

DER MENSCH IST KEIN EISBLOCK

NEUE MÖGLICHKEITEN DER BERÜCKSICHTIGUNG VON PATIENTENBEWEGUNGEN IN DER STRAHLENTHERAPIE

Mathias Walke, Nils Riefenstahl, Gerald Krell, Günther Gademann, Bernd Michaelis

Im bisherigen Bild der Gesamtarbeitskette einer Strahlentherapie wird der Patient zunächst als ein starrer „Eis“-Block angesehen. Nur durch Sicherheitsräume um das Zielvolumen werden mögliche Bewegungen pauschal berücksichtigt. Tatsächlich aber lebt der Patient und ist natürlich kein Eisblock. Patientenbewegungen in die Bestrahlungsplanung zu integrieren bedeutet eine erhöhte Zielpunktgenauigkeit und damit eine Verbesserung der Bestrahlungsgenauigkeit. Aktive Messsysteme zur Erfassung des Patienten und dessen individueller Bewegungsmuster sind hierbei der entscheidende Schlüssel. Die mathematische Analyse der Messdaten solcher Systeme für jeden Patienten eröffnet weitreichende Möglichkeiten, die eingeführten pauschalen Sicherheitsräume durch optimal angepasste individuelle Sicherheitsräume abzulösen. Die zusätzlichen Messdaten über den Patienten ermöglichen aber auch viel zeitiger als bisher, Veränderungen am Patienten und seiner Bewegungen zu erkennen. Diese komplette Bewegungsüberwachung während der gesamten Strahlentherapie eröffnet daher ganz neue Perspektiven, insbesondere in Richtung einer rechtzeitigen Intervention, aber auch in Richtung des Erkennens und Lernens von Bewegungsentwicklungsrichtungen. Der gedankliche Schritt vom Bild des starren Eisblocks zu einem sich zeitlich komplex verändernden bewegten Patienten wird mit den neuen optischen Systemen gerade erst vollzogen. Die Gruppe der Lernenden sind hier Ärzte, Physiker und medizinische Assistenten.

DIE STRAHLENTHERAPIE – EIN KLINISCHES FACH DER INNOVATIONEN

Die Behandlung mit ionisierenden Strahlen wurde bereits kurz nach der Entdeckung der Röntgenstrahlen vor ca. 100 Jahren eingeführt. In einem amerikanischen Standardwerk kann man folgende Definition lesen:

„Die Strahlentherapie ist ein klinisches Fach, das sich mit dem Einsatz von ionisierenden Strahlen bei Patienten mit bösartigen Neubildungen (sehr viel seltener mit gutartigen Erkrankungen) befaßt. Ziel der Strahlentherapie ist es, eine genau gemessene Strahlendosis auf ein definiertes Tumolvolumen zu geben, bei minimaler Schädigung des umgebenden Normalgewebes mit der Absicht, den Tumor auszulöschen und eine hohe Lebensqualität zu erreichen.“

Strahlentherapie heißt also die lokale Behandlung eines Tumorleidens möglichst unter Ausschluss des Normalgewebes. Es ist das Fach der Medizin, das am meisten von der Entwicklung der Computer im letzten Jahrzehnt profitiert hat. Insbesondere durch die neuen Möglichkeiten, bildgebende Verfahren in den Planungsprozess der Strahlentherapie zu integrieren, gelingt es in der Tat zum einen, das zu bestrahlende Volumen genau zu definieren und zum anderen durch hochkomplexe Bestrahlungstechniken den wirksamen Strahl auf dieses Volumen, das so genannte Zielvolumen, im Körper des Patienten zu konzentrieren und die Dosis prozentgenau zu berechnen. Für die Therapieplanung werden heutzutage in fast allen Fällen Computertomographie-, häufig auch Magnetresonanztomographie- und Positronenemissionstomographie-Bilder genutzt. Moderne Pro-

gramme ermöglichen die exakte Überlagerung der verschiedenen Bildinformationen und damit ein genaues Bild von Tumor und angrenzendem Normalgewebe. So können bei Schonung von Risikoorganen die gewünschten erhöhten Dosen am Zielort appliziert werden. Abbildung 1 zeigt das Beispiel einer Halsbestrahlung mit Ausschluss des Risikoorgans Rückenmark durch die Anwendung vieler individuell geformter Felder.

Häufig wird die Strahlentherapie nach Operation des Tumors eingesetzt, um im so genannten Tumorbett Tumorausläufer oder bösartige, liegengebliebene Zellen abzutöten. Hier zeigt sich der Vorteil der Strahlentherapie, dass das Normalgewebe ohne Folgen bestrahlt werden kann, während bösartiges Gewebe inaktiviert wird. Wichtig allerdings ist die Fraktionierung, d. h. die Verteilung der Bestrahlungsdosis auf die Zeit. Üblicherweise kommt der Patient täglich über fünf bis sieben Wochen zur Behandlung. Man erlaubt damit insbesondere dem Normalgewebe die Reparatur von eventuellen Schäden der Erbsubstanz, während die bösartigen Zellen des Tumors diese Möglichkeit weniger besitzen.

Eine Tendenz der modernen Strahlentherapie ist es, die Dosis dann zu erhöhen, wenn ein Tumor nicht entfernt ist – und zwar über den Bereich hinaus, den Normalgewebe ohne Folgen vertragen würde. Diese primäre Tumorbehandlung mit heilender Absicht verlangt eine extrem hohe Präzision der Lagerung und Strahllokalisation, denn sie nutzt die „tödliche“ Wirkung von Strahlen ausreichend hoher Dosis auf jedes Gewebe. Während die Planung in den Bildern der Patien-

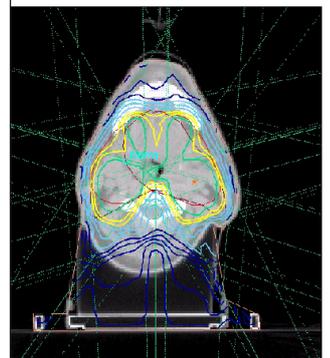


Abb. 1
Komplexe Mehrfeldtechniken ermöglichen die Erfassung der Zielvolumina (rote und braune Kontur) einerseits, bei gleichzeitiger Schonung von Risikoorganen (hier Rückenmark) andererseits.

ten heutzutage mit hoher Präzision und einer Genauigkeit von ca. 1 % berechnet werden kann, bringen die Lagerungungenauigkeit und auch die interne Beweglichkeit des Patienten ein Problem, zu dem in verschiedenen Bereichen der medizinischen Forschung gerade Verbesserungen entwickelt werden.

