



Markus Holzmannhofer, BSc

**Vergleich adaptiver Berechnungstools
von Bestrahlungsplanungssystemen
mittels digitaler Phantomdaten**

MASTERARBEIT

zur Erlangung des akademischen Grades

Diplom-Ingenieur

Masterstudium Technische Physik

eingereicht an der

Technischen Universität Graz

Betreuer

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

Institut für Materialphysik

EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG

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.

Datum

Unterschrift

Vorwort

Als mir das Thema dieser Masterarbeit angeboten wurde, dachte ich zunächst: „Trotz einiger familiärer Überschneidungen mit dem Thema und zweier Praktika in einem ähnlichen Bereich - bin ich überhaupt geeignet, um über so ein komplexes Thema zu schreiben?“ Mein Wunsch war es durchaus über gesellschaftlich Relevantes zu schreiben, ich wollte immer mit Menschen zu tun haben, aber musste es gleich die Strahlentherapie sein? Meine persönliche Erfahrung damit ging gegen Null, und ich konnte mir auch ehrlich gesagt nicht wirklich vorstellen, was hier von mir verlangt werden wird.

Bei meinem ersten Besuch am Universitätsklinikum für Strahlentherapie und Radioonkologie wurden meine Bedenken aber weitestgehend zerstreut. Nach einer kurzen Vorstellungsrunde durch die Räume der Bestrahlungsplanung diskutierten wir, wie man das Thema am besten angehen könnte und ich merkte, dass hier zu Beginn weniger Fachwissen als innovative Lösungsvorschläge gefragt waren. Die Black Boxes der verwendeten Tools auch nur ein klein wenig öffnen oder zumindest ihre Arbeitsweise evaluieren zu können, war Motivation genug, vollkommen neue Wege und Methoden zu erarbeiten.

Der Weg bis zum eigenen virtuellen Phantom und die Hintergründe in den Dateien richtig zu verstehen, war ein steiniger und langwieriger. Vieles wurde ausprobiert und sofort wieder verworfen. In dieser Arbeit werden hauptsächlich Thesen präsentiert, deren absolute Richtigkeit nicht immer bewiesen werden kann. Aber sie bietet Raum für weiterführende Arbeiten, um die Strahlentherapie in Zukunft noch effizienter zu gestalten.

Danksagung

Ich möchte mich sehr herzlich bei den Mitarbeitern¹ des Universitätsklinikums für Strahlentherapie und Radioonkologie, den Ärzten, Physikern und Radiotechnologen für die Zeit, die Unterstützung und auch die gute Aufnahme bedanken. Besonderer Dank gilt dabei meiner Betreuerin vor Ort, Dr. Brigitte Zurl, insbesondere dafür, dass ich jederzeit mit Rat und Tat unterstützt wurde. Weiterer Dank gilt Ao. Univ.-Prof. Dr. Wolfgang Birkfellner von der Universität Wien für so manch gute Idee.

Herzlich möchte ich mich auch bei meinem Betreuer von der TU Graz, Assoc. Prof. Dipl.-Phys. Dr. rer. nat. Wolfgang Sprengel, bedanken, der mir erst zu diesem spannenden Thema verholfen hat und immer ein offenes Ohr für mich hatte.

Besonderer Dank gilt natürlich meinen Freunden und meiner Familie, die mir immer wieder durch viele konstruktive Gespräche Ideen zu dem Thema geliefert haben.

Markus Holzmannhofer

¹Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wurde auf die gleichzeitige Verwendung männlicher und weiblicher Personenbezeichnungen verzichtet. Sämtliche Formen umfassen beide Geschlechter gleichermaßen.

Kurzfassung

In der vorliegenden Masterarbeit werden Bestrahlungsplanungstools, wie sie am Universitätsklinikum für Strahlentherapie und Radioonkologie der Medizinischen Universität Graz verwendet werden, evaluiert und verglichen. Besonders wird dabei auf die Tools „Pinnacle“ und „Eclipse“ eingegangen. Mittels Matlab-Programm werden dazu mehrere digitale CT-Phantome erstellt, welche unterschiedliche Grade der Verzerrung eines Testbildes widerspiegeln. Die gewählten Strukturen sind so konstruiert, dass eine den Verlauf einer definierten Dichte verfolgt und die zweite einen definierten Rahmen besitzt, in ihrer Dichte aber inhomogen ist. Zur Evaluierung werden vier Testszenarien geschaffen, welche Schwierigkeiten und Versagen der Tools dokumentieren sollen und eventuell Rückschlüsse auf die Funktionsweise der Tools gewähren. Dabei werden bei allen Versuchen sowohl rigide als auch deformierbare Registrierungen angewendet und unabhängig voneinander ausgewertet. Es zeigt sich zunächst, dass die Systeme unterschiedliche Arten der Interpolation zwischen den Schichten verwenden, was sich in geringen Änderungen von Volumen und HU-Zahl (= Hounsfield units) äußert. Bei rigider Registrierung zeigen sich zumindest noch sehr ähnliche Verläufe in den Versuchen, bei deformierbarer Registrierung sind starke Unterschiede in der Herangehensweise der Systeme erkennbar. In dieser Arbeit kann allerdings nicht darauf geschlossen werden, welches der Systeme besser arbeitet, es kann nur eine teils große Differenz in den Ergebnissen der exakt gleich durchgeführten Versuche festgestellt werden.

Abstract

This master thesis evaluates radiation planning tools, like they are used at University Hospital for radiotherapy and radiooncology in Graz and provides a comparison between them. Therefore a focus lies on the tools „Pinnacle“ and „Eclipse“. Several digital CT-phantoms were created with a Matlab-program, they all represent different modes of distortion of a test image. The chosen structures in the phantoms were constructed, that one follows a defined density and the other one represents a fixed scope, which is unsteady in its density. For evaluation four test scenarios were designed, which should report the challenges and failure of the tools and eventually give information about their functionality. All test scenarios were calculated with rigid and deformable image registration and were analysed independently. The first discovery is, that the programs work with different interpolations between the slices, what gives small changes in volume and HU-rate. With rigid registration all test scenarios show similar progresses, with deformable image registration the tools differ much in their approach. It is not possible to work out in this thesis which tool works better, it is only possible to determine a partly large difference in the results the tools provide within exact similarly executed scenarios.

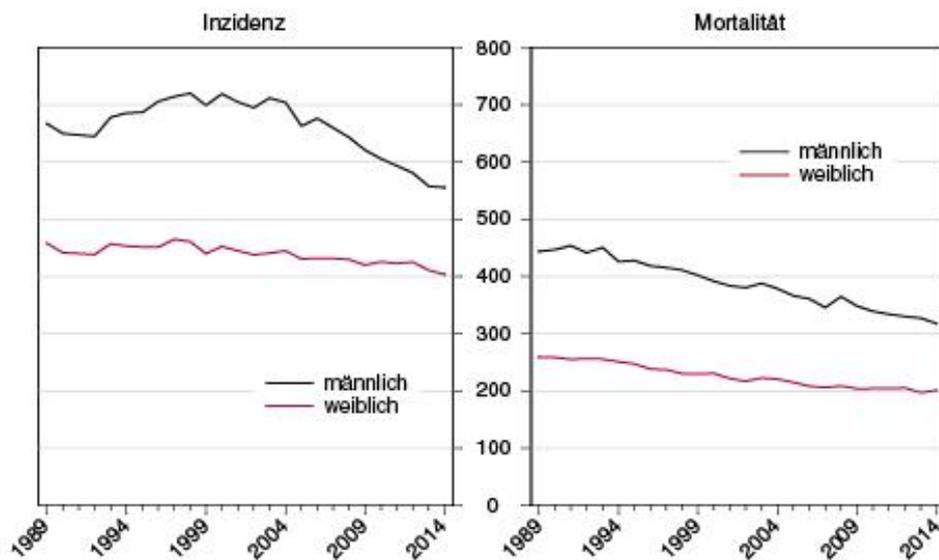
Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Adaptive Strahlentherapie	2
2	Grundlagen	3
2.1	Grundlagen der Strahlenphysik	3
2.1.1	Photoionisation	3
2.1.2	Compton-Effekt	3
2.1.3	Paarbildung	4
2.1.4	Dosisgrößen	6
2.2	Grundzüge einer strahlentherapeutischen Behandlung	6
2.2.1	Computertomographie	6
2.2.2	Detektoren	7
2.2.3	Bildentstehung	8
2.2.4	DICOM-Dateien	9
2.3	Konventionelle Strahlentherapie	10
2.4	Bilddatensätze für die Adaptive Strahlentherapie	11
2.5	Bestrahlungsplanungssysteme	12
3	Methoden	14
3.1	Phantom-Erstellung	14
3.2	Bilder/ROIs/Verzerrung	16
3.3	Bildwege	22
3.3.1	Elastische Verzerrung	23
3.3.2	Verzerrung mit inhomogener Schrittweite in x-Richtung	23
3.3.3	Schritt für Schritt-Auflösung des Verzerrungsprozesses mit inhomogener Schrittweite	24
3.3.4	Verzerrung mit homogener Schrittweite	24
3.4	Fehleranalyse	25
4	Ergebnisse	26
4.1	Elastische Verzerrung	26
4.1.1	Auswertung	28
4.1.2	Inverse Konsistenz	30
4.2	Verzerrung mit inhomogener Schrittweite	31
4.2.1	Auswertung	34
4.3	Schritt für Schritt-Auflösung	37
4.3.1	Auswertung	40
4.4	Verzerrung mit homogener Schrittweite	42
4.4.1	Auswertung	45
4.5	BrainLab iPlan	47
4.6	Fehlerauswertung Verzerrungen mit homogener und inhomogener Schrittweite	50
5	Diskussion	52
6	Zusammenfassung	55
	Abbildungsverzeichnis	56
	Literatur	57

1 Einleitung

Das Thema Strahlentherapie und Krebs wird wohl niemals ein einfaches sein, weder für Betroffene noch für deren Angehörige. Trotz zahlreicher Forschungsansätze und mittlerweile sehr fortschrittlichen Behandlungsmethoden stirbt weltweit beinahe jeder Sechste direkt oder an Folgeerscheinungen dieser vielfältig auftretenden Erkrankung (siehe Factsheet der WHO vom Februar 2017). Erkrankte Prominente gehen mittlerweile teilweise sehr offen mit dieser Last um und machen so den Tumor zu dem, was er eigentlich schon ist: ein Teil von ihnen. Die so erfolgte Enttabuisierung hilft dabei der Öffentlichkeit die Scheu zu nehmen und wird zudem durch Aufklärungsmaßnahmen und Events sprichwörtlich ins Rampenlicht gestellt. Sei es nun die pinke Schleife des „breast cancer awareness day“ oder das Tragen von Schnurrbärten im November, dem sogenannten „Movember“, der das Bewusstsein von Prostata- und Hodenkrebs schärfen soll. Krebs und die damit verbundene Behandlung finden selbst den Weg in die moderne Pop-Kultur. Der von der Produktionsfirma MARVEL™ geschaffene Superheld „Deadpool“ muss erst unheilbar an Krebs erkranken, um bei der fragwürdigen Behandlung schließlich mit Superkräften ausgestattet zu werden.

Trotzdem ist und bleibt eine Krebserkrankung natürlich ein ernstes Thema, und verzeichnete alleine im Jahr 2014 in Österreich 38.908 Neuerkrankungen (siehe Statistik Austria-Auswertung). Durch die mittlerweile stark verbesserte Aufklärung und Behandlung sind in absoluten Zahlen Inzidenz und Mortalität rückläufig (siehe Abbildung 1). Durch multimodale Behandlungsstrategien alleine oder in Kombination mit Chirurgie, Chemotherapie/Immuntherapie und Strahlentherapie können heute deutliche Erfolge erzielt werden. Trotz allem ist Krebs aber nach wie vor die zweithäufigste Todesursache weltweit.



Q: STATISTIK AUSTRIA, Österreichisches Krebsregister (Stand 15.11.2016) und Todesursachenstatistik.
Erstellt am 28.11.2016.

Abbildung 1: Alle Malignome im Zeitverlauf auf altersstandardisierte Raten auf 100.000 Personen (EUR13-Weltbevölkerung)

Eine der drei Behandlungssäulen ist dabei die Strahlentherapie, die sich auf eine fokussierte Bestrahlung des Tumors mittels Photonen, Elektronen oder Protonen und Schwerionen und die damit verbundenen Zellzerstörung stützt. Knapp 50 % aller Krebsinzidenzen werden mit Strahlentherapie behandelt. Da gesundes Gewebe möglichst vor den Strahlen geschützt werden muss, ist eine Strahlenbehandlung genauestens zu planen. In der Universitätsklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie in Graz sind derzeit fünf Beschleuniger in Betrieb, um die hohe Nachfrage an strahlentherapeutischen Behandlungen abdecken zu können.

Zur Lokalisation der Tumorzellen werden zunächst immer Computertomografie (CT)-Bilder herangezogen, auf Basis deren ein Bestrahlungsplan erstellt wird. Nun ist es oftmals nicht mit einem Bestrahlungsdurchgang getan und der Patient muss sich in einem Bestrahlungszyklus, sogenannten fraktionierten Bestrahlungen, bei der die Gesamtdosis in einzelnen Teildosen täglich verabreicht wird, von meist mehreren Wochen immer wieder einer Bestrahlung unterziehen. Da es in diesen langen Zeitspannen oftmals zu Veränderungen des Gewebes kommt, sei es durch Gewichtsverlust, dem sogenannten Tumorshrinking (Schrumpfen des Tumors) oder Organveränderungen wird eine neuerliche Planung der weiteren Behandlung erforderlich.

1.1 Adaptive Strahlentherapie

Vor der adaptiven Strahlentherapie werden wieder Schnittbilder am CT erstellt und die Veränderung mittels Zusammenführung des aktuellen Bestrahlungsplans mit den neuen Bildern begutachtet. Als Maßnahme wird zumeist ein neuer Bestrahlungsplan errechnet und mit der bereits verabreichten Dosis aufsummiert. Dies kann mehrmalig in einer Bestrahlungsserie erfolgen und erfordert ein Management der vielen Bilddatensätze und vor allem eine genaue Kenntnis der immer wieder neu angepassten Dosis sowohl im Tumor als auch in den angrenzenden Risikoorganen.

Strategien, die diese Veränderungen schnell und effizient berechnen lassen, fehlen noch als Gesamtlösung. So werden zwar in den Bestrahlungsplanungssystemen einzelne hilfreiche Tools gepflegt, die aber eine einfache schnelle Adaption an neue veränderte Bestrahlungssituationen insgesamt noch nicht liefern. Ein solches Tool ist das Management der Bilddatensätze, das in jedem Planungssystem anders gelöst ist und die Registrierung (Adaption der Strukturen) zwischen den einzelnen Bildern mehrerer Bilddatensätze ermöglicht. Mit der Analyse der Tools und dem Erstellen von Qualitätskriterien für die Registrierung soll sich diese Arbeit ausführlich beschäftigen.

2 Grundlagen

2.1 Grundlagen der Strahlenphysik

Teilchenstrahlung findet in der modernen Strahlentherapie doppelte Anwendung. Einerseits wird mittels Röntgenstrahlen eine Visualisierung der betroffenen Regionen vorgenommen, andererseits kann mit gezielten Strahlenfeldern (zumeist Photonen, Elektronen, Protonen oder Schwerionen) Gewebe so beeinflusst werden, dass es schließlich zerstört wird. Die gebräuchlichste Strahlenart in der Strahlentherapie sind dabei Photonen, die auf drei verschiedene Arten mit einem Körper interagieren:

- Photoionisation
- Compton-Effekt
- Paarbildung

Eine Unterscheidung ist quantitativ hinsichtlich der Energien des einfallenden Quants und der Interaktionsprodukte möglich.

2.1.1 Photoionisation

Albert Einstein beschrieb diesen Effekt erstmals 1905 als Wechselwirkung zwischen Photon und Elektron. Durch das einfallende Röntgenquant wird ein Elektron aus der Atomhülle gestoßen (siehe Abbildung 2). Das Röntgenquant wird absorbiert und gibt seine Energie vollständig an das Elektron ab. Um einen Photoeffekt auszulösen, muss die Energie des einfallenden Quants (E_γ) also zumindest der Bindungsenergie des gestoßenen Elektrons entsprechen. [1, 2]

$$E_{kin} = E_\gamma - E_b > 0 \quad (1)$$

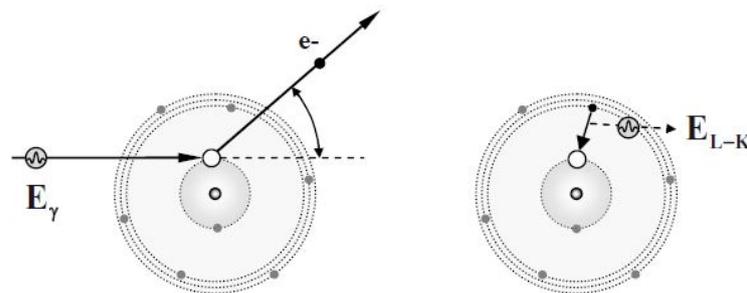


Abbildung 2: Darstellung des Photoeffekts

2.1.2 Compton-Effekt

Der Compton-Effekt beschreibt eine inelastische Wechselwirkung des Röntgenquants mit äußeren, schwach gebundenen Elektronen. Wiederum überträgt das Röntgenquant Energie und Impuls auf das Elektron (E_{e^-}), allerdings nur einen Teil. Das Quant wird mit seiner Restenergie (E'_γ) aus der ursprünglichen Bewegungsrichtung gestreut (siehe Abbildung 3), und kann immer noch mittels Photoeffekt absorbiert werden.

$$E'_{\gamma} = E_{\gamma} - E_{e^{-}} \quad (2)$$

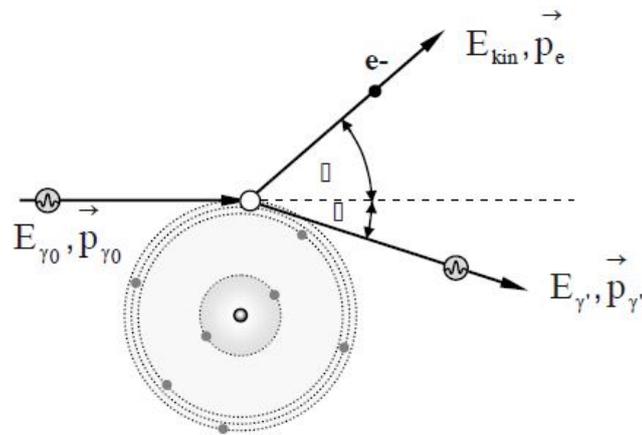


Abbildung 3: Darstellung des Comptoneffekts

Der Energieverlust, der durch die Streuung auftritt, beträgt dabei nur etwa 5%, ist aber gerade in Substanzen mit niedriger Ordnungszahl wie menschlichem Weichteilgewebe der dominierende Wechselwirkungsprozess. [1, 2]

2.1.3 Paarbildung

Übersteigt die Energie des einfallenden Röntgenquants einen bestimmten Schwellenwert (Energie-Masse-Äquivalent = $2 \cdot 511 \text{ keV}$), kann spontan ein Elektron-Positron-Paar gebildet werden. Dieses übernimmt die Energie des Röntgenquants und wird in die ursprüngliche Strahlrichtung emittiert. Ihre Energie ist dabei durch die Differenz zwischen der Energie des Röntgenquants (E_{γ}) und ihrer Ruhemasse definiert und folgt direkt aus der Impulserhaltung.

$$E_{kin} = E_{\gamma} - 2m_0c^2 \quad (3)$$

Findet dieser Prozess nicht im Coulombfeld des Atomkerns, sondern im Coulombfeld eines Hüllenelektrons statt, wird ein Triplet aus zwei Elektronen und einem Positron gebildet. [1, 2]

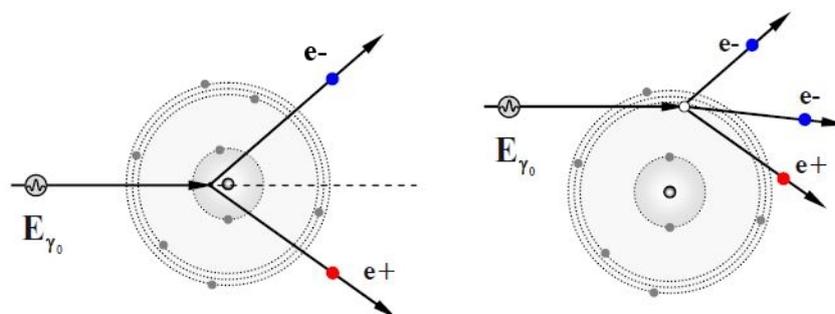


Abbildung 4: Darstellung der Paarbildung

Werden nun alle drei Effekte gemeinsam betrachtet, lässt sich mittels Beer-Lambert'schen Schwächungsgesetzes die Interaktion der Strahlen mit Atomen in einem Körper quantifizieren. Die Differenz zwischen Ursprungsstrahl und detektiertem Strahl stellt eine Abschwächung der Strahlintensitäten dar und wird durch den Schwächungskoeffizienten μ beschrieben.

$$I(x) = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x} \quad (4)$$

I_0 bezeichnet hier die Ursprungsintensität und $I(x)$ die Intensität bei einer bestimmten Gewebeschichtdicke x . Der Schwächungskoeffizient μ selbst setzt sich zusammen aus Streukoeffizienten μ_s und Absorptionskoeffizienten α . [2]

$$\mu = \mu_s + \alpha \quad (5)$$

Trägt man nun die festgestellten Absorptionen der jeweiligen Interaktionsarten als Funktion der Energie auf, ergibt sich die Gesamtabsorption als Überlagerung der Einzelanteile (siehe Abbildung 5).

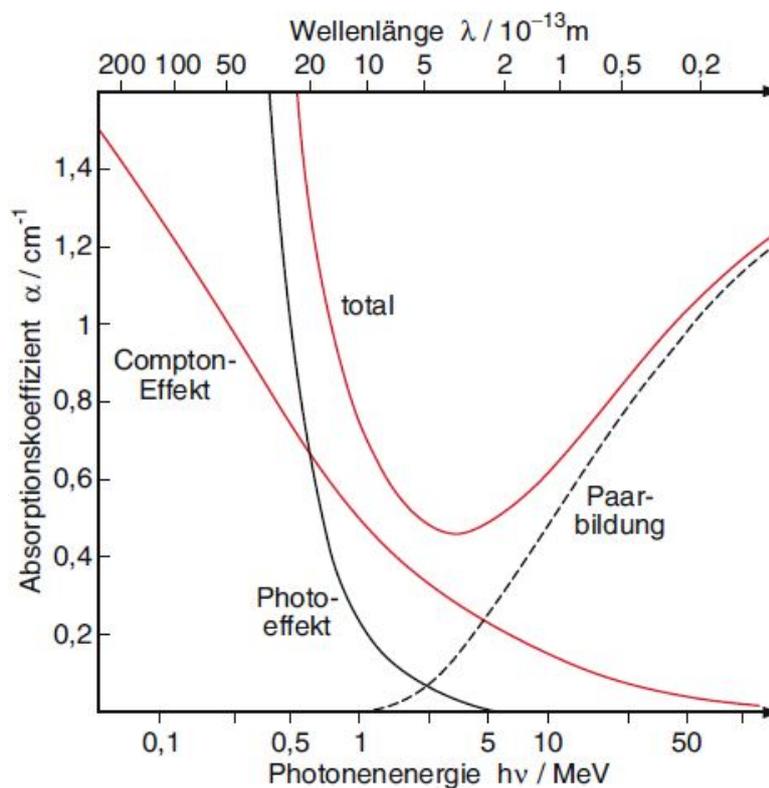


Abbildung 5: Beiträge von Photoeffekt, Comptoneffekt und Paarbildung zum Absorptionskoeffizienten von Blei in Abhängigkeit der Photonenenergie

Der Absorptionskoeffizient α kann dabei auch als das Produkt aus Teilchenanzahldichte n und Absorptionsquerschnitt σ_a (Gleichung (6)) gesehen werden. Der Absorptionsquerschnitt wird experimentell aus Kernladungszahl Z und Wellenlänge λ bestimmt (Gleichung (7)).

$$\alpha = n \cdot \sigma_a \quad (6)$$

$$\sigma_a = C \cdot Z^4 \cdot \lambda^3 \quad (7)$$

C ist dabei eine materialabhängige Konstante, die unter anderem von der Packungsdichte der absorbierenden Atome sowie der Anzahl absorptionsfähiger Elektronen pro Atom abhängt.

2.1.4 Dosisgrößen

Möchte man nun wissen, wieviel Energie pro Massenelement absorbiert wurde, ist dies mit unterschiedlichen Dosisgrößen berechenbar. Die Energiedosis D steht dabei für die von einem Absorber mit spezifischer Dichte in einem definierten Volumenelement absorbierte Energie. [1]

$$D = \frac{dE_{abs}}{dm} = \frac{1}{\rho} \cdot \frac{dE_{abs}}{dV} \quad (8)$$

$dm = \rho \cdot dV$ stellt dabei das bestrahlte Massenelement dar. Die SI-Einheit ist Joule pro Kilogramm bzw. Gray ($1 \frac{J}{kg} = 1 \text{ Gy}$).

In der Praxis können jedoch von der Energiedosis abgeleitete Größen verwendet werden, weil diese messtechnisch einfacher zu erfassen sind. Als Ionendosis J wird demnach die durch ionisierende Strahlung eines Luftvolumens erzeugte elektrische Ladung Q , geteilt durch die Luftmasse m , bezeichnet. [1]

$$J \left[\frac{C}{kg} \right] = \frac{dQ}{dm} = \frac{1}{\rho} \cdot \frac{dQ}{dV} \quad (9)$$

Aus messtechnischen Gründen wird die KERMA (Kinetic Energy Released per unit MAss) bei niederenergetischen Photonenstrahlungen der Energiedosis vorgezogen. Sie versteht sich als der Quotient aus der durch indirekt ionisierende Strahlung in einem bestrahlten Materievolumen auf geladene Sekundärteilchen der ersten Generation übertragenen Bewegungsenergie E_{kin} und der Masse m des bestrahlten Volumenelements. [1]

$$K [\text{Gy}] = \frac{dE_{kin}}{dm} = \frac{1}{\rho} \cdot \frac{dE_{kin}}{dV} \quad (10)$$

2.2 Grundzüge einer strahlentherapeutischen Behandlung

2.2.1 Computertomographie

Die Grundlage für alle Betrachtungen in dieser Arbeit bildet die Computertomographie. Sie ist eine der meistgenutzten bildgebenden Verfahren der modernen Medizin. Der Grundstein wurde dabei vor genau 100 Jahren durch Johann Radon gelegt, der mit seiner Radon-Transformation die mathematische Grundlage für die Erstellung von CT-Bildern legte.

