Bachelorarbeit

Fachhochschule Münster
Institut für Medizinische Strahlenphysik und Strahlenschutz
Klinikum Dortmund

Optimierung und Evaluation eines Phantoms zur System- und Einzelprüfung der Komponenten des strahlentherapeutischen Prozesses

vorgelegt von
Michael Schero
geboren am 15.03.1989
in Münster, Deutschland

Gutachter: Prof. Dr. U. Stöber (Fachhochschule Münster)

Dr. A. Block (Institut für Medizinische Strahlenphysik und Strahlenschutz)

Abgabetermin: 14.10.2013

Fachhochschule Münster University of Applied Sciences
FB 11 Physikalische Technik

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung ... 1
1.1 Einführung ... 1
1.2 Motivation ... 1
2 Theoretische Grundlagen ... 1
2.1 Prozessabläufe in der Strahlentherapie ... 1
2.2 Datenübertragung in der Strahlentherapie ... 3
2.3 Röntgentechnik ... 4
2.4 Funktionsweise des Computertomographen (CT) ... 5
2.5 Dosimetrie ... 7
2.6 Das Planungssystem ... 8
2.7 Der Simulator ... 8
2.8 Der Elektronenlinearbeschleuniger ... 9
3 Das verwendete Phantom ... 10
3.1 Aufbau des Phantoms ... 10
3.2 Probeneinsätze und Blindstopfen ... 11
3.3 Modifikationen am Phantom ... 11
4 Versuche und Methoden ... 13
4.1 Versuche bezüglich der Bildgebung ... 13
4.1.1 Dichteinterpretation durch den Computertomographen ... 13
4.1.2 Fehlerfreie Übertragung an die Bildbetrachtung ... 13
4.1.3 Fehlerfreie Übertragung an die Planungsstation ... 14
4.1.4 Lasertest ... 14
4.2 Versuche bezüglich der Dosis ... 17
4.2.1 Das verwendete Dosimeter ... 17
4.2.2 Vergleich der berechneten Dosis mit der tatsächlichen Dosis ... 17
4.2.3 Überprüfung von Auswirkung einer abweichenden Bestrahlungsenergie ... 18
5 Ergebnisse und Diskussion ... 19
5.1 Ergebnisse bezüglich der Bildgebung ... 19
5.1.1 Dichteinterpretation durch den Computertomographen ... 19
5.1.2 Fehlerfreie Datenübertragung an die Bildbetrachtungssysteme ... 20
5.1.3 Fehlerfreie Übertragung an die Planungsstation ... 22
5.1.4 Lasertestauswertung ... 26
5.2 Ergebnisse bezüglich der Dosis ... 27

5.2.1 Vergleich der berechneten Dosis mit der tatsächlichen Dosis 27
5.2.2 Auswirkung einer abweichenden Bestrahlungsenergie 29
5.3 Disskussion 30
5.4 Zusammenfassung 31
6 Ausblick 32
Literaturverzeichnis 33
Danksagung 34
Eigenständigkeitserklärung 35

1 Einleitung

1.1 Einführung

Heutzutage werden sehr viele Menschen mit Hilfe der Strahlentherapie behandelt. Grund hierfür müssen nicht immer bösartige (maligne) Tumore sein, sondern auch die Behandlung gutartiger Tumoren oder eine schmerzlindernde Bestrahlung können in der Strahlentherapie ihre Anwendung finden. Da in der sogenannten Teletherapie sehr präzise behandelt werden muss, ist es essentiell, dass Fehlfunktionen, Abweichungen in der Kalibrierung oder fehlerhafte Parameter an den Geräten möglichst schnell erkannt und behoben werden können, um eine Fehlbehandlung oder im schlimmsten Fall eine Gefährdung des Patienten zu verhindern. Aus eben diesem Grund forderte die Strahlenschutzkommission in einem Bericht der 241. Sitzung im Jahr 2010 Folgendes: "Da sich im Gesamtsystem Komponenten befinden, die sowohl unter die Regelung der Strahlenschutzverordnung (StrlSchV) als auch der Röntgenverordnung (RöV) fallen, hat das Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (BMU) zusammen mit Sachverständigen und Medizinphysik-Experten für den Strahlenschutz die Notwendigkeit einer gesamten Systemprüfung auf physikalisch-technischer Seite gesehen. Z. Zt. bestehen zudem einige Lücken bei der Prüfung von Einzelkomponenten, die geschlossen werden sollten" [SS10].

1.2 Motivation

Ich möchte in dieser Ausarbeitung genauer auf die Möglichkeiten der Prüfung sowohl des Systems als gesamte Strahlentherapiekette als auch einiger Einzelkomponenten, welche in der Strahlentherapiekette einen festen, wichtigen Platz haben, eingehen. Hierzu nutze ich ein ursprünglich als CT-Phantom konstruiertes Phantom, welches von der Firma Positronic beam service GmbH zur Verfügung gestellt wurde und im Rahmen meiner Bachelorarbeit dahingehend optimiert wurde, dass auch Komponenten der Strahlentherapiekette systematisch überprüft werden können. Ziel ist es, ein einziges Phantom für die Systemprüfung in der Strahlentherapie zu entwickeln, mit dessen Hilfe man möglichst viele Komponenten einer Qualitätssicherung unterziehen kann. Nach Möglichkeit soll das Phantom Aussagen über Bildgebung und Dosisverteilungen geben können und eine Überprüfung von Positionierungshilfen, die in der Strahlentherapie zur Verfügung stehen, ermöglichen. Im Folgenden werde die hierzu erforderlichen Tests an den wichtigen Systemkomponenten der Strahlentherapiekette durchgeführt und ausgewertet.

2 Theoretische Grundlagen

2.1 Prozessabläufe in der Strahlentherapie

Die Strahlentherapie nimmt heutzutage immer mehr an Komplexität zu und kann nicht mehr als eine einzige Anwendungsart ionisierender Strahlung verstanden werden, sondern muss als Gesamtprozess gesehen werden, der sich aus der zwingenden Verkettung verschiedener, voneinander abhängigen Schritten ergibt [SS10]. Aus diesem Grund ist es unabdingbar, dass sowohl die einzelnen Prozessschritte als auch die gesamte Kette möglichst ohne zahlreiche verschiedene Versuchsaufbauten getestet werden können. Eine vereinfachte Darstellung der Strahlentherapiekette findet man in Abbildung 1.

Abbildung 1: Kette des strahlentherapeutischen Prozesses [SS10]

Am Anfang der Strahlentherapiekette steht die rechtfertigende Indikation. Hier muss der behandelnde Arzt anhand der Diagnose entscheiden, ob es zu einer Behandlung des Patienten mit ionisierender Strahlung kommen soll. Die rechtfertigende Indikation für eine Behandlung mit ionisierender Strahlung ist gegeben, wenn der Nutzen dieser Behandlung größer ist, als ein durch die ionisierende Strahlung möglicher Schaden am Patienten. Der fachkundige Arzt entscheidet anhand der Diagnose auch, welche Anwendungsart der ionisierenden Strahlung (Brachytherapie oder Teletherapie) für den weiteren Therapieverlauf des Patienten genutzt wird. Da das Hauptaugenmerk in dieser Bachelorarbeit auf der Teletherapie liegt, werde ich nur den Verlauf der Therapiekette anhand der Teletherapie weiter fortführen.

Nach der rechtfertigenden Indikation wird festgelegt, wie der Patient gelagert wird. "Bei allen Schritten (Bildgebung, Simulation, Bestrahlung und Verifikation) muss der Patient auf dem jeweiligen Lagerungstisch eine identische Position einnehmen." [SS10] Es wird auf diverse Lagerungshilfen zurückgegriffen, um eine immer identische Lagerung des Patienten zu gewährleisten. Als Beispiel für solche Hilfsmittel lassen sich Masken bei Bestrahlungen im Kopf- und Halsbereich aufführen. Desweiteren unterstützen fest in allen Räumen angebrachte Laser, eine exakte Positionierung des Patienten [SS10].

Wenn festgelegt ist, wie der Patient gelagert werden soll, kann mit der genauen Lokalisierung des Zielvolumens begonnen werden. Dies erfolgt durch bildgebende Systeme (wie zum Beispiel CT, MRT und PET), die Bildmaterial liefern, aus denen man Lage und Ausdehnung des Tumors und damit das zu definierende Zielvolumen der Strahlentherapie sowie mögliche Risikoorgane ersehen kann. Diese Risikoorgane, die durch die Strahlentherapie mit erfasst werden können (durch räumliche Nähe zum Zielvolumen), haben eine Toleranzdosis, die nicht überschritten werden sollte, um Komplikationen und Schäden am gesunden Gewebe zu vermeiden.

Alle bisher geschilderten Glieder der Strahlentherapiekette dienen bereits der Bestrahlungsplanung. Sie bilden mit ihren Daten das Fundament der weiteren Bestrahlungsplanung. "Im engeren Sinn

versteht man unter Bestrahlungsplanung (BPL) die Festlegung der Dosis und Fraktionierung sowie der Bestrahlungstechnik mit den dazugehörigen Bestrahlungsfeldern, die Berechnung und Darstellung der Dosisverteilung einschließlich deren Bewertung und schließlich die Bereitstellung der für Simulation und die eigentliche Bestrahlung notwendigen Daten über geeignete Schnittstellen." [SS10] Für jedes Bestrahlungsfeld wird ein Datensatz erstellt, der Informationen für den Linearbeschleuniger über Gantrywinkel, Kollimatoreinstellung und Tischposition enthält. Neben den Parametern werden in der Bestrahlungsplanung auch digital rekonstruierte Röntgenbilder (DRR) aus Sicht der Strahlenquelle aus den CT-Bildern erstellt. Zusätzlich werden i.d.R. für orthogonale Feldeinstellungen (Gantry 0°, 90°, 180° oder 270°) zusätzliche Bilder erstellt. Das DRR wird benötigt, um am Therapiesimulator und am Linearbeschleuniger die korrekte Positionierung des Patienten zu überprüfen. Die Bestrahlungsplanung findet mit speziell dazu entwickelter Software auf Computersystemen statt.

Nach der Planung wird die Bestrahlung simuliert, um "die Durchführbarkeit des Planes und die Reproduzierbarkeit der Behandlung" [SS10] zu dokumentieren. Dies geschieht an einem Therapiesimulator an dem mit Hilfe des BEV (Beam´s Eye View), welcher die Bestrahlungsfelder aus der Sicht der Strahlenquelle darstellt, diese kontrolliert werden. Hierzu werden Röntgenbilder erstellt, die mit den DRR, welche in der Bestrahlungsplanung erstellt wurden, verglichen werden. Wenn die Bilder nicht übereinstimmen, also gegeneinander verschoben sind, kann das Personal am Simulator die Position des Tisches, auf dem der Patient gelagert ist, verändern bis Röntgenbild und DRR übereinstimmen. Stimmen alle Röntgenbilder mit den zugehörigen DRR überein, wird der Patient markiert, indem er an markanten Stellen, durch die die Markierungslaser laufen, tätowiert wird, sodass im Beschleuniger anhand dieser Markierungen der Patient mit Hilfe der Positionierungslaser wieder in die gleiche Position gebracht werden kann.

In der Teletherapie erfolgt die Bestrahlung hauptsächlich durch Linearbeschleuniger. Hierbei wird die ionisierende Strahlung, anders als z.B. bei CO-Bestrahlungsanlagen, bei denen eine CO-60 Strahlenquelle die ionisierende Strahlung liefert, direkt durch Elektronen, die stark beschleunigt auf ein Bremstarget treffen und somit ionisierende Strahlung emittieren, erzeugt. Der Linearbeschleuniger erhält auf elektronischem Wege Informationen zur Bestrahlungstechnik, wie z.B. Einstrahlrichtung, Tischposition, Tischrotation und Feldgröße [SS10]. Vor Beginn der Bestrahlung werden alle am Bestrahlungsgerät eingestellten Parameter überprüft. Dies geschieht durch ein Protokollierungs- und Verifikationssystem (R&V-System), welches die hinterlegten Daten mit den am Bestrahlungsgerät eingestellten Parametern vergleicht und die Bestrahlung erst freigibt, wenn diese übereinstimmen [SS10].

2.2 Datenübertragung in der Strahlentherapie

In der Strahlentherapie müssen die Patientendaten (z.B. CT-Bilder, Bestrahlungspläne und DRR) von einem Glied der Gesamtkette zum nächsten weitergegeben werden. Hier hat sich in den letzten Jahren der Standard DICOM durchgesetzt [ME09]. Die Abkürzung DICOM steht für Digital Imaging and Communication in Medicine und wird in der Medizin in allen Bereichen, die mit Digitalen Bildern arbeiten, genutzt. Das einheitliche Datensystem stellt sicher, dass an jeder Station der Strahlentherapiekette die Informationen gleich interpretiert werden und so keine Fehler aufgrund eines Wechselns des Datenformates entstehen können. Es setzt aber auch voraus, dass alle Stationen der Strahlentherapiekette in der Lage sind, DICOM zu verwenden und richtig zu interpretieren. In der Radiotherapie findet eine Erweiterung des DICOM Anwendung. DICOM-RT (DICOM - Radiation

Therapie) ist eine Erweiterung der DICOM-Standards , welche die Radiotherapie durch das Hinzufügen fünf neuer Objekte (siehe Tabelle 1)umfasst [EL13]. Sowohl DICOM als auch DICOM-RT müssen von den Stationen ausgetauscht werden können. Dies geschieht über das PACS (Picture Archiving and Communication System), welches die große Menge an Bildern verwaltet und von jeder Station abrufbar macht.

