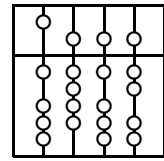


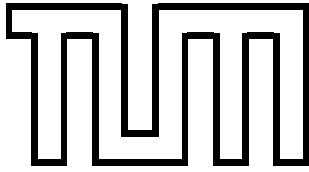
Technische Universität München
Institut für Informatik



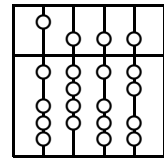
Korrelations- und Prädiktionsverfahren zur Lageverfolgung in der perkutanen Radioonkologie

Dissertation

Stefan Riesner



Technische Universität München
Institut für Informatik



Korrelations- und Prädiktionsverfahren zur Lageverfolgung in der perkutanen Radioonkologie

Stefan Riesner

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Informatik der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktors der Naturwissenschaften (Dr. rer. nat.)

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. Dr. h.c. Wilfried Brauer

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.-Prof. Dr. Achim Schweikard, Universität zu Lübeck
2. Univ.-Prof. Dr. Bernd Radig

Die Dissertation wurde am 27.11.2003 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Informatik am 01.03.2004 angenommen.

Zusammenfassung

Strukturen des oberen Abdomens bewegen sich zwangsläufig aufgrund der essentiell notwendigen Atemtätigkeit des Menschen. Da diese Bewegungen bereits bei ruhiger Atmung Amplituden von mehreren Zentimetern besitzen, stellt dies ein enormes Problem bei der auf Millimetergenauigkeit angewiesenen und ausgelegten Bestrahlung abdominaler Tumoren dar.

Aus diesem Grund werden seit einigen Jahren unterschiedliche problembezogene Techniken und Methoden entwickelt und / oder bereits intraoperativ eingesetzt. Bis heute kann jedoch keines der bisher vorgestellten Verfahren als echte Problemlösung betrachtet werden. Weitestgehend unabhängig vom letztendlich verwendeten Ansatz verbleiben eine Reihe grundsätzlicher Problemstellungen.

So erzwingt die nicht explizit modellierbare Bewegung des Tumors eine stetige online Ermittlung dessen aktueller Raum- (genauer: Bezugssystem-) Position. In der Praxis stellt sich dies jedoch als insofern schwierig dar, als bis heute keine per se schnellen, hochgenauen und zugleich patientenschonenden körperdurchleuchtenden Verfahren zur Verfügung stehen. Wesentlich leichter und damit hochfrequenter und genauer erfaßbar sind jedoch die zeitgleich zum Tumor stattfindenden Bewegungen der Körperoberfläche. Aus diesem Grund wird heute favorisiert, die körperinterne Tumorposition aus den Bewegungen der Oberfläche rückzuschließen. Ein wesentliches Ergebnis der vorliegenden Arbeit besteht in der erstmaligen Vorstellung eines entsprechenden auf grundlegende systemtheoretische Erkenntnisse fundierten mathematischen Korrelationsverfahrens.

Soll auf eine Bewegung des Tumors aktiv reagiert werden, sei es in Form einer Neupositionierung der Strahlenquelle, einer Beeinflussung des Strahlenganges, oder auch nur eines stetigen ein- und ausschalten des Generators, so sind die unvermeidlichen Reaktionszeiten des/der Geräte zu berücksichtigen. Dies gilt insbesondere vor dem Hintergrund, dass sich der Tumor in dieser Zeit stetig weiterbewegt. Zur Erzielung einer möglichst hochqualitativen Bewegungskompensation ist daher eine möglichst präzise (Kurzzeit-)Prädiktion der zukünftigen Tumorposition unerlässlich. In einem weiteren Hauptteil der Arbeit wird aus diesem Grund ein ebenfalls systemtheoretisch fundierter Fuzzy-Control basierter Ansatz vorgeschlagen und dessen Leistungsfähigkeit an einer typischen Beispielsequenz in Konkurrenz mit alternativen Verfahren überprüft.

Insgesamt stellt die systemtheoretische Fundierung der entwickelten Verfahren ein wesentliches Kernziel der Arbeit dar. Eine detaillierte systemtheoretische Betrachtung des respiratorischen Systems und deren atmungsforcierten Wirkungen auf das obere Abdomen nimmt im Rahmen dieser Arbeit daher einen zentralen Platz ein.

Darüberhinaus wird auch eine im Rahmen der Arbeit entwickelte Testumgebung vorgestellt, mit welcher sich die entwickelten Algorithmen und Verfahren somit nicht nur in Theorie oder Simulation, sondern auch praxisnah mittels roboterbasierter Bewegungskompensation erproben lassen.

Eine zusammenfassende Ergebnisbetrachtung, welche zugleich Ausblick und Motivation für zukünftige Folgearbeiten sein soll und sein will, rundet schlußendlich die Arbeit ab.

Danksagung

Die vorliegende Dissertation entstand während meiner mehrjährigen Tätigkeit am Lehrstuhl für Echtzeitsysteme und Robotik des Instituts für Informatik der Technischen Universität München.

Herrn Prof. Dr. Achim Schweikard danke ich für die spannende Aufgabenstellung, die wohlwollende Betreuung und die zuletzt erstaunliche Geduld, welche er bis zur entgeltigen Vollendung der Arbeit bewies. Zur Zeit des Arbeitsbeginns leitete Herr Prof. Schweikard den Lehrstuhl kommissarisch, und obwohl es ihn nun nach Lübeck verschlagen hat besteht der Kontakt unverändert weiter. Für sein neues Arbeitsumfeld wünsche ich ihm auf diesem Wege viel Erfolg und Freude.

Besonders bedanken möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Alois Knoll, der mir auch nach seiner hauptamtlichen Übernahme des Lehrstuhles weiterhin genügend Freiraum ließ die Arbeit zu vollenden und mir jederzeit mit Rat und Tat zur Seite stand.

Herr Prof. Dr. Bernd Radig, Leiter des Lehrstuhls für Bildverstehen und wissensbasierte Systeme des Instituts für Informatik der Technischen Universität München, verdient Dank für die bereitwillige Übernahme des Zweitgutachtens der Arbeit.

Vieles habe ich meinem Freund und Kollegen Herrn Dimitrios Golias zu verdanken. Ohne ihn wären die im Rahmen und Umfeld der Arbeit entwickelten Erkenntnisse zur ultraschallbasierten Navigation mit Sicherheit nicht in dieser Form zu Stande gekommen, und unzählige Augenblicke sehr viel trister gewesen.

Herr Dr. Gerhard Schrott danke ich dafür, dass er stets für alles Zeit und Verständnis aufbrachte.

Ein weiterer Dank gilt den Studenten, welche im Rahmen von Systementwicklungsprojekten und Diplomarbeiten direkt oder indirekt am Gelingen der Arbeit Teil hatten, oder auch durch die Mitarbeit bei sonstigen Lehrstuhlaufgaben entlastend behilflich waren. Namentlich erwähnt seien hierbei Herr Jakob Thomsen, Herr Alexander Zeilner, Herr Claudio Clemens sowie Herr Werner Held.

Für die geduldige und akribische Durchsicht der Arbeit bedanke ich mich herzlichst bei meinem Bruder Alexander, meinem Vater Alfred und meinem Schwiegervater Helmut.

Last but not least danke ich meiner Frau Angela für Ihr Verständnis in so manchen nervenaufreibenden Momenten. Besonderes Lob verdient sie für die zweifellos einzigartig tolle Arbeit, welche sie bei der Erziehung unseres nun 1 3/4 Jahre alten Sohnes Cedric leistet.

Danke !

München, den 27.11.2003

Stefan Riesner

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Thematisches Umfeld	1
1.2	Grundlegende Problembeschreibung	5
1.3	Relevante Arbeiten	7
1.3.1	Hüllkörperbasierte Bestrahlungsplanung	7
1.3.2	Gating	8
1.3.3	Aktiver Bewegungsausgleich	9
1.4	Zielsetzungen	16
1.5	Zusammenfassender Überblick	18
2	Atmungsmechanik	19
2.1	Physiologische Grundlagen	20
2.1.1	Atmungsmuskulatur	20
2.1.2	Atmungsfrequenz	21
2.1.3	Lungenvolumina	21
2.2	Modellierung	22
2.2.1	Abdomen	22
2.2.2	Lungen-/Thoraxraum	23
2.2.3	Gesamtmodell	27
2.3	Diskussion	28
2.3.1	Allgemeines	28
2.3.2	Ergebnisse	29

3	Systemstruktur und Testumgebung	31
3.1	Bestrahlungsvorrichtung	31
3.2	Bewegungsregistration	32
3.2.1	Körperintern	33
3.2.2	Körperextern	35
3.3	Phantomkorpus	37
3.4	Systemstruktur	38
3.5	Software	41
4	Bewegungskorrelation	43
4.1	Grundsätze	44
4.2	Modellierung	46
4.3	Diskussion	47
4.3.1	Spektral - Analog	47
4.3.2	Zeit - Diskret	48
4.3.3	Mehrdimensional	50
4.4	Parameteridentifikation	53
4.5	Bewertung und Ausblick	56
5	Bewegungsprädiktion	57
5.1	Grundlagen	57
5.1.1	Definitionen	57
5.1.2	Randbedingungen	58
5.1.3	Bewertungskriterien	59
5.2	Diskussion Relevanter Ansätze	62
5.2.1	Kalman-Filterung	62
5.2.2	Spline-Regression	63
5.2.3	Least-Mean-Square (LMS)	64
5.3	Fuzzy-Prädiktion	67
5.3.1	Grundlegende Überlegungen	68
5.3.2	Linguistische Variablen	71
5.3.3	Standardansatz	71
5.3.4	Modellbasierter Ansatz	75
5.4	Diskussion und Ausblick	81

6 Zusammenfassung	85
A Mathematische Abhandlungen	87
A.1 Modellierung des Abdomens	87
A.2 Modellierung des Lungen-/Thoraxraum	88
A.3 Gesamtmodell	90
B Roboter-Steuerungstechnik	93
B.1 Mechanische Komponenten	93
B.1.1 Motoren und Getriebe	93
B.1.2 Winkel- und Geschwindigkeitsmessung	94
B.2 Steuerungstechnologie	96
B.2.1 Bewegungsgenerierung	97
B.2.2 Dynamische Realzeit-Kontrolle	98
B.3 Kinematik	101
B.3.1 Position	101
B.3.2 Geschwindigkeit	103
B.3.3 Beschleunigung	104
C Ultraschallbasierte Lokalisation	105
D Fuzzy-Control	111
D.1 Grundlegende Methoden	111
D.2 Adaptive Optimierung	113
D.2.1 Allgemeines	113
D.2.2 Gradientenabstieg	114
D.2.3 Extended-Kalman	115
D.3 Die Yafus-Bibliothek	115
Literaturverzeichnis	117

Abbildungsverzeichnis

1.1	Prinzip der perkutanen Radioonkologie	1
1.2	Module der Radioonkologie	2
1.3	Mehrstrahlenbestrahlung	4
1.4	Hüllkörperbasierte Bestrahlungsplanung	7
1.5	Gatingbasierte Bestrahlung	8
1.6	Patienten-Positionierungs-System, PPS	10
1.7	Cyberknife	11
1.8	Bewegungsausgleich versus Gating	12
1.9	Atmungsregistrierung mittels Infrarotmarken	13
1.10	Cyberknife	15
1.11	Bewegungsausgleich mit Multi-Leaf-Kollimatoren	15
2.1	Physiologische Wirkungszusammenhänge	19
2.2	Atmungs-Muskulararbeit	20
2.3	Lungenvolumina und -kapazitäten	22
2.4	LT zu AS Bewegungsübertragung - Modell	23
2.5	Rahn-Diagramm	25
2.6	Blockdiagramm der Muskeldruck-Abdomen Bewegungsübertragung	28
2.7	Modellierte Muskeldruckkurve	29
2.8	Modellkurvenbewertung	30
3.1	Kuka KR6	32
3.2	Tiefpassfilterung der KRC2-Steuerung	32
3.3	Telemedizinisches Ultraschall-Robotersystem	33
3.4	Siemens Sonoline SL1	34
3.5	Atmungskraftmessung	36

3.6	Phantomkorpus	37
3.7	Geräteaufbau der Testumgebung	38
3.8	Standard Bestrahlungsmodul-Systemstruktur	39
3.9	Systemstruktur bei Korrelation und Prädiktion	40
3.10	Systemstruktur der Testumgebung	40
3.11	Screenshot des Software Front-End	42
4.1	Korrelationsproblematik	43
4.2	Lineare Interpolation	45
4.3	Korrelationsmodell	46
4.4	Korrelation bei PDT_1 Datenbeziehung (eindimensional)	49
4.5	Korrelation bei PDT_1 Datenbeziehung (mehrdimensional)	52
5.1	Grundlegende Test-Messkurve	59
5.2	Messkurve versus Nachlaufkurve	60
5.3	Spline-Regression	63
5.4	Blockschaltbild des LMS-Prädiktorfilters	64
5.5	Beispiel RMS-Fehleroberfläche des NLMS-Algorithmus	66
5.6	NLMS Prädizierte Beispielkurve bei optimaler Parameterwahl	67
5.7	NLMS Prädizierte Beispielkurve mit aktiver Abschaltung	67
5.8	Histogramm atmungsforcierter Bewegungen	68
5.9	Trianguläre Fuzzy-Membership Funktionen	71
5.10	Fuzzy-Ausgangswert: Beschleunigung	73
5.11	Fuzzy-Eingangswerte: Error/DError	73
5.12	Regelbasis des Fuzzy Standardansatzes	74
5.13	Fuzzy-Standard prädizierte Signalkurve	75
5.14	Fuzzy-Eingangswert: Geschwindigkeit	76
5.15	Fuzzifizierung des Atmungstrends	77
5.16	Histogramm als Aufenthaltswahrscheinlichkeit	78
5.17	Fuzzy Regelbasis - Farbcode	79
5.18	Atmungsmodellbasiert Fuzzy prädizierte Signalkurve	80
5.19	RMS Vergleich Fuzzy-Prädiktion und Nachlaufkurve	81
5.20	t_{cycle} getaktete Prädiktionskurve	82
5.21	Entwicklung bei gradientenbasiertem Training der Fuzzy-Sets	82

5.22 Fuzzy Regelbasis	83
A.1 PT_1 -Sprungantwort	88
A.2 Sinus-Quadrat Antwort des Lungenvolumens	90
A.3 Atmungsmodell Signalantworten	90
B.1 Bewegungsbefehl-Datenfluss	97
B.2 Trajektoriengenerierte Roboterbahnen	98
B.3 Roboter-Kaskadenregelung	99
B.4 Roboter-Kinematik	101
C.1 Lineare 2D Ultraschall-Transducer-Arrays	105
C.2 Techniken zur 3D Ultraschall-Bildgenerierung	106
C.3 Frequenzabhängigkeit der Auflösung bei 3D Ultraschall	108
D.1 Fuzzy-Control Regelkreis	112

Kapitel 1

Einleitung

Die Atmung stellt einen der grundlegendsten Prozesse im menschlichen Organismus dar. Da sie für das Überleben essentiell ist, wird sie in hohem Maße autonom reguliert und damit unterbewusst, entsprechend der aktuellen Anforderungen, durchgeführt. Doch auch eine aktive Beeinflussung ist in der Regel möglich.

Da die Bewegungen der Atmungsmuskulatur, in Verbindung mit den wechselnden Füllgraden des Lungen-Thorax-Raumes, raumverdrängende Wirkungen auf den Bauchraum haben, unterliegen die Strukturen des oberen Abdomens entsprechend forcierten, stetigen Bewegungen.

Bei der radioonkologischen Behandlung entsprechend lokalisierter Tumoren stellt sich folglich die Frage, welche Auswirkungen diese Bewegungen auf das Bestrahlungsergebnis haben, und mit welchen Technologien und Verfahren hierbei ggf. Verbesserungen erzielt werden können. Letzterem widmet sich die vorliegende Arbeit.

1.1 Thematisches Umfeld

Die Bestrahlung eines Tumors kann innerhalb des Körpers (Brachytherapie) oder auch von außen durch die Haut (perkutane Radioonkologie) erfolgen. Während bei der ersten Methode strahlendes Material in einer speziellen Hülse verpackt in den Körper - ggf. auch direkt in das Tumorgewebe - eingebracht wird, wird bei der perkutanen Vorgehensweise ein externer Behandlungsstrahl auf den Tumor ausgerichtet (vgl. Abb. 1.1).

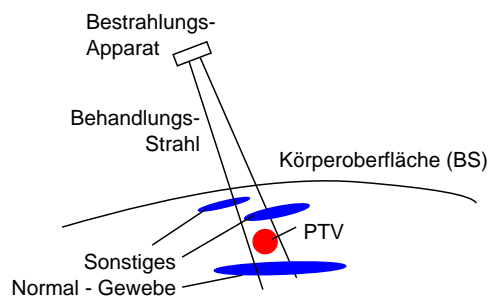


Abb. 1.1: Prinzip der perkutanen Radioonkologie

Entgegen den universelleren Möglichkeiten der perkutanen Methode, ist die Brachytherapie nur für eine eingeschränkte Menge von Tumorarten (hier jedoch ausgesprochen gut) einsetzbar. Die Ausführungen dieser Arbeit beschränken sich auf die perkutane Methode.

Der wesentlichste Nachteil des perkutanen Bestrahlungsansatzes besteht darin, dass nicht nur das Tumorgewebe und dessen Umfeld (PTV), sondern vor allem auch das Gewebe im jeweiligen Strahlengang den Einwirkungen der Strahlung nicht vernachlässigbar ausgesetzt ist (vgl. Abb. 1.1). Eine Einbeziehung dieser Gewebeschichten in die Bestrahlungsplanung ist daher unerlässlich.

Die perkutane Radioonkologie stellt eine sehr komplexe Technologie dar, in welcher viele Verfahren in vielen unterschiedlichen Behandlungsstadien zur Anwendung kommen. Der eigentliche Bestrahlungsvorgang stellt dabei lediglich einen - wenngleich entscheidenden - Teilabschnitt (Modul) der Behandlung dar. Schnittstelle für diesen Prozess ist der Bestrahlungsauftrag bzw. das Berechnungsergebnis der vorangegangenen Schritte (vgl. Abb. 1.2).

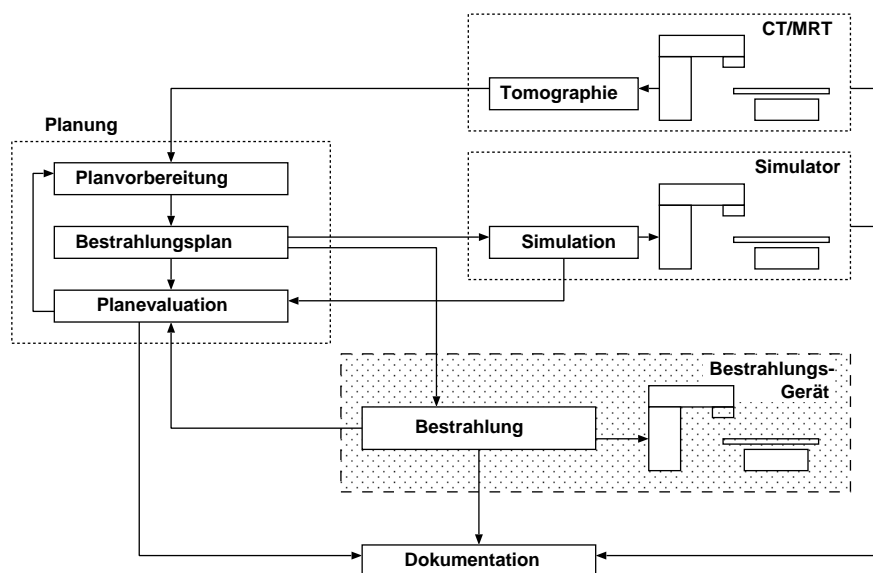


Abb. 1.2: Module der Radioonkologie

Bestrahlungsplanung

Um bei Maximierung des Bestrahlungserfolges ein Mindestmaß an Normalgewebe-Schädigung zu erreichen, ist bei der Applizierung der Strahlendosis (angegeben in der SI Einheit Gray [Gy]¹) auf das Zielvolumen u.a. ein Höchstmaß an räumlicher Präzision anzustreben.

Die entsprechende präoperative Berechnungsphase - in welcher bestimmt wird welche Dosis wann, wie und an welcher Stelle auf den Patientenkörper einwirken soll und darf - wird als Bestrahlungsplanung [8] bezeichnet. Ein wesentliches Ergebnis dieser Phase ist ein den eigentli-

¹Gy = J / Kg. Damit wird angegeben wieviel Energie an die bestrahlte Materie abgegeben wird. Entgegen der technischen Standardverwendung wird im Rahmen der Strahlentherapie als Referenzmaterie nicht Luft sondern Wasser herangezogen, da der menschliche Organismus zu einem Großteil aus Wasser besteht.

chen Tumor (Clinical Target Volume, CTV²) umhüllender Bereich, welcher als PTV (Planning Target Volume) bezeichnet wird. Auf diesen werden die Strahlenapplikationen geplant.

Auch wenn die Bestrahlungsplanung für den Patienten zumeist völlig transparent erfolgt, nimmt sie im Rahmen einer radioonkologischen Behandlung die meiste Zeit in Anspruch, nicht zuletzt deshalb, da hier interdisziplinäres Fachwissen miteinander abgeglichen und *in Einklang* gebracht werden muss.

