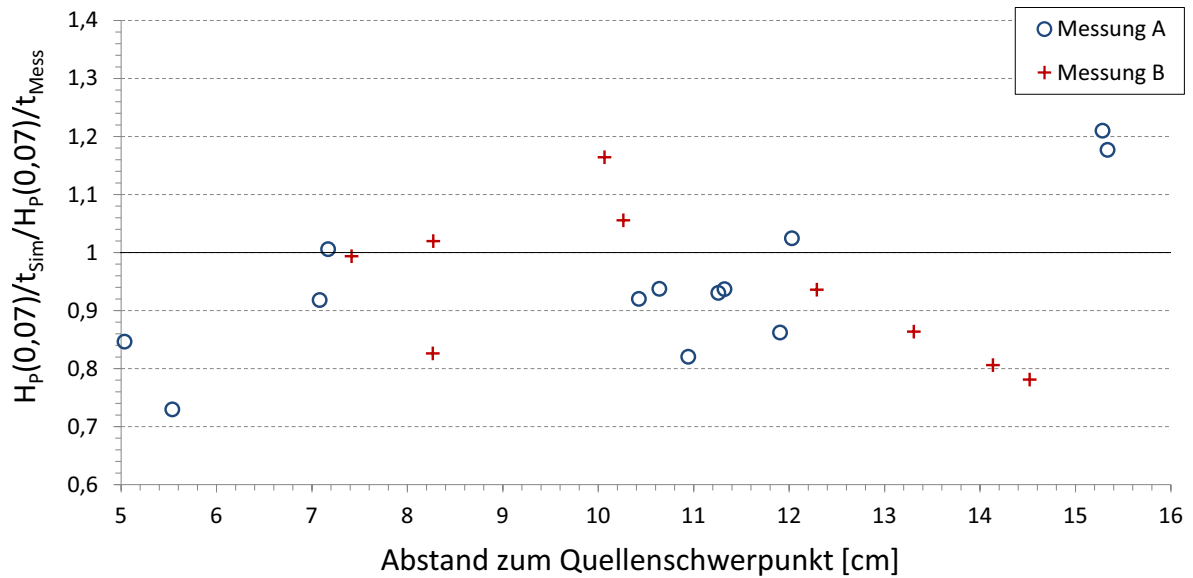


Abbildung 5.8: Verhältnis simulierter und gemessener Dosisleistung $\frac{H_P(0,07)/t_{Sim}}{H_P(0,07)/t_{Mess}}$ in verschiedenen Abständen zum ^{90}Y -Quellenmittelpunkt für den experimentellen Aufbau nach Abbildung 5.7(a) und zwei durchgeführten Messungen (A und B).

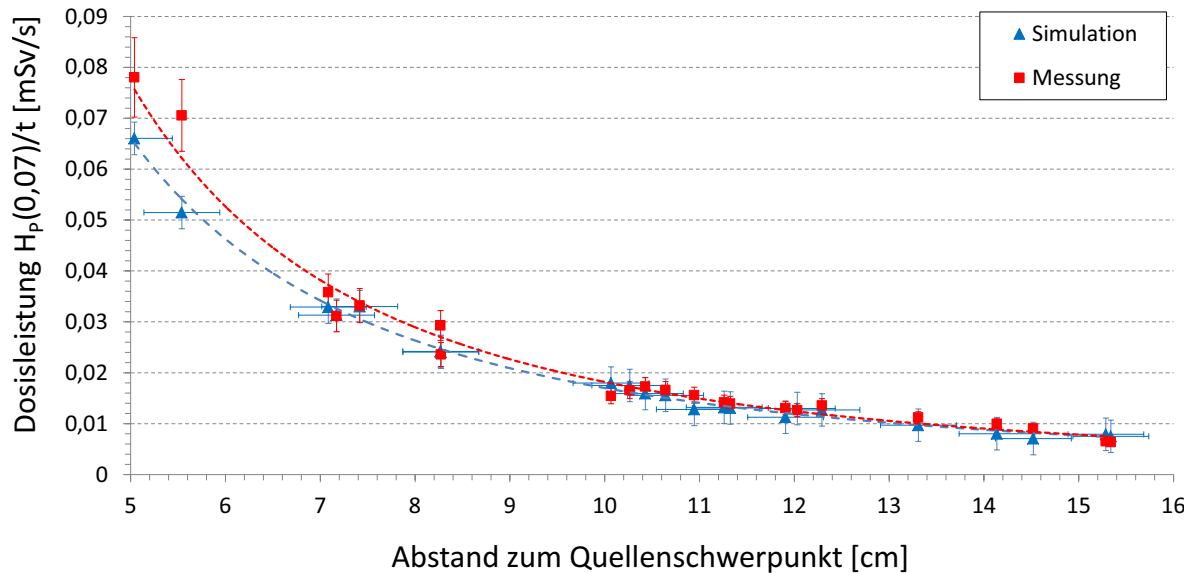


Abbildung 5.9: Vergleich zwischen simulierten und gemessenen Dosisleistungen $H_P(0,07)/t$ normiert auf 200 MBq in verschiedenen Abständen zur ^{90}Y -Strahlenquelle. Die vertikalen Fehlerbalken entsprechen den Messunsicherheiten und den statistischen Unsicherheiten der Simulation (siehe Anhang A). Für den horizontalen Fehlerindikator der simulierten Werte wurde eine mögliche Ungenauigkeit in der Positionierung des TLDs von ± 4 mm im Vergleich zur entsprechenden Messposition im Experiment nach Abbildung 5.7(a) angenommen.

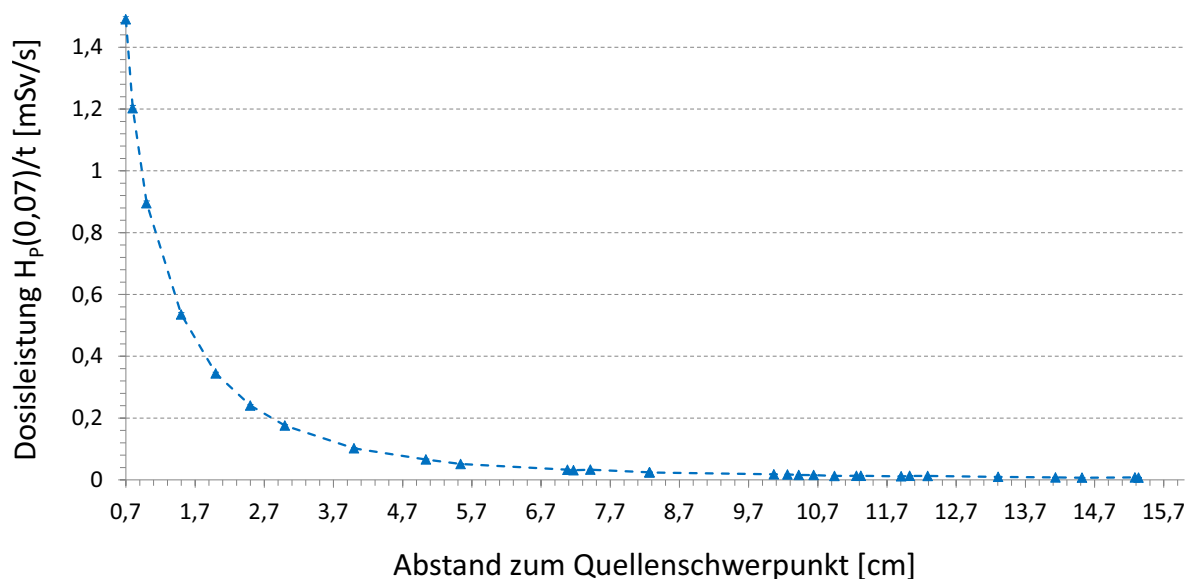


Abbildung 5.10: Simulierte Dosisleistungen $H_P(0,07)/t$ normiert auf 200 MBq in verschiedenen Abständen zur ^{90}Y -Strahlenquelle (Entfernung zum Mittelpunkt der Strahlenquelle in der Spritze, deren äußerer Radius bei 0,685 cm liegt).

Beim experimentellen Aufbau nach Abbildung 5.7(b) wurden die Spritzen mit dem Luer-Ansatz nach oben in die Mitte eines Plexiglaszylinders gestellt. Mehrere TLD-Taschen wurden an der Innenseite des Zylinders in unterschiedlichen Höhen angebracht. Die Ergebnisse sind als Verhältnisse zwischen simulierter und gemessener Dosis in Abbildung 5.11 in Abhängigkeit der Höhe des jeweiligen TLDs über der Aufstellfläche der Spritze aufgetragen. Um eine eventuelle Abhängigkeit vom Messtag auszuschließen, wurden auch hier die zwei Messtage (A und B) durch unterschiedliche Markierungen dargestellt. Die Abweichung zwischen den gemessenen und simulierten Werten betragen im Mittel 11 % und maximal 23 %. Es ist zu erkennen, dass die Simulation die Dosis im unteren Bereich der Spritze unterschätzt und im oberen Bereich überschätzt. Der Grund dafür ist, dass die Quelle im Bereich des Luer-Ansatz am oberen Ende der Spritze teilweise durch Luft verdrängt ist. Zudem kann sich die in geringem Maße auftretende Sedimentation des ^{90}Y innerhalb der verdünnten Suspension über den Zeitraum der Messung von fast 11 Minuten bemerkbar machen.

Berücksichtigt man, dass die angegebenen Unsicherheiten für die Messung nur jene sind, die nach Anhang A berechenbar sind (siehe Kapitel 3.2), liefert die Simulation eine gute Beschreibung des Experiments. Das entwickelte Modell der Injektionsspritze ist dementsprechend für unterschiedliche Quelleneigenschaften und Entfernungen von der Quelle zur Simulation der Dosisverteilung einsetzbar. Die Untersuchungen zeigen jedoch auch, dass bei einem direkten Vergleich zwischen Messungen und Simulationen Abweichungen zu erwarten sind. Aufgrund

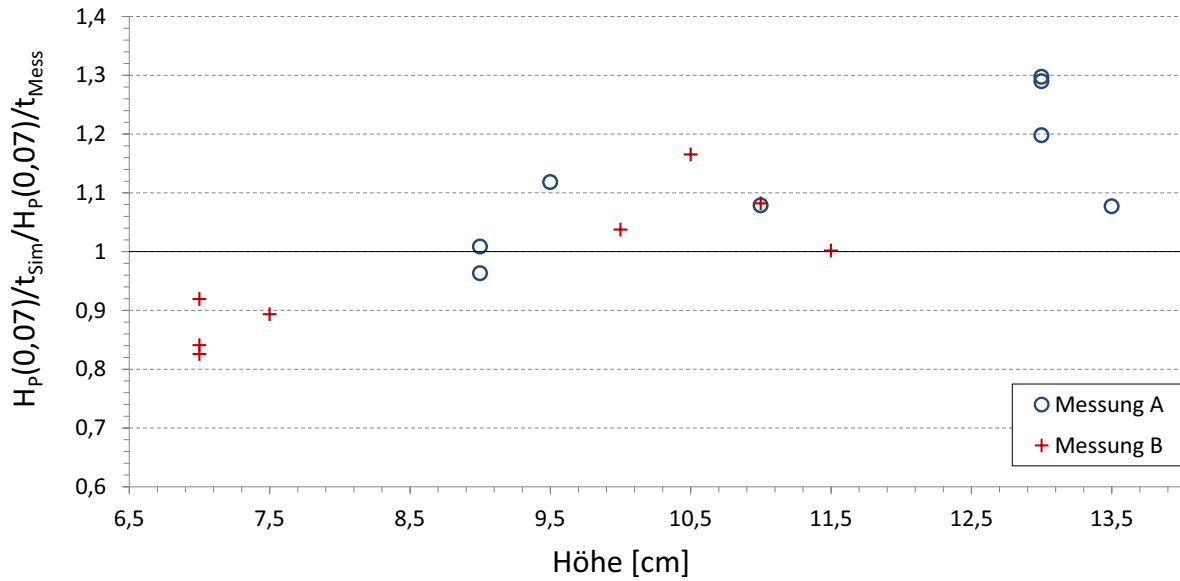


Abbildung 5.11: Verhältnis simulierter und gemessener Dosisleistung $\frac{H_P(0,07)/t_{sim}}{H_P(0,07)/t_{Mess}}$ in unterschiedlicher Höhe für den experimentellen Aufbau nach Abbildung 5.7(a) und zwei durchgeführten Messungen (A und B).

der Unsicherheiten der Messung werden diese auch dann vorhanden sein, wenn die Simulation das reale Expositionsszenario exakt beschreibt.

5.4.3 Orts- und zeitvariante Quellenmodellierung

Die 3D-Informationen, die mit Hilfe des Kamerasystems gewonnen werden, können wie bei der Rekonstruktion der Handstellung, auch bei der Modellierung anderer Objekte dazu dienen, das reale Szenario exakt nachzustellen. Sind die Objekte in ihren Maßen bekannt, reicht das Wissen über die Koordinaten bestimmter Referenzpunkte auf dem Objekt aus, sie an die richtige Position und in die richtige Lage im Raum zu transformieren. In der Praxis werden diese Punkte mit Markern versehen und die Koordinaten mit der in Kapitel 4.1 beschriebenen Methode ermittelt. Für beliebige Körper sind drei linear unabhängige Referenzpunkte für eine eindeutige Positionierung notwendig. Im einfachen Falle eines rotationsymmetrischen Körpers wie der Spritze ist dies bereits anhand zweier auf der Symmetrieachse liegender Referenzpunkte $R1$ und $R2$ möglich. Anhand der 3D-Koordinaten können die Oberflächen eines Körpers entweder direkt berechnet werden und bei der Beschreibung der Geometrie verwendet werden, oder der Körper wird im Ursprungskordinatensystem beschrieben und mit einer Koordinatentransformation an die richtige Stelle transformiert. Letzteres wird bei der Positionierung der Spritze angewendet. Hierbei dienen die 3D-Koordinaten zur Berechnung des Verschiebungsvektors \vec{t} und der Rotationsmatrix, die für den MCNPX Code in eine sogenannte

Koordinatentransformationskarte TR geschrieben werden. Die Transformation wird dabei nicht in der Matrixschreibweise, sondern in der folgenden Form angegeben:

$$\text{TR} : \underbrace{t_1 \ t_2 \ t_3}_{\text{Verschiebungsvektor}} \underbrace{x, x' \ y, x' \ z, x' \ x, y' \ y, y' \ z, y' \ x, z' \ y, z' \ z, z'}_{\text{Rotationsmatrix}} \quad (5.8)$$

Die Rotationsmatrix gibt die Beziehung zwischen den Richtungsvektoren der Achsen des alten und des neuen Koordinatensystems an. Bei den Einträgen handelt es sich jeweils um den Kosinus des Winkels zwischen den beiden angegebenen Achsen.

Abbildung 5.12 verdeutlicht das Prinzip am Beispiel der Transformation eines Zylinders. Der zugehörige Verschiebungsvektor wäre durch den Ortsvektor $\overrightarrow{R1'} = (r1_1, r1_2, r1_3)$ vom Punkt $R1'$ gegeben, die Rotationsmatrix kann aus den Einheitsrichtungsvektoren $\vec{x}'_0, \vec{y}'_0, \vec{z}'_0$ der neuen Koordinatenbasis gebildet werden:

$$\text{TR} : \quad r1'_1 \ r1'_2 \ r1'_3 \ x'_{01} \ x'_{02} \ x'_{03} \ y'_{01} \ y'_{02} \ y'_{03} \ z'_{01} \ z'_{02} \ z'_{03} \quad (5.9)$$

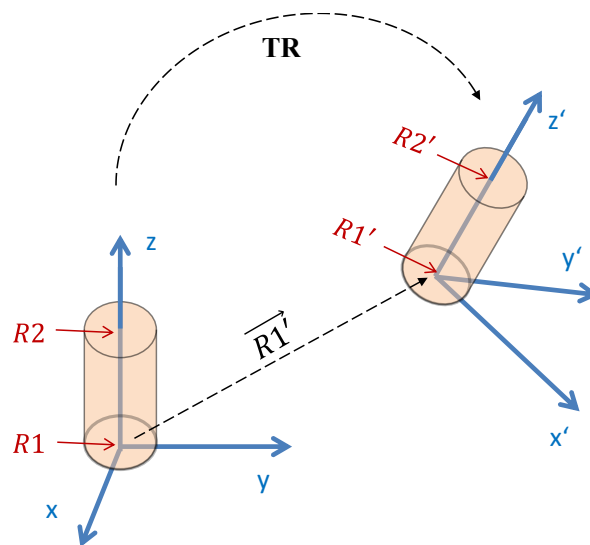


Abbildung 5.12: Transformation eines Körpers von einem Koordinatensystem (x, y, z) in ein anderes Koordinatensystem (x', y', z') . Die Transformationsmatrix kann bei einem symmetrischen Zylinder anhand der Referenzpunkte $R1, R2$ im ursprünglichen und $R1', R2'$ im neuen Koordinatensystem bestimmt werden.

Der Einheitsrichtungsvektor der z' -Achse lässt sich aus dem Richtungsvektor zwischen den beiden Referenzpunkten bestimmen:

$$\vec{z}'_0 = \frac{\overrightarrow{R1'R2'}}{\left| \overrightarrow{R1'R2'} \right|} \quad (5.10)$$

Als einzige Voraussetzung für die beiden Richtungsvektoren der Achsen x' und y' gilt, dass sie senkrecht zueinander und zum Richtungsvektor der z' -Achse stehen. Die Einheitsvektoren können ermittelt werden, indem zunächst ein beliebiger Einheitsvektor \vec{x}'_0 senkrecht zu \vec{z}'_0 bestimmt wird:

$$\vec{x}' = -z'_{02} \quad z'_{01} \quad 0 \quad (5.11)$$

$$\vec{x}'_0 = \frac{\vec{x}'}{|\vec{x}'|} \quad (5.12)$$

und anschließend \vec{y}'_0 über das Kreuzprodukt von \vec{x}'_0 und \vec{z}'_0 berechnet wird:

$$\vec{y}' = \vec{x}' \times \vec{z}' \quad (5.13)$$

$$\vec{y}'_0 = \frac{\vec{y}'}{|\vec{y}'|} \quad (5.14)$$

Die Referenzpunkte $R1$ und $R2$ befinden sich bei der Spritze auf der einen Seite zwischen Spritzenzylinder und Luer-Konus ($R1$) und auf der anderen Seite unterhalb des Kolbens ($R2$). Sind die Marker nicht anzubringen, müssen diese Punkte im Bild von Hand ausgewählt werden.

Während des zeitlichen Ablaufes der Simulation ändert sich nicht nur die Position der Strahlenquelle, sondern, speziell während der Injektion, auch das Volumen und die Verteilung innerhalb der Spritze. Auch die Aktivität ändert sich in Abhängigkeit des Volumens im Verlaufe der Injektion. Das Volumen ergibt sich direkt aus dem Kolbenstand der Spritze, welcher sich wiederum aus den beiden Referenzpunkten $R1$ und $R2$ berechnen lässt. In der in dieser Arbeit entwickelten Software können bis zu 20 verschiedene diskrete Füllvolumen für verschiedene Zeitpunkte der Injektion berücksichtigt werden. Bei einer normalen Entleerung der Spritze bei der Injektion beschreiben jedoch bereits deutlich weniger Spritzenfüllstände die zeitliche Volumenänderung hinreichend genau. Die Diskretisierung ist aufgrund der im Unterkapitel 5.4.4 vorgestellten virtuellen Quellen notwendig.

Es sei erwähnt, dass die Referenzpunkte in einigen Situationen nicht zu sehen sind. Ein Beispiel dafür ist die Injektion, in denen die Punkte $R1$ und $R2$ durch den Makrolonring und den Daumen verdeckt sind. Hier kann jedoch oftmals Abhilfe geschaffen werden, indem der Punkt $R1$ die Koordinaten der fixierten Kanüle annimmt und die Bewegung des Punktes $R2$ manuell oder mit Hilfe der Koordinatentrajektorie des Daumens modelliert wird.

5.4.4 Zeitliche Optimierung

Die örtliche und energetische Verteilung der Beta- und Photonenstrahlung, die von einem gleichbleibenden Quellenvolumen emittiert werden, ändert sich nicht. Eine Möglichkeit Rechenzeit bei der Berechnung des Teilchentransports einzusparen ist deshalb, die Quelle nicht jedes mal im Detail im Quellenvolumen zu simulieren, sondern erst von dem Moment an, ab dem das Feld außerhalb der Quelle auf ein veränderliches Szenario trifft. So können die Berechnungen der vielen Wechselwirkungen innerhalb der Quelle, sowie die Teilchengeschichten der Elektronen, die bereits innerhalb der Quelle absorbiert werden und zum Ergebnis nicht beitragen, eingespart werden. Unverändert bleibt die Quelle als Streukörper in der Simulation bestehen, in dem Teilchen wechselwirken können. Um dies zu erreichen wird der Elektronen- und Photonen-Transport innerhalb der gefüllten Spritze in einer gesonderten MCNPX-Simulation berechnet. Alle Wechselwirkungen der Teilchen innerhalb der ^{90}Y -Suspension werden simuliert und beim Verlassen der zylindrischen Oberfläche der Quelle wird die Ortskoordinate, Bewegungsrichtung, Energie und die Art des Teilchens gespeichert. Diese Informationen werden in einer (oft als Phasenraumdatei bezeichneten) Datei gespeichert und können in weiteren Simulationen als „Oberflächenquelle“ dienen (vergleiche Abbildung 5.6). Da sich der Füllstand der Spritze und damit das Quellenvolumen während der Injektion ändert, muss für jeden diskreten Injektionszustand eine neue Oberflächenquelle vorhanden sein. Analog zur Spritze wird auch die Bewegung der Oberflächenquelle durch eine Transformationsmatrix realisiert, die die Translation und Rotation in Relation zum Ursprungszustand beinhaltet. Für die Erzeugung einer Oberflächenquelle wurden in dieser Arbeit 10^7 Teilchengeschichten simuliert, was zu einem akzeptablen relativen statistischen Fehler bei der Simulation der Energiedeposition bei jedem Füllvolumen und in den meisten interessierenden Tally-Zellen führt.

Beim konkreten Beispiel der mit 4 ml gefüllten Spritze resultiert dies in 3127693 Elektronen und 291692 Bremsstrahlungs-Photonen, die von der Oberfläche des aktiven Volumens starten würden. Die Verwendung einer Phasenraumdatei bzw. Oberflächenquelle reduziert die Simulationszeit in diesem Fall um etwa 50 %. Jede Spritzenfüllung erzeugt eine unterschiedliche Oberflächenquelle. Im Falle des verbleibenden Restvolumens, bei vollständig durchgedrücktem Spritzenkolben, treten z.B. mehr Elektronen durch die Oberfläche (7031534), gleichzeitig entstehen weniger Photonen im Quellvolumen (156180). Dementsprechend kann der relative Fehler in den Simulationen auch in Abhängigkeit des Füllvolumens variieren.

Kapitel 6

Simulationen

Im Folgenden wird der Einsatz der entwickelten Modellierungs- und Simulationsmethoden anhand ausgewählter Beispiele vorgestellt. Ein Auswahlkriterium ist dabei, dass es sich nicht um ein rein virtuelles Experiment handelt, sondern um die Simulation eines realen Expositionsszenarios, bei dem die Dosis auch gemessen werden kann.