Im Grunde unterscheidet sich die CT von heute nicht sonderlich von ihren praktischen Anfängen in den sechziger und siebziger Jahren. Die vielfältigen Nutzungsmöglichkeiten nicht nur zur Diagnostik in der Medizin, sondern auch in diversen technischen, archäologischen,

anthropologischen und forensischen Disziplinen, haben zu einem enormen Fortschritt in der Messgenauigkeit, einer erleichterten Handhabung sowie zu immer geringeren Strahlenbelastungen geführt. [3]

Strahlenbelastung muss deswegen berücksichtigt werden, weil ein CT im Grunde nichts anderes als eine um den Körper rotierende Röntgenquelle mit einem gegenüberliegenden Detektorkopf ist (siehe Abbildung 6). [2]

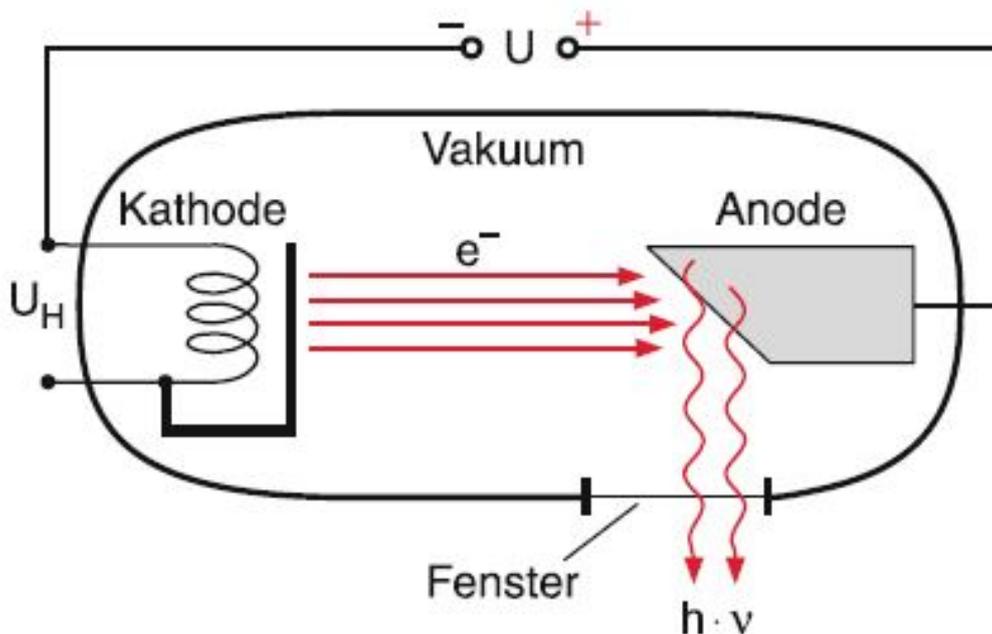


Abbildung 6: Schematischer Aufbau einer Röntgenröhre

In der Röntgenquelle werden dabei aus einer Kathode (z.B. Wolfram) Elektronen emittiert und beschleunigt, die nach wohldefinierter Energieseparation in einem Wehneltzylinder mit einer Energie

$$E = h \cdot \nu \quad (11)$$

auf einer Anode auftreffen. h bezeichnet dabei das Plank'sche Wirkungsquantum mit $6,626 \cdot 10^{-34} \text{Js}$, ν die entsprechende Wellenlänge. Durch das Abbremsen werden auch charakteristische Röntgenstrahlung und Bremsstrahlung ausgesandt, welche durch das Anregen von Energieniveaus im Anodenmaterial bzw. durch Streuung der Elektronen an den positiv geladenen Atomkernen entstehen. Die ausgesandte Strahlung trifft schließlich auf den sich in der Gantry (CT-Röhre) befindenden Körper. [1]

2.2.2 Detektoren

Moderne CT-Geräte verwenden hauptsächlich Festkörperdetektoren, um die von der Röntgenquelle ausgesendeten und durch das Gewebe geschwächte Röntgenstrahlen in einen elektrischen Impuls umzuwandeln. Dazu wandelt der Festkörper (zum Beispiel Cadmium-Wolframat, Gadoliniumoxid oder Gadolinium-Oxidsulfid mit Dotierung) die einfallenden

Strahlen in einen Lichtimpuls um. Dieser wird mit einer Photoelektrode aus Silizium erfasst und in ein elektrisches Signal verwandelt. Wichtige Detektoreigenschaften sind dabei eine hohe Detektoreffizienz, also eine hohe Atomzahl, sowie eine sehr kurze Nachleuchtzeit, damit die Gantry-Rotationszeiten möglichst kurz werden und so beispielsweise EKG-getriggerte Aufnahmen des Herzens erstellt werden können. Um die wichtigsten Parameter wie Untersuchungsgeschwindigkeit, longitudinale Auflösung und Bildrauschen einstellen zu können, muss ein CT-Detektor verschiedene Schichtdicken untersuchen können. Dafür wurden zwei Ansätze an Detektorarten erfunden. Ein „Fixed Array Detector“ besteht aus Detektorelementen, welche gleich groß in Längsrichtung sind; „Adaptive Array“ Detektoren hingegen verwenden unterschiedlich große Detektorreihen. Abbildung 7 zeigt ein Siemens SOMATOM Sensation 64 Detektormodul, welches über 40x16 Detektor-Pixel verfügt. Die Streustrahl-Kollimatoren sind dabei diagonal aufgeschnitten, um die Detektor-Keramik (gelblich) zu zeigen. [4]

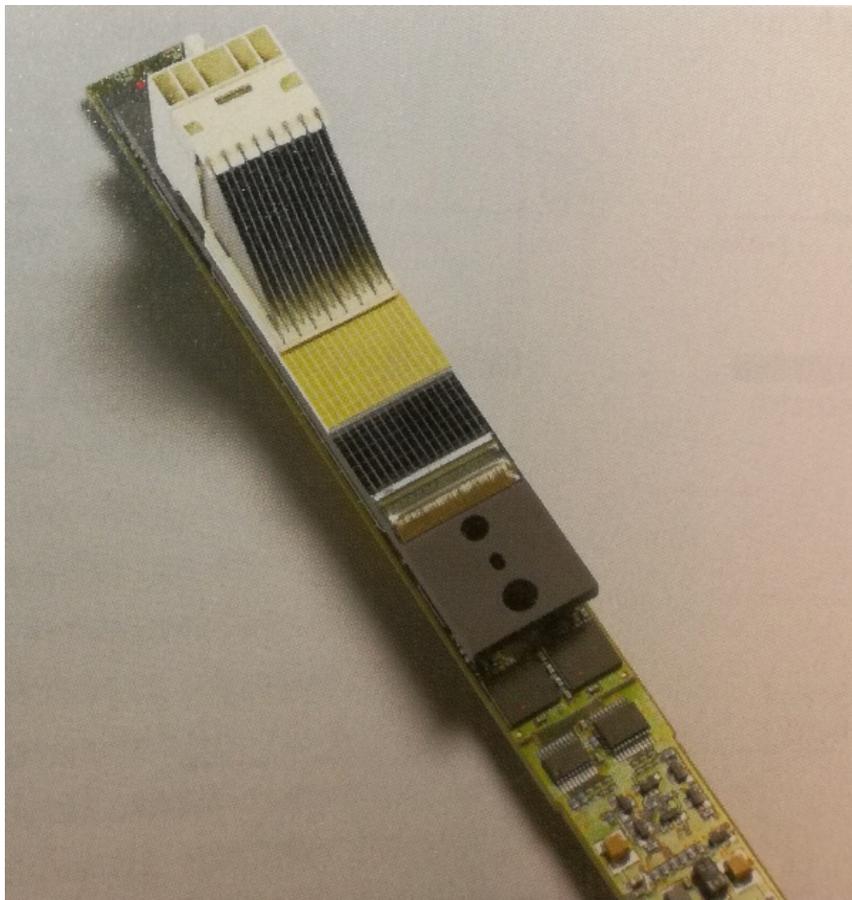


Abbildung 7: Detektormodul eines Mehrschicht-CT Geräts,
Siemens SOMATOM Sensation 64 [4]

2.2.3 Bildentstehung

Durch die oben beschriebenen Schwächungseffekte kommt es bei Interaktionen mit Gewebe wie beschrieben zu einer Differenz zwischen emittierter und detektierter Intensität. Diese CT-Werte werden in sogenannten „Hounsfield units (HU)“ angegeben und direkt in einzelne Bilder der jeweiligen Schicht zusammengefügt. Der ausgegebene CT-Wert wird

dabei mit Gleichung (12) berechnet.

$$\text{CT-Wert} = \frac{\mu - \mu_s}{\mu} \cdot 1000 \quad (12)$$

Daraus ergibt sich, dass die Dichte von Luft -1000 HU sei und die HU-Grenze theoretisch nach oben hin offen ist. Praktisch endet die Skala allerdings bei 3000 HU, da der Wertebereich von 4000 HU durch 12 bit-Graustufenbilder, wie sie von CT-Geräten ausgegeben werden, gut abbildbar ist. Die entstehenden Einzel- bzw. Schnittbilder müssen von einer speziellen Computersoftware zusammengesetzt werden, sodass sich am Ende eine dreidimensionale Aufnahme ergibt. [3]

2.2.4 DICOM-Dateien

Im Jahr 1993 wurde ein international gültiges Formatsystem geschaffen, das alle Ärzte und Krankenhäuser weltweit vernetzt, das DICOM-Format (Digital Imaging and Communication in Medicine). Es stellt sicher, dass die Daten zwischen allen möglichen Systemen in der bestmöglichen Qualität zu Verfügung gestellt werden können. Die NEMA (National Electrical Manufacturers Association, <http://dicom.nema.org>) verwaltet das Format, welches auch unter ISO 12052 zertifiziert ist. Egal ob Röntgen-, CT-, Magnetresonanz- oder Ultraschallbilder, alle haben gemein, dass die notwendigen Aufnahmeparameter in der Datei vermerkt bleiben.

Diese Parameter sind das eigentliche Herzstück des DICOM-Formats. Vom Namen des Patienten, dessen Patienten UID („Unique Identifier“) und seinem behandelnden Arzt, Einstellungsparametern, bis hin zur Lage des Aufnahmetisches und komplexen Seriennummern, die das Bild international einzigartig machen, finden in diesem Format - im sogenannten Header - ihren Platz. Zumeist merkt der Benutzer wenig von der Komplexität des Systems, die Herstellerfirmen bildgebender Maschinen programmieren ihre Eingabefelder so, dass diese gemeinsam mit dem eigentlichen Bild direkt in das Format eingetragen werden können.

Durch die Komplexität und Einheitlichkeit der Parameter ergibt sich aber auch ein Problem. So ist es sehr schwierig, eigene Eingaben nachträglich in den Header zu schreiben. Man stelle sich vor, man verändere willkürlich einige Zahlen in einer der Identify Numbers und plötzlich wird das Bild nicht mehr als CT-Bild, sondern als Ultraschall-Bild interpretiert. Abbildung 8 zeigt einen kleinen Einblick in die Komplexität von DICOM-Dateien. In der Datei auslesbar ist dabei immer nur die mittlere Spalte. [5]

SOP Class Name	SOP Class UID	IOD Specification (defined in PS3.3)
Media Storage Directory Storage	1.2.840.10008.1.3.10	Basic Directory IOD
Computed Radiography Image Storage	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.1	Computed Radiography Image IOD
Digital X-Ray Image Storage - For Presentation	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.1.1	Digital X-Ray Image IOD
Digital X-Ray Image Storage - For Processing	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.1.1.1	Digital X-Ray Image IOD
Digital Mammography X-Ray Image Storage - For Presentation	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.1.2	Digital Mammography X-Ray Image IOD
Digital Mammography X-Ray Image Storage - For Processing	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.1.2.1	Digital Mammography X-Ray Image IOD
Digital Intra-Oral X-Ray Image Storage - For Presentation	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.1.3	Digital Intra-Oral X-Ray Image IOD
Digital Intra-Oral X-Ray Image Storage - For Processing	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.1.3.1	Digital Intra-Oral X-Ray Image IOD
CT Image Storage	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.2	Computed Tomography Image IOD
Enhanced CT Image Storage	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.2.1	Enhanced CT Image IOD
Legacy Converted Enhanced CT Image Storage	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.2.2	Legacy Converted Enhanced CT Image IOD
Ultrasound Multi-frame Image Storage	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.3.1	Ultrasound Multi-frame Image IOD
MR Image Storage	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.4	Magnetic Resonance Image IOD

Abbildung 8: Beispieldarstellung von DICOM-Werten

2.3 Konventionelle Strahlentherapie

Eine Bestrahlungsplanung umfasst alle medizinischen, physikalisch-technischen, biologischen und organisatorischen Behandlungsschritte für die gesamte Dauer der Behandlung. Folgende Punkte sind dabei wesentlich: [6]

- Sicherung der Tumordiagnose und die Überprüfung der Tumorlokalisierung und -ausbreitung
- Erarbeitung einer Behandlungsstrategie (Erstellung eines Gesamtkonzepts, Bestrahlungsvolumina, Behandlungstechnik, Zusatzanwendungen, Begleitbehandlungen)
- Erstellung von CT-Bildern
- Erstellung eines physikalisch-technischen Bestrahlungsplans
- Durchführung der Bestrahlung mit den notwendigen Adaptionen

Sicherung der Diagnose und Strategieerstellung

Zunächst werden von Arzt und Radiotechnologen (RT) sämtliche Unterlagen auf Vollständigkeit und Aktualität überprüft. Alle Daten, von der Tumorart über die exakte Lokalisation bis hin zu eventuell vorangegangenen Behandlungen müssen gesichtet werden und resultieren in Verschreibung oder Ablehnung der Strahlentherapie.

Erstellung von CT-Bildern und Bestrahlungsplan

Mit der oben bereits beschriebenen CT-Technik werden Bilder des Patienten erstellt, um eine exakte Lokalisation des Tumorgewebes zu ermöglichen. Marker (zum Beispiel aus Gold) werden dazu verwendet, um Referenzpunkte im Gewebe von außen zu setzen und so das Lesen der Bilder zu vereinfachen. Die physikalische Bildinformation der CT ist die Basis zur Berechnung der Strahlschwächung im Gewebe und der applizierten Dosis. Dies findet in eigens dafür vorgesehenen Bestrahlungsplanungssystemen statt. [6]

Erstellung eines optimalen physikalisch-technischen Bestrahlungsplans

Dazu werden in den CT-Bildern wichtige Areale im Körper wie der makroskopische Tumor, Ausbreitungswege des Tumors und Risikoorgane von Ärzten konturiert und für den Tumor therapeutische Dosen vorgeschrieben oder für die Risikoorgane mit Belastungsgrenzen versehen. Es werden vor allem „kritische Organe“, wie Knochenmark, Haut, Mundschleim-

haut, Zähne, Magen-Darm-Trakt, Lunge, Keimdrüsen, Nervensystem und natürlich das Herz und die Gefäßsysteme betrachtet. [6] Alle aus der Bestrahlungsplanung gewonnenen Behandlungsparameter werden in sogenannte Verifikationssysteme eingelesen, die Schnittstellen zu den Behandlungsgeräten sind und bei richtiger Einstellung der Parameter an den Strahlengeräten die Behandlung frei geben.

Durchführung der Bestrahlung mit den notwendigen Adaptionen

Die Patienten werden von RT auf den Behandlungstischen mittels aller Immobilisationshilfen, die bereits in der CT Anwendung gefunden haben, positioniert. Durch Übertragung des Bestrahlungsplans auf den Patienten kann die theoretisch gewonnene Dosisverteilung dem Patienten verabreicht werden. Bildgebende Systeme kontrollieren die exakte Positionierung und Strahlführung vor der Bestrahlung und optional während der Bestrahlung. Dies können auch einfache Röntgenaufnahmen ohne ganze CT-Datensätze (sogenannte Cone-Beam Computertomographie) sein. Zur Bestrahlung verbleibt der Patient alleine im Raum und wird von außen mittels Mikrofon und Kameras überwacht. [6]

2.4 Bilddatensätze für die Adaptive Strahlentherapie

Die bereits erwähnten Veränderungen während eines Bestrahlungszyklus stellen große Herausforderungen an das Behandlungsteam. Hier kommt die sogenannte „adaptive Strahlentherapie“ zum Einsatz. Dabei ist es nicht nur erforderlich, die Bestrahlung auf die aktuelle Lage des Patienten optimal auszurichten, sondern auch auf Deformationen des Gewebes zu reagieren. Um diese Veränderungen des Körpers ideal von Woche zu Woche anpassen zu können, werden unterschiedliche Methoden verwendet, die geplanten Strukturen vom alten Bild in das neue Bild zu rechnen.

Bildregistrierung

Um einen direkten Weg zwischen zwei oder mehreren Bilddatensätzen zu finden, wird zunächst von einem fixen ($F(\vec{x})$) und einem beweglichen Bilddatensatz ($M(\vec{x}')$) ausgegangen. Dies geschieht mittels Transformation $T(\vec{x}')$ als Summe des lokalen Positionsvektors \vec{x}' und dem Verschiebungsvektor \vec{u}' .

$$F(\vec{x}) = M(T(\vec{x}')) = M(\vec{x}' + u(\vec{x}')) \quad (13)$$

Man unterscheidet in der Bildregistrierung allgemein zwischen der „Rigid (Image) Registration“ (RR) und der „Deformable Image Registration“ (DIR). Bei der RR wird dabei rein auf die Lage des Körpers im Raum geachtet und die Pixel des Bildes einheitlich translatorisch und rotationsabhängig angepasst. Die Pixel-zu-Pixel Beziehungen bleiben dabei erhalten. Bei der DIR wird hingegen die Pixel-zu-Pixel Beziehung vernachlässigt und bewusst die Form der zu bestrahlenden „Region of Interest“ (ROI) den neuen Gegebenheiten angepasst. [7]

In beiden Fällen arbeiten die verschiedenen Bestrahlungsplanungstools mit unterschiedlichen Algorithmen, um von einem CT-Datensatz zum nächsten zu rechnen. Diese Algorithmen sind im Allgemeinen Firmengeheimnis und Verkaufsargument der produzierenden Software-Bereitsteller. Jedes Tool hat dabei seine Stärken und Schwächen, einen „richtigeren“ Weg gibt es aber vermutlich nicht. So stehen den Kliniken und Instituten zwar mehrere Möglichkeiten für ihre Planungen zur Verfügung, aber die Art der Durchführung befindet sich in einer Black Box. Ein Einblick und eine Analyse der Funktionsweise ver-

schiedener Planungssysteme sowie ein Vergleich über im klinischen Bereich verwendeter Tools ist Gegenstand dieser Arbeit.

2.5 Bestrahlungsplanungssysteme

Die mittlerweile sehr komplexen und technisch aufwendigen Strahlenbehandlungen erfordern eigene Systeme, die zur Berechnung verwendet werden. In der vorliegenden Arbeit werden drei Bestrahlungsplanungstools, wie sie an der Universitätsklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie Graz verwendet werden, näher beleuchtet.

Philips Pinnacle³

Die Pinnacle³-Bestrahlungsplanungssoftware (RTP-Software) umfasst mehrere Module, einschließlich der Kernfunktionalität Pinnacle³, SyntegraTM, P³IMRT[®], P³MD[®] sowie AcQSim^{3TM}. Die lizenzierte Pinnacle³ RTP-Software wird unter dem UNIX-Betriebssystem Solaris oder mithilfe eines UNIX-Terminalemulationspakets auf einer Workstation ausgeführt. Radiotechnologen können Patientendaten in das System eingeben und Bestrahlungspläne erstellen und bewerten.

Zudem enthält die Software Optionen für Simulation und Bestrahlungsplanung mit Photonen, Elektronen und stereotaktischer Radiochirurgie sowie für innere Bestrahlungen (Brachytherapie). Das klassische Pinnacle³ arbeitet mit einer Mehrfenster-Benutzeroberfläche, die Bestandteil des Pinnacle³-Bestrahlungsplanungssystems ist. Die P³MD Software für den Arbeitsplatz des Radioonkologen gestattet das Arbeiten mit Behandlungsplänen am eigenen Rechner. Es funktioniert analog zum normalen Pinnacle³ Planungstool, nur ist ein Wechsel zwischen Arbeitsplatzrechner und Planungstool jederzeit möglich. Hier können Bilder fusioniert, Konturen definiert, Isozentren platziert und Dosisverordnungen hinzugefügt werden und anschließend an einen Pinnacle³-Arbeitsplatz gesendet werden.

Eine netzwerkseitige Schnittstelle zu anderen System ist dahingehend offen, dass sowohl CT-Bilder als auch entsprechend gezeichnete Pläne in andere Bestrahlungsplanungssysteme geschickt werden können.

Hersteller ist die Firma Philips Medical Systems (Cleveland), Inc. aus Fitchburg, Wisconsin, USA. [8]

Varian Eclipse

Das Eclipse Treatment Planning System (Eclipse TPS) wird verwendet, um radiotherapeutische Behandlungen für Patienten mit bös- oder gutartigen Erkrankungen zu planen. Eclipse TPS wird dabei für äußere Bestrahlungen mit Photonen-, Elektronen- und Protonen-Strahlen sowie Brachytherapien verwendet. Zusätzlich ist der Eclipse Proton Eye Algorithmus besonders dazu geeignet, Protonenbestrahlungen des Neoplasmas des Auges zu planen. [9]

Eclipse ist modular aufgebaut. Die in dieser Arbeit hauptsächlich verwendeten Module sind Contouring, Registration und SmartAdapt. Im Tool Contouring können so zum Beispiel Strukturen Schicht für Schicht gezeichnet, im Tool Registration komplexe rigide Registrierungen zwischen CT, CBCT (Cone Beam Computer Tomography), MRT (Magnetresonanztomographie) und PET (Positron-Emissions-Tomographie) durchgeführt werden.

Das Tool SmartAdapt erlaubt es schließlich, aufbauend auf den rigiden Registrierungen, permittierend die im Bild gezeichneten Strukturen an neue CT-, CBCT- oder MR-Bilder

anzugleichen.

Hersteller ist die Firma Varian Medical Systems UK Ltd. aus West Sussex, Großbritannien. [10]

Brainlab iPlan

Das Brainlab iPlan[®] RT dient zur Planung radiotherapeutischer Eingriffe und für den Einsatz in der stereotaktischen, konformalen, computergeplanten und mit einem Linearbeschleuniger (Linac) durchgeführten Strahlenbehandlung von kranialen (Kopf und Hals) und extrakranialen Läsionen. [11]

Mit dem Tool iPlan[®] RT Image können Bild- und Patientendaten, die mittels bildgebender Verfahren wie CT, MRT, Angiographie oder PET für Standardized Uptake Values (SUV) erstellt wurden, dargestellt und für die Vorbereitung etwaiger Behandlungsmaßnahmen herangezogen werden. Dies umfasst nicht nur die Vorbereitung und Lokalisierung der Bilder, sondern auch Bildfusion und -segmentation sowie Bearbeitung des Isozentrums und Prüfung und Freigabe des Plans.

Hersteller ist die Firma Brainlab AG aus Feldkirchen, Deutschland. [12]

Alle Systeme sind von der FDA (U.S. Food & Drug Administration, <https://www.fda.gov>) zugelassen, um Bestrahlungspläne an Patienten zu rechnen und diese auch zu applizieren. Sieht man in den erstellten Dosisverteilungen der Systeme auch keinen Unterschied, so ist das Bildmanagement durchwegs unterschiedlich aufgebaut, wobei rigide und deformierbare Registrierungen von System zu System unterschiedliche Funktionalitäten und Lösungen zeigen.

3 Methoden

Ziel der in dieser Arbeit durchgeführten Versuche ist, eine reproduzierbare Messreihe über alle Bestrahlungsplanungssysteme zu erstellen, um diese hinsichtlich ihrer Bildregistrierung zu vergleichen. Um dies - sowohl qualitativ als auch quantitativ - tun zu können, mussten folgende Voraussetzungen erfüllt sein.

1. Die verwendeten Phantome mussten reproduzierbar und einfach herstellbar sein.
2. Dieselben Phantome mussten in allen Versuchen und in allen Systemen gleich abrufbar sein.
3. Abläufe in der Versuchsreihe mussten in jedem der Systeme durchgeführt werden können und auch vergleichbar sein.
4. Die zu vergleichenden Daten mussten in allen Systemen auswertbar sein.

Eine besondere Schwierigkeit stellen deformierbare Phantome dar, die weder kommerziell erhältlich, noch leicht herstellbar sind. Zudem zeigte sich, dass ein reales Phantom, beispielsweise aus Knetmasse, um verschiedene Verformungen abbilden zu können, für Deformationsversuche ungeeignet ist, da die exakt gleichen Zustände nicht wieder hergestellt werden können. Zudem hätten die Verformungen nur sehr ungenau bestimmt werden können, was insbesondere im Hinblick auf die Güte nicht zielführend erschien.

3.1 Phantom-Erstellung

Aus oben genannten Gründen wurde auf ein digitales Phantom zurückgegriffen. Zur Erstellung wurde dafür ein bestehender Satz aus Realphantom-Daten herangezogen und mit einzelnen Schichtbildern eines digital erstellten Phantoms überschrieben. Zudem mussten Teile des Headers überschrieben werden, da sonst eine gleichzeitige Behandlung von mehreren Phantomen in den jeweiligen Systemen nicht möglich gewesen wäre. Dies wurde mit Hilfe eines eigens programmierten Matlab-Tools durchgeführt, das jedes Bild der Realphantom-Reihe einzeln aufruft, mit dem neuen Header überschreibt, das neue, für das jeweilige Schnittbild passende, vorgefertigte Bild einfügt und wieder zurück in die Reihe stellt. Um Zugriff auf die jeweils relevanten Bereiche der DICOM-Dateien zu bekommen, wurden die Matlab-Funktionen „dicominfo“ (Header) und „dicomread“ (Image) verwendet.

Image

Als Bildquelle für die Phantome wurde auf Testbilder, wie sie in der Auflösungs- und Schärfetestung von Bildschirmen verwendet werden, zurückgegriffen (siehe Abbildung 9 und 10).

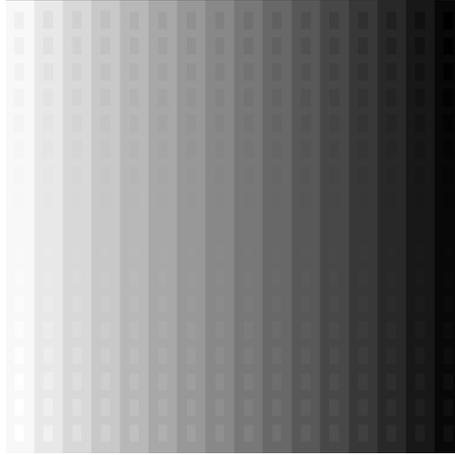


Abbildung 9: Balkentestbild mit verschiedenen Grauwerten. In die Balken sind zudem weitere, unterschiedliche Grauwert-Quadrate eingearbeitet

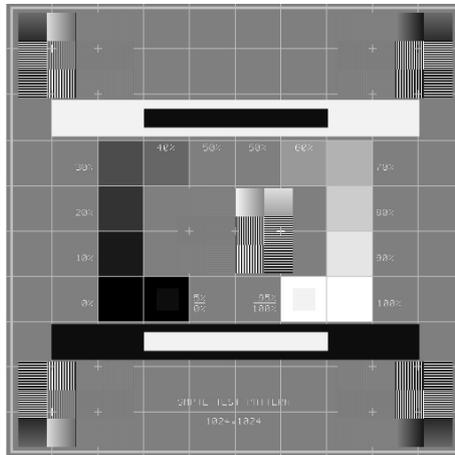


Abbildung 10: Analoges Funkbetriebskommission (FuBK) Testbild mit verschiedenen Grauwerten

Nach einigen einfachen Auflösungstests in einem der Bestrahlungsplanungstools stellte sich heraus, dass das FuBK-Testbildphantom zu komplex für die gewünschten Abläufe ist und es wurde in weiterer Folge nur mehr mit dem Balkentestbild gearbeitet. Da CT-Bilder stets im Format 512x512 Pixel aufgenommen werden, musste das Ursprungsbild geringfügig angepasst werden, um diese Bedingung zu erfüllen. Verschiedene Phantome mit unterschiedlichen Arten des Graustufenverhaltens und einer Verzerrung um eine bestimmte Pixellänge je Schicht und Phantom wurden daraus erstellt. Bei den gewählten Verzerrungen handelt es sich um 5, 10, 15, 20, 25, 30, 40 und 50 Pixel-Verzerrungen, wobei immer vom Ursprungsbild ausgegangen wurde und jede Schicht um die jeweilige Pixelanzahl nach links gezogen wurde. Die Verzerrung wurde mit dem Grafikprogramm paint.net appliziert. Die Abbildungen 11 bis 15 stellen die Phantome dreidimensional dar.

Header

Anwendung eines „dicominfo“-Befehls auf eine DICOM-Datei gibt den Header der Datei mit allen gespeicherten Informationen als structure-Variable wieder. Die einzelnen Kategorien sind darin entweder als sub-structures, char oder numeric gespeichert. Theoretisch ist aber jede beliebige Klasse möglich, sofern sie vom Hersteller als solche hinterlegt wird.

Bei der Bearbeitung des Headers steht man vor mehreren Herausforderungen. Um den Datensatz für alle Bestrahlungsplanungstools gleichermaßen und in seiner Gesamtheit lesbar zu gestalten, mussten essentielle Reference Numbers für jedes Schnittbild eines Datensatzes gleich gehalten werden, aber so verändert werden, dass sich keine Überschneidung innerhalb der Tool-Systeme mit eventuell schon darin vorhandenen Patientendaten ergibt. Folgende Eigenschaften wurden im Zuge dieser Arbeit in den Headers der Phantome verändert, um ein Arbeiten in allen Bestrahlungsplanungstools einwandfrei gewährleisten zu können.

- Series Instance UID
- Frame of Reference UID
- Study Date
- Series Date
- Acquisition Date
- Content Date
- Series Time
- Acquisition Time
- Content Time
- Patient Name

Darüber hinaus mussten natürlich aufgrund der veränderten Pixelgrößen aus dem Originalbild diese auch im Header angepasst werden. Um für zukünftige Anwendungen auch die Schichtdicke variabel gestalten zu können, wurde zudem ein Algorithmus eingebaut, der die Schichtdicke je Schicht und im Anschluss deren Lokalisation im Datensatz einstellen lässt.

$$SL_{new} = (SL_{old} - 1) \cdot \frac{ST_{new}}{ST_{old}} + 1 \quad (14)$$

SL_{new} bezeichnet dabei die neue Slice Location, SL_{old} die alte Slice Location, ST_{new} und ST_{old} die neue und alte Schichtdicke. SL_{old} und ST_{old} werden aus dem Datensatz ausgelesen, SL_{new} wird abgefragt. Die sich sehr kompliziert zusammensetzenden Series Instance UID und Frame of Reference UID werden angepasst, indem zuerst der letzte Abschnitt der UID ausgewertet wird und dieser mit einer sechsstelligen, gleichverteilten Zufallszahl ersetzt wird. Eine Wiederholung von gleichen UIDs wurde damit praktisch ausgeschlossen. Eine Möglichkeit der transversalen Verschiebung des Datensatzes wurde zwar eingebaut, aber nicht verwendet.