Die steigende Qualität der Bestrahlungsplanung eröffnet vermehrt Möglichkeiten auch die Form und Histologie des Tumors bei der Bestrahlung zu berücksichtigen (tumorkonforme Bestrahlungsplanung): Während bei der klassischen Vorwärtsplanung der behandelnde Radioonkologe aufgrund seiner Erfahrungen Richtung und Intensität des Behandlungsstrahles plant (was bis zur eigentlichen Behandlung i.d.R. mehrmals modifiziert werden muss, und dadurch sehr zeit- und kostenintensiv ist), ermöglicht es die sog. inverse Bestrahlungsplanung [6, 14, 46] dem Arzt hingegen (tumorkonform) direkt die Dosisverteilung im PTV auszuwählen. Mit entsprechenden Verfahren - welche Forschungsgebiet sind - kann so eine bestimmte Form und / oder Dosisverteilung (Intensitätsmodulierte Therapie, IMT [13, 86, 80]) des / im Behandlungsstrahl berechnet werden. Voraussetzung hierfür ist jedoch die Verfügbarkeit entsprechender technischer Umsetzungsgeräte (vgl. auch Kap. 1.3.3).

Elektronen-Linearbeschleuniger

Medizinisch nutzbare Strahlung existiert in unterschiedlichen Formen, ausgestrahlt von unterschiedlichen Quellen. Welche Arten sich dabei mit welchen technischen Vorrichtungen für die perkutane Anwendung nutzen lassen wurde in der Vergangenheit ausgiebig untersucht.

Das Standardgerät für die Bestrahlung sowohl in der Medizin als auch z.B. der Lebensmitteltechnik, ist heutzutage überwiegend der sog. Elektronen-Linearbeschleuniger (engl. *Electron-Linear-Accelerator*, ELINAC). Diese Technik verdrängt damit mehr und mehr die seit vielen Jahrzehnten [1] in den Krankenhäusern eingesetzten Kobalt-60 Geräte, da deren entscheidende Nachteile (Nutzung einer dauerstrahlenden Substanz, Abhängigkeit der Dosenmenge vom Alter der Quelle) hier nicht mehr bestehen.

Andere Alternativtechniken (z.B. Hadronenstrahlung) haben aufgrund zum Teil erheblicher technischer Voraussetzungen bisher nur wenige Implementierungen erfahren. Technische Weiterentwicklungen des ELINAC-Ansatzes sind daher (aufgrund der flächendeckenden Verbreitung) für eine Vielzahl potentieller Anwender interessant.

Eine effektive patientenindividuelle ELINAC-Bestrahlung lässt sich nur durch eine möglichst universelle und / oder flexibel einstellbare Montage des Beschleunigers und / oder Fixierung des Patienten innerhalb des Behandlungsraumes erreichen.

Heutiger Standard ist die Verwendung eines sog. Gantry (Bogen, vgl. Abb. 1.3a), mit welchem es möglich wird den entsprechend montierten Strahler³ kreisförmig um eine Liege zu drehen auf welcher der Patient ortsfest fixiert wird. Durch geeignete Positionierung der Patientenliege wird schließlich sichergestellt, dass sich das PTV während der Bestrahlung im Gantry-Fokus (oder zumindest innerhalb des Strahlenganges) befindet.

²Zellbereich, welcher bei entsprechenden Untersuchungen als Tumor nachgewiesen wurde (Gross Tumor Volume, GTV), zzgl. weitere, vermutete, Tumordinfiltrationen.

³Gantrys für Hadronenbeschleuniger befinden sich in der Entwicklung [53].

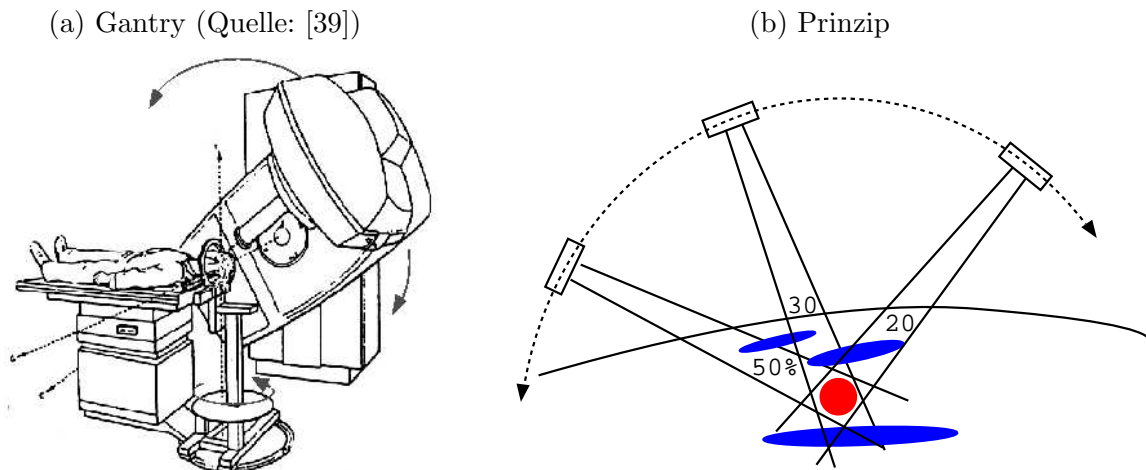


Abb. 1.3: Mehrstrahlenbestrahlung

Da jede Änderung des Gantry-Drehwinkels einer Änderung des Strahlenganges entspricht, werden der Bestrahlungsplanung somit flexible Strahl-Wahlmöglichkeiten eröffnet. Dank elektronischer Steuerbarkeit wird es damit insbesondere möglich den Tumor innerhalb einer Sitzung (intraoperativ) aus mehreren Richtungen (Strahlengängen) sequentiell zu bestrahlen (vgl. Abb. 1.3). Auf diese Weise können in den Einzelstrahlen verringerte Dosen verwendet werden (um damit weniger Schädigung des Normalgewebes zu riskieren). Dem Tumor wird somit dennoch in Summe die geforderte Menge appliziert. Für den Patienten wird die Bestrahlung damit insgesamt verträglicher.

Historisch zu beachten ist, dass die Mehrstrahlen-Idee bereits in den 70er Jahren mit dem Leksell Gamma-Knife (Elektra Instruments, Inc., Atlanta, GA) [36, 37] ausgesprochen erfolgreich [21, 38, 74] in die Kliniken eingeführt wurde. Ausgesendet von einem einzelnen, ortsfest fixierten, Gerät werden hierbei viele einzelne Kobalt-60 Strahlen, mit einer Genauigkeit von 0.25 mm [85], **gleichzeitig** im Zielvolumen überlagert.

Wegen des gesteigerten Aufwands wird die Mehrstrahlenbehandlung heute vor allem dazu genutzt, die Zahl der Fraktionierungen deutlich zu verringern. Einmaldosis-Therapien sind bei Patienten gefragt, bei welchen eine Fraktionierung denkbar ungeeignet ist. So reagieren nicht alle Gewebesorten gleich gut auf fraktionierte Bestrahlungen [34].

Simulationssitzung

Vor der ersten Sitzung wird der Patient in einer sog. Simulationssitzung [17] unter ein spezielles Durchleuchtungsgerät (zumeist auf der Basis von - klassischer - Röntgentechnik) gelegt. In dieser Prozedur werden die eingesetzten Geräte, und die erforderliche relative Lage des Patienten zu diesen, mit den Anforderungen der Bestrahlungsplanung abgeglichen. Grobe Planungsfehler können somit bereits vor der ersten Bestrahlung erkannt, und die Pläne ggf. entsprechend revidiert werden.

Zur optischen Visualisierung des Strahlenganges werden hier, aber auch in den eigentlichen Bestrahlungssitzungen, i.d.R. Laserpointer eingesetzt, welche den Eintritt des Strahlenganges

in den Patientenkörper auf dessen Körperoberfläche (engl. **Body-Surface, BS**) projizieren. Damit dieser durchaus aufwendige Kalibrierungsvorgang nicht für jede einzelne Sitzung wiederholt werden muss, werden in dieser Phase die Laserpointer-Projektionen i.d.R. auf der Körperoberfläche des Patienten, oder auch auf vorab speziell angefertigten Lagerungshilfen (z.B. Kopfmasken), markiert. Zur Wiederausrichtung von Patient und Gerätschaft ist es in den Nachfolgesitzungen somit ausreichend, die entsprechenden (und insb. optisch sichtbaren) Überlagerungen (Laserpointer/Körpermarkierung) zu reproduzieren.

1.2 Grundlegende Problembeschreibung

Den aktuell verbreiteten Planungssystemen ist jedoch gemein, dass sie im wesentlichen von zeitinvarianten Körperzuständen ausgehen und deshalb besonders effektiv in ruhenden Körperregionen, wie dem Kopf, einsetzbar sind. Um dabei Bewegungen des Tumors auszuschließen ist es oft ausreichend den Kopf des Patienten auf der Patientenliege fest zu fixieren (z.B. Verschraubung einer Kopfmaste). Auch die exakte PTV-Gerätschaft Repositionierung wird dadurch entsprechend vereinfacht.

Letzterem fällt gerade im Kopfbereich eine entscheidende Bedeutung zu: Bereits minimale Abweichungen könnten hier aufgrund der enormen Menge vorhandener, extrem strahlenempfindlicher, Nervenzellen den Patienten irreversibel schädigen. Radiogene Folgen einer Fehlbestrahlung könnten unter anderem endokrinologische oder neuropsychologische Funktionsstörungen sein, welche unter Umständen erst Jahre nach Abschluss der eigentlichen Bestrahlungsphase zu Tage treten.

Neurologen und Radiologen fordern heute für eine Kopfbestrahlung eine räumliche Genauigkeit von ± 0.1 mm, was an dieser Stelle durch die wiederholbar exakte Patienten-Fixierung und die Verwendung entsprechender Geräte-Montagevorrichtungen durchaus sichergestellt werden kann, wie zahlreiche Diskussionen belegen [26, 50, 67].

Für den als radiologisch per se weniger riskant geltenden Körperstammbereich wird hingegen eine Genauigkeit von ± 1 mm als ausreichend genau erachtet. Auch hier werden Markierungen (meist Anzeichnungen direkt auf der Hautoberfläche) verwendet um in den einzelnen Sitzungen eine reproduzierbar exakte Patient-Maschinen-Ausrichtung durchführen zu können. Ähnliche Behandlungserfolge wie im Kopfbereich sind jedoch dennoch kaum zu erwarten, da diverse körpereigene Mechanismen, wie z.B. Darm-, Magen-, Herz- oder Atemtätigkeiten, eine mitunter hochdynamische, und zudem nicht vernachlässigbare, körperinterne, von außen schwer registrier- und quantifizierbare, Bewegung des Zielvolumens bewirken.

Da diese Bewegungen auch die Qualität bildgebender Standardverfahren (wie der Computer- oder Kernspintomographie) stark beeinflussen, existieren seit vielen Jahren Veröffentlichungen, die typische Bewegungsamplituden und Dynamiken abdominaler Strukturen (insb. von Organen) beschreiben. Demnach treten bereits bei ruhiger Atmung Organ-Bewegungsamplituden von bis zu 40 mm auf [60, 15, 12]. In Extremsituationen (sehr tiefes Einatmen, Husten, Niesen, etc.) konnten sogar Bewegungsamplituden von bis zu ca. 100 mm beobachtet werden [82].

Tab. 1.1 listet (vgl. [15]) die Messergebnisse verschiedener Autoren bei der Beobachtung abdominaler Bewegungen unterschiedlicher Strukturen, bei ruhiger sowie tiefer Einatmung auf. Über diese atmungsbedingten Bewegungen hinaus spielen auch Körperveränderungen (Bauchmasse etc.) des Patienten während der u.U. mehrere Wochen überspannenden Therapiephase

Tab. 1.1: Atmungsbedingte Strukturbewegungen

Struktur	Autor	Ruhige Atmung (mm)	Tiefe Atmung (mm)
<i>Diaphragma</i>	[82]	17.4	98.8
	[83]	13	—
	[31]	13	39
	[15]	7 - 28	25 - 57
<i>Leber</i>	[83]	13	—
	[25]	14	—
	[76]	10 - 40	30 - 80
	[31]	13	39
	[15]	5 - 17	21 - 57
<i>Niere</i>	[76]	10 - 40	20 - 70
	[15]	5 - 16	—
	[65]	3 - 43	—

(vgl. Fraktionierung) eine wichtige Rolle. So können die angebrachten körperexternen BS-Markierungen, selbst bei der (wie dargestellt fälschlichen) Annahme ruhender Körperzustände, weiterer, zudem schwer quantifizierbarer, Verschiebungen bzgl. der Tumorposition unterliegen. Um dies auszugleichen wäre eine stetige Neukalibrierung, verbunden mit wiederholter Neumarkierung, notwendig. Dies ist aus Zeit- und Kostengründen nicht tragbar. Gerade vor dem Hintergrund der im Umfeld der Radioonkologie ständig steigenden Patientenzahlen [73] stellt die Dauer einer einzelnen Behandlung, und damit die Zahl der möglichen Behandlungen pro Zeiteinheit, ein entscheidendes Bewertungskriterium für die Einsetzbarkeit und Wirtschaftlichkeit eines Verfahrens dar.

Allgemein hängt die Genauigkeit einer (abdominalen) Tumorbestrahlung im wesentlichen von den folgenden systematischen und zufälligen Fehlerquellen ab:

- ▷ Ungenauigkeiten in der Bestrahlungsplanung,
- ▷ Qualität der (initialen) Patienten- und Gerätepositionierung,
- ▷ Bewegungen des Patienten und / oder der körperinternen Strukturen,
- ▷ Ungenauigkeiten der eingesetzten Messverfahren,
- ▷ Technik, Qualität und Kalibrierungszustand der eingesetzten Geräte.

Leider ist damit i.d.R. nur eine statistische Aussage über die tatsächlich erreichte Bestrahlungspräzision möglich. In solchen Fällen sind die Ergebnisse sehr sorgsam zu überprüfen und die *worst-case* Situationen der einzelnen Algorithmen, Techniken und sonstigen Fehlerquellen zum Gesamtfehler zu addieren.

Von zeitinvarianten Zusammenhängen zwischen der Position eines abdominalen Tumors und der externen Markierungen kann folglich aus unterschiedlichen Gründen keinesfalls ausgegangen werden. Letztendlich bedeutet dies, dass für sichere und effektive perkutane Bestrahlungen

des Körperstammereiches zusätzliche Maßnahmen getroffen werden müssen, um eines Tages ähnliche Erfolge wie im Kopfbereich erzielen zu können. Da die Atmung einen essentiellen Vorgang darstellt, ist eine einfache, vollständige, mechanische Fixierung der betroffenen Regionen im Körperstammereich i.d.R. ausgeschlossen. Doch selbst wenn hier Möglichkeiten bestehen, bleibt zu prüfen, ob die hierzu notwendigen, zusätzlichen (ggf. operativen) Eingriffe dem Patienten zumutbar sind - vor allem dann, wenn Alternativen existieren.

1.3 Relevante Arbeiten

Da eine effektive Lösung der Problemstellung - wie dargestellt - wesentlich für den Erfolg der radioonkologischen Behandlung abdominaler Tumoren ist, werden in einer Reihe von Kliniken schon heute unterschiedliche *Problembehandlungs-Techniken* erprobt und eingesetzt. Die heute bekanntesten sollen an dieser Stelle kurz vorgestellt werden.

1.3.1 Hüllkörperbasierte Bestrahlungsplanung

Bei der einfachsten - und heute meist eingesetzten - Problembehandlungsmethode wird die Beweglichkeit des Tumors in der Planungsphase (vgl. Kap. 1.1) bei der Berechnung des PTV direkt einkalkuliert. Standardansatz hierbei ist es, das CTV mit einem (i.d.R. sphärischen) Sicherheitsbereich zu umhüllen [18]. Hieraus ergibt sich dann das eigentliche PTV (vgl. Abb. 1.4). Die Größe der Hülle wird sinnvollerweise so gewählt, dass die Bewegungen des CTV (voraussichtlich) ausschließlich innerhalb dieses Bereichs stattfinden werden.

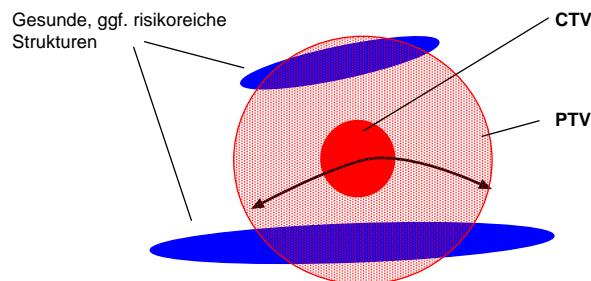


Abb. 1.4: Hüllkörperbasierte Bestrahlungsplanung

Der wesentlichste Vorteil der Technik besteht darin, dass schon vor der Behandlung gut abgeschätzt werden kann, welches eigentlich gesunde Normalgewebe zusätzlich von der so gewählten Bestrahlung betroffen sein wird, was von enormer Bedeutung ist. Enthält dieses Gewebevolumen sehr strahlenempfindliche Gewebeschichten, so ist ggf. ein alternativer Strahlengang zu planen.

Allerdings führt dieser Ansatz zu einer mitunter enormen Vergrößerung des bestrahlten Zielvolumens. Schließt man z.B. einen als kugelförmig angenommenen Tumor mit einem umhüllenden, ebenfalls kugelförmigen, Sicherheitsbereich ein, so ist zu bedenken, dass die Abhängigkeit von Radius und Volumen kubisch ist. So resultiert (beispielsweise) bereits eine Sicherheitshülle von 20 mm Radius um einen Tumor mit 10 mm Radius (also doppelte Radiusgröße) in einer 8-fachen Vergrößerung des bestrahlten Volumens⁴. Eine unverhältnismäßig große Bestrahlung

⁴Zusätzliche Größenänderungen des Behandlungsstrahles seien an dieser Stelle ignoriert.

von eigentlich gesundem Gewebe muss damit in Kauf genommen werden. Zudem muss auch die Strahlenmenge in diesem Verhältnis vergrößert werden, da nur so sichergestellt werden kann, dass die für den Tumor tödliche Dosis wenigstens näherungsweise ins eigentliche Tumolvolumen gelangt. Mit der restlichen Dosis wird jedoch das normale Gewebe belastet.

Ist ein noch größerer Sicherheitsbereich zu berücksichtigen, *verschärft* sich das Problem entsprechend dramatisch. Berücksichtigt man den (Ruheatmungs-)Wert einer möglichen 40 mm Tumorbewegungsamplitude (vgl. Kap. 1.2), so muss im Beispielfall der Sicherheitsradius auf wenigstens 30 mm^5 erhöht werden. Volumen und Strahlendosis erhöhen sich damit bereits auf das 27-fache, d.h. lediglich $1/27$ stel (=3.7%) des so bestrahlten Volumens betrifft tatsächlich den Tumor. Die restlichen $26/27$ stel werden an eigentlich gesundem Gewebe abgegeben, was denkbar unbefriedigend ist.

Zusammenfassend ist zu bemerken, dass sich das Verfahren hervorragend dazu eignet um schon im Vorab - ohne jegliche Geräte-Baumaßnahmen - mögliche Schäden der Behandlung einzuschätzen und / oder ggf. verhindern zu können. Demgegenüber stellt die übermäßige zusätzliche Belastung von eigentlich gesundem Gewebe den entscheidenden Nachteil dar.

1.3.2 Gating

Aus der Grundidee die Emission der Strahlenquelle so zu steuern, dass nur dann Dosen in das PTV eingeschossen werden wenn der sich bewegende Tumor an der anvisierten Stelle *vermutet* wird, leitet sich ein als Gating bekanntes Verfahren ab. Der Strahl soll dabei genau dann eingeschaltet werden, wenn der Tumor in den Bereich des Strahlenganges eintritt. Wird angenommen, dass der Tumor das Bestrahlungsfeld wieder verlässt, so wird der Strahl erneut abgeschaltet (vgl. Abb. 1.5). Dieser Vorgang wird solange wiederholt, bis die geplante Dosismenge in Summe das PTV erreicht haben sollte.

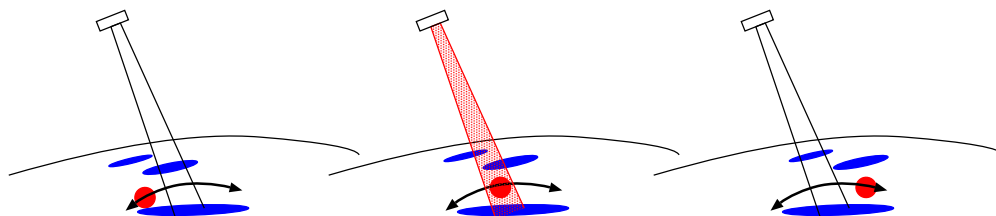


Abb. 1.5: Gatingbasierte Bestrahlung

Die Verwendung von einschränkenden Konjunktiven in vorangegangener Beschreibung soll bereits das wesentliche Problem des Verfahrens andeuten. So ist die Ermittlung der richtigen Ein- und Ausschaltzeitpunkte insofern schwierig, als bisher keine ausreichend schnellen und zugleich patientenschonenden Verfahren vorgestellt wurden, um die innere Tumorposition direkt, online, und zudem ausreichend genau, zu bestimmen.

Aus diesem Grund wird im Umfeld dieser (und verwandter Techniken) vermehrt versucht die Messergebnisse der unterschiedlichen, überhaupt zur körperinternen Bildgebung in Frage kommenden Techniken, in Zusammenhang mit den Ergebnissen von schneller arbeitenden BS bewegungsregistrierenden Sensorverfahren zu bringen. Da derartige Methoden auch Thema

⁵Eine entsprechend optimale Hüllkugelpositionierung vorausgesetzt.

dieser Arbeit sind, wird für eine detaillierte Technik-Diskussion auf die späteren Kapitel, insb. Kap. 4, verwiesen.

Die ruhige menschliche Atmung besitzt i.d.R. eine Pause zwischen der Ein- und der Ausatemungsphase. Beim Gating wird daher versucht das PTV (also den Patienten) so unter das Bestrahlungsgerät zu positionieren, dass sich dieses möglichst zu den Ruhezeitpunkten im Strahlengang befindet, also eine möglichst lange Bestrahlungsphase pro Atemzyklus entsteht. Diese kann zusätzlich durch Anweisungen an den Patienten die Luft zu entsprechenden Zeitpunkten anzuhalten (*Breath-Holding* [22]), weiter verlängert werden. Letzteres erfordert allerdings ggf. zusätzliche Patienten-Trainingsitzungen, was wiederum Kosten verursacht.

