

Christian Ziegler

*Ganzheitliche Automatisierung mechatronischer Systeme in der Medizin am
Beispiel Strahlentherapie*

Christian Ziegler

*Ganzheitliche Automatisierung mechatronischer Systeme in
der Medizin am Beispiel Strahlentherapie*

Bericht aus dem Lehrstuhl für
Fertigungsautomatisierung und Produktionssystematik
Prof. Dr.-Ing. Jörg Franke

FAPS



Meisenbach

G m b H V e r l a g

Als Dissertation genehmigt von der Technischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg

| | |
|----------------------|--|
| Tag der Einreichung: | 21. September 2012 |
| Tag der Promotion: | 05. Dezember 2012 |
| Dekan: | Prof. Dr.-Ing. habil. Marion Merklein |
| Berichterstatter: | Prof. Dr.-Ing. Jörg Franke Prof. Dr. habil. Dr. med. h.c. mult. Willi A. Kalender, Ph.D. |

Bibliografische Information Der Deutschen Bibliothek

Die Deutsche Bibliothek verzeichnet diese Publikation in der
Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten
sind im Internet über <http://dnb.ddb.de> abrufbar.

ISSN 1431-6226

ISBN 978-3-87525-342-9

Dieses Werk ist urheberrechtlich geschützt.

Alle Rechte, auch die der Übersetzung, des Nachdrucks
und der Vervielfältigung des Buches oder Teilen daraus,
vorbehalten.

Kein Teil des Werkes darf ohne schriftliche Genehmigung des
Verlages in irgendeiner Form (Fotokopie, Mikrofilm oder ein
anderes Verfahren), auch nicht für Zwecke der Unterrichts-
gestaltung - mit Ausnahme der in den §§ 53, 54 URG ausdrücklich
genannten Sonderfällen -, reproduziert oder unter Verwendung
elektronischer Systeme verarbeitet, vervielfältigt oder
verbreitet werden.

© Meisenbach Verlag Bamberg 2013

Herstellung: inprint GmbH, Erlangen

Printed in Germany

Vorwort und Danksagung

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Lehrstuhl für Fertigungsautomatisierung und Produktionssystematik (FAPS) an der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg.

Herrn Prof. Dr.-Ing. Klaus Feldmann, ehemaliger Leiter dieses Lehrstuhls, und seinem Nachfolger, Herrn Prof. Dr.-Ing. Jörg Franke, danke ich sehr herzlich für die engagierte Förderung bei der Durchführung meiner Arbeit, die konstruktiven Anregungen sowie den mir gewährten wissenschaftlichen Freiraum. Bei Herrn Prof. Dr.-Ing. Jörg Franke bedanke ich mich im Besonderen auch für das in mich gesetzte Vertrauen als Oberingenieur. Darüber hinaus möchte ich mich herzlich bei Herrn Prof. Dr. habil. Dr. med. h.c. mult. Willi A. Kalender, Ph.D., Direktor des Instituts für Medizinische Physik, für die wohlwollende Übernahme des Korreferats bedanken. Gedankt sei auch Herrn Prof. Dr. Klaus Meyer-Wegener als weiterem Mitglied des Prüfungskollegiums.

Diese Dissertation beruht auf den Ergebnissen verschiedener Forschungsprojekte, die durch die Bayerische Forschungsstiftung (BFS), das Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) sowie die Deutsche Forschungsgemeinschaft (DFG) unterstützt wurden. Den an diesen Projekten beteiligten Industrie- und Forschungspartnern sei herzlich für die gute fachliche Zusammenarbeit gedankt. Namentlich möchte ich an dieser Stelle den Herren Dipl.-Ing. (FH) Franz Dirauf und Dipl.-Ing. (FH) Franz Fadler für die intensiven und anregenden fachlichen Gespräche und ihr persönliches Engagement danken.

Bei meinen Kolleginnen und Kollegen am Lehrstuhl FAPS bedanke ich mich für die hervorragende Arbeitsatmosphäre, die maßgeblich zum Gelingen dieser Dissertation beigetragen hat. Besonders hervorheben möchte ich dabei Herrn Dipl.-Ing. Sebastian Reitelshöfer, Herrn Dipl.-Ing. Felix Lütteke, Herrn Dipl.-Ing. Arnd Buschhaus, Frau Dipl.-Wirtsch.-Ing. Christina Ramer, Herrn Dipl.-Ing. Maximilian Landgraf, Herrn M.Sc. Xu Zhang sowie die Herren Karl-Heinz Mönius, Michael Purkott und Bernd Fischer der Gruppe Biomechatronik. Darüber hinaus geht mein besonderer Dank an Herrn Dipl.-Inf. Jochen Merhof, Frau Dipl.-Math. Franziska Schäfer, Herrn Dipl.-Ing. Gerald Gion und Herrn Stefan Buortesch sowie an alle Studierende, die mich im Rahmen ihrer Tätigkeiten am Lehrstuhl unterstützt haben.

Mein herzlichster Dank gilt meinen Eltern, die mich auf meinem Bildungsweg stets gefördert haben, und meiner Partnerin Lea, die mir durch ihren Rückhalt während der Anfertigung dieser Arbeit eine besondere Hilfe war.

Erlangen, im Dezember 2012

Christian Ziegler

Ganzheitliche Automatisierung mechatronischer Systeme in der Medizin am Beispiel Strahlentherapie

Inhaltsverzeichnis

| | |
|---|-----------|
| Abkürzungsverzeichnis | V |
| 1 Einleitung | 1 |
| 1.1 Motivation | 1 |
| 1.2 Zielsetzung und Vorgehensweise | 2 |
| 2 Identifikation von Handlungsbedarfen in der Strahlentherapie..... | 5 |
| 2.1 Grundlegende Aspekte der Strahlentherapie..... | 5 |
| 2.1.1 Übergeordneter klinischer Ablauf | 5 |
| 2.1.2 Einflussfaktoren auf die Dosisverteilung..... | 7 |
| 2.1.3 Aufbau eines Strahlentherapiegeräts | 11 |
| 2.1.4 Bestrahlungsapplikationen und Trends | 14 |
| 2.2 Analyse des Workflows in der Strahlentherapie | 16 |
| 2.2.1 Klärung allgemeiner Anforderungen und Begrifflichkeiten | 18 |
| 2.2.2 Beschreibung und qualitative Analyse des klinischen Workflows | 20 |
| 2.2.3 Klinische Workflowdaten aus Patientensicht | 24 |
| 2.2.4 Auswertung der Teilprozess- und Gantrypositionierzeiten | 25 |
| 2.3 Ableiten des Forschungsbedarfs..... | 29 |
| 2.3.1 Maßnahmen mit Einfluss auf das Therapiegerätekonzept | 30 |
| 2.3.2 Maßnahmen im Umfeld des Therapiegeräts | 31 |
| 2.3.3 Ganzheitliche Übertragung von Technologien, Simulationswerkzeugen und Methoden aus der Produktionstechnik auf das klinische Umfeld | 33 |
| 3 Flexibles, universell einsetzbares und workflowgerechtes Therapiegerätekonzept..... | 37 |
| 3.1 Anforderungen an den mechatronischen Aufbau und aktuelle Entwicklungen ..37 | |
| 3.1.1 Mindestanforderungen an Strahlerzeugung, -formung und Bildgebung ...37 | |
| 3.1.2 Randbedingungen für die Entwicklung des mechatronischen Geräteaufbaus | 38 |
| 3.1.3 Stärken und Schwächen der kinematischen Strukturen etablierter Therapiegerätekonzepte | 43 |
| 3.2 Modulares, flexibles und universell einsetzbares Linearkinematikkonzept | 47 |
| 3.2.1 Grundkonzept und Konzeptvarianten | 47 |
| 3.2.2 Mathematische Beschreibung der Kinematik | 52 |

| | | |
|----------|---|------------|
| 3.2.3 | Modulare Gerätestruktur durch hochintegrierte Strahlerkopfeinheit..... | 54 |
| 3.2.4 | Prototypisch realisierter Linearkinematikdemonstrator | 56 |
| 3.2.5 | Effektive und effiziente Bildgebungssysteme..... | 58 |
| 3.3 | Verbesserte Abläufe und medizinische Applikationen durch das Linearkinematikkonzept | 63 |
| 3.3.1 | Erweiterte Applikationsmöglichkeiten durch virtuelles Isozentrum | 63 |
| 3.3.2 | Variabler Abstand zwischen Strahlaustrittspunkt und dem Isozentrum ... | 66 |
| 3.3.3 | Ganzkörperbestrahlung in Translationstechnik..... | 68 |
| 3.3.4 | Reduzierte Positionierzeiten durch Ausnutzung des Bewegungsraums .. | 69 |
| 3.3.5 | Zusammenfassende Bewertung des Linearkinematikkonzepts | 71 |
| 4 | Verbesserung der Behandlungsqualität durch Absolutgenauigkeitssteigerung der Gerätekinematiken | 77 |
| 4.1 | Herausforderungen und Grundlagen der absolutgenauen Positionierung | 77 |
| 4.1.1 | Grundlagen und Defizite klassischer Verfahren zur Genauigkeitssteigerung..... | 77 |
| 4.1.2 | Sensorsysteme zur Posemessung..... | 79 |
| 4.2 | Kosteneffizientes Stereokamerasystem zur raumintegrierten Posemessung der Patientenliege | 82 |
| 4.2.1 | Genauigkeitssteigerung durch Posemessung und -regelung des Patiententischs | 82 |
| 4.2.2 | Voruntersuchungen zur Genauigkeit des Posemesssystems | 85 |
| 4.3 | Realisierung der Poseregulation einer robotergeführten Patientenliege | 87 |
| 4.3.1 | Roboterzelle zur Untersuchung der Gesamtpositioniergenauigkeiten | 87 |
| 4.3.2 | Fehlervektorberechnung zur Ansteuerung des Roboters | 89 |
| 4.3.3 | Untersuchungen zur Absolutgenauigkeit der Poseregulation | 92 |
| 4.4 | Maßnahmen zur Genauigkeitssteigerung flexibler Therapiegerätekinematiken | 95 |
| 4.4.1 | Tragstruktoptimierung mittels Finite-Elemente-Methode..... | 96 |
| 4.4.2 | Wiederholgenauigkeit des Linearkinematikdemonstrators | 97 |
| 4.4.3 | Kosteneffizientes Stereokamerasystem zur regelmäßigen Posemessung der Therapiegerätekinematik | 100 |
| 5 | 3D-Monitoringsystem zur kollisionsfreien Bewegungsplanung und Kontrolle der Patientenlage | 103 |
| 5.1 | Sensorbasiertes Patienten- und Therapiegerätemonitoring..... | 103 |
| 5.1.1 | Strategien der Kollisionsvermeidung..... | 103 |
| 5.1.2 | Überwachung von Patientenbewegungen | 105 |
| 5.1.3 | Verfahren zur Gewinnung von Tiefeninformationen | 107 |
| 5.1.4 | Räumliches Patientenmonitoring mittels ToF-Kamera | 110 |

| | |
|--|------------|
| 5.2 Automatische Kollisionsvermeidung und Überwachung der Patientenlage | 112 |
| 5.2.1 Anbringung des Sensorsystems für die Anwendung in der Strahlentherapie | 112 |
| 5.2.2 Konzept der integrierten Kollisionsvermeidung und Patientenlageüberwachung | 113 |
| 5.3 Räumliche Objekterfassung auf Basis von Time-of-Flight Sensordaten | 115 |
| 5.3.1 Maßnahmen zur Reduktion von Fehlereinflüssen | 116 |
| 5.3.2 Charakterisierung und Parametrisierung der verwendeten ToF-Kamera | 118 |
| 5.3.3 Preprocessing der 3D-Sensordaten | 122 |
| 5.4 Objekterkennung und Hüllkörpermodellierung des Patienten | 123 |
| 5.4.1 Segmentierung des Patienten..... | 124 |
| 5.4.2 Gewinnung der Körperstruktur des Patienten | 126 |
| 5.4.3 Repräsentation des Patienten mittels Oriented Bounding Boxes | 128 |
| 5.5 Effizienter Anlagenbetrieb durch modellbasierte Bewegungsplanung | 130 |
| 5.5.1 Kinematische und geometrische Modellierung des Therapiegeräts | 131 |
| 5.5.2 Planung effizienter, kollisionsfreier Bewegungsabläufe | 132 |
| 5.5.3 Sichere, effiziente Bestrahlungsdurchführung durch Online- Kollisionsvermeidung | 135 |
| 5.6 Detektion von Patientenverlagerungen während der Behandlung | 137 |
| 6 Optimierungspotential des integrierten Behandlungssystems | 141 |
| 6.1 Modellierung und Simulation klinischer Workflows mittels Ablaufsimulation | 141 |
| 6.2 Kürzere Gesamtbelegdauer durch Erhöhung des Parallelisierungsgrads im Workflow | 143 |
| 6.2.1 Simulation des klassischen Strahlentherapie workflows | 144 |
| 6.2.2 Simulationsbasierte Bewertung von Parallelisierungsmaßnahmen | 145 |
| 6.3 Effizienzsteigerungspotential der entwickelten Automatisierungslösungen | 147 |
| 6.4 Gesamtpotential zur Effizienzsteigerung in der Strahlentherapie..... | 149 |
| 7 Zusammenfassung und Ausblick..... | 151 |
| Summary | 153 |
| Literatur | 155 |
| Anhang | 169 |

Abkürzungsverzeichnis

| | |
|------|---|
| ART | Adaptive Radiation Therapy |
| BE | Bewegliches Element |
| CCD | Charge-coupled Device |
| CMOS | Complementary Metal Oxide Semiconductors |
| CT | Computertomograph |
| CTV | Klinisches Zielvolumen (engl. Clinical Target Volume) |
| CW | Continuous Wave |
| DNA | Desoxyribonukleinsäure |
| DoF | Freiheitsgrad (engl. Degrees of Freedom) |
| FEM | Finite Elemente Methode |
| FTF | Fahrerloses Transportfahrzeug |
| ICP | Iterative Closest Point |
| ID | Identifikationsnummer |
| IGRT | Image-guided Radiation Therapy |
| IM | Innerer Sicherheitssaum (engl. Internal Margin) |
| IMRT | Intensity-modulated Radiation Therapy |
| ITV | Internes Zielvolumen (engl. Internal Target Volume) |
| kV | Kilovolt |
| KVP | Kontinuierlicher Verbesserungsprozess |
| LIN | Lineare Bahnsteuerung |
| MeV | Mega-Elektronenvolt |
| MLC | Lamellenkollimator (engl. Multi Leaf Collimator) |
| MRT | Magnetresonanztomographie |
| MTRA | Medizinisch-technische/r Radiologieassistent/in |
| MV | Megavolt |
| NC | Numerische Steuerung (engl. Numerical Control) |
| OBB | Oriented Bounding Box |

| | |
|------|--|
| OP | Operationssaal |
| PET | Positronen-Emissions-Tomographie |
| PTP | Point-to-Point Bahnsteuerung |
| PTV | Planungszielvolumen (engl. Planning Target Volume) |
| RFID | Radio-frequency identification |
| ROI | Region-of-Interest |
| SID | Source-Isocenter Distance |
| SM | Setup-Sicherheitssaum (engl. Setup Margin) |
| SMED | Single Minute Exchange of Die |
| SPS | Speicherprogrammierbare Steuerung |
| TCP | Tool Center Point |
| ToF | Time-of-Flight |
| US | Ultraschall |

1 Einleitung

1.1 Motivation

Medizintechnische Innovationen eröffnen eine Vielzahl neuer oder verbesserter Diagnose- und Therapiemöglichkeiten und tragen so zu einer höheren Lebensqualität der behandelten Personen bei. Hemmnisse für die Einführung oder den Erfolg moderner Medizintechnik stellen jedoch häufig die damit verbundenen - zum Teil sehr hohen - Investitions- und Betriebskosten dar, die den Effizienzdruck im Gesundheitswesen verstärken. In den letzten Jahren wurden daher zunehmend Anstrengungen zur Optimierung der klinischen Abläufe unternommen. Zuletzt gab es hierbei erste Bestrebungen, Methoden und automatisierungstechnische Ansätze aus der industriellen Produktion auf das klinische Umfeld zu übertragen. Ein wichtiges Konzept ist in diesem Zusammenhang der Einsatz der in der Automobilindustrie entwickelten Prinzipien des Lean Managements. [34][92] Dieses Führungs- und Organisationskonzept zielt darauf ab, unnötige Kosten, Fehler und alle Formen von Verschwendung zu vermeiden. Die Umsetzung des Lean Managements beschränkt sich bislang zumeist auf die Verbesserung rein organisatorischer Prozesse, wie die Reduktion des Verwaltungsaufwands oder die Planung der Bettenbelegung. Die eigentlichen medizinischen bzw. medizintechnischen Behandlungen und somit die wertschöpfenden Kernprozesse stehen in der Regel nicht im Fokus systematischer Optimierungsbestrebungen. Dabei weisen gerade die klinischen Workflows im Umfeld der kostenintensiven medizinischen Großgeräte aufgrund einer guten Standardisierbarkeit der Abläufe ein hohes, durch technologische und organisatorische Maßnahmen erschließbares, Optimierungspotential auf. Im Hinblick auf die Gesundheitsversorgung der Patienten und die Kosteneffizienz ist insbesondere bei modernen Geräten bzw. Anlagen, die häufig eine knappe Ressource in den medizinischen Einrichtungen darstellen, eine effektive und effiziente Nutzung anzustreben.

Voraussetzung für effiziente Workflows mit einer hohen Behandlungsqualität ist aber immer auch eine hohe Leistungsfähigkeit der eingesetzten Medizingerätetechnik und ob diese schlüssig und flexibel in das jeweilige klinikspezifische Umfeld integriert werden kann. Im Bereich der diagnostischen und therapeutischen Großgeräte versuchen die Medizingerätehersteller diesen Anforderungen zunehmend durch den Einsatz mehrachsiger, freiprogrammierbarer Positioniersysteme gerecht zu werden. Diese basieren bislang fast ausschließlich auf klassischen Industrierobotern, die ursprünglich für die Produktionstechnik entwickelt wurden. Den spezifischen medizinischen Anforderungen, unter anderem in Bezug auf die Art und Anzahl der Freiheitsgrade, die Traglast, die geforderte applikationsspezifische Genauigkeit, die Kollisionssicherheit oder die Bedienung bzw. Programmierung, werden diese Systeme in vielen Fällen allerdings nur wenig gerecht. Insgesamt besteht hier im Hinblick auf die bislang weitgehend ungenutzten technischen Möglichkeiten zur Verbesserung der Geräteworkflows, der Patientensicherheit sowie zusätzlicher medizinischer Behandlungsoptionen ein großer Bedarf zur Entwicklung an die Anforderungen in der Medizin angepasster Automatisierungssysteme. Darunter ist neben der anforderungsgerechten Gestaltung des mechatronischen Aufbaus von Diagnose- bzw. Therapiegeräten insbesondere auch der Einsatz moderner

Sensortechnik zu verstehen. Diese kann zur Realisierung von Funktionalitäten zur Verbesserung der Geräteperformance sowie zur Optimierung des gerätebezogenen Workflows genutzt werden. Monotone, zeitintensive und ermüdende Tätigkeiten des medizinischen Personals wie Kontroll- oder Monitoringaufgaben können somit teil- oder vollautomatisiert und dadurch zuverlässiger und effizienter dargestellt werden.

Letztlich hängen Qualität und Effizienz diagnostischer oder therapeutischer Maßnahmen in der Großgerätemedizin maßgeblich von zwei eng miteinander verknüpften Einflussfaktoren ab. Einerseits von der Bereitstellung leistungsfähiger und auf die spezifischen Rahmenbedingungen der medizinischen Einrichtungen anpassbarer Gerätetechnik und andererseits von der bestmöglichen Integration der Großgeräte bzw. Automatisierungssysteme in die klinikspezifischen Abläufe. Voraussetzung hierfür ist eine enge Zusammenarbeit von Herstellern und Betreibern sowohl im Produktentwicklungsprozess als auch bei der Realisierung klinikspezifischer Workflowlösungen. Ziel muss es sein, dass Medizingeräte und zugehörige Workflowlösungen nicht mehr als weitgehend unabhängig betrachtet werden, sondern als „integrierte mechatronische Behandlungssysteme“ verstanden werden.

Ein wichtiger Einsatzbereich medizinischer Großgerätetechnik in dem ein schlüssiges und fehlerfreies Zusammenwirken von Gerätetechnik und Workflow unabdingbar ist, ist die perkutane Strahlentherapie. Bei dieser Form der Krebstherapie wird hochenergetische Strahlung von außen auf das zu behandelnde Tumorgewebe im Körperinneren ausgerichtet. Der Erfolg einer Behandlung hängt dabei von einer korrekten und möglichst exakten Applikation der geplanten Behandlungsdosis ab. Der intelligente Einsatz moderner Automatisierungstechnik kann in diesem Zusammenhang einen großen Beitrag zur Optimierung mechatronischer Positioniergeräte und zur Verbesserung der Sicherheit und Effizienz der Abläufe im Umfeld des Therapiegeräts leisten.

1.2 Zielsetzung und Vorgehensweise

Übergeordnete Zielsetzung dieser Arbeit ist es, aufzuzeigen, wie durch die integrierte Medizingeräte- und Workflowentwicklung auf Basis einer systematischen Analyse klinischer Anforderungen effiziente, sichere und medizinisch hochwertige mechatronische Behandlungssysteme realisiert werden können. Die Vorgehensweise sowie die Konzeption und prototypische Umsetzung neuer technischer und methodischer Konzepte wird dabei am Beispiel der perkutanen Strahlentherapie erläutert. Ein wichtiger Leitgedanke bei der Konzeptentwicklung ist die Adaption von bereits erfolgreich in der industriellen Produktion eingeführten automatisierungstechnischen und methodischen Optimierungsansätzen auf die klinischen Anforderungen. Eine gute Übertragbarkeit der Grundkonzepte auf andere medizinische Einsatzbereiche wird dabei durch die Bestrebung nach einer hohen Modularität der neuartigen Produkte, Systeme und Methoden erreicht. Nach einer Einführung in die Grundlagen der Strahlentherapie wird in Kapitel 2 auf die zentrale Bedeutung der systematischen Workflowanalyse für eine zielgerichtete Entwicklung medizinischer Produkte sowie die Optimierung klinischer Abläufe eingegangen. Am Beispiel des in Strahlenkliniken üblichen Workflows wird gezeigt, wie durch die strukturierte zeitliche Erfassung von Arbeitsinhalten und -abläufen im Umfeld der medi-

zinischen Geräte Optimierungspotentiale identifiziert werden können. Die sekundengenaue Erhebung repräsentativer Datensätze eröffnet dabei eine anwender- und patientenbezogene Sicht und stellt eine objektive Basis für die Bewertung aktueller und zukünftiger Behandlungssystemkonzepte sowie für die Festlegung technischer Anforderungen dar. Ausgehend von den aus der Workflowanalyse gewonnenen Erkenntnissen werden die im Rahmen dieser Arbeit behandelten Forschungsfelder abgeleitet.

Ein Forschungsbereich von zentraler Bedeutung ist hierbei die Entwicklung von Geräteaufbauten, die auf die spezifischen Anforderungen angepasst sind. In Kapitel 3 wird daher die Neukonzeption eines hochflexiblen und universell einsetzbaren Strahlentherapiegeräts beschrieben. Der insbesondere durch ein neuartiges Kinematikkonzept darstellbare Innovationssprung beruht bei diesem Gerätekonzept maßgeblich auf einer bedarfsgerechten Auslegung des mechatronischen Geräteaufbaus. Neben einer Erweiterung des medizinischen Applikationsspektrums können durch eine hohe Bewegungsflexibilität und einen modularen Aufbau der medizinischen Geräte Funktionalitäten realisiert werden, die nicht nur einen effizienten klinischen Betrieb, sondern auch verbesserte Arbeitsabläufe während der Produktion des Geräts, der Inbetriebnahme und dem Service ermöglichen.

Einen großen Einfluss auf den Behandlungserfolg vieler medizintechnischer Anwendungen hat die Genauigkeit der für die Handhabung der Therapie- bzw. Diagnoseeinheiten und des Patienten eingesetzten Positioniergeräte. Angesichts gestiegener Anforderungen an die Flexibilität und Positioniergenauigkeit der mechatronischen Geräteaufbauten stoßen klassische modellbasierte Kalibrierungsverfahren allerdings zunehmend an ihre Grenzen. Vor diesem Hintergrund wird in Kapitel 4 ein modulares, kamerabasiertes Messsystem zur raumintegrierten Posemessung vorgestellt, das zur Regelung bzw. Vorsteuerung unterschiedlichster Gerätekinematiken genutzt werden kann. Anhand experimenteller Untersuchungen am Beispiel eines hochflexiblen Patientenhandhabungsroboters sowie des prototypisch realisierten Strahlentherapiegeräts wird das hohe Potential des entwickelten Messsystems zur Absolutgenauigkeitssteigerung aufgezeigt.

Weiterer wichtiger Handlungsbedarf besteht in der Optimierung der Abläufe an den medizinischen Geräten sowie in deren Umfeld. Der Einsatz moderner 3D-Sensorsysteme zur Arbeitsraumüberwachung bildet dabei die Basis für die Realisierung automatisierungstechnischer Funktionalitäten zur Steigerung der Effizienz und Sicherheit der Workflows. Schwerpunkt der in Kapitel 5 beschriebenen Arbeiten sind die Gewährleistung effizienter, kollisionsfreier Bewegungsabläufe sowie die Entlastung des medizinischen Personals von zeitintensiven und häufig sicherheitskritischen Monitoringaufgaben durch ein sensorbasiertes Assistenzsystem.

In Kapitel 6 wird abschließend eine simulationsgestützte Methode zur quantifizierten Bewertung des Effizienzsteigerungspotentials von Maßnahmen zur Workflowoptimierung präsentiert. Der auf der Ablaufsimulation basierende Ansatz kann sowohl zur klinikspezifischen Optimierung bestehender, als auch zur Planung neuer medizinischer Anlagen eingesetzt werden. Unter Berücksichtigung der in der Strahlenklinik erhobenen Datensätze wird im Rahmen von Simulationsstudien aufgezeigt, wie durch die Neuge-

gestaltung des klinischen Workflows sowie den Einsatz der im Rahmen dieser Arbeit entwickelten mechatronischen und automatisierungstechnischen Systeme effiziente Abläufe erzielt werden.

2 Identifikation von Handlungsbedarfen in der Strahlentherapie

Die Häufigkeit von Tumorerkrankungen nimmt stetig zu. Die American Cancer Society geht davon aus, dass sich die Zahl der Krebsfälle weltweit bis 2030 fast verdoppeln wird. Wichtigste Ursachen für diesen starken Anstieg sind insbesondere die demographische Entwicklung sowie ein ungesunder Lebensstil. In Deutschland ist bereits jeder vierte Todesfall auf Krebs zurückzuführen. [95] Alleine 2009 erkrankten hier rund 481000 Menschen neu an Krebs [94] und wurden 222153 Todesfälle aufgrund von Tumorerkrankungen registriert [110]. Neben Chirurgie und Chemotherapie ist die Strahlentherapie die wichtigste Form der Krebsbehandlung. Etwa 50% aller Patienten werden im Laufe ihrer Erkrankung strahlentherapeutisch behandelt. [108]

Nach einleitender Diskussion grundlegender Aspekte der Strahlentherapie sowie der Definition wichtiger Begrifflichkeiten zur Beurteilung gerätebezogener Workflows wird in diesem Kapitel eine strukturierte Analyse des klassischen Geräteworkflows auf Basis klinischer Behandlungsdaten durchgeführt. Aus den hierbei identifizierten Defiziten werden anschließend Handlungs- und Forschungsbedarfe abgeleitet. Im Weiteren wird erörtert, in welchen Bereichen die Adaption produktionstechnischer Technologien, Methoden und Simulationswerkzeuge auf das klinische Umfeld zur Verbesserung der Behandlungsqualität, -sicherheit und -effizienz beitragen kann.

2.1 Grundlegende Aspekte der Strahlentherapie

Ziel der Strahlentherapie ist es, eine ausreichend hohe Strahlendosis im Tumor zu deponieren, so dass dieser abstirbt. Aus physikalischer und technischer Sicht ist dies eine fordernde Aufgabe, da das Tumorgewebe häufig in der Nähe von strahlensensitiven Organen wie der Lunge, dem Rückenmark, dem Stammhirn oder den Augen liegt. Damit akute Strahlenfolgen sowie Spätfolgen vermieden werden, muss die Strahlenbelastung insbesondere dieser Risikoorgane niedrig gehalten werden. Der Erfolg einer Strahlenbehandlung hängt hierbei außer von der Leistungsfähigkeit der eingesetzten medizinischen Geräte sowie der darauf angewendeten Arbeitsabläufe insbesondere von einer sorgfältigen Planung der Behandlung im Vorfeld ab. Als Basis einer zielführenden Anforderungsdefinition für leistungsfähige Therapiegeräte und Workflows ist es daher von großer Bedeutung, sich mit den wichtigsten klinischen, physikalischen und technischen Grundlagen auseinanderzusetzen. Im Folgenden wird zunächst auf die übergeordneten klinischen Abläufe sowie die bei der Strahlentherapie genutzten biophysikalischen Effekte eingegangen. Nach einer Beschreibung der für die Behandlung klassisch eingesetzten Gerätetechnik, werden abschließend die wichtigsten Bestrahlungsapplikationen vorgestellt.

2.1.1 Übergeordneter klinischer Ablauf

Der Kernprozess einer Strahlentherapie kann in zwei große Hauptblöcke unterteilt werden, die Therapieplanung und die Therapiedurchführung im Strahlenbunker. In Bild 2.1 sind diese Bereiche in die wichtigsten durchzuführenden Teilschritte aufgegliedert. Die

Abfolge der einzelnen Schritte dieser Prozesskette ist dabei weitgehend unabhängig von der Bestrahlungsapplikation oder davon, ob die Therapie in Kombination mit einer Operation oder Chemotherapie angewendet wird. Während bei der konventionellen Strahlentherapie die Prozessschritte der Therapieplanung nur einmalig durchgeführt werden, umfasst die Therapiedurchführung aus strahlenbiologischen Gründen bis zu 40, vom Ablauf weitgehend identische Bestrahlungssitzungen. Die Gesamtdosis wird also in mehreren Dosisfraktionen appliziert. In der Regel dauert die Therapiedurchführung mehrere Wochen.

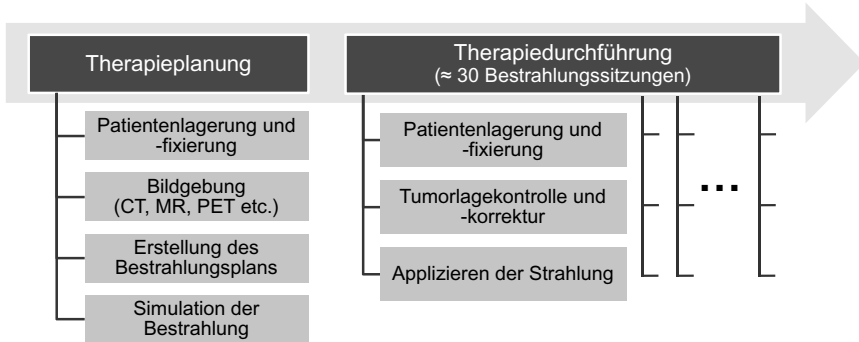


Bild 2.1: Wichtigste übergeordnete Prozessschritte des klinischen Ablauf einer Strahlentherapie mit direktem oder indirektem Bezug zum Strahlentherapiegerät

Voraussetzung für die Bestrahlungsplanung ist die Anfertigung von dreidimensionalen Aufnahmen des betroffenen Körperbereichs. In der Regel kommen hierfür Computertomographen (CT) zum Einsatz. Bei Gewebearten, die im CT-Bild nur schwer zu lokalisieren sind, werden zum Teil auch andere bildgebende Verfahren wie die Magnetresonanztomographie (MRT), die Positronen-Emissions-Tomographie (PET) oder die Ultraschalldiagnostik (US) verwendet. Um hohe Bestrahlungsgenauigkeiten zu erzielen, muss die Lagerung des Patienten für diese Planungsaufnahmen mit der späteren Lagerung am Strahlentherapiegerät identisch sein. In einigen Fällen ist zudem eine Immobilisierung des betreffenden Körperbereichs mittels spezieller Fixierungssysteme sinnvoll. Dadurch können Bewegungen des Tumors reduziert werden. [114] Beispielsweise werden bei Gehirntumoren individuell angefertigte Kopfmasken und bei Tumoren im Körperstammbereich Vakuummatratzen eingesetzt. [134][139]

In dem erstellten dreidimensionalen Datensatz, der gegebenenfalls aus mehreren Bild Datensätzen fusioniert wurde, wird das Tumorgewebe sowie umliegende gesunde Organe bestimmt und konturiert. Auf Basis der definierten Volumina wird anschließend der Bestrahlungsplan erstellt, der die auszuführende Bestrahlungsapplikation sowie die Fraktionierung, d. h. die Anzahl und zeitliche Abfolge der Bestrahlungssitzungen beschreibt. Der Bestrahlungsplan enthält weiterhin die Strahlart und -energie sowie die Anzahl, Richtungen, Strahlquerschnitte und Einzeldosen der zu applizierenden Bestrahlungsfelder. Zur Berechnung sowie Verifikation des Bestrahlungsplans bzw. einer ge-

eigneten Dosisverteilung werden spezielle Algorithmen angewendet und eine Simulation der Bestrahlung durchgeführt. [134][139]

Als Bindeglied zwischen dem erstellten Bestrahlungsplan und der eigentlichen Bestrahlung ist die exakte Positionierung des Patienten bzw. Tumors sicherzustellen. Dieser Schritt, der vor jeder Bestrahlung erfolgen muss, wird auch als Patientensetup bezeichnet. Um ein exaktes Setup zu erreichen, werden im Rahmen einer vorgelagerten Therapiesimulation Marken auf der Haut des Patienten angebracht, die ein im Tumorumfeld gelegenes Referenzkoordinatensystem definieren. Diese steht in einem eindeutigen geometrischen Zusammenhang zu dem dreidimensionalen Planungsdatensatz. Während des Setups am Therapiegerät wird es möglichst genau mit dem sogenannten Isozentrum, einem raumfesten Punkt, auf den der Behandlungsstrahl ausgerichtet ist, zur Deckung gebracht. Dies erfolgt zumeist mittels mehrerer im Behandlungsraum bzw. Bestrahlungsbunker angebrachter Laserkreuze, die ebenfalls auf das Isozentrum ausgerichtet sind. Durch Manipulation des Patiententisches werden die auf der Haut des Patienten angebrachten Marken mit den Laserkreuzen zur Deckung gebracht. Da es trotz der beschriebenen Maßnahmen zu Verlagerungen der inneren Organe kommen kann, wird die aktuelle Tumorumlage insbesondere bei hochgenauen Bestrahlungsapplikationen zusätzlich mittels eines am Therapiegerät verfügbaren Bildgebungssystems kontrolliert. Werden hierbei Lageabweichungen festgestellt, wird die Patientenliege so manipuliert, dass diese ausgeglichen werden und sich der Tumor im Isozentrum befindet. Auf das Setup des Patienten folgt die eigentliche Bestrahlung. Vom Therapiegerät werden hierfür die im Bestrahlungsplan abgelegten Einstrahlrichtungen nacheinander angefahren und die geforderte Dosis mit den definierten Einstellungen appliziert. [4][134]

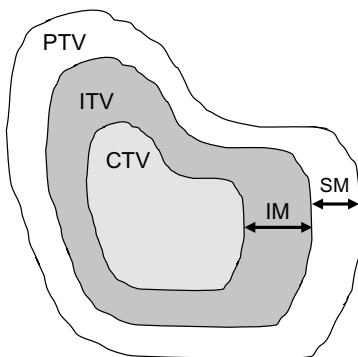
Der Erfolg der Gesamtbehandlung hängt in hohem Maße von der Qualität der aufeinander aufbauenden Teilschritte ab. In der gesamten beschriebenen Prozesskette können Fehler bzw. Ungenauigkeiten auftreten, die Abweichungen bezüglich der applizierten Dosisverteilung zur Folge haben und damit letztlich zu einem Scheitern der Behandlung sowie unter Umständen einer gesundheitlichen Schädigung des Patienten führen können. Der Qualitätssicherung sowie dem erfolgreichen Zusammenwirken aller für eine Strahlentherapie erforderlichen medizinischen, naturwissenschaftlichen und technischen Fachdisziplinen kommt daher ein besonderer Stellenwert zu. Aufgrund der hohen Komplexität gilt die Strahlentherapie als eine der aufwändigsten und für den Patienten kritischsten Behandlungsmethoden. [129][157]

2.1.2 Einflussfaktoren auf die Dosisverteilung

Der in der Strahlentherapie genutzte therapeutische Effekt basiert auf der Wechselwirkung von Strahlung mit Gewebe im Körperinneren. Die Energie der Strahlung wird absorbiert, was zu einer Anregung und Ionisierung von Atomen bzw. Molekülen oder zur Bildung freier Radikale im Gewebe führt. Dadurch kann es lokal zu einer irreparablen Schädigung der DNA kommen, woraus eine eingeschränkte Zellteilungsfähigkeit und somit letztlich das Absterben von Zellen folgt. Es wird ausgenutzt, dass dieser Effekt bei Tumorzellen stärker als bei gesunden Zellen ausgeprägt ist, da diese eine reduzierte

Fähigkeit zur Reparatur der DNA und eine erhöhte Strahlensensitivität während den häufiger auftretenden Zellteilungsphasen aufweisen. [64][114]

Wichtigste Voraussetzung für die Dosisplanung ist die Festlegung des zu bestrahlenden Gewebevolument. Hierbei wird zunächst vom sogenannten klinischen Zielvolumen CTV (engl. Clinical Target Volume) ausgegangen. Dieses umfasst alle Bereiche, die im dreidimensionalen Bildgebungsdatensatz eindeutig als Tumormasse identifiziert wurden sowie weitere suspekten Bereiche, die ebenfalls befallen sein könnten. Das CTV entspricht also dem Körperbereich, in dem die für den Therapieerfolg erforderliche Strahlendosis deponiert werden muss. Aufgrund verschiedener physiologischer, biophysikalischer, physikalischer und technischer Einflüsse kann die Strahlung jedoch nicht in absoluter Übereinstimmung mit dem Bestrahlungsplan appliziert werden. Daher ist die Festlegung von Sicherheitssäumen erforderlich, welche die potentiellen Positions- und Geometrieabweichungen des CTV berücksichtigen, siehe Bild 2.2. Durch einen ersten Sicherheitsbereich IM (engl. Internal Margin) werden mögliche Abweichungen im inneren des Körpers einbezogen, die während der mehrwöchigen Strahlentherapie auftreten können. Dazu gehören physiologische Veränderungen der Größe, der Form, sowie der Position und Orientierung des CTV, die beispielsweise durch den Füllgrad von Hohlorganen oder eine Gewichtsabnahme beeinflusst werden. [61] Das dadurch beschriebene Volumen wird internes Zielvolumen ITV (engl. Internal Target Volume) genannt. Auf dieses wird ein weiterer Sicherheitssaum SM (engl. Setup Margin) beaufschlagt, durch den die nicht exakt reproduzierbare Patientenpositionierung am Therapiegerät sowie Positionier- und Strahlageungenauigkeiten des Therapiegeräts selbst berücksichtigt werden. Um das darüber definierte Planungszielvolumen PTV (engl. Planning Target Volume) möglichst gering zu halten und somit das bestrahlte Gesamtvolumen zu reduzieren, ist die Genauigkeit der medizinischen Geräte folglich von zentraler Bedeutung. [61]



Strahlentherapeutische Volumina:

| | |
|-----|--|
| CTV | Klinisches Zielvolumen (vom Tumor befallene Bereiche) |
| ITV | Internes Zielvolumen |
| PTV | Planungszielvolumen |

Sicherheitssäume:

| | |
|----|---|
| IM | Berücksichtigung von Tumor- bewegungen und -veränderungen |
| SM | Berücksichtigung von Ungenau- igkeiten des Patientensetups |

Bild 2.2: Sicherheitssäume um das klinische Zielvolumen sollen gewährleisten, dass alle vom Tumor befallenen Zellen innerhalb des bestrahlten Bereichs liegen.

Für das Planungszielvolumen wird, unter Berücksichtigung der umliegenden Risikoorgane und der vom Arzt festgelegten Solldosis, die eigentliche Bestrahlungsplanung

durchgeführt. Aufgrund der Vielzahl von Einflussfaktoren handelt es sich hierbei um ein komplexes Optimierungsproblem, bei dem die verschiedenen Einstellmöglichkeiten des Strahlentherapiegeräts sowie die zeitliche Aufteilung der Einzeldosen berücksichtigt werden. In Bild 2.3 sind die wichtigsten in der Strahlentherapie genutzten Einflussfaktoren dargestellt. In der Regel wird bereits vor der eigentlichen Optimierung eine geeignete Strahlenart ausgewählt. In der Strahlentherapie werden überwiegend hochenergetische Photonen- oder Elektronen zur Bestrahlung genutzt. Zudem gibt es derzeit einen Trend auch schwere Teilchen wie Protonen oder Kohlenstoffkerne einzusetzen. Diese spezielle Therapieform wird auch als Ionen- oder Partikeltherapie bezeichnet. Wegen der sehr hohen Anlagenkosten sowie der speziellen strahlenbiologischen Charakteristik wird der potentielle Marktanteil der Ionentherapie jedoch auf maximal 5% - 20% aller strahlentherapeutischen Behandlungen geschätzt [113]. Der Hauptunterschied der unterschiedlichen Strahlenarten liegt in den unterschiedlichen Tiefendosisverläufen. Während sich die schädigende Wirkung von Photonen nach Eintritt in den Körper über einen großen Tiefenbereich verteilt, werden Elektronen bereits nach wenigen Zentimetern komplett vom Gewebe absorbiert. Ionenstrahlung, die z. B. aus Protonen oder Kohlenstoffkernen besteht, schädigt hingegen sehr selektiv in einer bestimmten Gewebetiefe. Durch Veränderung der Beschleunigungsenergie und somit der Geschwindigkeit der auf den Körper auftreffenden Photonen bzw. Teilchen kann zusätzlich der Tiefendosisverlauf in Grenzen beeinflusst werden. Höhere Energiestufen führen dabei zu größeren Eindringtiefen. Zusätzlich muss bei der Planung beachtet werden, dass die Stärke des Dosisabfalls auch von der jeweiligen Gewebeart abhängt.

Neben der Strahlerzeugung kommt der Strahlformung eine bedeutende Rolle zu. Um das bestrahlte Gewebevolumen soweit möglich auf die medizinisch erforderliche Größe zu beschränken, wird bei modernen Bestrahlungstechniken (auch Bestrahlungsapplikationen genannt) der Strahlquerschnitt auf die jeweilige Projektion des Tumors angepasst. Hierfür werden spezielle Blendensysteme eingesetzt. Aufgrund ihrer flexiblen Anpassbarkeit sind sogenannte Lamellenkollimatoren (engl. multi leaf collimator - MLC) am weitesten verbreitet. Diese haben häufig mehr als 100 unabhängig voneinander positionierbare Wolframlamellen, die wenn sie in den Strahlengang eingebracht werden, die Strahlung nahezu vollständig absorbieren. Außerdem können Lamellenkollimatoren zur Intensitätsmodulation, d. h. zur Anpassung der Strahlendosis über den Strahlquerschnitt, genutzt werden, indem gezielt mehrere unterschiedliche Querschnitte nacheinander eingestellt und appliziert werden. Dadurch kann eine weitere Verbesserung der Dosisverteilung im Körper erreicht werden. Alternativ können auch individuell angepasste Abschirmblöcke mit inhomogenen Schichtdicken, auch Kompensatoren genannt, in den Strahlengang eingebracht werden. Der Aufwand für die Fertigung sowie den Kompensatorwechsel während der Behandlung ist hier allerdings sehr hoch. Abhängig von der Bestrahlungsapplikation werden häufig zusätzliche Filter (Keilfilter, Härtefilter, Streufilter etc.) eingesetzt, um die Dosisverteilung oder das Energiespektrum gezielt zu verändern. [11][122]

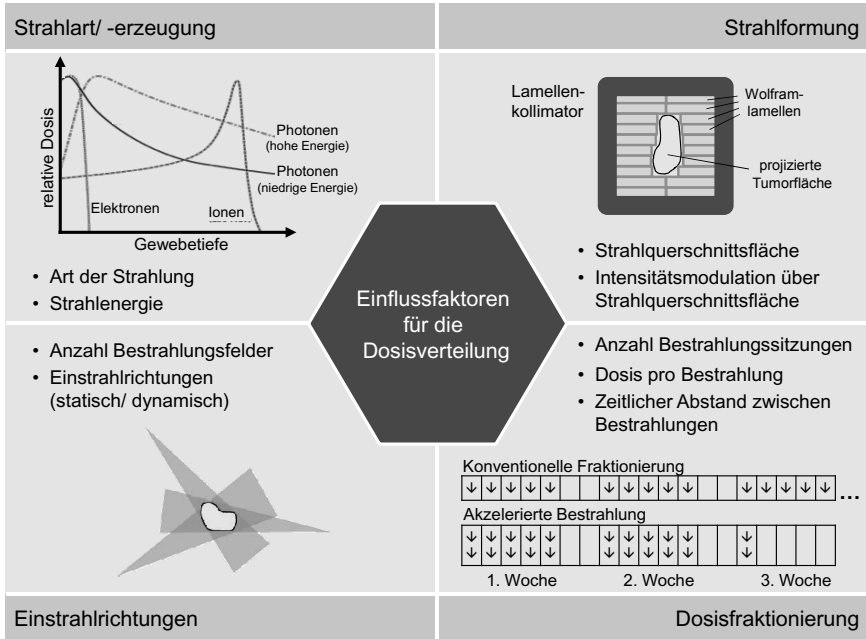


Bild 2.3: Unter Berücksichtigung unterschiedlicher Einflussfaktoren und der geräte-technischen Möglichkeiten der Klinik wird ein geeigneter Bestrahlungsplan ausgearbeitet.

Weitere wichtige Einflussfaktoren für die spätere Dosisverteilung stellen Anzahl und Richtungen der Bestrahlungsfelder dar. Bei den meisten Bestrahlungsapplikationen werden aus unterschiedlichen Richtungen Bestrahlungen ausgeführt, so dass sich die Strahlendosis im Überschneidungsbereich, also im Zielvolumen, aufsummiert. Dadurch soll vermieden werden, dass das gesunde Gewebe, das bei einer Bestrahlung vor bzw. hinter dem Zielvolumen liegt, eine überkritische Dosis erfährt. In einzelnen Fällen kann es auch vorteilhaft sein, die auf den Tumor ausgerichtete Strahlenquelle bei aktiviertem Strahl um den Patienten zu führen. Um die aus Planungssicht jeweils besten Bestrahlungsrichtungen auch exakt applizieren zu können, ist eine hohe Flexibilität und mechanische Genauigkeit hinsichtlich der Positionierbarkeit der Strahlenquelle relativ zum Zielvolumen von großer Bedeutung (Näheres hierzu in Kapitel 3.1 und Kapitel 4.1). [61]

Eine Möglichkeit auf die Gesamtdosis und deren Wirkung Einfluss zu nehmen, besteht in einer geeigneten und an den jeweiligen Behandlungsfall angepassten Fraktionierung der Einzeldosen. Abhängig von der gewählten Bestrahlungsapplikation, der Art sowie der Wachstumsgeschwindigkeit des Tumors, können sich die Anzahl sowie der zeitliche Abstand zwischen den Bestrahlungssitzungen sehr stark unterscheiden. Während die Einzeldosen in der Regel ein bis zweimal täglich über einen Zeitraum von mehreren Wochen verabreicht werden, ist die Anzahl der Bestrahlungssitzungen bei der so-

nannten stereotaktischen Bestrahlung zumeist deutlich niedriger. Bei Behandlungen über einen längeren Zeitraum wird ausgenutzt, dass eine höhere Gesamtdosis appliziert werden kann. Dies ist möglich, da sich die gesunden Zellen zwischen den Behandlungen besser regenerieren als die Tumorzellen und dadurch keine verstärkte schädigende Wirkung im Normalgewebe auftritt. [61]

2.1.3 Aufbau eines Strahlentherapiegeräts

Auf Basis der im Bestrahlungsplan festgelegten Daten wird eine individuell auf den Patienten angepasste Strahlentherapie durchgeführt. Hierbei hängen die jeweiligen Behandlungsmöglichkeiten und somit auch die Qualität und Erfolgsaussichten der Behandlung in hohem Maße von den apparativen Möglichkeiten der jeweiligen medizinischen Einrichtung ab. Im Weiteren wird auf den kinematischen Aufbau und die wichtigsten Komponenten der in der Strahlentherapie häufig eingesetzten Gerätebauart in sogenannter Gantrybauweise eingegangen. Aufgrund seiner universellen Einsetzbarkeit hat dieser Geräteaufbau einen sehr hohen Verbreitungsgrad und wird weltweit vom überwiegenden Teil der Strahlentherapieeinrichtungen für Photonen- und Elektronenbestrahlungen genutzt. Auf weitere Gerätekinematiken, welche bislang zumeist nur für spezielle Behandlungsaufgaben verwendet werden können, wird in Kapitel 3.1.3 näher eingegangen.

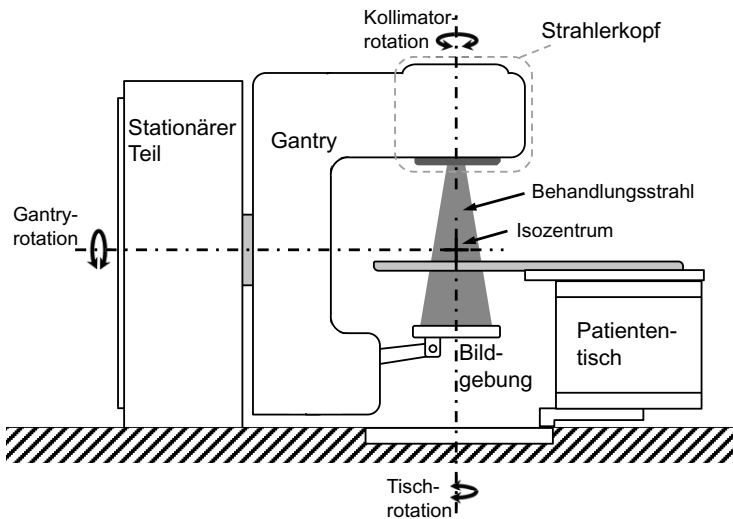


Bild 2.4: Mechanischer und kinematischer Aufbau eines klassischen Strahlentherapiegeräts in Gantrybauweise mit Patiententisch

In Bild 2.4 ist die Grundstruktur eines Standardtherapiegeräts in Gantrybauweise mit Patiententisch dargestellt. Wichtigstes Merkmal des kinematischen Aufbaus ist die rotierbare Gantry, die mit einem stationären Teil drehbar gelagert verbunden ist. Durch Rotation der Gantry kann der auf das raumfeste Isozentrum ausgerichtete Strahlerkopf

auf einer Kreisbahn um den Patienten bewegt werden. Aus konstruktiven Gründen ist der maximale Drehwinkel der Gantry dabei in der Regel auf eine Umdrehung begrenzt. Um aus der 0°-Gantryposition (Stellung wie in Bild 2.4 dargestellt) in beide Richtungen verfahren zu können, liegen die Endlagen der Achse zumeist bei +180° und -180°. Der fest mit der Gantry verbundene Strahlerkopf beinhaltet die wichtigsten, für die Strahlformung maßgeblichen Komponenten. Wichtiges kinematisches Element hierbei ist die Rotationsachse des Lamellenkollimators. Durch sie kann die korrekte Drehlage des, durch die jeweilige Stellung der Wolframlamellen geformten, Strahlquerschnitts für alle Einstrahlrichtungen gewährleistet werden.

Die mittels der beschriebenen Therapiegerätekinematik einstellbaren Einstrahlrichtungen, liegen zunächst alle in einer gemeinsamen Ebene, die in der Regel senkrecht zur Patientenlängsachse orientiert ist. Eine Bestrahlungsdurchführung die ausschließlich aus Feldern besteht, die in dieser Ebene liegen, werden als koplanar bezeichnet. In einigen Behandlungsfällen ist es allerdings sinnvoll, auch non-koplanar zu bestrahlen. Beispielsweise ist bei Bestrahlungen im Kopfbereich häufig eine möglichst senkrechte Einstrahlung durch die Schädeldecke erforderlich. Damit trotz des kinematisch eingeschränkten Aufbaus des Therapiegeräts auch non-koplanare Felder eingestellt werden können, ist der Patiententisch zusätzlich um eine vertikale Rotationsachse um mindestens 90° in beide Richtungen drehbar. Da sich die Rotationsachse der Gantry und die Rotationsachse des Tisches im Isozentrum schneiden, kann der Tumor durch Kombination dieser Freiheitsgrade aus allen erforderlichen Orientierungen bestrahlt werden. Voraussetzung ist allerdings, dass die exakte Positionierung und der Verbleib des Tumors im Isozentrum sichergestellt werden können. Falls therapeutisch erforderlich wird der zu bestrahlende Körperbereich hierfür während des vorbereitenden Setups zunächst mittels spezieller Fixierungshilfen immobilisiert und anschließend mithilfe des Patiententischs, der in der Regel drei zueinander senkrecht stehende Linearachsen aufweist, im Isozentrum positioniert.

Die Größe und Form eines modernen Strahlentherapiegeräts hängt in hohem Maße von den darin verbauten Strahlerzeugungs-, Strahlformungs- und Bildgebungskomponenten ab. In Bild 2.5 sind die Komponenten dargestellt, die für die Funktion sowie den Aufbau besonders prägend sind. Während in den Anfängen der Strahlentherapie zunächst kompakte Röntgenröhren und später umschlossene Radionuklide (vorwiegend ^{60}Co) als Elektronen- bzw. Photonenquellen verwendet wurden, werden heute nahezu ausschließlich Linearbeschleuniger eingesetzt [158]. Die Baulängen der Beschleunigerröhren betragen in der Regel ab 300 mm für niedrige Energiestufen und bis zu 1500 mm für Systeme mit denen ein sehr breites Energiespektrum abgedeckt werden kann [124]. Um eine hohe Universalität hinsichtlich der darstellbaren Bestrahlungsapplikationen zu erreichen, werden folglich längere Linearbeschleuniger benötigt, welche in der Regel parallel zur Rotationsachse der Gantry orientiert und gegenüber der Strahlrichtung um 90° geneigt in der Gantry des Therapiegeräts eingebaut werden. Die elektrotechnisch sowie fertigungstechnisch sehr aufwändigen Beschleunigerröhren bestehen aus mehreren aneinandergereihten Ringkondensatoren. In ihnen werden die eingebrachten Elektronen über ein elektrisches Feld beschleunigt. Hierfür ist das Anlegen eines Wechsel-

felds erforderlich, das von einer Hochfrequenzleistungsquelle erzeugt wird. [60][61] Wegen der hohen erzielbaren Leistungen werden bei universell einsetzbaren Therapiegeräten zumeist Klystrone als Hochfrequenzquelle genutzt [121]. Da diese allerdings sehr bewegungsempfindlich sind, werden sie im stationären Teil des Therapiegeräts montiert und über einen Hohlleiter mit dem Linearbeschleuniger verbunden. Dies erfordert einen sogenannten Rotary Joint, eine aufwändig zu fertigende und in der Praxis häufig fehleranfällige Komponente, über die die Hochfrequenzwellen vom stationären auf den beweglichen Teil der Gerätekinematik übergeleitet werden. Auf weitere für die Strahlerzeugung wichtige Komponenten wie den Elektroneninjektor oder das Kühlsystem, die für den Betrieb des Linearbeschleunigers erforderlich sind, aber einen weniger starken Einfluss auf das Design der Therapiegeräte haben, wird an dieser Stelle nicht näher eingegangen. [60][132]

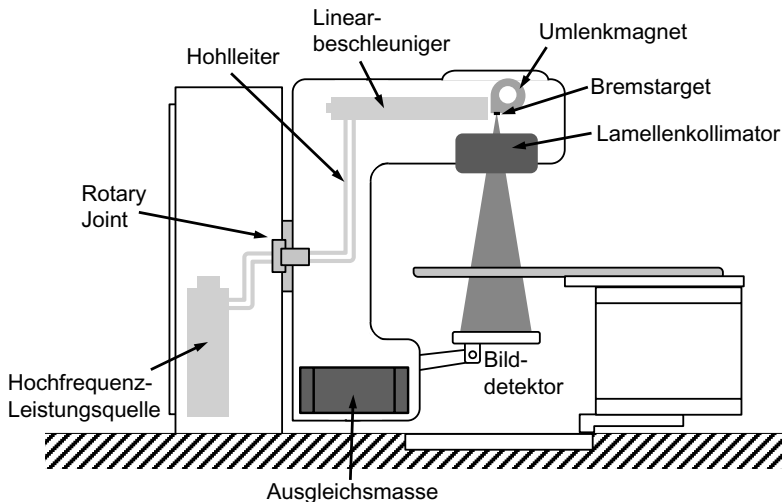


Bild 2.5: Gerätekomponenten, die die Leistungsfähigkeit und den Aufbau eines Strahlentherapiegeräts maßgeblich beeinflussen.

Neben den Strahlerzeugungskomponenten sind insbesondere die Strahlformungskomponenten für eine flexible und universelle Nutzbarkeit des Therapiegeräts maßgeblich. Nach Austritt der hochenergetischen Elektronen aus den horizontal eingebauten Linearbeschleunigern ist zunächst eine elektromagnetische Ablenkung der Teilchen in Richtung des Isozentrums um 90° bzw. 270° erforderlich. Hierfür wird ein Umlenkmagnet (engl. Bending Magnet) eingesetzt. Aufgrund zu schwacher bzw. zu starker Ablenkkräfte werden zu schnelle bzw. zu langsame Elektronen dabei automatisch gefiltert und von einer Abschirmung, die den Umlenkmagneten umhüllt, abgefangen. Soll der Patient nicht mit Elektronen, sondern mit Photonen bestrahlt werden, so werden am Strahlaustrittspunkt des Umlenkmagneten ein oder mehrere dünne Metallplättchen (sogenannte Bremstargets) in den Strahlengang eingebracht. Dadurch werden die Elektronen so stark abgebremst, dass hochenergetische Röntgenbremsstrahlung entsteht, die zur Pa-

tientenbestrahlung genutzt werden kann. Bevor der Strahl das Therapiegerät verlässt, wird er - abhängig von der erforderlichen Strahlcharakteristik - zunächst noch gefiltert und bezüglich der austretenden Dosisleistung überwacht sowie in mehreren Stufen kollimiert. Aufgrund der sehr hohen Flexibilität hat der Lamellenkollimator in diesem Zusammenhang eine wichtige Funktion. [60][134]

Die Entwicklung universell einsetzbarer Strahlerzeugungs- und -formungskomponenten führte zu immer höheren Gesamtmassen der Therapiegeräte, die zumeist zwischen fünf und acht Tonnen betragen. Da ein großer Teil der schweren Komponenten (insbesondere der Umlenkmagnet mit Schirmung und der Lamellenkollimator) im auskragenden Strahlerkopf platziert ist, muss die Tragstruktur der Gantry entsprechend steif ausgelegt werden, um damit hohe Genauigkeiten bei der Strahlausrichtung erzielen zu können. Zudem ist häufig die Montage einer Ausgleichsmasse in der Gantry erforderlich, wie dies in Bild 2.5 dargestellt ist.

Um die korrekte Lage des zu bestrahlenden Zielvolumens zu verifizieren, werden die Therapiegeräte zunehmend mit Bildgebungssystemen ausgerüstet. In der Regel werden hierfür direkt an der Gantry angebrachte und über einfache Mechanismen positionierbare Röntgensysteme, bestehend aus Röntgenquelle und Flachdetektor, eingesetzt. Die Aufnahmerichtung ist zumeist entlang des Behandlungsstrahls oder senkrecht dazu orientiert. Durch den Einsatz digitaler Flachdetektoren (engl. flat-panel detector) können neben zweidimensionalen Kontrollbildern auch sogenannte Cone-Beam-CT-Aufnahmen gemacht werden. Dazu werden während der Rotation der Gantry um den Patienten mehrerer Röntgenbilder aufgenommen, durch deren Rekonstruktion dreidimensionale Bilddatensätze des Körperinneren erstellt werden. [58] Je nach Höhe der Beschleunigungsspannung der Röntgenquelle werden Bildgebungssysteme, die im Kilovolt- (kV) oder im Megavolt-Bereich (MV) betrieben werden, unterschieden. Während bei kV-Systemen eine zusätzliche Röntgenquelle erforderlich ist, wird bei MV-Systemen der vom Linearbeschleuniger erzeugte hochenergetische Behandlungsstrahl auch für die Röntgenaufnahmen genutzt.

2.1.4 Bestrahlungsapplikationen und Trends

Die aus der Behandlung resultierende Dosisverteilung im Körper wird insbesondere durch die gewählte Applikation bestimmt. Neben einfachen Bestrahlungstechniken gibt es mittlerweile sehr aufwändig zu planende und durchzuführende Bestrahlungsapplikationen. Durch die großen Fortschritte hinsichtlich der Leistungsfähigkeit und Flexibilität der eingesetzten Bildgebungsverfahren, Planungsalgorithmen, Linearbeschleuniger, Strahlformungskomponenten und Steuerungen ist in den letzten Jahren ein verstärkter Trend zu neuen auf das spezifische Krankheitsbild angepassten Bestrahlungsapplikationen festzustellen. Diese basieren auf einer geeigneten Variation der in Kapitel 2.1.2 beschriebenen Einflussfaktoren auf die Dosisverteilung. Ob die jeweiligen Bestrahlungsapplikationen einem Patienten angeboten werden können, hängt insbesondere von der in der medizinischen Einrichtung verfügbaren Geräte- und Softwareausstattung sowie den Erfahrungen des medizinischen Personals zur Planung und Durchführung der Behandlung ab. [33][61][139]

Im Folgenden werden die wichtigsten Bestrahlungstechniken kurz beschrieben:

Einzelfeldbestrahlung

Die einfachste Behandlungsmethode ist die Bestrahlung aus nur einer Orientierung. Diese Technik wird nur in Einzelfällen bei oberflächennahen Zielvolumina eingesetzt. Um einen steilen Dosisabfall zu erreichen, werden hierzu Photonen mit niedriger Energie oder Elektronen genutzt. [44][61]

Konformale Strahlentherapie

Die konformale Strahlentherapie ist heute das Standardverfahren. Hierbei wird das Zielvolumen aus mehreren Orientierungen bestrahlt, so dass sich die Dosis im Tumor aufaddiert, während das umliegende gesunde Gewebe vergleichsweise wenig belastet wird. Die Form des Bestrahlungsfelds wird für jede Einstrahlrichtung - zumeist mittels eines Lamellenkollimators - angepasst. Abhängig davon, ob alle Bestrahlungsfelder senkrecht zur Patientenlängsachse ausgerichtet sind oder nicht, werden koplanare und non-koplanare konformale Bestrahlungen unterschieden. [124][139]

Intensitätsmodulierte Strahlentherapie (IMRT)

Die intensitätsmodulierte Strahlentherapie ist eine vergleichsweise junge und aufwändige Bestrahlungsapplikation. Bei ihr wird nicht nur die Form der einzelnen Bestrahlungsfelder eingestellt sondern auch die applizierte Strahlendosis innerhalb des Strahlquerschnitts moduliert. Dadurch können auch Zielvolumina mit komplexen Formen und in unmittelbarer Nähe von Risikoorganen erfolgreich bestrahlt werden. Während in der Vergangenheit hierfür zunächst vor allem individuell angepasste Kompensatoren, die in den Strahlengang eingebracht werden, eingesetzt wurden, wird die Intensitätsmodulierung heute zumeist durch eine angepasste Feldformung mittels Lamellenkollimator realisiert. Bei der „step-and-shoot“-Methode werden aus einer Richtung mehrere Feldformen nacheinander appliziert. Da der Strahl deaktiviert wird, bis die neue Feldform eingestellt ist, ist diese Methode jedoch sehr zeitintensiv. Bei der dynamischen Intensitätsmodulierung hingegen werden die Lamellen positions- und zeitgesteuert bewegt, während der Strahl aktiviert ist. Diese Methode ist zwar planungs- und steuerungstechnisch aufwändiger, kann aber mit deutlich geringerem zeitlichen Aufwand appliziert werden. [1][11][139]

Dynamische Bestrahlungstechniken

Bei dynamischen Bestrahlungstechniken wird der Strahlerkopf bei aktiviertem Behandlungsstrahl um den Patienten geführt. Bei hochentwickelten, neuen Strahlentherapiegeräten werden gleichzeitig die Bewegungsgeschwindigkeit der Gantry, die Dosisleistung des Linearbeschleunigers sowie die Form des Bestrahlungsfelds mittels des Lamellenkollimators angepasst. Hierdurch kann eine gegenüber der intensitätsmodulierten Strahlentherapie nochmals verbesserte Dosisverteilung, auch bei komplexen Formen des Zielvolumens, erreicht werden. Ein weiterer Vorteil dieser Bestrahlungstechnik besteht in den vergleichsweise kurzen Bestrahlungszeiten. Der technische und planerische Aufwand für diese Bestrahlungsapplikation ist allerdings sehr hoch. [46][61][168]

Stereotaktische Bestrahlungstechniken

Üblicherweise werden stereotaktische Bestrahlungsmethoden bei kleinen Zielvolumina eingesetzt. Ziel ist es, das Tumorgewebe aus vielen unterschiedlichen Orientierungen (zumeist non-koplanar) mit hohen Dosen zu bestrahlen, so dass der Tumor in wenigen Bestrahlungssitzungen abgetötet wird. Einen Sonderfall stellt in diesem Zusammenhang die Radiochirurgie dar, bei der die Gesamtdosis in nur einer Bestrahlungssitzung appliziert wird. Vor allem bei Tumoren im Gehirn oder im Halsbereich werden bei stereotaktischen Behandlungen besonders hohe Anforderungen an die geometrische Genauigkeit der Bestrahlung gestellt. Häufig werden die betroffenen Körperteile (z. B. Schädelknochen) daher mechanisch an der Patientenliege fixiert. [70][83]

Bildgestützte und adaptive Strahlentherapie

Um die Dosisapplikation der aktuellen Form und Lage des Zielvolumens sowie der Risikoorgane im Körperinneren anzupassen, werden zunehmend bildgestützte Verfahren in Kombination mit den beschriebenen Bestrahlungstechniken eingesetzt. Die entsprechenden Bestrahlungsmethoden können großteils unter den Begriffen IGRT (engl. Image-guided Radiation Therapy) und ART (engl. Adaptive Radiation Therapy) zusammengefasst werden. Mittlerweile weit verbreitet ist die Verifikation oder automatische Korrektur der Lage des Tumors auf Basis von Röntgenkontrollaufnahmen direkt vor der Bestrahlung am Therapiegerät. Eine besondere Herausforderung stellt die exakte Bestrahlung von Zielvolumina dar, die während der Behandlung ihre Lage ändern und nicht immobilisiert werden können. Insbesondere atmungsinduzierte Bewegungen können zu Lageänderungen von bis zu mehreren Zentimetern führen. Hier werden unterschiedliche Bildgebungs- bzw. Lokalisierungsverfahren eingesetzt, um die aktuelle Position und - falls erforderlich - auch die Orientierung des Tumors in Echtzeit zu erfassen [3][98]. Beim vergleichsweise zeitaufwändigen Gating-Verfahren wird der Strahl immer nur dann aktiviert, wenn sich der Tumor gerade im Isozentrum befindet [148]. Im Gegensatz dazu wird beim Tumor Tracking versucht, die relative Position zwischen Strahlenquelle und Tumor konstant zu halten. Dies wird entweder durch entsprechende Manipulation der Patientenliege oder gezieltes Nachführen des Strahls erreicht. [15][155][102] Neben der Verbesserung der Ausrichtung des Strahls auf das Zielvolumen haben neuere Ansätze auch die Anpassung der Strahlform an die sich häufig im Laufe der mehrwöchigen Behandlung verändernde Form und Größe des Tumors zum Ziel [124]. Hierfür sind aufwändige, nicht-statische Modelle des Körperinneren sowie ein erheblicher zusätzlicher Planungsaufwand erforderlich. Insgesamt weist die Entwicklung zu adaptiven, bildgestützten Bestrahlungsapplikationen ein hohes Potential auf, um die Sicherheitssäume in der Bestrahlungsplanung zu verkleinern und dadurch die Strahlenbelastung für den Patienten zu reduzieren. Es besteht allerdings noch ein hoher Forschungsbedarf, um die beschriebenen Ansätze für alle Behandlungsfälle technisch und wirtschaftlich darstellen zu können. [145][159][171][172]

2.2 Analyse des Workflows in der Strahlentherapie

Die Effizienz und Qualität medizintechnischer Behandlungen hängt in hohem Maße vom komplexen Zusammenspiel des medizinischen Personals mit den eingesetzten Geräten

ab. Zur Organisation und Beherrschung der gerätebezogenen Abläufe werden daher in der Regel Workflows definiert, in denen die Arbeitsinhalte mit Bezug zu den eingesetzten medizinischen Geräten sowie deren Verkettung, also der Arbeitsfluss, festgelegt werden. Dies dient der Vereinheitlichung der Behandlungsdurchführung und trägt so zur Reduktion der Fehleranfälligkeit und zur Verbesserung der Effizienz bei. Aufgrund verschiedener Hemmnisse werden die definierten Workflows jedoch in der klinischen Praxis häufig nicht konsequent angewendet. Ein wichtiger Grund hierfür ist, dass die Hersteller zumeist vergleichsweise starre, allgemein gehaltene Workflowlösungen zu ihren medizinischen Geräten anbieten, damit diese auf eine Vielzahl von medizinischen Einrichtungen anwendbar sind. Da diese Workflows in der Anwendung jedoch fast immer große Effizienzpotentiale aufweisen, werden sie oft in Eigenverantwortung des medizinischen Personals und ohne entsprechende Dokumentation auf die spezifischen Gegebenheiten vor Ort, z. B. bezüglich der bereits bestehenden apparativen Ausstattung oder die räumlichen Gegebenheiten, angepasst. Da hierbei in der Regel keine strukturierte, globale Optimierung des Gesamtworkflows erfolgt, kann dieses Vorgehen zu widerspruchsbefallenen und somit fehleranfälligen Abläufen führen.

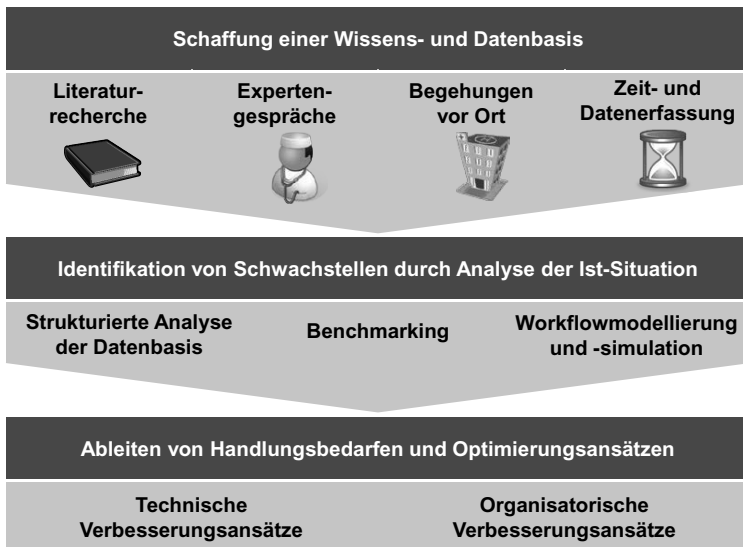


Bild 2.6: Vorgehensweise zur Identifikation von Handlungsbedarfen und Verbesserungsansätzen

Für die Entwicklung eines neuen, effizienten und widerspruchsfreien Behandlungssystems ist es daher von zentraler Bedeutung, die Schwächen bei der klinischen Anwendung bestehender Workflow- und Gerätekonzepte zu kennen. Durch eine systematische qualitative und quantitative Analyse können Optimierungspotentiale sowie Problemfelder auch in Bezug auf das Zusammenwirken von Mensch und Maschine identifiziert sowie Handlungs- und Forschungsbedarfe abgeleitet werden. Bild 2.6 zeigt eine

allgemeine Vorgehensweise zur Identifikation von technischen und organisatorischen Optimierungsansätzen.

2.2.1 Klärung allgemeiner Anforderungen und Begrifflichkeiten

Das erfolgreiche Entwickeln und Etablieren eines medizinischen Behandlungssystems hängt von einer Vielzahl unterschiedlicher Faktoren ab. Neben den Marktbedingungen sind hierbei insbesondere auch die Erwartungshaltungen des medizinischen Personals, der Patienten, der Anlagenbetreiber sowie der Hersteller entscheidende Einflussfaktoren. Nur wenn diese bekannt sind, kann ein zielgerichteter Entwicklungsprozess angestoßen werden, in dem die Erwartungen der unterschiedlichen Interessensgruppen, den sogenannten Stakeholdern, berücksichtigt werden. Bevor die eigentliche Workflowanalyse durchgeführt wird, sollten daher die unterschiedlichen Ansprüche herausgearbeitet werden. In Tabelle 2.1 sind beispielhaft die Anforderungen aus Sicht verschiedener Stakeholder aufgeführt. Diese umfassen weitgehend verallgemeinerbare Erwartungen an medizinische Behandlungen sowie spezifische Anforderungen an Strahlentherapieanlagen.

Tabelle 2.1: Allgemeine und spezifische Anforderungen an eine Strahlentherapieanlage aus Sicht unterschiedlicher Stakeholder

| Anforderungen an eine neuentwickelte Strahlentherapieanlage aus Sicht des ... | |
|---|---|
| ... Patienten | ... Anlagenbetreibers |
| <ul style="list-style-type: none"> • Medizinischer Erfolg der Behandlung • Geringe Nebenwirkungen • Wohlbefinden während der Behandlung • Klinik in der Nähe • Geringe Anzahl an Sitzungen • Kurze Warte- und Behandlungszeiten • Übernahme der Behandlungskosten durch Krankenkasse | <ul style="list-style-type: none"> • Niedrige Investitions- und Betriebskosten (u. a. niedriger Energieverbrauch) • Hohe Anzahl behandelbarer Patienten • Hoher Grad an universeller Einsetzbarkeit • Übernahme der Behandlungskosten durch Krankenkassen • Hohe Leistungsvergütung • Hohe Zuverlässigkeit • Konkurrenzfähigkeit |
| ... medizinischen Personals | ... Herstellers |
| <ul style="list-style-type: none"> • Funktionale und ergonomische Bedienbarkeit • Schlüssiger Workflow • Kurze Wege • Ergonomische Arbeitsplatzgestaltung • Hohe Zuverlässigkeit | <ul style="list-style-type: none"> • Attraktiver Absatzmarkt • Alleinstellungsmerkmale und/ oder Kostenführerschaft • Niedrige Entwicklungs- und Produktionskosten • Schneller Markteintritt • Attraktives Nachrüst- und Servicegeschäft • Hohe Zuverlässigkeit |

Die Klärung von Begrifflichkeiten stellt eine weitere Voraussetzung für die im Weiteren durchgeführte Workflowanalyse und -optimierung dar. Im Folgenden werden daher wichtige Begriffe und Kenngrößen definiert, mittels derer eine eindeutige Beschreibung

und objektive Bewertung von Workflowlösungen möglich wird. Hierbei können grundlegende Ansätze und Methoden aus der Produktions- bzw. Arbeitsplanung [80][165][166][169] auf das klinische Umfeld übertragen werden.

In Analogie zu dem in der Betriebsorganisation gebräuchlichen Arbeitsplan kann ein *Workflow* in mehrere miteinander verkettete und zeitlich klar abgrenzbare *Teilprozesse* untergliedert werden. Ein *Teilprozess* wiederum besteht aus einer oder mehrerer aneinandergereihter *Aktivitäten*. *Aktivitäten* sind die vom medizinischen Personal oder von Medizingeräten ausführbaren Arbeitsinhalte. Eine *Aktivität* wird auch als *Tätigkeit* bezeichnet, wenn sie vom medizinischen Personal ausgeführt wird. Eine *Aktivität* ist eine *wertschöpfende Aktivität*, wenn sie unmittelbaren Einfluss auf das Behandlungsergebnis hat. In der Strahlentherapie ist die Bestrahlung des Tumors die einzige *wertschöpfende Aktivität*.