Durch DICOM-RT hinzugefügte Objekte	Inhalt des Objektes
RT Image	Bilder, DRR´s, Simulatorbilder und Röntgenaufnahmen
RT Dose	Dosisverteilung, Punktdosen, Isodosen-Kurven, Tiefendosiskurven
RT Structure Set	Patientenanatomie geliefert durch CT und virtuelle Simulationen
RT Plan	Liefert Daten über Geometrie und Dosimetrie für den Beschleuniger
RT Treatment Record	Zeichnet den Behandlungsverlauf auf

Tabelle 1: Objekte der DICOM-RT-Erweiterung nach [EL13]

2.3 Röntgentechnik

Grundlage für eine erfolgreiche Strahlentherapie ist die Bildgebung zur Identifikation und Definition eines Zielvolumens. Dies geschieht mit Hilfe bildgebende Systeme wie MRT, PET, Röntgengeräte und vor allem durch das CT. Da im Klinikum Dortmund ein Computertomograph die für die Planung notwendigen Gewebedichten des Patienten, welche als Grundlage der gesamten Strahlentherapie genutzt werden, liefert, befasse ich mich im weiteren Verlauf nur mit dem CT als bildgebendes System. Um die Funktionsweise der Computertomographie (CT) zu verstehen, ist es wichtig zuerst Entstehung von Röntgenstrahlen zu verstehen. In einer Vakuumröhre wird eine Heizwendel (Kathode) durch Anlegen von Spannung erhitzt. Hierdurch werden Elektronen aus der Heizwendel herausgelöst und durch eine angelegte Hochspannung von 25 - 150 kV beschleunigt. Treffen diese beschleunigten Elektronen nun auf die Anode entstehen durch Abbremsung und Ionisation im Anodenmaterial zum einen Röntgenbremsstrahlung und zum anderen die charakteristische Röntgenstrahlung [ST13]. Die charakteristische Röntgenstrahlung entsteht dadurch, dass die einfallenden hochenergetischen Elektronen ein oder mehrere Elektronen aus den inneren Elektronenschalen der Atome der Anode herauslösen (Anodenmaterial meistens aus Wolfram oder Wolfram-Rhenium aufgrund der hohen Ordnungszahl, der guten thermischen Leitfähigkeit und des hohen Schmelzpunktes [RÖ13]) Löcher in diesen inneren Schalen. Diese Löcher werden durch Elektronen aus höheren Schalen wieder aufgefüllt, wobei die Energie in Form der für jedes Element charakteristischen Röntgenstrahlung frei wird. Da diese Röntgenstrahlung sehr weich ist und somit vom Patienten vollkommen absorbiert werden würde, wird sie in der Regel von einem Filter in der Röntgenröhret direkt herausgefiltert, um die Strahlenbelastung des Patienten nicht unnötig zu erhöhen. Die für die Bildgebung in der Regel ausgenutzte Röntgenbremsstrahlung entsteht durch das Abbremsten der Elektronen am Bremsmaterial. Die Eigenschaften der Röntgenbremsstrahlung lassen sich mit folgenden Gleichungen beschreiben:

$$E_{kin_{e^-}} = e\,U$$

$$E_{Photon} = h\,f$$

$$f_{max} = \frac{c}{\lambda}$$

Nimmt man nun an, dass die Energie des Photons gleich der kinetischen Energie des Elektrons, welches gebremst wird, ist, so ergibt sich:

$$e\ U = h\ f$$

$$\Rightarrow \lambda_{min} = \frac{c\ h}{e\ U}$$

Man erkennt, dass die Wellenlänge, die Grundlage für die Klassifizierung der Röntgenstrahlung ist, sich reziprok zur angelegten Röhrenspannung verhält.

Angelegte Röhrenspannung U	Wellenlänge λ	Strahlungsart
1 kV	1,242 nm	weich
10 kV	0,142 nm	mittel
100 kV	0,012 nm	hart

Tabelle 2: Strahlungshärte in Abhängigkeit der Röhrenspannung nach [RÖ13]

Durchdringt Röntgenstrahlung Materie, so wird sie abgeschwächt. Diese Schwächung lässt sich für homogene Materialien durch das Lambert-Beersche-Gesetz

$$I = I_0 e^{-\mu d}$$

bzw. für inhomogene Materialien, die aus mehreren Schichten unterschiedlicher Materialien bestehen, durch

$$I = I_0 exp\left(\int \mu(x) dx\right)$$

beschreiben, wobei μ der Schwächungskoeffizient des jeweiligen Materials ist, d die Dicke des Materials und I_0 die Anfangsintensität der Röntgenstrahlung. Nun bleibt zu klären, wie es vom Röntgenstrahl zum eigentlichen Röntgenbild kommt. Die Röntgenstrahlen, die ein Volumen durchdringen, treffen auf einen Film oder allgemein Bildwandler, um diesen zu belichten. Je mehr Röntgenstrahlung auf einem Punkt auftreffen, desto dunkler wird das Röntgenbild an dieser Stelle. Heutzutage ist es üblich, dass entweder Speicherfolienkassetten, welche später ausgelesen werden, oder direkt halbleiterbasierte Strahlungsdetektoren genutzt werden, mit deren Hilfe die auftreffende Röntgenstrahlung in ein elektrisches Signal umgewandelt wird, welches dann eine digitale Bilderzeugung ermöglicht.

2.4 Funktionsweise des Computertomographen (CT)

Bei einem CT-Gerät der 3. Generation rotieren die Quelle, die einen Röntgen-Flächenstrahl erzeugt, und die Detektoren, die gegenüber der Quelle auf einem gemeinsamen Kreisbogen angeordnet sind, um den Patienten, welcher auf einem Lagerungstisch liegend zeitgleich durch das CT-Gerät gefahren werden kann (siehe Abbildung 2). Hierbei unterscheidet man zwischen dem CT-Verfahren, in welchem eine komplette 360°-Rotation von Quelle und Detektor um den unbewegten Patienten pro Schicht durchlaufen wird, bevor der Patient zur nächsten Schicht vorgefahren wird, und dem Spiral-CT, in welchem der Patient kontinuierlich durch den CT gefahren wird, während Quelle und Detektor um den Patienten rotieren [CT06] (siehe Abbildung 2). Die Computertomographie unterschiedet sich

jedoch zum konventionellem Röntgen in dem Punkt, dass sie transversale Schnittbilder liefert, welche die örtliche Verteilung des Schwächungswertes µ darstellen [ME09]. Die örtliche Verteilung von µ ergibt sich, nachdem auf die detektierten Massenschwächungen die Radon-Transformation angewandt wurde. Die aus den unterschiedlichen Richtungen erstellten Projektionen, die aufgrund des Tischvorschubes beim Spiral-CT mehrere Schichten durchlaufen, müssen interpoliert werden, um einzelne Schichtbilder zu erhalten [ST13]. Dies geschieht durch die Fouriertransformation. Aus den errechneten Schnittbildern, die primär senkrecht zur Körperachse orientiert sind, lassen sich auch 3D-Rekonstruktionen von Organen bzw. des gesamten Körpers anfertigen. Der lineare Schwächungskoeffizient µ (mit der Einheit cm^{-1}) wird auf eine Skala transformiert, in welcher Wasser den Wert 0 und Luft den Wert -1000 zugewiesen wird. Die auf dieser Skala aufgetragenen Werte werden auch CT-Zahlen (oder nach ihrem Entdecker Hounsfield-Unit (HU) genannt) [ME09] und berechnen sich durch folgende Formel:

$$HU(\mu) = \frac{\mu_{Objekt} - \mu_{Wasser}}{\mu_{Wasser}} \cdot 1000\,HU$$

Die Hounsfield-Unit (HU) eignet sich sehr gut, da der Mensch zu 70% aus Wasser besteh. In Abbildung 3 kann man erkennen, an welcher Stelle auf der Skala die üblichen Gewebetypen des menschlichen Körpers liegen.

Abbildung 2: Links: Quelle und Detektorring des CT rotieren um den Patienten nach [ST13] Rechts: Funktionsweise eines Spiral-CT nach [ME09]

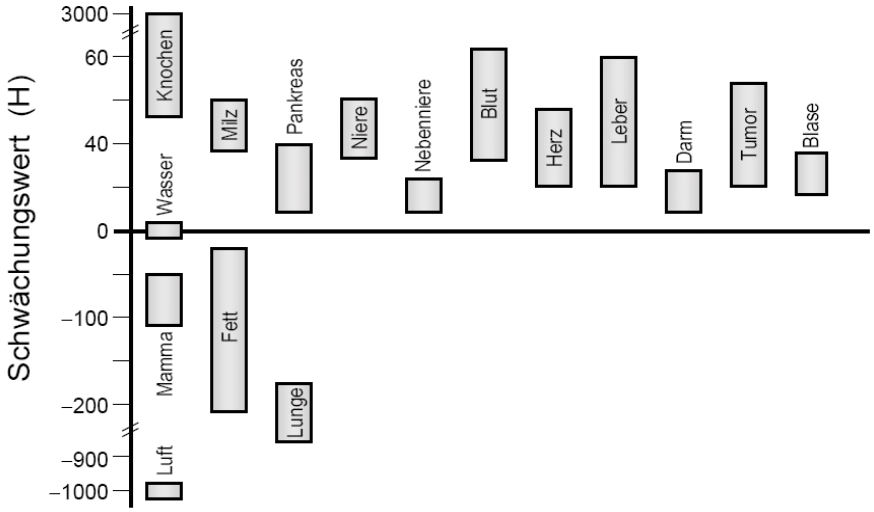

Abbildung 3: Hounsfield-Skala für Wasser, Luft und verschiedenes menschliches Gewebe nach [ST13]

2.5 Dosimetrie

In der Strahlentherapie ist es unabdingbar, Strahlendosen durch Dosismessungen zu erfassen. Die Dosis wird mit sogenannten Dosimetern gemessen, welche aus einem Strahlendetektor und einer Auswerteinheit bestehen [HR90].

Als Detektor kann zum Beispiel eine Ionisationskammer verwendet werden. Die Ionisationskammer macht sich zu Nutze, dass ionisierende Strahlung auf ein Gas ionisierend wirkt, also Elektronen-Ionen-Paare entstehen, deren Anzahl proportional zur Energie der ionisierenden Strahlung ist. Wird eine externe Spannung angelegt, so werden die positiv geladenen Ionen zur Kathode und die Elektronen zur Anode hin beschleunigt. Durch die Bewegung der Elektronen und der Ionen im elektrischen Feld wird ein elektrisches Signal induziert, welches nun verstärkt wird und als Maß für die Dosis genommen werden kann [ST13].

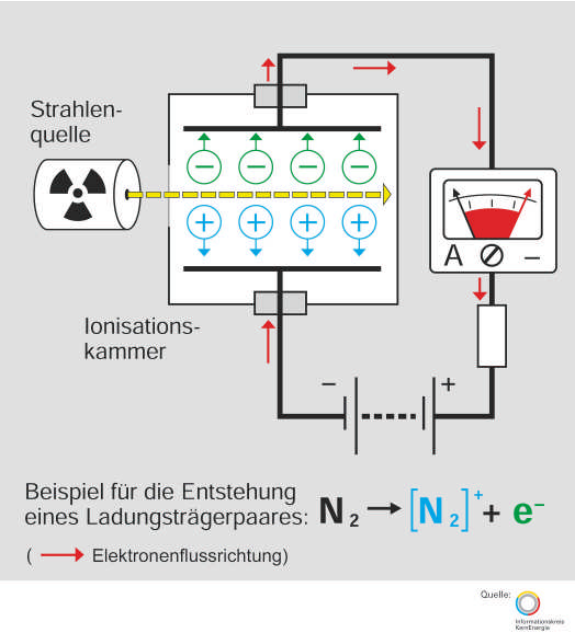

Abbildung 4: Aufbau einer Ionisationskammer nach [IK03]

Neben Gasionisationsdetektoren, wie z.B. die Ionisationskammer, finden in der Strahlentherapie auch noch weitere Detektortypen wie zum Beispiel Festkörperdetektoren Anwendung. Je nach Anwendung des Detektors können neben der Messung der Dosis auch die Strahlenqualität oder -verteilung eines Strahlenfeldes ermittelt.

In der Auswerteeinheit werden die gemessenen elektrischen Signale interpretiert, sodass eine Dosis angezeigt werden kann. Zur Interpretation eines Messwertes gehört auch, dass die Gegebenheiten des Umfeldes, wie zum Beispiel Luftdruck und Temperatur, hinreichend berücksichtigt werden. Dies geschieht in der Regel durch die Einführung eines Korrekturfaktors. Dieser kann entweder aus Tabellen entnommen werden und manuell in die Auswerteeinheit eingegeben werden oder man arbeitet mit einem Kalibrierstrahler. Die Auswerteeinheit vergleicht die in der Messkammer durch den Kalibrierstrahler erzeugte Dosis mit der unter den atmosphärischen Referenzbedingungen (20° C, 1013 hPa) errechneten Dosis und kann somit einen Korrekturfaktor selbstständig generieren um die Fehler auszugleichen.

2.6 Das Planungssystem

Nachdem die vom CT erstellten Schichtbilder in das PACS geladen wurden, können diese durch die behandelnden Radioonkologen heruntergeladen werden, um diese zu sichten. Sie zeichnen in die jeweiligen Schichtbilder sowohl das sogenannte Zielvolumen, das Volumen, welches durch die Strahlentherapie behandelt werden soll, als auch Volumina ein, die bei einer Bestrahlung des Patienten durch unmittelbare räumliche Nähe zum Zielvolumen oder durch hohe Strahlenempfindlichkeit gefährdet sind und in der folgenden Planung mit einer möglichst geringen Dosis berücksichtigt werden sollten. Nach der Konturierung aller für die Bestrahlungsplanung benötigten Volumina kann nun die eigentliche Therapieplanung erfolgen. An Computersystemen mit spezieller Software (im Klinikum Dortmund wird Helax TMS 6.1 B 2003 verwendet) werden nun durch Medizinphysiker oder geschultes Personal verschiedene sogenannte Beams (Bestrahlungsfeder) in die Bilder gelegt, also festgelegt, aus welcher Richtung die ionisierende Strahlung mit welcher Energie (i.d.R. 6 MeV oder 15 MeV) und Intensität in den Körper eintritt. Dabei müssen die Strahlenfelder nicht immer rechteckig sein. Durch sogenannte Multi-Leaf-Kollimatoren (MLC), die aus vielen nebeneinanderliegenden Bleischiebern, welche von zwei Seiten in den Strahlengang hineingefahren werden können, bestehen, können die einzelnen Strahlenfelder in ihrer Form variiert werden. Ziel ist es, durch die verschiedenen Strahlenfelder die vom Radioonkologen geforderte Strahlendosis im Zielvolumen zu erreichen, jedoch außerhalb des Zielvolumens die Strahlenbelastung auf ein akzeptables Maß zu reduzieren. Man kann sagen, dass mit steigender Beam-Anzahl das Volumen, welches die geforderte Dosis an ionisierender Strahlung besitzt, sich dem Zielvolumen angleicht und die Strahlenbelastung außerhalb des Zielvolumens sinkt. Sind alle Strahlenfelder optimal angeordnet und werden alle vom Radioonkologen geforderten Dosen in den jeweilgen Volumina erreicht bzw. die Grenzwerte für Risikoorgane nicht überschritten, so wird der Bestrahlungsplan dem Radioonkologen zur letzten Sichtung vorgelegt. Nachdem der Bestrahlungsplan bestätigt wurde, werden noch Röntgenbilder aus der Richtung jedes einzelnen Beams (Beam´s Eye View) aus den CT-Datensätzen errechnet. Sie werden für das sogenannte Matching am Simulator bzw. zur Kontrolle der Patientenlagerung am Linearbeschleuniger benötigt. Abschließend wird für jedes Strahlenfeld der zugehörige Datensatz mit Informationen über Gantrywinkel, Leaf-Einstellung und Tischposition an den Simulator und an den Linearbeschleuniger übermittelt, um mit der Therapie beginnen zu können.