3.2 Bilder/ROIs/Verzerrung

Für sämtliche Versuche wurden virtuell erstellte Phantomdatensätze aus dem oben beschriebenen Balkentestbild erstellt. Diese neun Phantome unterscheiden sich durch eine applizierte Verzerrung um wohl definierte Pixellängen je Schicht (L0, L5, L10, L15, L20, L25, L30, L40, L50). Die in den Phantomen enthaltenen Dichten verhalten sich dabei quasi wie ein Gummiband und dünnen sich mit höherer Verzerrung immer weiter aus. So entsteht eine zweidimensionale Verzerrung. In den Abbildungen 11 bis 15 (aufgenommen mit dem RadiAnt DICOM Viewer) sind die Phantome in einer kontrastierten Darstellung gezeigt, welche das Innenleben besser darstellt. Es handelt sich natürlich um kompakte Quader mit den Maßen 32x32x20 mm.

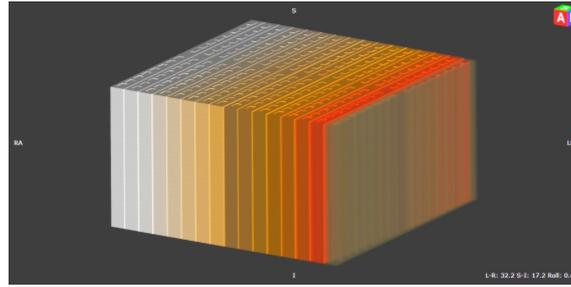
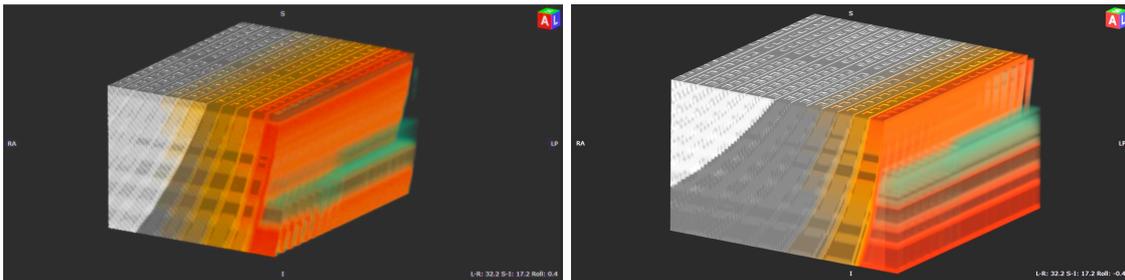


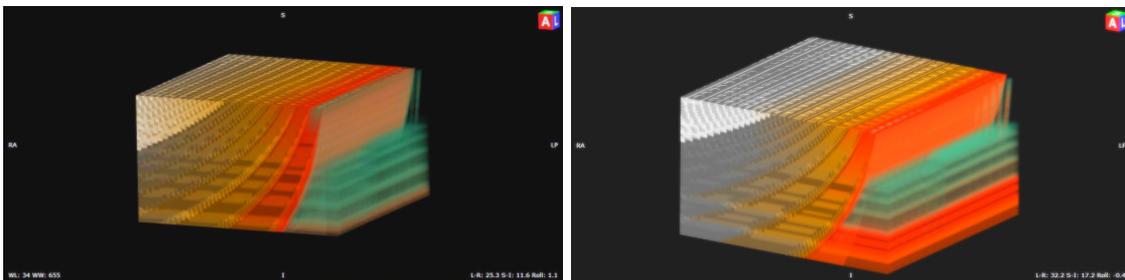
Abbildung 11: Balkentestbild ohne Verzerrung,
Grau-Rotstufen entsprechen einer abnehmenden Dichte



(a)

(b)

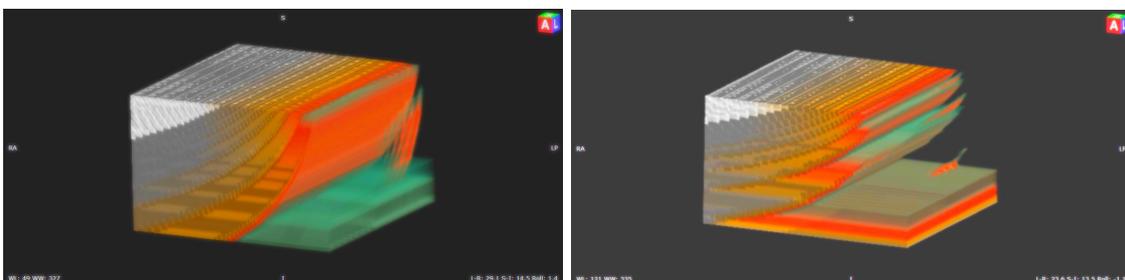
Abbildung 12: (a): Balkentestbild mit 5 Pixel Verzerrung je Schicht
(b): Balkentestbild mit 10 Pixel Verzerrung je Schicht



(a)

(b)

Abbildung 13: (a): Balkentestbild mit 15 Pixel Verzerrung je Schicht
(b): Balkentestbild mit 20 Pixel Verzerrung je Schicht



(a)

(b)

Abbildung 14: (a): Balkentestbild mit 25 Pixel Verzerrung je Schicht
(b): Balkentestbild mit 30 Pixel Verzerrung je Schicht

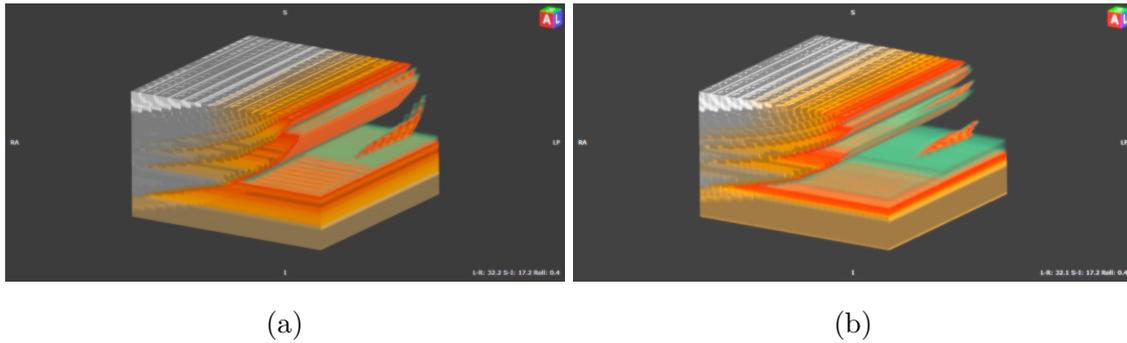


Abbildung 15: (a): Balkentestbild mit 40 Pixel Verzerrung je Schicht
(b): Balkentestbild mit 50 Pixel Verzerrung je Schicht

Als Test-ROIs (Region of Interest) wurden eine Kugel und ein Dichteverlauf gewählt, um zwei Varianten der möglichen Tumorkommissionen abzudecken. Die Kugel („sphere“) repräsentiert dabei eine Struktur, die zwar in ihrer Dichte inhomogen ist, dafür aber in ihrer Form stabil ist. Der Dichteverlauf („density“) deckt als Form eine relativ einheitliche Dichtefunktion ab, stellt aber keine besondere Form dar.

Ein Zusammenhang zwischen den Phantomen kann gefunden werden, indem man Verlauf und Ausprägung der mittleren Dichte jedes Phantoms vergleicht. Dazu wird zunächst die mittlere Dichte der Phantome ermittelt und mit einer bestimmten Fehlergrenze versehen. Da einerseits eine mittlere Dichte im Phantom, die als Wert im Phantom tatsächlich existiert, ermittelt und andererseits ein möglichst vollständiger Dichtebalken erfasst werden soll, wurden 7% als optimaler Fehler angenähert. Um auch einen Beleg für die jeweilige Ausprägung der mittleren Dichte zu bekommen, wird die Anzahl der Voxel mit mittlerer Dichte mit deren Größe multipliziert. Mittels geeignetem Fit lässt sich schließlich eine Aussage über eine kontinuierliche Verzerrung des Balkentestbilds treffen. So kann für den reinen Verlauf der Dichte ein Exponentialfit (Gleichung 15) gewählt (Abbildung 16a) werden, für den Volumenvergleich ergibt sich ein Polynom 4. Ordnung (Abbildung 16b) als geeigneter Fit (Gleichung 16).

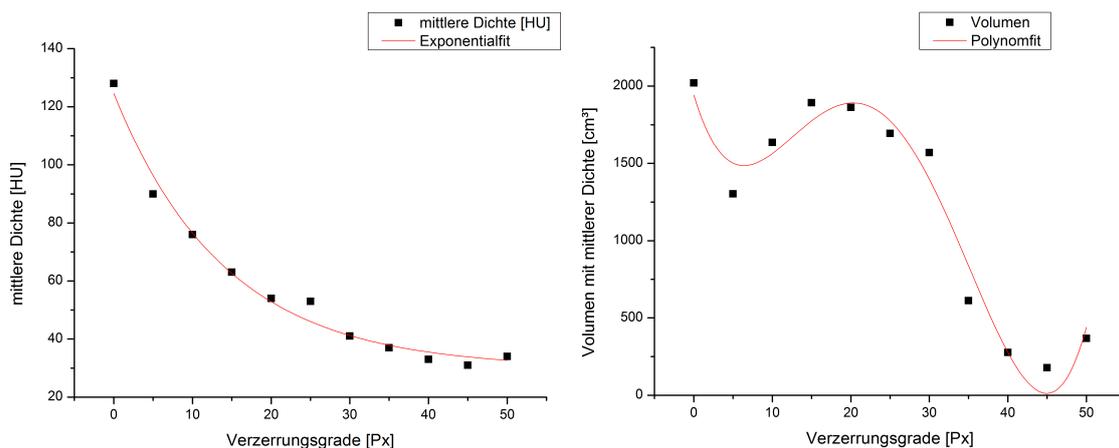


Abbildung 16: Verlauf der mittleren Dichte in den Phantomen (links)
Volumen mit mittlerer Dichte im Phantomvergleich (rechts)

$$f(x) = 29,95 + 94,6 \cdot e^{-0,07 \cdot x} \quad (15)$$

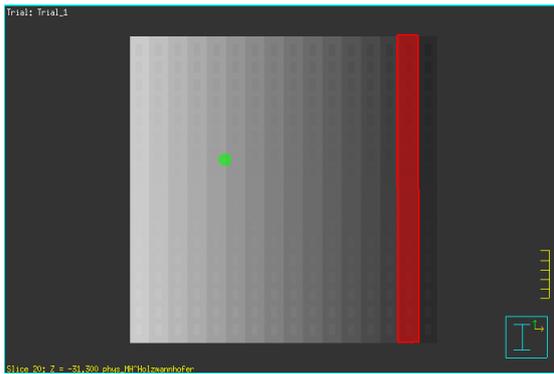
$$f(x) = 1941,36 - 166,83 \cdot x + 19,03 \cdot x^2 - 0,68 \cdot x^3 + 0,007 \cdot x^4 \quad (16)$$

Sphere

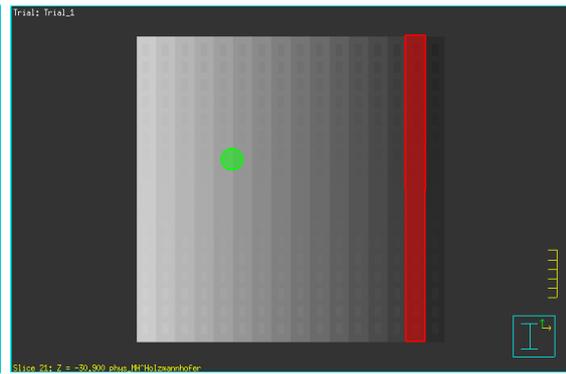
Da das Balkentestbild natürlich nur in zweidimensionalen Schichten aufgerufen werden kann, wurde die Kugelstruktur (Durchmesser 30 mm) mit Kreisstrukturen (siehe Tabelle 1) in acht Schichten Bild für Bild (Abbildungen 17a-h), beginnend mit Schicht 20, angenähert.

Tabelle 1: Kreissegmentgröße der „sphere“-ROI

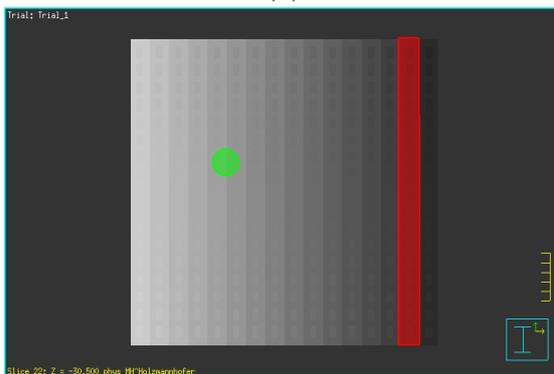
d_i	Durchmesser / mm	Schicht
1	10,76	20
2	22,36	21
3	27,48	22
4	29,80	23
5	29,80	24
6	27,48	25
7	22,36	26
8	10,76	27



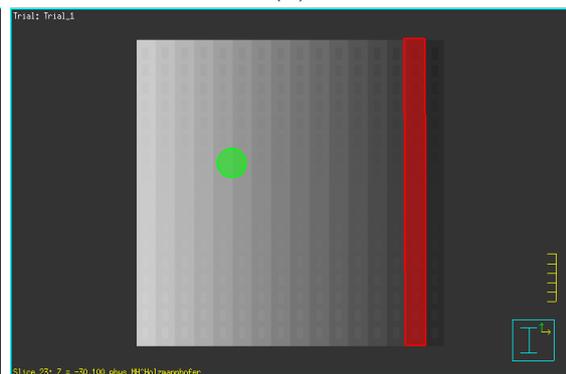
(a)



(b)



(c)



(d)

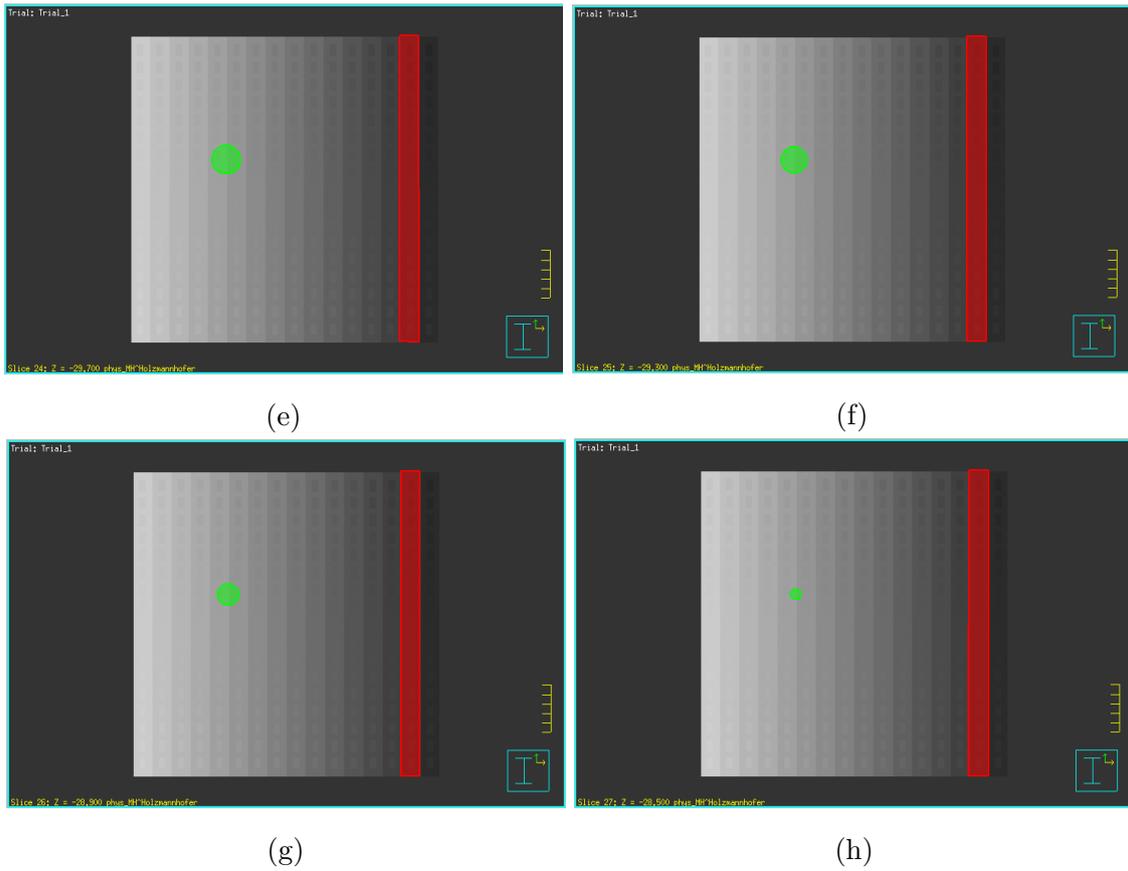


Abbildung 17: Einzelschichten der Kugelstruktur

Deutlicher wird die Einzelschichtstruktur noch, wenn man die ROI von der Seite betrachtet (Abbildung 18). In Pinnacle, wo die originale Struktur gezeichnet wurde, werden die einzelnen Schichten zwar in der gesamten Schichtdicke dargestellt, aber die einzelnen Schichten nicht zueinander assimiliert.



Abbildung 18: Seitenansicht der Kugelstruktur in Pinnacle

Density

Für die „density“-Struktur musste eine Dichte-Struktur gewählt werden, die sich über möglichst große Bereiche des Phantoms bewegt, aber auch in allen Phantomen zu finden ist. Aus diesem Grund wurde der zweite Balken von rechts (ersichtlich auch in Abbildung 17) gewählt. Werden nun die verschiedenen Verzerrungen angewendet, bewegt sich die Dichtestruktur unterschiedlich schnell durch die Phantome. Als Beispiel wird jedes zehnte Bild des Phantoms mit 10 Pixel Verschiebung pro Schicht gezeigt (Abbildung 19a-g).

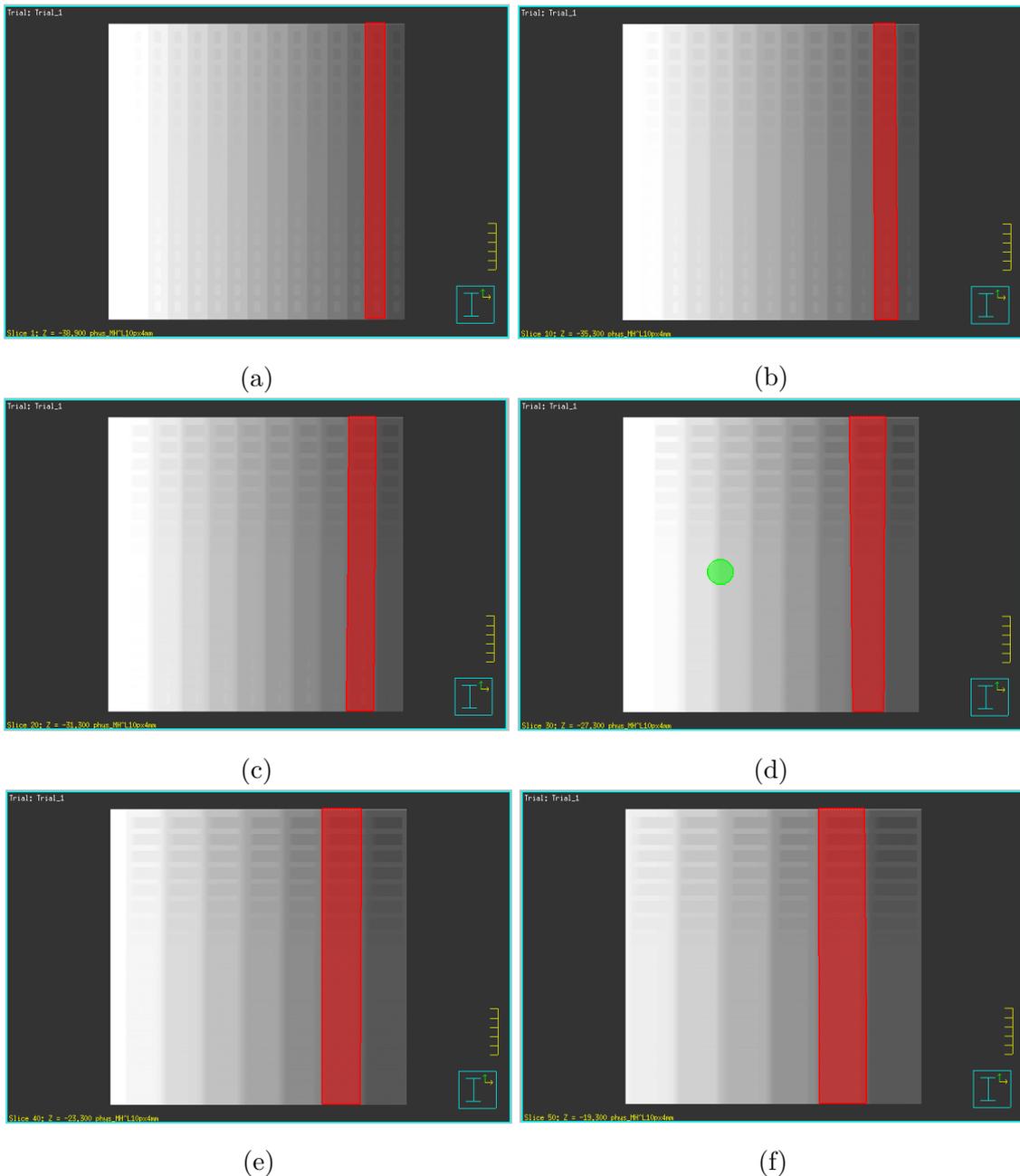


Abbildung 19: Verlauf der density-Struktur durch das Phantom mit 10 Pixel Verschiebung je Schicht.

Deutlicher lässt sich der Strukturverlauf wieder von der Seite (siehe Abbildung 20) betrachten. Auch hier wurde die Struktur original in Pinnacle gezeichnet, wodurch die Ränder

nicht „glatt“ erscheinen.

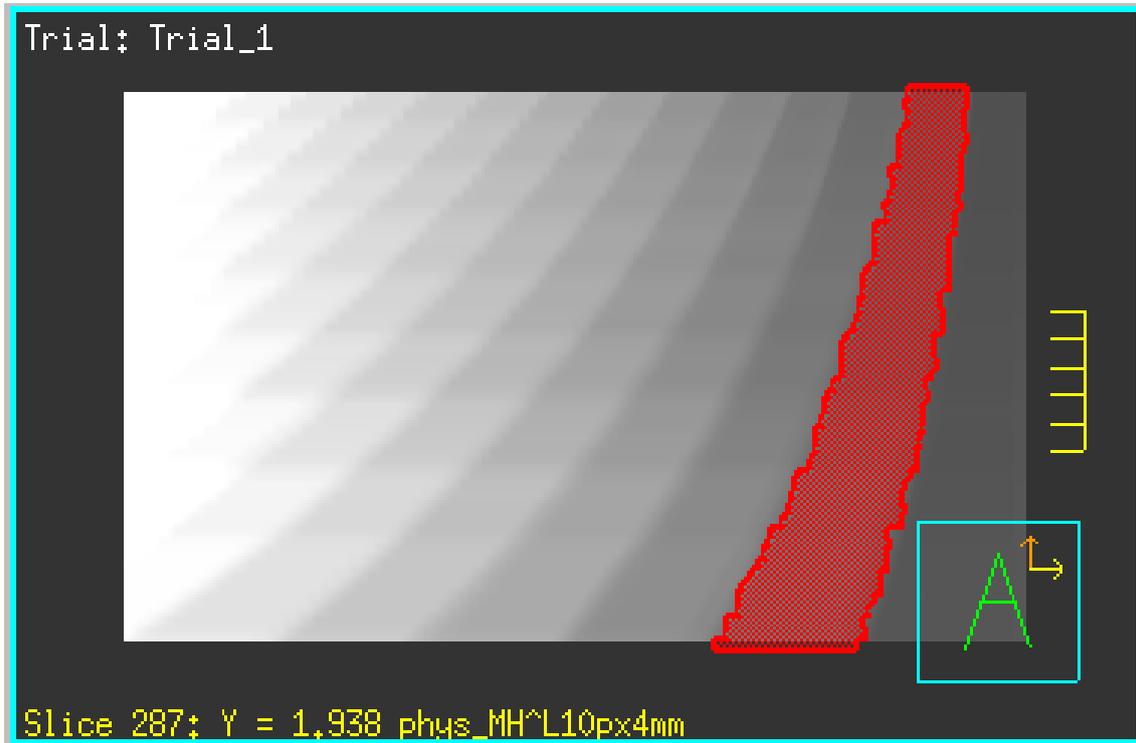


Abbildung 20: Seitenansicht der Dichtestruktur in Pinnacle

Da in dieser Struktur der tatsächliche Verlauf der Dichte bzw. der Umgang der Tools mit der Dichte untersucht werden sollte, ist es notwendig, dass diese innerhalb der Struktur einigermaßen konstant ist. Messungen über die gesamte Struktur ergaben Dichtewerte zwischen $1,09$ und $1,14 \text{ g cm}^{-3}$, was einem Fehler von knapp 2% entspricht.

3.3 Bildwege

Um den Verlauf einer strahlentherapeutischen Behandlung über mehrere Wochen und die damit im Körper vorhandenen Veränderungen simulieren zu können, wurden wie oben beschrieben Phantome mit unterschiedlichen Verzerrungsgraden erstellt. Es wurden verschiedene Verlaufsszenarien für die Simulation gewählt, um einen Rückschluss auf die Arbeitsweise der Bestrahlungsplanungstools ziehen zu können. Untersucht wurden dabei zuerst die Reaktion einer elastischen Verzerrung (siehe Abbildung 21), weiters schrittweise aufeinanderfolgende Verzerrungen (Abbildung 22) und im Vergleich dazu einzeln aufgelöst die Sprünge von Messung zu Messung (Abbildung 23) sowie eine engmaschige Untersuchung im kleinstmöglichen Verzerrungsgrad (Abbildung 24). Die Abbildungen zeigen durch die Linienverbindung wie von einem Ausgangsphantom (die Zahl spiegelt dabei den Grad der Verzerrung des Phantoms wider) auf ein weiteres Phantom registriert wird. Das Resultat wird durch beide Verzerrungsgrade gekennzeichnet. Im Falle einer Serie von Registrierungen wird daraufhin mit dem resultierenden Datensatz auf den Datensatz der nächsten Stufe registriert. Rigide und deformierbare Registrierung werden dabei unabhängig voneinander behandelt.

3.3.1 Elastische Verzerrung

Bei der elastischen Verzerrung wurde getestet, wie die einzelnen Bestrahlungsplanungstools auf eine eindimensionale Verzerrung sowie auf eine entsprechende Rückstellung auf den Ursprungszustand reagieren. Idealfall wäre dabei eine vollkommene Wiederherstellung der Ursprungsstrukturen in der ursprünglichen Lokalität. Wie in Abbildung 21 gezeigt wurden dafür Strukturen im Originalbild (0 Pixel Verzerrung) gezeichnet und auf ein verzerrtes Bild (5 Pixel Verzerrung) angewendet. Die entstehenden neuen Strukturen wurden im Anschluss wieder mit dem Originalbild (0 Pixel Verzerrung) registriert.