6.1 Statische Expositionsszenarien

6.1.1 Vergleich mit Voxelmodell

Zur Abschätzung der Dosis an den Extremitäten befasste sich eine Gruppe des bereits erwähnten ORAMED Projektes u.a. mit der Untersuchung der Hautdosen an den Händen von Personen, die in der Nuklearmedizin tätig sind. Neben einer groß angelegten Messkampagne wurden dabei ausgewählte Szenarien mit Hilfe von Handphantomen aus Wachs simuliert [Ferrari *et al.* 2011]. Diese Phantome wurden entsprechend dem radiopharmazeutischen Handhabungsszenario modelliert und mit einem Computertomographen gescannt. Aus den CT-Daten wurden Voxelmodelle für die Simulation mit einem Monte-Carlo-Code erstellt. Im Vergleich zum flexiblen mathematischen Handmodell dieser Arbeit stellt dies eine aufwendige Prozedur dar, um verschiedene Handhabungsszenarien zu simulieren. Neben anderen Radionukliden wurden im Rahmen des ORAMED Projekts auch Experimente mit dem Radionuklid ^{90}Y durchgeführt. Eine typische Handhabung mit einer 1 ml Spritze, die zu 0,57 ml mit einer ^{90}Y -Lösung (entsprechend 194 MBq) gefüllt war, wurde dazu mit dem plastischen Handphantom aus Wachs nachgestellt. Der Aufbau gibt eine Injektionshandhabung wieder (siehe Abbildung 6.1 links). Thermolumineszenzdetektoren dienen der Messung der Dosis an verschiedenen Stellen. Bei der Modellierung des experimentellen Szenarios für die Simulation

wurden die Spritze und die TLDs nach Augenmaß am Hand-Voxelmodell positioniert [Carnicer 2010].

Das experimentelle Expositionsszenario wurde auch mit dem mathematischen Handmodell simuliert. Für einen direkten Vergleich mit der Messung und der Simulationen mit dem Voxelmodell standen die Daten von ORAMED zur Verfügung. Mit einer am KIT erstellten Software Voxel2MCNP [Hegenbart 2009] konnten die Koordinaten, die den acht Referenzpunkten des mathematischen Handmodells (siehe Unterkapitel 4.2.2) entsprechen, am ORAMED Voxelmodell ermittelt werden. Dies erleichterte die Modellierung, da dadurch die automatische Prozedur der inversen Kinematik angewendet werden konnte. Das ORAMED Voxelmodell weist mit Voxeln der Größe $0,222 \times 0,222 \times 0,425 \text{ cm}^3$ eine relativ grobe Rasterung auf und stimmt mit dem realen Handphantom aus Wachs nur bis zu einem bestimmten Grad überein. Dadurch ergeben sich Abweichungen zwischen den Koordinaten im Voxelmodell und den tatsächlich Fingerpositionen im Wachsphantom. Diese Umstände machten eine nachträgliche manuelle Feinabstimmung der Handposition und der Parameter, die die Handlänge und -breite beschreiben, notwendig, um das mathematische Handmodell an das reale Wachsphantom anzupassen. Gestützt durch die Projektion des modellierten Szenarios auf Fotos des realen Expositionsszenarios (siehe Abbildung 6.1) wurde das Modell der Strahlenquelle in der Simulationsgeometrie des mathematischen Handmodells bzw. des ORAMED Voxelmodells positioniert. Dazu diente das interaktive Modellierungsprogramm (vergleiche Abbildung 4.17 in Kapitel 4.2.1) der selbst entwickelten Software.

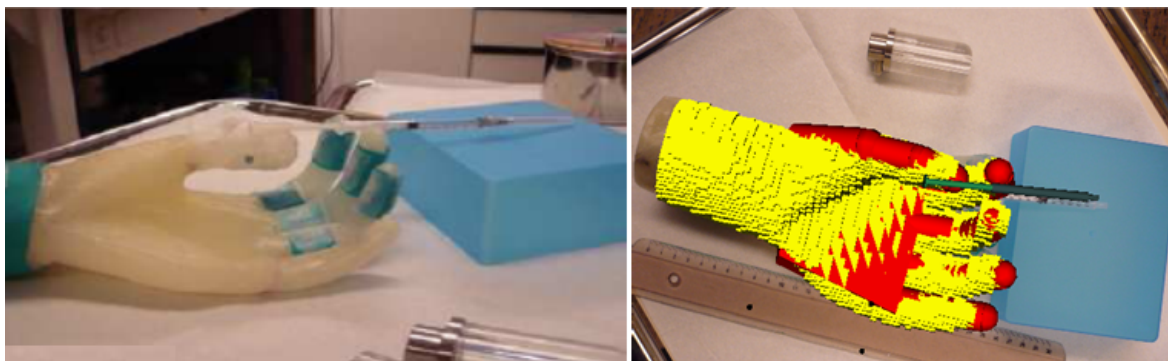


Abbildung 6.1: Positionierung der Spritze in die Simulationsgeometrie des ORAMED-Voxelmodells (gelb) und des mathematischen Handmodells (rot) anhand von Fotos (Quelle der Fotos Carnicer [2010]).

Eine Positionierung der Spritze ohne 3D-Informationen ist auch nach dem Abgleich mit verschiedenen Fotos mit einer Unsicherheit behaftet. Die Sensitivität der Simulationsergebnisse hinsichtlich kleiner Abweichungen bei der Positionierung der Spritze zeigten die folgenden

Untersuchungen. Dabei wurde die Spritze in beiden Modellen auf die gleiche Art geringfügig verschoben und rotiert. Abbildung 6.2 zeigt vier Beispiele der geringfügig veränderten Spritzenpositionen beim mathematischen Handmodell.

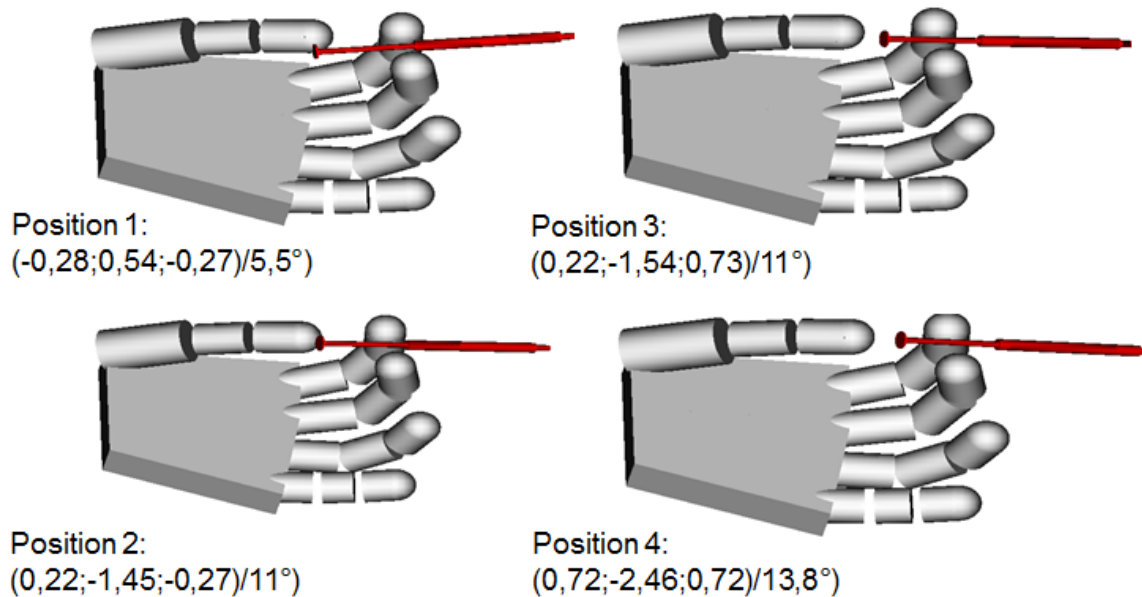


Abbildung 6.2: Vier verschiedene Spritzenpositionen/-orientierungen in der Hand zur Untersuchung des Positionierungseinflusses auf die Simulationsergebnisse. Der Verschiebungsvektor (x,y,z) in cm und der Rotationswinkel bezüglich der Längsachse der Spritze in Relation zur Referenzposition aus Abbildung 6.1 sind in Klammern angegeben.

Ergebnis und Diskussion

In Abbildung 6.3 ist das Ergebnis der Mesh-Tally-Simulation mit beiden Modellen für das Expositionsszenario nach Abbildung 6.1 dargestellt. Die Unterschiede in der Form zwischen Voxelmodell und mathematisches Modell ergeben demnach nur geringe Unterschiede in der Verteilung der Energiedeposition.

Abbildung 6.4 und Tabelle 6.1 zeigen die Ergebnisse der Dosisbestimmung der beiden Simulationen im Vergleich mit den gemessenen Werten des experimentellen Aufbaus¹. Beide Simulationen stimmen gut mit den Messungen überein. Lediglich am Mittelfinger überschätzt das mathematische Modell die Dosis. Das Voxelmodell unterschätzt sie dagegen an dieser Stelle.

Die Abweichungen zwischen den beiden Simulationen liegen zum einen an der Positio-

¹Die ORAMED Messwerte lagen ohne Angabe der Unsicherheit vor, weshalb diese in der Abbildung bzw. der Tabelle nicht aufgeführt sind.

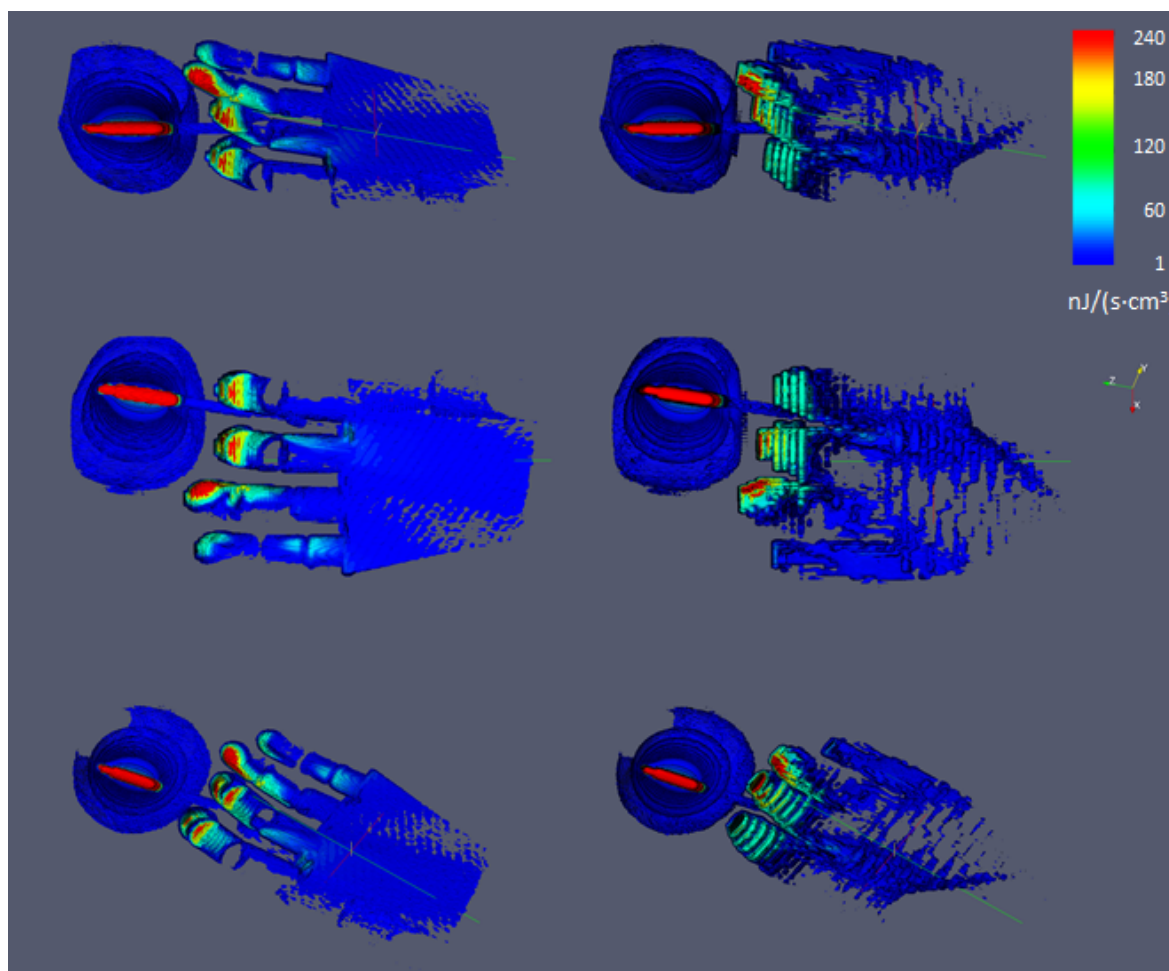


Abbildung 6.3: Ergebnisse der Meshtally-Simulationen mit dem mathematischen Handmodell (links) im Vergleich mit ORAMED-Voxelmodell (rechts) für die gleiche Spritzenhandhabung.

nierung der Zellen zur Dosisbestimmung. Das mathematische Modell hat allerdings, neben der Möglichkeit die Dosis bei Bewegungsabläufen zu simulieren, auch im Hinblick auf die Bestimmung der Oberflächen-Personendosis bei statischen Strahlungsszenarien Vorteile. Im Falle des Voxelmodells sind die Zellen zur Dosisbestimmung Zylinder, die die Dosis, äquivalent zu den TLDs, an der Oberfläche der Hand simulieren. Dies ist ähnlich zu der in dieser Arbeit angewandten Methode und würde die Dosis $H_P(0,07)$ auch richtig simulieren. Voraussetzung ist jedoch, dass sich die Zellen an der Hautoberfläche befinden. Aufgrund der Form der Hand und der Form der Voxel ist dies jedoch streng genommen nicht realisierbar, ohne die Form der Hand zu ändern. Die Streuartefakte durch die Oberflächenbeschaffenheit eines Voxelmodells, die gerade bei Elektronen und im Hinblick auf eine Energiedeposition in 0,07 mm Tiefe nicht zu vernachlässigen sind, treten bei der glatten Oberfläche des mathematischen Modells ebenfalls nicht auf.

Die Positionierung und Ausrichtung der Zellen zur Dosisbestimmung ist nicht nur eine

Ursache der Abweichungen der beiden Simulationen zueinander. Sie liefert ebenfalls einen Grund für den Unterschied zwischen den Dosiswerten von Simulation und Messung. Hier kommt jedoch noch die Unsicherheit in der Positionierung der Strahlenquelle hinzu.

Die Ergebnisse der Simulationen, die die Sensitivität der Dosishöhe und -verteilung auf die Positionierung der Strahlenquelle behandeln, sind in Abbildung 6.5 zu sehen. Sie zeigen, wie sich schon geringe Abweichungen zwischen realem und simuliertem Expositionsszenario bezüglich der relativen Position der Strahlenquelle zur Dosiszelle auswirken.

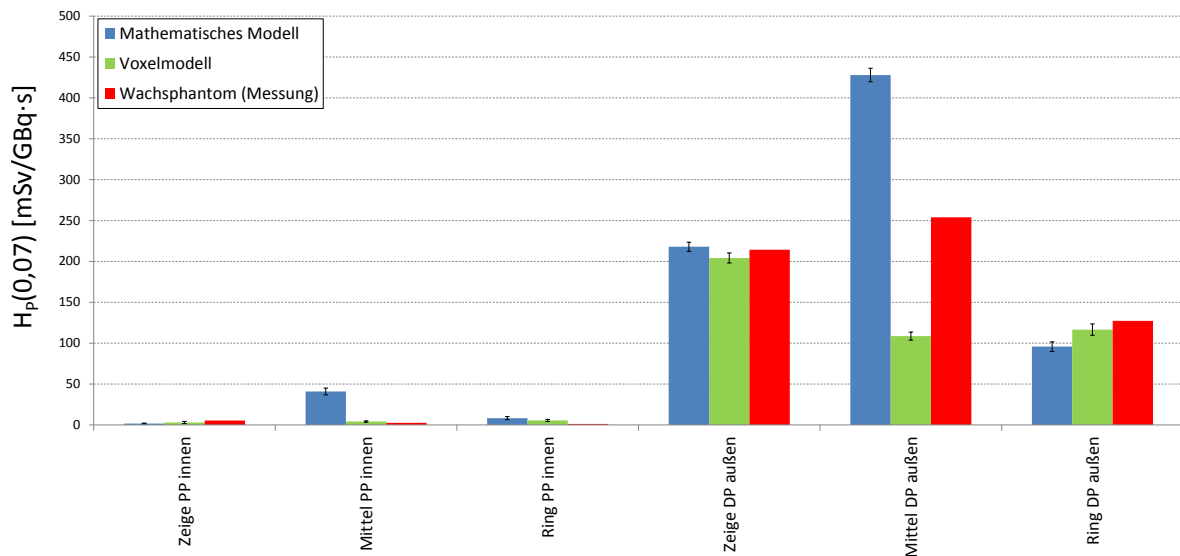


Abbildung 6.4: Vergleich zwischen den ORAMED Messungen und den Simulationen mit dem Voxel- und dem mathematischen Handmodell.

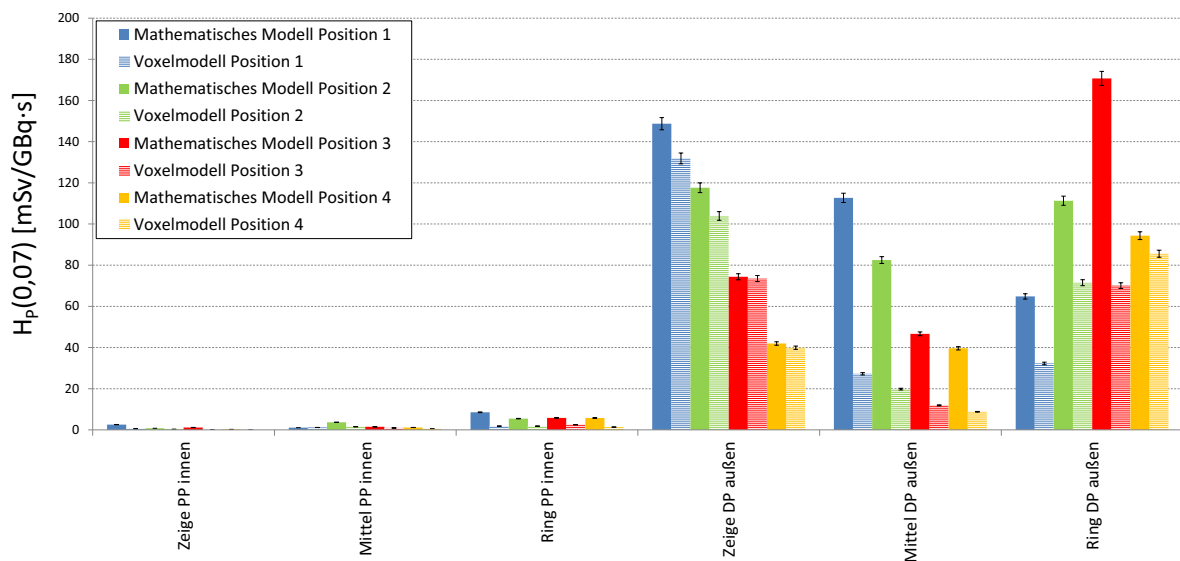


Abbildung 6.5: Simulierte Dosiswerte für die vier verschiedenen Spritzenpositionen und -orientierungen in der Handgemäß Abbildung 6.2.

Tabelle 6.1: Vergleich zwischen den ORAMED Messungen und den Simulationen mit dem Voxelmodell und dem mathematischen Modell entsprechend Abbildung 6.1 (0,194 GBq ^{90}Y -Quelle).

	Dosiswerte $H_p(0,07)[\mu\text{Sv}/\text{GBq} \cdot \text{s}]$		
	Messung	Simulation	
	Wachsphantom	Math. Modell	Voxelmodell
Zeige PP innen	5,4	2($\pm 0,5$)	3($\pm 1,4$)
Mittel PP innen	2,6	41($\pm 4,2$)	4($\pm 0,8$)
Ring PP innen	1,2	8 ($\pm 1,9$)	5($\pm 1,3$)
Zeige DP außen	214,3	218($\pm 5,6$)	204($\pm 6,2$)
Mittel DP außen	254	428($\pm 8,3$)	109($\pm 4,9$)
Ring DP außen	127,3	96 ($\pm 5,9$)	117($\pm 6,9$)

6.1.2 Expositionsszenarien mit einem gewebeäquivalentem Handphantom

Eine weitere Bestätigung, dass das mathematische Handmodell für Strahlentransportrechnungen und für die Abschätzung von real auftretenden Energiedepositionen gut geeignet ist, zeigt die Simulation eines Expositionsszenarios mit dem Handphantom der Landesanstalt für Personendosimetrie und Strahlenschutz Ausbildung Mecklenburg-Vorpommern (LPS) [Martini und Engelhardt 2008]. Bei diesem Phantom handelt es sich um ein plastisches Phantom aus gewebeäquivalentem Material, das hinsichtlich des Strahlentransports die gleichen Eigenschaften wie eine echte Hand aufweist. Das experimentelle Expositionsszenario ist in Abbildung 6.6 zusammen mit dessen Modellierung dargestellt. Eine mit 4 ml ^{90}Y -Suspension gefüllte Spritze, die für eine RSO-Therapie vorbereitet wurde, liegt dabei als Strahlenquelle in der künstlichen Hand. Dieser einfache experimentelle Aufbau, der keine typische Handhabung bei der RSO-Therapiedurchführung darstellt, diente zur Validierung der Simulationsmethodik. Die bei der Bestrahlung auftretenden Dosiswerte wurden an charakteristischen Stellen der Hand messtechnisch ermittelt (vergleiche Kapitel 3.2). Die Positionierung der TLDs erfolgte dabei an Stellen, an deren entsprechenden Stellen im Handmodell ebenfalls Zellen zur Dosisbestimmung vorhanden waren.

Ergebnis und Diskussion

In Abbildung 6.7 und Tabelle 6.2 sind die gemessenen und simulierten Dosiswerte für das dargestellte Strahlungsszenario dargestellt². Es sei erwähnt, dass es sich bei den dabei angegebenen Unsicherheiten um die quantifizierbaren Messunsicherheiten bei idealen Expositionsbedingungen (Teilchenart, Energiespektrum und Einfallswinkel sind bekannt) handelt (vergleiche

²Ergebnisse basieren auf dem neuesten Stand der Modellierungssoftware (Stand April 2012).