Der Einsatz von Gating ist eine mittlerweile durchaus weitverbreitete *Problemlösungsmethode* der Radioonkologie. Allerdings werden auch hier weiterhin tumorhüllende Sicherheitsbereiche (vgl. Kap. 1.3.1) benötigt, da eine stetig hochgenaue Wiederpositionierung (von Atemzug zu Atemzug) kaum zu erwarten ist. Zudem können innere Strukturbewegungen, welche ggf. nicht mit der Atemtätigkeit zusammenhängen (leichte Bewegungen des Patienten, körperinterne Positionsverschiebung insb. aufgrund von Darmtätigkeiten), während der Bestrahlung ohne zusätzliche Maßnahmen weder bemerkt noch ausgeglichen werden.

Da in den Phasen der aktiven Atmung das Bestrahlungsgerät abzuschalten ist, ist der Bestrahlungsvorgang folglich stetig durch Wartezeiten unterbrochen. Dies verlängert die Dauer einer einzelnen Sitzung ggf. enorm. In Anbetracht der hohen Patientenzahlen der Radioonkologie, ist eine Verringerung des möglichen Patientendurchsatzes als ein zusätzlicher, wesentlicher Nachteil anzusehen. Auch die Notwendigkeit einer Patientenmitarbeit (Breath Holding) ist vor dem Hintergrund der enormen psychischen Belastungen diskussionswürdig.

Der durch die Einführung der Sicherheitshülle ohnehin schon verminderte Bestimmtheitsgrad, wieviel Dosis bei der Bestrahlung tatsächlich an den Tumor appliziert wurde, wird im Rahmen des Gating-Verfahrens noch zusätzlich dadurch belastet, dass der Einschaltvorgang des Strahls eine gewisse Zeit in Anspruch nimmt (bei moderneren Geräten wird hier von ca. 100 ms ausgegangen) und sich dieser dabei erst verzögert zu dem gewünschten Stehfeld aufbaut.

1.3.3 Aktiver Bewegungsausgleich

Auch wenn die in der Simulation (vgl. Kap. 1.1) angebrachten Markierungen dabei helfen den Patienten für die jeweilige Sitzung zu repositionieren, stellt die eigentliche Wiederausrichtung (relativ zum Bestrahlungsgerät) einen aufwendigen Vorgang dar, bei welchem dem Krankenhauspersonal viel Verantwortung zufällt.

Automatische Patientenausrichtung

In den meisten Behandlungsräumen dient hierzu eine manuell, mechanisch verschiebbare Patientenliege. Geht man davon aus, dass die Fixierung des Patienten auf der Liege (von Sitzung zu Sitzung) weitestgehend identisch verläuft (im Falle einer Kopfmaskenverschraubung trifft dies zweifelsohne zu), so ist innerhalb der jeweiligen Sitzung *lediglich* die räumliche Lage der Liege so zu verändern, dass die Körpermarkierung mit den Laserpointer-Projektionen in Deckung gebracht werden, und damit das PTV in gewünschter Weise (z.B. das Isozentrum eines Gantrys, vgl. Abb. 1.3) in den Bestrahlungsstrahl gelangt.

Da dies ein (für einen Patienten und ein PTV) von Sitzung zu Sitzung weitestgehend identischer Vorgang ist, werden vermehrt Anstrengungen unternommen, hier Automatisierungen zu erreichen. Entsprechende Lösungsansätze finden sich in der klinischen Praxis heute z.B. in Form der in Abb. 1.6 dargestellten, computerisiert steuerbaren, Patientenliege PPS (Patient Position System) des Northeast Proton Therapy Centers (NTSC) am Massachusetts General Hospital in Boston, USA.

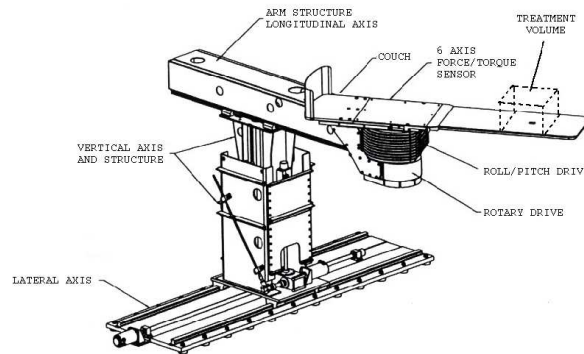


Abb. 1.6: Patienten-Positionierungs-System, PPS

Gegenüber einer normalen Patientenliege ergeben sich mit dieser die Vorteile, dass

- ▷ Liegenpositionen gespeichert werden können und somit ein automatisches Wiederauffahren zu Beginn einer neuen Sitzung möglich ist. Dies führt zu einer deutlichen Verkürzung der Sitzungszeiten und einer entsprechenden Steigerung des möglichen Patientendurchsatzes.
- ▷ grundsätzliche Aussagen über die systematischen Liegen-Ausrichtungsfehler möglich sind, und diese damit herausgerechnet werden können. Gerade hierzu wurden von den Entwicklern eine Reihe allgemeiner, sowie PPS-spezifischer, Untersuchungen durchgeführt und veröffentlicht [40]. Für den Arbeitsraum⁶ (Treatment Volume, 50x50x20 cm) des PPS wurde eine *worst-case* Positionierungsungenauigkeit von ± 0.5 mm ermittelt.
- ▷ neben ggf. einer Gantry-Winkeländerung auch die Lage des Patienten während der Sitzung gesteuert beeinflusst werden kann. Dies eröffnet dem Bestrahlungsplaner somit zusätzliche Bestrahlungsvarianten.

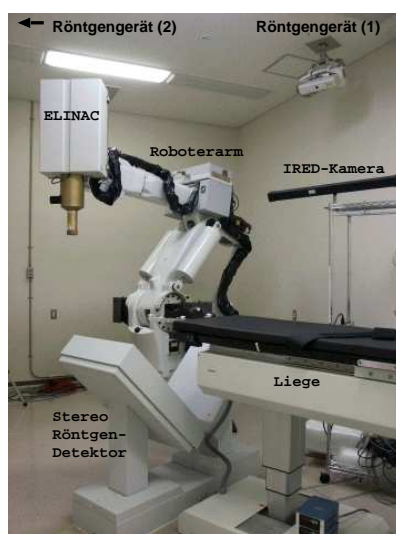
⁶Menge der erreichbaren Positionen.

Cyberknife

Neben der Möglichkeit die Position und Orientierung (**Pose**) des Patienten zu variieren, lässt sich (entsprechende Vorrichtungen vorausgesetzt) eine flexible Einpassung des PTV in den Strahlengang auch durch entsprechende Posenveränderungen des Bestrahlungsgerätes erreichen. Leider bieten die Standard-Gantrys keine ausreichenden Bewegungsmöglichkeiten, so dass hierzu andere Vorrichtungen notwendig werden.

Unter dem Namen Cyberknife entwickelt und vertreibt die Firma Accuracy (Accuracy Inc., Sunnyvale, CA, USA) seit mehreren Jahren ein System, in welchem ein sechssachsiger Industrieroboter⁷ als Gantry eingesetzt wird (vgl. Abb. 1.7).

(a) Typisches Setup



(b) Bestrahlungs-Sphäre (Quelle: [7])

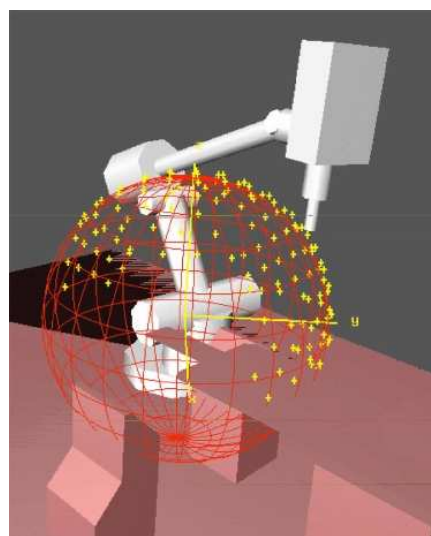


Abb. 1.7: Cyberknife

Der Aufbau aus sechs (geeignet in einer offenen kinematischen Kette angeordneten) rotatorischen Achsen verleiht dem Roboter maximale, sechs Raum-DOF (engl. *Degrees Of Freedom*)⁸ Beweglichkeit der Pose des am Flansch (Ende der kinematischen Kette) montierten Gegenstandes, im Falle des Cyberknife eines ELINAC mit einer Masse von ca. 100 kg.

Zusammen mit der hohen Präzision (vgl. hierzu Anhang B) eines modernen Robotersystems⁹, sowie den guten Programmierbarkeiten, ergeben sich mit diesem System damit sehr flexible Einsatzmöglichkeiten. So wirbt der Cyberknife-Hersteller unter anderem damit, dass über die sequentielle Anwahl unterschiedlicher Strahlengänge für ein PTV hinaus¹⁰ (vgl. Kap. 1.1), auch die Bestrahlung mehrerer PTV während einer Sitzung ohne komplexe Zusatzmaßnahmen möglich ist.

⁷Früher Fanuc 420, jetzt Kuka 210.

⁸3 Raumrichtungen (x,y,z) sowie 3 Orientierungsangaben.

⁹Auch das PPS kann als Robotersystem angesehen werden.

¹⁰Aufgrund der Flexibilität des Systems prägt der Hersteller hier das Schlagwort Hyperfraktionierung.

Da beim Cyberknife nur die Posen **eines** Gerätes verändert werden, birgt dies gegenüber einer Gantry / PPS Kombination den zusätzlichen Vorteil, dass sich die gleiche Funktionalität mit entsprechend geringerem Steuerungsaufwand erreichen lässt. Darüberhinaus ist zu erwarten, dass **ein** Gerät eine wesentlich höhere Positionierungsgenauigkeit erzielt als dies in Summe von Gantry und PPS der Fall ist.

Eine 3D-Röntgenkamera erlaubt es dem Cyberknife-System zudem, die Posen des Patienten stetig zu überwachen (Lageänderungen von Skelettstrukturen etc.) und eventuelle Abweichungen (unerwartete Patientenbewegungen etc.) in notwendige Neuausrichtungen des Roboterarmes umzurechnen. Letzteres kann durch eine relativ einfache Korrektur (Translation) der Menge der anzufahrenden Bestrahlungsposen (projiziert auf eine Sphäre um das PTV, vgl. Abb. 1.7b) erfolgen.

Problemlösende Cyberknife-Modifikation

Insgesamt stellt das Cyberknife-System somit ein sehr mächtiges, wenn nicht gar überlegenes, Werkzeug der modernen Radioonkologie dar.

Über die Fähigkeit vorab berechnete (offline) Posen möglichst exakt anzufahren und halten zu können (statischer Fall) hinaus, erwartet die moderne industrielle Praxis von Robotersystemen auch vorab berechnete Bahnen während einer Bewegung (dynamischer Fall) selbst bei hohen Geschwindigkeiten möglichst exakt nachfahren zu können.

Diese Tatsache brachte ein (internationales) Wissenschaftlerteam [66] auf die Idee, den Cyberknife-Roboterarm auch dazu zu verwenden das PTV während der atmungsbedingten Bewegungen zu verfolgen und damit eine (virtuelle) statische Relativbeziehung von PTV und Bestrahler zu erzeugen (vgl. Abb. 1.8). Als wesentlichste Vorteile des Erfolgsfalles ergäben sich, dass die klassischen Bestrahlungsverfahren im wesentlichen beibehalten werden könnten und auch die Sitzungszeiten (ganz im Gegensatz zum Gating-Ansatz, vgl. Kap. 1.3.2) keine wesentliche Verlängerung erfahren würden.

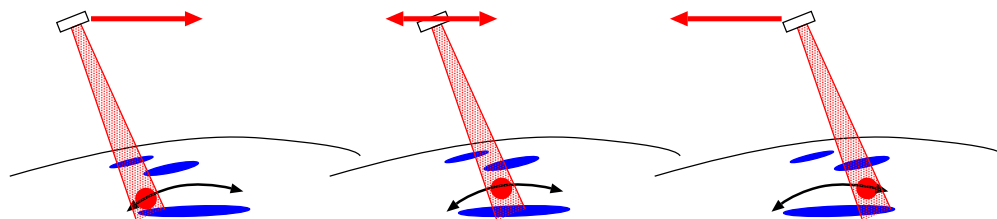


Abb. 1.8: Idee des modifizierten Cyberknife-Ansatzes: Der Ausgleich der Atmungsbewegung soll durch zeitgetreue Bewegung des Strahlers erfolgen

Eine kurze Vorstellung der aktuell eingesetzten Techniken soll Gegenstand der weiteren Betrachtungen dieses Abschnitts sein. Da die im Rahmen der bisherigen Untersuchungen [48, 66] verbliebenen Problemstellungen letztendlich diese Arbeit motivierten, sollen die einzelnen Verfahren detailliert jedoch erst in den jeweiligen Kapiteln diskutiert werden.

Techniken

Soll der Roboterarm in die Lage versetzt werden den körperinternen Bewegungen des PTV folgen zu können, so ist (neben anderen bedeutenden Problemen) auch eine möglichst schnelle (Online-)Bestimmung der aktuellen PTV-Raumposition unerlässlich.

Mit dem 3D-Röntgensystem steht im Cyberknife-Umfeld bereits ein hochauflösendes und schnelles bildgebendes Verfahren zur Verfügung. Aufgrund der Tatsache, dass die Erkennung anatomischer Strukturen (Segmentierung) in derartigen Bildern jedoch ein schwieriger Vorgang ist, werden dem Patienten in einer vorbereitenden Operation spezielle Goldmarker in die Region des PTV eingesetzt. Da sich diese in Röntgenbildern besonders kontrastreich absetzen erleichtert und beschleunigt dies die Bestimmung der PTV-Position enorm.

Bekannterweise sind röntgenologische Verfahren grundsätzlich patientenschädigend, was einen durchgehenden Dauereinsatz des Röntgensystems ausschließt. Im Rahmen des modifizierten Cyberknife-Systems wird eine Röntgen-Aufnahme alle 10 sec (1/10Hz) als hinnehmbar erachtet. Da jedoch ein normaler, ruhiger Atemzyklus eines Erwachsenen kaum mehr als 4 sec dauert, erscheint eine allein auf diese Daten aufbauende Online-PTV-Verfolgung entsprechend hoffnungslos.

Schon beim Gating-Verfahren (vgl. Kap. 1.3.2) wurde angesprochen, dass im Umfeld der modernen Radioonkologie vermehrt versucht wird, die körperinternen PTV Positionen aus leichter und schneller ermittelbaren Bewegungen des BS rückzuschließen. Die aktuellen Untersuchungen zum modifizierten Cyberknife verwenden hierzu ein spezielles 3D-Kamerasystem, welches in der Lage ist (relative) Raumpositionen von Infrarot emittierenden Dioden zu ermitteln. Für die Registration der BS-Bewegungen werden hierzu entsprechende Dioden auf die Bauchdecke des Patienten geklebt (vgl. Abb. 1.9) und damit die aktuelle Atemtätigkeit des Patienten gemessen.



Abb. 1.9: Zur Atmungstriggerung aufgeklebte Infrarotmarken

Wie eigene Messungen belegen, stehen mit solchen Systemen BS-Bewegungsinformationen im ca. 15Hz Takt¹¹ (ca. alle 60ms) und damit ca. 150mal öfter als die Röntgenbilder zur Verfügung.

¹¹Wie schnell das Kamerasystem arbeiten kann hängt insb. von der Anzahl der verwendeten Emitter ab, da diese sequentiell ein- und ausgeschaltet werden müssen um getrennt wahrgenommen werden zu können. Der 15Hz Takt ergibt sich bei drei (eine Ebene aufspannenden) Emittern.

Offene Probleme

Neben den bereits ausgeführten Vorteilen verbleiben beim modifizierten Cyberknife-System jedoch einige grundsätzliche Frage- und Problemstellungen:

- ▷ Die Tatsache, dass mit dem Roboterarm eine *neue*, mit den in den *klassischen* Strahlentherapiezentren vorhandenen Geräten wenig kompatible Technologie zum Einsatz kommt, dürfte eine Neuanschaffung grundsätzlich abschrecken. Dies ist sicherlich der Hauptfaktor weshalb die Firma heute lediglich auf eine kleine, wenngleich größer werdende, Klientel verweisen kann.
- ▷ Wie beim Gating besteht auch hier die Aufgabe die *körperinternen* und *körperexternen* Informationen so miteinander in Verbindung zu bringen, dass aus den BS-Informationen die PTV Position rückgeschlossen werden kann. Einer grundlegenden Betrachtung dieser Problemstellung widmet sich ausführlich Kap. 4.
- ▷ Naheliegenderweise kann selbst der Roboterarm auf eine Anforderung nicht beliebig schnell reagieren. Infolgedessen vergeht eine nichtvernachlässigbare Latenzzeit zwischen der Kommandierung und dem Erreichen einer gewünschten Armposition (vgl. hierzu Anhang B). Da der am Flansch des Roboters befestigte ELINAC mit 100 kg Masse als durchaus schwer einzustufen ist, ist der Roboterarm entsprechend groß zu dimensionieren. Die Verwendung eines sechsachsigen (Standard-) Industrieroboterarms erfordert eine entsprechende Auswahl aller Achsmotoren, da jeder Motor die vollständige Bestrahlerrasse zzgl. der Gewichte der nachfolgenden Gelenke zu tragen/bewegen hat. Naheliegenderweise nimmt jedoch die Dynamik eines Motorsystems mit zunehmender Last und Dimensionierung ab. Welchen quantitativen Wert die Latenzzeit für ein Robotersystem bei gegebener Last und Steuerungstechnologie besitzt, ist jeweils eigens empirisch zu bestimmen. Eine allgemeine Aussage ist hier kaum möglich. Unabhängig vom tatsächlichen quantitativen Latenzzeit-Wert bedeutet dies, dass zusätzliche Maßnahmen getroffen werden müssen, um hier eine diesbezügliche Kompensation erreichen zu können. Eine detaillierte Besprechung dieser Problematik wird in Kap. 5 erfolgen.

Infolgedessen wäre ein System wünschenswert, welches neben einer Minimierung der dynamisch zu bewegenden Massen, auch möglichst kompatibel zu bestehenden Krankenhaustechnologien ist. Eine mögliche Cyberknife-Alternative wird im nachfolgenden Abschnitt diskutiert.

Dynamische Multi-Leaf-Kollimatorbestrahlung

Mittlerweile existieren eine Reihe von Arbeiten in welchen untersucht wird, wie und mit welchem Nutzen sich dynamisch steuerbare Multi-Leaf-Kollimatoren (MLK) zur aktiven Strahlführung nutzen lassen [87, 88, 49, 10].

Als *Garde-Technik* der tumorkonformen Bestrahlung (vgl. Kap. 1.1) eröffnen MLK's (eingebracht in den generierten Behandlungsstrahl) die Möglichkeit, bestimmte Stellen des Strahles durch einzeln elektronisch ansteuerbare (Blei-)Lamellen (typischerweise zwischen 50 und 120) auszublenden, und so dem Strahl eine individuelle, irregulär geformte Form aufzuprägen (vgl. Abb. 1.10). Mit steigender Lamellenzahl nimmt die Genauigkeit der Formbildung zu.

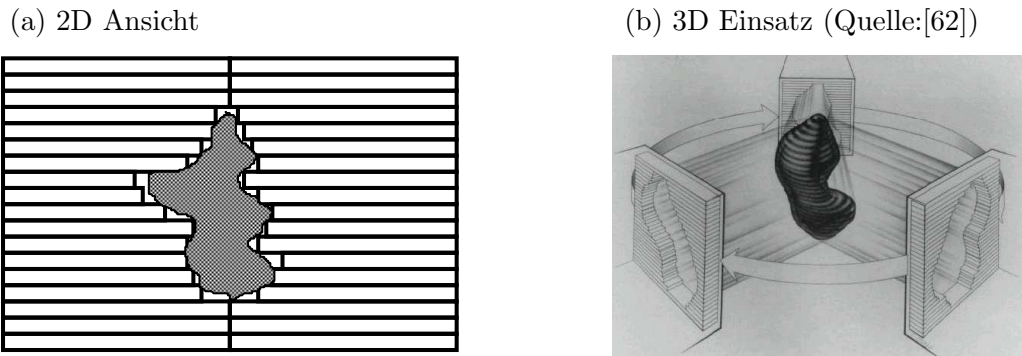


Abb. 1.10: Tumorkonforme Bestrahlung mit MLK's

Da die Kollimator-Lamellen geringe Masse besitzen, können sie relativ einfach und schnell bewegt werden (Massenträgheit). Dies eröffnet die prinzipielle Möglichkeit den Behandlungsstrahl der Atmungsbewegung dynamischer als beim Cyberknife aktiv nachzuführen (vgl. Abb. 1.11).