2.7 Der Simulator

Der Simulator ähnelt vom äußeren Aufbau stark dem Linearbeschleuniger. Jedoch unterscheidet er sich zu diesem in einem grundlegenden Detail: er besitzt keine Beschleunigerschleife für Elektronen wie der Linearbeschleuniger sondern eine Röntgenröhre. So ist es mit dem Simulator nicht möglich hochenergetische ionisierende Strahlung für eine Behandlung eines Patienten zu erzeugen. Dadurch, dass er wie ein Röntgengerät aufgebaut ist, ist es ihm aber möglich, Durchleuchtungsserien und Röntgenbilder des Patienten anzufertigen. Der Patient wird so im Simulator platziert, wie im CT zu Beginn der Strahlentherapiekette. Nun wird jedes Strahlenfeld einmal vom Simulator angefahren und aus der Richtung des Beams eine Röntgenaufnahme gemacht. Diese Aufnahmen vergleicht ein Radioonkologe mit den zuvor im Planungssystem rekonstruierten Röntgenbildern (Matchen). Stimmen diese Bilder nicht überein, so werden durch Verschiebung des Tisches (und somit des Patienten) in x-, y- und z-Richtung die Bilder wieder übereinander gebracht. Stimmen alle errechneten Röntgenbilder mit dem jeweiligen zugehörigen, im Simulator erstellten, Röntgenbildern überein, so wird die Position des Tisches gespeichert und der Patient wird markiert. Hierzu werden

die an der Decke und an den Wenden befindlichen Laser genutzt. Der Patient wird an den Körperstellen, an denen sich die Laserstrahlen kreuzen mit 2 bis 3 kleinen Punkten tätowiert. Diese Punkte helfen den MTRAs (Medizinisch-Technische Radiologie Assistenten) bei der Lagerung im Linearbeschleuniger. Sie brauchen den Patienten später nur entlang der Lasermarkierungen auszurichten.

2.8 Der Elektronenlinearbeschleuniger

Der gesamte Linearbeschleuniger besteht aus mehreren Komponenten. Neben dem Tisch, der für die optimale Positionierung des Patienten genutzt wird, ist der eigentliche Beschleuniger das Herz des Bestrahlungsraumes. Er teilt sich in mehrere Teilglieder auf. Hinter dem Linearbeschleuniger befindet sich ein Raum, der die Technik beherbergt. Hier wird die Kühlwasserzufuhr geregelt und, am wichtigsten für das Funktionieren eines Elektronenlinearbeschleunigers, freie Elektronen in der Elektronenkanone erzeugt, welche daraufhin durch eine Lochanode (1) in die Beschleunigungsröhre (2), in der ein Vakuum herrscht, geleitet werden . In der Beschleunigerröhre werden die Elektronen durch 3 GHz Mikrowellen, welche aus einem Magnetron oder Klystron stammen, sehr stark beschleunigt, was entweder durch das Stehwellenprinzip oder Wanderwellenprinzip geschieht.

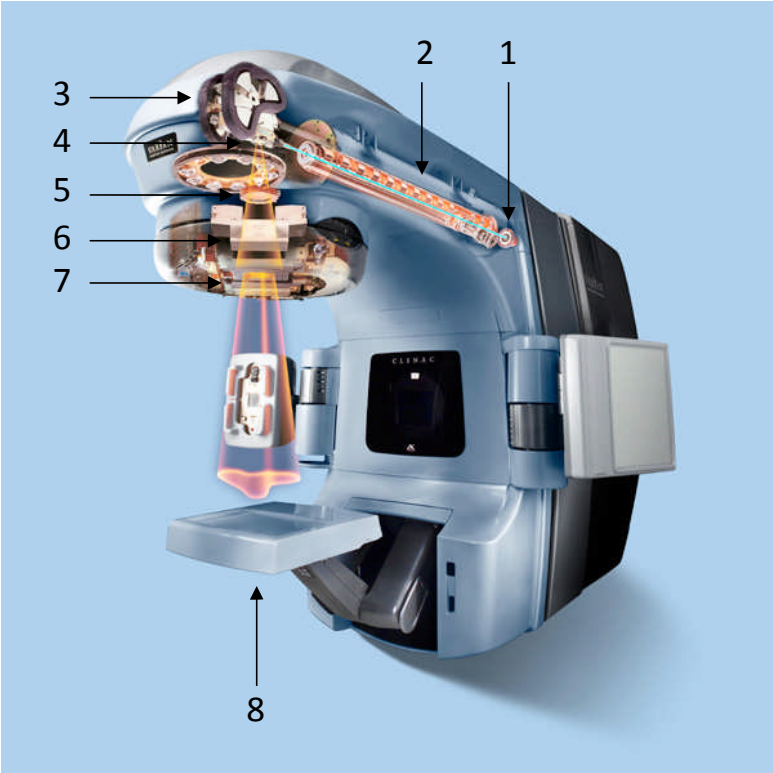

Abbildung 5: Linearbeschleuniger Clinac der Firma Varian nach [VA13]

Beim Wanderwellenprinzip wandern die Elektronen auf dem Maximum der erzeugten elektromagnetischen Welle und werden so dauerhaft beschleunigt. Die Maximalgeschwindigkeit der Elektronen hängt stark von der Länge des Beschleunigerrohres ab, wobei eine Röhre von 1m Länge ausreicht um annähernd Lichtgeschwindigkeit zu erreichen. Um eine Platzersparnis zu erlangen wurde das sogenannte Stehwellenprinzip eingeführt. Beim Stehwellenprinzip wird eine Stehwelle

durch Reflektion der Mikrowelle am Beschleunigerrohrende erzeugt. So bilden sich in jeder zweiten Kavität ein Schwingungsbauch und in den übrigen Kavitäten folglich ein Knoten. An den Maxima der Stehwelle werden die Elektronen mit der doppelten Spannung der angelegten Mikrowellenamplitude beschleunigt (da sich vor- und rücklaufende Welle addieren). An den Knotenpunkten erfahren die Elektronen keinerlei Beschleunigung, weshalb die Kavitäten, die die Knotenpunkte beherbergen, ausgelagert werden können [WA06]. Dadurch ist es möglich, bei gleicher Beschleunigerlänge, eine höhere Beschleunigung der Elektronen als mit dem Wanderwellenprinzip zu erreichen, weshalb die meisten Linearbeschleuniger im medizinischen Anwendungsgebiet das Stehwellenprinzip anwenden. Anschließend werden die Elektronen zu einem dünnen Strahl gebündelt, bevor sie über einen 270° Umlenkmagneten (3), welcher alle Elektronen auf eine gemeinsame Bahn umlenkt, auf ein sogenanntes Bremstarget (4) umgelenkt werden. Es wird nicht benötigt, wenn direkt mit Elektronen bestrahlt wird. Im Bremstarget werden nun nach dem im Kapitel 2.3 beschriebenen Vorgang hochenergetische Photonen erzeugt. Die Photonen, deren Energie je nach zuvor gewählter Beschleunigungsspannung 6 MeV oder 15 MeV betragen, werden nun durch verschiedene Filter (6) und Blenden zu einem gleichmäßigen Strahl geformt. Durch Kollimatoren, insbesondere den Multi-Leaf-Kollimatoren (MLC) (7) werden aus dem gleichmäßigen Strahl Teile ausgeblendet, sodass nur ein geometrisch geformtes Strahlenfeld auf den Patienten trifft. Die Geometrie des Strahlenfeldes wird dem Linearbeschleuniger, wie auch zum Beispiel die Richtung des Strahlenfeldes, als Datensatz vom Planungssystem übergeben und ist für jeden Beam jedes Patienten individuell. Um eine Fehlfunktion und damit das Risiko einer zu hohen Dosis für den Patienten auszuschließen, besitzt der Linearbeschleuniger eingebaute doppelt vorhandene Dosimeter (5), welche in Echtzeit die applizierte Dosis messen. Wird an einem der beiden Dosimeter die voreingestellte Dosis gemessen, so schaltet der Linearbeschleuniger ab und es wird keine weitere Strahlendosis appliziert. Um überprüfen zu können, ob mit den voreingestellten, vom Planungssystem erstellten und Simulator verifizierten, Lagerungsdaten des Patienten das Zielvolumen durch den jeweiligen Beam erfasst wird, muss eine optische Kontrolle durch Bildgebende Verfahren vor oder während der Bestrahlung möglich sein. Hierzu besitzt der Linearbeschleuniger eine Detektorplatte (8), die herausgefahren werden kann. Diese Detektorplatte kann aus der auf ihr auftreffenden Dosis über Photoeffekte ein digitales Bild erzeugen. Dieses Bild wird nun (wie beim Matchen im Simulator) genutzt, um die Lagerung des Patienten zu verifizieren, also um zu überprüfen, ob sich durch Fehllagerung oder durch anatomische Veränderungen des Patienten (z.B. auf Grund des Krankheitsverlaufes) das Zielvolumen immer noch wie gewünscht erfasst wird oder ob eine Veränderung der Tischposition notwendig ist, um eine vollkommene Erfassung des Zielvolumens zu gewährleisten.

3 Das verwendete Phantom

Für die Durchführung der Tests, die für diese Bachelorarbeit notwendig waren, wurde mir ein Prototyp des Phantoms "BodyShape" der Firma "positronic beam service GmbH" zur Verfügung gestellt und mir wurde freigestellt, jede von mir geforderte Änderung, auf welche in den folgenden Punkten eingegangen wird, an diesem Phantom vorzunehmen.

3.1 Aufbau des Phantoms

Das Phantom zeichnet sich durch die körperähnliche Form und einer leichten Handhabbarkeit aus. Es besteht aus RW-3, welches auch als "festes Wasser" bezeichnet wird. RW-3 kann als Wasseräquivalenter Stoff in Bezug auf seine Eigenschaften gegenüber Photonenstrahlung gesehen

werden. Desweiteren eignet sich RW-3 hervorragend zur Simulation gewebeähnlicher Strukturen, da es mit einer Dichte von 1,045 g/cm³ nur geringe Abweichungen zu Fettgewebe (Dichte 0,95 g/cm³) und Muskelgewebe (Dichte 1,05 g/cm³) aufweist [AA00]. Das Phantom besitzt neben Bohrungen für Probenbehältern auch Bohrungen für Dosismessungen an dieser Position und Markierungen für die Ausrichtung mittels der im CT, Simulator und Bestrahlungsraum angebrachten Laser.

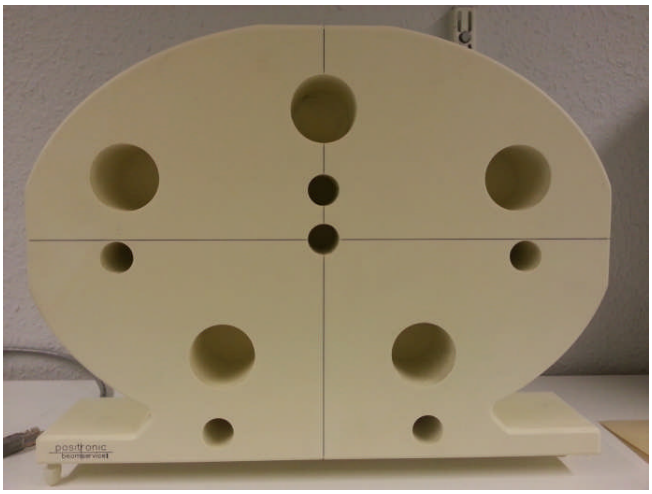

Abbildung 6: Phantomkörper des Phantoms BodyShape vor den Modifizierungen

3.2 Probeneinsätze und Blindstopfen

Neben den Blindstopfen für die Porbenlöcher, welche ich aus Blöcken des Phantommaterials herstellen ließ, wurden auch Blindstopfen für jede Vertiefung für eine Messkammer hergestellt. Desweiteren stehen auch verschiedene Proben zur Verfügung, die in die den Probenlöchern im Phantom willkürlich angeordnet werden können. Als Probematerialien wurden solche Stoffe gewählt, die im menschlichen Körper vorkommen können, sei es gewebeäquivalentes Material oder ein Fremdkörper, wie z.B. Implantate und Prothesen. In der folgenden Tabelle sind die Proben aufgelistet, die für mein Versuche, welche im späteren Verlauf erörtert werden, verwendet wurden.

Probenname	Dichte in g/cm³	Vorkommen im menschlichen Körper
Wasser	1	Der Körper besteht zu 80% aus Wasser
Luft	0,0013	Luft kommt zum Beispiel in der Lunge oder im Magen vor
POM (Polyoxymethylen)	1,4149	POM besitzt eine sehr ähnliche Dichte wie Knochenmaterial
Aluminium	2,8066	Verwendung in der Prothetik
Styrodur	0,0425	Styrodur besitzt eine sehr ähnliche Dichte wie Lungengewebe

Tabelle 3: Als Probe verwendete Materialien mit Dichte und Vorkommen im Körper

3.3 Modifikationen am Phantom

An dem Phantom wurden in Absprache mit Positronic beam service GmbH einige Veränderungen vorgenommen, um eine bessere Handhabbarkeit im alltäglichen Gebrauch zu erreichen. Zuerst wurden die Stellfüße dahingehen verändert, dass sie nun von oben justiert werden können. Zuvor war dies nicht vorgesehen. Der Hintergrund ist folgender: Dadurch, dass die Stellfüße von unten zu

justieren waren, stand das Phantom immer auf den drei Stellfüßen, die nicht komplett versenkt werden konnten, und war deshalb oft sehr wackelig, was vor allem zu bemerken war, wenn der CT-Tisch sich mit dem Phantom durch die Gantry bewegte. Desweiteren musste das Phantom angehoben werden, um die Stellfüße justieren zu können, was dazu führte, dass nach jedem Justieren das Phantom neu positioniert werden musste. Durch die Modifikation der Stellfüße konnte eine stabile Phantompositionierung erreicht werden, die einfach einzustellen ist.

Abbildung 7: Stellfüße vor der Modifikation (links) und nach der Modifikation (rechts)

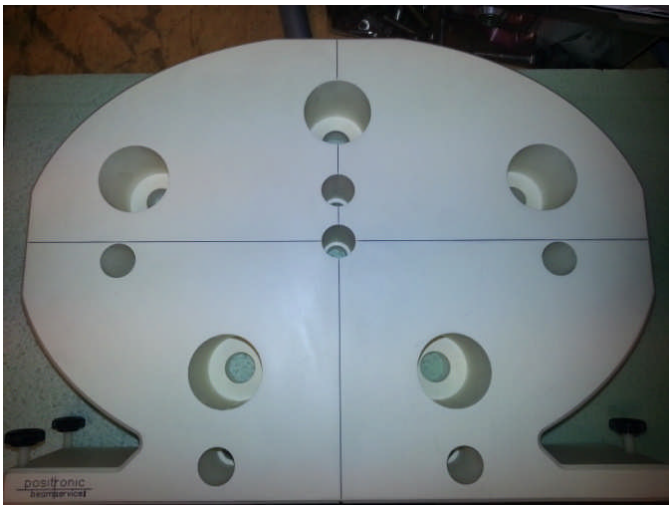

Abbildung 8: Bohrungen in Rückwänden

Neben den Stellfüßen wurden auch die Einschublöcher für die Proben und für die Messkammern leicht verändert. An der Rückwand jedes Einschubloches wurde eine durchgehende Bohrung erstellt. Durch die Bohrung ist es nun möglich, zum einen festsitzende Proben leicht mit einem Gegenstand von hinten herauszudrücken und zum anderen können auch sehr eng sitzende Proben eingesetzt werden, ohne dass es zu einem Lufteinschluss verbunden mit einem hohen lokalen Druck kommt, der gegebenenfalls die Probe wieder herausdrücken kann. Die Möglichkeit, engsitzende Proben einsetzen zu können hat einen großen Nutzen bezüglich der Bestrahlungsplanung und der Dosimetrie. Je enger eine Probe im Probenloch einsetzbar ist, desto kleiner wird der Luftspalt zwischen Phantom und Probe. Folglich wird auch der Einfluss der Luft auf die Bestrahlungsplanung und auf die Dosimetrie geringer.