Bei einem störungsfreien Betrieb des Geräts bzw. der Anlage setzt sich die *Workflowdauer* aus *Behandlungszeit* sowie *Nebenzeiten* zusammen. Die *Behandlungszeit* umfasst hierbei alle Aktivitäten, die unmittelbar für die Erbringung der wertschöpfenden Aktivität erforderlich sind. *Nebenzeiten* sind hingegen die Behandlung vor- und nachbereitende Aktivitäten sowie Wege- und Wartezeiten.

Ein wichtigstes Kriterium zur Bewertung der Effizienz einer Workflowlösung ist der erzielbare *Patientendurchsatz*, also die Anzahl behandelbarer Patienten pro Zeiteinheit. Der *Patientendurchsatz* kann nach folgender Gleichung bestimmt werden:

$$\text{Patientendurchsatz} = \frac{\text{Betriebszeit}}{\text{mittlere direkte Belegdauer}} \cdot \text{Auslastungsgrad} \quad (2.1)$$

Die *direkte Belegdauer* ist dabei die Dauer, während derer das medizinische Großgerät bzw. die medizinische Anlage durch die Anwesenheit eines Patienten unmittelbar blockiert wird. In der Strahlentherapie ist die *direkte Belegdauer* bzw. *Bunkerbelegdauer*, die Zeit während der sich ein Patient im Strahlenbunker befindet. Der *Auslastungsgrad* ist der Anteil der *Betriebszeit* des medizinischen Investitionsguts, während dessen es durch einen Patienten direkt belegt wird.

Da der Auslastungsgrad häufig stark von klinikspezifischen Randbedingungen abhängt, ist es für eine allgemeingültige gerätebezogene Workflow- bzw. Behandlungssystemanalyse und -optimierung auf Basis realer Patientendatensätze zumeist sinnvoll, den *Netto-Patientendurchsatz* anzugeben:

$$\text{Netto-Patientendurchsatz} = \frac{\text{Nettobetriebszeit}}{\text{mittlere Gesamtbelegdauer}} \quad (2.2)$$

Die *Nettobetriebszeit* eines Geräts bzw. einer Anlage ergibt sich hierbei aus der *Betriebszeit* abzüglich der Zeiten für Pausen, Störungen sowie regelmäßig durchzuführende Check-ups. Die *Gesamtbelegdauer* ist die Gesamtdauer, während der keine medizinische Maßnahme an einem anderen Patienten durchgeführt werden kann. Sie setzt sich zusammen aus *direkter Belegdauer* und *indirekter Belegdauer*. Die *indirekte Belegdauer* umfasst die patientenbezogenen vor- bzw. nachbereitende Aktivitäten oder auch Wartezeiten, während der sich der Patient noch nicht oder nicht mehr im Behand-

lungssystem befindet. Bei der klinischen Zeiterfassung ist auf eine lückenlose und überschnedungsfreie Zuordnung der Belegdauern zu einzelnen Patienten zu achten.

2.2.2 Beschreibung und qualitative Analyse des klinischen Workflows

Die zentrale Ressource einer Strahlentherapieanlage, das Strahlentherapiegerät, befindet sich in einem Strahlenbunker, der zur Abschirmung der hochenergetischen Behandlungsstrahlung gegenüber dem Umfeld benötigt wird. Die Bunkerkülle besteht zumeist aus ein bis zwei Meter dicken Spezialbetonwänden. Der Zugang zum Therapiegerät erfolgt daher über eine schwere, motorisiert zu öffnende Tür. Damit das Personal vor Strahlung geschützt ist, muss sichergestellt sein, dass die Bunkertür während der Bestrahlung geschlossen ist und sich ausschließlich der Patient im Bunker befindet. Um die Tür weniger aufwändig gestalten und versehentliches Austreten der Primärstrahlung ausschließen zu können, führt in der Regel ein Gang mit ein oder zwei Kaskaden zum Therapiegerät, wodurch im klinischen Alltag erhöhte Wegezeiten entstehen. [65] Von einem Bedienpult außerhalb des Bunkers wird die Bestrahlung in der Regel von zwei oder drei medizinisch-technischen Radiologieassistenten (MTRA) ausgeführt und der Patient über ein Video-System überwacht. Bild 2.7 zeigt den typischen Aufbau einer Strahlentherapieanlage.

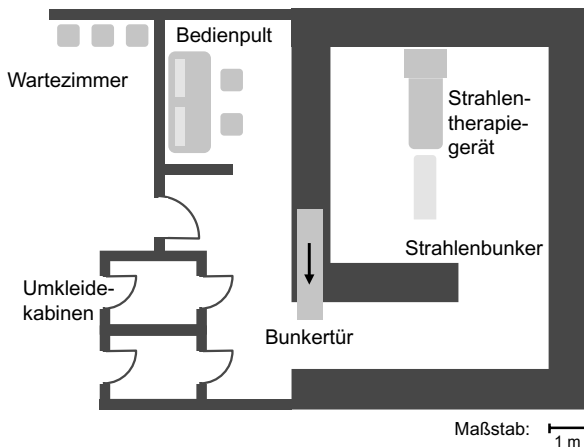


Bild 2.7: Grundriss einer Strahlentherapieanlage

Ebenso wie der Aufbau von Strahlentherapieanlagen in unterschiedlichen medizinischen Einrichtungen großteils vergleichbar ist, sind auch die wesentlichen, durch die MTRAs durchzuführenden Arbeitsschritte weitgehend klinikunabhängig. Für ein vertiefendes Verständnis der Abläufe im Umfeld des Therapiegeräts wird im Folgenden anhand der Illustration in Bild 2.8 der sich zyklisch wiederholende Workflow beschrieben und kritisch hinsichtlich Effizienz und Sicherheit analysiert.

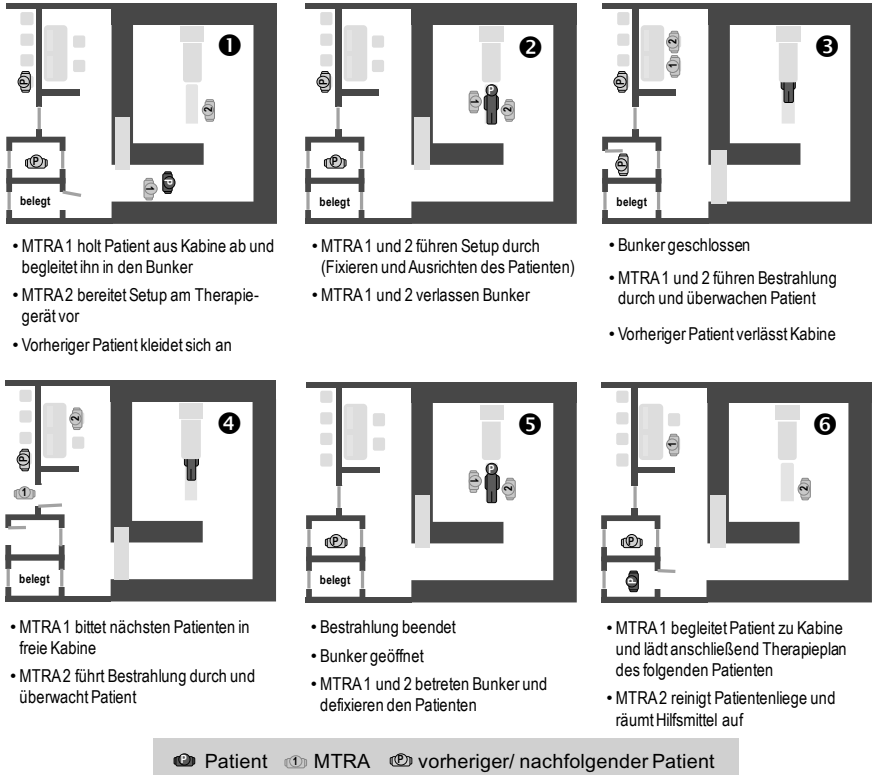


Bild 2.8: Klassischer Workflow in der perkutanen Strahlentherapie

Während ein MTRA das Therapiegerät für das Patientensetup vorbereitet und die benötigten Fixierungshilfen bereitstellt, holt der zweite MTRA den Patienten aus seiner Kabine ab. Zu diesem Zeitpunkt erfolgt in der Regel die Identifikation des Patienten durch eine Abfrage des Namens. Um die Verwechslungssicherheit zu erhöhen, wird mittlerweile in vielen Kliniken zusätzlich ein visueller Abgleich mit einem Portraitfoto vorgenommen. In Anbetracht der Auftretenshäufigkeit von Patientenverwechslungen und den möglichen Folgen für den Patienten, die in der Strahlentherapie besonders fatal sein können, sollte in diesem Zusammenhang allerdings über weitergehende Sicherheitsmechanismen, wie RFID-Bändchen zur eindeutigen Identifikation, nachgedacht werden. [81][143]

Nachdem der Patient durch einen MTRA in den Bunker begleitet wurde, steigt dieser auf die in eine niedrige Aufstiegsposition gefahrene Liege des Therapiegeräts. Danach wird die Liege in eine höhere, für die MTRAs ergonomische Position gefahren, in der sie den Patienten lagern und gegebenenfalls fixieren. Die sich anschließende Ausrichtung des Patienten bzw. des Tumors erfolgt ebenfalls durch manuelles Verfahren der Posi-

tionierachsen der Liege. Damit die beschriebenen Arbeitsschritte des Setups effizient durchgeführt werden können und eine exakte Ausrichtung des Tumors gewährleistet wird, sind hierfür zwei MTRAs am Therapiegerät erforderlich. Nach dem Setup verlassen die MTRAs den Bunker und verschließen diesen. Alleine das vollständige Öffnen bzw. Verschließen der großen, sicherheitsüberwachten Tür dauert in der Regel bereits knapp zehn Sekunden.

Vom Bedienpult wird nun die Strahlenbehandlung, von einem MTRA gestartet und durchgeführt. Dies umfasst die Auswahl und das sequentielle Anfahren der Bestrahlungspositionen, das Auslösen der Bestrahlungsfelder und die Kontrollwertüberwachung des Therapiegeräts am Monitor. Abhängig von der technischen Ausstattung des Therapiegeräts und der gewählten Bestrahlungsapplikation werden zudem gegebenenfalls Bildgebungsaufnahmen erstellt und ausgewertet. Unterdessen überwacht der zweite MTRA den Patienten an einem weiteren Monitor, der ein aktuelles Videobild des Therapiegeräts und des Patienten zeigt. Seine Aufgabe ist es, Patientenbewegungen, die z. B. aufgrund von Nervosität oder eines Niesreflexes auftreten, zu erkennen und darauf durch Unterbrechung der Behandlung zu reagieren. Dadurch sollen gesundheitskritische Fehlbestrahlungen vermieden werden. Tritt ein solcher Fall auf, wird der Bunker geöffnet und von einem MTRA eine visuelle Kontrolle der Patientenlage am Therapiegerät vorgenommen. Falls erforderlich, muss der Patient bzw. der Tumor erneut an den Laserkreuzen ausgerichtet werden. Da eine zweifelsfreie Detektion anhand eines Videobilds jedoch nur schwer möglich ist, werden in vielen Kliniken ergänzend (insbesondere bei längeren Behandlungen) ein oder zwei routinemäßige Kontrollen im Bunker durchgeführt, die sich direkt auf die Behandlungszeit auswirken. Eine weitere Aufgabe des Patientenmonitorings besteht darin, sicherheitskritische Annäherungen zwischen dem Therapiegerät und dem Patienten bzw. der Patientenliege zu registrieren. Häufig besteht beispielsweise beim Ausklappen des Flachdetektors Unklarheit darüber, ob es zu einer Kollision mit den an der Patientenliege angebrachten Lagerungs- bzw. Fixierungshilfen oder dem Patienten selbst kommen kann. Auch in einem solchen Fall muss die Behandlung unterbrochen werden, damit ein MTRA am Therapiegerät die Positionierung überwachen bzw. falls notwendig manuell steuern kann. Neben den beschriebenen unplanmäßigen Unterbrechungen treten jedoch auch planmäßige Unterbrechungen des Bestrahlungsablaufs auf. Insbesondere bei Therapieanlagen, bei denen die Keilfilter manuell am Gerät eingeschoben werden müssen, entstehen zusätzliche Verzögerungen im zeitkritischen Pfad des Workflows.

Parallel zur Durchführung der Bestrahlung verlässt der zuvor behandelte Patient, der sich mittlerweile angekleidet hat, seine Kabine. Prinzipiell kann nun der nachfolgende Patient aus dem Wartezimmer zum Entkleiden in die frei gewordene Kabine gebeten werden, so dass dieser rechtzeitig für seine Behandlung bereit steht und somit ein verzögerungsfreier Ablauf sichergestellt werden kann. Dies ist im Allgemeinen jedoch aus zwei Gründen nicht sofort möglich. Zum einen gibt es zumeist keinen standardisierten Informationsfluss, der die MTRAs in Kenntnis setzt, dass eine Kabine frei geworden ist. Zum anderen sind bei einem Anlagenbetrieb mit zwei MTRAs während den Bestrahlungen beide MTRAs mit Bedien- und Monitoringaufgaben beschäftigt. Dies führt dazu,

dass eigentlich nur während einer Unterbrechung ein MTRA das Bedienpult verlassen kann, um im Wartezimmer den nächsten Patienten aufzurufen. Für einen möglichst unterbrechungsfreien Workflow wird diese Tätigkeit im realen Klinikbetrieb häufig jedoch auch während der Bestrahlungen durchgeführt. Der zweite MTRA übernimmt in diesem Fall vorübergehend zusätzlich zur Bedienung des Therapiegeräts auch das Patientenmonitoring. Aufgrund der Doppelbelastung sind daher kurzzeitige, sicherheitsrelevante Unterbrechungen des Patientenmonitorings nicht auszuschließen. Prinzipiell ist bei der Optimierung des Workflows darauf zu achten, dass derartige Situationen, die eine gegenseitige Abwägung von Effizienz und Sicherheit erfordern, durch definierte und standardisierte Abläufe ausgeschlossen oder durch technische Lösungen abgefangen werden. Dabei ist zu beachten, dass die Umkleidekabinen insbesondere vor dem Hintergrund der angestrebten kürzeren Gesamtbelegdauern zunehmend einen Engpass im klinischen Workflow darstellen.

Nach Beendigung der Bestrahlungen wird der Bunker geöffnet und der Patient durch die MTRAs defixiert. Während im Anschluss ein MTRA die Patientenliege reinigt und die verwendeten Hilfsmittel in einem Regal verstaut, begleitet der zweite MTRA den Patienten aus dem Bunker zur Umkleidekabine. Sobald die für den nächsten Patienten erforderlichen Vorbereitungsmaßnahmen am Therapiegerät abgeschlossen sind, wird dieser aus seiner Kabine abgeholt und ein neuer Workflowzyklus startet.

Eine zentrale Erkenntnis, die aus der vorstehenden qualitativen Workflowbetrachtung gewonnen werden kann, ist, dass die kostenintensiven Ressourcen Therapiegerät und Strahlenbunker nahezu durchgängig vom Patienten direkt belegt werden. Dies ist insbesondere auf den großen Anteil der unmittelbar am Therapiegerät durchgeführten behandlungsvor- sowie -nachbereitenden Tätigkeiten zurückzuführen, während derer das Gerät nicht für Bestrahlungen genutzt werden kann. Um einen höheren aktiven Nutzungsanteil des Geräts zu erreichen, sollte der Workflow so gestaltet werden, dass diese Tätigkeiten möglichst parallel zur Bestrahlungsdurchführung stattfinden. In der Produktionstechnik wird in diesem Zusammenhang auch von internen Rüstzeiten (nur bei stillstehender Maschine durchführbare Tätigkeiten zur Vor- oder Nachbereitung eines Arbeitsvorgangs) und externen Rüstzeiten (auch bei laufender Maschine durchführbare Tätigkeiten) gesprochen. Durch konsequente Anwendung des Prinzips, möglichst niedrige interne Rüstzeiten anzustreben, auf die Strahlentherapie oder im Allgemeinen auf die Großgerätemedizin können auch im klinischen Umfeld erhebliche Effizienzpotentiale erschlossen werden. Eine weitere wichtige Erkenntnis, die im Rahmen der Workflowerfassung vor Ort gewonnen werden konnte, betrifft das Patienten- und Anlagenmonitoring. Das üblicherweise genutzte Videomonitoring weist sowohl hinsichtlich der Zeiteffizienz als auch der Verlässlichkeit der Detektion von Patientenverlagerungen erhebliche Schwächen auf. In Bezug auf die korrekte Dosisapplikation und die Kollisionsvermeidung besteht hier insgesamt noch ein hohes Potential zur Verbesserung der Patientensicherheit.

2.2.3 Klinische Workflowdaten aus Patientensicht

Für die Optimierung eines klinischen Workflows, ist es in vielen Fällen zielführend, diesen aus Patientensicht zu beschreiben und zu analysieren. Dies bietet den Vorteil, dass die Hauptaufmerksamkeit bei den weiteren Betrachtungen auf die Aktivitäten gerichtet wird, die für die Behandlungsqualität, die Patientensicherheit und die Effizienz der Abläufe maßgeblich sind. In Bild 2.9 ist der am Patienten orientierte sequentielle Behandlungsworkflow einer Bestrahlungssitzung dargestellt. Die Untergliederung in acht Teilprozessschritte wurde dabei so vorgenommen, dass eine einfache, eindeutige und reproduzierbare Erfassung von Zeitdaten vor Ort möglich ist und sich zudem eine gute Übertragbarkeit der Datensätze in ein Simulationsmodell ergibt. Die Datensätze aufeinanderfolgender Patienten schließen dabei lückenlos und überlappungsfrei direkt aneinander an. Die Messzeitpunkte für den Beginn und das Ende eines Teilprozesses sind ereignisgesteuert, d. h. sobald ein Ereignis eintritt, beispielsweise ‚Patient betritt Bunker‘, endet ein Teilprozess und der darauffolgende beginnt. Neben der Bestrahlung beinhalten die Teilprozessschritte die erforderlichen Hilfsaktivitäten Setup und Defixation des Patienten, Wegezeiten sowie die Wartezeit zwischen zwei Patienten.

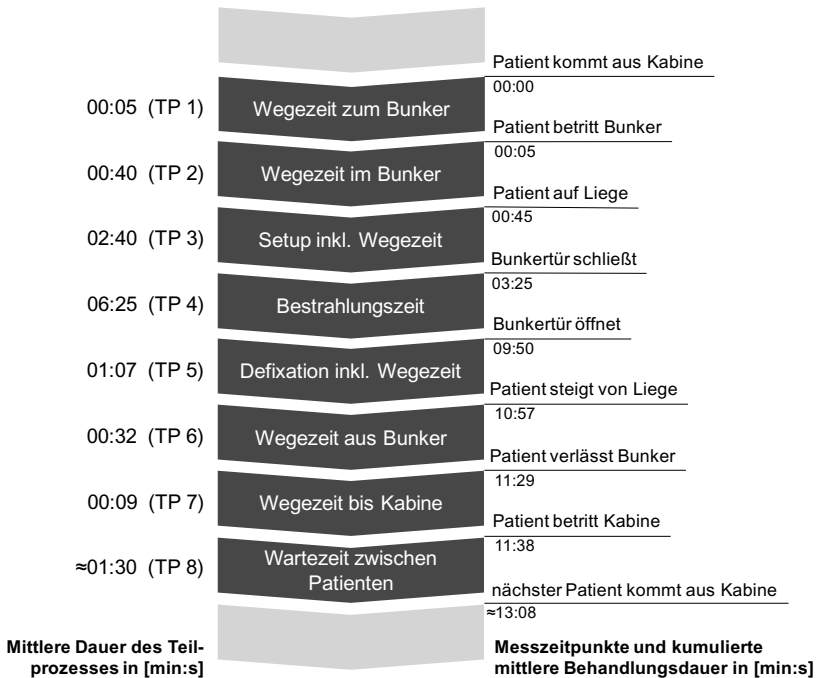


Bild 2.9: Die Unterteilung des Behandlungsworkflows in klar definierte Teilprozesse (TP) bildet die Grundlage für eine robuste Zeiterfassung sowie die Modellierung des Workflows

Ausgehend von dieser Untergliederung wurden während des regulären Betriebs einer Strahlenklinik zwei Wochen lang an zwei Strahlentherapieanlagen die Teilprozesszeiten von allen behandelten Patienten sekundengenau erfasst¹ und in einer SQL-Datenbank abgelegt. [36] Die dabei bestimmte mittlere Dauer der jeweiligen Teilprozesse sowie die kumulierte mittlere Behandlungsdauer bis zum jeweiligen Ereignis sind ebenfalls in Bild 2.9 dargestellt. Um möglichst allgemeingültige Werte angeben zu können, wurden gerätespezifische Störzeiten, die sich auf Teilprozess 8 auswirken, bei den angegebenen Zeitwerten aus den Datensätzen eliminiert.

Die Ergebnisauswertung zeigt, dass alleine durch die internen Rüstzeiten für Setup (TP 3) und Defixation (TP 5) die mittlere direkte Belegdauer (TP 2 bis einschließlich TP 6) um 3 min 47 s auf durchschnittlich 11 min 24 s ansteigt. Zudem gehen die hohen Wartezeiten zwischen zwei Patienten (TP 8) von durchschnittlich etwa 1 min 30 s direkt in die mittlere Gesamtbelegdauer von rund 13 min 8 s ein. Diese Einflüsse führen letztlich dazu, dass die Behandlungszeit nur 49% der Gesamtbelegdauer umfasst. Die weiteren Anteile entfallen auf das Setup (20%), die Defixation des Patienten (9%) sowie Wege- (11%) und Wartezeiten (11%).

Für die integrierte Workflow- und Geräteanalyse wurden zusätzlich zu der Dauer der Teilprozesse weitere wichtige Einflussgrößen mit direktem Bezug zur Ressource ‚Therapiegerät‘ erfasst. Dazu gehören vor allem die Bestrahlungsfeldabfolge, die Einstrahlrichtungen sowie die exakten Bestrahlungszeitpunkte und -dauern. Hierbei wurden neben den Bestrahlungsfeldern auch Röntgenbildaufnahmen protokolliert. Darüber hinaus wurden zudem die Gründe sowie die Dauer von weiteren erforderlichen Maßnahmen, die zu vorübergehenden Unterbrechungen des Bestrahlungsablaufs führten, dokumentiert. Über Patientenattribute wie Tumorart, Alter und gegebenenfalls Mobilitätseinschränkung sowie Behandlungsattribute wie Bestrahlungsapplikation, -datum, -uhrzeit und eingesetztes Therapiegerät sind alle erhobenen Datensätze sowohl einer anonymen Patienten-ID als auch den eingesetzten medizintechnischen Ressourcen eindeutig zuordenbar. Insgesamt wurden Datensätze von 596 Bestrahlungssitzungen erhoben, die über Datenbankabfragen beliebig ausgewertet werden können.

2.2.4 Auswertung der Teilprozess- und Gantrypositionierzeiten

Die Kenntnis darüber aus welchen Gründen an welchen Stellen im Workflow Ineffizienzen bestehen, stellt eine wichtige Grundlage für die Entwicklung geeigneter Optimierungsansätze dar. Auf Basis einfacher Abfragen und Auswertungen der erhobenen Daten können Rückschlüsse auf Verbesserungspotentiale im Workflow gezogen werden.² Einen guten Überblick können dabei Histogramme geben, in denen die Verteilung der Teilprozessdauern aller Sitzungen repräsentiert werden. In Bild 2.10 sind die Häufig-

¹ Bei der Protokollierung der Daten wurde der Autor von cand. med. Katharina Koch und cand. med. Tina von Burgsdorff unterstützt.

² Bei der Aufbereitung der Datenbankabfragen wurde der Autor von cand. wirtsch.-ing. Stefan Schaubberger unterstützt.

keitsverteilungen der vier Teilprozesse des Workflows mit den größten Zeitanteilen abgebildet.

Die Darstellungen zeigen, dass die Dauern der einzelnen Teilprozesse weit streuen. Eine starke Ausprägung gibt es bei TP 4 (Bestrahlungen) und insbesondere auch bei TP 8 (Wartezeit). Die großen Streuungen sind vor allem auf applikations- und patientenspezifische Randbedingungen zurückzuführen, wie beispielsweise die Anzahl der Bestrahlungsfelder oder den Aufwand für vor- und nachbereitende Maßnahmen. Ein weiterer Einflussfaktor, der sich zum Teil stark auf die Wartezeiten auswirkt, ist die Tatsache, dass die Patienten nicht immer rechtzeitig für die Behandlung bereit stehen. Treten Wartezeiten von über fünf Minuten auf, so sind diese zumeist auf Störungen des Therapiegeräts bzw. der Software zurückzuführen.

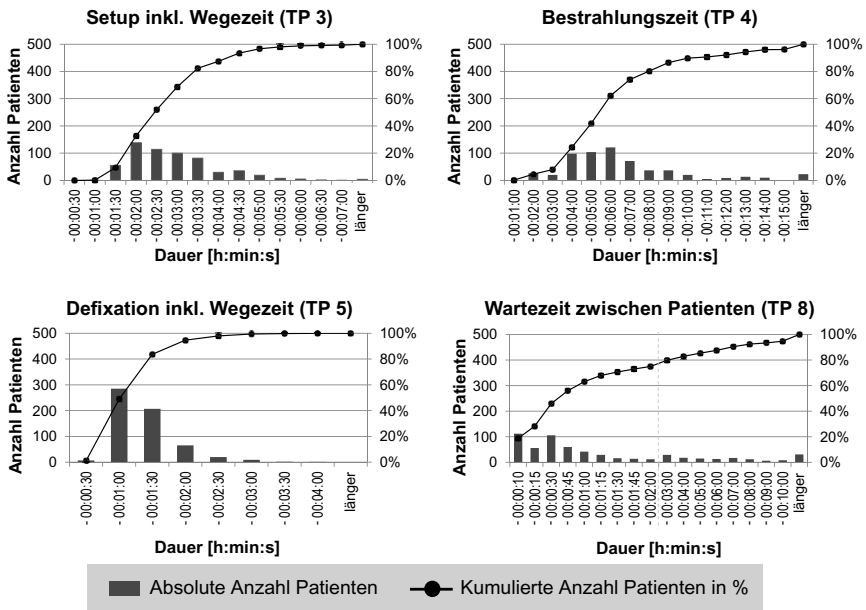


Bild 2.10: Häufigkeitsverteilungen der Dauer wichtiger Teilprozesse

Einen signifikanten Einfluss auf die Teilprozessdauer bzw. die Gesamtbelegdauer hat auch die Art der Bestrahlungssitzung. Während bei regulären Folgebehandlungen eines Patienten im Durchschnitt lediglich 11 min 12 s für die Teilprozesse 1 bis 7 benötigt werden, dauern diese Teilprozessschritte bei der ersten Sitzung eines Patienten durchschnittlich 19 min 38 s. Neben einem erhöhten Aufwand für das korrekte Setup und die Überprüfung der korrekten Patientenlage ist die zusätzlich benötigte Zeit insbesondere auf eine umfangreichere Patientenbetreuung, die auch Erläuterungen zu den Abläufen umfassen, zurückzuführen.

Im Vergleich zu den in Bild 2.10 dargestellten Teilprozessen weisen die erfassten Wegezeiten vergleichsweise geringe Streuungen der Teilprozessdauern auf (vgl. Anhang,

Bild A). Nur selten kommt es dabei zu größeren zeitlichen Verzögerungen. Selbst bei der Auswertung der Mobilitätseinschränkung von Patienten, die im Rollstuhl sitzen oder von Pflegern mit dem Krankenbett geschoben werden, kann kein signifikanter Einfluss auf die Dauer der Wegezeiten festgestellt werden. Hingegen verkürzt sich die Wegezeit deutlich, wenn MTRAs ohne Patient in den Bunker gehen bzw. aus diesem wieder heraus kommen. Separate Messungen zeigten, dass in einem solchen Fall für den Weg von der Bunkertür bis zum Gerät bzw. vom Gerät zur Bunkertür im Durchschnitt jeweils lediglich zwölf Sekunden benötigt werden. Dies entspricht etwa einem Drittel der Durchschnittszeiten die in Begleitung eines Patienten benötigt werden. Die wesentlich längeren Zeiten sind insbesondere auf eine tendenziell langsamere Gehgeschwindigkeit der Patienten, die Klärung von Fragen des Patienten während des Gehens sowie unter Umständen auftretende Verzögerungen durch noch nicht beendete Vorbereitungsmaßnahmen am Gerät zurückzuführen.

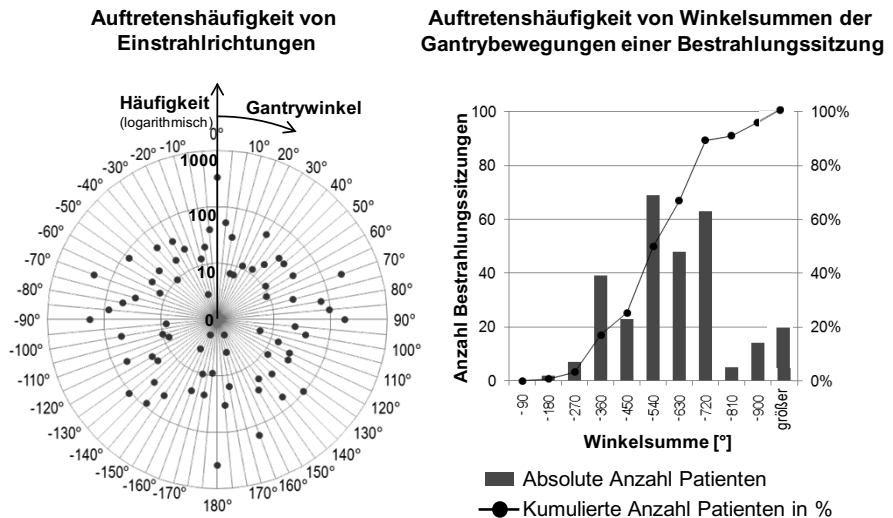


Bild 2.11: Die Auswertung der Bestrahlungswinkel zeigt, dass die Gantry während einer Bestrahlungssitzung einen großen Winkelbereich abfährt.

Durch die Auswertung der Anzahl, Abfolge und Richtungen der Bestrahlungsfelder können weitere Rückschlüsse bezüglich auftretender Verzögerungen im Workflow gezogen werden. Bild 2.11 (links) zeigt die jeweilige Häufigkeit der unterschiedlichen Einstrahrichtungen. Während einige Gantrywinkel sehr häufig angefahren werden (insbesondere 0° , $\pm 70^\circ$, $\pm 90^\circ$ und 180°), gibt es auch selten genutzte Einstrahrichtungen. Insgesamt sind die Bestrahlungsfelder jedoch vergleichsweise gleichmäßig über die vier Quadranten verteilt. Da die Rotationsgeschwindigkeit der Gantry aus sicherheitstechnischen Gründen nach DIN EN 60601-2-1 auf $7^\circ/\text{s}$ beschränkt wird, stellt die Summe der Winkel, die von der Gantry während einer Bestrahlungssitzung überstreift wird, eine für die Effizienz des Workflows sehr relevante Größe dar. Bild 2.11 (rechts) zeigt die große

Streuung dieser Winkelsummen. Obwohl alle Bestrahlungsfelder prinzipiell während einer Rotation der Gantry von 360° angefahren werden könnten, wird beim überwiegenden Teil der Bestrahlungssitzungen eine deutlich höhere Winkelsumme benötigt. Die durchschnittliche Winkelsumme beträgt 561° . Dies entspricht einer durchschnittlichen Positionierzeit von etwa 80 Sekunden pro Bestrahlungssitzung und somit einem nicht unerheblichen Zeitanteil im kritischen Pfad des Workflows.

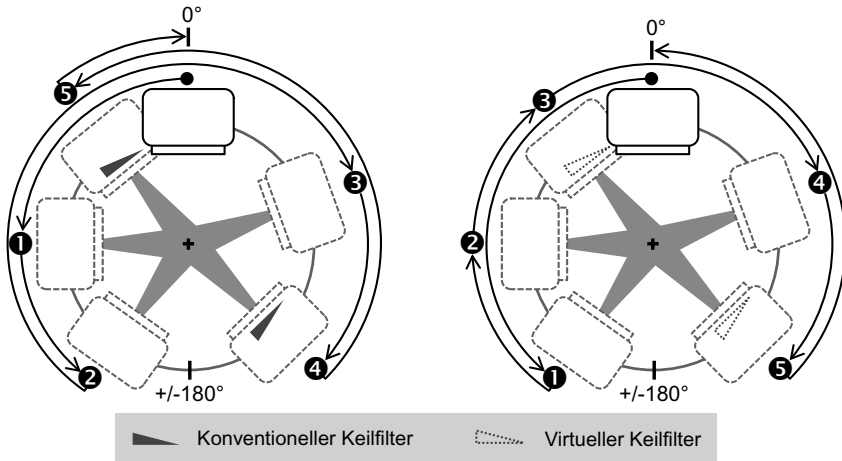


Bild 2.12: Aufgrund von erforderlichen manuellen Tätigkeiten am Therapiegerät sind die Bewegungsabläufe der Gantry häufig nicht zeitoptimiert (links), Steuerungs- bzw. Geräteoptionen wie virtuelle Keilfilter ermöglichen effizientere Bewegungsabläufe (rechts) (Vorderansicht)

Der Hauptgrund für die langen Positionierzeiten liegt in der konstruktiven Auslegung der Rotationsachse der Gantry. Da sich die Endlagen zumeist bei $+180^\circ$ und -180° befinden und die Bestrahlungspläne sehr häufig sowohl Einstrahlrichtungen im positiven als auch im negativen Winkelbereich vorsehen, müssen weite Teile der Kreisbahn doppelt abgefahren werden. Ein weiterer Grund für den vergleichsweise großen Zeitanteil ist, dass an den analysierten Therapiegeräten manuell einzusetzende bzw. zu wechselnde Keilfilter verwendet werden. Da der Einschub dieser strahlformenden Filter nicht uneingeschränkt in allen Gantrypositionen getätigt werden kann, wird die Abfolge der Bestrahlungsfelder dahingehend angepasst, dass ein möglichst ergonomischer An- bzw. Abbau gewährleistet ist und der Bunker für diese Tätigkeit möglichst selten geöffnet werden muss. Eine bezüglich der Positionierwege nicht optimale Reihenfolge der Bestrahlungsfelder ist häufig die Folge, siehe Beispiel in Bild 2.12 (links). Im Vergleich dazu weisen aus Sicht der Effizienzoptimierung virtuelle Keilfilter, bei denen das Filterprofil durch eine dynamische Verstellung des Lamellenkollimators realisiert wird und kein zusätzlicher manueller Aufwand im Strahlenbunker erforderlich ist, klare Vorteile auf. Virtuelle Keilfilter werden mittlerweile von den meisten Geräteherstellern als Steuerungsoption angeboten. Bezogen auf die erhobene Datenbasis ergibt sich durch die Optimierung der

Felderabfolge, siehe Beispiel in Bild 2.12 (rechts), rechnerisch eine Reduktion der mittleren Winkelsumme pro Sitzung auf 490° . Dies entspricht einer Positionierzeitersparnis von durchschnittlich zehn Sekunden pro Sitzung gegenüber der unoptimierten Abfolge. Die zusätzliche Reduktion der Gesamtbelegdauer, die sich durch den Wegfall des manuellen Einschubs der Keilfilter ergibt, ist nochmals deutlich höher. Auf weitere, insbesondere konstruktive Maßnahmen, die zu einer Reduktion der Positionierzeit beitragen, wird in Kapitel 3.3.4 eingegangen.

2.3 Ableiten des Forschungsbedarfs

Die durchgeführten Analysen der gerätebezogenen Abläufe zeigen, dass der derzeitige Workflow in der perkutanen Strahlentherapie mehrere Schwachstellen aufweist, die zum Teil erheblichen Einfluss auf die Patientensicherheit sowie auf die Qualität und Effizienz der Behandlung haben. Vor dem Hintergrund der übergeordneten Zielsetzung, diese Schwachstellen zu eliminieren, wird zunächst auf grundlegende Optimierungsmöglichkeiten eingegangen, an denen angesetzt werden muss, um effiziente, sichere Bestrahlungen mit hoher Behandlungsqualität durchführen zu können.

Tabelle 2.2: Identifizierte Ansatzpunkte zur Verbesserung der gerätebezogenen Abläufe in der Strahlentherapie

| Verbesserungsansätze... | ... zur Erhöhung der Behandlungsqualität | ... zur Erhöhung des Patientendurchsatzes |
|--|---|--|
| ... mit Einfluss auf das Therapiegerätekonzept | <ul style="list-style-type: none"> • Erhöhung der Freiheitsgrade der Therapiegerätekinematik • Steigerung der Genauigkeit der Patientenpositionierung und der Therapiegerätekinematik | <ul style="list-style-type: none"> • Reduktion der Zeiten zur Positionierung der Strahlenquelle • Erhöhung des Nutzungsgrads der erzeugten Strahlung |
| ... mit Einfluss auf das Umfeld des Therapiegeräts | <ul style="list-style-type: none"> • Zuverlässige Überwachung der Patientenlage während der Behandlung • Verwechslungsfreie Patientenidentifikation | <ul style="list-style-type: none"> • Erhöhung des Anteils parallel ablaufender Aktivitäten • Eliminierung bzw. deutliche Reduktion der Behandlungsunterbrechungen • Zielgerichtete Bereitstellung von Informationen |

In Tabelle 2.2 sind die wichtigsten durch die Workflowanalyse identifizierten Verbesserungsansätze aufgeführt. Diese sind einerseits danach eingeteilt, ob die daraus ableitbaren und im Weiteren beschriebenen Handlungsmaßnahmen vorwiegend einen positiven Einfluss auf die Behandlungsqualität oder auf den Patientendurchsatz haben. Eine weitere Untergliederung kann danach vorgenommen werden, ob die jeweiligen Maßnahmen einen direkten Einfluss auf das Therapiegerätekonzept haben oder insbesondere auf das Umfeld des Therapiegeräts wirken. Am Ende des Kapitels wird ein Überblick über Technologien, Simulationswerkzeuge und Methoden aus der Produktionstechnik gegeben, die unter Beachtung der klinischen Rahmenbedingungen gewinnbrin-

gend auf das klinische Umfeld adaptiert werden können. Hierbei wird insbesondere auf die im Rahmen dieser Arbeit adaptierten und angewendeten Konzepte eingegangen.

2.3.1 Maßnahmen mit Einfluss auf das Therapiegerätekonzept

Strahlentherapiegeräte sind hochkomplexe technische Systeme, an die eine Vielzahl von Anforderungen gestellt wird. Durch die enormen Fortschritte in den Bereichen Bildgebungs- und Lokalisierungsverfahren sind in den letzten Jahren weitere hinzugekommen, da neue, hochkonformale Bestrahlungstechniken entwickelt werden konnten, aus denen zusätzliche Anforderungen an die Gerätetechnik und insbesondere den kinematischen Aufbau resultieren. Trotz verstärkter Entwicklungsanstrengungen konnte die Therapiegerätetechnik diesen kontinuierlich gestiegenen Ansprüchen in den letzten Jahren immer weniger gerecht werden.

Vieles deutet darauf hin, dass die technischen und workflowbezogenen Defizite lediglich durch ein grundlegend neues Therapiegerätekonzept ausgeglichen werden können, bei dessen Entwicklung sowohl die sich verändernden medizinischen als auch wirtschaftlichen Randbedingungen berücksichtigt werden. Im Folgenden wird auf die wichtigsten Ziele und Maßnahmen eingegangen, die bei der Neukonzeption eines universellen Strahlentherapiegeräts zusätzlich zu den Standardanforderungen berücksichtigt werden müssen. Darüber hinaus wird in Kapitel 3 eine umfassende Markt- und Anforderungsanalyse durchgeführt und das im Rahmen dieser Arbeit entwickelte universelle Strahlentherapiegerät mit hoher Bewegungsverflexibilität ausführlich diskutiert.

Als eine der wichtigsten Anforderungen an ein zukunftsweisendes Strahlentherapiegerät muss die Erhöhung der Freiheitsgrade betrachtet werden. Die stark eingeschränkte Positionier- und Orientierbarkeit des Behandlungsstrahls bei der klassischen Gantry-Bauweise stellt die wesentliche Limitierung des ansonsten in vieler Hinsicht bewährten Therapiegerätedesigns dar. Durch die Entwicklung eines Therapiegeräts mit einer hohen Bewegungsverflexibilität bei gleichzeitiger universeller Einsetzbarkeit der Strahlerzeugungs- und -formungskomponenten können erhebliche Verbesserungspotentiale erschlossen werden, von denen sowohl ein positiver Einfluss auf die Behandlungsqualität als auch auf die Effizienz der Behandlung zu erwarten ist. So können bei geeigneter Konstruktion mit einem mehrachsigen kinematischen Aufbau neue, hochkonformale Bestrahlungstechniken appliziert werden. Zudem ermöglicht eine erhöhte Bewegungsverflexibilität neuartige Workflowfunktionalitäten, durch die eine Reduktion der Nebenzeiten und folglich kürzere Workflowdauern realisiert werden können. Eine wichtige Maßnahme stellt in diesem Zusammenhang die Reduktion der Positionierzeiten der Strahlenquelle dar. Wird bei der Auslegung des Geräts und des zugehörigen Workflows bereits frühzeitig auf kurze Positionierwege sowie die Realisierung höherer zulässiger Positioniergeschwindigkeiten geachtet, so können unproduktive Nebenzeiten im Workflow signifikant gesenkt werden.

Weiteres Potential zur Reduktion der Workflowdauer kann durch eine Verbesserung des Nutzungsgrads der vom Linearbeschleuniger erzeugten Strahlung erschlossen werden. In den letzten Jahren gab es in diesem Zusammenhang einen Trend zu Linearbeschleunigersystemen, mit denen höhere Dosisleistungen erzeugt werden kön-

nen. Mit der Entwicklung, der Produktion und dem Betrieb solcher Hochleistungs-Linearbeschleuniger geht in der Regel allerdings auch ein erhöhter technischer Aufwand sowie eine höhere vom kinematischen Aufbau des Therapiegeräts zu handhabende Masse einher. Zudem bedingen die hohen Dosisleistungen häufig zusätzliche bauliche Maßnahmen am Bunker, um eine ausreichende Abschirmung der Strahlung gewährleisten zu können. Aus ökonomischen sowie ökologischen Gründen ist daher eine effektivere Nutzung der vom Linearbeschleuniger erzeugten Strahlung anzustreben. So ist es beispielsweise bei vielen Behandlungsfällen prinzipiell möglich den Abstand zwischen Strahlenquelle und Tumor zu reduzieren und folglich die Dauer während der der Behandlungsstrahl aktiviert ist zu verkürzen. Bislang ist am Markt kein Strahlentherapiegerät erhältlich, das eine variable Anpassung des Abstands zwischen Strahlenquelle und Tumor bzw. des Rotationsradius unterstützt. Eine weitere Möglichkeit, den Nutzungsgrad der Strahlung zu erhöhen, besteht darin, spezielle Filtersysteme, die in den Strahlengang eingebracht werden und einen Großteil der Strahlung absorbieren, zu eliminieren. Das größte Potential weist hierbei der flattening filter auf, durch den in der konventionellen Strahlentherapie eine konstante Dosisverteilung über den Strahlquerschnitt sichergestellt wird. Durch die Möglichkeit einer flexiblen Positionierung und Orientierung des Strahlerkopfs in Kombination mit den in den letzten Jahren entwickelten dynamisch positionierbaren Lamellenkollimatoren, den optimierten Algorithmen zur Bestrahlungsplanung und den verbesserten Bildgebungs- bzw. Lokalisierungsverfahren kann hier ein erhebliches Effizienzpotential erschlossen werden.

Damit den Patienten hochkonformale Bestrahlungstechniken angeboten werden können, müssen die kinematischen Systeme der Strahlentherapieanlage eine hohe Genauigkeit aufweisen. Nur wenn eine exakte, behandlungsplankonforme Ausrichtung des Therapiestrahs auf das definierte Zielvolumen gewährleistet ist, kann eine Steigerung der Behandlungsqualität erreicht werden. Die in Kapitel 4 beschriebenen Forschungsarbeiten zielen darauf ab, neben einer ausreichend steifen Konstruktion auch wirtschaftliche Methoden und Automatisierungslösungen zu entwickeln, durch die eine hohe Positioniergenauigkeit der mehrachsigen kinematischen Aufbauten realisiert und im Rahmen der Qualitätssicherung vor Ort jederzeit überprüft werden kann. Hierbei steht neben der Absolutgenauigkeit der Therapiegerätekinematik auch die Absolutgenauigkeit der mehrachsigen Patientenliegen bzw. Patientenhandhabungsroboter im Fokus der Arbeiten. Jede reproduzierbare und nachweisbare Steigerung der Positioniergenauigkeiten kann zu einer Verringerung der in der Therapieplanung festgelegten Sicherheitsräume genutzt werden und somit zu einer Reduktion der Strahlenbelastung des, den Tumor umgebenden, gesunden Gewebes beitragen.

2.3.2 Maßnahmen im Umfeld des Therapiegeräts

Eine ganzheitliche Optimierung des Behandlungssystems setzt neben Maßnahmen mit direktem Einfluss auf die Konstruktion und den Betrieb des Therapiegeräts auch eine Verbesserung der Abläufe im Umfeld des Therapiegeräts voraus. Eine besondere Bedeutung sowohl hinsichtlich der Bestrahlungsgenauigkeit als auch der Behandlungseffizienz kommt dabei dem Patientenmonitoring zu. Die gebräuchliche Kontrolle der Pa-

tientenlage über ein 2D-Kamerabild durch einen MTRA weist aus Sicht der Patientensicherheit deutliche Schwächen auf. Bereits bei kleinsten Unaufmerksamkeiten des MTRA kann es zu unbemerkten, kritischen Verlagerungen des Patienten kommen, wodurch eine Fehlbestrahlung verursacht wird. Insbesondere bei den zunehmend häufiger eingesetzten hochkonformen Bestrahlungstechniken ist dies als äußerst kritisch zu bewerten. Eine durchgängige, verlässliche Lagekontrolle ist hier unverzichtbar. Ein 3D-Sensorsystem mit automatischer Auswertung der Patientenlage hat in diesem Zusammenhang deutliche Vorteile. Durch die lückenlose Überwachung in Echtzeit kann dem MTRA einerseits die schwierige und ermüdende Kontrollaufgabe am Monitor abgenommen werden und andererseits werden Kontrollgänge in den Bunker zur visuellen Bewertung der Patientenlage überflüssig. Lediglich bei kritischen Verlagerungen wird der MTRA am Bedienpult durch das System informiert, woraufhin dieser die Behandlung unterbricht und im Bunker die geforderte Setup-Position des Patienten erneut herstellt. Dadurch werden Kapazitäten der MTRAs frei, die für die verbesserte Betreuung des vorherigen bzw. des nachfolgenden Patienten genutzt werden können.

Eine weitere, ebenfalls mittels eines 3D-Sensorsystems realisierbare Funktionalität, durch die die Patientensicherheit erhöht und die Behandlungsdauer reduziert werden kann, stellt die Kollisionsüberwachung der Therapiegerätekomponenten bzw. des Patienten dar. Auf Basis der 3D-Informationen der Kamera, den aktuellen Achsstellungen und den Abmaßen des Therapiegeräts sowie der Patientenliege kann eine modellbasierte geometrische Beschreibung der Therapieanlage erfolgen. Durch einen kontinuierlichen Test auf kritische Annäherung zwischen den Therapiegerätekomponenten, dem Patienten, dem Liegensystem und gegebenenfalls weiteren Hilfsmitteln kann ein sicherer Betrieb der Anlage gewährleistet werden. Da durch ein derartiges System jederzeit die Kollisionsfreiheit von Bewegungsabläufen überprüft werden kann, werden bislang erforderliche Kontrollgänge in den Bunker weitgehend überflüssig. Dies führt zu einer deutlichen Verkürzung der Behandlungszeiten, wodurch weitere freie Kapazitäten der MTRAs geschaffen werden.

Der Einsatz eines 3D-Sensorsystems zur integrierten Lageüberwachung und Kollisionsvermeidung weist ein erhebliches Potential zur Verbesserung der Behandlungsqualität, -sicherheit und -effizienz auf. Zur Demonstration und Bewertung der Realisierbarkeit wurde daher im Rahmen dieser Arbeit ein entsprechendes System konzipiert und anhand von zwei Testaufbauten evaluiert (vgl. Kapitel 5). Da es sich bei der Kollisionsvermeidung und der Kontrolle der Patientenlage um allgemeine Fragestellungen handelt, die auch in anderen Bereichen der Großgerätemedizin bzw. robotergestützten Diagnostik und Therapie relevant sind, ist ein entsprechendes System auch auf andere Anwendungsgebiete übertragbar.

Ein weiteres sehr großes Effizienzpotential stellt die Erhöhung des Parallelisierungsgrads im Workflow dar. Gelingt es vorbereitende und nachbereitende Tätigkeiten parallel zu den Bestrahlungen des nachfolgenden bzw. vorherigen Patienten außerhalb des Bunkers durchzuführen, kann die Gesamtbelegdauer pro Patient deutlich reduziert und folglich der Patientendurchsatz erhöht werden. Eine wichtige Voraussetzung, um dieses Ziel ohne zusätzlichen Personalbedarf zu erreichen, stellt die beschriebene Entlastung

der MTRAs von zeitintensiven Kontrolltätigkeiten während der Bestrahlungsdurchführung durch die assistiven Automatisierungssysteme dar. Die frei gewordenen zeitlichen Ressourcen können dann parallel zur Bestrahlung eines Patienten für das Setup bzw. die Defixation eines weiteren Patienten in einem Vorraum des Bunkers genutzt werden. Eine entsprechende alternative Workflowvariante mit hohem Parallelisierungsgrad wird in Kapitel 6 diskutiert und mittels Simulationsstudien quantitativ bewertet. Zudem wird abschließend das Gesamtpotential der im Rahmen dieser Arbeit entwickelten mechatronischen, automatisierungstechnischen und organisatorischen Verbesserungsmaßnahmen erörtert.

2.3.3 Ganzheitliche Übertragung von Technologien, Simulationswerkzeugen und Methoden aus der Produktionstechnik auf das klinische Umfeld

Durch den verstärkten Einsatz von Automatisierungstechnik bzw. Mechatronik sowie die Anwendung spezieller simulationstechnischer und methodischer Werkzeuge konnten in den vergangenen Jahrzehnten die Produktivität, die Qualität sowie die Arbeitssicherheit in der industriellen Produktion kontinuierlich verbessert werden. Ein Teil der in der Produktion gebräuchlichen Konzepte kann durch eine ganzheitliche Übertragung bzw. Anpassung auf das klinische Umfeld auch dort zu Verbesserungen der Behandlungsqualität und -effizienz sowie die Sicherheit der Patienten und des medizinischen Personals beitragen. Die Adaption der produktionstechnischen Ansätze muss hierbei unter Beachtung medizinethischer Standards sowie der spezifischen klinischen Rahmenbedingungen erfolgen. Die Übersicht in Tabelle 2.3 zeigt in der Produktionstechnik eingesetzte Technologien [28][62][75], Simulationswerkzeuge [29][31][67] und Methoden [120][142][149][166] und deren potentiellen Anwendungsbereiche in der Medizin. Im Weiteren wird auf wichtige Ansätze eingegangen, mit denen den identifizierten Defiziten in der Strahlentherapie begegnet werden kann und deren Grundprinzipien im Rahmen dieser Arbeit aufgegriffen wurden.

In Bezug auf die Entwicklung eines anforderungsgerechten und ergonomischen mehrachsigen Strahlentherapiegeräts kann insbesondere die in der Roboterentwicklung und Produktionsplanung eingesetzte Simulationssoftware gewinnbringend genutzt werden. Ein wichtiges Werkzeug ist hierbei die Kinematiksimulation, mittels derer Bewegungen von kinematischen Systemen geplant und dreidimensional visualisiert werden können. Auf Basis von Bewegungs- und Arbeitsraumanalysen können damit bereits in frühen Phasen des Entwicklungsprozesses Geräteeigenschaften, wie Bauraumbedarf, Positionierzeiten oder kritische Annäherungen des Geräts an den Patienten, untersucht werden. Der kombinierte Einsatz der Kinematiksimulation mit einer Ergonomiesimulation ermöglicht zudem die Analyse der Haltung und Belastung der MTRAs bei unterschiedlichen Tätigkeiten am Gerät und erlaubt somit eine ergonomisch optimierte Auslegung des Gerätekonzepts.

Tabelle 2.3: Technologien, Simulationswerkzeuge und Methoden aus der Produktionstechnik, die unter Beachtung der klinischen Rahmenbedingungen auf das klinische Umfeld angepasst werden können.

| | Produktionstechnik | Medizinisches Umfeld |
|----------------------|---|---|
| Technologien | Numerische Steuerung (NC) | Bewegungsplanung flexibler medizinischer Positioniergeräte |
| | Speicherprogrammierbare Steuerung (SPS) | Steuerung medizinischer Anlagentechnik |
| | Sensorik/ Bildverarbeitung | Kontrolle bzw. Regelung klinischer Behandlungs- oder Logistikprozesse |
| | Fahrerlose Transportfahrzeuge (FTF) | Krankenhauslogistik z. B. Transport von Wäsche, Betten, Reagenzien etc. |
| | Mobile Assistenzsysteme | Halbautomatische Begleitung und Unterstützung des Personals z. B. bei der Essensausgabe |
| | Industrieroboter | Handhabungsaufgaben im Labor, in der Pflege, im OP und in der Großgerätemedizin |
| Simulationswerkzeuge | Ablaufsimulation | Workflowanalyse und -optimierung |
| | Kinematiksimulation | Medizingeräteentwicklung/ Bewegungsplanung im Rahmen der Behandlungsplanung |
| | Ergonomiesimulation | Ergonomische Medizingeräte- und Arbeitsplatzgestaltung |
| Methoden | Rüstzeitoptimierung/ SMED-Methode | Verbesserung des Nutzungsgrads medizinischer Geräte/ Anlagen |
| | Wertstromanalyse | Insbesondere Verkürzung der klinischen Pfade des Patienten (Kundenorientierung) |
| | Kontinuierlicher Verbesserungsprozess (KVP) | Verbesserung der Prozesse im Krankenhaus |
| | Total Productive Maintenance | Qualitätsverbesserungen und Erhöhung der Verfügbarkeit medizinischer Anlagen |
| | 5S-Methode | Gezielte Arbeitsplatzgestaltung (höhere Behandlungsqualität, weniger Störungen, höhere Arbeitssicherheit) |
| | Poka Yoke | Ausschluss von Patienten- oder Medikamentenverwechslungen z. B. durch RFID-Armbänder |

Für die Kinematiksimulation sowie die reale Bewegungssteuerung des mehrachsigen Therapiegeräts ist eine mathematische Beschreibung des kinematischen Geräteaufbaus erforderlich. Diese kann mittels der sogenannten Denavit-Hartenberg-Transformation, einem Standardverfahren zur kinematischen Modellierung von Robotern, erfolgen. Zur Ansteuerung des prototypisch realisierten Therapiegerätedemonstra-

tors kommt eine moderne numerische Steuerung, wie sie an Werkzeugmaschinen und Industrierobotern verwendet wird, zum Einsatz. Basierend auf einfachen, standardisierten Bewegungsbefehlen können mit numerischen Steuerungen komplexe Bewegungen bzw. Bestrahlungsprogramme definiert und ausgeführt werden.

Ein weiteres wichtiges Technologiefeld, das mittlerweile einen breiten Anwendungsbereich in der Produktion hat und auch in der Medizin verstärkt nutzbringend eingesetzt werden kann, ist die Sensorik. Moderne Kamerasysteme und Bildverarbeitungsalgorithmen können zur Genauigkeitssteigerung der Gerätekinematiken sowie zum teilautomatisierten Patientenmonitoring genutzt werden. Im Zusammenspiel mit Kinematiksimulation und Numerischer Steuerung können 3D-Kamerasysteme zudem zur kollisionsfreien Bewegungsplanung eingesetzt werden.

Neben technologischen Adaptionen eröffnet vor allem die Übertragung von Methoden aus der Produktionsplanung auf die Planung klinischer Workflows ein erhebliches Potential zur Verbesserung von Qualität und Effizienz in der Medizin. Ein wichtiges Konzept ist hierbei die Rüstzeitoptimierung bzw. die SMED-Methode (engl. Single Minute Exchange of Die). Ziel hierbei ist es, durch strukturiertes Vorgehen (vgl. [149]) die Dauer zur Anpassung einer Produktionsmaschine oder Fertigungslinie auf ein neues Werkstück bzw. Produkt zu reduzieren. Dieses Verfahren ist auch auf die Workflows in der Großgerätemedizin übertragbar. Beispielsweise können durch Parallelisierungsmaßnahmen in der Strahlentherapie die unproduktiven Stillstandszeiten des Therapiegeräts stark reduziert werden. Um den Effekt derartiger Optimierungsmaßnahmen sowie der mechatronischen und automatisierungstechnischen Systemansätze auf die erzielbare Behandlungseffizienz zu beurteilen, eignet sich die in der Produktionsplanung gebräuchliche Ablaufsimulation. Auf Basis realer klinischer Daten, wie sie im Rahmen dieser Arbeit erhoben wurden, können unterschiedliche Workflowszenarien simuliert und hinsichtlich Kriterien, wie Auslastungsgrad der Ressourcen oder Patientendurchsatz, bewertet werden.

3 Flexibles, universell einsetzbares und workflowgerechtes Therapiegerätekonzept

Während die klassische Gantrybauweise bis in die 90er Jahre die einzige am Markt etablierte kinematische Bauform für Strahlentherapiegeräte war, sind seit einigen Jahren auch Geräte mit neuartigen Kinematikkonzepten verfügbar. Ziel der verstärkten Entwicklungsanstrengungen der Forschungsinstitute und Industrieunternehmen ist es, den Kliniken bzw. Patienten neue und verbesserte hochkonformale Bestrahlungsapplikationen anbieten zu können.

Aufbauend auf einer Anforderungsanalyse wird in diesem Kapitel mit dem Linearkinematikkonzept ein grundlegend neuartiger Geräteaufbau vorgestellt. Das im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Gerätekonzept weist bei hoher Bewegungsflexibilität und Modularität erstmalig alle Merkmale eines universell einsetzbaren Strahlentherapiegeräts auf. Dies ermöglicht neue, zukunftsweisende Bestrahlungsapplikationen sowie effizienzsteigernde Workflowfunktionen.

3.1 Anforderungen an den mechatronischen Aufbau und aktuelle Entwicklungen

Ein Strahlentherapiegerät ist ein hochkomplexes mechatronisches Produkt, an das eine Vielzahl unterschiedlichster Anforderungen gestellt wird. In diesem Teilkapitel werden die wichtigsten Anforderungen und Randbedingungen, die direkten oder indirekten Einfluss auf das mechanische bzw. mechatronische Gerätedesign und letztlich auch den Geräteworkflow haben, herausgearbeitet. Der Identifikation der sich gegenseitig beeinflussenden Anforderungen sowie der Analyse von Stärken und Schwächen bestehender Therapiegerätekonzepte kommt hierbei eine zentrale Rolle zu. Ziel ist die Bewusstseinsbildung dafür, wie sich die Veränderung technischer Eigenschaften positiv oder negativ auf andere Systemeigenschaften auswirken. Diese Vorgehensweise erleichtert das Auflösen scheinbar widersprüchlicher Anforderungen im Entwicklungsprozess und stellt somit eine wichtige Basis für die Neukonzeption eines erfolgreichen Gerätekonzepts dar.

3.1.1 Mindestanforderungen an Strahlerzeugung, -formung und Bildgebung

Durch die Nutzung unterschiedlicher physikalischer und strahlenbiologischer Effekte kann in der modernen Strahlentherapie dem überwiegenden Teil der Patienten eine individuell angepasste Behandlung angeboten werden. Das abdeckbare Patienten- und Applikationsspektrum hängt dabei von den Funktionalitäten des Therapiegeräts ab. Ein häufig genutzter Effekt ist die bestrahlungsfallabhängige Anpassung der Energieneiveaus der beschleunigten Elektronen. Dadurch kann die Eindringtiefe der Photonen bzw. Elektronen angepasst und folglich die Strahlenwirkung im Gewebe beeinflusst werden. Um diesen medizinisch sehr vorteilhaften Effekt nutzen zu können, muss das Therapiegerät allerdings die Strahlungserzeugung verschiedener Energiestufen unterstützen. Damit die wichtigsten Tumorarten adäquat behandelt werden können, sollte mindestens der Bereich zwischen 6 MeV und 15 MeV durch das Gerät abgedeckt wer-

den [60]. Die etablierten Hersteller Varian, Elekta und Siemens bieten jeweils Linearbeschleuniger an, die diese Bandbreite abdecken [121]. Für eine effiziente Behandlungsdurchführung sind neben hohen Energien auch hohe Dosisleistungen erforderlich. Die dadurch erreichbare Verkürzung der Bestrahlungszeit wirkt sich einerseits positiv auf den erzielbaren Patientendurchsatz aus und andererseits auf das Wohlbefinden der Patienten, die die Zeit im Bunker häufig als unangenehm empfinden.

Eine weitere zentrale Anforderung an das Therapiegerät betrifft die flexible Formung bzw. Kollimierung des erzeugten Strahls. Nur wenn das Therapiegerät dies unterstützt, können die vorwiegend eingesetzten Applikationen, die dreidimensionale konformale und die intensitätsmodulierte Bestrahlung, durchgeführt werden. Neben dem Primärkollimator, der eine erste grobe Begrenzung des Bestrahlungsfelds bewirkt und Streustrahlung abfängt, hat sich aufgrund der großen Flexibilität und der schnellen Einstellbarkeit der Lamellenkollimator hierfür als am geeignetsten erwiesen. Eine effiziente sowie präzise konformale und intensitätsmodulierte Bestrahlung ist durch diesen ohne hohen Zusatzaufwand möglich. Auch können damit neuartige Bestrahlungstechniken wie die dynamische Bogenbestrahlung (engl. dynamic conformal arc) realisiert werden. Dabei wird die Lamellenstellung während der Drehung der Gantry in Abhängigkeit des Einstrahlwinkels angepasst. Aus den genannten Gründen ist der Einsatz eines Lamellenkollimators an einem universell einsetzbaren Gerät unerlässlich. Auf weitere Anforderungen an die Strahlerzeugung und -formung, z. B. Sicherheitsaspekte betreffend, wird an dieser Stelle nicht näher eingegangen, da sie keinen bzw. lediglich geringfügigen Einfluss auf den mechatronischen Aufbau eines Strahlentherapiegerätes haben. [121]

Ein mittlerweile weit verbreiteter und etablierter Trend der letzten Jahre ist die bildgeführte Strahlentherapie (IGRT), bei der die exakte Lage des Tumors mittels bildgebender Verfahren vor oder auch während der Bestrahlung bestimmt wird. In der Regel werden hierfür Röntgenaufnahmen eingesetzt, um den Tumor zu lokalisieren und den Strahl hinsichtlich Querschnitt und Ausrichtung genau auf den Tumor anzupassen. Aufgrund des insgesamt hohen Potentials zur Verbesserung der Behandlungsqualität ist die Integration einer kV-Röntgenbildgebung oder eines Bildgebungssystems mit vergleichbarem Weichteilekontrast an zukünftigen universell nutzbaren Therapiegeräten als unerlässlich zu bewerten. Der alleinige Einsatz eines MV-Bildgebungssystems wird den gestiegenen Anforderungen nicht gerecht. Eine Mindestanforderung aus medizinischer Sicht ist die Erstellung von 2D-Kontrollaufnahmen sowie 3D-Conebeam-CT-Aufnahmen. Folglich sollte mit dem Bildgebungssystem frei um die Längsachse des Patienten rotiert werden können. [43][60][158]

3.1.2 Randbedingungen für die Entwicklung des mechatronischen Geräteaufbaus

Aus den hohen Anforderungen an die Strahlerzeugung und -formung resultieren für die Handhabung der zumeist physikalisch bedingt schweren Komponenten große Herausforderungen. Für den überwiegenden Teil der elektronischen und mechanischen Komponenten gilt, dass ihre Masse mit steigenden Strahlenergien zunimmt. Tabelle 3.1 zeigt eine Auflistung typischer Komponentenmassen eines 6 - 15 MeV Linearbeschleu-

nigersystems und eines entsprechend ausgelegten flexiblen Strahlformungssystems. Abgesehen vom Umlenkmagneten, der abhängig vom Gerätedesign nicht zwingend benötigt wird, müssen alle aufgeführten Funktionskomponenten nach heutigem Stand der Technik in einem universell einsetzbaren Therapiegerät verbaut werden. Zwar können die einzelnen Massen abhängig vom jeweiligen Gerätedesign oder der konkreten Komponentenwahl von den genannten abweichen, eine erhebliche Reduktion der Gesamtmasse ist jedoch nicht realisierbar und auch kurz- oder mittelfristig auf Basis bekannter Technologien nicht zu erwarten.

Tabelle 3.1: Typische Massen wichtiger Strahlerzeugungs- und -formungskomponenten für ein Linearbeschleunigersystem mit 6 - 15 MeV

| Komponente | Masse [kg] |
|--------------------------------------|-------------|
| Spannungsversorgung | 250 |
| HF-Leistungsquelle (hier: Magnetron) | 110 |
| Hohlleiter | 40 |
| Elektroneninjektor | 30 |
| Linearbeschleuniger | 140 |
| Schirmung | 190 |
| Umlenkmagnet mit Abschirmung | 680 |
| Primärkollimator | 180 |
| Lamellenkollimator | 380 |
| Summe | 2000 |

Aus funktionalen Gründen wird bei modernen Therapiegeräten zumeist der Großteil der Strahlerzeugungs- und -formungskomponenten fest miteinander gekoppelt und auf der letzten Achse der Gerätekinematik montiert. Daraus ergeben sich besondere Anforderungen an die kinematische Struktur des Therapiegeräts. Zum einen muss die hohe Masse sicher gehandhabt und zum anderen das vergleichsweise große Volumen flexibel und kollisionsfrei positioniert werden können. Deutlich wird der damit verbundene hohe Anspruch vor dem Hintergrund, dass die Summe der umhüllenden Volumina von gebräuchlichen Standardkomponenten zur Strahlerzeugung und -formung bereits etwa 0,5 m³ beträgt. Bei der Konstruktion sind darüber hinaus noch weitere Volumina und Massen für die erforderlichen Tragstrukturen sowie Zwischenräume für Montage- bzw. Servicearbeiten zu berücksichtigen.

Um die mit den großen Massen und Volumina verbundenen Hemmnisse für eine absolutgenaue und bewegungsflexible Handhabung zu reduzieren, kann es vorteilhaft sein, einen Teil der Komponenten nicht am Endeffektor, also dem letzten Glied der kinematischen Kette, anzubringen [42][60]. In der Vergangenheit gab es bereits Bestrebungen

alle für die Strahlerzeugung erforderlichen Komponenten außerhalb der beweglichen Gerätestruktur zu platzieren, so dass die zu handhabende Gesamtmasse und somit auch die Anforderungen an den mechanischen Aufbau des Geräts reduziert werden können [124][130]. Nachteil dieses Ansatzes ist allerdings, dass zusätzliche Bauteile zur Strahlführung erforderlich sind. Da ein Teil der hierfür benötigten schweren Ablenkmagnete auf der beweglichen Gerätestruktur verbaut werden müssen, sind die erzielbaren Gewichtsvorteile im Vergleich zu dem daraus resultierenden technischen Aufwand aber gering. Sinnvoll kann es jedoch sein, die Spannungsversorgung und die Hochfrequenzleistungsquelle nicht auf der letzten Achse der Gerätekinematik mitzuführen. Die Verbindung zu den Komponenten am Endeffektor kann dabei über ein Kabel realisiert werden. Da dieses aus Gründen eines hohen Wirkungsgrads möglichst kurz und dick ausgelegt werden muss und somit wenig biegsam ist, sind die potentiellen Montageorte jedoch stark eingeschränkt. Gleiches gilt für die Hohlleiterverbindung zwischen Hochfrequenzleistungsquelle und Linearbeschleuniger, bei der als zusätzlicher rotatorischer Freiheitsgrad ein aufwändiger und häufig fehleranfälliger Rotary Joint eingesetzt werden muss.

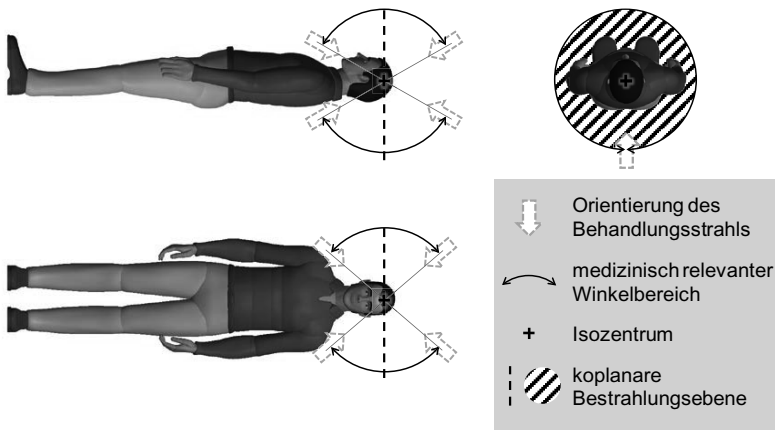


Bild 3.1: Medizinisch relevante Einstrahlrichtungen für gängige Behandlungsarten am Beispiel eines Gehirntumors

Neben den hohen, zu handhabenden Massen ist vor allem die Notwendigkeit, den Strahl flexibel auf den Zielort ausrichten zu können, eine große Herausforderung bei der Entwicklung eines exakt positionierbaren Geräteaufbaus. Die Trends zum Tumor Tracking und zu stereotaktischen Behandlungen ohne starre Fixierungshilfen, welche in Zukunft aus Sicht der Klinikbetreiber häufiger auch auf universell einsetzbaren Strahlentherapiegeräten angeboten werden sollen, erfordern eine höhere Anzahl an Freiheitsgraden des mechanischen Aufbaus. Während bislang mit den klassischen Therapiegeräten in Gantrybauweise die medizinisch sinnvollen Grundeinstrahlrichtungen (siehe Bild 3.1) lediglich statisch in Bezug auf das raumfeste Isozentrum eingestellt werden konnten, erfordern neuere Applikationen auch die Möglichkeit des dynamischen Nach-

führens des Strahls in Bezug auf ein sich bewegenden Zielvolumens. An den wenig flexiblen Geräten in Gantrybauweise konnten diese Behandlungsarten bislang lediglich durch dynamisch manipulierbare Patientenliegen mit bis zu sechs Freiheitsgraden erreicht werden [102]. Während der Behandlung wird die Patientenliege dabei so bewegt, dass der Tumor möglichst jederzeit im raumfesten Isozentrum positioniert bleibt. Die daraus resultierenden Bewegungen, vor allem bei atmungsbedingten Tumorverlagerungen, können jedoch zu Latenzzeiten zwischen der Liegenbewegung und der Bewegung der inneren Organe führen. Außerdem leidet ein Teil der Patienten aufgrund der dynamischen Nachführung der Liege unter Übelkeit. Zur Steigerung des Wohlbefindens der Patienten und der Behandlungsqualität ist es daher anzustreben, den Patient nicht dynamisch bewegen zu müssen, sondern die erforderlichen Freiheitsgrade durch eine hochflexible Therapiegerätekinematik zu realisieren. [159]

Weitere wichtige Anforderungen an den mechanischen Aufbau betreffen die Genauigkeit sowie die Geschwindigkeit der eingesetzten Positionierkinematiken. Vor allem bei scharf begrenzten Tumoren sowie bei Bestrahlungen in der Nähe von strahlungsempfindlichen gesunden Geweben, wie beispielsweise der Netzhaut oder dem Lungengewebe, ist eine exakte Ausrichtung des Strahls auf das Zielvolumen von besonderer Bedeutung. Für stereotaktische Anwendungen werden in der Regel Abweichungen der Strahlage von unter 1 mm gefordert. Um Verzögerungen im Workflow durch die notwendigen Repositionierungen des Strahlerkopfs zu minimieren, soll insbesondere die Therapiegerätekinematik gleichzeitig aber auch agil verfahrbar sein. Damit dabei die Sicherheit des Patienten nicht gefährdet wird, wurde die zulässige Winkelgeschwindigkeit bei einer Rotation des Strahlerkopfs um den Patienten auf $7^\circ/\text{s}$ limitiert, translatorische Bewegungen sind auf 100 mm/s begrenzt. Die relative Bewegungsgeschwindigkeit zwischen der Kinematikstruktur und dem Patienten bzw. dem MTRA darf nur dann höher sein, wenn der kollisionsfreie Betrieb, z. B. durch eine sensorische Überwachung, sichergestellt werden kann. [118] In jedem Fall ist bei der Auslegung des Geräts darauf zu achten, dass keine Quetschkanten auftreten, an denen sich der Patient oder die MTRAs verletzen können [117].

Da ein Großteil der derzeit verkauften Therapiegeräte in bereits bestehenden Strahlenbunkern aufgestellt wird, sollte das zu entwickelnde Therapiegerät aus wirtschaftlichen Gründen in einen Bunker mit Standardabmaßen integrierbar sein. In der Regel haben Strahlenbunker eine Mindestgrundfläche von 6 m x 6 m und eine Raumhöhe von ca. 3 m. Damit Zusatzkosten bei der Installation des Neugeräts vermieden werden, sollten die zulässigen Bodenlasten bestehender Bunker durch das Neugerät nicht überschritten werden. Ist das Therapiegerät leichter als die großteils sehr schweren klassischen Geräteaufbauten, so können bei Bunkerneubauten aufgrund der möglichen Reduktion der Bodentragfähigkeit sogar Kosten vermieden werden. Geräte mit kleiner Standfläche und kompakter Bauform gewährleisten zudem tendenziell eine gute Zugänglichkeit zum Patienten und tragen so zu einer höheren Akzeptanz des Geräts bei den MTRAs und den Patienten bei. Durch eine einfache, intuitive und ergonomische Bedienung des Therapiegeräts können außerdem effiziente Abläufe und eine schnelle Einarbeitung neuer Mitarbeiter am Gerät realisiert werden.

Viele Patienten empfinden die Zeit, in der sie sich alleine im Strahlenbunker befinden, als äußerst unangenehm, teilweise sind sie sogar verängstigt durch das große Therapiegerät. [19][39][49] Bei engen Behandlungsröhren kann zudem Platzangst auftreten [63]. Vor allem alte und sehr kranke Patienten sowie Patienten, die während der Bestrahlung fixiert sein müssen, empfinden die Lagerung auf den harten Patiententischen häufig als besonders unangenehm. Bei der Konstruktion des Geräts sollte daher darauf geachtet werden, dass das Therapiegerät möglichst wenig einschüchternd auf Patienten wirkt und nicht zu eng gebaut ist, auch um adipöse Personen uneingeschränkt behandeln zu können. Darüber hinaus sind, nicht nur aus Gründen der Wirtschaftlichkeit, sondern insbesondere auch um die behandlungsbedingte psychische Belastung für den Patienten gering zu halten, kurze Behandlungszeiten anzustreben. [19][39][49][140]

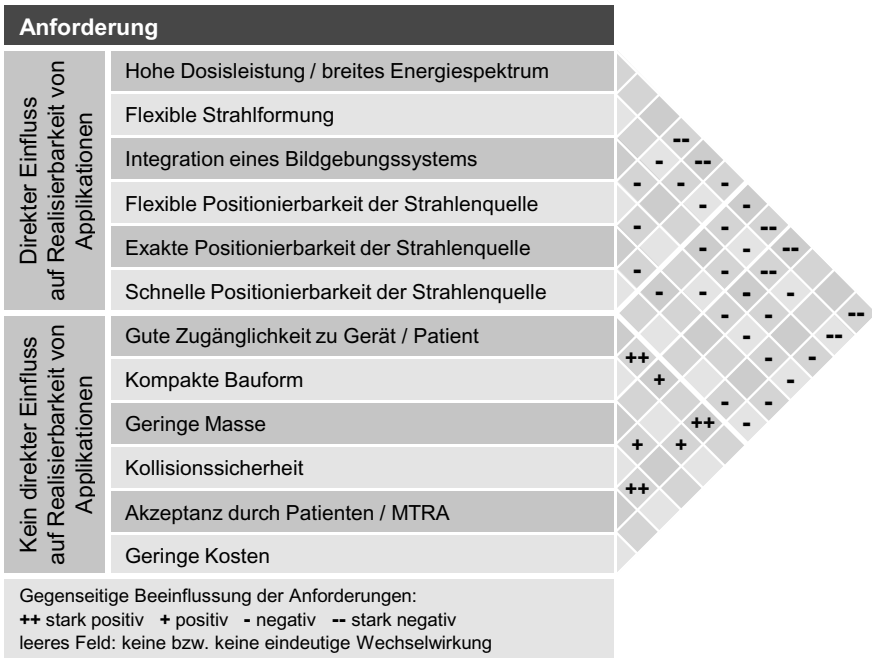


Bild 3.2: Durch die hohe Anzahl an sich gegenseitig negativ beeinflussenden Anforderungen wird die Entwicklung eines universell einsetzbaren Strahlentherapiegeräts erschwert.

