

Martin Kupper, BSc

Methode zur Vermeidung von Datenverlusten bei der 4D-Computer Tomographie in der Anwendung für die Strahlentherapie

Masterarbeit

zur Erlangung des akademischen Grades
Diplom-Ingenieur

Masterstudium Technische Physik



Technische Universität Graz

Betreuer:

Assoc.Prof. Dipl.-Phys. Dr.rer.nat. Wolfgang **Sprengel**

Institut für Materialphysik

Graz, Dezember 2014

Eidesstattliche Erklärung

Affidavit

Ich erkläre an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig verfasst, andere als die angegebenen Quellen/Hilfsmittel nicht benutzt, und die den benutzten Quellen wörtlich und inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe. Das in TUGRAZonline hochgeladene Textdokument ist mit der vorliegenden Masterarbeit identisch.

I declare that I have authored this thesis independently, that I have not used other than the declared sources/resources, and that I have explicitly indicated all material which has been quoted either literally or by content from the sources used. The text document uploaded to TUGRAZonline is identical to the present master's thesis.

Datum / Date

Martin Kupper

Danksagungen

Danke Wolfgang Sprengel für die Betreuung der Masterarbeit seitens der TU Graz, für die Unterstützung und für den Glauben an die Durchführbarkeit.

Der größte Dank gilt Brigitte Zurl, für die Unterstützung seitens des Universitätsklinikums für Radioonkologie und Strahlentherapie Graz, da Sie die Durchführung dieser Masterarbeit nicht nur ermöglicht, sondern auch tatkräftig unterstützt hat. Ich danke ihr auch herzlich für die Lektorierung der Texte.

Ich danke meinem Vater Samo Kupper für die Stunden der Diskussion und die daraus resultierenden Ideen, für die kritische Betrachtung der Ergebnisse und auch für die Lektorierung der ersten Fassung.

Herzlichen Dank auch Nadja Kulmesch für die Revision und Korrektur der Texte und für die moralische Unterstützung jeglicher Art.

Kurzfassung

Um Lungenkrebs mittels Strahlentherapie behandeln zu können muss zuerst eine zeitaufgelöste Computertomographie (CT) durchgeführt werden. Dieses sogenannte 4D-CT ist nötig, um die Bewegung des Tumors durch die Atmung darstellen zu können. Kommt es während der Aufnahme zu Unregelmäßigkeiten in der Atmung oder zu Husten, kommt es zu Fehlern oder sogar zu Datenverlusten in dieser Darstellung. Dies hat zur Folge, dass für die Bestrahlungsplanung wichtige Informationen nicht geliefert werden können.

Durch ein künstlich erzeugtes, regelmäßiges Referenz-Atemsignal können datenverlustfreie 4D-CT Aufnahmen garantiert werden. Eine Auswertung der realen Atemkurve ermöglicht eine nachträgliche, volumenkorrekte Rekonstruktion der gesammelten Daten. Die in der Arbeit entwickelte Methode stellt eine deutliche Verbesserung in der Bestimmung der gesamten Bewegung und Ausdehnung des Tumors im Fall von Atemunregelmäßigkeiten dar. Die Strahlendosis an der CT kann somit für die Patientinnen und Patienten geringer gehalten werden, weil Untersuchungen im Fall unregelmäßiger Atmung nicht wiederholt werden müssen. Für die Strahlenbehandlung bedeutet es weiters eine klare Begrenzung des Tumors, das Strahlenfelder minimiert werden können und umliegendes gesundes Gewebe dadurch geschont wird.

Abstract

To treat lung cancer with radiation therapy, first a time dependent computer tomography (CT) has to be done. This so called 4D-CT is necessary to determine the movement of the tumor which is caused by the breathing of the patient. Irregular breathing or coughing causes errors or even data loss. In that case important information for radiation treatment planning is not available.

With a simulated, regular breathing signal, a data loss free 4D-CT can be guaranteed. Subsequent analysis of the real breathing enables a correct reconstruction of the data, respective to the volume. The developed method is an improvement in determining the movement and elongation of a tumor in case of irregular breathing. Since CT examination does not have to be repeated, the radiation dose for patients can be minimized. For radiation therapy planning good localization of the tumor allows a small beam for the treatment and with that conserving surrounding healthy tissue.

Inhaltsverzeichnis

1 Grundlagen	1
1.1 Physikalische Grundlagen ionisierender Strahlung	1
1.1.1 Röntgenstrahlung	1
1.1.2 Erzeugung von Röntgenstrahlung	2
1.1.3 Röntgenabsorption	4
1.2 Dosisbegriffe	5
1.2.1 Dosisbegriffe	6
1.2.2 Dosisgrenzwerte	7
1.3 Bestrahlungsplanung	9
1.4 Computertomographie	11
1.4.1 Bildrekonstruktion	13
1.4.2 Hounsfield-Einheiten	15
1.4.3 4D-Computertomographie	16
1.4.4 Strahlenbelastung bei CT - Untersuchungen	21
1.5 Strahlentherapie	21
2 Problemstellung	23
2.1 4D-CT im Respiratory Gating	23
2.1.1 Triggerkorrektur	27
2.2 Einschränkungen bei der Problemlösung	28
2.3 Verwendete Systeme	29
2.3.1 Computertomograph und RPM-System	29
2.3.2 Thorax Phantom	31
3 Lösungsbeschreibung	33
3.1 Beschreibung der Methode	33
3.2 Realisierung des Verfahrens	33
3.3 Auswertung der Atemkurve	35

4 Ergebnisse und Diskussion	39
4.1 Durchgeführte Messungen	39
4.2 Ergebnisse	40
4.3 Diskussion der Ergebnisse	42
4.3.1 Ungestörte Bewegung	42
4.3.2 Gestörte Bewegung	43
4.3.3 Patientenkurven	47
4.4 Diskussion der Unsicherheiten	50
5 Zusammenfassung	52
Abbildungsverzeichnis	53
Literaturverzeichnis	55

Kapitel 1

Grundlagen

1.1 Physikalische Grundlagen ionisierender Strahlung

1.1.1 Röntgenstrahlung

Bei sichtbarem Licht handelt es sich physikalisch um elektromagnetische Strahlung mit Wellenlängen von $380 \cdot 10^{-9} \text{ m}$ (Violett) bis zu $780 \cdot 10^{-9} \text{ m}$ (Rot). Um in diesen subatomaren Dimensionen handlich mit Energien umgehen zu können, wurde hierfür die Einheit Elektronvolt (eV) eingeführt. Die Definition nach SI lautet: $1 \text{ eV} = 1,60218 \cdot 10^{-19} \text{ J}$ [1]. Sichtbares Licht hat dem entsprechend eine Energie von einigen eV.

Der für uns mit freiem Auge sichtbare Bereich des elektromagnetischen Spektrums ist jedoch ein sehr kleiner, wie in Abbildung 1.1 zu sehen ist. Im Laufe der Zeit wurde bestimmten Energie- bzw. Wellenlängenbereichen Namen zugeordnet, nach Entstehungsort oder Entdeckern.

Die Beziehung zwischen der Wellenlänge und der Energie elektromagnetischer Strahlung lässt sich über die Gleichungen 1.1 mit h dem Planck'schen Wirkungsquantum und ν der Frequenz, und Gleichung 1.2 mit c der Lichtgeschwindigkeit im Vakuum und λ der Wellenlänge, herstellen.

$$E = h \cdot \nu \tag{1.1}$$

$$c = \lambda \cdot \nu \quad (1.2)$$

Da Strahlung sich in genau definierten Wellenpaketen ausbreitet, kann ihr ein fixer Energiewert zugeordnet werden. Ein solches Paket nennt man Photon und kann als Teilchen behandelt werden. Ein Photon einer Frequenz ν trägt die Energie E nach Gleichung 1.1.

Die für uns weiter interessante Röntgenstrahlung ist eine elektromagnetische Strahlung mit Wellenlängen im Bereich von 10^{-11} m bis 10^{-9} m [2], dies entspricht Energien von etwa 100 eV bis zu einigen MeV. Es handelt sich im Vergleich zu sichtbarem Licht um sehr energiereiche Strahlung. Der Name „Röntgenstrahlung“ geht auf ihren Entdecker Wilhelm Conrad Röntgen zurück [10].

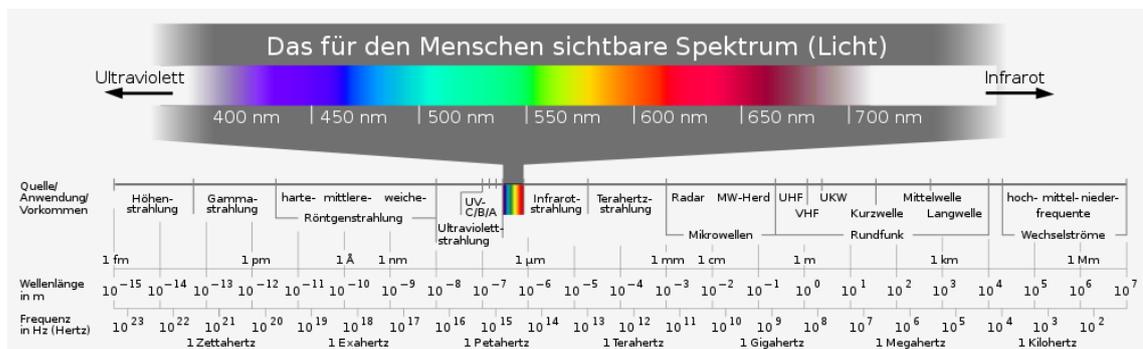


Abbildung 1.1: Darstellung des elektromagnetischen Spektrums. Quelle: siehe Abbildungsverzeichnis

1.1.2 Erzeugung von Röntgenstrahlung

Übergänge von Elektronen aus einem höheren in einen niedrigeren Zustand geben die Energiedifferenz als Photon ab (Abbildung 1.2). Allerdings müssen diese Übergänge in der Elektronenhülle von Atomen oder Molekülen entsprechend hochenergetisch sein, wobei zumeist die in den inneren Schalen gebundenen Elektronen betroffen sind. Man spricht von charakteristischer Röntgenstrahlung. Dies findet Anwendung bei spektroskopischen Methoden, wo zu untersuchendes Material mit beschleunigten Elektronen beschossen wird und das erhaltene Spektrum charakteristisch für Elemente ist und Rückschlüsse auf die chemische Zusammensetzung des untersuchten Materials erlaubt [2].

Umgekehrt ist eine Anregung in höhere Zustände nur durch Absorption von Photonen oder durch Stöße mit Teilchen möglich. Die systematische Ausnutzung dieses Prinzips findet man in Lasern.

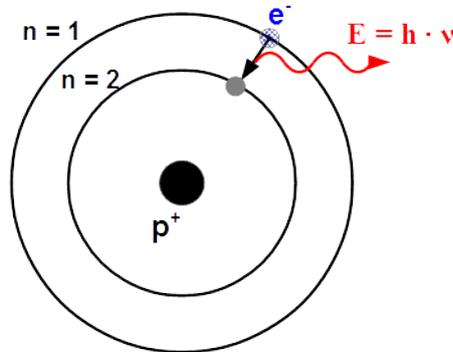


Abbildung 1.2: Versinnbildlichung eines Elektronenübergangs im Wasserstoffatom anhand des Bohrschen Atommodells. Das Wasserstoffatom besteht aus einem Proton im Kern, mit p^+ gekennzeichnet, und einem Elektron, mit e^- gekennzeichnet. Das Elektron geht vom energetisch höheren Orbital $n = 2$ in das niedrigere Orbital $n = 1$ über und gibt dabei die Energiedifferenz als Photon ab.

Röntgenlaser sind realisierbar, jedoch derzeit nur im langwelligen Röntgenbereich technisch realisiert, da für Strahlung mit 10 nm bereits ein Energieunterschied von etwa 124 eV nötig ist [3].

Kurzwellige Röntgenlaser mit Energien von einigen keV sind prinzipiell möglich, die Realisierung ist jedoch äußerst schwierig. Hinzu kommt, dass Röntgenlaser ohne Resonator auskommen müssen, da es keine Materialien gibt, welche eine hohe Reflexion für Röntgenstrahlen aufweisen würden [3]. Realisiert wurden bis jetzt Reflexionskoeffizienten von etwa 30 % [3], nötig wären 90 % bis 100 %. Durch die hohen benötigten Pumpleistungen von 10^{11} bis $10^{14} \frac{W}{cm^2}$ [3] sind die bis heute realisierten Röntgenlaser für Anwendungen ungeeignet.

Eine andere Möglichkeit, Röntgenstrahlung zu erzeugen, erfolgt über den Wechselwirkungsprozess der Bremsstrahlung. Hierfür werden Elektronen mithilfe eines elektrischen Feldes beschleunigt und in einem Material großer Ordnungszahl stark abgebremst. Durch die Wechselwirkung im Coulombfeld kommt es zur Abgabe eines Photons, dessen Energie dem Unterschied der kinetischen Energie der Elektronen vor und nach der Entschleunigung (in der Physik spricht man hier von Streuung) entspricht. Siehe Gleichung 1.3 mit h dem Planckschen Wirkungsquantum, c der Lichtgeschwindigkeit und der Wellenlänge λ [2].

$$E_{kin\ e^-} = \frac{h \cdot c}{\lambda} \quad (1.3)$$

Dieses Prinzip lässt sich in Röntgenröhren umsetzen, siehe Abbildung 1.3. In einem evakuierten Glaszylinder wird zwischen zwei Elektroden eine Spannung angelegt. In der negativ geladenen Elektrode, der Kathode, werden thermisch Elektronen zur Emission gebracht, die durch das Spannungsfeld zur positiv geladenen Elektrode, der Anode, beschleunigt werden [10]. Kathoden werden zumeist als Glühwendel ausgeführt, können aber auch durch spezielle Beschichtungen und angelegte Spannungen Elektronen freisetzen, sogenannte Kaltkathoden. Anoden sind in Schichten aufgebaut, um zum einen der thermischen Belastung standzuhalten und zum anderen einen möglichst hohen Wirkungsgrad zu erzielen. Ein dazwischen geschalteter Wehneltzylinder fokussiert die herausgelösten Elektronen in Richtung Anode, die dort auf dem Brennfleck, und bei rotierenden Anoden, auf die Brennfleckbahn auftreffen.

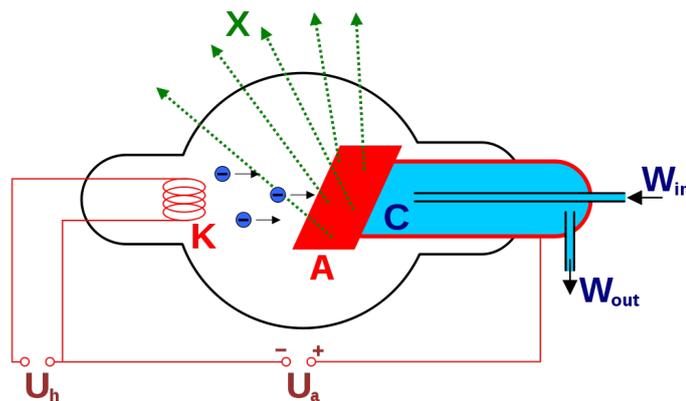


Abbildung 1.3: Schematische Darstellung einer Röntgenröhre. X - Röntgenstrahlen, K - Kathode, A - Anode, C - Wasserkühler, W_{in} - Wassereingang, W_{out} - Wasserausgang, U_h - Kathodenheizspannung, U_a - Anodenspannung. *Quelle: siehe Abbildungsverzeichnis*

1.1.3 Röntgenabsorption

Durchdringt Röntgenstrahlung Materie, wird diese geschwächt. Der Grad der Schwächung ist vom durchdrungenen Material abhängig und nimmt mit Erhöhung der Frequenz der Röntgenstrahlung ab [2]. Beschrieben wird dies durch den Reziprokwert der Eindringtiefe, bei der die Strahlungsintensität auf das $\frac{1}{e}$ -fache abgenommen hat. Man nennt dies den Absorptionskoeffizienten oder linearen Schwächungskoeffizienten μ [2].

Die Materialabhängigkeit der Schwächung wird beschrieben durch den Quotienten des Absorptionskoeffizienten μ und der Materialdichte ρ und wird Massenschwächungskoeffizient $\frac{\mu}{\rho}$ genannt [2].

Da es sich bei Röntgenstrahlen um Photonen handelt, kommt es zu exponentieller Schwächung in Materie. Der Absorptionskoeffizient μ ergibt sich in diesem Fall nach Gleichung 1.4 mit N der Anzahl eingeschossenen Teilchen, $\frac{dN}{N}$ der relativen Abnahme eingeschossenen Teilchen und dx der durchdrungenen Schichtdicke [4].

$$\mu = -\frac{1}{N} \frac{dN}{dx} \quad (1.4)$$

Die Anzahl der Teilchen in der Tiefe erhält man aus der integralen Darstellung von Gleichung 1.4. Man erhält Gleichung 1.5 [4] mit der Eindringtiefe x .

$$N(x) = N_0 \cdot e^{-\mu \cdot x} \quad (1.5)$$

Man erhält eine analoge Form von Gleichung 1.5 für die Intensität [4]. Diese ist auch als das Beer-Lambertsche-Gesetz bekannt [7]. Siehe Gleichung 1.6 mit der Intensität I .

$$I(x) = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x} \quad (1.6)$$

Wird nun ein Körper, in dem sich Bereiche verschiedener Dichten befinden, flächig bestrahlt, werden die Röntgenstrahlen je nach Materialdichte und Materialdicke verschieden stark abgeschwächt. Wird hinter dem Körper eine geeignete Photoplatte gelegt, wird sich eine Projektion der durchstrahlten Bereiche abzeichnen. Dieses Verfahren ist gemeinhin als „gewöhnliche Röntgenaufnahme“ bekannt.