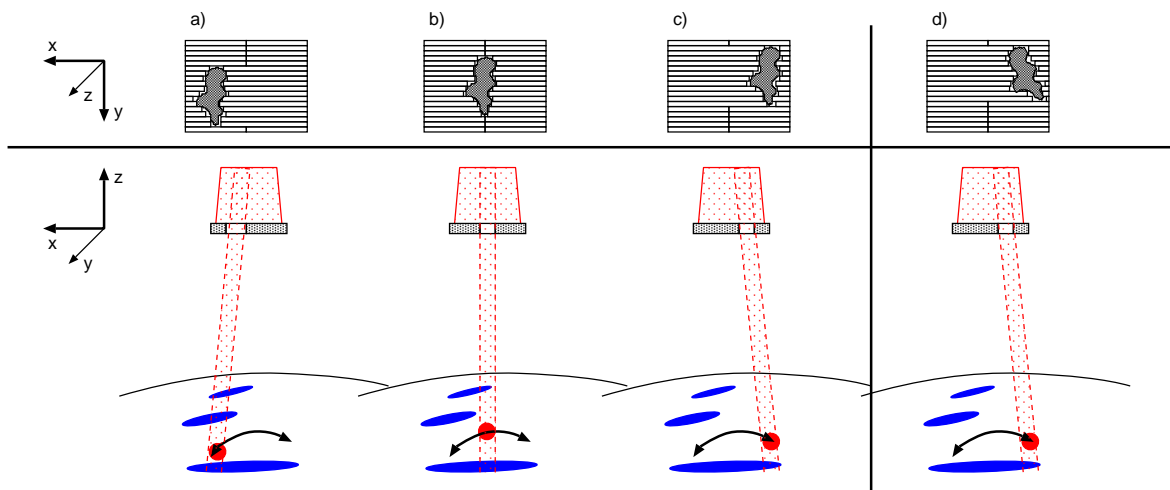


Abb. 1.11: Bewegungsausgleich durch Änderung des Öffnungsbereiches bei MLK's
 Die x - y - Translationen sind durch Verschiebung des Öffnungsbereiches, die z -Translation aufgrund Strahl-Kegelform durch Änderung der Öffnungsweite, die z -Rotation (vgl. c vs. d) durch entsprechende Drehung des Öffnungsbereiches einstellbar.

Von Nachteil ist, dass der Strahl im allgemeinen - vor allem im Randbereich - inhomogen ist. Damit stellt sich die Dosismenge des Strahles in Abhängigkeit des Durchlaßbereiches dar. Bei Verwendung einer *normalen*, für zeitinvariante Einsatzzwecke entwickelten Bestrahlungsplanung treten hier folglich ungeplante, aber ggf. berechenbare Abweichungen auf. Noch wesentlicher ist jedoch, dass sich durch diese Art der dynamischen Strahlausrichtung zwar das PTV - solange dieses in Reichweite bleibt - weiterhin treffen lässt, der Strahlengang jedoch durch die fixe Montage (ggf. Gantry-positioniert) des ELINAC's lediglich eingeschränkt beweglich ist. Mit dem in Abb. 1.11 eingeführten Koordinatensystem ergibt sich für den Kollimator eine Raum-Bewegungsfreiheit in translatorischer x - y - z - Richtung, sowie einer Drehung um die z -Achse. Ein derartiger MLK besitzt damit eine Raum-DOF der Dimension **vier**. Zudem ist die

Technik i.d.R. nur für kleine Tumoren geeignet, da die (relative) Beweglichkeit von der Größe der jeweiligen Kollimatoröffnung im Verhältnis zur Kollimatorgröße abhängt.

Grundsätzlich problematischer ist jedoch, dass lediglich zu den Lamellen parallel verlaufende Bewegungen stufenlos angepasst verfolgbar sind (vgl. [30, 49, 88]).

Insgesamt ist der MLK-Ansatz zum heutigen Zeitpunkt dem modifizierten Cyberknife entscheidend unterlegen. Offen bleibt, ob nicht zukünftig Apparaturen entwickelt werden (können) um die aufgeführten Nachteile auszugleichen. Aufgrund der technischen Verwandtschaft gelten die offenen Probleme des Cyberknife im Rahmen dieser Technik grundsätzlich weiter. Die diesbezüglichen Entwicklungen dieser Arbeit sollten / könnten sich somit auf beide Systeme positiv auswirken.

1.4 Zielsetzungen

Insgesamt ist die Entwicklung von Verfahren zur effektiven, hochgenauen Berücksichtigung der, vor allem durch die Atemtätigkeit bedingten, körperinternen Bewegungen (relativ zu einem ruhenden, ortsfesten System) des PTV, weiterhin Grundlagen-Forschungsgebiet, und dabei von immensem klinischen Interesse. Die klinischen Standard-Verfahren genügen - wie dargestellt - den Anforderungen nicht, oder nur unzureichend.

Die weiter offenen Probleme und Fragestellungen des modifizierten Cyberknife Ansatzes (vgl. Kap. 1.3.3) stellten die Grundlage und Motivation dieser Arbeit dar. Für die vorliegende Arbeit ergaben sich damit folgende grundsätzliche Zielsetzungen:

Z1: Entwicklung eines Verfahrens zur hochfrequenten Online-Lagebestimmung

Die dynamische Bewegung (Position und Lage) des körperinternen abdominalen PTV (relativ zu einem fixen körperexternen Koordinatensystem) muss möglichst hochfrequent (online), aber dennoch quantitativ hochgenau, bestimmbar sein.

Wie dargestellt, besteht eines der Hauptprobleme der aktuellen Ansätze darin, dass bisher keine hochgenaue und zugleich hochfrequente und patientenschonende PTV Echtzeitlokalisierungsmethode zur Verfügung steht. Eine prinzipielle Gegenüberstellung der Vor- und Nachteile moderner Verfahren kann Tab. 1.2 entnommen werden.

Bei Verwendung patientenbelastender Systeme ist die Zahl der Aufnahmen entsprechend zu minimieren, was, aufgrund der PTV-Bewegung, auf Kosten der Aussagekraft geschieht. Im Rahmen und Umfeld dieser Arbeit sollte daher auch untersucht werden, ob und wie sich das als weitestgehend unschädlich geltende Ultraschall prinzipiell als alternatives Verfolgungsverfahren eignet, und in ein aktives Bestrahlungssystem integrieren ließe.

Die Erfahrungen der motivierenden Arbeiten lehren, dass es zu einer schnellen PTV Lokalisation vorteilhaft ist, die mit einem bildgebenden Verfahren relativ langsam ermittelbaren PTV-Positionen in Zusammenhang mit schneller bestimmbarer Bewegungen des BS zu bringen. Dies erfordert neben der Auswahl eines geeigneten BS-Sensor-Systems die Entwicklung eines leistungsfähigen, möglichst autonom agierenden, **Korrelationsalgorithmus**.

Tab. 1.2: Verfahren zur intraoperativen Bildgebung

Verfahren	Vorteile	Nachteile
<i>Ultraschall</i>	Sehr hohe Verfügbarkeit Kostengünstig Keine Strahlenbelastung Echtzeitabbildung	Geringes Signal-Rausch Verhältnis Keine Abbildung in Knochen oder gasgefüllten Strukturen
<i>Röntgen</i>	Guter Kontrast Echtzeitabbildung	Strahlenbelastung 2D-Abbildung
<i>CT</i>	Sehr gute anatomische Auflösung	Strahlenbelastung Keine intraoperative Anwendung
<i>MRT</i>	Sehr gute Gewebeauflösung Intraoperative Bildgebung in Echtzeit möglich	Hoher technischer Aufwand Hohe Investitionskosten Nur eingeschränkt verfügbar

Z2: Entwicklung eines Verfahrens zum aktiven Online-Bewegungsausgleich

Eine, zur Verringerung der Bestrahlungsunsicherheiten und Verkürzung der Sitzungszeiten notwendige, durchgehende Dauerbestrahlung des PTV erfordert eine konstante (räumliche) Relativbeziehung von PTV und Bestrahlungsgerät. Bewegt sich das PTV relativ zum Bestrahlungsgerät, werden folglich Maßnahmen benötigt, welche diese Relativbewegung jederzeit zeitgleich kompensieren. Dass dies grundsätzlich gelingen kann zeigen die aktuellen Erfahrungen mit dem modifizierten Cyberknife (vgl. Kap. 1.3.3) eindrucksvoll.

Bereits einleitend wurde dargestellt, dass PTV-Bewegungen aus unterschiedlichen Quellen forciert werden. Mit den in dieser Arbeit entwickelten Verfahren sollen (vor allem) die atmungsbedingten Anteile schnell erkannt und ausgeglichen werden können. Die explizite Berücksichtigung von aus anderen Quellen (z.B. Pulsation) stammenden Einflüssen bleibt Folgearbeiten vorbehalten.

Alle eingesetzten Methoden und Geräte unterliegen zwangsläufig Mess-, Berechnungs-, Ausführungs-, und / oder sonstigen Verzögerungen. Da sich diese zumeist aufsummieren, entsteht zwischen der Messung/Ermittlung der PTV-Position und dem aktiven Bewegungsausgleich ein nicht vernachlässigbarer Zeitraum, welchen es zu eliminieren gilt. Insbesondere eine aktive, motorisierte Gerätebewegung besitzt eine vergleichsweise große, unvermeidliche Verzögerungszeit.

Zwar ist der Einsatz schnellerer Technologien, wo immer möglich, anzustreben, eine vollständige Eliminierung ist jedoch auch hierdurch nie möglich. Dies erfordert die Entwicklung eines entsprechend leistungsfähigen **Prädiktionsverfahrens**, welcher auf Basis der ermittelten Lokalisationsdaten und ggf. vorhandenen Modell- oder sonstigen Wissens, die PTV-Position um die Systemverzögerung zeitlich vorhersagt.

1.5 Zusammenfassender Überblick

Im Anschluss an diese Ausführungen folgt in Kapitel 2 eine systemtheoretische Betrachtung der atemungsforcierten Abläufe im menschlichen Körper. Ziel dieser Betrachtungen ist die Entwicklung eines geeigneten Modells der Atmungsmechanik, um hieraus fundierte quantitative Merkmale typischer abdominaler Bewegungen ableiten zu können. Die Ergebnisse dieses Kapitels haben dabei entscheidenden Einfluss auf alle weiteren Folgerungen und entwickelten Verfahren der Arbeit.

Um die Untersuchungen dieser Arbeit nicht ausschließlich theoretisch zu führen, gleichzeitig jedoch auf diesem grundlegenden Niveau auf klinische Tests verzichten zu können, wurde eine Laborumgebung geschaffen, in welcher entwickelte Methoden vergleichsweise einfach getestet, und / oder benötigte Messdaten realistisch gewonnen werden können. Einer Vorstellung der eingesetzten Gerätetechniken, in Verbindung mit der Empfehlung einer allgemeinen problembezogenen Systemstruktur, widmet sich Kapitel 3.

Gemäß der bereits im Laufe dieses Kapitels erarbeiteten Problemstellungen besteht eines der Hauptziele der Arbeit in der Entwicklung eines leistungsfähigen Korrelationsalgorithmus, um aus vergleichsweise einfach messbaren körperexternen atemungsforcierten BS-Signalen körperinterne PTV-Bewegungen rückschließen zu können. Die Entwicklung und Vorstellung eines auf die Erkenntnisse des Kapitels 2 aufbauenden adaptiven Verfahrens findet sich in Kapitel 4.

Entsprechendes gilt für den in Kapitel 5 ausführlich diskutierten Prädiktionsalgorithmus. Da das endgültig vorgeschlagene Verfahren im wesentlichen auf Methoden der Fuzzy-Logik aufbaut, besteht der größte Teil des Kapitels in der Beschreibung und Diskussion möglicher linguistischer Variablen und der damit verbundenen Regelbasis. Ein anwendungsrealistischer Vergleichstest zeigt die Vorteile des Verfahrens gegenüber Alternativen auf.

Das sechste und letzte Kapitel des Hauptteils fasst die Ergebnisse der einzelnen Kapitel in einer gemeinsamen Darstellung zusammen. Darüberhinaus dient es ein weiteres mal dazu, Folgearbeiten zu motivieren und dabei (im Rahmen eines Ausblicks) deren mögliche erste Schritte *weg-zu-weisen*.

In einem abschließenden, aber ausführlichen, Anhang finden neben im Hauptteil ausgelassenen mathematischen Ableitungen auch Darstellungen zu Grundlagen der Steuerungstechnik von Robotern, der 3D-Ultraschallbildgebung, sowie eine detaillierte Besprechung der Grundlagen der in Kapitel 5 verwendeten Fuzzy-Control Verfahren.

Kapitel 2

Atmungsmechanik

Um verstehen zu lernen welche Art von PTV-Bewegungen atmungsbedingt zu erwarten sind, ist eine theoretische Betrachtung der zugrundeliegenden **Atmungsmechanik** unerlässlich. Dementsprechend stellen diesbezügliche Erkenntnisse eine entscheidende Grundlage zur Erfüllung der in der Arbeit gestellten Zielsetzungen dar.

Unter dem Begriff der Atmungsmechanik werden klassischerweise die durch Abstraktion gewonnenen physikalisch-mechanischen Zusammenhänge von Atmungs-Muskeldruck und Lungen-Volumen in mathematisch fassbaren Modellen beschrieben [56]. Erste diesbezügliche Ansätze finden sich bereits aus dem Jahre 1915 [57].

Im Umfeld dieser Arbeit ist die klassische Darstellung jedoch zu erweitern, da nicht das Lungen-Volumen an sich Gegenstand der Betrachtungen ist, sondern vielmehr die durch dessen Änderungen bewirkten Bewegungen der abdominalen Strukturen (engl. **Abdominal Structures, AS**) im Vordergrund stehen (vgl. Abb. 2.1).

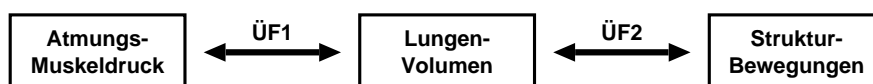


Abb. 2.1: Grundlegende physiologische Wirkungszusammenhänge des respiratorischen Systems

Die Vielzahl unbekannter und / oder individueller Parameter verbietet eine exakte (situative) Modellierung. Ziel des vorliegenden Kapitels ist es daher ein **einfaches** Atmungsmodell zu entwickeln, welches ausreichend ist, die typischerweise zu erwartenden atmungsbedingten AS-Bewegungsprofile (d.h. insb. von PTV und BS) **qualitativ** beschreiben und beurteilen zu können. Auf eine darüberhinausgehende Darstellung wurde verzichtet, ein physiologischer Lehrcharakter zu keiner Zeit angestrebt.

Im nun folgenden Abschnitt werden die einzelnen Modelle der in Abb. 2.1 dargestellten Wirkungskette entworfen (einer einfacheren mathematischen Diskussion wegen ÜF2 vor ÜF1) und diese schließlich zu einem Gesamtmodell verbunden. Nach einer entsprechenden Kurvendiskussion schließt das Kapitel mit einer Bewertung der Ergebnisse.

2.1 Physiologische Grundlagen

Sinn und Zweck der Atmung ist es dem Körper (Luft-)Sauerstoff für den oxidativen Abbau von Nährstoffen zuzuführen, sowie die oxidierten Abfallprodukte zu entfernen. Dies geschieht in den Alveolen der Lunge. Die Ver- und Entsorgung der Gase aus bzw. in die Lunge wird durch Aktivitäten der Atmungsmuskulatur erreicht.

2.1.1 Atmungsmuskulatur

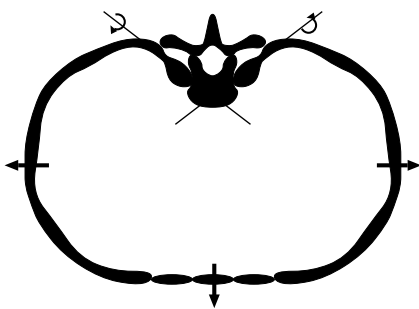
Wechselnde Kontraktions- und Relaxationsphasen führen zu rhythmischen Veränderungen des Lungenvolumens womit Atemluft durch die Atmenwege abwechselnd ein- (Inspiration) und aus- (Expiration) geatmet wird.

Die Zufuhr von Atemluft in das Lungengewebe erfordert die Vergrößerung des Thoraxraumes. Dies geschieht aktiv durch Muskelarbeit, wobei zwei Verfahren zum Einsatz kommen:

Rippenhebung: Die Rippen - welche den Thoraxraum weitestgehend umschließen - besitzen dank entsprechendem Muskelgewebe und geeigneter Lagerung - die Möglichkeit Drehbewegungen der Gestalt auszuführen, dass sich Tiefen- und Querdurchmesser des Thorax erweitern. Umgekehrt führt eine Senkung der Rippenbögen zur Verkleinerung des Raumes (vgl. Abb. 2.2a).

Diaphragmakontraktion: Die Kontraktionsfähigkeit des Zwerchfells (Diaphragma) stellt den wirkungsvollsten Inspirationsmechanismus dar. Ruhige Atmung baut fast ausschließlich hierauf auf. Anatomisch bildet das Diaphragma die Trennwand zwischen Brust- und Bauchraum. Erschlafft wölbt es sich weit kuppelartig in den Throxraum hinein (vgl. Abb. 2.2b).

(a) Rippenhebung



(b) Diaphragmakontraktion

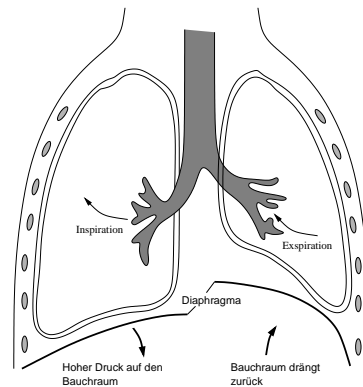


Abb. 2.2: Atmungs-Muskularbeit

Während die Inspiration auf die aktive Kontraktion von Muskelgewebe angewiesen ist, erfolgt (zumindest bei normaler, ruhiger Atmung) die Expiration im wesentlichen vollständig passiv. Die in Folge der Thorax-Volumenvergrößerung aufgebauten Dehnungen bewirken elastische Kräfte, welche zurück in die Ruhelage (FRK) streben und damit die entscheidenden Kontraktionskräfte für die expirative Phase darstellen.

2.1.2 Atmungsfrequenz

Die Atmungsfrequenz beschreibt die Anzahl der (vollständigen) Atemzüge die ein Mensch pro Minute durchführt. Während ein Erwachsener im Ruhezustand zwischen 15-25 Atemzüge/min tätig, können bei Kindern (20-30/min), Kleinkindern (30-40/min) und Neugeborenen (40-50/min) wesentlich höhere Werte gemessen werden [81]. Gezählt werden hierbei i.d.R. die Maximas der Inspiration.

Ein wesentliches, die Atemfrequenz beeinflussendes Merkmal stellt die vom Patienten willkürlich beeinflussbaren Pausenzeiten zwischen zwei vollständigen Atmenzyklen dar. Eine Verkürzung der Atempausen (schnelleres Atmen) dient i.d.R. einer Erhöhung der Sauerstoffzufuhr in den Organismus. Dies jedoch nur unter der Voraussetzung, dass die Atemtiefe auf einem vergleichbaren Niveau bleibt.

Der Atemzug eines Erwachsenen (die Hauptpatientengruppe) dauert (Inspiration und Expiration zusammengerechnet) typischerweise zwischen 2 und 4 Sekunden, gefolgt von ca. 1 - 2 Sekunden Atempause. Geht man davon aus, dass sich das PTV in der aktiven Phase bis zu 80 mm (2x40 mm) bewegt, ist dies als eine durchaus sehr dynamische Bewegung anzusehen, was die Erfüllung der Zielsetzungen entscheidend erschwert.

2.1.3 Lungenvolumina

Neben der Möglichkeit die Atemfrequenz zu variieren, kann eine Änderung der Sauerstoffzufuhr auch durch unterschiedlich tiefes Einatmen erreicht werden [5, 63]. Die Luftmenge (Volumen) welche ein Mensch während eines einzelnen Atemzuges einatmet hängt dabei neben der aktuellen persönlichen Situation (Schlaf, Belastung, Stress, ...) von einer Vielzahl weiterer individueller Faktoren ab, und erscheint folglich bei entsprechenden Untersuchungen höchst willkürlich.

Die Dehnungsfähigkeiten der Lunge gestatten einen erheblichen Volumen-Spielraum. Sowohl in der inspirativen als auch der expirativen Phase können über die Zustände des normalen, ruhigen Atemzuges hinaus z.T. erhebliche Reservevolumina in Anspruch genommen werden. Naturgemäß sind auch hier jedoch individuelle Grenzen gesetzt, welche unter anderem von Alter, Geschlecht und Größe des Patienten abhängen. So bleibt auch bei tiefster Ausatmung immer ein bestimmtes Restvolumen in der Lunge, den Alveolen und den Atemwegen zurück (vgl. Abb. 2.3).

Da der Atmungsvorgang für das Überleben des Organismus essentiell ist, wird er in hohem Maße autonom reguliert und damit unterbewusst, entsprechend der aktuellen Anforderungen, durchgeführt. Jedoch ist eine aktive Beeinflussung - innerhalb der Vitalkapazität - i.d.R. möglich.

Gemäß den in Abb. 2.3 aufgeführten Definitionen wird der maximale Atmungs-Volumenbereich durch TK beschrieben. Überschreitungen dessen Grenzen erschweren / verhindern nichtlinear ansteigende Kraftanforderungen (Dehnungswiderstände), sowie autonome neuronale Schutz-Regelprozesse (Hering-Breuer-Reflex) [28].

Besondere Bedeutung fällt im Rahmen der Arbeit den Grenzen der normalen ruhigen Atmung zu, d.h. insbesondere den Bereichen des RVI und des FRK, da davon ausgegangen werden kann, dass sich der liegende Patient während der Behandlung in einem einigermaßen beruhigten Zustand befindet.