4 Versuche und Methoden

Die Versuche mit dem Phantom lassen sich in zwei Blöcke einteilen. Zum einen werden CT-Aufnahmen (und Röntgenbilder) an den verschiedenen Stationen der Therapieplanung (CT, Sichtung durch behandelnden Arzt am OsiriX-Rechner und Planungssystem) dahingehend überprüft, ob alle dieser Stationen die übergebenen Daten gleich bewerten und interpretieren. Zum anderen werden Versuche bezüglich der berechneten Dosen im Phantom im Vergleich zu den gemessenen Dosen durchgeführt.

4.1 Versuche bezüglich der Bildgebung

4.1.1 Dichteinterpretation durch den Computertomographen

Ziel dieses Überprüfung ist es sicher zu stellen, dass das Planungs-CT, welches die Grundlage für alle folgenden Planungsschritte darstellt, richtige Datensätze liefert. Da der Computertomograph regelmäßig gewartet und auch kalibriert wird, wird vorausgesetzt, dass er die Dichteeinsätze des Phantoms richtig aus den μ berechnen kann und dies nicht extra nachgeprüft werden muss. Um nachprüfen zu können, ob die Hounsfield-Einheiten auf den CT-Bildern zu den entsprechenden exakten Dichten der Einsätze passen, müsste man eine sehr umfangreiche Berechnung anstellen, die den Rahmen dieser Bachelorarbeit sprengen würde. Deshalb wird den Bildern des CT vertraut und nun die richtige Übertragung zu den anderen Systemen überprüft. Was jedoch möglich ist, ist eine Prüfung der Toleranzen. Das Institute of Physics and Engineers in Medicine (IPEM) gab für CT-Zahlen (HU) Toleranzwerte an. So liegt in einem Planungs-CT für Wasser die Genauigkeitsanforderung der HU bei ±20 HU und für andere Materialien bei ±30 HU [AB13]. Für diesen Test werden als ROI (Region of Interest) willkürlich Flächen zwischen den einzelnen Probenlöchern gewählt. Da das Phantom aus RW-3 besteht, welches sich bei einer monoenergetischen Photonenenergie von ≥ 80 keV in Bezug auf den Schwächungskoeffizienten so verhält wie Wasser (nach [AA00]), kann hier eine nahezu identische Hounsfield-Einheit wie von Wasser (HU = 0 nach Definition) erwartet werden.

4.1.2 Fehlerfreie Übertragung an die Bildbetrachtung

In diesem Schritt soll überprüft werden, ob die Bildbetrachtunsstation die vom CT-Rechner gesendeten Daten richtig empfangen hat und auch richtig interpretiert. Hierzu werden möglichst an den gleichen Stellen wie im CT-Rechner ROI definiert. Gleiche Stellen bedeuten hier sowohl gleiche Position der Fläche in x- und y-Richtung als auch gleiche ausgewählte Schicht im Phantom. Nun werden die HU in der ROI am Bildbetrachtungs-Computer mit denen verglichen, die durch das CT bestimmt wurden. Für diesen Versuch wird ein Versuchsaufbau gewählt, bei dem alle Löcher, die der Aufnahme einer Messvorrichtung dienen, mit den dafür vorgesehenen Blindstopfen aus RW-3 verschlossen werden. In den Probenlöchern werden die Dichteeinsätze "Wasser", "Aluminium", "Luft", "Styrodur" und "POM" (Polyoxymethylen) so angeordnet, wie in Abbildung 9 zu erkennen ist.

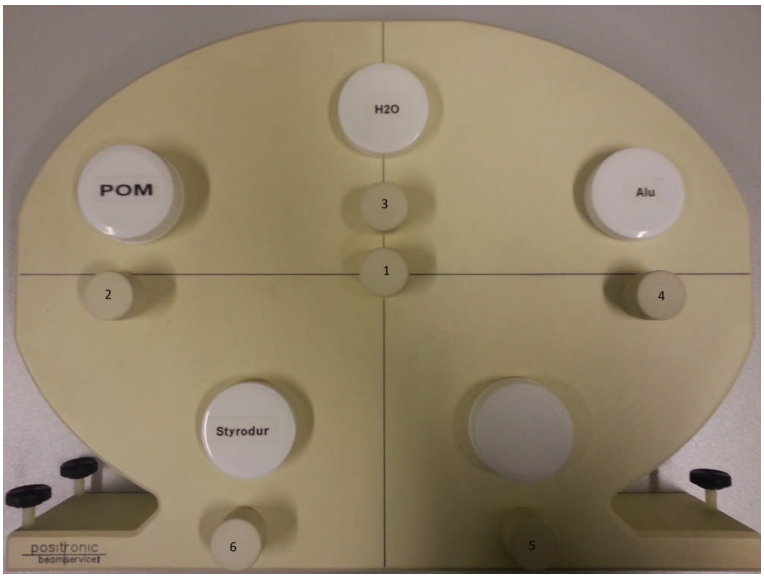

Abbildung 9: Anordnung der Dichteeinsätze für 4.1.2 und 4.1.3

4.1.3 Fehlerfreie Übertragung an die Planungsstation

An dieser Stelle möchte ich eine Überprüfung des Planungssystems durch das Phantom durchführen, da es für die Planung einer Bestrahlung es essentiell ist, dass dem System die richtigen Werte übermittelt werden und das System diese Werte richtig interpretieren kann. In diesem Schritt soll, ähnlich wie beim vorhergehenden, ausgeschlossen werden, dass Daten, die den der Planung zu Grunde liegenden Bildsatz definieren, Veränderungen erfahren haben oder falsch interpretiert werden können. Da das Planungssystem TMS Helax 6.1 B 2003 nur die Hounsfield-Einheit von einem Pixel anstatt einem gemittelten Wert für ein ROI herausgeben kann, werden in einem definierten Gebiet (idealerweise möglichst die gleichen ROI wie in den CT-Bilder) 50 Messpunkte angeordnet, um so einen mittleren Wert der HU, den man dann mit den Werten der vorherigen Stationen vergleichen kann, in dem gesamten Gebiet zu erhalten.

4.1.4 Lasertest

Da das Phantom feste Lasermarkierungen aufweist, können in durch den im folgenden beschirbenen Versuch die Positionierungslaser für Simulator und Linearbeschleuniger überprüft werden. Hierzu wird das Phantom auf den Tisch gelegt, wie in Abbildung 10 zu erkennen ist. Wenn das Phantom nun auf die Laser ausgerichtet ist, werden die Blenden des Simulators (oder des Beschleunigers) auf ein 10cm x 10cm -Feld gefahren und zwei Röntgenaufnahmen von Oben (Gantry auf 0°) gemacht. Hierbei ist darauf zu achten, dass der Kollimator zwischen der ersten und der zweiten Aufnahme um 180° gedreht wird. Nun wird ausgemessen, ob die Mitte des Messloches 1, welche genau im Isozentrum liegt, mit dem Schnittpunkt der Diagonalen des durch die Blenden begrenzten Quadrates übereinstimmt. Aufgrund der komplizierten Umsetzbarkeit im Programm ImageJ wird nicht der Mittelpunkt des Messloches 1 ermittelt. Stattdessen wird ein Quadrat um das Messloch gelegt, dessen Seiten jeweils den Kreis berühren. Nun kann überprüft werden, ob die Diagonalen des durch die Kollimatoren begrenzten Feldes durch die Ecken des Quadrates und somit durch den Mittelpunkt des Messloches laufen. Warum die Kollimator-Drehung um 180° zwischen den beiden Aufnahmen?

Angenommen die Blenden sind fehlerhaft und eine oder sogar beide fahren nicht genau auf die eingestellte Position. So würde der Schnittpunkt der beiden Diagonalen nicht genau mit dem Isozentrum übereinstimmen, obwohl die Laser korrekt sind. Dreht man nun zwischen den beiden Aufnahmen den Kollimator um 180°, so kann man bei fehlerhaften Blenden erkennen, dass die beiden Diagonalenschnittpunkte gleichweit, jedoch entgegengesetzt, vom Isozentrum entfernt sind, die Fehler in der Blendeneinstellung sich also gegenseitig aufheben. Das Phantom bietet jedoch noch einen weiteren Vorteil im Bezug auf einen Lasertest. Für den Fall, dass die Laser zwar alle im Isozentrum übereinstimmen, jedoch einen Fehler in der Ausrichtung aufweisen, kann auch dieses überprüft werden. Das Phantom würde in diesem Fall schief liegen, was auch im Durchleuchtungsbild anhand eines Vergleiches von Feldbegrenzung und Strukturenanordnung im Phantom zu erkennen wäre. Dieser Test überprüft nur die Ausrichtung des Decken- bzw. Bodenlasers und der horizontalen Laser. Um die horizontalen Laser zu überprüfen muss das Phantom in Längsrichtung aufgestellt werden und die Gantry so (auf 90°) gedreht werden, dass sie wieder frontal auf das Phantom zeigt.

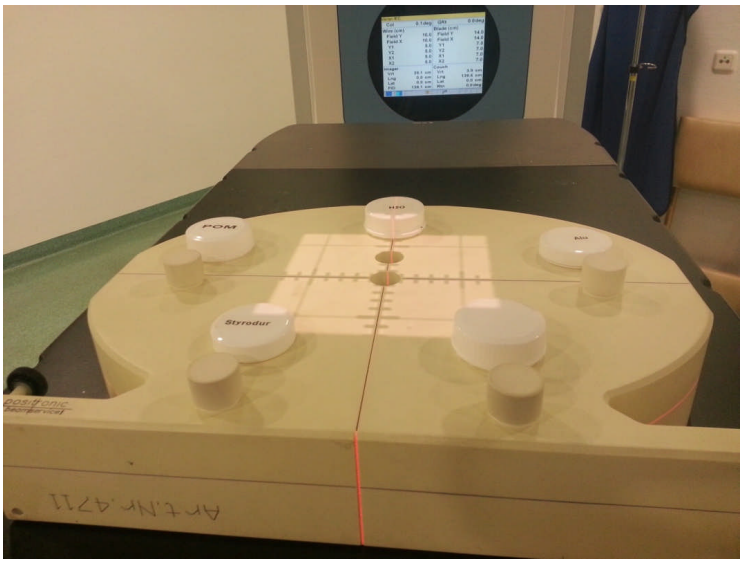

Abbildung 10: Phantom liegend auf Tisch für Laserüberprüfung der vertikalen Laser

In Abbildung 11 ist ein schematischer Ablauf aufgezeichnet, aus dem man schnell mit Hilfe der angefertigten Durchleuchtungsbilder auf eine Aussage über die korrekte Justierung der Laser schließen kann. Desweiteren ist zu erkennen, dass neben der Aussage über die Laser auch eine Aussage darüber getroffen werden kann, ob die Blenden symmetrisch gefahren wurden oder eine Abweichung in der Blendensymmetrie besteht.

Für den Lasertest ergibt sich folgender Ablaufplan der Bildüberprüfung:

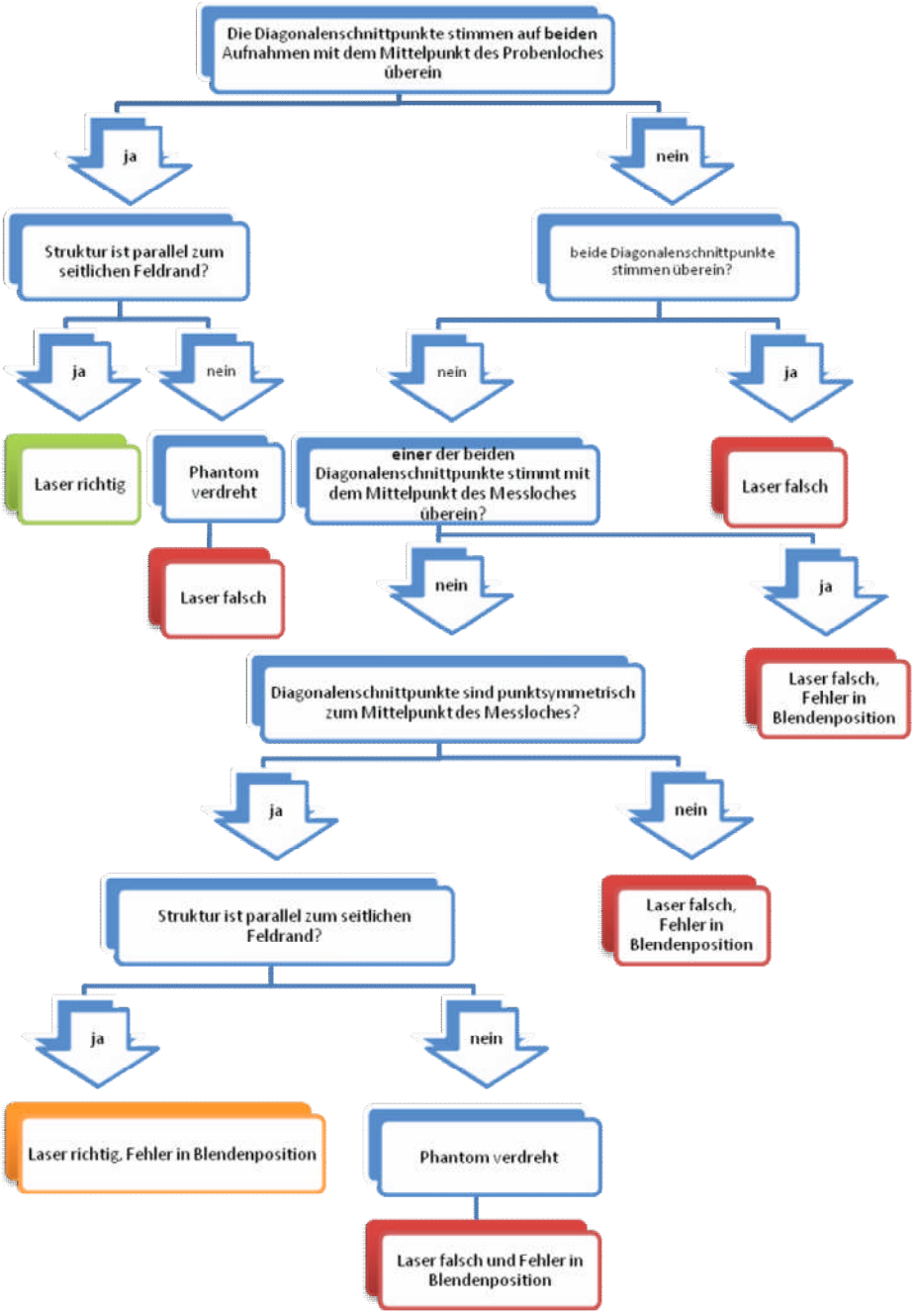

Abbildung 11: Schema zur Laserüberprüfung

4.2 Versuche bezüglich der Dosis

4.2.1 Das verwendete Dosimeter

Für die Dosismessungen wird das Dosimeter "PTW-UNIDOS" der Firma PTW-Freiburg verwendet, welches für die Dosismessung einen Messbereich von 100 µGy bis 3 MGy besitzt. An das Dosimeter wird die "Ionisationskammer Typ 23332" angeschlossen, welche für die Absolutdosimetrie in der Strahlentherapie entwickelt wurde und sich dadurch auszeichnet, dass sie eine sehr geringe Änderung im Ansprechvermögen als Funktion der Strahlenqualität hat. Das Volumen der Ionisationskammer beträgt 0,3 cm³ umhüllt von einer 0,5 mm dicken PMMA-Schicht mit einer Dichte von 1,18 g/cm³ [IO13].