1.2 Dosisbegriffe

Um die Strahlenwirkung am Menschen beschreiben und quantifizieren zu können, wurden eigens dafür internationale Institutionen geschaffen die genormte Messgrößen definieren, die Strahlenbelastungen und Risikofaktoren abschätzen und Grenzwerte

empfehlen. Die drei wichtigsten sind die Internationale Strahlenschutzkommission (International Commission on Radiological Protection -ICRP), die Internationale Internationale Kommission für Strahlungseinheiten und Messung (International Commission on Radiation Units and Measurements - ICRU) und der Wissenschaftliche Ausschuss der Vereinten Nationen zur Untersuchung der Auswirkungen der atomaren Strahlung (United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation - UNSCEAR)

1.2.1 Dosisbegriffe

Energiedosis

Dies ist die physikalische Basisschutzgröße und gibt an, wie viel Energie pro Massenelement absorbiert wird. Sie berechnet sich nach Gleichung 1.7 [14], mit der mittleren Energie \bar{E} und der Masse. Die dazugehörige SI-Einheit ist $\frac{J}{kg}$, genannt Gray (Gy).

$$D = \frac{\bar{E}}{m} \quad (1.7)$$

Die Angabe der mittleren Energie \bar{E} ergibt sich aus dem stochastischen Vorgang der Energieübertragung eines elektromagnetischen Strahles an Materie. Die Energiedosis ist eine messbare Größe und gilt unabhängig von der Art der ionisierenden Strahlung und der Art bestrahlter Materie [14].

Im Strahlenschutz wird die Energiedosis über das Gewebevolumen gemittelt, da davon ausgegangen wird, dass für niedrige Werte eine Korrelation der Energiedosis mit den Strahlenschäden besteht[14].

KERMA

Die Kerma ist die eigentliche physikalische Größe. Der Name ist ein Akronym für Kinetic Energy Relaxed in Material. Sie ist nahe verwandt mit der Energiedosis, beschreibt jedoch nur die von indirekter ionisierender Strahlung auf geladene Sekundärteilchen abgegebene kinetische Energie, bezogen auf die Masse [10]. Die Abgrenzung zur Energiedosis besteht darin, dass die Energiedosis die von der Masse

absorbierte Energie beschreibt und die Kerma die von Photonen auf Materie übertragene. Beide Größen haben dieselbe Einheit $\frac{J}{kg}$, genannt Gray (Gy).

Äquivalentdosis

Die Berücksichtigung der verschiedenen Ionisationsdichten der Strahlung im menschlichen Gewebe wird nach Gleichung 1.8 berechnet, mit w_R dem Strahlenwichtungsfaktor für die Strahlung R und $D_{T, R}$ der Energiedosis im Gewebe T der Strahlung R [10]. Sie hat die gleiche SI-Einheit wie die Kerma und die Energiedosis $\frac{J}{kg}$, wird hier aber Sievert (Sv) genannt.

$$H_{T, R} = w_R \cdot D_{T, R} \quad (1.8)$$

Effektivdosis

Die Effektivdosis, auch Effektive Dosis oder Effektive Äquivalentdosis genannt, ist die gewichtete Summe der Organdosen und berechnet sich nach Gleichung 1.10 mit w_T dem Gewebewichtungsfaktor, w_R dem Strahlenwichtungsfaktor und $D_{T, R}$ der Energiedosis im Gewebe T der Strahlung R [10]. Das Produkt aus w_R und $D_{T, R}$ nennt man H_T , die Äquivalentdosis am Gewebe [10][14]. Die Einheit ist auch hier wieder Sievert $\frac{J}{kg}$ (Sv).

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (1.9)$$

$$= \sum_T w_T \sum_R w_R \cdot D_{T, R} \quad (1.10)$$

1.2.2 Dosisgrenzwerte

Die Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) von 2007 (ICRP-Veröffentlichung 103) beinhalten Dosisgrenzwerte. Diese beziehen sich auf zusätzliche künstliche oder medizinische Expositionen neben der natürlichen Strahlenexposition, welche laut dem vom Wissenschaftlichen Ausschuss der Vereinten Nationen zur Untersuchung der Auswirkungen der atomaren Strahlung (UNSECAR)

2008 veröffentlichten Bericht 2.4 mSv Effektivdosis pro Person und Jahr beträgt [15].

Da Strahlenexposition grundsätzlich stochastisch beschrieben wird, kann keine Dosischwelle, ab der Schädigungen eintreten können, angegeben werden. Hier können nur Wahrscheinlichkeitsaussagen, basierend unter anderem auf Atombombenopfern und Atomkraftwerksunfällen, getroffen werden. Dosischwellen für deterministische Strahlenschäden sind besser bekannt, treten allerdings erst bei hohen Dosen auf und sind organspezifisch.

Für die Bevölkerung wird eine Effektivdosis von maximal 1 mSv künstlicher Strahlenexposition pro Person und Jahr empfohlen. Durchschnittlich beträgt diese 0.6 mSv [15].

Für beruflich strahlenexponierte Personen empfiehlt die UNSECAR maximal 100 mSv in fünf Jahren, aber weniger als 50 mSv Effektivdosis in einem Jahr [14]. Diese Personengruppe unterliegt einer dosimetrischen Kontrolle.

Ausgenommen von diesen Schwellwerten sind Personen, die im Zuge einer medizinischen Behandlung einer Strahlung ausgesetzt werden. Hier gilt das Prinzip des Nutzens, das jeder Strahlenexposition vorausgehen muss [14]. Kommt es zu einer medizinischen Exposition an einer bestimmten Körperstelle, sollten die anderen Körperteile, sofern möglich, geschützt werden. Technische Verbesserungen und Optimierungsverfahren können und müssen hier eingesetzt werden, um Strahlenexposition möglichst gering und den Nutzen möglichst groß zu halten. Die ICRP-Veröffentlichung 103 beinhaltet hierzu, Zitat: *„Dosisgrenzwerte für den einzelnen Patienten werden nicht empfohlen, weil sie die Effektivität der Diagnostik oder Therapie reduzieren und damit mehr Schaden als Nutzen könnten. Der Schwerpunkt liegt deswegen auf der Rechtfertigung der medizinischen Verfahren und auf der Optimierung des medizinischen Strahlenschutzes.“*[14].

Tatsächlich befasst sich ein gesamtes Kapitel der ICRP-Veröffentlichung 103 mit dieser Thematik.

1.3 Bestrahlungsplanung

Ein Bestrahlungsplan umfasst alle medizinischen, physikalisch-technischen, biologischen und organisatorischen Vorbereitungsschritte für die Strahlentherapie [10]. Wird ein Patient/eine Patientin mit einem Tumor der Strahlentherapie zugewiesen, ist eine Definition von unterschiedlichen Bereichen um den Tumor notwendig. Eine Darstellung der verschiedenen Bereiche ist in Abbildung 1.4 zu finden. Die verwendeten Bezeichnungen sind die im ICRU-Report 50 vorgeschlagenen [11][10].

Das Gebiet, in dem sichtbares Tumorgewebe nachgewiesen wurde, wird als makroskopisches Tumolvolumen bezeichnet (Gross Tumor Volume - GTV). Da davon ausgegangen wird, dass mikroskopische Tumorzellen in der Umgebung des GTV zu finden sind, ist die tatsächliche Ausdehnung größer als die sichtbare. Diese wird vom Tumorausbreitungsgebiet, oder auch Tumorsaum genannt, umschlossen. Diese beiden Bereiche bilden zusammen die onkologischen Volumina [10].

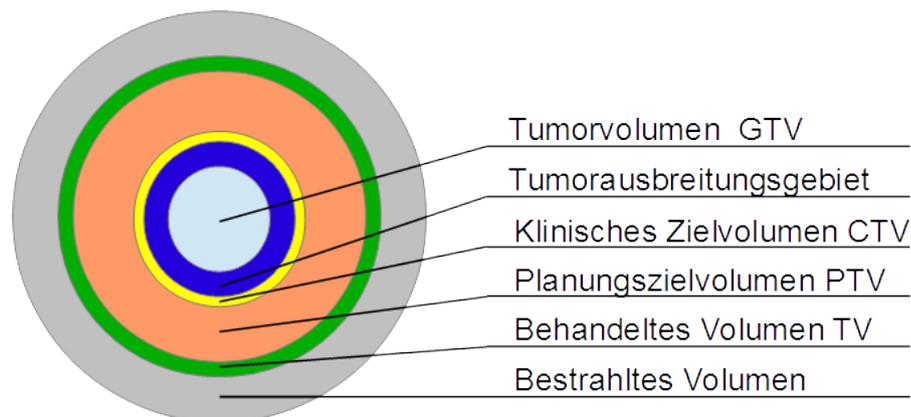


Abbildung 1.4: Schematische Darstellung der onkologischen und strahlentherapeutischen Volumina.

Für die Strahlentherapie sind die auf den onkologischen Volumina aufbauende Bereiche definiert worden. Das Klinische Zielvolumen (Clinical Target Volume - CTV) umfasst sowohl den makroskopischen Tumor, sofern sichtbar, als auch bekannte Ausbreitungsareale, Lymphbahnen, die unbedingt in die Behandlung eingeschlossen werden müssen. Wird zu diesem ein Sicherheitssaum hinzugefügt, spricht man vom Planungszielvolumen (Planning Target Volume - PTV). Dieser Sicherheitssaum wird nötig, da Patientinnen und Patienten während wochenlanger Therapie immer gleiche Liegepositionen einnehmen müssen und es hier zu Ungenauigkeiten kommt. Ebenso müssen Organbewegungen, Füllzustände von Organen und Atembewegungen über

diesen Saum ausgeglichen werden. Das PTV ist somit jenes Volumen, auf das die Bestrahlung geplant wird, in dem die verschriebene Dosis appliziert werden soll, um eine erfolgreiche Therapie durchzuführen. Das PTV muss dabei von den Strahlenfeldern vollständig erfasst werden. Aufgrund der Strahlgeometrie und der Bestrahlungstechnik wird so auch Gewebe bestrahlt, welches sich außerhalb des PTVs befindet. Den Bereich, der zumindest mit der mit für das Zielvolumen kleinsten wirksamen Dosis bestrahlt wird, nennt man Behandeltes Volumen (Treated Volume - TV). Der gesamte bestrahlte Bereich wird bestrahltes Volumen (Irritated Volume - IR) genannt. In diesem Bereich sind auch relevante Strahlungsschäden nicht auszuschließen, da die Bestrahlung dieses Bereiches gänzlich unerwünscht, jedoch unumgänglich ist. [10]

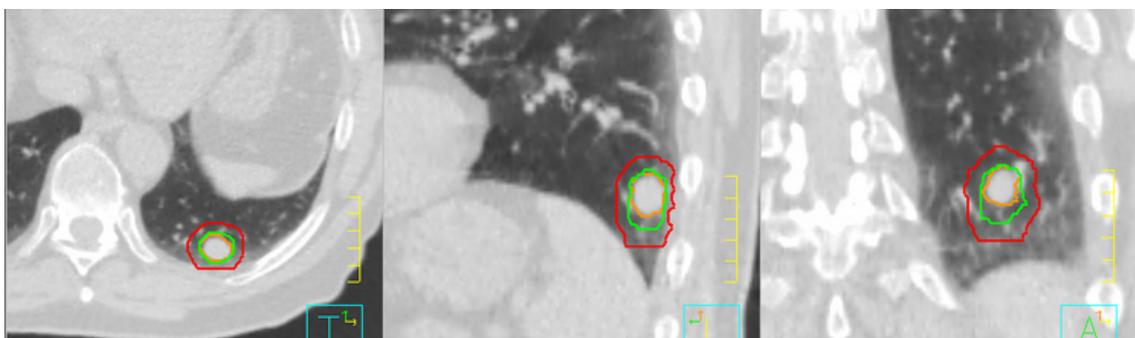


Abbildung 1.5: Anhand einer CT-Untersuchung markierte Onkologische und geplante strahlentherapeutische Volumina. Organe markiert das Tumorumen, Grün das klinische Zielvolumen und Rot das Planungszielvolumen. *Quelle: siehe Abbildungsverzeichnis*

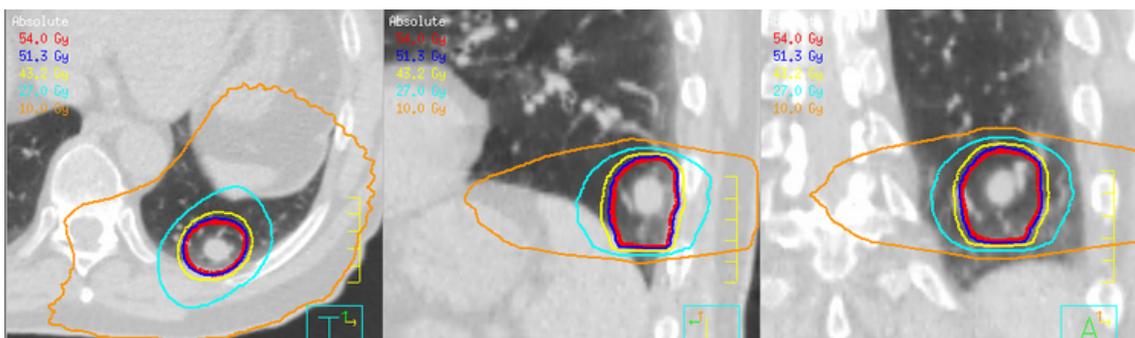


Abbildung 1.6: Deponierte Strahlendosen anhand der Planung in Abbildung 1.5. Der Rot markierte Bereich ist das behandelte Volumen, die Bereiche außerhalb sind das weitere Bestrahlte Volumen. *Quelle: siehe Abbildungsverzeichnis*

1.4 Computertomographie

Der Name „Computertomographie“ impliziert, dass es sich hier um einen Überbegriff für sämtliche Tomographiemethoden handelt, für die zur Auswertung unbedingt ein Computer nötig ist. Tatsächlich bezeichnet man damit ausschließlich das aber Röntgenschnittverfahren.

Die Computertomographie, kurz CT, wie sie heute in der Praxis verwendet wird, wurde 1967 vom englischen Physiker Godfrey Hounsfield entwickelt [10]. Seine Arbeit stützt sich hauptsächlich auf die vom österreichischen Mathematiker Johann Radon 1917 entwickelte Radontransformation, und auf die zwischen 1957 und 1963 vom südafrikanisch-US-amerikanischen Physiker Allan McLeod Cormack durchgeführten Studien zur Röntgenabsorption im menschlichen Gewebe [9][10].

Das Wort „Tomographie“ stammt aus dem Griechischen „tomè“ - „das Schneiden“ und „gràphein“ - „schreiben“, „zeichnen“ und bedeutet heute Schichtbildaufnahme [8].

Im Gegensatz zu einer gewöhnlichen Röntgenaufnahme, bei welcher nur ein Bild aufgenommen wird, rotieren bei der Tomographie Röntgenröhre und Detektor um das abzubildende Objekt, welches sich auf einem beweglichen Tisch befindet. Moderne Geräte arbeiten nicht mehr Schicht für Schicht nacheinander ab, sondern der Tisch wird kontinuierlich bewegt. Je nach Detektor und Einstellung werden Schichten einer bestimmten Dicke gebildet und während einer gesamten Umdrehung laufend Daten gesammelt. Diese werden mittels eines Computers zu einem dreidimensionalen Modell zusammengesetzt. Auch Röntgenröhre und Detektor drehen sich kontinuierlich, so dass sich eine Spirale ergibt [10] (Abbildung 1.7). Dies kommt vor allem bei medizinischen Anwendungen den Patientinnen und Patienten zugute, da eine kontinuierliche Bewegung angenehmer ist als sich immer wiederholendes Anfahren und Stehenbleiben des Tisches. Zusätzlich verkürzt sich so die Aufnahmezeit.

Das Verhältnis von Tischvorschub pro Röhrenumdrehung und Strahlbreite nennt man Pitch-Faktor, siehe Abbildung 1.8.

Heute wird bei einer CT-Aufnahme bei einer Umdrehung nicht mehr nur eine Schicht aufgezeichnet, da Detektoren in mehreren Reihen zu sogenannten Bänken verbaut sind. So ermöglicht heute z.B. der Toshiba Aquilion ONE zeitgleiches Aufnehmen von

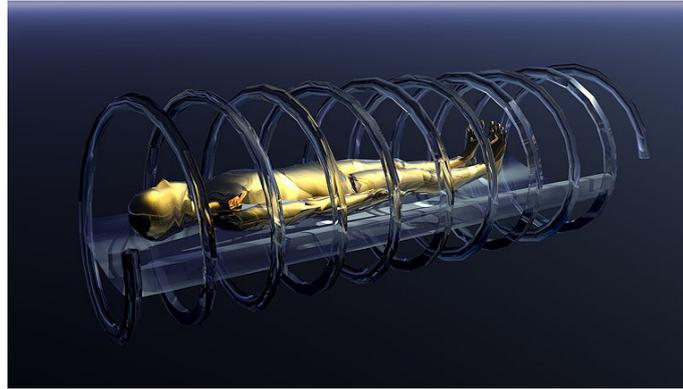


Abbildung 1.7: Schematische Darstellung einer Spiral-CT. Tatsächlich sind reale Schichten im Millimeter-Bereich. *Quelle: siehe Abbildungsverzeichnis*

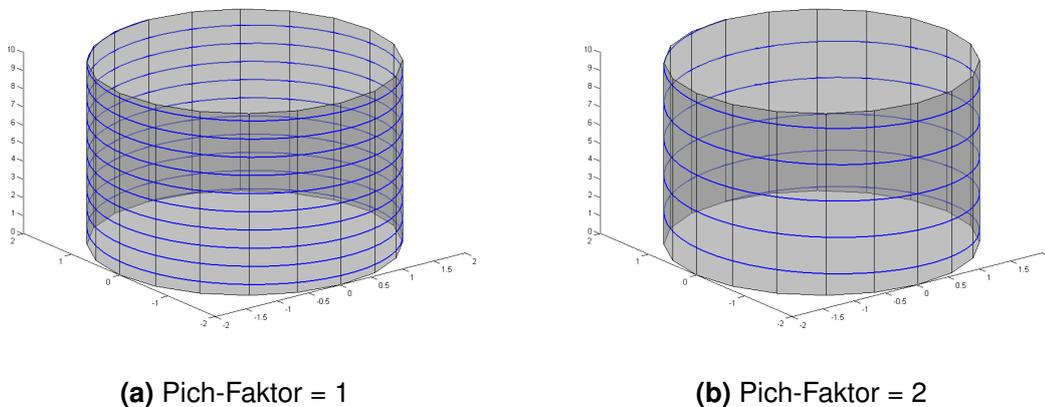


Abbildung 1.8: Versinnbildlichung des Pitch-Faktors. Je größer dieser ist, desto gedehnter ist die Spirale.

bis zu 320 Schichten zu 0.5 mm bei einer Umdrehung, durch Rekonstruktion sogar 640 [12]. Dies ermöglicht eine bessere Auflösung bei geringeren Aufnahmezeiten, was eine geringere Strahlenbelastung bedeutet.