Die vorstehenden Ausführungen zeigen das große Spektrum an Anforderungen bzw. Randbedingungen, die bei der Auslegung eines neuen Therapiegeräts berücksichtigt werden müssen. In Bild 3.2 sind die gegenseitigen Wechselwirkungen zwischen den wichtigsten Anforderungen an ein universell einsetzbares Strahlentherapiegerät dargestellt. Insbesondere die Anforderungen, die sich aus den unterschiedlichen Bestrahlungsapplikationen ableiten lassen, weisen dabei durchgängig einen negativen oder

neutralen Einfluss auf andere Anforderungen auf. Die Elimination bzw. das Minimieren dieser negativen Einflüsse durch intelligente Konzeptansätze stellt die zentrale Herausforderung bei der Entwicklung eines flexiblen, sicheren und universell einsetzbaren Strahlentherapiegeräts, das sich effizient in die klinischen Abläufe integrieren lässt, dar.

3.1.3 Stärken und Schwächen der kinematischen Strukturen etablierter Therapiegerätekonzepte

Seit über 40 Jahren ist die Gantry mit L-förmigem Rahmen die in der Strahlentherapie mit Abstand am häufigsten eingesetzte Gerätebauweise, siehe Bild 3.3 (links) [158]. Der vergleichsweise einfache kinematische Aufbau mit einer horizontalen Drehachse der Gantry sowie einer vertikalen Drehachse am Patiententisch ist für die meisten gängigen Bestrahlungsarten bereits ausreichend. Da sich die Drehachsen im Isozentrum schneiden und zusätzlich eine Rotation des Lamellenkollimators um die Strahlachse möglich ist, kann ein im Isozentrum positionierter Tumor aus allen medizinisch relevanten Orientierungen bestrahlt werden. Zudem ermöglicht die Gantrybauform eine gute Integration von schweren, universell nutzbaren Strahlerzeugungs- und -formungskomponenten in den rotierenden Teil des Geräts. Des Weiteren können die wichtigsten Bildgebungsoptionen in das Therapiegerät integriert werden. An der rotierenden Gantry können in Strahlrichtung oder senkrecht dazu ausfahrbare oder ausklappbare Flachdetektoren bzw. Röntgenquellen angebracht werden. Dadurch können Therapiegeräte realisiert werden, mit denen sowohl im kV- als auch im MV-Bereich zweidimensionale Kontrollaufnahmen sowie aufwändige dreidimensionale Conebeam-CT-Aufnahmen möglich sind. [93][105][135]

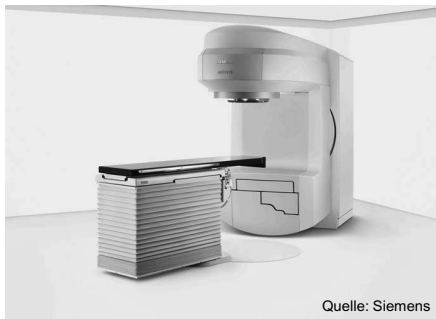


Bild 3.3: Beispielhaft ausgewähltes Strahlentherapiegerät in Gantry-Bauweise der Siemens AG (links) und roboterbasiertes Cyberknife-System der Accuray Incorporated (rechts)

Durch die stetige Verbesserung der Bildgebungsverfahren zur Lokalisierung und Abgrenzung des Tumorgewebes gegenüber gesundem Gewebe können mittlerweile hochkonformale, also den anatomischen Gegebenheiten exakt angepasste, Bestrahlungspläne erstellt werden [123][125]. Um diese auch bei beweglichen Zielvolumina effizient und ohne Manipulation der Patientenliege applizieren zu können, ist das Nachführen des Strahls erforderlich. Aufgrund der geringen Anzahl an Freiheitsgraden der

Standardgantry ist dies nur sehr eingeschränkt über die dynamische Bewegung der Lammellen des Kollimators möglich [155]. Ein Tumor Tracking, bei dem die relative Position und Orientierung zwischen Strahl und Tumor in allen sechs Freiheitsgraden während der Bewegung unverändert bleibt, kann nicht durchgeführt werden. [146][154]

Dieses Defizit des klassischen Geräteaufbaus hat zur Entwicklung von Therapiegeräten mit einer größeren Anzahl an kinematischen Freiheitsgraden geführt. Das Gerät mit der höchsten Bewegungsflexibilität ist das sogenannte Cyberknife der Accuray Incorporated, siehe Bild 3.3 (rechts). Hierbei wird der Linearbeschleuniger von einem Sechssachs-Knickarmroboter der Firma Kuka (Typ KR 240 MED) relativ zum Tumor positioniert bzw. bewegt. Mit dieser sehr flexiblen Kinematik kann eine Vielzahl an vorprogrammierten Einstrahlrichtungen mit hoher Wiederholgenauigkeit angefahren werden. Durch die Kombination des Therapiegeräts mit einem leistungsfähigen Bildgebungssystem mit zwei stationären kV-Röntgensystemen sowie einem Infrarotkamarasystem ist das System gut für das Tumor Tracking geeignet. Aufgrund dieser einzigartigen Eigenschaften konnte das Gerät trotz vergleichsweise hoher Anschaffungskosten in den letzten Jahren für spezielle stereotaktische Behandlungsfälle als Nischenprodukt am Markt etabliert werden. Eine größere Marktdurchdringung scheitert vor allem an der mangelnden Universalität des Geräts. Wegen der zulässigen Handtraglast des Industrieroboters von maximal 240 kg mussten bei der Entwicklung des Strahlerkopfs große Kompromisse eingegangen werden. So können mit dem sehr kurzen und kompakten Linearbeschleuniger lediglich Photonen einer Energiestufe (6 MeV) erzeugt werden. Außerdem können statt eines Lamellenkollimators lediglich Blenden mit festen Durchmessern oder eine Irisblende mit variablen Felddurchmessern eingesetzt werden. Durch diese Einschränkung auf runde bzw. sechseckige Bestrahlungsquerschnitte mit einem maximalen Durchmesser von 60 mm ist lediglich eine effiziente Bestrahlung kleiner Tumervolumina möglich. [10][18][93][121]

Ein weiteres Gerät, das in den vergangenen Jahren am Markt etabliert werden konnte, ist das TomoTherapy-System, das seit 2011 ebenfalls von der Accuray Incorporated vertrieben wird, siehe Bild 3.4 (links). Die Besonderheit des Geräts liegt in der helikalen Bestrahlung des Zielvolumens mittels eines schmalen Fächerstrahls. Vergleichbar mit einem Computertomographen rotiert die Strahlenquelle mit hoher Geschwindigkeit kontinuierlich um den Patienten, während dieser langsam auf der Patientenliege durch das Gerät bewegt wird. Durch die Integration eines Röntgendetektors, der der Strahlenquelle gegenüber liegt, können CT-Aufnahmen des Patienten mit dem Behandlungsstrahl gemacht werden, die zur Lokalisierung des Tumors und zu einer initialen Repositionierung der Patientenliege genutzt werden können. Während der eigentlichen Bestrahlung werden mittels eines speziellen Zeilenkollimators einzelne Winkelsegmente des Fächerstrahls innerhalb von wenigen Millisekunden über pneumatisch bewegliche Wolf-rambacken geschlossen bzw. wieder geöffnet. Dadurch können komplex geformte Zielvolumina intensitätsmoduliert bestrahlt werden. Da der Patient in der engen Bestrahlungsröhre nicht um die Hochachse gedreht werden kann, sind die Einstrahlrichtungen des Systems allerdings auf die koplanare Ebene beschränkt. Auch können Tumore aufgrund fehlender kinematischer Freiheitsgrade nicht dynamisch verfolgt werden. Ein wei-

terer großer Nachteil des Gerätekonzepts ist die geringe applizierbare Dosisleistung. Wegen der Begrenzung auf einen schmalen Fächerstrahl steht der Großteil der vom Linearbeschleuniger erzeugten Strahlung nicht als Nutzstrahl zur Verfügung. [85][86]



Quelle: Accuray



Quelle: Vero

Bild 3.4: TomoTherapy-System der Accuray Incorporated (links) und Vero SBRT der Vero GmbH (rechts)

In der vergleichenden Darstellung in Tabelle 3.2 sind die wichtigsten Eigenschaften der beschriebenen kinematischen Grundkonzepte aufgeführt. Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass die Gantrybauweise bei hoher Tragfähigkeit einen großen nutzbaren Bauraum zur Integration leistungsfähiger Strahlerzeugungs-, Strahlformungs- und Bildgebungskomponenten aufweist. Diese führen im Vergleich zu den neueren kinematischen Bauformen zu einer vergleichsweise universellen Einsetzbarkeit und somit zur hohen Attraktivität der Geräteart. Im Gegensatz zu den jüngeren Bauformen wurde das Gantrydesign außerdem bereits in mehreren Produktgenerationen von Herstellern aber auch von universitären Betreibern von Strahlentherapieanlagen optimiert. Trotz spezifischer Vorteile gegenüber dem klassischen Gerätedesign überwiegen daher bei vielen Behandlungsfällen die Nachteile der neuen Bauformen, so dass diese häufig nur als Ergänzungsgeräte oder für eng begrenzte Behandlungsindikationen eingesetzt werden. Mit etwa 3 Mio. \$ für ein TomoTherapy-System und über 3,5 Mio. \$ für das Cyberknife liegen die Investitionskosten zudem deutlich über denen eines IMRT-fähigen Geräts in Gantrybauweise, das rund 2,5 Mio. \$ kostet. [77]

Seit 2008 wird ein weiterer Gerätetyp, welcher als Weiterentwicklung des konzeptionellen Ansatzes der CT-Bauart betrachtet werden kann, für Voruntersuchungen an ersten ausgewählten Kliniken installiert. Das Vero SBRT (siehe Bild 3.4 (rechts)) hat wie das TomoTherapy-Gerät eine geschlossene Ringform. Allerdings ist der Durchmesser größer, so dass eine bessere Zugänglichkeit zum Patienten besteht und die Patientenliege bis zu $\pm 60^\circ$ um die Hochachse im Ring gedreht werden kann. Um die Flexibilität des Systems weiter zu erhöhen wurde der Strahlerkopf mit Linearbeschleuniger zudem kardinal aufgehängt. Im Zusammenspiel mit zwei in der Ringstruktur verbauten, senkrecht zueinander angeordneten Röntgenbildgebungssystemen können dadurch in engen Grenzen und hinsichtlich der Freiheitsgrade beschränkt Zielvolumina dynamisch verfolgt werden. Damit die erhöhte Flexibilität hinsichtlich der Bildgebungs- und Bewegungsoptionen erreicht werden konnte, mussten bei der Konstruktion jedoch größere

Kompromisse eingegangen werden. So konnte neben einem kleinen Lamellenkollimator lediglich ein kurzer Linearbeschleuniger mit 6 MeV eingesetzt werden. Da diese Komponenten in radialer Richtung hintereinander angeordnet wurden, war es nicht möglich, sie komplett in die Ringstruktur zu integrieren. Die sich dadurch ergebenden Kollisionskanten am Ringinneren bedingen die Beschränkung der Rotationsgeschwindigkeit der Gantry auf 7°/s. [52][59][152]

Tabelle 3.2: Vergleich der Eigenschaften der drei am häufigsten genutzten kinematischen Grundkonzepte von Strahlentherapiegeräten

| Kriterium | Gantrybauweise | Industrieroboter | CT-Bauart |
|------------------------------|---------------------|---------------------|---------------|
| Bewegungsflexibilität | gering | hoch | sehr gering |
| Positioniergeschwindigkeit | langsam | langsam | schnell |
| Zugänglichkeit | gut | sehr gut | schlecht |
| Bildgebung | integriert / extern | extern | integriert |
| Energiestufen/ Dosisleistung | flexibel | eingeschränkt | eingeschränkt |
| Strahlformung | flexibel | eingeschränkt | flexibel |
| Applikationsumfang | umfangreich | stark eingeschränkt | eingeschränkt |

Neben den beschriebenen Therapiegeräten wurden in den letzten Jahren insbesondere im wissenschaftlichen Umfeld verstärkt neue Gerätekonzepte entwickelt. Ein Schwerpunkt hierbei lag auf der Integration von Magnetresonanztomographen zur Tumorlokalisierung während der Bestrahlung. Dieser Ansatz bietet den Vorteil, auch während der Bestrahlung den Tumor lokalisieren zu können ohne den Patienten durch zusätzliche Röntgenaufnahmen belasten zu müssen. Zur Erlangung einer guten Bildqualität wird eine geschlossene Ringstruktur mit möglichst kleinem Durchmesser benötigt. Dies führt allerdings zu begrenzten Integrationsmöglichkeiten der Strahlerzeugungs- und -formungskomponenten, wodurch die Positionierungsflexibilität des Behandlungsstrahls stark eingeschränkt wird. Hinsichtlich des Aufbaus der Therapiegeräte können prinzipiell zwei unterschiedliche Grundkonzepte unterschieden werden: Während einerseits der Magnetresonanztomograph mit klassischen Linearbeschleunigern kombiniert werden kann [70][103][127], werden bei weiteren Systemen mehrere Strahlenquellen aus ^{60}Co -Radionuklide als Beta- bzw. Gammastrahler eingesetzt [66][77]. Vor allem bei den Systemen mit Linearbeschleuniger stellt die Beherrschung der hohen im Magnetfeld des Tomographen auf die beschleunigten Elektronen wirkende Lorentzkraft das größte Hemmnis für den Markteintritt dar. Nachteile der Systeme mit ^{60}Co -Quellen sind hingegen die geringe Dosisleistung sowie die diskreten, niedrigen Energiestufen (1,17 MeV bzw. 1,33 MeV).

Bei einem weiteren Forschungsansatz wird ein Strahlentherapiegerät mit mehreren Strahlerköpfen und integriertem Computertomographen zur Bildgebung vorgeschlagen.

Hierbei wird der von einem Linearbeschleuniger erzeugte Elektronenstrahl mittels Umlenkmagneten zu fünf über den Umfang der Ringstruktur verteilten Lamellenkollimatoren geführt. Vorteil dieses Aufbaus sind die kurzen Bestrahlungszeiten, da bereits kleine Rotationen die Bestrahlung aus allen für eine koplanare Bestrahlung erforderlichen Strahlrichtungen ermöglicht. [1] Als konzeptionelle Nachteile können die hohen Kosten für die zusätzlichen Lamellenkollimatoren, die aufwändige Strahlführung sowie die kinematischen Beschränkungen der Ringstruktur angesehen werden.

Die Analyse der unterschiedlichen Gerätekonzepte zeigt, dass bislang kein Systemansatz alle erforderlichen Eigenschaften aufweist, um das klassische Gantrydesign als vergleichsweise universelles Strahlentherapiegerät abzulösen. Vieles deutet darauf hin, dass bei der Entwicklung neuer Gerätekonzepte bislang insbesondere auf die umfassende Ausprägung einer oder weniger spezifischer Vorteile abgezielt wurde. Vor allem aufgrund der zumeist geringen Bewegungsflexibilität und der zum Teil stark reduzierten Strahlerzeugungs- und -formungsmöglichkeiten werden die Therapiegeräte dem universellen Anspruch der meisten Klinikbetreiber, die ein möglichst breites Applikations- bzw. Patientenspektrum mit einem Gerätetyp abdecken möchten, nicht gerecht. Um diesen Anspruch erfüllen zu können, sollte ein neu zu entwickelndes Gerät als Basisfunktionalitäten alle Applikationsoptionen eines Therapiegeräts in Gantrybauweise aufweisen. Dies erleichtert die Substitution alter Geräte und die Umstellung des klinischen Workflows auf das neue Therapiegerät. Neuartige Applikationen und Zusatzfunktionalitäten können im Weiteren sukzessive eingeführt werden. Dadurch kann die Akzeptanz des neuen Therapiegeräts bei den Klinikbetreibern und insbesondere auch bei den MTRAS und Medizinphysikern, die täglich am Gerät arbeiten bzw. Bestrahlungspläne dafür ausarbeiten, erhöht werden. Vor diesem Hintergrund wurde die Entwicklung eines effizienten Strahlentherapiegeräts, mit einer neuartigen, flexiblen kinematischen Struktur angestoßen, auf dem sowohl die etablierten Standardapplikationen als auch neue, zukunftsweisende Applikationen und Workflowfunktionen angeboten werden können.

3.2 Modulares, flexibles und universell einsetzbares Linearkinematikkonzept

Auf Basis der vorstehenden Analyse konnte mit dem Linearkinematikkonzept ein hochflexibles und gleichzeitig universell einsetzbares Therapiegerätedesign entwickelt werden. Aufbauend auf einer Beschreibung des Grundkonzepts sowie möglicher Konzeptvarianten des Linearkinematikgeräts wird im Folgenden auf den modularen Geräteaufbau, die mathematische Modellierung der Kinematik und den prototypisch realisierten Therapiegerätedemonstrator eingegangen. Zudem werden Möglichkeiten zur Integration eines leistungsfähigen Bildgebungssystems diskutiert.

3.2.1 Grundkonzept und Konzeptvarianten

Üblicherweise wird die Rotation des Strahlerkopfs um den Patienten durch eine einachsige Drehbewegung um das raumfixe Isozentrum realisiert. Beim Linearkinematikkonzept wird dieser Grundansatz nicht angewendet, sondern die Hauptrotation durch die kombinierte Ansteuerung zweier Linearachsen und einer Drehachse erreicht. Wie Bild

3.5 zeigt, wird mit den senkrecht zueinander stehenden Linearachsen (A1 und A2) eine große Bewegungsebene senkrecht zur Patientenlängsachse aufgespannt, in der die Strahlerkopfeinheit bzw. der Behandlungsstrahl frei positioniert und über die Drehachse (A3) orientiert werden kann. Mittels geeigneter Bewegungssteuerung kann in dieser koplanaren Bestrahlungsebene jede beliebige 2D-Pose eingestellt bzw. Trajektorie abgefahren werden. Die Integration eines herkömmlichen Lamellenkollimators mit Rotationsachse ermöglicht zusätzlich die variable Formung des Strahlquerschnitts sowie die Drehung dieses Querschnitts um die Strahlachse. Durch die Kombination der Linearkinematik mit einem herkömmlichen Patiententisch mit vertikaler Drehachse kann letztlich jede medizinisch relevante Grundstrahlrichtung eingestellt werden. Die Besonderheit des Linearkinematikkonzepts im Vergleich zu anderen bekannten Therapiegerätelösungen mit hoher Bewegungskomplexität ist, dass auch große, schwere und somit universell einsetzbare Strahlerzeugungs- und -formungskomponenten montierbar sind. Dies wird durch das Konzept einer kompakten, durchgängigen Strahlerkopfeinheit erreicht (vgl. Kapitel 3.2.3). Die beschriebene Grundkonfiguration des Linearkinematikgeräts sowie die im Weiteren beschriebenen Aufbauvarianten wurden zum Patent angemeldet (siehe hierzu [176], [177], [178] und [179]). Ergänzende Konstruktionsvarianten des kinematischen Aufbaus des Therapiegeräts sowie darauf angepasster Bildgebungssysteme sind in den Offenlegungsschriften [21], [22], [23] und [24] zu finden.

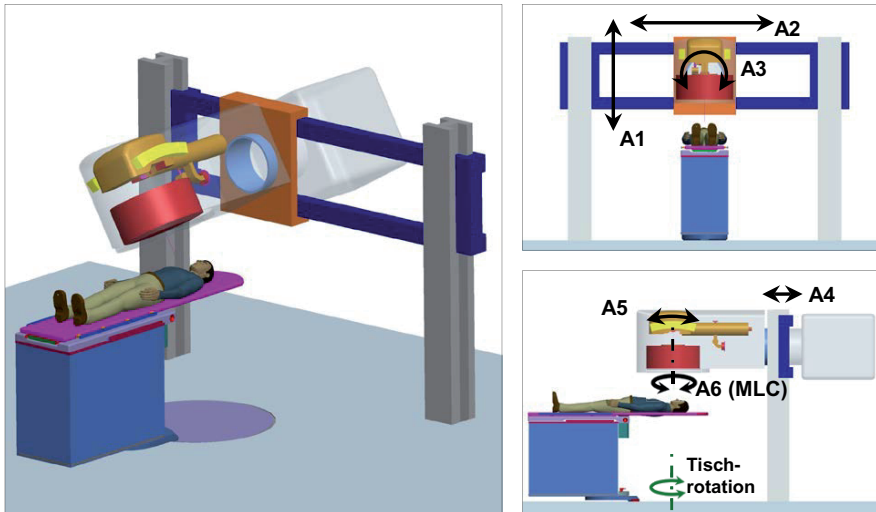


Bild 3.5: Beim Linearkinematikkonzept kann der Behandlungsstrahl mittels drei Hauptachsen (A1-A3), der Rotation des Lamellenkollimators (A6) und gegebenenfalls zwei weiteren Achsen (A4; A5) sehr flexibel relativ zum Patienten positioniert und orientiert werden.

Alternativ zu dem in Bild 3.5 dargestellten kinematischen Aufbau, bei der die erste Linearachse vertikal und die zweite horizontal ausgerichtet ist, kann auch ein Aufbau rea-

lisiert werden, bei dem die erste Achse horizontal und die zweite vertikal orientiert ist, siehe Bild 3.6. Die erste Variante hat den Vorteil, dass eine hohe Steifigkeit der Struktur erreicht werden kann, insbesondere wenn die vertikalen Träger fest mit dem Boden und der Decke verbunden werden. Zudem kann vergleichsweise einfach eine falsche Wand aus mitlaufenden Lamellenelementen zwischen den Trägern eingebracht werden. Dadurch reduziert sich einerseits der gegen Kollision mit Personen zu sichernde Bereich des Therapiegeräts auf den vorderen Teil der Strahlerkopfeinheit und andererseits sind technische Schleppketten, über die die Medienversorgung der Strahlerkopfeinheit auf der Rückseite des Geräts hergestellt werden kann, nicht mehr sichtbar. Die zweite Konstruktionsvariante zeichnet sich hingegen durch einen etwas einfacheren Aufbau und eine höhere Variabilität bezüglich der realisierbaren Länge der horizontalen Linearachse aus. Zudem ist es möglich die Vertikalachse sowie den an ihr angebrachten Schlitten so zu konstruieren, dass eine stark vereinfachte Vor-Ort-Montage der Strahlerkopfeinheit an das linearkinematische Positioniersystem erfolgen kann. Prinzipiell kann diese Aufbauvariante auch als deckengebundenes System realisiert werden.

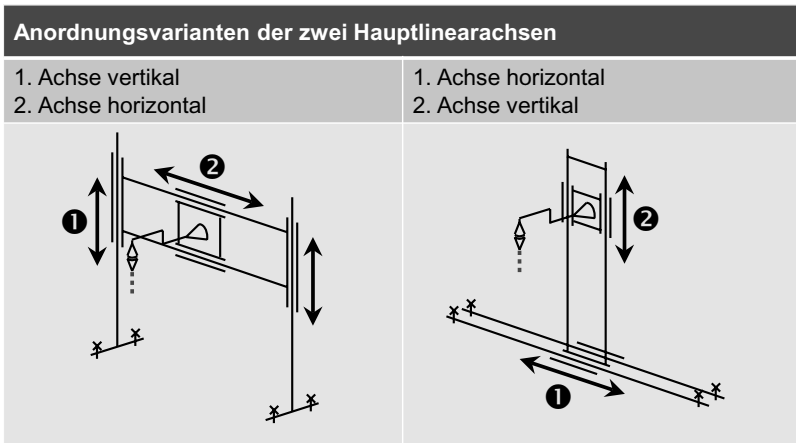


Bild 3.6: Abhängig von der Ausrichtung der ersten und zweiten Linearachse können unterschiedliche Grundaufbauten realisiert werden.

Auf Basis der beschriebenen kinematischen Grundaufbauten ist bereits ein bislang unerreicht breites Spektrum an Standardapplikationen sowie neuartigen Applikations- und Workflowoptionen realisierbar. Wird das Linearkinematikkonzept um zwei zusätzliche Achsen erweitert, kann die Bewegungsflexibilität weiter erhöht werden, so dass der Behandlungsstrahl nicht nur in der koplanaren Bestrahlungsebene sondern in allen sechs Freiheitsgraden positioniert und orientiert werden kann. Dadurch können weitere Funktionalitäten wie das Tumor Tracking sowie ein virtuelles Isozentrum, bei dem der Behandlungsstrahl auf ein variabel definierbares Isozentrum ausgerichtet wird, möglich. Die Darstellung in Bild 3.5 (rechts unten) zeigt exemplarisch einen solchen Aufbau. Hier kann zum einen die Strahlerkopfeinheit senkrecht zur koplanaren Bestrahlungsebene um einige Zentimeter vor und zurück bewegt werden (A4). Zum anderen kann der

Strahlerkopf und somit der Behandlungsstrahl aus der koplanaren Bestrahlungsebene um einige Winkelgrad heraus gekippt werden (A5). Grundsätzlich können die Zusatzachsen als sehr unterschiedliche Konstruktionen ausgeführt werden. In Bild 3.7 sind je zwei ausgewählte Varianten für die Linear- sowie die Rotationsachse am Beispiel des Grundaufbaus mit vertikaler erster Hauptachse dargestellt. Die Varianten sind prinzipiell jedoch auch mit dem Grundaufbau mit horizontaler erster Hauptachse kombinierbar.

Für die dritte Linearachse, die senkrecht zu den beiden Hauptachsen angeordnet wird, bietet sich an, diese entweder am Anfang der kinematischen Kette oder als dritte bzw. vierte Achse zu platzieren. Da bei der ersten Variante das ganze Therapiegerät senkrecht zur Schwerkraftrichtung bewegt wird, treten hier keine vom Stellweg abhängigen Momente auf, die von der mechanischen Struktur aufgenommen werden müssen. Dadurch können auch längere Verfahrenwege realisiert werden, beispielsweise um das Gerät nach Beendigung der vorbereitenden Tätigkeiten an den Patienten heran zu fahren bzw. nach der Bestrahlung wieder weg zu bewegen. So kann unter anderem die uneingeschränkte Zugänglichkeit zum Patienten gewährleistet werden. Bei der zweiten Variante wird die Strahlerkopfeinheit translatorisch relativ zum auf der zweiten Hauptlinnearachse geführten Schlitten positioniert. In dieser Ausführung sind lediglich vergleichsweise kleine Stellwege von ca. ± 100 mm ohne größere, positionsabhängige Deformationen des kinematischen Aufbaus umsetzbar. Aus Applikationssicht ist dieser Stellweg allerdings ausreichend. Zudem hat dieser Aufbau den Vorteil, dass bei geeigneter Verblendung der Strahlerkopfeinheit im praktischen Einsatz von dieser Achse keine gefährdenden Kollisionsbewegungen ausgehen.

Die in Bild 3.7 dargestellten alternativen Varianten für die zusätzliche Rotationsachse sind bezüglich der davon ausgehenden Kollisionsgefahr ebenfalls wenig kritisch, da die bewegten Komponenten größtenteils innerhalb der eingehausten Strahlerkopfeinheit liegen und lediglich kleine Winkelbereiche abgedeckt werden. In der Regel genügt bereits ein Rotationsbereich von $\pm 5^\circ$, um Änderungen der Tumororientierung ausgleichen zu können. Beide Anordnungsvarianten basieren auf dem Ansatz, dass die fest miteinander verbundenen Strahlerzeugungs- und -formungskomponenten innerhalb des Gehäuses der Strahlerkopfeinheit drehbar gelagert sind. Der Unterschied liegt allerdings in der Lage der Rotationsachse. Während einerseits die Bewegung entlang einer Bogenführung, deren Drehpunkt außerhalb der Strahlerkopfeinheit liegt, ausgeführt werden kann, ist andererseits auch eine technisch einfacher realisierbare Rotation um einen Aufhängungspunkt im Gehäuse der Strahlerkopfeinheit möglich. Der erste Ansatz bietet allerdings den Vorteil, dass eine Anpassung der Strahlorientierung möglich ist, ohne dass sich gleichzeitig die Strahlposition im Isozentrum ändert. Durch eine einachsige Bewegung kann also eine Änderung der Tumororientierung in der Rotationsebene ausgeglichen werden. Beim zweiten Lösungsansatz ist für eine reine Umoorientierung dagegen eine kombinierte Bewegung der Rotations- sowie der Linearachsen erforderlich, damit die Strahlposition sowie die relative Einstrahlrichtung in Bezug auf das Isozentrum konstant gehalten werden kann.

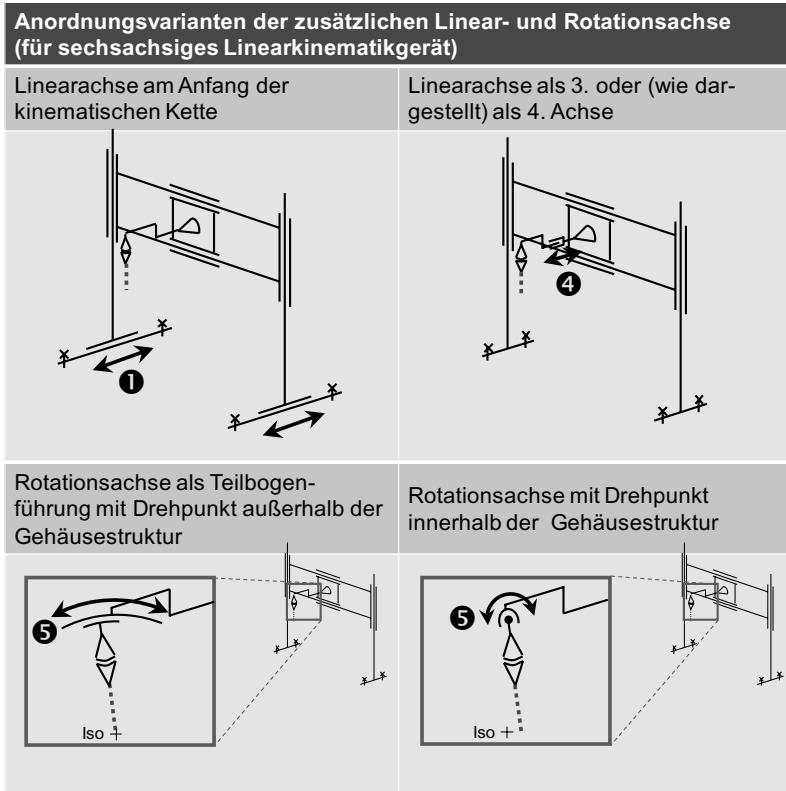


Bild 3.7: Durch je eine zusätzliche Linear- und Rotationsachse wird aus dem Linearkinematiksystem ein hochflexibles sechssachsiges Therapiegerät.

Besonders in der Ausführungsform mit sechs Freiheitsgraden verbindet das Linearkinematikdesign die Vorteile eines bezüglich Strahlerzeugung und -formung universellen Strahlentherapiegeräts mit der hohen Bewegungsverförmigkeit eines roboterbasierten Therapiegeräts. In Tabelle 3.3 sind die wichtigsten Applikations- und Workflowoptionen, die zusätzlich zu den bekannten Standardfunktionalitäten eines Therapiegeräts in Gantrybauweise realisierbar sind, aufgeföhrt. Die Übersicht zeigt vergleichend, ob für die jeweiligen Zusatzfunktionen ein Linearkinematikgerät mit vier Freiheitsgraden ausreicht oder ob ein Aufbau mit sechs Freiheitsgraden benötigt wird. In Kapitel 3.3 werden die aufgeföhrt Funktionen sowie die dadurch erzielbaren Verbesserungen der Behandlungsqualität und -effizienz näher beschrieben.

Tabelle 3.3: Zusätzlich zu den Standardapplikationen und Workflowoptionen kann mit einem Linearkinematikgerät eine Vielzahl weiterer, zum Teil einzigartiger Funktionalitäten realisiert werden.

| Neue Funktionalitäten für verbesserte Applikationen und effiziente Workflows | Vierachsiges Linearkinematikgerät (inkl. mlc-Rotation) | Sechssachsiges Linearkinematikgerät (inkl. mlc-Rotation) |
|--|--|--|
| Virtuelles Isozentrum | nur in koplanarer Bestrahlungsebene bzw. durch kombinierte Bewegung der Patientenliege möglich | ✓ |
| Tumor Tracking | | ✓ |
| Aneinandersetzen mehrerer Bestrahlungsfelder | | ✓ |
| Scanning Beam | | ✓ |
| Variable Source-Iso-center Distance (SID) | ✓ | ✓ |
| Ganzkörperbestrahlung in Translationstechnik | ✓ | ✓ |
| Kurze Positionierwege | ✓ | ✓ |
| Automatischer Komponentenwechsel | ✓ | ✓ |
| Individuelle Park- und Wechsellpositionen | ✓ | ✓ |
| Einfache Inbetriebnahme | ✓ | ✓ |

3.2.2 Mathematische Beschreibung der Kinematik

Um mehrachsige Bewegungssysteme, wie das Linearkinematikgerät, ansteuern zu können, muss der kinematische Aufbau mathematisch modelliert werden. In der Robotik hat sich hierfür die Denavit-Hartenberg-Transformation als Standardverfahren etabliert. [47] Vorteil dieses Verfahrens ist, dass die Transformation von einem Gelenkkoordinatensystem in das darauffolgende Gelenkkoordinatensystem einer kinematischen Kette standardisiert beschrieben werden kann. Hierfür müssen die Koordinatensysteme jedoch nach festen Konventionen definiert werden. So müssen die z-Achsen der Koordinatensysteme derart gelegt werden, dass sie entlang der Gelenkachse des darauffolgenden Gelenks orientiert sind. Weitere Regeln sowie Sonderfälle werden in [164] erläutert. Bei korrekter Festlegung der Koordinatensysteme können aufeinanderfolgende Koordinatensysteme mittels nachstehender allgemeingültiger Transformationsmatrix ineinander übergeführt werden:

$$T_{i-1,i} = \begin{pmatrix} \cos \vartheta_i & -\sin \vartheta_i \cos \alpha_i & \sin \vartheta_i \sin \alpha_i & a_i \cos \vartheta_i \\ \sin \vartheta_i & \cos \vartheta_i \cos \alpha_i & -\cos \vartheta_i \sin \alpha_i & a_i \sin \vartheta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.1)$$

Die vier hierfür benötigten Denavit-Hartenberg-Parameter (zwei Translationen und zwei Rotationen) sind wie folgt definiert:

- a_i ist der kürzeste Abstand zwischen den Gelenkachsen i und $i+1$
- α_i ist der Winkel zwischen der z_{i-1} -Achse und der z_i -Achse gemessen um die x_i -Achse
- d_i ist die Strecke, um die das Koordinatensystem i gegenüber dem Koordinatensystem $i-1$ entlang der z_i -Achse verschoben ist
- ϑ_i ist der Winkel zwischen der x_{i-1} -Achse und der x_i -Achse um die z_{i-1} -Achse

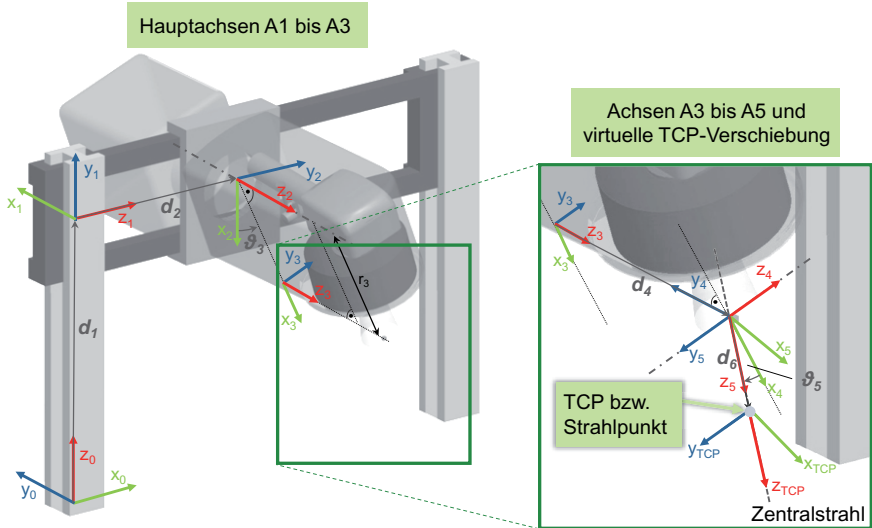


Bild 3.8: Beschreibung der Koordinatensysteme der Achsen und des TCPs des Linearkinematikgeräts nach Denavit-Hartenberg-Konvention

In Bild 3.8 sind die Achskoordinatensysteme des Linearkinematikgeräts nach Denavit-Hartenberg-Konventionen eingezeichnet. Aus dieser Darstellung können die in Tabelle 3.4 aufgeführten Denavit-Hartenberg-Parameter ermittelt werden. Die fett gedruckten Größen (d_i bzw. ϑ_i) repräsentieren hierbei jeweils die variablen Achsstellungen. Alle anderen Parameter sind feste Größen, die ausschließlich von der Konstruktion des Therapiegeräts abhängen. Eine Sonderstellung nimmt das letzte Glied der kinematischen Kette, das TCP-Koordinatensystem (TCP = Tool Center Point), ein. Hiermit wird eine virtuelle Translation des TCPs bzw. des Strahlpunkts entlang der Achse des Zentralstrahls beschrieben. Dadurch kann der Abstand zwischen Strahlaustrittspunkt und Isozentrum patientenindividuell variiert werden (nähere hierzu in Kapitel 3.3.2).

Tabelle 3.4: Denavit-Hartenberg-Parameter des Linearkinematikgeräts

| i | a_i | α_i | d_i | ϑ_i |
|-----|-------|------------|-------|---------------|
| 1 | 0 | $\pi/2$ | d_1 | $\pi/2$ |
| 2 | 0 | $\pi/2$ | d_2 | $-\pi/2$ |
| 3 | r_3 | 0 | 0 | ϑ_3 |
| 4 | 0 | $-\pi/2$ | d_4 | 0 |
| 5 | 0 | $-\pi/2$ | 0 | ϑ_5 |
| TCP | 0 | 0 | d_6 | 0 |

Durch Multiplikation der Transformationsmatrizen aller Gelenke sowie des TCPs

$$T_{0,TCP} = T_{0,1} \cdot T_{1,2} \cdot T_{2,3} \cdot T_{3,4} \cdot T_{4,5} \cdot T_{5,TCP} \quad (3.2)$$

kann das TCP-Koordinatensystem und somit die Strahlpose im Basiskoordinatensystem berechnet werden.

3.2.3 Modulare Gerätestruktur durch hochintegrierte Strahlerkopfeinheit

Die große Anzahl der mit dem Linearkinematikkonzept realisierbaren medizinischen Bestrahlungsapplikationen und Zusatzfunktionalitäten ist neben der hohen Bewegungskomplexität insbesondere auf die sehr gute Möglichkeit zur Integration schwerer, leistungsfähiger Komponenten zur Strahlerzeugung und -formung zurückzuführen. Einem geeigneten Packaging dieser Komponenten sowie der Führungs- und Antriebselemente der Bewegungsachsen kommt dabei ein hoher Stellenwert zu. Ein Ansatz der mehrere Vorteile bietet, ist die Integration aller Strahlerzeugungs- und -formungskomponenten in einer Strahlerkopfeinheit, siehe Bild 3.9. Der strukturelle Aufbau des Therapiegeräts kann dadurch in Grundmodule aufgeteilt werden, welche nicht nur mechanisch sondern größtenteils auch funktional abgrenzbar sind. Neben den Modulen ‚Patientenliege‘ und ‚Bildgebungssystem‘ kann die Struktur des Therapiegeräts in die ‚linearkinematische Positioniereinheit‘ zur Manipulation der Strahlerkopfeinheit und die ‚Strahlerkopfeinheit‘ selbst aufgeteilt werden. Dieser modulare Ansatz bietet Vorteile im Hinblick auf die Herstellung und die Nutzung der Therapiegeräte.

Sind einzelne Module defekt oder verschlissen, so können diese beim Linearkinematikgerät einzeln ausgetauscht werden. Bislang ist es üblich, dass bereits nach rund zehn Jahren, wenn die Lebensdauer der Strahlerzeugungskomponenten erreicht ist, das Strahlentherapiegerät komplett ersetzt wird. Da der mechanische Aufbau eines Strahlentherapiegeräts in der Regel aber eine längere Lebensdauer aufweist, ist es in einem solchen Fall sinnvoll, lediglich die Strahlerkopfeinheit auszutauschen. Ein Austausch von Modulen kann aber auch dann vorgenommen werden, wenn die Klinik das Gerät um neue Funktionalitäten erweitern möchte. Beispielsweise kann eine einfache Strahlerkopfeinheit durch eine Ausführung mit Zusatzachsen oder einem leistungsstärkeren Linearbeschleuniger ausgetauscht werden.

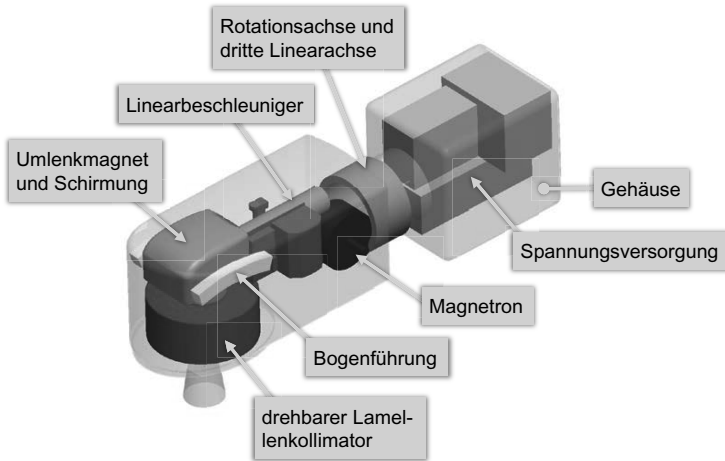


Bild 3.9: Strahlkopfereinheit mit schematischer Darstellung der wichtigsten Strahlerzeugungs- und -formungskomponenten sowie der integrierten Antriebsachsen

Die mit einem Linearkinematikgerät durchführbaren Bestrahlungsapplikationen werden maßgeblich durch den kinematischen Aufbau sowie die in der Strahlkopfereinheit verbauten Komponenten bestimmt. Bei der in Bild 3.9 dargestellten Ausführungsform sind wie beim prototypisch aufgebauten Linearkinematikdemonstrator (siehe Bild 4.13) alle im vorderen Teil verbauten Komponenten fest miteinander verbunden und entlang einer Bogenführung im Gehäuse um wenige Grad schwenkbar. Werden die für die Strahlerzeugung erforderlichen Komponenten auf beiden Seiten der durch die Linearachsen aufgespannten Bewegungsebene platziert, so entsteht zusätzlicher Bauraum auf der Rückseite des Therapiegeräts. Die darin montierten Komponenten wirken hierbei als Ausgleichsmasse zu dem schweren Strahlkopf und können durch den Lagerring der Hauptrotationsachse mit diesem elektrisch verbunden werden. Wird zudem bei der Auslegung des Therapiegeräts darauf geachtet, dass der Schwerpunkt der Strahlkopfereinheit möglichst genau mit der Drehachse des Lagerrings zusammenfällt, können torsionsbedingte Deformationen der Tragstruktur, wie sie bei Therapiegeräten in Gantrybauweise auftreten, vermieden werden. Unter Berücksichtigung dieser konstruktiven Randbedingungen ist es möglich, die nach vorne auskragende Länge der Strahlkopfereinheit so auszuführen, dass auch große Patienten mit Prostata Tumoren - welche anatomisch etwa in der Mitte des Körpers liegen - uneingeschränkt und ohne den Einsatz besonderer Lagerungshilfen behandelt werden können. Bei Geräten in Gantrybauweise ist das in der Regel nicht möglich. Um größere momenten- und torsionsbedingte Deformationen der kinematischen Struktur zu vermeiden, wird hier die freie Tiefe zumeist auf einen Wert von unter 1 m festgelegt, so dass große Patienten nur in bestrahlungstechnisch ungünstigen Lagerungshaltungen behandelt werden können.

Durch die konsequente Modularisierung des Therapiegeräteaufbaus ergeben sich vielfältige Möglichkeiten zur Reduktion des Fertigungs-, Prüf- und Inbetriebnahmeaufwands. Um diese Potentiale erschließen zu können, muss zur Mikrowellenerzeugung allerdings ein leistungsstarkes Magnetron anstatt des zumeist üblichen Klystrons zum Einsatz kommen. Magnetronen haben den Vorteil, dass sie im Gegensatz zu Klystronen während des Betriebs bewegt und daher in der Strahlerkopfeinheit montiert werden können [60]. Dadurch kann der fertigungstechnisch aufwändige Rotary Joint, der üblicherweise zur Überleitung der Hochfrequenzwellen zwischen zwei sich relativ zueinander bewegenden Teilen genutzt wird, entfallen. Die daraus resultierende verkürzte Hohlleiterstrecke zwischen Magnetron und Linearbeschleuniger erhöht zudem den Wirkungsgrad der Energieübertragung.

Ein weiterer Vorteil des modularen Aufbaus ist, dass die erforderlichen umfangreichen Tests zur Strahlmenge und -qualität bereits an der vormontierten Strahlerkopfeinheit durchgeführt werden können. Eine Inbetriebnahme des Gesamtgeräts beim Hersteller und die anschließende Demontage für den Transport sind somit nicht mehr zwingend erforderlich. Die Grundmodule können dadurch an verschiedenen Standorten oder sogar von unterschiedlichen Unternehmen hergestellt werden. Die Endmontage erfolgt dann erst vor Ort beim Kunden. Während bei der klassischen Gerätebauweise für die Montage der bis zu fünf Tonnen schweren Gantry am stationären Teil spezielle Hebezeuge benötigt werden, ist dies beim Linearkinematikkonzept nicht erforderlich. Ist die vertikale Linearachse des Positioniersystems in der tiefsten Stellung, so kann die Strahlerkopfeinheit in Bodenlage an den Schlitten montiert werden. Besonders einfach ist dies bei Linearkinematikgeräten mit horizontaler erster Achse und vertikaler zweiter Achse möglich. Hier kann, wie beim prototypisch aufgebauten Linearkinematikdemonstrator (siehe Bild 4.13), die Strahlerkopfeinheit als ein Teil direkt in das Positioniermodul eingehängt und befestigt werden. Wie bei allen Therapiegeräteaufbauten ist auch beim Linearkinematikgerät nach der Endmontage noch eine Justierung bzw. Kalibrierung der Gesamtkinematik erforderlich (vgl. Kapitel 4.4).

3.2.4 Prototypisch realisierter Linearkinematikdemonstrator

Zum Nachweis der mechatronischen Funktionen sowie zur Untersuchung der erzielbaren Positioniergenauigkeiten (vgl. Kapitel 4.4) wurde auf Basis des vorgestellten Linearkinematikkonzepts bei Siemens Healthcare am Standort Kemnath ein prototypischer Demonstrator aufgebaut, siehe Bild 3.10. Die Kinematik ist wie in Bild 3.5 beschrieben, jedoch mit horizontaler erster und vertikaler zweiter Achse, ausgeführt. Für die Bewegungssteuerung des Therapiegeräts wird eine numerische Steuerung des Typs Siemens SINUMERIK 840D eingesetzt, die Umrichter sind vom Typ Siemens SINAMICS S120. Mit Abmaßen von 4700 mm (Breite), 3600 mm (Tiefe) und 2900 mm (Höhe) ist das Gerät für die Integration in bestehende Standardbunker geeignet. Die Masse des mechanischen bzw. mechatronischen Demonstratoraufbaus beträgt ca. 3 Tonnen, die verbauten Strahlerzeugungs- und -formungskomponenten haben eine zusätzliche Masse von ca. 2 Tonnen.

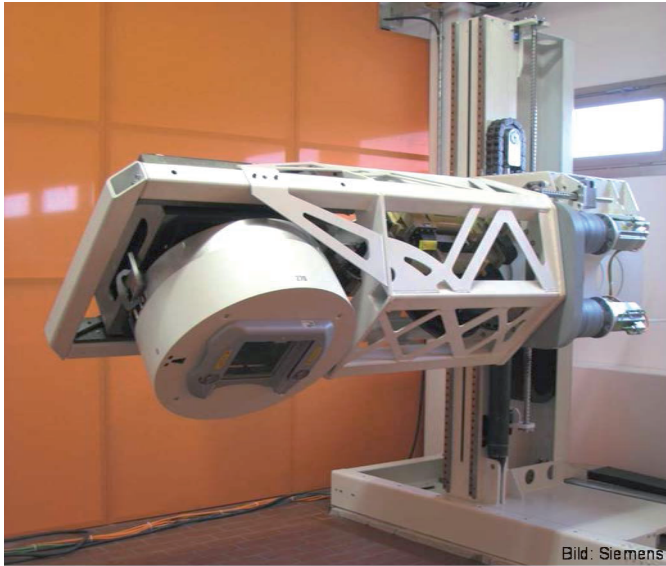


Bild 3.10: Prototypischer Linearkinematikdemonstrator mit sechs Freiheitsgraden

Tabelle 3.5: Technische Daten der Achsen des Linearkinematikdemonstrators

| Technische Daten | Achse 1 (linear) | Achse 2 (linear) | Achse 3 (rotatorisch) | Achse 4 (linear) | Achse 5 (rotatorisch) |
|----------------------------|--|--|--|--|--|
| max. Stellweg bzw. -winkel | 2820 mm | 1740 mm | $\pm 200^\circ$ | ± 100 mm | $\pm 5^\circ$ |
| Antrieb | Synchron-Servomotor 3 Nm | Synchron-Servomotor 3 Nm | 2 Synchron-Servomotoren 11 Nm | Synchron-Servomotor 3 Nm | Synchron-Servomotor 1,6 Nm |
| Getriebe | Schneckengetriebe $i=4,63:1$ | Schneckengetriebe $i=4,63:1$ | Planetengetriebe $i=63,2:1$; Stirnradgetriebe $i=7:1$ | Schneckengetriebe $i=4,63:1$ | Planetenrollengewindetrieb (linear); Steigung: 2,54 mm |
| Lagerung | Rollenschienenführung | Rollenschienenführung | Rollenlager | Rollenschienenführung | Kugelumlaufbogenführung |
| Absolutwertgeber | magnetische Abtastung; Auflösung 0,01 mm | magnetische Abtastung; Auflösung 0,01 mm | optische Abtastung; Multiturn-Auflösung: 12 Bit | magnetische Abtastung; Auflösung 0,01 mm | magnetische Abtastung; Auflösung 0,01 mm |

In Tabelle 3.5 sind zusammenfassend die wichtigsten technischen Daten der Achsen 1 bis 5 dargestellt. Eine Besonderheit weist die Konstruktion an der vertikalen Linearachse

se (Achse 2) auf. Zum Lastausgleich kommt hier ein Hubzylinder mit Stickstoffdruckspeicher zum Einsatz. Über eine umgelenkte Duplex-Rollenkette wird der Hub verdoppelt. Die Hauptrotation (Achse 3) wird über zwei synchron laufende Servomotoren realisiert, die mit einem definierten Drehmoment auf dem Zahnkranz gegeneinander verspannt sind. Durch diese Bauart kann Getriebeispiel bei Lastwechseln vermieden werden. Die Bewegung des Strahlerkopfs entlang der Bogenführung (Achse 5) erfolgt über die lineare Stellbewegung eines Planetenrollengewindetriebs. Die Linearisierung der Positionskennlinie erfolgt in der numerischen Steuerung.

3.2.5 Effektive und effiziente Bildgebungssysteme

Die genaue Lokalisierung der zu bestrahlenden Körperregionen stellt für den überwiegenden Teil der Applikationen in der modernen Strahlentherapie eine essentielle Voraussetzung dar. Um mit dem Linearkinematikgerät ein möglichst umfassendes Applikationsspektrum abdecken zu können, ist daher der Einsatz eines Bildgebungssystems am Strahlentherapiegerät, mit dem auch dreidimensionale Aufnahmen erstellt werden können, von zentraler Bedeutung. In der klinischen Anwendung zeigte sich, dass Röntgenbildgebung im kV-Bereich aufgrund des vergleichsweise guten Weichteilekontrasts sowie der guten Automatisierbarkeit der Bildaufnahme als universell einsetzbares Bildgebungsverfahren besonders geeignet ist. Hinsichtlich der Anbringung am Gerät werden bisher vor allem integrierte Systeme, bei denen die Bildgebungskomponenten am beweglichen Teil der Gantry angebracht sind, eingesetzt [85][97][105][135]. Insbesondere an Therapiegeräten zur stereotaktischen Behandlung werden teilweise auch Bildgebungssysteme, deren Komponenten fest im Bestrahlungsbunker installiert sind, genutzt [93][98]. Da mit diesen stationären Systemen keine dreidimensionalen Conebeam-CT-Aufnahmen möglich sind, ist diese Aufbauart für ein universelles Strahlentherapiegerät jedoch ungeeignet. Ein weiterer prinzipieller Ansatz besteht darin, ein flexibles, vom Strahlentherapiegerät unabhängiges Bildgebungssystem im Strahlenbunker zu installieren [170]. Bislang sind hierfür jedoch keine kinematischen Lösungen bekannt, die sowohl den hohen Anforderungen an die damit darstellbaren Bildgebungsoptionen sowie einen effizienten Workflow gerecht werden. [159][162]

Das Linearkinematikgerät ist mit Bildgebungssystemen kombinierbar, mit denen aufgrund der hohen Bewegungsflexibilität des Therapiegeräts neben den gängigen Bildgebungsoptionen auch neuartige Funktionalitäten realisierbar sind. Im Weiteren werden zwei ausgewählte kV-Bildgebungssysteme vorgestellt, die besonders dem Anspruch der Universalität sowie der Forderung nach einem effizienten Workflow gerecht werden. Bei der ersten integrierten Lösung sind alle Bildgebungskomponenten an der Strahlerkopfeinheit, also am beweglichen Teil des Therapiegeräts, angebracht. Bei der zweiten Lösung handelt es sich um ein teilintegriertes System, bei dem sich lediglich der Flachdetektor an der Strahlerkopfeinheit befindet, die Röntgenquelle hingegen wird über ein unabhängiges kinematisches System flexibel relativ zu diesem positioniert. Dieser innovative Ansatz weist insbesondere in Kombination mit bewegungsflexiblen Therapiegeräten vorteilhafte Eigenschaften auf. Um einen effizienten Workflow mit möglichst kurzen Positionierzeiten des kinematischen Systems zu erreichen, wurden beide Bildgebungs-

systeme so konzipiert, dass eine sogenannte Inline-Bildgebung möglich ist. Dabei wird der Flachdetektor über einen Mechanismus vor die Strahlaustrittsöffnung des Lamellenkollimators bewegt und die Röntgenquelle gegenüberliegend positioniert, so dass eine Röntgenaufnahme entlang der Achse des Behandlungsstrahls erstellt werden kann. Dies ermöglicht eine sehr gute Kontrolle der Tumorlage, da für die anschließende Bestrahlung in der Regel keine Positionierungsbewegung der Strahlerkopfeinheit mehr erforderlich ist und daher eine hohe Genauigkeit sowie ein schneller Ablauf gewährleistet werden kann.

Parkposition:

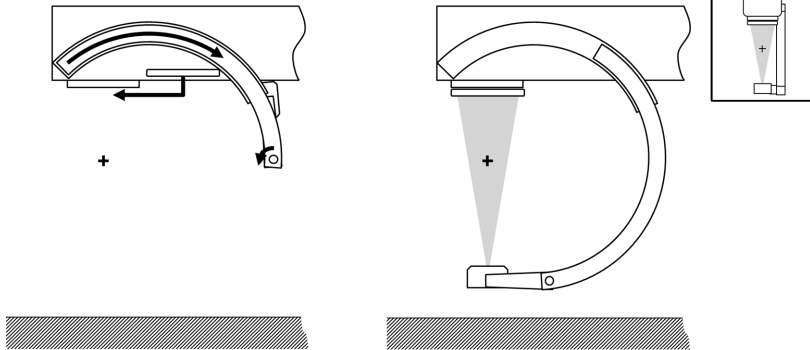


Bild 3.11: Integriertes Bildgebungssystem, bei dem die kV-Röntgenquelle mittels einer an der Strahlerkopfeinheit angebrachten C-Bogenkinematik gegenüber eines vor dem Strahlerkopf platzierbaren Detektors positioniert wird (Seitenansicht).

Bild 3.11 zeigt ein integriertes Bildgebungssystem, bei dem alle Komponenten kompakt an der Strahlerkopfeinheit angebracht werden. Ist eine Röntgenaufnahme erforderlich, so wird der Flachdetektor über einen Mechanismus vor die Strahlaustrittsöffnung des Lamellenkollimators bewegt und gleichzeitig die Röntgenquelle über eine zweiachsige Kinematik gegenüberliegend positioniert. Die Röntgenquelle ist an einem drehbar gelagerten Ausleger, der am Ende eines C-Bogenprofils montiert ist, angebracht. Dieses Profil kann entlang einer Bogenführung an der Außenseite der Strahlerkopfeinheit bewegt werden. Wird ein dreidimensionales Röntgenbild oder eine Aufnahme aus einer anderen Richtung benötigt, so kann das ausgefahrene Bildgebungssystem mittels der Hauptachsen der Linearkinematik um den Patienten bewegt werden. Für eine Cone-beam-CT-Aufnahme rotiert die Strahlerkopfeinheit wie bei einer koplanaren Bestrahlung auf einer Kreisbahn etwa eine halbe Umdrehung um den Patienten. Falls bei einem Patienten keine Röntgenaufnahmen erforderlich sind, kann das Bildgebungssystem in der Parkposition arretiert werden. Der kinematische Aufbau sowie weitere Aufbauvarianten wurden zum Patent angemeldet und werden in [22], [23] und [24] näher beschrieben.

Parkposition:

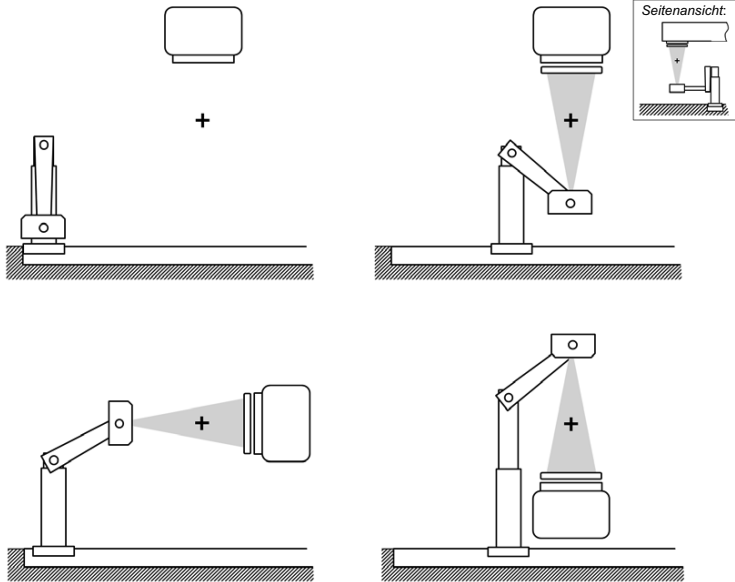


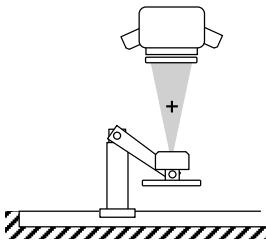
Bild 3.12: Teilintegriertes Bildgebungssystem, bei dem die Röntgenquelle mittels eines unabhängigen kinematischen Positioniersystems relativ zu einem an der Strahlerkopfseinheit angebrachten Detektor bewegt wird (Vorderansicht)

In Bild 3.12 sind unterschiedliche Bildgebungspositionen sowie die Parkposition eines teilintegrierten Röntgensystems dargestellt. Bei diesem Lösungskonzept wird die Röntgenquelle über ein serielles vierachsiges Kinematiksystem relativ zu einem an der Strahlerkopfseinheit angebrachten Flachdetektor statisch oder dynamisch positioniert. Die erste, im Boden eingelassene, Linearachse verläuft dabei parallel zur horizontalen Hauptachse der Linearkinematik. Zusätzlich zu der dazu senkrecht stehenden, vertikal orientierten Teleskopachse wird ein rotatorisch gelagerter Ausleger benötigt, um auch bei einer Rotation um den Patienten alle Bildgebungspositionen ohne Kollision mit der Strahlerkopfseinheit anfahren zu können. Mit der vierten, ebenfalls rotatorischen Achse wird die Röntgenquelle auf den Detektor ausgerichtet. Um für den Patienten kritische Quetschkanten zwischen dem Positioniersystem und der Patientenliege zu vermeiden, wird der kinematische Aufbau zur Positionierung der Röntgenquelle nicht in der Bestrahlungsebene sondern nach hinten, in Richtung der Bewegungsebene der Hauptlinearachsen des Therapiegeräts, versetzt angeordnet. Über einen horizontal auskragenden Arm am rotatorisch gelagerten Ausleger wird die Röntgenquelle in der Bestrahlungs- bzw. Bildgebungsebene positioniert (siehe Seitenansicht in Bild 3.12). Prinzipiell kann dieser Aufbau alternativ zur Bodenmontage auch als deckengebundenes System ausgeführt werden. Dadurch würde zwar der Montageaufwand steigen, da jedoch jegli-

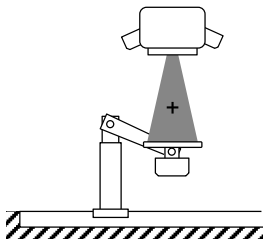
che Störkonturen am Boden entfallen, könnte die Zugänglichkeit zum Patienten weiter verbessert werden.

Neben dem Vorteil der Inline-Bildgebung zeichnen sich sowohl das beschriebene integrierte als auch das teilintegrierte Systemkonzept durch die im Vergleich zu den Bildgebungssystemen klassischer Strahlentherapiegeräte sehr flexible Positionierung aus. Die hohe Bewegungsflexibilität der Linearkinematik und der Bildgebungspositioniersysteme ermöglichen zusätzlich zu den herkömmlichen 2D-Röntgenbildern sowie den Cone-beam-CT-Aufnahmen weitere Bildgebungsoptionen. Beispielsweise können vor einer Ganzkörperbestrahlung in Translationstechnik, bei der die Patientenliege um 90° gedreht wird, (vergleiche Kapitel 3.3.3) erstmalig mehrere Röntgenbilder entlang der Patientenlängsachse aufgenommen werden. Auf Basis der Kenntnis der exakten Lage des Patienten kann bei der anschließenden Bestrahlung die Dosis den jeweiligen Körperregionen angepasst werden und somit die Strahlenbelastung des Patienten gesenkt werden.

kV-Bildgebung:



MV-Bildgebung:



kV- Bildgebung
mit zwei Röntgenquellen:

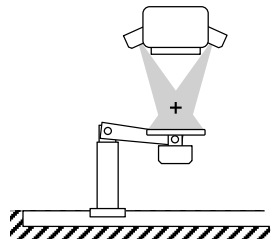


Bild 3.13: Das Beispiel der teilintegrierten Bildgebungslösung zeigt, dass durch die Integration eines zusätzlichen Detektors sowie zweier Röntgenquellen weitere Bildgebungsoptionen realisierbar sind (Vorderansicht).

Durch Erweiterung der Systeme um einen Detektor am Positioniersystem bzw. zusätzliche Röntgenquellen an der Strahlerkopfeinheit sind weitere Bildgebungsoptionen realisierbar. In Bild 3.13 sind am Beispiel der teilintegrierten Lösung die dadurch erzielbaren Aufnahmeoptionen dargestellt. Neben der kV-Bildgebung ist durch Drehung des, ebenfalls an der letzten Achse des Bildgebungspositioniersystems montierbaren, Detektors in den Behandlungsstrahl eine MV-Bildgebung möglich. Dadurch kann vor bzw. während der Behandlung die Stellung der Kollimatorlamellen sowie die Ausrichtung des Behandlungsstrahls auf das Zielvolumen präzise kontrolliert werden. Wie bei der kV-Bildgebung können auch mit der MV-Bildgebung Conebeam-CT-Aufnahmen gemacht werden. Werden eine oder mehrere Röntgenquellen in geeigneter Weise an der Strahlerkopfeinheit montiert, kann der zusätzliche, flexibel positionierbare Detektor auch für kV-Aufnahmen eingesetzt werden. Die in Bild 3.13 (rechts) dargestellte Anordnung ist insbesondere zur schnellen dreidimensionalen Lokalisierung geeignet. Ähnlich wie bei bereits bekannten Bildgebungslösungen [59][93][98] genügen zwei nahezu senkrecht zu-

einander orientierte Röntgenbilder, um die für das Tumor Tracking erforderlichen Positionsdaten des Zielvolumens zu erhalten.

Prinzipiell sind die beschriebenen zusätzlichen Bildgebungsoptionen auch mit einer integrierten Lösung realisierbar. Der Aufwand zur Realisierung eines geeigneten Aufbaus, bei dem die Komponenten ohne Einschränkungen des Workflows positioniert und geparkt werden können, steigt hier allerdings mit der Anzahl an Detektoren und Röntgenquellen besonders stark an. Eine Alternative zur festen Montage aller Komponenten an der Strahlerkopfeinheit bzw. an der zusätzlichen Positioniereinheit stellt in diesem Zusammenhang ein Wechselsystem dar. So können Detektoren und Röntgenquellen, an denen geeignete Adapter angebracht sind, in einer Wechselstation am Rande des Arbeitsraums des Linearkinematikgeräts aufgenommen und abgelegt werden. Aus Sicht der Betreiber der Therapiegeräte erhöht sich mit einem derartigen System die Flexibilität, durch Nachrüsten der Anlage, auf neue Applikationen und sich verändernde Patientenkollektive reagieren zu können.

Tabelle 3.6: Vor- und Nachteile eines vollintegrierten Bildgebungssystems im Vergleich zu einer teilintegrierten Lösung mit zusätzlichem kinematischem System

| | Integriertes Bildgebungssystem | Teilintegriertes Bildgebungssystem |
|------------------|---|---|
| Vorteile | <ul style="list-style-type: none"> • Einfacher konstruktiver Aufbau • Vergleichsweise niedriger Entwicklungsaufwand | <ul style="list-style-type: none"> • Von der Linearkinematik unabhängige Positionierung möglich • Kaum Zusatzmassen an Strahlerkopfeinheit erforderlich • U. U. Zusatzfunktionalitäten realisierbar |
| Nachteile | <ul style="list-style-type: none"> • Steife Konstruktion erforderlich • Zusatzmasse und -volumen des gesamten Bildgebungssystems wird mit Strahlerkopfeinheit mitbewegt | <ul style="list-style-type: none"> • Zusätzliches mehrachsiges kinematisches System erforderlich • Hoher Steuerungsaufwand • Hoher Kalibrierungs- oder Positionsregelungsaufwand • Zusätzliche Störkonturen am Boden (bei Bodenmontage) |

Die Vorteile und Nachteile der beschriebenen kinematischen Lösungsansätze werden in Tabelle 3.6 zusammengefasst. Die aufgeführten Aspekte gelten allgemein für integrierte und teilintegrierte Bildgebungslösungen, aber auch im Speziellen für die zwei näher erläuterten Systemkonzepte. In der Regel zeichnen sich die integrierten Bildgebungskonzepte durch einen vergleichsweise einfachen konstruktiven Aufbau und somit einen geringeren Entwicklungsaufwand aus. Da die Bildgebungskomponenten direkt mit der Gerätekinematik gekoppelt und somit mitbewegt werden, muss lediglich das Positionieren der Komponenten in der Park- bzw. Aufnahmeposition kinematisch gelöst werden. Dies bedingt allerdings eine steife Konstruktion, weil im Betrieb auftretende Deformationen des Bildgebungspositioniersystems zu unerwünschten Relativbewegungen zwischen der Röntgenquelle und dem Detektor führen, die zumeist nicht kinematisch kompensiert

werden können. Bei teilintegrierten Systemen hingegen können systematische Positionsabweichungen, welche sich negativ auf die Bildgebungsqualität auswirken, größtenteils durch steuerungstechnische Kompensation ausgeglichen werden. Der erforderliche Steuerungs- und Kalibrierungsaufwand hierfür ist allerdings vergleichsweise hoch. Ein weiterer Vorteil dieses Ansatzes ist zudem, dass die Röntgenquelle unabhängig von der Linearkinematik positioniert werden kann. So können neue Funktionalitäten wie z. B. ein variabler Abstand zwischen Röntgenquelle und Detektor realisiert werden, wodurch eine gezielte Anpassung des Abbildungsverhältnisses an die jeweiligen Erfordernisse möglich wird.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass das Linearkinematikgerät sehr gut mit universellen und flexiblen Bildgebungssystemen ausrüstbar ist. Alle gängigen, an universellen Strahlentherapiegeräten verfügbaren, röntgenbasierten Aufnahmeoptionen sind auch mit dem neuartigen Kinematikaufbau kombinierbar. Die sehr gute Modularisierbarkeit des Linearkinematikkonzepts ermöglicht dabei einfache um- bzw. nachrüstbare Systemansätze, so dass eine hohe Flexibilität hinsichtlich des Funktionsumfangs des Bildgebungssystems erreicht werden kann. Durch diese gute Anpassbarkeit des Therapiegeräts an sich verändernde medizinische und klinikspezifische Randbedingungen wird die universelle Einsetzbarkeit der Gerätebauform zusätzlich verstärkt. Eventuell zu einem späteren Zeitpunkt erforderliche Bildgebungsoptionen müssen nicht bereits bei der Beschaffung des Therapiegeräts erworben werden, sondern können im Bedarfsfall auf dem aktuellen technologischen Stand nachgerüstet werden.

3.3 Verbesserte Abläufe und medizinische Applikationen durch das Linearkinematikkonzept

Die hohe Bewegungsflexibilität des Linearkinematikgeräts und die Möglichkeit zur Integration leistungsfähiger Strahlerzeugungs- und -formungskomponenten eröffnen große Potentiale für Verbesserungen in der Strahlentherapie. Durch neuartige Applikationen und Workflowfunktionen können hocheffiziente Behandlungen sowie eine Steigerung der Behandlungsqualität erreicht werden. In diesem Kapitel werden software- bzw. steuerungstechnisch realisierbare Zusatzfunktionalitäten für das Linearkinematikgerät beschrieben, die über die Funktionalitäten eines Geräts mit Standardgantry hinausgehen.

3.3.1 Erweiterte Applikationsmöglichkeiten durch virtuelles Isozentrum

Mit modernen Röntgenbildgebungsverfahren [93][98] oder speziellen Lokalisierungssystemen, wie dem auf implantierbaren, elektromagnetischen Transpondern basierenden Calypso System [68], ist es mittlerweile bei vielen Behandlungsfällen möglich, die Position des Tumors in Echtzeit zu bestimmen und zusätzlich Informationen über die aktuelle Form und Orientierung des Tumors zu erfassen. Bislang wird die hierbei ermittelte Abweichung zwischen der Istpose und der Sollpose des Tumors zumeist mittels einer speziellen sechssachsigen Patientenliege ausgeglichen, so dass der Tumor möglichst exakt im raumfesten Isozentrum, auf das der Behandlungsstrahl ausgerichtet ist, platziert bleibt. Neben Übelkeit beim Patienten können die hierfür erforderlichen Bewegun-

gen allerdings vor allem bei Schiefstellungen der Patientenliege zu Verlagerungen der inneren Organe und somit zu einer ungenauen Tumorpositionierung führen. Aus diesen Gründen ist es erstrebenswert, die Poseabweichungen nicht durch Manipulation des Patienten sondern über die Freiheitsgrade der Therapiegerätekinematik auszugleichen.

Die Abweichungen des Tumors von der Sollage nach der Grobpositionierung des Patienten während des Setups liegen in der Regel lediglich im Bereich von wenigen Zentimetern bzw. Winkelgraden und können daher mit einem sechsachsigen Linearkinematikgerät kompensiert werden. Letztlich wird also der Patient bzw. Tumor nicht mehr in das raumfeste Isozentrum bewegt, sondern ein temporäres virtuelles Isozentrumskoordinatensystem, auf Basis der vorherigen Lokalisierung, im Tumor definiert. Alle geplanten Bestrahlungsposen werden somit von der Linearkinematik relativ zu diesem virtuellen Isozentrum angefahren. Dadurch wird ein effizientes, weitgehend automatisches und bezüglich der Tumorlokalisierung bzw. Strahlausrichtung hochgenaues Setup des Patienten erzielt. Bild 3.14 zeigt beispielhaft zwei Posen einer koplanaren Bestrahlung mittels des Linearkinematikgeräts, bei der die Positions- und Orientierungsabweichung des Tumors ausgeglichen werden. Da durch diese Vorgehensweise Tumorverlagerungen aufgrund von Patientenbewegungen nicht mehr auftreten, kann die Bestrahlungsgenauigkeit verbessert werden. Zudem können einige Sekunden, die zur Repositionierung und Lagekontrolle der Patientenliege erforderlich wären, im zeitkritischen Pfad des Workflows eingespart werden.

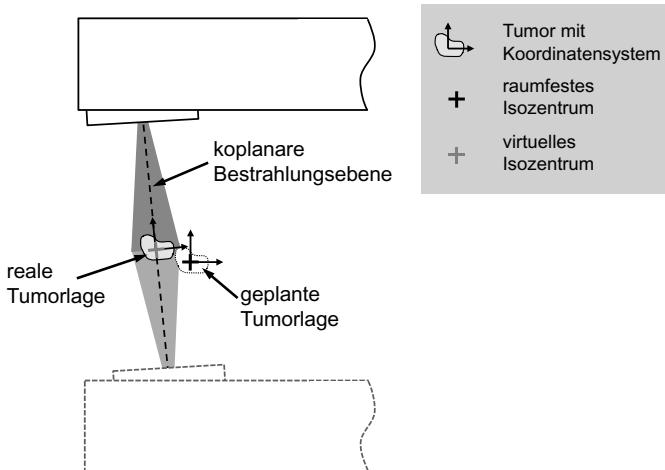


Bild 3.14: Statische und dynamische Tumorverlagerungen können in allen sechs Freiheitsgraden durch das Linearkinematiksystem ausgeglichen werden, ohne dass der Patient bewegt werden muss (Seitenansicht).

Eine besondere Herausforderung in der Strahlentherapie ist die genaue Bestrahlung von sich bewegendenden Tumoren. Vor allem im Brustbereich, wo sich atmungsinduzierte Organbewegungen von mehreren Zentimetern und einigen Winkelgraden ergeben können, ist daher die kontinuierliche Bestimmung der aktuellen Tumorposition wichtig. Mo-

derne Trackingsysteme erlauben die kontinuierliche Bestimmung der aktuellen Position des Tumors und lassen auch Rückschlüsse auf dessen Orientierung zu [3]. Wird nun das virtuelle Isozentrum mit dem Zielvolumen bewegt, so kann die Position und, falls medizinisch relevant, auch die Orientierung des Linearkinematikgeräts dynamisch nachgeführt werden. Moderne Roboter- bzw. NC-Steuerungen mit Interpolationstakten von wenigen Millisekunden bieten Funktionalitäten zur Realisierung einer entsprechenden Bewegungskompensation in Echtzeit.

Die freie Positionierbarkeit des Behandlungsstrahls kann auch bei Tumoren, die größer als die maximale Ausdehnung des Bestrahlungsfelds sind, genutzt werden. Beispielfhaft kann hier die Behandlung von länglichen Wirbelsäulentumoren genannt werden. In einem solchen Fall können mehrere Bestrahlungsfelder definiert werden, die jeweils zueinander versetzt angeordnet sind und direkt aneinander grenzen. Da der Behandlungsstrahl divergiert, würden bei einem rein translatorischen Versatz Überlappungsbereiche zwischen zwei nebeneinander liegenden Feldern entstehen, welche zu unerwünschten Dosisüberhöhungen, sogenannten Hot Spots, führen [134]. Mittels des Linearkinematikgeräts kann die Strahlenquelle so repositioniert werden, dass die Felder ohne Überlappungen direkt aneinander grenzen und somit eine homogenere Dosisverteilung im Gewebe erreicht werden kann, Bild 3.15 (links). Der flexible kinematische Aufbau ermöglicht prinzipiell das Aneinandersetzen von Bestrahlungsfeldern in allen Raumrichtungen.