DAS „PROBLEM PATIENTENBEWEGUNGEN“

Der Patient wird bei der Planung einer Strahlentherapie in den CT- oder MRT-Bildern im Großen und Ganzen als starrer Block angesehen. Dies betrifft sowohl die Außenkontur des Patienten, auf der Lagerungsmarkierungen aufgebracht werden, als auch die Bewegung der inneren Organe durch Atmung bzw. die zeitlichen Veränderungen durch die verschiedenen Füllungszustände von Hohlorganen. Anzeichnungen auf der Haut des Patienten sind notwendig für die täglichen Einrichtungen des Patienten am Bestrahlungsgerät bei der fraktionierten Bestrahlung. Wir sehen dabei den Patienten als ruhenden, nicht atmenden Block an, der immer an die selbe Stelle relativ zum Bestrahlungsgerät gebracht werden muss. Alle bislang eingesetzten technischen Hilfsmittel und Methoden zur Lagerung, wie Laserkreuze, Abstandsanzeigen, Bestrahlungsfeld-Lichteinblendungen, Verifikationsbildsysteme usw. gehen zunächst davon aus, dass der Patient starr ist und konstant am Bestrahlungsgerät eingerichtet werden kann. Tatsächlich unterliegt aber der Patient einer Reihe von Veränderungen während einer fraktionierten Strahlentherapie, die teilweise über sieben Wochen geht. Zum Beispiel können Gewichtsveränderungen oder Veränderungen des Tumolvolumens auftreten,

die Haut kann sich verschieben, die Hautmarkierungen können verschwinden und falsch nachgezeichnet werden.

Das zweite große Problem stellen individuelle Patientenbewegungen während der Bestrahlung dar. Jeder Patient atmet individuell unterschiedlich, er hustet oder ist unruhig. Er hat sozusagen sein eigenes Bewegungsmuster: So kann er bei Gewöhnung an die Behandlung ruhiger werden, er kann aber auch Schmerzen entwickeln und nicht mehr richtig liegen können, Zitter- und arhythmische Bewegungen bei Verschlechterung des Allgemeinzustands eines Patienten können auftreten oder zunehmen. Das heißt innerhalb des Verlaufs der Strahlentherapie können sich die relativen Bewegungsanteile verschieben bzw. neue hinzutreten. Abbildung 2 zeigt die unterschiedlichen Beiträge zu dem beobachteten Gesamtbewegungsmuster.

Um mögliche Unsicherheiten aufgrund von Bewegungen oder Lagerungungenauigkeiten auszugleichen, werden bislang in den Bildern um die Zielorgane Sicherheitssäume gelegt. Diese enthalten sowohl die Unsicherheiten der Patientenlagerung und -bewegung, als auch die Unsicherheiten von technischer Seite, heutzutage allerdings zu vernachlässigen.

Im normalen CT können solche inhärenten Bewegungen nicht dargestellt werden. Bewegungen erzeugen höchstens Störungen im CT, wie Unschärfen und Schatten („Blurring“), Konturdopplungen und Bildrekonstruktionsstörungen. Mögliche Korrekturen dieser Störungen im CT setzen eine Kenntnis der Phase und Amplitude der einzelnen Beiträge jeder Bewegung im Inneren des Körpers zum Zeitpunkt der gerade aktuellen Röntgenscanrichtung voraus und sind heute nur über sehr vereinfachte Modelle und auch nur teilweise korrigierbar.

Entscheidend bei einer Strahlentherapie sind daher neben der physikalischen Optimierung von Bestrahlungstechniken und Bestrahlungsplänen sowie von Behandlungsschemata, wie Dosierung, Fraktionierung, Art und Abfolge der Chemotherapie oder Immuntherapie, auch die Optimierung der Patientenlagerungsgenauigkeit und die Berücksichtigung der individuellen Patientenbewegungen. Durch verbesserte Überwachungstechniken, wie aktive Patientenpositionierungssysteme, und durch die Einbeziehung der Kenntnis der individuellen Patientenbewegungen während der Bestrahlung lassen sich die individuellen Sicherheitssäume minimieren und damit auch die Belastung des Normalgewebes. Wenn Messungen der Bewegungen des Patienten zusätzlich zu den „statischen“ CT- oder MRT-Untersuchungen durchgeführt werden, können diese a priori oder auch modifizierend in der physikalischen Bestrahlungsplanung berücksichtigt werden /1-7/.