Die Spiral-CT, wie sie heute verwendet wird, ist die modernste Form und wurde erst durch eine Reihe technischer Entwicklungen möglich. So war es bei den ersten Geräten aufgrund der Realisierung der Datenverbindung nicht möglich, dass Detektor und Röntgenröhre sich kontinuierlich drehen konnten. Nach einer 360°-Drehung musste zurück in die Ausgangsposition gefahren werden und währenddessen wurde der Tisch um eine Schichtdicke nach vorne bewegt. Nach Ermöglichung einer kontinuierlichen Drehung wurde zwar die Untersuchungszeit deutlich verkürzt, jedoch wurden zunächst noch schichtweise Daten gesammelt, der Tisch also immer schichtweise bewegt. Erst durch Fortschritte in der digitalen Datenverarbeitung wurde die Spiral-CT mit kontinuierlichem Tischvorschub realisiert, was die Untersuchungszeit

wieder reduzierte und auch für Patientinnen und Patienten angenehmer war.

Bei einer CT werden, wie bei jeder digitalen Bildaufnahme, Bildpunkte gebildet. Bei zweidimensionalen Bildern nennt man diese Pixel - „Picture Element“. Sie bilden die Bausteine eines digitalen Bildes, wobei jedes Pixel einen bestimmten Farbwert hat. Bei einer CT, welche dreidimensionale Bilder liefert, nennt man diese Bausteine Voxel - „Volume Element“. Jedes Voxel bekommt einen Grauwert entsprechend der Intensitätsschwächung in dem zugehörigen realen Volumenelement zugeordnet [10]. Die Grauwerte bestimmen sich nach der Hounsfield - Skala, siehe dazu Kapitel 1.4.2.

1.4.1 Bildrekonstruktion

Wie in Kapitel 1.1.3 beschrieben, wird die Röntgenstrahlung geschwächt, wenn sie Materie durchdringt. Entsprechend dem Beer-Lambertschen-Gesetz (Gleichung 1.6), ist der Grad der Schwächung vom Schwächungskoeffizienten μ abhängig. Objekte wie der menschliche Körper sind nicht homogen, daher ist der Schwächungskoeffizient vom Ort x abhängig. Man schreibt dafür $\mu = \mu(x)$. Hier sei angenommen, dass die Strahlung monochromatisch ist. Die Kenntnis der Funktion $\mu(x)$ erlaubt also Rückschlüsse auf die Struktur des durchdrungenen Objekts. Mithilfe der Radon-Transformation ist es möglich, durch Messung der Intensität I eben diese zu berechnen [6].

Ein Strahl mit der Intensität I_0 läuft von der Quelle an der Position x_0 durch ein Objekt. Es sei \vec{e}_r ein Einheitsvektor im \mathfrak{R}^2 in Richtung des Strahls und $I(r)$ bezeichnet die Intensität des Strahles an der Position $(x_0 + r) \cdot \vec{e}_r$, wobei r die zurückgelegte Strecke bezeichnet. Entsprechend Gleichung 1.6 ist die Intensitätsabnahme proportional zur Intensität, daher kann geschrieben werden [6]:

$$\frac{I(r + \Delta r) - I(r)}{\Delta r} = -\mu((x_0 + r) \cdot \vec{e}_r) \cdot I(r) \quad (1.11)$$

Diese Gleichung geht für $\Delta r \rightarrow 0$ in eine zu Gleichung 1.4 äquivalente Differentialgleichung über.[6]

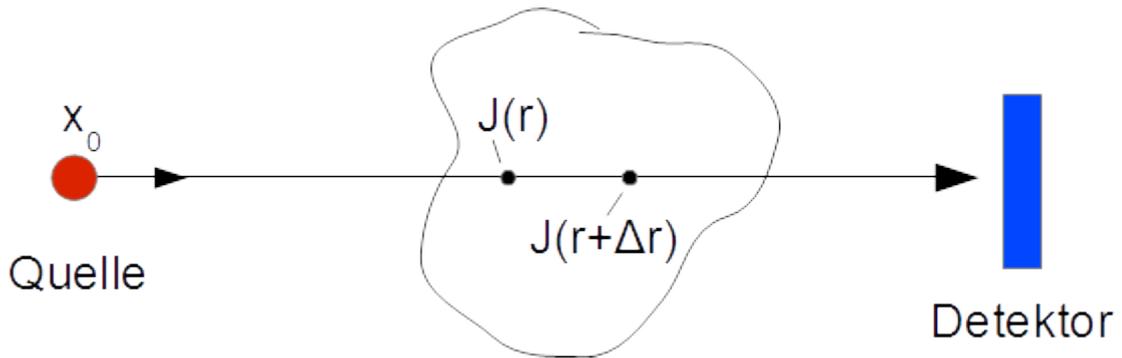


Abbildung 1.9: Darstellung der Schwächung eines Strahls bei Durchdringung eines Objekts.

$$\frac{1}{I} \frac{dI}{ds} = -\mu((x_0 + r) \cdot \vec{e}_r) \quad (1.12)$$

Die Lösung dieser Differentialgleichung ist im Prinzip ein Schwächungsgesetz für inhomogene Objekte (vgl Gleichung 1.6), und lautet [6] :

$$I(r) = I_0 \cdot e^{-\int_0^r \mu((x_0+r) \cdot \vec{e}_r) dr} \quad (1.13)$$

Bei einer Computertomographie wird direkt der Integralwert $\int_0^r \mu((x_0 + r) \cdot \vec{e}_r) dr$ gemessen, somit hat man die Radon-Transformierte für alle Strahlen. Durch eine Rücktransformation erhält man die gewünschte Information, nämlich die Struktur des durchdrungenen Objekts [6].

Die Radon-Transformation

Die Radon-Transformation ist in zwei Dimensionen gegeben, durch das Integral einer Funktion f längs einer Geraden g und lautet allgemein:

$$F(g) = \int_g f \quad (1.14)$$

Durch eine Parametrisierung $g(p, \phi) = \{(p \cos \phi - r \sin \phi, p \sin \phi + r \cos \phi) \mid r \in \mathfrak{R}\}$ erhält man die aus der Literatur bekannte Form [5][6]:

$$F(p, \phi) = \int_{-\infty}^{\infty} f(p \cos \phi - r \sin \phi, p \sin \phi + r \cos \phi) dr. \quad (1.15)$$

Das Problem lautet nun, aus Kenntnis der Transformierten F die Funktion f zu gewinnen. Die von Radon vorgeschlagene Lösung findet Gebrauch in der Magnetresonanztomographie, bei der Computertomographie bedient man sich für die Rücktransformation der Fourier-Transformation, die der Radon-Transformation sehr ähnlich ist, da es dafür sehr schnelle numerische Lösungsverfahren gibt [6].

Es handelt sich bei der Radon-Transformation um eine Transformation von $\mathbb{R}^2 \rightarrow \mathbb{R}$ bzw. $\mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}^2$ in drei Dimensionen. Was bedeutet, dass eine Funktion zweier Variablen auf eine Funktion mit nur einer Variable abgebildet wird. Bei einer Rücktransformation mithilfe der Fourier-Transformation muss diese Entfaltung explizit berücksichtigt werden. Man erhält für den zweidimensionalen Fall mit dieser Methode die Radon-Inversionsformel[6]:

$$f(x) = \frac{1}{2\pi} \int \sqrt{\frac{\partial^2}{\partial r^2}} F(y, -y \cdot x_1 + x_2) dy \quad (1.16)$$

1.4.2 Hounsfield-Einheiten

Für die Definition der Hounsfield-Skala wurde festgelegt, dass die Dichte von Wasser den Wert von 0 Hounsfield-Einheiten (HU - Hounsfield-Units) hat. Die Dichte von Luft den Wert von -1000 HU entspricht und die Dichte von kompaktem Knochen 2000 HU. Die Hounsfield-Einheit ist die Einheit der Größe „CT-Zahl“, die dazu dient, Dichtewerte in die Hounsfield-Skala einzuordnen. Dies geschieht nach Gleichung 1.17, mit dem Schwächungskoeffizienten μ [10].

$$CT\text{-Zahl} = 100 \cdot \frac{\mu_{\text{Objekt}} - \mu_{\text{Wasser}}}{\mu_{\text{Wasser}}} \quad (1.17)$$

Das menschliche Auge ist in der Lage, etwa 20 Grautöne zu unterscheiden, dies begrenzt die Anzahl der in einer CT-Aufnahme darstellbaren Dichten. Der Bereich von Hounsfield-Einheiten, auf welchen diese Graustufen aufgeteilt werden, ist wählbar, man spricht hier von Fensterung. Bereiche mit Dichten über und unter dem Fenster werden einfarbig schwarz und weiß dargestellt [10]. Je nach Untersuchung muss das Fenster angepasst werden. Je schmaler das Fenster, desto feiner können Dichten unterschieden werden, aber es wird auch umso mehr ausgeblendet. Moderne Computer zur Betrachtung und Auswertung von CT-Daten haben voreingestellte Fenster für bestimmte Untersuchungen, um reproduzierbare Resultate zu ermöglichen und um die Ergebnisse vergleichbar zu machen, siehe Abbildung 2.1a für das Resultat

einer Lungenuntersuchung. Zu Vorführzwecken können die Graustufen auch durch Farben ersetzt werden, um gescannte Objekte realitätsnah vorführen zu können.

Tabelle 1.1: Einige Beispiele für Hounsfield-Einheiten. Quelle: [10] - Tab.5.10

	Dichtewert / HU		Dichtewert / HU
Knochen, Rindenschicht	1000 bis 300	Zysteninhalt	5 bis 10
Blut, geronnen	80 ± 10	Wasser	0
Blut, fließend	55 ± 5	Fettgewebe	-65 ± 5
Leber	55 ± 60	Lunge	-175 bis -400
Muskulatur	45 ± 5	Luft	-1000

1.4.3 4D-Computertomographie

Durch die verbesserte Technik und die Schnelligkeit der Computertomographen erscheint jede Bewegung eingefroren. Bei Aufnahmen im Bereich der Lunge und vor allem wenn Lungentumore bestrahlt werden sollen, ist eine Kenntnis der Atembewegung und der damit verbundenen Tumorbewegung notwendig.

Um periodische Bewegung darstellen zu können, wurde das CT-Verfahren weiterentwickelt. Hierbei wird an jeder Tischposition für die Dauer einer gesamten Atemperiode mehrmals gescannt, um jede Phase der Atembewegung aufzuzeichnen. Die Einteilung der Atembewegung in Phasen bezieht sich auf die Schwingungsphase, siehe Abbildung 1.10. Damit man jede Schicht zeitaufgelöst betrachten kann, ist es nötig, zu den aufgenommenen Daten auch Information über die Atembewegung zuzuordnen, um diese richtig zuordnen zu können. Deswegen wird parallel dazu das Heben und Senken des Brustkorbs oder der Bauchdecke, je nach Untersuchung, gemessen und ein Trigger gesendet, immer wenn dieselbe Atemphase erreicht ist. Man nennt dieses Verfahren zeitaufgelöste Computertomographie oder kurz 4D-CT.

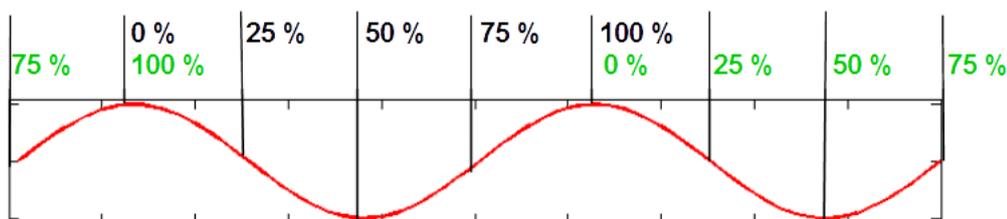


Abbildung 1.10: Erläuterung der Atemphasen.

Mit einer Berücksichtigung der Atmung muss die Drehung der Röntgenröhre und des Detektors sowie die Geschwindigkeit des Tischvorschubes auf diese eingestellt wer-

den. Kurz, der Pitch-Faktor muss an die Atmung angepasst werden. Daher ist es nötig, schon vor der Untersuchung die Atemfrequenz zu ermitteln, die während der Untersuchung möglichst konstant gehalten werden soll, um Fehler zu vermeiden.

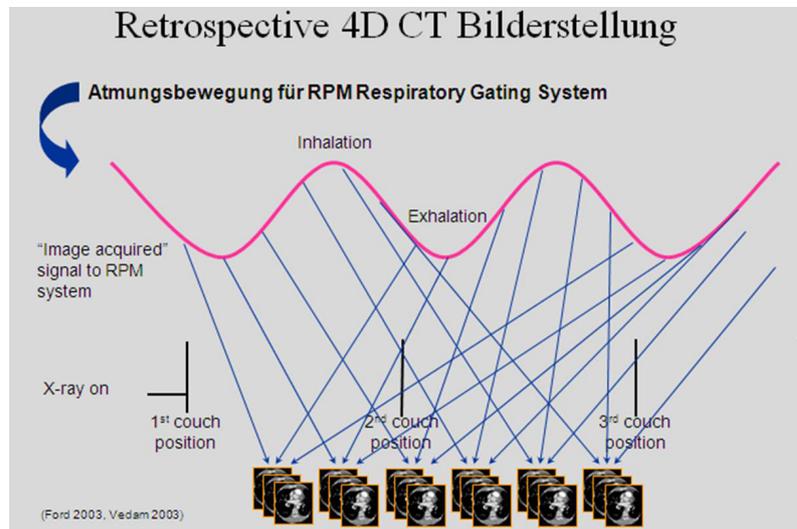


Abbildung 1.11: Schematische Darstellung der Funktionsweise einer 4D-CT. *Quelle:* siehe Abbildungsverzeichnis

Jede Phase an jeder Position aufzuzeichnen verlängert die Dauer der Untersuchung und erhöht die Strahlenbelastung. Der Nutzen für Patientinnen und Patienten besteht in zusätzlichen Informationen, die die Tumorbewegung in der Lunge betreffen. Eine Kenntnis dessen ermöglicht es Strahlentherapeuten, das PTV genau dieser Tumorbewegung anzupassen und den Sicherheitssaum zu reduzieren. Jede Volumsreduktion des PTV mit gleichzeitiger vollständiger Erfassung des Tumors schont umliegendes gesundes Gewebe und reduziert die Dosis in Risikoorganen in unmittelbarer Nachbarschaft zum Tumor. Dies wird in der Bestrahlungsplanung umgesetzt, wo die phasenaufgelösten CT-Schichten eingespielt werden und das PTV entsprechend konturiert werden kann. Das Ergebnis einer solchen Untersuchung ist in Abbildung 1.12 zu finden.

In den Abbildungen 1.12a bis 1.12j sind die einzelnen Phasen der Atmung separat dargestellt. Der rot markierte Bereich gibt das Planungszielvolumen (PTV) für die Bestrahlung an, siehe Kapitel 1.3 zu weiteren Ausführungen zu Bestrahlungsplanung. Das weiße kugelförmige Objekt innerhalb des Kreises ist der Tumor. Das PTV ist in allen Phasen dasselbe und man kann erkennen, dass sich der Tumor über die gesamte Atembewegung innerhalb des PTV befindet. Man würde annehmen, dass ein Heben und Senken des Brustkorbs erkennbar ist, jedoch atmen die meisten Menschen in

Rückenlage fast ausschließlich mithilfe des Zwerchfelles, man spricht von Bauchatmung. Wenn man in der koronaren oder sagittalen Ansicht den unteren Bildrand über die einzelnen Phasen beobachtet, ist dort deutlich eine Bewegung erkennbar.



(a) 0% - Phase



(b) 10% - Phase



(c) 20% - Phase



(d) 30% - Phase



(e) 40% - Phase



(f) 50% - Phase



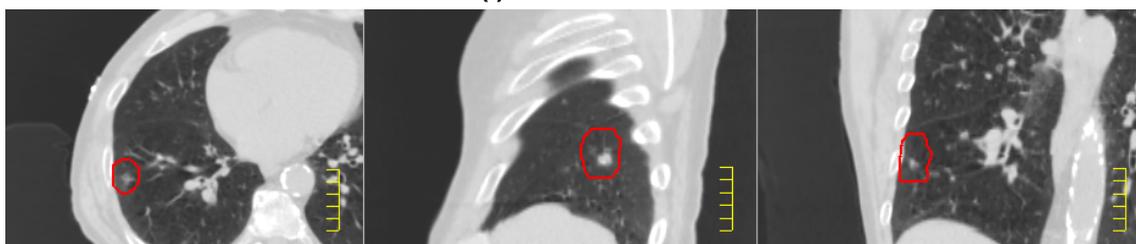
(g) 60% - Phase



(h) 70% - Phase



(i) 80% - Phase



(j) 90% - Phase

Abbildung 1.12: Datensatz einer 4D-CT Untersuchung. Die einzelnen Atemphasen werden separat dargestellt, um die Bewegung des Tumors während der Atmung sehen zu können. Der rot markierte Bereich ist das Planungszielvolumen, also der gesamte zu bestrahlende Bereich inklusive Saum. Links axiale Schnitte, mitte sagittale Schnitte, rechts koronare Schnitte. *Quelle: siehe Abbildungsverzeichnis*

Abbildung 1.12 erweckt den Eindruck, als ob es sich bei dem Tumor um eine kompakte Kugel handeln würde, die eine Translation ausführt. Tatsächlich handelt es

sich jedoch um eine Anhäufung von Wucherungen (Tumoren), die von einander unabhängige Bewegungen ausführen, wie in Abbildung 1.13 dargestellt. Dadurch ist die zu detektierende Bewegung äußerst komplex und das erklärt auch, wieso davon ausgegangen werden kann, dass die Ausdehnung tatsächlich größer ist, als die in der CT-Aufnahme sichtbare (siehe Kapitel 1.3).