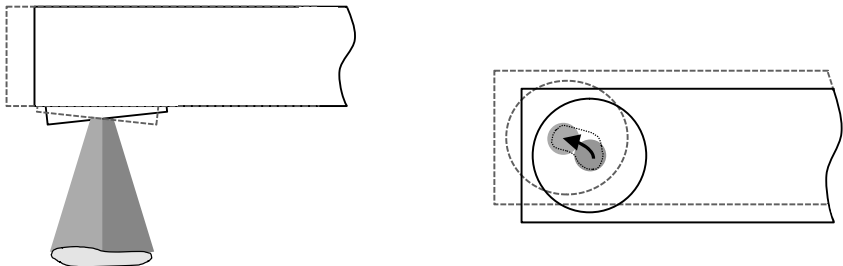


Bild 3.15: Mit einem Linearkinematikgerät können Tumore durch Aneinandersetzen statischer Bestrahlungsfelder (links; Seitenansicht) oder durch dynamisches „Ausmalen“ mittels des Zentralstrahls (rechts; Sicht entgegen Strahlrichtung) bestrahlt werden.

Alternativ zu dem beschriebenen Verfahren mit mehreren statischen Feldern kann die Bestrahlung des Zielvolumens auch durch ein Abfahren des Tumors mittels der Bewegungsachsen des Linearkinematikgeräts bei aktiviertem Strahl erfolgen, siehe Bild 3.15 (rechts). Diese in ähnlicher Form in der Ionentherapie eingesetzte Methode weist ebenso in der Strahlentherapie Vorteile auf. Insbesondere können kürzere Bestrahlungszeiten durch höhere Dosisleistungen im Vergleich zu konventionellen Verfahren erreicht werden. Paradoxerweise gelingt dies dadurch, dass die Größe des Bestrahlungsfelds auf den Bereich um den Zentralstrahl reduziert wird. Da hier die Dosisleistung besonders hoch und vergleichsweise konstant über den Querschnitt verteilt ist, kann der Flat-tening Filter, der einen Großteil der Strahlung abfängt, entfernt werden. Dies führt zu

einer zusätzlichen Steigerung der Dosisleistung in diesem Bereich. In [119] und [90] wurde für zwei unterschiedliche Linearbeschleuniger durch Messung bzw. Simulation eine maximal erreichbare Erhöhung der Dosisleistung um die Faktoren 2,75 bzw. 4,25 nachgewiesen. Die hochflexible Linearkinematik eignet sich hierbei in besonderem Maße, um die erzielbaren Effizienzpotentiale erschließen zu können. Die effiziente Bestrahlung durch Nutzung des Zentralstrahls kann insbesondere auch bei der Behandlung der weiblichen Brust, einer sehr häufig auftretenden Bestrahlungsindikation, eingesetzt werden. Aufgrund kinematischer Beschränkungen der klassischen Therapiegeräte kann hier bislang lediglich der Randstrahl verwendet werden, woraus unnötig lange Bestrahlungszeiten resultieren. Ein weiterer prinzipieller Vorteil, der mittels des Linearkinematikgeräts erzielt werden kann, ist die kombinierte Anpassung der Einstrahlrichtung und des Strahlquerschnitts mittels des Lamellenkollimators. Nach [12] kann dadurch eine besonders zeiteffiziente Form der intensitätsmodulierten Strahlentherapie realisiert werden.

3.3.2 Variabler Abstand zwischen Strahlaustrittspunkt und dem Isozentrum

Bei den etablierten Strahlentherapiegeräten rotiert die Strahlenquelle in einem festen Abstand, der sogenannten Source-Isocenter Distance (SID), um das Isozentrum. Bei Therapiegeräten in Gantrybauweise beträgt dieser Wert in der Regel 1 m. Da für den Fall einer homogenen Dosisverteilung über den Strahlquerschnitt die applizierbare Dosisleistung pro Fläche mit dem Abstand der Strahlenquelle zum Zielvolumen quadratisch abnimmt, kann durch kleinere SID-Werte die in das zu bestrahlende Gewebe einbringbare Dosisleistung erhöht und folglich die reine Bestrahlungsdauer des Patienten verkürzt werden. Gleichzeitig hat dies eine entsprechende Reduktion des Energieverbrauchs des Strahlentherapiegeräts zur Folge. Bei Tomotherapy (SID = 0,85 m) und Cyberknife (SID = 0,8 m) wird auf diese Weise die komponentenbedingt sehr niedrige Gesamtdosisleistung der Linearbeschleuniger besser genutzt. Auch mit dem Linearkinematiksystem kann dieser Effizienzeffekt flexibel realisiert werden, da die beschreibbaren Kreisradien steuerungstechnisch beliebig einstellbar und lediglich durch den Arbeitsraum begrenzt sind. So können bei normalgewichtigen Patienten durch Reduktion des SID-Werts kürzere Behandlungszeiten erreicht werden, siehe Bild 3.16.

Weitere Vorteile bieten sich im Bereich der Elektronenbestrahlungen, die vor allem für oberflächennahe Tumore eingesetzt wird. Da hierbei die beschleunigten Elektronen direkt zur Gewebebestrahlung verwendet werden und diese an der Luft sehr stark streuen, werden sogenannte Tuben eingesetzt, durch die eine ungehinderte Ausbreitung der hochenergetischen Strahlung vermieden wird. Da die Anzahl der Elektronen, die das zu bestrahlende Gewebe erreicht, stark von der Länge des verwendeten Tubus abhängt, ist vor dem Hintergrund der erzielbaren Zeitersparnis auch hier ein reduzierter und variabel einstellbarer Abstand der Strahlenquelle zum Patienten sinnvoll. Zudem ist es aus Sicht eines effizienten Workflows zumeist vorteilhaft, mit dem Linearkinematiksystem eine radiale Zustellbewegung auszuführen, um den am Strahlerkopf montierten Tubus auf den Körper des Patienten aufzusetzen.

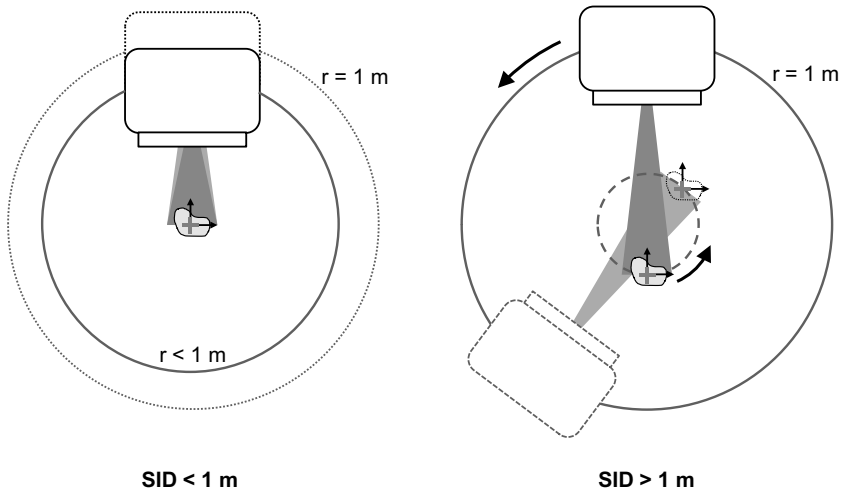


Bild 3.16: Durch Verringerung (links) bzw. Vergrößerung (rechts) des Abstands zwischen Strahlenquelle und Isozentrum (SID) kann die applizierbare Dosisleistung sowie der Strahlquerschnitt patientenindividuell angepasst werden (Vorderansicht)

Neben der Reduktion des Abstands zwischen Strahlenquelle und Isozentrum kann in Einzelfällen auch die Vergrößerung dieses Abstands sinnvoll sein. Allerdings ist der maximal beschreibbare Kreisradius des Strahlaustrittspunkts in der Regel aufgrund der konstruktiven Randbedingungen für das Design des Strahlerkopfs sowie der üblichen Bunkerhöhen von etwa 3 m auf rund 1 m beschränkt. Wird das im Tumor platzierte virtuelle Isozentrum über die Achsen der Patientenliege so manipuliert, dass es eine Kreisbahn beschreibt und der eingestellte Winkel um 180° zum Rotationswinkel des Strahlerkopfs versetzt ist, können jedoch auch SID-Werte größer 1 m eingestellt werden, siehe Bild 3.16.

Diese Vorgehensweise kann beispielsweise bei adipösen Patienten mit außenliegenden Tumoren genutzt werden, bei denen der Strahlerkopf während der Rotation mit dem Patienten kollidieren würde. Im Gegensatz zur Behandlung mittels eines Standardgeräts kann hier die Bestrahlung aus allen auf dem Kreisumfang liegenden Richtungen erfolgen. Ein weiterer möglicher Anwendungsfall ist die Bestrahlung besonders großer Tumore, deren projizierte Querschnittsfläche vom Lamellenkollimator nicht mehr abgedeckt werden kann. Mit größeren Abständen zwischen Strahlenquelle und Isozentrum geht eine quadratische Vergrößerung der mittels eines statischen Felds bestrahlbaren maximalen Tumorfläche einher. Da soweit möglich eine Patientenbewegung vermieden werden sollte, kann alternativ auch eine Behandlung durch die sequentielle Bestrahlung mehrerer kleiner, nebeneinander angeordneter Felder sinnvoll sein. Der Versatz zwischen den Feldern wird hierbei über die Achsen des Linearkinematikgeräts eingestellt.

3.3.3 Ganzkörperbestrahlung in Translationstechnik

Bei manchen Formen des Blutkrebses ist, um ein Wiederausbrechen der Erkrankung zu verhindern, zusätzlich zur Chemotherapie eine Ganzkörperbestrahlung erforderlich. Es gibt verschiedene Methoden, um diese Bestrahlungen durchzuführen. Eine oftmals angewendete Applikation ist die sogenannte Pendeltechnik, bei der der Patient auf dem Boden des Strahlenbunkers liegt und der rotatorisch gelagerte Strahlerkopf führt mit aktiviertem Behandlungsstrahl eine Pendelbewegung aus, siehe Bild 3.17 (links). Bei anderen Techniken wird der Patient in großer Entfernung zur Strahlenquelle stehend, sitzend oder liegend platziert, so dass das Bestrahlungsfeld den gesamten Körper abdeckt. Untersuchungen zeigen allerdings, dass durch die sogenannte Translationstechnik, bei der der Patient auf einem Schlitten entlang des Bodens durch den nach unten orientierten Strahl gezogen wird, die gleichmäßigste Dosisverteilung im Körper erreicht werden kann. Außerdem können mit diesem Verfahren strahlenempfindliche Gewebe besser vor einer zu hohen Strahlenbelastung geschützt werden. [124][133] Die aufwändige Bestrahlungsplanung, der zeitintensive Auf- und Abbau des Patientenschlittens sowie die zusätzlich erforderlichen Investitionskosten machen diese Bestrahlungstechnik für den Betreiber der Strahlentherapieanlagen jedoch eher unattraktiv. Dies führt dazu, dass sie von vielen Kliniken nicht angeboten wird.

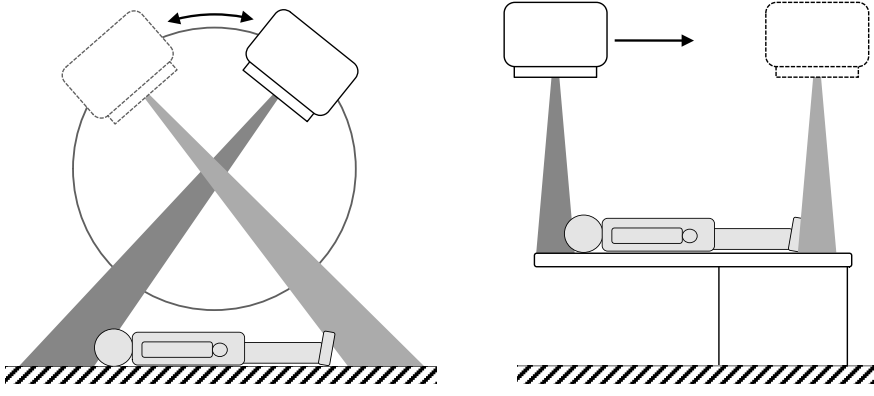


Bild 3.17: Im Vergleich zu der herkömmlichen Pendeltechnik (links) bietet die Ganzkörperbestrahlung in Translationstechnik mit dem Linearkinematikgerät (rechts) eine homogenere Dosisverteilung und einen effizienteren Workflow (Vorderansicht)

Mit dem Linearkinematikgerät kann eine zeiteffiziente und bezüglich der Bestrahlungsqualität optimierbare Ganzkörperbestrahlung in Translationstechnik realisiert werden. Hierzu wird nach dem Standardsetup des Patienten die Patientenliege um 90° gedreht, so dass sie parallel zur horizontalen Linearachse des Geräts ausgerichtet ist. Anschließend kann der Strahlerkopf, wie in Bild 3.17 (rechts) dargestellt, die translatorische Bestrahlungsbewegung relativ zum Patienten ausführen. Da das Standardsetup keiner speziellen Abläufe bedarf und auch kein Umbau für den Patientenschlitten erforderlich

ist, können die Nebenzeiten gegenüber herkömmlichen Bestrahlungsapplikationen um mehrere Minuten reduziert werden. Zudem kann der Abstand der Strahlenquelle zum Patienten so eingestellt werden, dass die Feldgröße bestmöglich die Körperbreite des Patienten abdeckt. Dadurch ist eine maximale Ausnutzung der erzeugten Strahlung und somit eine verkürzte Bestrahlungszeit erreichbar. Neben der Ganzkörperbestrahlung mit Photonen kann das beschriebene Verfahren auch zur Ganzkörperbestrahlung mit Elektronen verwendet werden, welche zur großflächigen Behandlung der Haut eingesetzt wird.

Mittels einer intensitätsmodulierten Bestrahlung durch Variation der Translationsgeschwindigkeit des Strahlerkopfs kann eine weitere Verbesserung der Bestrahlungsqualität erreicht werden, da angepasste Gesamtbestrahlungszeiten der einzelnen Körperteile zu einer homogenen Dosisverteilung führen [138]. Um allerdings eine geeignete Geschwindigkeitsmodulation ausführen zu können, muss die aktuelle Position des Patienten bekannt sein. Diese Lokalisierung der sitzenden oder am Boden liegenden Personen ist bei klassischen Verfahren nicht oder nur aufwändig möglich. Mit dem Linearkinematiksystem hingegen können mehrere translatorisch versetzte Aufnahmen zur Bestimmung der Lage des Patienten genutzt werden. Auf Basis angepasster Planungsmethoden ist nach einer exakten Lokalisierung prinzipiell auch eine Intensitätsmodulierung bzw. Abschirmung strahlenempfindlicher Gewebe über eine dynamische Verstellung des Lamellenkollimators während der Bestrahlung realisierbar.

3.3.4 Reduzierte Positionierzeiten durch Ausnutzung des Bewegungsraums

Neben neuartigen Bestrahlungsapplikationen ermöglicht der große Bewegungsraum der Linearkinematik Effizienzsteigerungen des Workflows durch die Reduktion von Positionierzeiten. Beispielsweise kann durch eine entsprechende Steuerungsfunktion ein vollautomatisches An- und Abdocken von Zusatzkomponenten am Strahlerkopf realisiert werden. Werden die Komponenten wie bei einem Werkzeugwechselsystem mit Wechselflanschen versehen und in einem Magazin im Randbereich des Arbeitsraums bereitgehalten, so kann die Linearkinematik vorprogrammierte Positionen anfahren und die jeweiligen Komponenten aufnehmen bzw. ablegen. Insbesondere bei den Mikro-Lamellenkollimatoren, die zur präzisen Strahlformung bei stereotaktischen Behandlungen eingesetzt werden, kann dadurch eine erhebliche Zeitersparnis erzielt und die körperliche Belastung der MTRAs reduziert werden. Aufgrund der Masse von ca. 30 - 40 kg sind häufig zwei Personen für die manuelle Montage bzw. Demontage des Mikro-Lamellenkollimators am Strahlerkopf erforderlich.

Die Analyse der in der Strahlenklinik erfassten Daten zeigte, dass durch die Verwendung manueller Keilfilter, die von den MTRAs am Gerät gewechselt werden müssen, sowie die konstruktive Begrenzung der Hauptrotationsachse auf eine Umdrehung sich die durchschnittliche Behandlungszeit pro Patient stark erhöht. Wie in Kapitel 2.2.4 beschrieben, führt der Einsatz virtueller Keilfilter in diesem Zusammenhang bereits zu großen Effizienzsteigerungen, da die Bunkeröffnungszeiten erheblich reduziert werden. Durch die Erweiterung des Winkelbereichs der Hauptrotationsachse, so dass eine Mehrfachrotation möglich ist, kann prinzipiell eine weitere Verkürzung der erforderlichen

Zeiten zur Positionierung der Strahlerkopfeinheit erreicht werden. Aufgrund der hohen zu übertragenden elektrischen Leistungen ist eine solche Lösung allerdings nur sehr aufwändig über Schleifringe, eine induktive Energieübertragung oder voluminöse Schleppkettenkonstruktionen realisierbar, was hohe Kosten und Kompromisse bei der Konstruktion des Geräteaufbaus bedingen würde.

Im Folgenden werden zwei Ansätze beschrieben, wie die Positionierzeiten auch ohne großen mechanischen Aufwand durch steuerungstechnische bzw. kleine konstruktive Maßnahmen reduziert werden können. Als Randbedingung wurde bei allen Maßnahmen berücksichtigt, dass die Strahlerkopfeinheit zu Beginn und am Ende der Bestrahlungsfolge den Zugang der MTRAS zum Patienten nicht einschränken darf. Hierzu wurde festgelegt, dass die Strahlerkopfeinheit auf einer Höhe von mindestens 2 m positioniert sein muss oder der seitliche Abstand zwischen der auf einer Stützposition stehenden Strahlerkopfeinheit und der Patientenliege 1 m beträgt.

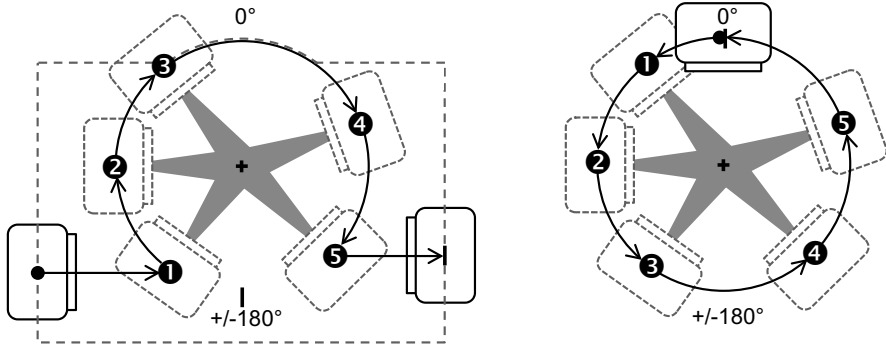


Bild 3.18: Effiziente Bewegungsabläufe des Strahlerkopfs am Beispiel eines Bestrahlungsplans mit fünf Feldern: Start- und Endpunkte auf Stützpositionen (links) oder Komplettrotation (rechts) (Vorderansicht)

Wird die Strahlerkopfeinheit vor und nach der Behandlung seitlich oder oberhalb der Bestrahlungspositionen auf ausreichend beabstandeten Stützpositionen geparkt, so ist ein ungehinderter, kurzer und somit schneller Bestrahlungsablauf gewährleistet, siehe Bild 3.18 (links). Durch diese Vorgehensweise kann die durchschnittliche Positionierzeit pro Patient auf 53 s reduziert werden. Selbst gegenüber der bereits optimierten Felderabfolge bei einem Standardtherapiegerät können durch diese Maßnahme durchschnittlich 17 s pro Bestrahlungssitzung eingespart werden.³ Der Berechnung liegen die in der Strahlenklinik erhobenen Datensätze sowie eine Rotationsgeschwindigkeit von 7°/s zugrunde. Für die linearen Zustellbewegungen wurde die nach der Norm DIN EN 60601-2-1 für nicht vorprogrammierte Bewegungen maximal zulässige Geschwindigkeit von 100 mm/s angenommen [118].

³ Bei der Berechnung der Positionierzeiten wurde der Autor von cand. ing. Marius Bergmann unterstützt.

Ein alternativer Bewegungsablauf kann durch die konstruktive Anpassung des Bewegungsbereichs der Hauptrotationsachse erreicht werden. Wird anstatt der bislang üblichen Rotationsbeschränkung des Strahlerkopfs bei -180° und $+180^\circ$ eine freie Rotation zwischen 0° und $+360^\circ$ realisiert, so können alle Bestrahlungsfelder während einer vollständigen Rotation ohne Richtungswechsel abgefahren werden, Bild 3.18 (rechts). Beim nächsten Patienten werden die Bestrahlungsfelder dann in entgegengesetzter Richtung abgefahren. Bei einer Rotationsgeschwindigkeit von $7^\circ/\text{s}$ entspricht eine volle Rotation um den Patienten 51,4 s und ist somit sogar noch etwas schneller als der Ansatz mit Stützpositionen.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass die beiden beschriebenen Lösungsansätze hinsichtlich der Zeiteffizienz Vorteile gegenüber den Abläufen an einem Standardgerät aufweisen. Welche Lösung im konkreten Fall die effizienteste ist, hängt jedoch unter anderem von der Verteilung der Bestrahlungsfelder und somit vom Patientenkollektiv ab. Zudem ist der Ansatz mit seitlichen Stützpositionen nur sinnvoll, wenn die horizontale Achse ausreichend breit ausgeführt wurde und der Zugang zum Gerät wie üblich von vorne und nicht von der Seite erfolgt. Weitere Effizienzsteigerungen im klinischen Ablauf können insbesondere durch eine weitere Reduktion der Bunkeröffnungszeiten durch den Einsatz eines Patientenmonitoringsystems (vgl. Kap. 5) sowie Parallelisierungsmaßnahmen im Workflow (vgl. Kap. 6.2) erreicht werden.

3.3.5 Zusammenfassende Bewertung des Linearkinematikkonzepts

Die hohe, gezielt auf die klinischen Anforderungen angepasste Bewegungsflexibilität des Linearkinematikkonzepts ermöglicht eine Vielzahl an neuen Applikationen und Workflowfunktionen, die zur Verbesserung der Behandlungsqualität sowie zu deutlichen Effizienzsteigerungen im Bereich der Strahlentherapie beitragen können. Im Gegensatz zu anderen am Markt verfügbaren oder sich in der Entwicklung befindenden Kinematikkonzepten hat die Flexibilisierung des kinematischen Aufbaus jedoch keine Einschränkungen bezüglich der universellen Einsetzbarkeit für bewährte Standardapplikationen zur Folge. Da die hohe Tragfähigkeit der kinematischen Struktur beim Linearkinematikgerät wie bei der Gantrybauweise die Integration leistungsstarker Strahlerzeugungs- und -formungskomponenten ermöglicht, kann ein breites Applikationsspektrum abgedeckt werden. In einigen Applikationsfällen ist sogar eine deutliche Verbesserung der Bestrahlungseffizienz und -qualität erreichbar. Zudem besteht beim Linearkinematikgerät aufgrund der deutlich höheren Bewegungsflexibilität noch ein großes Potential zur Entwicklung neuer Bestrahlungsapplikationen.

Im Weiteren wird das Linearkinematikkonzept zusammenfassend bezüglich der wichtigsten Eigenschaften von Strahlentherapiegeräten bewertet. Zur besseren Einordnung wird die klassische Gantrybauweise, die aufgrund ihrer hohen Universalität bis heute die mit Abstand am häufigsten verkaufte und am weitesten verbreitete Gerätebauart ist, den Bewertungen des Linearkinematikgeräts gegenübergestellt. Für eine möglichst objektive Beurteilung wurde die Bewertung durch eine Gruppe von Strahlentherapieexperten, bestehend aus Applikationsspezialisten sowie erfahrenen Entwicklungsingenieuren, durchgeführt. In Tabelle 3.7 wird die Eignung der Therapiegeräte für gängige Bestrah-

lungsapplikationen sowie wichtige Geräteeigenschaften, durch die die Behandlungsqualität positiv beeinflusst wird, beurteilt. In die Bewertungen wurde auch die Bestrahlungseffizienz mit einbezogen.

Tabelle 3.7: Vergleichende Bewertung des Linearkinematikgeräts mit einem State-of-the-Art-Therapiegerät in Gantrybauweise bezüglich der wichtigsten Bestrahlungsapplikationen sowie der Behandlungsqualität

| Bewertungskriterium | | Linear-kinematik-gerät | Klassische Gantrybauweise |
|---------------------------|---|---|---------------------------|
| Bestrahlungsapplikationen | Koplanare konformale Bestrahlung | ● | ◐ |
| | Non-koplanare konformale Bestrahlung | ◐ | ◐ |
| | Intensitätsmodulierte Bestrahlung (IMRT) | ◐ | ◐ |
| | Dynamische Bestrahlungstechniken | ◐ | ◐ |
| | Stereotaxie | ● | ◐ |
| | Tumor Tracking | ● | ◐ |
| | Ganzkörperbestrahlung | ● | ◐ |
| | Elektronenbestrahlung | ● | ◐ |
| | Potential zur Entwicklung neuer Applikationen | ● | ◐ |
| | | | |
| Behandlungsqualität | Güte und Flexibilität der Strahlerzeugung (hohe Dosisleistung, mehrere Energiestufen) | ● | ● |
| | Flexible Anpassung des Strahls an unterschiedliche Tumorformen | ● | ◐ |
| | Hohe Genauigkeit der Strahlausrichtung | ◐ | ◐ |
| | Umfassende Bildgebungsoptionen | ◐ | ◐ |
| | Wohlbefinden des Patienten | ◐ | ◐ |
| Gerätebauart ist ... | | ● besonders geeignet ◐ geeignet ◑ bedingt geeignet ◒ kaum geeignet ○ nicht geeignet. | |

Neben der universellen Einsetzbarkeit und einer hohen Behandlungsqualität sind insbesondere aus Sicht der Anlagenbetreiber Workflow- und Kostenaspekte sowie ein geeignetes Gerätedesign von Bedeutung. In Tabelle 3.8 werden für die beiden Gerätebauarten wichtige Eigenschaften, die maßgeblich die Wirtschaftlichkeit und Sicherheit beeinflussen, vergleichend gegenübergestellt. Ein sehr kostenrelevantes Kriterium für neue

Gerätekonzepte ist hierbei, ob sie mit gängigen Bestrahlungsplanungssystemen kompatibel sind. Während andere neuartige Therapiegerätekonzepte zumeist Besonderheiten bezüglich der Strahlformung aufweisen, ist dies beim Linearkinematiksystem nicht der Fall. Alle gängigen Applikationen können daher wie bisher geplant werden. Für die Ausführung der Bestrahlung ist lediglich eine Softwareschnittstelle erforderlich, die die im Bestrahlungsplan abgelegten Einstrahlrichtungen ausliest und an die Bewegungssteuerung der Linearkinematik übermittelt. Auch neuartige Applikationen können mit vergleichsweise geringem Aufwand entwickelt werden, da hierbei auf Grundfunktionalitäten klassischer Bestrahlungsplanungssysteme aufgesetzt werden kann. Insgesamt reduzieren sich dadurch die Zusatzkosten für die Entwicklung einer geeigneten Planungssoftware und es kann außerdem davon ausgegangen werden, dass gleichzeitig die Akzeptanz des neuen Gerätetyps bei den Klinikbetreibern sowie den Medizinphysikern, die die Bestrahlungspläne erstellen, steigt.

Tabelle 3.8: Vergleichende Bewertung des Linearkinematikgeräts (mit Kollisionsvermeidungssystem) mit einem universell einsetzbaren Standardtherapiegerät in Gantrybauweise bezüglich weiterer wichtiger Eigenschaften

| Bewertungskriterium | | Linear-kinematik-system | Standard-gantry-system |
|-----------------------------|--|--|------------------------|
| Workflow- und Kostenaspekte | Kompatibilität mit verfügbaren Planungssystemen | ● | ● |
| | Effizientes, sicheres Setup durch automatische Posekorrektur | ◐ | ◐ |
| | Gute Zugänglichkeit zu Patient und Gerät | ◐ | ◐ |
| | Kollisionssicherheit | ● | ◐ |
| | Kurze Behandlungszeiten | ◐ | ◐ |
| | Geringe Kosten für Basisgerät | ◐ | ◐ |
| Geräteaufbau | Hohe Modularität bzw. gute Erweiterbarkeit | ● | ◐ |
| | Kompakte Bauform / Gerät passt in Standardbunker | ◐ | ◐ |
| | Geringer Installations- / Montageaufwand | ◐ | ◐ |
| | Hohe Zuverlässigkeit | ◐ | ◐ |
| | Hohe Bewegungsflexibilität | ● | ◐ |
| Kriterium wird ... | | ● voll ◐ weitestgehend ◑ zum Teil ◒ kaum ○ nicht ...erfüllt. | |

Für die Effizienz der eigentlichen Behandlungsabläufe stellt ein einfaches, flexibles und schnelles Setup des Patienten auf der Liege eine wichtige Voraussetzung dar. Da beim Linearkinematikgerät eine Anpassung der Strahlrichtung an die Tumurlage und

-orientierung ohne Repositionierung des Patienten möglich ist, weist das neue Gerätedesign hier einen erheblichen Vorteil gegenüber dem klassischen Geräteaufbau auf. Auch die Zugänglichkeit zum Patienten bzw. zum Gerät während der Behandlung oder für Wartungsarbeiten ist beim Linearkinematiksystem besser lösbar. Mit der Strahlerkopfeinheit können beliebige Posen angefahren werden, so dass situationsabhängig eine ergonomische Zugänglichkeit zum Patienten bzw. zum Gerät hergestellt werden kann. Diese hohe Bewegungsflexibilität führt allerdings prinzipiell zu einem erhöhten Kollisionsrisiko des Geräts mit dem Patienten oder dem Patiententisch. Durch das in Kapitel 5 vorgestellte Kollisionsvermeidungssystem, bei dem das Therapiegerät sowie der Patient kontinuierlich auf kritische Annäherungen überwacht werden, können drohende Kollisionen jedoch erkannt und verhindert werden.

Hinsichtlich der Behandlungszeiten bzw. Gesamtbelegzeiten können durch das effizientere Patientensetup, verkürzte Bewegungsabläufe und teilweise höhere erzielbare Dosisleistungen im Vergleich zu Behandlungen mit einem Therapiegerät in Gantrybauweise deutliche Zeitersparnisse erzielt werden (näheres hierzu in Kapitel 6.3). Dies wirkt sich zum einen positiv auf die Akzeptanz sowie das Wohlbefinden der Patienten aus und zum anderen können mit dem Therapiegerät mehr Patienten bestrahlt werden, was zu höheren Erlösen des Anlagenbetreibers führt. Die Kosten für die Herstellung und Inbetriebnahme eines Basisgeräts mit Linearkinematik entsprechen etwa denen eines Therapiegeräts in Gantrybauweise. Zwar ist der kinematische Aufbau beim Linearkinematikgerät komplexer, für die Führungs- und Antriebskomponenten können jedoch kostengünstige, am Markt verfügbare Standardkomponenten eingesetzt werden. Demgegenüber stehen Kosteneinsparungen durch den Wegfall der Ausgleichsmasse sowie teurer Komponenten zur Strahlführung und Justage. Eine weitere deutliche Reduktion der Kosten ergibt sich durch den flexiblen, modularen Geräteaufbau. Neben den weniger aufwändigen Strahlage- und -qualitätstests beim Hersteller resultiert daraus insbesondere auch eine einfachere Montage und Inbetriebnahme des Therapiegeräts beim Kunden.

Die deutlich bessere Modularität des Linearkinematikgeräts im Vergleich zu einem klassischen Geräteaufbau ermöglicht neben der erzielbaren Kostenreduktion den Vorteil der einfachen Erweiterbarkeit des Therapiegeräts um Zusatzachsen oder leistungsstärkeren Strahlerzeugungs- oder -formungskomponenten. Auf diese Weise können Kliniken innerhalb weniger Tage ihr Applikationsspektrum erweitern und gegebenenfalls den erzielbaren Patientendurchsatz erhöhen. Für die Gerätehersteller ergibt sich daraus ein neuartiges Nachrüstgeschäft. Die Kundenbindung kann deutlich verbessert werden, da lediglich die Strahlerkopfeinheit mit den teilweise kurzlebigen Strahlerzeugungs- und -formungskomponenten ausgetauscht werden muss und nicht wie bislang üblich das gesamte Strahlentherapiegerät.

Im Vergleich zu einem Standardtherapiegerät in Gantrybauweise werden die Geräteeigenschaften des Linearkinematikgeräts durchwegs besser oder zumindest gleichwertig eingeschätzt. Für die guten Bewertungen hinsichtlich der Positioniergenauigkeit sowie der Kollisionssicherheit ist allerdings der Einsatz neuartiger, sensorbasierter Kontrollsysteme, wie sie in den folgenden zwei Hauptkapiteln vorgestellt werden, erforderlich.

Letztlich weist das Linearkinematikgerät als erstes im wissenschaftlichen Umfeld diskutiertes Therapiegerätekonzept alle erforderlichen Merkmale auf, um die weit verbreitete Gantrybauweise als zukunftsweisendes, universell einsetzbares Strahlentherapiegerät abzulösen. Dies gilt insbesondere, da für die Realisierung eines Serienprodukts lediglich ein vergleichsweise niedriger zusätzlicher Entwicklungsaufwand aufzubringen ist.

4 Verbesserung der Behandlungsqualität durch Absolutgenauigkeitssteigerung der Gerätekinematiken

Die Qualität einer Strahlentherapie hängt in hohem Maße von der Genauigkeit der Bestrahlungsdurchführung ab. Je exakter Bestrahlungspläne mit einem Gerät appliziert werden können, desto höher ist die Wahrscheinlichkeit eines Behandlungserfolgs. Ist die Genauigkeit mit der die Strahlung appliziert wird zudem quantifizierbar und bekannt, so können bei hochgenauen Systemen sogar die Sicherheitssäume um den Tumor verkleinert werden. Unter der Voraussetzung einer exakten Tumorklassifizierung sowie Strahlführung und -formung ist die Genauigkeit des kinematischen Aufbaus der maßgebliche Einflussfaktor für die Gesamtgenauigkeit einer Behandlung. In diesem Kapitel werden daher Maßnahmen beschrieben, durch die eine Steigerung der Positioniergenauigkeit der Patientenliege sowie der Therapiegerätekinematik erreicht wird. Schwerpunkt der Arbeit liegt dabei auf der Entwicklung eines modularen und kostengünstigen Messsystems zur raumintegrierten Ermittlung der Posen der eingesetzten Handhabungsgeräte.

Nach einer kurzen Einführung in grundlegende Aspekte der Genauigkeitssteigerung kinematischer Systeme werden im Weiteren die Entwicklung, Realisierung sowie Untersuchungen eines Messsystems zur Steigerung der Absolutgenauigkeit von Patientenliegen beschrieben (siehe hierzu auch [35][174][175]). Darüber hinaus wird auf Maßnahmen zur Genauigkeitssteigerung der Therapiegerätekinematik am Beispiel des prototypisch realisierten Linearkinematikgeräts eingegangen. Diese umfassen die Verbesserung der Steifigkeit der Gerätestruktur sowie die Adaption des Low-Cost-Messsystems auf die kinematischen Randbedingungen des Strahlentherapiegeräts.

4.1 Herausforderungen und Grundlagen der absolutgenauen Positionierung

4.1.1 Grundlagen und Defizite klassischer Verfahren zur Genauigkeitssteigerung

Hohe und verifizierbare Positioniergenauigkeiten des Therapiegeräts und der Patientenliege stellen die Grundlage dafür dar, um jederzeit hohe Relativgenauigkeiten zwischen Behandlungsstrahl und Tumor gewährleisten zu können. Da bei der klassischen, einachsigen Gantrybauweise keine Möglichkeit besteht Positionierfehler des Therapiegeräts kinematisch auszugleichen, werden hier steife, justierbare Geräteaufbauten angestrebt. Aufgrund der hohen Massen, der im bewegten Teil verbauten Komponenten, sind genauigkeitsrelevante, winkelabhängige Deformationen dennoch nicht vermeidbar. Zwar konnten die Gesamtgenauigkeiten in den letzten Jahrzehnten von ca. 10 mm auf durchschnittlich 1 bis 2 mm reduziert werden, aber selbst bei besonders aufwändigen und hochpräzisen Geräten zur Radiochirurgie werden Abweichungen von bis zu 1 mm gemessen [69][173].

Neue Herausforderungen ergeben sich durch den Trend zu flexibleren, mehrachsigen Kinematiken sowohl zur Manipulation des Behandlungsstrahls als auch zur Positionierung des Patienten. So wirken sich die durch zusätzliche Gelenke in die kinematische

Kette eingebrachten Fehlereinflussfaktoren, wie Elastizitäten und Getriebespiele, tendenziell negativ auf die Genauigkeit der Gerätekinematiken aus. Andererseits besteht jedoch bei flexiblen Gerätekinematiken prinzipiell die Möglichkeit bekannte, systematische Positionierfehler steuerungsseitig zu kompensieren. In der Regel werden hierfür durch den Kinematik- bzw. Roboterhersteller oder spezialisierte Unternehmen aufwändig angepasste, absolutgenaue Kinematiken eingesetzt. Da diese zumeist vor der Auslieferung an den Kunden aufwändig kalibriert werden, sind sie jedoch deutlich teurer als herkömmliche Systeme. Außerdem müssen sie regelmäßig kontrolliert und gegebenenfalls neu kalibriert werden. Seit einigen Jahren gibt es hierfür standardisierte Verfahren. Ein häufig verwendeter Ansatz ist es, die kinematische Kette der Mehrachsgeräte durch Messsysteme wie Kameras oder Laserliniensensoren zu schließen und das kinematische Modell des Gesamtsystems auf Basis der Messungen zu optimieren. Hierbei wird entweder mittels numerischer Verfahren das Modell der Kinematik angepasst [9][40] oder es werden die vorab gemessenen Abweichungen durch Vorsteuerung kompensiert [72][89]. Ein weiterer Ansatz besteht darin, lediglich Gelenkkonfigurationen, bei denen hohe Genauigkeiten erzielt werden, zuzulassen [163]. Die größte Einschränkung der aufgeführten Kalibriermethoden besteht darin, dass sie auf der Annahme basieren, dass die Masse und Geometrie der zu handhabenden Last sowie die weiteren äußeren Bedingungen wie Temperatur und Lagerwiderstände konstant bleiben. Treten Veränderungen der Rand- und Umgebungsbedingungen auf, so kann dies zu ungewollten und nur schwer ermittelbaren Positionierfehlern des kinematischen Aufbaus führen.

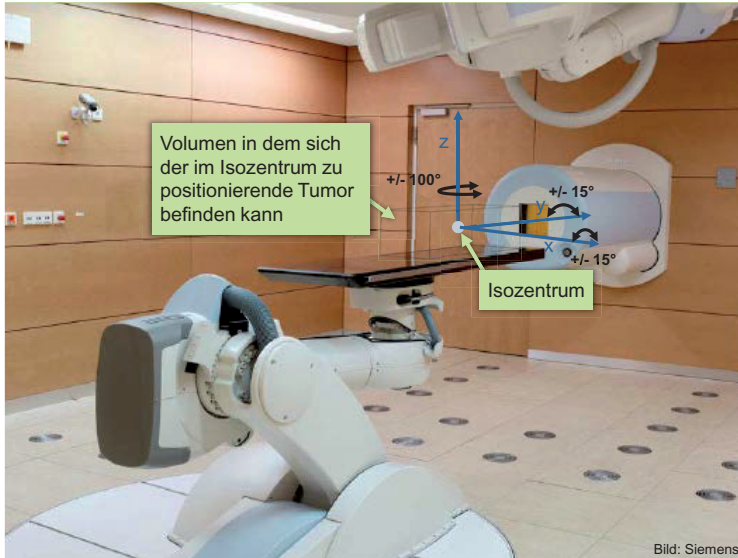


Bild 4.1: In der Strahlentherapie (hier: Ionentherapie) werden vermehrt Roboter zur flexiblen Positionierung des Patienten eingesetzt (nach [51]).

Im Falle der Patientenhandhabung, zu der immer häufiger auch flexible Robotersysteme mit serieller oder paralleler Kinematik eingesetzt werden, sind diese konstanten Randbedingungen insbesondere bezüglich der zu handhabenden Lasten und Lastschwerpunkte nicht gegeben. Einerseits kann das Patientengewicht zwischen wenigen Kilogramm bei Säuglingen bzw. Kleinkindern und bis über 250 kg bei adipösen Erwachsenen variieren und andererseits verändert sich das am Roboter angreifende Moment in Abhängigkeit der Patientenposition auf der Liege. Die Einstellung der korrekten Pose ist dadurch erheblich erschwert, da vor allem hohe, variierende Roboterlasten und Lastmomente zu unterschiedlichen und unvermeidbaren elastischen Verformungen des kinematischen Systems und der Patientenliege führen. Ohne Gegenmaßnahmen resultieren daraus Positionsabweichungen von bis zu einem Zentimeter [89]. Klassische modellbasierte Kalibrierverfahren, bei denen lediglich eine statische Optimierung der Roboterparameter oder die Anwendung von Kompensationswerten vorgenommen wird, stoßen hier an ihre Grenzen. Insbesondere bei weniger steifen seriellen Kinematiken werden die herkömmlichen Kalibriermethoden den kontinuierlich steigenden Anforderungen des klinischen Umfeldes häufig nicht gerecht.

Bild 4.1 zeigt beispielhaft einen Sechssachs-Knickarmroboter, der zur flexiblen Patientenpositionierung eingesetzt wird. In der Darstellung sind das Volumen oberhalb der Patientenliege, innerhalb dessen der Tumor platziert wird, sowie die maximal während der Behandlung auftretenden Orientierungsänderungen des Patiententischs eingezeichnet. In der klinischen Anwendung wird der Neigungswinkel des Patiententischs gegenüber der Horizontalen in der Regel auf maximal 15° begrenzt. Durch diese Merkmale wird der Arbeitsraum des Roboters definiert, in dem die Genauigkeitsanforderung eingehalten werden muss. Die von Ärzten und Medizinphysikern gewünschte und von den Herstellern angestrebte Genauigkeit von 0,25 mm konnte jedoch bislang nicht erreicht werden. Bisher weisen aufwändig optimierte, hochgenaue High-End-Patientenhandhabungsgeräte, wie sie in der Ionentherapie eingesetzt werden, maximal eine Positioniergenauigkeit von rund 0,5 mm auf. Kostengünstigere, herkömmliche Patientenpositionierungsgeräte in der klassischen Strahlentherapie haben in der Regel etwas schlechtere Genauigkeitswerte.

4.1.2 Sensorsysteme zur Posemessung

Um eine verlässliche Entscheidungsgrundlage für die Reduktion von Sicherheitssäumen in der Bestrahlungsplanung zu haben, muss die Genauigkeit der eingesetzten Handhabungsgeräte bekannt und jederzeit kontrollierbar sein. Die wichtigsten Genauigkeitskennwerte sollten daher automatisch ermittelt und dokumentiert werden können. Um dies zu ermöglichen, ist es zielführend, in den Behandlungsräumen jederzeit verfügbare Messsysteme vorzuhalten, mit denen Posen der Patientenliege und der Therapiegerätekinematik bestimmt werden können.

Insbesondere im industriellen Umfeld wurden in den vergangenen Jahren bereits verstärkt Forschungsanstrengungen unternommen, um Messsysteme zur Bestimmung von Roboterposen einzusetzen. Mittlerweile sind verschiedene Systeme am Markt erhältlich, mittels derer Positionen bzw. Posen von flexiblen mehrachsigen Handhabungsgeräten

mit hohen Genauigkeiten sowohl statisch als auch dynamisch erfasst werden können. Diese im Regelfall optischen und mobilen Systeme sind für Messaufgaben in großen Arbeitsvolumina von mehreren Kubikmetern ausgelegt und werden häufig unter dem Begriff „Large-Scale Metrology“ zusammengefasst [27][126]. Ein Großteil der existierenden Messsystemlösungen wurde jedoch für spezielle Anwendungsbereiche entwickelt und kann daher nicht oder nur stark eingeschränkt auf andere Anwendungsbereiche adaptiert werden.

Sogenannte Lasertracker decken hingegen einen vergleichsweise breiten Anwendungsbereich ab und erreichen sehr hohe Messgenauigkeiten (siehe zusammenfassende Übersichtsdarstellung in Bild 4.2). Durch den Einsatz von speziellem Zusatzequipment ist zudem die gleichzeitige Erfassung aller sechs Freiheitsgrade eines Messobjekts möglich. [104] Ein anderer Ansatz wird beim Indoor-GPS verfolgt. Hierbei werden von Transmittern Signale in Form von Laserebenen ausgesendet, die von Empfängern über Triangulation ausgewertet werden. Um alle sechs Freiheitsgrade eines Objektes zu bestimmen, kann die Position mehrerer Empfänger gleichzeitig erfasst werden. [100] Als Robotersystemlösungen wurden in den letzten Jahren vor allem kamera-basierte Konzepte umgesetzt. Insbesondere mobil genutzte Messsysteme, die auf Infrarot-Stereophotogrammetrie basieren, konnten in einigen Anwendungsbereichen sowohl im industriellen als auch im klinischen Umfeld etabliert werden. [25][144][160] Die Grundlagen des stereoskopischen Messens werden in [161] ausführlich erläutert.

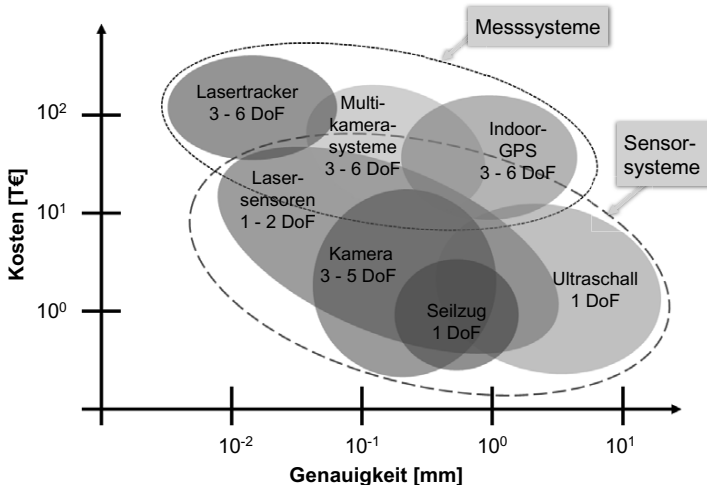


Bild 4.2: Aufgrund vergleichsweise niedriger Kosten bei gleichzeitiger genauer Erfassbarkeit mehrerer Freiheitsgrade (engl. Degrees of Freedom, DoF) weisen Kameras ein hohes Potential für den Einsatz in Low-Cost-Anwendungen auf.

Die Genauigkeit der beschriebenen und am Markt erhältlichen Messsystemlösungen ist prinzipiell ausreichend, um die aktuelle Position der Patientenliege bzw. der Therapiegerätekinematik im dreidimensionalen Raum zu erfassen. Zudem ist für die meisten

Systeme Zusatzausstattung verfügbar, so dass auch die Orientierung automatisch ermittelt werden kann. Aufgrund sehr hoher Investitionskosten von mehreren 10 T€ bis teilweise deutlich über 100 T€ sind diese zumeist mobil genutzten Systeme allerdings für den angestrebten dauerhaften Gebrauch an nur einem Gerät als unwirtschaftlich zu bewerten. Aus diesem Grund wurde die Entwicklung eines neuartigen, kostengünstigen Messsystems angestoßen. Hierfür mussten zunächst geeignete Sensorsysteme identifiziert werden.

Die Gruppe der mechanischen Positionserfassungssystemen wie Seilzuggeber scheidet für die Erfüllung der Messaufgabe aus, da bei Einsatz dieser Systeme eine freie und sichere Zugänglichkeit zum Patienten nicht jederzeit gewährleistet werden kann. Auch kostengünstige Ultraschall- oder Lichtlaufzeitsensoren sind für die Aufgabe ungeeignet, weil mit diesen vor allem bei höheren Messabständen nicht die erforderlichen Genauigkeiten erreicht werden können. Aufgrund ihres begrenzten Messabstands sowie der starken Störanfälligkeit gegenüber metallischen Objekten in der Messumgebung kommen elektromagnetische Sensorsysteme ebenfalls nicht in Betracht.

Grundsätzlich können insbesondere Systeme, bei denen die Messung mittels vergleichsweise günstiger Bildsensoren realisiert wird, als geeignet eingestuft werden. Neben Industriekameras, sind hier vor allem Sensoren auf Grundlage des Lasertriangulationsprinzips zu nennen. Ein großer Nachteil der Lasersensoren gegenüber Industriekameras besteht allerdings darin, dass keine großflächige Erfassung von Objekten möglich ist, sondern lediglich einzelne Punkte oder Linien vermessen werden können. Insgesamt ist für Kamerasysteme aufgrund des anhaltenden Trends zu höher auflösenden CCD- und CMOS-Sensorchips bei gleichzeitig sinkenden Anschaffungskosten in den kommenden Jahren eine weitere Verbesserung hinsichtlich des Kosten-Nutzen-Verhältnisses zu erwarten. Aus diesen Gründen wird der Aufbau eines Messsystems zur Erfassung aller sechs Freiheitsgrade auf Basis klassischer Industriekameras angestrebt.

Bezüglich der Anordnung der Kameras und der zu vermessenden Objekte (z. B. Objektkanten, aktive oder passive Marken etc.) kann zwischen den zwei prinzipiellen Ansätzen Inside-Out und Outside-In unterschieden werden. Bei Inside-Out-Systemen werden die zu erfassenden Objekte an festen Positionen in der Umgebung des Handhabungsgeräts und die Sensoren am Zielobjekt, also dem Endeffektor des Geräts, platziert. Bei Outside-In-Systemen ist es hingegen umgekehrt. Bei vergleichbarer Sensortechnologie kann bei einem Inside-Out-System die Orientierung des Zielobjekts mit größerer Genauigkeit erfasst werden als bei einem Outside-In-System. Allerdings muss bei Inside-Out-Systemen beachtet werden, dass bei größeren Orientierungsänderungen des Endeffektors die zu vermessenden Objekte unter Umständen aus dem Sichtbereich der Kameras wandern. Außerdem müssen die Sensoren sowie deren Energie- und Signalanbindung so am Endeffektor angebracht werden, dass dadurch der Betrieb des Geräts nicht beeinträchtigt wird.

4.2 Kosteneffizientes Stereokamerasystem zur raumintegrierten Possemessung der Patientenliege

4.2.1 Genauigkeitssteigerung durch Possemessung und -regelung des Patiententischs

Da klassische Kalibrierverfahren im Bereich der Patientenhandhabung bereits weitgehend optimiert sind und kaum noch Potential für weitere Genauigkeitssteigerungen aufweisen, wird im Rahmen dieser Arbeit ein neuartiger Ansatz zur Poseregelung der Patientenliege mittels eines raumintegrierten Messsystems verfolgt. Nach einmaligem Einmessen des Sensorsystems im Behandlungsraum kann damit die aktuelle Pose des Endeffektors bzw. der Patientenliege bestimmt werden und, falls notwendig, können die Achsen des Handhabungsgeräts nachgeregelt werden, bis die geforderte Position und Orientierung mit ausreichender Genauigkeit erreicht wird, siehe Bild 4.3.

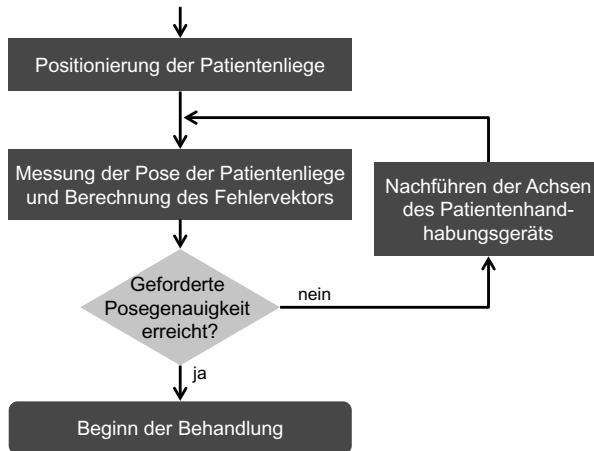


Bild 4.3: Ablaufdiagramm des Grundkonzepts der Poseregelung einer Patientenliege

Dieses kinematikunabhängige Konzept der Posemessung und -regelung kann sowohl auf neuartige Patientenhandhabungsroboter als auch auf herkömmliche Patientenpositioniergeräte angewendet werden. Hierbei können kostengünstige, unkalibrierte Handhabungsgeräte eingesetzt werden, da die erzielbare Gesamtgenauigkeit letztlich vor allem von der Genauigkeit des Messsystems abhängt. Ein weiterer Vorteil gegenüber klassischen Kalibrierverfahren ist, dass für jede Bestrahlungsdurchführung die Einhaltung der geforderten Genauigkeit sichergestellt und protokolliert werden kann. Dies stellt eine elementare Voraussetzung für die Reduktion der Sicherheitssäume im Rahmen der Bestrahlungsplanung dar.

Da der Behandlungsworkflow durch das Posemesssystem nicht behindert werden darf, müssen die Systemkomponenten so im Bestrahlungsbunker und an der Patientenliege angebracht werden, dass keine Hindernisse im Raum entstehen, an denen sich Patienten und MTRAs stoßen oder quetschen können. Zudem müssen alle am Patiententisch

angebrachten Komponenten für die Behandlungs- und Bildgebungsstrahlung durchlässig sein. Bei der Messung ist weiterhin darauf zu achten, dass der Sichtbereich der eingesetzten Kameras bei allen medizinisch relevanten Posen nicht durch Verdeckungen, z. B. durch den Patienten oder den Roboter selbst, eingeschränkt ist. Ein Anbringen der Sensoren und zusätzlichen Messobjekte im bzw. am Boden sowie an der Unterseite der Patientenliege ist daher zweckmäßig. Diese Anordnung hat mehrere Vorteile: Im Vergleich zur Anbringung der Systemkomponenten an der Wand sind die Messabstände geringer und bei unterschiedlichen Räumlichkeiten vergleichbar. Außerdem definieren der Boden des Behandlungsraums und die Unterseite der Patientenliege zwei weitgehend parallele Ebenen, deren relativer Bewegungsbereich und somit auch die resultierende Messbereichsgröße vergleichsweise klein sind.

Die Realisierung eines Inside-Out-Systems würde eine großflächige Anbringung von hochgenauen Marken am Boden erforderlich machen, die unempfindlich gegenüber Schmutz sowie mechanischen Beanspruchungen (z. B. durch Betreten der MTRAs) sind. Außerdem hätten die gegenüber der Behandlungsstrahlung empfindlichen Kameras aufwändig abgeschirmt an der Patientenliege oder am Handflansch des Roboters befestigt werden müssen. Sowohl aus Kosten- als auch aus Robustheitsgründen ist daher ein Outside-In-System für die Aufgabenstellung besser geeignet.

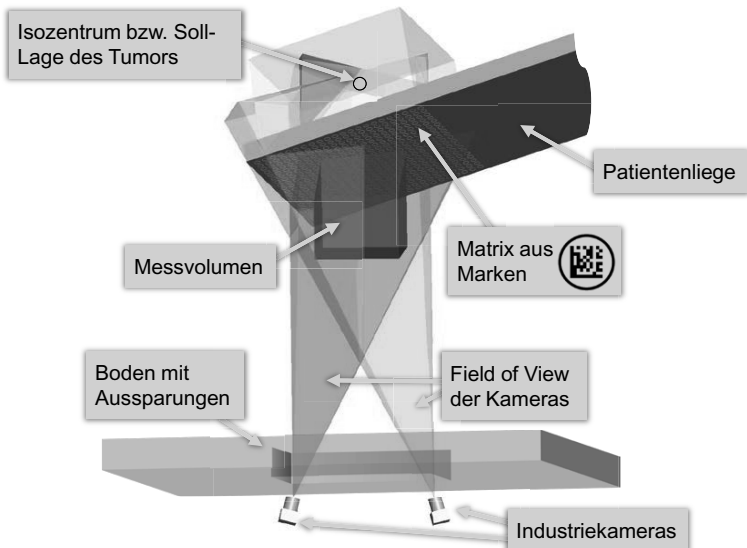


Bild 4.4: Anordnung der Kameras und Marken des stereoskopischen Messsystems zur Bestimmung der Pose der Patientenliege (Sicht von schräg unten)

Letztlich wird ein im Boden unterhalb des Isozentrums eingelassenes Zwei-Kamera-System favorisiert, bei dem die Kameras von unten auf den Patiententisch ausgerichtet sind und eine stereoskopische Positionsauswertung von an der Patientenliege ange-

rachten Marken durchgeführt wird, siehe Bild 4.4. Das speziell für das Messsystem entwickelte Markendesign besteht aus einem Datamatrix-Code zur eindeutigen Identifizierung sowie einem Kreis zur exakten Ermittlung der Position der Marke im Raum. Auf weitere Informationen zum Design und die Anordnung der Marken wird in Kapitel 4.3.1 eingegangen. Auf Basis der Positionsinformationen von drei oder mehr Marken kann die Pose der Patientenliege im Raum berechnet werden. Da an der Unterseite der Patientenliege großflächig Marken angebracht werden können, reduziert sich das zu erfassende Messvolumen erheblich. Dabei werden immer nur die Marken ausgewertet, die sich gerade direkt unterhalb des Isozentrums im Sichtfeld der Kameras befinden. Dies hat zwei große Vorteile. Erstens reduziert sich das erforderliche Field of View der Kameras: Ein kleines Sichtfeld hat zur Folge, dass bei gleicher Pixelanzahl des Kameraschips eine höhere Messauflösung und somit auch Messgenauigkeit erreicht werden kann bzw. kostengünstigere Kameras mit einer geringeren Pixelzahl eingesetzt werden können. Zweitens wird die Pose der Patientenliege direkt unterhalb des Tumors bestimmt, wodurch der Abstand zwischen den zur Ermittlung der Pose genutzten Marken und dem Tumor minimiert wird. Folglich werden alle relevanten, sich aufsummierenden Abweichungen in der kinematischen Kette (inklusive der Durchbiegung der Patientenliege) gemessen, so dass diese durch Nachregelung der Geräteachsen kompensiert werden können. Je nach Art, Richtung und Streuung der eingesetzten Strahlung kann es erforderlich sein, vor der Bestrahlungsdurchführung die im Boden eingelassenen Kameras mittels motorischer Blenden zu schützen. Im Falle von besonders genauigkeitskritischen Behandlungen können unter Umständen auftretende Positionsänderungen der Liege, die durch starke Patientenbewegungen verursacht werden können, mittels einer steuerungsasierten Stillstandsüberwachung detektiert werden.

Im Weiteren wird nun auf den Ablauf und die erforderlichen Bildverarbeitungsschritte des entwickelten stereoskopischen Posemessverfahrens eingegangen, siehe Bild 4.5. Nachdem die Patientenliege grob positioniert wurde, wird zunächst von den beiden im Raum justierten und kalibrierten Kameras je ein Halbbild der an der Unterseite der Liege angebrachten Marken aufgenommen. In beiden Halbbildern wird anschließend nach den identifizierbaren Datamatrix-Codes gesucht. Aus der Menge der in beiden Halbbildern gefundenen Codes werden mindestens drei, in beiden Bildern möglichst zentral gelegene, Marken ausgewählt, deren Position im Raum ermittelt wird. Hierzu wird in beiden Halbbildern für alle den ausgewählten Codes zugeordneten Kreise eine Kantenextraktion der elliptischen Projektionen der Kreislinien durchgeführt und die Kreiszentren subpixelgenau in den jeweiligen Bildkoordinaten bestimmt. Im nächsten Schritt wird auf Basis der korrespondierenden Bildkoordinaten die exakte Position der Kreiszentren stereoskopisch im Raum berechnet. Im letzten Verarbeitungsschritt wird auf Grundlage der Positionen von drei Marken die Pose des Tisches im Koordinatensystem der Kamera bestimmt.

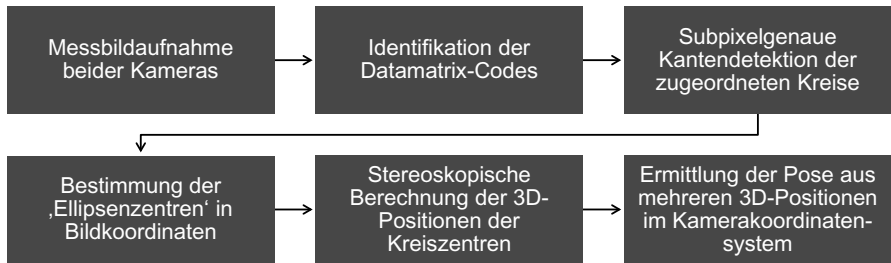


Bild 4.5: Ablauf der stereoskopischen Messung der Patiententischpose

Um die Pose des Tumors letztlich absolutgenau regeln bzw. positionieren zu können, muss die in Kamerakoordinaten erfasste Pose des Patiententischs in das raumfeste Isozentrumskoordinatensystem transformiert werden. Die Bestimmung der hierfür erforderlichen Transformationsmatrizen sowie die mathematische Ermittlung des Posefehlervektors aus der Abweichung zwischen Ist- und Sollpose werden in Kapitel 4.3.2 am Beispiel der realisierten Roboterzelle zur Demonstration der stereokamerabasierten Poseregulation beschrieben.

4.2.2 Voruntersuchungen zur Genauigkeit des Posemesssystems

Für eine erste grobe Abschätzung der mit dem Messsystemkonzept erreichbaren Genauigkeit, wurde zunächst ein Testaufbau realisiert, mit dem die relative Pose zwischen einer 400 mm x 400 mm großen Markenplatte (13 x 13 Kreismarken mit $\varnothing = 20$ mm) und dem Kamerasystem exakt eingestellt werden kann. Das hierfür eingesetzte Stereokamerasystem besteht aus zwei baugleichen Industriekameras mit fünf Megapixeln ($\frac{1}{2}$ "-CMOS-Chip). Die mit Objektiven einer Brennweite von $f = 12$ mm ausgestatteten Kameras sind im Abstand von 500 mm (Stereobasis) am Maschinenbett einer Materialprüfmaschine montiert und auf die am Vorbauwinkel der fahrbaren Traverse der Maschine befestigte Markenplatte ausgerichtet, siehe Bild 4.6 (links). Über den in vertikaler z-Richtung orientierten Stellweg der Prüfmaschine kann somit der Abstand zwischen den Kameras und der Markenplatte frei eingestellt werden.

Um hochgenaue Messergebnisse erzielen zu können, muss zunächst eine Kalibrierung der inneren und äußeren Kameraparameter auf Basis mehrerer Aufnahmen einer Kalibrierplatte durchgeführt werden. Die inneren Parameter beziehen sich dabei auf die Abbildungseigenschaften der eingesetzten Kombination aus Kamera und Objektiv. Durch die Ermittlung wichtiger Kennwerte, wie der realen Brennweite oder dem Verzerrungskoeffizienten der Linse, können mittels eines mathematischen Modells Fehlereinflüsse minimiert werden. Die Kalibrierung der äußeren Kameraparameter umfasst hingegen die exakte Bestimmung der relativen Pose zwischen den Koordinatensystemen der beiden Kameras. Zur Bestimmung der inneren und äußeren Kameraparameter der im Rahmen dieser Arbeit realisierten Stereokamerasysteme wurden jeweils mindestens 15 korrespondierende Aufnahmen der beiden Kameras akquiriert.

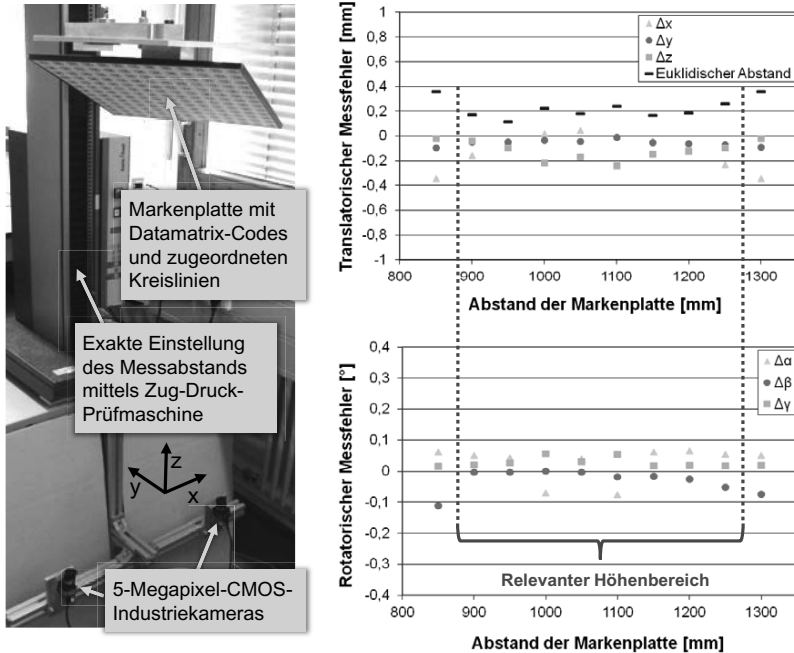


Bild 4.6: Testaufbau für Voruntersuchungen des stereoskopischen Messsystems (links) und translatorischer sowie rotatorischer Messfehler in Abhängigkeit des Messabstands (rechts)⁴

In einer ersten Versuchsreihe wurde die Genauigkeit der gemessenen Pose in Abhängigkeit des Abstands der horizontal orientierten Markenplatte zu den Kameras bestimmt, siehe Diagramme in Bild 4.6 (rechts). Der dreidimensionale Positionsfehler (euklidischer Abstand) im anwendungsrelevanten Höhenbereich zwischen 900 mm und 1250 mm schwankt hierbei um einen Wert von 0,2 mm. Erst oberhalb und unterhalb des in der Strahlentherapie üblicherweise genutzten Höhenbereichs verschlechtert sich die Messgenauigkeit etwas. Die gemessenen Winkelfehler liegen im relevanten Höhenbereich durchgängig unter 0,1°. In einer weiteren Versuchsreihe wurde die Reproduzierbarkeit der Messungen untersucht. Hierzu wurden jeweils zehn Messaufnahmen einer Pose der Markenplatte gemacht und diese anschließend mittels der beschriebenen Methode stereoskopisch ausgewertet. Die größte Abweichung zwischen zwei Werten der Messreihe wurde dabei entlang der vertikalen z-Achse bestimmt. Die Abweichung zwischen dem Minimalwert und dem Maximalwert beträgt 0,038 mm. Bezüglich der Rotationen ist eine maximale Abweichung zwischen zwei Messungen von 0,045° aufgetreten. Auch wenn diese Werte im Vergleich zur angestrebten Positioniergenauigkeit von 0,25 mm klein sind, so ist dennoch davon auszugehen, dass durch Auswertung und

⁴ Bei der Durchführung der Messungen wurde der Autor von cand. ing. Lorenz Gebhard unterstützt.

Mittelung mehrerer Messungen gegebenenfalls eine weitere Verbesserung der Genauigkeit des Messsystems erzielt werden kann.

4.3 Realisierung der Poseregelung einer robotergeführten Patientenliege

4.3.1 Roboterzelle zur Untersuchung der Gesamtpositioniergenauigkeiten

Die Voruntersuchungen an der Materialprüfmaschine zeigen, dass mit dem entwickelten Stereokamerasystem Genauigkeitswerte in der geforderten Größenordnung erreicht werden können. Um weitere Aussagen zur Tauglichkeit des beschriebenen Ansatzes zu treffen, wurde daher eine Roboterzelle mit integriertem Stereokamerasystem aufgebaut, mit der medizinisch relevante Posen der Patientenliege simuliert und die Genauigkeit des entwickelten Posemess- und -regelungssystems untersucht werden können, siehe Bild 4.7.

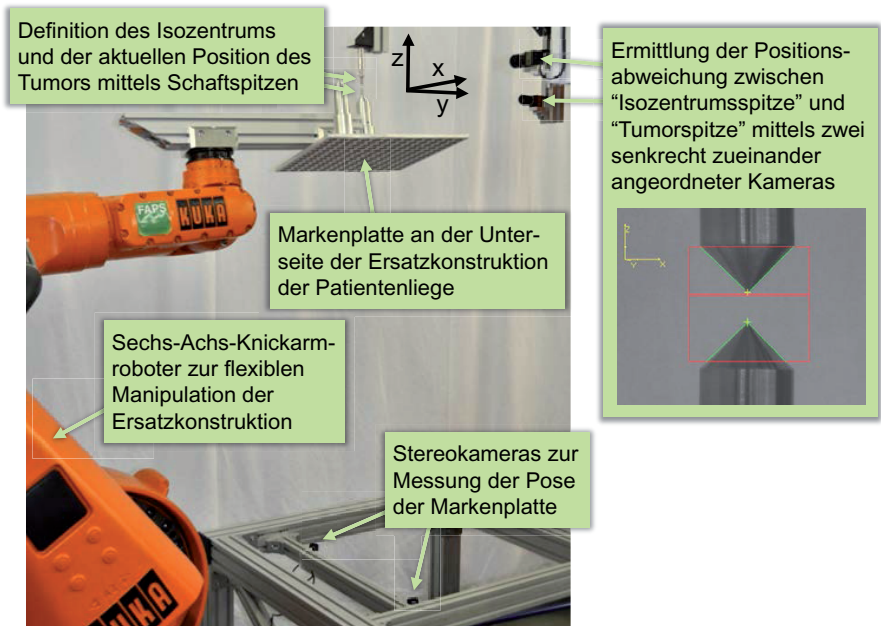


Bild 4.7: Aufbau einer Roboterzelle zur Untersuchung, Bewertung und Optimierung des stereoskopischen Messsystems sowie der Gesamtgenauigkeit der Poseregelung⁵

Zur Manipulation der „Patientenliege“ bzw. der Ersatzkonstruktion wird hierbei ein unkalibrierter Sechsstufen-Knickarmroboter eingesetzt. Die Ersatzkonstruktion besteht aus einem am Roboterflansch montierten Ausleger, an dem an der Unterseite die Marken-

⁵ Beim Aufbau der Roboterzelle wurde der Autor von cand. ing. Achim Hanke unterstützt.

platte befestigt ist. Auf der Oberseite der massiven Aluminiumplatte können an verschiedenen Positionen Schaftspitzen unterschiedlicher Länge montiert werden, wodurch unterschiedliche Tumorklagen repräsentiert werden. Über ein Verifikationssystem, das aus zwei orthogonal zueinander angebrachten und kalibrierten Vision-Systemen besteht, kann die Gesamtpositioniergenauigkeit des Posemess- und -regelungssystems subpixelgenau bestimmt werden. Hierzu wird der euklidische Abstand zwischen den „Tumorspitzen“ und einer fest in der Roboterzelle installierten Spitze, durch die das Isozentrum definiert wird, gemessen. Die Messauflösung der Verifikationskameras beträgt im relevanten Messbereich 20 μm . Um Kollisionen der Schaftspitzen zu vermeiden, wird das Isozentrum virtuell in einen Punkt 2 mm unterhalb der „Isozentrumsspitze“ gelegt. Für das korrekte Nachführen der Roboterachsen ist es erforderlich, dass der TCP, des am Isozentrumskoordinatensystem ausgerichteten Roboters, in die jeweilige zu positionierende Tumorspitze gelegt wird. An einem realen Bestrahlungssystem ist entsprechend eine patientenindividuelle Anpassung der TCP-Lage erforderlich. Dieser Schritt kann vollautomatisch auf Basis der Tumorklassifizierung, die der Bestrahlung vorgelagert ist, erfolgen.

Im Vergleich zu dem für die Voruntersuchungen genutzten Aufbau weist das eingesetzte Messsystem aufgrund der Verwendung von Objektiven mit einer größeren Brennweite ($f = 16 \text{ mm}$) eine höhere Messauflösung auf. Zudem konnte durch ein optimiertes Design der Marken eine robuste Identifikation der Datamatrix-Codes auch in den Randbereichen des Sichtfelds der Kameras und bei Betrachtungswinkeln, die deutlich von der Senkrechten abweichen, realisiert werden. Aufgrund redundanter Informationen im Aufbau der verwendeten ECC200-Codes (siehe Bild 4.8) können selbst fehlerhafte oder teilverdeckte Marken identifiziert werden.

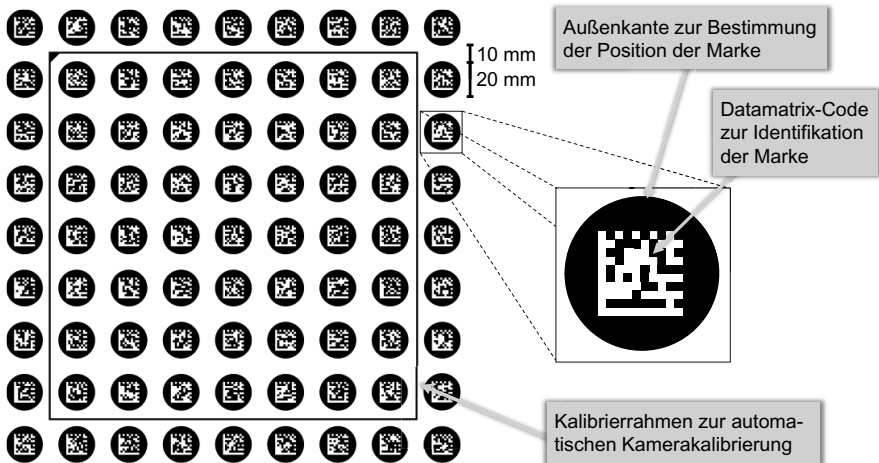


Bild 4.8: Ausschnitt aus der am Robotersystem eingesetzten Markenmatrix mit Beschreibung der Funktionselemente

Für eine exakte Bestimmung der Pose der Ersatzkonstruktion bzw. der Patientenliege und somit auch der Tumorspitze bzw. des Tumors müssen die Positionen der für die Auswertung verwendeten Kreismarken in Bezug auf ein frei wählbares Patientenliegekoordinatensystem bekannt sein. Diese Informationen können durch zwei prinzipielle Ansätze gewonnen werden. Entweder das Markenlayout wird bereits hochgenau gefertigt und so aufgebracht, dass die Positionen bekannt sind, oder es wird ein weniger genaues Herstellverfahren genutzt und die befestigten Marken werden anschließend vermessen. Für die Untersuchungen im Rahmen dieser Arbeit wurde das Markenlayout auf eine weiße Klebefolie gedruckt, welche anschließend auf einer Aluminiumplatte aufgebracht wurde. Die Positionen der Kreise wurden mittels einer hochgenauen Messmaschine der Firma Werth (Typ: VideoCheck HA 400) ermittelt. Neben den Markenkoordinaten mussten auch die den Tumor repräsentierenden Spitzen in Bezug auf ein festes Tischkoordinatensystem bestimmt werden.

Üblicherweise werden die zur Kalibrierung eines Kamerasystems erforderlichen Aufnahmen einer speziellen Kalibrierplatte, die dafür in unterschiedlichen Posen im Messraum positioniert werden muss, manuell generiert. Die Güte dieses zeitaufwändigen Vorgangs ist dabei stark abhängig von der Erfahrung der Person, die die Kalibrierung durchführt. Um möglichst effektiv und effizient reproduzierbare Kalibrierergebnisse zu erhalten, wurde daher am Robotersystem eine Funktionalität zur automatischen Kamerakalibrierung realisiert. Nach Aktivierung einer Softwareroutine fährt der Roboter hierfür nacheinander vorprogrammierte Kalibrierposen an, von denen pro Kamera jeweils ein Bild aufgenommen wird. Basierend auf diesen Bildern werden anschließend die Kalibrierparameter bestimmt. Die Besonderheit des Verfahrens ist, dass durch die Integration eines Kalibrierrahmens in das Layout der Markenplatte (siehe Bild 4.8) diese auch als Kalibrierplatte genutzt werden kann. Der Rahmen umschließt dabei die zur Bestimmung der inneren und äußeren Kameraparameter genutzten Kreise. Für die zuverlässige Verarbeitung der Kalibrieraufnahmen wird die Fläche dieser Kreise softwareseitig geschwärzt. Eine derartige Funktionalität weist Vorteile in Bezug auf die klinische Anwendbarkeit des Posemessverfahrens auf. Aufgrund des nur wenige Minuten dauernden vollautomatischen Ablaufs kann eine Kalibrierung des Systems im Rahmen von regelmäßigen Check-ups oder gegebenenfalls auch kurzfristig durch die MTRAs durchgeführt werden. Der zeitliche und monetäre Aufwand im Vergleich zu einer herkömmlichen Kalibrierung durch technische Fachkräfte ist entsprechend erheblich geringer.