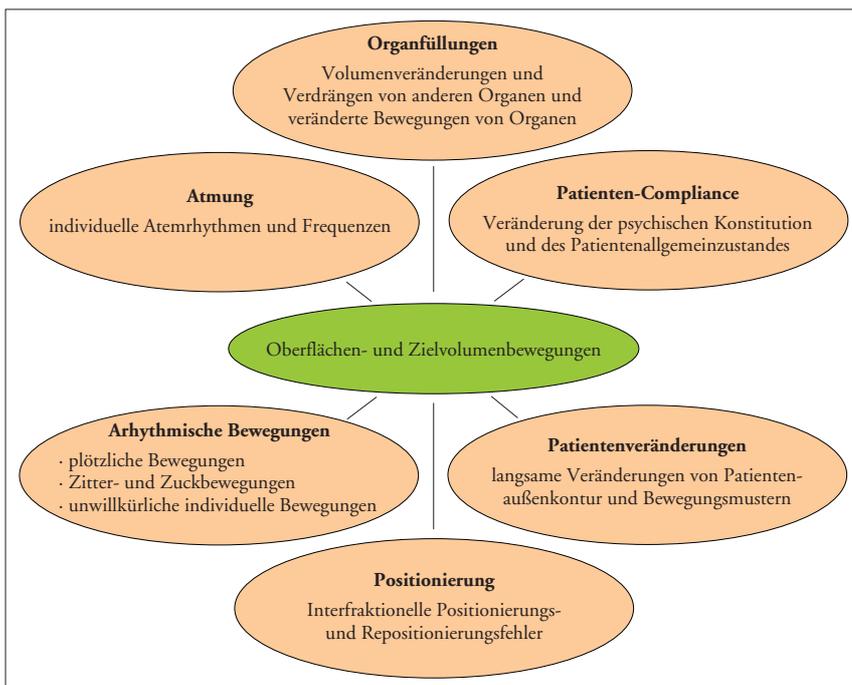


Abb. 2
Darstellung möglicher Patientenbewegungen und Einflussgrößen



Abb. 3a
3D-Sensor am Simulator

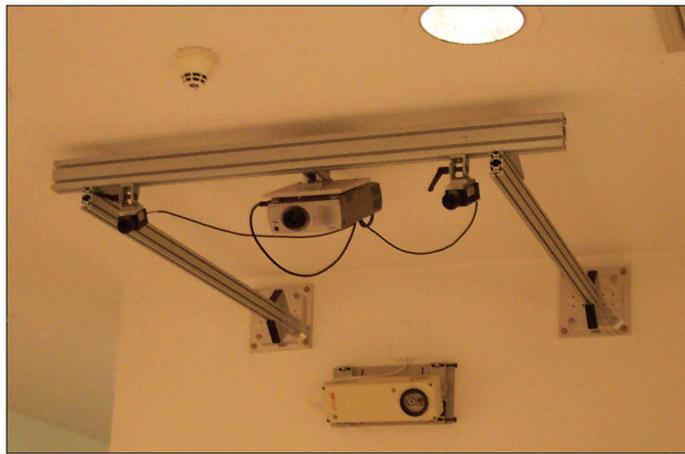


Abb. 3b
3D-Sensor am Therapiebeschleuniger

TECHNISCHE GERÄTEENTWICKLUNGEN – OPTISCHE REAL-TIME 3D-SENSOREN ZUR ERFASSUNG DER LAGE UND BEWEGUNG VON PATIENTEN

Den realen Aufbau von zwei optischen Sensoren an der Klinik für Strahlentherapie der Medizinischen Fakultät zeigen Abbildung 3a und 3b. Die Geräte wurden vom Institut für Elektronik, Signalverarbeitung und Kommunikationstechnik der Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik zusammen mit dem An-Institut INB-Vision AG entwickelt und installiert. Sie bestehen aus jeweils zwei Digitalkameras und einem Datenprojektor (Beamer), die über dem Lagerungstisch des Patienten angebracht sind. Dieser kann mit Hilfe von Servomotoren in die gewünschte Position gebracht werden. Die optischen Sensoren bilden die Region um das ISO-Zentrum der Bestrahlungsgeräte ab, wo der Strahl bei jeder Gerätestellung hinweist.

Zur optischen Erfassung der Form dreidimensionaler Objekte wurden eine Vielzahl von Methoden entwickelt /8, 9/. Diese reichen von Laser-Scan-Systemen über die Anwendung von strukturiertem Licht bis zu interferometrischen Verfahren. Für klinische Anwendungen sind gewisse Randbedingungen zu beachten. So sollte Laserlicht höherer Intensität wegen der damit verbundenen Gefährdung der Augen vermieden werden. Das Messverfahren muss relativ stabil arbeiten und eine häufige Neukalibrierung sollte vermieden werden. Das Anbringen spezieller Marken am menschlichen Körper ist möglichst zu vermeiden. Die Messdynamik muss mindestens eine genaue Abtastung der Oberfläche unter Einhaltung des Abtasttheorems bei üblichen Atembewegungen erlauben. Dafür sind im Vergleich zu industriellen Anwendungen die Anforderungen an die Messgenauigkeit relativ gering. Fehler von einigen zehntel Millimetern können durchaus toleriert werden. Wegen der relativ geringen klinischen Genauigkeitsforderungen bei gleichzeitigen hohen Forderungen an die Messdynamik wurde bei der untersuchten Aufgabenstellung eine weitere Vereinfachung gegenüber den oben beschriebenen Verfahren vorgenommen,

die gleichzeitig zur Robustheit und Stabilität beiträgt /12/.

Grundlage der für die klinische Anwendung relevanten optoelektronischen Messverfahren ist die optische Triangulation. Hier kommen meist ein oder mehrere Kameras sowie ein Projektor zum Einsatz. Da zur Auswertung Merkmale an der Oberfläche vorausgesetzt werden, können diese auch durch Texturprojektion erzielt werden. Strukturiertes Licht erlaubt die Projektion beliebiger, auf das entsprechende Auswerteverfahren zugeschnittener Muster. Grundlage für aktive Triangulationsverfahren ist das in Abbildung 4 gezeigte Lichtschnittverfahren.

Statt eines Oberflächenpunktes wird eine Profillinie an der Objektoberfläche visualisiert. Aus den geometrischen Abmessungen der Anordnung lassen sich längs dieser, durch eine Kamera aufgenommenen, Linie durch Triangulation die zugeordneten Oberflächenkoordinaten ermitteln. Eine Erweiterung zur gleichzeitigen Messung der kompletten Oberfläche an vorgegebenen Punkten stellt die

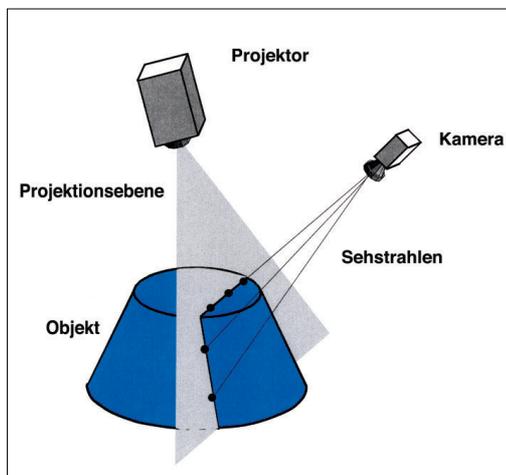


Abb. 4
Lichtschnittverfahren

Streifenprojektion dar, Weiterentwicklungen sind z. B. das Phasenshiftverfahren und der Codierte Lichtansatz /10/. Dabei werden mehrere nacheinander projizierte Muster ausgewertet.

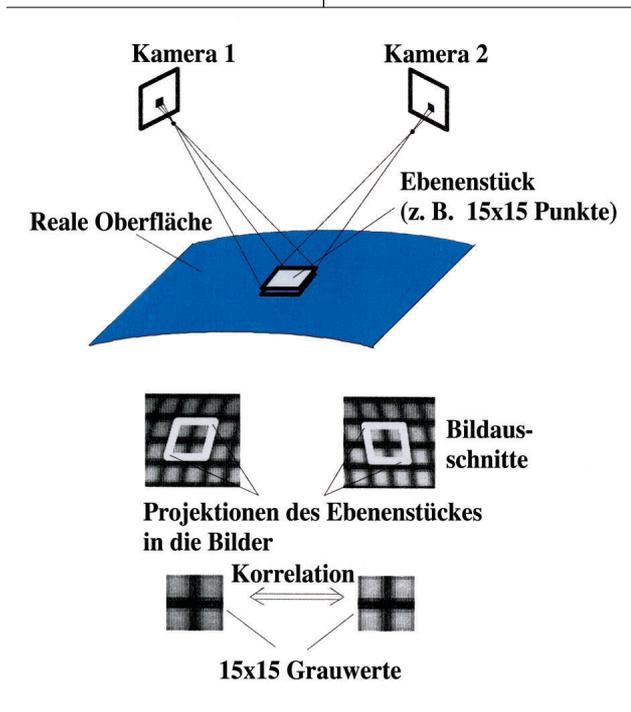


Abb. 5 Bestimmung von Oberflächenpunkten durch Flächenkorrelation

Ein weit verbreitetes Verfahren ist die Nachbereichsphotogrammetrie (Abb. 5). Es werden in der Regel zwei Kameras verwendet. Die allgemeine Idee bei der Stereophotogrammetrie besteht darin, so genannte korrespondierende Punktepaare zu finden. Das sind Punkte in beiden Kamerabildern, die denselben Oberflächenpunkt „sehen“. Oder anders ausgedrückt: Korrespondierende Punkte sind dadurch gekennzeichnet, dass auf ihnen ein und derselbe Oberflächenpunkt abgebildet wird. Je exakter diese Punkte gefunden werden können, desto besser ist das Verfahren. Die zugeordneten Koordinaten der Objetoberfläche erhält man durch Triangulation unter Berücksichtigung des Kameramodells /10/. Diese Methode ist die Grundlage für die 3D-Sensoren, die an der Klinik für Strahlentherapie installiert wurden.