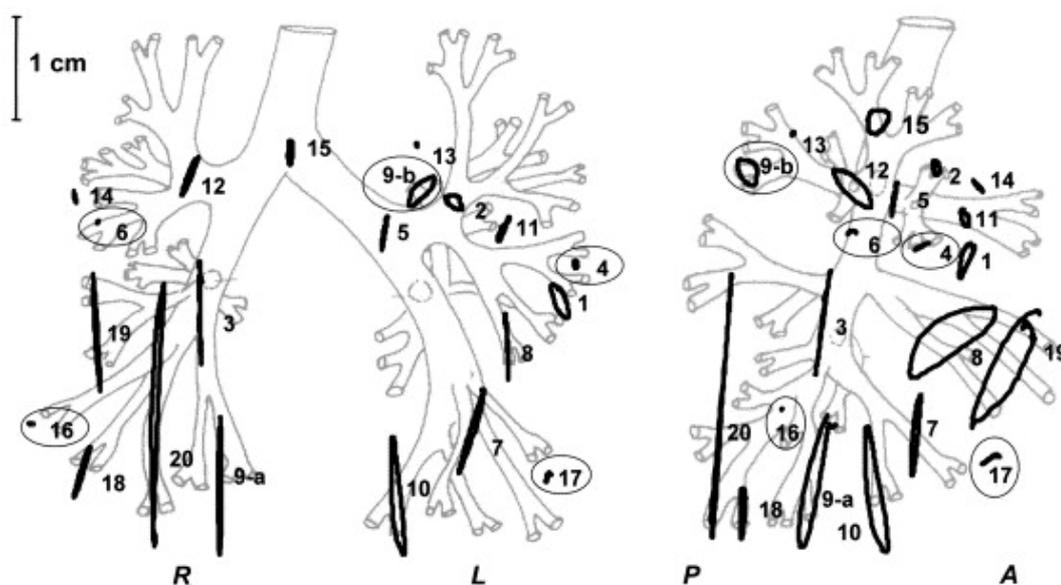


Abbildung 1.13: Darstellung der Bewegung eines Bronchialkarzinoms. Man sieht die orthogonale Projektion der Bewegung von 21 Tumoren in der koronaren (rechts) und sagittalen (links) Ansicht. *Quelle: siehe Abbildungsverzeichnis*

Da die Position des Tumors während der Atmung bekannt ist, kann auch die Bestrahlung an eine bestimmte Atemphase gebunden werden. Ein System erkennt hierfür auch während der Bestrahlung die Atmung und öffnet eine Blende, wenn sich der zu bestrahlende Bereich an der gewünschten Position befindet. Man spricht bei dieser Methode von Respiratory Gating. In einer Kombination von Lagerungsgenauigkeit und Dosiserhöhung nennt man diese Hochpräzisionsbehandlungen auch Stereotaxie [13].

Es gibt eine Vielzahl verschiedenster stereotaktischer Methoden, die permanent weiterentwickelt werden. Hier wird nur die 4D-CT-Untersuchung für eine Respiratory Gating-Bestrahlung eingegangen, da sich diese Diplomarbeit hierauf bezieht. Weitere Beschreibungen dieser Methode befinden sich in Kapitel 2.

1.4.4 Strahlenbelastung bei CT - Untersuchungen

Die Strahlenbelastung bei Computertomographien ist schwer mit anderen medizinischen Strahlenbelastungen zu vergleichen, da die zur Verfügung stehenden Begriffe dafür ungeeignet sind. So werden bei einer gewöhnlichen Röntgenaufnahme etwa 2 - 5 mGy Organdosis in der Körpermitte deponiert [10].

Bei Computertomographien spricht man, je nach Untersuchungsmethode, von 1 - 10 mSv Effektivdosis am gesamten Körper [10]. Bei einer Spiral-CT mit einem Gerät, das über mehrere Detektorreihen verfügt, hängt die Strahlenbelastung vom eingestellten Pitch-Faktor ab, siehe dazu Kapitel 1.4. Es muss hierbei der angemessene Kompromiss zwischen Strahlenexposition des Patienten und der Auflösung der Aufnahme gefunden werden [10].

Tabelle 1.2: Orientierungswerte für effektive Dosen bei Röntgenuntersuchungen. Es handelt sich hier um Richtwerte, die Ergebnisse einer Abschätzung sind. Quelle [4] - Tab. 17.8

Untersuchung	Effektive Dosis / mSv
CT Abdomen	27,4
CT Thorax	20,5
CT Schädel	2,6
Röntgen Abdomen	1
Röntgen Thorax	0,1
Mammographie	0,6

1.5 Strahlentherapie

Strahlentherapie, auch Radiotherapie oder Radioonkologie genannt, behandelt Erkrankungen mit ionisierender Strahlung [10]. Im Allgemeinen handelt es sich um ein sehr breites und interdisziplinäres Fach, dessen Tätigkeit hauptsächlich Tumorbehandlungen in allen Körperregionen umfasst. Nichttumoröse Erkrankungen, wie zum Beispiel Entzündungen, Schmerzen und diverse neurologische Erkrankungen, können auch mit Bestrahlung behandelt werden. Weitere Ausführungen werden sich hier aber auf die Tumorbehandlung, also die Radioonkologie (Griechisch „*ογκος*“ - Geschwulst) beschränken.[10]

Bei der Tumorbehandlung werden zwei Zielsetzungen der Behandlung unterschieden. Einerseits die kurative Therapie, wo das Ziel eine Heilung ist, und andererseits die palliative Therapie, wo man die Linderung oder Prophylaxe von tumorbedingten Symptomen bezweckt. Die palliative Therapie findet Anwendung, wenn eine Heilung nicht möglich ist. [10]

Kann kurativ behandelt werden, muss der Tumor vollständig in der ersten Strahlenbehandlung beseitigt werden. Ein Resttumor ist häufig eine Voraussetzung für einen Rückfall. Ein Wiederauftreten eines Tumors – Rezidiv - nach einer scheinbar erfolgreichen Behandlung [10] ist nicht nur schwer therapierbar, es bedeutet auch eine drastisch verkürzte Lebenserwartung für die Patientin oder den Patienten. Zusätzlich sind, falls überhaupt möglich, weitere Belastungen durch Therapien und Diagnostik verbunden, die Mehrkosten für Personal, Krankenanstalten und Versicherungsträger verursachen. Da die Berechnung der Bestrahlung mittels CT-Datensätzen durchgeführt wird, ist hier eine fehlerfreie Darstellung ein wichtiges Hilfsmittel für eine erfolgreiche Therapie.

Kapitel 2

Problemstellung

2.1 4D-CT im Respiratory Gating

Die 4D-CT-Aufnahmen werden mit unterschiedlichen Komponenten generiert. Dazu gehören der CT, ein Atmungserkennungssystem und eine Rekonstruktions- und Verarbeitungssoftware (siehe Kapitel 2.3). Mithilfe des Atmungserkennungssystems wird die Atemkurve der Patientin/des Patienten detektiert und aufgezeichnet. Liegt eine regelmäßige Atmung vor, kann das System diese Regelmäßigkeit erkennen und schickt an einem bestimmten wählbaren Punkt der Atembewegung einen Trigger. Zumeist wird hier die 0 % Phase ausgewählt, das heißt bei maximaler Amplitude wird zeitgleich vom RPM-System ein Trigger an die CT übermittelt.

Der Computertomograph überprüft das Triggersignal auf Regelmäßigkeit und Periode. Ist das Signal unregelmäßig oder die Periode nicht in einem bestimmten Bereich, kann die Untersuchung nicht gestartet werden. Die Umlaufgeschwindigkeit der Spirale wird mit den Atemtriggern abgestimmt, so dass die Geschwindigkeit der Bewegung mit der CT abgestimmt wird. Es kann auch manuell eine Dauer der Atemperiode zur Berechnung der Spirale übergeben werden. Nach einem Start der Untersuchung ist eine Änderung der errechneten Spirale nicht mehr möglich. Der Qualität einer 4D-CT-Aufnahme ist überwiegend von der Reaktionsgeschwindigkeit der verwendeten Atmungserkennung abhängig.

Personen, die sich in strahlentherapeutische Behandlung wegen Lungenkrebses begeben, haben meist starke Atembeschwerden. Kommt nun die Belastung einer Computertomographie hinzu, ist das der Atemruhe der Patientin/des Patienten nicht zu-

träglich. So ist relativ gleichmäßige Atmung oft nur möglich, wenn der Patient bewusst atmet. Technisch wird hier versucht, den Patientinnen und Patienten mit einer akustischen Ansage („einatmen“ – „ausatmen“) eine Gleichmäßigkeit und Regelmäßigkeit vorzugeben. Ziel dabei ist, die Atemamplitude und Atemfrequenz gleich zu halten.

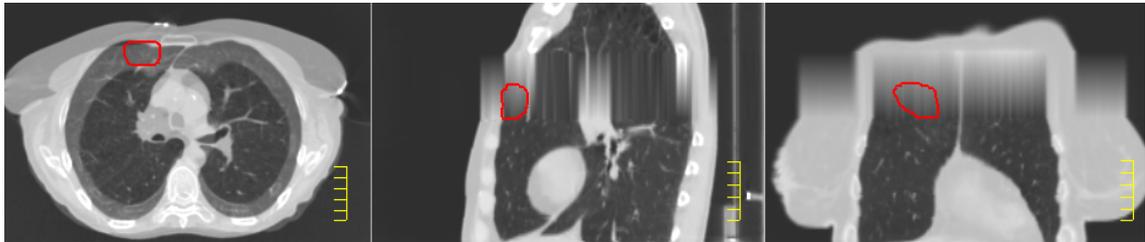
Kommt es aber zu kleinen Unregelmäßigkeiten bei der Atmung mit einer Diskrepanz zur realen Atemperiode, hat dies zur Folge, dass in der Bildrekonstruktion bewegte Objekte zerschnitten erscheinen können, da die Bildzuordnung nicht stimmt. Ein falsch geschickter Trigger ordnet die Bilder der falschen Phase zu. Wenn die Aufnahmedauer einer Schicht nicht mehr der Bewegungsgeschwindigkeit des Objekts, also der Atemgeschwindigkeit, abgestimmt ist, kann dies auch durch Rekonstruktion nicht mehr korrigiert werden, da Daten verändert werden müssten, um das Objekt korrekt zusammzusetzen. Das Objekt müsste durch Ausschnitte verschiedener Schichten zusammengesetzt werden.

Eine weitere Schwierigkeit stellen komplette Änderungen im Atemmuster dar, wenn es zum Beispiel zu Husten kommt oder die Patientin oder der Patient nicht vollständig ausatmet oder den Atem anhält. Eine massive Änderung in der Atembewegung kann auch bedeuten, dass gewisse Atemphasen nicht erreicht werden. Der CT in Standard Bauform selbst reagiert nicht auf solche Ereignisse und fährt die Spirale mit konstanter Geschwindigkeit weiter. Erkennt das Atmungserkennungssystem dies nicht, sendet aber trotzdem einen Trigger, sind in diesem Fall nicht durchlaufene Atemphasen an der Position, an der das CT zu der Zeit Bilder aufnimmt, nicht vorhanden. Man kann auch in diesem Fall von einem irreparablen Datenverlust sprechen, da die Atembewegung nicht vollständig aufgezeichnet werden konnte. Wird kein Trigger gesendet, werden keine Bilder gesammelt und es gehen aufgrund der Bildinterpolation in diesem Bereich sämtliche Informationen verloren. Man spricht in so einem Fall von Datenverlust. Im schlimmsten Fall passiert dies direkt im Bereich des Tumors, wie zum Beispiel in Abbildung 2.1 zu sehen.

Beide Arten von Fehlern stellen einen nicht tragbaren Umstand für die Bestrahlungsplanung dar.



(a) Normalatmung



(b) 0% - Phase



(c) 10% - Phase



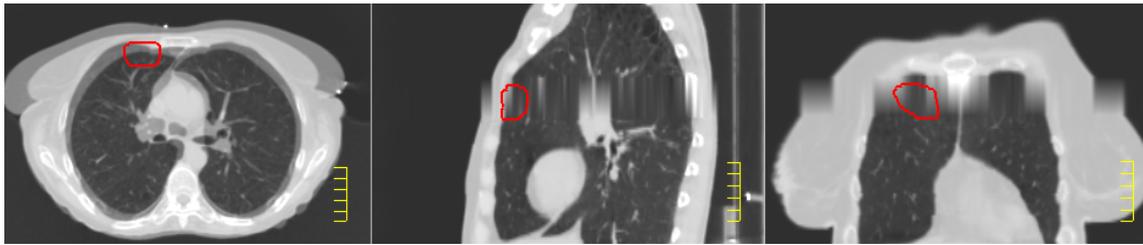
(d) 20% - Phase



(e) 30% - Phase



(f) 40% - Phase



(g) 50% - Phase



(h) 60% - Phase



(i) 70% - Phase



(j) 80% - Phase



(k) 90% - Phase

Abbildung 2.1: Datensatz einer misslungenem 4D-CT Aufnahme mit Datenverlust aufgrund von unregelmäßiger Atmung. Aufnahme 2.1a stammt von einer „gewöhnlichen“ Computertomographie, die weiteren sind die einzelnen Phasen einer 4D-CT. *Quelle: siehe Abbildungsverzeichnis*

In Abbildung 2.1 ist das Resultat einer 4D-CT-Untersuchung zu sehen, während welcher die Atmung nicht durchgehend gleichmäßig war. Genau zu der Zeit, als die Schichten in der Tumorregion aufgenommen wurden, kam es zu einem längeren Ein- und Ausatmen kleinerer Amplitude, worauf das Atmungserkennungssystem nicht reagieren konnte. Wie in Abbildung 2.2 zu sehen, ist keine massive Störung der Atembewegung nötig, um einen Fehler während der Aufnahme zu verursachen.

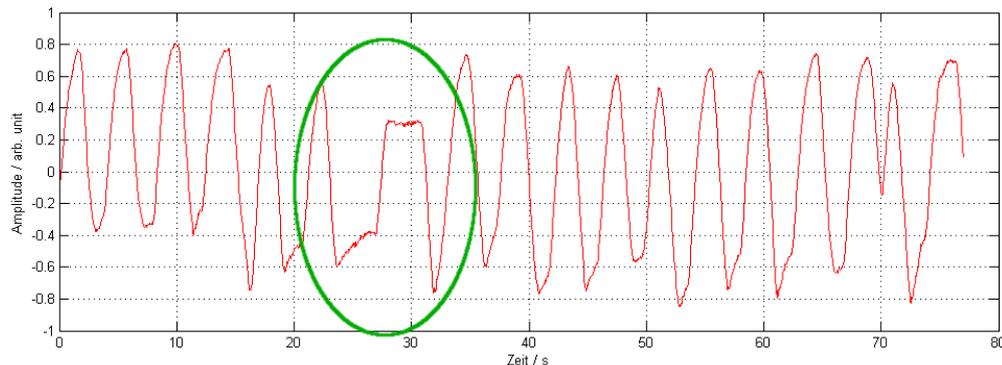


Abbildung 2.2: Ausschnitt der Atemkurve der 4D-Computertomographie in Abbildung 2.1. Der Kreis markiert den Zeitpunkt des Datenverlustes.

Kommt es während der 4D-CT-Aufnahme zu Datenverlusten, können manche, oder im schlimmsten Fall sogar alle Atemphasen nicht vollständig rekonstruiert werden. Werden solche Datensätze weiter an das Planungssystem gesendet, stellt dieses fest, dass die Datensätze nicht vollständig sind und kann nicht ausschließen, dass diese nachträglich verändert wurden. Die Bestrahlungsplanung mit solchen Daten ist nur noch eingeschränkt oder gar nicht möglich.

2.1.1 Triggerkorrektur

Auch wenn es während einer 4D-CT nicht zu Atemunregelmäßigkeiten gekommen ist, müssen für eine korrekte Rekonstruktion die Trigger nachträglich manuell korrigiert werden. Tests mit einer ungestörten, regelmäßigen, sinusförmigen Bewegung mithilfe des in Kapitel 2.3.2 verwendeten Thorax-Phantoms, zeigten das Ausmaß einer Rekonstruktion ohne Triggerkorrektur. In Abbildung 2.3 ist zu sehen, dass das Objekt zerschnitten erscheint. Wie in Kapitel 4 ausführlich beschrieben, stellt dies kein Problem dar, wenn der Umstand bekannt ist. Die Bewegung wurde vollständig aufgezeichnet, jedoch stimmt die Ausdehnung in den einzelnen Phasen nicht.

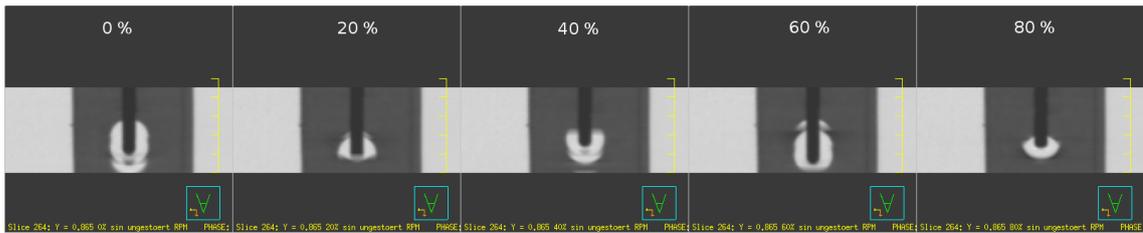


Abbildung 2.3: Das Ergebnis einer 4D-CT-Aufnahme einer regelmäßigen, ungestörten, sinusförmigen Bewegung ohne Triggerkorrektur.

Da Patientinnen oder Patienten nie vollständig regelmäßig atmen, werden sicherheits halber immer die Trigger kontrolliert und korrigiert. Dass es aber bei einer vollständig regelmäßigen, sinusförmigen Bewegung ohne nachträgliche Korrektur zu keiner korrekten Rekonstruktion kommt, war vor diesen Untersuchungen nicht bekannt.

2.2 Einschränkungen bei der Problemlösung

Da es sich bei Computertomographen um Medizinprodukte mit spezieller Bauartzulassung handelt, sind die Möglichkeiten für Lösungsansätze stark eingeschränkt. So sind Eingriffe in die Systeme des Computertomographen und der Atmungserkennung nicht erlaubt. Eine externe Rekonstruktion der Bilddaten wäre zwar prinzipiell erlaubt, jedoch dürften die so gewonnenen Informationen nicht für die Bestrahlungsplanung am Patienten hinzugezogen werden. Ein Ersetzen des Atmungserkennungssystems wäre nur dann möglich, wenn dieses den Auflagen des Europäischen Medizinprodukts [16] genügen, und somit als Medizinprodukt gelten würde. Ein solches Unterfangen hätte in jedem Fall den Rahmen einer einzelnen Diplomarbeit gesprengt.

Die Lösungsfindung ist also auf eine solche Modifikation begrenzt, dass die verwendeten Systeme in ihrer Arbeit nicht beeinflusst werden und sie muss außerdem gewährleisten, dass es nicht zu Datenverlusten während der CT-Aufnahme kommt.