4.3.2 Fehlervektorberechnung zur Ansteuerung des Roboters

Damit aus der stereoskopischen Messung der Pose der Markenplatte die Abweichung zwischen der aktuellen Pose des Tumors (Istpose) und der Sollpose des Tumors berechnet werden kann, müssen neben der eigentlichen Messpose weitere Transformationsmatrizen bekannt sein. Die für die Poseregelung eines Patiententischs bzw. Tumors benötigten Koordinatensysteme bzw. Transformationen sind in Bild 4.9 am Beispiel des realisierten Versuchsaufbaus dargestellt.

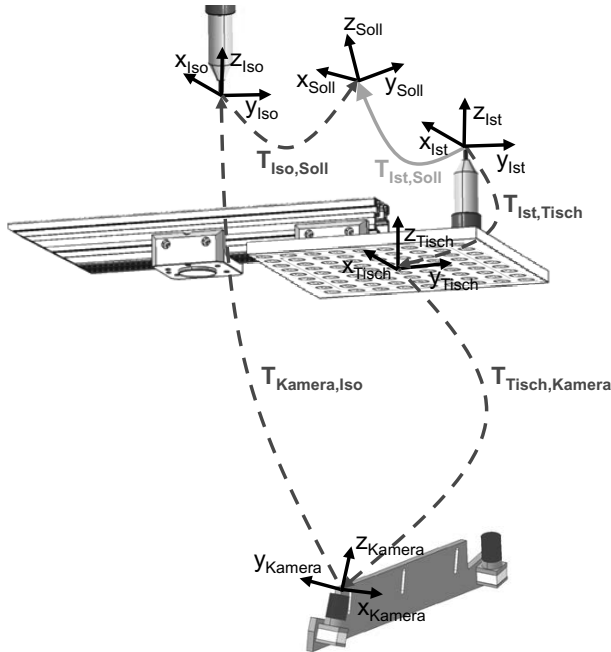


Bild 4.9: Beschreibung der für die Ermittlung des Posefehlervektors $T_{Ist,Soll}$ erforderlichen Transformationen anhand des Versuchsaufbaus

Der zu bestimmende Posefehlervektor, der als Stellgröße an die Robotersteuerung übergeben wird, kann als Transformationsmatrix $T_{Ist,Soll}$ beschrieben werden, die als Verkettung mehrerer Transformationen nach folgender Gleichung berechnet wird:

$$T_{Ist,Soll} = T_{Ist,Tisch} \cdot T_{Tisch,Kamera} \cdot T_{Kamera,Iso} \cdot T_{Iso,Soll} \quad (4.1)$$

Im Weiteren wird zunächst die Ermittlung der Transformationsmatrix $T_{Tisch,Kamera}$ auf Basis der stereoskopischen Messung beschrieben und anschließend auf die drei zusätzlich benötigten Transformationen eingegangen.

Die Pose bzw. Transformation $T_{Tisch,Kamera}$ zwischen dem Kamerakoordinatensystem, in dem die stereoskopisch gemessenen Positionen der Marken ausgegeben werden, und dem Tischkoordinatensystem kann mit nachstehender Gleichung bestimmt werden:

$$T_{Tisch,Kamera} = M_{Tisch} \cdot M_{Kamera}^{-1} \quad (4.2)$$

Die Bildung der Matrizen M_{Kamera} und M_{Tisch} erfolgt dabei auf Basis der Positionen der drei für die Bestimmung der Tischpose ausgewählten Marken. Während für M_{Kamera} die mit dem Stereokamerasystem gemessenen Positionen im Kamerakoordinatensystem verwendet werden, werden für M_{Tisch} die vorab auf der Messmaschine ermittelten Positionen in Bezug auf das Tischkoordinatensystem genutzt.

$$M_{Kamera} = \begin{bmatrix} a_{Kamera} & b_{Kamera} & c_{Kamera} & d_{Kamera} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

$$M_{Tisch} = \begin{bmatrix} a_{Tisch} & b_{Tisch} & c_{Tisch} & d_{Tisch} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.4)$$

Die Matrix M_{Kamera} wird mittels der Vektoren a_{Kamera} , b_{Kamera} und c_{Kamera} , die vom Ursprung des Kamerakoordinatensystems auf die stereoskopisch gemessenen Koordinaten der Marken zeigen, sowie einem vierten Vektor d_{Kamera} zwischen Ursprung des Koordinatensystems und einem vierten, konstruierten Punkt, der außerhalb der Ebene der Markenplatte liegt, gebildet. Die Matrix M_{Tisch} wird in vergleichbarer Weise aus den Positionen derselben Marken im Tischkoordinatensystem aufgebaut. Die drei Vektoren a_{Tisch} , b_{Tisch} und c_{Tisch} zeigen vom Ursprung des Tischkoordinatensystems auf die vorab vermessenen Markenpositionen und der vierte Vektor d_{Tisch} auf einen konstruierten Punkt außerhalb der Ebene der Markenplatte.

Die Auswahl der drei zu verwendenden Marken erfolgt nach festgelegten Kriterien. Um eine mittige Lage der verwendeten Marken in beiden Halbbildern zu gewährleisten, wird zunächst die am zentralsten gelegene Marke ermittelt. Das ist die Marke, bei der die Summe der euklidischen Abstände zwischen Marke und Bildmitte der beiden Halbbilder am kleinsten ist. Ausgehend von dieser Marke werden die drei Marken, wie in Bild 4.10 an einem Beispiel dargestellt, ausgewählt. Die Schenkellänge des aufgespannten Dreiecks von 90 mm bzw. einem Abstand von drei Marken stellt einen guten Kompromiss zwischen zentraler Lage der Marken und hoher Robustheit gegenüber Orientierungsfehlern dar, die aus Positionsmessfehlern resultieren und mit der Schenkellänge abnehmen. Sollte in den Auswertebildern, z. B. aufgrund von Verschmutzungen der Markenplatte, eine Marke nicht erkannt werden können, so wird, wie in Bild 4.10 beispielhaft gezeigt, eine alternative Markenauswahl getroffen.

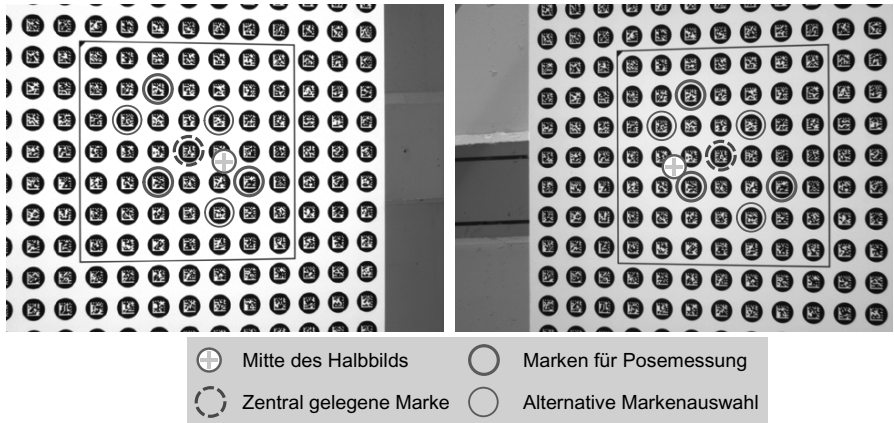


Bild 4.10: Für die Bestimmung der Pose der Markenplatte werden die Positionen von drei möglichst in beiden Halbbildern zentral gelegenen Marken ausgewertet.

Die Transformationsmatrix $T_{Ist, Tisch}$ zwischen der aktuellen Pose des Tumors und dem Tischkoordinatensystem ist im Fall des Versuchsaufbaus auf der Messmaschine ermittelt worden und ist somit bekannt. Bei einem realen Behandlungssystem wird diese Transformation entweder mittels 3D-Bildgebung bzw. 3D-Navigation bestimmt oder ist über die Geometrie der eingesetzten Fixierungshilfe vorgegeben.

Im Gegensatz zu den anderen, für die Ermittlung des Posefehlervektors benötigten, Transformationsmatrizen ist die Transformation $T_{Kamera, Iso}$ von der Bestrahlungsdurchführung unabhängig. Sie beschreibt eine feste Transformation zwischen dem Kamerakoordinatensystem und einem fixen Referenzkoordinatensystem im ortsfesten Isozentrum und wird beim Einmessen des Stereokamerasystems in den Behandlungsraum bestimmt. Durch die Transformation $T_{Iso, Soll}$ wird die Sollpose des Tumors in Bezug auf das Isozentrumskoordinatensystem, auf das auch das Therapiegerät eingemessen wird, definiert. Die Orientierung wird dabei durch den Bestrahlungsplan vorgegeben und kann direkt aus den Einstrahlrichtungen abgeleitet werden. Wird ein flexibel positionierbares Therapiegerät, wie das Linearkinematikgerät eingesetzt, so kann auch die Position vom ortsfesten Isozentrumskoordinatensystem abweichen. Diese Positionsabweichung entspricht dann dem Vektor zwischen ortsfestem und virtuellem Isozentrum.

4.3.3 Untersuchungen zur Absolutgenauigkeit der Poseregulung

In einer ersten Versuchsreihe wurde für die Grundpose (keine Neigung oder Rotation der Markenebene) der reale Positionierfehler zwischen Tumorspitze und Isozentrum in Abhängigkeit der Regelungsiterationen untersucht. Hierbei wurde nach jeder Positionierungsbewegung des Roboters eine Auswertung der aktuellen Aufnahmen der Verifikationsskemas vorgenommen und im Anschluss eine Stereokameramessung zur Berechnung des nächsten Posefehlervektors, auf Basis dessen eine erneute Ansteuerung des Roboters erfolgte, durchgeführt. In Bild 4.11 ist der Verlauf der Gesamtpositioniergenauigkeit einer repräsentativen Messfolge dargestellt. Zudem sind im Diagramm die zugehörigen Längen des auf Basis der Stereokameramessung bestimmten Fehlervektors eingetragen. Erwartungsgemäß geht mit niedrigen Fehlervektorklängen auch ein niedriger realer Positionierfehler einher. Als Abbruchkriterium für die Poseregulung wird daher für die weiteren Versuchsreihen die Fehlervektorklänge genutzt. Unterschreitet diese den Wert von 0,1 mm wird die Poseregulung beendet und der aktuelle Messwert des Verifikationssystems als Gesamtpositioniergenauigkeit protokolliert. Zumeist wird dieses Kriterium bereits nach wenigen Iterationen erfüllt. Während der im Weiteren beschriebenen Messreihen wurden zur Erfüllung des Abbruchkriteriums maximal zehn Iterationsschritte benötigt.

Zur genaueren Bewertung der Poseregulung wurden mehrere Messreihen durchgeführt, bei denen, unter Variation der Länge und Position der den Tumor repräsentierenden Schaftspitze sowie der Last des Roboters, jeweils mehrere unterschiedliche Bestrahlungsposen angefahren wurden. Für jede Pose wurde dabei die Poseregulung fünfmal durchgeführt und die Gesamtpositioniergenauigkeit nach Erreichung des Abbruchkriteriums mit dem Verifikationssystem erfasst. Aufgrund des vergleichsweise hohen Auf-

wands zur hochgenauen Auswertung der Positionsabweichungen wurden die Messungen auf wenige, möglichst repräsentative Posen beschränkt.

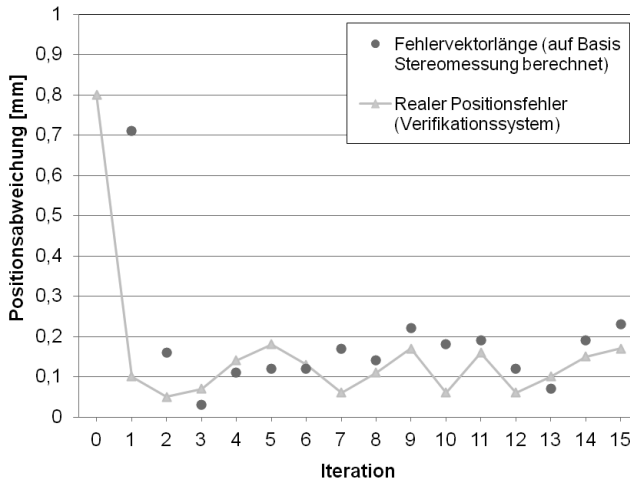


Bild 4.11: Beispielhafter Verlauf des mit dem Verifikationssystem gemessenen realen Positionierfehlers zwischen Tumorspitze und Isozentrum in Abhängigkeit der Anzahl der Regelschleifen

Tabelle 4.1 (links) zeigt die Messergebnisse für eine zentral auf der Markenplatte angebrachte Schaftspitze, die eine hohe Tumorseposition von 190 mm über der Markenebene definiert. Die durchschnittliche Positioniergenauigkeit aller Messungen beträgt hierbei 0,13 mm. Ausgehend von einer sehr niedrigen mittleren Positioniergenauigkeit von 0,09 mm für die Grundpose ist tendenziell ein Anstieg der Messwerte mit höheren Neigungswinkeln der Ersatzkonstruktion festzustellen. Der maximal gemessene Wert beträgt dabei 0,25 mm und ist bei der klinisch maximal auftretenden Neigung von 15° um die y-Achse (Orientierung der Achsen kann Bild 4.7 entnommen werden) aufgetreten. Zurückzuführen ist dies darauf, dass sich bei Rotationen um die y-Achse der Winkel zwischen Sichtachse der Kamera und dem Lot auf der Markenplatte bei einer der Kameras vergrößert. Dadurch verschlechtert sich die erzielbare Auswertegenauigkeit der in der Bildebene dann stärker elliptisch abgebildeten Kreismarken.

In einer weiteren Messreihe wurde an der gleichen, zentral gelegenen Position anstelle der Schaftspitze mit 190 mm Höhe eine Schaftspitze mit einer Höhe von nur 120 mm eingesetzt. Prinzipiell ist zu erwarten, dass hierbei bessere Messergebnisse erzielbar sind, da sich Orientierungsfehler der Markenebene weniger stark auf die Gesamtpositioniergenauigkeit des Tumors bzw. der Tumorspitze auswirken. Die in Tabelle 4.1 (rechts) aufgeführten Ergebnisse der Untersuchungen weisen jedoch keine signifikante Verbesserung gegenüber der vorherigen Messreihe auf. Dies bestätigt die positiven Ergebnisse der Voruntersuchungen auf der Materialprüfmaschine, dass bei der Messung der Orientierung der Markenplatte lediglich sehr kleine Fehler auftreten.

Tabelle 4.1: Gesamtpositioniergenauigkeit der Poseregulung für zentral auf der Markenplatte angebrachte Tumorspitzen unterschiedlicher Längen

| Schaftspitze 190 mm; Anordnung: mittig; ohne Zusatzlast | | | | Schaftspitze: 120 mm; Anordnung: mittig; ohne Zusatzlast | | | |
|--|-----|-----------------------------------|-----------------------------------|---|-----|-----------------------------------|-----------------------------------|
| <i>Rotation um ...</i> | | Mittlere Positionsabweichung (mm) | Maximale Positionsabweichung (mm) | <i>Rotation um ...</i> | | Mittlere Positionsabweichung (mm) | Maximale Positionsabweichung (mm) |
| <i>keine Rotation</i> | | 0,09 | 0,12 | <i>keine Rotation</i> | | 0,08 | 0,12 |
| <i>x-Achse</i> | 5° | 0,12 | 0,16 | <i>x-Achse</i> | 5° | 0,09 | 0,11 |
| | 10° | 0,07 | 0,11 | | 10° | 0,09 | 0,13 |
| | 15° | 0,14 | 0,21 | | 15° | 0,10 | 0,12 |
| <i>y-Achse</i> | 5° | 0,05 | 0,09 | <i>y-Achse</i> | 5° | 0,12 | 0,16 |
| | 10° | 0,10 | 0,17 | | 10° | 0,15 | 0,20 |
| | 15° | 0,21 | 0,25 | | 15° | 0,20 | 0,22 |
| <i>z-Achse</i> | 30° | 0,13 | 0,14 | | | | |
| | 60° | 0,19 | 0,21 | | | | |
| | 90° | 0,18 | 0,19 | | | | |

Zusätzlich zu den beschriebenen Standardfällen, bei denen sich jederzeit Marken im zentralen Sichtfeld der Stereokameras befinden, wurde in weiteren Messungen die Robustheit des Mess- und Regelungssystems gegenüber Randbereichsposen der Markenplatte untersucht. Hierzu wurde eine Schaftspitze mit einer Höhe von 190 mm, die jeweils 80 mm von den Außenkanten der Markenplatte entfernt montiert ist, verwendet. Hierdurch soll ein eher selten auftretender Bestrahlungsfall mit außenliegendem Tumor simuliert werden. Durch Rotation der Markenplatte um die x- oder y-Achse bewegen sich dabei die Marken aus dem zentralen Sichtfeld der Stereokameras. Daher müssen drei Marken, die bei größeren Rotationswinkeln zunehmend im Außenbereich des Field of Views der Kameras liegen, zur stereoskopischen Messung der Pose verwendet werden. Wie Tabelle 4.2 (links) zeigt, werden bei der Grundpose sowie den Rotationen um 5° sehr gute Messergebnisse erzielt. Dies ist darauf zurückzuführen, dass hier noch keine Einschränkungen hinsichtlich der Markenauswahl auftreten. Bei Neigungen von 10° und 15° sind jedoch erwartungsgemäß leicht erhöhte Gesamtpositioniergenauigkeiten festzustellen. Die maximal gemessene Positionsabweichung von 0,29 mm tritt auch hier bei der Rotation um die y-Achse um 15° auf.

Da die mit der Poseregulung erzielbaren Positioniergenauigkeiten immer auch durch die Genauigkeit des Handhabungsgeräts beeinflusst werden, wurden in einer abschließenden Messreihe die Positionsabweichungen für drei Posen bei maximal zulässiger Last des unkalibrierten Roboters ermittelt. Hierfür wurde die zentral gelegene Tumorspitze mit einer Höhe von 190 mm genutzt. Gegenüber dem unbelasteten Zustand führt das am Roboterflansch angebrachte Zusatzgewicht in der Grundpose zu einer Absenkung der Tumorspitze um 0,5 mm. Die in Tabelle 4.2 (rechts) dargestellten Ergebnisse der Poseregulung zeigen, dass die mittleren Positionsabweichungen für die untersuchten

Posen jeweils etwas höher liegen als bei den Messungen im unbelasteten Zustand (siehe Tabelle 4.1 (links)). Dieser Unterschied ist auf die leicht reduzierte Genauigkeit der Positionsregelung des Roboters unter Maximallast zurückzuführen. Insgesamt ist dieser Effekt jedoch sehr gering, so dass von einer lediglich geringfügigen Abhängigkeit der erzielbaren Positioniergenauigkeit von der Genauigkeit des Positioniergeräts auszugehen werden kann.

Tabelle 4.2: Gesamtpositioniergenauigkeit der Poseregulung für eine im Randbereich der Markenplatte angebrachte Tumorspitze (links) und eine zentral angebrachte Tumorspitze, bei der der Roboter mit seiner zulässigen Maximallast beaufschlagt wurde

| Schaftspitze: 190 mm; Anordnung: Rand; ohne Zusatzlast | | | | Schaftspitze: 190 mm; Anordnung: mittig; Maximallast | | | |
|---|-----|-----------------------------------|-----------------------------------|---|-----|-----------------------------------|-----------------------------------|
| Rotation um ... | | Mittlere Positionsabweichung (mm) | Maximale Positionsabweichung (mm) | Rotation um ... | | Mittlere Positionsabweichung (mm) | Maximale Positionsabweichung (mm) |
| keine Rotation | | 0,11 | 0,14 | keine Rotation | | 0,10 | 0,13 |
| x-Achse | 5° | 0,09 | 0,16 | x-Achse | 10° | 0,13 | 0,15 |
| | 10° | 0,22 | 0,26 | | | | |
| | 15° | 0,19 | 0,22 | | | | |
| y-Achse | 5° | 0,15 | 0,17 | y-Achse | 10° | 0,12 | 0,17 |
| | 10° | 0,26 | 0,27 | | | | |
| | 15° | 0,26 | 0,29 | | | | |

Die durchgeführten Messungen⁶ zeigen, dass die messsystembasierte Poseregulung von Patientenhandhabungsrobotern eine echte Alternative zur gebräuchlichen absolutgenauen Kalibrierung darstellt. Mittels eines unkalibrierten seriellen Roboters konnte für die beschriebenen, klinisch relevanten Standardposen eine mittlere Positionsabweichung von lediglich 0,13 mm erreicht werden. Selbst im seltenen Fall einer ungünstigen Kombination aus Randlage des Tumors und einem bestrahlungsplanbedingten Verkippen der Marken aus dem Sichtfeld der Stereokameras liegen die erzielbaren Genauigkeiten noch deutlich unterhalb der Positioniergenauigkeit von hochgenau kalibrierten seriellen Robotern.

4.4 Maßnahmen zur Genauigkeitssteigerung flexibler Therapiegerätekinematiken

Ebenso wie die exakte Positionierung des Tumors hat die Positioniergenauigkeit der Therapiegerätekinematik Einfluss auf die Gesamtgenauigkeit einer Bestrahlungsdurchführung. Ziel der Forschungsarbeiten muss es daher sein, geeignete Maßnahmen zu identifizieren, durch die vorhandene Ungenauigkeiten in der kinematischen Kette vermieden bzw. kompensiert werden können. Vor diesem Hintergrund wurden im Rahmen

⁶ Bei der Durchführung der Messungen wurde der Autor durch cand. ing. Achim Hanke unterstützt.

der Forschungsarbeiten zwei konkrete Ansätze näher betrachtet. Zum einen wurde mittels Finite-Elemente-Methode (FEM) eine Optimierung der Tragstruktur des Linearkinematikgeräts vorgenommen. Zum anderen wurde ein auf dem vorstehend beschriebenen modularen Messsystemkonzept basierendes Stereokamerasystem entwickelt, mit dem die Positioniergenauigkeit von Strahlentherapiegeräten in allen sechs Freiheitsgraden vermessen werden kann. Bei mehrachsigen Therapiegerätekinematiken kann auf Basis der Messungen eine steuerungsseitige Optimierung der Positionierung vorgenommen werden.

4.4.1 Tragstrukturopptimierung mittels Finite-Elemente-Methode

Die bei klassischen Strahlentherapiegeräten in Gantrybauweise auftretenden Strahllageabweichungen sind zu einem großen Anteil auf Verwindungen der Tragstruktur der Gantry zurückzuführen. [48] Da bei horizontaler Einstrahlrichtung die wirkenden Torsionskräfte besonders groß sind, sind die Deformationen und folglich auch die Strahllageabweichungen hier in der Regel besonders hoch und können ein Vielfaches der Deformation in der 0°-Stellung betragen. Zwar ist aufgrund der gegebenen geometrischen Randbedingungen beim Linearkinematikgerät ein weniger winkelabhängiges Verwindungsverhalten zu erwarten, dennoch müssen auch hier mehrere spezifische Anforderungen bei der Konstruktion der Tragstruktur beachtet werden.

Als wichtiges und neuartiges Element des Linearkinematikgeräts wurde im Rahmen dieser Arbeit unter Berücksichtigung der spezifischen Anforderungen eine Optimierung des Vorbaus der Strahlerkopfeinheit im Hinblick auf eine möglichst winkelunabhängige und hohe Steifigkeit der Tragstruktur vorgenommen. Eine besondere Herausforderung ist dabei die funktionale Randbedingung, dass die darin zu integrierenden Strahlerzeugungs- und -formungskomponenten auf einer Bogenführung um ca. 10° im Gehäuse schwenkbar sein müssen. Die an der Bogenführung angreifende Masse beträgt dabei rund 2000 kg. Aufgrund des dichten Packagings sowie der beweglichen Lagerung der Komponenten können keine versteifenden Querverstrebungen im Inneren des Gehäuses realisiert werden. Näherungsweise steht als Konstruktionsvolumen für die Tragstruktur daher lediglich das Mantelvolumen eines Zylinders mit einem Außendurchmesser von 950 mm und einer Wanddicke von ca. 150 mm zur Verfügung. Weiterhin ist zu beachten, dass in der Tragstruktur für die Montage der vormontierten Strahlerzeugungs- und -formungseinheit eine ausreichend große Öffnung vorgesehen sein muss. Um auch sehr große Patienten ohne Einschränkung behandeln zu können, wurde die auskragende Länge der Strahlerkopfeinheit (Abstand zwischen Anflanschung an rotatorischer Hauptachse des Positioniersystems und der Behandlungsstrahlachse) auf einen Wert von 1550 mm festgelegt.

Ausgehend von einer Trägerstruktur mit sechs horizontal verlaufenden und über den Umfang gleichmäßig verteilten Rohrprofilen mit rechteckigem Querschnitt wurden verschiedene Konstruktionsvarianten entwickelt und mittels der FEM-Software Abaqus von

Dassault Systèmes untersucht.⁷ Die in den Simulationsergebnissen identifizierten Defizite wie Spannungsüberhöhungen oder stark winkelabhängiges Verformungsverhalten wurden in einem iterativen Verfahren eliminiert. Die Simulationsdarstellungen in Bild 4.12 zeigen die favorisierte Konstruktionslösung für zwei Belastungsfälle. An den Außenseiten der Konstruktion sind zwischen den Profiltröhen Tragwerksverstrebrungen eingebracht. Diese bewirken bei vergleichsweise geringem Materialeinsatz eine deutliche Erhöhung der Steifigkeit. Gleichzeitig bleibt die für Service- oder Austauscharbeiten erforderliche Zugänglichkeit zu den Strahlerzeugungskomponenten gegeben. Zur Bestimmung der Strahllageabweichung, wurde der deformationsbedingte euklidische Abstand zwischen dem Isozentrum und dem Zentralstrahl im Abstand von einem Meter vom Strahlaustritt (entspricht klassischer SID) bestimmt. Hierfür ist am Modell ein nicht deformierbarer Stab angebracht, dessen Ende die Istlage repräsentiert. Mit Werten von 0,62 mm in der 0°-Grundstellung und 0,54 mm in der 90°-Stellung weist die Tragstrukturkonstruktion vergleichsweise niedrige und weitgehend winkelunabhängige Strahllageabweichungen auf.

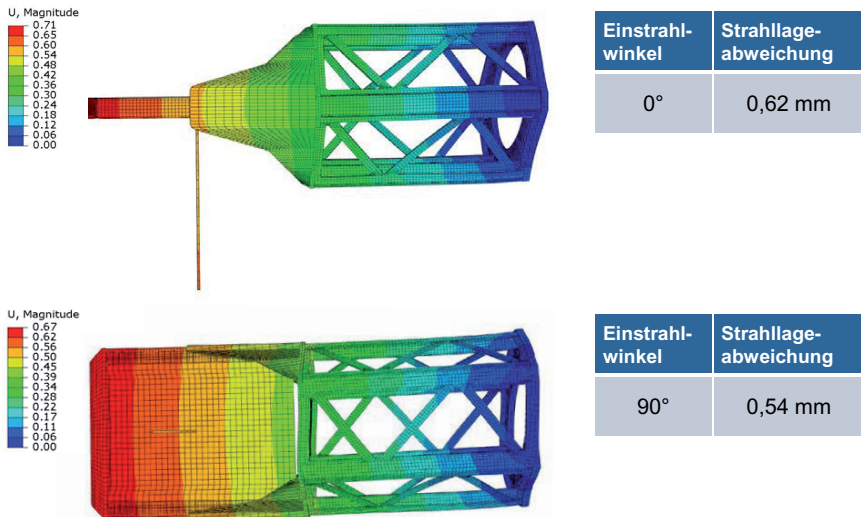


Bild 4.12: FEM-Darstellungen der Tragstrukturdeformationen der Strahlerkopfeinheit für zwei Einstrahlwinkel in der Seitenansicht (Farbskala in mm; Werkstoff: S355)

4.4.2 Wiederholgenauigkeit des Linearkinematikdemonstrators

Systematische elastische Verformungen von kinematischen Aufbauten können durch konstruktive Maßnahmen nie ganz vermieden werden. Insofern die Abweichungen jedoch bekannt sind, können diese bei mehrachsigen Kinematiken durch steuertechnische Maßnahmen kompensiert werden. Das Linearkinematikgerät mit sechs Frei-

⁷ Bei der Durchführung der Simulationsläufe wurde der Autor von cand. ing. Christian Wachter unterstützt.

heitsgraden und konstanten oder zumindest wenigen diskreten Betriebslasten bietet in diesem Zusammenhang sehr gute Randbedingungen für eine Fehlerkorrektur durch Vorsteuerung, d. h. Berücksichtigung von Posefehlern in der numerischen Steuerung. Die erzielbare Absolutgenauigkeit einer Pose hängt dann im Wesentlichen nur noch von der Wiederholgenauigkeit, also den nicht systematischen Posefehlern der Kinematik, sowie der Genauigkeit der Posefehlermessung ab. Die Wiederholgenauigkeit wird zum überwiegenden Teil durch die Getriebeispiele der Antriebsachsen verursacht und kann in einem geeigneten Versuchsaufbau messtechnisch ermittelt werden. Sie ist ein Maß für die Streuung der Istpositionen eines kinematischen Systems, wenn eine vorprogrammierte Sollposition wiederholt von derselben Startposition aus angefahren wird.

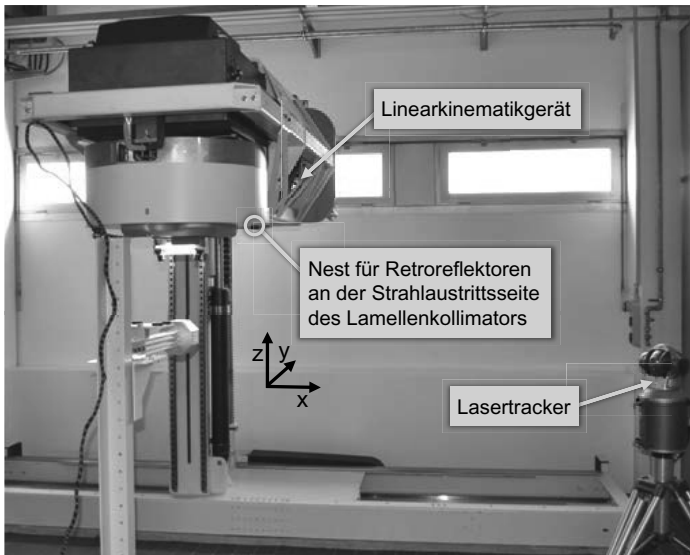


Bild 4.13: Versuchsanordnung zur Messung der Wiederholgenauigkeit des Linearkinematikdemonstrators mittels Lasertracker

Zur Messung der Wiederholgenauigkeit des sechssachsigen Linearkinematikgeräts mittels Lasertracker wurden am Lamellenkollimator Nester angebracht, in die Retroreflektoren eingesetzt werden können, siehe Bild 4.13. Zusätzlich zu Messungen bei denen die Wiederholgenauigkeit der Achsen eins bis fünf ermittelt wurde, wurde in einer weiteren Versuchsreihe eine kombinierte Achsbewegung untersucht, bei der der Strahlerkopf wie bei einer realen Bestrahlung entlang eines Kreisbogens um das Isozentrum bewegt wird.⁸ Für jede der Messreihen wurden fünf Positionierbewegungen ausgeführt und jeweils die Endposition des Lamellenkollimators bestimmt. Die anzufahrende Sollpose war jeweils die 0°-Grundpose, bei der der Strahlerkopf oberhalb des Isozentrums steht.

⁸ Bei der Durchführung der Messungen wurde der Autor von cand. ing. Sebastian Reitelshöfer unterstützt.

Der Linearkinematikdemonstrator ist mit horizontaler erster Achse und vertikaler zweiter Achse ausgeführt. Die dritte Achse ist die lineare Nebenachse und erst die vierte Achse die Hauptrotationsachse. Die fünfte und sechste Achse sind die rotatorischen Nebenachsen, wobei die Rotationsachse des Lamellenkollimators beim Demonstrator nicht angetrieben wird. In Bild 4.14 sind in einem Säulendiagramm die Auswertergebnisse der sechs Messreihen dargestellt. In Klammern steht der von der jeweiligen Achse bzw. dem Gesamtgerät bei jeder Fahrt zurückgelegte Weg bzw. Winkel. Die Diagrammsäulen repräsentieren die mittlere Abweichung der fünf gemessenen Positionen von deren Mittelwert. Hierbei sind die Ergebnisse für die drei Hauptachsrichtungen dargestellt. Zusätzlich ist die sich daraus berechnende Gesamtabweichung aufgetragen.

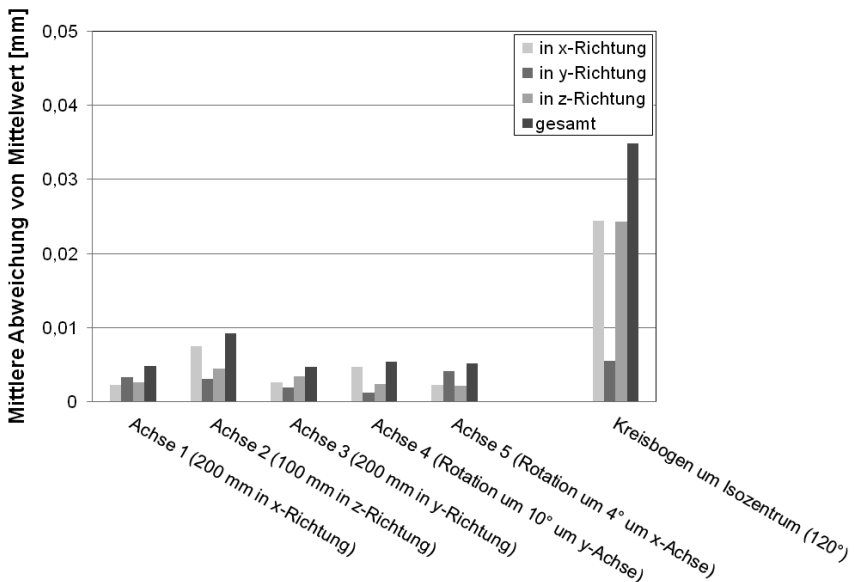


Bild 4.14: Wiederholgenauigkeiten des Linearkinematikdemonstrators für Bewegungen einzelner Achsen sowie einer Kreisbogenfahrt durch kombinierte Ansteuerung der drei Hauptachsen

Die Messergebnisse zeigen eine sehr geringe Streuung der Messwerte, die bei allen Einzelachsfahrten unter 0,01 mm liegt. Höhere Abweichungen treten bei der Kreisbogenfahrt, bei der die drei Hauptachsen koordiniert bewegt werden, auf. Mit einer mittleren Gesamtabweichung von 0,035 mm ist jedoch auch dieser Wert sehr niedrig und liegt in der Größenordnung hochgenauer Roboter. Die hohe Wiederholgenauigkeit des Linearkinematikgeräts stellt somit eine sehr gute Grundlage für die Anwendung klassischer Kalibriermethoden zur Kompensation systematischer Posefehler dar, wie sie auch von der eingesetzten Sinumerik-Steuerung unterstützt werden.

4.4.3 Kosteneffizientes Stereokamerasystem zur regelmäßigen Posemessung der Therapiegerätekinematik

Während der Inbetriebnahme eines Strahlentherapiegeräts in der Klinik ist eine Justierung bzw. Kalibrierung der Gerätekinematik erforderlich. Bei mehrachsigen Geräten wird die absolutgenaue Kalibrierung der Kinematik auf Basis von hochgenauen Positions- oder Posemessungen, z. B. mittels Lasertracker, vorgenommen. Um die Genauigkeit, die sich insbesondere aufgrund von Verschleiß mit zunehmender Betriebsdauer verschlechtern kann, zu überprüfen, werden regelmäßige Kontrollmessungen von spezialisierten Dienstleistungsunternehmen eingeplant. Da diese einen hohen Kosten- und Zeitaufwand verursachen, wäre es für die Kliniken vorteilhaft, wenn die Kontrollmessungen auch eigenständig vom medizintechnischen Personal durchgeführt werden könnten. Dadurch würden auch ereignisgesteuerte Überprüfungen der Genauigkeitskennwerte, beispielsweise nach einer Kollisionsfahrt des Therapiegeräts, möglich.

Zielsetzung der Forschungsarbeiten war daher die Konzeption und der Nachweis der prinzipiellen Funktionsweise eines Messsystems zur weitgehend automatisierten Kontrolle der Absolutgenauigkeit des Therapiegeräts. Aufgrund der konzeptionell modular angelegten Hard- und Softwarekomponenten kann das bereits vorgestellte Stereokamerasystem zur Posemessung auf diese Aufgabenstellung angepasst werden. Da mit dem Strahlerkopf eines Therapiegeräts ein großes Arbeitsvolumen überstrichen wird, bietet sich für diesen Anwendungsfall hinsichtlich der Anordnung des Sensorsystems sowie der Marken jedoch ein Inside-Out-System an, bei dem das Sensorsystem am Endeffektor der Kinematik befestigt wird.

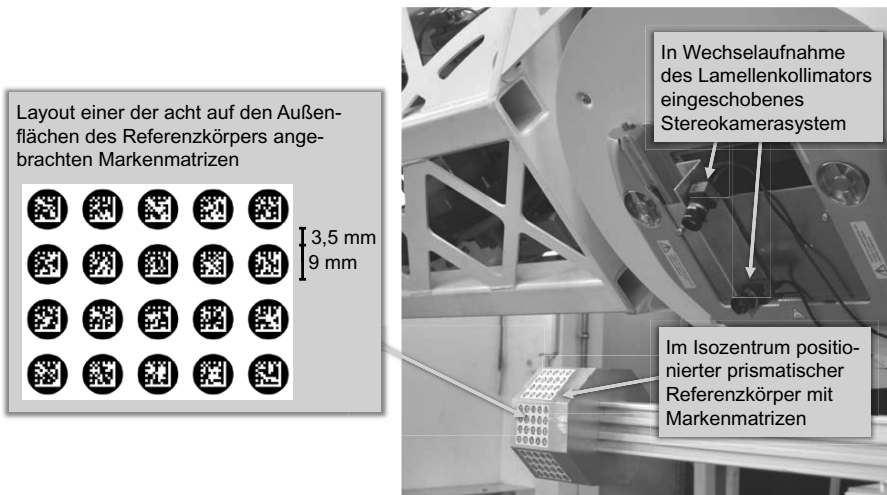


Bild 4.15: Ermittlung der Pose des Linearkinematikdemonstrators mittels Stereokamerasystem

Bild 4.15 zeigt das realisierte, am Lamellenkollimator des Linearkinematikdemonstrators angebrachte und auf das Isozentrum ausgerichtete Stereokamerasystem. Das Messsystem besteht auch hier aus zwei CMOS-Industriekameras mit fünf Megapixeln und ist mit Objektiven der Brennweite 12 mm ausgestattet. Die Stereobasis ist entsprechend des kürzeren Messabstands auf 175 mm reduziert. Die für die Posemessungen benötigten Kreismarken mit Datamatrix-Codes weisen einen ebenfalls skalierten Durchmesser von nur noch 9 mm auf und sind auf den Außenflächen eines prismatischen Referenzkörpers mit achteckiger Grundfläche angebracht. Wird dieser im Isozentrum platziert, kann die Pose des Therapiegeräts für Bestrahlungsposen, bei denen der Strahl auf das Isozentrum bzw. ein virtuelles Isozentrum in dessen Nähe ausgerichtet ist, durch Auswertung von drei stereoskopisch ermittelten Markenpositionen berechnet werden.

In der klinischen Praxis kann der Referenzkörper bei Bedarf, wie beim sogenannten Phantom, das regelmäßig zur Vermessung der Strahlage und Dosisleistung genutzt wird, an der Patientenliege angebracht und damit im Isozentrum positioniert werden. Wird das Stereokamerasystem mit einem Wechseladapter versehen und innerhalb des Arbeitsraums der Kinematik platziert, so kann dieses mittels eines vollautomatisch ablaufenden Steuerungsprogramms von der Wechselaufnahme des Lamellenkollimators aufgenommen bzw. nach einer vorprogrammierten Messfahrt wieder abgelegt werden. Mittels der dadurch möglichen regelmäßigen sowie gegebenenfalls ereignisgesteuerten Genauigkeitsmessungen werden relevante Verschlechterungen der Posegenauigkeit frühzeitig erkannt, so dass Gegenmaßnahmen eingeleitet werden können. Eine erste Genauigkeitsverbesserung kann dabei durch die steuerungsseitige Berücksichtigung der mit dem Stereokamerasystem ermittelten Messwerte erfolgen. Für hochgenaue Bestrahlungsapplikationen sollte jedoch eine erneute Kalibrierung der Therapiegerätekinematik vorgenommen werden.

Tabelle 4.3: Positionsabweichung zwischen der auf Basis der Stereokameramessungen berechneten Pose des Lamellenkollimators und der mittels Lasertracker bestimmten Referenzmessung

| Einstrahlwinkel | Mittlere Differenz zwischen Stereokamera- und Lasertrackermessungen |
|------------------------|--|
| 0° | 0,21 mm |
| 45° | 0,26 mm |
| 90° | 0,27 mm |
| 135° | 0,09 mm |
| 180° | 0,20 mm |

In ersten Voruntersuchungen konnte das realisierte Messsystem am Linearkinematikgerät getestet werden. Nach der Kalibrierung der Stereokameras und dem Einmessen des Referenzkörpers in das Bezugskoordinatensystem des Linearkinematikdemonstrators wurden entlang eines von der Strahlerkopfeinheit beschriebenen Halbkreises mit einer

Source-Isocenter Distance von 1 m mehrere Posemessungen durchgeführt. In Tabelle 4.3 sind die Positionsabweichung zwischen der mittels Stereokamerasystem bestimmten Pose des Lamellenkollimators und der mittels Lasertracker gemessenen Referenzpose aufgeführt.⁹ Die erreichten Genauigkeiten von unter 0,3 mm zeigen, dass das entwickelte Messsystemkonzept für eine Bewertung der Posegenauigkeit prinzipiell geeignet ist. Darüber hinaus ist zu erwarten, dass durch zukünftige Entwicklungsschritte eine weitere Verbesserung der Genauigkeit erzielt werden kann. In diesem Zusammenhang hat insbesondere die Realisierung eines angepassten Verfahrens zur Ermittlung der über den Umfang verteilten Markenpositionen in einem gemeinsamen Referenzkörperkoordinatensystem hohes Potential zur Steigerung der Gesamtgenauigkeit des Messsystems.

⁹ Bei der Durchführung der Messungen wurde der Autor von cand. ing. Sebastian Reitelshöfer unterstützt.

5 3D-Monitoringsystem zur kollisionsfreien Bewegungsplanung und Kontrolle der Patientenlage

Aufgrund des hohen Gefährdungspotentials, das von Fehlbestrahlungen ausgeht, hat die Patientensicherheit in der Strahlentherapie einen besonderen Stellenwert. Um zu gewährleisten, dass das erzeugte Dosisprofil dem Bestrahlungsplan entspricht, werden daher verschiedene Kontroll- und Messsysteme im Therapiegerät verbaut, mittels derer eine kontinuierliche Überwachung bzw. Regelung wichtiger Strahlparameter erfolgt. Wie in den vorstehenden Kapiteln beschrieben, ist für den Behandlungserfolg neben der korrekten Strahlerzeugung und -formung auch die exakte Positionierung und Orientierung der Patientenliege und des Behandlungsstrahls von zentraler Bedeutung. Allerdings kann es trotz dieser Maßnahmen zu Fehlbestrahlungen kommen, wenn sich die Lage des Tumors aufgrund von Patientenbewegungen verändert. Um kritische Verlagerungen ausschließen zu können, ist daher eine durchgängige Überwachung der Patientenlage während der Bestrahlungsdurchführung erforderlich. Außer von der inkorrekten Dosisapplikation geht für den Patienten auch von möglichen Kollisionen mit dem Therapiegerät eine Sicherheitsgefahr aus. Da Annäherungen zwischen Therapiegerätkomponenten und Patientenliege aufgrund von strahlentherapeutischen Anforderungen zu meist unvermeidbar sind, entstehen Quetschkanten, die zu sicherheitskritischen Situationen für den Patienten führen können.

Um die beschriebenen Gefahren abzuwenden, erfolgt in der Strahlentherapie eine sehr arbeits- und zeitintensive Überwachung des Patienten durch die MTRAs. In vielen Fällen ist es hierfür erforderlich, die Behandlung zu unterbrechen, um eine genaue Bewertung der Patientenlage bzw. der Therapiegerätestellung durch einen MTRA im Bunker vorzunehmen. Der Einsatz eines geeigneten Assistenzsystems zur lückenlosen Überwachung der Patientenlage weist in diesem Zusammenhang ein erhebliches Potential zur Steigerung der Patientensicherheit bzw. der Behandlungsqualität auf. Durch eine weitgehende Automatisierung können zudem Bestrahlungsunterbrechungen reduziert und somit die Behandlungseffizienz verbessert werden. In diesem Kapitel wird daher ein auf moderner 3D-Kameratechnik basierendes Monitoringsystem vorgestellt, das einerseits zur kollisionsfreien Bewegungsplanung der Therapiegerätekinematik und andererseits zur Überwachung der korrekten Patientenlage eingesetzt werden kann.

5.1 Sensorbasiertes Patienten- und Therapiegerätemonitoring

5.1.1 Strategien der Kollisionsvermeidung

In vielen Bereichen der Großgerätemedizin werden offene kinematische Strukturen, von denen ein Kollisionsrisiko ausgeht, im Nahbereich des zumeist auf einer Liege platzierten Patienten bewegt. Während z. B. bei einem C-Bogen-Röntgensystem in der Regel ein Mensch das Gerät direkt im Operationssaal bedient, ist während der Bestrahlungsdurchführung in der Strahlentherapie lediglich eine unpräzise Überwachung der Kinetikbewegungen von außerhalb des Bunkers mittels eines Video-Monitoringsystems möglich. Angesichts der sehr hohen bewegten Massen sowie der Zielsetzung in Zukunft

höhere Positioniergeschwindigkeiten zu realisieren, ist dies als besonders kritisch in Bezug auf die Patientensicherheit einzustufen. Außer von der potentiellen Verletzungsgefahr für den Patienten, geht von einem unzureichenden Sicherheitskonzept auch die Gefahr der Schädigung von Therapiegerätekomponenten und somit der Störung des Klinikbetriebs aus. Besonders kollisionsanfällig sind in der Regel die Mechanismen der Bildgebungssysteme. Um Kollisionen der Bildgebungskomponenten mit der Patientenliege, zusätzlichen Hilfsmitteln oder dem Patienten während des Aus- bzw. Einfahrens zu vermeiden, werden daher zeitaufwändige Kontrollgänge in den Bunker durchgeführt, was sich deutlich negativ auf die Effizienz der Behandlung auswirkt. Grundsätzlich ist der Ausfall einer Anlage in der Strahlentherapie als äußerst kritisch zu bewerten, da die einzelnen Bestrahlungssitzungen in einem definierten Zeitschema ablaufen müssen und die Verweisung von Patienten auf andere Therapieanlagen oder sogar andere Kliniken aus technischen Gründen bzw. der mangelnden Transportfähigkeit, insbesondere sehr kranker Menschen, häufig nicht möglich ist.

Vor dem Hintergrund der beschriebenen Problematik wurden in der Literatur bereits unterschiedliche Lösungsansätze beschrieben und teilweise realisiert, die zu einer Verbesserung der Kollisionssicherheit beitragen sollen. Analog zur Einordnung von Sicherheitskonzepten im Automobil können diese Ansätze in passive und aktive Sicherheitssysteme unterteilt werden. Während bei passiven Systemen die Zielsetzung ist, die Folgen einer Kollision zu minimieren, wird bei aktiven Systemen die Vermeidung von Kollisionen angestrebt.

Da Kollisionen bislang nicht verlässlich ausgeschlossen werden können, kommt den passiven Sicherheitssystemen im klinischen Alltag eine besondere Rolle zu. Die wichtigste Aufgabe dieser Systeme ist es, die auftretenden Kollisionskräfte möglichst niedrig zu halten. Hierfür muss die Kollision detektiert und ein sofortiger Not-Halt der Therapiegerätekinematik bzw. des Mechanismus zur Positionierung der Bildgebungskomponenten eingeleitet werden. Zur Kollisionserkennung kommen dabei unterschiedliche taktile Sensoren zum Einsatz. [16][78][99] Eine besondere Herausforderung besteht in der Überwachung von potentiellen Quetschkanten, insbesondere entlang der Außenseite der Patientenliege. Hier werden zunehmend umlaufende Lichtwellenleiter angebracht, mittels derer auftretende Kollisionskräfte auf Basis des Evaneszenz-Effekts sensiert werden können [101]. Um die kinetische Energie und somit das von den kinematischen Systemen ausgehende Gefährdungspotential niedrig zu halten, werden die zulässigen Bewegungsgeschwindigkeiten stark beschränkt [118].

Passive Sicherheitssysteme können in den meisten Fällen kollisionsbedingte Verletzungen des Patienten bzw. Beschädigungen des Therapiegeräts abwehren. Da Kollisionen jedoch immer unangenehme Situationen für den Patienten darstellen, sollte es die Zielsetzung sein, Kontakte zwischen Therapiegerätekomponenten und dem Patienten bzw. der Liege aktiv zu verhindern. Der wichtigste Ansatz, dies zu erreichen, besteht in der Erstellung kollisionsfreier Bestrahlungspläne. Hierzu wird ein geometrisches Modell des Therapiegeräts, der Patientenliege und des Patienten erstellt und dieses im Rahmen der Bestrahlungsplanung für kritische Bestrahlungspositionen auf Kollisionen getestet. Der Patient wird dabei durch ein statisches Modell repräsentiert.

[5][53][54][116] Da in der Planungsphase die Lage des Patienten während der späteren Behandlungsdurchführung jedoch zumeist nur grob abgeschätzt werden kann, müssen allerdings vergleichsweise große Sicherheitssäume vorgesehen werden. Dies kann dazu führen, dass Bestrahlungsrichtungen aufgrund von Durchdringungen im Modell nicht in den Bestrahlungsplan aufgenommen werden, obwohl sie medizinisch sinnvoll und in der Realität darstellbar wären. Größter Nachteil dieser Methode ist jedoch, dass keine automatische, sensorbasierte Überwachung während der Behandlung erfolgt und daher eine kritische Verlagerung, beispielsweise ein seitlich von der Patientenliege hängender Arm, bei der Bewegungsausführung nicht berücksichtigt werden kann. Eine Sonderstellung nimmt in diesem Zusammenhang das in [147] vorgestellte Verfahren ein, da hier Tumorbewegungen mittels Röntgensystemen online erfasst und verarbeitet werden können und die Bewegung des Therapiegeräts, falls erforderlich, dynamisch angepasst werden kann. Dadurch können Kollisionen zwischen Therapiegerät und der zu bestrahlenden Körperregion vermieden werden. Eine Überwachung des ganzen Körpers ist allerdings auch hier nicht möglich.

Als aktive Sicherheitssysteme sind neben den auf der Planung kollisionsfreier Bewegungen beruhenden Lösungen insbesondere Systeme zur sensorgestützten Detektion von kritischen Annäherungen bekannt. Hierbei kann zwischen Ansätzen unterschieden werden, bei denen einfache optische Sensoren am Therapiegerät angebracht werden, mit denen lediglich Annäherungen an außenliegenden, kollisionskritischen Komponenten erfasst werden [106] und solchen, bei denen eine Überwachung der bestrahlten Körperregion mittels eines fest im Raum installierten Sensorsystems erfolgt [13]. Hauptnachteil dieser sensorbasierten Kollisionsvermeidungssysteme ist, dass lediglich besonders kritische Komponenten bzw. Körperregionen erfasst werden. Kollisionen können folglich nicht vollständig ausgeschlossen werden. Somit ist eine zusätzliche Video-Überwachung durch einen MTRA erforderlich.

5.1.2 Überwachung von Patientenbewegungen

Damit eine exakte Dosisapplikation gewährleistet werden kann, ist eine sorgfältige Vorbereitung und Durchführung der Bestrahlung unumgänglich. Der Sicherstellung, dass sich der Patient während der Bestrahlungsdurchführung nicht bewegt, kommt in diesem Zusammenhang eine zentrale Rolle zu. Unerwünschte Verlagerungen vor oder während den Bestrahlungen müssen ausgeschlossen werden können. Häufig sind kritische Positionsänderungen auf physiologische Prozesse wie Niesen oder Husten zurückzuführen, die vom Patienten nicht oder nur wenig kontrollierbar sind. Insbesondere bei langen Behandlungen kommt es aber auch vor, dass Patienten aufgrund von stärker werdenden Druckschmerzen spontan eine bequemere Haltung einnehmen.

Prinzipiell können zur Unterbindung derartiger Patientenbewegungen Fixierungshilfen wie Vakuummatratzen eingesetzt werden. Diese werden jedoch von den meisten Patienten als sehr unangenehm empfunden. Zudem ist der zeitliche und monetäre Aufwand zur Bereitstellung oder patientenindividuellen Anfertigung von Hilfsmitteln sowie zur täglichen Immobilisierung beträchtlich. In der Regel wird daher eine Körperregion nur dann fixiert, wenn dies für die Gewährleistung des Behandlungserfolgs zwingend

erforderlich ist. Damit Fehlbestrahlungen vermieden werden können, muss daher eine sorgfältige und lückenlose Überwachung der Patientenlage erfolgen, so dass auf kritische Verlagerungen sofort mit einem Bestrahlungsabbruch reagiert werden kann. Zu diesem Zwecke kommen in der klinischen Praxis nahezu ausschließlich videobasierte Telemonitoringsysteme zum Einsatz. Diese weisen allerdings mehrere Nachteile auf. So ist der Mensch in der Regel mit Hilfe dieser Systeme nicht in der Lage Positionsänderungen zu quantifizieren und kann somit kleine Verlagerungen häufig nicht registrieren. Auch ist insbesondere bei einem effizienten Betrieb der Anlage mit nur zwei MTRAs eine durchgängige Kontrolle kaum möglich. Einerseits findet keine Überwachung statt, während die MTRAs nach dem Setup den Bunker gemeinsam verlassen und andererseits kann erfahrungsgemäß nicht ausgeschlossen werden, dass die MTRAs während der Behandlung von ihren Kernaufgaben abgelenkt werden (z. B. durch Patienten, Telefonate, medizinisches Personal etc.).

Mit der Zielsetzung eine weitgehend automatische Überwachung der Patientenposition zu ermöglichen, wurden aus der beschriebenen Motivation heraus bereits mehrere unterschiedliche Systeme entwickelt. In [148] wird ein am Strahlerkopf des Therapiegeräts befestigter Infrarotsensor beschrieben, der Signale eines, auf der Haut des Patienten angebrachten, Signalgebers empfängt und dadurch Bewegungen sensiert. Erheblicher Nachteil dieses Systems ist, dass die Sender- und Empfängereinheit für jedes Bestrahlungsfeld aufwändig von einem MTRA am Patienten neu eingerichtet werden muss, wodurch sich ein deutlicher Zeitaufwand ergibt.

Neben dieser eher einfachen Anordnung wurden insbesondere auch kamerabasierte Systeme zur Bewegungsdetektion entwickelt. Bei dem in [17] vorgestellten Ansatz wird das Videobild eines Telemonitoringsystems computerbasiert ausgewertet. Hierzu wird nach dem Setup des Patienten eine Referenzaufnahme akquiriert, mit der während der Behandlung das aktuelle Videobild verglichen wird. Im Falle von kritischen Änderungen der Patientenlage werden diese erkannt, so dass entsprechend mit dem Abbruch der Bestrahlung reagiert werden kann. Hauptnachteil dieses grundsätzlich vielversprechenden Ansatzes ist, dass lediglich ein zweidimensionales Bild ausgewertet wird und somit keine räumliche Messung der Patientenlage möglich ist. Im Gegensatz dazu bieten infrarotbasierte Stereokamerasysteme eine quantifizierbare, dreidimensionale Bewertung der aktuellen Situation [56][84]. Zur Beurteilung von Patientenbewegungen werden bei diesen Systemen die 3D-Positionen mehrerer auf der Haut des Patienten befestigter Reflektormarken kontinuierlich bestimmt. Aufgrund dieser vorteilhaften Eigenschaft gibt es mittlerweile einige Kliniken, die derartige Überwachungslösungen vor allem im Bereich der stereotaktischen Behandlungen einsetzen. Wegen der vergleichsweise aufwändigen Anbringung der Marken am Patienten ist eine deutliche Erweiterung des Einsatzbereichs auch auf Standardbehandlungen allerdings nicht zu erwarten. Ein hinsichtlich der Einrichtung des Systems deutlich weniger aufwändiger Ansatz wird in [7], [13] und [112] beschrieben. Hierbei wird die Patientenoberfläche, auf die ein Specklemuster projiziert wird, mittels mehrerer Spezialkameras erfasst und aufwändig photogrammetrisch bzw. stereoskopisch rekonstruiert. Dies ermöglicht eine hochgenaue dreidimensionale Erfassung des Patienten bzw. der Region-of-Interest (ROI). Die Geschwindig-

keit, mit der die aktuelle Patientenlage ermittelt werden kann, hängt dabei allerdings von der Größe der ROI ab. Aufgrund der sehr rechenintensiven Algorithmen zur Bestimmung des Oberflächenmodells und der großen zu handhabenden Datenmengen ist das System für eine großflächige Echtzeitüberwachung daher eher ungeeignet. Für weniger zeitkritische Prozesse wie die Verifikation des Patientensetups wird der Systemansatz allerdings bereits vielfach in der Strahlentherapie eingesetzt.

5.1.3 Verfahren zur Gewinnung von Tiefeninformationen

Damit ein Strahlentherapiegerät, ohne durchgängige Videoüberwachung der Patientenlage durch einen MTRA, kollisions sicher betrieben werden kann, ist eine automatische, zeitlich lückenlose Erfassung des Patienten mittels eines geeigneten Sensorsystems erforderlich. Um potentielle Kollisionen auch mit außenliegenden Körperteilen wie den Extremitäten oder dem Kopf ausschließen zu können, ist hierfür eine zuverlässige Oberflächendetektion des ganzen Patienten notwendig. Falls zusätzliche Hilfsmittel wie patientenindividuell angepasste Fixierungshilfen oder Armstützen an der Patientenliege angebracht sind, müssen diese ebenfalls erfasst werden, da deren geometrische Abmaße in der Regel vorab nicht bekannt sind. Als Grundlage für die Auswahl eines für ein integriertes Patientenmonitoringsystem einsetzbaren Sensorsystems werden im Folgenden die wichtigsten Verfahren zur Gewinnung von Tiefeninformationen vorgestellt.

Zur Oberflächenerfassung von Objekten werden nahezu ausschließlich optische Sensorsysteme eingesetzt. Diese beruhen fast immer auf den Messprinzipien Interferometrie, Triangulation oder Time-of-Flight. [156] Die interferometrischen Messverfahren zur dynamischen 3D-Objekterfassung basieren dabei in der Regel auf dem Moiré-Effekt, der entsteht, wenn gleichmäßige geometrische Strukturen überlagert werden. Neben der aufwändigen Kalibrierung und der zeitintensiven Auswertung, die zur Bestimmung von Absolutmesswerten erforderlich sind, liegt ein großer Nachteil dieser Methode in der eingeschränkten Zuverlässigkeit der Messwertbestimmung [87][156]. Für sicherheitsrelevante Aufgaben sind Sensorsysteme, die auf diesem Prinzip basieren, daher als ungeeignet zu bewerten.

Vergleichsweise weit verbreitet sind dagegen Sensorsysteme, bei denen zur Objekterfassung das Triangulationsprinzip angewendet wird. Grundsätzlich kann bei diesen Verfahren zwischen passiven und aktiven Systemen unterschieden werden. Während bei passiven Sensorsystemen diffuses Licht aus der Umgebung bzw. einer Lichtquelle zur Messwertbestimmung ausreicht, wird bei aktiven Systemen strukturiertes Licht, das auf die Objekt Oberfläche projiziert wird, zur Auswertung genutzt. Ein wichtiges Anwendungsgebiet passiver, stereokamerabasierter Sensorsysteme ist die automatische Raumüberwachung und Zutrittskontrolle in Produktionszellen [96][109]. Hier sind die Anforderungen an die Messauswertung allerdings niedriger als für die angestrebte Anwendung in der Strahlentherapie, da der erforderliche Detaillierungsgrad geringer ist. Ein prinzipielles Problem passiver Systeme besteht zudem in der genauen Erfassung von wenig strukturierten Oberflächen, wie der menschlichen Haut. Eine exakte und

verwechslungsfreie Zuordnung korrespondierender Bildpunkte ist hier nur schwer möglich, so dass Fehlmessungen nicht ausgeschlossen werden können.

Bei aktiven Messsystemen, die auf dem Triangulationsprinzip beruhen, wird insbesondere das Lichtschnitt-, das Streifenprojektions- sowie das Musterprojektionsverfahren genutzt. Bei der Lichtschnittmethode wird eine Lichtlinie auf das zu vermessende Objekt projiziert (zumeist wird ein Laser als Lichtquelle eingesetzt) und diese mittels einer Kamera beobachtet. Um ein dreidimensionales Abbild rekonstruieren zu können, muss die Laserlinie über das Objekt geführt werden, so dass mehrere Messungen zu einer Punktwolke der Oberfläche fusioniert werden können. Dies ist zum einen zeitintensiv, so dass in der Regel lediglich niedrige Bildwiederholraten erreicht werden, und zum anderen wird der Aufbau des Sensorsystems durch die erforderlichen beweglichen Komponenten vergleichsweise aufwändig und somit kostenintensiv. Beim Streifenprojektionsverfahren werden wechselnde Streifenmuster auf die gesamte zu vermessende Objekt-oberfläche projiziert. Aus Kameraaufnahmen unterschiedlicher Streifenmuster kann dann auf die räumliche Lage der Oberfläche rückgeschlossen werden. [6] Da mehrere Aufnahmen zur vollständigen Rekonstruktion der Oberfläche benötigt werden, ist auch dieses Verfahren vergleichsweise langsam. Ein weiterer Nachteil der beiden beschriebenen Verfahren ist, dass die Projektion der Laserlinie bzw. der Streifenmuster in der Regel im sichtbaren Wellenbereich erfolgt, was zu einer unangenehmen Blendung des Patienten während der Behandlung führen würde.

Eine weitere Variante der aktiven Triangulationsverfahren stellt die Musterprojektionsmethode dar. Hierbei wird ein komplexes Muster auf die Objektoberfläche projiziert und dieses kamerabasiert erfasst und ausgewertet. Vorteil dieses Prinzips ist, dass alle 3D-Informationen aus einer Aufnahme akquiriert werden, so dass hohe Bildwiederholraten erreichbar sind. Seit Ende 2010 ist das auf diesem Prinzip basierende Kinect-System von Microsoft am Markt erhältlich, das zur Steuerung von Spielekonsolen ohne Eingabegerät eingesetzt wird. Das auf Hardware der Firma PrimeSense basierende System arbeitet im Infrarotbereich, so dass keine Blendung des menschlichen Auges auftritt. [107]

Prinzipieller Nachteil aller Triangulationsverfahren ist, dass aufgrund von Abschattungseffekten Teile der zu erfassenden Szene nicht dreidimensional vermessen werden können. Dies ist darauf zurückzuführen, dass zwischen dem zu vermessenden Punkt und den beiden versetzt angeordneten Stereokameras bzw. der Projektionseinheit und der Kamera jeweils eine direkte Sichtlinie bestehen muss. Um diesen Nachteil zu eliminieren, besteht zwar prinzipiell die Möglichkeit der Fusionierung der Daten mehrerer Kameras. Dies ist jedoch mit erhöhtem technischem Aufwand und einer langsameren Datenverarbeitung verbunden.

Eine Alternative zu den Triangulationsverfahren stellen Lichtlaufzeitmessungen, auch Time-of-Flight (ToF) genannt, dar. Hierbei wird zur Berechnung des Entfernungswertes die Zeit gemessen, die ein vom Sensorsystem ausgesendetes Lichtsignal bis zum Objekt und zurück benötigt. Die Laufzeit kann direkt mittels kurzer Lichtpulse oder indirekt durch Bestimmung des Phasenversatzes intensitätsmodulierter Signale gemessen wer-

den. [6] Bei Sensorsystemen, die auf dem ToF-Prinzip basieren, kann zwischen klassischen 3D-Laserscannern sowie neuartigen ToF-Kameras unterschieden werden.

Mit 3D-Laserscannern kann lediglich die Raumkoordinate des Oberflächenpunktes des Objektes bestimmt werden, auf den der Scanner ausgerichtet ist. Um eine komplette dreidimensionale Oberfläche zu erfassen, ist es daher erforderlich, den Messstrahl über die Objektoberfläche zu führen. Aufgrund der hohen damit erzielbaren Scangeschwindigkeit werden hierfür zumeist leichte Ablenkspiegel eingesetzt. Diese sind in zwei Freiheitsgraden rotatorisch manipulierbar, so dass das gesamte Messfeld mit einem definierten Raster abgescannt werden kann. Dabei hängt die Bildwiederholrate vor allem von der Messrate des Scanners sowie der eingestellten lateralen Auflösung ab. Mit teuren Messsystemen werden üblicherweise Messraten zwischen 10000 und maximal 1000000 Punkten pro Sekunde erreicht. Mit 3D-Laserscannern können sehr hohe Genauigkeiten erzielt werden, dies bedingt allerdings den Einsatz hochwertiger und entsprechend teurer mechanischer und elektronischer Komponenten.

Seit Mitte der 1990er Jahre werden Kameras entwickelt, bei denen für jedes Sensorpixel ein Entfernungswert bestimmt werden kann, so dass eine dreidimensionale Rekonstruktion der betrachteten Objektoberfläche aus nur einer Aufnahme möglich ist [91]. Hierbei können bei reduzierter Auflösung bis zu 80 Bilder bzw. Raumpunktewolken pro Sekunde aufgenommen werden. Zwar liegen die erzielbaren absoluten Genauigkeiten in der Regel in der Größenordnung von einem Zentimeter und sind damit eher niedrig, für den angestrebten Einsatz zur Kollisionsvermeidung ist dies jedoch ausreichend, da dieser Wert deutlich kleiner als der erforderliche Sicherheitsabstand ist. Bei der Patientenlagererkennung ist vor allem die Erfassbarkeit kleiner Relativbewegungen von zentraler Bedeutung. Diese kann bei ToF-Kameras, trotz der derzeit noch vergleichsweise niedrigen Auflösungen von wenigen zehntausend Pixeln, unter guten Randbedingungen im Submillimeterbereich liegen. [73][137]

Prinzipiell kann zwischen zwei Ansätzen zur ToF-Entfernungsmessung unterschieden werden. Bei der Shuttertechnik bzw. der Pulsmodulationstechnik werden extrem kurze Lichtpulse mit möglichst steilen Signalfanken ausgesendet. Durch direkte Messung der Lichtlaufzeit t_L wird dabei der Entfernungswert d in Abhängigkeit der Lichtgeschwindigkeit c im jeweiligen Messmedium mittels der Formel

$$d = \frac{c \cdot t_L}{2} \quad (5.1)$$

bestimmt. [73][82][115]

Bei der Continuous Wave (CW) Modulation wird hingegen eine zumeist sinusförmige Amplitudenmodulation des kontinuierlich ausgesendeten Lichtsignals vorgenommen und die Lichtlaufzeit und somit der Entfernungswert indirekt aus dem Phasenversatz zwischen ausgehender und ankommender Welle ermittelt [74][153]. Ein Nachteil der CW-Systeme gegenüber der Shuttertechnik bzw. der Pulsmodulationstechnik ist, dass der Messbereich, in dem eindeutige Messwerte generiert werden, auf die Hälfte der Wellenlänge der Modulationsfrequenz begrenzt ist. Bei gängigen Modulationsfrequenzen von etwa 20 MHz entspricht dies einem Eindeutigkeitsbereich von etwa 7,5 m. Da

dieser Entfernungsbereich für den angestrebten Einsatz im Strahlenbunker allerdings ausreicht, stellen ToF-Kameras, die auf dem CW-Modulationsverfahren basieren, eine kostengünstige Messmethode zur kontinuierlichen Erfassung des Patienten während der Strahlensitzung dar. [73]

Tabelle 5.1: Zusammenfassender Vergleich ausgewählter Sensorsysteme zur 3D-Oberflächenerfassung

| Bewertungs-kriterium | Multikamera-system | Muster-projektion | ToF-Kamera | 3D-Laserscanner |
|--|---|-------------------|-----------------------|--|
| Messprinzip | Triangulation | Triangulation | Lichtlaufzeit-messung | Lichtlaufzeit-messung |
| Mess-geschwindigkeit | eher niedrig (abhängig von Detaillierungsgrad) | hoch | hoch | eher niedrig (abhängig von Mess-feldgröße u. Auflösung) |
| Messgenauigkeit | hoch | eher niedrig | eher niedrig | sehr hoch |
| Kosten | mittel bis hoch | sehr niedrig | niedrig | sehr hoch |
| Technologisches Entwicklungs-potential | eher gering | hoch | sehr hoch | eher gering |

5.1.4 Räumliches Patientenmonitoring mittels ToF-Kamera

Für die Etablierung eines automatischen Systems zur Kollisions- sowie Patientenlage-überwachung an den Strahlenkliniken sind neben der Erfüllung der technischen Anforderungen insbesondere niedrige Kosten von zentraler Bedeutung. ToF-Sensoren weisen aufgrund guter technischer Eigenschaften sowie der vergleichsweise niedrigen Anschaffungskosten für das Kamerasystem in diesem Zusammenhang eine sehr gute Eignung auf. Da sich diese junge Technologie zudem in einer frühen Entwicklungsphase befindet, ist zu erwarten, dass sich der Trend zu höheren Auflösungen und Genauigkeiten auch in den kommenden Jahren fortsetzen wird und die Kosten der 3D-Kameras, die derzeit bei mehreren tausend Euro liegen, weiter sinken werden. [38]

Hauptkomponenten einer ToF-Kamera sind die zumeist im Infrarotbereich modulierbare Beleuchtungseinheit und der ToF-Sensorchip mit Ansteuer- bzw. Auswerteelektronik, die Optik sowie ein Softwarepaket zum Ansteuern und Auslesen der Kamera über eine digitale Schnittstelle. Die Leistungsfähigkeit der verbauten Komponenten und deren Zusammenspiel beeinflussen maßgeblich die wichtigsten Kennwerte und Eigenschaften des Kamerasystems wie den Messbereich, das abdeckbare Sichtfeld, die Bildwiederholrate sowie die Messgenauigkeit. [131]

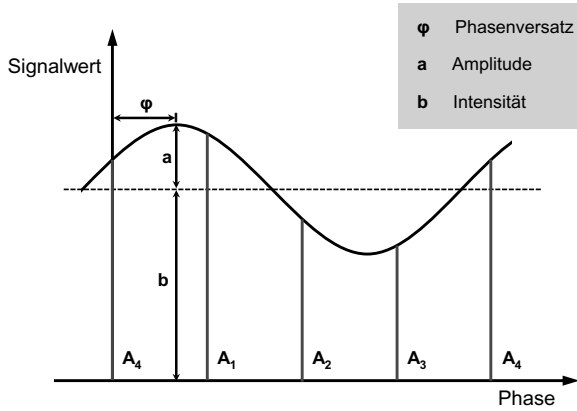


Bild 5.1: Auswertung der Autokorrelationsfunktion eines ToF-Pixels als Basis der Entfernungswertberechnung (nach [131])

Um bei amplitudenmodulierten ToF-Sensoren den Entfernungswert zwischen Messobjekt und Kamera zu berechnen, wird aus der Autokorrelationsfunktion (die sich durch Überlagerung des eingehenden optischen Signals mit dem elektronischen Referenzsignal ergibt) der Phasenversatz φ bestimmt. Hierzu werden vier um jeweils 90° phasenversetzte Signalwerte der Autokorrelationsfunktion ($A_1 - A_4$) erfasst, siehe Bild 5.1. Der Phasenversatz, der proportional zum Entfernungswert ist, kann anschließend mittels folgender Funktion bestimmt werden:

$$\varphi = \arctan\left(\frac{A_1 - A_3}{A_2 - A_4}\right) \quad (5.2)$$

Da die Lichtgeschwindigkeit c bekannt ist, kann daraus, in Abhängigkeit der Modulationsfrequenz f_{mod} der Beleuchtungseinheit, der Entfernungswert d berechnet werden.

$$d = \frac{c \cdot \varphi}{4 \cdot \pi \cdot f_{mod}} \quad (5.3)$$

Neben dem Entfernungswert werden für jedes Pixel zwei weitere Größen bestimmt, die für die Bewertung der Korrektheit des Entfernungswerts bedeutend sind (Näheres hierzu in Kapitel 5.3.2) und ebenfalls aus der Kamera ausgelesen werden können. Zum einen ist dies die Signalamplitude a :

$$a = \frac{\sqrt{(A_1 - A_3)^2 + (A_2 - A_4)^2}}{2} \quad (5.4)$$

Die zweite Größe ist der Intensitätswert b , der auch als Offset oder Grauwert bezeichnet wird, und über die Gleichung

$$b = \frac{A_1 + A_2 + A_3 + A_4}{4} \quad (5.5)$$

bestimmt werden kann. [91][131]

5.2 Automatische Kollisionsvermeidung und Überwachung der Patientenlage

5.2.1 Anbringung des Sensorsystems für die Anwendung in der Strahlentherapie

Grundvoraussetzung für eine automatische Überwachung ist, dass kollisionskritische Situationen sowie therapierelevante Veränderungen der Patientenlage verlässlich und umgehend detektiert werden. Entsprechend muss das Sensorsystem derart angebracht werden, dass der Patient vollständig erfasst wird und sich während der Bestrahlung keine Verdeckungen durch das Therapiegerät ergeben. Um das Potential zur Effizienzsteigerung, das ein derartiges Patientenmonitoringsystem bietet, zu erschließen, ist außerdem darauf zu achten, dass der Workflow am Therapiegerät durch die Nutzung des Systems nicht beeinträchtigt wird. Durch eine geneigte Anbringung der ToF-Kamera an der Decke des Strahlenbunkers können diese Kriterien erfüllt werden. Wird die ToF-Kamera, wie in Bild 5.2 dargestellt, relativ zum Therapiegerät installiert, so kann diese sowohl an einem Linearkinematikgerät als auch an bereits installierten Geräten in Gantrybauweise zum Patientenmonitoring eingesetzt werden.

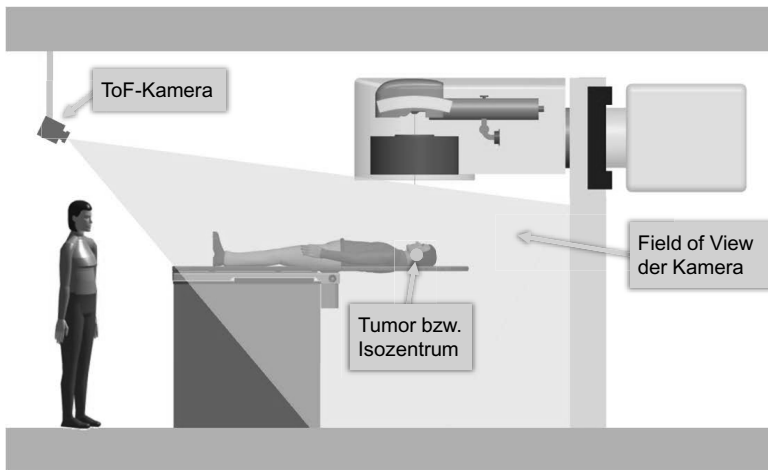


Bild 5.2: Ausrichtung der deckenmontierten ToF-Kamera zur verdeckungsfreien Erfassung des Patienten

Nachteil optischer Messverfahren ist, dass in der Regel Abschattungseffekte nicht komplett ausgeschlossen werden können. Im beschriebenen Anwendungsfall beschränkt sich der nicht erfassbare Bereich im direkten Umfeld des Patienten allerdings auf den durch die Patientenliege verdeckten Raum unterhalb der Tischplatte. Dies ist jedoch als unkritisch zu betrachten. Weil seitlich von der Tischplatte hängende Körperteile jederzeit detektiert werden können und dies keiner zulässigen Patientenlagerung entspricht, würde in einer derartigen Situation eine sofortige Unterbrechung der Behandlung eingeleitet werden.