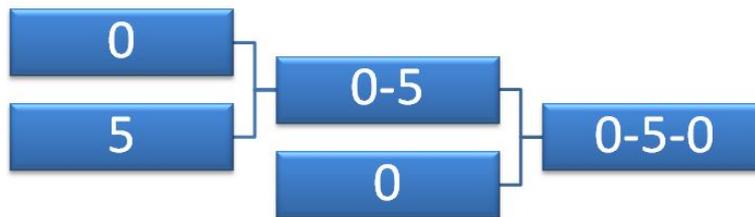


Abbildung 21: elastischer Verzerrungsprozess: Registrierung des verzerrten Bildes auf das Originalbild und zurück

3.3.2 Verzerrung mit inhomogener Schrittweite in x-Richtung

Bei einer kontinuierlichen Verzerrung geht es im Grunde darum, die Verzerrung in eine Richtung auflösen zu können. So wurden bei relativ großer Endverzerrung mehrere Zwischenschritte in unterschiedlichen Abständen aufgelöst. Zu erwarten wäre dabei eine Änderung der Parameter in etwa demselben Ausmaß. Der Prozess, wie in Abbildung 22 gezeigt, sieht eine Konturierung (Zeichnen von Strukturen im CT-Bild) im Originalbild und eine schrittweise Erhöhung der Verzerrung (5, 10, 20, 40, 50 Pixel) in eine Richtung vor. Zu erwarten ist, dass abhängig von RR oder DIR, ein Abriss der Simulationskurve im Bereich des größten Verzerrungssprunges aufgrund von transversaler Verschiebung der Phantome zueinander (Strukturen werden aus dem Zielphantom verschoben) entsteht. Der Versuch wurde als Analogie zur adaptiven Strahlentherapie mit sich ändernden Füllzuständen gewählt, bei der Veränderungen zu jeder Zeit erwartbar sind.

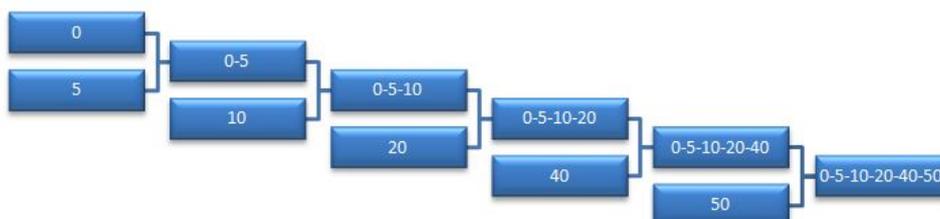


Abbildung 22: Schrittweise Registrierung mit unregelmäßiger Schrittweite vom Ursprungsbild bis zum Bild mit 50 Pixel Verzerrung

3.3.3 Schritt für Schritt-Auflösung des Verzerrungsprozesses mit inhomogener Schrittweite

Aufgrund eines zu erwartenden Abrisses der Simulationskurven wurden die einzelnen Schritte der kontinuierlichen Verzerrung aufgelöst und einzeln betrachtet. Daraus sollten sich genauere Erkenntnisse über die Funktionsweise der Bestrahlungsplanungstools bei unterschiedlichen Verzerrungsgraden ermitteln lassen. Abbildung 23 zeigt, dass jeweils die Einzelschritte betrachtet und in ein Diagramm zusammengefügt wurden. Eine gesamtliche Betrachtung des Prozesses soll so allerdings nicht ermittelt werden.

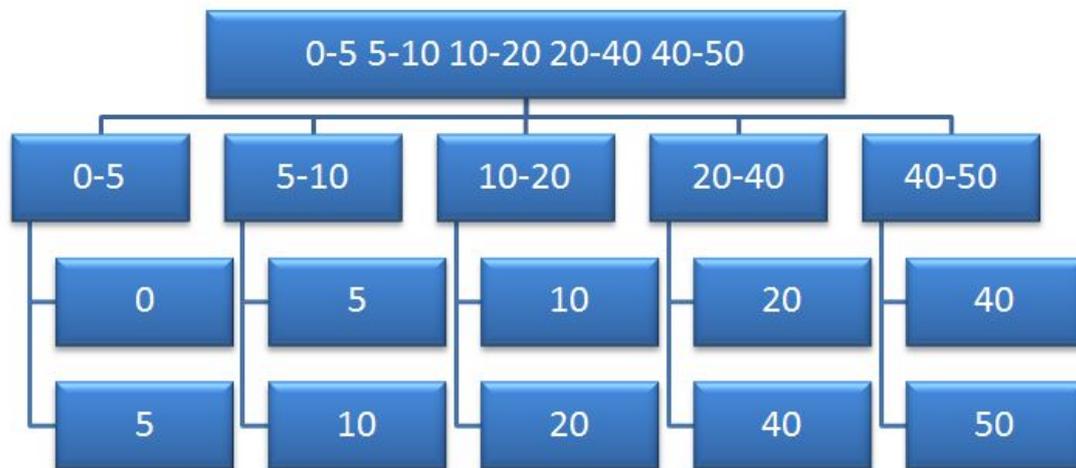


Abbildung 23: Betrachtung der einzeln aufgelösten Registrierungsschritten

3.3.4 Verzerrung mit homogener Schrittweite

In einer vierten Testreihe wurde eine „kontinuierliche“ Verzerrung mit möglichst kleinen Verzerrungsschritten (5, 10, 15, 20, 25, 30 Pixel) gewählt. Im Grunde wird so in linearen Abständen eine größere Verzerrung zeitlich konstant aufgelöst. Abbildung 24 zeigt die linear gesetzten Stufen der Messpunkte des Verzerrungsprozesses, von dem sich ein Rückschluss auf die Funktionsweise eines realen Bestrahlungsplans erwarten lässt. Im Vergleich zum Versuch mit inhomogener Schrittweite entspricht dieser Versuch veränderten Größenverhältnissen von Organen, wie zum Beispiel einer Lunge, die sich bei Einatmung kontinuierlich ausdehnt.

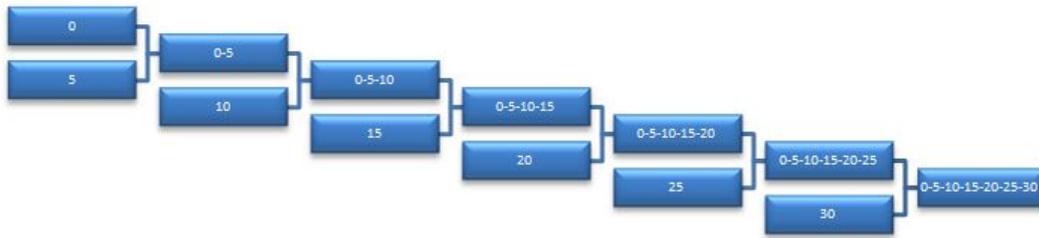


Abbildung 24: Schrittweise Registrierung mit regelmäßiger Schrittweite vom Ursprungsbild bis zum Bild mit 30 Pixel Verzerrung

3.4 Fehleranalyse

In Studien, die ebenfalls Vergleiche zwischen (meist selbstprogrammierten) Planungstools anstreben, werden häufig der Dice Similarity Coefficient (DSC) oder die Hausdorff distance (HD) als vergleichende Parameter angegeben. Li et al. [13] vergleichen mehrere Tools für DIR und werten diese mittels DSC, HD und PE (percentage error) aus.

$$DSC = \frac{2(A \cap B)}{A + B} \quad (17)$$

$$PE = \frac{A \cup B - A \cap B}{A} \quad (18)$$

$$HD = \max(h(\vec{A}, \vec{B}), h(\vec{B}, \vec{A})) \quad \text{mit} \quad h(\vec{A}, \vec{B}) = \max_{a \in \vec{A}} \min_{b \in \vec{B}} \|a - b\| \quad (19)$$

wobei für den DSC eine Spanne von 0 bis 1 von der schlechtesten zur besten Segmentierung existiert, für PE 0 die beste Segmentierung repräsentiert und $\|a - b\|$ eine L_2 Norm der Punkte von \vec{A} und \vec{B} darstellt. [13]

Dies ist in dieser Arbeit kaum möglich, da einerseits in Pinnacle erst ab der nächsten Version die Einführung einer statistischen Auswertung in diese Richtung geplant ist und andererseits die Planungssysteme keinen Export der registrierten Bilder zulassen, um eine Berechnung der genannten Parameter in einem externen Programm zu ermöglichen. Aus diesem Grund wurden als repräsentative Parameter das Volumen und die mittlere Dichte der Strukturen gewählt und die Ergebnisse aus den Testserien in den einzelnen Tools miteinander verglichen.

Um dennoch eine Aussage über das Verhalten der Systeme treffen zu können, kann man die Tools anhand der mittleren Dichte innerhalb der Struktur und der mittleren Dichte innerhalb des gesamten Phantoms vergleichen. Die mittlere Dichte in der Struktur wurde gewichtet, sodass der Grundwert dem Ausgangswert der mittleren Dichte im gesamten Phantom entspricht.

$$Fehler[\%] = \frac{meanHU_{sphere, gewichtet}}{meanHU_{phantom}} \cdot 100 \quad (20)$$

4 Ergebnisse

Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse der oben genannten Versuche dargestellt und zu interpretieren versucht. Die ursprünglichen Strukturen werden in den grafischen Abbildungen dabei immer in rot (Quader) und grün (Kugel) dargestellt, die transformierten Strukturen in orange und türkis. Ausgewertet wurden stets das Volumen und die mittlere Dichte (Hounsfield Unit = HU) der Strukturen, wobei immer ein Rückschluss auf die grafischen Daten notwendig ist, um die vorliegenden Daten zu interpretieren.

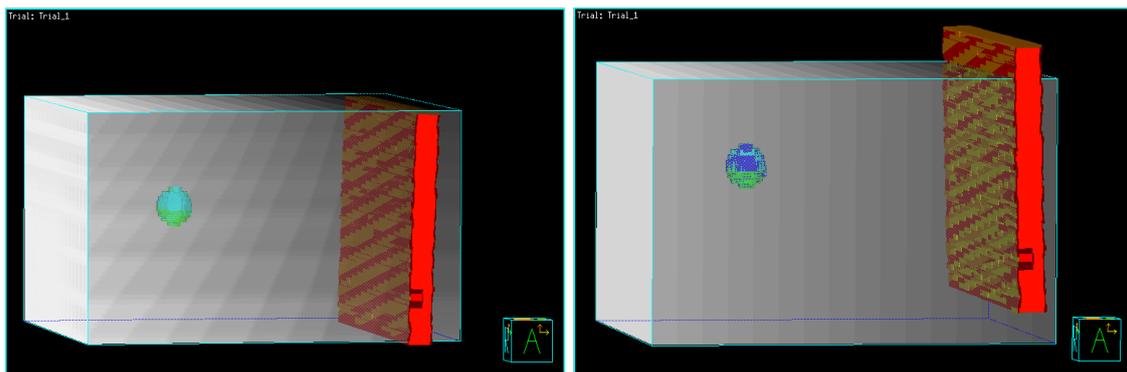
Die Verzerrungen werden dabei in Pinnacle unabhängig voneinander rigide und deformierbar registriert, in Eclipse setzt die deformierbare Registrierung direkt auf der rigiden auf.

4.1 Elastische Verzerrung

Zunächst wird untersucht, wie die einzelnen Bestrahlungsplanungstools auf eine elastische Verzerrung, das heißt eine Verzerrung der Dichtematrix mit Rückrechnung auf den Ursprungspunkt, reagieren. Dafür wird die kleinste Verzerrungsstufe gewählt. Im Folgenden ist dieser Schritt auch immer Teil der weiteren Versuche, es wird aber nicht mehr speziell auf ihn eingegangen, da er in diesem Versuch ohnehin ausreichend thematisiert wird. Im Idealfall wäre eine Verzerrung der Strukturen und eine nachfolgende Rückstellung auf den Ursprungszustand zu erwarten.

Pinnacle

Da die Strukturen in Pinnacle gezeichnet wurden, wird auch die erste Berechnung in Pinnacle durchgeführt. Betrachtet man die Ergebnisse zunächst rein grafisch, lässt sich bei der rigiden Registrierung erkennen, dass sich die Strukturen nur geringfügig verändern (siehe Abbildung 25). Zusätzlich zur oben genannten Farbcodierung sind in blau und gelb die Strukturen in ihrer Enddarstellung angezeigt.



(a)

(b)

Abbildung 25: (a): rigide Registrierung von Basisphantom auf 5 Pixel-Verzerrung
(b): rigide Registrierung zurück zum Ursprungszustand

Zu sehen ist, dass die Strukturen kaum voneinander abweichen, in der Rückrechnung auf den Ursprungszustand ist allerdings eine gewisse translatorische Verschiebung festzustellen, welche sich vor allem auf die density-Struktur auswirkt.

Lässt man nun die Datensätze nicht rigide, sondern deformierbar registrieren, zeigt sich eine deutlichere Abweichung von den Ursprungsdaten (siehe Abbildung 26).

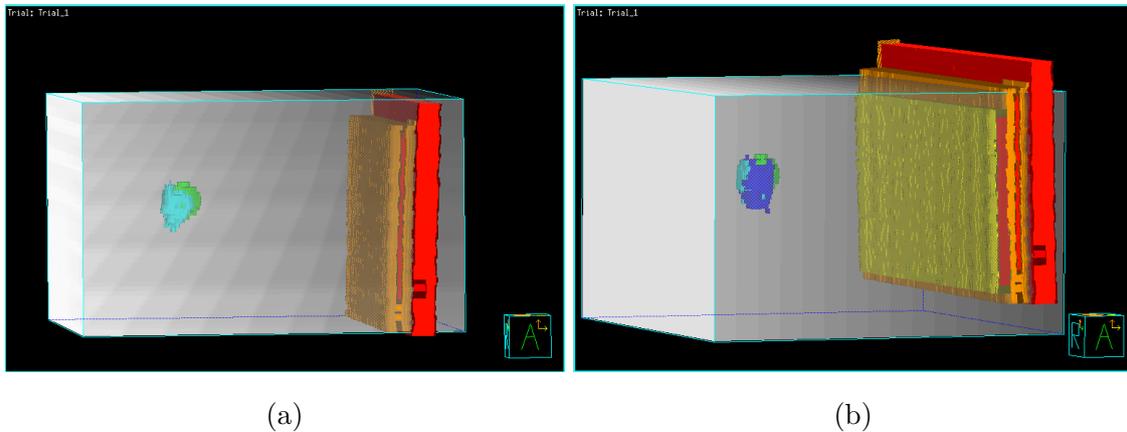


Abbildung 26: (a): deformierbare Registrierung von Basisphantom auf 5 Pixel-Verzerrung
(b): deformierbare Registrierung zurück zum Ursprungszustand

Es ist leicht erkennbar, dass die Strukturen nun durch eine Deformation an die Verzerrung angepasst werden sollten, die Rücktransformation aber nicht mehr funktioniert. Wieder bezeichnen die Formen in gelb und blau den Endzustand des Versuchs. Die in den registrierten Formen liegende, rote Schicht kommt durch Auflösungsfehler in Pinnacle zustande.

Eclipse

Im Anschluss wurden die CT-Daten samt den zugehörigen Strukturdatensätzen aus Pinnacle exportiert und in Eclipse importiert und die Versuche erneut durchgeführt. Es zeigt sich, dass auch hier die rigide Registrierung bei geringer Verzerrung kaum Abweichungen vom Ursprungszustand mit sich bringt (Abbildung 27).

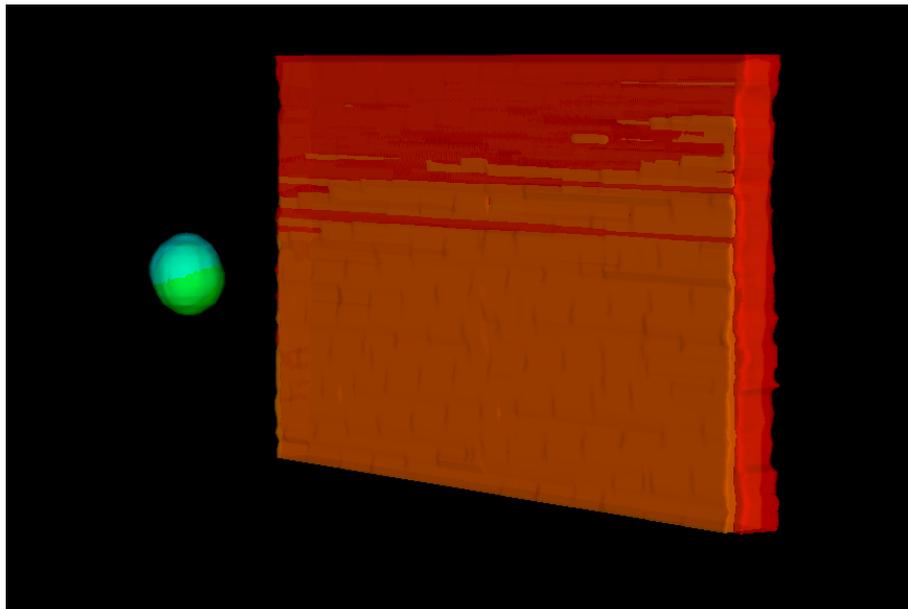


Abbildung 27: rigide Registrierung in Eclipse bei geringfügiger Verzerrung

Eine Darstellung aller drei Phasen der Verzerrung ist in einem Bild in Eclipse leider nicht möglich. Allerdings lassen sich rigide und deformierbare Registrierung der selben Phase miteinander darstellen (Abbildung 28) und auch der Endzustand mit den Phasen einzeln darstellen (Abbildung 29).

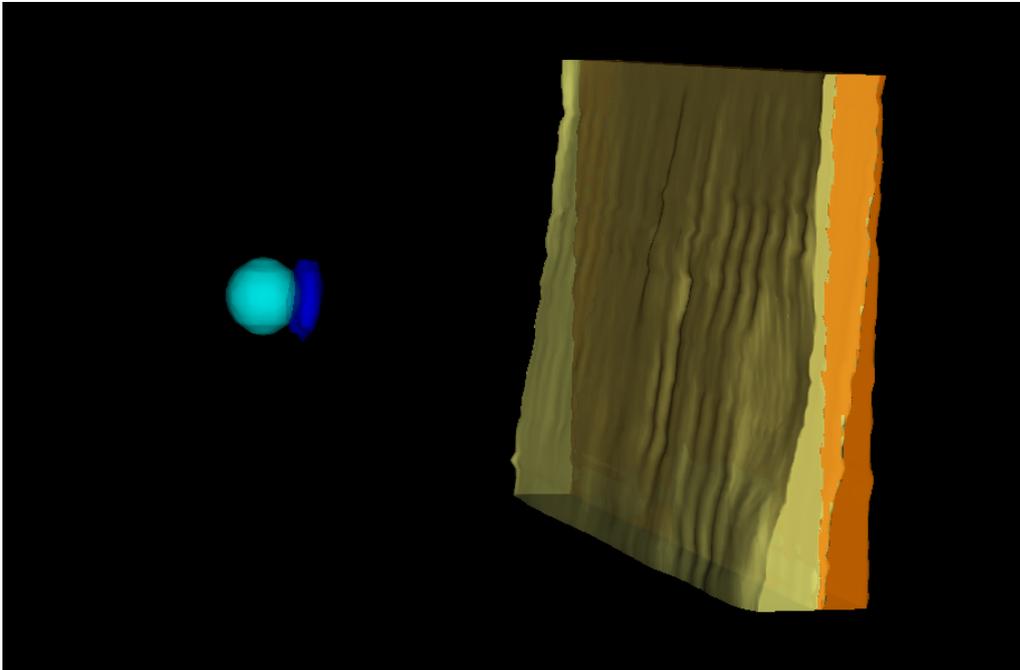


Abbildung 28: Gegenüberstellung rigider (orange/türkis) und deformierbarer (rot/grün) Registrierung in Schritt 05

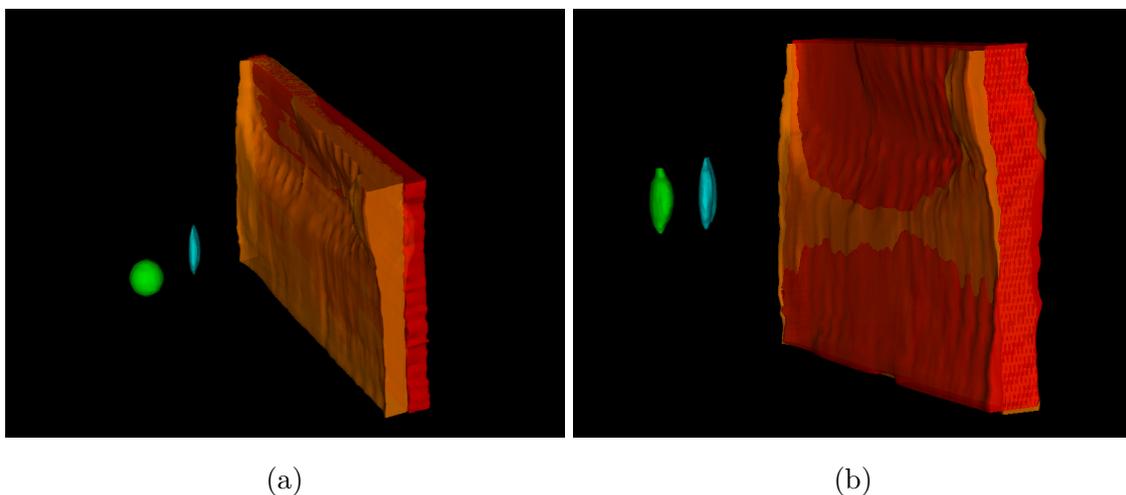


Abbildung 29: (a): Gegenüberstellung von Ausgangs- und Endzustand
(b): deformierbare Registrierung von verzerrtem Phantom auf Endzustand

4.1.1 Auswertung

Wertet man nun die Daten für rigide und deformierbare Registrierung der beiden Strukturen aus, stellt man zunächst fest, dass sich bei der Übertragung der Daten zwischen Pinnacle und Eclipse sowohl das Volumen, als auch die mittlere HU-Zahl geringfügig geändert

haben. Dies ist soweit zu erklären, dass beide Programme unterschiedliche Rendering-Systeme verwenden und so die Grenzen der Strukturen von Schicht zu Schicht unterschiedlich interpoliert werden. Die relevanten Fehler betragen dabei beim Volumen der density-Struktur 2 % und bei der mittleren HU-Zahl der sphere-Struktur 0,003 %.

density

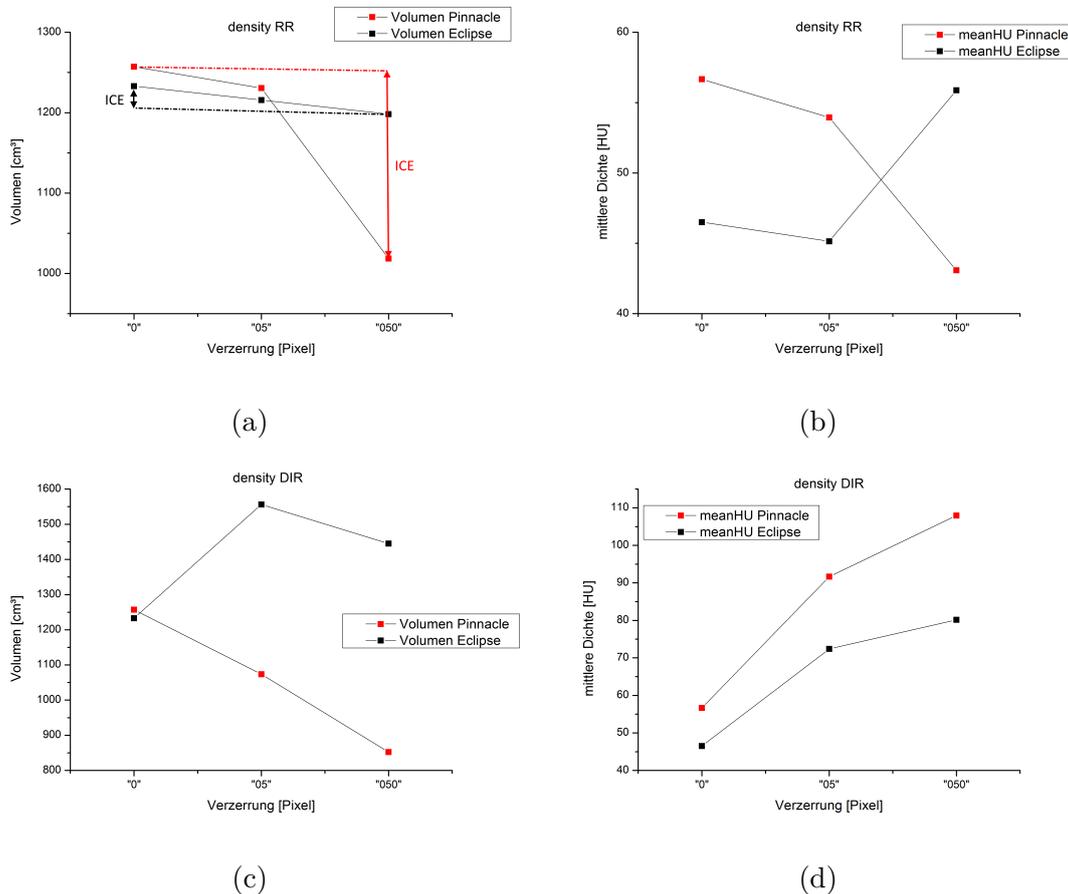


Abbildung 30: (a): Volumenverlauf bei rigider Registrierung
 (b): Verlauf der mittleren HU bei rigider Registrierung
 (c): Volumenverlauf bei deformierbarer Registrierung
 (d): Verlauf der mittleren HU bei deformierbarer Registrierung

In Abbildung 30a zeigt sich, dass die rigide Registrierung in beiden Systemen im ersten Schritt relativ gleich verläuft, der Abfall im zweiten Schritt in Pinnacle mit der nach oben verschobenen Struktur zu erklären ist, wodurch diese abgeschnitten wird. Insgesamt lässt vor allem der Verlauf der Eclipse-Kurve den Schluss zu, dass der Ausgangspunkt zwar nicht exakt wieder erreicht wird, aber dennoch bei einfachen Strukturen einen nur vergleichsweise kleinen Fehler aufweist. Dies wird auch durch Abbildung 30c deutlich, da hier die Eclipse-Kurve durchaus eine Tendenz zeigt, in die Ausgangslage zurück zu springen. Allerdings ist die Auslenkung und die damit verbundene Verzerrung sehr gering.

Die mittlere Dichte der density-Struktur fällt sowohl bei rigider, als auch bei deformierbarer Registrierung nicht wieder auf den Startwert zurück, was ein Indiz dafür ist, dass die Struktur zwar in Richtung größerer Dichten translatorisch bewegt wird, aber den Weg zurück nicht mehr findet. Dies zeigt sich auch grafisch (siehe Abbildung 26b).

sphere

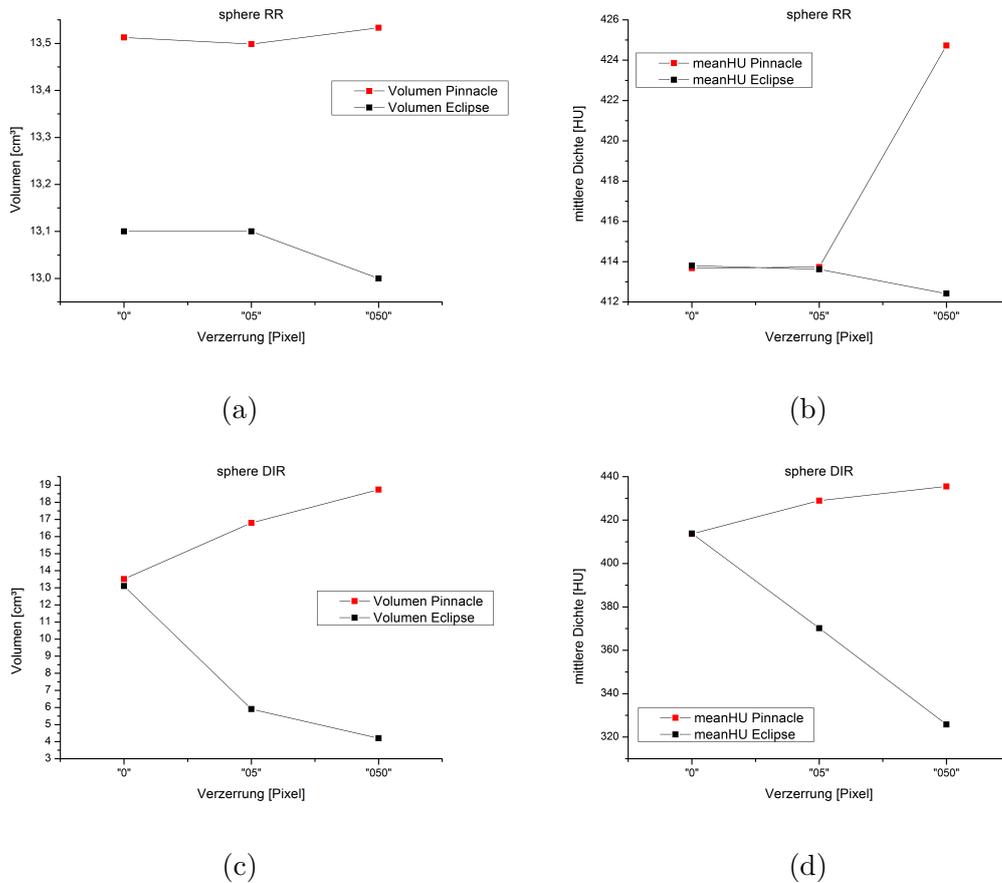


Abbildung 31: (a): Volumenverlauf bei rigider Registrierung
 (b): Verlauf der mittleren HU bei rigider Registrierung
 (c): Volumenverlauf bei deformierbarer Registrierung
 (d): Verlauf der mittleren HU bei deformierbarer Registrierung

Bei den für die sphere-Struktur vor allem relevanten Kurven für die mittlere Dichte zeigt sich gerade bei rigider Registrierung eine hohe Übereinstimmung der Systeme im ersten Schritt. Das starke Auseinanderdriften im zweiten Schritt ist eher der großskalierten Darstellung geschuldet, beträgt die Abweichung lediglich 11 HU und damit nur 2,6% der Gesamtdichte. Das Volumen bleibt bei rigider Registrierung bis auf kleine Schwankungen relativ konstant. Bei deformierbarer Registrierung gehen beide Systeme in vollkommen unterschiedliche Richtungen, was auch grafisch (Abbildungen 26 bzw. 29) sehr gut deutlich wird. In Pinnacle wird die sphere-Struktur eher aufgeblasen, wogegen sie in Eclipse gestaucht wird.