2.3 Verwendete Systeme

2.3.1 Computertomograph und RPM-System

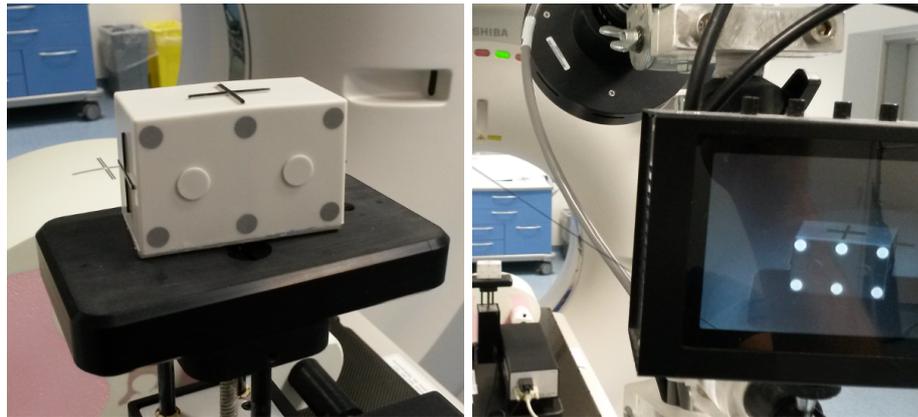
Das am Universitätsklinikum für Radioonkologie und Strahlentherapie verwendete System für die Bestrahlungsplanung ist ein Toshiba Aquilion LB V.3 [18], siehe Abbildung 2.4 in Kombination mit einem Varian Real-time Position Management respiratory gating system [19], kurz RPM-System, siehe Abbildung 2.6.



Abbildung 2.4: Das verwendete Toshiba Aquilion V.3

Der Toshiba-CT hat keine eigene Vorrichtung zur Atmungserkennung, hierfür dient das RPM-System. Es wird am Fußende des CT-Tisches eine Infrarotkamera angebracht, mit welcher die Atmung des Patienten mit Hilfe eines Markerblocks erkannt und aufgezeichnet werden kann. Der Markerblock verfügt, wie in Abbildung 2.5a zu sehen, über sechs Markierungen, so dass eine räumliche Positionsbestimmung durch eine Kamera in Kombination mit geeigneter Software möglich ist (siehe Abbildung 2.5b). Über die aufgezeichnete Größe der Marker im Kamerabild kann auf die Distanz und die vertikale Bewegung zurückgeschlossen werden, horizontale Bewegungen und Verkippungen können über die relative Lage der Marker in den Reihen und Spalten detektiert werden. Daraus resultiert eine zeitgleich maßstabsgetreue Darstellung der Atembewegung, wie in Abbildung 2.6 zu sehen.

Das RPM-System verfügt über zwei Arbeitsmodi. Entweder sendet es immer dann einen Trigger an das CT, wenn der Patient, bzw. die Patientin, in einer bestimmten Atemphase ist, welche durch Amplitude und Periodendauer bestimmt wird; oder es



(a) Der für die Atemerkennung verwendete Markerblock. (b) Erkennung des Markerblocks durch eine Infrarotkamera.

Abbildung 2.5: Die mechanischen Komponenten des RPM Systems.

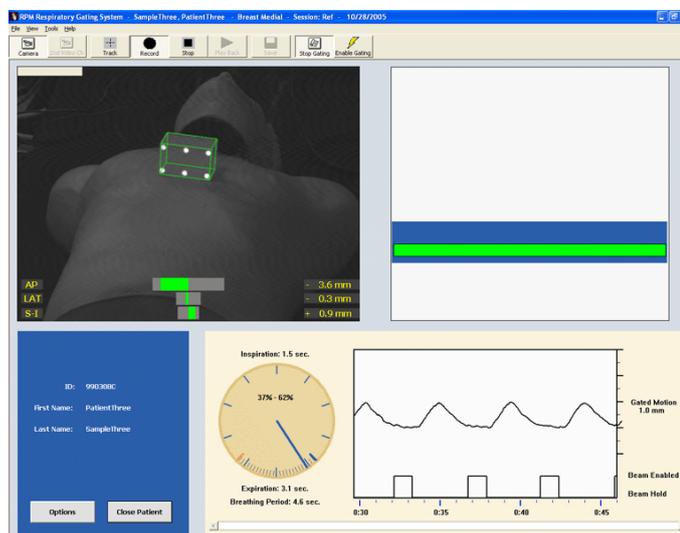


Abbildung 2.6: Oberfläche des RPM Systems. *Quelle: siehe Abbildungsverzeichnis*

wird immer dann ein Trigger gesendet, wenn eine voreingestellte Amplitude überschritten wird. Dieses „Gating“, wird jedoch erst aktiviert, nachdem das System in einer Vorlaufphase eine Regelmäßigkeit in der Atembewegung erkannt hat. Dadurch ist es in der Lage, kleine Abweichungen zu kompensieren und ein regelmäßiges Triggersignal zu generieren. Der Nachteil dessen ist, dass das System nicht schnell genug auf größere Abweichungen in der Atembewegung reagieren kann. Im schlimmsten Fall kann es nach einer längeren Periode unregelmäßiger Atmung nicht sofort eine neue Regelmäßigkeit erkennen und setzt das Triggersignal aus. Dies kann auch passieren, falls es zu Husten kommt und die Atembewegung danach phasenverschoben ist.

Der Computertomograph hat während der 4D-CT-Aufnahme eine passive Rolle, was die Atembewegung angeht. Im Vorhinein kann ein fixer Wert für die Atemgeschwin-

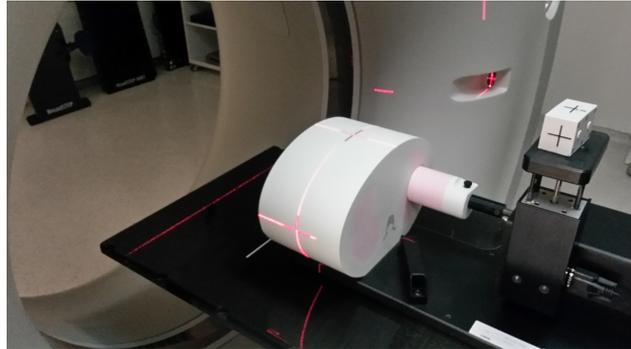
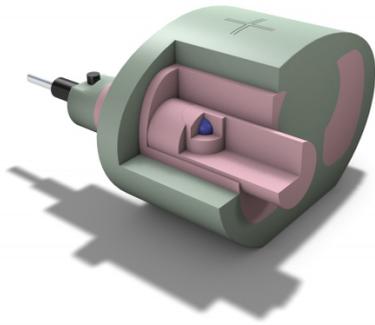
digkeit in bpm (breaths per minute) angegeben werden, wonach die Form der Spirale berechnet wird. Während der Aufnahme selbst wird der Trigger nur empfangen und gespeichert. Durchfährt der Computertomograph eine ganze Schicht, ohne dabei einen Trigger erhalten zu haben, können diese Daten nicht für eine Rekonstruktion genutzt werden und gelten als verloren. Für eine erfolgreiche 4D-CT-Aufnahme ist es daher unbedingt nötig, regelmäßig Trigger generieren zu können.

2.3.2 Thorax Phantom

Zur Reproduktion des Problems und zum Testen von Lösungsansätzen wurde ein dynamisches Thoraxphantom der Firma CIRS [20] verwendet. Hierbei handelt es sich um eine zylinderförmige, schematische Nachbildung des menschlichen Thorax aus Materialien der Dichte menschlichen Gewebes, um reale Messverhältnisse zu simulieren, siehe Abbildung 2.7b. Über die gesamte Länge des Phantoms ist eine runde Aussparung gebohrt, in die ein kleinerer, beweglicher Zylinder geführt wird. Der Zylinder besteht aus demselben Material wie das Phantom, so dass bei einer Computertomographie keine Unterscheidung der Teile möglich ist. Der Zylinder selbst hat auch eine Aussparung für Testobjekte definierter Größe aus einem Material von der Dichte eines Tumors, siehe Abbildung 2.7a. Es wurden kugelförmige Objekte mit 1, 2 und 3 cm Durchmesser mitgeliefert. Der Zylinder wird an einem Roboterarm befestigt, der über einen externen Motor longitudinal bewegbar und drehbar ist. Da das Testobjekt nicht mittig im Zylinder angebracht wird, kann so eine Bewegung in allen drei Raumdimensionen durchgeführt werden.

Neben dem Block mit dem Motor für den Roboterarm befindet sich ein Surrogate, womit das Heben und Senken des Brustkorbs bzw. der Bauchdecke simuliert werden kann, siehe Abbildung 2.7b. Die Bewegung des Surrogates ist an die des Roboterarms gekoppelt, kann jedoch mittels der mitgelieferten Software phasenverschoben werden. Die Amplitude kann frei eingestellt werden.

Mithilfe des Phantoms kann eine typische Bewegung eines Lungentumors während der Atmung simuliert werden. Der Surrogate ermöglicht eine Erfassung der Bewegung mittels eines Atemerkennungssystems. Dadurch ist es möglich, 4D-CT-Untersuchungen durchzuführen.



(a) Innerer Aufbau des Phantoms. (b) Am Computertomographen aufgebautes Phantom mit Markerblock am Surrogate.

Abbildung 2.7: CIRS Dynamic Thorax Phantom

Neben voreingestellten Bewegungen können auch solche ausgeführt werden, die in Form einer Textdatei an die mitgelieferte Software übergeben werden. So ist es möglich, Atemkurven zu generieren oder reale Atemkurven zu verwenden und damit 4D-CT-Untersuchungen von Patientinnen oder Patienten nachzustellen.

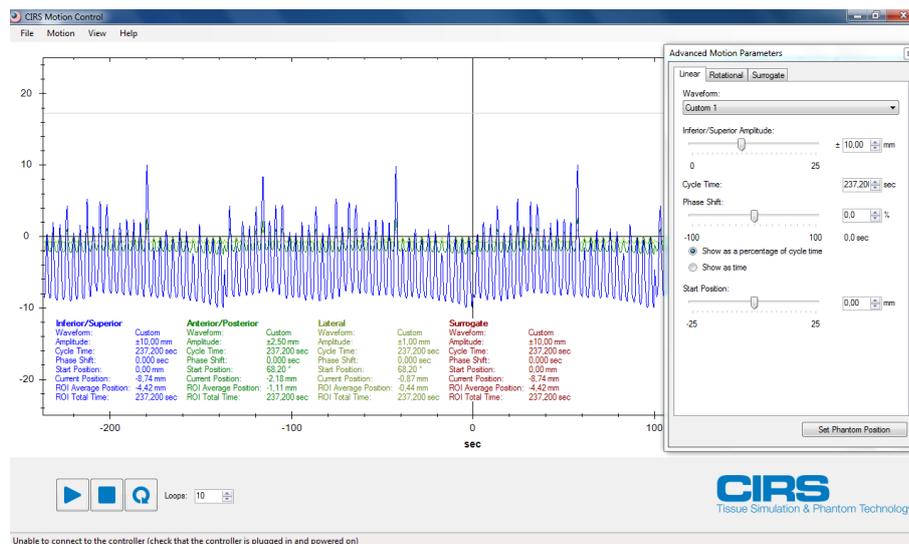


Abbildung 2.8: Oberfläche der CIRS-Phantom Software. Bei der eingespielten Kurve handelt es sich um eine reale Atemkurve aus einer misslungenen 4D-CT-Untersuchung.

Kapitel 3

Lösungsbeschreibung

3.1 Beschreibung der Methode

Gemäß dem in Kapitel 2.2 beschriebenen Einschränkungen wurde eine Methode entwickelt, die nicht in die Arbeit der verwendeten Systeme eingreift. Dies ist möglich, da sämtliche Informationen, die bei der konventionellen Durchführung einer 4D-CT auch in der modifizierten Methode vorhanden sind. Es ist mit der entwickelten Methode möglich, durch Rekonstruktion das Resultat der konventionellen Methode zu generieren. Dies wurde jedoch nicht getestet.

Die entwickelte Methode beruht darauf, während der CT, unabhängig von der Atmung des Patienten, einen regelmäßigen Trigger an den Computertomographen zu schicken. Dadurch kann gewährleistet werden, dass auch bei groben Atemunregelmäßigkeiten stets ein Triggersignal für die CT zur Verfügung steht. Durch Auswertung der realen Atemkurve werden die Trigger nachträglich korrigiert und so eine korrekte Rekonstruktion ermöglicht.

3.2 Realisierung des Verfahrens

Mittels eines Oszilloskops wurde festgestellt, dass es sich bei dem Trigger, den das RPM-System an den CT schickt, um einen 500 *ms* langen 5 V High-Pegel handelt, siehe Abbildung 3.1.

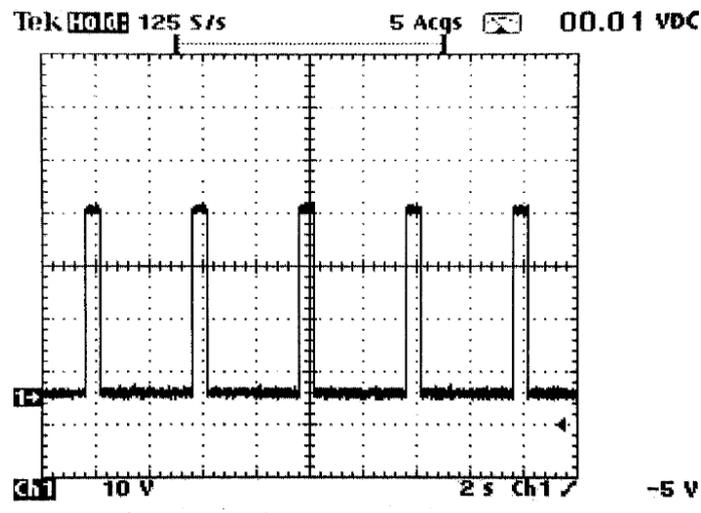


Abbildung 3.1: Bildschirmfoto des Oszilloskops während der Messung des Trigger-signals.

Ein solches Signal kann auf verschiedene Weise generiert werden. Für diese Arbeit wurde das Signal mit einem C-Control PRO Mega 128 [21] Prozessor auf einem C-Control Projectboard Pro [21], weiters als Mikrocontroller bezeichnet, realisiert. Der Mikrocontroller wurde so programmiert, dass in einer Endlosschleife 500 *ms* lange High-Pegel mit einstellbarer Periode erzeugt wurden. Die entsprechenden Pins wurden mit einem Koaxialkabel verbunden, so dass der Mikrocontroller anstatt des RPM-Systems mit dem CT verbunden werden konnte, siehe Abbildung 3.2.



Abbildung 3.2: Der verwendete C-Control PRO Mega 128 auf dem C-Control Projectboard Pro mit angeschlossenem Koaxialkabel.

Mit dem regelmäßigen Trigger des Mikrocontrollers ist zwar eine datenverlustfreie CT möglich, jedoch ist so keine korrekte Rekonstruktion der Atemphasen möglich, da die Trigger nicht mit der Atmung übereinstimmen. Es besteht aber die Möglichkeit, nach der Aufnahme manuell Trigger für die Rekonstruktion zu setzen. Dies ist eine in der Toshiba CT Software integrierte Funktion. Auf einem Zeitstrahl, der die Länge der Un-

tersuchungsdauer hat, können Trigger entfernt und auf eine Hundertstelsekunde genau gesetzt werden. Das RPM-System kann die Atmung während der Untersuchung aufzeichnen, speichern und als Textfile exportieren, ein solcher Export ist in Abbildung 2.2 dargestellt. Zu beachten war jedoch eine Zeitverschiebung der Atemkurven im Exportfile, die ein nicht behobener Fehler des RPM-Systems ist. Die richtige Auswertung dieser Daten liefert die korrigierten Trigger, mit welchen eine Rekonstruktion möglich ist, die das Volumen der Tumorbewegung korrekt abbildet.

3.3 Auswertung der Atemkurve

Für die Auswertung der aus dem RPM-System exportierten Atemkurven wurde ein MATLAB-Programm geschrieben, welches vollautomatisch den Exportfehler behebt und die korrigierten Trigger für die CT-Rekonstruktion in einer Tabelle ausgibt, siehe Abbildung 3.3.

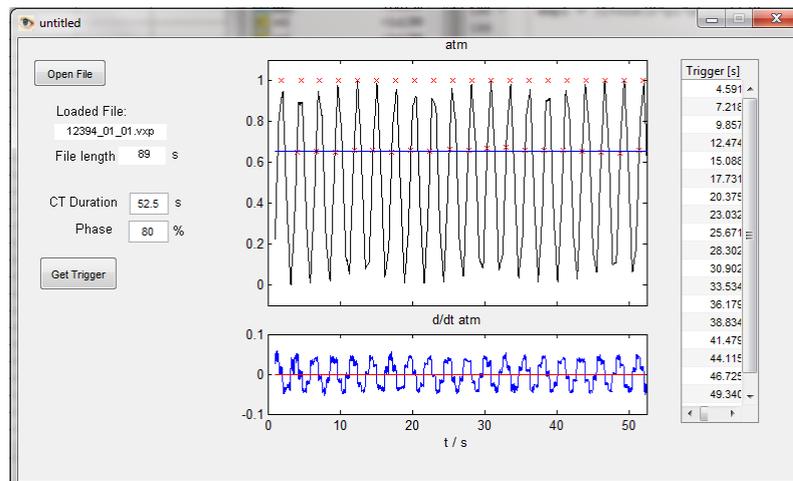


Abbildung 3.3: Die graphische Oberfläche des Auswerteprogramms. Die geladene Atemkurve ist jener der 4D-Computertomographie in Abbildung 2.1 entnommen.

Bei der Korrektur der Trigger muss beachtet werden, dass die Dauer der Atemzüge nicht konstant ist, nicht immer alle Phasen vorhanden sind und der Verlauf nicht immer sinusförmig ist. Es reicht daher nicht aus, die Trigger auf die Maxima der Atemkurve zu setzen. Die Trigger müssen für jede zu rekonstruierende Phase separat korrigiert werden. Hierfür wird zur Interpolation ein sinusförmiger Verlauf angenommen, welcher für jeden Atemzug neu angepasst wird. Beginnend mit einem Maximum beim letzten Trigger, wird die entsprechende Phase der Sinuskurve mit der gesuch-

ten Atemphase an denselben Punkt gesetzt. Der nächste Trigger befindet sich dann am nächsten Maximum der Sinuskurve. Für dieses Verfahren muss es einen ersten Trigger am Anfang der Atemkurve geben, dieser wird auf das erste Maximum gesetzt.