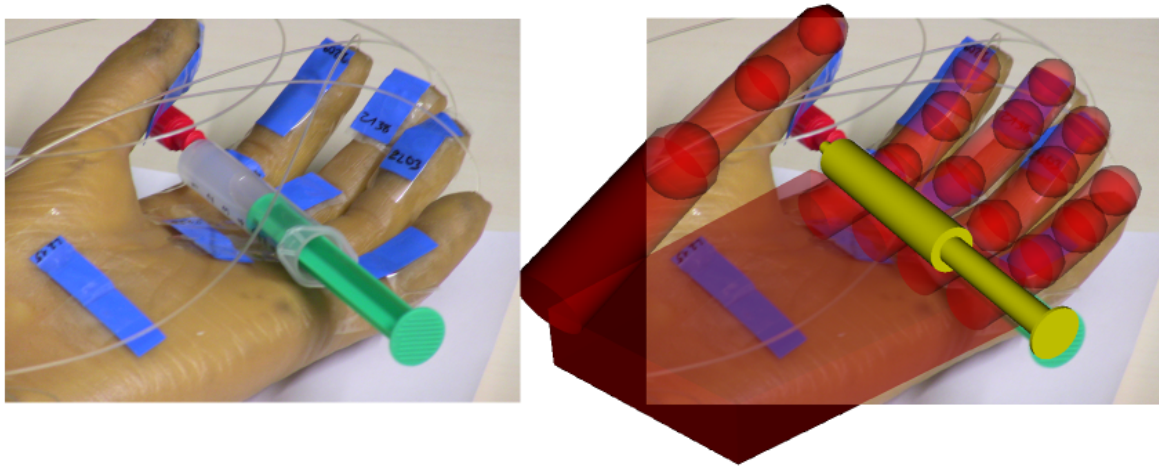


Abbildung 6.6: Experimenteller Aufbau in der Klinik für Nuklearmedizin der St. Vincentius-Kliniken gAG Karlsruhe mit dem LPS-Handphantom (links) und dessen geometrische Modellierung (rechts).

Kapitel 3.2). Die Abhängigkeiten des Ansprechvermögens auf unterschiedliche Teilchenarten, Energien und Einfallswinkel, tragen bei der Messung zusätzlich zur Unsicherheit bei. Berücksichtigt man dies, zeigt sich eine gute Übereinstimmung zwischen Messung und Simulation. Bis auf den sehr niedrigen Wert am Handgelenk weicht die Simulation an jeder Position um weniger als 50 %, im Mittel sogar um weniger als 20 % der Messung ab.

Die Messung liefert zudem nur einen indirekt bestimmten Wert für die Dosis in 0,07 mm Tiefe. Die Simulationsmethodik mit dem mathematischen Handmodell liefert dagegen die Dosis, die tatsächlich im Gewebe deponiert wurde. Durch eine geeignete Wahl der Gewebeschichten bietet sie damit sogar die Möglichkeit der direkten Bestimmung von Körperdosisgrößen.

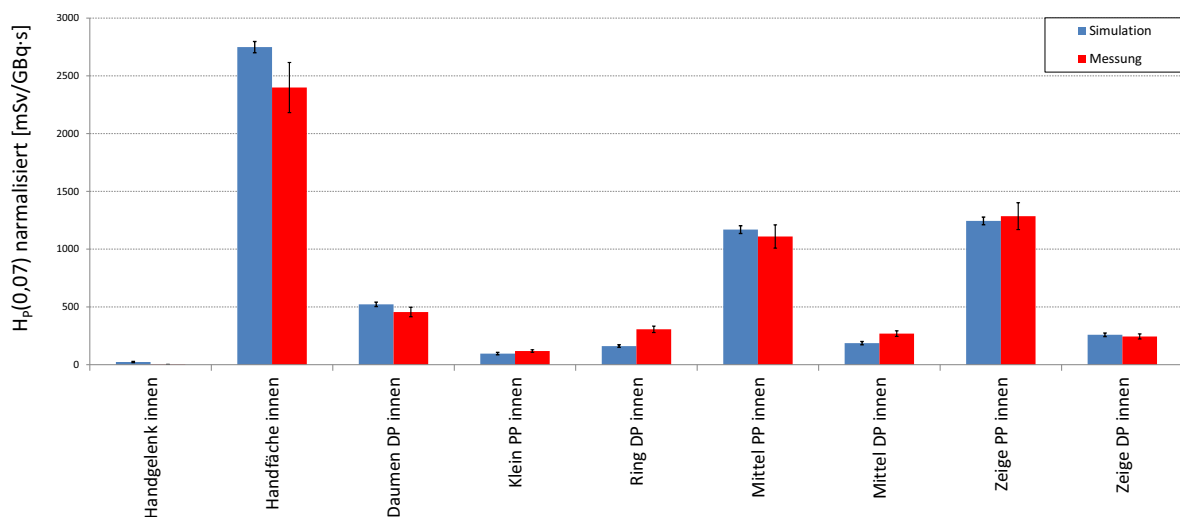


Abbildung 6.7: Vergleich zwischen den Messungen mit dem LPS-Handphantom und den Simulationen mit dem mathematischen Handmodell.

Tabelle 6.2: Vergleich zwischen den gemessenen und simulierten Dosiswerten des Szenarios aus Abbildung 6.6 (0,2 GBq ^{90}Y -Quelle).

	Dosiswerte $H_p(0,07)[\mu\text{Sv}/\text{GBq} \cdot \text{s}]$	
	Messung	Simulation
	LPS Phantom	Math. Modell
Handgelenk	2,1($\pm 0,4$)	23,1($\pm 5,1$)
Handfläche	2399($\pm 217,3$)	2749($\pm 48,9$)
Daumen DP	456 ($\pm 41,4$)	522($\pm 18,9$)
Klein PP	118($\pm 10,8$)	96($\pm 10,4$)
Ring DP	306($\pm 27,8$)	161($\pm 11,3$)
Mittel PP	1110 ($\pm 100,6$)	1170($\pm 33,8$)
Mittel DP	269 ($\pm 24,4$)	186($\pm 14,0$)
Zeige PP	1286 ($\pm 116,5$)	1244($\pm 33,6$)
Zeige DP	244 ($\pm 22,3$)	258($\pm 15,2$)

6.2 Orts- und zeitvariante Expositionsszenarien

In der Klinik für Nuklearmedizin der St. Vincentius-Kliniken gAG Karlsruhe konnte die in dieser Arbeit entwickelte Methode zur Simulation der Teilkörperdosis eingesetzt werden, zum einen bei der Injektion des ^{90}Y während der Durchführung von RSO-Therapien, zum anderen bei gestellten Spritzenhandhabungen. Die Motivation hinter letzteren war, die Methode unter kontrollierbaren Bedingungen zu testen. Wie im Weiteren beschrieben, sind solche Bedingungen im Klinikum bei realen Therapien selten möglich.

6.2.1 Handhabung unter kontrollierbaren Bedingungen

Für die Handhabungen unter kontrollierbaren Bedingungen wurde eine Spritze verwendet, die für die Therapie mit der ^{90}Y -Suspension aufgezogen war. Zum Vergleich zwischen gemessenen und simulierten Dosiswerten $H_p(0,07)$ auf der Hand wurde kein Spritzenprotector verwendet. Die Bewegungen waren relativ schnell, enthielten Richtungswechsel und verschiedene Aktionen und Handstellungen, die der Injektionsbewegung und anderen Spritzenhandhabungen, die während nuklearmedizinischer Applikationen auftreten, entsprachen. Alle vier Kameras waren auf die Szene des Bewegungsablaufes ausgerichtet und mit der in Kapitel 4.1.2 beschriebenen Schachbrettmethode kalibriert. An verschiedenen Stellen beider Hände wurden die TLD-Taschen nach Kapitel 3.2 befestigt (vergleiche Abbildung 6.8). Die retroreflektierenden Marker wurden auf die bei der Handhabung getragenen Handschuhe geklebt.



Abbildung 6.8: TLDs in Taschen verpackt und an der Hand befestigt. Die Abbildung zeigt als Beispiel die Befestigung der TLDs vor einer Therapiedurchführung.

Die Bildwiederholungsrate der Aufnahmen lag bei 70 Bildern pro Sekunde. Für das Tracking ist eine hohe Zeitauflösung von Vorteil (vergleiche Kapitel 4.1.5). Anders verhält es sich bei der Simulation: Einerseits sollte die Zahl der berücksichtigten Expositionsszenarien innerhalb einer Zeit so hoch wie nötig sein, um keine großen Dosisleistungsänderungen über der Zeit zu unterschlagen, andererseits so klein wie möglich, um den Rechenaufwand gering zu halten. Um beiden Forderungen gerecht zu werden, wurde eine Simulationsrate von sieben zeitlich äquidistanten Expositionsmomenten pro Sekunde gewählt. Tests, die den Einfluss verschiedener Simulationsabstraten auf die integrale Dosis und deren Verlauf über der Zeit untersuchten, bestätigen, dass dies hoch genug ist, den Dosisleistungsverlauf auch bei einer temporeichen Bewegung vollständig nachzubilden und die integrale Dosis mit ausreichender Genauigkeit zu berechnen. Beispielsweise änderte sich die integrale Dosis im Vergleich zu der Simulation mit der doppelten Abtastrate (14 Simulationen pro Sekunde) lediglich um etwa drei Prozent. Je nach Zielsetzung, Geschwindigkeit der Bewegung und des räumlichen Dosisleistungsgradienten im Strahlenfeld kann eine höhere oder niedrigere Abtastrate geeigneter sein. Dies ist individuell zu überprüfen.

Abbildung 6.9 zeigt die Projektion von sechs modellierten Expositionsszenarien auf die entsprechenden realen Szenarien einer untersuchten gestellten Handhabung, die hier als Beispiel herangezogen wird. Bei diesem Bewegungsablauf von etwas über 19 Sekunden wurden insgesamt 134 Szenarien modelliert.

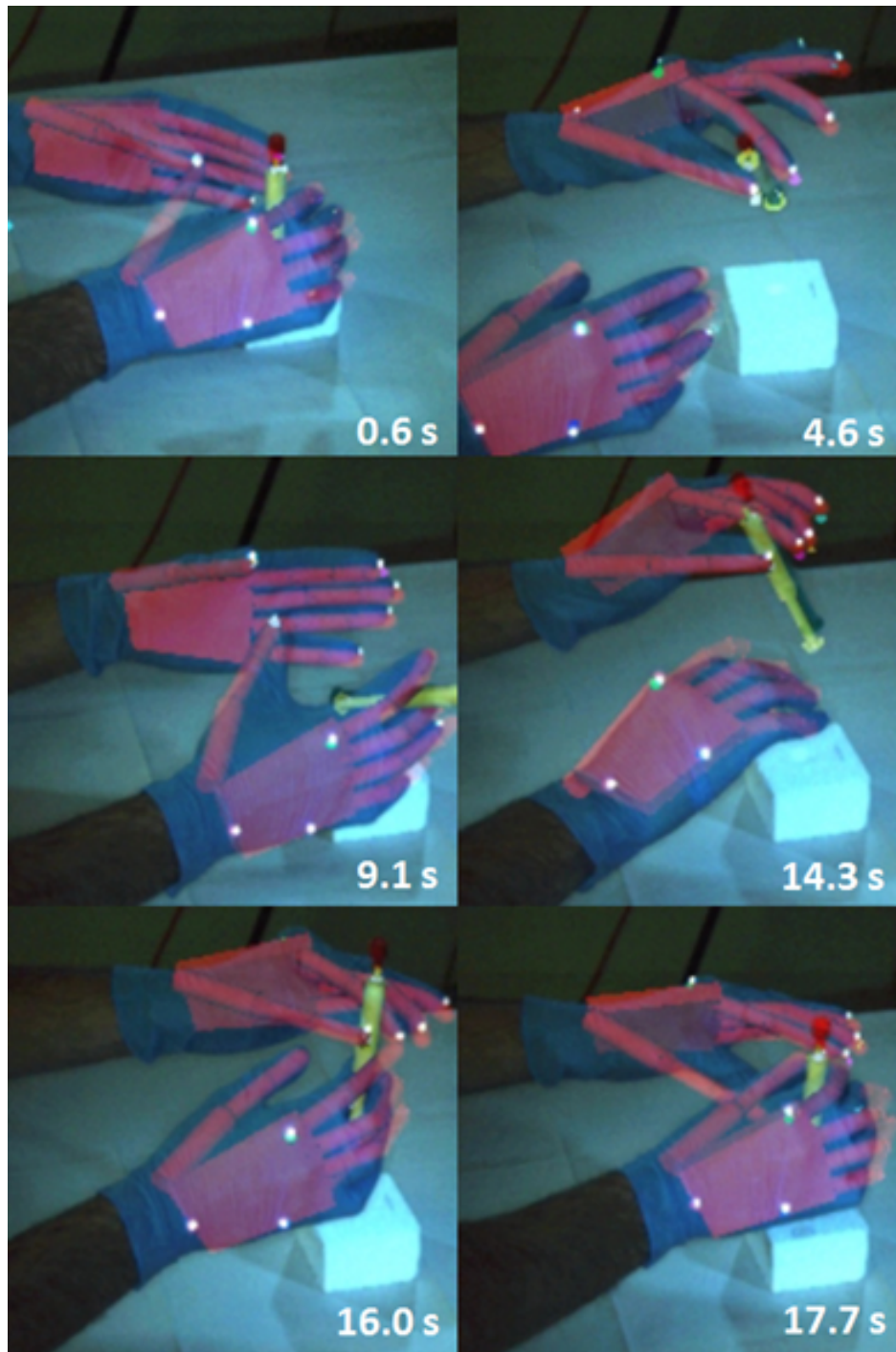


Abbildung 6.9: Projektion von sechs verschiedenen modellierten Szenarien der gestellten Handhabung auf die vergrößerten Ausschnitte der realen Expositionsszenarien aus einer der vier Kameraperspektiven mit Angabe der jeweiligen Zeitpunkte. Die Marker sind im Bild durch die hellen weißen Punkte erkennbar. Entsprechende Positionen am Handmodell sind nur an wenigen Stellen in verschiedenen Farben zu erkennen. Bei der Überlagerung der Bilder des realen und modellierten Expositionsszenarios werden sie von den hellen Markerabbildungen überdeckt.

6.2.2 Handhabung während der Therapiedurchführung

Die Therapiedurchführung erfolgte mit einem Spritzenprotector und einem Makrolon[®]-Ring, der eine Abschirmung der Finger während der Injektion gewährleisten soll. Wegen der Anforderung an die Sterilität war der Einsatz der retroreflektierenden Marker nicht möglich³. Mit einem sterilen Filzstift konnten aber Markierungen an den entsprechenden Stellen des Handgelenks und der Handfläche auf dem Handschuh vorgenommen werden. Diese waren in den aufgenommenen Bildern nur schwach sichtbar, so dass das automatische Trackingverfahren nicht anzuwenden war. Ohne die Unterstützung durch das automatische Trackingverfahren müssen die zur Rekonstruktion herangezogenen charakteristischen Punkte auf der Hand und der Spritze mit dem Auge identifiziert und ausgewählt werden. Die auf diese Weise gewonnenen Koordinaten sind allerdings sehr nützlich, da sie eine erste automatische Ausrichtung der Hand ermöglichen. Zudem kann die Handstellung und die Position der Spritze durch die Überlagerung der Bilder des realen und des zu modellierenden Szenarios interaktiv angepasst werden.

Neben dem Patienten auf der Liege, der Röntgendurchleuchtungseinrichtung und der assistierenden Person kann auch die behandelnde Ärztin die freie Sicht auf die Handhabung verdecken. Die Anordnung der Kameras sind den örtlichen Gegebenheiten anzupassen, wobei der reibungslose Ablauf der Applikation nicht gestört werden sollte. Die Handhabung der ersten Therapiedurchführung war in den Kameras, trotz vorangegangener Ablaufprobe des Vorgangs, aufgrund eines unerwarteten Arbeits- und Bewegungsablaufes leider vollständig verdeckt. Eine Simulation war nicht möglich. Aus dieser Erfahrung heraus wurde der Kameraaufbau für die nächste Therapie verändert. Damit konnte erreicht werden, dass der Injektionsvorgang mit zwei Kameras, wie in Abbildung 6.10 gezeigt, mit allen notwendigen Details aufgezeichnet werden konnte. Das kurze Zeitfenster zwischen den einzelnen Applikationen stellte eine große Herausforderung an die Kalibrierung der Kameras für das geänderte Aufnahmeszenario dar. Das Verfahren zeigte sich jedoch als robust, so dass auch unter diesen erschwerten Bedingungen Kameraparameter ermittelt werden konnten, die die Modellierung des Injektionsvorgangs ermöglichten.

Für die Therapiedurchführung wurden drei Expositionsszenarien pro Sekunde simuliert, was eine gute zeitliche Auflösung der Dosisleistung über der gesamten beobachteten Handhabungssequenz lieferte. Die Sequenz dauerte etwa 38 Sekunden, insgesamt wurden somit 115

³Hier zeigt sich der Vorteil des gewählten videobasierten Kamerasystems gegenüber einem rein optischen Kamerasystem. Eine Erfassung des Szenarios ist mit Einschränkungen auch ohne Marker möglich.

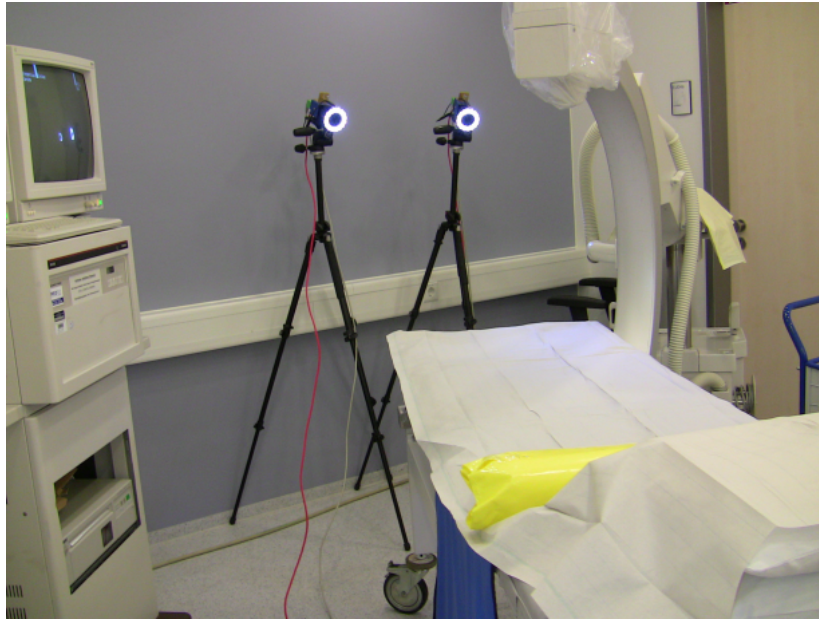


Abbildung 6.10: Aufbau der Kameras zur Aufnahme der Therapiedurchführung im Behandlungsraum mit Röntgendurchleuchtungseinrichtung und Patientenliege.

verschiedene Augenblicke betrachtet. Abbildung 6.11 zeigt die Gegenüberstellung von acht Momenten der realen Therapiedurchführung und deren zugehöriger geometrischen Modellierung.

6.2.3 Simulationsergebnisse

Handhabung unter kontrollierbaren Bedingungen

Die Verteilung der Dosis $H_P(0,07)$ für die gestellte Handhabung ist in Abbildung 6.12 dargestellt. Darin sind sowohl die gemessenen als auch die simulierten Dosiswerte enthalten. Für die Simulation ist die Dosisverteilung über der gesamten Hand ermittelt worden. Aus Gründen der Übersichtlichkeit sind hier, wie auch in den bisherigen und folgenden Darstellungen der Dosisverteilung, nur die Werte der Positionen aufgeführt, zu denen auch ein Messwert vorliegt.

Die Simulationen bieten neben der Ermittlung von Dosen über der gesamten Handhabungsdauer auch die Möglichkeit der zeitaufgelösten Dosisanalyse. Als Beispiel zeigt Abbildung 6.13 den Kurvenverlauf der Dosisleistung über der Zeit an der Innenseite des Zeigefingerendglieds der rechten (Abbildung 6.13(a)) und linken (Abbildung 6.13(b)) Hand. Der Kurvenverlauf lässt sich durch den Vergleich mit den einzelnen Szenen aus Abbildung 6.9 gut erklären.

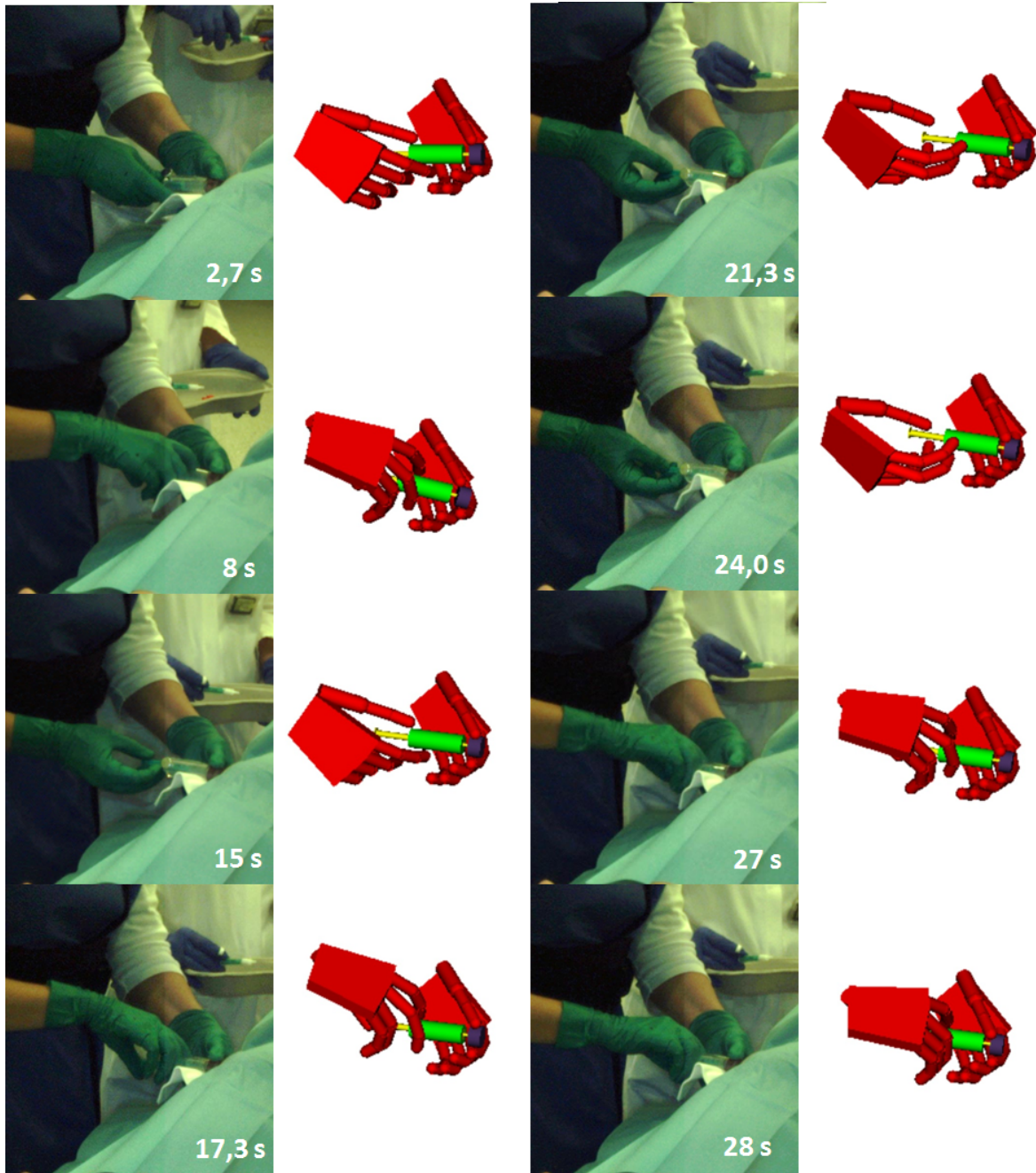


Abbildung 6.11: Expositionsszenarien während der Injektion (links) mit den entsprechenden geometrischen Modellierungen (rechts).