4.1.2 Inverse Konsistenz

Analog zu den Berechnung von Yang et al. [14] kann für den Versuch der elastischen Verzerrung eine „inverse consistency evaluation“ (ICE) durchgeführt werden. Dabei werden die Ausgangs- und Endvolumina miteinander verglichen. Dies ermöglicht eine hohe Reproduzierbarkeit hinsichtlich verschiedener Systeme und möglicher Upgrades der Tools. Ideal wären dabei jeweils Werte um Null, aufgrund der Phantomabhängigkeit können aber keine

Schlussfolgerungen zu Daten anderer Arbeiten gezogen werden.

Tabelle 2: ICE-Daten für density-Volumen

Registrierung	ICE [cm ²]
RR Pinnacle	238,570
RR Eclipse	34,800
DIR Pinnacle	404,641
DIR Eclipse	212,200

4.2 Verzerrung mit inhomogener Schrittweite

Nachdem gezeigt wurde, dass die Systeme teilweise sehr gut auf kleine Störungen reagieren, wird der Schwierigkeitsgrad erhöht und eine Verzerrung über mehrere, inhomogene Schritte aufgebracht. Dies soll die Veränderung eines Körpers während eines mehrwöchigen Bestrahlungszyklus mit der zusätzlichen Erschwernis, dass die Aufnahmepunkte unregelmäßig gewählt werden, simulieren.

Pinnacle

Wieder lässt sich in Pinnacle bei rigider Registrierung ein Hang zu translatorischer Bewegung mit leichter Rotation beobachten. Dabei bewegen sich die Strukturen kontinuierlich aus dem Zielphantom, sodass der Versuch ab dem Phantom mit 40 Pixel Verschiebung keine Daten mehr liefert. Dieser Datenabriss war gerade bei rigider Registrierung vorherzusehen, da die Strukturen in ihrer Form relativ konstant bleiben müssen (siehe Abbildungen 32a-d).

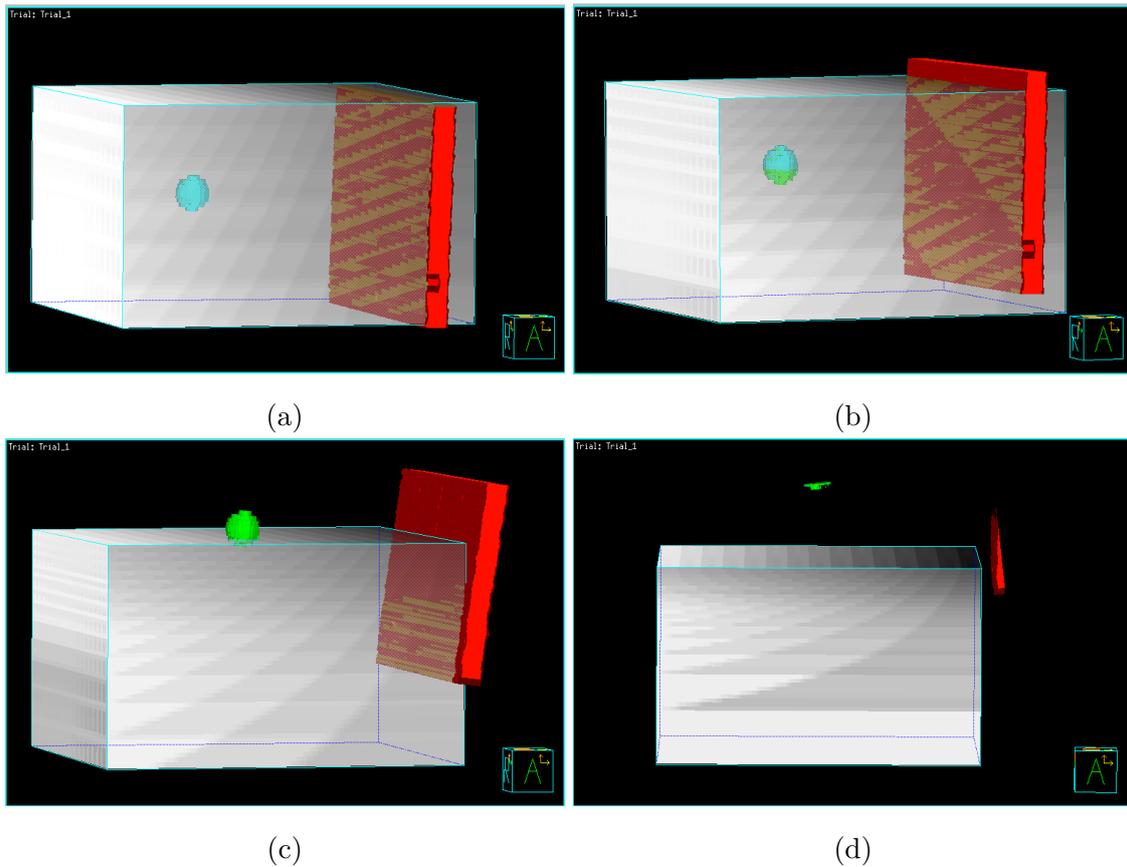


Abbildung 32: (a): Rigide Registrierung zwischen Basisphantom und 5 Pixel Verzerrung
 (b): Rigide Registrierung zwischen 5 Pixel und 10 Pixel Verzerrung
 (c): Rigide Registrierung zwischen 10 Pixel und 20 Pixel Verzerrung
 (d): Rigide Registrierung zwischen 20 Pixel und 40 Pixel Verzerrung

Die letzte rigide Registrierung wurde nicht mehr dargestellt, da die Strukturen komplett verschwunden sind. Die bruchstückhafte Darstellung der Strukturen in Abbildung 32d erklärt sich aus der translatorischen Verschiebung der Reststrukturen, die sich im vorherigen Schritt noch innerhalb des Phantoms befindet.

Bei deformierbarer Registrierung setzt sich nun ebenfalls der Trend translatorischer Verschiebung gemeinsam mit Deformation fort, welcher bereits im ersten Versuch beobachtet werden konnte. Hier sind die Stufen (Abbildungen 33a-d) zumindest grafisch erfassbar, wenngleich auch im letzten Bild die Daten nur mehr der Vollständigkeit wegen gezeigt werden.

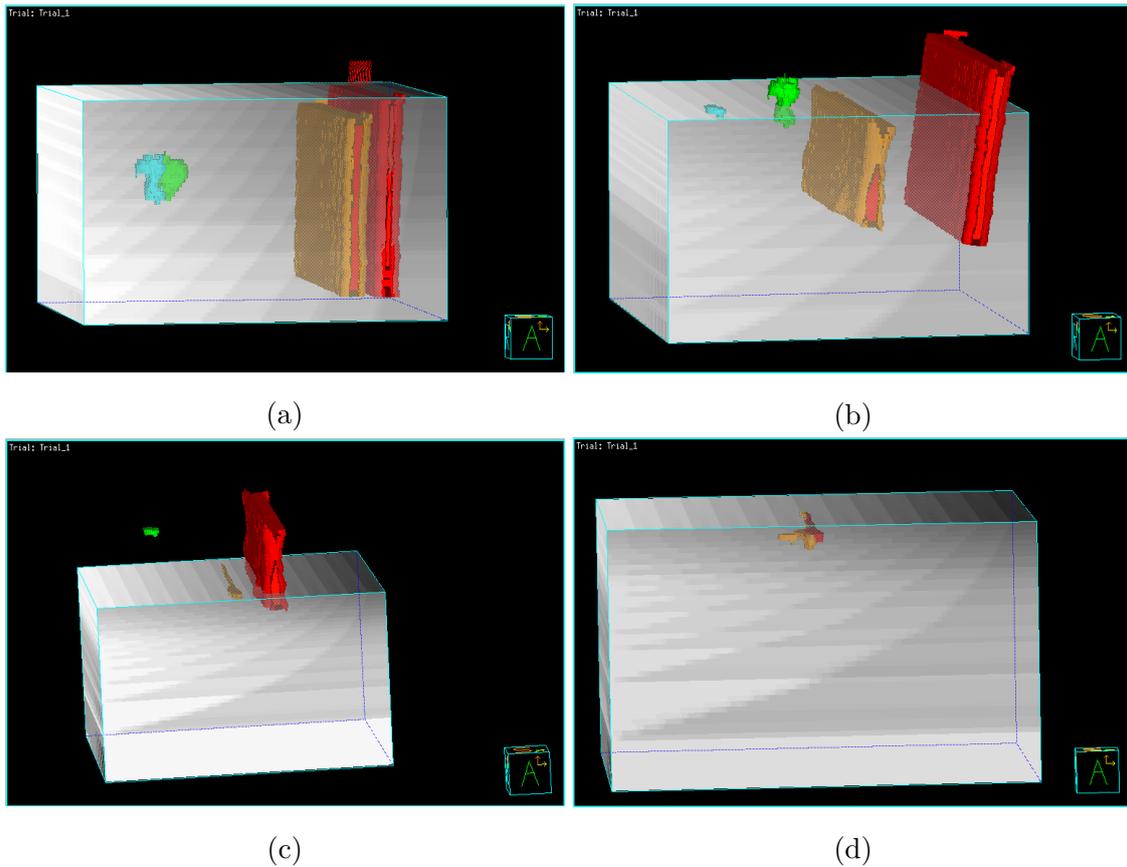


Abbildung 33: (a): Deformierbare Registrierung zwischen 5 Pixel und 10 Pixel Verzerrung
 (b): Deformierbare Registrierung zwischen 10 Pixel und 20 Pixel Verzerrung
 (c): Deformierbare Registrierung zwischen 20 Pixel und 40 Pixel Verzerrung
 (d): Deformierbare Registrierung zwischen 40 Pixel und 50 Pixel Verzerrung

Bezüglich der ersten Stufe sei auf Abbildung 26a hingewiesen. Erkennbar ist, dass bei deformierbarer Registrierung kleinerer Stufen zunächst die Strukturen eher stärker deformiert werden und bei größeren Stufen auch zunehmend eine translatorische Verschiebung zu erkennen ist.

Eclipse

Im Gegensatz zu den Datensätzen in Pinnacle zeigt die rigide Registrierung bei inhomogener Verzerrung in Eclipse kaum Auswirkung auf die örtliche Lokalisation. Wie bereits in Abbildung 27 ersichtlich sind die Strukturen fast vollkommen überlappend, sodass eine Darstellung an dieser Stelle für die einzelnen Stufen als trivial betrachtet werden kann. Wie man später noch erkennen wird, gilt dies allerdings nur für das äußere Erscheinungsbild, die mittlere Dichte der Strukturen ändert sich sehr wohl.

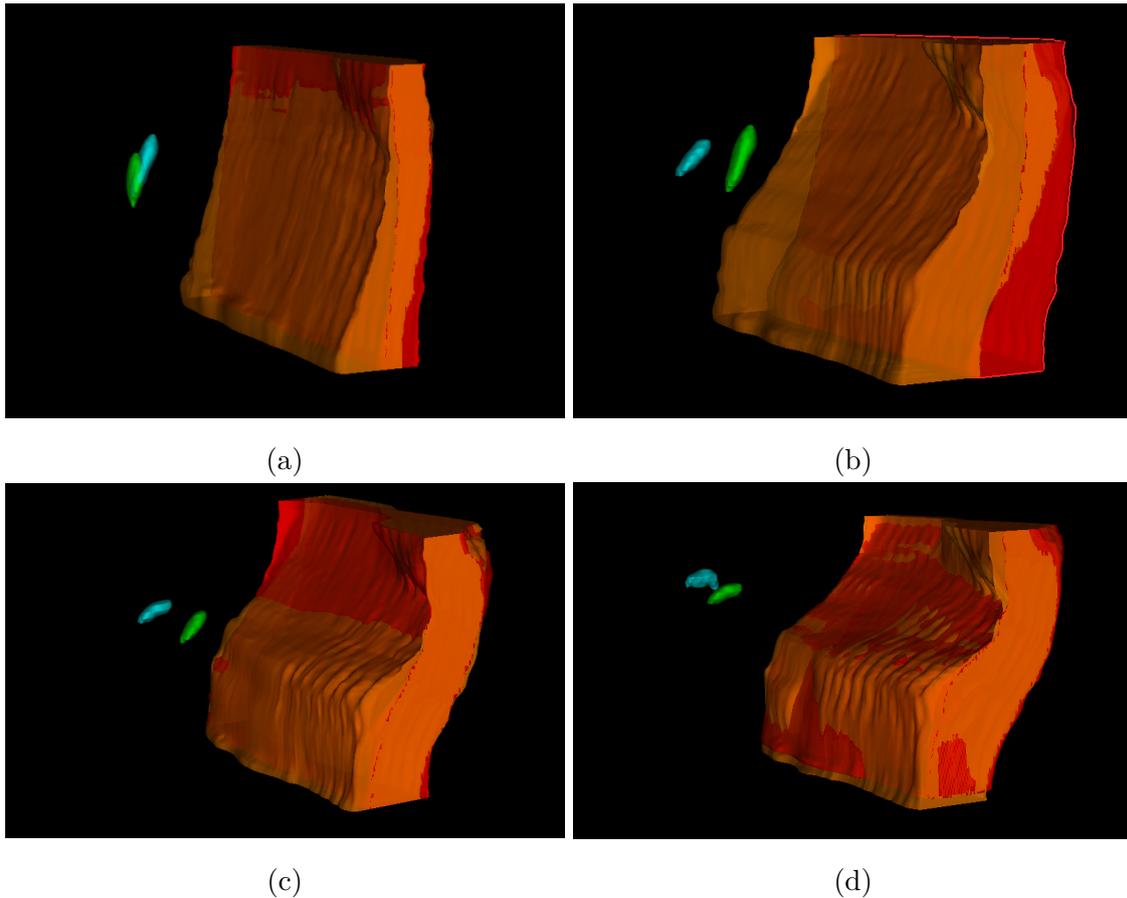


Abbildung 34: (a): Deformierbare Registrierung zwischen 5 Pixel und 10 Pixel Verzerrung
 (b): Deformierbare Registrierung zwischen 10 Pixel und 20 Pixel Verzerrung
 (c): Deformierbare Registrierung zwischen 20 Pixel und 40 Pixel Verzerrung
 (d): Deformierbare Registrierung zwischen 40 Pixel und 50 Pixel Verzerrung

Bei der deformierbaren Registrierung in Eclipse (Abbildungen 34a-d) ist interessanterweise zu sehen, dass einerseits die sphere-Struktur einmal dünn deformiert eine ihrer ursprünglichen Form ähnliche Gestalt nicht mehr annehmen kann. Eine Theorie dahinter könnte lauten, dass die Struktur in eine gewisse Dichtestufe gepresst wird und diese in den folgenden Registrierungen beibehalten werden soll. Dies würde sowohl die flache Charakteristik der Struktur erklären, als auch Rotation von einem quasi „stehenden“ Scheibchen zu einem „liegenden“ Scheibchen. Bei der density-Struktur ist interessant, dass bei kleineren Verzerrungsstufen wesentlich mehr translatorisch verschoben wird, ab größeren Verzerrungsstufen eher eine rein deformationsbelastete Verformung zu erkennen ist.

4.2.1 Auswertung

Zunächst sei nochmals vorausgeschickt, dass dieser Versuch bewusst dazu konzipiert wurde, mögliche Grenzen in der Darstellbarkeit der Verzerrungen auszureizen und auch darüber hinaus zu gehen. So sind die Daten oftmals nur im Frühstadium der Verzerrung sinnvoll und in manchen Fällen nur durch Annahmen und Vergleiche verständlich zu gestalten.

Density

Bei der density-Struktur ist auffallend, dass das Volumen vor allem bei der rigiden Registrierung in Eclipse (Abbildungen 35a-b) sehr stabile Werte zeigt, wogegen der vor allem durch das Abschneiden nicht im Phantom befindlicher Strukturteile verursachte Volumenverlauf in Pinnacle wohl nur bis zum ersten Schritt sinnvoll ist. Anzumerken ist jedoch, dass die mittlere Dichte innerhalb der Struktur relativ stabil in beiden Systemen ist (Änderung über 4 Stufen um 12 % bzw. 25 %), das heißt, dass sich die Struktur wie gewünscht in einer definierten Dichtelinie bewegt.

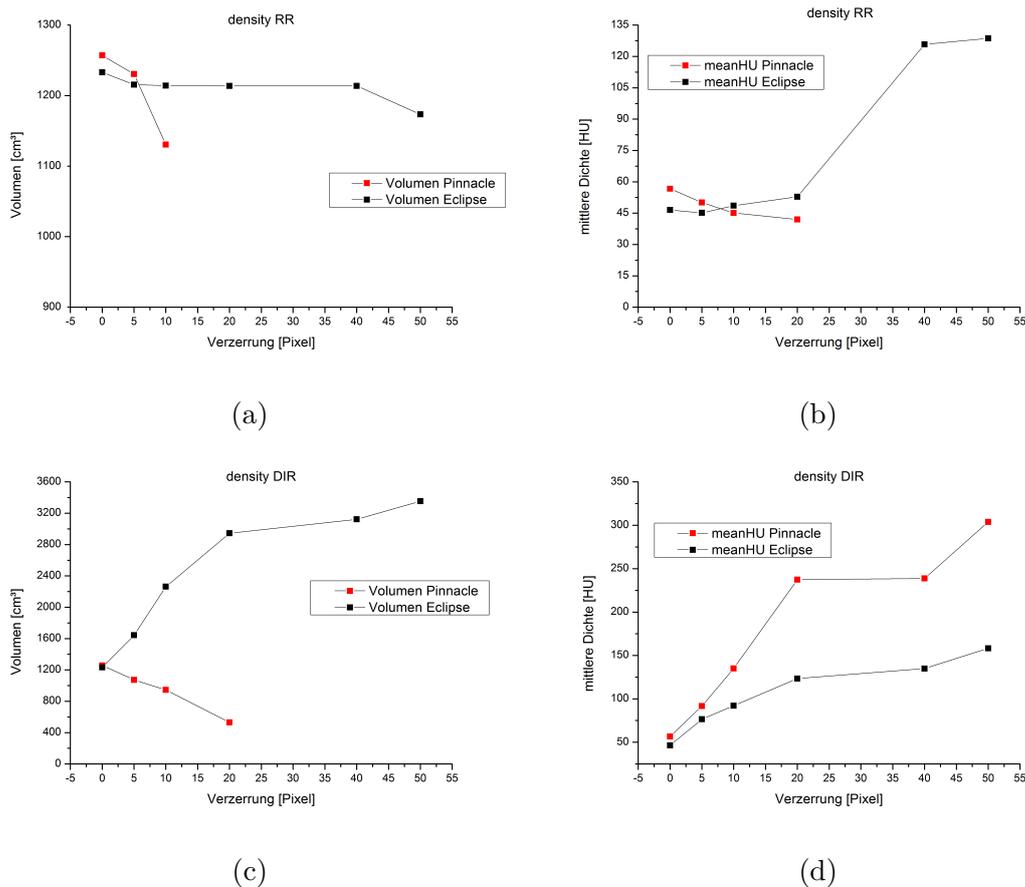


Abbildung 35: (a): Volumenverlauf bei rigider Registrierung
 (b): Verlauf der mittleren HU bei rigider Registrierung
 (c): Volumenverlauf bei deformierbarer Registrierung
 (d): Verlauf der mittleren HU bei deformierbarer Registrierung

Bei der deformierbaren Registrierung der density-Struktur (Abbildungen 35c-d) sind hingegen alle Stufen voll entwickelt. Hier zeigen Eclipse und Pinnacle zwei vollkommen unterschiedlichen Herangehensweisen bei der Art der Volumensbildung. In Eclipse dehnt sich die Struktur eher aus, in Pinnacle wird sie eher immer kleiner angenommen. Bezüglich der mittleren Dichte zeigen Pinnacle und Eclipse jedoch zumindest bis zum zweiten Schritt eine Übereinstimmung und einen ähnlichen Verlauf mit steigender Dichte. Diese ist der erhöhten Dichte geschuldet, welche bei der Verzerrung durch ein Ausgrauen der Bilder entsteht.

Sphere

Bei der sphere-Struktur wurde in der grafischen Darstellung bereits gezeigt, dass bei rigider Registrierung in Pinnacle ab dem dritten Schritt die Struktur nicht mehr zur Gänze innerhalb des Phantoms liegt. Bis dahin (und bei Eclipse auch darüber hinaus) zeigt sich für das Volumen ein sehr konstanter Wert, welcher sich auch in der mittleren Dichte durch einen beinahe identen Verlauf der Kurven zeigt (Abbildungen 36a-b).

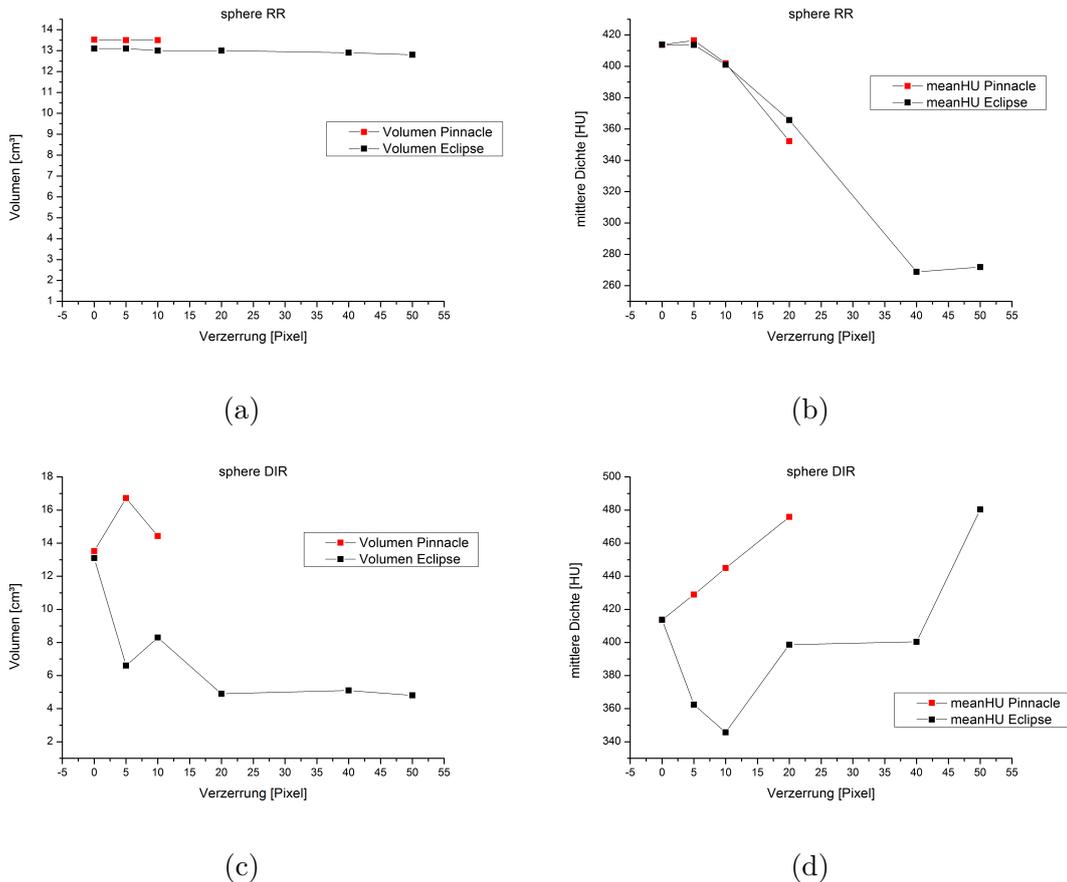


Abbildung 36: (a): Volumenverlauf bei rigider Registrierung
 (b): Verlauf der mittleren HU bei rigider Registrierung
 (c): Volumenverlauf bei deformierbarer Registrierung
 (d): Verlauf der mittleren HU bei deformierbarer Registrierung

Bei der deformierbaren Registrierung zeigten bereits die Bilder, dass in diesem Szenario scheinbar unterschiedliche Mechanismen zu Tragen kommen. Es ist zwischen Pinnacle und Eclipse, sowohl bei Volumen als auch bei mittlerer Dichte, keinerlei Übereinstimmung feststellbar (Abbildungen 36c-d). Während bei Pinnacle bei größerer Verzerrungsänderung immer mehr eine translatorische Verschiebung an Bedeutung gewinnt, spielt in Eclipse die Dichte der Struktur bei der Findung im neuen Bild eine größere Rolle, sodass die Struktur in der Dichtelinie zu stecken scheint, sich mit dieser mitbewegt und dabei immer dichter wird.

4.3 Schritt für Schritt-Auflösung

Im letzten Versuch wurde die rigide und deformierbare Registrierbarkeit bis zum Abriss der Datenlinie ausgereizt, nun sollen die einzelnen Schritte unabhängig voneinander untersucht werden. Dafür muss für jeden Schritt die entsprechende Struktur separat gezeichnet und in die nächsthöhere Stufe registriert werden. Die density-Struktur wird dabei der tatsächlichen Dichtelinie wie im Ursprungsbild so gut wie möglich angeglichen. Da eine tatsächlich verzerrte Kugel unmöglich nachzuempfinden ist, wurde stets von der gleichen Kugel in allen Schritten ausgegangen. Die Strukturen wurden allesamt in Pinnacle gezeichnet und in Eclipse übertragen, wodurch sich wie in den oberen Versuchen ein geringer Fehler in den Ausgangswerten ergibt.

Pinnacle

Wie schon in den vorangegangenen Versuchen ist die rigide Registrierung durch eine kaum vorhandene Abweichung zwischen Ursprungsbild und registriertem Bild gekennzeichnet. Selbst bei relativ komplexen Verzerrungen (Abbildung 37d) gibt es kaum Abweichungen. Die Strukturen bewegen sich relativ zu ihrer Ausgangsstruktur kaum, einzig die schon bekannte translatorische Verschiebung zur Anpassung an die neuen Dichtegegebenheiten findet kontinuierlich über alle Versuche mit unterschiedlichem Ausmaß statt.