Wird zum Beispiel der Trigger für die 80 % Phase korrigiert, muss der 80 % Punkt der Sinuskurve mit dem 80 % Punkt der untersuchten Atemperiode abgeglichen werden. Der neue Trigger wird am 100 % Punkt der Sinuskurve gesetzt. Siehe Abbildung 1.10 zur Erläuterung der Phasen und Abbildung 3.4 zur Darstellung des Findens der Trigger der 80 % Phase anhand eines Ausschnittes der Atemkurve der Untersuchung aus Abbildung 2.2.

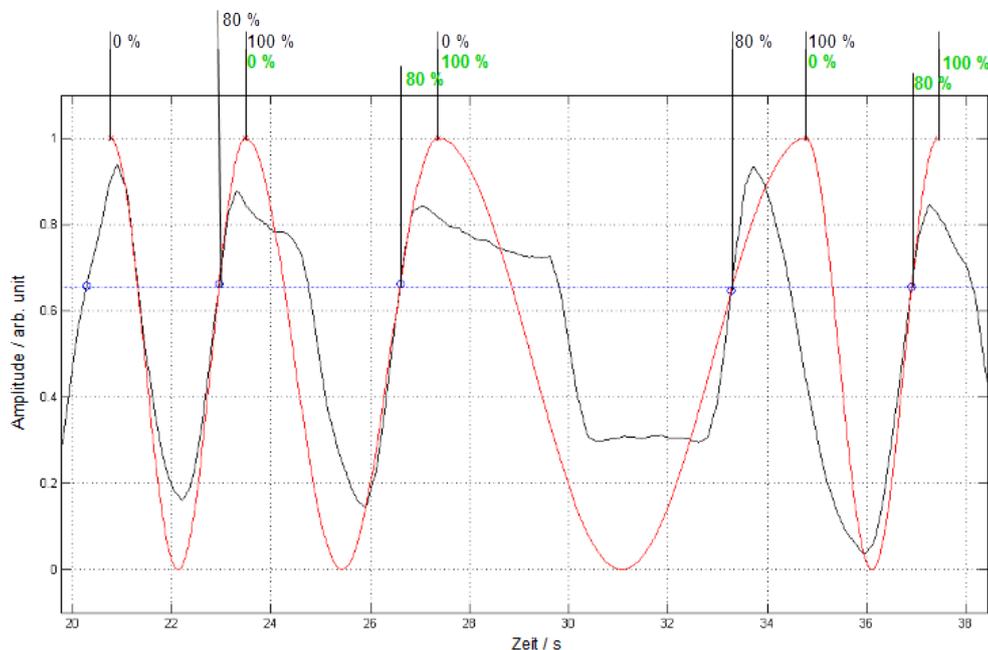


Abbildung 3.4: Darstellung des Findens der Trigger für die 80 % Phase durch abschnittsweise Interpolation mit Sinuskurven (rot). Der Abschnitt der Atemkurve (schwarz) entstammt der Untersuchung in Abbildung 2.2.

Für den Beginn, also den 0 % Punkt, der Sinuskurve kann nicht der Beginn der Atemphase, also deren 0 % Phase, genommen werden, sondern immer der zuletzt gesetzte Trigger. Die Rekonstruktionssoftware wählt die zu gewählten Phase passenden Bilder anhand der „Abstände“ der Trigger. Daher müssen diese nicht möglichst genau auf den Maxima sitzen, sondern so, dass die Atemkurve die richtige Amplitude im richtigen Abstand vom Trigger hat. Damit es dann in der nächsten Periode stimmt, muss vom letzten Trigger ausgegangen werden und nicht vom Maximum. Das CT-System hat zu keinem Zeitpunkt Informationen über die reale Atmung, es stützt sich

ausschließlich auf die Trigger.

Ziel der Interpolation ist es nicht, die Sinuskurve möglichst an die Atemkurve anzupassen. Das Ziel ist es, die Sinuskurve so zu legen, dass die zu der zu rekonstruierenden Phase gehörende Amplitude der Atemkurve sich in genau dieser Phase der Sinuskurve befindet.

Es wurde festgestellt, dass bei der Auswertung der Atemkurve für Phasen kleiner als 50 % Fehler auftraten. Es kam zu einer Art Übersteuerung, die umso größer wurde, desto kleiner die gewählte Phase war. Daher wurde das Programm so geschrieben, dass wenn Phasen, die kleiner als 50 % sind, gesucht werden, die Atemkurve von hinten nach vorne ausgewertet wird und bei Phasen über 50 % von vorne. Das bedeutet, dass für Phasen kleiner als 50 % als erster Schritt der 100 % der letzten Periode gesucht wird, von diesem ausgehend die Phase gesucht und interpoliert wird und dann der Trigger auf den 0 % Punkt der Sinuskurve gesetzt wird. Siehe dazu Abbildung 3.5.

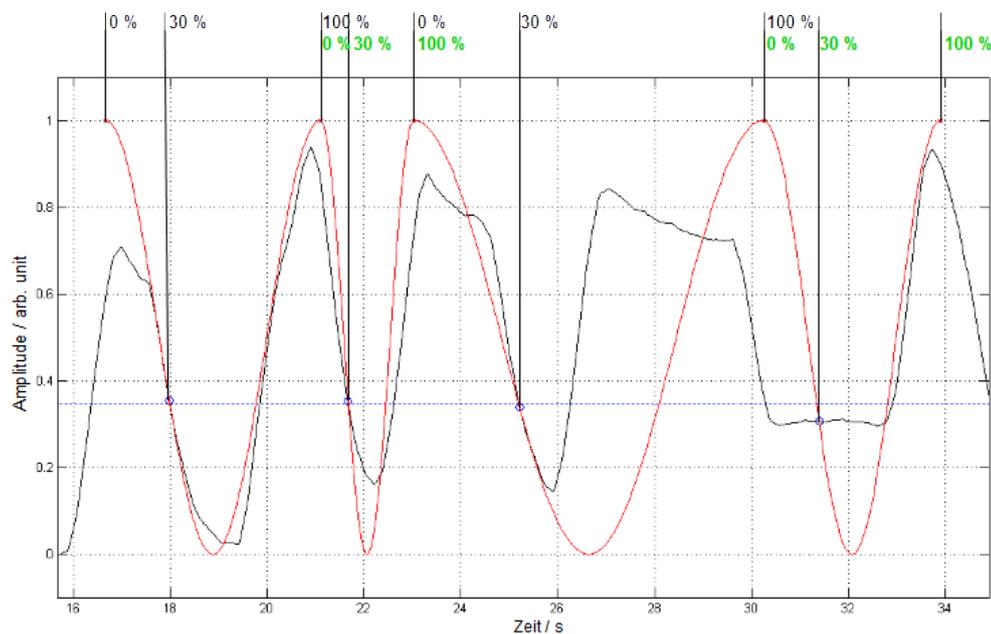


Abbildung 3.5: Darstellung des Findens der Trigger für die 30 % Phase. Der Abschnitt der Atemkurve (schwarz) entstammt der Untersuchung in Abbildung 2.2.

Der Grund dafür ist hauptsächlich der, dass die Ausgangspunkte für die Interpolation nicht die 0 % Phase der Atemperiode sind, daher können diese für kleine Phasen dahinter liegen. Dadurch wird der nächste Trigger vor den letzten gesetzt und davon ausgehend die nächste Periode interpoliert, wodurch der nächste Trigger in die

übernächste Periode gesetzt wird und sich somit wieder hinter der gesuchten Phase befindet, usw. Dadurch, dass die Auswertung der Atemkurve für Phasen kleiner als 50 % von hinten beginnt, wird sichergestellt, dass sich der Ausgangspunkt der Interpolation in diesem Programm nicht vor der gesuchten Phasen befinden kann.

Kapitel 4

Ergebnisse und Diskussion

4.1 Durchgeführte Messungen

Zur Überprüfung der in Kapitel 3 beschriebenen Methode wurden Messungen mithilfe des Thorax-Phantoms (siehe Kapitel 2.3.2) durchgeführt. Jede Messung wurde nach der neuen und nach der momentan verwendeten Methode durchgeführt, um die Ergebnisse vergleichen zu können.

Die allgemeine Funktionstüchtigkeit wurde zunächst an einer Sinuskurve überprüft. Im nächsten Schritt wurde eine „ideal gestörte“ Sinuskurve verwendet. Damit ist gemeint, dass bei einem bestimmten Zeitpunkt für 10 s die Amplitude der Schwingung halbiert und die Frequenz verdoppelt wurde, siehe Abbildung 4.1 für eine Darstellung der Kurve. Zuletzt wurden Patientenkurven verwendet, um eine reale CT-Untersuchung zu simulieren.

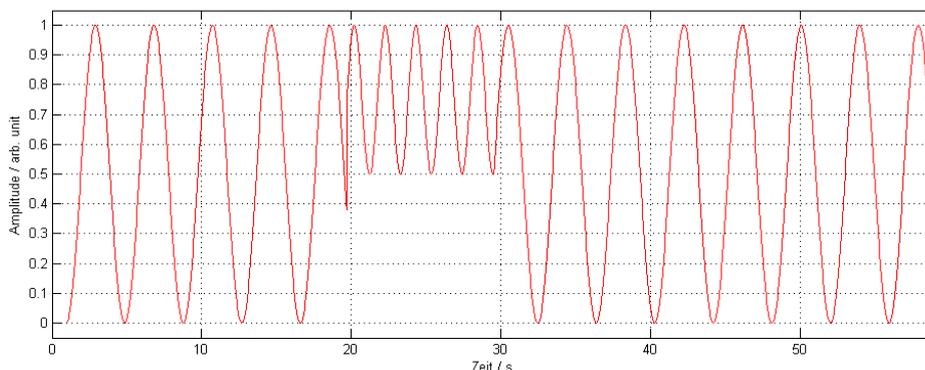


Abbildung 4.1: Die eingespielte, „ideal gestörte“ Kurve.

Für den Nachweis der Reproduzierbarkeit der wurden Messungen mit der ideal gestörten Kurve mehrmals wiederholt. Die Reproduzierbarkeit bezieht sich hier auf die Datenverlustfreiheit einer CT. Da nach der Betätigung des Startknopfes für die CT-Untersuchung keine definierte Zeit bis zum tatsächlichen Start der Untersuchung vergeht, kann eine Untersuchung nicht ident reproduziert werden.

Die für die Triggerkorrektur benötigte Atemkurve wurde bei jeder Messung vom RPM-System aufgezeichnet. Dies ist möglich, da das Phantom über einen dafür gedachten Surrogate verfügt, siehe hierzu Kapitel 2.3.2. Es wurde nie dieselbe Kurve zuerst in das Phantom eingespeist und danach auch für die Auswertung benutzt, hierfür wurde immer die Aufzeichnung des RPM-Systems verwendet.

Für alle hier angeführten Ergebnisse wurden die Trigger korrigiert. Dies geschah mit dem in Kapitel 3.3 erwähnten Programm. Das Ergebnis einer ungestörten CT ist in Abbildung 2.3 zu finden.

4.2 Ergebnisse

Es werden hier nicht sämtliche gesammelten Daten, sondern repräsentative Ergebnisse angeführt. Diese sind in Tabelle 4.1 aufgelistet. Die verwendete Patientenkurve ist der CT in Abbildung 2.1 entnommen und in Abbildung 2.2 dargestellt.

Die Ausdehnung des Objekts wurde mit einer eigens für die Planung einer Strahlenbehandlung anhand von CT-Daten entwickelten Software von Philips, mit Namen „Pinnacle³“ [22] durchgeführt. Es wird jede Atemphase einzeln betrachtet und die Ausdehnung des Objekts markiert. Durch Interpolation zwischen den Phasen wird daraufhin ein Volumen errechnet. Die Darstellung einer solchen Volumenbestimmung ist in Abbildung 2.1 zu finden. Der rote Bereich gibt das Planungszielvolumen an, also den gesamten zu bestrahlenden Bereich inklusive Sicherheitssaum.

Es handelt sich bei dem Objekt um eine Kugel mit dem Durchmesser von 2 cm , siehe Abbildung 4.2. Die Amplitude bei den Tests war $\pm 7\text{ mm}$, dadurch ergibt sich für das Volumen der vollständigen Bewegung $8,59\text{ cm}^3$. Da bei der Volumenmessung nicht alle Phasen ausgewertet wurden, also nicht die gesamte Bewegung erfasst wurde, ist

hier das theoretische Volumen $7,73 \text{ cm}^3$. Dieses ist jedoch so nur messbar, wenn der Computertomograph korrekt auf die Frequenz der Bewegung eingestellt ist. Das ist der Fall bei Messungen mit dem RPM-System von idealen, ungestörten Kurven. Bei Messungen mit gestörten Kurven ist eine solche Messung bei Verwendung des MC zufällig möglich. Die Abweichung der Werte der Volumina von diesen theoretischen Werten ist kein Fehler. Darauf wird in den folgenden Kapiteln weiter eingegangen.

Tabelle 4.1: Mit dem Programm Pinnacle³ gemessenes Objektvolumen pro Phase. Für alle Messungen wurden die Trigger korrigiert. Volumenangaben in cm^3

MC..... CT mittels Mikrocontroller, RPM... CT mittels RPM - System, DV..... Datenverlust

Die Ungenauigkeit für die Bestimmung des Volumens pro Phase beträgt $\Delta V = \pm 2.1 \%$. Für eine Diskussion der Unsicherheit siehe Kapitel 4.4.

Nr.	Scan	0 %	20 %	40 %	60 %	80 %	Gesamt	Bem.
1	Sinus, ungestört, MC	4,00	3,76	3,71	4,36	4,18	$6,63 \pm 0,14$	
2	Sinus, ungestört, RPM	4,30	4,20	4,20	4,90	4,60	$7,60 \pm 0,16$	
3	Sinus, gestört, MC	5,30	4,95	4,64	4,98	4,30	$7,72 \pm 0,16$	
4	Sinus, gestört, MC	3,57	4,58	4,41	4,11	3,74	$6,22 \pm 0,13$	
5	Sinus, gestört, MC	4,39	2,77	5,54	6,69	6,00	$8,15 \pm 0,17$	
6	Sinus, gestört, RPM	4,63	3,80	1,54	1,85	2,95	$5,38 \pm 0,11$	
7	Sinus, gestört, RPM	4,01	5,74	3,02	3,59	4,16	$6,26 \pm 0,13$	DV
8	Patientenkurve, MC	4,79	4,74	5,31	4,82	5,00	$6,97 \pm 0,15$	
9	Patientenkurve, RPM	4,16	5,06	3,52	3,85	3,44	$5,17 \pm 0,11$	DV

Die Ungenauigkeit in der Bestimmung des Volumens wurde ermittelt, in dem derselbe Datensatz mehrmals vermessen wurde. Aus den gemessenen Volumina wurde der Mittelwert bestimmt und die größte Abweichung der ermittelten Werte davon als Ungenauigkeit genommen.

Computertomographen im klinischen Betrieb dürfen in der Bildrekonstruktion eine maximale Ungenauigkeit von $\pm 20 \text{ HU}$ aufweisen. Dies wird in regelmäßigen Abständen kontrolliert und gegebenenfalls korrigiert, daher kann auch für den verwendeten Computertomographen diese Ungenauigkeit angenommen werden. Die Tragweite dieser ist von der in der Auswertung gewählten Fensterung abhängig (siehe Kapitel 1.4). Bei der Bestimmung der Volumina wurde aus Gründen der Reproduzierbarkeit immer dieselbe gewählt.

4.3 Diskussion der Ergebnisse

4.3.1 Ungestörte Bewegung

Messungen mit idealen ungestörten Bewegungen lieferten mit Triggerkorrektur in allen Fällen fehlerfreie Datensätze, siehe Abbildung 4.2 für die Rekonstruktion von Messung 1. In der Annahme, dass das RPM-System unter diesen Bedingungen exakt arbeitet, wird das anhand solcher Messungen ermittelte Volumen als korrekt angenommen. Es darf jedoch nicht außer Acht gelassen werden, dass die 50 % - Phase, also die Phase, in welcher die Bewegung das Minimum erreicht, nicht ausgewertet wurde. Es handelt sich also nicht um das vollständige Volumen.

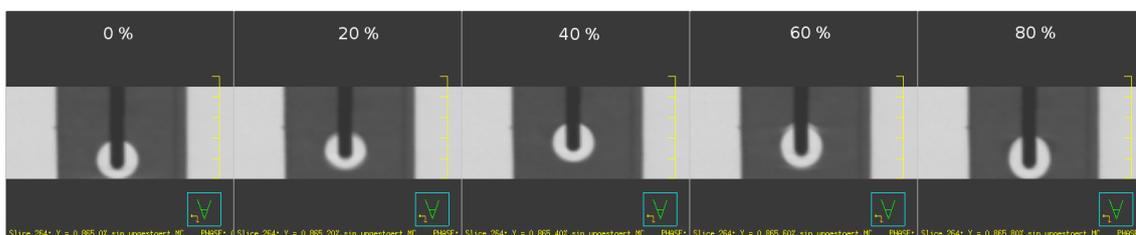


Abbildung 4.2: Ergebnis der Messung Nr. 1, es handelt sich um die 4D-CT-Aufnahme einer regelmäßigen, ungestörten, sinusförmigen Bewegung mit Triggerkorrektur.

Laut Tabelle 4.1 ist das Volumen $(7,60 \pm 0,16) \text{ cm}^3$. Entsprechende Messungen mit dem Mikrocontroller liefen auch fehlerfrei ab, erzeugten also keine Datenverluste, erbrachten jedoch in der Auswertung der Daten ein geringfügig anderes Volumen. Dies liegt daran, dass auch wenn die Perioden des Signals vom Mikrocontroller und der Bewegung des Phantoms gleich sind, meist eine Phasenverschiebung vorliegt. Eine zeitlich korrekte Sortierung der Bilder durch Triggerkorrektur ist möglich, jedoch befand sich während der Aufnahme der Bilder das Objekt an unvermuteter Stelle. Somit erscheint das Objekt in der Rekonstruktion zerschnitten oder gestaucht, wie es bei der 20 % Phase in Abbildung 4.2 leicht zu sehen ist. Eine Korrektur dessen wäre nur möglich, wenn man die Daten verändern würde, indem man die Bilder „zusammenschneidet“. Obwohl solche Ergebnisse fehlerhaft wirken, stimmt die Ausdehnung und sämtliche Phasen der Bewegung sind vorhanden. Eine Bestrahlungsplanung auf Grundlage solcher Daten ist absolut möglich.