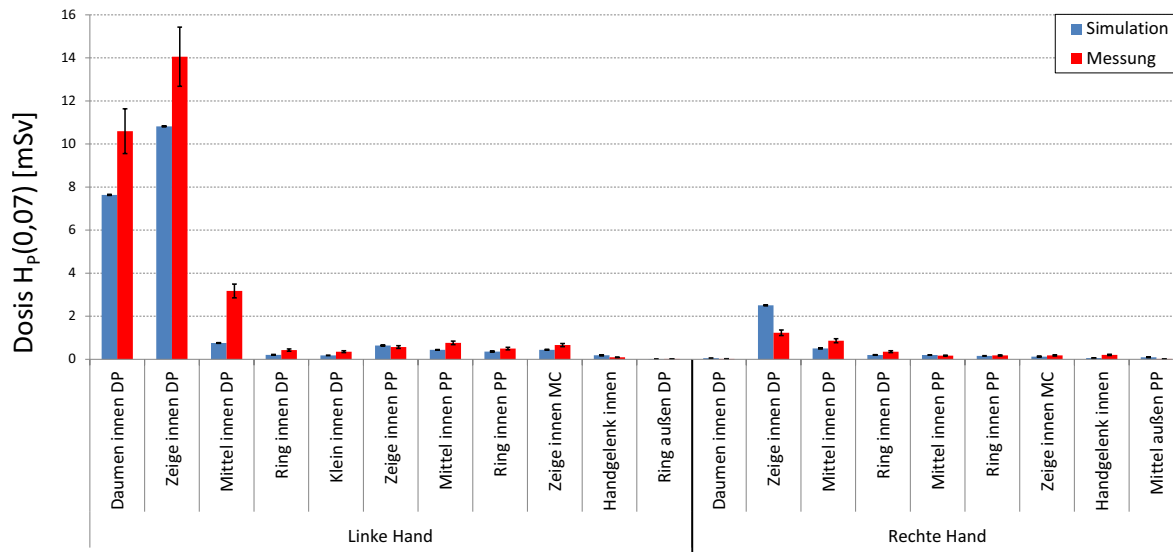
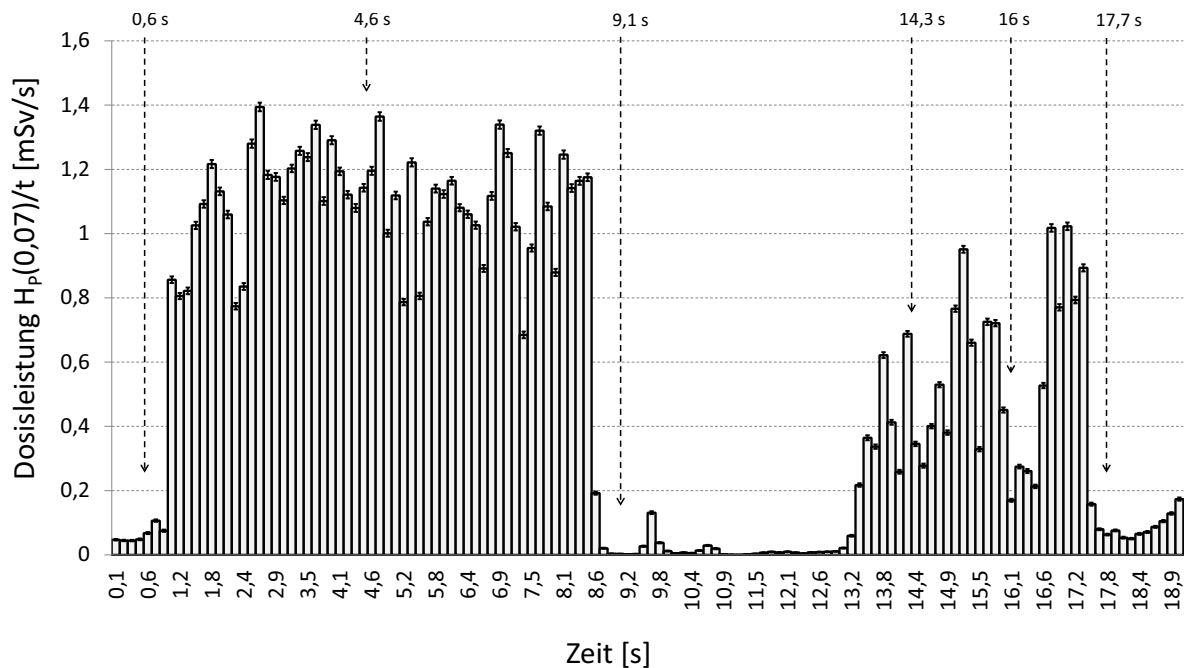


Abbildung 6.12: Gemessene und simulierte Dosen $H_P(0,07)$ für die gestellte Handhabung der mit ^{90}Y gefüllten Spritze (190 MBq) mit den jeweiligen Unsicherheiten. Abkürzungen: DP: Distal Phalangeal, PP: Proximal Phalangeal, MC: Metacarpal.

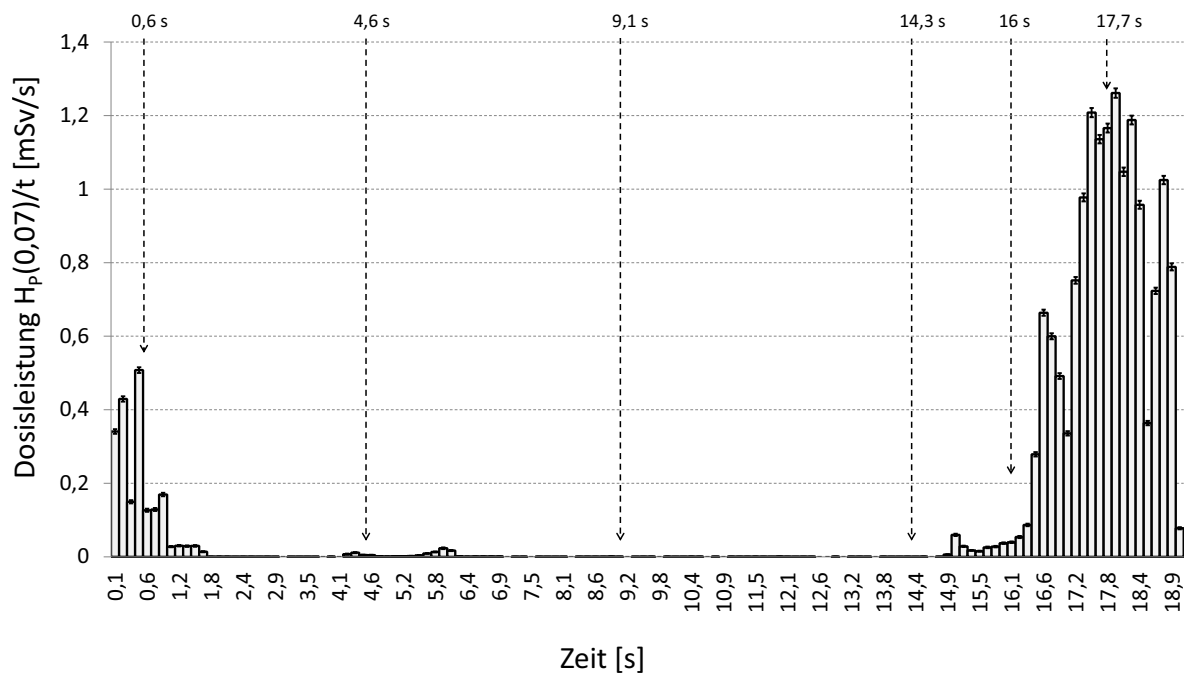
Handhabung während der Therapie

Die für die Therapiedurchführung gemessene Dosisverteilung ist zusammen mit den simulierten Werten in Abbildung 6.14(a) dargestellt. Wie zu sehen ist, sind die gemessenen Werte bei der Therapiedurchführung im Mittel höher als bei der Simulation. Dies lässt auf eine von der Annahme abweichende Quellenverteilung schließen. Eine geringe Kontamination im Bereich der Verbindung des Luer-Ansatzes zur Kanüle würde die höheren Dosiswerte bei der Messung erklären. Beim Abziehen der Injektionsnadel und dem Aufsetzen einer Schutzkappe während der Vorbereitung des ^{90}Y , ebenso wie beim umgekehrten Vorgang während der Applikation des ^{90}Y , ist die Spritze zwangsläufig unverschlossen. Dabei ist das Austreten einer geringen Menge der Suspension und auch ganzer Flüssigkeitstropfen denkbar.

Ein Vorteil der Simulation im Vergleich zur Messung ist, dass solche Hypothesen tatsächlich untersucht werden können. Anders als bei der Messung kann dasselbe virtuelle Experiment unter veränderten Bedingungen wiederholt werden. So wurde die hypothetische Kontamination im vorliegenden Fall durch eine Quelle an der Oberfläche des Luer-Ansatzes in die Modellierung des Injektionsablaufes hinzugefügt und deren Auswirkungen durch eine erneute Simulation ermittelt. In Abbildung 6.14(b) sind die Dosiswerte $H_P(0,07)$, die unter Berücksichtigung einer angenommenen Kontamination von 4,75 MBq simuliert wurden, neben den Messwerten dargestellt. Eine derartige Kontamination könnte beispielsweise durch wiederholtes Austreten geringerer Mengen der Suspension und anschließender Verdunstung der Flüssigkeit oder



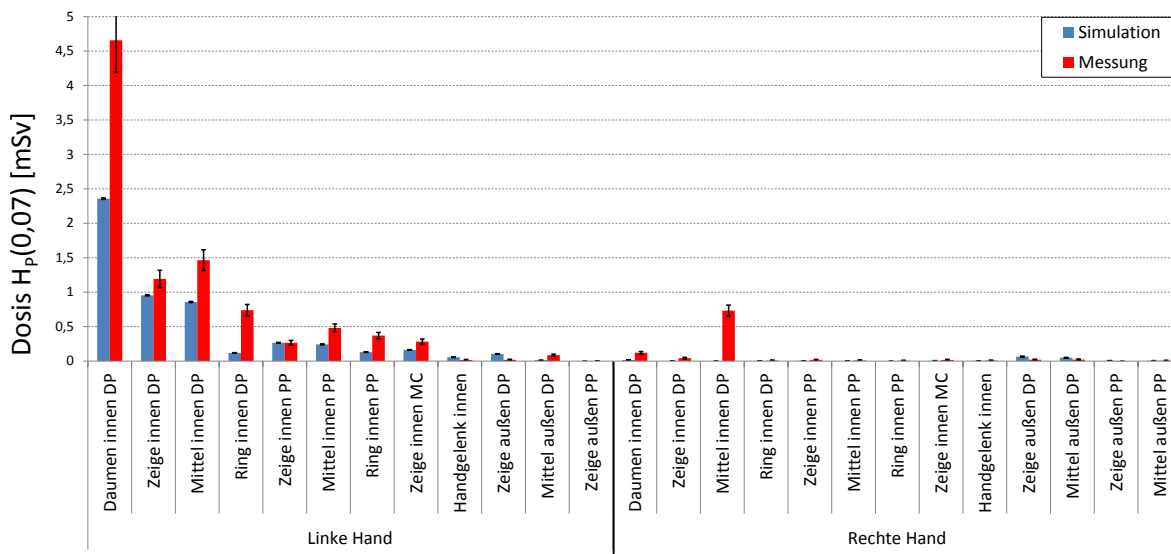
(a) Innenseite des linken Zeigefingerendglieds.



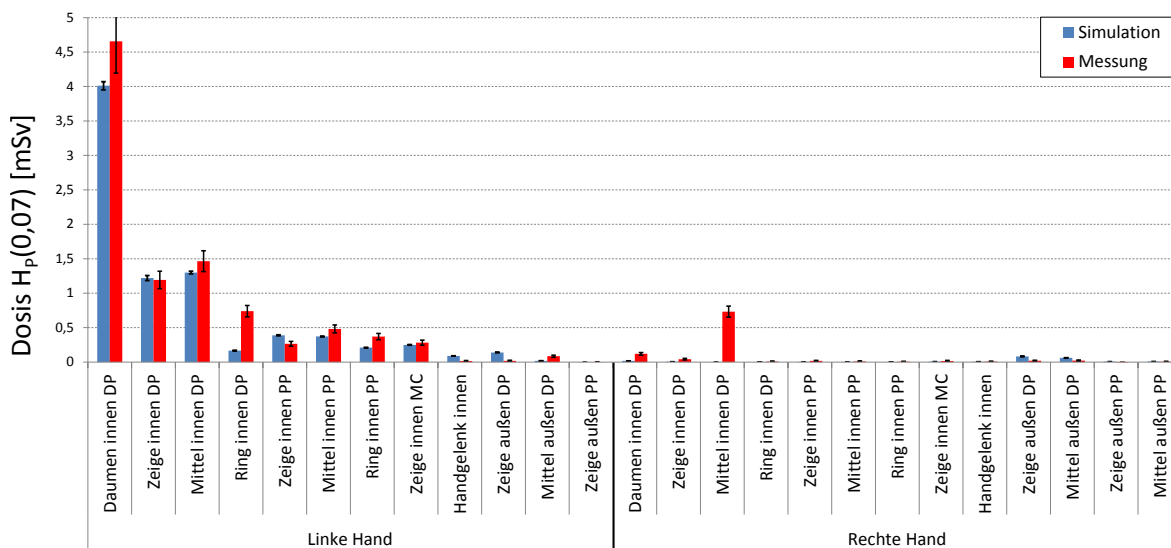
(b) Innenseite des rechten Zeigefingerendglieds.

Abbildung 6.13: Dosisleistung $H_P(0,07)/t$ an der jeweiligen Position über den zeitlichen Verlauf der gestellten Handhabung der mit ^{90}Y gefüllten Spritze (190 MBq). Die Expositionsszenarien für die mit Pfeilen gekennzeichneten Zeitpunkte entsprechen denen in Abbildung 6.9.

einmaligen Austretens eines großen Tropfens von 0,1 ml entstehen.



(a) Ohne Kontamination (Gesamte Aktivität befindet sich innerhalb des Spritzen- und Kanülensystems).

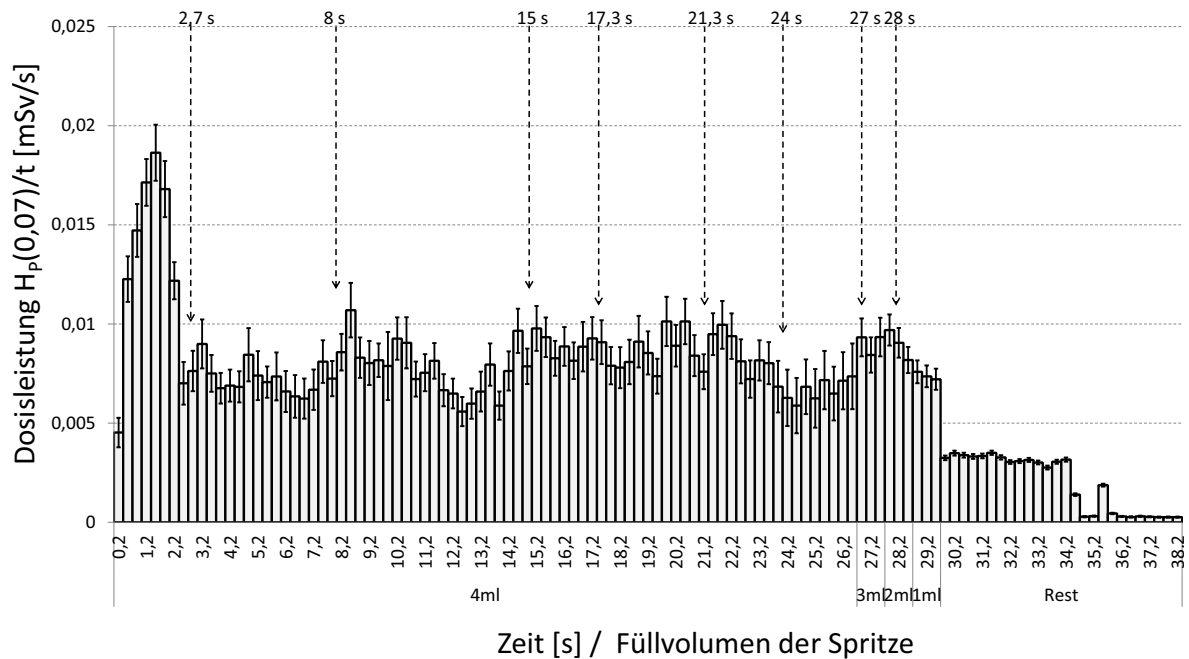


(b) Mit Kontamination (2,5% der Aktivität (4,75 MBq) wurden als Kontamination im Bereich des Kanülenansatzes angenommen).

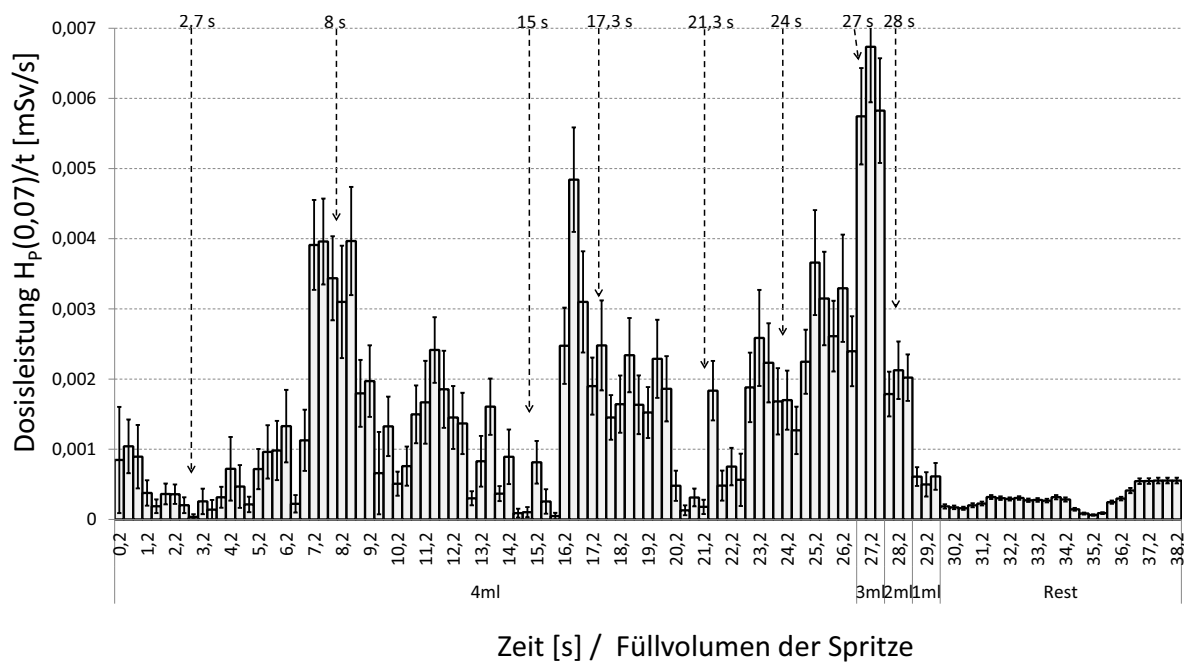
Abbildung 6.14: Gemessene und simulierte Dosen $H_P(0,07)$ für die Injektion des ^{90}Y bei einer RSO-Therapie mit den jeweiligen Unsicherheiten. Abkürzungen: DP: Distal Phalangeal, PP: Proximal Phalangeal, MC: Metacarpal.

Der Verlauf der Dosisleistung über der Zeit an der Zeigefingerbasis der Innenseite der linken Hand ist in Abbildung 6.15(a) dargestellt. Abbildung 6.15(b) zeigt diesen für die Außenseite des Mittelfingerendglieds der rechten Hand. Diese Positionen wurden gewählt, da sie sich sehr gut eignen, den Dosisverlauf über der Zeit anhand der Abbildung 6.11 nachzuvollziehen.

An der Zeigefingerbasis steigt die Dosisleistung zu Beginn stark an, fällt nach kurzer Zeit wieder etwas ab und bleibt danach konstant. Der Spritzenprotector schirmt demnach in



(a) Innenseite der linken Zeigefingerbasis.



(b) Außenseite des rechten Mittelfingerendglieds.

Abbildung 6.15: Dosisleistung $H_P(0,07)/t$ an der jeweiligen Position über den zeitlichen Verlauf der Injektion des ^{90}Y bei einer RSO-Therapie. Die entsprechenden Expositionsszenarien für die markierten Zeitpunkte sind gemäß Abbildung 6.11.

Richtung der Kanüle nicht gut ab. In den ersten zwei Sekunden der beobachteten Sequenz, kurz bevor die Spritze an die Kanüle gelegt wird, ist dieser schlechter abgeschirmte Teil auf die Basis des Zeigefingers gerichtet und es tritt eine Dosisleistung von fast 0,02 mSv/s auf. Danach ist die Abschirmung zwischen Quelle und Zeigefingerbasis durch den Protektor und den Makrolonring besser. Nach etwa 27 Sekunden beginnt die Injektion, die Aktivität verringert sich und die Dosisleistung nimmt ab. In der letzten Phase wird die Spritze von der Kanüle gelöst und mit der rechten Hand entfernt. An der linken Hand ist zu diesem Zeitpunkt keine Dosisleistung mehr zu sehen. Beim wiederholten Ansetzen der Injektion nähert sich der Mittelfinger der rechten Hand der Strahlenquelle an und entfernt sich beim Nachjustieren der Position der Injektionsnadel wieder. Dies äußert sich in dem dargestellten Verlauf der Dosis in Abbildung 6.15(b).

6.2.4 Diskussion

In Anbetracht der Unsicherheiten bei der Bestimmung der Personendosis, die auch über die nach den DIN- bzw. ISO-Normen ([DIN V ENV 13005 1999] bzw. [ISO/IEC 2008]) berechneten Messunsicherheiten hinausgehen können (vergleiche Kapitel 2.2 und 3.2), liefern die simulierten Dosiswerte eine gute Beschreibung des Experiments. Dies gilt sowohl für die gestellte Handhabung, als auch für die Therapiedurchführung unter Annahme einer Kontamination. Die Einflüsse, die bei der Messung zu der hohen Unsicherheit bei der Ermittlung der Dosis führen, treten bei der Simulation nicht auf. Hier wird die Dosis in 0,07 mm Gewebetiefe direkt über die Energiedeposition bestimmt. Ein energie- oder teilchenabhängiges Ansprechvermögen kann dabei ausgeschlossen werden.

Neben möglichen Messabweichungen liegt in der begrenzten Positionierungsgenauigkeit der TLDs auf der Hand eine Ursache für Unterschiede zwischen den gemessenen und simulierten Dosiswerten in den Abbildungen 6.12 und 6.14. Die Dosismessung findet dadurch nicht exakt an der Stelle der Hand statt, an der sich in der Simulationsgeometrie die Zelle zur Dosisberechnung befindet. In den inhomogenen Strahlenfeldern ist der räumliche Dosisleistungsgradient groß, so dass sich dies in hohem Maße auf die Vergleichbarkeit zwischen Messung und Simulation auswirkt.