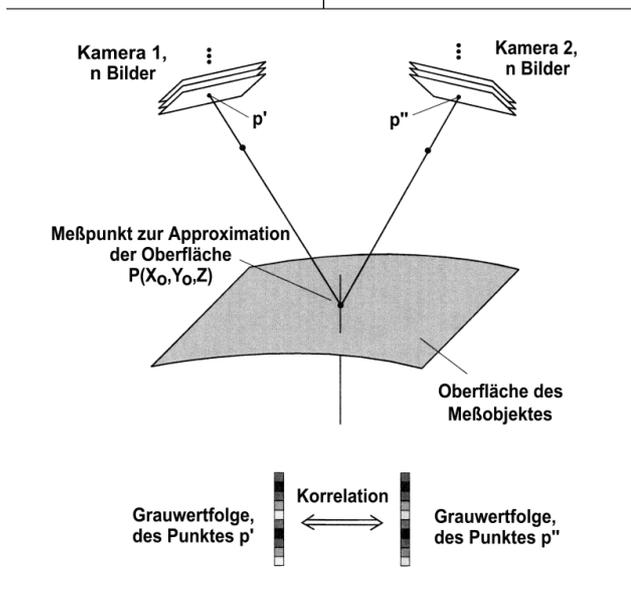


Abb. 6 Zeitkorrelation zur Bestimmung von Oberflächenpunkten

Die aufgespannte Fläche zur Identifizierung eines Oberflächenpunktes ist in der Regel ein durch die perspektivischen Abbildungen verzerrtes, unregelmäßiges Viereck und muss zur Weiterverarbeitung oft korrigiert werden. Die beiden Kamerabildern zugeordneten Grauwertmatrizen werden zur Bestimmung des Ähnlichkeitsmaßes miteinander korreliert. Der Korrelationskoeffizient gilt als Maß für die Übereinstimmung von Modell und realer Fläche. Nimmt er ein Maximum an, geht man davon aus, dass dann die reale Oberfläche des Körpers im betrachteten Ausschnitt optimal durch die mathematische Fläche beschrieben wird.

Eine wesentliche Verbesserung dieses Verfahrens bezüglich der örtlichen Auflösung stellt das Zeitkorrelationsverfahren dar /11/ (Abb. 6). Der Messalgorithmus basiert, wie schon erwähnt, auf Methoden der Stereophotogrammetrie. Das Besondere beim Zeitkorrelationsverfahren: Es werden nacheinander n-mal verschiedene Muster auf die Oberfläche projiziert und entsprechend n (z. B. 12) Bildpaare aufgenommen. Durch diese Vorgehensweise können feinere Oberflächenstrukturen erfasst werden, da die integrierende Wirkung einer relativ großen Fläche wegfällt. Die örtliche Mittelung im Bildausschnitt bei der Korrelation wird jetzt durch Mittelung über die n verschiedenen Bildprojektionen ersetzt.

Die laterale Auflösung ist abhängig von der Größe der Fläche, die ein Pixel des Sensors „sieht“. Sie ist über die Messfläche verteilt nicht konstant. Es ist nicht sinnvoll, die 3D-Punkte in einem wesentlich engeren Raster zu bestimmen als es die Sensorelemente vorgeben, da hierdurch keine echten neuen Messwerte erzeugt werden, sondern nur interpolierte. Die beschriebenen photogrammetrischen Messverfahren setzen die Bestimmung korrespondierender Punkte in beiden zugeordneten Kamerabildern voraus. Dabei ist bei vorgegebenem Punkt in einem Bild formal eine volle Suche im zweiten Bild (maximale Übereinstimmung) erforderlich. Durch Benutzung der Epipolargeometrie kann die Suche jeweils auf die zugeordnete Epipolarlinie beschränkt werden /10/. Handelt es sich um relativ ebene Oberflächen ohne nennenswerte Unstetigkeiten, kann eine verhältnismäßig einfache Textur projiziert werden. Insbesondere sind auch größere quasiperiodische Muster möglich, wenn das A-priori-Wissen über die Oberfläche eine eindeutige Auswertung zulässt (z. B. auch Vorabmessung mit dem Codierten Lichtansatz /10/, s. o.).

Durch die stereophotogrammetrische Auswertung ist eine exakte Kalibrierung des projizierten Musters nicht erforderlich. Die beiden Kameras müssen bei der Triangulation lediglich den selben Punkt an der Oberfläche auswerten. Dieser muss „irgendwie“ markiert werden. Dabei soll das Verfahren noch schnell sein. Projiziert man Streifen auf die Oberfläche des Messobjektes (= menschlicher Körper) und wertet ungefähr senkrecht dazu die Grauwerte längs der Epipolarlinien aus, so bietet sich eine relativ einfache Lösung an. Dabei wird vorausgesetzt, dass der Auswertalgorithmus trotz der Periodizität der Streifenmuster eindeutig ist (z. B. Beginn an vorgegebenem Punkt und Fortschreiten in definierten Intervallen). Der Schnittpunkt der Epipolarlinie mit der Kante eines definierten Streifens generiert in beiden Kamerabildern korrespondierende Punkte, die in klassischer Weise auszuwerten sind. Die gewisse Unsicherheit der Kantenlage durch Unschärfe der Projektion u. ä. wirkt sich auf die Messfehler nur im zulässigen Bereich aus. Aus den abgetasteten Punkten der Körperoberfläche lassen sich die

medizinisch erforderlichen 3D-Daten gewinnen. Durch Interpolation mit B-Splines erhält man ein zeitvariantes Oberflächenmodell. Seltene Ausreißer bei der Messung können mit seiner Hilfe leicht eliminiert werden.