Bevor die Dosismessungen beginnen können wird die Auswerteeinheit "UNIDOS" kalibriert. Dies erfolgt durch eine Kalibrierprobe, die eine definierte, bekannte Dosis in einem definierten Zeitabschnitt abstrahlt. Die Auswerteeinheit misst die Dosis in dieser Zeit und vergleicht diese mit der erwarteten Dosis. Hierdurch kann sie einen Kalibrierfaktor generieren, der Änderung in Luftdruck oder Temperatur bei den folgenden Messungen ausgleicht.

4.2.2 Vergleich der berechneten Dosis mit der tatsächlichen Dosis

In der Strahlentherapie wird für jeden Therapieplan die jeweilige applizierte Dosis für das Zielvolumen bzw. für andere Risikovolumina, die keine zu hohe Strahlungsdosis erfahren sollten, berechnet. Da es aber nicht möglich ist, am Patienten die tatsächliche Dosis zu überprüfen, muss anhand eines Phantoms diese Überprüfung vorgenommen werden, um bestätigen zu können, dass die Berechnungen im Planungssystem korrekt sind. Hierzu werden am Planungssystem ein Rotationsfeld (siehe Abbildung 12) konstruiert und an verschiedenen Stellen (die kleineren Bohrungen im Phantom für die Messkammern) die Dosis berechnet. Nun wird der Bestrahlungsplan durchgefahren und die errechneten Dosen mit den gemessenen Dosen verglichen. Die Messlöcher sind wie in Abbildung 9 dargestellt nummeriert.

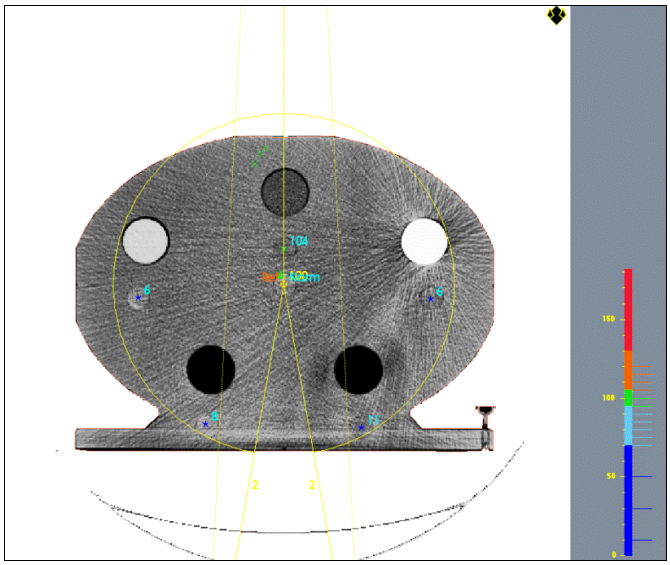

Abbildung 12: Rotationsfeld mit errechneten Punktdosen in Prozent von 1 Gy

Die Artefakte im CT-Bild, die von der rechten Probe (Aluminium) ausgehen, werden Streifenartefakte genannt. Die Röntgenstrahlung, die das Phantom durchdringt, ist nicht monoenergetisch, sonder besitzt ein Spektrum an verschiedener Energien. Das Schwächungsverhalten eines Materials ist energieabhängig, bedeutet je höher die Energie der Röntgenstrahlung ist, desto höher ist auch das Durchdringungsvermögen. Dies hat zur Folge, dass die Anteile der Röntgenstrahlung, welche eine niedrige Energie besitzen, eher absorbiert werden und die Anteile mit höherer Energie später. Bei gewebeäquivalenten Proben, wie zum Beispiel Wasser, POM, Luft oder Styrodur wirkt sich diese Tatsache nicht aus, da ihre Dichte gering genug ist, sodass auch die Röntgenstrahlung mit niedriger Energie die Probe durchdringen kann. Aluminium hingegen besitzt im Vergleich zu den Anderen Materialien eine so hohe Dichte, dass nur die Röntgenstrahlanteile mit hoher Energie die Probe durchdringen können ohne vollkommen absorbiert zu werden. Dieser Vorgang, welcher auch Strahlaufhärtung genannt wird, führt zu den sogenannten Streifenartefakten, die durch Materialien hoher Dichte erzeugt werden [WF11].

4.2.3 Überprüfung von Auswirkung einer abweichenden Bestrahlungsenergie

Das Planungssystem stützt seine Dosisberechnungen auf der Annahme, dass die Bestrahlungsenergie konstant bei 6 MeV bzw. 15 MeV läge. Nun stellt sich die Frage, welche Auswirkung eine Abweichung in der Strahlenenergie auf die Dosis haben kann um im Test des Linearbeschleunigers mit diesem Phantom anhand einer Dosismessung eine abweichende Strahlenenergie erkennen zu können. Für diesen Test werden im Bestrahlungsplan Stehfelder angelegt, wobei es wichtig ist, dass ein zusammengehörenden Paar aus zwei Feldern erstellt wird. Diese beiden Felder müssen in allen Parametern übereinstimmen, bis auf ihre Energie. Der erste Beam soll mit der Energie 6 MeV einstrahlen, der zweite Beam hingegen mit 15 MeV. Nun kann man durch verschiedene Gewichtung der Beams auch Strahlenenergien simulieren, die zwischen 6 MeV und 15 MeV liegen. Die resultierende Energie kann mit Hilfe folgender Formel (nach [YD12]), mit a als Wichtung des Feldes mit 15 MeV, berechnet werden:

$$E_{res}[MeV] = a \cdot 15\,MeV + (1-a) \cdot 6\,MeV$$

Für verschiedene resultierende Energien erhält man nun folgende Wichtungen der Strahlen mit 6 MeV und 15 MeV:

Gewichtung 6 MeV	Gewichtung 15 MeV	Resultierende Energie in MeV
0	1	15
0,011	0,989	14,9
0,022	0,978	14,8
0,033	0,967	14,7
0,044	0,956	14,6
0,056	0,944	14,5
0,111	0,889	14
0,167	0,833	13,5
0,222	0,778	13
0,278	0,722	12,5
0,333	0,667	12

Tabelle 4: Resultierende Energie für verschiedene Werte von a

Aus den Gewichtungen der einzelnen Felder kann nun eine Aussage über die applizierten MU (Monitor-Units, Monitoreinheiten) getroffen werden. Für meinen Test lege ich für die Gewichtung

1 fest, dass 200 MU appliziert werden. Mit den Gewichtungsfaktoren aus Tabelle 4 können nun die am Linearbeschleuniger einzustellenden MU für jede Energie berechnet werden, um eine Energiedrift zu simulieren, die dann zu einem Dosiswert führen wird, die vom Dosiswert für eine Energie von 15 MeV abweicht.

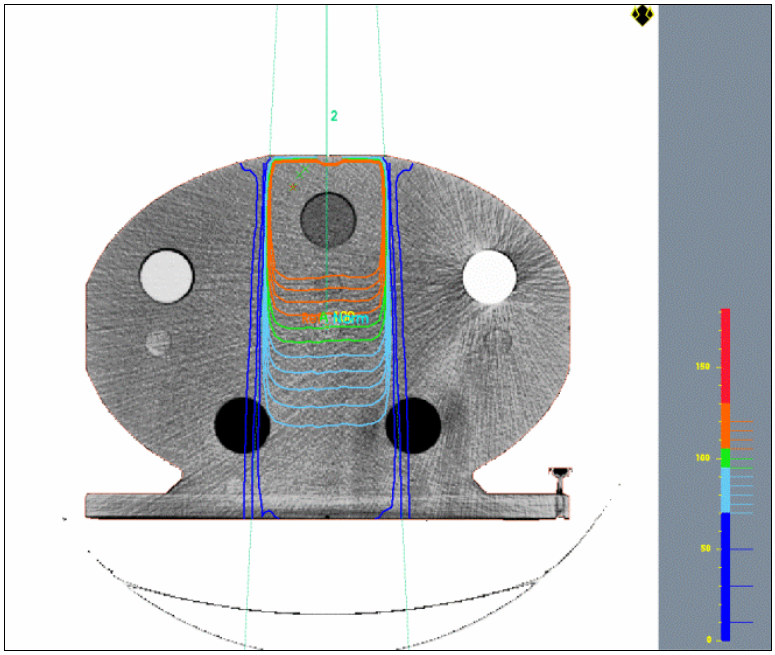

Abbildung 13: Einstrahlrichtung der Felder mit 6 MeV bzw 15 MeV auf das Phantom

5 Ergebnisse und Diskussion

5.1 Ergebnisse bezüglich der Bildgebung

5.1.1 Dichteinterpretation durch den Computertomographen

Da der CT kalibriert ist, wird wie bereits erwähnt davon ausgegangen, dass die HU der einzelnen ROI richtig angezeigt werden. Trotzdem habe ich an einigen Stellen überprüft, ob bei der Bildrekonstruktion die geforderten Toleranzen erfüllt werden. Durch die einzelnen ROI, welche in die CT-Aufnahme an der CT-Computerstation gelegt wurden lässt sich dieses zeigen. In Abbildung 14 sind die 3 gewählten gleichgroßen ROI zu erkennen, die auf ihre HU hin untersucht wurden. RW-3 sollte bei 120 keV die selbe HU aufweisen wie Wasser (HU = 0). So ergäbe sich eine HU von 0 ± 30 für RW-3 bei 120 keV. Die in der CT-Aufnahme eingezeichneten ROI erfüllen mit den Werten ROI-1 = 15,51 HU, ROI-2 = 20,95 HU und ROI-3 = 28,94 HU die geforderte Genauigkeit für eine CT-Aufnahme vollkommen.

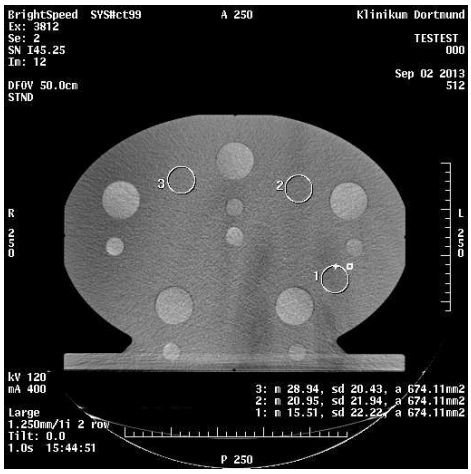

Abbildung 14: CT-Bild mit verschiedenen ROI

5.1.2 Fehlerfreie Datenübertragung an die Bildbetrachtungssysteme

Für die Überprüfung der richtigen, fehlerfreien Übertragung des CT-Datensatzes an die Computer der Bildbetrachtungsgeräte werden ein CT-Bild mit der gleichen Aufnahme im Betrachtungscomputer in Bezug auf die für definierte ROI angegebenen Hounsfield-Einheiten verglichen. In den folgenden Bildern erkennt man zuerst ein CT-Bild (Abbildung 15). Links und rechts ist ein identisches CT-Bild abgebildet, jedoch sind in den beiden Screenshots vom CT-Rechner verschiedene ROI angegeben, da immer nur 3 ROI auf einmal ausgegeben werden können, ich aber 5 ROI auf ihre HU hin untersucht habe. Auf dem dritten Bild (Abbildung 16) ist dasselbe CT-Bild im Betrachtungscomputer mit dem Programm OsiriX von Apple aufgerufen. An den 5 gelegten ROI, die an den gleichen Positionen liegen wie die ROI auf den Screenshots vom dem CT-Computer erkennt man, dass die Hounsfield-Einheiten sowohl im CT-Computer als auch im Betrachtungscomputer nahezu identisch angezeigt werden und nur um wenige HU voneinander abweichen.

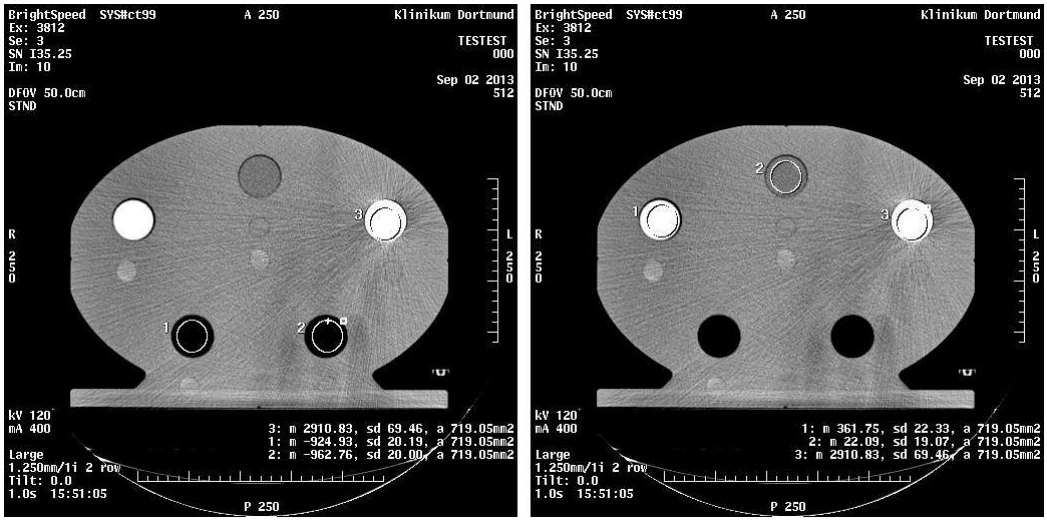

Abbildung 15: CT-Bilder mit definierten ROI und dazugehörigen HU

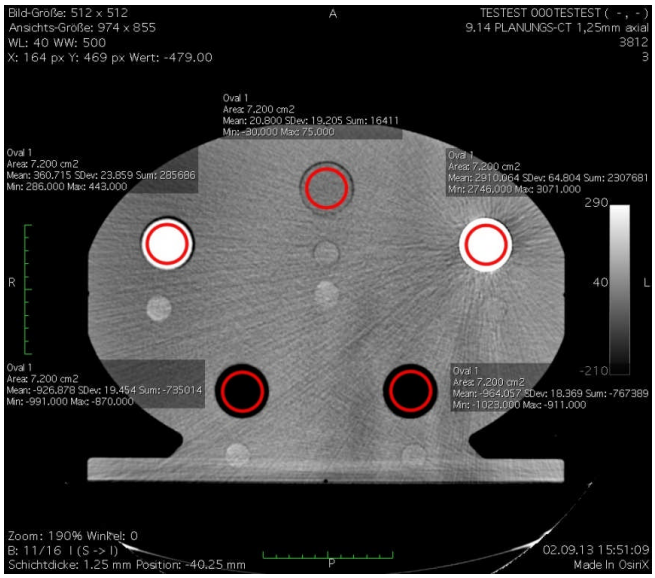

Abbildung 16: Screenshoot aus Bildbetrachtungs-Programm OsiriX

Die Hounsfield-Einheiten, die auf den Abbildungen 12 und 13 einmal durch das CT selbst und einmal durch die Betrachtungseinheit bestimmt wurden lassen sich in folgender Tabelle zusammenfassen:

Probenkammer	Material	HU im CT	HU im OsiriX	Abweichung
1	POM	361,75	360,72	1,03 HU
2	Wasser	22,09	20,80	1,29 HU
3	Aluminium	2910,83	2910,06	0,77 HU
4	Luft	-962,76	-964,06	1,30 HU
5	Styrodur	-924,93	-926,88	1,95 HU

Tabelle 5: Abweichungen der HU von CT zu Bildbetrachtung

Die Abweichungen in den HU lassen sich dadurch erklären, dass die zum einen die ROI im CT und im Betrachtungsprogramm nicht zu 100% an der gleichen Stelle positioniert werden können und zum anderen die ROI verschiedene Größen besitzen, was eine Auswirkung auf die durchschnittliche HU in einem Gebiet hat. Trotzdem sind die Abweichungen in den HU tolerierbar, wenn man bedenkt, dass die Skala der Hounsfield-Einheiten von -1000 bis ca. +3000 reicht und somit eine Spanne von 2^{12} Einheiten besitzt. Hier können Unterschiede von kleiner als 2 HU absolut als marginal bezeichnet werden.