Eigenschaften und Funktionalitäten des Versuchsaufbaus:

- Der Neigungswinkel der ToF-Kamera gegenüber der Horizontalen beträgt 40°
- Die Patientenpuppe ist durch eine Aussparung im Patiententisch fest mit dem Knickarmroboter verbunden
- Durch Manipulation des Knickarmroboters können unterschiedliche Patientenposen exakt eingestellt werden
- Mittels der formbaren, formstabilen Patientenpuppe können unterschiedliche Körperhaltungen simuliert werden

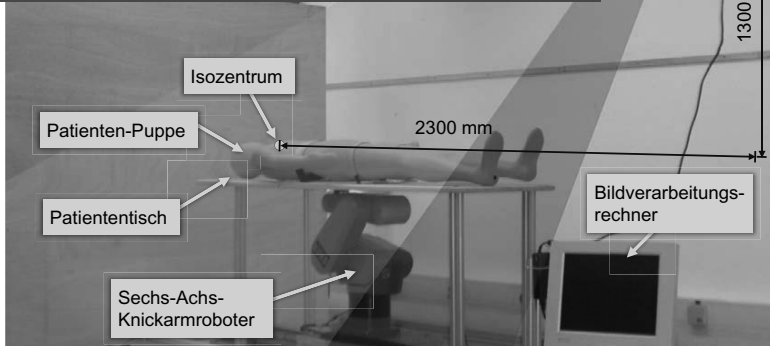


Bild 5.3: Versuchsaufbau zur Hüllkörpermodellierung des Patienten unter realitätsnahen geometrischen Bedingungen sowie zum Testen des Algorithmus zur Patientenlageüberwachung

Um die im Weiteren beschriebenen Bildverarbeitungsalgorithmen zu testen, wurde ein Versuchsaufbau realisiert.¹⁰ Dieser besteht im Wesentlichen aus einer ToF-Kamera, einer Tischplatte sowie einer Patientenpuppe, die mittels Sechssachs-Knickarmroboter manipuliert werden kann, siehe Bild 5.3. Der Roboter wurde dabei unter der Tischplatte platziert, so dass er nicht von der ToF-Kamera erfasst wird. Die geometrische Anordnung der Komponenten wurde realitätsnah gewählt, so dass Rückschlüsse auf die Anwendbarkeit im klinischen Umfeld möglich sind.

5.2.2 Konzept der integrierten Kollisionsvermeidung und Patientenlageüberwachung

Die Aufgabe der integrierten Kollisionsvermeidung und Patientenlageüberwachung kann nicht alleine durch ein eigenständiges Sensorsystem realisiert werden. Vielmehr müssen unterschiedliche Software- und Steuerungskomponenten über geeignete Schnittstellen miteinander kommunizieren können, so dass eine durchgängige Überwachung der Therapieumgebung gegeben ist und die MTRAs jederzeit umfassende Informationen bereitgestellt bekommen, um - falls erforderlich - auf das Therapiegerät Ein-

¹⁰ Bei der Durchführung der Untersuchungen wurde der Autor von cand. wirtsch.-ing. Maren Röttenbacher unterstützt.

fluss nehmen zu können. Zudem muss die Möglichkeit bestehen, dass das System insbesondere zum Abwenden von Gefahren für den Patienten auch eigenständig die Bewegungsplanung anpassen und grundlegende Steuerungsbefehle des Therapiegeräts ausführen kann. Bild 5.4 zeigt die Topologie des Gesamtsystems mit den erforderlichen Informations- und Kontrollflüssen zwischen den Einzelkomponenten.

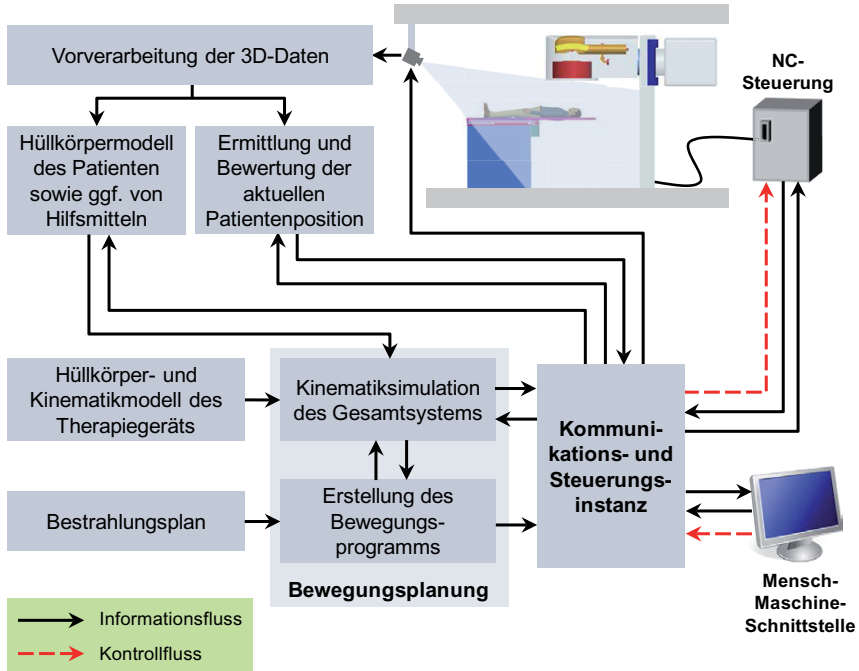


Bild 5.4: Topologie des Informations- und Kontrollflusses des Gesamtsystems zur integrierten Kollisionsvermeidung und Patientenlageüberwachung

Die übergeordneten Aufgaben der Kollisionsvermeidung sowie der Patientenlageüberwachung laufen letztlich in zwei weitgehend voneinander unabhängigen Prozessen parallel zueinander ab. Beide Prozesse greifen jedoch auf eine gemeinsame Datenbasis zu, in der die von der ToF-Kamera akquirierten 3D-Punktwolken nach mehreren Aufbereitungs- und Vorverarbeitungsschritten abgelegt werden. Neben der Transformation der Messpunkte aus dem Kamerakoordinatensystem in das Therapiegerätekoordinatensystem umfasst die Vorverarbeitung insbesondere verschiedene Filterfunktionen, durch die z. B. die Punktwolken geglättet oder die Plausibilität der 3D-Daten überprüft wird. Auf die einzelnen Filterfunktionen wird in Kapitel 5.3 näher eingegangen.

Die Topologie der Kollisionsvermeidung stellt sich vergleichsweise komplex dar, da hierfür ein Gesamtmodell des Therapiegeräts und des Patienten benötigt wird und zudem eine enge Verknüpfung mit der Bewegungsplanung des Therapiegeräts erforderlich ist, um gegebenenfalls automatische Bahnanpassungen vorzunehmen. Aus den auf-

bereiteten 3D-Daten des Sensorsystems wird zunächst in mehreren Verarbeitungsschritten ein aktuelles Hüllkörpermodell des Patienten erstellt (siehe Kapitel 5.4) und dieses der in die Bewegungsplanung des Therapiegeräts zu integrierenden Kinematiksimulation bereitgestellt. In der Simulation werden die Hüllkörper der einzelnen Therapiegerätekomponenten, des Patienten sowie von eventuell eingesetzten Hilfsmitteln in Echtzeit auf kritische Annäherung geprüft. Hierfür wird ein exaktes Hüllkörper- sowie Kinematikmodell des Therapiegeräts benötigt. Außerdem müssen die Achsstellungen der Therapiegerätekinematik sowie der Bildgebungsmechanismen kontinuierlich von der Steuerung ausgelesen werden, so dass das Kinematikmodell jederzeit die Situation am Therapiegerät abbildet. Auf Basis des aktuellen Gesamtmodells und der anzufahrenden Positionen aus dem Bestrahlungsplan erfolgt die Planung kollisionsfreier Bewegungsbahnen. Aufgrund der kontinuierlichen modellbasierten Überwachung des Therapiegeräts können diese mit höheren Bewegungsgeschwindigkeiten ausgeführt werden. Die zeiteffiziente, kollisionsfreie Bewegungsplanung wird in Kapitel 5.5 näher erläutert.

Im Vergleich zur Kollisionsvermeidung ist die Topologie der Patientenlageüberwachung weniger komplex. Die Bewertung erfolgt dabei auf Basis eines Abgleichs der aktuell erfassten Punktwolke mit einer Referenzpunktwolke, die direkt nach der Durchführung und Verifikation des Patientensetups aufgenommen wird (siehe Kapitel 5.6). Die ermittelten Positions- und Orientierungsabweichungen werden an die zentrale Kommunikations- und Steuerungsinstanz weitergegeben und den maximal zulässigen Lageabweichungen, die patientenindividuell im Rahmen der Bestrahlungsplanung und -simulation festgelegt werden, gegenübergestellt. Am Bedienpult werden die MTRAs jederzeit über Lageänderungen informiert, so dass sie falls erforderlich die Bestrahlung unterbrechen und die Setuplage wiederherstellen können.

Eine weitere, mit dem beschriebenen Bewegungsplanungssystem, realisierbare Funktionalität ist das simulationsgestützte Erstellen und Testen zeiteffizienter Bewegungsprogramme im Vorfeld der Behandlung. Bei freiprogrammierbaren mehrachsigen Therapiegerätekinematiken, bei denen Bewegungszeiten häufig nicht linear mit der zurückzulegenden Bahnlänge zusammenhängen, können durch eine automatische Planung und Kontrolle des Bewegungsprogramms Positionierzeiten reduziert werden. Ein wichtiger Einflussfaktor ist hierbei die Generierung einer geeigneten Abfolge der Bestrahlungsfelder.

5.3 Räumliche Objekterfassung auf Basis von Time-of-Flight Sensordaten

Ein entscheidender Vorteil von ToF-Sensoren gegenüber anderen 3D-Sensorsystemen ist, dass mittels einer Aufnahme eine ganze Objektszene erfasst wird und die Abstandswerte für jedes Pixel direkt ausgelesen werden können, ohne dass zusätzlicher Rechenaufwand erforderlich ist. Wie bei anderen Messverfahren gibt es aber auch bei der ToF-Technik spezifische Fehlereinflüsse, durch die die gemessenen Werte verfälscht werden können. Für sicherheitsrelevante Funktionalitäten wie die Kollisions- und Patientenlageüberwachung ist die Korrektheit der genutzten Positionsdaten jedoch essentiell. In diesem Teilkapitel wird daher auf Maßnahmen zur Reduktion der Fehlereinflüsse

flüsse eingegangen. Bild 5.5 zeigt die sequentielle Abfolge der wichtigsten Parametrisierungs- und Vorverarbeitungsschritte, durch die Genauigkeitsfehler in den 3D-Daten reduziert bzw. eliminiert werden.



Bild 5.5: Parametrisierungs- und Vorverarbeitungsschritte zur Aufbereitung der ToF-Kameradaten

5.3.1 Maßnahmen zur Reduktion von Fehlereinflüssen

Die Genauigkeit und Korrektheit der Laufzeitmessung bei ToF-Kameras wird durch mehrere Einflussfaktoren bestimmt. Um die negativen Auswirkungen wichtiger Fehlerquellen (siehe Bild 5.6) auf das Auswertergebnis gering zu halten, können jedoch unterschiedliche Maßnahmen getroffen werden. Dies sind die konstruktive Anpassung der Szene, die Kalibrierung und Parametrisierung der Kamera sowie der softwareseitige Einsatz von Filtern.

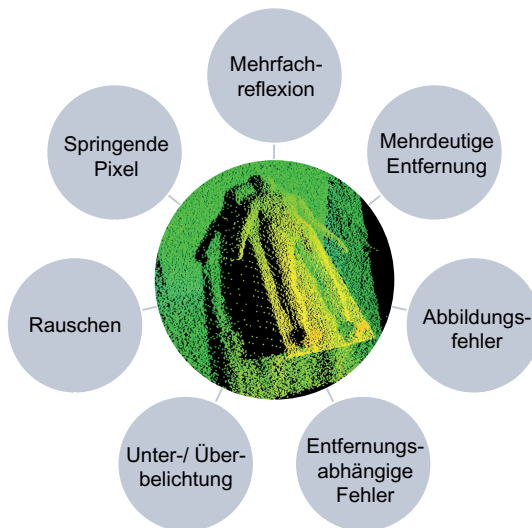


Bild 5.6: Fehlerquellen, die zu Ungenauigkeiten der Messwerte von ToF-Sensordaten führen

Die Entfernungsmessung mittels ToF-Kameras basiert auf der Annahme, dass das ausgesendete modulierte Licht auf direktem Weg zum Messobjekt und zurück zur Kamera gelangt. Im Falle von Mehrfachreflexionen am Objekt ist der vom Licht zurückgelegte Weg allerdings länger, was zu fehlerhaften Entfernungswerten führt. Da diese Messfehler in der Regel mittels Software nicht eliminiert werden können, sollte das Messobjekt bzw. die erfasste Szene derart gestaltet sein, dass der Anteil des auf den Sensor fallenden, mehrfach reflektierten modulierten Lichts vernachlässigbar klein ist. Die wichtigste Konstruktionsregel ist dabei die Vermeidung von Löchern sowie konkaver rechtwinkliger Ecken, da bei diesen ein großer Teil der reflektierten Lichtstrahlen nach mehrfacher Reflexion zurück zur Kamera gelangt und dadurch Messfehler entstehen [88]. Eine weitere Maßnahme kann außerdem in der lokalen Anpassung der Reflektivität der Objektflächen liegen. Insofern die Messaufgabe dies zulässt, sollte die zu erfassende Objektszene zudem möglichst so gestaltet werden, dass die maximal zu messende Entfernung innerhalb des Eindeutigkeitsbereichs der Kamera liegt. Fehlinterpretationen der Messwerte aufgrund von mehrdeutigen Entfernungen können dadurch ausgeschlossen werden.

Neben den beschriebenen Fehlermöglichkeiten, die im Falle einer unbekannten Szene ohne weitere Maßnahmen softwareseitig nicht identifiziert werden können, gibt es weitere systematische Fehlerarten, deren negativer Einfluss mittels unterschiedlicher Kamerakalibrierungsmethoden größtenteils eliminiert werden kann. Wie 2D-Kameras unterliegen auch ToF-Kameras Abbildungsfehlern. Um diese zu beseitigen, können klassische Verfahren, wie sie von Standardkameras bekannt sind, auf die neue Technologie übertragen werden. Hierbei werden mehrere Aufnahmen einer Kalibrierplatte mit definiertem Muster (zumeist werden Schachbrettmuster verwendet) zur Ermittlung wichtiger Kameraeigenschaften, wie der Lage des Bildzentrums sowie den exakten Brennweite- und Verzerrungswerten der Optik, verwendet. Diese Werte werden anschließend zur softwareseitigen Optimierung der lateralen Genauigkeit der Kamera genutzt. [79] Durch eine zusätzliche Kalibrierung der Lichtlaufzeitmessung können zudem auch entfernungsabhängige Fehler, die vorwiegend hardwarebedingt sind, reduziert werden. Hierfür werden mehrere Referenzmessungen bei definierten Objektabständen durchgeführt, um entfernungsabhängige Genauigkeitsfehler zu bestimmen und diese mittels Korrekturfunktionen oder -tabellen zu minimieren. [57][79]

Einen weiteren Einfluss auf die Entfernungswerte hat die Qualität des Messsignals. Prinzipiell steigt die Messgenauigkeit je mehr modulierte Licht am Sensorpixel ankommt. Oberhalb eines Grenzwerts treten allerdings hardwarebedingte Sättigungseffekte ein, wodurch die Messwerte stark fehlerbehaftet und unbrauchbar werden. [88][128][167] Um eine Unter- oder Überbelichtung zu vermeiden, kann durch geeignete Parametrisierung der Integrationszeit des Sensors eine Optimierung der Messsignalqualität erreicht werden. Auf die szenenabhängige Anpassung der Integrationszeit auf Basis von Referenzmessungen wird im folgenden Teilkapitel näher eingegangen.

Wie klassische Kameras unterliegen auch ToF-Kameras verschiedenen statistischen Einflüssen, die zu Sensorrauschen und dadurch zeitabhängigen Ungenauigkeiten der Entfernungswerte führen. [88][141] Um die negativen Auswirkungen des Rauschens,

wie kurzzeitige signifikante Messabweichungen, zu minimieren, können Glättungsalgorithmen auf die ToF-Daten angewendet werden. Darüber hinaus sollten auch sogenannte springende Pixel mittels Filter aus den Sensordaten entfernt werden. Springende Pixel entstehen, wenn ein Pixel einen Bildbereich abdeckt, in dem Objekte in verschiedenen Entfernungen vorhanden sind, z. B. an Kanten. Das vom Sensor empfangene Signal stellt in einem solchen Fall keinen realen und somit sinnvoll nutzbaren Entfernungswert dar, da sich der Wert aus einer Überlagerung des von mehreren Objekten reflektierten modulierten Lichts zusammensetzt.

5.3.2 Charakterisierung und Parametrisierung der verwendeten ToF-Kamera

Zur Evaluierung der Eignung der ToF-Technik für den Einsatz in der Strahlentherapie wird eine ToF-Kamera des Typs CamCube 2.0 der PMD Technologies GmbH verwendet. Diese Kamera zeichnet sich durch einen modularen Aufbau sowie eine für ToF-Kameras hohe Auflösung von 204 x 204 Pixeln aus. Bei einer Brennweite des Objektivs von 12,8 mm deckt das Sichtfeld einen Bereich von 40° x 40° ab. Der Entfernungsmessbereich wird vom Hersteller mit 0,3 m bis 7 m angegeben. Zur Reduktion der Abbildungsfehler der Linse wurde zunächst mittels klassischer Kamerakalibrierung die laterale Genauigkeit der ToF-Kamera optimiert. Um wichtige Kameraeigenschaften zu charakterisieren, wurden zudem mehrere Messreihen durchgeführt. Die dabei ermittelten Daten werden im Weiteren zur amplitudenabhängigen Integrationszeitanpassung genutzt.

Die Genauigkeit der Entfernungswerte eines ToF-Pixels hängt in hohem Maße von der Stärke des Amplitudensignals ab, welches direkt mit der eingestellten Integrationszeit zusammenhängt. In der Praxis stellt sich die Bestimmung eines geeigneten Integrationszeitwerts zur Optimierung des Amplitudensignals allerdings schwierig dar, da mehrere Einflussfaktoren berücksichtigt werden müssen. Außer von der Entfernung des Objekts zur Kamera sowie der Stärke und Ausrichtung der Infrarotlichtquelle hängt die Amplitude insbesondere von der Oberflächenbeschaffenheit des Objekts ab. Bei hohem Anteil gerichteter Objektreflektivität, nimmt die Ausbeute des ausgesendeten Lichts mit größer werdendem Einfallswinkel stark ab. Zudem hat die Helligkeit der Objektoberflächen einen starken Einfluss auf die Amplitude. Während helle Flächen das modulierte Licht gut reflektieren, wird es von dunklen Flächen großteils absorbiert.

Zur Parametrisierung der Integrationszeit wurden die Amplituden-, Intensitäts- und Distanzwerte eines zentral gelegenen Sensorpixels in Abhängigkeit der Integrationszeit bei unterschiedlichen Objektentfernungen gemessen (Bild 5.7 bis Bild 5.9). Die Intensitätsinformationen werden dabei als 16-Bit-Werte gesampelt. Davon ausgehend, dass die unerwünschte Sättigung des Sensorpixels mit den Peaks der Intensitätsverläufe zusammenfällt, zeigt sich, dass der obere Amplitudengrenzwert bei etwa 9000 liegt und weitgehend entfernungsunabhängig ist, siehe Bild 5.7 und Bild 5.8. Ein Vergleich der realen Entfernungswerte mit den gemessenen Werten bestätigt diese Annahme. Bei längeren Integrationszeiten, die zu überhöhten Amplitudenwerten führen, treten zum Teil deutlich erhöhte Messungenauigkeiten von mehreren Zentimetern auf, siehe Bild 5.9. Dies gilt auch für den im Anwendungsfall besonders genauigkeitsrelevanten Ent-

fernungsbereich zwischen 2 m und 3 m, in dem sich der zu bestrahlende Körperbereich des Patienten befindet. Weiterhin zeigt die Auswertung, dass unterhalb des Amplitudengrenzwerts von 800 die Messungenauigkeit ebenfalls deutlich erhöht ist. Die geringere Reproduzierbarkeit der Messergebnisse oberhalb bzw. unterhalb der angegebenen Amplitudengrenzwerte weist ebenfalls darauf hin, dass für eine zuverlässige Erfassung der Entfernungswerte der Amplitudenwert eines Pixels möglichst innerhalb des Bereichs zwischen den angegebenen Amplitudengrenzwerten liegen sollte.

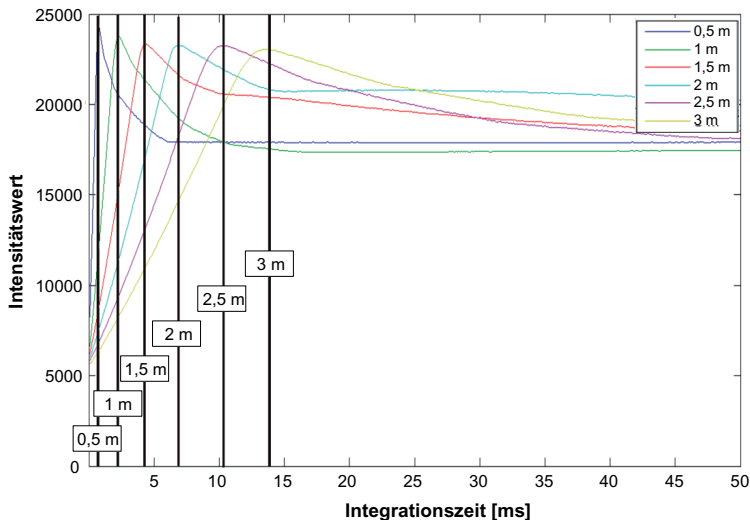


Bild 5.7: Verlauf der Intensität in Abhängigkeit der Integrationszeit mit Kennzeichnung der entfernungsabhängigen Peaks

Abhängig von der Helligkeit und der Entfernung des Messobjekts wurden im nächsten Schritt untere und obere Integrationszeitgrenzen ermittelt, zwischen denen die resultierenden Amplitudenwerte innerhalb der ermittelten Grenzwerte liegen, siehe Tabelle 5.2. Die Auswertung zeigt, dass im Falle einer Objektszene mit extremen Helligkeitskontrasten keine Integrationszeit ermittelt werden kann, die über den gesamten relevanten Entfernungsbereich zu verlässlichen Amplitudenwerten führt. Obwohl in der Realität derartige Kontraste in der Regel nicht auftreten, deuten diese Werte doch darauf hin, dass zur Erlangung einer hohen Signalqualität die Integrationszeit auf die jeweilige Objektszene angepasst werden muss, um eine möglichst gute Messsignalqualität zu gewährleisten.

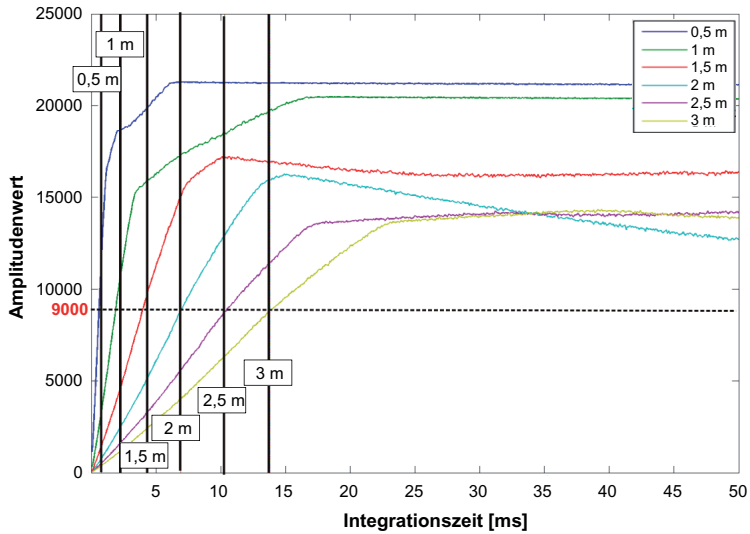


Bild 5.8: Verlauf der Amplitude in Abhängigkeit der Integrationszeit für unterschiedliche Entfernungswerte

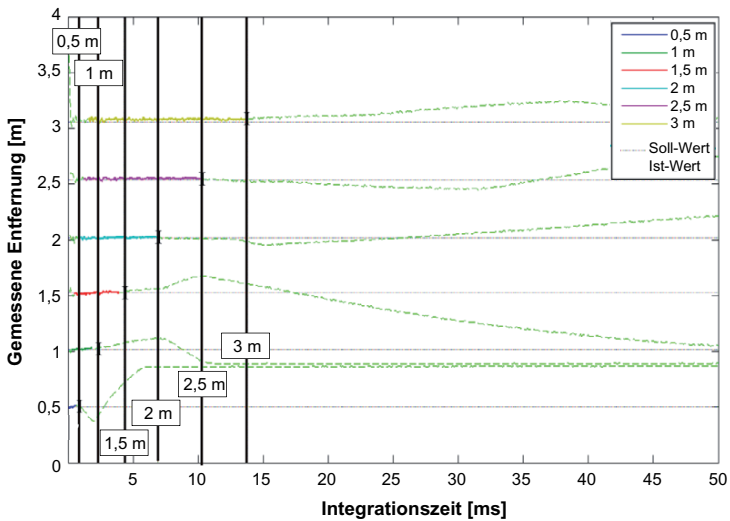


Bild 5.9: Vergleich der Soll- und Ist-Entfernungswerte in Abhängigkeit der Integrationszeit für unterschiedliche Entfernungen (farbliche Hervorhebung der Entfernungswerte mit einem Amplitudenwert zwischen 800 und 9000)

Abhängig von der Helligkeit und der Entfernung des Messobjekts wurden im nächsten Schritt untere und obere Integrationszeitgrenzen ermittelt, zwischen denen die resultierenden Amplitudenwerte innerhalb der ermittelten Grenzwerte liegen, siehe Tabelle 5.2. Die Auswertung zeigt, dass im Falle einer Objektszene mit extremen Helligkeitskontrasten keine Integrationszeit ermittelt werden kann, die über den gesamten relevanten Entfernungsbereich zu verlässlichen Amplitudenwerten führt. Obwohl in der Realität derartige Kontraste in der Regel nicht auftreten, deuten diese Werte doch darauf hin, dass zur Erlangung einer hohen Signalqualität die Integrationszeit auf die jeweilige Objektszene angepasst werden muss, um eine möglichst gute Messsignalqualität zu gewährleisten.

Inwiefern die Messgenauigkeit auch innerhalb der ermittelten Amplitudengrenzwerte schwankt, wurde in weiteren Messreihen untersucht. Hierzu wurden für mehrere Objektentfernungen durch Anpassung der Integrationszeit unterschiedliche Amplitudenwerte eingestellt und anschließend die Entfernungswerte aus der ToF-Kamera ausgelesen. Die Messreihen wurden sowohl vor weißem als auch vor schwarzem Hintergrund durchgeführt. Für jede Parameterkombination sind jeweils die Standardabweichungen der Entfernungswerte von 30 Messungen, der fünf am zentralsten auf dem Sensorchip liegenden Pixel, ausgewertet worden. Die Ergebnisse zeigen, dass die Standardabweichung der Entfernungswerte sowohl mit zunehmender Entfernung als auch abnehmender Amplitude deutlich zunimmt (vgl. Anhang, Bild B). Während bei hohen Amplitudenwerten die Standardabweichung im Nahbereich bei ca. 3 mm liegt, beträgt sie in 3 m Entfernung bereits ca. 6 mm. Bei niedrigen Amplitudenwerten treten bei dieser Entfernung in Einzelfällen sogar Standardabweichungen von über 10 mm auf. Eine signifikante Abhängigkeit der Entfernungswerte von der Helligkeit des Objekts konnte nicht erkannt werden.

Tabelle 5.2: Integrationszeitgrenzen für unterschiedliche Entfernungen und Hintergründe innerhalb derer die Amplitudenwerte zwischen den ermittelten Grenzwerten liegen

| Mess- entfernung [m] | Weißes Messobjekt | | Schwarzes Messobjekt | |
|-------------------------|---|--|---|--|
| | Untere Integrations- zeitgrenze [ms] | Obere Integrations- zeitgrenze [ms] | Untere Integrations- zeitgrenze [ms] | Obere Integrations- zeitgrenze [ms] |
| 2,0 | 0,9 | 6,8 | 5,4 | >30 |
| 2,5 | 1,3 | 10,2 | 7,3 | >30 |
| 3,0 | 2,5 | 13,7 | 11,5 | >30 |

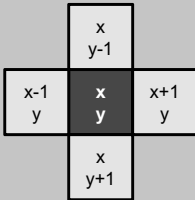
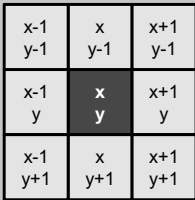
Wichtige Voraussetzung für den Einsatz des ToF-Kamerasystems in der Strahlenklinik ist, dass die Integrationszeitanpassung vor Ort ohne aufwändige Maßnahmen realisiert werden kann. Hierfür konnten zwei Ansätze identifiziert werden, durch die zuverlässige Entfernungsmesswerte mit einer korrespondierenden Amplitude innerhalb der beschrie-

benen Grenzwerte erzielt werden. Eine prinzipiell sehr effektive Methode ist es, die Szene nacheinander mit unterschiedlichen Integrationszeiten aufzunehmen und daraus einen hinsichtlich der Genauigkeit optimierten 3D-Datensatz zu erzeugen. Dafür wird für jedes Pixel der Entfernungswert mit dem besten Amplitudenwert verwendet. Diese Methode hat allerdings den Nachteil einer deutlich längeren Datengewinnung, da sich die Dauer, je nach Anzahl der genutzten Aufnahmen, vervielfacht. In dieser Arbeit wird daher ein Ansatz verfolgt, bei dem die Integrationszeit dynamisch an die aktuelle Szene angepasst und lediglich eine Aufnahme zur Erzeugung eines 3D-Datensatzes benötigt wird. Dabei wird die Integrationszeit in mehreren Optimierungsschleifen solange erhöht bzw. erniedrigt, bis die Amplitudenwerte der Pixel, die den besonders genauigkeitsrelevanten Bereich um das Isozentrum abdecken, innerhalb der Grenzwerte liegen. Empirische Ermittlungen zeigten, dass bei einem mittleren Amplitudenwert, der fünf am nächsten zum Isozentrum gelegenen Pixel, zwischen 6000 und 7000 im gesamten genauigkeitsrelevanten Bereich Amplituden innerhalb der Grenzwerte von 800 und 9000 erzielt werden. Somit kann durch einen automatischen Optimierungsprozess, der nur wenige Iterationsschleifen benötigt, eine patientenindividuelle Integrationszeitanpassung erfolgen.

5.3.3 Preprocessing der 3D-Sensordaten

Ziel des Preprocessings sind die Beurteilung und Optimierung des Informationsgehalts der Entfernungswerte von 3D-Datensätzen. Die wichtigsten Optimierungsmaßnahmen sind in diesem Zusammenhang das Entfernen springender Pixel aus der Datenbasis sowie die Unterdrückung von Rauscheffekten mittels Filter. Im Rahmen dieser Arbeit werden hierfür mehrfach Nachbarschaftsoperationen angewendet, bei denen die Anpassung einer Eigenschaft oder eines Wertes eines Pixels in Abhängigkeit der Werte der benachbarten Pixel erfolgt. Die zwei grundlegenden Formen sind die Vierer- und die Achter-Nachbarschaft, siehe Tabelle 5.3. Im Folgenden werden die angewendeten Operationen kurz beschrieben.

Tabelle 5.3: Durch Anwendung von Nachbarschaftsoperationen kann der Informationsgehalt des zentral gelegenen Pixels bewertet und optimiert werden.

| Vierer-Nachbarschaft N_4 | Achter-Nachbarschaft N_8 |
|---|---|
|  |  |

An Kanten auftretende springende Pixel können zu einer fehlerbehafteten Modellierung der Hüllkörper des Patienten führen. Durch das Identifizieren und Entfernen dieser Pixel aus der Datenbasis kann dies vermieden werden. Charakteristisch für springende Pixel

ist, dass sich ihre Entfernungswerte stärker von den Entfernungswerten der Nachbarpixel unterscheiden als bei stetigen Flächen. Zur Identifikation springender Pixel wird daher der euklidische Abstand d_i zwischen dem Raumpunkt des zu bewertenden Pixels p

$$p = \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} \quad (5.6)$$

und den Raumpunkten der vier direkten Nachbarpixel

$$p_1 = \begin{pmatrix} x+1 \\ y \end{pmatrix} \quad p_2 = \begin{pmatrix} x \\ y-1 \end{pmatrix} \quad p_3 = \begin{pmatrix} x-1 \\ y \end{pmatrix} \quad p_4 = \begin{pmatrix} x \\ y+1 \end{pmatrix} \quad (5.7)$$

verwendet:

$$d_i = |p - p_i| \quad i = 1, \dots, 4 \quad (5.8)$$

Ist der Abstand der Raumpunkte beider Nachbarpixel entlang einer der beiden orthogonal zueinander liegenden Sensormatrixrichtungen x und y größer als ein definierter Grenzwert t , wird das Pixel der Menge S der springenden Pixel zugeordnet und aus der Datenbasis entfernt:

$$S_1 = \{p | d_1 d_3 > t\} \quad (5.9)$$

$$S_2 = \{p | d_2 d_4 > t\} \quad (5.10)$$

$$S = S_1 \cup S_2 \quad (5.11)$$

Diese Bedingung wird auf alle Pixel angewendet. Tests zeigen, dass im konkreten Anwendungsfall mit einem Grenzwert t von 30 mm gute Ergebnisse erzielt werden.

Durch Rauschen können Entfernungswerte einzelner Pixel kurzzeitig deutlich von den realen Entfernungswerten abweichen. Da in der Kollisionsprüfung alle dem Patienten zugeordneten Raumpunkte berücksichtigt werden, würde ein Ausreißer das Patientenmodell deutlich vergrößern. Bei bestimmten Therapiegerätstellungen könnte dies bereits als unzulässige Annäherung an das Therapiegerät bewertet werden und somit einen Abbruch der Behandlung auslösen. Um dies zu vermeiden, werden die Datensätze vor deren Weiterverarbeitung mittels Medianfilter geglättet. Hierbei handelt es sich um ein Rangordnungsverfahren, das sich besonders durch ein robustes Verhalten gegenüber Ausreißern auszeichnet. Bei der Anwendung des Medianfilters werden die Entfernungswerte aller in einem definierten Umfeld eines Pixels liegenden Pixel nach ihrer Größe sortiert. Dabei wird auch der Wert des zentral gelegenen, zu ersetzenden Pixels mit einbezogen. Anschließend wird der Wert des zentralen Pixels durch den Medianwert, auch Zentralwert genannt, ersetzt. Für die Untersuchungen wurde eine 5x5-Filtermaske angewendet. Das bedeutet, dass das zentrale Pixel der 5x5-Maske durch den 13. Entfernungswert der Liste ersetzt wird. Diese Filteroperation wird für jedes Pixel ausgeführt.

5.4 Objekterkennung und Hüllkörpermodellierung des Patienten

Für die Online-Kollisionsüberwachung muss der Patient mittels Hüllkörper (engl. Bounding Volumes) modelliert werden. Hierfür werden mehrere Verarbeitungsschritte durch-

laufen, siehe Bild 5.10. Die Hauptanforderung bei der Modellbildung ist die zuverlässige Berücksichtigung aller Körperteile des Patienten. Mittels der Segmentierung werden daher zunächst im aufbereiteten 3D-Datensatz alle Punkte identifiziert, die den Patienten repräsentieren. Darauf aufbauend werden im nächsten Schritt Körpermerkmale analysiert, so dass die Körperstruktur des Patienten beschrieben werden kann. Abschließend wird um die Punkte, die einen Körperteil repräsentieren, jeweils ein Hüllkörper gelegt.



Bild 5.10: Schritte zur Erkennung und Modellierung des Patienten aus den vorverarbeiteten Sensordaten

5.4.1 Segmentierung des Patienten

Aus der klassischen Bildverarbeitung sind unterschiedliche Methoden zur Identifizierung von Objekten bekannt. Das häufig angewendete Template Matching, bei dem im Bild nach bekannten Objekten gesucht wird, ist aufgrund der unterschiedlichen Patientenlagen, Körperformen und Körpervolumina für die Anwendung in der Strahlentherapie als ungeeignet zu betrachten. Auch das Differenzbildverfahren ist für die Segmentierung unzuweckmäßig, da hierfür eine Referenzaufnahme der Patientenliege in der Behandlungsposition ohne Patient benötigt werden würde, mit der die aktuellen ToF-Aufnahmen während der Behandlung verglichen werden könnten. Zum einen wäre der Zeitaufwand zur Erstellung der patientenindividuellen Referenzaufnahmen hoch und zum anderen ist in vielen Fällen die spätere Patiententischposition vorab nicht exakt bekannt.

Einen geeigneten Ansatz stellt hingegen das ebenfalls aus der 2D-Bildverarbeitung bekannte Region Growing dar. Hierbei werden ausgehend von einem Seed-Pixel alle Nachbarpixel einer Region R der Region hinzugefügt, falls diese ein zu definierendes Auswahlkriterium erfüllen. Ein Test wird für alle Pixel p durchgeführt, für die gilt, dass mindestens ein Pixel der unmittelbaren Vierer-Nachbarschaft $N_4(p)$ bereits zu R gehört. Die Region wächst folglich so lange, bis das festgelegte Auswahlkriterium von keinem angrenzenden Pixel mehr erfüllt wird. Um auch dreidimensionale Objekte erkennen zu können, müssen im Region Growing Algorithmus auch die Entfernungswerte berücksichtigt werden. Als Kriterium für die Aufnahme eines Pixels p zu R wurde daher festgelegt, dass der Differenzbetrag zwischen dessen Entfernungswert e und dem Mittelwert der Entfernungswerte \bar{e} der Pixelgruppe T (alle Pixel die sowohl der Achter-Nachbarschaft $N_8(p)$ als auch R angehören) einen Grenzwert g nicht überschreiten darf:

$$p \in R \quad \text{falls} \quad |e(p) - \bar{e}(T)| < g \quad \text{für} \quad T = N_g(p) \cap R \quad (5.12)$$

Im Gegensatz zu klassischen Region Growing Methoden wird bei diesem Algorithmus der zum Vergleich herangezogene Mittelwert nicht für die gesamte Region R sondern lediglich auf die Nachbarschaft eines Pixels angewendet. Dies ermöglicht ein Anwachsen der Region in den Raum. Um zu gewährleisten, dass der Startpunkt des Region Growings auf dem Patienten liegt, wird das auf das Isozentrum ausgerichtete Pixel der ToF-Kamera als Seed-Pixel gewählt. Die durchgeführten Tests zeigten, dass bei einem Grenzwert g von 40 mm eine robuste Erkennung des Patienten erfolgt.

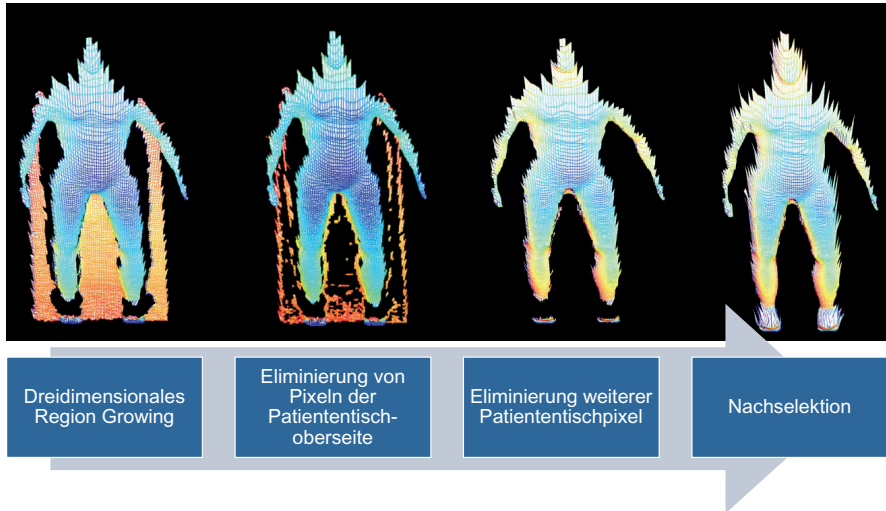


Bild 5.11: Verarbeitungsschritte zur Segmentierung des Patienten aus den ToF-Kameradaten

Ein unerwünschter Effekt, der bei der Anwendung des Algorithmus auftritt, ist das Anwachsen der Region vom Patienten bis auf den Patiententisch. In einer mehrstufigen Nachverarbeitung der Daten müssen daher alle Oberflächenpunkte, die nicht den Patienten repräsentieren, aus der Region entfernt werden, siehe Bild 5.11. Hierzu werden zunächst alle Punkte, die die Oberseite des Patiententischs repräsentieren, identifiziert und beseitigt. Dies wurde auf Basis einer Beurteilung der Oberflächennormalen realisiert, wie sie auch in [136] angewendet wurde. Dabei wird mittels des Kreuzprodukts zweier Vektoren, die jeweils aus den Raumpunkten der Vierernachbarschaft eines Pixels erzeugt werden, die Winkelabweichung der Normalen von der Vertikalen bestimmt. Liegt diese unterhalb eines Schwellwerts von 15° wird das zugehörige Pixel aus der Region eliminiert. Um die Wegnahme von ebenfalls vertikal ausgerichteten, aber dem Patienten zuzuordnenden Pixeln zu vermeiden, wird dieser Verarbeitungsschritt lediglich auf einen Bereich von 20 mm oberhalb und unterhalb der aus der Therapiegerätesteuerung bekannten aktuellen Position der Oberseite der Tischplatte angewendet. Da mittels dieses Verfahrens einige Punkte, insbesondere entlang der Tischkanten, nicht

eliminiert werden können, wird ein weiterer Schritt zur Eingrenzung der Region ausgeführt. Hierbei werden alle Punkte, die wenige Millimeter oberhalb oder unterhalb der weggenommenen Tischebene liegen und zudem direkt an diesen Bereich angrenzen, in einem iterativen Prozess aus der Region entfernt. Anschließend wird noch eine Nachselektion durchgeführt, bei der die Positionen zuvor weggenommener springender Pixel, die direkt an die Region angrenzen und oberhalb der Tischebene liegen, wieder in die Region aufgenommen werden. Dadurch werden Punkte in den Randbereichen, die den Patienten teilweise repräsentieren, aus Sicherheitsgründen in die Weiterverarbeitung mit einbezogen.

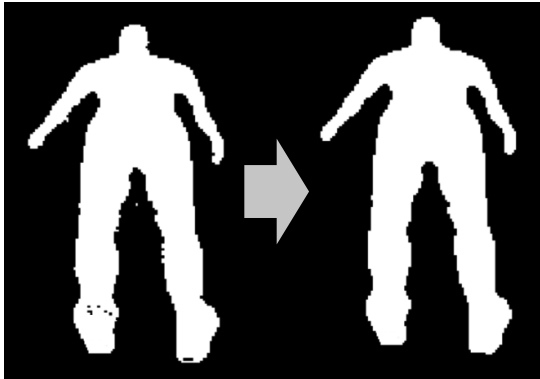


Bild 5.12: Bereinigung und Glättung des Segmentierungsergebnisses im Binärbild mittels morphologischer Operationen

Um das Segmentierungsergebnis zu optimieren, werden abschließend auf das Binärbild der Region Operationen zur Bereinigung und Glättung angewendet, siehe Bild 5.12. Zunächst werden alle Bildpunkte aus der Region gelöscht, die keinen, der Region angehörenden, Nachbarn in der Vierer-Nachbarschaft haben. Dadurch werden separiert liegende Punkte eliminiert. Um unter Umständen auftretende Lücken in der Region zu schließen, wird in Anlehnung an die klassischen Bildverarbeitungsmethoden Dilatation und Erosion eine weitere Operation zur Glättung des Binärbilds durchgeführt. Als strukturierendes Element, welches auf alle Bildpunkte der Region angewendet wird, wird dabei eine 3x3-Matrix verwendet, bei der das zu bewertende Pixel im Zentrum liegt. Jedem Pixel wird bei dieser Operation der Binärwert der Mehrheit der 3x3-Matrix zugewiesen.

5.4.2 Gewinnung der Körperstruktur des Patienten

Um die Größe und Ausrichtung der Hüllkörper der Größe und Lage des Patienten anpassen zu können, ist es zielführend, zunächst die Körperstruktur zu ermitteln. Dies ermöglicht die Zuordnung der segmentierten Raumpunkte zu den jeweiligen Körperregionen. Als erster Schritt wird daher ein morphologisches Thinning auf Basis des Binärbilds des Patienten durchgeführt, siehe Bild 5.13 (links). Dabei wird das Objekt so lange erodiert, bis am Bild keine Veränderungen mehr auftreten. Vorteil dieses Verfahrens ist,

dass es beim Abtragen nicht zu Aufspaltungen in mehrere Objekte kommt und daher die Körperstruktur des Patienten erhalten bleibt. [55][71]

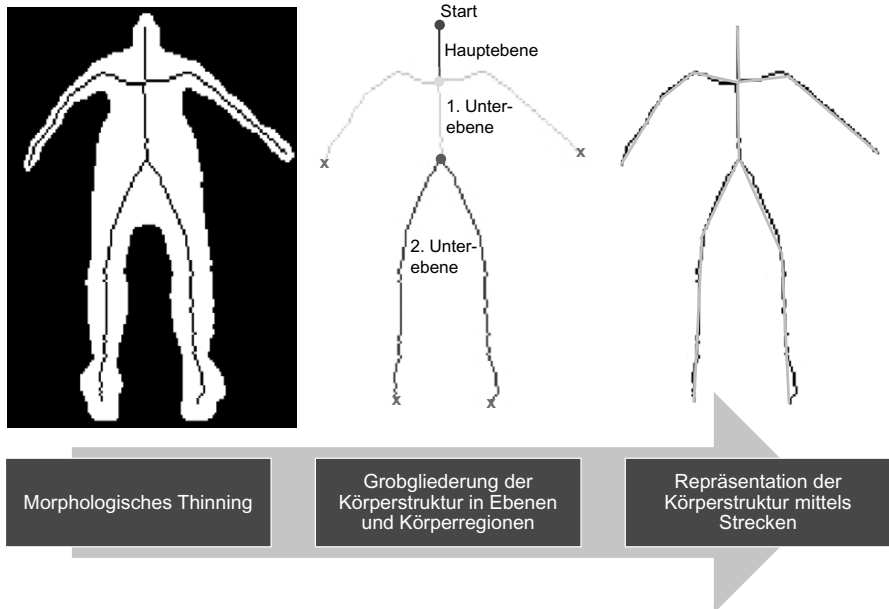


Bild 5.13: Mehrstufiger Verarbeitungsprozess zur Beschreibung der Körperstruktur des Patienten mittels zusammenhängender Strecken

Im nächsten Schritt wird eine Grobgliederung der Körperstruktur in mehrere Ebenen vorgenommen, siehe Bild 5.13 (Mitte). Diese Operation bildet die Grundlage für die sich anschließende Repräsentation des Patienten durch zusammenhängende Strecken sowie die spätere Zuordnung der Raumpunkte zu den jeweiligen Körperteilen. Ausgehend von einem beliebigen Endbildpunkt können Verzweigungen im erodierten Bild ermittelt werden. Nach dem Thinning hat jeder Bildpunkt, der nicht an eine Verzweigung angrenzt oder ein Endbildpunkt ist, genau einen Vorgänger und einen Nachfolger in der Achter-Nachbarschaft. Demzufolge endet eine Körperregion an einem Pixel, das keinen oder mindestens zwei Nachbarn aufweist. Bei einer Verzweigung werden die Nachbarbildpunkte des Endbildpunkts als Startbildpunkte einer neuen Körperregion auf der nächsten Unter-ebene gewählt. Wird diese Methode auf das ganze Thinning-Bild angewendet, so kann die in Körperregionen aufgegliederte Körperstruktur mittels einer Baumstruktur repräsentiert werden.

Mit dem Ziel einer einfach beschreibbaren Repräsentation des Patienten werden die einzelnen Körperregionen durch Strecken angenähert, siehe Bild 5.13 (rechts). Dadurch wird erreicht, dass beispielsweise ein abgewinkelter Arm nicht mit einem sehr großen sondern mehreren kleinen Hüllkörpern, die in der Summe ein geringeres Volumen aufweisen und das Körperteil exakter repräsentieren, abgebildet wird. Die häufig zur Er-

mittlung von Geraden angewendete Hough-Transformation ist hier wenig zielführend, da hierbei die Start- und Endbildpunkte der Körperregion nicht als Enden der zu erzeugenden, verketteten Untglieder berücksichtigt werden. Ein Verlust der zusammenhängenden Körperstruktur wäre die Folge. Zudem werden oft mehrere sehr ähnliche Geraden erzeugt, die anschließend aufwändig bewertet und teilweise aussortiert werden müssen.

Als alternativer Ansatz wurde daher ein Algorithmus implementiert, mit dem eine Körperregion in mehrere Strecken untergliedert wird, deren Start- und Endbildpunkte jeweils auf der Thinning-Linie liegen. Ausgehend vom Startbildpunkt der Körperregion wird für die folgenden Pixel nacheinander ein Bewertungskriterium angewendet. Der letzte Punkt der Thinning-Linie, bei dem das Fehlerkriterium noch erfüllt wird, wird dabei als Endbildpunkt der ersten und Startbildpunkt der zweiten Strecke festgelegt. Dieses Verfahren wird angewendet, bis der Endbildpunkt der Körperregion erreicht ist.

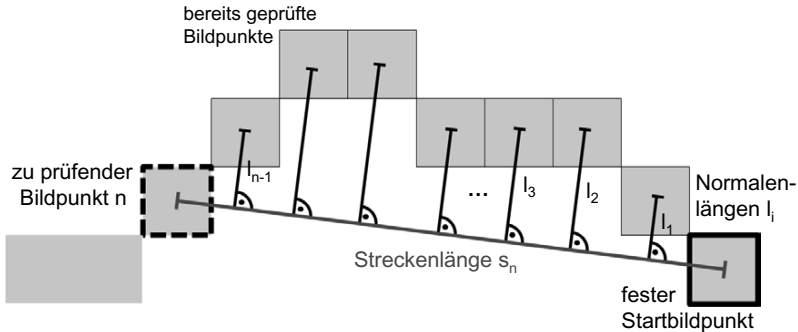


Bild 5.14: Ermittlung der Streckenlänge und der Normalenlängen, die zur Bestimmung des Endpunkts einer Strecke benötigt werden

Zur Bewertung der Abweichung einer Strecke vom Verlauf der Thinning-Linie wird das Verhältnis aus der Summe der Normalenlängen l_i und der Streckenlänge s_n gebildet. Übersteigt dieses Verhältnis einen Grenzwert g_{Abw} , dann gilt die Abweichung als zu groß und der vorherige Bildpunkt auf der Thinning-Linie wird als Endbildpunkt der Strecke festgelegt. Der Bildpunkt $n-1$ ist also Endbildpunkt einer Strecke und Startbildpunkt der nächsten Strecke, wenn gilt:

$$\frac{\sum_{i=1}^{n-1} l_i}{s_n} > g_{Abw} \quad (5.13)$$

Für die im Weiteren dargestellten Hüllkörpermodelle wurde der Grenzwert g_{Abw} mit 0,7 angesetzt.

5.4.3 Repräsentation des Patienten mittels Oriented Bounding Boxes

Für die Kollisionsvermeidung ist ein Modell des Patienten erforderlich, das in Echtzeit auf Durchdringung mit den Therapiegerätekomponenten getestet werden kann. Prinzipiell können die Oberflächen komplexer Objekte sehr genau durch Polygone, konstruktive Festkörpergeometrien (engl. Constructive Solid Geometry) oder implizit mittels ma-

thematischer Funktionen approximiert werden. Aktuell existieren jedoch keine schnellen und robusten Algorithmen, mit denen derartig repräsentierte Objekte effizient auf Durchdringung geprüft werden können. Zur Online-Kollisionsvermeidung werden daher komplexe Objekte mittels einfacher geometrischer Hüllkörper (engl. Bounding Volumes) beschrieben, da für diese schnelle Verfahren zur Durchdringungsprüfung bekannt sind. Auch hier gilt jedoch, dass die Verarbeitungsdauer mit der Komplexität der verwendeten Geometrien steigt. [14][26] Einen guten Kompromiss stellen in diesem Zusammenhang gerichtete Quader, sogenannte Oriented Bounding Boxes (OBB), dar. Dies sind Quader mit beliebigen Kantenlängen, die hinsichtlich der Orientierung im Raum keinen Einschränkungen unterliegen. Auf Basis der Repräsentation der Körperstruktur des Patienten mittels Strecken kann mit OBBs eine schnelle und für die Aufgabe der Kollisionsvermeidung ausreichend genaue volumetrische Modellierung und Durchdringungsprüfung erfolgen.

Zur Erzeugung des Patientenmodells mittels OBBs ist zunächst eine Zuordnung der segmentierten und aufbereiteten Raumpunkte zu den durch die Strecken repräsentierten Körperteilen erforderlich. Hierzu wird der Abstand der Bildpunkte zum Mittelpunkt der Strecken bestimmt und anschließend die 3D-Positionen dem am nächsten gelegenen Körperteil zugeordnet. In Einzelfällen werden bei dieser Operation Regionen, die nicht direkt mit der Hauptregion des Körperteils zusammenhängen, einbezogen. Da sich dies negativ auf die Modellierungsqualität auswirken kann, werden separiert liegende Regionen in einem Nachselektionsprozess dem nächstnäheren Körperteil zugeordnet und dort erneut dahingehend geprüft, ob sich eine zusammenhängende Region ergibt. Im nächsten Schritt wird für jedes Körperteil eine OBB erzeugt, von der alle dem Körperteil zugeordneten Raumpunkte eingeschlossen werden. Diese OBB wird mittels drei orthogonal zueinander angeordneter Vektoren beschrieben, deren Hauptvektor parallel zur Strecke des Körperteils ausgerichtet ist. Dabei spannen die Vektoren ein lokales Koordinatensystem mit Ursprung im Schwerpunkt des Körpers auf und zeigen auf die Außenflächen des Quaders. Weitergehende Informationen zur Repräsentation und Durchdringungsprüfung von OBBs sind in Kapitel 5.5 zu finden.

In Bild 5.15 sind beispielhaft Hüllkörpermodelle der Patientenpuppe in unterschiedlichen Lagerungsarten dargestellt. Die Testergebnisse zeigen, dass der Patient vollständig abgebildet und korrekt vom Patiententisch getrennt wird. Zudem bleibt die Körperstruktur weitgehend erhalten. Eine Sonderstellung nehmen in diesem Zusammenhang die Auswertungen der ToF-Aufnahmen, bei der der Patiententisch um 90° gedreht wurde, ein. Da hierbei die Kamera seitlich auf den Patienten ausgerichtet ist, verdeckt das vordere Bein teilweise das dahinterliegende. Die Beine werden daher als eine Körperregion interpretiert und zusammen im Modell abgebildet. Nachteile hinsichtlich der robusten Modellierung des Körpers resultieren daraus allerdings nicht.

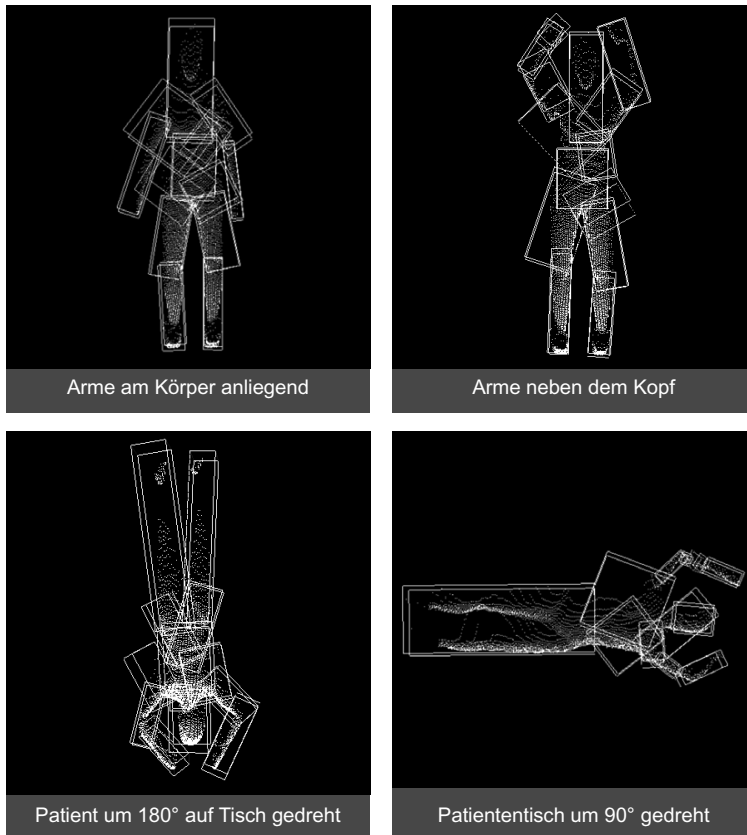


Bild 5.15: Auf Basis von ToF-Aufnahmen erzeugte Hüllkörpermodelle unterschiedlicher Körperhaltungen (oben) sowie strahlentherapeutische Sonderfälle der Ausrichtung des Patienten bzw. des Patiententischs (unten)

5.5 Effizienter Anlagenbetrieb durch modellbasierte Bewegungsplanung

Im vorstehenden Teilkapitel wurde beschrieben, wie auf Basis der Daten einer ToF-Kamera ein kontinuierlich aktualisierbares Patientenmodell erstellt werden kann. Zur Realisierung der Kollisionsvermeidungsfunktion müssen diese Patientenhüllkörper in ein dynamisch aktualisierbares Modell des medizinischen Geräts integriert werden. Im Folgenden wird zunächst eine verallgemeinerbare Beschreibung des geometrischen und des damit verknüpften kinematischen Modells diskutiert. Anschließend wird auf die modellbasierte Bewegungsplanung mehrachsiger Geräte eingegangen, bei der ein besonderer Fokus auf die kollisionsfreie und zeiteffiziente Ausführung des Bestrahlungsplans gelegt wird. Des Weiteren wird ein sechssachsiges Testsystem beschrieben, mit

dem die Funktionsweise des Bewegungsplanungs- und Kollisionsprüfungssystems getestet und validiert wurde.¹¹ Für die Realisierung effizienter, kollisionsfreier Bewegungsprogramme kann teilweise auf eigene Vorarbeiten und Ansätze aus dem Bereich kooperierender Industrieroboter zurückgegriffen werden [30][32][151].

5.5.1 Kinematische und geometrische Modellierung des Therapiegeräts

Damit das Kollisionsvermeidungssystem auf verschiedene Mehrachssysteme sowie für unterschiedliche Applikationen angewendet werden kann, wurde eine Modellbeschreibungssprache entwickelt. Mit dieser können beliebige seriell verkettete Kinematiken, deren Rücktransformation bekannt ist, beschrieben werden. Hinsichtlich der Definition der TCPs und der Achs-Koordinatensysteme der Gerätekinematiken wird dabei auf die Denavit-Hartenberg-Konvention zurückgegriffen, mit der sowohl verkettete rotatorische als auch translatorische Achsen dargestellt werden können. Da die Funktionstests des Bewegungsplanungs- und Kollisionsvermeidungssystems an einem Sechssachs-Knickarmroboter durchgeführt werden, werden im Weiteren auch die beispielhaften Erläuterungen anhand dieser klassischen Roboterkinematik, die bereits in verschiedenen diagnostischen und therapeutischen Anwendungsbereichen eingesetzt wird, aufgezeigt. Der beschriebene Ansatz kann analog auf das neuartige Linearkinematiksystem übertragen werden. Hierzu können die in Kapitel 3.2.2 hergeleiteten Denavit-Hartenberg-Parameter genutzt werden.

Das Modell des Therapiegeräts wird in einer speziellen, von der Kinematiksimulation interpretierbaren Datei abgelegt, in der alle benötigten Informationen in Form einer Liste repräsentiert werden. Die einzelnen Zeilen sind so aufgebaut, dass auf einen Schlüsselbegriff die Zuordnung von numerischen Werten zu Parametern folgt. Dabei werden die Denavit-Hartenberg-Parameter des Mehrachssystems in der Form

```
ALPHAi (i1_-90.0 i2_0 i3_90 i4_-90.0 i5_90 i6_0)
AXi    (i1_100.0 i2_265.0 i3_0.0 i4_0 i5_0 i6_0)
DZi    (i1_350.0 i2_0.0 i3_0.0 i4_270.0 i5_0 i6_75.0)
```

beschrieben. Im Falle von Linearachsen wird diese Liste entsprechend der Denavit-Hartenberg-Konvention um eine Zeile mit dem Begriff *THETAi* erweitert. In vergleichbarer Form werden auch die Endlagen der einzelnen Achsen, die maximalen Achsgeschwindigkeiten, die maximal zulässigen Absolutgeschwindigkeiten und die Strahlage in Bezug auf die letzte Achse repräsentiert.

Die geometrische Modellierung der Hüllkörper der einzelnen Achsen kann an folgendem Beispiel erläutert werden:

```
BOX    (EN_0 Cx_-100 Cy_153.5 Cz_0 Lx_210 Ly_41 Lz_210)
BOX    (EN_0 Cx_-111 Cy_109 Cz_4 Lx_310 Ly_50 Lz_149)
BOX    (EN_0 Cx_-91 Cy_28.5 Cz_11.5 Lx_350 Ly_115 Lz_165)
BOX    (EN_0 Cx_-69 Cy_-56.5 Cz_11.5 Lx_307 Ly_57 Lz_165)
```

¹¹ Bei der Realisierung des Testaufbaus und der Durchführung der Untersuchungen wurde der Autor von cand. ing. Sebastian Reitelshöfer unterstützt.

BOX (EN_1 Cx_30 Cy_0 Cz_137 Lx_60 Ly_130 Lz_86)

BOX (EN_1 Cx_-73.75 Cy_0 Cz_137 Lx_147.5 Ly_155 Lz_86)

...

Der Befehl *BOX* definiert dabei einen quaderförmigen Hüllkörper, der einer Achse bzw. einer Elementnummer *EN* zugeordnet ist. *EN_0* steht dabei für den unbewegten Teil des Geräts, *EN_1* für die erste Achse etc. Einem Element des Geräts können dabei beliebig viele Hüllkörper zugeordnet werden. Die Parameter C_x , C_y und C_z definieren die Schwerpunktlage des Hüllkörpers in Bezug auf das Achskoordinatensystem des Elements, dem sie zugeordnet sind. L_x , L_y und L_z beschreiben analog zur Beschreibung der Patientenhüllkörper ausgehend vom Schwerpunkt des Hüllkörpers achsparallele Vektoren, die auf die Außenflächen des Quaders zeigen.

Durch diese vereinheitlichte Repräsentation der Hüllkörper können alle für die Kollisionsprüfung relevanten Objekte, wie der Geräteaufbau, die Patientenliege, der Patient sowie gegebenenfalls eingesetzte Hilfsmittel modelliert werden. Nimmt die Therapiegerätekinematik für eine stereotaktische Bestrahlung beispielsweise einen Mikro-Lamellenkollimator auf, so können dem letzten Element der Kinematik automatisch weitere Hüllkörper zugeordnet werden, die den Kollimator im Modell repräsentieren. Ebenso wird das Patientenmodell kontinuierlich in der Liste aktualisiert. Ein weiterer Vorteil dieser Datenrepräsentation ist, dass geometrische oder auch kinematische Änderungen am Therapiegeräteaufbau, z. B. durch Anbauteile oder das Nachrüsten von Zusatzachsen, durch kleine Anpassungen bzw. weitere Einträge aufgenommen werden können.

5.5.2 Planung effizienter, kollisionsfreier Bewegungsabläufe

Um einen möglichst störungsfreien und somit effizienten Behandlungsablauf zu erstellen, sollte bereits während der Bestrahlungsplanung getestet werden, ob die angestrebten Einstrahlorientierungen sowie die dazwischen liegenden Bewegungstrajektorien ohne Kollision dargestellt werden können. Hierfür muss ein Modell des Patienten, das der späteren Lagerung während der Behandlung entspricht, in das Therapiegerätemodell geladen werden. Dieses kann entweder aus einer ToF-Aufnahme, die am Planungs-CT-Gerät erstellt wurde, oder direkt aus den dreidimensionalen Planungsdaten erzeugt werden.

Neben einem störungsfreien Ablauf ist für kurze Behandlungszeiten auch die Reduktion der Positionierzeiten von Bedeutung. Wichtige Einflussfaktoren sind dabei die Abfolge der Bestrahlungsfelder, die geplanten Bahntrajektorien sowie die Bewegungsgeschwindigkeit der Kinematik. Um beim Einsatz komplexer kinematischer Positioniersysteme sicherzustellen, dass die Kinematik die erforderliche Positionierung ausführen kann, werden im medizinischen Umfeld häufig fest vorgegebene Positionen, Trajektorien und Bewegungsgeschwindigkeiten verwendet. Dadurch können Situationen, die zu einem Abbruch der Bewegung während der Behandlung führen können, großteils umgangen werden. Dazu gehören das Durchfahren von Achssingularitäten sowie Konfigurationswechsel, die in der Regel mit großen Achsbewegungen verbunden sind, ohne dass sich der Endeffektor bzw. TCP bewegt. Nachteil dieser Vorgehensweise ist jedoch, dass

dies häufig zu Zeitineffizienzen im Bewegungsablauf sowie einer starken Einschränkung der Flexibilität des Roboters auf wenige vordefinierte Trajektorien führt. Mittels einer weitgehend automatisch ablaufenden und in die Bestrahlungsplanung integrierbaren Bewegungsplanung können diese Nachteile eliminiert werden. Im Weiteren wird beschrieben, wie zeitlich optimierte und singularitätsfreie Abläufe mit einer minimalen Anzahl an Konfigurationswechseln unter Berücksichtigung des ganzen Arbeits- bzw. Achsraums der Kinematik erstellt und getestet werden können.

Ausgehend von einer wegoptimierten Bestrahlungsfeldabfolge werden zunächst für jede geplante Bestrahlungspose alle möglichen Konfigurationen bestimmt. Es wird also ermittelt, in welchen Achsstellungen die jeweilige Pose von der Kinematik dargestellt werden kann. Diese kinematisch möglichen Konfigurationen werden anschließend auf Kollisionsfreiheit geprüft. Hierzu wird mit dem Separating Axis Theorem ein sehr effizienter Algorithmus zur Prüfung von OBBs auf Durchdringung angewendet [45]. Sollte für eine Bestrahlungsfeldpose keine der Konfigurationen kollisionsfrei sein, so wird dies von der Kinematiksimulation zurückgemeldet. Durch eine Überarbeitung des Bestrahlungsplans können so potentielle Gefährdungen bereits im Vorfeld eliminiert werden.

Im nächsten Schritt werden jeweils zwischen den möglichen, kollisionsfreien Konfigurationen zweier aufeinanderfolgender Posen Bahntrajektorien geplant, aus denen später unter dem Gesichtspunkt der Minimierung der Gesamtbewegungszeit der bestgeeignete Pfad ausgewählt wird. Um eine universelle Einsetzbarkeit des Ansatzes zu gewährleisten, werden dabei die von Standardsteuerungen unterstützten Bewegungsformen phasensynchrones Point-to-Point (PTP) und lineare Fahrt (LIN) verwendet. Während bei den PTP-Bewegungen alle Achsen so angetrieben werden, dass sie zeitgleich ihre Bewegungen starten und beenden, wird bei LIN-Bewegungen die Achssteuerung derart realisiert, dass der TCP entlang einer Geraden vom Startpunkt zum Endpunkt bewegt wird. Sind zwischen einer Start- und Endkonfiguration beide Bewegungsarten möglich, so werden LIN-Bewegungen bevorzugt angewendet. Um zu bewerten, ob die gefundenen Bewegungen kollisionsfrei sind, werden die Trajektorien zunächst in eine Vielzahl von Interpolationspunkten zerlegt. Für die Untersuchungen im Rahmen dieser Arbeit wurden Unterteilungen in Interpolationsschritte von 1 mm bzw. $0,1^\circ$ gewählt. Für jeden Interpolationspunkt werden dann die zugehörigen Achsstellungen bestimmt und eine Kollisionsprüfung des Modells angestoßen. Sind alle einer Trajektorie zugehörigen Posen kollisionsfrei, dann wird diese im Weiteren als ein potentielles Teilstück des Bestrahlungsablaufs betrachtet. In Bild 5.16 (links) ist beispielhaft für einen Bestrahlungsplan mit drei Feldern ein Graph mit den kinematisch möglichen und in der Planung kollisionsfreien Trajektorien dargestellt.

In der Regel können aus einem derart erzeugten Graphen eine Vielzahl verschiedener Trajektorienabfolgen realisiert werden, die insbesondere bei Konfigurationswechseln erhebliche Unterschiede hinsichtlich der Ausführungsdauer haben können. Um einen Behandlungsplan mit kurzen Bewegungszeiten zu erhalten, wird daher ein A*-Algorithmus [41] auf den Graphen angewendet, siehe Bild 5.16 (rechts). Dieser auf einer Heuristik basierende Suchalgorithmus zeichnet sich dadurch aus, dass mit ihm auch bei großen Graphen immer der optimale Pfad bezüglich des gewählten Bewer-

tungskriteriums gefunden wird. Hierzu müssen den Kanten des Graphen Kosten zugeordnet werden, die ein sinnvolles Bewertungskriterium darstellen. In diesem Zusammenhang stellt der Abstandsbetrag A der Start- und Endachsstellungen a_{iS} bzw. a_{iE} der jeweiligen Trajektorie im Achsraum der n -achsigen Kinematik eine geeignete Größe dar:

$$A = \sqrt{(a_{1S} - a_{1E})^2 + (a_{2S} - a_{2E})^2 + \dots + (a_{nS} - a_{nE})^2} \quad (5.14)$$

Der auf Basis dieses Verfahrens ermittelte zeitoptimierte und bei korrekter Lagerung des Patienten am Therapiegerät kollisionsfreie Bewegungsplan kann nach Anwendung eines steuerungsspezifischen Parsers direkt am Therapiegerät ausgeführt werden.

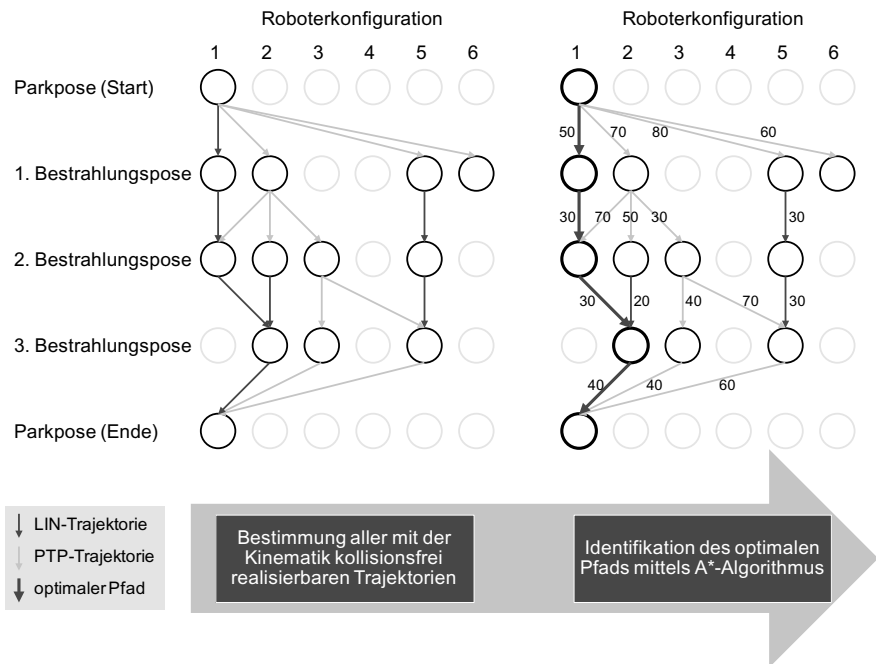


Bild 5.16: Darstellung der übergeordneten Verarbeitungsstufen zur Ermittlung des optimalen Bewegungspfad mittels eines gewichteten Graphen

Zum Nachweis der Funktionsfähigkeit der beschriebenen Bewegungsplanungsmethode wurde die Erstellung und Ausführung mehrere koplanarer und non-koplanarer Bestrahlungspläne getestet. Um sicherheitsrelevante Situationen erkennen zu können, wurde dazu ein auf Java 3D basierendes Visualisierungstool entwickelt, siehe Bild 5.17 (links). Navigationsoptionen wie Drehen oder Zoomen der Darstellung ermöglichen eine anschauliche Bewertung der geometrischen Situation. Mit dem Visualisierungstool können bereits vor der Bewegungsplanung die gewählten Bestrahlungsfelder auf kritische Annäherungen bzw. Kollisionen untersucht werden. Zudem können damit nach der auto-

matischen Erzeugung der Bewegungsprogramme diese simuliert und kontrolliert werden. Eine derartige 3D-Darstellung ist aber auch zur räumlichen Bewertung der geometrischen Situation am Therapiegerät durch die MTRAs von außerhalb des Bunkers nutzbar. Neben der virtuellen Überprüfung wurden die erzeugten Bestrahlungspläne zudem auf der in Bild 5.17 (rechts) dargestellten Demonstrationszelle getestet. Hierbei konnte die Ausführbarkeit, Korrektheit und Kollisionsfreiheit der Bewegungsabläufe gezeigt werden.

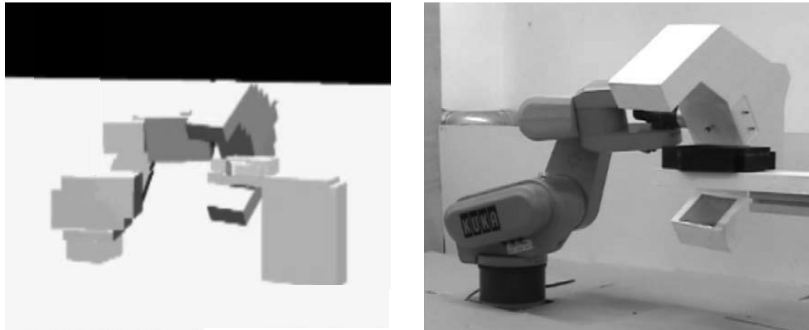


Bild 5.17: Virtuelles Simulationsmodell (links) und realer Versuchsaufbau (rechts) eines Sechssachs-Knickarmroboters mit C-Bogen zum Testen des entwickelten Bewegungsplanungs- und Kollisionsvermeidungssystems

5.5.3 Sichere, effiziente Bestrahlungsdurchführung durch Online-Kollisionsvermeidung

Das Hauptmerkmal des entwickelten assistiven Monitoringsystems ist die automatische Online-Kollisionsvermeidung während der Behandlung. Dabei wird das Modell des Therapiegeräts und des sich unter Umständen bewegenden Patienten während der Bestrahlungsdurchführung kontinuierlich aktualisiert und auf Durchdringung geprüft. Um kritische Ereignisse rechtzeitig zu detektieren und Reaktionen einleiten zu können, müssen dafür zunächst Regeln festgelegt werden, welche Hüllkörper miteinander auf Durchdringung zu testen sind: Zur Vermeidung von direkten Verletzungen des Patienten durch die Gerätekinematik werden alle beweglichen OBBs des Therapiegeräts gegen alle aus den aktuellen ToF-Kameradaten erzeugten OBBs des Patienten geprüft. Um Kollisionen des Therapiegeräts mit anderen Objekten zu vermeiden, werden die Therapiegeräte-OBBs zudem mit Patiententisch- und Peripheriehüllkörpern getestet. Häufig ist es bei mehrachsigen kinematischen Systemen außerdem möglich, dass das Therapiegerät oder dessen Endeffektor mit sich selbst kollidieren kann. Derartige Zusammenstöße können bereits durch eine Durchdringungsprüfung im Rahmen der Bewegungsplanung ausgeschlossen werden. Bei Einhaltung des Bewegungsplans ist dann keine weitere Überwachung des Therapiegeräts auf Eigenkollision während der Behandlung mehr erforderlich. Zur Rechenzeitoptimierung sollte bei der Festlegung der zu testenden Hüllkörperkombinationen prinzipiell beachtet werden, dass OBBs, die auf-

grund ihrer kinematischen Beschränkungen nicht kollidieren können, aus der Prüfung ausgeschlossen werden.