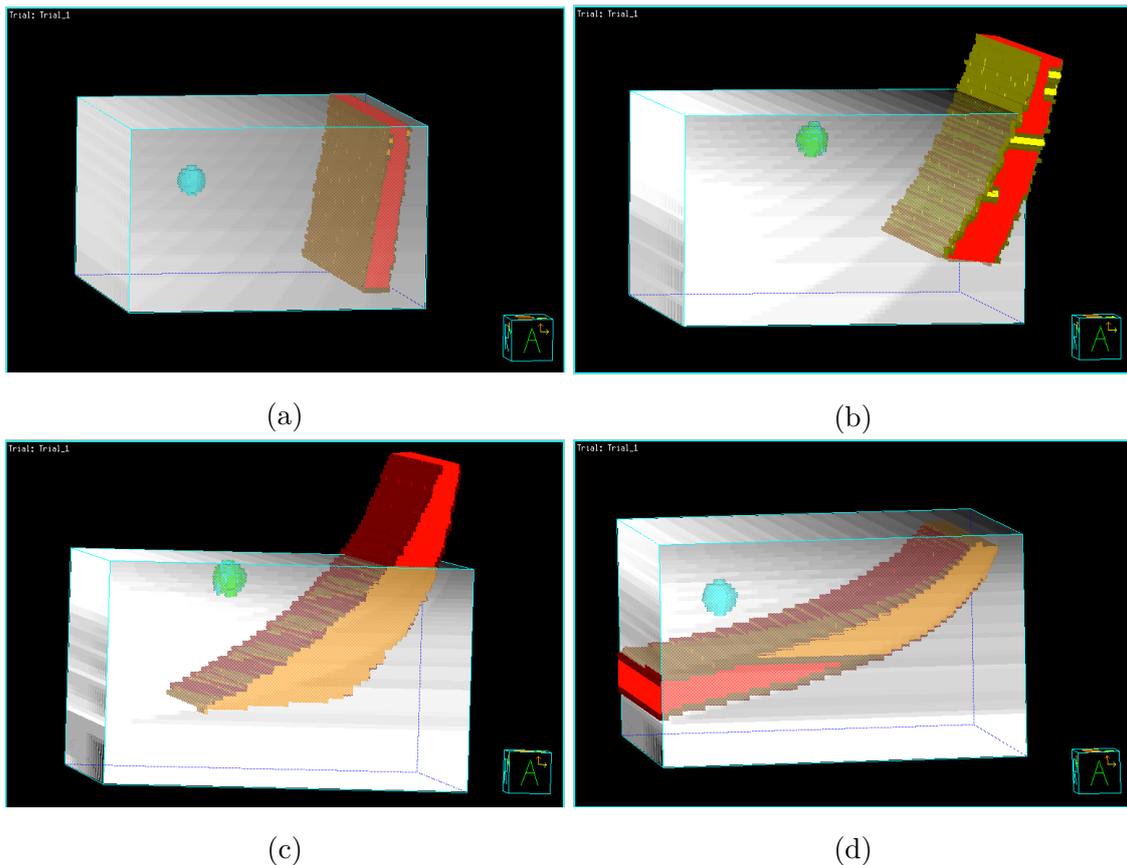


Abbildung 37: (a): Rigide Registrierung zwischen 5 Pixel und 10 Pixel Verzerrung
 (b): Rigide Registrierung zwischen 10 Pixel und 20 Pixel Verzerrung
 (c): Rigide Registrierung zwischen 20 Pixel und 40 Pixel Verzerrung
 (d): Rigide Registrierung zwischen 40 Pixel und 50 Pixel Verzerrung

In den Abbildungen 37b und c ist eine recht deutliche Verschiebung der Strukturen zu erkennen, dies sind zugleich aber auch die größten Verzerrungsänderungen. Ansonsten sind die Strukturen beinahe deckungsgleich und nur verschiedenfarbig auflösbar.

Auch bei deformierbarer Registrierung wird eine Vermutung aus dem vorangegangenen Versuch untermauert. So ist der Hang zur translatorischen Anpassung an das nächste Phantom umso größer, je größer der Sprung zwischen den Verzerrungen ist. Dies geht soweit, dass im größten Sprung zwischen 20 Pixel und 40 Pixel Verschiebung (Abbildung 38) die sphere-Struktur nicht mehr richtig aufgelöst werden kann.

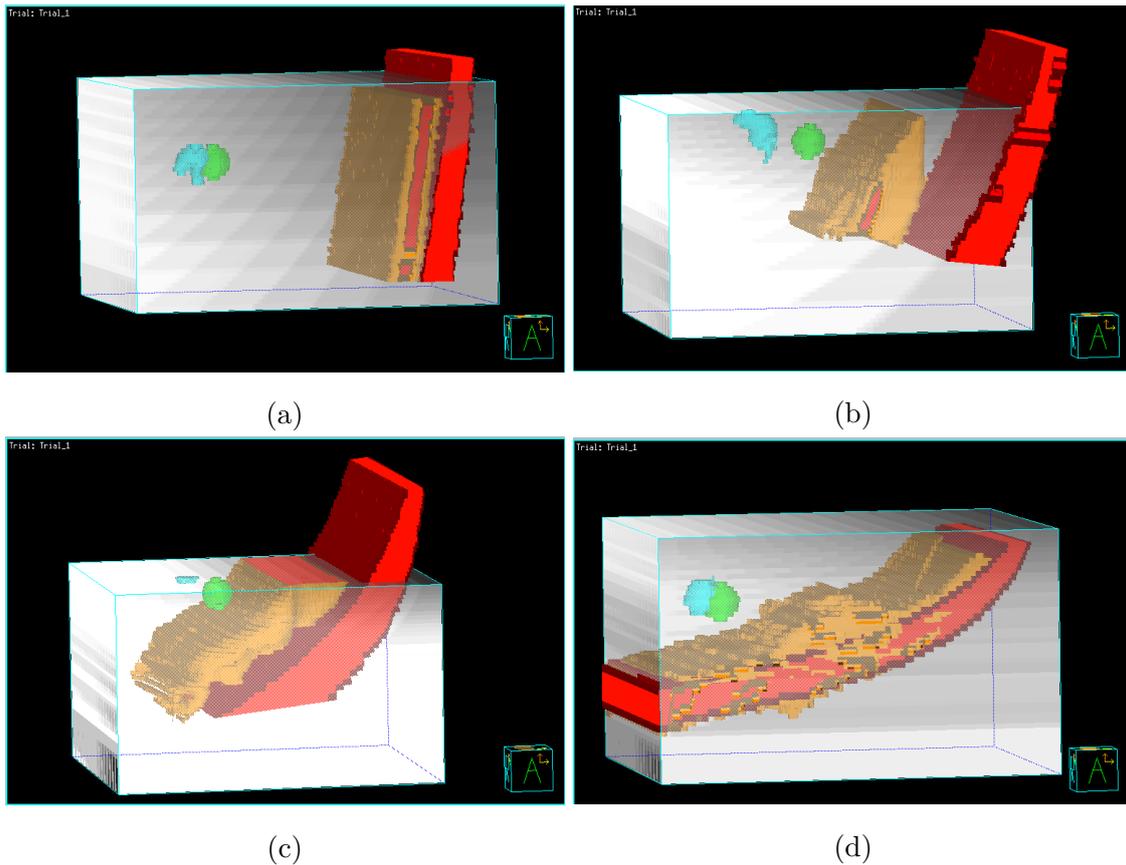


Abbildung 38: (a): Deformierbare Registrierung zwischen 5 Pixel und 10 Pixel Verzerrung
 (b): Deformierbare Registrierung zwischen 10 Pixel und 20 Pixel Verzerrung
 (c): Deformierbare Registrierung zwischen 20 Pixel und 40 Pixel Verzerrung
 (d): Deformierbare Registrierung zwischen 40 Pixel und 50 Pixel Verzerrung

Die schlechte Auflösung der density-Struktur in Abbildung 38c und d ist vermutlich den nicht ganz klar definierten Ausgangsstrukturen geschuldet. Da durch die Verzerrung die Grenzen zwischen den Dichtelinien immer stärker aufgeweicht werden, wurde auch die Abgrenzung in der Strukturerstellung immer schwieriger.

Eclipse

Auch in Eclipse wurden die Einzelschritte in rigider und deformierbarer Registrierung untersucht. Im Gegensatz zur Verzerrung mit inhomogenen Schritten können die Volumensänderungen viel detaillierter aufgenommen werden. Große Abweichungen in den Schritten ergeben sich allerdings nicht, einzig bei den großen Verzerrungsänderungen (Abbildung

39b und c) zeigen sich größere Abweichungen in der Lokalisation und im Volumen.

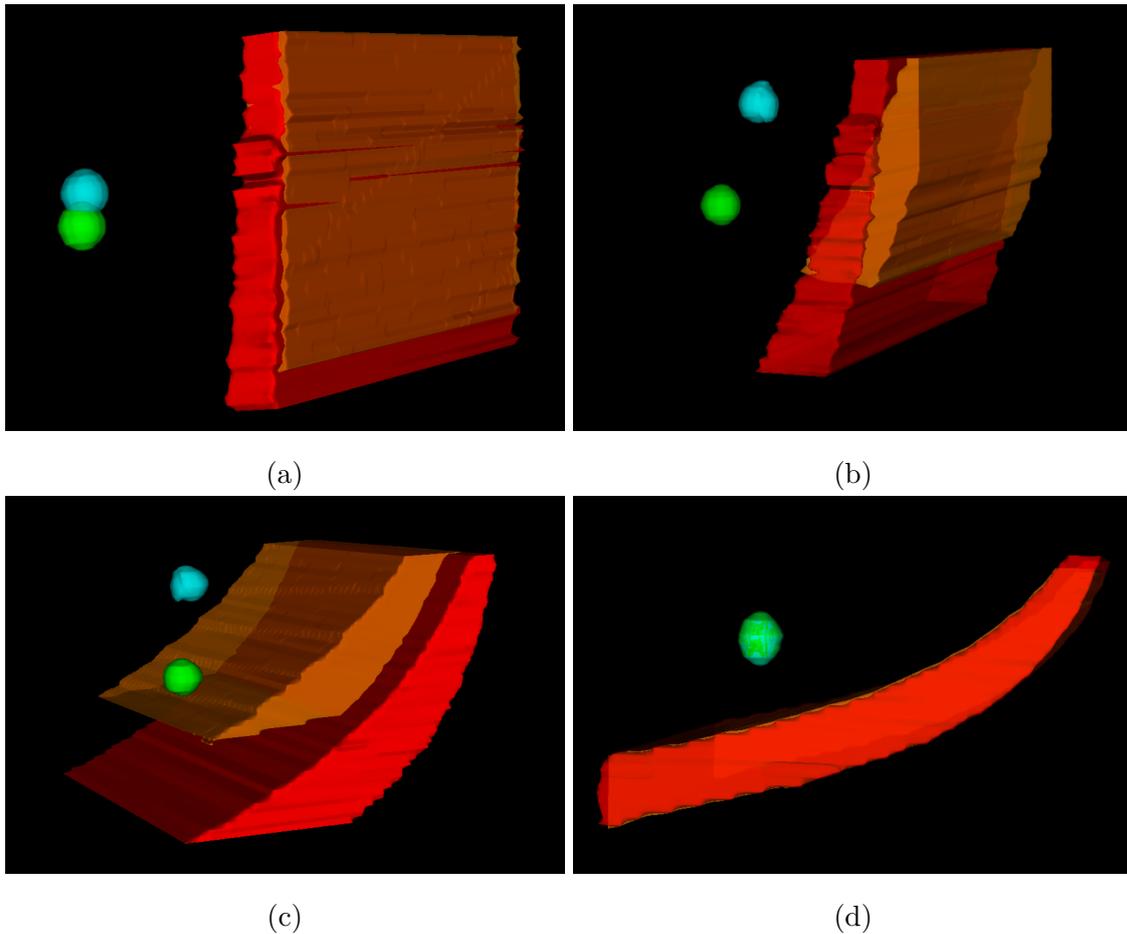


Abbildung 39: (a): Rigide Registrierung zwischen 5 Pixel und 10 Pixel Verzerrung
 (b): Rigide Registrierung zwischen 10 Pixel und 20 Pixel Verzerrung
 (c): Rigide Registrierung zwischen 20 Pixel und 40 Pixel Verzerrung
 (d): Rigide Registrierung zwischen 40 Pixel und 50 Pixel Verzerrung

In den Abbildungen ist außerdem sehr gut erkennbar, dass die Strukturen in ihrer Oberfläche relativ unregelmäßig gestaltet sind. Dies ist wie erwähnt der aufgeweichten Dichtedarstellung in den Phantomen, in welchen die Strukturen gezeichnet wurden, geschuldet.

Bei deformierbarer Registrierung fällt in erster Linie wieder das Verhalten der sphere-Struktur auf, welche sich in eine bestimmte Dichtelinie zu begeben scheint. Zudem scheint die Konstanzhaltung der Dichte für die Strukturhaltung bei deformierbarer Registrierung wichtiger zu sein als die Form, was die ausgeprägten translatorischen Bewegungen der Struktur im Phantom zeigt.

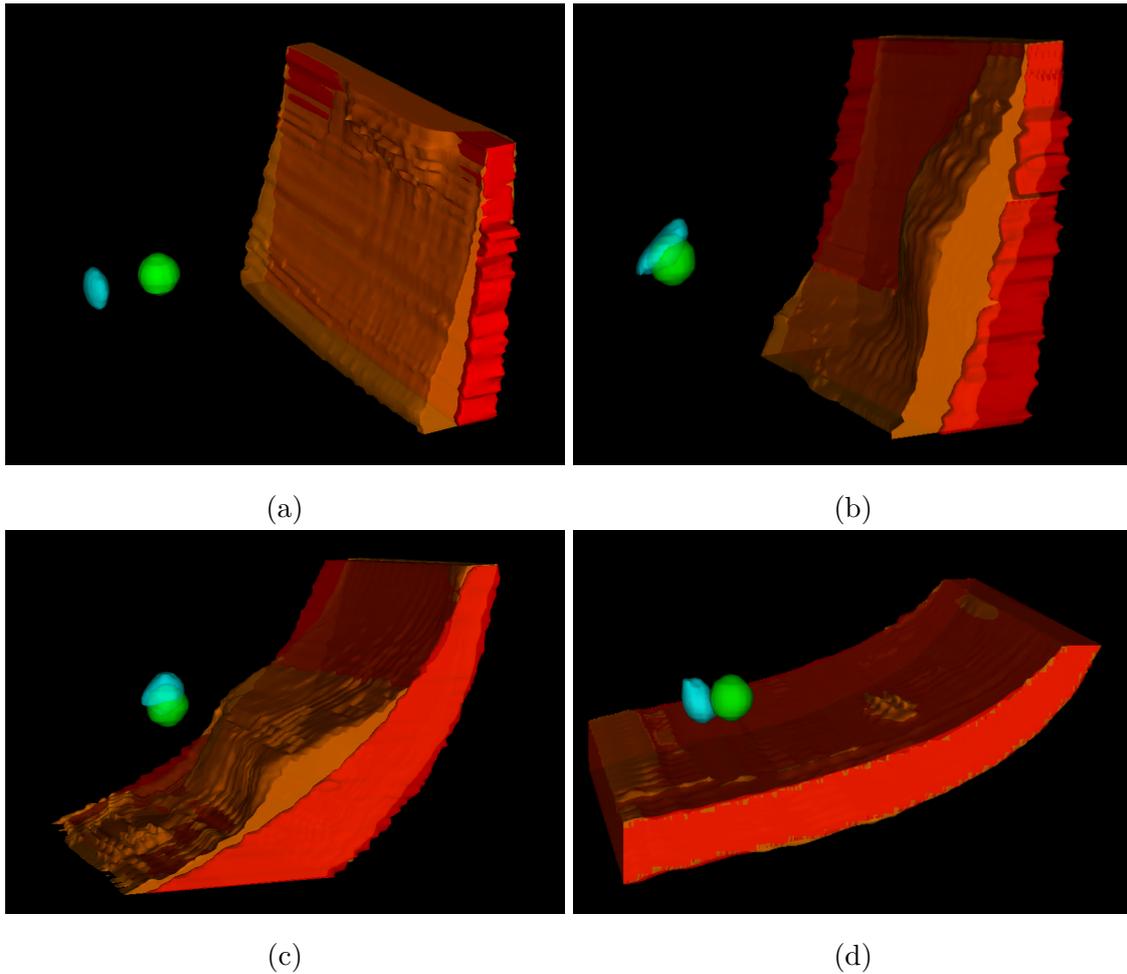


Abbildung 40: (a): Deformierbare Registrierung zwischen 5 Pixel und 10 Pixel Verzerrung
 (b): Deformierbare Registrierung zwischen 10 Pixel und 20 Pixel Verzerrung
 (c): Deformierbare Registrierung zwischen 20 Pixel und 40 Pixel Verzerrung
 (d): Deformierbare Registrierung zwischen 40 Pixel und 50 Pixel Verzerrung

Bei der density-Struktur scheint auch bei deformierbarer Registrierung die Abweichung von der Ausgangsstruktur nicht so groß zu sein, wodurch vermutet werden kann, dass die großen Abweichungen im kontinuierlichen Verlauf eben diesem und den vorhergehenden Registrierungen geschuldet sind.

4.3.1 Auswertung

Wie erwähnt wurde dieser Versuch konzipiert, um die einzelnen Schritte des vorigen Versuchs detailliert aufzulösen. Hier geht es also nicht primär darum, einen Verlauf einer Bestrahlungsplanung zu simulieren, sondern durch Betrachtung der Einzelschritte einen Hinweis auf die Auflösefähigkeit der Tools bei unterschiedlich schwierigen Bedingungen ohne Vorgeschichte zu erhalten. Die strichlierten Linien stellen dabei den Verlauf der ursprünglichen Strukturen dar, welche für jeden Schritt individuell für jedes Phantom neu gezeichnet wurden.

Density

Bei der density-Struktur ist zu erkennen, dass bei rigider Registrierung in kleinen Verzerrungsschritten Pinnacle und Eclipse zumindest noch ähnliches Verhalten zeigen (Abbildung 41a) und der größte Schritt zwischen 20 und 40 Pixel Verzerrung in den Systemen unterschiedlich behandelt wird. Auch bei deformierbarer Registrierung scheint die Herangehensweise beider Tools unterschiedlich zu sein, allerdings ist sie beinahe konsistent für das System selbst. Bezüglich der mittleren Dichte der density-Struktur lässt sich erkennen, dass die Veränderungen in beiden Systemen nicht sehr groß sind, was grundsätzlich für eine gute Dichteerkennung spricht. Interessant zu sehen ist, dass Pinnacle bei der mittleren Dichte stärker an HU zulegt, während Eclipse stets unterhalb der zu neuen HU-Zahl im nächsten Phantom bleibt (Abbildungen 41b und d).

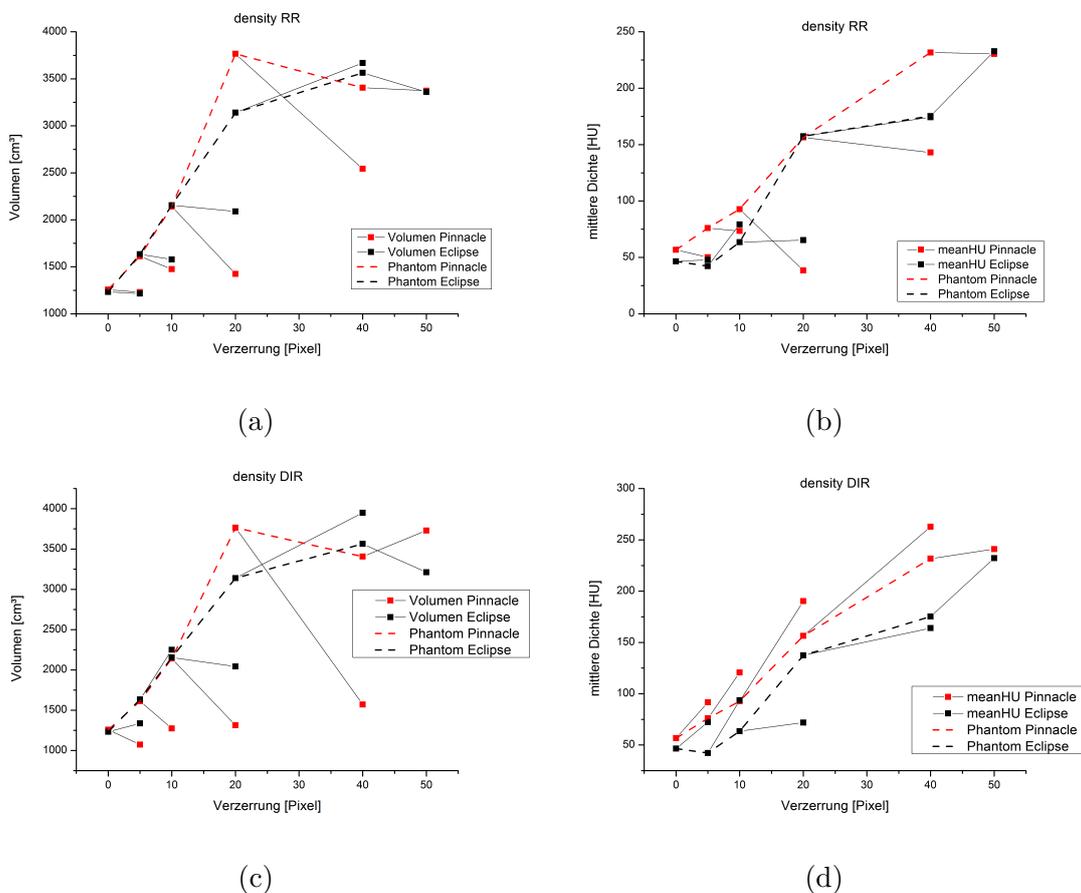


Abbildung 41: (a): Volumenverlauf bei rigider Registrierung
 (b): Verlauf der mittleren HU bei rigider Registrierung
 (c): Volumenverlauf bei deformierbarer Registrierung
 (d): Verlauf der mittleren HU bei deformierbarer Registrierung

Sphere

Bezüglich der sphere-Struktur zeigt sich, dass vor allem das Volumen bei den Schritten einzeln betrachtet sehr konstant bleibt (Abbildung 42a). Somit lässt sich bereits erkennen, dass Vorregistrierungen das neue Bild stets mit beeinflussen. Die mittlere Dichte zeigt sowohl bei rigider als auch bei deformierbarer Registrierung starke Abweichungen zwischen

den Tools. In Pinnacle orientiert sich die Struktur eher an höheren Dichten, während in Eclipse die mittleren Dichten tendenziell geringer werden (Abbildung 42b und d).

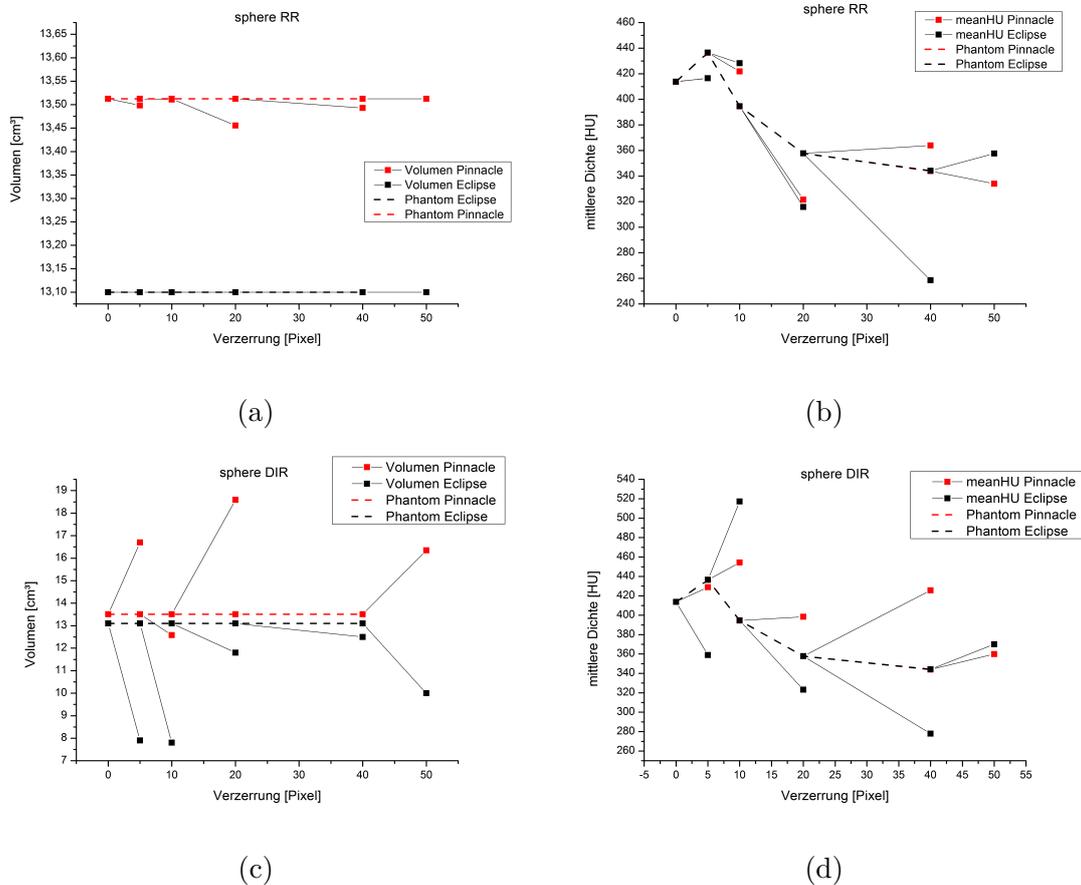


Abbildung 42: (a): Volumenverlauf bei rigider Registrierung
 (b): Verlauf der mittleren HU bei rigider Registrierung
 (c): Volumenverlauf bei deformierbarer Registrierung
 (d): Verlauf der mittleren HU bei deformierbarer Registrierung

Da das Volumen der Kugel nicht den entsprechenden Verzerrungen angepasst werden konnte, wurde dieselbe Kugel (eine Basisform sozusagen) für alle Verzerrungsformen gewählt und deformierbar registriert. Hier zeigen beide Systeme ein breites Streumuster, das, bis auf eine Ausnahme, auf eine komplett differente Herangehensweise hindeutet. Die jeweiligen Algorithmen scheinen insgesamt auf unterschiedliche Parameter fokussiert zu sein und es lässt sich erkennen, dass in Pinnacle das Volumen eher erhöht, das heißt die Struktur aufgeblasen, in Eclipse das Volumen eher erniedrigt, das heißt die Struktur gestaucht wird. Auch die angesprochene starke Streuung der mittleren Dichte der sphere-Struktur spricht hierfür (Abbildungen 42c und d).

4.4 Verzerrung mit homogener Schrittweite

Nachdem in den vorangegangenen Versuchen gezeigt wurde, wie die Bestrahlungsplanungstools mit verschiedenen Strukturen bei unterschiedlichen Gegebenheiten agieren, dient dieser Versuch nun dazu, zu zeigen, wie der simulierte Verlauf einer Bestrahlungsplanung

aussehen könnte. Es wurde ein eher engmaschiges Netz von Aufnahmen (5 Pixel Verschiebung Unterschied von Phantom zu Phantom) gewählt, um optimale Ergebnisse erzielen zu können. Diese Simulation soll also einen Vergleich für eine Bestrahlungsplanung liefern, bei der die körperlichen Unterschiede lokal äquidistant aufgelöst werden können.

Pinnacle

Wie bei den vorangegangenen Versuchen zeigt sich eine große Übereinstimmung bezüglich der Lokalität der einzelnen Strukturen, welche nur durch eine Rotation entlang der Dichteverchiebung charakterisiert ist. Durch die Rotation bewegen sich beide Strukturen allmählich an die Randbereiche des Phantoms, wodurch es für den letzten Schritt keine plausiblen Daten der beiden Strukturen mehr gibt (Abbildungen 43) und deshalb auch kein Bild mehr aufgenommen werden kann.

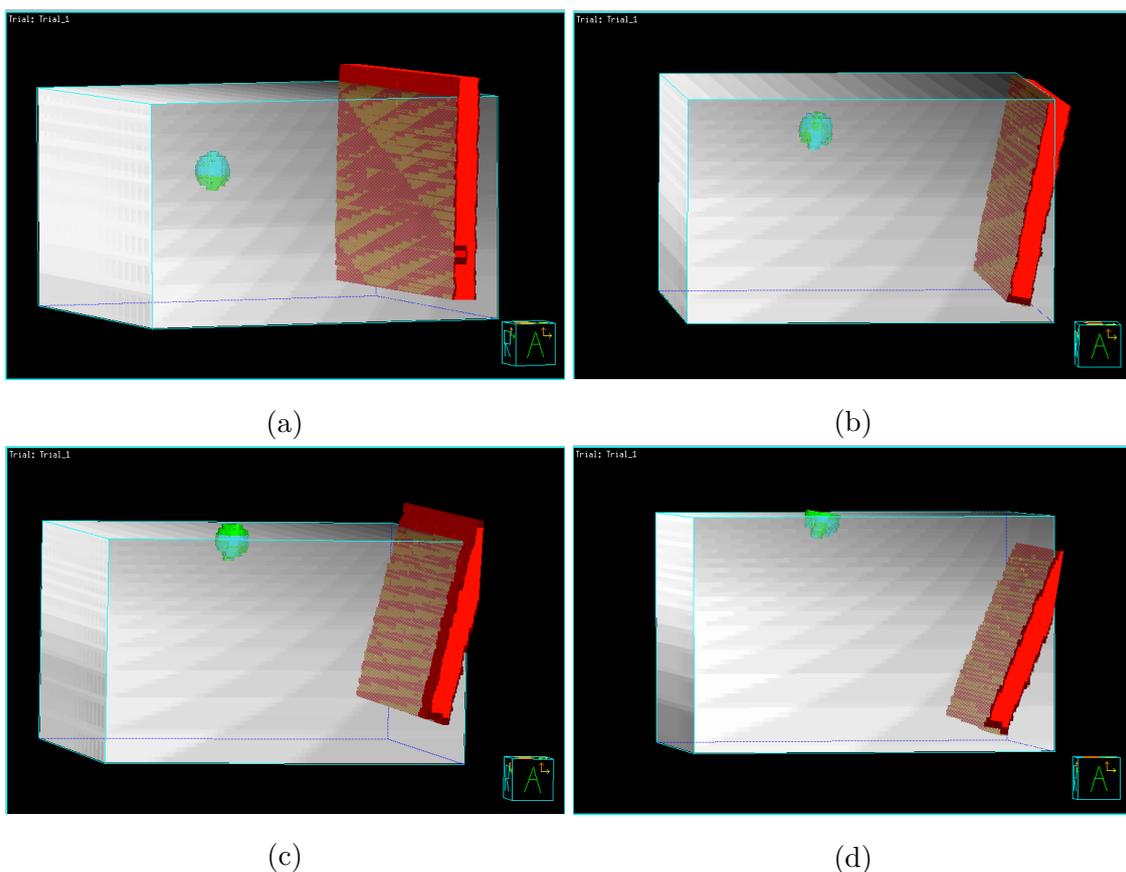


Abbildung 43: (a): Rigide Registrierung zwischen 5 Pixel und 10 Pixel Verzerrung
 (b): Rigide Registrierung zwischen 10 Pixel und 15 Pixel Verzerrung
 (c): Rigide Registrierung zwischen 15 Pixel und 20 Pixel Verzerrung
 (d): Rigide Registrierung zwischen 20 Pixel und 25 Pixel Verzerrung

Vor allem die sphere-Struktur zeigt in Abbildung 43d bereits Deformationen, ausgelöst durch das Abschneiden aus dem Phantom stehender Strukturteile im Schritt zuvor (Abbildung 43c). Gut zu beobachten ist auch hier nochmals die volumensseitige Übereinstimmung der density-Struktur zwischen jeweiliger Ausgangsstruktur und rigide registrierter Struktur.