5.1.3 Fehlerfreie Übertragung an die Planungsstation

Am TMS Helax 6.1 B 2003 kann können zwar ROI deffiniert werden, jedoch ist es nicht möglich eine gemittelte Hounsfield-Einheit über dieses ROI auszugeben. Die Hounsfield-Einheit in einem Punkt lässt sich aber anzeigen. Aus diesem Grund lasse ich mir in jedem ROI die Hounsfieldeinheiten an 50 Punkten ausgeben, um aus diesen einen Mittelwert bilden zu können, der bei ausreichender Anzahl der Messpunkte sich der durchschnittlichen Hounsfield-Einheit des ROI annähert. In den folgenden Bildern erkennt man die Messpunkte für die verschiedenen Dichteeinsätze "POM" (Abbildung 18), "Wasser" (Abbildung 19), "Aluminium" (Abbildung 20), "Luft" (Abbildung 21) und "Styrodur" (Abbildung 22).

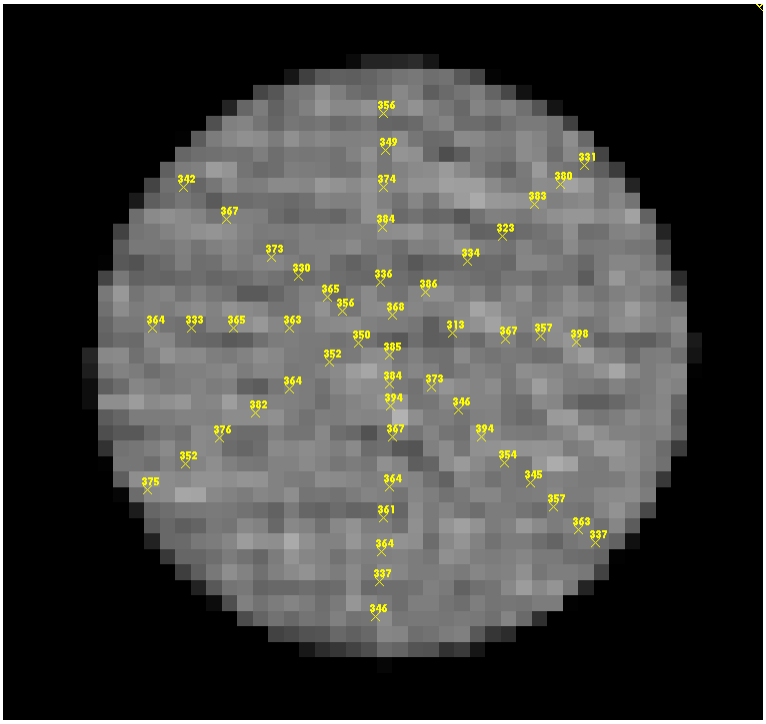

Abbildung 17: Messpunkte in Dichteeinsatz "POM"

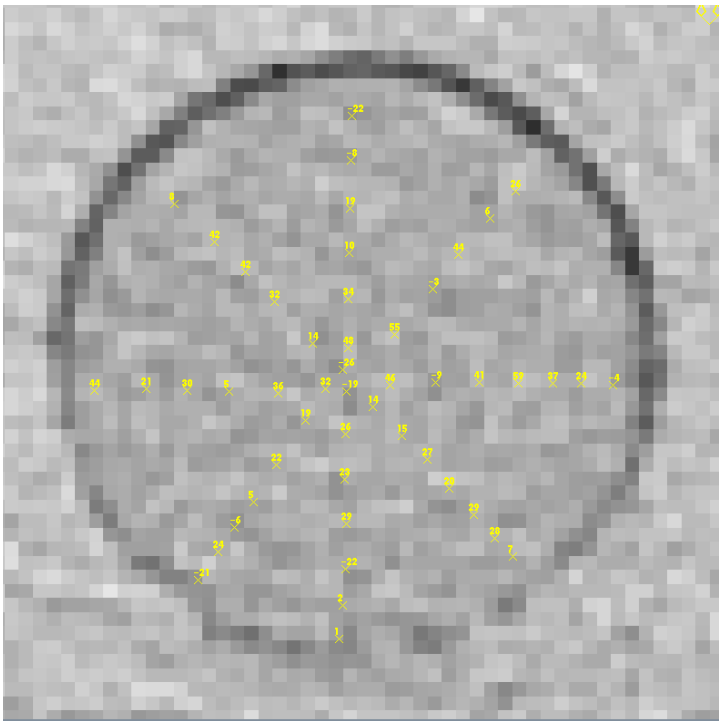

Abbildung 18: Messpunkte in Dichteeinsatz "Wasser"

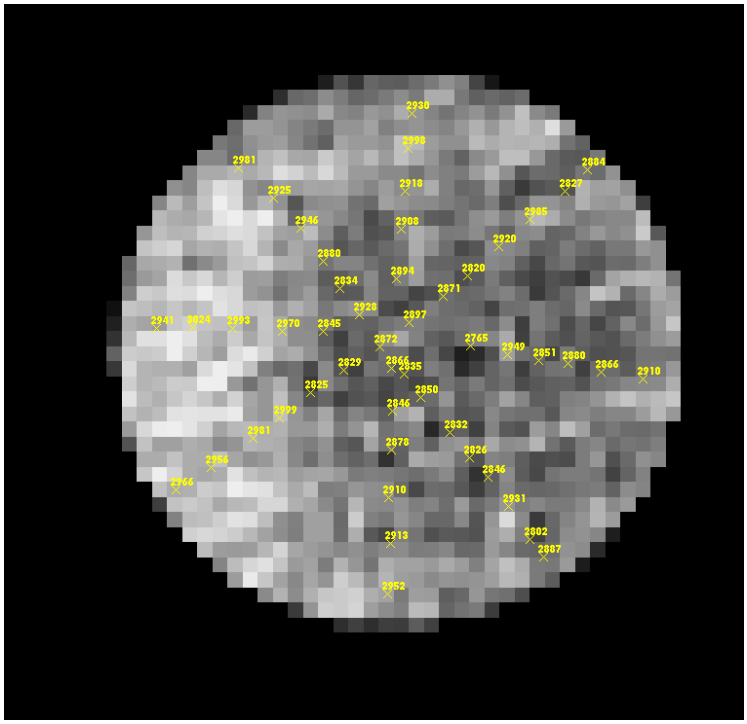

Abbildung 19: Messpunkte in Dichteeinsatz Aluminium

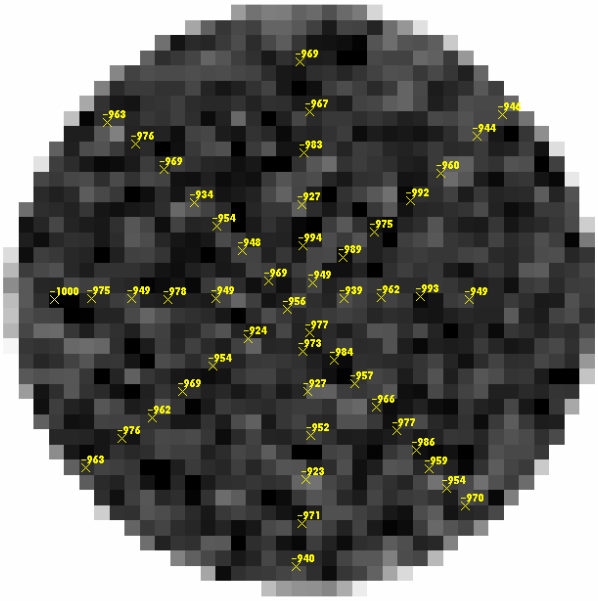

Abbildung 20: Messpunkte in Dichteeinsatz "Luft"

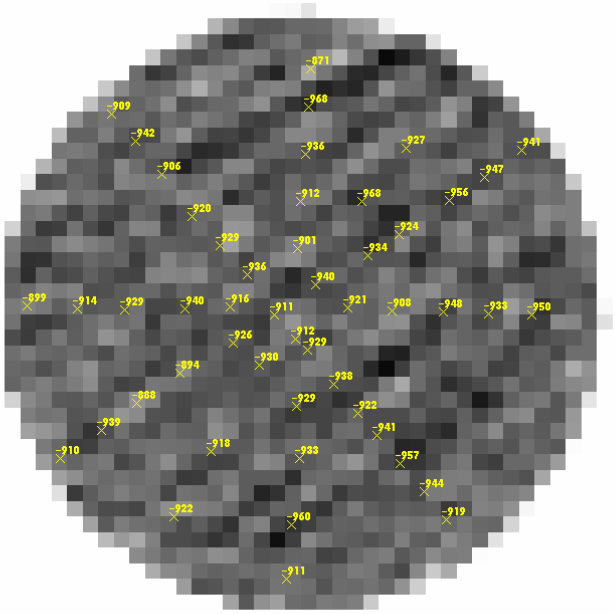

Abbildung 21: Messpunkte in Dichteeinsatz "Styrodur"

Fasst man die Messpunkte zusammen so ergibt sich folgende Tabelle:

Messwert	POM	Wasser	Alu	Luft	Styrodur
1	356	-22	2930	-963	-909
2	349	8	2998	-976	-942
3	374	19	2918	-969	-906
4	285	10	2908	-934	-920
5	336	34	2894	-954	-929
6	368	48	2981	-948	-936
7	386	-26	2925	-969	-871
8	334	8	2946	-969	-968
9	323	42	2880	-967	-936
10	383	42	2834	-983	-912
11	380	32	2928	-927	-901
12	331	14	2884	-994	-927
13	398	55	2827	-946	-968
14	357	-3	2985	-944	-941
15	367	44	2920	-960	-947
16	313	6	2820	-992	-956
17	337	26	2871	-975	-924
18	363	44	2897	-989	-934
19	357	21	2941	-949	-940
20	345	30	3024	-1000	-899
21	354	5	2993	-975	-914
22	394	36	2970	-949	-929
23	346	32	2845	-978	-940
24	373	-19	2765	-949	-916
25	385	46	2949	-956	-911
26	384	-9	2851	-939	-921
27	384	41	2880	-962	-908
28	394	59	2866	-993	-948
29	367	37	2910	-949	-933
30	364	24	2966	-963	-950
31	361	-4	2956	-976	-910
32	364	-21	2981	-962	-939
33	337	24	2999	-970	-888
34	346	-6	2825	-969	-894
35	375	5	2829	-954	-926
36	352	22	2952	-924	-912
37	376	19	2913	-940	-929
38	382	26	2910	-971	-938
39	364	23	2878	-923	-922
40	352	29	2846	-952	-941
41	350	-22	2887	-927	-957
42	342	2	2802	-973	-944
43	367	1	2931	-977	-919
44	373	14	2846	-984	-929
45	330	15	2826	-957	-933
46	365	27	2832	-966	-960
47	356	20	2850	-977	-911
48	364	29	2835	-986	-930
49	333	28	2866	-959	-918
50	365	7	2872	-949	-922
Mittel	358,82	18,44	2898,84	-962,34	-927,16

Tabelle 6: Zusammenfassung ermittelte HU in TMS Helax 6.1 B 2003

Auch hier erkennt man, ähnlich wie bei der Untersuchung der richtigen Übertragung der Daten an das Betrachtungssystem und gefolgt von deren richtiger Interpretation, dass die Hounsfield-Einheiten, welche im TMS Helax 6.1 B 2003 ermittelt wurden, nur sehr geringe Abweichungen von den im CT ermittelten Hounsfield-Einheiten aufweisen. Dadurch kann ausgeschlossen werden, dass die Unterschiede in den Hounsfield-Einheiten einen Einfluss auf die berechnete Dosis der Therapieplanung bzw. auf den weiteren Behandlungsverlauf des Patienten haben.

Probenkammer	Material	HU im CT	HU im TMS Helax 6.1 B 2003	Abweichung
1	POM	361,75	358,82	2,93 HU
2	Wasser	22,09	18,44	3,65 HU
3	Aluminium	2910,83	2898,84	11,99 HU
4	Luft	-962,76	-962,34	0,42 HU
5	Styrodur	-924,93	-927,16	2,23 HU

Tabelle 7: Abweichungen der HU von CT zum Planungssystem

5.1.4 Lasertestauswertung

Die Überprüfung der vertikalen Laser (Decken- bzw. Bodenlaser und die Seitlichen Laser) führte zu folgenden Aufnahmen, welche mit Hilfe von ImageJ [IJ13], einem frei zugänglichen Bildbearbeitungs-programm, bearbeitet wurden.