Um mit der Durchdringungsprüfung nicht erst die Kollision von Modellhüllkörpern zu detektieren, sondern bereits vorab kritische Annäherungen zu erkennen, werden die Vektoren, durch die die OBBs aufgespannt werden, um einen Offset O_{OBB} verlängert, siehe Bild 5.18. Dieser Offset soll gewährleisten, dass im Falle eines positiven Durchdringungstests zweier Hüllkörper mit einer Verlangsamung bzw. einem Anhalten des Therapiegeräts reagiert werden kann. In der einfachsten Variante wird der Offset so gewählt, dass bei der Detektion einer Durchdringung jederzeit ein kollisionsfreies Anhalten der Kinematik eingeleitet werden kann.

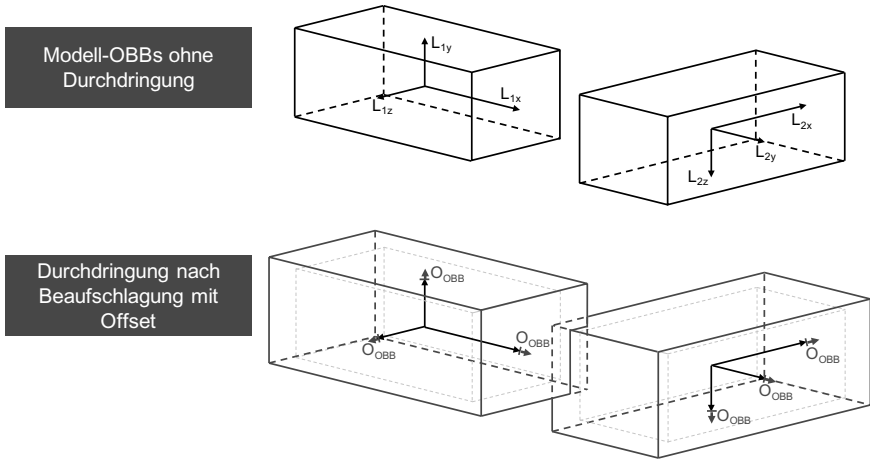


Bild 5.18: Um kritische Annäherungen von Therapiegerätekomponenten mit dem Patienten bzw. anderen Objekten zu detektieren, werden die Modell-OBBs um einen Offset O_{OBB} vergrößert.

Zusätzliche Vorteile bietet eine dynamische Anpassung des Offsets in Abhängigkeit der aktuellen Bewegungsgeschwindigkeit der Kinematik v_{akt} , wie sie in Formel 6.15 beschrieben ist. Hierbei werden die Verarbeitungszeit bis zur Detektion einer Durchdringung t_{det} , die Strecke s_{halt} , die die Kinematik bei der aktuellen Bewegungsgeschwindigkeit bis zum Anhalten benötigt, und ein Mindestabstand s_{min} zu anderen Objekten, der auch nach einem Stoppen der Kinematik noch eingehalten werden soll, in die Berechnung des Offsets einbezogen.

$$O_{OBB}(v_{akt}) = \frac{t_{det} \cdot v_{akt} + s_{halt}(v_{akt}) + s_{min}}{2} \quad (5.15)$$

Hintergrund dieser dynamischen Anpassung des Offsets ist eine Geschwindigkeitsregelung der Kinematik in kritischen Situationen. Wird bei der aktuellen Geschwindigkeit eine Durchdringung detektiert, so wird die Geschwindigkeit der Kinematik so lange reduziert, bis die Prüfung mit reduziertem Offset keine Durchdringung mehr aufweist. Bei

Kollisionspfaden führt dies bis zum Halt der Kinematik. Bei Pfaden, die voraussichtlich kollisionsfrei sind aber mit starken Annäherungen einhergehen, erfolgt hingegen lediglich eine Reduktion der Geschwindigkeit auf ein unkritisches Niveau. Vergrößert sich während der weiteren Bewegung der Abstand zwischen den Objekten, dann gibt es auch für größere Offsets keine Durchdringung und die Geschwindigkeit kann folglich wieder erhöht werden. Eine derartige Regelung gewährleistet einen sicheren Betrieb des Therapiegeräts. Zudem ist davon auszugehen, dass sich durch die Reduktion der Geschwindigkeit in der Nähe des Patienten die Akzeptanz der in vielen Fällen angestrebten erhöhten Bewegungsgeschwindigkeiten von medizinischen Geräten beim Patienten verbessert. Aufgrund der daraus resultierenden Reduktion der Arbeitslast ist zu erwarten, dass auch die Akzeptanz bei den MTRAs für ein derartiges Online-Kollisionsvermeidungssystem groß ist, insofern die automatische Geschwindigkeitsanpassung des Systems transparent ist. Ein wichtiges Instrument um dies zu gewährleisten, stellt daher die Integration des 3D-Visualisierungstool am Bedienpult dar, so dass Reaktionen des Systems, wie beispielsweise ein Stillstand des Geräts, nachvollzogen werden können, ohne dass der Bunker hierzu betreten werden muss.

Zur Validierung der prinzipiellen Funktionsfähigkeit der Online-Kollisionsvermeidung wurden während der Ausführung eines Bestrahlungsplans auf der Demonstrationszelle in die Modellbeschreibungsdatei Patientenhüllkörper geladen. Damit wurden Patientenbewegungen simuliert, die unerkannt zu einer Kollision mit der Gerätekinematik führen würde. Die Tests zeigten, dass drohenden Kollisionen von der Durchdringungsprüfung rechtzeitig erkannt werden und automatisch ein Anhalten der Gerätekinematik ausgelöst wird.

5.6 Detektion von Patientenverlagerungen während der Behandlung

Neben der Modellierung des Patienten zum Zwecke der Kollisionsvermeidung können die 3D-Daten der ToF-Kamera zur Detektion von kritischen Patientenverlagerungen während der Behandlung genutzt werden. Einen geeigneten Ansatz zur Ermittlung von Lageänderungen stellt in diesem Zusammenhang die Anwendung des in [8] beschriebenen ICP-Algorithmus (engl. Iterative Closest Point) auf ToF-Punktwolken des Patienten dar. Zielsetzung dieses Registrierungsverfahrens ist es, die aktuelle ToF-Aufnahme des Patienten durch eine geometrische Transformation bestmöglich auf einem, nach dem erfolgreichen Patientensetup aufgenommenen, ToF-Referenzdatensatz abzubilden. Dabei wird für jeden Raumpunkt der einen Aufnahme der nächstgelegene Raumpunkt der anderen Aufnahme bestimmt. In einem iterativen Verfahren werden anschließend durch Anpassung der Transformationsparameter die Abstandsquadrate minimiert. Bild 5.19 zeigt beispielhaft das 3D-Matching der aktuellen Aufnahme des segmentierten Patienten mit der Referenzaufnahme.

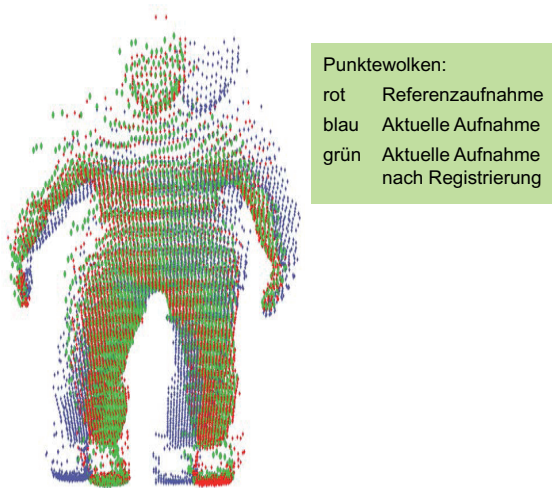


Bild 5.19: Durch Registrierung einer Referenzaufnahme mit einer Aufnahme der aktuellen Lage des Patienten können Verlagerungen quantifiziert und bewertet werden.

Zur quantifizierten Analyse von Lageveränderungen¹² der zu bestrahlenden Körperregion ist eine Anwendung des Algorithmus auf den ganzen Körper nicht zielführend, da strahlentherapeutisch irrelevante Verlagerungen z. B. der Extremitäten sich negativ auf das Auswertergebnis auswirken können. Aus diesem Grund sollte die Anwendung des Verfahrens auf den Körperteil um das Isozentrum erfolgen. Für die Untersuchungen wurde hierfür ein Bereich von ca. 400 mm x 400 mm ausgewertet. Ein Vorteil dieser Eingrenzung ist die Reduktion des Verarbeitungsaufwands bzw. der benötigten Rechenleistung.

Um eine erste Bewertung der erzielbaren Genauigkeit des Verfahrens geben zu können, wurde zunächst die Wiederholungsqualität mittels zehn ToF-Aufnahmen der unbewegten Patientenpuppe ermittelt. Die Anwendung des ICP-Algorithmus auf die Aufnahmen ergibt, dass in Bezug auf eine Referenzaufnahme der Translationsfehler maximal 2 mm beträgt und der Rotationsfehler mit durchweg unter $0,1^\circ$ sehr klein ist. In einer zweiten Testserie wurde die Patientenpuppe ausgehend von einer Referenzpose um 20 mm entlang der Hauptachsen des Isozentrumkoordinatensystems mittels des Roboters manipuliert. Die ICP-Auswertung der vor und nach der Bewegung aufgenommenen ToF-Aufnahmen (siehe Bild 5.20) weisen dabei Abweichungen vom Erwartungswert von bis zu 4 mm bei Bewegungen in x- und y-Richtung und bis zu 2,5 mm in z-Richtung auf. Die Tests zeigen somit, dass die ToF-Erfassung des Patienten in Kombination mit einer ICP-Registrierung ein hohes Potential für den Einsatz in der automatischen Patientenlageüberwachung hat. In der Strahlentherapie sind die erzielbaren Ge-

¹² Bei der Durchführung der Messungen wurde der Autor von cand. wirtsch.-ing. Maren Röttenbacher unterstützt.

naugigkeiten für einen großen Teil der Standardapplikationen bereits ausreichend. Derzeit ist die Detektionsgenauigkeit jedoch insbesondere durch die Auflösung und die Genauigkeitskennwerte der verfügbaren ToF-Kameras eingeschränkt. Da in diesem Zusammenhang in den nächsten Jahren Fortschritte zu erwarten sind, können hier in Zukunft voraussichtlich weitere Verbesserungen erzielt werden, so dass das vorgestellte Verfahren auch für hochgenaue Strahlentherapieapplikationen eingesetzt werden kann.

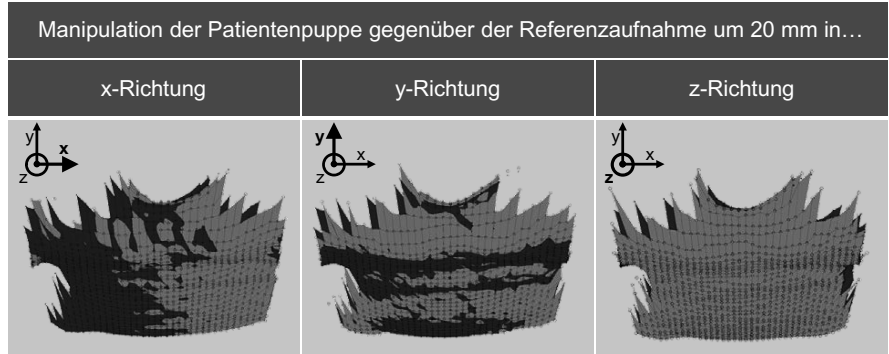


Bild 5.20: Visualisierung des Brustkorbs der Referenzaufnahme (dunkel) und der Aufnahme nach Repositionierung (hell) für unterschiedliche Patientenlagen

6 Optimierungspotential des integrierten Behandlungssystems

Medizinische Automatisierungssysteme weisen ein hohes Potential zur Effizienzsteigerung sowie zur Verbesserung der Behandlungsqualität auf. Das realisierbare Gesamtpotential hängt dabei aber immer auch von der Einbettung der Systeme in einen schlüssigen und effizienten Workflow ab. Bislang scheitert die Realisierung verbesserter Workflows allerdings häufig daran, dass dem Krankenhausmanagement während der Prozessplanung keine quantitativen, das spezifische Patientenkollektiv berücksichtigende Daten zur Bewertung von Maßnahmen vorliegen. Der Einsatz der in der industriellen Produktionsplanung genutzten Ablaufsimulation bietet in diesem Zusammenhang große Vorteile. Mittels angepasster Simulationsstudien können für eine Vielzahl klinischer Anwendungsfälle wichtige Bewertungskriterien ermittelt und unterschiedliche Workflowvarianten gegenübergestellt werden. Wird auf klinikspezifische Patientendatensätze, wie sie im Rahmen dieser Arbeit beispielhaft erhoben wurden, zurückgegriffen, so können belastbare, quantifizierte Aussagen z. B. zu der zu erwartenden Gesamtbelegdauer oder dem erzielbaren Patientendurchsatz getroffen werden. Derartige Kennzahlen stellen eine elementare Grundlage für Prozessplanungs- und Investitionsentscheidungen dar. In den folgenden Ausführungen wird anhand des Strahlentherapie workflows beschrieben, wie durch die Realisierung eines höheren Parallelisierungsgrads (externes Rüsten) eine erhebliche Effizienzsteigerung erzielt werden kann (siehe hierzu auch [36]). In einer ganzheitlichen Bewertung wird abschließend das Gesamtpotential zur Effizienzsteigerung der in dieser Arbeit als Teile des integrierten Behandlungssystems vorgestellten organisatorischen und automatisierungstechnischen Maßnahmen betrachtet.

6.1 Modellierung und Simulation klinischer Workflows mittels Ablaufsimulation

Simulationsstudien haben zum Ziel, bereits existierende oder geplante Systeme in einem experimentierfähigen Modell abzubilden, um dadurch zu Erkenntnissen zu gelangen, die auf die Realität übertragbar sind [111]. Die Ablaufsimulation, die auch als ereignisdiskrete Simulation bezeichnet wird, wird insbesondere in der Produktionsplanung zur Materialflussoptimierung eingesetzt. Softwarebasiert werden komplexe Produktionsabläufe dargestellt und berechnet, um zu abgesicherten unternehmerischen Entscheidungen zu gelangen. Ein Modell ermöglicht es dabei dem Anwender Experimente durchzuführen und unterschiedliche Szenarien zu simulieren, ohne dafür die tatsächliche Produktion beeinflussen zu müssen. [29][37]

Da - wie in der Produktion - auch in der Großgerätemedizin diskrete und standardisierte bzw. standardisierbare Abläufe überwiegen, kann die Ablaufsimulation sehr gut auf klinische Workflows übertragen und angewendet werden. [36] Voraussetzung für eine aussagekräftige Simulationsstudie ist hierbei neben der Erstellung eines Modells, das die klinischen Abläufe realitätsnah abbildet, eine geeignete Datenbasis zur Initialisierung und Ausführung der Simulation. Hierfür sollten systematisch Einsatz- bzw. Patien-

tendaten vor Ort erhoben werden, welche einfach auf das Modell übertragen werden können. Bild 6.1 zeigt den von der klassischen Vorgehensweise [29][37] abgeleiteten Ablauf einer Simulationsstudie zur Optimierung klinischer Workflows.

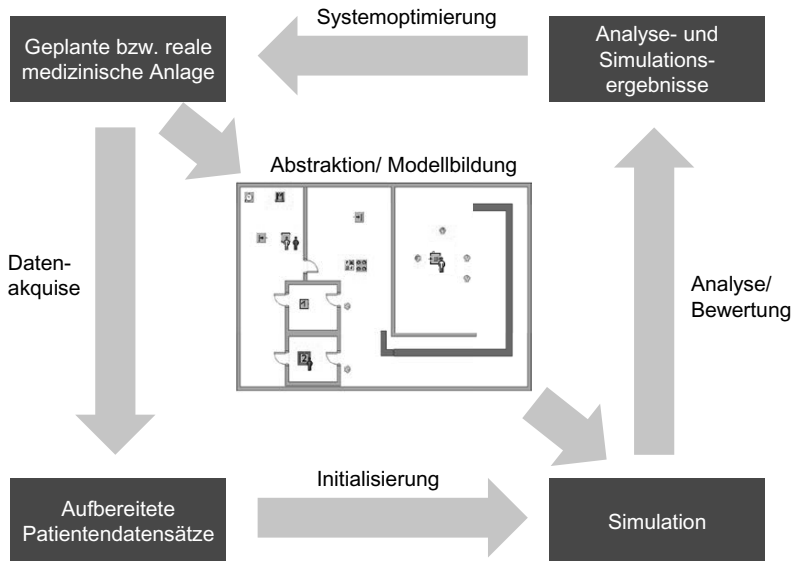







Bild 6.1: Ablauf einer Simulationsstudie zur Optimierung klinischer Workflows

Zur Beschreibung eines Modells werden in Softwaresystemen zur Ablaufsimulation unterschiedliche Funktionselemente bereitgestellt, die über gerichtete Kanten miteinander verknüpft werden können. Zwar sind diese Funktionselemente zur Repräsentation von produktionstechnischen Abläufen entwickelt worden, da sie jedoch klar definierte und allgemeingültige Funktionen aufweisen, können sie auf den klinischen Bereich übertragen werden. Während einerseits die Herstellung von Bauteilen bzw. Produkten verbessert werden soll, steht bei der Optimierung eines Krankenhausworkflows entsprechend die Behandlung des Patienten im Fokus. In Tabelle 6.1 sind die wichtigsten Elemente der Ablaufsimulation generalisiert beschrieben und jeweils mögliche Repräsentationen in der Produktion bzw. in der Klinik aufgeführt.

Bei der Modellierung der im Krankenhaus erfassten Workflows ist auf einen geeigneten Abstraktions- und Detaillierungsgrad zu achten. Es sollte gewährleistet sein, dass alle wesentlichen Arbeitsschritte derart abgebildet werden, dass eine spätere Anpassung und Übertragbarkeit des Modells auf andere Szenarien möglich ist. Damit die klinischen Abläufe ausreichend exakt wiedergegeben und mittels der Standardfunktionalitäten der Ablaufsimulation beschrieben werden können, erfordert die Modellierung eine kritische Auseinandersetzung mit allen relevanten Aktivitäten des Workflows. Dies hilft zum einen Ineffizienzen sowie sicherheitskritische Arbeitsinhalte oder -abfolgen zu identifizieren und zum anderen wird dadurch zwangsläufig eine vereinheitlichte Beschreibung des

Workflows vorgenommen, was die Grundlage für die Standardisierung von Aktivitäten bzw. Teilprozessen darstellt.

Tabelle 6.1: Die klassischen produktionstechnischen Funktionselemente der Ablaufsimulation können auf klinische Workflows übertragen werden.

| Symbol in Modell | Generalisierte Funktion in der Ablaufsimulation | Repräsentation | |
|--|---|--|---|
| | | Produktion | Klinik |
|  bzw.  | Bewegliches Element (BE): An bzw. mit Hilfe von BEs werden wertschöpfende Tätigkeiten durch aktive Elemente ausgeführt | Werkstück, Fördergut etc. | Patient, Medikament, Gewebeprobe, Reagenzien etc. |
|  | Aktives Element: Können BEs bearbeiten und bewegen sowie unbewegliche Elemente reparieren | Werker | Arzt, Pfleger, MTRA etc. |
|  | Aktives, unbewegliches Element: Nimmt BE auf und gibt dieses nach frei definierbarem Zeitintervall an nächste Station weiter | Bearbeitungsstation, Sortiereinheit etc. | Umkleidekabine, Therapiegerät, Diagnosegerät etc. |
|  | Passives, unbewegliches Element: Nimmt BEs auf und gibt diese nach frei definierbaren Regeln wieder ab | Lager, Puffer etc. | Wartezimmer, Krankenhauszimmer |

Nach der Fertigstellung des Modells wird es zunächst in einem Verifikationslauf auf Funktionsfähigkeit getestet und anschließend eine Modellvalidierung durchgeführt. Hierzu werden die erfassten Workflowdaten der Patienten in das Modell eingegeben und eine Simulation angestoßen. Nur wenn die Simulationsergebnisse plausibel sind und sich hinreichend genau mit den realen Abläufen decken, können im Weiteren aussagekräftige Simulationsstudien durchgeführt werden. Zur Kontrolle können dafür Workflowkennzahlen genutzt werden, beispielsweise der Patientendurchsatz pro Arbeitstag.

Zu Beginn einer Simulationsstudie müssen Start- und Randbedingungen definiert werden. Neben der Auswahl geeigneter Strukturvarianten des Modells sowie eines adäquaten Simulationszeitraums ist insbesondere die Festlegung von Regeln, nach denen die Patientendaten für die Simulation ausgewählt werden, von Bedeutung. Durch eine Parametrisierung des Modells können zudem Störungen von Ressourcen als zufällig oder regelbasiert auftretende Ereignisse festgelegt werden, wodurch eine Bewertung der Robustheit bzw. Anfälligkeit eines Workflows ermöglicht wird.

6.2 Kürzere Gesamtbelegdauer durch Erhöhung des Parallelisierungsgrads im Workflow

Die Auswertungen aus Kapitel 2.2 zeigen, dass der „produktive“ Nutzungsgrad der kostenintensiven Strahlentherapieanlagen bislang gering ist. Weniger als die Hälfte der durchschnittlichen Gesamtbelegdauer, während der ein Patient den Bunker und somit auch das Therapiegerät direkt oder indirekt belegt, kann potentiell für Bestrahlungen eingesetzt werden. Aufgrund verschiedener Nebentätigkeiten ist die reale Nutzung des Therapiegeräts sogar nochmals deutlich niedriger. Ziel der im Weiteren beschriebenen

Neugestaltung des Workflows im Umfeld des Therapiegeräts ist es daher insbesondere eine Reduktion der Gesamtbelegdauer und folglich eine Steigerung des erzielbaren Patientendurchsatzes zu erreichen. Wichtigster Ansatzpunkt ist hierbei das Parallelisieren von bislang seriell verketteten Teilprozessen. Im Folgenden wird das Potential zur Effizienzsteigerung von Parallelisierungsmaßnahmen im Strahlentherapieworkflow simulationstechnisch ermittelt.¹³

6.2.1 Simulation des klassischen Strahlentherapieworkflows

Zur Verifikation und Validierung der Modellbausteine, die später unverändert zur Modellierung des optimierten Workflows verwendet werden, wird zunächst ein Modell des klassischen Workflows entsprechend der in Kapitel 2.2.2 beschriebenen Abläufe erstellt, welches anschließend mit den erfassten Patientendatensätzen initialisiert wird. Zur Simulation des Workflows wird die Software Plant Simulation der Siemens AG genutzt. Als Simulationsdauer werden 300 Behandlungstage mit je acht Stunden angesetzt. Die Auswahl der Patientenprofile aus der 596 Patientendatensätze umfassenden Datenbank erfolgt nach dem Zufallsprinzip.

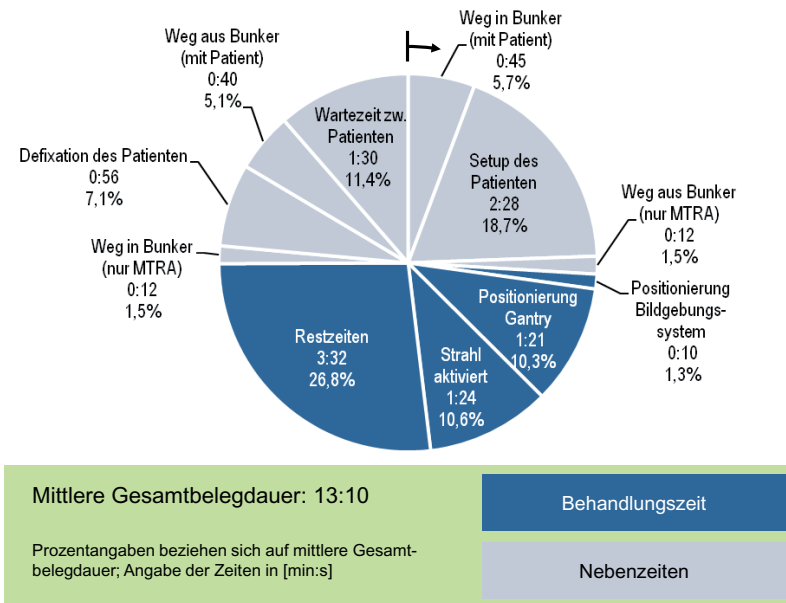


Bild 6.2: Die Simulationsergebnisse belegen den niedrigen Grad der produktiven Nutzung des Therapiegeräts im klassischen, seriell ablaufenden Strahlentherapieworkflow.

¹³ Bei der Durchführung der Simulationsstudien wurde der Autor von cand. wirtsch.-ing. Stefan Schaubberger unterstützt.

Als wichtiges Ergebnis zeigt das Kreisdiagramm in Bild 6.2 die pro Patient bzw. Workflowdurchlauf durchschnittlich benötigten Dauern und Zeitanteile einzelner Aktivitäten. In guter Übereinstimmung mit den statistischen Auswertungen der Teilprozesse beträgt die simulierte mittlere Gesamtbelegdauer eines Patienten durchschnittlich 13 min 10 s, was lediglich einer minimalen Abweichung gegenüber der Durchschnittszeit aller erhobenen Patientendaten von 13 min 8 s entspricht.

Die Simulationsergebnisse bestätigen erwartungsgemäß den niedrigen Produktivitätsgrad des Therapiegeräts. Der aktive Nutzungsanteil des Therapiegeräts (Aktivitäten: ‚Strahl aktiviert‘, ‚Positionierung der Gantry‘ und ‚Positionierung des Bildgebungssystems‘) beträgt lediglich ca. 22% der mittleren Gesamtbelegdauer. Der Anteil der wertschöpfenden Aktivität ‚Strahl aktiviert‘ (reine Bestrahlungsdauer) liegt mit nur knapp 11% sogar nochmals deutlich niedriger. Der größte Anteil an der mittleren Gesamtbelegdauer entfällt mit knapp 27% auf Restzeiten während der Behandlung. Diese sind zum überwiegenden Teil auf Bunkeröffnungszeiten zurückzuführen, während derer die korrekte Lage des Patienten kontrolliert, die kollisionsfreie Positionierung der Gantry bzw. des Bildgebungssystems sichergestellt oder Keilfilter am Therapiegerät gewechselt werden. Insgesamt verdeutlichen die Simulationsergebnisse das erhebliche Optimierungspotential, das durch parallel ablaufende Teilprozesse sowie das Eliminieren bzw. Beschleunigen von Aktivitäten erzielt werden kann.

6.2.2 Simulationsbasierte Bewertung von Parallelisierungsmaßnahmen

Die Auswertungen und Simulationsergebnisse zeigen, dass beim gängigen Strahlentherapieworkflow alle kostenintensiven Ressourcen (Therapiegerät, Bunker, MTRAs) durch den Patienten blockiert werden, solange er sich im „Behandlungssystem“ befindet. Dies ist durch die serielle Verkettung der Teilprozesse sowie das Durchführen des Setups und der Defixation des Patienten im Bestrahlungsbunker bedingt. Würden diese Teilprozesse, zur Vorbereitung bzw. Nachbereitung der Behandlung außerhalb des Bunkers in einem Setupraum durchgeführt, könnten Teile des Workflows parallelisiert und dadurch die Anzahl behandelbarer Patienten erhöht werden. [36] Zur Realisierung dieses Ansatzes ist ein Liegenwechselsystem erforderlich. Während der Bestrahlung eines Patienten kann dann der nachfolgende Patient bereits im Setupraum auf einer Wechselliege positioniert und fixiert werden und die Position des Tumors in Bezug auf das Liegenkoordinatensystem bestimmt werden. Nachdem die Bestrahlung des vorherigen Patienten beendet ist, wird dieser von einem MTRA mittels eines Patientenshuttles aus dem Bunker gefahren und anschließend außerhalb des Bunkers defixiert. Gleichzeitig fährt ein zweiter MTRA den nachfolgenden Patienten in den Bunker und dockt ihn für die Bestrahlungsdurchführung am Patiententisch des Therapiegeräts an. Aufgrund der bekannten Tumorage kann der Patiententisch direkt automatisch positioniert werden.

Um die Vergleichbarkeit zwischen dem klassischen und dem parallelisierten Workflow zu gewährleisten, werden die gleichen Modellbausteine, Patientendatensätze und Teilprozesszeiten in das angepasste Modell übernommen. Zusätzlich wird je ein Modellbaustein zum Andocken und Abdocken der Wechselliege am Patiententisch mit einer Dauer von jeweils 30 s berücksichtigt. Die Darstellung in Bild 6.3 zeigt die wichtigsten

Ergebnisse einer derartigen Parallelisierungsmaßnahme. Dabei beschreibt das Kreisdiagramm alle Teilprozesse bzw. Aktivitäten, die direkt in die Gesamtbelegdauer eingehen. Die außen dargestellten, parallel ablaufenden Teilprozesse ‚Defixation‘ und ‚Setup‘ beziehen sich auf den vorherigen bzw. nachfolgenden Patienten und haben entsprechend keinen Einfluss auf die Gesamtbelegdauer. Ein wichtiger Vorteil der Parallelisierung ist zudem, dass sich organisationsbedingte Wartezeiten zwischen zwei Patienten in den meisten Fällen ebenfalls nicht negativ auf die Effizienz des Workflows auswirken. Sie führen lediglich zu einer unkritischen Verzögerung des Setups des nächsten Patienten im parallel ablaufenden, zeitunkritischen Teil des Workflows.

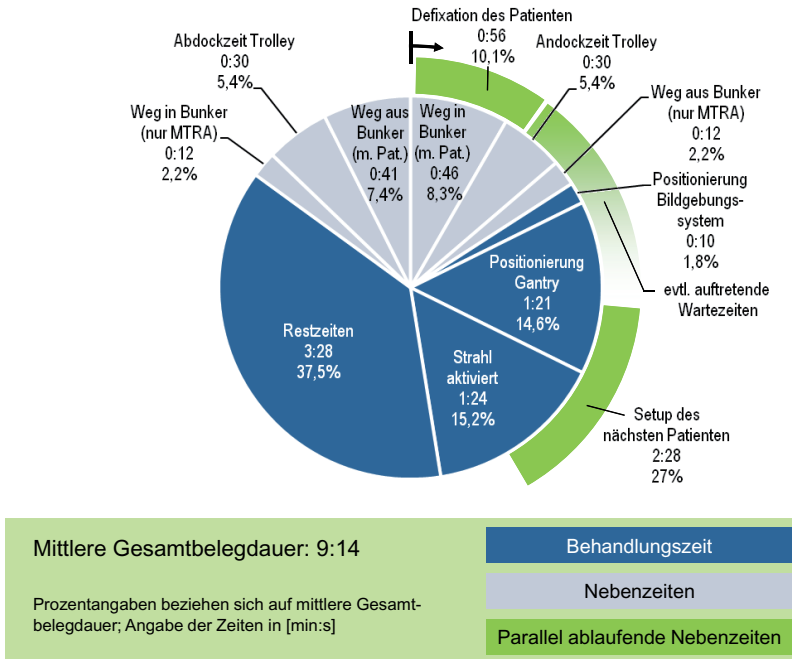


Bild 6.3: Simulationsergebnisse des optimierten Workflows mit erhöhtem Parallelisierungsgrad

Durch die Parallelisierungsmaßnahme verkürzt sich die mittlere Gesamtbelegdauer auf 9 min 14 s, was einer Verkürzung um etwa 30% gegenüber dem klassischen Workflow bedeutet. Der Patientendurchsatz pro Behandlungstag (8 Stunden Nettobetriebszeit) erhöht sich dadurch von 36 auf 51. Da als Nebenzeiten nur noch die Wegezeiten sowie das An- und Abdocken in die Gesamtbelegdauer eingehen, erhöht sich der durchschnittliche Behandlungszeitanteil an der mittleren Gesamtbelegdauer auf etwa 70%. Insgesamt ist der aktive Nutzungsanteil des Therapiegeräts lediglich moderat auf rund 32% der mittleren Gesamtbelegdauer angestiegen. Dies ist insbesondere auch auf die in dieser Betrachtung unverändert hohen Restzeiten zurückzuführen.

6.3 Effizienzsteigerungspotential der entwickelten Automatisierungslösungen

Die Workflowsimulationen zeigen, dass der überwiegende Teil der eigentlichen Behandlungszeit auf Restzeiten zurückzuführen ist, die fast ausschließlich durch Bunkeröffnungszeiten verursacht werden. Diese können bei konsequenter Nutzung des entwickelten sensorbasierten Bewegungsplanungs- und Lagemonitoringsystems sowie dem Einsatz der bereits am Markt verfügbaren Technologie der virtuellen Keilfilter auf ein Minimum reduziert werden. Durch die modellbasierte Bewegungsplanung in Kombination mit der Online-Kollisionsüberwachung auf Basis von 3D-Kameradaten können Bunkeröffnungszeiten, die zur Kontrolle kritischer Annäherungen dienen, nahezu ausgeschlossen werden. Ebenso werden durch die Verwendung der 3D-Datensätze für ein rechnergestütztes Monitoring Kontrollgänge zur Sicherstellung der korrekten Lage des Patienten überflüssig. Zu den Restzeiten tragen folglich nur noch Bunkeröffnungszeiten, während derer der Patient nach einer detektierten, unzulässig starken Verlagerung des zu bestrahlenden Körperteils repositioniert werden muss, bei. Entsprechend der empirischen Erkenntnisse aus den klinischen Workflowanalysen kann davon ausgegangen werden, dass ein derartiger Fall im Durchschnitt lediglich bei jedem fünften Patienten auftritt und im Mittel ca. 2 min 30 s umfasst. Zusammen mit weiteren in den Restzeiten enthaltenen Arbeitsinhalten (ca. 30 s pro Patient), die vor allem die Kontrolle und Bestätigung der Ausführungsschritte des Bestrahlungsprogramms umfassen, resultieren insgesamt durchschnittliche Restzeiten pro Patient von etwa 1 min.

Durch die Entlastung der MTRAs durch das automatische Patienten- und Therapiegerätmonitoring werden bei diesen zusätzliche Ressourcen frei. Paradoerweise kann in Kombination mit der Parallelisierung des Workflows trotz eines erhöhten Patientenaufkommens dadurch eine bessere Patientenbetreuung erfolgen. Da die vor- bzw. nachbereitenden Tätigkeiten im nicht zeitkritischen Pfad des Workflows stattfinden, besteht während des Setups bzw. der Defixation im Regelfall kein Zeitdruck und somit kann besser auf Bedürfnisse oder Fragen des Patienten eingegangen werden.

Weitere Potentiale zur Steigerung der Effizienz können durch eine schnellere Positionierung der Therapiegerätekinematik erzielt werden. Durch eine optimierte Bestrahlungsfeldabfolge (vgl. Kapitel 2.2.4) sowie die Verwendung von Stützpositionen unter Ausnutzung der Flexibilität des Linearkinematikgeräts (vgl. Kapitel 3.3.4) wird eine Reduktion der durchschnittlichen Positionierzeit der Therapiegerätekinematik auf 53 s erreicht. Noch größeres Potential besteht in der Erhöhung der Bewegungsgeschwindigkeit. Nach Norm DIN EN 60601-2-1 [118] dürfen auch Geschwindigkeiten von über 7°/s angewendet werden, wenn die Kollisionssicherheit durch Zusatzmaßnahmen, wie die entwickelte Online-Kollisionsüberwachung der Therapiegerätekomponenten, gewährleistet werden kann. Aufgrund von Erfahrungen aus der Angiographie, bei der diagnostische C-Bogensysteme kurzzeitig mit sehr hohen Rotationsgeschwindigkeiten um den Patienten bewegt werden dürfen, sowie ersten Tests am Linearkinematikdemonstrator kann davon ausgegangen werden, dass eine Verdreifachung der Rotationsgeschwin-

digkeit auf 21°/s realisierbar ist. Rechnerisch ist somit eine Gesamtpositionierzeit der Therapiegerätekinematik von lediglich 18 s darstellbar.

Wie in Kapitel 3.3.2 beschrieben, ist es durch den flexibel nutzbaren Arbeitsraum des Linearkinematikgeräts möglich, unterschiedliche Abstände zwischen dem Strahlaustritt und dem Patienten zu realisieren. Eine kleinere Source-Isocenter Distance bewirkt eine Erhöhung der Dosisleistung und folglich eine Reduktion der reinen Bestrahlungsdauer. Nach dem Abstandsquadratgesetz führt eine Verringerung der Source-Isocenter Distance von 1 m auf 0,85 m zu einer Erhöhung der Dosisleistung um 38%, was einer Verringerung der Bestrahlungszeit um knapp 28% entspricht. Davon ausgehend, dass der reduzierte Abstand bei etwa einem Viertel der Patienten aufgrund von besonderen Fixierungshilfen, Adipositas oder Klaustrophobie nicht angewendet werden kann, ergibt sich durch diese Maßnahme eine Verkürzung der durchschnittlichen reinen Bestrahlungszeit pro Patient um knapp 21% auf 1 min 7 s. Die durch die vorstehend beschriebenen Maßnahmen erzielbaren Zeiteinsparungen sind in Tabelle 6.2 noch einmal zusammengefasst.

Tabelle 6.2: Auswirkungen unterschiedlicher Automatisierungsmaßnahmen auf den Therapiegeräteworkflow

| Maßnahmen... | ... mit Einfluss auf: | vorher | nachher |
|--|--|------------|-----------|
| <ul style="list-style-type: none"> • Durchgängige, automatische Lageüberwachung des Patienten • Kollisionsfreie Bewegungsplanung und -ausführung • Einsatz virtueller Keilfilter | Restzeiten | 3 min 28 s | 1 min |
| <ul style="list-style-type: none"> • Optimierte Bestrahlungsfeldabfolge • Nutzung von Stützpositionen (Linearkinematik) • Erhöhung der Bewegungsgeschwindigkeit der Therapiegerätekinematik | Positionierung der Therapiegerätekinematik | 1 min 21 s | 18 s |
| <ul style="list-style-type: none"> • Anpassung der Source-Isocenter Distance | Reine Bestrahlungszeit | 1 min 24 s | 1 min 7 s |

Darüber hinaus gehendes, nicht weiter quantifiziertes Potential zur Optimierung des organisatorischen Workflows auf Stationsebene bietet zudem das Einführen eines Patienteninformations- und -leitsystems. Wird die eindeutige Identifikation eines Patienten beispielsweise über ein RFID-Bändchen realisiert, so kann neben einer automatischen Anmeldung auch ein automatischer Patientenaufruf erfolgen und dadurch die MTRAs von dieser Tätigkeit entlastet werden. Außerdem kann sich der Patient an einem Informationsterminal bereits im Warteraum über seine nächsten Behandlungstermine informieren. Zeitintensive Nachfragen im Behandlungsworkflow werden dadurch reduziert.

Durch die verwechslungsfreie Identifikation des Patienten am Therapiegerät kann zudem eine weitere wichtige sicherheitstechnische Funktion realisiert werden. Nur bei Übereinstimmung des geladenen Bestrahlungsplans mit der im Bestrahlungsbunker detektierten Patienten-ID, kann das Bestrahlungsprogramm ausgeführt werden. Fatale Fehlbestrahlungen aufgrund einer falschen Patientenidentifikation können dadurch vermieden werden.

6.4 Gesamtpotential zur Effizienzsteigerung in der Strahlentherapie

Das Gesamtpotential der entwickelten Ansätze und Systemkonzepte zur Effizienzsteigerung in der Strahlentherapie ist in Bild 6.4 zusammenfassend dargestellt. Bezogen auf den üblichen Workflow und die erhobenen Patientendatensätze, kann durch das Parallelisieren von vor- und nachbereitenden Tätigkeiten sowie den Einsatz von Automatisierungssystemen eine Reduktion der mittleren Gesamtbelegdauer pro Patient von bis zu 59% erreicht werden. Während die Parallelisierung des Workflows dabei insbesondere zu einer Verringerung der Nebenzeiten im zeitkritischen Behandlungspfad führt, wirkt sich die Anwendung der Automatisierungssysteme bzw. des Linearkinematikgeräts auf die Reduktion der Behandlungszeit aus. Bezogen auf den untersuchten Krankenhausworkflow entspricht das einer Erhöhung der pro Tag an einem Therapiegerät behandelbaren Patientenanzahl von 36 auf 88. Bei 250 Behandlungstagen pro Jahr, durchschnittlich 25 Bestrahlungssitzungen pro Patient und einer durchschnittlichen Vergütung der Klinik von etwa 2500 € pro Patient resultieren potentielle Mehreinnahmen des Therapiegerätebetreibers von rund 1,3 Mio. € pro Jahr und Therapiegerät. Die erforderlichen Zusatzinvestitionen für bauliche Maßnahmen, Planungs- und Automatisierungssysteme sowie ein Patientenshuttlesystem würden sich bei entsprechender Patientennachfrage bereits nach kurzer Zeit amortisieren.

Um dieses erhebliche Effizienzsteigerungspotential voll ausschöpfen zu können, muss sichergestellt werden, dass die parallel zur Behandlung ablaufenden vor- und nachbereitenden Tätigkeiten nicht zum zeitkritischen Behandlungspfad werden. Dies kann durch vorwiegend organisatorische und bauliche Maßnahmen erreicht werden. So kann durch eine geeignete Planung der Patientenreihenfolge vermieden werden, dass ein zeitaufwändiges Patientensetup parallel zu einer kurzen Bestrahlungsdurchführung stattfindet. Alternativ oder gegebenenfalls auch ergänzend können zwei Setupräume genutzt werden, in denen parallel zur Bestrahlung eines Patienten das Setup eines zweiten und die Defixation eines dritten Patienten durchgeführt werden. In diesem Fall werden mindestens drei MTRAs pro Bunker benötigt. Damit jederzeit Patienten zum Setup bereit stehen und hier keine Wartezeiten verursacht werden, sind außerdem mindestens vier Umkleidekabinen erforderlich.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass in der Strahlentherapie ein enormes bislang nur wenig beachtetes Potential zur Verbesserung des Workflows besteht. Aufgrund klinikspezifischer Randbedingungen bezüglich der Patientennachfrage, des Patientenkollektivs, der Vergütungsstrukturen, der baulichen und gerätetechnischen Gegebenheiten etc. können an dieser Stelle jedoch keine allgemeingültigen Investitionsempfehlungen gegeben werden. Zur Absicherung von Investitionsentscheidungen

sollte stets eine klinikspezifische und durch Simulationsstudien gestützte Bewertung unterschiedlicher Szenarien durchgeführt werden. Neben der Behandlungseffizienz sollten hierbei in einer ganzheitlichen Bewertung auch Aspekte der Qualitätssteigerung für den Patienten einbezogen werden. Angesichts der zunehmenden und teilweise konkurrierenden Therapieangebote kann eine dauerhaft hohe Auslastung einer Strahlentherapie klinik nur dann erreicht werden, wenn es gelingt, dem Patienten fortschrittliche Bestrahlungsapplikationen auf einem hohen Qualitätsniveau anzubieten.

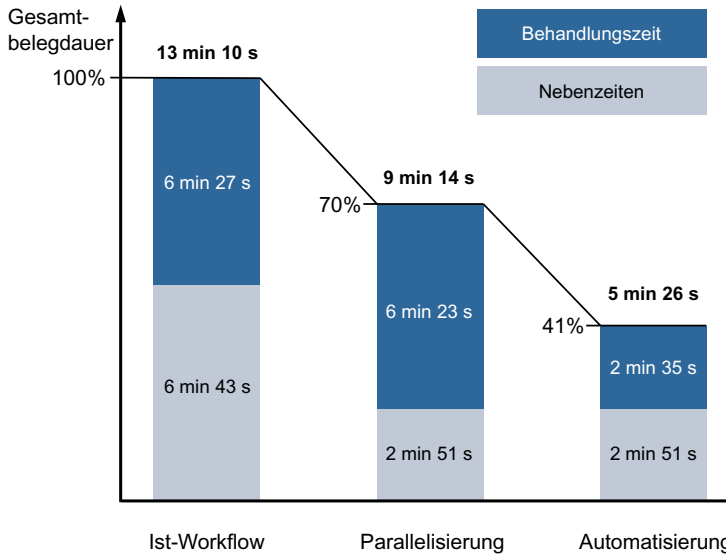


Bild 6.4: Gesamtpotential zur Reduktion der mittleren Gesamtbelegdauer pro Patient durch konsequente Parallelisierung von Aktivitäten und den zusätzlichen Einsatz von Automatisierungssystemen

7 Zusammenfassung und Ausblick

Der Einsatz mechatronischer Medizinprodukte trägt zunehmend zur Verbesserung der Lebensqualität der Bevölkerung bei. Aus wirtschaftlichen Gründen ist es bislang jedoch nicht möglich, alle medizinisch sinnvollen technologischen Innovationen auch flächendeckend anzubieten. Angesichts knapper Gesundheitsbudgets ist es daher von besonderem Interesse, Effizienz- und Qualitätssteigerungspotentiale in den Behandlungsabläufen bestmöglich auszuschöpfen. Ziel dieser Arbeit war es, technologische und methodische Optimierungsansätze zu entwickeln und zu untersuchen, mittels derer effiziente, sichere und qualitativ hochwertige mechatronische Behandlungssysteme realisiert werden können. Wichtige Bausteine sind in diesem Zusammenhang die systematische Analyse der Einsatzbedingungen der medizinischen Geräte, die Identifikation von Defiziten im gerätebezogenen Workflow sowie das Ableiten konkreter Handlungsbedarfe. Als Handlungsfelder konnten insbesondere die Bereiche Handhabungsgeräte, Assistenzsysteme und Workflowplanung identifiziert werden, die in der Produktentwicklung wegen der Fokussierung auf den medizinischen Kernprozess bisher häufig nur eine untergeordnete Rolle spielen. Dies gilt nicht nur für den in dieser Arbeit behandelten Anwendungsbereich der Strahlentherapie sondern ganz allgemein für die zumeist gut standardisierbaren Abläufe an investitionsintensiven medizinischen Geräten.

Aus den anwendungsspezifischen medizinischen Anforderungen sowie den hohen Effizienz- und Qualitätsansprüchen ergeben sich komplexe Handhabungsaufgaben, die häufig nur mittels neuer Gerätekonzepte erfüllt werden können. Anhand des entwickelten Linearkinematikgeräts konnte gezeigt werden, dass sich durch eine strukturierte Vorgehensweise im Produktentwicklungsprozess die unterschiedlichen Erwartungen der verschiedenen Stakeholder erfüllen sowie die scheinbar widersprüchlichen technischen Anforderungen auflösen lassen. Das hochflexible und universell einsetzbare Therapiegerätekonzept eröffnet dabei ein unerreicht breites Applikationsspektrum und lässt sich aufgrund vielfältiger neuartiger Assistenzfunktionen sehr gut in die klinikspezifischen Workflows integrieren. Durch den modularen Geräteaufbau ergibt sich zudem ein neuartiges Nachrüstgeschäft, da einzelne Module getauscht und bei Bedarf durch leistungsfähigere ersetzt werden können.

Um die stetig steigenden Genauigkeitsanforderungen an medizinische Positioniergeräte erfüllen zu können, wurde ein stereokamerabasiertes Messsystem zur Bestimmung und Regelung der Endeffektorpose vorgestellt. Durch den Einsatz kostengünstiger Komponenten sowie die Realisierung vollautomatischer Kalibrier-, Mess- und Regelungsfunktionen ist das System für die dauerhafte Integration in das Medizingeräteumfeld geeignet. An einem Patientenhandhabungsroboter und dem prototypisch realisierten Linearkinematikdemonstrator wurde gezeigt, dass der modulare und skalierbare Systemansatz auf unterschiedliche Anwendungen anpassbar ist und sehr hohe Genauigkeiten erreicht werden. Da die erzielbare Genauigkeit dabei, anders als bei herkömmlichen modellbasierten Kalibrierverfahren, weitgehend unabhängig von der Last und der Art der Kinematik ist, können mit diesem Ansatz zukünftig neue Anwendungsbereiche für

hochflexible Positioniergeräte erschlossen werden, beispielsweise in der Roboterchirurgie oder in der Röntgendiagnose.

Mit der Zielsetzung einen sicheren und effizienten Betrieb mehrachsiger Medizingeräte zu gewährleisten, wurde ein System zur kollisionsfreien Bewegungsplanung entwickelt und erfolgreich getestet. Hierfür werden alle statischen und dynamischen Objekte der Geräteumgebung in einem kontinuierlich aktualisierbaren Modell abgebildet. Objekte bzw. Personen, die keine bekannte Geometrie und Lage aufweisen, werden dabei über ein 3D-Kamerasystem erfasst und im vorausplanenden Durchdringungstest des Kollisionsvermeidungssystems berücksichtigt. Die akquirierten Punktwolken können zudem - wie in der Strahlentherapie erforderlich - zur Lageüberwachung des Patienten genutzt werden.

Damit die, durch den Einsatz innovativer mechatronischer Geräte und Automatisierungstechnischer Systeme, erzielbaren Effizienzsteigerungspotentiale in der Praxis ausgeschöpft werden können, müssen die Geräteworkflows unter Berücksichtigung der klinik- und gerätespezifischen Randbedingungen geplant werden. Die Adaption der Ablaufsimulation auf die medizinischen Abläufe eignet sich dabei zur Identifikation und Quantifizierung von Optimierungspotentialen und kann somit zur Planung und Bewertung alternativer Workflows sowie zur Absicherung von Investitionsentscheidungen eingesetzt werden. Für das strahlentherapeutische Umfeld wurde dargelegt, wie durch Parallelisierungsmaßnahmen im Workflow sowie die konsequente Anwendung der entwickelten Geräte und Systeme die Anzahl der pro Tag an einem Therapiegerät behandelbaren Patienten potentiell mehr als verdoppelt werden kann.

In dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass durch die integrierte Entwicklung von Behandlungssystemen unter Einbezug der mechatronischen Positioniergeräte sowie bedarfsgerechter Automatisierungstechnischer Assistenzsysteme erhebliche Effizienz- und Qualitätssteigerungen erzielt werden können. Um das hohe Potential des Einsatzes mechatronischer Systeme in der Medizin in Zukunft auch in hochkomplexen und weniger gut standardisierbaren Arbeitssituationen, wie sie beispielsweise im Operationssaal oder in der Pflege auftreten, ausnutzen zu können, müssen in weiterführenden Arbeiten vor allem Aspekte der intuitiven Interaktion mit den Medizingeräten aufgegriffen werden. Wissenschaftlich abzuhandelnde Fragestellungen betreffen insbesondere die Gesten- und Sprachsteuerung, das sichere Führen der Gerätekinematiken durch direkten Bedienerkontakt sowie die Erhöhung der Autonomie der Medizingeräte.

Summary

Today mechatronic medical devices are employed more and more in clinical environments. As such they have a major impact on improving people's quality of life. However due to economical reasons it is as of yet not possible to make all of the medically advisable and appropriate technological innovations available to the general population. Given tight health care budgets tapping into the full potential of optimizing efficiency and quality of treatment procedures is a key point. The goal of this doctoral thesis was to develop and analyze technological and methodical optimization approaches, which could be used to create efficient, safe and high quality mechatronic treatment systems.

In this context the main focus has to lie on the systematical analysis of the operating conditions of the medical devices, the identification of deficiencies in the device related workflow and based on that the detection of issues in need for action. Handling devices, assistance systems and workflow planning could be identified as important areas for improvement. Until now these fields were often given little attention during product development due to a focus on the medical core process. This holds true not only for the field of radiation therapy, but also in general concerning the often easily standardizable workflows of capital-intensive medical devices.

Complex handling challenges arise from the medical requirements and from high efficiency and quality demands. In most cases they can only be met with new device concepts. By means of the newly developed linear kinematics system it could be shown that the proposed structured product development process can fulfill the diverse expectations of the various stakeholders while at the same time posing a solution to seemingly contradictory technical requirements. The highly flexible and universally applicable therapy device concept opens up a previously unavailable wide application range. Due to a great variation of new assistance functions it also integrates easily into any clinic's specific workflow. Additionally the modular device structure offers a novel way of retrofitting. If needed single modules can be replaced with a more powerful component.

To fulfill the constantly increasing accuracy requirements for medical positioning devices a stereo camera based measuring system was introduced that measures and controls the end effector pose. The use of cost-efficient components as well as the implementation of fully automated calibration, measuring and controlling functions qualify this system for a permanent integration into the environment of the medical device. Via a patient handling robot and the realized prototype of the linear kinematics system it was shown that the modular and scalable system approach is adaptable to various applications and produces very high accuracy. In contrast to conventional model based calibration methods the achievable accuracy is mostly independent of the load and type of the kinematics system. This approach opens up new application areas for highly flexible positioning devices, for example in robotic surgery or X-ray diagnosis.

With the goal of ensuring a safe and efficient operation of multi-axis medical devices a system for a collision-free motion planning was successfully developed and tested. To this end all static and dynamic objects in the device's environment were mapped in a continuously updatable model. Objects or persons without a known shape, size or posi-

tion are captured by a 3D camera system and added into the model of the collision avoidance system. The point clouds acquired by the 3D camera can furthermore be used to monitor the correct position of the patient during radiation therapy treatments.

To be able to utilize the full efficiency potential of using innovative mechatronic devices and automation systems in clinical practice the device workflows have to be planned carefully while taking into account clinic and device specific constraints. In this context adapting the principle of discrete-event simulation to medical processes can be used to identify and quantify optimization potentials and therefore to plan and evaluate alternative workflows as well as to validate investment decisions. For radiation therapy it has been shown that through measures to parallelize workflows and the consistent use of the developed devices and systems it's potentially possible to treat more than twice the number of patients per day.

It has been demonstrated that an integrated development of treatment systems, which incorporates the development of the mechatronic handling devices as well as application specific assistance systems, can achieve significant increases in both efficiency and quality. To fully realize the potential of mechatronic systems in medicine, even in highly complex working situations with ever-changing conditions, for example in the operating room or in patient care, aspects of intuitive interaction with these medical devices have to be the subject of further projects. On a scientific level special focus has to be given to the questions of gesture and voice control, the safe manipulation of the kinematics systems via direct user contact and a higher autonomy of the medical devices.

Literatur

- [1] ACHTERBERG, N.; MÜLLER, R. G.: Multibeam tomotherapy: A new treatment unit devised for multileaf collimation, intensity-modulated radiation therapy. In: Medical Physics Volume 34, Issue 10 (2007), S. 3926-3942.
- [2] ALAEI, P. ET AL.: Comparison of dynamic and step-and-shoot intensity-modulated radiation therapy planning and delivery. In: Medical Dosimetry Volume 29, Number 1 (2004), S. 1-6.
- [3] BALTER, J. M. ET AL.: Accuracy of a wireless localization system for radiotherapy. In: International Journal of Radiation Oncology*Biophysics Volume 61, Issue 3 (2005), S. 933-937.
- [4] BAUM, C. G.: Konzepte zur bildgestützten, adaptiven Bestrahlungsplanung und zur Simulation von Behandlungsverläufen bei fluenzmodulierter Strahlentherapie. Dissertation, Eberhard-Karls-Universität Tübingen, 2007.
- [5] BAYOUTH, J. E. ET AL.: Computer controlled conformal therapy - analytical and computer simulation of collision avoidance and treatment delivery. International Journal of Radiation Oncology*Biophysics Volume 32, Supplement 1 (1995), S. 188.
- [6] BAUER, N. (Hrsg.): *Handbuch zur Industriellen Bildverarbeitung*. Fraunhofer-Allianz Vision, Stuttgart: Fraunhofer IRB Verlag, 2008.
- [7] BERT, C. ET AL.: A phantom evaluation of a stereo-vision surface imaging system for radiotherapy patient setup. In: Medical Physics Volume 32, Issue 9 (2005), S. 2753-2762.
- [8] BESL, P. J.; MCKAY, N. D.: A Method for Registration of 3-D Shapes. In: IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence Volume 14, Number 2 (1992), S. 239-256.
- [9] BEYER, L.: *Genauigkeitssteigerung von Industrierobotern*. Dissertation, Helmut-Schmidt-Universität Hamburg, 2004.
- [10] BODDULURI, R. M. C.; MCCARTHY, J. M.: *X-Ray Guided Robotic Radiosurgery for Solid Tumors*. In Proceedings: Advanced Intelligent Mechatronics, IEEE/ASME International Conference, Como, 8.-12. Juli 2001.
- [11] BORTFELD, T.: IMRT: a review and preview. In: Physics in Medicine and Biology Volume 51, Number 13 (2006), S. 363-379.
- [12] BRAHME, A.: Radiation Therapy. In: TSIPENYUK, Y. M. (Hrsg.): *Physicals Methods, Instruments and Measurements*. Oxford: Eolss Publishers, 2005.
- [13] BRAHME, A.; NYMAN, P.; SKATT B.: 4D laser camera for accurate patient positioning, collision avoidance, image fusion and adaptive approaches during diagnostic and therapeutic procedures. In: Medical Physics Volume 35, Issue 5 (2008), S. 1670-1681.
- [14] BRUNS, K. (Hrsg.); MEYER-WEGENER, K. (Hrsg.): *Taschenbuch der Medieninformatik*. München Wien: Carl Hanser Verlag, 2005.

- [15] BUZUROVIC, I. ET AL.: A robotic approach to 4D real-time tumor tracking for radiotherapy. In: *Physics in Medicine and Biology* Volume 56, Number 5 (2011), S. 1299-1318.
- [16] CHERRY, P. (Hrsg.); DUXBURY, A. (Hrsg.): *Practical Radiotherapy: Physics and Equipment*. Oxford: Blackwell Publishing Ltd, 2009.
- [17] CONNOR, W. G. ET AL.: Patient repositioning and motion detection using a video cancellation system. In: *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics* Volume 1, Issue 1-2 (1975), S. 147-153.
- [18] COWLEY, I.: *Cyberknife - 6D Robotic Radiosurgery*. Datei: http://www.npl.co.uk/upload/pdf/20081201_rsug_cowley_1.pdf, Zugriff am 11.05.2012.
- [19] DE VRIES, A. ET AL.: Subjektiv erlebte Belastung und Bedarf an psychosozialer Unterstützung bei Tumorkranken in strahlentherapeutischer Behandlung. In: *Strahlentherapie und Onkologie* Volume 174, Nummer 8 (1998), S. 408-414.
- [20] DEVEREUX, B. ET AL.: A comparison of kV and MV imaging in head and neck image guided radiotherapy. In: *Radiography* Volume 16, Issue 1 (2010), S. 8-13.
- [21] DIRAUF, F. ET AL.: Bestrahlungsvorrichtung. Deutsches Patent, Veröffentlichungsnummer: DE102010019017 (A1), Prioritätsdatum 03.05.2010, veröffentlicht 03.11.2011.
- [22] DIRAUF, F.; FADLER, F.; ZIEGLER, C.: Haltearm und Anordnung zur Unterstützung diagnostischer Bestrahlung bei strahlentherapeutischen Anwendungen. Deutsches Patent, Veröffentlichungsnummer: DE102010034101 (A1), Prioritätsdatum 12.08.2010, veröffentlicht 16.02.2012.
- [23] DIRAUF, F.; FADLER, F.; ZIEGLER, C.: Holding arm and arrangement for supporting diagnostic irradiation in radiation therapy applications. Chinese Patent, Publication number: CN102512763 A, Priority date 12.08.2010, published 27.06.2012.
- [24] DIRAUF, F.; FADLER, F.; ZIEGLER, C.: Holding arm and arrangement for supporting diagnostic irradiation in radiation therapy applications. United States Patent, Publication number: US2012/0205555 A1, Priority date 12.08.2010, published 16.08.2012.
- [25] ELFRING, R.; DE LA FUENTE, M.; RADERMACHER, K.: *Accuracy of Optical Localizers for Computer Aided Surgery*. In *Proceedings: World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Munich, 7.-12. September 2009
- [26] ERICSON, C.: *Real-Time Collision Detection*. Amsterdam Boston Heidelberg: Elsevier, 2005.
- [27] ESTLER, W. T. ET AL.: Large-Scale Metrology - An Update. In: *CIRP Annals - Manufacturing Technology* Volume 51, Issue 2 (2002), S. 587-609.
- [28] FAVRE-BULLE, B. (Hrsg.): *Automatisierung komplexer Industrieprozesse: Systeme, Verfahren und Informationsmanagement*. Wien New York: Springer-Verlag, 2004.
- [29] FELDMANN, K. (Hrsg.): *Montageplanung in CIM*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 1992.

- [30] FELDMANN, K.; MICHL, M.; ZIEGLER, C.: Bewegungssteuerung für kooperierende Industrieroboter in der Montageautomatisierung. In: wt Werkstattstechnik online Jahrgang 97, Heft 9 (2007), S. 713-717.
- [31] FELDMANN, K. (Hrsg.); Reinhart, G. (Hrsg.): *Simulationsbasierte Planungssysteme für Organisation und Produktion: Modellaufbau, Simulationsexperimente, Einsatzbeispiele*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 1999.
- [32] FELDMANN, K.; WOLF, W.; ZIEGLER, C.: *Flexible, adaptierbare Produktionssysteme durch agentenbasierten Materialfluss und kooperierende Industrieroboter*. In Tagungsband: Internationales Forum Mechatronik, Winterthur, 12.-13. September 2007.
- [33] FLENTJE, M.; GUCKENBERGER, M.: Neues aus der Strahlentherapie. In: Bayerisches Ärzteblatt, Heft 12 (2010), S. 664-667.
- [34] FRANKE, D. H.: *Krankenhaus-Management im Umbruch*. Stuttgart: Verlag W. Kohlhammer, 2007.
- [35] FRANKE, J.; ZIEGLER, C.: *Kamerabasiertes Messsystem zur Absolutgenauigkeitssteigerung von Medizinrobotern*. In Tagungsband: Internationales Forum Mechatronik, Winterthur, 3.-4. November 2010.
- [36] FRANKE, J.; ZIEGLER, C.; MERHOF, J.: Workflowoptimierung im Umfeld medizinischer Großgeräte. In: Professional Process Jahrgang 3, Heft 1 (2010), S. 26-28.
- [37] FRANKE, J.; FELDMANN, K.; BROSSOG, M.: *Mit Simulation die Produktion optimieren*. In Tagungsband: 18. Automation Day, Nürnberg, 28. Oktober 2009.
- [38] FREY, J.: Bildsensorik mit Tiefgang: Stand der PMD-Technik, Roadmap & Perspektiven. In Tagungsband: PMD Vision Day, München, 18. November 2008.
- [39] FRISCHENSCHLAGER, O.; HOHENBERG, L.; HANDL-ZELLER, L.: Die Situation des onkologischen Patienten in der Strahlentherapie. In: Wiener klinische Wochenschrift Volume 103, Heft 2 (1991), S. 40-44.
- [40] GATLA, C. S. ET AL.: An Automated Method to Calibrate Industrial Robots Using a Virtual Closed Kinematic Chain. In: IEEE Transactions on Robotics Volume 23, Number 6 (2007), S. 1105-1116.
- [41] GÖRZ, G.; ROLLINGER, C.-R.; Schneeberger, J. (Hrsg.): *Handbuch der Künstlichen Intelligenz*. München: Oldenbourg Wissenschaftsverlag, 2003.
- [42] GREENE, D.; WILLIAMS, P. C.: *Linear Accelerators for Radiation Therapy*. Second Edition. New York: Taylor & Francis Group, 1997.
- [43] GROH, B. A. ET AL.: A performance comparison of flat-panel imager-based MV and kV cone-beam CT. In: Medical Physics Volume 29, Issue 6 (2002), S. 967-975.
- [44] GORETZKI, G.: *Medizinische Strahlenkunde: Physikalisch-technische Grundlagen*. München: Urban & Fischer Verlag, Elsevier, 2004.
- [45] GOTTSCHALK, S.: *Collision Queries using Oriented Bounding Boxes*. Dissertation, University of North Carolina, 2000.

- [46] HAMMER, J. ET AL.: *Rapid Arc - die Zukunft findet heute statt*. In Tagungsband: ÖGRO Jahrestagung, Gesellschaft für Radioonkologie, Radiobiologie und Medizinische Radiophysik, 17.-18. November 2010.
- [47] HARTENBERG, R. S.; DENAVIT, J.: *Kinematic Synthesis of Linkages*. New York: McGraw Hill, 1964.
- [48] HARTMANN, G. H. ET AL.: Precision and accuracy of stereotactic convergent beam irradiations from a linear accelerator. *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics* Volume 28, Number 2 (1994), S. 481-492.
- [49] HAVERKAMP, H.: Vergleich der Lebensqualität von onkologischen Patienten unter Strahlentherapie allein versus onkologischen Patienten unter Radiochemotherapie. Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität München, 2009.
- [50] HELYER, S. J.; HEISIG, S.: Multileaf collimation versus conventional shielding blocks: a time and motion study of beam shaping in radiotherapy. In: *Radiation and Oncology* Volume 37, Issue 1 (1995), S. 61-64.
- [51] HERRMANN, K.: *Enhancing Flexibility and Precision – Robots for Patient Positioning and Imaging*. Datei: [http://ptcog.web.psi.ch/PTCOG46/May%2023,%202007,%20morning/\(52\)-\(5.23\)\(11.00\)K.Herrmann\(Robots%20for%20Patient%20Positioning%20and%20Imaging\).pdf](http://ptcog.web.psi.ch/PTCOG46/May%2023,%202007,%20morning/(52)-(5.23)(11.00)K.Herrmann(Robots%20for%20Patient%20Positioning%20and%20Imaging).pdf), Zugriff am 11.05.2012.
- [52] HIRAI, E. ET AL.: State-of-the-Art Medical Treatment Machine MHI-TM2000. In: *Mitsubishi Heavy Industries Technical Review* Volume 46, Number 1 (2009), S. 29-32.
- [53] HUMM, J. L.: Collision avoidance in computer optimized treatment planning. In: *Medical Physics* Volume 21, Number 7 (1994), S. 1053-1064.
- [54] HUMM, J. L. ET AL.: Collision detection and avoidance during treatment planning. In: *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics* Volume 33, Issue 5 (1995), S. 1101-1108.
- [55] JÄHNE, B.: *Digitale Bildverarbeitung*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2012.
- [56] JIN, J.-Y. ET AL.: A technique of quantitatively monitoring both respiratory and non-respiratory motion in patients using external body markers. In: *Medical Physics* Volume 34, Number 7 (2007), S. 2875-2881.
- [57] KAHLMANN, T.; REMONDINO, F.; INGENSAND, H.: *Calibration for increased accuracy of the range imaging camera SwissRanger*. In *Proceedings: Image engineering and Vision Metrology*, Dresden, 25.-27. September 2006.
- [58] KALENDER, W. A.; KYRIAKOU, Y.: Flat-detector computed tomography (FD-CT). In: *European Radiology* Volume 17, Number 11 (2007), S. 2767-2779.
- [59] KAMINO, Y. ET AL.: Development of a Four-dimensional Image-guided Radiotherapy System with a Gimbaled X-Ray Head. In: *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics* Volume 66, Issue 1 (2006), S. 271-278.
- [60] KARZMARK, C. J.; NUNAN, C. S.; TANABE, E.: *Medical Electron Accelerators*. New York: McGraw Hill, 1993.

- [61] KAUFFMANN, G. W.; MOSER, E.; SAUER, R.: *Radiologie*. München: Urban & Fischer Verlag, Elsevier, 2006.
- [62] KONHÄUSER, W.: *Industrielle Steuerungstechnik: Grundlagen und Anwendungen*. München: Carl Hanser Verlag, 1998.
- [63] KREUZER, S. H.; NASEL C.: Bildgebung mittels CT und MRT. In: LEHRNER, J. ET AL. (Hrsg.): *Klinische Neuropsychologie. Grundlagen - Diagnostik - Rehabilitation*. Wien New York: Springer-Verlag, 2006.
- [64] KRIEGER, H.: *Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes*. Wiesbaden: Vieweg + Teubner, 2009.
- [65] KRIEGER, H.: *Strahlungsquellen für Technik und Medizin*. Wiesbaden: Vieweg + Teubner, 2005.
- [66] KRON, T. ET AL.: Magnetic resonance imaging for adaptive cobalt tomotherapy: A proposal. In: *Journal of Medical Physics* Volume 31, Number 4 (2006), S. 242-254.
- [67] KÜHN, W.: *Digitale Fabrik: Fabriksimulation für Produktionsplaner*. München Wien: Carl Hanser Verlag, 2006.
- [68] KUPELIAN, P. A.; MAHADAVEN, A.: *Realtime method to locate and track targets in radiotherapy*. Business Briefing: US Oncology Review, London: Touch Briefings, 2005.
- [69] KUNIEDA, E. ET AL.: Measurement of beam-axis displacement from the isocenter during three-dimensional conformal radiosurgery with a micro-multileaf collimator. In: *Radiotherapy and Oncology* Volume 70, Issue 1 (2004), S. 45-48.
- [70] LAGENDIJK, J. W. ET AL.: The History of Stereotactic Radiosurgery and Radiotherapy MRI/linac integration. In: *Otolaryngologic Clinics of North America* Volume 42, Issue 4 (2009), S. 593-599.
- [71] LAM, L.; LEE, S. W.; SUEN, C. Y.: Thinning Methodologies - A Comprehensive Survey. In: *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* Volume 14, Number 9 (1992), S. 869-885.
- [72] LANGE, F.: *Adaptiv vorausplanende Steuerung für schnelle sensorbasierte Roboterbewegungen*. Dissertation, Universität Karlsruhe, 2003.
- [73] LANGE, R.: *3D Time-of-flight distance measurement with custom solid-state image sensors in CMOS/CCD-technology*. Dissertation, Universität Siegen, 2000.
- [74] LANGE, R. ET AL.: *Time-of-flight range imaging with a custom solid-state image sensor*. In *Proceedings: Laser Metrology and Inspection*, Munich, 14.-15. Juni 1999.
- [75] LANGMANN, R. (Hrsg.): *Taschenbuch der Automatisierung*. München: Carl Hanser Verlag, 2010.
- [76] LASAK, J. M.; GORECKI, J. P.: Magnetic resonance imaging for adaptive cobalt tomotherapy: A proposal. In: *Journal of Medical Physics* Volume 31, Number 4 (2006), S. 242-254.

- [77] LASKARIS, J.: *MD Buyline Analyst Report New Renaissance™ in Radiation Therapy?*. http://www.viewray.com/index.php?option=com_content&view=article&id=21:-md-buyline-analyst-report-new-renaissance-in-rt&catid=4:news&Itemid=44 (Stand: 02.05.2006), Zugriff am 07.01.2011.
- [78] LEVITT, S. H. ET AL. (Hrsg.): *Technical Basis of Radiation Therapy*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2006.
- [79] LINDNER, M.; KOLB, A.: *Lateral and Depth Calibration of PMD-Distance Sensors*. In Proceedings: Advances in Visual Computing, Lake Tahoe, 6.-8. November 2006.
- [80] LITTLE, A. D.: *Einkauf - Produktion - Logistik*. Wiesbaden: Gabler Verlag, 2001.
- [81] LOHMANN, B.: *Weniger Zeit und falsche Anreize*. <http://www.derwesten.de/leben/gesundheits/Wenig-Zeit-und-falsche-Anreize-id3796148.html>, (Stand: 06.10.2010), Zugriff am 03.04.2011.
- [82] LUAN, X.: Experimental Investigation of Photonic Mixer Device and Development of TOF 3D Ranging System Based on PMD Technology. Dissertation, Universität Siegen, 2001.
- [83] LUNSFORD, L.; SHEEHAN, J.: *Intracranial Stereotactic Radiosurgery*. New York: Thieme Medical Publisher, Inc., 2009.
- [84] LYATSKAYA, Y.; LU, H.-M.; CHIN, L.: Performance and characteristics of an IR localizing system for radiation therapy. In: Journal of Applied Clinical Medical Physics Volume 7, Number 2 (2006), S. 18-37.
- [85] MACKIE, T. R.: History of tomotherapy. In: Physics in Medicine and Biology Volume 51, Number 13 (2006), S. 427-453.
- [86] MACKIE, T. R.: Image guidance for precise conformal radiotherapy. In: International Journal of Radiation Oncology*Biophysics Volume 56, Issue 1 (2003), S. 89-105.
- [87] MAAS, H.-G.: *Mehrbildtechniken in der digitalen Photogrammetrie*. Habilitationsschrift, Eidgenössische Technische Hochschule Zürich, 1997.
- [88] MAY, S. ET AL.: *3D Pose Estimation and Mapping with Time-of-Flight Cameras*. In Proceedings: IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems, Workshop on 3D-Mapping, Freiburg, 26. September 2008.
- [89] MEGGIOLARO, M. A.; DUBOWSKY, S.; MAVROIDIS, C.: Geometric and elastic error calibration of a high accuracy patient positioning system. Mechanism and Machine Theory Volume 40, Issue 4 (2005), S. 188.
- [90] MESBAHI, A.; NEJAD, F. S.: Monte Carlo study on a flattening filter-free 18-MV photon beam of a medical linear accelerator. In: Radiation Medicine Volume 26, Number 6 (2008), S. 331-336.
- [91] MÖLLER, T. ET AL.: *Robust 3D Measurement with PMD Sensors*. In Proceedings: 1st Range Imaging Research Day, Zürich, Como, 8.-9. September 2005.

- [92] MOSCHO, A.; ROWOLD, M.; WETTKE, J.: Schlankheitskur mit Modellcharakter. In: Deutsches Ärzteblatt Jahrgang 103, Heft 7 (2006), S. 390-394.
- [93] N. N.: *Accuray Cyberknife VSI*. Datei: <http://www accuray.com/sites/default/files/brochures/500688.C-CK-VSI-Overview-Brochure.pdf>, Zugriff am 11.05.2012.
- [94] N. N.: Atlas der Krebsinzidenz und Krebsmortalität, Gesellschaft der epidemiologischen Krebsregister in Deutschland e. V., 2012.
- [95] N. N.: *Doppelt so viele Krebserkrankungen bis 2030*. <http://www.welt.de/wissenschaft/article12444801/Doppelt-so-viele-Krebserkrankungen-bis-2030.html>, (Stand: 04.02.2011), Zugriff am 22.02.2012.
- [96] N. N.: *Dreidimensional Steuern und Überwachen - Erstes sicheres Kamerasystem SafetyEYE eröffnet neue Perspektiven für Safety & Security*. <http://www.pilz.de/company/press/messages/sub/products/articles/00951/index.d e.jsp>, (Stand: 15.11.2006), Zugriff am 09.07.2011.
- [97] N. N.: *Elekta Synergy S - Optimized for advanced stereotactic radiation therapy*. Datei: <http://www.elekta.com/dms/elekta/Elekta-Oncology/oncology-treatment-solutions/brochures/Elekta-Synergy-S-brochure-oncology/Elekta%20Synergy%C2%AE%20S%20brochure.pdf>, Zugriff am 12.05.2012.
- [98] N. N.: *ExacTrac IGRT General Overview*. http://www.brainlab.com/scripts/web site_english.asp?menuDeactivate=0&articleID=2646&articleTypeID=67&pageTypeID=4&article_short_headline=ExacTrac%AE%20IGRT%20General%20Overview, Zugriff am 10.01.2011.
- [99] N. N.: *IAEA Training Material on Radiation Protection in Radiotherapy*. https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/AdditionalResources/Training/1_TrainingMaterial/Radiotherapy.htm, Zugriff am 11.05.2012.
- [100] N. N.: *iGPS*. http://www.nikonmetrology.com/en_EU/Products/Large-Volume-Applications/iGPS/iGPS, Zugriff am 11.05.2012.
- [101] N. N.: *Innovatives "Auge" für die Patienten-Sicherheit*. <http://www.leoni-healthcare.com/Innovatives-Auge-fuer-die-Patienten-Sicherheit.14933.0.html>, (Stand: 06.12.2007), Zugriff am 12.05.2012.
- [102] N. N.: *HexaPOD evo RT System*. Datei: <http://www.elekta.com/dms/elekta/Elekta-Oncology/treatment-techniques/Positioning-and-Immobilization/brochures/HexaPOD-evo-brochure/HexaPOD%20evo%20brochure.pdf>, Zugriff am 12.05.2012.
- [103] N. N.: *Hybrid Linac-MRI system described at medical physics meeting in Anaheim*. <http://www.aapm.org/meetings/09am/virtualpressroom/hybridlinac.asp>, (Stand: 27.07.2009), Zugriff am 08.11.2011.
- [104] N. N.: *Leica T-Probe*. http://metrology.leica-geosystems.com/en/Leica-T-Probe_1835.htm, (Stand: 06.04.2011), Zugriff am 08.11.2011.