Sowohl Bildaufnahme als auch die Projektion von Streifenmustern erfolgen computergesteuert mit voller Videorate. Daraus ergeben sich entsprechende Anforderungen an die Verarbeitungsgeschwindigkeit bei der Berechnung der 3D-Oberfläche und bei der Auswertung der Messdaten. Die entwickelten Algorithmen sind inzwischen schnell genug, um Bewegungen des Patienten (z. B. durch Atmung hervorgerufen) in Echtzeit zu verfolgen (Tracking). Werden die Daten des optischen Sensors und andere Daten aus der Bestrahlungsplanung, wie die CT-Außenkonturen, im gleichen Koordinatensystem dargestellt, können Abstandsmaße berechnet werden. Damit kann eine Abweichung der Lagerung des Patienten relativ zur gewünschten Position sofort angezeigt werden (Abb. 7). Die Lage des Patienten kann dann entsprechend korrigiert bzw. der Bestrahlungsplan für folgende Strahlenfraktionen überarbeitet werden. Spline-Oberflächen können sowohl in die Konturdaten als auch in die ermittelten Oberflächenpunkte zum Tracking gefittet und statistische Analysen, wie Standardabweichung oder Maximumabweichung, bestimmt werden, um die Positioniergenauigkeit quantitativ bewerten zu können. Abbildung 8 zeigt die verschiedenen technischen Möglichkeiten der Analyse und Auswertung der Daten nach der eigentlichen Datenaquisition. Abbildung 9 zeigt dem gegenüber die vielfältigen mathematischen Möglichkeiten der Datenanalyse.

ANWENDUNG DER INSTALLIERTEN MESSSYSTEME IN DER KLINISCHEN PRAXIS

Das Erste der beiden optischen Systeme wurde am Bestrahlungssimulator installiert (Abb. 3a). In der so genannten Simulation werden Bestrahlungspläne, die in den CT-Bildern des Patienten berechnet wurden, ohne Anwendung einer therapeutischen Strahlung am Patienten

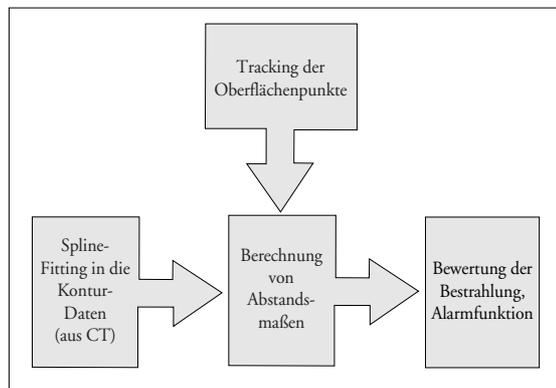


Abb. 8
Möglichkeiten der Analyse und Auswertung der Daten nach der eigentlichen Datenaquisition.

erprobt und auf mögliche Fehler, z. B. Kollision der Geräte, überprüft. Üblicherweise wird der Patient in das vom Plan vorgegebene Strahlisozentrum (geometrisches Isozentrum) über Referenzpunkte und durch den Vergleich von Soll- und Ist-Röntgenaufnahmen eingerichtet. Dieser entscheidende Schritt der Simulation wurde durch den 3D-Sensor erweitert.

Am Bildschirm des Sensors wird die Oberfläche der zusammengefassten CT-Bilder des Patienten in seiner richtigen Lage zum Isozentrum projiziert, da durch die Planung die Geometrie des gesamten Bestrahlungs-Setups fixiert ist. Parallel hierzu wird das „live“-Bild der 3D-Messung in der korrekten Raumbeziehung eingeblendet. Dieses bewegte Bild der aktuellen Lage des Patienten ist nun mit der „SOLL“-Lage aus der Planung durch ferngesteuerte Bewegungen des Lagerungstisches zur Deckung zu bringen. Derzeit wird visuell geprüft, welche Darstellungsarten am günstigsten sind: Farbcodierung, Vektordarstellung etc. Durch den visuellen Abgleich erreicht man eine Lagerungsgenauigkeit von ca. 0,5 cm im Körperbereich. Als Spezialfall, d. h. wenn keine CT-Oberfläche zur Verfügung steht, wird die Oberfläche des gelagerten Patienten über mehrere Atemzyklen hinweg gemessen und ein zeitliches Mittel errechnet. Diese gemittelte Oberfläche dient nun als Referenzoberfläche (Referenzlage bzw. „SOLL“-Lage), sie wird gespeichert und steht dann im Kliniknetzwerk zur Verfügung.

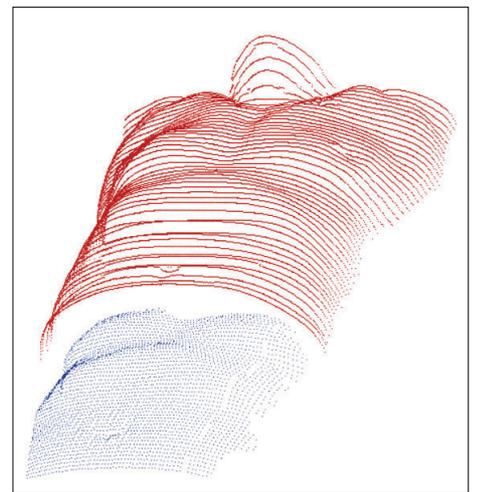


Abb. 7
Dynamisch (bewegt) messbare Abweichungen der aktuellen Patientienlage (blau) in Bezug auf die SOLL-Lage, die durch Konturierung der gemessenen Referenzlage am Simulator oder den CT-Daten vorgegeben ist (rot).

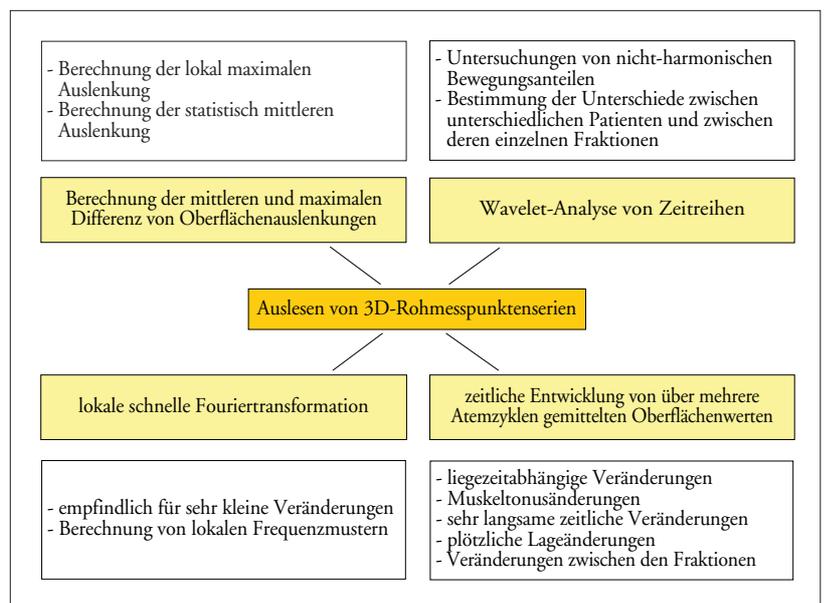
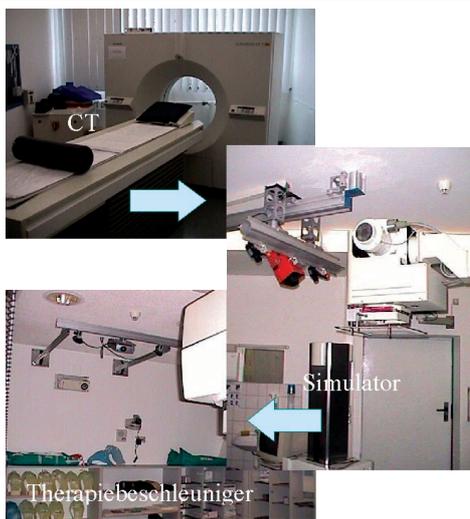