Auch geringe Unterschiede bei der realen und der modellierten Geometrie führen zu Abweichungen zwischen den Dosiswerten bei der Simulation und der Messung. Bei der gestellten Handhabung, die unter kontrollierbaren Gegebenheiten stattfand, waren die Voraussetzungen für eine vollständige Erfassung des realen Szenarios und damit einer genaueren Modellierung

besser gegeben. Unterschiede zwischen Messung und Simulation sind hier zwar ebenfalls vorhanden, in Anbetracht des hohen räumlichen Dosisleistungsgradienten im Strahlenfeld der nicht abgeschirmten Spritze (vergleiche hierzu Abbildung 5.10 in Kapitel 5.4), wodurch sich die begrenzte Positionierungsgenauigkeit und bereits geringe Abweichungen zwischen realer und modellierter Geometrie noch stärker auswirken, sind die Ergebnisse hier sehr gut.

Die maximalen Dosiswerte, die bei der Therapiedurchführung sowohl gemessen, als auch simuliert wurden, sind trotz der Strahlenschutzmaßnahmen (Spritzenprotector und Makrolon[®]-Ring) im Vergleich zu anderen in der Klinik für Nuklearmedizin der St. Vincentius-Kliniken gAG Karlsruhe untersuchten und zum Teil ohne Spritzenprotector durchgeführten Applikationen hoch. Als Vergleich sei die Injektion von 185 MBq ⁹⁰Y bei einer RSO-Therapie zu nennen, die etwa 10 s dauerte und mit einem Makrolon[®]-Ring jedoch ohne Spritzenprotector durchgeführt wurde. Hier traten maximale Dosiswerte von 2,5 mSv bei der Messung bzw. 2,1 mSv bei der Simulation auf (Details sind in Blunck *et al.* [2011a] zu finden). Wie bereits aufgeführt und mit Hilfe der Simulationen untermauert, liefert eine geringe Kontamination zwischen Spritze und Kanüle eine Erklärung für den hohen Betrag der Gesamtdosis der vorgestellten Therapiedurchführung. Aber auch ohne Kontamination, so zeigt die Simulation, ist die maximal ermittelte Dosis mit über 2 mSv hoch. Während der Verabreichung des ⁹⁰Y läge die Dosisleistung der betreffenden Stelle (Endglied des Daumens) dann zwischen 0,04 mSv/s und 0,1 mSv/s, was im Vergleich zu anderen Stellen der Hand hoch ist. Der Grund hierfür ist auf die trotz Spritzenprotector und Makrolon[®]-Ring fehlende Abschirmung zwischen Spritzenzylinder und Kanüle zurückzuführen. Zudem ist die hohe integrale Dosis auf die lange zeitliche Dauer der Injektion von fast 40 s zurückzuführen.

Generell ist der Gebrauch eines Spritzenprotectors zu empfehlen, da er die Dosis für die hantierende Person verringern kann [ICRP 2008]. Eine ausreichende Abschirmwirkung ist jedoch nicht an jeder Stelle gegeben, so dass die maximalen Dosiswerte an lokalen Bereichen der Hand dennoch hoch sein können. Wird die Injektionsdauer durch ein vermindertes Feingefühl verlängert, kann der Protector sogar zu einer Dosiserhöhung führen.

Die Überwachung der Teilkörperdosis der Hände erfolgt in der Nuklearmedizin mit Finger-ringdosimetern (vergleiche Kapitel 2.2). Werden diese nicht am Ort der maximalen Exposition getragen, kommt es zu einer Unterschätzung der Dosis. Um diesem Sachverhalt entgegenzuwirken werden Korrekturfaktoren empfohlen, welche die gemessene Dosis am Trageort des

Ringdosimeters auf die Dosis am Ort der maximalen Exposition skalieren sollen. Da die Verteilung der Dosis über der Hand bei jeder Handhabung unterschiedlich ausfällt, wird die Schätzung der Dosis dadurch zwar konservativer, im Hinblick auf die individuelle Exposition der in der Nuklearmedizin tätigen Personen jedoch nicht genauer. Im vorliegenden Falle beispielsweise hätte ein an der Innenseite der Zeige-, Mittel- oder Ringfingerbasis der linken Hand getragenes Ringdosimeter zu einer Unterschätzung der Dosis um den Faktor 10 bis 17 geführt (siehe Tabelle 6.3). Würde das Dosimeter an der rechten Hand getragen, wäre die Unterschätzung sogar noch höher. Auch bei Anwendung eines Korrekturfaktoren von 6 bis 7, wie er im Rahmen des ORAMED-Projekts für die Handhabung von mit ^{90}Y markierten Substanzen zwischen der Basis des Zeigefingers und dem Ort der maximalen Exposition gefordert wurde [Rimpler *et al.* 2011], würde die Dosis noch immer um den Faktor 2 bis 3 unterschätzt werden.

Diese hohen Unsicherheiten, die bei der Personendosimetrie mit Hilfe von Fingerringdosimetern und selbst bei Messungen mit mehr als einem Dosimeter aufgrund der geringen räumlichen Auflösung vorhanden sind (vergleiche Kapitel 2), treten bei der Simulation nicht auf. In Tabelle 6.3 sind zusätzlich die Faktoren zwischen der gemessenen Dosis am Ort der maximalen Exposition und der Dosis, die mit der Simulation ermittelt wurde, aufgeführt. Unter Berücksichtigung einer Kontamination hätte die Simulation die im realen Expositionsszenario aufgetretene maximale Dosis lediglich um den Faktor 1,2 unterschätzt. Selbst unter Vernachlässigung der Kontamination liegt der Faktor zwischen der maximal gemessenen Dosis und der Simulation bei unter 2. Die Unterschätzung würde bei der Simulation also deutlich geringer ausfallen, als bei der Messung mit einem oder wenigen Fingerringdosimetern an den üblichen Tragepositionen.

Tabelle 6.3: Faktoren zwischen der am Ort der maximalen Exposition gemessenen Dosis $H_P(0,07)_{max}$ und den an typischen Trageorten von Ringdosimetern gemessenen Dosen $H_P(0,07)_{MessA,B,C}$ (Mess A: Trageort Zeigefingerbasis, Mess B: Trageort Mittelfingerbasis, Mess C: Trageort Ringfingerbasis). Daneben stehen die Faktoren zwischen der am Ort der maximalen Exposition gemessenen Dosis $H_P(0,07)$ und der in der Simulation ermittelten maximalen Dosis $H_P(0,07)_{SimA,B}$ (Sim A: ohne Berücksichtigung einer Kontamination, Sim B: mit Berücksichtigung einer Kontamination).

Messung			Simulation	
$\frac{H_P(0,07)_{max}}{H_P(0,07)_{MessA}}$	$\frac{H_P(0,07)_{max}}{H_P(0,07)_{MessB}}$	$\frac{H_P(0,07)_{max}}{H_P(0,07)_{MessC}}$	$\frac{H_P(0,07)_{max}}{H_P(0,07)_{SimA}}$	$\frac{H_P(0,07)_{max}}{H_P(0,07)_{SimB}}$
17	10	13	1,9	1,2

6.3 Fazit

Monte-Carlo-Simulationen stellen ein oft eingesetztes Werkzeug im Strahlenschutz dar. Gerade bei inhomogenen Strahlenfeldern können sie Informationen über das Strahlenfeld und der darin potentiell auftretenden Dosisleistungen liefern, die mit Messungen entweder gar nicht oder nur unter großem Aufwand gewonnen werden könnten. Auch für die Untersuchung der Hautdosis an den Händen in der Nuklearmedizin tätiger Personen kamen in jüngster Zeit Simulationen zum Einsatz. Neben den Simulationen der vorliegenden Arbeit befassten sich zwei weitere Gruppen mit der Simulation mit Handmodellen. Beide beschränkten sich jedoch auf die Simulation einiger weniger statischer Simulationsszenarien. Im einen Fall wurde ein mathematisches Modell, welches dem der vorliegenden Arbeit ähnelt, anhand von Bildern nach Augenmaß in verschiedene Stellungen gebracht [Sherbini *et al.* 2011]. Im anderen Fall dienten verschiedene physikalische Wachsphantome als Vorlage für ein Voxelmodell [Ferrari *et al.* 2011]. Die Strahlenquelle und die Zellen zur Dosisbestimmung wurden dabei manuell positioniert. Letzteres entstand im Rahmen des parallel der hier vorgelegten Arbeit laufenden Oramed Projekts [ORAMED 2011]. Der Vergleich mit diesen Modellen zeigt die Innovation des in dieser Arbeit entwickelten Systems, mit dem es erstmalig möglich ist, Bewegungen bei der Simulation von Expositionsszenarien zu berücksichtigen⁴.

Ein weiteres Alleinstellungsmerkmal der vorgestellten Simulationen ist der simultane Einsatz von Messung und Simulation bei der Untersuchung von konkreten realen Expositionsszenarien. Vergleichbare Arbeiten beziehen sich in ihren Ergebnissen entweder auf rein virtuelle statische Experimente oder auf reine Messkampagnen. Gerade die Kombination von Simulation und Messung kann sich dabei jedoch als besonders hilfreich erweisen. So zeigen Unterschiede in den jeweils ermittelten Dosisgrößen, ob getroffene Annahmen, wie z.B. die Modellierung der Quellenverteilungen, geändert werden müssen. Aufgestellte Hypothesen, z.B. bezüglich möglicher Kontaminationen oder Schwachstellen in der Abschirmung, können mit den Simulationen entweder revidiert oder untermauert werden. Auch Auswirkungen von in der Realität identifizierten Kontaminationen können mit den Simulationen untersucht werden. Des weiteren liefern die Simulationen Aufklärung sowohl über Zeitpunkte als auch über Ursprünge von hohen oder niedrigen Dosisleistungen. Dies liefert Erklärungen über die mit TLDs gemessenen Dosen, die lediglich eine integrative Dosisanalyse ermöglichen.

⁴Diese Innovation wurde beispielsweise durch die Verleihung des „Best Poster Award“ auf der „European Conference on Individual Monitoring of Ionizing Radiation“ (IM2010) und des „Award for the best oral contribution“ auf der „First International Conference on Radiation and Dosimetry in Various Fields of Research“ (RAD2012) honoriert.

Zum Analysieren von Bewegungsabläufen, z.B. mit dem Ziel Handhabungen in Strahlungsfeldern im Hinblick auf den Strahlenschutz zu optimieren, kann eine repräsentative Verteilung und Aktivität der Strahlenquelle vorgegeben werden. Anhand dieser können dann allgemein Aussagen oder Empfehlungen z.B. bezüglich der Dosisminimierung abgegeben werden. Die im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Simulations- und Softwaremethoden zeigten sich dabei auch außerhalb des vorgestellten Einsatzes bei der RSO als nützliches Werkzeug bei der Modellierung, der Visualisierung und der Auswertung von Expositionsszenarien. Bei Strahlenschutzuntersuchungen für die SIRT in Zusammenarbeit zwischen dem Städtischen Klinikum Karlsruhe und dem KIT, konnten die Simulationsmethoden mit und ohne Handmodell dazu genutzt werden, Ortsdosisleistungen und mögliche Handexpositionen zu simulieren. Dies trug dazu bei, Handhabungen und Abschirmungen für die speziellen Arbeitsvorgänge zu optimieren, was in der Entwicklung einer Standardarbeitsanweisung für die SIRT mündete.

Insgesamt zeigen die vorgestellten Simulation und deren Ergebnisse, dass das in dieser Arbeit entwickelte Verfahren grundsätzlich geeignet ist, die Verteilung der Dosis $H_P(0,07)$ auf der Hand bei Bewegungsabläufen in inhomogenen, zeitvarianten Strahlungsfeldern auf der Basis von Videoaufzeichnungen numerisch zu simulieren. Gegenüber der Messung mit einem TLD-Fingerringdosimeter würden die Unsicherheiten bei der Ermittlung der Personendosis um eine Größenordnung und mehr reduziert werden. Neben der Reduzierung der Unsicherheiten haben die Simulationen gegenüber den Messungen noch einen weiteren großen Vorteil: Mit einem geeignet differenzierten Modell der Hand ist man hier in der Lage, die nicht messbare Körperdosisgröße der Haut über die Energiedeposition im Gewebe direkt zu bestimmen. Ein am Körper getragenes Dosimeter liefert dafür immer nur einen Schätzwert.

Kapitel 7

Zusammenfassung und Ausblick

7.1 Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurde ein System zur Simulation der Teilkörperdosis bei Bewegungsabläufen in inhomogenen orts- und zeitvarianten Strahlenfeldern entwickelt. Ein markerbasiertes Tracking charakteristischer Referenzpunkte mit einem Multikamerasystem liefert dabei die Informationen über die Handbewegungen und die Manipulation der Spritze. Die Modellierung des zeitveränderlichen Expositionsszenarios erfolgt mit einem funktionellen mathematischen Handmodell und einem variablen Modell der Strahlenquelle. Das Handmodell ist aus geometrischen Objekten zusammengesetzt, die analog zu einer realen Hand hierarchisch als kinematische Kette miteinander verbunden sind. Die Rekonstruktion einer aufgenommenen Handstellung orientiert sich an den Koordinaten der Daumen- und Fingerkuppen sowie an drei weiteren auf der Mittelhand. Die Rekonstruktion der globalen Handstellung und der Orientierung der Mittelhand erfolgt durch eine direkte Transformation anhand der drei letztgenannten Koordinaten. Mit Winkelberechnungen und einer Inversen Kinematik Prozedur nach der CCD-Methode wird die Spreizung und Beugung der Finger und des Daumens ermittelt. Zusätzlich ist eine interaktive Abstimmung der Handstellung möglich. Beim Modell der Strahlenquelle dienen die Referenzpunkte sowohl der Positionierung der Spritze, als auch einer Änderung der Quellverteilung während der Injektion.

Für die Simulation des modellierten Expositionsszenarios wurde in den vorgestellten Anwendungen der Monte-Carlo-Code MCNPX eingesetzt. Die Dosimetrie erfolgte sowohl numerisch als auch experimentell: numerisch durch die Simulation der Energiedeposition in einem der Oberflächen-Personendosis $H_P(0,07)$ repräsentativen Volumen, experimentell durch die Messung mit Hilfe von TLDs. Dabei wurden die Schwächen der TLD-Messung aufgezeigt:

Neben der hohen Messunsicherheit führt die begrenzte räumliche Auflösung zu einer hohen Unsicherheit bei der Ermittlung der Dosis. Durch die Reduzierung der Messung auf eine oder wenige Positionen an der Hand kommt es aufgrund der starken Orts- und Zeitabhängigkeit der Dosisverteilung zu einer großen Unterbewertung der Teilkörperdosis, die sich im Bereich einer Größenordnung und mehr befinden kann.

Im Rahmen der Arbeit wurde das entwickelte Handmodell zur Bestimmung der Teilkörperdosis bei verschiedenen statischen und zeitvarianten Expositionsszenarien in den inhomogenen Elektronen- und Photonenfeldern des Betastrahlers ^{90}Y eingesetzt. Der Vergleich mit Messungen bei realen Abläufen zeigte die Möglichkeiten der entwickelten Methodik auf, insbesondere bei der Simulation der Handexposition bei Bewegungsabläufen in orts- und zeitvarianten Strahlenfeldern. Das Verfahren ist grundsätzlich zur Simulation der Teilkörperdosis an den Händen geeignet. Im Vergleich zu den routinemäßig eingesetzten TLD-Ringdosimetern ist damit eine deutliche Reduzierung der Unsicherheiten bei der Ermittlung der Dosis möglich.

Zudem stellt das Ergebnis der hier vorgelegten Arbeit ein vielversprechendes Werkzeug für den Strahlenschutz bei der Analyse von Expositionsszenarien und der darin potentiell auftretenden Teilkörperdosen dar. Die Kenntnisse die damit über die auftretenden inhomogenen Strahlenfelder und der entstehenden Dosisbeiträge gesammelt werden können, sind von entscheidender Bedeutung bei der Erarbeitung von gezielten Maßnahmen zur Optimierung des Strahlenschutzes. So konnte in einer ersten Anwendung bei der Durchführung einer RSO-Therapie eine relativ hohe Hautdosis mit Hilfe des hier entwickelten Werkzeugs auf die aus Sicht des Strahlenschutzes gesehene Schwachstelle zwischen Luer-Ansatz und Kanüle zurückgeführt werden.

7.2 Ausblick

Nachdem die Möglichkeiten der Methode in den vorgestellten Anwendungen gezeigt wurden, soll das System zukünftig bei der Untersuchung verschiedener Verfahren in Medizin und Technik eingesetzt werden. Innerhalb der Eurados Working Group 12 (European Medical ALARA Network) [EURADOS 2012] beginnt die Untersuchung der CT-Fluoroskopie¹ im Hinblick auf den Strahlenschutz des Personals. Die Strahlenexposition wird hier als sehr hoch erachtet, genauere Untersuchungen stehen jedoch noch aus bzw. werden gerade begonnen [Becker *et al.* 2012]. Dabei wird das entwickelte System für die Simulation der Teilkörperexposition des

¹Bei der CT-Fluoroskopie handelt es sich um ein bildgestütztes interventionelles Verfahren mit Hilfe eines Computertomographen.

Personals eingesetzt werden. Um dem Expositionsszenario beim Hantieren im rotierenden Strahlenfeld des Computertomografen gerecht zu werden, ist hier zudem eine Erweiterung des Handmodells zu einem Arm- oder Ganzkörpermodell denkbar.

Die Erweiterung auf ein Ganzkörpermodell würde viele Änderungen in der Modellierung und der Simulation mit sich bringen. Die Anforderungen an die geometrische Genauigkeit sinken damit auf der eine Seite. Auf der anderen Seite wäre allerdings die effektive Dosis von Interesse und damit die realistische Modellierung der Organe im Körper notwendig.

Nicht nur in der Nuklearmedizin, auch in der Kerntechnik ist die Untersuchung von konkreten Strahlenschutzszenarien eine häufig gestellte Aufgabe, so z.B. während der Planung für routinemäßige oder notwendige spezielle Arbeitsabläufe in einem inhomogenen Strahlenfeld. Beispiele wären die Untersuchung potentiell auftretender Expositionen bei Tätigkeiten in Endlagern oder beim Rückbau kerntechnischer Anlagen. Um hier geeignete Vorkehrungen zur Optimierung des Strahlenschutzes für betroffene Mitarbeiter treffen zu können, ist es wichtig, das Strahlenfeld und die auftretenden Ortsdosisleistungen zu kennen.

Nach der prototypischen Entwicklung des Systems wäre eine Zusammenarbeit mit anderen Instituten für eine Weiterentwicklung wichtig. Insbesondere bei der Erfassung von Bewegungen könnte das vorhandene Wissen anderer Forschungsgruppen hilfreiche Beiträge zur Optimierung des Systems liefern.

Langfristig könnte eine Kombination aus optischer Kamera und Compton-Kamera bei der Erfassung des Expositionsszenarios die Schwierigkeiten bei der Lokalisierung der Strahlenquelle und der Simulation des orts- und zeitvarianten Strahlenfeldes lösen.

Anhang A

Unsicherheiten bei der Dosisbestimmung

A.1 Messung

In der Routine wird ein gleiches relatives Vertrauensintervall für die berechnete Dosis jedes einzelnen Detektors angenommen. Dabei werden nur die TLDs verwendet, deren Ansprechvermögen auf eine Bestrahlung mit ^{137}Cs um weniger als 15 % vom mittleren Ansprechvermögen aller in einer größeren Charge befindlichen TLDs abweicht. Die für die vorgestellten Experimente zur Verfügung stehenden Detektoren konnten diese Bedingung nicht erfüllen. Für die Experimente stand eine Charge an TLDs zur Verfügung. Eine gewisse Selektion war zwar möglich, dennoch waren die Abweichungen des Ansprechvermögens in einigen Fällen höher als die in der Routine geforderten 15 %. Weiterhin wich die Bestimmung des individuellen Ansprechvermögens und die Kalibrierbestrahlung von dem Verfahren der Routine ab (siehe Kapitel 3.2). Darum wurde nicht das routinemäßig angegebene Vertrauensintervall für die angegebenen Dosiswerte angesetzt. Stattdessen wurden die in dieser Arbeit angegebenen Unsicherheiten der mit Hilfe der Thermolumineszenzdetektoren berechneten Dosen nach dem Leitfaden zur Angabe der Unsicherheit beim Messen [DIN V ENV 13005 1999] (Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement - GUM [ISO/IEC 2008]) vorgenommen. Dabei werden alle Messunsicherheiten gleichwertig als Standardunsicherheiten angegeben und bei der Bestimmung der Gesamtunsicherheit verwendet.

Um die beigeordnete Standardunsicherheit des Messergebnisses zu berechnen, wird zunächst eine Modellgleichung der Messung aufgestellt. In diesem Falle ist dies die Gleichung 3.2 aus Kapitel 3.2, mit der die Dosis berechnet wird. Aus gesammelten Daten und vorhandenen

Kenntnissen (z.B. Statistik und Expertenwissen) erfolgt dann die Berechnung der beigeordneten Unsicherheit [Ambrosi und Behrens 2007].

Durch Zusammenfassung des zweiten Terms als Kalibrierfaktor K erhält man für Gleichung 3.2 vereinfachend:

$$D = \left(\frac{I_m}{r_m} - \bar{I}_N \right) \cdot K \quad (\text{A.1})$$

Da die Dosis aus den Werten einer Reihe von anderen Größen (I_m , r_m , \bar{I}_N und K) gewonnen wird, handelt sich bei deren Standardunsicherheit $u(D)$ (u beigeordnet D) nach [DIN V ENV 13005 1999] um eine kombinierte Standardunsicherheit aus den Einzelkomponenten.

Um für die berechnete Standardunsicherheit ein Vertrauensniveau von 95 % zu erreichen, wird die erweiterte Standardunsicherheit durch die Multiplikation mit einem Erweiterungsfaktor von 2 bestimmt.