- [105] N. N.: *On-Board Imager - Confidence in tumor targeting*. http://www.varian.com/us/oncology/radiation_oncology/clinac/on-board_imager.html, Zugriff am 10.01.2011.
- [106] N. N.: *ONCOR - Digital Medical Linear Accelerator Specifications*. Datei: http://www.medical.siemens.com/siemens/en_GLOBAL/gg_ocs_FBAs/files/Brochures/DownloadCenter/Linacs_and_Components/Siemens_ONCOR_DataSheet_ES.pdf, Zugriff am 18.06.2011.
- [107] N. N.: *PrimeSense Natural Interaction*. <http://www.primesense.com/en/press-room/resources/file/4-primesense-3d-sensor-data-sheet>, Zugriff am 12.05.2012.
- [108] N. N.: Strahlentherapie: An Nachsorgetermine erinnern. In: Deutsches Ärzteblatt Jahrgang 108, Heft 5 (2011), A-192 / B-152 / C-152.
- [109] N. N.: *The Future of Safety is here*. <http://www.pilz.de/company/press/messages/sub/products/articles/00951/index.de.jsp>, Zugriff am 09.07.2011.
- [110] N. N.: *Todesstatistiken, Anzahl der Gestorbenen nach Kapiteln der International Statistical Classification of Diseases and Related Health Problems (ICD-10)*. Statistisches Bundesamt Deutschland, <http://www.destatis.de/jetspeed/portal/cms/Sites/destatis/Internet/DE/Content/Statistiken/Gesundheit/Todesursachen/Tabellen/Content100/GestorbeneAnzahl,templateId=renderPrint.psml>, Zugriff am 21.02.2012.
- [111] N. N.: VDI-Richtlinie 3633 (Entwurf) - Simulation von Logistik-, Materialfluss- und Produktionssystemen, Begriffsdefinitionen, 1996.
- [112] N. N.: *Vision RT: CORE TECHNOLOGY*. http://www.visionrt.com/site_files/VRT-core.pdf, Datei: Zugriff am 30.05.2011.
- [113] NARDI, J.: *Partikeltherapie - Marktchancen und Finanzierungsmodell*. In Tagungsband: MEDICA-Frühjahrsforum, Zugang zu Innovationen im Krankenhaus, Gesellschaft Deutscher Krankenhaustag mbH, 8. Mai 2007.
- [114] NEFF, T.: Verbesserung der Zielvolumendefinition in der Strahlentherapieplanung durch den Einsatz der biologischen Bildgebung. Dissertation, Universität Mannheim, 2005.
- [115] NICLASS, C. ET AL.: *A CMOS 3D camera with millimetric depth resolution*. In Proceedings: IEEE Custom Integrated Circuits Conference, Orlando, 3.-6. Oktober 2004.
- [116] NIOUTSIKOU, E.; BEDFORD, J. L.; WEBB, S.: Patient-specific planning for prevention of mechanical collisions during radiotherapy. In: Physics in Medicine and Biology Volume 48, Number 22 (2003), S. 313-321.
- [117] Norm DIN EN 349 - Sicherheit von Maschinen - Mindestabstände zur Vermeidung des Quetschens von Körperteilen, 2008.
- [118] Norm DIN EN 60601-2-1 (Entwurf) - Medizinische elektrische Geräte - Teil 2-1: Besondere Festlegungen für die Sicherheit einschließlich der wesentlichen Leistungsmerkmale von Elektronenbeschleunigern im Bereich von 1 MeV bis 50 MeV, 2008.

-
- [119] O'BRIEN, P. F. ET AL.: Radiosurgery with unflattened 6-MV photon beams. In: Medical Physics Volume 18, Number 3 (1991), S. 519-521.
 - [120] OHNO, T.; STOTKO, E.; HOF, W.: *Das Toyota-Produktionssystem*. Frankfurt New York: Campus Verlag, 2009.
 - [121] PALACIO, M.: *Linear Accelerators*. Datei: http://imaging-radiation-oncology.advance-web.com/sharedresources/advanceforioa/resources/DownloadableResources/AR090105_p56ChartSmart.pdf, Zugriff am 12.05.2012.
 - [122] PAULSEN, F. ET AL.: Intensitätsmodulierte Strahlentherapie. In: Der Onkologe Volume 9, Nummer 3 (2003), S. 315-327.
 - [123] PIRZKALL, A. ET AL.: Comparison of intensity-modulated radiotherapy with conventional conformal radiotherapy for complex-shaped Tumors. In: International Journal of Radiation Oncology*Biophysics Volume 48, Number 5 (2000), S. 1371-1380.
 - [124] PODGORSK, E. B. ET AL.: *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Wien: International Atomic Energy Agency, 2005.
 - [125] PORTELANCE, L. ET AL.: Intensity-modulated radiation therapy (IMRT) reduces small bowel, rectum and bladder doses in patients with cervical cancer receiving pelvic and para-aortic irradiation. In: International Journal of Radiation Oncology*Biophysics Volume 51, Number 1 (2001), S. 261-266.
 - [126] PUTTOCK, M. J.: Large-Scale Metrology. In: CIRP Annals - Manufacturing Technology Volume 27, Issue 1 (1978), S. 351-356.
 - [127] RAAYMAKERS, B. W. ET AL.: Integrating a 1.5 T MRI scanner with a 6 MV accelerator: proof of concept. In: Physics in Medicine and Biology Volume 54, Number 12 (2009), S. 229-237.
 - [128] REULKE, R.: *Combination of distance data with high resolution images*. In Proceedings: ISPRS Commission V Symposium, Dresden, 25.-27. September 2006.
 - [129] RHEIN, B.; HÄRING, P.: 3D Quality Assurance Systems. In: SCHLEGEL, W. (Hrsg.); BORTFELD, T. (Hrsg.); GROSU, A.-L. (Hrsg.): *New Technologies in Radiation Oncology*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2006.
 - [130] RICHMAN, M. S.; BAINUM, D. E.; RICHTER, C. W.: Therapeutic and Research Applications of a 40 MeV Electron Linear Accelerator. In: IEEE Transactions in Nuclear Science Volume 26, Number 1 (1979), S. 1838-1839.
 - [131] RINGBECK, T.; HAGEBEUKER, B.: *A 3D time of flight camera for object detection*. In Proceedings: Optical 3-D Measurement Techniques, Zürich, 9.-12. Juli 2007.
 - [132] RUF, M.; SCHMIDT, L.-P.; SETZER, S.: *Beam position monitoring based on higher beam harmonics for application in compact medical and industrial linear electron accelerators*. In Proceedings: International Particle Accelerator Conference, Kyoto, 23.-28. May 2010.

- [133] SARFARAZ, M. ET AL.: A translational couch technique for total body irradiation. In: Journal of Applied Clinical Medical Physics Volume 2, Number 4 (2001), S. 201-209.
- [134] SAUER, R.: *Strahlentherapie und Onkologie*. München: Urban & Fischer Verlag, Elsevier, 2010.
- [135] SCHAFFNER, T.: *Siemens Next Generation Technology may bring new hope to cancer patients*. http://www.siemens.com/press/pool/de/pressemitteilungen/work_flow_solutions/med200805049e.pdf (Stand: 17.06.2008), Zugriff am 12.05.2012.
- [136] SCHALLER, C. ET AL.: *Time-of-Flight sensor for patient positioning*. In Proceedings: SPIE Medical Imaging, Orlando, 7.-12. February 2009.
- [137] SCHALLER, C.; PENNE, J.; HORNEGGER, J.: Time-of-Flight sensor for respiratory motion gating. In: Medical Physics Volume 35, Issue 7 (2008), S. 3090-3093.
- [138] SCHERF, C. ET AL.: Zertifizierung einer Translationsliege zur Ganzkörperbestrahlung aus In-Haus-Herstellung gemäß dem Medizinproduktegesetz. In: Zeitschrift für Medizinische Physik Volume 17, Issue 2 (2007), S. 144-152.
- [139] SCHLEGEL, W.: New Technologies in 3D Conformal Radiation Therapy: Introduction and Overview. In: SCHLEGEL, W. (Hrsg.); BORTFELD, T. (Hrsg.); GROSU, A.-L. (Hrsg.): *New Technologies in Radiation Oncology*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2006.
- [140] SCHLÖMER, U.: *Psychologische Unterstützung in der Strahlentherapie*. Wien: Springer-Verlag, 1994.
- [141] SCHMIDT, M.: Analysis, Modeling and Dynamic Optimization of 3D Time-of-Flight Imaging Systems. Dissertation, Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg, 2011.
- [142] SCHUH, G. (Hrsg.); Kampker, A. (Hrsg.): *Strategie und Management produzierender Unternehmen*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2011.
- [143] SCHULMEISTER, L.: Patient misidentification in oncology care. In: Clinical Journal of Oncology Nursing Volume 12, Number 3 (2008), S. 495-498.
- [144] SCHÜTZE, R. ET AL.: OPTOPOSE – A multi-camera system for fast and precise determination of position and orientation for moving effector. In Proceedings: Optical 3-D Measurement Techniques, Vienna, 1.-3. July 2009.
- [145] SCHWEIKARD, A; ADLER, J. R.: Predictive Compensation of Breathing Motion in Lung Cancer Radiosurgery. In: SCHLEGEL, W. (Hrsg.); BORTFELD, T. (Hrsg.); GROSU, A.-L. (Hrsg.): *New Technologies in Radiation Oncology*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2006.
- [146] SCHWEIKARD, A; ADLER, J. R.; LATOMBE, J.-C.: Motion Planning in Stereotaxic Radiosurgery. In: IEEE Transactions on Robotics and Automation Volume 9, Number 6 (1993), S. 764-774.
- [147] SCHWEIKARD, A; BODDULURI, M.; ADLER, J. R.: Planning for Camera-Guided Robotic Radiosurgery. In: IEEE Transactions on Robotics and Automation Volume 14, Number 6 (1998), S. 951-962.

-
- [148] SENTHILKUMAR, S.; RAMAKRISHNAN, V.: In-house auto cutoff sensor device for radiotherapy machine to monitor patient movements. In: *Journal of Applied Clinical Medical Physics* Volume 9, Number 3 (2008), S. 82-89.
 - [149] SHINGO, S.: *A revolution in Manufacturing: The SMED System*. New York: Productivity Press, 1985.
 - [150] SOLBERG, T. D. ET AL.: Control of Breathing Motion: Techniques and Models (Gated Radiotherapy). In: SCHLEGEL, W. (Hrsg.); BORTFELD, T. (Hrsg.); GROSU, A.-L. (Hrsg.): *New Technologies in Radiation Oncology*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2006.
 - [151] SOM, F.; MICHL, M.; ZIEGLER, C.: Verkürzte Programmier- und Montagezeiten für kooperierende Industrieroboter. In: *ZWF Jahrgang* 102, Heft 10 (2007), S. 686-689.
 - [152] SPEISER, M. ET AL.: *First assessment of a novel IGRT device for stereotactic body radiation therapy*. In *Proceedings: World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering IFMBE*, Munich, 7.-12. September 2009.
 - [153] SPIRIG, T.; MARLEY, M.; SEITZ, P.: The Multitap Lock-In CCD with Offset Substraction. In: *IEEE Transactions on Electron Devices* Volume 44, Number 10 (1997), S. 1643-1647.
 - [154] STANCANELLO, J.; FANG-FANG, Y.; ORTON, C. G.: The traditional L-shaped gantry for radiotherapy linear accelerators will soon become obsolete. In: *Medical Physics* Volume 37, Issue 2 (2010), S. 409-411.
 - [155] TACKE, M.; NILL, S.; OELFKE, U.: Real-time tracking of tumor motions and deformations along the leaf travel direction with the aid of a synchronized dynamic MLC leaf sequencer. In: *Physics in Medicine and Biology* Volume 52, Number 22 (2007), S. 505-512.
 - [156] TEUTSCH, C.: *Model-based Analysis and Evaluation of Point Sets from Optical 3D Laser Scanners*. Dissertation, Magdeburger Schriften zur Visualisierung, 2007.
 - [157] THWAITES, D.; MIJNHEER, B. J.; MILLS, J. A.: Quality assurance of external beam radiotherapy. In: PODGORSK, E. B. ET AL.: *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Wien: International Atomic Energy Agency, 2005.
 - [158] THWAITES, D.; TUOHY, J.: Back to the future: the history and development of clinical linear accelerators. In: *Physics in Medicine and Biology* Volume 51(2006), S. 343-362.
 - [159] TIMMERMAN, R. D. (Hrsg.); XING, L. (Hrsg.): *Image-Guided and Adaptive Radiation Therapy*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2009.
 - [160] TOVAR-ARRIAGA, S.; TITA, R.; PEDRAZA-ORTEGA, J. C.; GORROSTIETA, E.; KALENDER, W. A.: Development of a robotic FD-CT-guided navigation system for needle placement-preliminary accuracy tests. *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* Volume 7, Issue 2 (2011), S. 225-236.
 - [161] TRUCCO, E.; VERRI, A.: *Introductory techniques for 3-D computer vision*. Upper Saddle River: Prentice Hall, 1998.

- [162] VERELLEN, D. ET AL.: Innovations in image-guided radiotherapy. In: Nature Reviews Cancer Volume 7, December (2007), S. 949-960.
- [163] VERYHA, Y.; KUREK, J.: Application of Joint Error Mutual Compensation for Robot Endeffector Pose Accuracy Improvement. In: Journal of Intelligent and Robotic Systems, Volume 36, Issue 3 (2003), S. 315-329.
- [164] WEBER, W.: *Industrieroboter - Methoden der Steuerung und Regelung*. München: Carl Hanser Verlag, 2009.
- [165] WESTKÄMPER, E.: *Einführung in die Organisation der Produktion*. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag, 2006.
- [166] WIENDAHL, H.-P.: *Betriebsorganisation für Ingenieure*. München Wien: Carl Hanser Verlag, 2009.
- [167] WIGGENHAGEN, M.: *Erste Erfahrungen mit dem PMD-Sensor PMD[vision] 19k*. In Tagungsband: 6. Oldenburger 3D-Tage, Oldenburg, 31. Januar - 1. Februar 2007.
- [168] WOLFF, D. ET AL.: Volumetric modulated arc therapy (VMAT) vs. serial tomotherapy, step-and-shoot IMRT and 3D-conformal RT for treatment of prostate cancer. In: Radiotherapy and Oncology Volume 93, Issue 2 (2009), S. 226-233.
- [169] WÖLTJE, J.: *Betriebswirtschaftliche Formeln*. Freiburg: Haufe Verlag, 2009.
- [170] WONG, J. R. ET AL.: Image-guided radiotherapy for prostate cancer by CT-linear accelerator combination: prostate movements and dosimetric considerations. International Journal of Radiation Oncology*Biophysics Volume 61, Number 2 (2005), S. 561-569.
- [171] XING-QI, L. ET AL.: Organ Deformation and Dose Coverage in Robotic Respiratory-Tracking Radiotherapy. In: International Journal of Radiation Oncology*Biophysics Volume 71, Issue 1 (2008), S. 281-289.
- [172] YAN, D.: Image-Guided/ Adaptive Radiotherapy. In: SCHLEGEL, W. (Hrsg.); BORTFELD, T. (Hrsg.); GROSU, A.-L. (Hrsg.): *New Technologies in Radiation Oncology*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2006.
- [173] YORKE, E. D.; KEALL, P.; VERHAEGEN, F.: Anniversary Paper: Role of medical physicists and the AAPM in improving geometric aspects of treatment accuracy and precision. In: Medical Physics Volume 35, Number 3 (2008), S. 828-839.
- [174] ZIEGLER, C.; FRANKE, J.: *A cost-effective stereo camera system for online pose control of patient handling robots*. In Proceedings: IEEE International Conference on Automation, Robotics and Applications, Wellington, 6.-8. December 2011.
- [175] ZIEGLER, C.; FRANKE, J.: Closed-loop control of patient handling robots. In: SEN GUPTA, G. ET AL. (ed.): *Recent Advances in Robotics and Automation, Studies in Computational Intelligence*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2012. (accepted)
- [176] ZIEGLER, C.; FRANKE, J.; DIRAUF, F.; FADLER, F.: Linear kinematics system with rotatable treatment head. Chinese Patent, Publication number: CN102548612 A, Priority date 22.07.2009, published 04.07.2012.

-
- [177] ZIEGLER, C.; FRANKE, J.; DIRAUF, F.; FADLER, F.: Linear kinematics system with rotatable treatment head. International Patent, International publication number: WO2011009616 (A1), Priority date 22.07.2009, published 27.01.2011.
- [178] ZIEGLER, C.; FRANKE, J.; DIRAUF, F.; FADLER, F.: Linear kinematics system with rotatable treatment head. United States Patent, Publication number: US2011/0150186 (A1), Priority date 22.07.2009, published 23.06.2011.
- [179] ZIEGLER, C.; FRANKE, J.; DIRAUF, F.; FADLER, F.: Linearkinematik mit drehbarem Strahlerkopf. Deutsches Patent, Veröffentlichungsnummer: DE102010032131 (A1), Prioritätsdatum 22.07.2009, veröffentlicht 27.01.2011.

Anhang

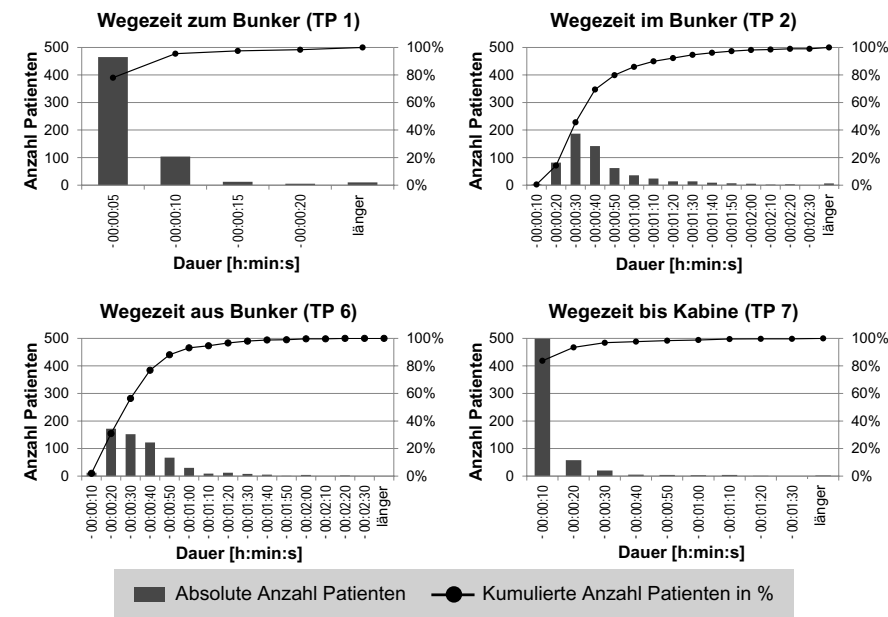


Bild A: Häufigkeitsverteilungen der Dauer der Teilprozesse 1, 2, 6 und 7

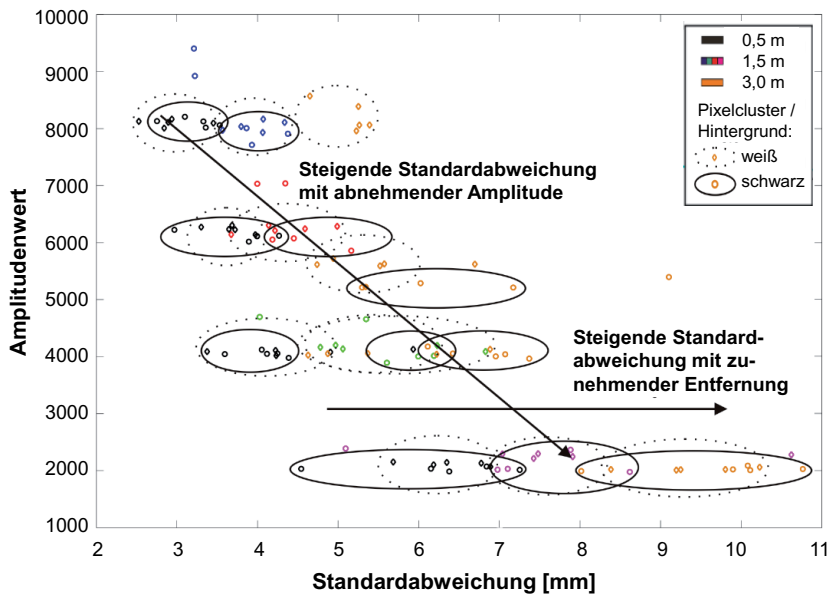


Bild B: Standardabweichungen der Entfernungswerte von 30 Messungen der fünf zentral gelegenen Pixel des ToF-Sensors für unterschiedliche Entfernungen und Hintergründe

Reihe Fertigungstechnik - Erlangen

www.mb.uni-erlangen.de/diss

Band 1 - 52
Carl Hanser Verlag, München

ab Band 53
Meisenbach Verlag, Bamberg
45,-- Euro

Band 1: Andreas Hemberger
**Innovationspotentiale in der rechnerintegrierten Produktion
durch wissensbasierte Systeme**
208 Seiten, 107 Bilder. 1988.

Band 2: Detlef Classe
**Beitrag zur Steigerung der Flexibilität automatisierter Montagesysteme
durch Sensorintegration und erweiterte Steuerungskonzepte**
194 Seiten, 70 Bilder. 1988.

Band 3: Friedrich-Wilhelm Nolting
Projektierung von Montagesystemen
201 Seiten, 107 Bilder, 1 Tabelle. 1989.

Band 4: Karsten Schlüter
**Nutzungsgradsteigerung von Montagesystemen
durch den Einsatz der Simulationstechnik**
177 Seiten, 97 Bilder. 1989.

Band 5: Shir-Kuan Lin
Aufbau von Modellen zur Lageregelung von Industrierobotern
168 Seiten, 46 Bilder. 1989.

Band 6: Rudolf Nuss
**Untersuchungen zur Bearbeitungsqualität
im Fertigungssystem Laserstrahlschneiden**
206 Seiten, 115 Bilder, 6 Tabellen. 1989.

Band 7: Wolfgang Scholz
**Modell zur datenbankgestützten Planung
automatisierter Montageanlagen**
194 Seiten, 89 Bilder. 1989.

Band 8: Hans-Jürgen Wißmeier
**Beitrag zur Beurteilung des Bruchverhaltens
von Hartmetall-Fließpreßmatrizen**
179 Seiten, 99 Bilder, 9 Tabellen. 1989.

Band 9: Rainer Eisele
**Konzeption und Wirtschaftlichkeit
von Planungssystemen in der Produktion**
183 Seiten, 86 Bilder. 1990.

Band 10: Rolf Pfeiffer
**Technologisch orientierte Montageplanung
am Beispiel der Schraubtechnik**
216 Seiten, 102 Bilder, 16 Tabellen. 1990.

Band 11: Herbert Fischer
**Verteilte Planungssysteme zur Flexibilitätssteigerung
der rechnerintegrierten Teilefertigung**
201 Seiten, 82 Bilder. 1990.

Band 12: Gerhard Kleineidam
CAD/CAP: Rechnergestützte Montagefeinplanung
203 Seiten, 107 Bilder. 1990.

Band 13: Frank Vollertsen
**Pulvermetallurgische Verarbeitung
eines übereutektoiden verschleißfesten Stahls**
XIII u. 217 Seiten, 67 Bilder, 34 Tabellen. 1990.

Band 14: Stephan Biermann
**Untersuchungen zur Anlagen- und Prozeßdiagnostik
für das Schneiden mit CO₂-Hochleistungslasern**
VIII u. 170 Seiten, 93 Bilder, 4 Tabellen. 1991.

Band 15: Uwe Geißler
**Material- und Datenfluß
in einer flexiblen Blechbearbeitungszelle**
124 Seiten, 41 Bilder, 7 Tabellen. 1991.

Band 16: Frank Oswald Hake
**Entwicklung eines rechnergestützten Diagnosesystems
für automatisierte Montagezellen**
XIV u. 166 Seiten, 77 Bilder. 1991.

Band 17: Herbert Reichel
**Optimierung der Werkzeugbereitstellung
durch rechnergestützte Arbeitsfolgenbestimmung**
198 Seiten, 73 Bilder, 2 Tabellen. 1991.

Band 18: Josef Scheller
**Modellierung und Einsatz von Softwaresystemen
für rechnergeführte Montagezellen**
198 Seiten, 65 Bilder. 1991.

Band 19: Arnold vom Ende
Untersuchungen zum Biegeumformen mit elastischer Matrice
166 Seiten, 55 Bilder, 13 Tabellen. 1991.

Band 20: Joachim Schmid
**Beitrag zum automatisierten Bearbeiten
von Keramikguß mit Industrierobotern**
XIV u. 176 Seiten, 111 Bilder, 6 Tabellen. 1991.

Band 21: Egon Sommer
**Multiprozessorsteuerung für kooperierende
Industrieroboter in Montagezellen**
188 Seiten, 102 Bilder. 1991.

Band 22: Georg Geyer
**Entwicklung problemspezifischer Verfahrensketten
in der Montage**
192 Seiten, 112 Bilder. 1991.

Band 23: Rainer Flohr
**Beitrag zur optimalen Verbindungstechnik
in der Oberflächenmontage (SMT)**
186 Seiten, 79 Bilder. 1991.

Band 24: Alfons Rief
**Untersuchungen zur Verfahrensfolge Laserstrahlschneiden
und -schweißen in der Rohkarosseriefertigung**
VI u. 145 Seiten, 58 Bilder, 5 Tabellen. 1991.

Band 25: Christoph Thim
**Rechnerunterstützte Optimierung von Materialflußstrukturen
in der Elektronikmontage durch Simulation**
188 Seiten, 74 Bilder. 1992.

Band 26: Roland Müller
**CO₂-Laserstrahlschneiden
von kurzglasverstärkten Verbundwerkstoffen**
141 Seiten, 107 Bilder, 4 Tabellen. 1992.

Band 27: Günther Schäfer
Integrierte Informationsverarbeitung bei der Montageplanung
195 Seiten, 76 Bilder. 1992.

Band 28: Martin Hoffmann
**Entwicklung einer CAD/CAM-Prozeßkette
für die Herstellung von Blechbiegeteilen**
149 Seiten, 89 Bilder. 1992.

Band 29: Peter Hoffmann
**Verfahrensfolge Laserstrahlschneiden und –schweißen :
Prozeßführung und Systemtechnik in der 3D–Laserstrahlbearbeitung
von Blechformteilen**
186 Seiten, 92 Bilder, 10 Tabellen. 1992.

Band 30: Olaf Schrödel
Flexible Werkstattsteuerung mit objektorientierten Softwarestrukturen
180 Seiten, 84 Bilder. 1992.

Band 31: Hubert Reinisch
**Planungs– und Steuerungswerkzeuge
zur impliziten Geräteprogrammierung in Roboterzellen**
XI u. 212 Seiten, 112 Bilder. 1992.

Band 32: Brigitte Bärnreuther
**Ein Beitrag zur Bewertung des Kommunikationsverhaltens
von Automatisierungsgeräten in flexiblen Produktionszellen**
XI u. 179 Seiten, 71 Bilder. 1992.

Band 33: Joachim Hutfless
**Laserstrahlregelung und Optikdiagnostik
in der Strahlführung einer CO₂-Hochleistungslaseranlage**
175 Seiten, 70 Bilder, 17 Tabellen. 1993.

Band 34: Uwe Günzel
**Entwicklung und Einsatz eines Simulationsverfahrens für operative
und strategische Probleme der Produktionsplanung und –steuerung**
XIV u. 170 Seiten, 66 Bilder, 5 Tabellen. 1993.

Band 35: Bertram Ehmann
**Operatives Fertigungscontrolling durch Optimierung
auftragsbezogener Bearbeitungsabläufe in der Elektronikfertigung**
XV u. 167 Seiten, 114 Bilder. 1993.

Band 36: Harald Kolléra
**Entwicklung eines benutzerorientierten Werkstattprogrammiersystems
für das Laserstrahlschneiden**
129 Seiten, 66 Bilder, 1 Tabelle. 1993.

Band 37: Stephanie Abels
**Modellierung und Optimierung von Montageanlagen
in einem integrierten Simulationssystem**
188 Seiten, 88 Bilder. 1993.

Band 38: Robert Schmidt–Hebbel
Laserstrahlbohren durchflußbestimmender Durchgangslöcher
145 Seiten, 63 Bilder, 11 Tabellen. 1993.

Band 39: Norbert Lutz
**Oberflächenfeinbearbeitung keramischer Werkstoffe
mit XeCl–Excimerlaserstrahlung**
187 Seiten, 98 Bilder, 29 Tabellen. 1994.

Band 40: Konrad Grampp
**Rechnerunterstützung bei Test und Schulung
an Steuerungssoftware von SMD–Bestücklinien**
178 Seiten, 88 Bilder. 1995.

Band 41: Martin Koch
**Wissensbasierte Unterstützung der Angebotsbearbeitung
in der Investitionsgüterindustrie**
169 Seiten, 68 Bilder. 1995.

Band 42: Armin Gropp
**Anlagen– und Prozeßdiagnostik
beim Schneiden mit einem gepulsten Nd:YAG–Laser**
160 Seiten, 88 Bilder, 7 Tabellen. 1995.

Band 43: Werner Heckel
**Optische 3D-Konturerfassung und on-line Biegewinkelmessung
mit dem Lichtschnittverfahren**
149 Seiten, 43 Bilder, 11 Tabellen. 1995.

Band 44: Armin Rothhaupt
**Modulares Planungssystem
zur Optimierung der Elektronikfertigung**
180 Seiten, 101 Bilder. 1995.

Band 45: Bernd Zöllner
Adaptive Diagnose in der Elektronikproduktion
195 Seiten, 74 Bilder, 3 Tabellen. 1995.

Band 46: Bodo Vormann
**Beitrag zur automatisierten Handhabungsplanung
komplexer Blechbiegeteile**
126 Seiten, 89 Bilder, 3 Tabellen. 1995.

Band 47: Peter Schnepf
Zielkostenorientierte Montageplanung
144 Seiten, 75 Bilder. 1995.

Band 48: Rainer Klotzbücher
**Konzept zur rechnerintegrierten Materialversorgung
in flexiblen Fertigungssystemen**
156 Seiten, 62 Bilder. 1995.

Band 49: Wolfgang Greska
Wissensbasierte Analyse und Klassifizierung von Blechteilen
144 Seiten, 96 Bilder. 1995.

Band 50: Jörg Franke
**Integrierte Entwicklung neuer Produkt- und Produktionstechnologien
für räumliche spritzgegossene Schaltungsträger (3-D MID)**
196 Seiten, 86 Bilder, 4 Tabellen. 1995.

Band 51: Franz-Josef Zeller
Sensorplanung und schnelle Sensorregelung für Industrieroboter
190 Seiten, 102 Bilder, 9 Tabellen. 1995.

Band 52: Michael Solvie
**Zeitbehandlung und Multimedia-Unterstützung
in Feldkommunikationssystemen**
200 Seiten, 87 Bilder, 35 Tabellen. 1996.

Band 53: Robert Hopperdietzel
Reengineering in der Elektro- und Elektronikindustrie
180 Seiten, 109 Bilder, 1 Tabelle. 1996.
ISBN 3-87525-070-2

Band 54: Thomas Rebhan
**Beitrag zur Mikromaterialbearbeitung mit Excimerlasern –
Systemkomponenten und Verfahrensoptimierungen**
148 Seiten, 61 Bilder, 10 Tabellen. 1996.
ISBN 3-87525-075-3

Band 55: Henning Hanebuth
Laserstrahlhartlöten mit Zweistrahltechnik
157 Seiten, 58 Bilder, 11 Tabellen. 1996.
ISBN 3-87525-074-5

Band 56: Uwe Schönherr
**Steuerung und Sensordatenintegration für flexible Fertigungszellen
mit kooperierenden Robotern**
188 Seiten, 116 Bilder, 3 Tabellen. 1996.
ISBN 3-87525-076-1

Band 57: Stefan Holzer
Berührungslose Formgebung mit Laserstrahlung
162 Seiten, 69 Bilder, 11 Tabellen. 1996.
ISBN 3-87525-079-6

Band 58: Markus Schultze
**Fertigungsqualität beim 3D–Laserstrahlschweißen
von Blechformteilen**
165 Seiten, 88 Bilder, 9 Tabellen. 1997.
ISBN 3-87525-080-X

Band 59: Thomas Krebs
**Integration elektromechanischer CA–Anwendungen
über einem STEP–Produktmodell**
198 Seiten, 58 Bilder, 8 Tabellen. 1997.
ISBN 3-87525-081-8

Band 60: Jürgen Sturm
**Prozeßintegrierte Qualitätssicherung
in der Elektronikproduktion**
167 Seiten, 112 Bilder, 5 Tabellen. 1997.
ISBN 3-87525-082-6

Band 61: Andreas Brand
**Prozesse und Systeme zur Bestückung
räumlicher elektronischer Baugruppen (3D-MID)**
182 Seiten, 100 Bilder. 1997.
ISBN 3-87525-087-7

Band 62: Michael Kauf
**Regelung der Laserstrahlleistung und der Fokusparameter
einer CO₂-Hochleistungslaseranlage**
140 Seiten, 70 Bilder, 5 Tabellen. 1997.
ISBN 3-87525-083-4

Band 63: Peter Steinwässer
**Modulares Informationsmanagement
in der integrierten Produkt– und Prozeßplanung**
190 Seiten, 87 Bilder. 1997.
ISBN 3-87525-084-2

Band 64: Georg Liedl
**Integriertes Automatisierungskonzept
für den flexiblen Materialfluß in der Elektronikproduktion**
196 Seiten, 96 Bilder, 3 Tabellen. 1997.
ISBN 3-87525-086-9

Band 65: Andreas Otto
Transiente Prozesse beim Laserstrahlschweißen
132 Seiten, 62 Bilder, 1 Tabelle. 1997.
ISBN 3-87525-089-3

Band 66: Wolfgang Blöchl
**Erweiterte Informationsbereitstellung an offenen CNC–Steuerungen
zur Prozeß– und Programmoptimierung**
168 Seiten, 96 Bilder. 1997.
ISBN 3-87525-091-5

Band 67: Klaus–Uwe Wolf
**Verbesserte Prozeßführung und Prozeßplanung
zur Leistungs– und Qualitätssteigerung beim Spulenwickeln**
186 Seiten, 125 Bilder. 1997.
ISBN 3-87525-092-3

Band 68: Frank Backes
Technologieorientierte Bahnplanung für die 3D–Laserstrahlbearbeitung
138 Seiten, 71 Bilder, 2 Tabellen. 1997.
ISBN 3-87525-093-1

Band 69: Jürgen Kraus
Laserstrahlumformen von Profilen
137 Seiten, 72 Bilder, 8 Tabellen. 1997.
ISBN 3-87525-094-X

Band 70: Norbert Neubauer
Adaptive Strahlführungen für CO₂-Laseranlagen
120 Seiten, 50 Bilder, 3 Tabellen. 1997.
ISBN 3-87525-095-8

Band 71: Michael Steber
**Prozeßoptimierter Betrieb flexibler Schraubstationen
in der automatisierten Montage**
168 Seiten, 78 Bilder, 3 Tabellen. 1997.
ISBN 3-87525-096-6

Band 72: Markus Pfestorf
Funktionale 3D-Oberflächenkenngrößen in der Umformtechnik
162 Seiten, 84 Bilder, 15 Tabellen. 1997.
ISBN 3-87525-097-4

Band 73: Volker Franke
**Integrierte Planung und Konstruktion
von Werkzeugen für die Biegebearbeitung**
143 Seiten, 81 Bilder. 1998.
ISBN 3-87525-098-2

Band 74: Herbert Scheller
**Automatisierte Demontagesysteme und recyclinggerechte
Produktgestaltung elektronischer Baugruppen**
184 Seiten, 104 Bilder, 17 Tabellen. 1998.
ISBN 3-87525-099-0

Band 75: Arthur Meßner
**Kaltmassivumformung metallischer Kleinstteile
– Werkstoffverhalten, Wirkflächenreibung, Prozeßauslegung**
164 Seiten, 92 Bilder, 14 Tabellen. 1998.
ISBN 3-87525-100-8

Band 76: Mathias Glasmacher
Prozeß- und Systemtechnik zum Laserstrahl-Mikroschweißen
184 Seiten, 104 Bilder, 12 Tabellen. 1998.
ISBN 3-87525-101-6

Band 77: Michael Schwind
**Zerstörungsfreie Ermittlung mechanischer Eigenschaften
von Feinblechen mit dem Wirbelstromverfahren**
124 Seiten, 68 Bilder, 8 Tabellen. 1998.
ISBN 3-87525-102-4

Band 78: Manfred Gerhard
**Qualitätssteigerung in der Elektronikproduktion durch Optimierung
der Prozeßführung beim Löten komplexer Baugruppen**
179 Seiten, 113 Bilder, 7 Tabellen. 1998.
ISBN 3-87525-103-2

Band 79: Elke Rauh
**Methodische Einbindung der Simulation
in die betrieblichen Planungs- und Entscheidungsabläufe**
192 Seiten, 114 Bilder, 4 Tabellen. 1998.
ISBN 3-87525-104-0

Band 80: Sorin Niederkorn
**Meßeinrichtung zur Untersuchung der Wirkflächenreibung
bei umformtechnischen Prozessen**
99 Seiten, 46 Bilder, 6 Tabellen. 1998.
ISBN 3-87525-105-9

Band 81: Stefan Schubert
**Regelung der Fokusslage beim Schweißen mit CO₂-Hochleistungslasern
unter Einsatz von adaptiven Optiken**
140 Seiten, 64 Bilder, 3 Tabellen. 1998.
ISBN 3-87525-106-7

Band 82: Armando Walter Colombo
**Development and Implementation of Hierarchical Control Structures
of Flexible Production Systems Using High Level Petri Nets**
216 Seiten, 86 Bilder. 1998.
ISBN 3-87525-109-1

Band 83: Otto Meedt
**Effizienzsteigerung bei Demontage und Recycling
durch flexible Demontagetechnologien und optimierte Produktgestaltung**
186 Seiten, 103 Bilder. 1998.
ISBN 3-87525-108-3

Band 84: Knuth Götz
**Modelle und effiziente Modellbildung
zur Qualitätssicherung in der Elektronikproduktion**
212 Seiten, 129 Bilder, 24 Tabellen. 1998.
ISBN 3-87525-112-1

Band 85: Ralf Luchs
**Einsatzmöglichkeiten leitender Klebstoffe
zur zuverlässigen Kontaktierung elektronischer Bauelemente in der SMT**
176 Seiten, 126 Bilder, 30 Tabellen. 1998.
ISBN 3-87525-113-7

Band 86: Frank Pöhlau
**Entscheidungsgrundlagen zur Einführung
räumlicher spritzgegossener Schaltungsträger (3-D MID)**
144 Seiten, 99 Bilder. 1999.
ISBN 3-87525-114-8

Band 87: Roland T. A. Kals
Fundamentals on the miniaturization of sheet metal working processes
128 Seiten, 58 Bilder, 11 Tabellen. 1999.
ISBN 3-87525-115-6

Band 88: Gerhard Luhn
**Implizites Wissen und technisches Handeln
am Beispiel der Elektronikproduktion**
252 Seiten, 61 Bilder, 1 Tabelle. 1999.
ISBN 3-87525-116-4

Band 89: Axel Sprenger
Adaptives Streckbiegen von Aluminium-Strangpreßprofilen
114 Seiten, 63 Bilder, 4 Tabellen. 1999.
ISBN 3-87525-117-2

Band 90: Hans-Jörg Pucher
**Untersuchungen zur Prozeßfolge Umformen, Bestücken
und Laserstrahllöten von Mikrokontakten**
158 Seiten, 69 Bilder, 9 Tabellen. 1999.
ISBN 3-87525-119-9

Band 91: Horst Arnet
Profilbiegen mit kinematischer Gestalterzeugung
128 Seiten, 67 Bilder, 7 Tabellen. 1999.
ISBN 3-87525-120-2

Band 92: Doris Schubart
**Prozeßmodellierung und Technologieentwicklung
beim Abtragen mit CO₂-Laserstrahlung**
133 Seiten, 57 Bilder, 13 Tabellen. 1999.
ISBN 3-87525-122-9

Band 93: Adrianus L. P. Coremans
**Laserstrahlintern von Metallpulver – Prozeßmodellierung,
Systemtechnik, Eigenschaften laserstrahlgesinterter Metallkörper**
184 Seiten, 108 Bilder, 12 Tabellen. 1999.
ISBN 3-87525-124-5

Band 94: Hans-Martin Biehler
**Optimierungskonzepte für Qualitätsdatenverarbeitung
und Informationsbereitstellung in der Elektronikfertigung**
194 Seiten, 105 Bilder. 1999.
ISBN 3-87525-126-1

Band 95: Wolfgang Becker
**Oberflächen Ausbildung und tribologische Eigenschaften
excimerlaserstrahlbearbeiteter Hochleistungskeramiken**
175 Seiten, 71 Bilder, 3 Tabellen. 1999.
ISBN 3-87525-127-X

Band 96: Philipp Hein
**Innenhochdruck-Umformen von Blechpaaren:
Modellierung, Prozeßauslegung und Prozeßführung**
129 Seiten, 57 Bilder, 7 Tabellen. 1999.
ISBN 3-87525-128-8

Band 97: Gunter Beitinger
**Herstellungs- und Prüfverfahren
für thermoplastische Schaltungsträger**
169 Seiten, 92 Bilder, 20 Tabellen. 1999.
ISBN 3-87525-129-6

Band 98: Jürgen Knoblach
**Beitrag zur rechnerunterstützten verursachungsgerechten Angebotskalkulation von
Blechteilen mit Hilfe wissensbasierter Methoden**
155 Seiten, 53 Bilder, 26 Tabellen. 1999.
ISBN 3-87525-130-X

Band 99: Frank Breitenbach
**Bildverarbeitungssystem zur Erfassung der Anschlußgeometrie
elektronischer SMT-Bauelemente**
147 Seiten, 92 Bilder, 12 Tabellen. 2000.
ISBN 3-87525-131-8

Band 100: Bernd Falk
**Simulationsbasierte Lebensdauervorhersage
für Werkzeuge der Kaltmassivumformung**
134 Seiten, 44 Bilder, 15 Tabellen. 2000.
ISBN 3-87525-136-9

Band 101: Wolfgang Schlögl
**Integriertes Simulationsdaten-Management
für Maschinenentwicklung und Anlagenplanung**
169 Seiten, 101 Bilder, 20 Tabellen. 2000.
ISBN 3-87525-137-7

Band 102: Christian Hinsel
**Ermüdungsbruchversagen hartstoffbeschichteter
Werkzeugstähle in der Kaltmassivumformung**
130 Seiten, 80 Bilder, 14 Tabellen. 2000.
ISBN 3-87525-138-5

Band 103: Stefan Bobbert
**Simulationsgestützte Prozessauslegung
für das Innenhochdruck-Umformen von Blechpaaren**
123 Seiten, 77 Bilder. 2000.
ISBN 3-87525-145-8

Band 104: Harald Rottbauer
**Modulares Planungswerkzeug
zum Produktionsmanagement in der Elektronikproduktion**
166 Seiten, 106 Bilder. 2001.
ISBN 3-87525-139-3

Band 105: Thomas Hennige
Flexible Formgebung von Blechen durch Laserstrahlumformen
119 Seiten, 50 Bilder. 2001.
ISBN 3-87525-140-7

Band 106: Thomas Menzel
**Wissensbasierte Methoden für die rechnergestützte Charakterisierung
und Bewertung innovativer Fertigungsprozesse**
152 Seiten, 71 Bilder. 2001.
ISBN 3-87525-142-3

Band 107: Thomas Stöckel
**Kommunikationstechnische Integration der Prozeßebe-
ne in Produktionssysteme durch Middleware-Frameworks**
147 Seiten, 65 Bilder, 5 Tabellen. 2001.
ISBN 3-87525-143-1

Band 108: Frank Pitter
**Verfügbarkeitssteigerung von Werkzeugmaschinen
durch Einsatz mechatronischer Sensorlösungen**
158 Seiten, 131 Bilder, 8 Tabellen. 2001.
ISBN 3-87525-144-X

Band 109: Markus Korneli
**Integration lokaler CAP-Systeme
in einen globalen Fertigungsdatenverbund**
121 Seiten, 53 Bilder, 11 Tabellen. 2001.
ISBN 3-87525-146-6

Band 110: Burkhard Müller

Laserstrahljustieren mit Excimer-Lasern – Prozeßparameter und Modelle zur Aktorkonstruktion

128 Seiten, 36 Bilder, 9 Tabellen. 2001
ISBN 3-87525-159-8

Band 111: Jürgen Göhringer

Integrierte Telediagnose via Internet zum effizienten Service von Produktionssystemen

178 Seiten, 98 Bilder, 5 Tabellen. 2001.
ISBN 3-87525-147-4

Band 112: Robert Feuerstein

Qualitäts- und kosteneffiziente Integration neuer Bauelementetechnologien in die Flachbaugruppenfertigung

161 Seiten, 99 Bilder, 10 Tabellen. 2001.
ISBN 3-87525-151-2

Band 113: Marcus Reichenberger

Eigenschaften und Einsatzmöglichkeiten alternativer Elektroniklote in der Oberflächenmontage (SMT)

165 Seiten, 97 Bilder, 18 Tabellen. 2001.
ISBN 3-87525-152-0

Band 114: Alexander Huber

Justieren vormontierter Systeme mit dem Nd:YAG-Laser unter Einsatz von Aktoren

122 Seiten, 58 Bilder, 5 Tabellen. 2001.
ISBN 3-87525-153-9

Band 115: Sami Krimi

Analyse und Optimierung von Montagesystemen in der Elektronikproduktion

155 Seiten, 88 Bilder, 3 Tabellen. 2001.
ISBN 3-87525-157-1

Band 116: Marion Merklein

Laserstrahlumformen von Aluminiumwerkstoffen - Beeinflussung der Mikrostruktur und der mechanischen Eigenschaften

122 Seiten, 65 Bilder, 15 Tabellen. 2001.
ISBN 3-87525-156-3

Band 117: Thomas Collisi

Ein informationslogistisches Architekturkonzept zur Akquisition simulationsrelevanter Daten

181 Seiten, 105 Bilder, 7 Tabellen. 2002.
ISBN 3-87525-164-4

Band 118: Markus Koch

Rationalisierung und ergonomische Optimierung im Innenausbau durch den Einsatz moderner Automatisierungstechnik

176 Seiten, 98 Bilder, 9 Tabellen. 2002.
ISBN 3-87525-165-2

Band 119: Michael Schmidt

Prozeßregelung für das Laserstrahl-Punktschweißen in der Elektronikproduktion

152 Seiten, 71 Bilder, 3 Tabellen. 2002.
ISBN 3-87525-166-0

Band 120: Nicolas Tiesler

Grundlegende Untersuchungen zum Fließpressen metallischer Kleinteile

126 Seiten, 78 Bilder, 12 Tabellen. 2002.
ISBN 3-87525-175-X

Band 121: Lars Pursche

Methoden zur technologieorientierten Programmierung für die 3D-Lasermikrobearbeitung

111 Seiten, 39 Bilder, 0 Tabellen. 2002.
ISBN 3-87525-183-0

Band 122: Jan-Oliver Brassel

Prozeßkontrolle beim Laserstrahl-Mikroschweißen

148 Seiten, 72 Bilder, 12 Tabellen. 2002.
ISBN 3-87525-181-4

Band 123: Mark Geisel

**Prozeßkontrolle und –steuerung beim Laserstrahlschweißen
mit den Methoden der nichtlinearen Dynamik**

135 Seiten, 46 Bilder, 2 Tabellen. 2002.

ISBN 3-87525-180-6

Band 124: Gerd Eßer

**Laserstrahlunterstützte Erzeugung metallischer Leiterstrukturen auf
Thermoplastsubstraten für die MID-Technik**

148 Seiten, 60 Bilder, 6 Tabellen. 2002.

ISBN 3-87525-171-7

Band 125: Marc Fleckenstein

**Qualität laserstrahl-gefügter Mikroverbindungen
elektronischer Kontakte**

159 Seiten, 77 Bilder, 7 Tabellen. 2002.

ISBN 3-87525-170-9

Band 126: Stefan Kaufmann

**Grundlegende Untersuchungen zum Nd:YAG- Laserstrahlfügen
von Silizium für Komponenten der Optoelektronik**

159 Seiten, 100 Bilder, 6 Tabellen. 2002.

ISBN 3-87525-172-5

Band 127: Thomas Fröhlich

**Simultanes Löten von Anschlußkontakten elektronischer Bauelemente
mit Diodenlaserstrahlung**

143 Seiten, 75 Bilder, 6 Tabellen. 2002.

ISBN 3-87525-186-5

Band 128: Achim Hofmann

**Erweiterung der Formgebungsgrenzen beim Umformen von
Aluminiumwerkstoffen durch den Einsatz prozessangepasster Platinen**

113 Seiten, 58 Bilder, 4 Tabellen

ISBN 3-87525-182-2

Band 129: Ingo Kriebitzsch

3 - D MID Technologie in der Automobilelektronik

129 Seiten, 102 Bilder, 10 Tabellen. 2002.

ISBN 3-87525-169-5

Band 130: Thomas Pohl

**Fertigungsqualität und Umformbarkeit laserstrahlgeschweißter
Formplatinen aus Aluminiumlegierungen**

133 Seiten, 93 Bilder, 12 Tabellen. 2002

ISBN 3-87525-173-3

Band 131: Matthias Wenk

**Entwicklung eines konfigurierbaren Steuerungssystems für die
flexible Sensorführung von Industrierobotern**

167 Seiten, 85 Bilder, 1 Tabelle. 2002.

ISBN 3-87525-174-1

Band 132: Matthias Negendanck

**Neue Sensorik und Aktorik für Bearbeitungsköpfe
zum Laserstrahlschweißen**

116 Seiten, 60 Bilder, 14 Tabellen

ISBN 3-87525-184-9

Band 133: Oliver Kreis

Integrierte Fertigung –

**Verfahrensintegration durch Innenhochdruck-Umformen, Trennen und
Laserstrahlschweißen in einem Werkzeug sowie ihre tele- und multimediale Präsentation**

167 Seiten, 90 Bilder, 43 Tabellen

ISBN 3-87525-176-8

Band 134: Stefan Trautner

**Technische Umsetzung produktbezogener Instrumente der
Umweltpolitik bei Elektro- und Elektronikgeräten**

179 Seiten, 92 Bilder, 11 Tabellen. 2002.

ISBN 3-87525-177-6

Band 135: Roland Meier

**Strategien für einen produktorientierten Einsatz räumlicher
spritzgegossener Schaltungsträger (3-D MID)**

155 Seiten, 88 Bilder, 14 Tabellen. 2002.
ISBN 3-87525-178-4

Band 136: Jürgen Wunderlich

**Kostensimulation – Simulationsbasierte Wirtschaftlichkeitsregelung
komplexer Produktionssysteme**

202 Seiten, 119 Bilder, 17 Tabellen. 2002.
ISBN 3-87525-179-2

Band 137: Stefan Novotny

**Innenhochdruck-Umformen von Blechen aus Aluminium- und
Magnesiumlegierungen bei erhöhter Temperatur**

132 Seiten, 82 Bilder, 6 Tabellen. 2002.
ISBN 3-87525-185-7

Band 138: Andreas Licha

**Flexible Montageautomatisierung zur Komplettmontage flächenhafter
Produktstrukturen durch kooperierende Industrieroboter**

158 Seiten, 87 Bilder, 8 Tabellen. 2003.
ISBN 3-87525-189-X

Band 139: Michael Eisenbarth

**Beitrag zur Optimierung der Aufbau- und Verbindungstechnik
für mechatronische Baugruppen**

207 Seiten, 141 Bilder, 9 Tabellen. 2003.
ISBN 3-87525-190-3

Band 140: Frank Christoph

**Durchgängige simulationsgestützte Planung von
Fertigungseinrichtungen der Elektronikproduktion**

187 Seiten, 107 Bilder, 9 Tabellen. 2003.
ISBN 3-87525-191-1

Band 141: Hinnerk Hagenah

**Simulationsbasierte Bestimmung der zu erwartenden
Maßhaltigkeit für das Blechbiegen**

131 Seiten, 36 Bilder, 26 Tabellen. 2003.
ISBN 3-87525-192-X

Band 142: Ralf Eckstein

**Scherschneiden und Biegen metallischer Kleinstteile –
Materialeinfluss und Materialverhalten**

148 Seiten, 71 Bilder, 19 Tabellen. 2003.
ISBN 3-87525-193-8

Band 143: Frank H. Meyer-Pittroff

**Excimerlaserstrahlbiegen dünner metallischer Folien
mit homogener Lichtlinie**

138 Seiten, 60 Bilder, 16 Tabellen. 2003.
ISBN 3-87525-196-2

Band 144: Andreas Kach

**Rechnergestützte Anpassung von Laserstrahlschneidbahnen
an Bauteilabweichungen**

139 Seiten, 69 Bilder, 11 Tabellen. 2004.
ISBN 3-87525-197-0

Band 145: Stefan Hierl

**System- und Prozeßtechnik für das simultane Löten mit
Diodenlaserstrahlung von elektronischen Bauelementen**

124 Seiten, 66 Bilder, 4 Tabellen. 2004.
ISBN 3-87525-198-9

Band 146: Thomas Neudecker

**Tribologische Eigenschaften keramischer Blechumformwerkzeuge-
Einfluss einer Oberflächenendbearbeitung mittels Excimerlaserstrahlung**

166 Seiten, 75 Bilder, 26 Tabellen. 2004.
ISBN 3-87525-200-4

Band 147: Ulrich Wenger

Prozessoptimierung in der Wickeltechnik durch innovative maschinenbauliche und regelungstechnische Ansätze

132 Seiten, 88 Bilder, 0 Tabellen. 2004.

ISBN 3-87525-203-9

Band 148: Stefan Slama

Effizienzsteigerung in der Montage durch marktorientierte Montagestructuren und erweiterte Mitarbeiterkompetenz

188 Seiten, 125 Bilder, 0 Tabellen. 2004.

ISBN 3-87525-204-7

Band 149: Thomas Wurm

**Laserstrahljustieren mittels Aktoren –
Entwicklung von Konzepten und Methoden für die rechnerunterstützte Modellierung
und Optimierung von komplexen Aktorsystemen in der Mikrotechnik**

122 Seiten, 51 Bilder, 9 Tabellen. 2004.

ISBN 3-87525-206-3

Band 150: Martino Celeghini

**Wirkmedienbasierte Blechumformung:
Grundlagenuntersuchungen zum Einfluss von Werkstoff und Bauteilgeometrie**

146 Seiten, 77 Bilder, 6 Tabellen. 2004.

ISBN 3-87525-207-1

Band 151: Ralph Hohenstein

**Entwurf hochdynamischer Sensor- und Regelsysteme
für die adaptive Laserbearbeitung**

282 Seiten, 63 Bilder, 16 Tabellen. 2004.

ISBN 3-87525-210-1

Band 152: Angelika Hutterer

**Entwicklung prozessüberwachender Regelkreise
für flexible Formgebungsprozesse**

149 Seiten, 57 Bilder, 2 Tabellen. 2005.

ISBN 3-87525-212-8

Band 153: Emil Egerer

**Massivumformen metallischer Kleinstteile
bei erhöhter Prozesstemperatur**

158 Seiten, 87 Bilder, 10 Tabellen. 2005.

ISBN 3-87525-213-6

Band 154: Rüdiger Holzmann

**Strategien zur nachhaltigen Optimierung von Qualität und Zuverlässigkeit
in der Fertigung hochintegrierter Flachbaugruppen**

186 Seiten, 99 Bilder, 19 Tabellen. 2005.

ISBN 3-87525-217-9

Band 155: Marco Nock

Biegeumformen mit Elastomerwerkzeugen

Modellierung, Prozessauslegung und Abgrenzung
des Verfahrens am Beispiel des Rohrbiegens

164 Seiten, 85 Bilder, 13 Tabellen. 2005.

ISBN 3-87525-218-7

Band 156: Frank Niebling

**Qualifizierung einer Prozesskette zum
Laserstrahlintern metallischer Bauteile**

148 Seiten, 89 Bilder, 3 Tabellen. 2005.

ISBN 3-87525-219-5

Band 157: Markus Meiler

**Großserientauglichkeit
trockenschmierstoffbeschichteter
Aluminiumbleche im Presswerk**

Grundlegende Untersuchungen zur Tribologie,
zum Umformverhalten und Bauteilversuche

104 Seiten, 57 Bilder, 21 Tabellen. 2005.

ISBN 3-87525-221-7

Band 158: Agus Sutanto

**Solution Approaches for Planning of Assembly Systems
in Three-Dimensional Virtual Environments**

169 Seiten, 98 Bilder, 3 Tabellen. 2005.
ISBN 3-87525-220-9

Band 159: Matthias Boiger

**Hochleistungssysteme für die Fertigung elektronischer Baugruppen
auf der Basis flexibler Schaltungsträger**

175 Seiten, 111 Bilder, 8 Tabellen. 2005.
ISBN 3-87525-222-5

Band 160: Matthias Pitz

Laserunterstütztes Biegen höchstfester Mehrphasenstähle

120 Seiten, 18 Bilder, 11 Tabellen. 2005.
ISBN 3-87525-223-3

Band 161: Meik Vahl

**Beitrag zur gezielten Beeinflussung des Werkstoffflusses
beim Innenhochdruck-Umformen von Blechen**

165 Seiten, 94 Bilder, 15 Tabellen. 2005.
ISBN 3-87525-224-1

Band 162: Peter K. Kraus

**Plattformstrategien – Realisierung einer varianz- und
kostenoptimierten Wertschöpfung**

181 Seiten, 95 Bilder, 0 Tabellen. 2005.
ISBN 3-87525-226-8

Band 163: Adrienn Cser

Laserstrahlschmelzabtrag – Prozessanalyse und -modellierung

146 Seiten, 79 Bilder, 3 Tabellen. 2005.
ISBN 3-87525-227-6

Band 164: Markus C. Hahn

**Grundlegende Untersuchungen zur Herstellung von
Leichtbauverbundstrukturen mit Aluminiumschaumkern**

143 Seiten, 60 Bilder, 16 Tabellen. 2005.
ISBN 3-87525-228-4

Band 165: Gordana Michos

Mechatronische Ansätze zur Optimierung von Vorschubachsen

146 Seiten, 87 Bilder, 17 Tabellen. 2005.
ISBN 3-87525-230-6

Band 166: Markus Stark

Auslegung und Fertigung hochpräziser Faser-Kollimator-Arrays

158 Seiten, 115 Bilder, 11 Tabellen. 2005.
ISBN 3-87525-231-4

Band 167: Yurong Zhou

**Kollaboratives Engineering Management in der integrierten virtuellen
Entwicklung der Anlagen für die Elektronikproduktion**

156 Seiten, 84 Bilder, 6 Tabellen. 2005.
ISBN 3-87525-232-2

Band 168: Werner Enser

**Neue Formen permanenter und lösbarer elektrischer
Kontaktierungen für mechatronische Baugruppen**

190 Seiten, 112 Bilder, 5 Tabellen. 2005.
ISBN 3-87525-233-0

Band 169: Katrin Melzer

**Integrierte Produktpolitik bei elektrischen und elektronischen
Geräten zur Optimierung des Product-Life-Cycle**

155 Seiten, 91 Bilder, 17 Tabellen. 2005.
ISBN 3-87525-234-9

Band 170: Alexander Putz

**Grundlegende Untersuchungen zur Erfassung der realen Vorspannung von
armierten Kaltfließpresswerkzeugen mittels Ultraschall**

137 Seiten, 71 Bilder, 15 Tabellen. 2006.
ISBN 3-87525-237-3

Band 171: Martin Prechtl

Automatisiertes Schichtverfahren für metallische Folien – System- und Prozesstechnik

154 Seiten, 45 Bilder, 7 Tabellen. 2006.
ISBN 3-87525-238-1

Band 172: Markus Meidert

Beitrag zur deterministischen Lebensdauerabschätzung von Werkzeugen der Kaltmassivumformung

131 Seiten, 78 Bilder, 9 Tabellen. 2006.
ISBN 3-87525-239-X

Band 173: Bernd Müller

Robuste, automatisierte Montagesysteme durch adaptive Prozessführung und montageübergreifende Fehlerprävention am Beispiel flächiger Leichtbauteile

147 Seiten, 77 Bilder, 0 Tabellen. 2006.
ISBN 3-87525-240-3

Band 174: Alexander Hofmann

Hybrides Laserdurchstrahlsschweißen von Kunststoffen

136 Seiten, 72 Bilder, 4 Tabellen. 2006.
ISBN 978-3-87525-243-9
ISBN 3-87525-243-8

Band 175: Peter Wölflick

Innovative Substrate und Prozesse mit feinsten Strukturen für bleifreie Mechatronik-Anwendungen

177 Seiten, 148 Bilder, 24 Tabellen. 2006.
ISBN 978-3-87525-246-0
ISBN 3-87525-246-2

Band 176: Attila Komlódi

Detection and Prevention of Hot Cracks during Laser Welding of Aluminium Alloys Using Advanced Simulation Methods

155 Seiten, 89 Bilder, 14 Tabellen. 2006.
ISBN 978-3-87525-248-4
ISBN 3-87525-248-9

Band 177: Uwe Popp

Grundlegende Untersuchungen zum Laserstrahlstrukturieren von Kaltmassivumformwerkzeugen

140 Seiten, 67 Bilder, 16 Tabellen. 2006.
ISBN 978-3-87525-249-1
ISBN 3-87525-249-7

Band 178: Veit Rückel

Rechnergestützte Ablaufplanung und Bahngenerierung Für kooperierende Industrieroboter

148 Seiten, 75 Bilder, 7 Tabellen. 2006.
ISBN 978-3-87525-250-7
ISBN 3-87525-250-0

Band 179: Manfred Dirscherl

Nicht-thermische Mikrojustiertechnik mittels ultrakurzer Laserpulse

154 Seiten, 69 Bilder, 10 Tabellen. 2007.
ISBN 978-3-87525-251-4
ISBN 3-87525-251-9

Band 180: Yong Zhuo

Entwurf eines rechnergestützten integrierten Systems für Konstruktion und Fertigungsplanung räumlicher spritzgegossener Schaltungsträger (3D-MID)

181 Seiten, 95 Bilder, 5 Tabellen. 2007.
ISBN 978-3-87525-253-8

Band 181: Stefan Lang

Durchgängige Mitarbeiterinformation zur Steigerung von Effizienz und Prozesssicherheit in der Produktion

172 Seiten, 93 Bilder. 2007.
ISBN 978-3-87525-257-6

Band 182: Hans-Joachim Krauß

Laserstrahlinduzierte Pyrolyse präkeramischer Polymere

171 Seiten, 100 Bilder. 2007.
ISBN 978-3-87525-258-3

Band 183: Stefan Junker

**Technologien und Systemlösungen für die flexibel automatisierte Bestückung
permanent erregter Läufer mit oberflächenmontierten Dauermagneten**
173 Seiten, 75 Bilder. 2007.

ISBN 978-3-87525-259-0

Band 184: Rainer Kohlbauer

**Wissensbasierte Methoden für die simulationsgestützte Auslegung
wirkmedienbasierter Blechumformprozesse**
135 Seiten, 50 Bilder. 2007.

ISBN 978-3-87525-260-6

Band 185: Klaus Lamprecht

**Wirkmedienbasierte Umformung tiefgezogener Vorformen unter besonderer
Berücksichtigung maßgeschneiderter Halbzeuge**
137 Seiten, 81 Bilder. 2007.

ISBN 978-3-87525-265-1

Band 186: Bernd Zolleiß

**Optimierte Prozesse und Systeme für die Bestückung
mechatronischer Baugruppen**
180 Seiten, 117 Bilder. 2007.

ISBN 978-3-87525-266-8

Band 187: Michael Kerausch

**Simulationsgestützte Prozessauslegung für das Umformen lokal
wärmebehandelter Aluminiumplatten**

146 Seiten, 76 Bilder, 7 Tabellen. 2007.

ISBN 978-3-87525-267-5

Band 188: Matthias Weber

**Unterstützung der Wandlungsfähigkeit von Produktionsanlagen
durch innovative Softwaresysteme**

183 Seiten, 122 Bilder, 3 Tabellen. 2007.

ISBN 978-3-87525-269-9

Band 189: Thomas Frick

**Untersuchung der prozessbestimmenden Strahl-Stoff-Wechselwirkungen
beim Laserstrahlschweißen von Kunststoffen**

104 Seiten, 62 Bilder, 8 Tabellen. 2007.

ISBN 978-3-87525-268-2

Band 190: Joachim Hecht

**Werkstoffcharakterisierung und Prozessauslegung für die wirkmedienbasierte
Doppelblech-Umformung von Magnesiumlegierungen**

107 Seiten, 91 Bilder, 2 Tabellen. 2007.

ISBN 978-3-87525-270-5

Band 191: Ralf Völkl

**Stochastische Simulation zur Werkzeuglebensdaueroptimierung und
Präzisionsfertigung in der Kaltmassivumformung**

178 Seiten, 75 Bilder, 12 Tabellen. 2008.

ISBN 978-3-87525-272-9

Band 192: Massimo Tolazzi

Innenhochdruck-Umformen verstärkter Blech-Rahmenstrukturen

164 Seiten, 85 Bilder, 7 Tabellen. 2008.

ISBN 978-3-87525-273-6

Band 193: Cornelia Hoff

**Untersuchung der Prozesseinflussgrößen beim
Presshärten des höchstfesten Vergütungsstahls 22MnB5**

133 Seiten, 92 Bilder, 5 Tabellen. 2008.

ISBN 978-3-87525-275-0

Band 194: Christian Alvarez

**Simulationsgestützte Methoden zur effizienten Gestaltung von
Lötprozessen in der Elektronikproduktion**

149 Seiten, 86 Bilder, 8 Tabellen. 2008.

ISBN 978-3-87525-277-4

Band 195: Andreas Kunze

**Automatisierte Montage von makromechatronischen
Modulen zur flexiblen Integration in hybride Pkw-Bordnetze**

160 Seiten, 90 Bilder, 14 Tabellen. 2008.

ISBN 978-3-87525-278-1

Band 196: Wolfgang Hußnätter
Grundlegende Untersuchungen zur experimentellen Ermittlung und zur Modellierung von Fließortkurven bei erhöhten Temperaturen
152 Seiten, 73 Bilder, 21 Tabellen 2008.
ISBN 978-3-87525-279-8

Band 197: Thomas Bigl
Entwicklung, angepasste Herstellungsverfahren und erweiterte Qualitätssicherung von einsatzgerechten elektronischen Baugruppen
175 Seiten, 107 Bilder, 14 Tabellen 2008.
ISBN 978-3-87525-280-4

Band 198: Stephan Roth
Grundlegende Untersuchungen zum Excimerlaserstrahl-Abtragen unter Flüssigkeitsfilmen
113 Seiten, 47 Bilder, 14 Tabellen 2008.
ISBN 978-3-87525-281-1

Band 199: Artur Giera
Prozesstechnische Untersuchungen zum Rührreischweißen metallischer Werkstoffe
179 Seiten, 104 Bilder, 36 Tabellen 2008.
ISBN 978-3-87525-282-8

Band 200: Jürgen Lechler
Beschreibung und Modellierung des Werkstoffverhaltens von presshärtbaren Bor-Manganstählen
154 Seiten, 75 Bilder, 12 Tabellen 2009.
ISBN 978-3-87525-286-6

Band 201: Andreas Blankl
Untersuchungen zur Erhöhung der Prozessrobustheit bei der Innenhochdruck-Umformung von flächigen Halbzeugen mit vor- bzw. nachgeschalteten Laserstrahlfügeoperationen
120 Seiten, 68 Bilder, 9 Tabellen 2009.
ISBN 978-3-87525-287-3

Band 202: Andreas Schaller
Modellierung eines nachfrageorientierten Produktionskonzeptes für mobile Telekommunikationsgeräte
120 Seiten, 79 Bilder, 0 Tabellen 2009.
ISBN 978-3-87525-289-7

Band 203: Claudius Schimpf
Optimierung von Zuverlässigkeitsuntersuchungen, Prüfabläufen und Nacharbeitsprozessen in der Elektronikproduktion
162 Seiten, 90 Bilder, 14 Tabellen 2009.
ISBN 978-3-87525-290-3

Band 204: Simon Dietrich
Sensoriken zur Schwerpunktslagebestimmung der optischen Prozessemissionen beim Laserstrahliefschweißen
138 Seiten, 70 Bilder, 5 Tabellen 2009.
ISBN 978-3-87525-292-7

Band 205: Wolfgang Wolf
Entwicklung eines agentenbasierten Steuerungssystems zur Materialflussorganisation im wandelbaren Produktionsumfeld
167 Seiten, 98 Bilder, 2009.
ISBN 978-3-87525-293-4

Band 206: Steffen Polster
Laserdurchstrahlschweißen transparenter Polymerbauteile
160 Seiten, 92 Bilder, 13 Tabellen 2009.
ISBN 978-3-87525-294-1

Band 207: Stephan Manuel Dörfler

Rührreibschweißen von walzplattiertem Halbzeug und Aluminiumblech zur Herstellung flächiger Aluminiumschaum-Sandwich-Verbundstrukturen
190 Seiten, 98 Bilder, 5 Tabellen 2009.
ISBN 978-3-87525-295-8

Band 208: Uwe Vogt

Seriennahe Auslegung von Aluminium Tailored Heat Treated Blanks
151 Seiten, 68 Bilder, 26 Tabellen 2009.
ISBN 978-3-87525-296-5

Band 209: Till Laumann

Qualitative und quantitative Bewertung der Crashtauglichkeit von höchstfesten Stählen
117 Seiten, 69 Bilder, 7 Tabellen 2009.
ISBN 978-3-87525-299-6

Band 210: Alexander Diehl

Größeneffekte bei Biegeprozessen- Entwicklung einer Methodik zur Identifikation und Quantifizierung
180 Seiten, 92 Bilder, 12 Tabellen 2010.
ISBN 978-3-87525-302-3

Band 211: Detlev Staud

Effiziente Prozesskettenauslegung für das Umformen lokal wärmebehandelter und geschweißter Aluminiumbleche
164 Seiten, 72 Bilder, 12 Tabellen 2010.
ISBN 978-3-87525-303-0

Band 212: Jens Ackermann

Prozesssicherung beim Laserdurchstrahlenschweißen thermoplastischer Kunststoffe
129 Seiten, 74 Bilder, 13 Tabellen 2010.
ISBN 978-3-87525-305-4

Band 213: Stephan Weidel

Grundlegende Untersuchungen zum Kontaktzustand zwischen Werkstück und Werkzeug bei umformtechnischen Prozessen unter tribologischen Gesichtspunkten
144 Seiten, 67 Bilder, 11 Tabellen 2010.
ISBN 978-3-87525-307-8

Band 214: Stefan Geißdörfer

Entwicklung eines mesoskopischen Modells zur Abbildung von Größeneffekten in der Kaltmassivumformung mit Methoden der FE-Simulation
133 Seiten, 83 Bilder, 11 Tabellen 2010.
ISBN 978-3-87525-308-5

Band 215: Christian Matzner

Konzeption produktspezifischer Lösungen zur Robustheitssteigerung elektronischer Systeme gegen die Einwirkung von Betauung im Automobil
165 Seiten, 93 Bilder, 14 Tabellen 2010.
ISBN 978-3-87525-309-2

Band 216: Florian Schüßler

Verbindungs- und Systemtechnik für thermisch hochbeanspruchte und miniaturisierte elektronische Baugruppen
184 Seiten, 93 Bilder, 18 Tabellen 2010.
ISBN 978-3-87525-310-8

Band 217: Massimo Cojutti

Strategien zur Erweiterung der Prozessgrenzen bei der Innhochdruck-Umformung von Rohren und Blechpaaren
125 Seiten, 56 Bilder, 9 Tabellen 2010.
ISBN 978-3-87525-312-2

Band 218: Raoul Plettke

Mehrkriterielle Optimierung komplexer Aktorsysteme für das Laserstrahljustieren
152 Seiten, 25 Bilder, 3 Tabellen 2010.
ISBN 978-3-87525-315-3

Band 219: Andreas Dobroschke

Flexible Automatisierungslösungen für die Fertigung wickeltechnischer Produkte

184 Seiten, 109 Bilder, 18 Tabellen 2011.
ISBN 978-3-87525-317-7

Band 220: Azhar Zam

Optical Tissue Differentiation for Sensor-Controlled Tissue-Specific Laser Surgery

99 Seiten, 45 Bilder, 8 Tabellen 2011.
ISBN 978-3-87525-318-4

Band 221: Michael Rösch

Potenziale und Strategien zur Optimierung des Schablonendruckprozesses in der Elektronikproduktion

192 Seiten, 127 Bilder, 19 Tabellen 2011.
ISBN 978-3-87525-319-1

Band 222: Thomas Rechtenwald

Quasi-isothermes Laserstrahlsintern von Hochtemperatur-Thermoplasten - Eine Betrachtung werkstoff- prozessspezifischer Aspekte am Beispiel PEEK

150 Seiten, 62 Bilder, 8 Tabellen 2011.
ISBN 978-3-87525-320-7

Band 223: Daniel Craiovan

Prozesse und Systemlösungen für die SMT-Montage optischer Bauelemente auf Substrate mit integrierten Lichtwellenleitern

165 Seiten, 85 Bilder, 8 Tabellen 2011.
ISBN 978-3-87525-324-5

Band 224: Kay Wagner

Beanspruchungsangepasste Kaltmassivumformwerkzeuge durch lokal optimierte Werkzeugoberflächen

147 Seiten, 103 Bilder, 17 Tabellen 2011.
ISBN 978-3-87525-325-2

Band 225: Martin Brandhuber

Verbesserung der Prognosegüte des Versagens von Punktschweißverbindungen bei höchstfesten Stahlgüten

155 Seiten, 91 Bilder, 19 Tabellen 2011.
ISBN 978-3-87525-327-6

Band 226: Peter Sebastian Feuser

Ein Ansatz zur Herstellung von pressgehärteten Karosseriekomponenten mit maßgeschneiderten mechanischen Eigenschaften: Temperierte Umformwerkzeuge. Prozessfenster, Prozesssimulation und funktionale Untersuchung

195 Seiten, 97 Bilder, 60 Tabellen 2012.
ISBN 978-3-87525-328-3

Band 227: Murat Arbak

Material Adapted Design of Cold Forging Tools Exemplified by Powder Metallurgical Tool Steels and Ceramics

109 Seiten, 56 Bilder, 8 Tabellen 2012.
ISBN 978-3-87525-330-6

Band 228: Indra Pitz

Beschleunigte Simulation des Laserstrahlumformens von Aluminiumblechen

137 Seiten, 45 Bilder, 27 Tabellen 2012.
ISBN 978-3-87525-333-7

Band 229: Alexander Grimm

Prozessanalyse und -überwachung des Laserstrahlhartlötens mittels optischer Sensorik

125 Seiten, 61 Bilder, 5 Tabellen 2012.
ISBN 978-3-87525-334-4

Band 230: Markus Kaupper

Biegen von höhenfesten Stahlblechwerkstoffen - Umformverhalten und Grenzen der Biegebarkeit

160 Seiten, 57 Bilder, 10 Tabellen 2012.
ISBN 978-3-87525-339-9

Band 231: Thomas Kroiß

Modellbasierte Prozessauslegung für die Kaltmassivumformung unter Berücksichtigung der Werkzeug- und Pressenauffederung

169 Seiten, 50 Bilder, 19 Tabellen 2012.

ISBN 978-3-87525-341-2

Band 232: Christian Goth

Analyse und Optimierung der Entwicklung und Zuverlässigkeit räumlicher Schaltungsträger (3D-MID)

176 Seiten, 102 Bilder, 22 Tabellen 2012.

ISBN 978-3-87525-340-5

Band 233: Christian Ziegler

Ganzheitliche Automatisierung mechatronischer Systeme in der Medizin am Beispiel Strahlentherapie

170 Seiten, 71 Bilder, 19 Tabellen 2012.

ISBN 978-3-87525-342-9