Bei deformierbarer Registrierung zeigt sich besonders in den Abbildungen 44c und d eine

konstante translatorische Bewegung der Strukturen, ohne sich aber stark voneinander zu lösen. Dies ist eine klare Verbesserung zu den Beispielen der inhomogenen Verzerrung, als die Strukturen mit größer werdender Verzerrung immer stärker auseinander drifteten. In den Abbildungen 44a und b tritt zudem wieder ein grafischer Fehler auf, der einen Teil der Originalstruktur von density in der registrierten density-Struktur zeigt.

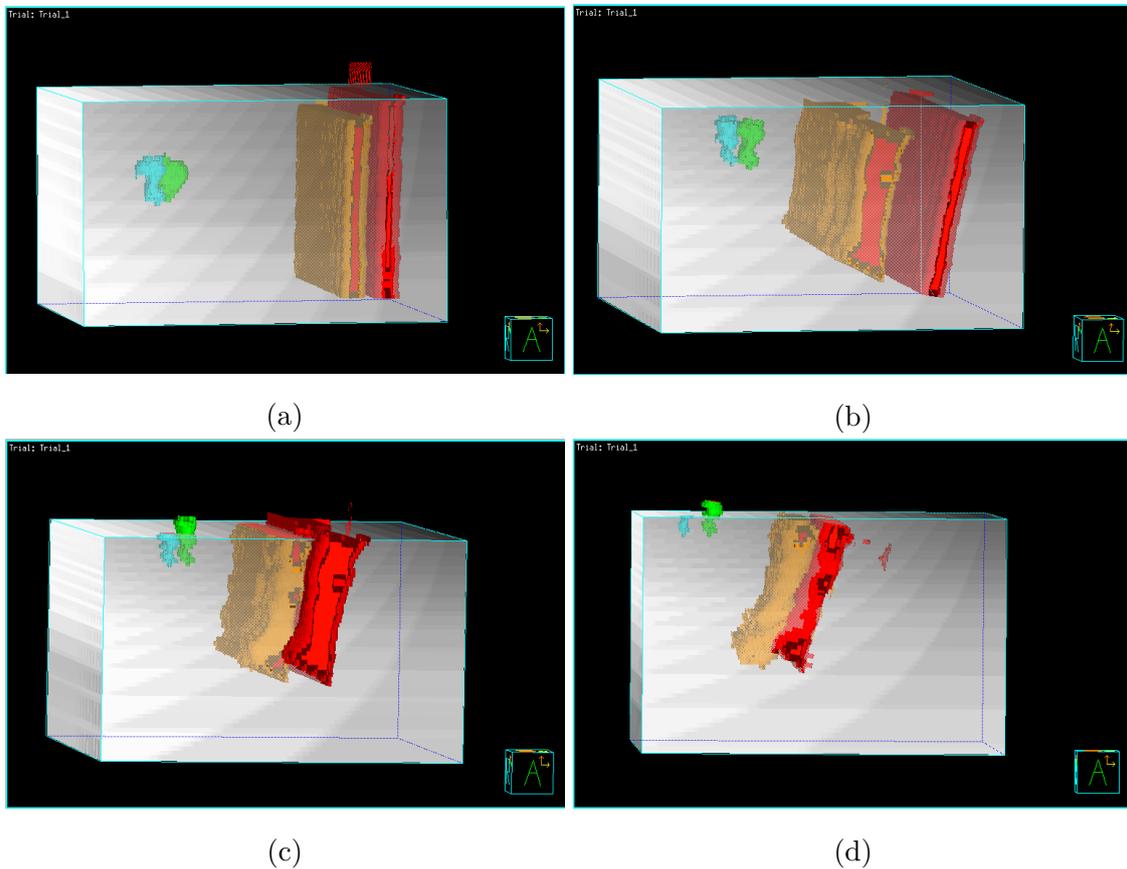


Abbildung 44: (a): Deformierbare Registrierung zwischen 5 Pixel und 10 Pixel Verzerrung
 (b): Deformierbare Registrierung zwischen 10 Pixel und 15 Pixel Verzerrung
 (c): Deformierbare Registrierung zwischen 15 Pixel und 20 Pixel Verzerrung
 (d): Deformierbare Registrierung zwischen 20 Pixel und 25 Pixel Verzerrung

Auch die Zersetzung der sphere-Struktur ist nicht so stark ausgeprägt wie im Versuch der Verzerrung mit inhomogener Schrittweite. Zwar wird durch das Abschneiden außerhalb des Phantoms liegender Strukturteile der sphere-Struktur ihr Volumen immer kleiner, es kommt aber nicht zu einer Zerfledderung der Struktur.

Eclipse

In Eclipse ist die Darstellung der rigiden Registrierungen wiederum überflüssig, da sie in allen Schritten wie bereits in Abbildung 27 nur die Überlappung der Strukturen zeigt. Bei der deformierbaren Registrierung (Abbildungen 45a-d) fällt wiederum die Scheibchenbildung der sphere-Struktur auf, wobei diese in diesem Fall nicht so stark ausgeprägt zu sein scheint und langsamer vonstatten geht. Bei der density-Struktur zeigt sich eine starke Auswölbung der Struktur, wobei dies zumindest optisch zum Großteil mit dem Verlauf der Dichtelinie übereinstimmt. Auf jeden Fall ist die Verzerrungsweite so gewählt, dass

auch die deformierbare Registrierung bezüglich der Überlappung beinahe wie eine rigide Registrierung aussieht.

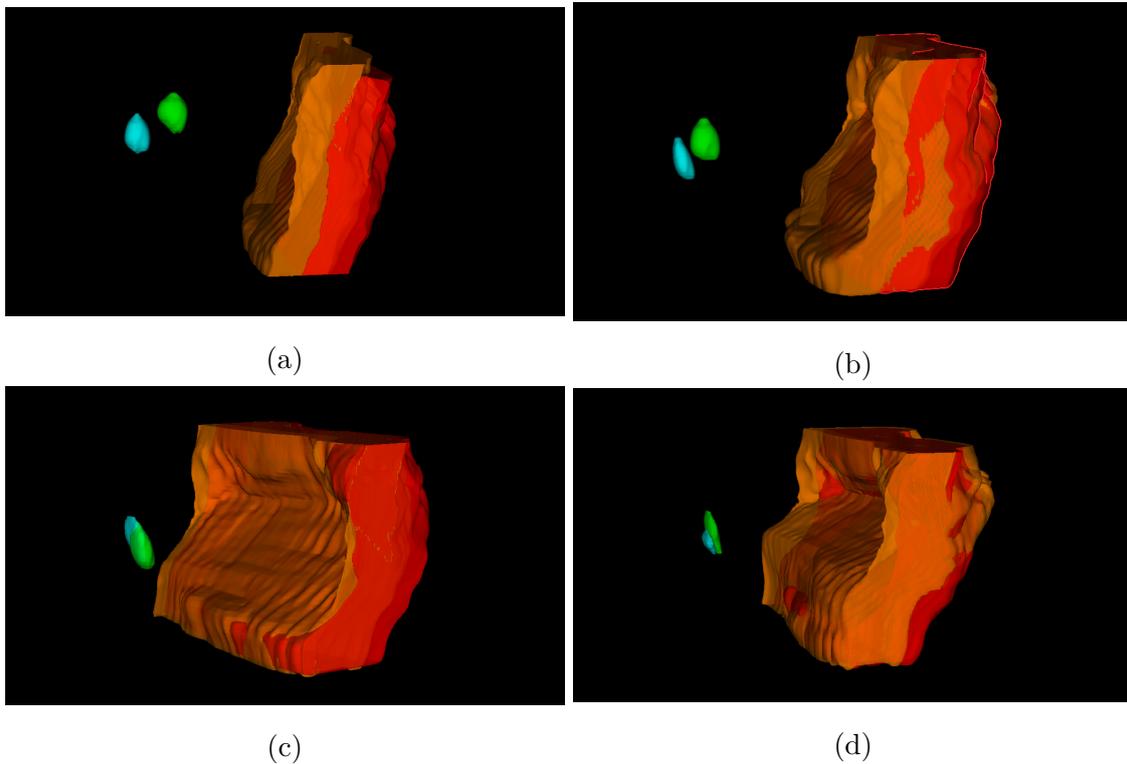


Abbildung 45: (a): Deformierbare Registrierung zwischen 10 Pixel und 15 Pixel Verzerrung
 (b): Deformierbare Registrierung zwischen 15 Pixel und 20 Pixel Verzerrung
 (c): Deformierbare Registrierung zwischen 20 Pixel und 25 Pixel Verzerrung
 (d): Deformierbare Registrierung zwischen 25 Pixel und 30 Pixel Verzerrung

Objektiv betrachtet, ohne Kenntnis der Daten, scheint dies die bisher beste Darstellung eines Verlaufs deformierbar registrierter Strukturen zu sein.

4.4.1 Auswertung

In diesem Versuch der engmaschigen Verzerrungsauflösung wäre zu erwarten, dass die Übereinstimmung der Werte von Pinnacle und Eclipse besonders bei rigider Registrierung besonders groß ist, da die Schritte zwischen den Stufen bewusst klein gewählt wurden. Wie schon im Fall der Verzerrung mit inhomogener Schrittweite kann es aber auch hier zu vorzeitigen Abbrüchen der Berechnung kommen, beispielsweise wenn eine Struktur teilweise oder komplett das berechnete Phantom verlässt.

Density

Wie erwartet ist bei rigider Registrierung der density-Struktur ein klarer Verlauf bei Volumen und mittlerer Dichte zu erkennen. Dieser stimmt bei Pinnacle und Eclipse vor allem zu Beginn relativ gut überein, was bedeutet, dass beide Tools mit kleineren Veränderungen des Phantoms in etwa gleich umgehen können. Bei Pinnacle kommt es, wie bereits in den Bildern zuvor gesehen, zu einer Ausscheidung der density-Struktur aus dem Phantom, was den starken Abfall des Volumens in Abbildung 46a erklärt.

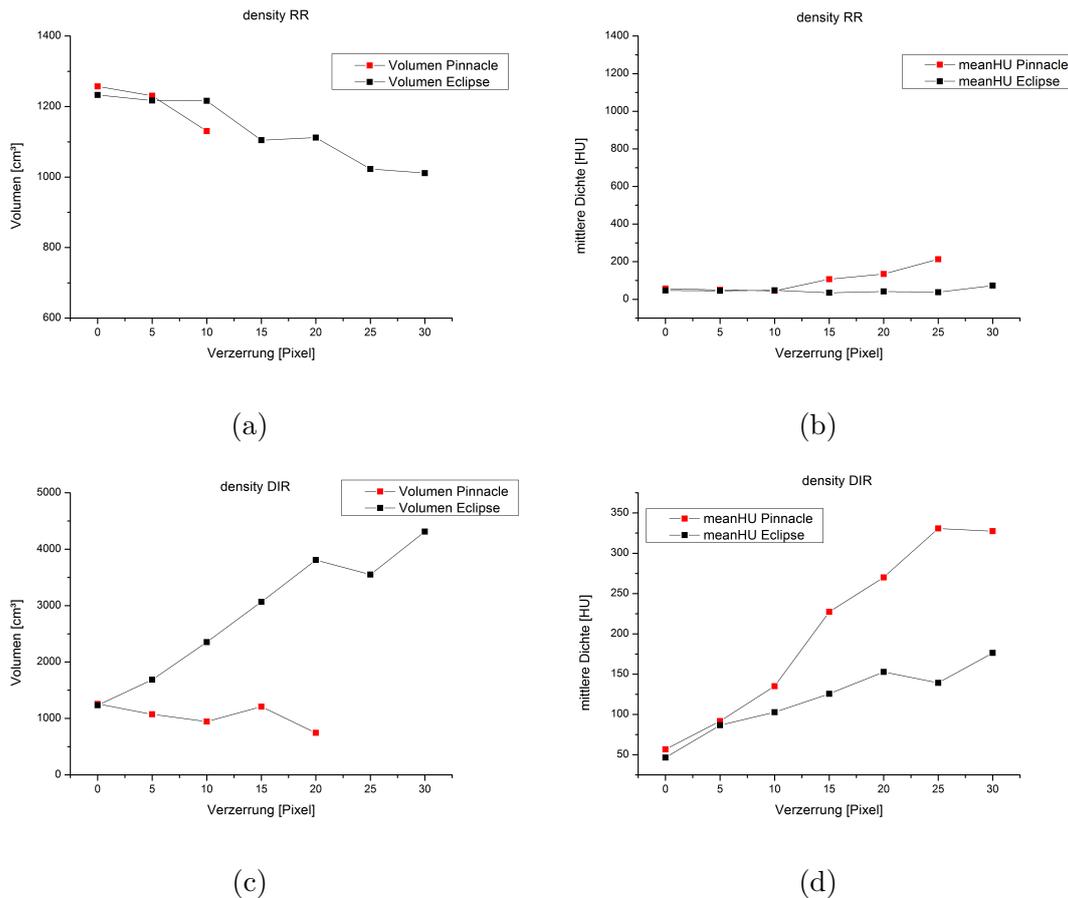


Abbildung 46: (a): Volumenverlauf bei rigider Registrierung
 (b): Verlauf der mittleren HU bei rigider Registrierung
 (c): Volumenverlauf bei deformierbarer Registrierung
 (d): Verlauf der mittleren HU bei deformierbarer Registrierung

Bei deformierbarer Registrierung arbeiten die Tools sehr konträr zueinander. Während es in Eclipse zu einer Volumenzunahme kommt, bleibt das Volumen in Pinnacle innerhalb des Phantoms relativ konstant und bricht dann mit immer stärker werdendem Austreten aus dem Phantom ab (Abbildung 46c). Bezüglich der mittleren Dichte tritt zwar die erwartete Zunahme in beiden Systemen ein, die Kurven drifteten jedoch immer stärker auseinander, was auf eine unterschiedliche Gewichtung der Dichte im Algorithmus der deformierbaren Registrierung hindeutet.

Sphere

Ein ähnliches Bild wie bei der density-Struktur zeigt sich auch bei der sphere-Struktur. Bei rigider Registrierung wird das Volumen in beiden Systemen relativ konstant gehalten, bis durch die Drehung in Pinnacle die Kugel an die Grenzen des Phantoms stößt und daraus austritt und somit Schritt für Schritt immer mehr Volumen verliert. Davon ist auch die mittlere Dichte betroffen, die aber trotzdem relativ konstant in ihrer Größe bleibt (Abbildungen 47a und b), was wiederum ein Indiz dafür ist, dass sich die Struktur in dieser Phase innerhalb einer Dichtelinie befindet, welche eine relativ konstante Dichte aufweist.

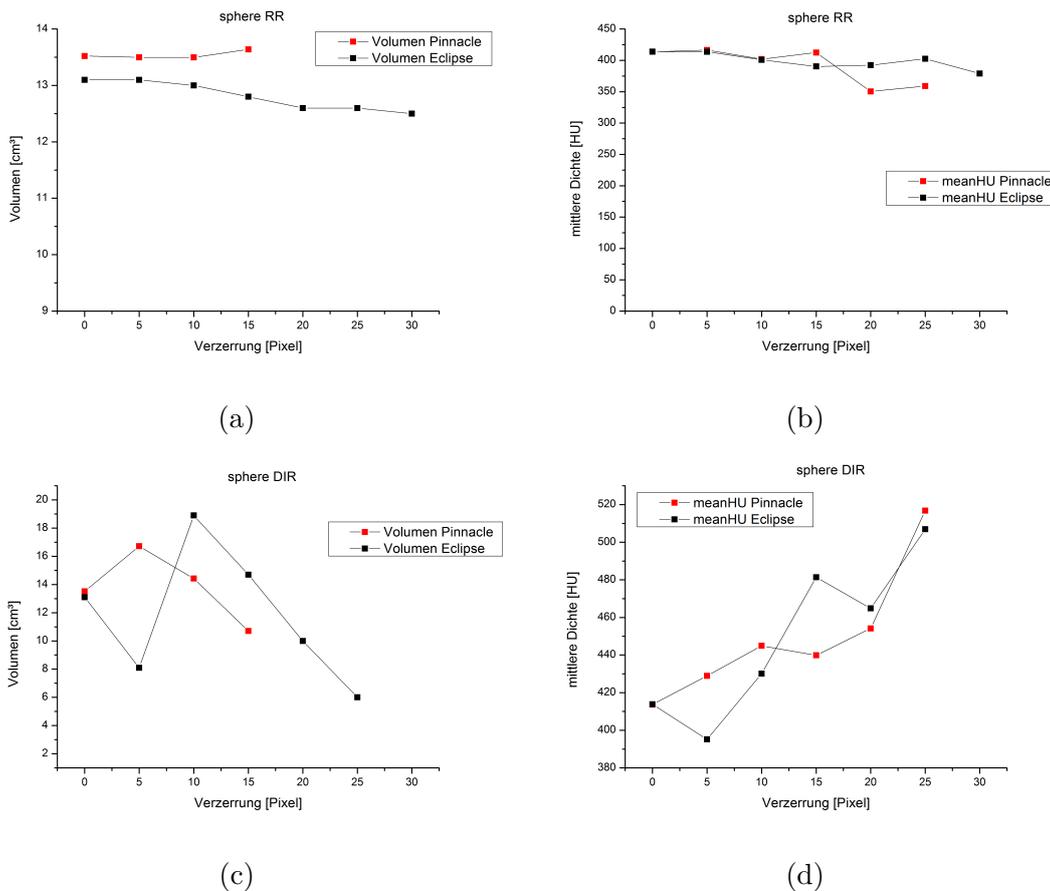


Abbildung 47: (a): Volumenverlauf bei rigider Registrierung
 (b): Verlauf der mittleren HU bei rigider Registrierung
 (c): Volumenverlauf bei deformierbarer Registrierung
 (d): Verlauf der mittleren HU bei deformierbarer Registrierung

Bei der deformierbaren Registrierung kann man praktisch nur mehr von einem gleichen Verlauf der Kurven sprechen, der Abfall im ersten Schritt ist durchaus aus den vorhergehenden Versuchen bekannt, hier kommt es allerdings in weiterer Folge wieder zu einer Neuentfaltung der Struktur und zu einer stetigeren Scheibchenbildung als in den Versuchen zuvor. Bei der mittleren Dichte ist für beide Systeme allenfalls ein grober Verlauf zu erkennen, wobei besonders die Struktur in Eclipse sehr stark zwischen den Dichtelinien zu pendeln scheint.

4.5 BrainLab iPlan

Schließlich sollten die oben angeführten Versuche auch im Programm BrainLab iPlan untersucht werden. Im Vorfeld der Tests zeigte sich bereits, dass BrainLab für die Art der geplanten Versuche nicht unbedingt ausgelegt ist. Zwar ist auch hier zunächst eine rigide und deformierbare (in diesem Fall „gemorphte“) Registrierung vorgesehen, allerdings werden bei der rigiden Registrierung die Bilddatensätze der Phantome nur übereinander gelegt und die Strukturen dabei nicht berührt. In Folge wird im Speziellen der Versuch der elastischen Verzerrung behandelt, da er einen Ausgangspunkt für alle weiteren Messungen darstellt. Es kommt wie in Pinnacle und Eclipse zu einer translatorischen und

rotationsabhängigen Verschiebung, diese wirkt sich allerdings nicht auf die Strukturen aus und sie kann auch nicht ausgewertet werden (siehe Abbildung 48). Zudem wären manuelle Veränderungen möglich bzw. in der Praxis auch vorgesehen.

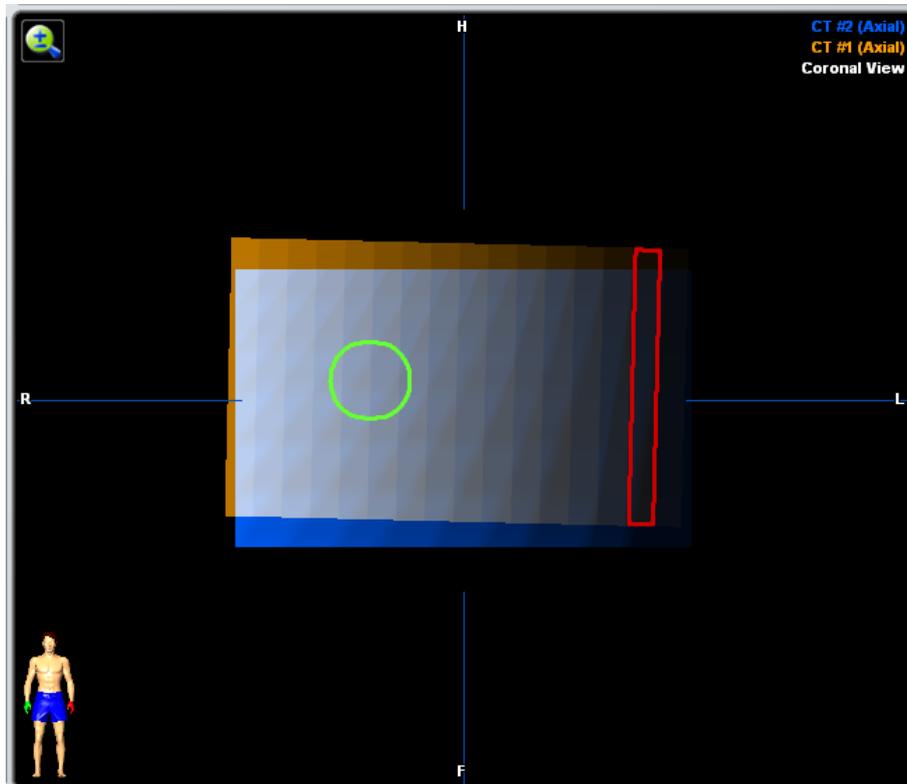


Abbildung 48: rigide Registrierung in BrainLab zwischen Basisphantom und 5 Pixel-Verzerrung

Im Anschluss wird ein sogenanntes „Object Morphing“ durchgeführt, welches sich aktiv auf die Struktur des Zielphantoms auswirkt und dieses hin zum Ursprungsphantom verzerrt. Dies kann durch ein Raster, einem sogenannten Grid, sichtbar gemacht werden (Abbildung 49).

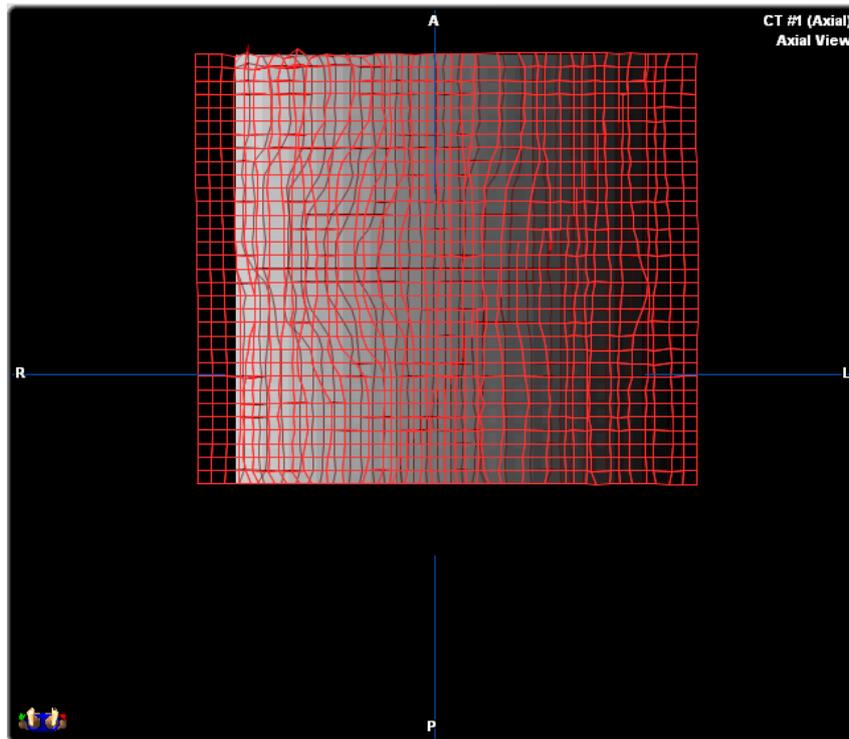


Abbildung 49: gemorphte Phantomer mit Verzerrungsraster

Die Strukturen werden in diesem Schritt vermutlich gemäß der errechneten Verzerrung deformiert und können mit den Ursprungsstrukturen dargestellt werden (Abbildung 50).

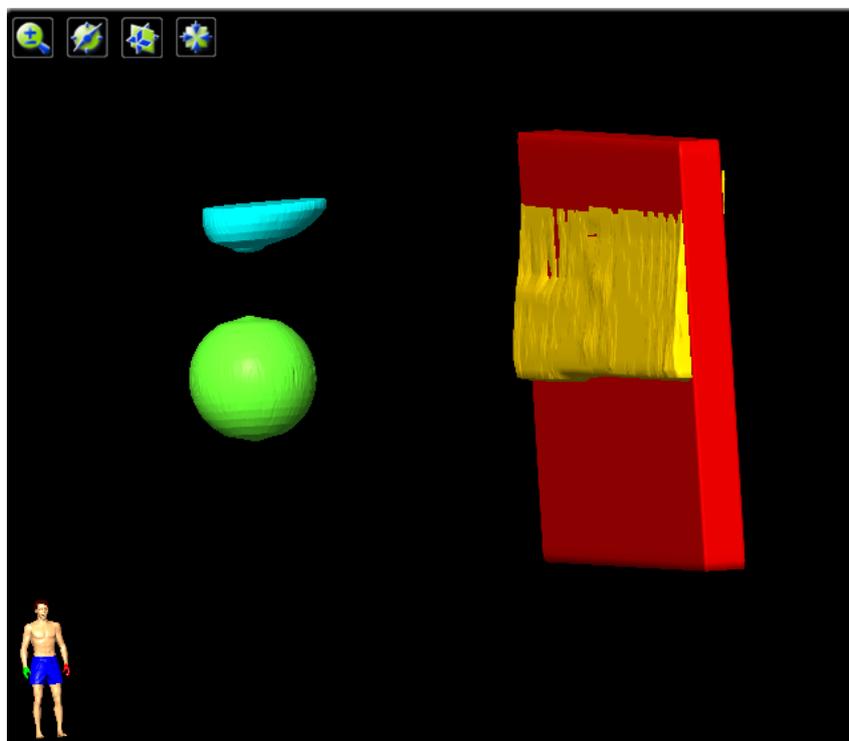


Abbildung 50: gemorphte Phantomer mit Verzerrungsraster

Die Ursprungsstrukturen sind dabei wieder in rot und grün dargestellt, die gemorphten Strukturen in gelb und blau. Man erkennt, dass die Strukturen bei diesem automatischen Morph-Prozess einer großen Bewegung unterworfen waren und zum Großteil aus dem Phantom ragen und deshalb abgeschnitten sind. In den Abbildungen 51a und b sind die Strukturen separat dargestellt. Es zeigt sich, dass die Strukturen, vor allem im Vergleich zu Pinnacle und Eclipse, leicht defomiert wurden, wohingegen sie einer viel stärkeren Bewegung unterworfen waren, als in den beiden anderen Tools (siehe Abbildungen 26a und 28).