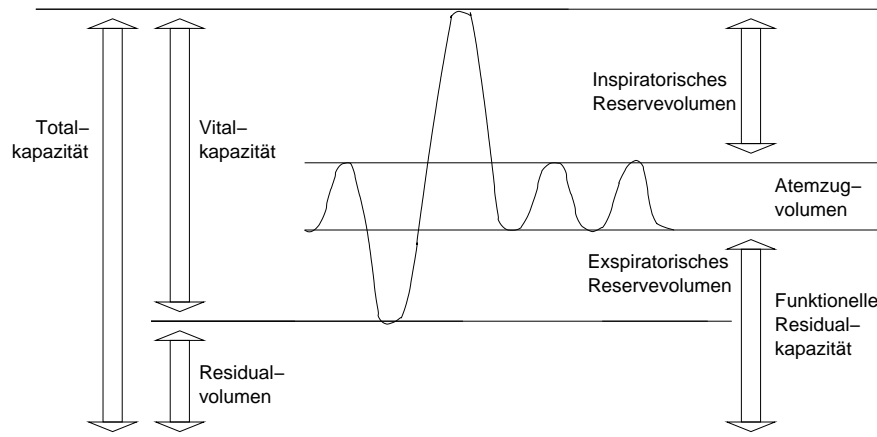


Abb. 2.3: Lungenvolumina und -kapazitäten

2.2 Modellierung

Im Folgenden wird ein systemtheoretisches Modell für den Wirkungsübergang des Muskeldruckes zu den dadurch bedingten abdominalen Bewegungen entworfen. Wie bereits einleitend erläutert, wird dies in zwei Schritten erfolgen, wobei zunächst auf den Zusammenhang zwischen Lungen-Volumen-Änderung und den (damit forcierten) abdominalen Bewegungen eingegangen wird. Der Zusammenhang von Atmungs-Muskeldruck und Lungen-Volumen wird daran anschließend besprochen.

Dabei soll im Rahmen der folgenden Ausführungen zunächst lediglich auf die Beschreibung eines eindimensionalen anatomischen Systems, mit eindimensionalen anatomischen Signalen und Signalübergängen eingegangen werden, auch wenn diese korrekterweise eigentlich mehrdimensional - im Rahmen dieser Arbeit wird i.d.R. von 3 Dimensionen ausgegangen, also z.B. 3 Raumrichtungen - vorliegen, und entsprechend (ggf. z.B. über Matrizen) ineinander überzuführen sind. Dies bleibt an dieser Stelle unberücksichtigt da hier lediglich eine qualitative Bewegungs-Aussage getroffen werden soll und die eindimensionale Darstellung zu einer deutlichen Verbesserung der Lesbarkeit beiträgt. Die später folgenden Ausführungen zum mehrdimensionalen Übergang, insb. der Gültigkeit dieser *Vereinfachung*, des Kap. 4 gelten dabei entsprechend.

Einer zu diesen Darstellungen vereinheitlichten Nomenklatur wegen, werden im Folgenden mit den Indizes i und k die Elemente der entsprechenden mehrdimensionalen Vektoren *entnommen*. So seien insbesondere lt_k das k -te Vektorelement des mit LT zusammenhängenden anatomischen Signals \vec{lt} , sowie as_i das i -te Vektorelement des anatomischen Signals \vec{as} einer AS.

2.2.1 Abdomen

Es ist leicht einzusehen, dass die Volumenänderungen des Lungen- und Thorax- (im Folgenden verkürzt als **LT** bezeichnet) Raumes aufgrund ihrer raumverdrängenden Wirkung die treibenden Kräfte für die atmungsbedingten Bewegungen der abdominalen Körpermassen darstellen.

Entsprechend ist zu erwarten, dass diese Signale in einer gewissen Proportionalität zueinander stehen.

Die Weichteilbeschaffenheit des Abdomens lässt, bei aller Unkenntnis der tatsächlichen Gegebenheiten, zumindest eine dämpfende Wirkung des Bauchraumes auf der Strecke zwischen LT und AS vermuten. Da die Bauchdecke selbst, solange sie nicht extrem gedehnt wird, sehr flexibel ist, können deren elastische Eigenschaften vernachlässigt werden.

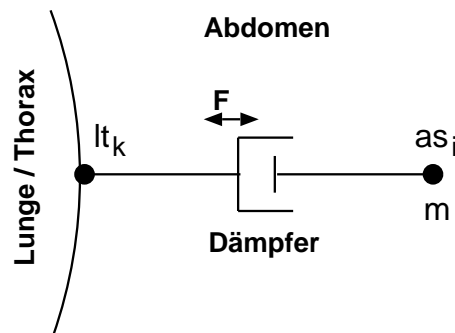


Abb. 2.4: LT zu AS Bewegungsübertragung - Modell

Bereits auf dieser Basis lässt sich ein einfaches Wirkungs-Übertragungs-Modell entwickeln (vgl. Abb. 2.4) und auf diesem aufbauend schließlich eine mathematische Beschreibung für die Bewegung einer AS in Abhängigkeit von der Volumenänderung des LT-Raumes ableiten.

Im Rahmen der Systemtheorie werden Funktionen, welche beschreiben mit welchen Ausgangssignalen (hier die abdominalen Bewegungen) ein System (der Teil des Bauchraums) bei der Einwirkung von Eingangssignalen (hier die Bewegungen der LT-Raumwände) reagiert, als Übertragungsfunktionen des Systems bezeichnet. Die eindimensionale Übertragungsfunktion des Modells ist bereits mit Hilfe weniger Gleichungen herleitbar (vgl. Anhang A.1). So gilt:

$${}^{LT}f_{AS,ik}(s) = \frac{as_i(s)}{lt_k(s)} = \frac{{}^{LT}P_{AS,ik}}{1 + s{}^{LT}T_{AS,ik}} \quad (2.1)$$

In Verbindung mit den Erklärungen des Anhangs A.1 kann festgehalten werden, dass (diesem Modell entsprechend) die LT-Raumwandbewegungen eine PT_1 -verzögerte Bewegung einer AS zur Folge haben, wobei die Parameter je nach Patient und Lage der AS unterschiedliche Werte annehmen. Gl. 2.1 ist folglich nur für die angestrebten qualitativen Betrachtungen geeignet.

2.2.2 Lungen-/Thoraxraum

Nachdem nun geklärt wurde, welche grundsätzliche Auswirkungen die Bewegungen des LT-Raumes auf die Bewegungen des Körperstammereiches (also auch des PTV und / oder BS) haben, soll nun die Gestalt der zeitabhängigen Volumenverhältnisse näher untersucht werden. Dabei wurde bereits erwähnt, dass die LT-Volumengröße direkte Folge der Aktivität der an der Atmung beteiligten Muskeln, sowie der in Lunge und Thorax aufgebauten Zugkräfte ist. Die Kopplung dieser *Antagonisten*¹ geschieht über das gasförmige Medium Luft, auf welches

¹Wie dargestellt gehen wir von einer ruhigen Atmung ohne Muskelarbeit bei der Expiration aus, so dass die Komponenten durchaus als *Gegenspieler* angesehen werden können.

Drücke ausgeübt werden. Damit stellt die Untersuchung von Druckbeziehungen einen zentralen Punkt der nachfolgenden Modellierung dar.

Drücke

Wie dargestellt (vgl. Kap. 2.1) wird die Inspiration durch die Kontraktion thoraktaler Muskeln (vor allem des Diaphragmas) bewirkt. Der dabei auf den Lungengewebskörper ausgeübte Druck wird im Folgenden als P_m bezeichnet.

Dem Muskeldruck gegenüber stehen die passiven Kräfte der elastisch gedehnten Gewebeschichten, sowie einwirkende Gewichtskräfte. Wird ein statischer Zustand (durch z.B. Luftanhalten) eingenommen, so gleichen sich diese Kräfte aus. Im Falle einer tatsächlichen Atemtätigkeit treten jedoch weitere Kräfte auf, welche auf dynamische Vorgänge zurückzuführen sind. So führen z.B. Reibungen der Luftströmungen in den Atemwegen zu Geschwindigkeits-, und Massenträgkeiten zu beschleunigungsabhängigen Kräften. Vereinfacht ergeben sich folgende Druckklassifizierungen des dynamischen Atmungssystems:

Elastische Drücke: Elastische Drücke treten vor allem im Lungengewebe, dem Thorax und der Bauchdecke auf, wenn das Lungenvolumen das FRK verlässt. Der Einfluss der Bauchdecke ist hierbei vergleichsweise gering und kann in den weiteren Darstellungen vernachlässigt werden.

Lungen- und Thoraxwand befinden sich in elastischer Gegenspannung. Ähnlich zweier auf verschiedenen Seiten einer beweglichen Platte (dem Pleuraspalt) aufgehängter Federn, greifen somit Kräfte an, welche, in Abhängigkeit der Ausdehnung, versuchen das Volumen in die Ruhelage zurückzubringen (vgl. Abb. 2.5b).

Die Elastance \mathbf{E} beschreibt den hierdurch forcierten Zusammenhang von (elastischem) Druck P_{ela} und Volumen V ,

$$P_{ela}(V) = E(V) \cdot V \quad (2.2)$$

also im wesentlichen die Wirkung der Federkonstanten. Entgegen dem (idealen) Federverhalten ist die Elastance von Lunge und Thorax in hohem Maße nichtlinear.

Die Ergebnisse von Untersuchungen zur quantitativen Bestimmung der Elastance \mathbf{E} werden üblicherweise in einem sog. Druck-Volumen-Diagramm (Rahn-Diagramm) festgehalten [52]. Zu beachten ist, dass dies hier nur von qualitativem Wert ist, da die quantitativen Ergebnisse selbstverständlich individuell verschieden sind. Das Rahn-Diagramm wird in Abb. 2.5 näher erläutert. Wesentliches Ergebnis ist, dass sich im Bereich des FRK (und damit dem Bereich der ruhigen Atmung) ein näherungsweise linearer Verlauf ergibt.

Geschwindigkeitabhängige Drücke: Die in die Atemwege ein- bzw. ausströmende Luftmengen reiben sich an den Gefäßwänden und unterliegen zudem höchst nichtlinearen Turbulenzen. Weitergehende Betrachtungen könnten deshalb nur mit Hilfe hydrodynamischer Methoden erfolgen. Für die vorliegenden Betrachtungen ist der durch die Luftströme forcierte Zusammenhang des (viskosen) Drucks P_{vis} und der Volumen-Strömungsgeschwindigkeit \dot{V} , gemeinhin ausgedrückt als Strömungswiderstand \mathbf{R} (Resistance) mit der Beziehung

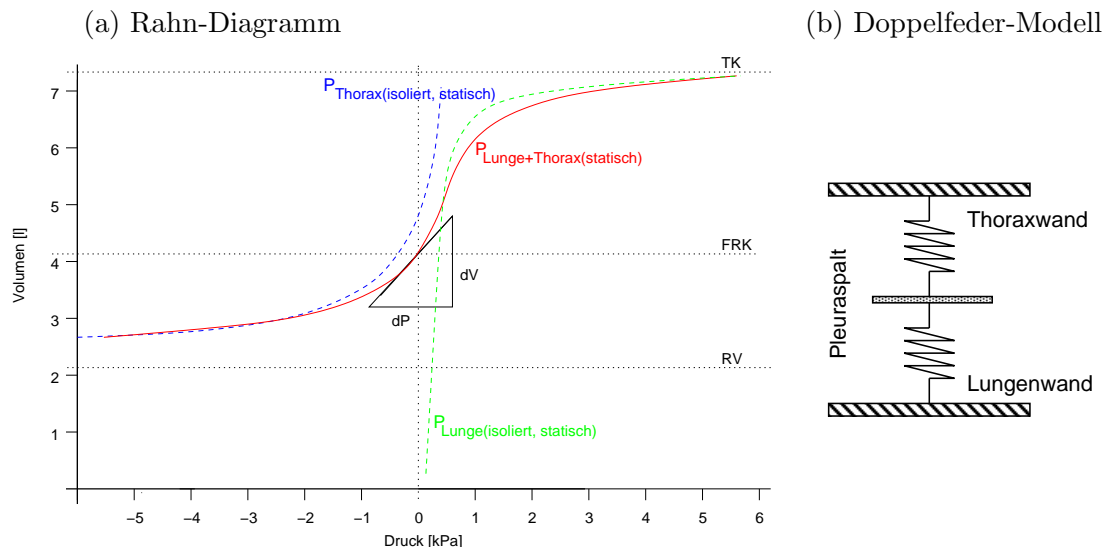


Abb. 2.5: Rahn-Diagramm

Im Rahn-Diagramm werden die isoliert (und statisch) gemessenen Druck-Volumenbeziehungen von Lunge und Thorax aufgetragen. Aus der Addition der Kurvenverläufe ergibt sich das entsprechende gemeinsame Verhalten. Gut ersichtlich sind die Grenzwert-Konvergenzen bei Annäherung an die Volumen-Extremwerte TK und RV.

$$P_{vis}(V, \dot{V}) = R(V, \dot{V}) \cdot \dot{V} \quad (2.3)$$

wesentlich.

Auch hier ist eine Quantifizierung nur schwer möglich, da die Resistance wegen der unterschiedlichen Querschnitte von Mund- und Nase bereits dann deutlich unterschiedliche Werte annimmt, wenn nur durch die Nase oder durch den Mund geatmet wird. Dies ist übrigens auch Grund dafür, dass der Organismus bei höherem Sauerstoffbedarf reflektorisch auf Mundatmung umschaltet, was selbstverständlich jederzeit auch manuell geschehen kann, und damit der Willkür des Patienten unterliegt.

Beschleunigungsabhängige Drücke: Um das Atemluftgas, sowie die sonstigen verdrängten (Körper-)Massen zu beschleunigen ist entsprechende Arbeit und somit ein entsprechender Druck P_{acc} aufzuwenden. In guter Näherung kann hier von einer linearen Abhängigkeit von Druck und Volumen-Beschleunigung ausgegangen werden:

$$P_{acc}(\ddot{V}) = I \cdot \ddot{V} \quad (2.4)$$

Die Gleichungskonstante I wird hierbei als Inertance bezeichnet. Eine exakte Quantifizierung erscheint insofern schwierig, als dass die Gas-Masse vom aktuellen Lungenvolumen des untersuchten Atemzuges abhängt und die Körpermassen der Patienten höchst individuell sind.

Gravitationsbedingte Drücke: Da alle Massen der planetaren Schwerkraft ausgesetzt sind, lasten auf dem respiratorischen System auch hierdurch forcierte Drücke. Diese können (für die Dauer der angestrebten Betrachtung) als konstant angesehen werden und werden mit

$$P_0 = const \quad (2.5)$$

zusammengefasst. Die medizinische Fachliteratur bezeichnet diesen Druck (Basisdruck) als *endexpiratory pressure* (EEP), der am Ende einer expirativen Phase von den elastischen Zugkräften *gehalten* werden muß.

Druck-Volumenbeziehung

Die im vorangegangenen Abschnitt vorgestellten (Teil-)Druck-Volumenbeziehungen lassen sich zu einer einheitlichen Gleichung zusammenfassen. Dabei ergibt sich eine allgemeine Bewegungsgleichung des respiratorischen Systems in Form einer zeitabhängigen, dynamischen Druck-Volumenbeziehung:

$$P_m(t) = P_{acc}(\ddot{V}, t) + P_{vis}(V, \dot{V}, t) + P_{ela}(V, t) + P_0 \quad (2.6)$$

In diesen Ansatz geht ebenfalls ein, dass der durch die Muskelkraft ausgeübte Druck den übrigen Drücken gegenübersteht und zeitabhängig sein kann. Die nichtlinearen Verhalten, insbesondere der viskosen und elastischen Druckkomponenten P_{vis} und P_{ela} , lassen die formale Berücksichtigung vieler Eigenschaften des respiratorischen Systems zu. So könnte z.B. in die viskose Komponente neben der Volumenabhängigkeit auch das turbulente Strömungsverhalten einfließen, oder in der elastischen Komponente sowohl das individuelle Rahn-Diagramm, als auch die ggf. auftretende Hystereseerscheinungen (bei Inspiration und Expiration) berücksichtigt werden.

Da in den bisherigen Überlegungen im wesentlichen von einer Volumen- und / oder Volumen-Geschwindigkeits- Abhängigkeit der verschiedenen Druckkomponenten ausgegangen wurde, ist es wünschenswert, die entsprechenden Elemente der Gl. 2.6 auch mathematisch eindeutig auf diese (linearen) Abhängigkeiten zu reduzieren. Üblicherweise geschieht dies durch Approximation der nichtlinearen Verläufe mittels Taylorreihen, wobei die Genauigkeit von der Zahl der (Summen-) Glieder abhängt:

$$P_m(t) = \sum_{i=1}^{N_I} I_i \ddot{V}^i(t) + \sum_{j=1}^{N_R} R_j \dot{V}^j(t) + \sum_{k=1}^{N_E} E_k V^k(t) + P_0 \quad (2.7)$$

Dabei gilt im Einzelnen:

1. N_I : Gem. Gl. 2.4 kann von einer konstanten Inertance ausgegangen werden, so dass ohne allzustarke Vereinfachung $N_I = 1$ gesetzt werden kann.
2. N_E : Da im Anwendungsbereich der Arbeit von sehr ruhiger Atmung ausgegangen werden kann, erscheint auch die Annahme (vgl. Rahn-Diagramm 2.5a) einer linearen Abhängigkeit der Elastance im Bereich der FRK einigermaßen zulässig, so dass N_E ebenfalls gleich 1 gesetzt werden kann.
3. N_R : Am schwierigsten zu modellieren erscheinen die höchst nichtlinearen Verhältnisse der Resistance, nicht zuletzt deshalb, da der Strömungsverlauf bereits bei ruhiger

Atmung Turbulenzen aufweist. Auf eine genauere Betrachtung soll an dieser Stelle verzichtet, und z.B. an [57, 58] verwiesen werden. Für den Zweck der *prinzipiellen* Darstellung im Rahmen dieser Arbeit soll auch hier - allerdings vor dem Hintergrund besseren Wissens - von einer linearen Abhängigkeit ausgegangen werden, so dass hier ebenfalls $N_R = 1$ gesetzt wird.

Ohne Beschränkung lässt sich darüberhinaus $P_0 = 0$ setzen, da hierdurch lediglich die Niveaufläche beeinflusst wird und eine Absolutbetrachtung der Werte hier nicht zur Diskussion stehen soll.

Unter diesen Voraussetzungen vereinfacht sich Gl. 2.7 zu

$$P_m(t) = I_1 \ddot{V}(t) + R_1 \dot{V}(t) + E_1 V(t) \quad (2.8)$$

bzw. laplacetransformiert zu

$$V[k](s) = \frac{\dot{V}_0[k](I_1 + R_1) + V_0[k] \cdot I_1 + P_m[k](s)}{I_1 s^2 + R_1 s + E_1}, \quad (2.9)$$

was der Grundgleichung eines (regelungstechnischen) PT_2 -Gliedes entspricht. $\dot{V}_0[k]$ und $V_0[k]$ stellen hierbei die Anfangswerte zu Beginn des k -ten Atemzuges dar.

2.2.3 Gesamtmodell

Zusammengefasst lässt sich die Wirkung der Atmungs-Muskelkontraktionen auf die Bewegungen der abdominalen Strukturen (mit den Ergebnissen der vorangegangenen Abschnitte) systemtheoretisch durch die Hintereinanderschaltung der einzelnen Übertragungsfunktionen gem. Abb. 2.6 beschreiben.

Hierbei ist jedoch die verbliebene *Lücke* in der Schnittstelle zwischen den Blöcken zu beachten: Während der *linke* Block das LT-Volumen als Ausgang besitzt, erfordert die besprochene Berechnung der abdominalen Bewegungen Informationen bezüglich der Bewegungen der LT-Raumwand als Eingang. Entsprechend ist eine zusätzliche Umrechnung notwendig, welche in einer weiteren Vereinfachung ebenfalls als linear betrachtet werden soll. Die entsprechenden hierzu notwendigen P-Glieder können somit als in die P-Anteile der anderen Systemglieder eingehend betrachtet werden, weswegen sie nicht explizit modelliert werden müssen.

Als weiterer wesentlicher Punkt ergibt sich dabei, dass, solange (wie hier) keine quantitative Betrachtung erfolgen soll, keine Unterscheidung wirkender LT-Raumwandpunkte notwendig ist, und somit stets von einem \vec{lt} -Signal ausgegangen werden kann. Dies ist insbesondere dann von Bedeutung, wenn (mehrere) zeitgetreue Wirkungen von \vec{lt} auf unterschiedliche abdominale Regionen untersucht werden sollen (vgl. auch Kap. 4).

Abb. 2.6 deutet ein weiteres mal an, dass das eindimensionale Volumensignal mehrdimensional zur \vec{as} weitergeführt werden muß. Wie bereits in Kap. 2.2.1 dargestellt, soll dies einer ausschließlich qualitativen Betrachtung wegen an dieser Stelle jedoch nicht weiter vertieft werden.

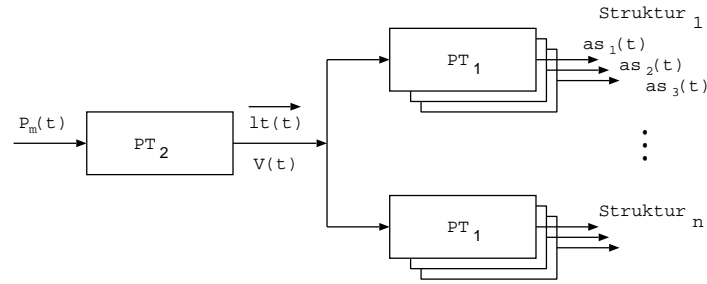


Abb. 2.6: Blockdiagramm der Muskeldruck-Abdomen Bewegungsübertragung

2.3 Diskussion

Während in den vorangegangenen Abschnitten *lediglich* ein allgemeines Modell für die Übertragung/Wirkung von Muskelkontraktionsdrücken auf die *Bewegungen* abdominaler Strukturen entwickelt wurde, wird in diesem Abschnitt konkreter auf die zu erwartenden Ein- bzw. Ausgangs- Zeitsignale eingegangen, um schließlich ein qualitatives Ergebnis der Form der atmungsbedingten Bewegungen im Körperstammbereich zu erhalten.

2.3.1 Allgemeines

Mathematisch gesehen stellt Gl. 2.1 eine Differentialgleichung ersten, Gl. 2.9 eine Differentialgleichung zweiten Grades dar. Ist man am zeitlichen Bewegungsverlauf einer AS, in Abhängigkeit vom einwirkenden Respirations-Muskeldruck interessiert, so sind die Gleichungen entsprechend zu lösen.