Abb. 9
Mathematische Analysemöglichkeiten der aquirierten 3D-Messdaten speziell bei fraktionierten Bestrahlungen.



Nachdem nun die Bestrahlungslage des Patienten im Isozentrum festgelegt worden ist, kann die zweite Innovation des 3D-Sensors (Abb. 3b) zum Zuge kommen. Neben der Bestimmung einer SOLL- bzw. Referenzlage des Patienten können die individuellen Oberflächenbewegungen von Patienten analysiert und individuelle Toleranzschwellen berechnet werden.

Diese Toleranzschwellen sind zweidimensionale Funktionen, welche die statistische Auslenkung von Punkten auf den Oberflächen beschreiben.

Sie dienen zum einen dazu, die Bewegung des Zielvolumens relativ zum statischen Behandlungsgerät abzuschätzen und diese Information in das Sicherheitssaum-Konzept für die Bestrahlungsplanung einzubringen, zum anderen um für die Kontrolle der Lagerung während der Bestrahlung eine Alarmfunktion zu ermöglichen, die individuell angepasst ist. Ein ruhiger Patient wird mit einer engeren Toleranzschwelle bedacht sein, als ein unruhiger.

Einen Überblick über den Datenfluss innerhalb der Klinik zeigen die Abbildungen 10 und 11.

Ein weiteres Softwarepaket, das in den Ablauf der online-Messungen integriert wurde, dient der Aufnahme und Speicherung von Röntgendurchleuchtungs-Filmsequenzen aus jeder geplanten Strahlrichtung bzw. aus jeder Richtung, die zusätzlich zur korrekten Lagekontrolle des Patienten notwendig ist. Wiederum werden diese Bildinformationen mit berechneten Bildern aus der Bestrahlungsplanung verglichen (Abb. 12). Das „Auswandern“ des Zielgebietes kann dargestellt werden. Diese „Videos“ werden zusätzlich mit den bewegten Oberflächen-Daten synchronisiert, so dass die Bewegung von inneren Organen bzw. Markerstrukturen (z. B. Knochen) in Bezug auf die äußeren Bewegungen untersucht

werden kann. Dies wird für eine erweiterte Begutachtung der individuellen Bestrahlungspläne am lebenden Patienten in Hinsicht auf Bewegungen des Bestrahlungszielvolumens bzw. der Risikoorganstrukturen genutzt und erlaubt – falls notwendig – die Veränderung der ursprünglichen Planung. Durch mathematische Analyse auch dieser Röntgenfilmsequenzen können absolute Maßzahlen für die individuelle Bewegung des Patienten berechnet werden, die in die minimierende Anpassung des Sicherheitssaumes um das Bestrahlungszielvolumen eingehen.

Das zweite optische Positionierungssystem (Abb. 3b) ist an einem der Linearbeschleuniger (Therapiebeschleuniger) installiert. Er hat einen etwas anderen Aufbau, da die räumlichen Bedin-

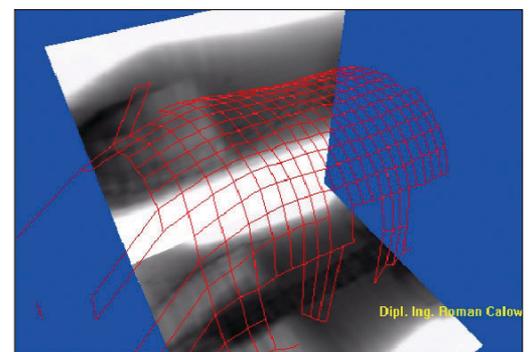
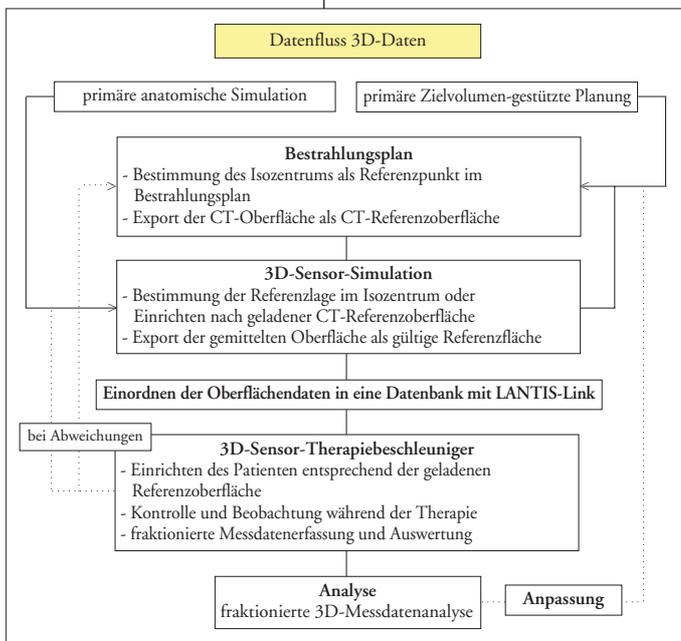


Abb. 10
Übersicht über die 3D-Installationen in der Klinik

Abb. 12
Überlagerung von Oberflächendaten und projizierten Durchleuchtungssequenzen



gungen verschieden sind. Die relative Empfindlichkeit der Kameras auf ionisierende Strahlung verlangt außerdem einen weiteren Abstand vom Strahlerkopf als im Simulator. Das bedeutet, dass die Messpunkte nicht direkt mit denen des Simulator-Sensors verglichen werden können. Es handelt sich um eine eigene, unabhängige Messung, d. h. zur Deckung gebracht werden Oberflächen. Am Bestrahlungsgerät muss der Patient die gleiche Lage wie zuvor in der Computertomographie und der Simulation einnehmen – und dies bis zu 35 Mal! (Abb. 13). Beispiele verschiedener Visualisierungsmöglichkeiten zeigt Abbildung 13. Derzeit steht im Vordergrund der Anwendung des Therapie-Sensors die visuelle Unterstützung der Lagerung in den Zielpunkt mittels Abgleich der SOLL- und der IST-Oberfläche. Mit Hilfe der zweidimensionalen Toleranzschwellenfunktion ist es weiterhin individuell möglich, Abweichungen von dieser Lage online festzustellen und die Lage des Patienten, falls nötig, zu korrigieren.