Der geringfügige Unterschied der Volumina der Messungen 1 und 2 in Tabelle 4.1 liegt also daran, dass nicht sämtliche Phasen ausgewertet wurden, sondern 0 % bis

80 % in 20 % - Schritten. Bei einer exakten Messung wie Nr. 2 ist das gesamte Volumen im Wesentlichen bereits vollständig in den Phasen 0 % und 50 % enthalten, fehlt eine dieser beiden, ist die maximale Ausdehnung nicht bestimmbar. Ist die Bewegung zerstückelt, enthalten die rekonstruierten Phasen nicht die Informationen, die sie sollten. So kann es passieren, dass sich sämtliche Informationen über die Maxima oder Minima der Bewegung in zwei beliebigen Phasen befinden. Für die Ermittlung der vollständigen Bewegung aus den Ergebnissen einer solchen Messung müssen sämtliche Phasen ausgewertet werden. Die Abweichung ist aber auch so in einem Bereich, der in der Bestrahlungsplanung vom eingeplanten Sicherheitssaum kompensiert werden würde. Für eine reale Bestrahlungsplanung müssen aber selbstverständlich sämtliche Phasen in 10 % - Schritten ausgewertet werden.

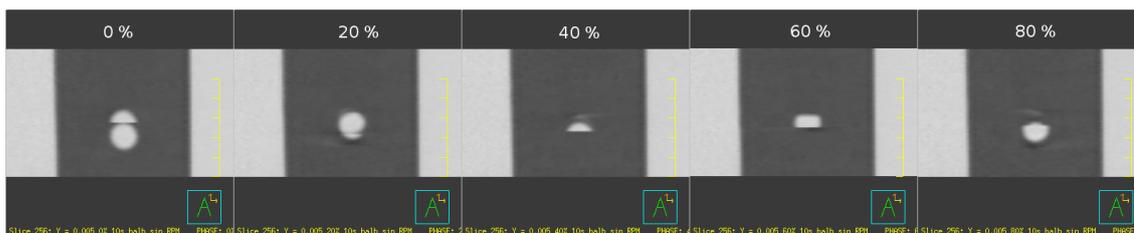
4.3.2 Gestörte Bewegung

RPM-System

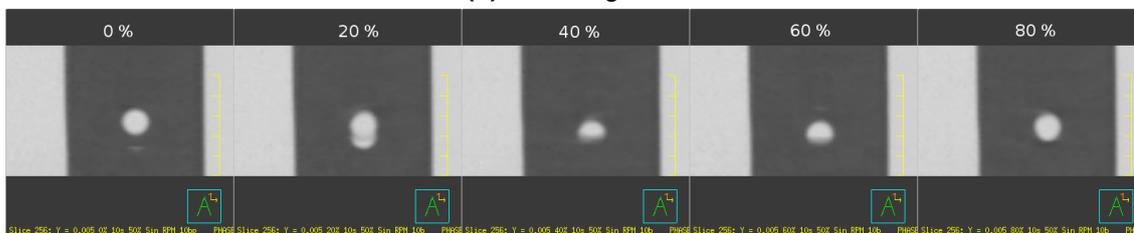
Zur Überprüfung der entwickelten Methode wurden Tests mit einer definierten Störung durchgeführt. Die in das Thorax-Phantom eingespielte Kurve ist in Abbildung 4.1 dargestellt. Es kommt ab einem definierten Zeitpunkt für 10 s zu einer Bewegung halber Amplitude und doppelter Frequenz. Das Ausmaß der Störung ist bemessen an den real auftretenden keine Besonderheit.

Messungen mit dem RPM-System ergaben in den meisten Fällen Datenverluste, dies war von der gewählten Sensibilität des Systems, des gewählten Aufnahmemodus und der Vorlaufzeit vor der Störung abhängig. Es ist nicht gelungen, eine Systematik festzustellen.

Bei Messung 6 kam es zu Datenverlust. Er passierte hier am Minimum der Ausdehnung, wie in Abbildung 4.3a zu sehen ist. Der Datensatz wäre wegen des Datenverlustes nur eingeschränkt für die Bestrahlungsplanung verwendbar. In diesem Fall müsste eine weitere, nicht 4D-CT durchgeführt werden, auf welche sich die Planung stützen könnte. Bei der Auswertung der Bilddaten erkennt man deutlich den Fehler, die Bewegung konnte nicht vollständig aufgezeichnet werden. Die Bestimmung des Volumens ergab $(5,38 \pm 0,11) \text{ cm}^3$. Je nachdem, ob der Verlust der Bewegung symmetrisch um den Schwerpunkt der Bewegung passiert ist, könnte mit einer aufgrund



(a) Messung Nr. 6



(b) Messung Nr. 7

Abbildung 4.3: Ergebnisse der gestörten Messungen mit RPM System. Gut zu erkennen ist der Datenverlust bei Messung 6.

dieses Datensatzes geplanten Bestrahlung vielleicht trotzdem das gesamte Volumen innerhalb des Sicherheitssaums liegen. Dies sind jedoch höchst spekulative Überlegungen. Obwohl es sich um eine definierte Messung gehandelt hat, ist auch hier nicht eruierbar, an welcher Stelle die Bewegung nicht vollständig erfasst wurde.

Bei Messung 7 in Tabelle 4.1 kam es nicht zu Datenverlust, das bestimmte Volumen weicht nicht viel von dem theoretisch bestimmten Wert von $7,73 \text{ cm}^3$ ab, sie verlief im Wesentlichen fehlerfrei. Jedoch ist dies kein reproduzierbares Verhalten der Systeme. Das Ergebnis einer solchen Untersuchung kann nur als fehlerfrei erkannt werden, wenn die volle Volumenausdehnung und die Größe des Objekts bekannt sind.

Mikrocontroller

Unter Verwendung des Mikrocontrollers, siehe Messungen 3, 4 und 5 in Tabelle 4.1 und Abbildung 4.4, konnte das Volumen gut erfasst werden. Die Werte sind jedoch etwas unterschiedlich. Es fällt außerdem auf, dass sich der größte Wert der Tabelle bei Messung 5 befindet. Wie bereits in Kapitel 4.3.1 gesagt, liegt auch hier bei angenommen gleicher Periode eine Phasenverschiebung zwischen der Bewegung des Phantoms und den Triggern vor. Weiters ändern sich während der Atemunregelmäßigkeit die Amplitude und Frequenz der Bewegung. Der CT erhält die ganze Zeit über ein kontinuierliches Triggersignal, auf welches die Aufnahme abgestimmt ist. Die tatsächliche

Position des Objekts ist jedoch eine vollkommen andere, somit erscheint das Objekt nach der Korrektur der Trigger zerschnitten. Es sind sämtliche Phasen vorhanden, jedoch an unvermuteter Stelle. Bei Messung 5 ist so in den ausgewerteten Phasen mehr Information über die Bewegung als bei einer idealen ungestörten. Daher ist das gemessene Volumen dieser Messung näher am theoretisch bestimmten Wert des Gesamtvolumens von $8,59 \text{ cm}^3$. Es hat sich als sinnvoll herausgestellt, die Periode des Triggersignals geringfügig größer als die reale Atemperiode zu wählen.

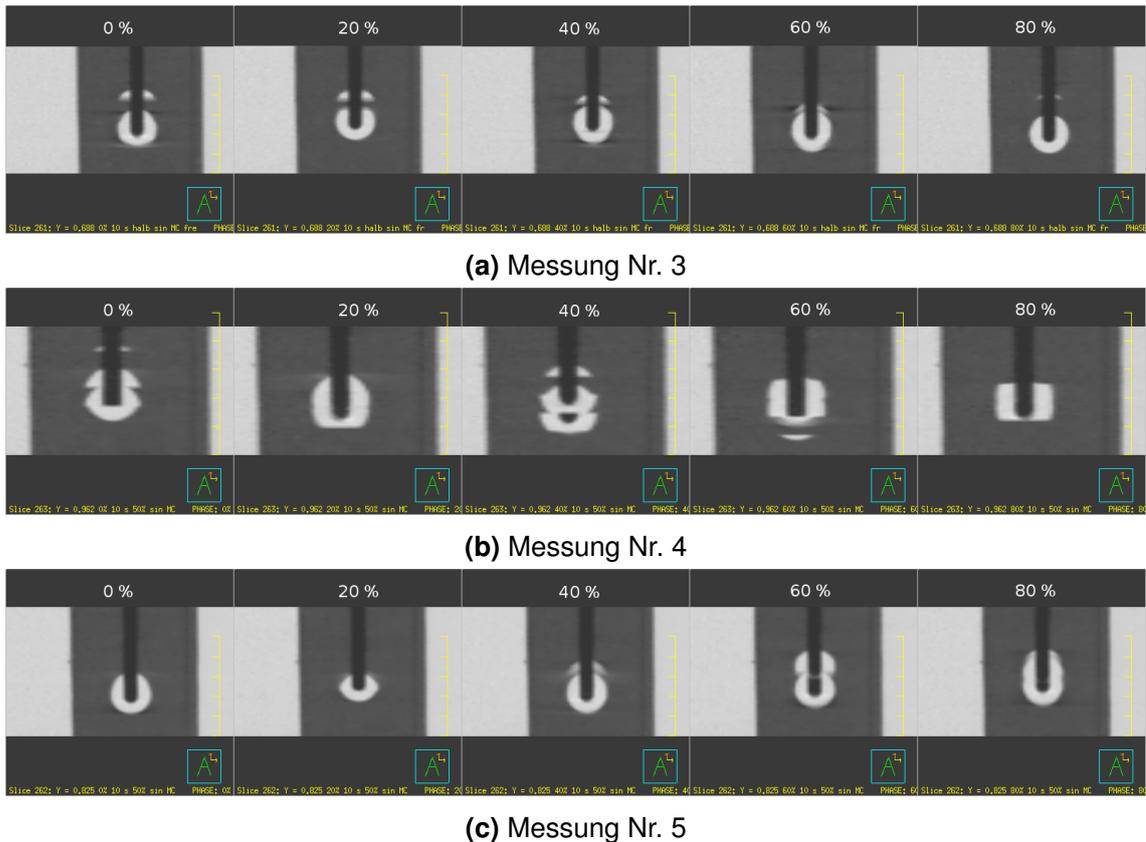


Abbildung 4.4: Ergebnisse der gestörten Messungen mit Mikrocontroller.

Das Volumen von Messung Nr. 4 ist kleiner als das berechnete. Hier kommt der oben genannte Umstand, der der Auswertung von Messung Nr. 5 zugute kam, negativ zu tragen. Die Information über die Ausdehnung befindet sich hier anscheinend in nicht ausgewerteten Phasen, was sogar mit freiem Auge durch Vergleich der Abbildungen 4.4b und 4.4c erkennbar ist.

Es kommt während der Unregelmäßigkeit zu einer Halbierung der Amplitude. Wird währenddessen vom CT der Bereich um das Minimum der Bewegung aufgenommen, sind diese Phasen in der Auswertung nicht vorhanden, da sie nicht erfasst wurden. Ein solcher Umstand kann bei der Untersuchung von Patientinnen oder Patienten

zurzeit nur während der Aufnahme erkannt werden, wenn zugleich das Livebild der Aufnahme und die Atmungserkennung beobachtet werden. Bei einer nachträglichen Auswertung der Atemkurve für eine Triggerkorrektur würde man im Vergleich mit den CT-Daten einen solchen Fehler zwar nachweisen können, eine Korrektur ist jedoch unmöglich, da keine Bilddaten der Phasen vorhanden sind. Dies war jedoch bei Messung 4 nicht der Fall.

Messung Nr. 3 hat fast genau das theoretisch bestimmte Volumen für die ausgewerteten Phasen von $7,73 \text{ cm}^3$. Das Objekt wirkt in der Rekonstruktion nur leicht zerschnitten, da hier der Fall eingetreten ist, dass sich der MC mit der Atembewegung fast in Phase befand. Dadurch konnte die Unregelmäßigkeit in der Bewegung sehr gut auch in der Bildgebung kompensiert werden.

Aus dem Zusammenspiel der beschriebenen Faktoren ergeben sich die abweichenden Volumina der Messungen 3, 4 und 5. Bei allen Messungen wurden sämtliche Phasen aufgezeichnet, lediglich die Information über die Bewegung befindet sich bei allen drei Messungen in verschiedenen Phasen.

Die Messungen mit der gestörten Sinuskurve zeigen als Folge der entwickelten Methode eine Minimierung der Fehler von der technischen Seite. Die Phasen, die durchlaufen werden, werden aufgezeichnet und die Daten sind in jedem Fall verwertbar, da kein Datenverlust passiert. Wenn jedoch Phasen nicht durchlaufen werden, sind diese auch in der Aufnahme nicht vorhanden und können, zumindest heute, noch nicht durch eine Rekonstruktionsmethode hinzugefügt werden.

Kommt es also bei einer CT, bei welcher diese Methode verwendet wird, zu sehr flacher Atmung während der Aufnahme um den Tumor aufgenommen wird, würde die Bewegung des Tumors im Brustkorb nicht aufgezeichnet werden können. Es käme aber unter keinen Umständen zu Datenverlusten, was bei der konventionellen Methode zu befürchten wäre, da bei flacher Atmung kein Trigger gesendet wird. Die Daten könnten also ausgewertet werden, und durch den Abgleich mit der Auswertung der Atemkurve würde der Fehler erkannt werden und somit die Ergreifung nötiger Schritte ermöglichen. Bei der konventionellen Methode, unter der Annahme, dass es zu keinem Datenverlust während der Aufnahme kommt, würden die unvollständigen Daten ausgewertet werden. Es würde eine Bestrahlung geplant werden, unter der Annahme, dass die Daten fehlerfrei sind.

Bei Atemunregelmäßigkeiten, bei welchen sämtliche Phasen durchlaufen werden, also Änderungen der Frequenz wie zum Beispiel Husten, ist bei der neuen Methode kein Verlust von Informationen über die Bewegung zu befürchten. Die Auswertung der Atemkurve ermöglicht eine Korrektur der Trigger und da das Objekt in den Bild-daten ohnehin meist zerstückelt erscheint, fällt eine solche Unregelmäßigkeit nicht weiter ins Gewicht. Die konventionelle Methode würde, wieder unter der Annahme, dass es nicht zu Datenverlusten kommt, bei einer Korrektur der Trigger ähnliche Bilder liefern.

Wie in Kapitel 1.5 beschrieben, kann als Folge einer Bestrahlung aufgrund von Daten, die das Gesamtvolumen nicht korrekt wiedergeben, ein Rezidiv auftreten. Diese sind, falls sie rechtzeitig erkannt werden, äußerst schwer therapierbar und bedeuten in jedem Fall negative Auswirkungen auf die Lebensdauer und -qualität des Patienten oder der Patientin.

4.3.3 Patientenkurven

Allgemeines zu Patientenkurven

Für realitätsnahe Tests der entwickelten Methode wurden Atemkurven früherer, missglückter, 4D-CT-Untersuchungen in das Thorax-Phantom eingespielt und nachgestellt. Es zeigte sich, dass Fehler des RPM-Systems nicht immer systematisch reproduzierbar sind. Das bedeutet, dass bei Verwendung mancher solcher Atemkurven nicht derselbe Fehler an derselben Stelle der Atemkurve hervorgerufen werden konnte, wie bei der ursprünglichen Untersuchung. Manchmal passierten Fehler reproduzierbar an anderer Stelle, manchmal traten bei Wiederholung der Messung verschiedene oder gar keine Fehler auf.

Solche Atemkurven eignen sich nicht für eine systematische Untersuchung, da ein undefinierter Fehler korrigiert wird. Andere Atemkurven ermöglichten eine systematische Reproduktion des Fehlers. Es liegt hierbei kein einfacher Zusammenhang zwischen der Art der Atemunregelmäßigkeit und der Reproduzierbarkeit im Experiment vor. Natürlich kann eine massive Atemunregelmäßigkeit ziemlich sicher einen reproduzierbaren Fehler hervorrufen, es ist jedoch nicht gesagt, dass eine unauffällige Un-

regelmäßigkeit sich nicht für Reproduzierbarkeit eignet.

Die Faktoren, die als beeinflussend identifiziert wurden, sind

- a) Dauer der Unregelmäßigkeit
- b) Ausmaß der Amplituden- und Periodenschwankung
- c) Regelmäßigkeit der normalen Atmung

Eine kurze, starke Unregelmäßigkeit kann vom RPM-System manchmal „übersehen werden“, genauso wie eine längere Unregelmäßigkeit schwachen Ausmaßes. Ein sehr wichtiger Faktor ist aber die normale Atmung. Atmet eine Patientin oder ein Patient überaus ruhig, fallen kurze Unregelmäßigkeiten weniger ins Gewicht, als bei ohnehin schon unruhiger normaler Atmung. Dafür wiegen bei dieser längere nicht so schwer. Es wirkt so, als ob das RPM-System sich auf die Atmung einstellen würde, bei unruhiger Atmung ist dies schwer möglich und lange Unregelmäßigkeiten werden als normale Atmung behandelt. Der genaue Algorithmus, nach dem das RPM-System arbeitet ist jedoch nicht veröffentlicht und daher unbekannt. Es handelt sich hierbei jedoch nur um Erfahrungswerte, es konnte keine Systematik festgestellt werden. Bei unruhiger normaler Atmung kann jederzeit ein Fehler passieren, der nicht mehr reproduziert werden kann. Genauso kann bei sehr ruhiger Atmung eine massive Atemunregelmäßigkeit manchmal übersehen werden und manchmal nicht.

Eine Atemkurve, die reproduzierbare Datenverluste liefert, ist die der 4D-CT-Untersuchung, dargestellt in Abbildung 2.1. Die Atemkurve selbst ist in Abbildung 2.2 zu finden. Diese wurde für die hier beschriebene Untersuchung verwendet.

Auch hier wurde eine Amplitude der Bewegung von $\pm 7 \text{ mm}$ verwendet, somit ist das Maximalvolumen auch hier $8,59 \text{ cm}^3$ und das ideale Volumen der ausgewerteten Phasen $7,73 \text{ cm}^3$.

RPM-System

Tests mit dem RPM-System lieferten denselben Datenverlust wie die reale Untersuchung, wie in Abbildung 4.5 zu sehen ist. Die ausgewertete Messung wurde so abgestimmt, dass der Datenverlust, siehe Abbildung 2.2, im Bereich des Objekts passiert

ist. Das Volumen wurde laut Tabelle 4.1 zu $(5,17 \pm 0,11) \text{ cm}^3$ bestimmt.