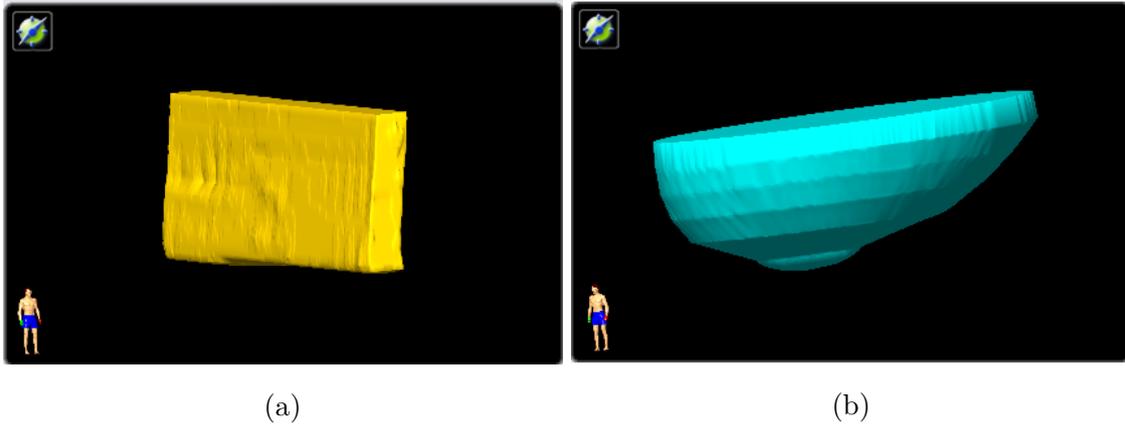


Abbildung 51: (a): Darstellung der gemorphten density-Struktur
(b): Darstellung der gemorphten sphere-Struktur

Wie in Abbildung 50 zu sehen ist, treten die Strukturen bereits im ersten Schritt der automatisierten Verzerrung aus dem Phantom aus, was eine statistische Auswertung des Versuchs seriös gegenüber den anderen Programmen nicht zulässt. BrainLab erlaubt es dem Benutzer praktisch bei jedem Schritt in die Registrierungen einzugreifen, sei es durch manuelles Ändern der rigiden Registrierung oder dem Einstellen der Morph-Grenzen. Fabri et al. [15] zeigten aber bereits, dass der Demons-Algorithmus von BrainLab Vorteile gegenüber normaler rigider Registrierung bei feingliedrigen Strukturen wie der Lunge hat. Demnach muss davon ausgegangen werden, dass die Dichtestrukturen des Balken-Testbilds für eine automatisierte Auswertung des Tools einfach zu grob sind. Dies unterstreicht das primäre Anwendungsgebiet von BrainLab, welches hauptsächlich für die Planung am Hirn, das sehr feingliedrige Dichtestrukturen enthält, verwendet wird.

4.6 Fehlerauswertung Verzerrungen mit homogener und inhomogener Schrittweite

Es wurden Tests auf das Verhalten der Systeme bei Verzerrung mit homogener und inhomogener Schrittweite durchgeführt. In der Praxis müssen sich die Tools zwei hauptsächlichen Problemen stellen, und zwar der Bewegung von Organen, also einem Schrumpfen oder Vergrößern und CT-Messungen mit unterschiedlichen Füllzuständen (zum Beispiel Blase, Rektum). Die Messaufbauten wurden deshalb gemäß dieser Anforderung auf Verläufe mit homogener und inhomogener Schrittweite aufgeteilt. In Abbildungen 52a-d ist deshalb der relative Fehler zwischen den mittleren Dichten der sphere-Struktur und der mittleren Dichten der gesamten Phantome, normiert auf den Ausgangswert, dargestellt.

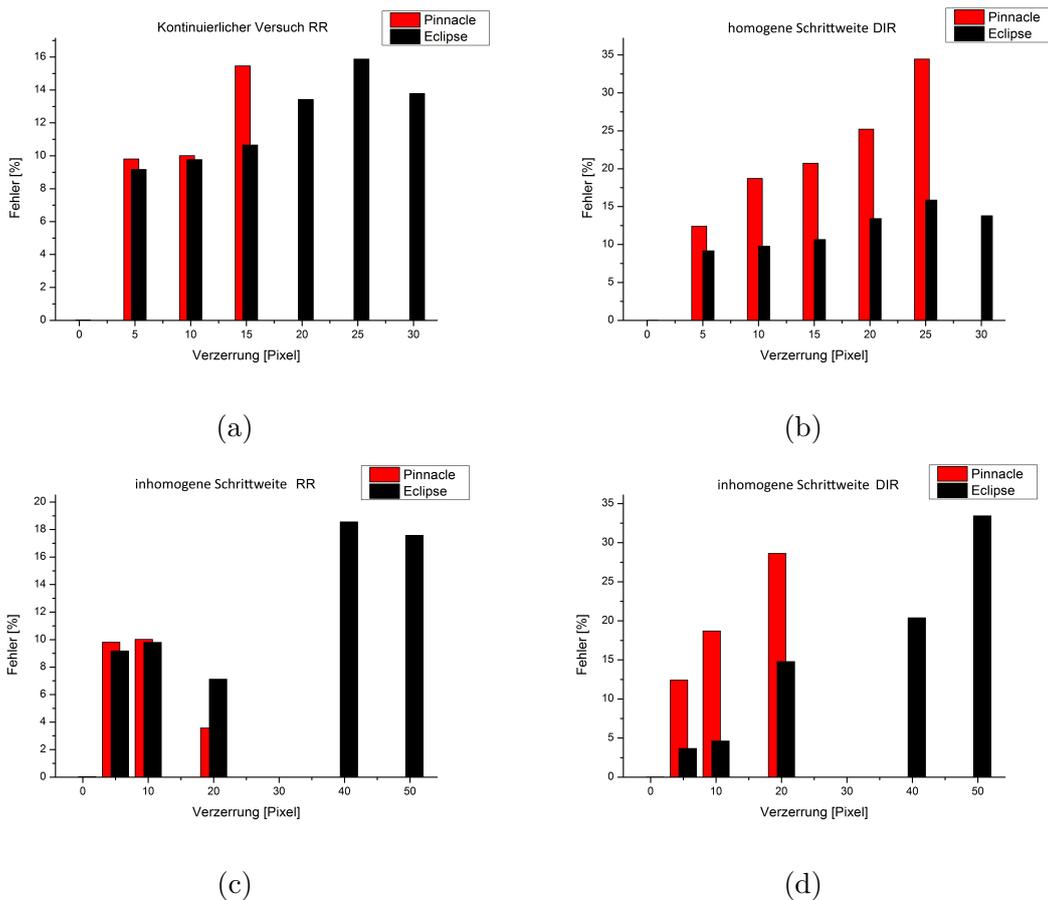


Abbildung 52: (a): Fehler bei RR bei homogenen Verzerrungsschritten
 (b): Fehler bei DIR bei homogenen Verzerrungsschritten
 (c): Fehler bei RR bei inhomogenen Verzerrungsschritten
 (d): Fehler bei DIR bei inhomogenen Verzerrungsschritten

Wie in den Abbildungen 52a-d deutlich zu sehen ist, ergeben sich in Eclipse deutlich kleinere relative Fehler und insgesamt sind die Fehler bei Verzerrung mit homogener Schrittweite in beiden Systemen geringer. Dies verdeutlicht, dass die Systeme eher für das Erkennen von direkten Organbewegungen ausgelegt sind und Änderungen von Füllzuständen weniger genau erfasst werden können. Generell zeigt sich, dass mit einem Fehler von über 10% ab dem Phantom mit 20 Pixel Verzerrung die Systeme unbrauchbar werden.

5 Diskussion

Ziel einer adaptiven Strahlentherapie ist es, Änderungen im Tumolvolumen, im organischen Bereich oder auch in der Patientenpositionierung zu erfassen und die Dosisberechnung an die neue Situation anzupassen. So berichten Huang et al. [16] bei Kopf-Hals Bestrahlungen von einer wöchentlichen Volumenverkleinerung der Speicheldrüsen um knapp 8 %. In zahlreichen anderen Publikationen wurden strahlentherapeutisch bedingte Veränderungen an unterschiedlichsten Organen berichtet. Die Anpassung der Strahlenfelder an die veränderten Strukturen erfordert einen Übertrag der alten Strukturen in neue CT- oder ConeBeamCT-Datensätze. Die Genauigkeit der Bildregistrierung und Übertragung der konturierten Strukturen, ob rigide oder deformierbar durchgeführt, ist hier ein wesentlicher Teil in der adaptierten Gesamtdosisberechnung.

Große radioonkologische Institute nutzen häufig mehrere Planungssysteme, sei es durch deren besondere Funktionalitäten oder Ersatzkäufe. Ziel dieser Arbeit war nicht die Richtigkeit der verwendeten Bildregistrierungsalgorithmen der in Graz verwendeten Planungssysteme zu untersuchen, wie dies etwa von Li et al. [13] an 10 verschiedenen Registrierungsmethoden durchgeführt wurde, sondern Vergleiche zwischen den Systemen herauszuarbeiten.

Zur objektiven Untersuchung der Bildregistrierungstools in Graz wurden in der vorliegenden Arbeit Messungen an eigens hergestellten, digitalen Phantomen synchron an zwei verschiedenen Bestrahlungsplanungssystemen vorgenommen und diese miteinander verglichen. Ein wesentliches Kriterium war dabei, dass die Phantome in ihrer Herstellung reproduzierbar waren und ein logischer Zusammenhang zwischen ihnen gefunden werden konnte. Die Phantome unterschieden sich primär in ihren Dichteverläufen, sodass sichergestellt werden konnte, dass mit den zu analysierenden Tools die Aufgabenstellungen auch durchgeführt werden konnten. Da weder reale noch digitale Phantome derzeit die Spanne der anatomischen Vielfältigkeit simulieren können (Fallone et al. [17]), lag die Idee nahe, zumindest qualitative und quantitative Schlüsse zwischen den Systemen ziehen zu können. Phantome zur Beurteilung der Bildregistrierung sind schwierig herzustellen wenn auch Verzerrungen betrachtet werden sollen. Zumeist sind es Eigenbauphantome wie von Liao et al. [18] oder Fabri et al. [15], oder digital veränderte Patientendatensätze als Phantom wie bei Pukala et al. [19] oder Saenz et al. [20].

Auch Seungjong Oh und Siyong Kim [7] fordern in ihrer Übersicht über deformierbare Bildregistrierung in der Radiotherapie maßstabsgerechte Phantome, die sowohl Voxel-für-Voxel als auch in ihrer Dichte variiert werden können. Mit den für diese Arbeit verwendeten, virtuellen Phantomen konnte den Forderungen von Oh und Kim entsprochen werden. Eine weitere geforderte Umsetzung für die Anwendung der PET und MR Bilder hätte den Rahmen dieser Arbeit gesprengt, wäre aber grundsätzlich als Erweiterung möglich.

Von Beginn an musste davon ausgegangen werden, dass die behandelten Bestrahlungsplanungssysteme nicht auf den gleichen Registrierungsalgorithmen basieren. So kommen neben Monte Carlo-Methoden unter anderem auch Finite Elemente-Methoden als iterative Berechnungsmöglichkeiten für derlei Systeme in Frage. Wie Brock et al. [21] in ihrem Bericht über die Verwendung von Algorithmen und Techniken zur Registrierung und Bildfusion in der Radiotherapie schreiben, gibt es auf dem heutigen Stand keinen standardisierten, mathematischen Formalismus, der Rauschen, Verzerrung und komplexe anatomische Veränderungen auflösen könnte. [21]

Strukturunterschiede zeigten sich beim Einlesen der Daten in die Systeme mit gering-

fügigen Abweichungen an den Strukturgrenzen. Dies ist vermutlich unterschiedlichen Interpolationsalgorithmen geschuldet, wobei die grafische Darstellung in Eclipse deutlich glattere Strukturen lieferte. Der formbasierte Interpolationsalgorithmus interpoliert die Strukturformen zunächst zwischen den Schichten tri-linear und gleicht im Anschluss die Strukturgrenzen an. [22] Pinnacle behandelte die eingelesenen Schichten konsequent als solche und interpolierte strikt bi-linear. Durch größer werdende Schichtdicke ergab sich dadurch eine größere Abweichung zur Realform.

Der Test mit der Rückführung in die ursprüngliche Form erwies sich mit diesen Phantomen für die betrachteten Systeme als schwierig. In einer Studie über deformierbare Registrierungen beschreiben Yang et al. [14] ein ähnliches Verhalten über unterschiedliche ICE-Parameter je nach Bildinhalt und Algorithmus. Die gefundenen Werte selbst sind nicht vergleichbar mit den in dieser Arbeit dargestellten Werten, da die Verwendung gleicher Phantome notwendig wäre. Während bei rigider Registrierung die Ausgangsform kaum verändert und dadurch die Struktur annähernd in derselben Position und Form gehalten wird, stellt die deformierbare Registrierung bereits im ersten Schritt eine so starke Veränderung dar, dass keines der Systeme mehr zur Ursprungsform findet. Im System Eclipse sind Tendenzen (z.B. Abbildung 30c) zu erkennen, die eine teilweise Rückstellung erahnen lassen. Durch die fast unveränderte Lage der Objekte in den Phantomen arbeiten hier die Algorithmen hauptsächlich mit den geänderten Dichten. Die ICE-Auswertung zeigt, dass generell bei Pinnacle und Eclipse die rigide Registrierung besser funktioniert als die deformierbare Registrierung. Die deformierbare Registrierung in Pinnacle funktioniert dabei sogar noch besser als die rigide Registrierung in Pinnacle. In ähnlichen Versuchen mit verschiedenen Algorithmen bestätigen auch Fabri et al. [15] teilweise bessere Ergebnisse für rigide Registrierung allerdings mit geringerer Signifikanz.

Die Methodik der elastischen Verzerrung stellt mit der Auswertung des ICE eine Möglichkeit dar, zukünftige Software-Änderungen in der Bildregistrierung in den Planungssystemen bei Verwendung der gleichen Phantome beurteilen zu können.

Bei der in den Phantomen durchgeführten schrittweisen Verzerrung ist die translatorische Verschiebung der Strukturen oft so groß, dass die Strukturen bereits nach wenigen Schritten aus dem Zielphantom hinausragen. Damit lassen sich die Strukturfragmente, die nicht mehr im Phantom liegen, nicht statistisch erfassen und können auch für den nächsten Schritt in einer Serie nur mehr als Teilstruktur, die immer noch im Phantom (zunächst als Zielphantom, schließlich als Startphantom) liegt, herangezogen werden. Dies ergibt in den Auswertungen unvollständige Messkurven. Mit deutlich kleineren Verzerrungsschritten gehen Li et al. [13] vor, wobei in wöchentlichen Abständen CBCT-Bilder von Patienten aufgenommen wurden. Hier zeigte sich bei ihren untersuchten Algorithmen, dass rigide versus deformierbarer Registrierung ein deutlich schlechteres Verhalten aufwies, während höhere Objektdichten sich besser abbilden ließen. Es scheint, dass das Maß an Verzerrung doch wesentlichen Einfluss auf die Registrierungsart hat, größere Verzerrungen oder Struktursprünge (klinisch mit unterschiedlichen Organfüllungen oder Lageänderungen zu vergleichen) könnten damit eventuell besser mit rigiden Registrierungen bearbeitet werden.

Wie bei den in dieser Arbeit gefundenen Unterschieden der beiden Bildregistrierungstools beschreiben auch Pukala et al. [19] bereits einen Vergleich zwischen kommerziell verfügbaren Bestrahlungsplanungssystemen hinsichtlich einer deformierbaren Registrierung. Stützend auf einen metrischen Fehler, dem „target registration error“ (TRE), war die Abweichung zwischen den getesteten Systemen nicht groß. Die Studie verglich dabei allerdings Phantomdaten zwischen Start- und Endzeitpunkt einer Behandlung mittels

Patienten-basierten Phantomen, während die vorgelegte Arbeit weitaus größere Verzerrungen anwendete. Wie die hier vorgelegten Ergebnisse zeigten, existiert in diesem Fall durchaus eine große Diskrepanz der absoluten Größen zwischen den Tools gerade bei DIR, wenn die Verzerrungsschrittweiten vergrößert werden.

Vergleiche mit dem dritten Planungssystem iPlan der Firma Brainlab konnten durch die gänzlich unterschiedliche Funktionsweise, die sich grundlegend von der der beiden anderen Systeme unterscheidet, nicht durchgeführt werden. Einerseits scheint das gewählte Test-szenarium zu grob, sodass sich die Strukturen schon im ersten Schritt fast vollständig aus dem Phantom bewegen. Andererseits ist die Funktionsweise von BrainLab stärker als die anderen Systeme auf das manuelle Eingreifen des Benutzers angewiesen.

Die Berechnung der Fehleranalyse ist eine Analogie zu den Berechnungen von Saleh et al. [23]. Es ist allerdings nicht möglich, einen Pearson Korrelationskoeffizienten zu berechnen, da der Dichteverlauf linear sein muss und nicht, wie in Abbildung 16a ersichtlich, exponentiell. Es ist zudem auch nicht möglich, mehrere Werte aus einer Serie aus den Systemen zu exportieren. Sämtliche dargestellten Grafiken wurden händisch ausgelesen und in Origin geplottet.

Die Black-Boxes, in denen die Systeme agieren, funktionieren in der Praxis sehr gut und haben deshalb natürlich ihre Daseinsberechtigung. Um jedoch für die Zukunft immer bessere Systeme zu entwickeln, müsste ein Austausch zwischen den kommerziell erhältlichen Bestrahlungsplanungstools und nicht-kommerziellen, teils selbst programmierten Algorithmen in Form von standardisierten, für die Praxis relevanten Tests geschaffen werden. Unabhängige Daten, direkt von den Urhebern der Tools bearbeitet, mit eindeutig und klar definierten Parametern würden eine einheitliche Analyse gewährleisten und so die Lücke zwischen Theorie und Praxis schließen können.

6 Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit werden die aktuell am Universitätsklinikum für Strahlentherapie und Radioonkologie Graz verwendeten Bildregistrierungstools der Bestrahlungsplanungssysteme (Philips Pinnacle, Varian Eclipse und BrainLab iPlan) anhand von digitalen Phantomen miteinander verglichen. Dafür musste zunächst ein Satz digitaler, mathematisch konstruierter Phantome erstellt werden, der ein veränderbares Dichteverhalten aufweist, um die Funktionsweise bei rigider und deformierbarer Registrierung der Systeme zu vergleichen.

Zudem musste darauf geachtet werden, dass die Phantome in allen Systemen ident einlesbar und verarbeitbar waren und keine Diskrepanzen in der Verwertbarkeit der Ergebnisse lagen. Hier musste das BrainLab-System aus der Versuchsreihe ausgeklammert werden, da die Phantome zwar wie in den beiden anderen Systemen, Pinnacle und Eclipse, eingelesen und verarbeitet werden können, sich die praktische Funktionsweise aber wesentlich von den anderen Systemen unterscheidet. Dies ist weder besser noch schlechter zu bewerten, es erlaubt aber keinen direkten Vergleich zwischen den Systemen.

Im weiteren Verlauf wurden vier Testszenarien aufgestellt, die eine möglichst breite Evaluierung der Systeme zuließen. Dazu wurde die Auswirkung auf eine elastische Verzerrung, auf schrittweise äquidistante und nicht-äquidistante Verzerrungen sowie die Analyse der Einzelschritte der Verzerrung mit inhomogener Schrittweite verglichen. Dies wurde für rigide und deformierbare Registrierung unabhängig voneinander durchgeführt. Messparameter wurden dabei aus zwei erstellten Strukturformen abgeleitet, die entweder struktur- oder dichte basiert waren.

Für rigide Registrierung zeigten die Systeme sehr ähnliches Verhalten in Volumen und mittlerer Dichte, die Strukturen wurden maximal translations- und rotationsabhängig in den Zielphantomen wiedergefunden. Für deformierbare Registrierung konnte eine gänzlich unterschiedliche Herangehensweise der beiden Bestrahlungsplanungstools festgestellt werden. Allgemein waren in den Verläufen der Serien-Registrierungen auch Unterschiede in der örtlichen Verschiebung der Strukturen zu erkennen, wodurch vor allem die Pinnacle-Messungen aufgrund des Austretens der Strukturen aus dem Phantom bereits nach teils wenigen Schritten nicht mehr validabel waren. Allgemein liefert Eclipse für viele Teilbereiche schlüssigere Werte und vor allem kleinere Fehler.

Mit dieser Arbeit konnte die unterschiedliche Funktionsweise der Bildregistrierung in den Planungssystemen aufgezeigt werden. Da im Realfall zumeist kleinere Verzerrungen, wie bei strahlenbedingten Tumorveränderungen, auftreten, ist das Ausloten der Grenzfälle nicht immer möglich. Gerade in Bereichen, wo sprunghafte Gewebeveränderungen, wie dies bei Organfüllzuständen vorkommt, können die Erkenntnisse über die Verhaltensweisen der Systeme bei fehlerhaften Registrierungen hilfreich sein.

Eine Entscheidung, welches der Systeme nun definitiv besser für diese Registrierungen geeignet ist, konnte allerdings nicht getroffen werden.

Abbildungsverzeichnis

1	Inzidenzen und Mortalität	1
2	Photoeffekt	3
3	Comptoneffekt	4
4	Paarbildung	4
5	Absorptionskoeffizient	5
6	Schematischer Aufbau einer Röntgenröhre	7
7	Detektormodul eines Mehrschicht-CT Geräts	8
8	Beispieldarstellung von DICOM-Werten	10
9	Balkentestbild	15
10	FuBK-Testbild	15
11	Balkentestbild ohne Verzerrung	17
12	Balkentestbild, 5 bzw. 10 Pixel Verschiebung	17
13	Balkentestbild, 15 bzw. 20 Pixel Verschiebung	17
14	Balkentestbild, 25 bzw. 30 Pixel Verschiebung	17
15	Balkentestbild, 40 bzw. 50 Pixel Verschiebung	18
16	Zusammenhang der Dichten zwischen den Phantomen	18
17	Einzelschichten der Kugelstruktur	20
18	Seitenansicht der Kugelstruktur in Pinnacle	20
19	Verlauf der density-Struktur durch das L10-Phantom	21
20	Seitenansicht der Dichtestruktur in Pinnacle	22
21	elastischer Verzerrungsprozess	23
22	Prozess stärker werdender Verzerrung	23
23	Betrachtung der einzeln aufgelösten Registrierungsschritten	24
24	Prozess mit kleinstmöglichem, konstanten Verzerrungsgrad	25
25	Elastische Verzerrung: rigide Registrierungen in Pinnacle	26
26	Elastische Verzerrung: deformierbare Registrierungen in Pinnacle	27
27	rigide Registrierung in Eclipse bei geringfügiger Verzerrung	27
28	Gegenüberstellung rigider und deformierbarer Registrierung in Schritt 05	28
29	Elastische Verzerrung: deformierbare Registrierungen in Eclipse	28
30	Elastische Verzerrung: statistische Auswertung der density-Struktur	29
31	Elastische Verzerrung: statistische Auswertung der sphere-Struktur	30
32	Darstellung der inhomogenen Verzerrung in Pinnacle bei rigider Registrierung	32
33	Darstellung der inhomogenen Verzerrung in Pinnacle bei deformierbarer Registrierung	33
34	Darstellung der inhomogenen Verzerrung in Eclipse bei deformierbarer Registrierung	34
35	Verzerrung mit inhomogener Schrittweite: statistische Auswertung der density-Struktur	35
36	Verzerrung mit inhomogener Schrittweite: statistische Auswertung der sphere-Struktur	36
37	Einzelschritte der inhomogenen Verzerrung in Pinnacle bei RR	37
38	Einzelschritte der inhomogenen Verzerrung in Pinnacle bei DIR	38
39	Einzelschritte der inhomogenen Verzerrung in Eclipse bei RR	39
40	Einzelschritte der Verzerrung mit inhomogener in Eclipse bei DIR	40
41	Einzelschritte der inhomogenen Verzerrungen: statistische Auswertung density	41
42	Einzelschritte der inhomogenen Verzerrungen: statistische Auswertung sphere	42
43	Engmaschige Verzerrung in Pinnacle bei rigider Registrierung	43
44	Engmaschige Verzerrung in Pinnacle bei deformierbarer Registrierung	44
45	Engmaschige Verzerrung in Eclipse bei deformierbarer Registrierung	45
46	Engmaschige Verzerrung: statistische Auswertung der density-Struktur	46
47	Engmaschige Verzerrung: statistische Auswertung der sphere-Struktur	47
48	rigide Registrierung in BrainLab zwischen Basisphantom und 5 Pixel-Verzerrung	48
49	gemorphte Phantome mit Verzerrungsraster	49
50	gemorphte Phantome mit Verzerrungsraster	49
51	Elastische Verzerrung: deformierbare Registrierungen in BrainLab	50
52	Relativer Fehler zwischen sphere-Struktur und Gesamtphantom	51

Literatur

- [1] Hanno Krieger. *Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes*. Springer-Verlag GmbH Deutschland, 2012.
- [2] Wolfgang Demtröder. *Experimentalphysik 3: Atome, Moleküle, und Festkörper*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2016.
- [3] Rüdiger Kramme. *Medizintechnik*. Springer-Verlag GmbH Deutschland, 2007.
- [4] Roland Brüning, Axel Küttner und Thomas Flohr. *Mehrschicht-CT, Ein Leitfaden*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2008.
- [5] *NEMA-Hauptseite*. dicom.nema.org. abgerufen am 11.04.2017.
- [6] Rolf Sauer. *Strahlentherapie und Onkologie für Technische Assistenten in der Medizin*. Urban & Schwarzenberg, München, 1993.
- [7] Seungjong Oh und Siyong Kim. „Deformable image registration in radiation therapy“. In: *Radiation Oncology Journal* 35.2 (2017), S. 101–111.
- [8] *Benutzerhandbuch Planung Pinnacle³. 9th*. Philips.
- [9] *Eclipse Photon and Electron Algorithms Reference Guide*. Varian Eclipse. Juni 2015.
- [10] *Registration, SmartAdapt and Contouring Reference Guide*. Varian Eclipse. Dez. 2015.
- [11] *Physics Administration Software-Benutzerhandbuch. 1.1st*. BrainLab. 2012.
- [12] *iPlan[®] RT Image Klinisches Handbuch. 1.1st*. BrainLab. 2012.
- [13] X. Li et al. „Evaluation of deformable image registration for contour propagation between CT and cone-beam CT images in adaptive head and neck radiotherapy“. In: *Technology and Health Care* 24 (2016), S. 747–755.
- [14] Deshan Yang et al. „A fast inverse consistent deformable image registration method based on symmetric optical flow computation“. In: *Physics in Medicine and Biology* 53.21 (2008), S. 6143–6165.
- [15] Daniella Fabri et al. „A quantitative comparison of the performance of three deformable registration algorithms in radiotherapy“. In: *ScienceDirect* 23 (2013), S. 279–290.
- [16] Huixian Huang et al. „Determining appropriate timing of adaptive radiation therapy for nasopharyngeal carcinoma during intensity-modulated radiation therapy“. In: *Radiation Oncology* 10.192 (2015), S. 1–9.
- [17] B. Gino Fallone et al. „Assessment of a commercially available automatic deformable registration system“. In: *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 11.3 (2010), S. 101–123.
- [18] Yuliang Liao et al. „An anthropomorphic abdominal phantom for deformable image registration accuracy validation in adaptive radiation therapy“. In: *Medical Physics* 44.6 (2017), S. 2369–2378.
- [19] Jason Pukala et al. „Benchmarking of five commercial deformable image registration algorithms for head and neck patients“. In: *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 17.3 (2016), S. 25–40.
- [20] Daniel L. Saenz et al. „The level of detail required in a deformable phantom to accurately perform quality assurance of deformable image registration“. In: *Physics in Medicine and Biology* 61.17 (2016), S. 6269–6280.

- [21] Kristy K. Brock et al. „Use of image registration and fusion algorithms and techniques in radiotherapy: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 132“. In: *Medical Physics* 44.7 (2017), e43–e76.
- [22] *Eclipse Algorithms Reference Guide*. Varian Eclipse. Dez. 2011.
- [23] Ziad Saleh et al. „A multiple-image-based method to evaluate the performance of deformable image registration in the pelvis“. In: *Physics in Medicine and Biology* 61.16 (2016), S. 6172–6180.