Die Lagekontrolle des Patienten auch während der Therapie selbst ist in „real-time“ durchführbar. Bei zu starker Abweichung wird die Bestrahlung unterbrochen. Hierfür sollen die individuell berechneten Toleranzschwellen gleichsam als Fil-

Abb. 11
Datenflussschema der 3D-Sensordaten in der Klinik während einer Therapie

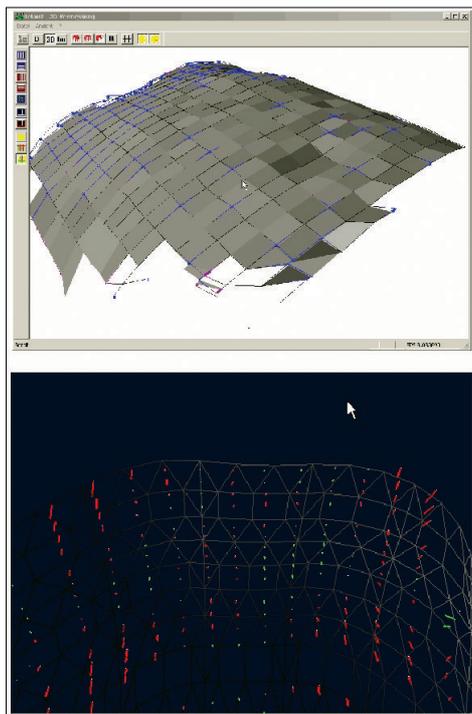


Abb. 13
 Verschiedene Möglichkeiten der graphischen Visualisierung der 3D-Messdaten
 (oben: gerenderte Flächendarstellung, unten: Vektorfelddarstellung)

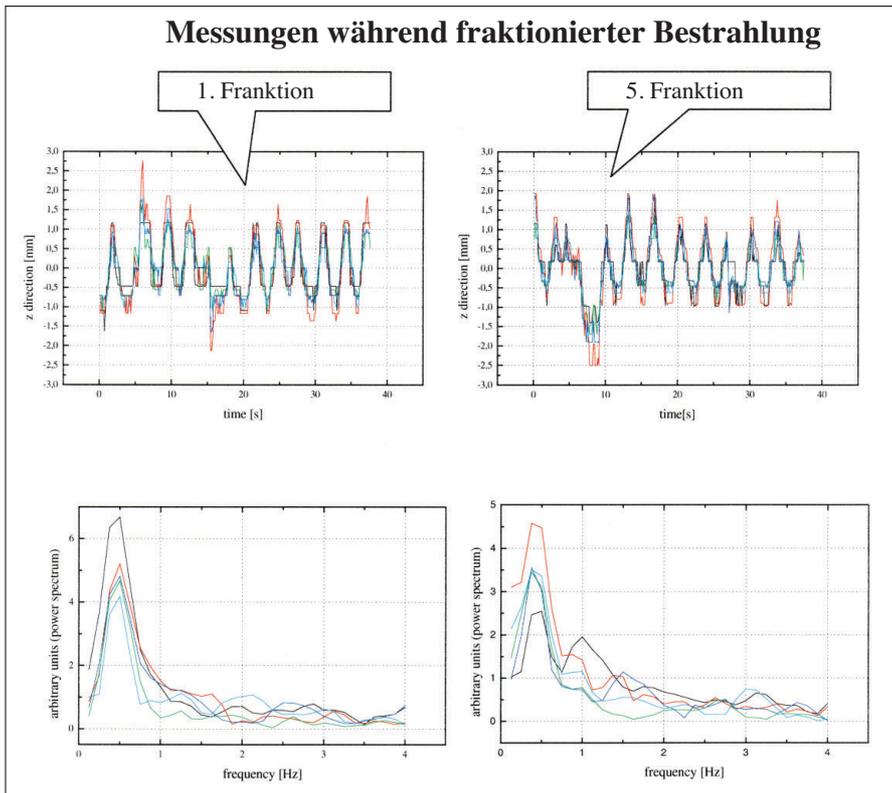


Abb. 14
 Beispiel von durchgeführten fraktionierten Messungen
 (oben Zeitserien, unten deren Fourieranalysen)

ter dienen, da sonst z. B. bei unruhigen Patienten mit einem zu häufigen Abschalten zu rechnen ist. Während einer fraktionierten Strahlentherapie sind mit den 3D-Sensoren schneller als bisher Korrekturen der Lage möglich und Fehler bei der Positionierung bzw. Repositionierung erkennbar. Auch veränderte Bewegungsmuster oder Körperkonturen sind objektivierbar (Abb. 14).

WORK IN PROGRESS UND KÜNFTIGE ZIELSTELLUNGEN

Eine hohe und reproduzierbare Lagerung von Patienten ist entscheidend für die Einführung neuester Bestrahlungstechniken wie die der IMRT (Intensitätsmodulierte Radiotherapie), die insbesondere steile Dosisgradienten an Risikoorganen und höhere Freiheitsgrade bei der Anpassung dreidimensionaler Dosisverteilungen an individuelle Erfordernisse ermöglicht. Hier ist wegen der Verkleinerung der Bestrahlungsfelder die Kenntnis der Bewegungen wesentlich. Zunehmend werden auch im Körperbereich kleine Tumoren lokal mit einer hohen Einzeldosis nur noch wenige Male bestrahlt. Diese Art der Präzisionsbestrahlung – teilweise auch Ganzkörper-Stereotaxie genannt –, benötigt 3D-Messungen, Bewegungsanalysen und laufende Lagerungskontrollen.

Doch zeigt auch die Auswertung fraktionierter Messungen an Patienten, dass während des langen Zeitraums der Strahlentherapie Veränderungen der Referenzlage, des Bewegungsmusters und

der Körperoberfläche von Patienten vorkommen. Ein Vorteil der täglichen Messung von Patienten ist, dass mittelfristige Veränderungen überhaupt und vor allem schneller als bisher erfasst werden können. Die Involvierung von Bewegungen sowohl der Außenkontur als auch innerer Organe auf der Basis gemessener Abweichungen ermöglicht die Anwendung nichtisotroper individueller dreidimensionaler Sicherheitssäume um Target- und Risikostrukturen. Veränderungen werden in das Bestrahlungssystem eingegeben und neu berechnet.