Nicht besprochen wurde bisher, mit welchem konkreten Signal der Muskeldruck $P_m(t)$ (das PT_2 -System-Eingangssignal) beschrieben werden kann. Dabei wird weiterhin von der Überlegung ausgegangen, dass nur die Inspirationsphase auf Muskelkraft beruht, die Expiration jedoch passiv von den gespeicherten Energien geleistet wird.

In vereinfachter Näherung soll der Muskeldruck $P_m[k](t)$ des k -ten Atemzyklus als Sinus-Quadrat-Kurve im Definitionsbereich $[t0[k] : t0[k] + \frac{\pi}{\omega[k]}]$ betrachtet werden (vgl. Abb. 2.7), da dessen Form intuitiv gut zu passen scheint. $t0[k]$ bezeichne dabei den Anfangszeitpunkt des k -ten Atemzuges, bzw. den 0-Punkt der entsprechenden Sinus-Quadrat-Kurve:

$$P_m[k](t) = \begin{cases} A[k] \cdot \sin^2(\omega[k] \cdot t - t0[k]) & \text{falls } t0[k] \leq t < t0[k] + \frac{\pi}{\omega[k]} \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \quad (2.10)$$

Mit welcher *Sinusfrequenz* $w[k]$, welcher Amplitude $A[k]$, und welcher Pausenzeit $T_p[k]$ dabei im k -ten Atemzyklus geatmet wird ist nicht vorhersagbar, da sich dies, neben dem Einfluss unterbewusster Mechanismen, vom Patienten auch bewusst - im Rahmen der dem Menschen möglichen Genauigkeit - steuern lässt (vgl. auch Kap. 1.3.2).

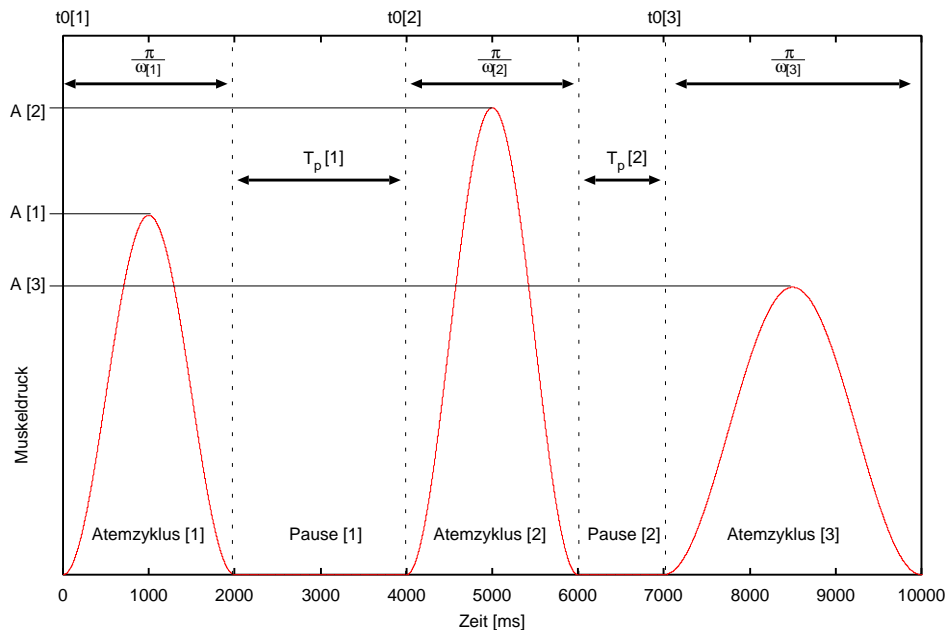


Abb. 2.7: Modellierte Muskeldruckkurve

2.3.2 Ergebnisse

Um den Haupttext der Arbeit nicht unnötig zu überstrecken wurden die mathematische Abhandlungen der Lösung der vorliegenden Differentialgleichungsprobleme in Anhang A.2 sowie Anhang A.3 ausgelagert. Wesentlich wichtiger ist es an dieser Stelle die sich aus der Modellierung ergebenden Schlussfolgerungen zu ziehen, da eine entsprechende theoretische Fundierung der entscheidende Grundstein für die Entwicklung geeigneter Verfahren zur Lösung der Zielsetzungen der Arbeit darstellt.

Vergleicht man eine theoretisch entwickelte AS-Kurve mit real gemessenen AS-Bewegungskurven (vgl. Abb. 2.8), so findet man bereits das dargestellte einfache Modell in erstaunlich hohem Maße bestätigt.

Damit kann festgehalten werden, dass das Modell offensichtlich durchaus ausreichend ist, die AS-Kurvenverläufe im Prinzip zu erklären. **Dies stellt einen wesentlichen Erfolg dar**, da es nun entsprechend fundiert möglich ist, die qualitativen Merkmale des theoretischen Kurvenverlaufes für die Entwicklung von problemlösenden Algorithmen zu verwenden.

Allerdings geht das entwickelte Modell von einer Reihe entscheidender Vereinfachungen aus, so dass eine 1:1 Anwendbarkeit für eine **quantitative** Beschreibung einer realen Messkurve nicht möglich ist. Neben den schon im Modellierungsabschnitt 2.2.2 durchgeführten Vereinfachungen bei Wahl und Anzahl der Taylor-Reihenglieder, sowie der vereinfachten PT_1 Streckenmodellierung zwischen LT-Volumen und PTV-Position (vgl. Kap. 2.2.1), erschweren vor allem die diversen willkürlich beeinflussbaren Atemzugs-Komponenten (Inspirationstiefe, Atmungsfrequenz, Pausenlänge, etc.) die praktische Modell-Anwendung.

So geht u.a. die Tatsache, dass das Volumenniveau zu Beginn der Inspirationskurve nicht zwingenderweise dem Niveau (vgl. Abschnitt 2.1.3) am Expirationsende entsprechen muss,

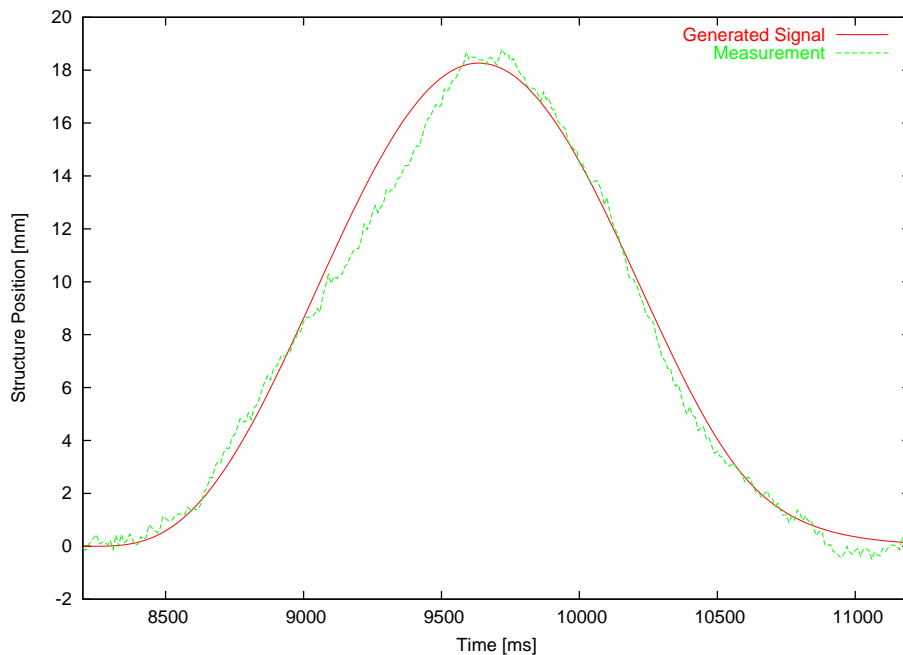


Abb. 2.8: Vergleich einer modellierten und realen Messkurve (eindimensional)

vollständig unter. Eine weitere Erweiterung der Modellierung erscheint nicht sinnvoll, da zuguterletzt eine Aussage (ggf. Messung) bezüglich des, durch den Patienten aktiv beeinflussbaren, Muskeldruckes $P_m[k]$ notwendig wäre. Dies ist jedoch medizinisch und technisch (wenn überhaupt) schwer umzusetzen, nichtzuletzt deshalb, da unterschiedliche Muskelgruppen gleichzeitig wirken.

Gelänge eine derartige Messung dennoch, könnten die grundlegenden Modellparameter der Elastance, Resistance und Inertance zwar im Nachhinein für einen oder ggf. auch mehrere Atemzüge **nachgerechnet** werden, eine Signalverarbeitung, welche auf eine möglichst präzise Prädiktion der atmungsbedingten PTV-Bewegung im Sinne der Zielsetzungen der Arbeit (vgl. Kap. 1.4) abzielt, bleibt dabei jedoch trotzdem weiterhin ausgeschlossen.

Kapitel 3

Systemstruktur und Testumgebung

Um im Rahmen der Arbeit nicht lediglich nur theoretische Abhandlungen und / oder rechnergestützte Simulationen zu führen, sollte eine Umgebung geschaffen werden um die entwickelten Methoden in einem realen, nichtklinischen Umfeld testen und verifizieren zu können. Da dies jedoch durchaus in Vorbereitung eines klinischen Einsatzes zu betrachten ist, war dabei stets eine möglichst praxisnahe Näherung anzustreben. In den späteren Kapiteln der Arbeit wird das im vorliegenden Abschnitt vorgestellte Szenario stets Grundlage der Überlegungen und Tests sein. Ein Transfer der Verfahren auf abweichende Systemstrukturen und / oder Gerätschaften sollte dennoch ohne wesentliche Schwierigkeiten erfolgen können.

3.1 Bestrahlungsvorrichtung

In Anlehnung an die Ideen und Techniken des modifizierten Cyberknife-System (vgl. Kap. 1.3.3), aber auch der Praktikabilität und Kosten wegen (Nutzung vorhandener Hardware, vgl. Anhang B), wird im Testumfeld ein Kuka-KR Roboter (KR-6) mit der für moderne Kuka-Systeme typischen Steuerung KRC-2 als Bestrahlungsvorrichtung verwendet (vgl. Abb. 3.1).

Ein (ein Kreuz projizierender) Laserpointer wird dabei als *Dummy* Bestrahlungsgerät am Flansch des Roboters montiert um damit den Zielpunkt des Roboters zu visualisieren.

Mit der im Rahmen der Arbeit entwickelten Kommunikationstechnologie gelingt eine steuerungsexterne (PC mit Echtzeit-Betriebssystem) Ansteuerung des Roboters im 12 ms Takt (Kuka-Interpolations-Takt, IPO). Schnittstellenseitig ist es damit möglich der Steuerung in dieser Frequenz (steuerungsextern berechnete) Stützpunkte für die abzufahrende Soll-Trajektorie aufzuprägen, und aktuelle Posen abzufragen.

Wie Messreihen belegen, beträgt die Latenzzeit bis zum eigentlichen Erreichen der Soll-Trajektorien-Stützpunkte beim verfügbaren Kuka-System 96 ms (8 IPO-Takte), unabhängig von der - bis 6 kg zulässigen - angehängten Last (vgl. Abb. 3.2) und Zahl der zu regelnden Gelenke (Geschwindigkeit im Normbereich). Wie in Anhang B detaillierter ausgeführt wird, ist diese relativ große Verzögerung weniger regelungstechnisch bedingt, als vielmehr auf Tiefpassfilterungen und andere Berechnungsvorgänge innerhalb der Steuerung zurückzuführen.

Grundlegende Aufgabe der Tiefpassfilter ist es, eine vom Benutzer und / oder Robotersystem generierte Soll-Trajektorie so ausreichend zu glätten, dass diese für die Armmotoren fahrbar

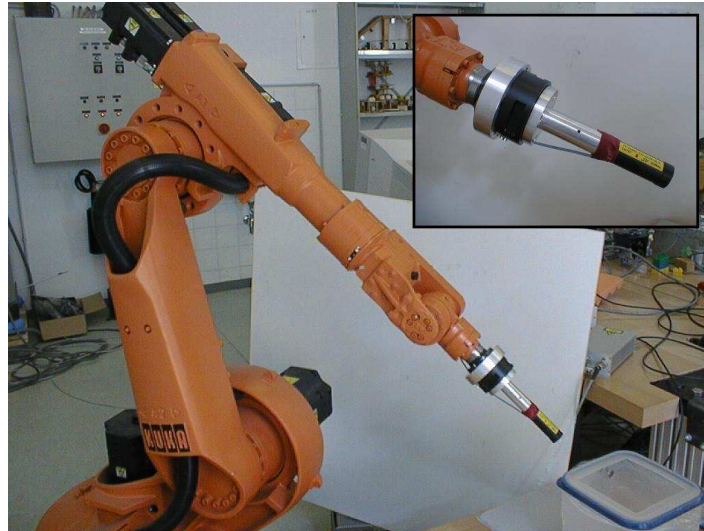


Abb. 3.1: Kuka KR6 mit Laserpointer als *Betrachtungsgerät*

wird. Hieraus leitet sich eine grundlegende Anforderung an die durch das Prädiktionssystem (vgl. Zielsetzung **Z2**) generierten Werte ab: So sind dem Robotersystem stets möglichst geschwindigkeitsstetige Trajektorien anzubieten, da nur so die Filter entsprechend geringe trajektorienbeeinflussende Wirkung zeigen, und damit entsprechend wenig von der Soll-Trajektorie abgewichen wird, was andernfalls zusätzliche Fehler bedeuten würde. Der positive Nebeneffekt, dass bei einer grundsätzlich stetigen Bahnberechnung die Filter entsprechend *kürzer* gestaltet werden könnten, was entsprechende Verringerungen der Latenz bedeuten würde, bleibt aktuell insofern unbedeutsam, als dass entsprechendes (Steuerungs-)internes Wissen z.Z. (noch) nicht öffentlich zur Verfügung steht.

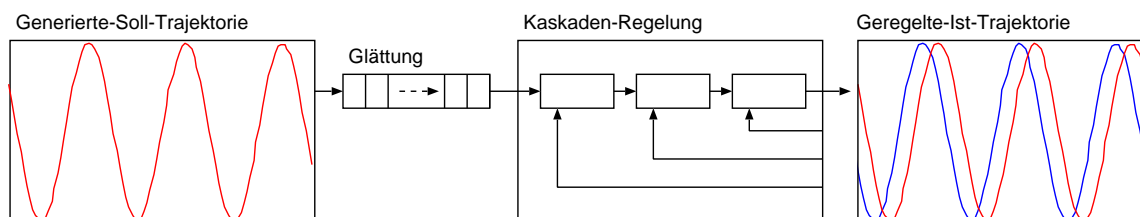


Abb. 3.2: Tiefpassfilterung der KRC2-Steuerung.

Bei Aufprägung einer sinusförmigen (Gelenkwinkel-) Bewegung (rot) hängt die Trajektorie des Roboters (blau) konstant 96ms hinterher

3.2 Bewegungsregistration

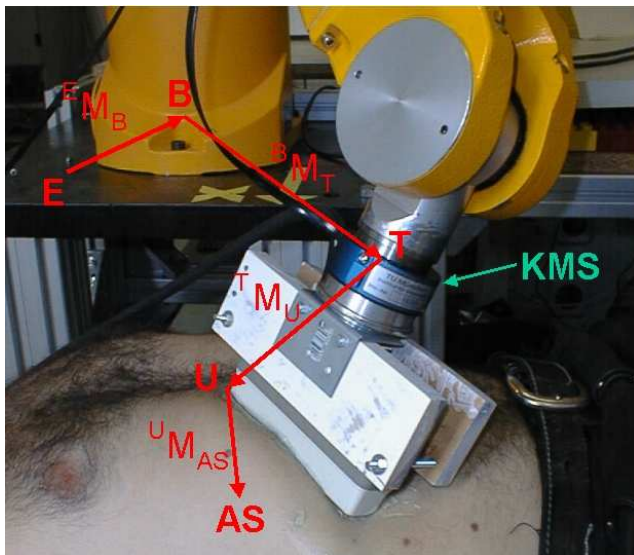
Gemäß Zielsetzung **Z1** bestand eine der grundlegendsten Aufgaben der Arbeit darin ein Verfahren zur Korrelation körperinterner AS-Bewegungen mit körperextern bestimmbar anatomicen Signalen zu finden. Entsprechend muss sich diese Messungs-Zweiteilung auch in der Testumgebung wiederfinden.

3.2.1 Körperintern

Die Strahlenbelastung eines Patienten während der PTV-Bewegungsobservation könnte vermieden werden, wenn es gelänge die i.d.R. zu diesem Zweck eingesetzten Röntgenkameras ohne Qualitätsverlust durch den Einsatz von Ultraschalltechnik zu ersetzen oder zumindest zu ergänzen. Insbesondere vor dem Hintergrund, dass dieses körperdurchleuchtende Verfahren als besonders patientenfreundlich (keine Strahlenbelastung, keine bekannten Langzeitfolgen) eingestuft wird und große Akzeptanz genießt. Ob, und ggf. wie, dies gelingen kann, sollte (vgl. Zielsetzung Z1) im Rahmen und Umfeld dieser Arbeit untersucht werden.

Eine der Hauptschwierigkeiten im Umgang mit medizinischem Ultraschall im radioonkologischen Umfeld ergibt sich aus der Tatsache, dass kein gerätebedienendes Personal im Behandlungsraum anwesend sein darf, der Schallkopf jedoch zu jedem Zeitpunkt ausreichend fest auf der Körperoberfläche des Patienten (Luftstrecken sind ggf. durch die Verwendung von spezieller Schallpaste auszuschließen) aufgesetzt werden muss.

(a) Roboter / Ultraschall / KMS



(b) Force-Feedback-Joystick



Abb. 3.3: Einsatz des telemedizinischen Ultraschall-Robotersystems

Aus diesem Grund wurde im Umfeld der Arbeit ein telemedizinisches Robotersystem entwickelt [90] (vgl. auch Abb. 3.3a), welches sich im Vergleich zu verwandten Arbeiten [3] dadurch auszeichnet, dass dem räumlich vom Patienten getrennten Bediener ein haptisches Display (kraftrückgekoppelter Joystick) einen intuitiven Eindruck bzgl. der aktuellen Handhabung des Sensorkopfes vermittelt (vgl. Abb. 3.3b). Ein zwischen Roboterarm und Ultraschallkopf montierter Kraft-Momenten-Sensor liefert hierzu die haptischen Daten.

Durch die Verwendung eines (Industrie-)Roboters (Stäubli RX90, vgl. auch Anhang B) als telemedizinisches Positionierungsgerät gelingt es, die absolute Raumposition (relativ zu einem externen Koordinatensystem E) des PTV **online** aus der Stellung des Roboters zu errechnen.

Mit den in Abb. 3.3a dargestellten Koordinatensystemen ergibt sich:

$${}^E M_{AS} = {}^E M_B \cdot {}^B M_T \cdot {}^T M_U \cdot {}^U M_{AS} \quad (3.1)$$

Dabei gilt:

- ▷ Der Übergang ${}^E M_B$ von **E** zum Roboter-Basissystem **B** hängt von der Wahl des externen Systems **E** ab (statisch).
- ▷ Der Übergang ${}^B M_T$ von **B** zum Roboter-Flansch **T** (*Null-Tool*) ergibt sich mittels Vorwärtskinematik aus der aktuellen Einstellung der Roboter-Gelenkwinkel (Messung / Berechnung mit ca. 500 Hz, vgl. Anhang B).
- ▷ Der Übergang ${}^T M_U$ von **T** zum Ultraschallkopf-System **U** hängt von der Montage des Ultraschallkopfes, sowie dessen Geometrie ab (statisch).
- ▷ Der Übergang ${}^U M_{AS}$ von **U** zur abdominalen Struktur **AS** ergibt sich aus der Auswertung des bildgebenden Verfahrens (ca. 10 Hz, vgl. Anhang C).

Als Frequenz der ${}^E M_{AS}$ Positionsbestimmung ergibt sich folglich der Wert des bildgebenden Verfahrens (niedrigster Wert der Übergangskette), d.h. ca. 10 Hz.

Bei den Ausführungen zur grundlegenden Problemstellung (vgl. Kap. 1.2) wurde festgehalten, dass der Kalibrierungszustand der eingesetzten Geräte eines der wesentlichen Kriterien für die Genauigkeit der Behandlung darstellt. So ist die Berechnung gemäß Gl. 3.1 nur dann gültig, wenn die dabei verwendeten (metrischen) Werte auch mit dem realen Aufbau übereinstimmen.

Dank moderner Vermessungsmethoden ist eine Maßbestimmung für die statischen Übergänge (${}^E M_B$, ${}^T M_U$) mit sehr hoher Genauigkeit möglich, was somit vorausgesetzt werden kann.

Bedeutend anders stellt sich dies jedoch bei den online zu vermessenden Übergängen dar. Im vorliegenden Fall betrifft dies ${}^B M_T$, sowie ${}^U M_{AS}$. Abhandlungen dieser Problematiken finden sich in Anhang B bzw. C.



Abb. 3.4: Siemens Sonoline SL1 im Testeinsatz

Für die Testumgebung wurde ein 2D-Ultraschallgerät (Siemens Sonoline SL1) angeschafft, welches Grauwert-Bilder in PAL-Qualität (768x576 Pixel) liefert (vgl. Abb. 3.4). Diese werden

von einem in den Segmentierungsrechner eingebauten Framegrabber (Matrox Meteor) erfasst, und stehen (dank eines eigens entwickelten Treibers) in Echtzeit bei 25 Hz zur Verfügung. Das im Umfeld der Arbeit entwickelte Segmentierungsverfahren wurde in [24] veröffentlicht.

Zu beachten ist jedoch, dass die Qualität des vorliegenden Ultraschallgerätes - das Siemens Sonoline SL1 gehört zu einer relativ alten Ultraschall-Gerätegeneration - durchaus Wünsche offen lässt. So lassen sich mit diesem zwar in der wohldefinierten Testumgebung (vgl. nachfolgende Ausführungen) gute Segmentierungsergebnisse erzielen, zur Gewinnung echter Patientendaten sollte jedoch ein moderneres Gerät eingesetzt werden.