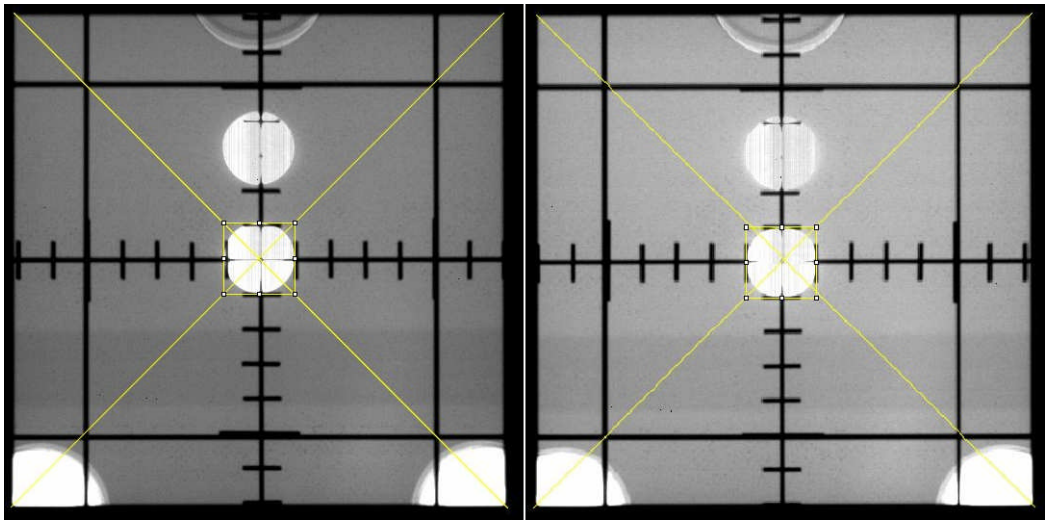

Abbildung 22: Aufnahmen für Lasertest mit eingezeichneten Diagonalen. Links: Kollimatorrotation = 270° , Rechts: Kollimatorrotation = 90°

Auf den beiden Durchleuchtungsbildern ist zu erkennen, dass für eine Kollimatorrotation von 270° die Diagonalen des durch die Blenden begrenzten Feldes die Ecken des Quadrates genau durchlaufen (das angezeigte Koordinatenkreuz wird für die Betrachtung der Lage des Phantoms nicht benötigt). Daraus lässt sich schließen, dass sie auch durch den Mittelpunkt des Messloches und somit durch das Isozentrum laufen. In der rechten Aufnahme, welche bei einer Kollimatorrotation von 90° aufgenommen wurde, läuft eine der beiden Diagonalen nicht durch die Ecken des Quadrates. Legt man das "Schema zur Laserüberprüfung" zu Grunde, kommt man zu dem Ergebnis, dass einer der Laser verschoben sein muss. In diesem Fall handelt es sich gleich um einen Fehler von zwei Lasern. Da zum einen eine Verschiebung in x-Richtung und zum anderen eine Verschiebung in y-Richtung vorliegt, kann darauf geschlossen werden, dass hier sowohl der Deckenlaser als auch die vertikalen

Seitenlaser dejustiert wurden. Da dieser Teil des Testes schon eine Dejustierung der Laser gezeigt hat, kann der zweite Teil des Testes, nämlich die Überprüfung auf Verdrehung des Phantoms, eigentlich entfallen. Der Vollständigkeit halber möchte ich diesen hier jedoch noch anführen. Auf dem folgenden Bild erkennt man, dass die Blende mit der oberen Seite des um die beiden Messlöcher gelegten Rechteckes einen Winkel von 90° einschließt, somit die Blende parallel zu den Strukturen angeordnet ist. Hierdurch kann ein Verdrehen des Phantoms ausgeschlossen werden.

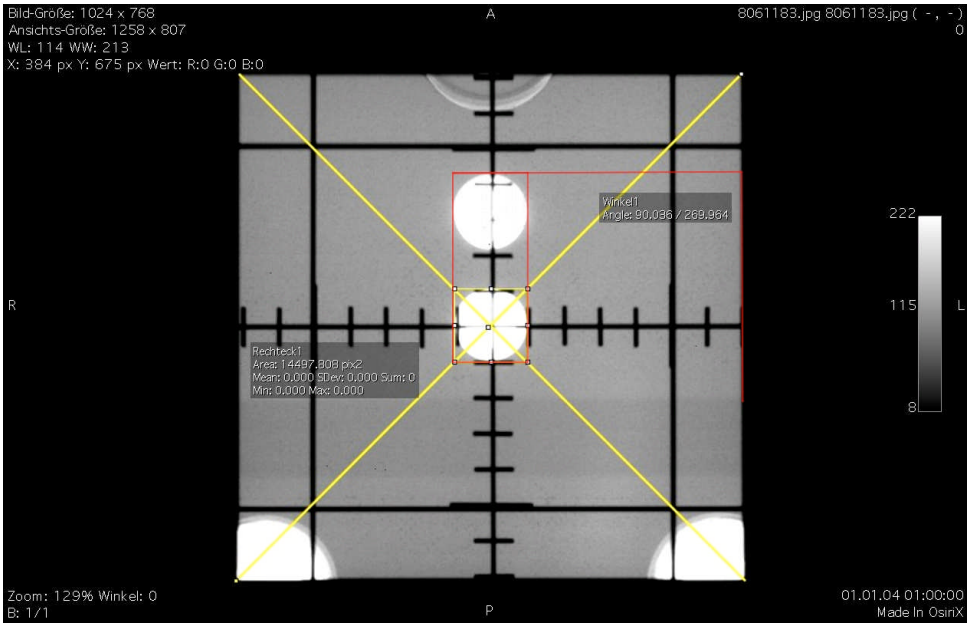

Abbildung 23: Eingezeichneter Winkel zwischen Blendenrand und geometrischer Struktur

5.2 Ergebnisse bezüglich der Dosis

5.2.1 Vergleich der berechneten Dosis mit der tatsächlichen Dosis

Nachdem an jedem der sechs Messorte die Dosis für das gewählte 15 MeV Rotationsfeld gemessen wurde, ergeben sich folgende Dosen, welche nun mit den vom TMS errechneten Dosen vergleichen lassen:

Messpunkt	Errechnete Dosis	Gemessene Dosis
1	1,00 Gy	1,031 Gy
2	0,06 Gy	0,13 Gy
3	1,04 Gy	1,06 Gy
4	0,06 Gy	0,13 Gy
5	0,11 Gy	0,30 Gy
6	0,08 Gy	0,30 Gy

Tabelle 8: Vergleich errechneter Dosen mit gemessenen Dosen

Aus der Tabelle kann man entnehmen, dass die gemessenen Dosen an den äußeren Messpunkten (Messpunkte 2,4,5 und 6) stark von den am Planungssystem TMS Helax 6.1 B 2003 errechneten Dosen für diese Punkte abweichen. Um dies zu verdeutlichen werden die Messdaten in folgendem Diagramm visuell verglichen:

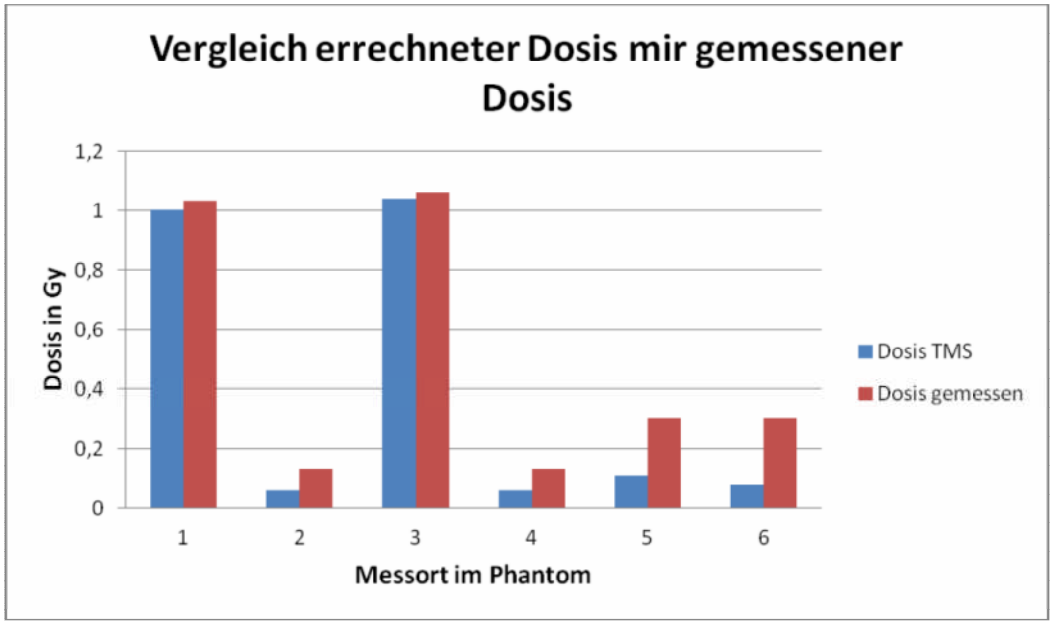

Abbildung 24: Vergleich von errechneten und gemessenen Dosen

Hier wird deutlich wie stark die Abweichungen für die Messpunkte, welche weiter vom Isozentrum entfernt sind, ist. Diese Tatsache scheint zuerst auf eine große Diskrepanz zwischen Planungssystem und tatsächlicher Dosis hinzuweisen, was für den medizinischen Betrieb nicht zu dulden wäre. Bei genauerer Betrachtung jedoch kann schnell der Grund für diese Abweichungen gefunden werden. Und zwar liegen verschiedene Isodosenlinien, Linien, die Orte mit gleicher Dosis im Bestrahlungsplan miteinander verbinden, in den Messpunkten 2, 4, 5 und 6 sehr nah beieinander (siehe Abbildung 25). Es liegt also in den Messpunkten ein sehr starker Dosisgradient vor. Dies bedeutet, dass in den Messpunkten 2 und 4 die Dosen kleiner 0,1 Gy und zwischen 0,1 Gy und 0,2 Gy so eng beieinander liegen, dass sich dort die Dosis innerhalb eines Millimeters schon um 0,1 Gy verändern kann. Noch stärker ist der Dosisgradient in den Messlöchern 5 und 6. Durch sie laufen die drei Isodosenlinien 0,1 Gy, 0,2 Gy und 0,3 Gy. Dies bedeutet, dass dort auf einer sehr kurzen Strecke die Dosis um 0,3 Gy variieren kann. Somit sind die gemessenen Daten durchaus plausibel. Nun stellt sich die Frage nach Gründen für diese steilen Dosisgradienten. Gründe hierfür können unteranderem sein, dass die Dosis auf den Mittelpunkt des Phantoms normiert wurde und sich die Messpunkte am Rand des Phantomes und damit relativ weit weg vom eigentlichen Ziel der Bestrahlungsplanung befinden. Da in der Bestrahlungsplanung ein Plan immer so angefertigt wird, dass das Zielvolumen im optimalen Fall nach ICRU 50 (ICRU steht für International Commission on Radiation Units & Measurements) nie an den Rändern des Dosisverlaufes gelegen ist, damit die Dosis im Zielvolumen zwischen 95 % und 107 % der geforderten Dosis variirt [IC93], kann hier als Fazit festgehalten werden, dass zwischen gemessener und errechneter Dosis in homogenen Dosisfeldern eine hohe Übereinstimmung herrscht. In den Messpunkten, an denen ein sehr steiler Dosisgradient herrscht, ist ein Dosisfehler, wie hier beschrieben zu tolerieren, da er aufgrund der lokalen Auflösung entstanden ist und seinen Ursprung nicht in falschen Berechnungen der Planungsstation hat.

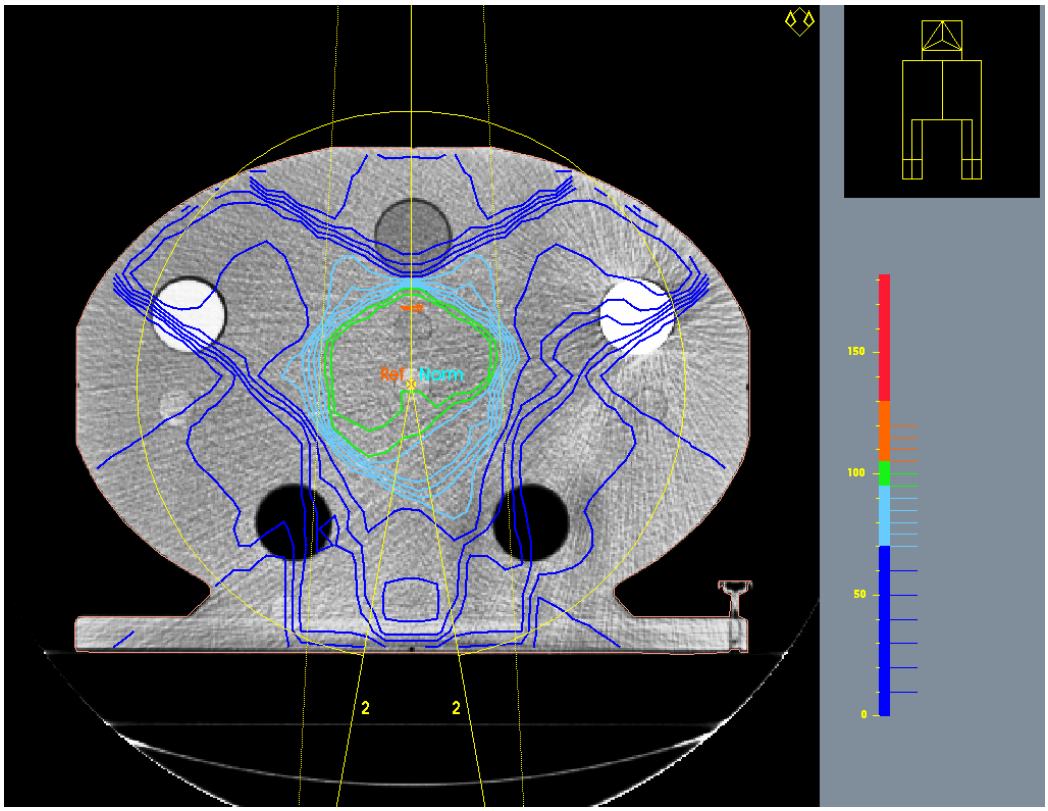

Abbildung 25: Isodosenverlauf im Phantom

5.2.2 Auswirkung einer abweichenden Bestrahlungsenergie

In Tabelle 9 und Abbildung 26 wird dargestellt, welchen Einfluss eine Energiedrift eines 10cm x10cm Strahlenfeldes mit einer Energie von 15 MeV in Richtung von 6 MeV hat.