Ein weiterer Ansatzpunkt ist die Entwicklung von 3D-Modellen, die aus der bewegten Außenkontur Rückschlüsse auf die Bewegung der inneren (Risiko-)Organe liefern. In einem Europäischen Kooperationsprojekt namens ARROW wurden zusammen mit englischen und französischen Partnern erste „Particle“-Modelle entworfen, die aus der statischen CT-Information der inneren Organe und den Oberflächenbewegungen eine Bewegung auch der inneren Organe berechnen lassen (Abb. 15).

Wichtig für die Zukunft ist, die bisherigen Bild und Dosimetrie-Daten mit den Bewegungsdaten zu erweitern. Das heißt, das äquivalente Speichern der Oberflächenmessungen in patientenbezogenen Datenbanken muss durchgängig sein. Damit wäre der Patient hinsichtlich seiner digitalen Aufbereitung für die Strahlentherapie kein starrer Eisblock mehr, sondern der lebende und damit bewegte Mensch.

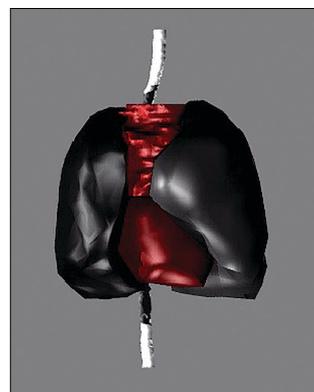


Abb. 15
 Beispiel einer gerenderten Ansicht innerer Organe des 3D-Körpermodells (Lunge, Mediastinum, Rückenmark)

Literaturhinweise

- /1/ J.W. Wong et al., The use of active breathing control (ABC) to reduce margin for breathing motion. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1999, 911-919.
- /2/ G. Baroni et al., Implementation and application of real-time motion analysis based on passive markers, *Med. Biol. Eng. Comput.* 1998, 693-703.
- /3/ A.E. Lujan et al., A method for incorporating organ motion due to breathing into 3D dose calculation, *Med. Phys.* 1999, 715-720.
- /4/ R.I. MacKay et al., Animation and radiobiological analysis of 3D motion in conformal radiotherapy, *Radiother. Oncol.* 1999, 43-49.
- /5/ J.T. Booth, Set-up error & organ motion uncertainty: a review: *Australas Phys. Eng. Sci. Med.* 1999, 29-47.
- /6/ C.X. Yu et al., The effect of intrafraction organ motion on the delivery of dynamic intensity modulation. *Phys. Med. Biol.* 1988, 593-603.
- /7/ A.C. Dhanantwari, Correcting organ motion artefacts in x-ray CT medical imaging systems by adaptive processing, I. Theory, *Med. Phys.* 2001, 1562-1576.
- /8/ B. Breuckmann, *Bildverarbeitung und optische Messtechnik*, Franzis-Verlag GmbH, München 1993.
- /9/ T.Y. Young, *Handbook of Pattern Recognition and Image Processing, Vol. II: Computer Vision*. Academic Press, Inc. 1994.
- /10/ B. Thielbeer, *Segmentierung und Bewertung von Messdaten flächenhaft messender optischer Sensoren unter dem Aspekt der Extraktion und Parametrisierung regelgeometrischer Elemente*. Dissertation. Magdeburg 2001.
- /11/ P. Albrecht; B. Michaelis, Improvement of the Spatial Resolution of an Optical 3-D Measurement Procedure. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, February, Vol. 47, No.: 1, 1998, 158-162.
- /12/ R. Calow et al., Photogrammetric measurement of patients in radiotherapy. *Photogrammetry & Remote Sensing*. 56(2002), 374-359.

**Die Autoren**

Dr. rer. nat. Mathias Walke (li.),

Jahrgang 1966, studierte an der Friedrich-Schiller-Universität Jena und promovierte 1998 an der Martin-Luther-Universität Halle, danach wissenschaftlicher Mitarbeiter in der Abteilung Biophysik in Halle, in der Abteilung Biomembranen in Leipzig und in der Augenklinik in Rostock. Von 1995-1997 parallel Ausbildung zum Medizinphysiker an der Technischen Hochschule Mittweida. Seit Anfang 1999 klinischer und wissenschaftlicher Medizinphysiker in der Klinik für Strahlentherapie der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg. Aktuelle Forschungsgebiete: klinische 3D-Vermessung, Bewegungsanalysen, Entwicklung eines 3D-Bewegungsmodells

Dipl.-Ing. Nils Riefenstahl (2. v. li.),

Jahrgang 1973, studierte von 1991-1998 an der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg. Danach wurde er wissenschaftlicher Mitarbeiter am Lehrstuhl Technische Informatik am Institut für Elektronik, Signalverarbeitung und Kommunikationstechnik. Aktuelle Forschungsgebiete: Medizinische Bildverarbeitung, Bildfusion, Bildaufnahmesysteme

Dr.-Ing. Gerald Krell (Mi.),

Jahrgang 1964, studierte von 1985-1990 an der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg. Danach war er hier wissenschaftlicher Mitarbeiter und promovierte 1995. Aktuelle Forschungsgebiete: Bildkorrektur, Bilddatenfusion, Echtzeitbildverarbeitung, künstliche neuronale Netze

Prof. Dr. med. habil. Günther Gademann (re.),

geb. 1952, ist seit 1993 Direktor der Klinik für Strahlentherapie der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg und Ordinarius für Strahlentherapie. Er studierte neben der Humanmedizin auch Physik und fühlt sich dadurch immer als Mittler zwischen diesen beiden Gebieten. Lange Jahre arbeitete er am Institut für Radiologische Diagnostik und Therapie des Deutschen Krebsforschungszentrums in Heidelberg und war der Wegbereiter in Deutschland für dort entwickelte neueste Techniken der Strahlentherapie, wie die dreidimensionale Bestrahlungsplanung und die Stereotaxie. In Magdeburg fand er schnell Wissenschaftler, insb. aus der Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik, für ausgiebige Kooperationen und gemeinsame Projekte.

Prof. Dr.-Ing. habil. Bernd Michaelis (2. v. re.),

Jahrgang 1947, studierte und promovierte 1974 an der Technischen Hochschule Magdeburg, danach wissenschaftlicher Mitarbeiter. 1980 Habilitation. 1980 bis 1984 leitender wissenschaftlicher Mitarbeiter am Joint Institute for Nuclear Research, Dubna. 1984 bis 1993 Hochschuldozent. Seit 1993 Professor für Technische Informatik an der Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg. Aktuelle Forschungsgebiete: Bildverarbeitung, künstliche neuronale Netze, Spezialprozessoren