Die Gesamtunsicherheit $u(D)$ ergibt sich aus der geometrischen Summe der Unsicherheitsanteile der Einzelkomponenten $u_x(D)$, mit x als Index für die Eingangsgrößen:

$$u(D) = \sqrt{u_{I_m}^2(D) + u_K^2(D) + u_{r_m}^2(D) + u_{\bar{I}_N}^2(D)} \quad (\text{A.2})$$

Die Unsicherheitsanteile erhält man durch Multiplikation der Standardunsicherheiten $u(x)$ mit dem Sensitivitätsfaktor c_x , der sich aus der partiellen Ableitung der Dosis nach der jeweiligen Einflussgröße ergibt:

$$u_x(D) = c_x \cdot u(x) \quad (\text{A.3})$$

Der Sensitivitätsfaktor beschreibt dabei die Änderung der Ergebnisgröße D durch Änderung der Eingangsgröße x . Im Folgenden wird die Berechnung der Unsicherheitsanteile von I_m , r_m , \bar{I}_N und K vorgestellt:

Unsicherheitsanteil der beobachteten Messimpulse $u_{I_m}(D)$

Für die beobachteten Messimpulse wird eine gaußförmige Normalverteilung angenommen. Die Standardunsicherheit der Messimpulse $u(I_m)$ ergibt sich damit zu:

$$u(I_m) = \sqrt{I_m} \quad (\text{A.4})$$

Mit dem Sensitivitätsfaktor der beobachteten Messimpulse

$$c_{I_m} = \frac{\delta D}{\delta I_m} = \frac{K}{r_m} \quad (\text{A.5})$$

ergibt sich der Unsicherheitsanteil der beobachteten Messimpulse an der Gesamtunsicherheit der Dosis zu

$$u_{I_m}(D) = c_{I_m} \cdot u(I_m) \quad (\text{A.6})$$

$$= \frac{K}{r_m} \cdot \sqrt{I_m} \quad (\text{A.7})$$

Unsicherheitsanteil des Kalibrierfaktors $u_K(D)$

Der Kalibrierfaktor berechnet sich durch den Quotienten aus der Dosis D_{kal} , mit denen die Kalibrierdetektoren bestrahlt wurden und dem Mittelwert der korrigierten Messimpulse der Kalibrierdetektoren \bar{I}_K ¹:

$$K = \frac{D_{kal}}{\bar{I}_K} \quad (\text{A.8})$$

Die Standardunsicherheit des Kalibrierfaktors $u(K)$ ergibt sich folglich aus der geometrischen Summe der beiden Unsicherheitsanteile:

$$u(K) = \sqrt{u_{D_{kal}}^2(K) + u_{\bar{I}_K}^2(K)} \quad (\text{A.9})$$

Bei der Bestrahlung berechnete das BSS2 eine relative Unsicherheit von 2,21 % für D_{kal} . Zusammen mit dem Sensitivitätsfaktor der Kalibrierdosis

¹Der Mittelwert der korrigierten Messimpulse der Kalibrierdetektoren berechnet sich nach der Gleichung $\bar{I}_K = \frac{1}{L} \sum_{i=1}^L \frac{I_{ki}}{r_{ki}} - \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \frac{I_{nki}}{r_{nki}}$

$$c_{D_{kal}} = \frac{\delta K}{\delta D_{kal}} = \frac{1}{\bar{I}_K} \quad (\text{A.10})$$

ist der Unsicherheitsanteil der bestrahlten Dosis am Kalibrierfaktor somit

$$u_{D_{kal}}(K) = c_{D_{kal}} \cdot u(D_{kal}) \quad (\text{A.11})$$

$$= \frac{1}{\bar{I}_K} \cdot 0,0221 \cdot D_{kal} \quad (\text{A.12})$$

Für die Unsicherheit von \bar{I}_K wird die empirische Standardabweichung des Mittelwerts der korrigierten Messwerte nach [DIN 1319-3 1996] herangezogen:

$$u(\bar{I}_K) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (I_{K_i} - \bar{I}_K)^2}{n(n-1)}} \quad (\text{A.13})$$

Mit dem Sensitivitätsfaktor der korrigierten Messimpulse der Kalibrierdetektoren

$$c_{\bar{I}_K} = \frac{\delta K}{\delta \bar{I}_K} = -\frac{D_{kal}}{\bar{I}_K^2} \quad (\text{A.14})$$

ist der Unsicherheitsanteil von \bar{I}_K somit

$$u_{\bar{I}_K}(K) = c_{\bar{I}_K} \cdot u(\bar{I}_K) \quad (\text{A.15})$$

$$= -\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (I_{K_i} - \bar{I}_K)^2}{n(n-1)}} \cdot \frac{D_{kal}}{\bar{I}_K^2} \quad (\text{A.16})$$

Die mit den Gleichungen A.12 und A.16 berechneten Unsicherheitsanteile werden dann in Gleichung A.9 eingesetzt:

$$u(K) = \sqrt{\frac{D_{kal}^2}{\bar{I}_K^2} \cdot 4,88 \cdot 10^{-4} + u(\bar{I}_K)^2 \cdot \frac{D_{kal}^2}{\bar{I}_K^4}} \quad (\text{A.17})$$

$$= K \cdot \sqrt{4,88 \cdot 10^{-4} + \frac{u(\bar{I}_K)^2}{\bar{I}_K^2}} \quad (\text{A.18})$$

Mit dem Sensitivitätsfaktor des Kalibrierfaktors

$$c_K = \frac{I_m}{r_m} - \bar{I}_N \quad (\text{A.19})$$

ergibt sich der Unsicherheitsanteil des Kalibrierfaktors an der Gesamtunsicherheit der Dosis zu

$$u_K(D) = c_K \cdot u(K) \quad (\text{A.20})$$

$$= \left(\frac{I_m}{r_m} - \bar{I}_N \right) \cdot K \cdot \sqrt{4,88 \cdot 10^{-4} + \frac{u(\bar{I}_K)^2}{\bar{I}_K^2}} \quad (\text{A.21})$$

Unsicherheitsanteil des individuellen Ansprechvermögens r_m

Es wird davon ausgegangen, dass das individuelle Ansprechvermögen eines TLDs nach verschiedenen Bestrahlungen der gleichen Dosis innerhalb bestimmter Schranken um einen Mittelwert gestreut liegen wird. Ein Grund ist die in Kapitel 3.2 erwähnte geringe Inhomogenität des Referenzstrahlenfeldes. Dabei ist es realistischer zu erwarten, dass ein individuelles Ansprechvermögen in der Nähe des Mittelwertes wahrscheinlicher ist, als ein Ansprechvermögen, das weiter vom Mittelwert abweicht. Nach [DIN V ENV 13005 1999] kann in diesen Fällen von einer Dreiecksverteilung ausgegangen werden. Für die Standardabweichung gilt in diesem Fall:

$$u(x_i) = \frac{a}{\sqrt{24}} \quad (\text{A.22})$$

Dabei bezeichnet a die Länge der Grundlinie des symmetrischen Dreiecks. Für die Bestimmung

der relativen Unsicherheit $u_r(r_m)$ des individuellen Ansprechvermögens wurde eine Charge von 70 TLDs zweimal mit der gleichen Dosis bestrahlt. Das Verhältnis der ermittelten Ansprechvermögen der beiden Bestrahlungen wurde für jeden Detektors berechnet und in Abbildung A.1 grafisch aufgetragen. Unter Vernachlässigung des Ausreißers bei 0,8 lässt sich eine untere Schranke von 0,9 und eine obere Schranke von 1,1 für die Dreieckverteilung ablesen.

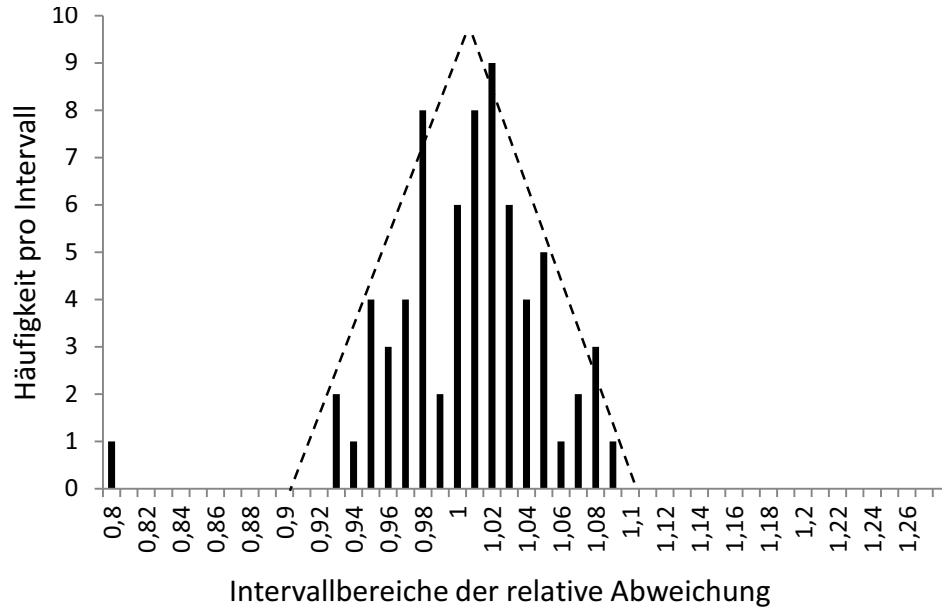


Abbildung A.1: Verteilung des Verhältnisses der Ansprechvermögen einer Charge aus 70 TLDs auf zwei unterschiedlichen Bestrahlungen der gleichen Dosis. Die Verteilung bestätigt die Annahme einer Dreiecksverteilung mit den Schranken 0,9 und 1,1 (Schnittpunkte der Schenkel des Dreiecks mit der Achse der relativen Abweichung).

Die relative Unsicherheit berechnet sich mit den Schranken zu

$$u_r(r_m) = \frac{0,2}{\sqrt{24}} = 0,04 \quad (\text{A.23})$$

woraus sich die Standardunsicherheit des individuellen Ansprechvermögens $u(r_m)$ ergibt:

$$u(r_m) = r_m \cdot 0,04 \quad (\text{A.24})$$

Mit dem Sensitivitätsfaktor des individuellen Ansprechvermögens

$$c_{r_m} = \frac{\delta D}{\delta r_m} = -I_m \cdot K \cdot \frac{1}{r_m^2} \quad (\text{A.25})$$

ergibt sich der Unsicherheitsanteil des individuellen Ansprechvermögens an der Gesamtunsicherheit der Dosis zu

$$u_{r_m}(D) = c_{r_m} \cdot u(r_m) \quad (\text{A.26})$$

$$= -0,04 \cdot I_m \cdot K \cdot \frac{1}{r_m} \quad (\text{A.27})$$

Unsicherheitsanteil des Nulleffekts \bar{I}_N

Als Nulleffekt wird der Mittelwert aus sechs Nulleffektdetektoren bei jeder Messung bestimmt. Für die Bestimmung der Unsicherheit wird dabei von einer gaußförmigen Wahrscheinlichkeitsverteilung der möglichen Werte ausgegangen. Als Unsicherheit des Nulleffekts wird wieder die empirische Standardabweichung des Mittelwerts herangezogen:

$$u(\bar{I}_N) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (I_{N_i} - \bar{I}_N)^2}{n(n-1)}} \quad (\text{A.28})$$

Mit dem Sensitivitätsfaktor des Nulleffekts

$$c_{\bar{I}_N} = -K \quad (\text{A.29})$$

ergibt sich der Unsicherheitsanteil des Nulleffekts an der Gesamtunsicherheit der Dosis zu

$$u_{\bar{I}_N}(D) = c_{\bar{I}_N} \cdot u(\bar{I}_N) \quad (\text{A.30})$$

$$= -K \cdot \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (I_{N_i} - \bar{I}_N)^2}{n(n-1)}} \quad (\text{A.31})$$

A.2 Simulation

Die statistische Unsicherheit wird in MCNPX als relativer Fehler R angegeben. Dieser ist wie folgt definiert:

$$R = \frac{S_{\bar{x}}}{\bar{x}} \quad (\text{A.32})$$

Dabei ist \bar{x} der Mittelwert der jeweiligen Größe und $S_{\bar{x}}$ die Standardabweichung von diesem Mittelwert. Der relative Fehler gibt die statistische Genauigkeit bezogen auf den Mittelwert an. Wird in dieser Ausarbeitung der statistische Fehler einer Simulation angegeben, sind dies prozentuale oder absolute Werte, die sich aus diesem relativen Fehler der MCNPX Simulation ergeben.

Bei den Dosiswerten, die sich aus der Summierung von Dosiswerten zu den Zeitpunkten nach Formel 5.7 ergeben, wurde der Fehler nach dem Gaußschen Fehlerfortpflanzungsgesetz bestimmt.

$$u(D)^2 = \sum u(D)_i^2 = \sum (R \cdot D_i)^2 \quad (\text{A.33})$$

Neben dem statistischem Fehler, der von MCNPX berechnet und im Outputfile angegeben ist, können aber auch andere Faktoren einen Fehler hervorrufen. Selbst wenn ein Problem sehr detailliert und gut durchdacht aufgebaut ist, gibt es systematische Fehler, die nicht von MCNPX angezeigt werden. Jeder Transportcode benötigt eine gewisse Zahl an Annahmen und Annäherungen. Diese wirken sich unterschiedlich auf die Genauigkeit des Ergebnisses aus. Als Beispiel sei der Elektronentransport von MCNPX genannt, bei dem viele Wechselwirkungen zusammengefasst werden und in Elektronenschritten in der „Condensed History“-Modellierung über Vielfachstreuungstheorien simuliert werden. Da ein Elektronenschritt immer dann abgebrochen wird, wenn das Elektron an eine Zellgrenze in der Simulationsgeometrie stößt, können die Elektronenschritte so klein werden, dass die Vielfachstreuungstheorien ihre Gültigkeit verlieren. Außerdem liegen die Transportdaten für die Elektronenschritte nicht kontinuierlich, sondern auf einem Energieraster vor. Nach jedem Schritt werden den Elektronen neue Transportdaten von diesem Raster entsprechend ihrer aktuellen Energie zugeordnet. Hier kann der wiederholte Abbruch eines Elektronenschrittes dazu führen, dass den Elektronen im Mittel eine zu hohe oder zu niedrige Energie zugeordnet wird und das Bremsvermögen vom tatsächlichen abweicht. Auch die Winkelstreuungen sind davon betroffen. Untersuchungen zum Elektronentransport und zu potentiell auftretenden systematischen Fehlern stehen beispielsweise in den Referenzen [Heide *et al.* 2009, Schaart *et al.* 2002, Reynaert *et al.* 2002, Jun 2003, Jeraj *et al.* 1999]. Der systematische Fehler, der aufgrund der Zellgrenzproblematik

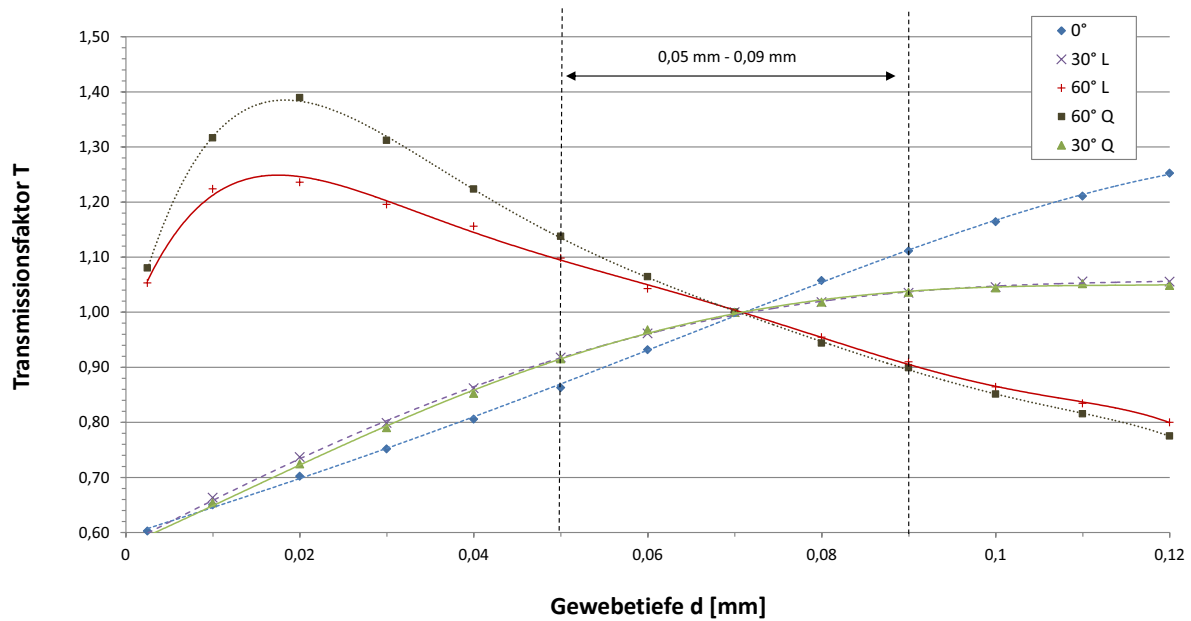
beim Elektronentransport auftreten kann, hat durch die Vermeidung vieler Zellgrenzen bei der Geometriebeschreibung und der Verwendung des angemessenen Energieindexierungsalgorithmus einen vernachlässigbaren Einfluss auf die ermittelten Dosiswerte bei den Simulationen der vorliegenden Arbeit.

Bezieht man sich bei der Simulation nicht auf das modellierte Simulationsszenario, sondern auf ein reales Expositionsszenario, ist neben der Unsicherheit des Strahlentransports auch die Unsicherheit bei der Modellierung des konkreten Expositionsszenarios zu betrachten. Dazu gehören insbesondere das geometrische Modell, sowie die Verteilung und der Zerfall der Strahlenquelle. Abweichungen, die über die Unsicherheiten der Messung und des Strahlentransports hinausgehen, sind zu einem großen Teil hierauf zurückzuführen. Der geometrische Fehler beim Vergleich von Messung und Simulation ist lediglich in Abbildung 5.9 bei der Verifikation der Strahlenquelle in den vertikalen Fehlerbalken berücksichtigt. In diesem Falle wurde das reale Szenario mit einem Lineal vermessen. Bei den angegebenen Fehlern handelt es sich um einen konservativen Schätzwert für die erreichbare Genauigkeit dieser Messung und der damit verbundenen Abweichung zwischen tatsächlicher und modellierter Position des TLDs.

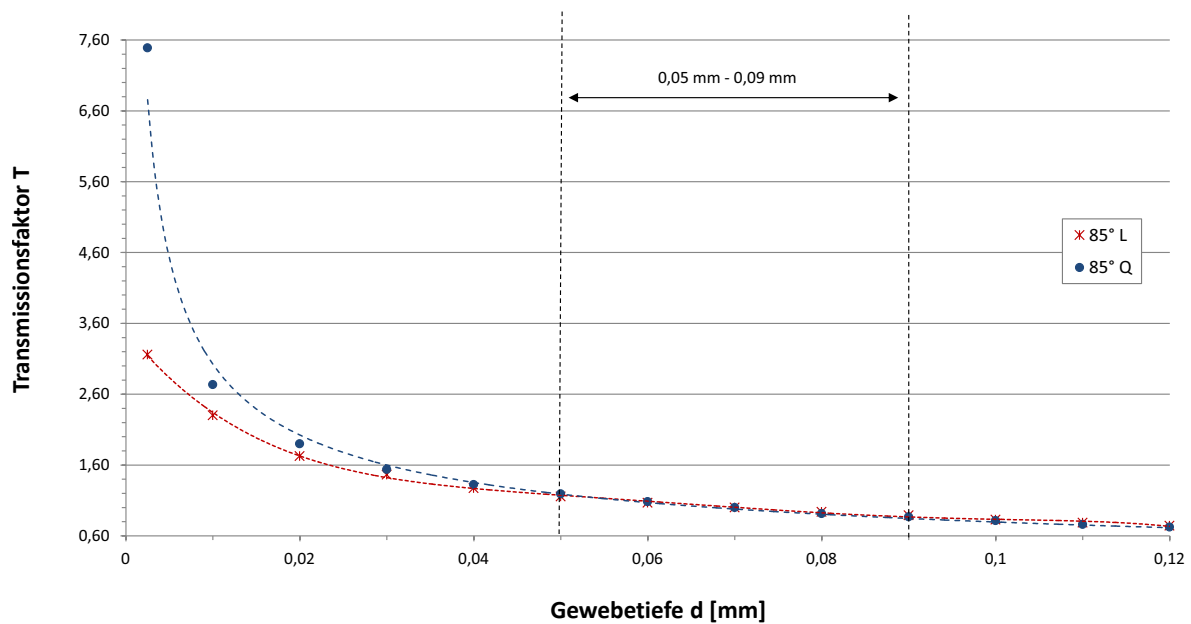
Anhang B

Transmissionsfaktoren in der Dosiszelle

Wie in Kapitel 5.3 beschrieben, eignen sich Transmissionsfaktoren dazu, den Verlauf der Dosis in verschiedenen Tiefenschichten zu beschreiben. Gleiches gilt für die Tiefendosiskurven, aus denen die Transmissionsfaktoren abgeleitet werden können. Für die Darstellung haben die Transmissionsfaktoren den Vorteil, dass sie auf die eigentlich interessierende Dosisgröße $H_P(0,07)$ normiert sind und somit direkt ablesbar ist, in welchem Bereich die Dosis höher oder niedriger als in 0,07 mm Tiefe ist. Zur Vervollständigung von Kapitel 5.3 werden im Folgenden die Transmissionsfaktoren für die Bestrahlung mit monoenergetischen Elektronen der Energien 0,2 MeV und 1 MeV (Abbildungen B.1 und B.2) und monoenergetischen Photonen der Energien 0,02 MeV und 0,1 MeV (Abbildungen B.3 und B.3) aufgeführt.