Energie in MeV	Dosis [Gy] im Isozentrum	Dosis in %	Dosisabweichung in %
15	1,758	100	0,0
14,9	1,757	99,9	0,1
14,8	1,754	99,8	0,2
14,7	1,749	99,5	0,5
14,6	1,747	99,4	0,6
14,5	1,744	99,2	0,8
14	1,727	98,2	1,8
13,5	1,709	97,2	2,8
13	1,693	96,3	3,7
12,5	1,674	95,2	4,8
12	1,657	94,3	5,7

Tabelle 9: Messergebnisse Energiedrift

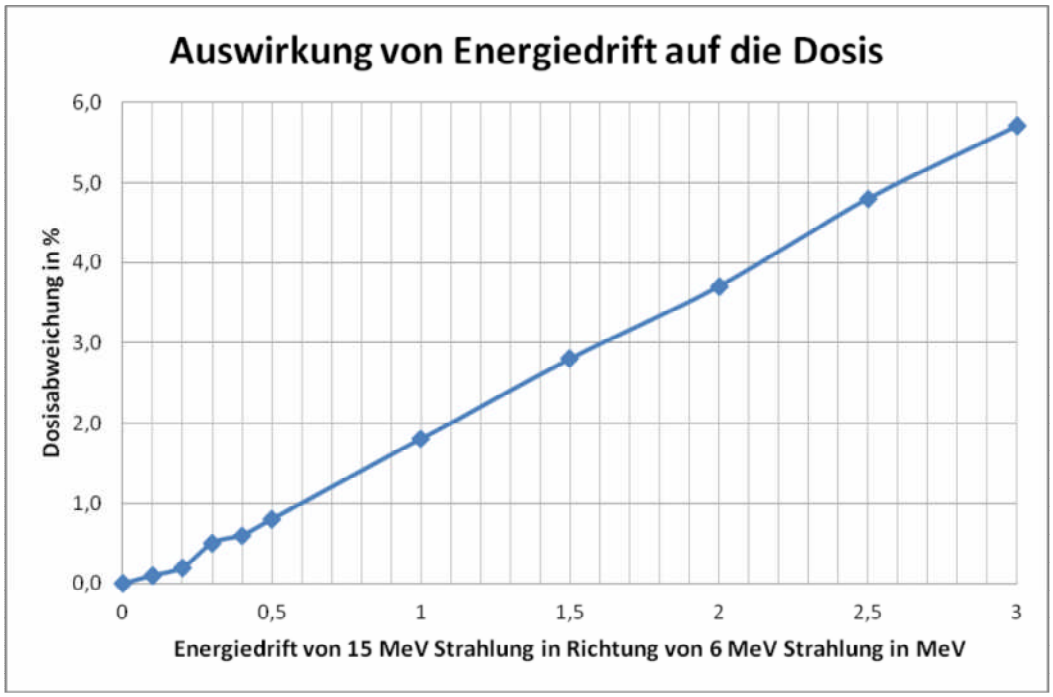

Abbildung 26: Auswirkung der Energiedrift auf die Dosis im Isozentrum

Es ist zu erkennen, dass die Abweichung der Dosis mit steigender Abweichung der Energie ebenfalls zunimmt. Dies lässt sich dadurch begründen, dass der Anteil an Photonenstrahlung mit 6 MeV steigt. 6 MeV Strahlung besitzt im Gegensatz zu 15 MeV Strahlung eine niedrigere mittlere Reichweite und folglich eine geringere Eindringtiefe. Somit wandert das Dosismaximum mit größer werdendem Anteil an 6 MeV Strahlung im Phantom nach oben und entfernt sich immer weiter vom gewünschten Isozentrum.

Diese Daten führen dazu, dass nun durch eine Dosismessung im Isozentrum eine Aussage darüber getroffen werden kann, ob die Energie der ionisierenden Strahlung bei genau den eingestellten 15 MeV liegt oder ob eine Abweichung vorliegt, die sich dann in der Dosis wiederspiegelt.

5.3 Disskussion

Welche Erkenntnisse geben uns die Tests mit dem Phantom " BodyShape" der Firma "positronic beam service GmbH"? Die geometrischen Tests im Bereich der Bildgebung haben gezeigt, dass das modifizierte Phantom durchaus in der Lage ist, Fehler bezüglich der Dateninterpretation und der Datenübermittlung zu erkennen und zu klassifizieren. Es ist möglich gezielte Tests vor allem im Bereich der richtigen Dichteinterpretation durch das CT, Betrachtungscomputer und Planungsstation vorzunehmen, um hier zeigen zu können, dass sowohl jede einzelne Station für sich die Daten richtig interpretieren kann, als auch die Daten auf dem Weg von einer zur nächsten Station keine Änderung erfahren. Einen besonderen Vorteil durch das gewählte Phantom sehe ich darin, dass auch eher untypische Tests für ein Phantom mit körperähnlicher Form durchgeführt werden können. Durch die Positionierungsmarker, die an sich noch keine Besonderheit darstellen, ist es möglich ein Test der Laserpositionierung im Simulator und im Linearbeschleuniger vorzunehmen. Hier hat dasPhantom aufgrund seiner größeren Abmessungen einen Vorteil gegenüber den kleinen Würfeln. Die Größe ist

deshalb von Bedeutung, da mit steigender Entfernung vom Isozentrum die Laser eine größere Abweichung vom Soll haben, sofern sie falsch ausgerichtet sind. Dies hat zur Folge, dass Fehler mit einem im Vergleich zu üblichen kleinen Prüfwürfeln großen Phantom deutlicher sichtbar werden können. Auch sinkt die minimale Laserdisjustierung, die noch zu erfassen ist. Ein weiteres überprüfbaren Phänomen ist, ob die Blenden fehlerfrei in ihrer Position sind. Hierbei wird nicht die Blende an sich überprüft, sondern lediglich das Verhältnis zweier gegenüberliegender Blenden zueinander. So kann mit dem Verfahren, mit dem auch die Laser überprüft werde, die Synchronität zweier gegenüberliegender Blenden getestet werden und eine Abweichung sofort ermittelt werden. Auch die Versuche zur Dosis waren aufschlussreich. Sie haben gezeigt, dass es mit dem Phantom durchaus möglich ist, geplante Dosenverläufe zu verifizieren. Desweiteren ist es möglich, eine Überprüfung der Energie der vom Linearbeschleuniger emittierten Photonenstrahlung vorzunehmen, da sich Energieänderungen in der Dosis wiederspiegeln und somit erfassbar werden.

5.4 Zusammenfassung

In dieser Arbeit wurde gezeigt, dass ein kommerziell erhältliches CT-Phantom (BodyShape der Firma positronic beam service GmbH) so optimiert werden kann, dass mit ihm die physikalisch-technische Qualitätssicherung für die aufeinanderfolgenden Prozessschritte in der Strahlentherapie durchführbar sind, wobei eine hinreichend einfache Handhabung gewährleistet ist. Es konnte weiterhin gezeigt werden, dass durch die Veränderung der Stellfüße eine genaue Ausrichtung erreicht werden kann, wodurch die Genauigkeit der Raumlaser, der Abstandsanzeige und daes Lichtvisierfeldes von Simulator und Beschleuniger untersucht werden können. Durch die angebrachten Bohrungen auf der Rückseite des Phantoms können die Proben und Messeinsätze so leicht eingesetzt und wieder herausgezogen werden, dass das Phantom keine Veränderung in seiner Position zwischen den einzelnen Messungen erfährt und somit immer gleiche Voraussetzungen für jede Überprüfung herrscht. Hierdurch kann eine Vergleichbarkeit der Messergebnisse und Reproduzierbarkeit der Überprüfungen sichergestellt werden. Es ist mit diesem Phantom möglich, sowohl Einzelprüfungen an Einzelkomponenten vorzunehmen, als auch eine Prüfung der zusammenhängenden Systemkomponenten durchzuführen. Im einzelnen wurde gezeigt, dass folgende Überprüfungen mit dem Phantom durchführbar sind und Abweichungen der Vorgaben direkt sichtbar werden:

1. Überprüfung von den vom Planungs-CT ausgegebenen Hounsfield-Einheiten und der dargestellten Geometrie.

2. Überprüfung der übermittelten Hounsfield-Einheiten und geometrischen Objekte an das Bildbetrachtungssysteme für die Zielvolumeneinzeichnung.

3. Überprüfung der richtigen Darstellung der Geometrie und Hounsfield-Einheiten am Therapieplanungssystem.

4. Überprüfung der Laserjustierung durch den Vergleich von Durchleuchtungsbildern des an den Positionierungslasern ausgerichteten Phantoms mit der Software ImageJ.

5. Überprüfung der Blendeneinstellung auf ihre Symmetrie durch den Vergleich von Durchleuchtungsbildern mit der Software OsiriX oder ImageJ.

6. Überprüfung der am Therapieplanungssystem berechneten Dosiswerte im Phantom durch Vergleich dieser Werte mit den gemessenen Dosiswerten im Phantom bei eingestrahltem Steh- oder Rotationsfeld.

7. Überprüfung der Energiestabilität des Linearbeschleunigers durch Dosismessungen unter Energiedrift.

6 Ausblick

Es sind neben den durchgeführten Tests noch weitere Tests mit diesem Phantom möglich. Es besteht die Möglichkeit, dass noch andere Materialien im CT und den darauf folgenden Schritten auf die richtige Hounsfield-Einheit überprüft werden. Ein weitere denkbare Überprüfung könnte mit verschiedenen geometrischen Substrukturen in den Probeneinsätzen im CT durchgeführt werden, um die richtige Darstellung komplexerer Geometrien zu überprüfen. Darüber hinaus sind mit dem bestehenden Aufbau noch weitere Tests möglich. Einflüsse eines fehlerhaft angefahrenen Winkels der Gantry können sich, wie auch Fehler in Tischposition und Tischrotation, in veränderten gemessenen Dosiswerten bemerkbar machen. Es ist auch vorstellbar, dass eine Überprüfung der korrekten Skalierung der gematchten Simulator- und Linearbeschleunigerbilder mittels des Phantoms stattfindet. Das Phantom würde dadurch die Überprüfung weiterer Prozessschritte ermöglichen, hin zu den formulierten Ziel einer vollständigen Überprüfung des Gesamtsystems.

Literaturverzeichnis

[AA00] Arbeitsausschuß A 13 (Röntgentherapie) der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik (2000) Meßverfahren und Qualitätssicherung bei Röntgentherapieanlagen mit Röhrenspannungen zwischen 100 kV und 400 kV, Köln

[AB13] Block, Andreas in H. Treuer (Hrsg.)(2013) Medizin Physik, S. 260-262,Wie individuell müssen technische Toleranzen in der Strahlentherapie sein?, 978-3-9816002-1-6

[CT06] Kalender, Willi A. (2006) *Computertomographie (Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendung)*, Piblicis

[EL13] Elekta AB. *Elekta Website - What is DICOM?* http://www.elekta.com/healthcare-professionals/products/elekta-software/what-is-dicom.html (Zugriff am 5. 9 2013)

[HR90] Reich, H. (Hrsg.) (1990) Dosimetrie ionisierender Strahlung

[IC93] International Commission on Radiation Units and Measurements (1992) Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapie, ICRU Report 50

[IJ13] *Downloadbereich ImageJ* http://rsbweb.nih.gov/ij/download.html (Zugriff am 08. 10 2013)

[IK03] Kernernergie, Informationskreis (2003) *Radioaktivität und Strahlenschutz*

[IO13] Freiburg, PTW (2013) Ionisationskammer Typ 23332 - Datenblatt

[ME09] Erich Wintermantel, Suk-Woo Ha (2009) *Medizintechnik, Life Science Engineering* Springer-Verlag

[RÖ13] „Röntgenbildgebungsbasics“ http://epileptologie-bonn.de/cms/upload/homepage/lehnertz/Roe2.pdf (Zugriff am 05. 09 2013)

[SS10] Strahlenschutzkommission (2010) *Physikalisch-technische Qualitätssicherung in der Strahlentherapie - Vorschläge zur Prüfung des gesamten Behandlungssystems,* Bonn

[SS13] Stöber, Prof. Dr. Ulrich (2013) „Skript zur Vorlesung Radiologische Technik (Strahlenschutz)“, FH Münster

[VA13] Varian Mediacal Systems, *Varian Website:* http://www.varian.com/us/oncology/radiation_oncology/clinac/ (Zugriff am 16. 09 2013)

[WA06] Wannenmacher, Michael, Jürgen Debus, Frederik Wenz (2006) *Strahlentherapie*, Springer Verlag

[WF11] Alkadhi, Hatem, Sebastian Leschka, Paul Stolzmann, und Hans Scheffel (2011) *Wie funktioniert CT?,* Springer Verlag

[YD12] Debbih, Yassine Dammene (2012) Analyse der Prozessabläufe in der Strahlentherapie mit dem Ziel der Erarbeitung eines Vorschlags für ein Phantom zur Prüfung aller aufeinanderfolgenden Prozessschritte (Systemcheck), Dresden

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die zum Gelingen dieser Bachelorarbeit im besonderen Maße beigetragen haben.

Mein Dank geht in erster Linie an Herrn Dr. Andreas Block für die gute Betreuung meiner Bachelorarbeit. Insbesondere für die vielen Denkanstöße und fachlichen Diskussionen bis hin zur konstruktiv-kritischen Durchsicht und der Korrekturlesung.

An Herrn Prof. Dr. Ulrich Stöber richte ich meinen Dank für die Vergabe des Themas und die Begutachtung meiner Bachelorarbeit.

Herrn Reiner Armoneit danke ich für das Bereitstellen des genutzten Phantomes, ohne welches die Messungen nicht in dieser Form möglich gewesen wären, und der uneingeschränkten Erlaubnis, das Phantom in jedweder Form modifizieren zu dürfen.

Weiterhin bedanke ich mich bei Herrn Dr. med. Ralf Rohn dafür, dass ich alle nötigen Messungen und Ausarbeitungen in seiner Praxis durchführen durfte.

Einen besonderen Dank möchte ich an Herrn Reiner Bauer, der mir durch seine praktische Sicht auf alle technischen Probleme in vielen Diskussionen immer wieder eine ganz neue Sichtweise ermöglichte, an Dipl. Ing. Thomas Nörtersheuser, der mir bei allen Versuchen an Linearbeschleuniger und Simulator mit Rat und Tat zur Seite stand und trotz knapper Zeitressourcen immer wieder gerne einen kritischen Blick über meine Bachelorarbeit geworfen hat, an Andreas Mewes, der mit vielen Tipps und kritischen Fragen mein Verständnis des Thema erweitern konnte, und an Christian Mehrens, der immer ein offenes Ohr für meine Fragen zum Bestrahlungsplanungssystem hatte, richten.

Frau M. Ed. Katja Rohde danke ich für die Korrekturlesung der ersten Versionen meiner Bachelorarbeit und ihre zahlreichen Anmerkungen und Tipps bezüglich der Gestaltung und des Aufbaus.

Mein besonderer Dank geht an meine Mutter und an meinen Vater, die mich in allen wichtigen Entscheidungen unterstützen und mir immer Rückhalt geben. Weiterhin danke ich meinem Bruder und meiner Freundin für die Rücksicht während der Bearbeitungszeit und die vielen motivierenden Gespräche, die mich immer wieder an den Schreibtisch zurück gebracht haben.

Eigenständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die am heutigen Tage eingereichte Bachelorarbeit zum Thema "Optimierung und Evaluation eines Phantoms zur System- und Einzelprüfung der Komponenten des strahlentherapeutischen Prozesses" vollkommen selbstständig und nur unter Benutzung der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe.

Herbern, den 14.10.2013

Michael Schero