Im realen Einsatz wäre ggf. eine Kombination aus Ultraschallbildgebung und Röntgenaufnahmen das Mittel der Wahl. So könnte die Auswertung der Röntgenaufnahmen dem Ultraschall-Segmentierungsprozess zusätzliche Informationen liefern um damit dessen Genauigkeit weiter zu steigern. Entsprechende Untersuchungen müssen an dieser Stelle jedoch Folgearbeiten überlassen werden.

3.2.2 Körperextern

Bei den Überlegungen zum Ultraschall-Einsatz entstand die Idee, nicht die BS-Bewegung an sich (vgl. Emitter-Ansatz des modifizierten Cyberknife Kap. 1.3.3), sondern vielmehr die atmungsbedingten **Drücke** auf den verwendeten Ultraschallkopf zur körperexternen Bewegungs-Registration heranzuziehen.

Dieser Ansatz stellt sich insofern als ausgesprochen praxisfreundlich dar, als dass der notwendige Kraft-Momenten-Sensor (KMS) ohnehin schon im Rahmen der telemedizinischen Ultraschallpositionierung (vgl. Kap. 3.2.1 sowie [90]) zum Einsatz kommt und damit bereits am passenden Ort (zwischen Roboterflansch und Ultraschallgerät montiert) zur Verfügung steht (vgl. Abb. 3.3).

Der KMS (zum Einsatz kommt ein Sensor der Firma JR3) selbst ist in der Lage ein sechsdimensionales (drei Krafrichtungen, sowie Drehmomente um die entsprechenden Achsen) Signal mit einer Datenrate von 8000 Hz am Rechner (interne ISA-Karte) aufzuzeichnen, womit die Eigenschaften der bisher vorgestellten Infrarot-Methode (vgl. Kap. 1.3.3) um ein Vielfaches übertroffen werden. Unter anderem deshalb erscheint die Bestimmung einer aussagekräftigen Korrelationsmethode dieses Datensatzes mit den langsameren körperdurchleuchtenden Verfahren (Ultraschall und / oder Röntgen) höchst lukrativ.

Wie entsprechende Testmessungen belegen, besitzen die Daten des KMS zudem ein herausragendes Signal-Rauschverhältnis, was bedeutet, dass wesentlich genauere und zuverlässigere Messungen als mit der Infrarot-Kamera möglich sind. Der notwendige Druck des Ultraschallkopfes auf den Patientenkörper dämpft zudem die bei korpulenteren Patienten möglichen Schwingtendenzen des Bauchraumes sehr stark ab.

Als weiterer *Clou* konnte festgestellt werden, dass bestimmte Ausnahmesituationen (Husten, Niesen, Sprechen, etc.) offensichtlich meist mit Anspannungen der Bauchdecke in Verbindung stehen, so dass hier enorme Druckschwankungen auftreten (vgl. Abb. 3.5). Diese lassen sich folglich entsprechend schnell und sicher als Extremsignale erkennen, was ein entsprechend schnelles Abschalten des Strahles bis zur Wiederberuhigung ermöglicht.

Mit dem sechsdimensionalen Signal steht eine entsprechend aussagekräftige online Messung zur Verfügung. Eine Einschränkung aus welcher Richtung der Druck stammt besteht folg-

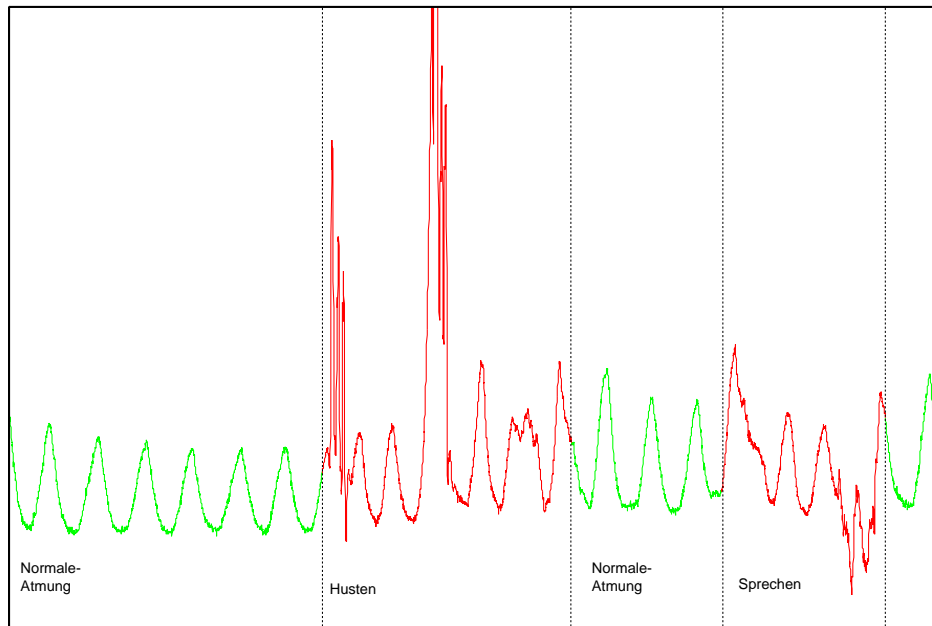


Abb. 3.5: Messung der Kraft auf den US-Sensor (eine Dimension)

lich kaum, womit auf eine individuelle und situative, spezielle Montage deshalb - und dank der eindeutig montierten Zuordnung von Ultraschallsensor und KMS - folglich weitestgehend verzichtet werden kann.

Das Gerät selbst ist nach außen vollständig transparent und stellt dabei keinerlei zusätzliche Behinderung im Behandlungsraum dar. Insbesondere ist damit auch eine (unabsichtliche) Behinderung (vgl. Verdeckung der Infrarot-Emitter aus dem Kamerabild) durch andere Geräte ausgeschlossen. Da das Gerät seinen Standpunkt während einer Bestrahlung beibehält, kann es bereits in der Bestrahlungsplanung berücksichtigt, und / oder aus dieser erlaubte Stellungsräume vorgegeben werden. All dies unterstreicht die enorme Praxistauglichkeit dieses Ansatzes.

Zusammengefasst können der Methode folgende Vorteile zugeschrieben werden:

- ▷ Sehr hohe Datenrate (8KHz),
- ▷ Sehr günstiges Signal-Rauschverhältnis,
- ▷ Signifikante Signale bei Ausnahmesituationen (Husten, Niesen, etc.),
- ▷ Sechsdimensionale Signalausgabe,
- ▷ Keine Montagevorgänge im Praxisalltag,
- ▷ Wenig Behinderung von und durch andere Gerätschaften.

Ein (offensichtlicher) Nachteil - insb. gegenüber dem Infrarot-Alternativsystem - ist nicht ersichtlich.

3.3 Phantomkorporus

Herzstück der Testumgebung bildet ein eigens entwickeltes, vereinfachtes Modell (vgl. Abb. 3.6) des oberen Bauchraumes. Ziel ist es, damit dessen grundlegende Eigenschaften und Verhaltensmuster (vgl. hierzu auch die Ausführungen des Kap. 2) zu emulieren. Der Aufbau des Modells wurde in [55] veröffentlicht.



Abb. 3.6: Phantomkorporus der Testumgebung

In einem zylindrischen Nebenkörper dieses Phantoms befindet sich ein von außen mechanisch beweglicher, das Diaphragma repräsentierender, Kolben, an den ein in den Hauptkörper hineinragender Holzstab befestigt ist. Eine Führung zwingt den Stab auf eine geradlinige Bahn. Auf dem Stab selbst können wiederum Probekörper (in Abb. 3.6 ein Schaumstoffball) angebracht werden, um damit, bei entsprechender Führung des Kolbens, typische atmungsbedingte (eindimensionale) Bewegungen abdominaler Strukturen zu simulieren.

Der kubische Phantom-Hauptkörper besteht aus (weitestgehend) transparentem Plastik, wodurch es möglich wird, die *körperinternen* Bewegungen des Probekörpers auch optisch-visuell zu beobachten.

Da Ultraschall-Untersuchungen angestrebt werden, ist es notwendig eine entsprechende Medienstrecke zwischen dem untersuchten Objekt und dem Schallkopf zu etablieren. Aufgrund der Tatsache, dass Fett, Muskel und Wasser ähnliche akustische Eigenschaften besitzen, wird das Modell (der einfachen Verfügbarkeit wegen) mit Wasser gefüllt, und hat folgedessen entsprechend wasserdicht zu sein, was sich in der Entwicklungsphase als unerwartet kompliziert herausgestellt hat.

Während die anderen Wände gänzlich aus Hardplastik bestehen, bedeckt den Hauptkörper ein, der beweglichen Bauchdecke entsprechender, flexibler Film. Löcher in der Wand zwischen Haupt- und Nebenkörper erlauben den Durchfluss von Wasser, aus bzw. in den Hauptkörper, wenn der Kolben bewegt wird. Der dabei entstehende bzw. abfallende Druck im Hauptkörper bewirkt ein zeitnahe Heben bzw. Senken des flexiblen Films, was dem Verhalten der Bauchdecke während einer Atmungstätigkeit entspricht.

Aufgrund der Tatsache, dass sich mit der Bewegung des Kolbens somit sowohl die Hauptkörperabdeckung (mit entsprechender Druckübertragung auf den Kraft-Momenten-Sensor, vgl. Kap. 3.2), als auch der Probekörper (mit-)bewegt, gelingt mit dem Phantom eine, wenngleich sehr vereinfachte, naturgetreue Abbildung der physiologischen Gegebenheiten.



Abb. 3.7: Geräteaufbau der Testumgebung

Mit der Möglichkeit den Kolben, und damit (aufgrund der starren Verbindung) auch direkt den Probekörper, von außen mechanisch bewegen zu können, lassen sich nahezu beliebige abdominale Szenarien simulieren. Darüberhinaus ermöglicht die Kenntnis der Kolbenposition einen exakten Rückschluss auf die Lage des Probekörpers. Beides (Bewegung und Lagenbestimmung) lässt sich hierbei hervorragend durch die Verwendung eines zusätzlichen, den Kolben bedienenden, Industrieroboters lösen. In der Testumgebung wird dazu ein weiterer (zweiter) Kuka-KR6 Roboter verwendet (vgl. Abb. 3.7), so dass eine der Strahlführung (vgl. Kap. 3.1) äquivalente Qualität erreicht wird.

Auf diese Weise lässt sich der Testaufbau auch dazu verwenden, eine quantitative Abschätzung für die Arbeitsgeschwindigkeit des bildgebenden Ultraschallverfahrens zu ermitteln. Hierzu wurde ein wohldefiniertes (einfacher Schaumstoffball, was eine Segmentierung entsprechend vereinfacht) Testobjekt mit dem Ultraschallgerät beobachtet, während es gleichzeitig mittels des Kuka-Roboters in eine sinusförmige Bewegung versetzt wurde. Nach entsprechender Auswertung der Bildsequenz ergab sich, dass neue Bilder wie erwartet in 25 Hz (PAL Fernsehnorm) vorliegen. Die sinusförmige Bewegung wird jedoch mit einer Latenzzeit von **72 ms** abgebildet. Dies wird bei der Festlegung der Bildaufnahmezeitpunkte innerhalb des RTAI-Framegrapper-Treibers entsprechend berücksichtigt.

3.4 Systemstruktur

Gemäß Kap. 1.1 stellt der eigentliche Bestrahlungsvorgang ein eigenständiges Modul der perkutanen Radioonkologie dar. Ziel der nachfolgenden Ausführungen ist es, eine auf die besonderen Anforderungen der angestrebten online Bewegungskompensation ausgerichtete Strukturierung eines derartigen Moduls vorzuschlagen. Dabei wird auch innerhalb des Modules weiterhin von einem modularem Aufbau ausgegangen, da es wesentliches Merkmal eines modernen Systems sein muss, möglichst lange mit der Entwicklung neuer Geräte, der Verbesserung von Algorithmen oder aber auch mit der zur Verfügungstellung weiterer Geräte im Einsatzgebiet

wachsen zu können. Letztere sollen leicht und vollständig ins bestehende System integrierbar sein.

Auf dieser Basis wird es zudem ebenfalls möglich, auch bei Abwesenheit einzelner Module (im Falle unserer Testumgebung einer Bestrahlungsplanung sowie eines echten Bestrahlers) durch simulierte Schnittstelleninformationen geeignete Tests *zu fahren* um dennoch übertragbare Ergebnisse zu erarbeiten.

Bereits in Kap. 1.1 wurde ausgeführt, dass eine, auf statische Gegebenheiten ausgelegte, *normale* Bestrahlungsplanung die für die Behandlung notwendige Pose (PTV-PO) des Strahlenganges liefert. Gleichzeitig wird damit die Pose des jeweiligen Bestrahlungsgerätes, z.B. eines Gantrys, oder auch Robotersystems, für die gesamte Bestrahlungssitzung bzw. Teilbestrahlung determiniert. In diesem Sinne stellt die errechnete Pose den eigentlichen Auftrag an das Strahler-Träger-Modul dar (vgl. Abb. 3.8). Nach Bestätigung der Positionierung kann der Strahl eingeschaltet werden (Statussignal: *Strahl-Ein*).

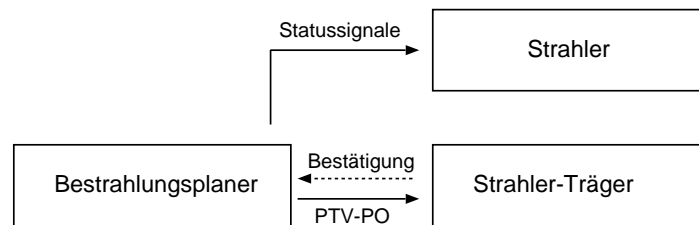


Abb. 3.8: Standard Bestrahlungsmodul-Systemstruktur

Wie bereits mehrfach dargestellt, soll mit den Methoden der **Korrelation** und **Prädiktion** die Lage des PTV auch bei nichtstatischen Bedingungen verfolgt, und somit der relative Bezug von Bestrahler und Zielvolumen stabilisiert werden. Dabei ergibt sich jedoch das zusätzliche Problem, dass sich zeitgleich mit der PTV-Bewegung auch strahlenempfindliches Gewebe in den verschobenen Strahlengang *hinein* bewegen könnte, ein Wissen, welches das Strahler-Träger-Modul per se naheliegenderweise nicht besitzt.

Korrekterweise sollte in einem endgültigen System das Prädiktionsmodul daher nicht direkt die Bewegung der Bestrahlungsvorrichtung kommandieren, sondern vielmehr das Berechnungsergebnis an den Bestrahlungsplaner zurückgegeben werden, damit dieser der prädierten Position auch eine angepasste (inkrementell veränderte, da sonst nicht roboterfahrbar, vgl. Stetigkeitsproblematik, Kap. 3.1) Orientierung zufügen kann (vgl. Abb. 3.9). In direkter Folge dieser Überlegungen ergibt sich allerdings auch, dass eine Korrelation und Prädiktion der PTV-Orientierung (zum Zwecke der Verfolgung) nicht erforderlich ist, was den Berechnungsaufwand verringert.

In einer Rückmeldung des Prädiktionsmoduls können darüberhinaus auch direkte *Strahl-Aus* oder ähnlich Signalinformationen enthalten sein, z.B. dann, wenn Probleme (unmögliche Stellungen, zu große Geschwindigkeit, zu großer Fehler, etc.) erkannt werden. Gleiches gilt für die Rückmeldungen der Bestrahlungsvorrichtung. Selbstverständlich besitzt auch der Bestrahlungsplaner jederzeit entsprechende *Interrupt*-Möglichkeiten (unmöglicher / zu gefährlicher Strahlengang, etc.).

Da der Strahl im Verlauf der Online-Bestrahlung ohnehin eingeschaltet ist, ist eine *Stellung erreicht* Mitteilung durch den Bestrahlungsträger nicht erforderlich. Stattdessen werden

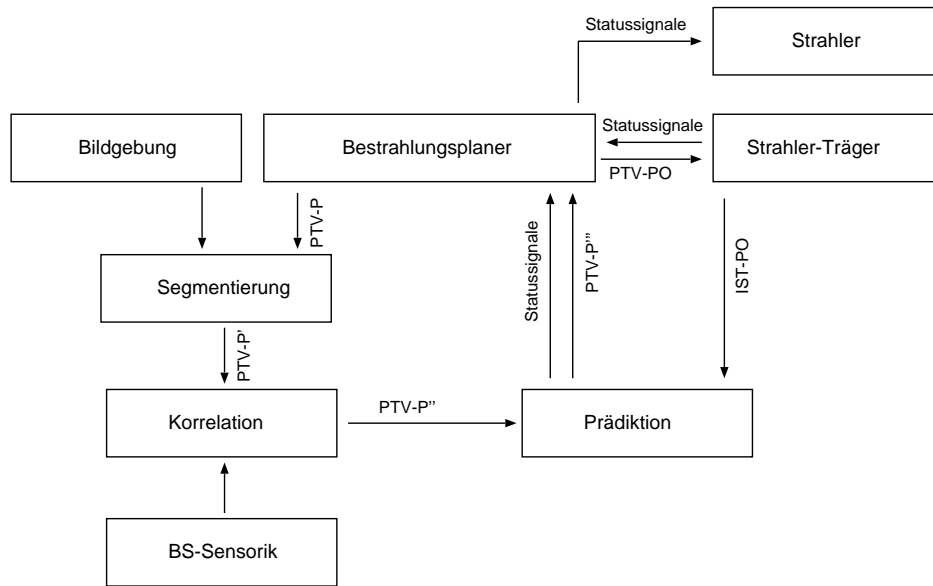


Abb. 3.9: Empfohlene Systemstruktur bei Korrelation und Prädiktion

nun vom Prädiktionsmodul Ist-Stellungs-Informationen benötigt (vgl. Abb. 3.9). Nicht weiter ausgeführt werde an dieser Stelle, dass auch die Segmentierung und / oder die Korrelation Sondersituationen haben können, und so gesehen entsprechende Statusinformationen liefern, welche auszuwerten sind.

In Abwesenheit eines *echten* Bestrahlungsplaners ergibt sich im Rahmen der Testumgebung eine dahingehende Vereinfachung der Bestrahlungsmodul-Struktur, dass der Segmentierungsvorgang die PTV-Pose (allein) determinieren muss. Ggf. ist die Wahl einer Standard-Orientierung notwendig. Da ohnehin keine abschließende Veränderung mehr erfolgt, wird diese Information über die Module hinweg weitergegeben. Bestrahlungsträger (Roboter) und Strahler (Kreuz-Laser) werden infolgedessen entsprechend direkt vom Prädiktionsmodul bedient. Insgesamt ergibt sich damit die in Abb. 3.10 dargestellte Systemstruktur der Testumgebung.

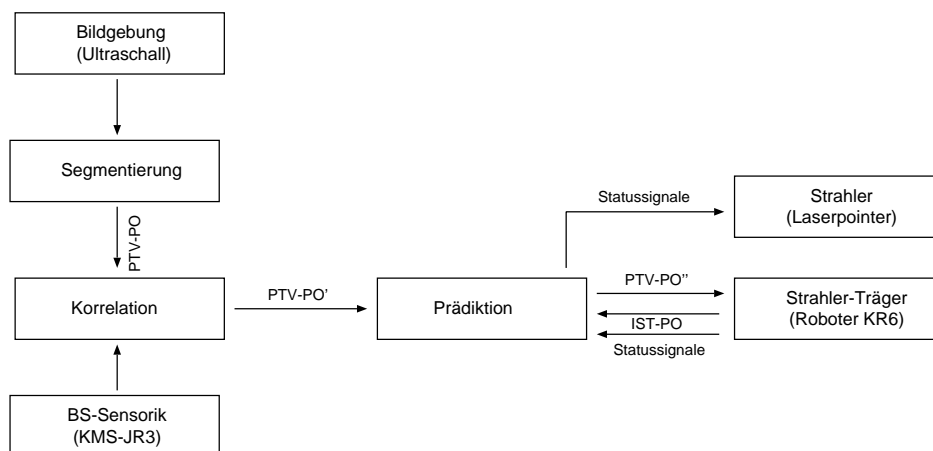


Abb. 3.10: Bestrahlungsmodul-Systemstruktur der Testumgebung

3.5 Software

Die Zielsetzungen der Arbeit können nur erreicht werden, wenn die verwendeten Softwarekomponenten schnell arbeiten, was selbstredend ausreichend Rechenleistung voraussetzt. Da das System online arbeiten muss, verlangen einige Algorithmen und Methoden zudem eine gesichert wiederkehrende Zuteilung von Rechenleistung. Dies müssen die Bearbeitungsrechner sicherstellen. Werden Standard-Rechner verwendet, so kann dies nur durch den Einsatz von Echtzeitbetriebssystemen erreicht werden. Schon kleinste Störungen könnten andernfalls zu entscheidenden Verlusten an Dynamik führen oder auch die eingesetzten Geräte beschädigen.

Darüberhinaus hält nur eine ausreichende System-Dynamik die Möglichkeit offen die notwendige Bestrahlungspräzision jederzeit erreichen zu können. Dies impliziert, dass wesentliche Teile des Systems autonom agieren müssen, da bremsende Interaktionen den Prozessfluss unterbrechen könnten. Welche Aufgaben dabei strengen (harten) und welche weniger strengen (weichen) Echtzeitanforderungen unterliegen ist genau und detailliert zu prüfen. So stellt beispielsweise i.d.R. die Bestimmung der Korrelation zweier Datensätze (vgl. Zielsetzung **Z1**) keine harten Echtzeitanforderungen. Lediglich ausreichend Rechenzeit zur Durchführung der Arbeit in ausreichender Zeit und für ggf. notwendige adaptive Parameteranpassungen muss vorhanden sein. Gleichzeitig liefern jedoch die meisten Messgeräte neben dem Messwert keine Angaben über den (System-)Zeitpunkt der Messung, was aber für die gute Datenkorrelation von immenser Bedeutung ist. So muss, obwohl dies unter Umständen für die Bearbeitung der Daten nicht gilt, sichergestellt werden, dass das Anhängen eines Zeitstempels zum Datenzeitpunkt auch im Moment der Messpunktaufnahme (und damit unter harten Echtzeitbedingungen) geschieht. Werden mehrere Messrechner verwendet, so wird das Stempeln aufgrund ggf. unzureichend synchronisierter Uhren weiter verschärft.