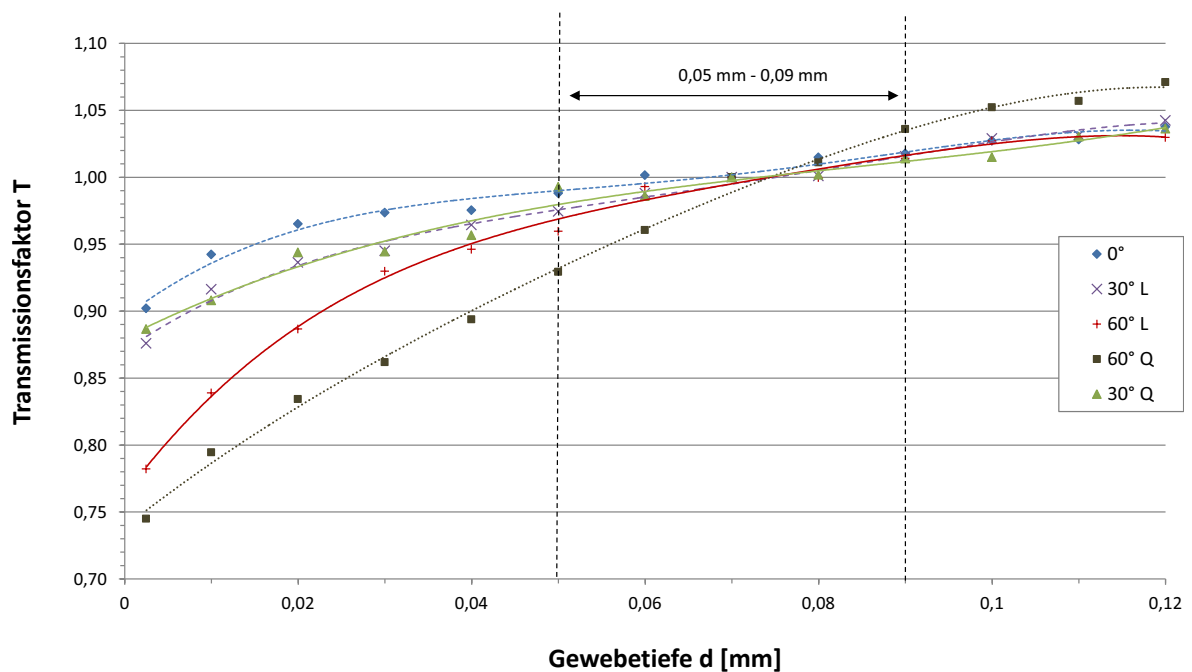


(a)

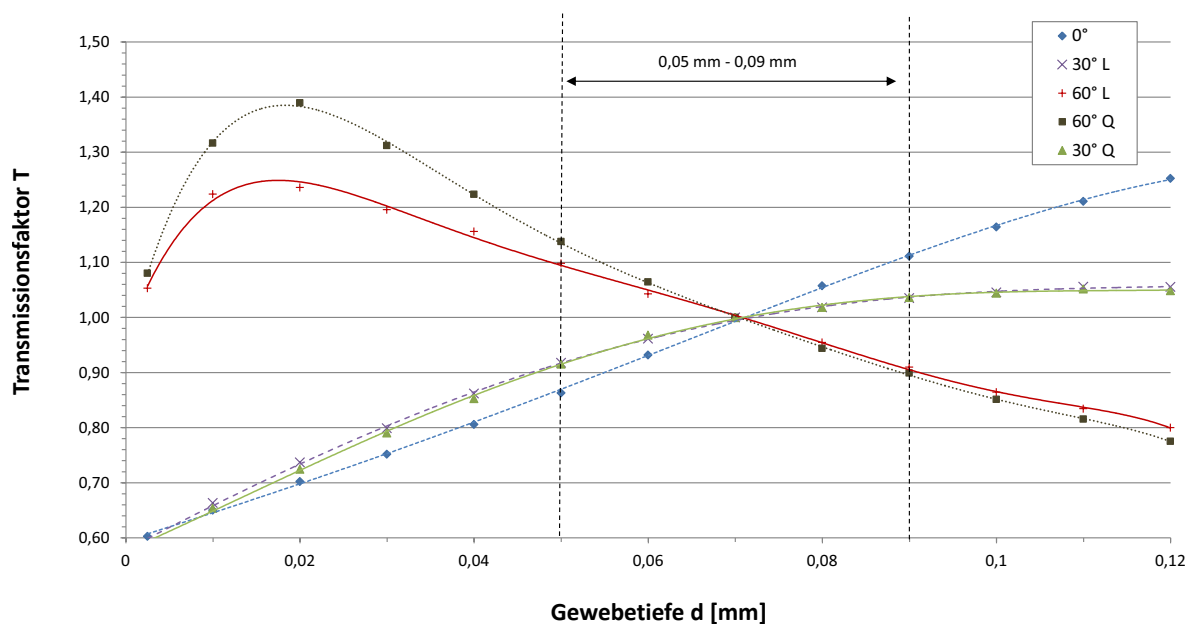


(b)

Abbildung B.1: Simulierte Transmissionsfaktoren T berechnet für die Gewebetiefe d innerhalb einer Dosiszelle nach Abbildung 5.1 als der Quotient der Dosisleistung $D(d)/t$ durch die Dosisleistung in 0,07 mm Gewebetiefe $D(0,07)/t$ (aus Gründen der Anschaulichkeit zusammen mit der jeweiligen polynomialen Trendlinie). Simulationen erfolgten nach Abbildung 5.3 für 0,2 MeV monoenergetische Elektronen für Winkeldrehungen um 0° , 30° , 60° (a) und 85° (b) um die Längsachse (L) und die Querachse (Q) des Zylinders. Die Werte sind gemittelt über Schichtdicken von 0,01 mm, mit Ausnahme des Wertes bei 0,025 mm, bei dem die Schichtdicke nur halb so groß ist.

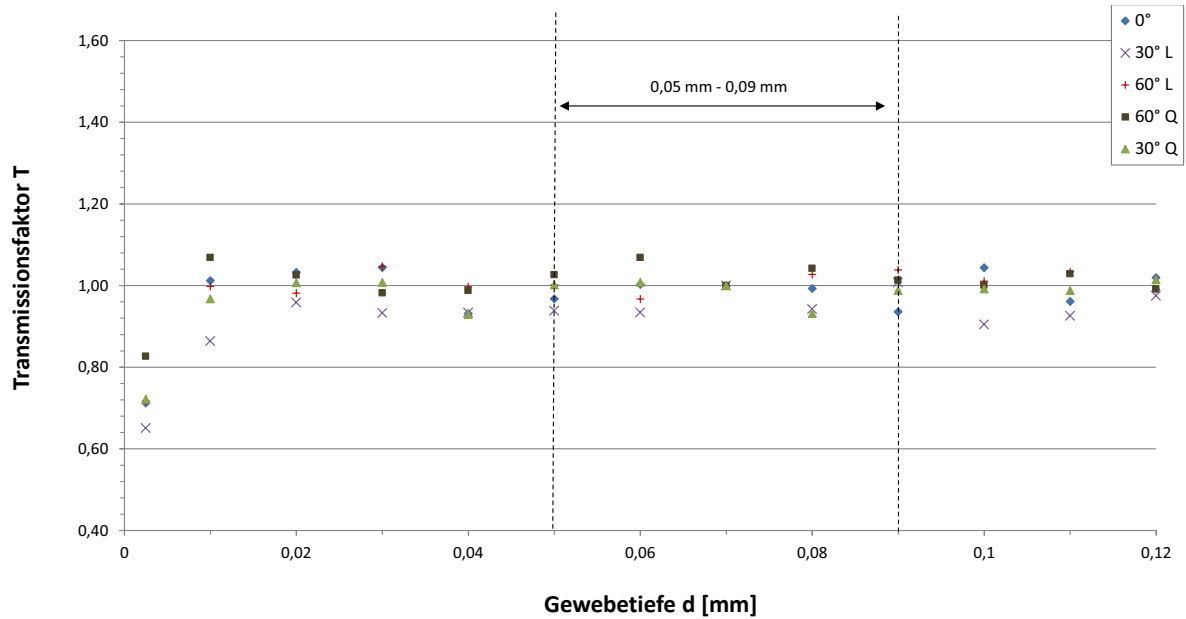


(a)

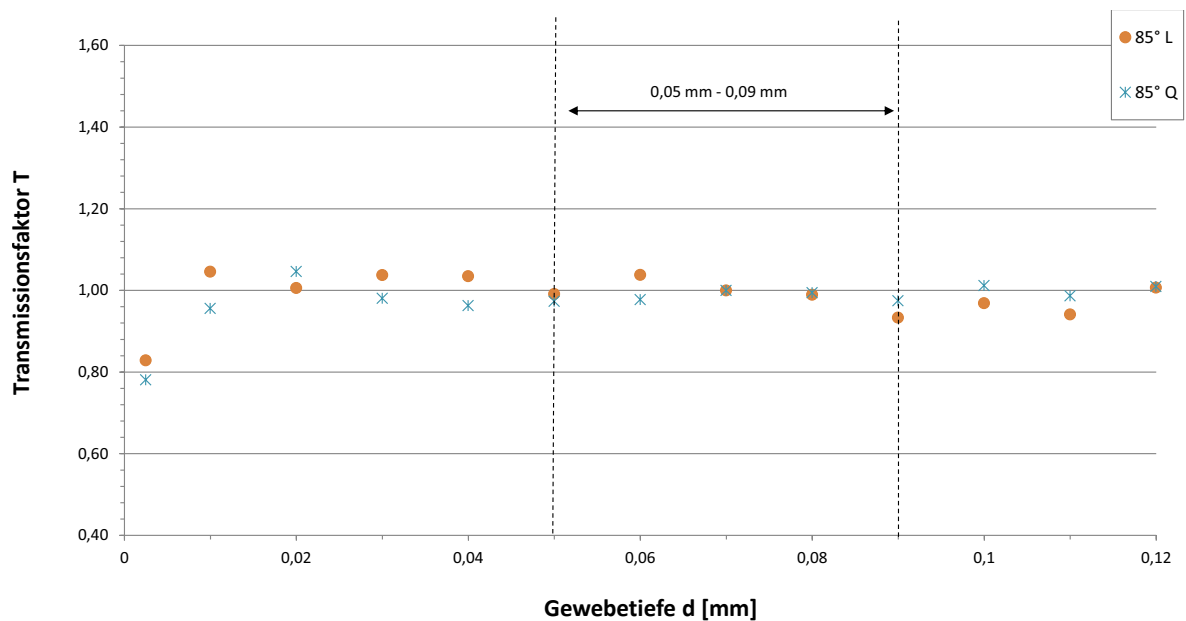


(b)

Abbildung B.2: Simulierte Transmissionsfaktoren T berechnet für die Gewebetiefe d innerhalb einer Dosiszelle nach Abbildung 5.1 als der Quotient der Dosisleistung $D(d)/t$ durch die Dosisleistung in 0,07 mm Gewebetiefe $D(0,07)/t$ (aus Gründen der Anschaulichkeit zusammen mit der jeweiligen polynomischen Trendlinie). Simulationen erfolgten nach Abbildung 5.3 für 1 MeV monoenergetische Elektronen für Winkeldrehungen um 0° , 30° , 60° (a) und 85° (b) um die Längsachse (L) und die Querachse (Q) des Zylinders. Die Werte sind gemittelt über Schichtdicken von 0,01 mm, mit Ausnahme des Wertes bei 0,025 mm, bei dem die Schichtdicke nur halb so groß ist.

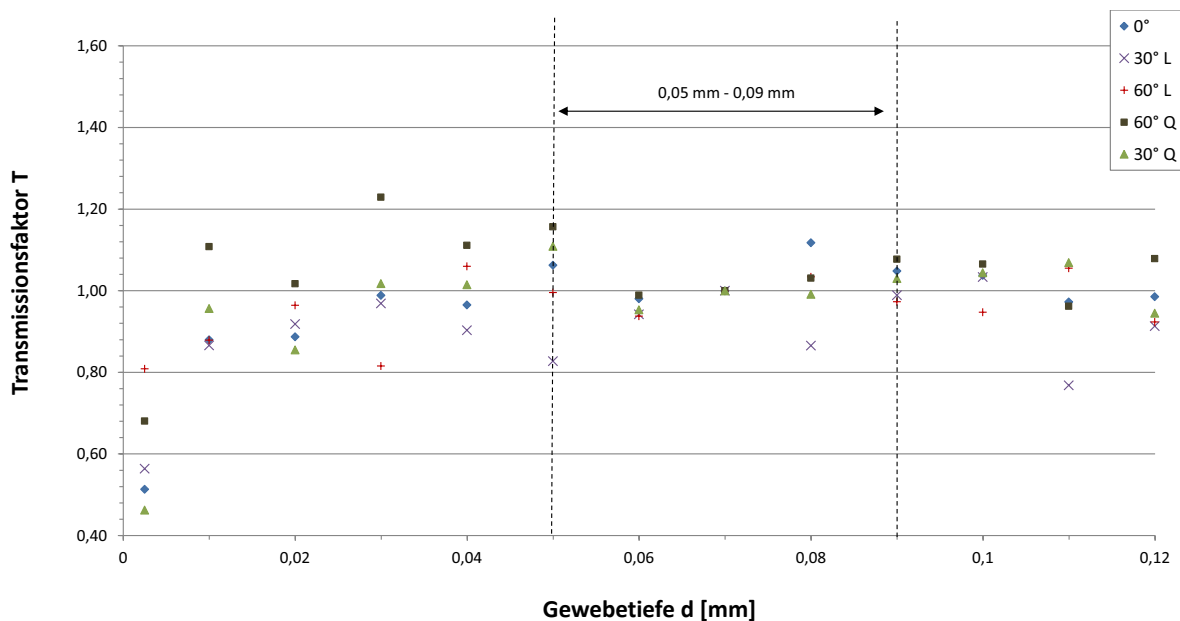


(a)

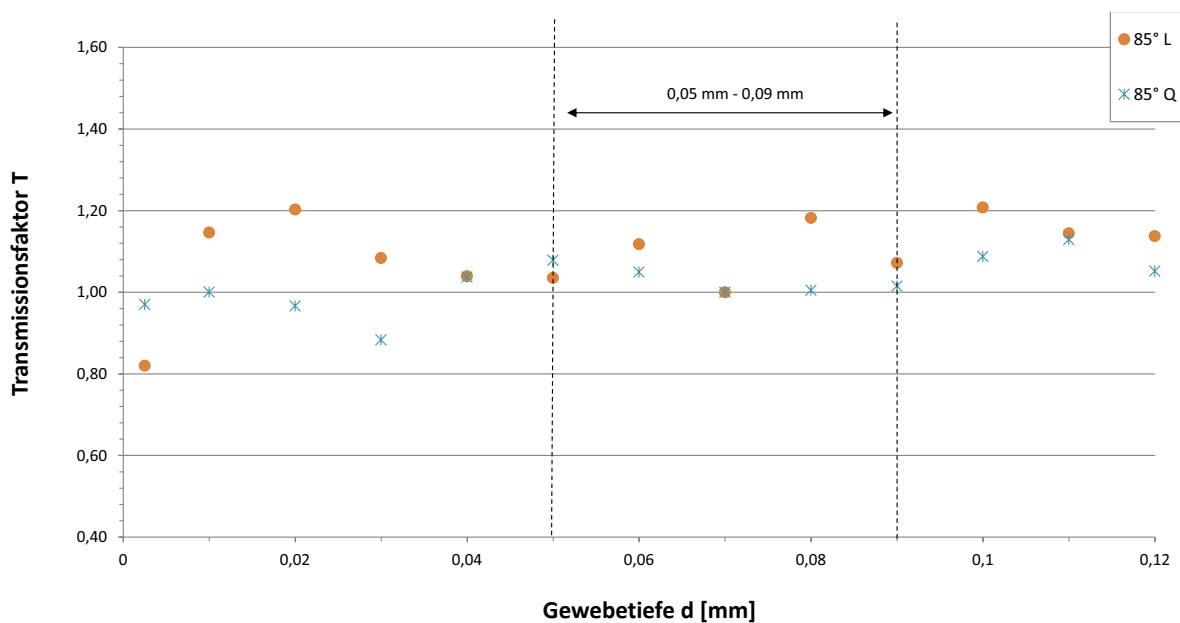


(b)

Abbildung B.3: Simulierte Transmissionsfaktoren T berechnet für die Gewebetiefe d innerhalb einer Dosiszelle nach Abbildung 5.1 als der Quotient der Dosisleistung $D(d)/t$ durch die Dosisleistung in 0,07 mm Gewebetiefe $D(0,07)/t$. Simulationen erfolgten nach Abbildung 5.3 für 0,02 MeV monoenergetische Photonen für Winkeldrehungen um 0° , 30° , 60° (a) und 85° (b) um die Längsachse (L) und die Querachse (Q) des Zylinders. Die Werte sind gemittelt über Schichtdicken von 0,01 mm, mit Ausnahme des Wertes bei 0,025 mm, bei dem die Schichtdicke nur halb so groß ist.



(a)



(b)

Abbildung B.4: Simulierte Transmissionsfaktoren T berechnet für die Gewebetiefe d innerhalb einer Dosiszelle nach Abbildung 5.1 als der Quotient der Dosisleistung $D(d)/t$ durch die Dosisleistung in 0,07 mm Gewebetiefe $D(0,07)/t$. Simulationen erfolgten nach Abbildung 5.3 für 0,1 MeV monoenergetische Photonen für Winkeldrehungen um 0° , 30° , 60° (a) und 85° (b) um die Längsachse (L) und die Querachse (Q) des Zylinders. Die Werte sind gemittelt über Schichtdicken von 0,01 mm, mit Ausnahme des Wertes bei 0,025 mm, bei dem die Schichtdicke nur halb so groß ist.

Anhang C

Veröffentlichungen und betreute Arbeiten

Zeitschriftenartikel

- Blunck, Ch., Becker, F., Hegenbart L., Heide B., Schimmelpfeng J. and Urban M: Radiation Protection in inhomogeneous Beta-Gamma Fields and Modelling of Hand Phantoms with MCNPX. Radiation Protection Dosimetry, 134(1): 13–22, 2009.
- Becker F., Blunck Ch., Urban M.: Simulation von Handhabungsabläufen in der Nuklearmedizin mithilfe von beweglichen Handphantomen, Strahlenschutzpraxis 3/2010 (Autoren in alphabetischer Reihenfolge)
- Blunck, Ch., Becker F., and Urban M.: Simulation of beta radiator handling procedures in nuclear medicine by means of a movable hand phantom. Radiation Protection Dosimetry, 144(1-4): 497-500. Epub 2010 Nov 2, 2011.
- Becker, F., Blunck, Ch.: Investigation of radiation exposure of medical staff: Measurements supported by simulations with an articulated hand phantom. Radiation Measurements, 46(11): 1299-1302, 2011

Konferenzbeiträge

Vorträge

- Blunck, Ch., Becker F., Urban M.: Untersuchungen zur Y-90 Strahlenexposition von Personal in der Nuklearmedizin. In Maringer F.J., Czarwinski R., Geringer T., Brandl A. u. a. (Hrsg.): Leben mit Strahlung – Von den Grundlagen zur Praxis. Gemeinsame Tagung des Österreichischen Verbandes für Strahlenschutz und des Deutsch/Schweizerischen Fachverbandes für Strahlenschutz, ISBN 978-3-8249-1316-9, pp. 320-326, 2009

- Blunck, Ch., Becker, F., Urban, M.: Application of virtual reality procedures in radiation protection and dose estimation for workers. In Deutsches Atomforum e.V. und Kerntechnische Gesellschaft e.V. (Hrsg): Jahrestagung Kerntechnik 2010 - Proceedings (CD-ROM) INFORUM Verlags- und Verwaltungsgesellschaft mbH, Berlin, 2010
- Blunck, Ch., Becker, F., Urban, M. MCNPX Modellierung mit Hilfe eines Multikamerasystems. In Deutsches Atomforum e.V. und Kerntechnische Gesellschaft e.V. (Hrsg): Jahrestagung Kerntechnik 2011 - Proceedings (CD-ROM) INFORUM Verlags- und Verwaltungsgesellschaft mbH, Berlin, 2011
- Blunck, Ch., Becker F. Investigation of Radiation Exposure of Medical Staff: Measurements Supported by Simulations with an Articulated Hand Phantom, International Workshop of Radiation Protection of Medical Staff, ORAMED, Barcelona, Spain, January 20-22, 2011
- Becker, F., Blunck Ch., Figueira C., Esteves B., Di Maria S., Paulo G., Santos J., Teles P., Vaz P.: Radiation Exposure of Medical Staff: Application of Hand Phantoms in Experiments and Simulations. In Ristić G. (Hrsg.): Proceedings of the First International Conference on Radiation and Dosimetry in Various Fields of Research (RAD 2012), ISBN 987-86-6125-063-7, pp 223-226, 2012 (Ausgezeichnet mit einem der beiden Preise für die besten Vorträge)

Poster

- Becker F., Blunck Ch., Hegenbart L., Heide B., Leone D., Nagels S., Schimmelpfeng J., Urban M.: Modelling of hand phantoms and optimisation of dose measurements in inhomogeneous beta-photon radiation fields using the MCNP code. 12th Internat. Congress of the Internat. Radiation Protection Association (IRPA 12), Buenos Aires, RA, October 19-24, 2008
- Blunck Ch., Becker F. and Urban M.: Investigation of Y-90 Radiation Exposure of Staff in Nuclear Medicine Therapies. 7th International Conference on Luminescent Detectors and Transformers of Ionizing Radiation (LUMDETR 2009), Kraków, Poland, July 12-17, 2009
- Blunck Ch., Becker F. and Urban M.: Simulation of a Beta Radiator Handling Procedure in Nuclear Medicine by means of a Movable Hand Phantom: European Conference on Individual Monitoring of Ionizing Radiation, Athens, Greece, March 8-12, 2010 (Gewinner des Best Poster Award)

- Heide B., Blunck Ch., Steinhoff M. and Becker F.: Absorbed Dose in thin Tissueequivalent Materials due to Beta Radiation: European Conference on Individual Monitoring of Ionizing Radiation, Athens, Greece, March 8-12, 2010
- Schimmelpfeng J., Xue N., Pfau B., Ponto S., Hegenbart L., Breustedt B., Blunck Ch., Leone D. and Seemann G.: Segmentation and Use of the Visible Female Dataset for Individual Efficiency Calibration and Dosimetry in Ionising Radiation Research, European Conference on Individual Monitoring of Ionizing Radiation, Athens, Greece, March 8-12, 2010
- Blunck Ch., Becker F. and Urban M.: Simulation of ^{90}Y Hand Exposure of Staff in Nuclear Medicine, 1. Jahrestagung des KIT-Zentrum Energie, Karlsruhe 19.06.2012

Jahresberichte

- Urban M., Bickel A. (Hrsg.): Jahresbericht 2007 der Hauptabteilung Sicherheit, 2008
 - Kapitel 6.2.6; Blunck Ch.: Messungen von $H_P(0,07)$ mit einer Beta-Sonde
- Urban M., Bickel A. (Hrsg.): Jahresbericht 2008 der Hauptabteilung Sicherheit, 2009
 - Kapitel 6.2.2; Blunck Ch., Becker F.: Numerische Simulation in inhomogenen Beta-/Photonen-Strahlungsfeldern
 - Kapitel 6.4.1.7; Heide B., Steinhoff M., Blunck Ch.: Dosis innerhalb einer Wasserkugel in Abhängigkeit von Zellendicke, -anzahl und Energieverlust-Zuteilungs-Modus bei einer isotropen monoenergetischen Beta-Punktquelle
- Knebel J. U., Mohr U. (Hrsg.) : Jahresbericht 2009 des Institut für Strahlenforschung, 2010
 - Kapitel 2.2; Blunck Ch., Wurster M., Becker F., Urban M.: Modellierung von Bestrahlungsszenarien
 - Kapitel 2.7; Heide B., Steinhoff M., Blunck Ch., Becker F. und Urban M.: Numerische Berechnung von Transmissionsfaktoren bzgl. Einer $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ -Quelle und einem gewebeäquivalenten dünn-schichtigen Target für die kurze Quellen - Target-Distanz (11 cm)
 - Kapitel 3.4; Hegenbart L., Benzler A., Gün H., Blunck Ch., Wurster M.: Ongoing development of Voxel2MCNP – software for generating virtual radiation protection scenarios with voxel models

- Knebel J. U., Mohr U. (Hrsg.) : Jahresbericht 2010 des Institut für Strahlenforschung, 2011
 - Kapitel 2.1; Blunck Ch., Walz D., Becker F. und Urban M.: Entwicklung eines Programms für die Erfassung von Markerbewegungen im Raum
 - Kapitel 2.2; Meyer A., Blunck Ch. und Becker F.: Simulationen mit einem Y-90 Quellenmodell

Betreute Arbeiten

- Wurster, Marc: Zweites praktische Studiensemester, Hochschule Karlsruhe Technik und Wirtschaft, 2009.
- Walz, David: Kalibrierung eines Multikamerasystems zur Ermittlung der Position und Orientierung bekannter Objekte im Raum, Diplomarbeit, Karlsruher Institut für Technologie, 2010.
- Mayer, Anna: Entwicklung eines MCNPX Modells für radiaktive Quellen in der Nuklearmedizin, Studienarbeit 2, Duale Hochschule Baden Württemberg, Karlsruher Institut für Technologie, 2010.
- Mayer, Anna: Erweiterung eines MCNPX Quellenmodells zur Anpassungsfähigkeit an geänderte Quelleneigenschaften, Bachelorarbeit, Duale Hochschule Baden Württemberg, Karlsruher Institut für Technologie, 2010.