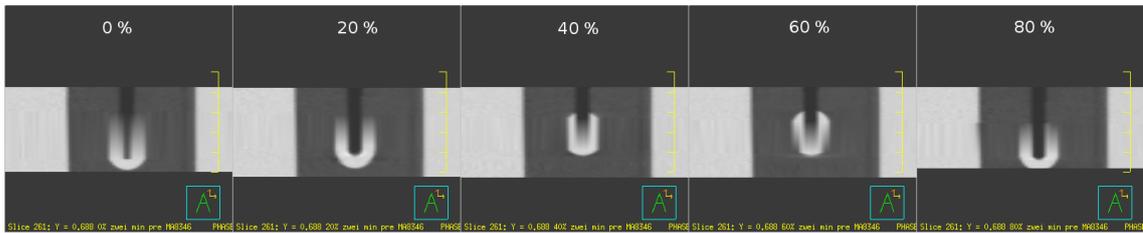


Abbildung 4.5: Ergebnis der Messung mit der Patientenkurve der 4D-CT in Abbildung 2.2 mit RPM-System.

Mikrocontroller

Entsprechend den Ergebnissen in Kapitel 4.3.2, verlief die CT unter Verwendung der entwickelten Methode ohne Datenverlust, wie in Abbildung 4.6 zu sehen ist. Nach der Triggerkorrektur wurde das Volumen zu $(6,97 \pm 0,15) \text{ cm}^3$ bestimmt und ist somit etwas kleiner als die theoretisch bestimmten Werte. Da auch hier nicht sämtliche Phasen ausgewertet wurden, wurde in der Bestimmung des Volumens nicht die gesamte Bewegung berücksichtigt. Es kann jedoch davon ausgegangen werden, dass die gesamte Bewegung aufgezeichnet wurde, da es bei der Unregelmäßigkeit zu keiner Änderung der Amplitude kommt.

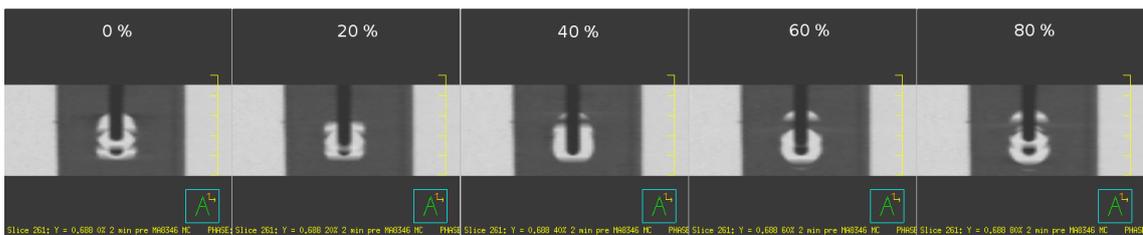


Abbildung 4.6: Ergebnis der Messung mit der Patientenkurve der 4D-CT in Abbildung 2.2 mit Mikrocontroller.

Die Ergebnisse dieser Untersuchung deuten darauf hin, dass die entwickelte Methode ein deutlich verbessertes Verhalten der Datenerfassung bei Atemunregelmäßigkeiten, im Vergleich zur konventionellen Methode, ermöglicht.

4.4 Diskussion der Unsicherheiten

Die Angabe von relevanten Unsicherheiten hat sich als äußerst schwierig erwiesen, da es unmöglich ist, Messungen ident zu reproduzieren. Daher kann keine gemessene oder berechnete Unsicherheit für die CT-Daten angegeben werden, lediglich die den Auflagen für den klinischen Betrieb angegebene von ± 20 HU. Bemessen an der Hounsfield-Skala handelt es sich hier um eine sehr kleine Schwankung, die jedoch je nach gewählter Fensterung mehr oder weniger zu tragen kommt. Für Untersuchungen der Lunge wird ein Fenster von -1400 bis 200 HU gewählt (da es keine CT-Zahlen unter -1000 gibt, bildet die dunkelste Schattierung im Bild nicht schwarz, sondern der Grauton, der -1000 HU zugeordnet wurde), also von 1600 HU. Die Schwankung bei der Aufnahme entspricht so einer Ungenauigkeit von $1,25\%$.

Die Bestimmung einer statistischen Abweichung wurde erwogen, aber als zu zeit- aufwändig verworfen. Die Dauer einer 4D-CT einer 30 s langen Atemkurve beträgt, wenn man routiniert ist, etwa drei bis vier Minuten. Jedes Mal muss das Phantom neu gestartet werden und ein neuer Eintrag in der Software des RPM-Systems und des Computertomographen erstellt werden. Weiters muss ein zwei Minuten dauernder Vorlauf des Phantoms eingeplant werden, damit der Computertomograph anlaufen kann. Die Rekonstruktion der aufgenommenen Daten dauert pro Phase etwa fünf Minuten. Bei fünf benötigten Phasen für eine Auswertung dauert die Erstellung der Bild- daten für einen Datensatz, der nicht korrigiert werden muss, im Idealfall etwa 30 Minuten. Die Dauer der Auswertung ist abhängig von der Genauigkeit, mit der gearbeitet wird. Um eine relevante Unsicherheit zu erhalten, müsste immer mit der Genauigkeit des klinischen Betriebs gearbeitet werden, was pro Datensatz dieser Größe etwa 30 bis 60 Minuten bedeutet. Um also eine für statistische Auswertungen relevante Menge an Daten zu sammeln, müsste ein immens hoher Zeitaufwand betrieben werden. Da im klinischen Betrieb auch ohne Angabe eines solchen Fehlers gearbeitet wird, weil Untersuchungen nicht wiederholt werden, wurde auf die Erhebung dieser Unsicherheit verzichtet.

Bei der Auswertung der CT-Daten wird im Planungsprogramm „Pinnacle³“ Phase für Phase die Ausdehnung des Objekts bzw. des Tumors manuell markiert. Man arbeitet hier im Pixelbereich, damit ist gemeint, dass die Markierung auf einen Pixel genau gezogen werden kann, die tatsächliche Begrenzung des Objekts aber nicht genau definierbar ist. Ein solcher Sachverhalt wurde in Abbildung 4.7 dargestellt. Um die

dadurch hervorgerufene Ungenauigkeit bestimmen zu können, wurde ein Datensatz mehrmals vermessen. Es wurde jedes Mal die sichtbare Ausdehnung markiert und das Volumen bestimmt. Die größte Abweichung wurde als Ungenauigkeit genommen. Konkret wurde diese zu $\pm 2,1\%$ bestimmt.

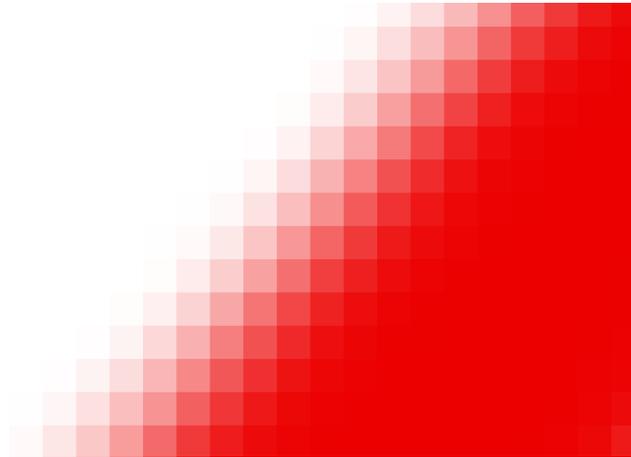


Abbildung 4.7: Darstellung einer undefinierten Abgrenzung im Pixelbereich.

Kapitel 5

Zusammenfassung

Es wurde eine Methode entwickelt, die das Auftreten von Datenverlusten und Fehlern aufgrund von Unregelmäßigkeiten in der Atmung bei einer 4D-CT vermeidet. Hierzu wird ein regelmäßiger Trigger, unabhängig von der realen Atembewegung, während der Aufnahme an den Computertomographen gesendet. Die Atembewegung wird aufgezeichnet und nachträglich ausgewertet, um eine Korrektur der Daten zu ermöglichen. Siehe Kapitel 3 für eine ausführliche Beschreibung der Methode und der Auswertung der Atemkurve.

Es wurden Messungen mithilfe eines Thorax-Phantoms (siehe Kapitel 2.3.2) durchgeführt. Das theoretische Gesamtvolumen der Bewegung wurde zu $8,59 \text{ cm}^3$ bestimmt, das Volumen der ausgewerteten Atemphasen zu $7,73 \text{ cm}^3$. Die Ergebnisse der Messungen sind in Tabelle 4.1 angeführt.

Untersuchungen mit einer ungestörten Bewegung zeigten wie erwartet fehlerfreie Datensätze, siehe dazu Kapitel 4.3.1. Daraufhin wurden Messungen mit einer definierten Störung durchgeführt. Ergebnisse mit der konventionellen Methode zeigten die zur Zeit bestehenden Probleme auf, wohingegen die der neuen Methode datenverlustfrei sind, und das Volumen der Bewegung gut erfassten. Siehe dafür Kapitel 4.3.2.

Tests mit der Atembewegung, die einer misslungenen 4D-CT entnommen wurde (siehe Abbildung 2.1), konnten mit der konventionellen Methode den Datenverlust reproduzieren, wie in Abbildung 4.5 zu sehen ist. Mit der entwickelten Methode konnte eine fehlerfreie Messung durchgeführt (Abbildung 4.6), und das Volumen der ausgewerteten Phasen zu $6,97 \pm 0.15 \text{ cm}^3$ bestimmt werden. Siehe Kapitel 4.3.3.

Abbildungsverzeichnis

1.1	Darstellung des elektromagnetischen Spektrums. <i>Quelle: [de.Wikipedia.com - Elektromagnetische Welle]</i> © Horst Frank / Phrood / Anony, Lizenz: [Creative-Commons] - Attribution-ShareAlike 3.0 Unported	2
1.2	Versinnbildlichung eines Elektronenübergangs im Wasserstoffatom anhand des Bohrschen Atommodells. <i>Martin Kupper</i>	3
1.3	Schematische Darstellung einer Röntgenröhre. <i>Quelle: [de.Wikipedia.com - Röntgenröhre]</i> , Author: Hmilch, Lizenz: <i>Public Domain by Author</i> . . .	4
1.4	Schematische Darstellung der onkologischen und strahlentherapeutischen Volumina. <i>Martin Kupper</i>	9
1.5	Anhand einer CT-Untersuchung markierte Onkologische und geplante strahlentherapeutische Volumina. <i>Quelle: Universitätsklinikum für Radiologie und Strahlentherapie Graz</i>	10
1.6	Deponierte Strahlendosen anhand der Planung in Abbildung 1.5. <i>Quelle: Universitätsklinikum für Radiologie und Strahlentherapie Graz</i> . . .	10
1.7	Schematische Darstellung einer Spiral-CT. <i>Quelle: [de.Wikipedia.com - Computertomographie]</i> © Nevit Dilmen, Lizenz: [Creative-Commons] - Attribution-ShareAlike 3.0 Unported	12
1.8	Versinnbildlichung des Pitch-Faktors. <i>Martin Kupper</i>	12
1.9	Darstellung der Schwächung eines Strahls bei Durchdringung eines Objekts. <i>Martin Kupper</i>	14
1.10	Erläuterung der Atemphasen. <i>Martin Kupper</i>	16
1.11	Schematische Darstellung der Funktionsweise einer 4D-CT. ©Ford, <i>Vedam</i>	17
1.12	Datensatz einer 4D-CT Untersuchung. <i>Quelle: Universitätsklinikum für Radioonkologie und Strahlentherapie Graz</i>	19
1.13	Darstellung der Bewegung eines Bronchialkarzinoms. <i>Quelle: Fig 4 [17]</i>	20

2.1	Datensatz einer misslungenem 4D-CT Aufnahme mit Datenverlust aufgrund von unregelmäßiger Atmung. <i>Quelle: Universitätsklinikum für Radioonkologie und Strahlentherapie Graz</i>	26
2.2	Ausschnitt der Atemkurve der 4D-Computertomographie in Abbildung 2.1. <i>Martin Kupper</i>	27
2.3	Das Ergebnis einer 4D-CT-Aufnahme einer regelmäßigen, ungestörten, sinusförmigen Bewegung ohne Triggerkorrektur. <i>Martin Kupper</i>	28
2.4	Das verwendete Toshiba Aquilion V.3. <i>Martin Kupper</i>	29
2.5	Die mechanischen Komponenten des RPM Systems. <i>Martin Kupper</i> .	30
2.6	Oberfläche des RPM Systems. <i>Quelle: [varian.com]</i>	30
2.7	CIRS Dynamic Thoraxphantom. <i>Quelle 2.7a: [cirsinc.com]. Quelle 2.7b: Martin Kupper</i>	32
2.8	Oberfläche der CIRS-Phantom Software. <i>Martin Kupper</i>	32
3.1	Bildschirmfoto des Oszilloskops während der Messung des Triggersignals. <i>Martin Kupper</i>	34
3.2	Der verwendete C-Control PRO Mega 128 auf dem C-Control Project-board Pro mit angeschlossenem Koaxialkabel. <i>Martin Kupper</i>	34
3.3	Die graphische Oberfläche des Auswerteprogramms. <i>Martin Kupper</i> .	35
3.4	Darstellung des Findens der Trigger für die 80 % Phase. <i>Martin Kupper</i>	36
3.5	Darstellung des Findens der Trigger für die 30 % Phase. <i>Martin Kupper</i>	37
4.1	Die eingespielte, „ideal gestörte“ Kurve. <i>Martin Kupper</i>	39
4.2	Das Ergebnis einer 4D-CT-Aufnahme einer regelmäßigen, ungestörten, sinusförmigen Bewegung mit Triggerkorrektur. <i>Martin Kupper</i>	42
4.3	Gestörte Messungen mit RPM-System. <i>Martin Kupper</i>	44
4.4	Gestörte Messungen mit MC. <i>Martin Kupper</i>	45
4.5	Ergebnis der Messung mit der Patientenkurve der 4D-CT in Abbildung 2.2 mit RPM-System. <i>Martin Kupper</i>	49
4.6	Ergebnis der Messung mit der Patientenkurve der 4D-CT in Abbildung 2.2 mit Mikrocontroller. <i>Martin Kupper</i>	49
4.7	Darstellung einer undefinierten Abgrenzung im Pixelbereich. <i>Martin Kupper</i>	51

Literaturverzeichnis

- [1] *Le Système international d'unités*, Internationales Einheitensystem, 8.Ausgabe, bipm.org - La brochure sur le SI
- [2] *Taschenbuch der Physik*, Host Stöcker, 5.Auflage, Verlag Harri Deutsch
- [3] *Laser: Bauformen, Strahlführung, Anwendungen*, J. Eichler, H.J. Eichler, 4.Auflage, Springer Verlag
- [4] *Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes*, Hanno Krieger, 2.Auflage, Teubner Verlag
- [5] *Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten*, J. Radon, Berichte über die Verhandlungen der Königlich Sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften zu Leipzig. Mathematisch-Physische Klasse 69, 262 - 277 (1917)
- [6] *Die Radon-Transformation und ihre Anwendungen in Theorie und Praxis*, R. Fischer, Eichstätter Kolloquium zur Didaktik der Mathematik. Bd. 25 (2009)
- [7] *Brockhaus Enzyklopädie Band 13*, F.A. Brockhaus, 19. Auflage, F.A. Brockhaus Mannheim
- [8] *Brockhaus Enzyklopädie Band 22*, F.A. Brockhaus, 19. Auflage, F.A. Brockhaus Mannheim
- [9] *Brockhaus Enzyklopädie Band 4*, F.A. Brockhaus, 19. Auflage, F.A. Brockhaus Mannheim
- [10] *Radiologie*, G.W. Kaufmann, E.Moser, R.Sauer, 3. Auflage Urban & Fischer
- [11] *Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy (Report 50)*, International Commission on Radiation Units and Measurements [icru.org - Report 50]
- [12] *Toshiba Aquilion ONE* [toshiba-medical.at - Aquilion ONE]

- [13] *Stereotactic body radiotherapy for early-stage non-small-cell lung cancer: report of the ASTRO Emerging Technology Committee*, Mark K. Buyyounouski, M.D., M.S., Peter Balter, Ph.D., Brett Lewis, M.D., Ph.D., David J. D'Ambrosio, M.D., Thomas J. Dilling, M.D., Robert C. Miller, M.D., Tracey Scheffer, M.D., Wolfgang Tome, Ph.D., Eleanor E. R. Harris, M.D., Robert A. Price, Jr., Ph.D., Andre A. Konski, M.D., M.B.A., and Paul E. Wallner, D.O., *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 78, No. 1, pp. 3–10, 2010, Copyright 2010 Elsevier Inc.
- [14] *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, ICRP Publication 103, [icrp.org - ICRP Publication 103]
- [15] *Sources and effect of ionizing radiation*, United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UNSCEAR 2008 Report to the General Assembly, with scientific annexes [unscear.org - UNSCEAR 2008 Report]
- [16] *Europäisches Medizinproduktegesetz* [ec.europa.eu - Medical devices]
- [17] *Precise and real-time measurement of 3D tumor motion in lung due to breathing and heartbeat, measured during radiotherapy*. Seppenwoolde, Y., Shirato, H., Kitamura, K., Shimizu, S., van Herk, M., Lebesque, J.V., Miyasaka, K.: *Int J Radiat Oncol. Biol Phys* 53, 822–834 (2002)
- [18] *Toshiba Aquilion Produktseite* [toshiba-medical.at - Aquilion LB]
- [19] *Varian Real-time Position Management System Productpage* [varian.com - RPM System]
- [20] *CIRS - Dynamic Thorax Phantom Productpage* [cirsinc.com - dynamic-thorax-phantom]
- [21] *C-Control PRO, die Mikrocontroller Lösung*, Conrad Electronics [conrad.at - C-Control PRO]
- [22] *Pinnacle³ - Radiation therapy planning system*, Philips [www.healthcare.philips.com - pinnacle3]
- [23] *The effect of irregular breathing patterns on internal target volumes in four-dimensional CT and cone-beam CT images in the context of stereotactic lung radiotherapy*, N. Clements, T. Kron, R. Franich, L. Dunn, P. Roxby, Y. Aarons, B. Chesson, S. Silva, D. Duplan, D. Ball, *Med. Phys.*, Vol. 40, No.2, Feb 2013