Literaturverzeichnis

- Alberts, W., Ambrosi, P., Böhm, J., Diezte, G., Hohlfeld, K., und Will, W. *Neue Dosis-Meßgrößen im Strahlenschutz*. PTB-DOS-23. Wirtschaftsverlag NW Bremerhaven, 1994.
- Ambrosi, P. und Behrens, R. Kalibrierung und Prüfung - Qualitätssicherung in der Dosimetrie. . WE-Heraeus-Physikschule, 27.03.2007, Bad Honnef, 2007.
- Azad, P., Gockel, T., und Dillmann, R. *Computer Vision - Das Praxishandbuch*. Elektor-Verlag, 2007.
- B. Braun Melsungen AG. Venenpunktion und Injektion, Injekt® Solo. 2012. URL <http://www.bbraun.de/cps/rde/xchg/bbraun-de/hs.xsl/products.html?id=00020741570002086061&prid=PRID00003171> zuletzt abgerufen am 11.05.2012.
- Barth, I. und Rimpler, A. Empfehlungen zum Strahlenschutz bei der Radiosynoviorthese (RSO). Bundesamt für Strahlenschutz, 2007. URL http://www.bfs.de/de/bfs/druck/infoblatt/Empfehlungen_Radiosynoviorthese.pdf zuletzt abgerufen am 11.05.2012.
- Becker, F., Blunck, C., Figueira, C., Esteves, B., Di Maria, S., Paulo, G., Santos, J., Teles, P., *et al.* Radiation Exposure of Medical Staff: Application of Hand Phantoms in Experiments and Simulations. In G. Ristić, Hrsg., *Proceedings of the First International Conference on Radiation and Dosimetry in Various Fields of Research (RAD 2012)*, pp. 223–226. 2012.
- Berger, M. J. Monte Carlo Calculation of the Penetration and Diffusion the of Fast Charged Particles. In B. Alder, S. Fernbach, und M. Rotenberg, Hrsg., *Methods in Computational Physics*, Vol. 1, pp. 135–215. New York: Academic, 1963.
- Beurier, G., Chevalot, N., Monnier, G., Trasbot, J., und Wang, X. Simulation of Digital Human Hand Postures of Car Controls Using a Data Based Approach. In V. Duffy, Hrsg., *Digital Human Modeling*, Vol. 4561 of *Lecture Notes in Computer Science*, pp. 13–22. Springer Berlin / Heidelberg, 2007.

- Bilski, P., Olko, P., Burgkhardt, B., und Piesch, E. Ultra-thin LiF:Mg,Cu,P detectors for beta dosimetry. *Radiation Measurements*, 24(4):439–443, 1995.
- Blunck, C. Messungen von $H_P(007)$ mit einer Beta-Sonde. In M. Urban und A. Bickel, Hrsg., *Jahresbericht 2007 der Hauptabteilung Sicherheit*, pp. 86–89. Forschungszentrum Karlsruhe, 2008.
- Blunck, C., Becker, F., Hegenbart, L., Heide, B., Schimmelpfeng, J., und Urban, M. Radiation Protection in Inhomogeneous Beta-Gamma Fields and Modelling of Hand Phantoms with MCNPX. *Radiation Protection Dosimetry*, 134(1):13–22, 2009a.
- Blunck, C., Becker, F., und Urban, M. Untersuchungen zur Y-90 Strahlenexposition von Personal in der Nuklearmedizin. In F. J. Maringer, R. Czarwinski, T. Geringer, und A. Brandl, Hrsg., *Leben mit Strahlung – Von den Grundlagen zur Praxis; 6. Gemeinsame Tagung des Österreichischen Verbandes für Strahlenschutz und des Deutsch/Schweizerischen Fachverbandes für Strahlenschutz*, pp. 320–326. 2009b.
- Blunck, C., Becker, F., und Urban, M. Simulation of Beta Radiator Handling Procedures in Nuclear Medicine by Means of a Movable Hand Phantom. *Radiation Protection Dosimetry*, 144(1-4):497–500, 2011a.
- Blunck, C., Walz, D., Becker, F., und Manfred, U. Entwicklung eines Programms für die Erfassung von Markerbewegungen im Raum. In J. Knebel und U. Mohr, Hrsg., *Institut für Strahlenforschung, Jahresbericht 2010*, pp. 7–11. KIT Scientific Publishing, 2011b.
- Blunck, O. und Leisegang, S. Zum energieverlust schneller elektronen in dünnen schichten. *Zeitschrift für Physik*, 128:500–505, 1950.
- Bradski, G. und Kaehler, A. *Learning OpenCV: Computer Vision with the OpenCV Library*. O’Reilly Media, 1. Edition, 2008.
- Carnicer, A. Universitat Politècnica de Catalunya - Institut de Tècniques Energètiques, Persönliche Mitteilung, 2010.
- Causo, A., Takemura, K., Takamatsu, J., Ogasawara, T., Ueda, E., und Matsumoto, Y. Predictive Tracking in Vision-based Hand Pose Estimation Using Unscented Kalman Filter and Multi-viewpoint Cameras. In D. Chigo, Hrsg., *Human-Robot Interaction*, pp. 155–170. InTech, 2010.

- Chatterjee, C. und Roychowdhury, V. P. Algorithms for Coplanar Camera Calibration. *Machine Vision and Applications*, 12(2):84–97, 2000.
- Chen, W., Fujiki, R., Arita, D., und Taniguchi, R.-i. Real-time 3D Hand Shape Estimation based on Image Feature Analysis and Inverse Kinematics. In *Proceedings of the 14th International Conference on Image Analysis and Processing, ICIAP 2007.*, pp. 247–252. IEEE Computer Society, 2007.
- Chu, S., Ekström, L., und Firestone, R. WWW Table of Radioactive Isotopes. 1999. URL <http://nucldata.nuclear.lu.se/nucldata/toi/> zuletzt abgerufen am 11.05.2012.
- Cremonesi, M., Ferrari, M., Paganelli, G., Rossi, A., Chinol, M., Bartolomei, M., Prisco, G., und Tosi, G. Radiation Protection in Radionuclide Therapies with ^{90}Y -Conjugates: Risks and Safety. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 33(11):1321–1327, 2006.
- DIN 1319-3. Grundlagen der Meßtechnik - Teil 3: Auswertung von Messungen einer einzelnen Meßgröße, Messunsicherheit. Deutsches Institut für Normung e.V. 1996.
- DIN 6814-3. Begriffe in der radiologischen Technik - Teil 3: Dosisgrößen und Dosiseinheiten. Deutsches Institut für Normung e.V. 2001.
- DIN V ENV 13005. Leitfaden zur Angabe von Unsicherheit beim Messen. Deutsches Institut für Normung e.V. 1999.
- Erol, A., Bebis, G., Nicolescu, M., Boyle, R. D., und Twombly, X. Vision-Based Hand Pose Estimation: A Review. *Comput. Vis. Image Underst.*, 108(1-2):52–73, 2007.
- EURADOS. European Radiation Dosimetry Group. 2012. URL <http://www.eurados.org/> zuletzt abgerufen am 11.05.2012.
- Europäische Kommission. Richtlinie 96/29/ Euratom des Rates vom 13.05.96 zur Festlegung der grundlegenden Sicherheitsnormen für den Schutz der Gesundheit der Arbeitskräfte und der Bevölkerung gegen die Gefahren durch ionisierende Strahlung. Amtsblatt der Europäischen Gemeinschaft 39, L 159/1-114, 1996.
- Farahati, J., Reiners, C., Fischer, M., Mödder, G., Franke, C., Mahlstedt, J., und Sörensen, H. Leitlinie für die Radiosynoviorthese. Deutsche Gesellschaft für Nuklearmedizin e.V., 1997. URL <http://www.nuklearmedizin.de/leistungen/leitlinien/html/radiosynoviorthese.php?navId=53> zuletzt abgerufen am 11.05.2012.

- Ferrari, P., Sans-Merce, M., Carnicer, A., Donadille, L., Fulop, M., Ginjaume, M., Gualdrini, G., Mariotti, F., *et al.* Main results of the Monte Carlo studies carried out for nuclear medicine practices within the ORAMED project. *Radiation Measurements*, 46(11):1287 – 1290, 2011.
- Fippel, M. und Nüsslin, F. Grundlagen der Monte-Carlo-Methode für die Dosisberechnung in der Strahlentherapie. *Zeitschrift für Medizinische Physik*, 11:73–82, 2001.
- Furetta, C. und Weng, P.-S. *Operational thermoluminescence dosimetry*. World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd, 1998.
- Geworski, L., Zöphel, K., Rimpler, A., Barth, I., Lassmann, M., Sandrock, D., Zander, A., Halm, T., *et al.* Strahlenexposition bei der ^{90}Y -Zevalin-Therapie: Ergebnisse einer prospektiven multizentrischen Studie. *Nuklearmedizin*, 45(2):82–86, 2006.
- Ginjaume, M., Carinou, E., Donadille, L., Jankowski, J., Rimpler, A., Sans Merce, M., Vanhavere, F., Denoziere, M., *et al.* Extremity ring dosimetry intercomparison in reference and workplace fields. *Radiation Protection Dosimetry*, 131(1):67–72, 2008.
- Goudsmit, S. und Saunderson, J. L. Multiple Scattering of Elektrons II. *Physical Review*, 58:36–42, 1940.
- Gratz, S., Göbel, D., und Becker, W. Radiosynoviorthese bei entzündlichen Gelenkerkrankungen. *Der Orthopäde*, 29(2):164–170, 2000.
- Hegenbart, L. *Numerical Efficiency Calibration of In Vivo Measurement Systems*. Dissertation, Universität Karlsruhe, 2009.
- Heide, B., Steinhoff, M., und Blunck, C. Simulation von durch Elektronen verursachten Dosen innerhalb dünner Schichten von gewebeäquivalenten Materialien. In M. Urban und A. Bickel, Hrsg., *Jahresbericht 2008 der Hauptabteilung Sicherheit*, pp. 134–136. Forschungszentrum Karlsruhe, 2009.
- Heikkila, J. Geometric camera calibration using circular control points. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 22(10):1066–1077, 2000.
- Helmstädter, K., Buchholz, G., und Ambrosi, P. *Das PTB Beta-Sekundärnormal BBS2 für den Strahlenschutz*. PTB-DOS-50. 2006.

- Horn, B. K. P. und Schunck, B. G. Determining optical flow. *Artificial Intelligence*, 17(1-3):185–203, 1981.
- ICRP. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. *Annals of the ICRP*, 21(1-3), 1991.
- ICRP. The Biological Basis for Dose Limitation in the Skin. ICRP Publication 59. *Annals of the ICRP*, 22(2), 1992.
- ICRP. Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation. ICRP Publication 74. *Annals of the ICRP*, 26(3-4), 1997.
- ICRP. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Annals of the ICRP*, 37(2-4), 2007.
- ICRP. Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals - Addendum 3 to ICRP Publication 53. Annex E: Radiation Exposure of Hand in Radiopharmacies; Monitorin of Dosis and Optimisation of Protection. ICRP Publication 106. *Annals of the ICRP*, 38(1-2), 2008.
- ICRU. Determination of Dose Equivalents Resulting form External Radiation Sources. *ICRU Report*, 39, 1985.
- ICRU. Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry. *ICRU Report*, 51, 1993.
- Ilas, D., Eckerman, K., Sherbini, S., und Karagiannis, H. Monte carlo assessments of absorbed doses to the hands of radiopharmaceutical workers due to photon emitters. *Nuclear Technology*, 168(1):164–168, 2009.
- ISO/IEC. *Guide 98-3:2008: Uncertainty of measurement – Part 3: Guide to the expression of uncertainty in measurement*. International Organisation for Standardisation, 2008.
- Jeraj, R., Keall, P., und P., O. Comparison between MCNP, EGS4 and experiment for clinical electron beams. *Phys. Med. Biol.*, 44:705–717, 1999.
- Jähne, B. *Digitale Bildverarbeitung*. Springer, 6. Edition, 2005.
- Jun, I. Benchmark Study for Energy Deposition by Energetic Electrons in Thick Elemental Slabs: Monte Carlo Results and Experiments. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 50(5):1732–1739, 2003.

- Kim, J.-H., Thang, N. D., und Kim, T.-S. 3-d hand motion tracking and gesture recognition using a data glove. In *IEEE International Symposium on Industrial Electronics (ISIE 2009)*, pp. 1013–1018. 2009.
- KIT-KSM. Fingerringdosimeter Typ BETA-50 und BETA-200 zur Messung der Oberflächen-Personendosis Hp(0,07) durch Photonen- und Beta-Strahlung, Anwenderinformationen und technische Daten. Informationsblatt des Festkörper-Dosimetrie Labors, Karlsruher Institut für Technologie - Sicherheitsmanagement (KSM), 2012.
- Kitware Inc. VTK file formats for VTK Version 4.2.1. 2003. URL <http://www.vtk.org/> zuletzt abgerufen am 11.05.2012.
- Kitware Inc. Paraview Parallel Visualization Application 2.6. 2007. URL <http://www.paraview.org/> zuletzt abgerufen am 11.05.2012.
- Krieger, H. *Strahlenphysik, Dosimetrie und Strahlenschutz. Band 2: Strahlungsquellen, Detektoren und klinische Dosimetrie*. B.G Teubner Stuttgart, 2. Edition, 1997.
- Landau, L. On the energy loss of fast particles by ionization. *J.Phys.USSR*, 8:201, 1944.
- Lee, J. und Kunii, T. L. Model-Based Analysis of Hand Posture. *IEEE Comput. Graph. Appl.*, 15(5):77–86, 1995.
- Lohri, A. und Richard, H. Zevalin[®]-Radioimmunotherapie (RIT) als neue Therapieoption beim follikulären B-Zell-Lymphom. *Schweizerische Medizin-Forum*, 4(45):1145–1148, 2004.
- Löschinger, I. Karlsruher Institut für Technologie-Sicherheitsmanagement, Persönliche Mitteilung, 2011.
- Lu, S., Metaxas, D., Samaras, D., und Oliensis, J. Using Multiple Cues for Hand Tracking and Model Refinement. In *Proceedings of the 2003 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, Vol. 2, pp. 443–450. 2003.
- Lucas, B. D. und Kanade, T. An Iterative Image Registration Technique with an Application to Stereo Vision. In *Proceedings of the 7th international joint conference on Artificial intelligence - Volume 2, IJCAI'81*, pp. 674–679. 1981.
- Lueneberger, D. *Linear and Nonlinear Programming*. Addison-Wesley, 1984.
- Martini, E. und Engelhardt, J. Landesanstalt für Personendosimetrie und Strahlenschutz Ausbildung Mecklenburg-Vorpommern. Persönliche Mitteilung, 2008.

- Mayer, A., Blunck, C., und Becker, F. Simulationen mit einem Y-90 Quellenmodell. In J. Knebel und U. Mohr, Hrsg., *Institut für Strahlenforschung, Jahresbericht 2010*, pp. 11–14. KIT Scientific Publishing, 2011.
- McKeever, S., Moscovitch, M., und Townsend, P. *Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses*. Nuclear Technology Publishing, 1995.
- Merziger, G. und Wirth, T. *Repetitorium der höheren Mathematik*. Binomi Verlag, 4. Edition, 1999.
- Miyata, N., Kouchi, M., Kurihara, T., und Mochimaru, M. Modeling of human hand link structure from optical motion capture data. In *Proceedings of the 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Vol. 3, pp. 2129 – 2135. 2004.
- Moré, J. The Levenberg-Marquardt Algorithm: Implementation and Theory. In G. Watson, Hrsg., *Numerical Analysis*, Vol. 630 of *Lecture Notes in Mathematics*, pp. 105–116. Springer Berlin / Heidelberg, 1978.
- Nicoletti, R., Oberladstätter, M., und König, F. *Messtechnik und Instrumentierung in der Nuklearmedizin: eine Einführung*. Facultas Verlag, 2. Edition, 2006.
- Oberhauer, M. und Scharmann, A. *Applied Thermoluminescence Dosimetry*. Published for the Commission of the European by Adam Hilger Ltd, 1979.
- ORAMED. Optimization of RAdiation Protection for MEDical Staff is a Collaborative Project Funded in 2008 within the 7th EU Framework Programme. Euratom Programme for Nuclear Research and Training, 2011. URL <http://www.oramed-fp7.eu/> zuletzt abgerufen am 11.05.2012.
- Pelowitz, D. MCNPX USER'S MANUAL Version 2.6.0. Los Alamos National Laboratory, LA-CP-07-1473, 2008.
- Pelowitz, D. MCNPX 2.7.C Extensions. Los Alamos National Laboratory, LA-UR-10-00481, 2010.
- Rehg, J. M. und Kanade, T. Model-based tracking of self-occluding articulated objects. In *ICCV '95: Proceedings of the Fifth International Conference on Computer Vision*, pp. 612–617. IEEE Computer Society, Washington, DC, USA, 1995.

- Reinhardt, B. und Liedtke, T. Karlsruher Institut für Technologie-Sicherheitsmanagement, Persönliche Mitteilung, 2010.
- Reynaert, N., Palmans, H., Thierens, H., und Jeraj, R. Parameter dependence of the MCNP electron transport in determining dose distributions. *Med. Phys.*, 29:2446–2254, 2002.
- Rezzoug, N. und Gorce, P. Prediction of fingers posture using artificial neural networks. *Journal of Biomechanics*, 41(12):2743–2749, 2008.
- Rimpler, A. und Barth, I. Beta radiation exposure of medical staff and implications for extremity dose monitoring. *Radiation Protection Dosimetry*, 125(1-4):335–339, 2007.
- Rimpler, A., Barth, I., Baum, R. B., Senftleben, S., und Geworski, L. Beta radiation exposure of staff during and after therapies with ^{90}Y -labelled substances. *Radiation Protection Dosimetry*, 131(1):73–79, 2008.
- Rimpler, A., Barth, I., Ferrari, P., Baechler, S., Carnicer, A., Donadille, L., Fulop, M., Ginjaume, M., *et al.* Extremity exposure in nuclear medicine therapy with ^{90}Y -labelled substances - Results of the ORAMED project. *Radiation Measurements*, 46(11):1283–1286, 2011.
- Rosales, R., Athitsos, V., Sigal, L., und Sclaroff, S. 3d hand pose reconstruction using specialized mappings. In *Proceedings. Eighth IEEE International Conference on Computer Vision, 2001. ICCV 2001.*, Vol. 1, pp. 378–385. 2001.
- Sachse, F. B., Werner, C. D., Müller, M., Meyer-Waarden, K., und Dössel, O. Development of a human body model for numerical calculation of electric fields. *Comput. Med. Imaging Graph.*, 24(3):165–171, 2000.
- Sans Merce, M., Ruiz, N., Barth, I., Carnicer, A., Donadille, L., Ferrari, P., Fulop, M., Ginjaume, M., *et al.* Extremity exposure in nuclear medicine: Preliminary results of a european study. *Radiation Protection Dosimetry*, pp. 1–12, 2011.
- Schaart, D. R., Jansen, J. T. ., Zoetelief, J., und Leege, P. F. A. D. A comparison of MCNP4C electron transport with ITS 3.0 and experiment at incident energies between 100 keV and 20 MeV: influence of voxel size, substeps and energy indexing algorithm. *Phys. Med. Biol.*, 47:1459–1484, 2002.

- Sharkey, R. M. und Goldenberg, D. M. Perspectives on cancer therapy with radiolabeled monoclonal antibodies. *Journal of Nuclear Medicine*, 46(1 suppl):115–127, 2005.
- Sherbini, S., Ilas, D., Eckerman, K., und DeCicco, J. Correction factors applied to finger dosimetry: a theoretical assessment of appropriate values for use in handling radiopharmaceuticals. *Health Physics*, 101(1):1–12, 2011.
- SIMI. Reality Motion Systems GmbH. 2009. URL <http://www.simi.com> zuletzt abgerufen am 11.05.2012.
- St. Vincentius-Kliniken gAG Karlsruhe. Klinik für Nuklearmedizin - Informationen zur nuklearmedizinischen Gelenktherapie (=Radiosynoviorthese). 2012. URL <http://www.vincentius-kliniken.de/kliniken-institute/nuklearmedizin/funktionsbereiche/nuklearmedizinische-therapieverfahren/behandlung-entzuendlicher-gelenkerkrankungen-radiosynoviorthese/informationen-zur-nuklearmedizinischen-gelenktherapie-radiosynoviorthese.html> zuletzt abgerufen am 11.05.2012.
- Stenger, B., Mendonca, P., und Cipolla, R. Model-based 3D tracking of an articulated hand. In *Proceedings of the 2001 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, Vol. 2, pp. 310–315. 2001.
- Strahlenschutzkommission. Anforderungen an Personendosimeter. Empfehlung der Strahlenschutzkommission, 2011.
- StrlSchV. Verordnung über den Schutz vor Schäden durch ionisierende Strahlen. Strahlenschutzverordnung, 2001.
- Stubbs, R., Cannan, R., und Mitchell, A. Selective internal radiation therapy with $^{90}\text{yttrium}$ microspheres for extensive colorectal liver metastases. *J Gastrointest Surg*, 5(3):294–302, 2001.
- Trolltech. Qt GUI Toolkit Version 4.3.4. 2008. URL <http://doc.qt.digia.com/4.3/index.html> zuletzt abgerufen am 11.05.2012.
- Tsai, R. A versatile camera calibration technique for high-accuracy 3D machine vision metrology using off-the-shelf TV cameras and lenses. *IEEE Journal on Robotics and Automation*, 3(4):323–344, 1987.

- Ugi, S. und Burgkhardt, B. Die Messstelle informiert: Die neuen Personen- und Ortsdosismessgrößen - Konzept und Auswirkungen. 2005. URL www.messstelle-karlsruhe.de/grundlagen/messgroesen.pdf zuletzt abgerufen am 03.08.2007.
- Vanhavere, F., Carinou, E., Donadille, L., Ginjaume, M., Jankowski, J., Rimpler, A., und Sans Merce, M. An overview on extremity dosimetry in medical applications. *Radiation Protection Dosimetry*, 129(1-3):350–355, 2008.
- Wang, L.-C. und Chen, C. A combined optimization method for solving the inverse kinematics problems of mechanical manipulators. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 7(4):489–499, 1991.
- Wu, Y., Lin, J., und Huang, T. Capturing natural hand articulation. In *Proceedings of the Eighth IEEE International Conference on Computer Vision (ICCV 2001)*, Vol. 2, pp. 426–432. 2001.
- Wu, Y., Lin, J., und Huang, T. S. Analyzing and Capturing Articulated Hand Motion in Image Sequences. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 27(12):1910–1922, 2005.
- X-5 MC-Team. MCNP — A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5. Volume I: Overview and Theory. Los Alamos National Laboratory, LA-UR-03-1987, 2003.
- Zhang, X., Lee, S.-W., und Braido, P. Determining finger segmental centers of rotation in flexion-extension based on surface marker measurement. *Journal of Biomechanics*, 36(8):1097–1102, 2003.
- Zhang, Z. A flexible new technique for camera calibration. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 22(11):1330–1334, 2000.
- Zucker, M. B. M. und Chang, J. ESTAR, PSTAR, and ASTAR: Computer Programs for Calculating Stopping-Power and Range Tables for Electrons, and Helium Ions (Version 1.2.3). National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD, 2005. URL <http://physics.nist.gov/Star> zuletzt abgerufen am 11.05.2012.