Im Testumfeld werden daher alle Software-Komponenten auf einem einzelnen, leistungsfähigen Rechner (aktuell AMD Athlon¹ 1GHz) mit RTAI-Betriebssystem ausgeführt. Des geringen Informationsgehaltes wegen wird daher an dieser Stelle auf ein explizites Rechner-Rechner Beziehungs-Diagramm verzichtet.

Da für keines der verwendeten Hardwarekomponenten ein RTAI-Treiber verfügbar war, mussten diese im Rahmen dieser Arbeit entsprechend entwickelt werden. Aufgrund der Nähe des RTAI-Betriebssystems zum Standard-Linux war dies mit vertretbarem Aufwand möglich. Da in RTAI auch das Standard-Linux weiterhin existent bleibt (läuft schlichtweg als ein normaler vom Kernel *geschedulter* Nicht-Echtzeit Task weiter) können somit auch normale Linux-Programme weiterhin verwendet und / oder geschrieben werden. Darüberhinaus ist zudem eine Inter-Prozess-Kommunikation zwischen den Echtzeit- (z.B. den gerätetreibenden Modulen) und Nicht-Echtzeit- (Datenauswertung, Visualisierung, etc.) Programmen möglich.

Als *erster Schritt* zu einem möglichst einfach zu bedienenden System wurde daher bereits für die Testumgebung ein Graphical-User-Interface (GUI) entworfen. Mit diesem können neben dem aktuellen Ultraschallbild auch die online Berechnungen der Segmentierung und der anderen Mess- und Berechnungsverfahren (Kraftmessung Korrelation, Prädiktion) visualisiert werden, oder auch Konfigurationen der Geräte erfolgen.

¹Eine besondere Schwierigkeit ergibt sich aus der Tatsache, dass neue Pentium Rechner keine ISA-Steckplätze mehr unterstützen, und deswegen ggf. auf spezielle *Bridges*, oder andere Sensor-Interfacekarten, zurückgegriffen werden muss.

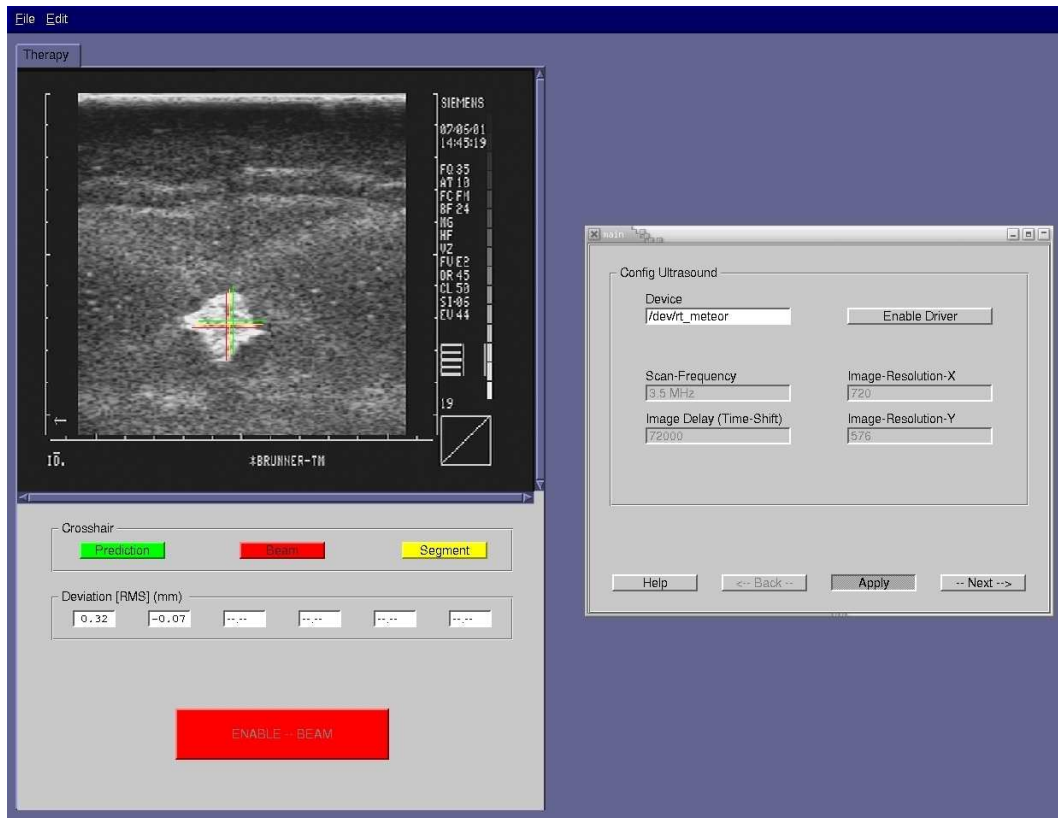


Abb. 3.11: Screenshot des aktuellen Software Front-End

Detailliertere Beschreibungen der Software erscheinen - im Rahmen dieser schriftlichen Darstellungen - jedoch wenig sinnvoll, da Software bekannterweise stetigen Veränderungen unterliegt, und diese somit entsprechend schnell veraltet wären. Einen *Screenshot* der aktuellen (stetige Änderungen sind jedoch auch hier zu erwarten) GUI-Version zeigt Abb. 3.11. Besondere Beachtung verdienen die Fadenkreuze, welche ins aktuelle Ultraschallbild eingeblendet, die aktuellen Segmentierungs- und Prädiktionsergebnisse, sowie die aktuelle Laser-Pointer-Position visualisieren. Zusätzlich zu den (exemplarisch) dargestellten, existieren diverse weitere Unterfenster, z.B. zur graphischen Ausgabe aktueller Messkurven, sowie zur Konfiguration der unterschiedlichen Algorithmen und Gerätschaften.

Kapitel 4

Bewegungskorrelation

Im Rahmen dieser Arbeit sollte ein Verfahren entwickelt werden, um die Vorteile der körperdurchleuchtenden (direkte PTV-Positionsbestimmung bei höchster Genauigkeit) und körperexternen Messungen (hohe Frequenz) geeignet zu vereinen (Zielsetzung **Z1**).

Verwendet man ein BS bewegungsbeobachtendes System (vgl. Kap. 1.3.3), so sind bereits bei der Wahl unterschiedlicher Oberflächenpunkte unterschiedliche Relativbewegungen bezüglich der körperinternen PTV-Bewegung zu erwarten (vgl. Abb. 4.1). Eine einfache *eins zu eins* Richtungs- und Amplitudenübereinstimmung der verwendeten Signale ist hingegen wenig wahrscheinlich.

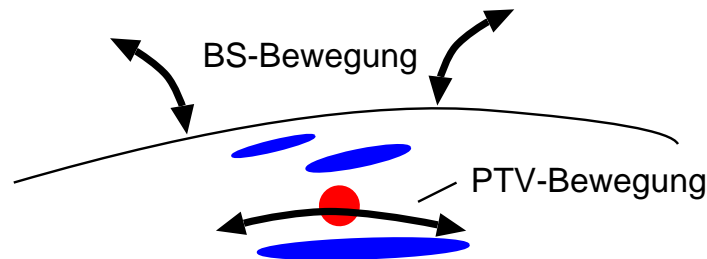


Abb. 4.1: Korrelationsproblematik

In den folgenden Ausführungen wird ein auf systemtheoretische Betrachtungen fundiertes Verfahren vorgestellt, mit welchem ein Rechnersystem in die Lage versetzt werden soll, aus den Daten einer kurzen initialen Messreihe, eine situative mathematische Relativbeziehung zu errechnen und im Sinne der Aufgabenstellung nutzbar zu machen.

Nach einer detaillierteren Begriffsbestimmung wird diskutiert, in welcher Weise sich die Erkenntnisse des Kap. 2 für die gegebene Problemstellung verwerten lassen. Einer klareren Darstellung wegen erfolgen die Betrachtungen zunächst eindimensional, werden später jedoch auch auf den mehrdimensionalen Fall erweitert. Da keine allgemeingültige, quantitative Festlegung von Parameterwerten möglich ist, müssen diese vom Verfahren selbst bestimmt (erlernt) werden. Aufgrund der Tatsache, dass sich das vorgestellte Parameter-Bestimmungs-Verfahren auch adaptiv verwenden lässt, sind zudem intraoperative Parameteranpassungen möglich. Eine Diskussion der Ergebnisse schließt das Kapitel ab.

4.1 Grundsätze

Allgemein wird die Bestimmung von Zusammenhängen und / oder verwandten Merkmalen zwischen zunächst unterschiedlich erscheinenden Datensätzen (und / oder Bereichen in einem Datensatz) als **Korrelation**¹ [43] bezeichnet.

In ersten diesbezüglichen Überlegungen zum modifizierten Cyberknife (vgl. Kap. 1.3.3) wurde mit dem Aufbau einer Datenbank ein sehr einfaches (aber universell einsetzbares) Beispiel für eine Möglichkeit zur Gegenüberstellung von Datensätzen vorgeschlagen.

Allerdings hängt die Aussagekraft einer Datenbank stark von der Zahl der differierenden Einträge, sowie deren Verteilung über dem Raum der möglichen Datenwerte hinweg, ab. Eine ggf. notwendige Interpolation wird i.d.R. entsprechend ungenau ausfallen. Besonders problematisch wird dies, wenn die Tastfrequenz der Sensorsysteme langsamer als die Nyquist-Frequenz des abzutastenden (periodischen) Signals ist. Im Falle des modifizierten Cyberknife stehen die Röntgenbilder in 1/10 Hz bereit, und damit deutlich unterhalb der zu erwartenden durchschnittlichen Atmungsfrequenz. So hilft auch die vergleichsweise hohe Frequenz der Infrarot-Emitter-Abtastung (60 Hz) hier nur eingeschränkt weiter.

Ausgesprochen bedeutend wäre es hingegen, wenn ein mathematischer Zusammenhang zwischen den Datensätzen bekannt wäre. In diesem Fall könnte der Zugriff auf eine (ggf. unzureichend gefüllte) Datenbank entfallen, da sich der Partnerwert dann einfach über die mathematische Beziehung errechnen ließe.

So entspricht (beispielsweise) ein Proportionalitätsfaktor (Umrechnungsfaktor, z.B. *km/h* zu *miles/h*) zwischen zwei entsprechend abhängigen Funktionen und / oder Signalen in dieser Sichtweise bereits einer einfachen Korrelationsbeziehung zwischen den Datensätzen. Schwieriger wird eine solche In-Beziehung-Setzung, wenn der Zusammenhang nicht mehr nur proportional, sondern z.B. linear (z.B. *Grad Celsius* zu *Grad Fahrenheit*), oder gar nichtlinear vorliegt.

Unabhängig von der verwendeten Methode erfordert eine gute Korrelation diskreter, zeitabhängiger Datensätze neben möglichst exakten - rausch- und verfälschungsfreien - Messungen, auch eine möglichst exakte Bestimmung des Messzeitpunktes. Nur wenn dies zu jedem Zeitpunkt erfüllt ist, können entsprechend zueinanderpassende Messwerte verarbeitet werden.

Bereits in Kap. 3.5 wurde ausgeführt, dass die Bestimmung der (Korrelations-)Berechnungsparameter kein Vorgang mit zwingenderweise harten Echtzeitanforderungen ist. Lediglich ausreichend Rechenzeit für die Wertbestimmung an sich, und die adaptiven Anpassungen der Parameter, muss garantiert werden können. Dabei ist es zudem erforderlich, jeden Messwert mit einem (möglichst) exakt passenden Mess-(System-)Zeitpunkt (Zeitstempel) zu versehen, was ein durchaus kompliziertes Unterfangen sein kann (vgl. Messung der Ultraschall-Framegrabber-Latenz in Kap. 3.3). Liegen keine genaueren Erkenntnisse vor und / oder lassen sich diese nicht ermitteln, so kann in einer ersten Näherung der Mittelwert zwischen dem Start- und Abschlusszeitpunkt einer Messung als Zeitpunkt der Messung herangezogen werden.

In jedem Fall erfordert das korrekte Stempeln der Datensätze jedoch den Einsatz von Echtzeitbetriebssystemen. Nur so kann sichergestellt werden, dass zwischen dem Messvorgang und dem Bestimmen der einzelnen Zeitwerte (z.B. Start und Abschluss) keine zusätzlichen, ggf. unbestimmt lange, Latenzzeiten entstehen.

¹Die Ähnlichkeiten eines Datensatzes zu *sich selbst* beschreibt die sog. **Autokorrelation**.

Kommen mehrere Messrechner zum Einsatz, so besteht das grundsätzliche Problem der Synchronisation von System-Uhren [9], weswegen im allgemeinen empfohlen werden muss, zu korrelierende Datensätze möglichst auf einem gemeinsamen Messrechner zu erfassen. Im Rechnerverbund müssen ggf. Signallaufzeiten bekannt sein. Gemäß Kap. 3 wird in der der Arbeit zugrundeliegenden Testumgebung insbesondere aus diesem Grund ein einzelner leistungsfähiger Rechner verwendet.

Darüberhinaus liegen die zu vergleichenden (digital abgetasteten) Messwerte aufgrund unterschiedlicher Arbeitsgeschwindigkeiten der Sensorsysteme, sowie der sequentiellen Arbeitsweise des / der Messrechner, selten streng äquidistant, und noch dazu zu übereinstimmenden (und damit vergleichbaren) Zeitpunkten vor. Aus diesem Grund sind zusätzliche Verfahren zu verwenden, welche eine gültige Vergleichbarkeit erzeugen. Vorzugsweise sollte dazu eine geeignete einheitliche Korrelationsabtastfrequenz f_{cor} festgelegt, und bei Zwischenzeitpunkten (wenn ein Korrelationszeitpunkt zwischen zwei Messwerten einer Datenreihe liegt) geeignet (z.B. linear, vgl. Abb. 4.2) interpoliert werden.

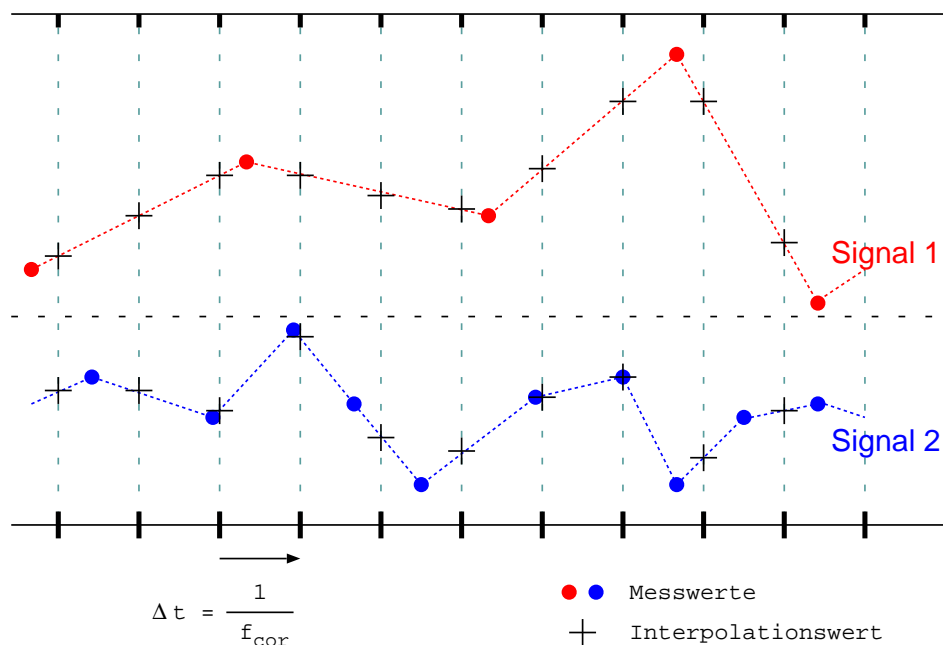


Abb. 4.2: Interpolation von Datensätzen zur Generierung äquidistanter Messwerte gleicher Frequenz und gleicher Abtastzeitpunkte

4.2 Modellierung

In den folgenden Ausführungen wird ein auf physiologische und systemtheoretische Betrachtungen aufbauendes Systemmodell zur Beschreibung der Relativbeziehung unterschiedlicher, atmungsforcierter, anatomischer Signale vorgeschlagen. Dieses bildet schließlich die Grundlage der angestrebten Umrechnung.

Systemtheoretisch wird hierbei vollends auf die Erkenntnisse und Ausführungen des Kap. 2.2 aufgebaut. Dabei wird insbesondere weiterhin von LTI-Systemübergängen ausgegangen. Unter anderem einer vereinfachten Darstellung wegen, werden (bei den mehrdimensionalen Betrachtungen) zudem dreidimensionale Signalvektoren angenommen (also z.B. 3 Kraft- oder Raumrichtungen), weswegen ggf. auftretenden Übergangs-Matrizen stets quadratische 3x3 Gestalt haben sollen.

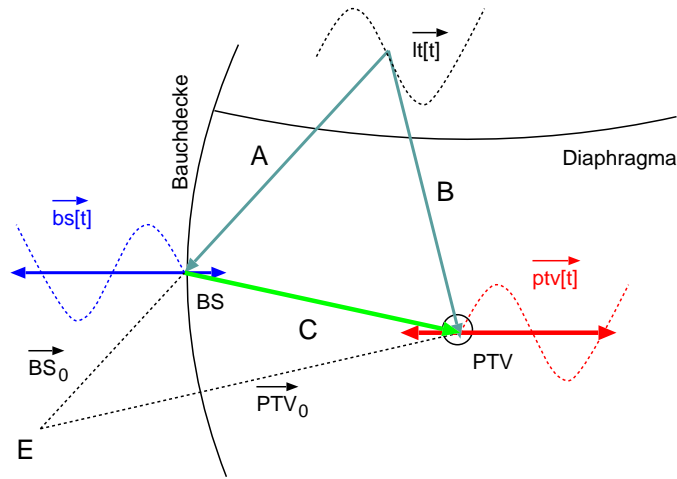


Abb. 4.3: Korrelationsmodell

Mit den in Abb. 4.3 dargestellten Beziehungen, besteht das vorliegende Problem darin, eine mathematische Beschreibung des Übergangs C zu finden.

In der Signaltheorie entspricht dies der Suche nach **der** Übertragungsfunktion (im mehrdimensionalen Fall eine Matrix von Funktionen) von einem bei BS gemessenen Signalvektor $\vec{bs} = (bs_1, bs_2, bs_3)^T$ zum Bewegungssignal $\vec{ptv} = (ptv_1, ptv_2, ptv_3)^T$ des PTV. Desweiteren sei mit dem Signalvektor $\vec{lt} = (lt_1, lt_2, lt_3)^T$ weiterhin die gemäß Kap. 2.2.1 hergeleiteten Auswirkungen der Atmungstätigkeit auf den Bauchraum beschrieben.

Es gelte:

$$\vec{bs}(s) = A(s) \cdot \vec{lt}(s) \quad (4.1)$$

$$\vec{ptv}(s) = B(s) \cdot \vec{lt}(s) \quad (4.2)$$

Nach Auflösen von Gl. 4.1 nach $\vec{lt}(s)$ und Einsetzen in Gl. 4.2 ergibt sich:

$$\vec{ptv}(s) = B(s) \cdot A(s)^{-1} \cdot \vec{bs}(s) \quad (4.3)$$

und somit

$$C(s) = B(s) \cdot A(s)^{-1} \quad (4.4)$$

4.3 Diskussion

Betrachten wir (in direkter Erweiterung des Kap. 2.2) im Folgenden zunächst A , B und C als eindimensionale Übergänge entsprechend ebenfalls eindimensionaler anatomischer Signale bs_j , ptv_i sowie lt_k . Die (Rück-) Verallgemeinerung auf die dreidimensionale Form wird am Ende des Abschnittes erfolgen.

4.3.1 Spektral - Analog

Aus den Erkenntnissen des Kap. 2.2.1 ergibt sich, dass die Übergänge zwischen LT-Raumwand und verdrängtem (abdominalen) Gewebe nicht statisch sind, sondern vielmehr näherungsweise PT_1 - Charakter besitzen. In laplacetransformierter Signaldarstellung können damit folgende Beziehungen definiert werden:

$$bs_j(s) = \frac{{}^{LT}P_{BS,jk}}{1 + s{}^{LT}T_{BS,jk}} \cdot lt_k(s) \quad (4.5)$$

$$ptv_i(s) = \frac{{}^{LT}P_{PTV,ik}}{1 + s{}^{LT}T_{PTV,ik}} \cdot lt_k(s) \quad (4.6)$$

Nach Auflösung von Gl. 4.5 nach $lt_k(s)$ ergibt sich mit

$$lt_k(s) = \frac{1 + s{}^{LT}T_{BS,jk}}{{}^{LT}P_{BS,jk}} \cdot bs_j(s) \quad (4.7)$$

ein sog. **PD-Systemübergang**.

Eingesetzt in Gl. 4.6 folgt schließlich

$$ptv_i(s) = \frac{{}^{LT}P_{PTV,ik}}{{}^{LT}P_{BS,jk}} \cdot \frac{1 + s{}^{LT}T_{BS,jk}}{1 + s{}^{LT}T_{PTV,ik}} \cdot bs_j(s) \quad (4.8)$$

oder mit

$$g_{ijk}(s) = \frac{{}^{LT}P_{PTV,ik}}{{}^{LT}P_{BS,jk}} \cdot \frac{1 + s{}^{LT}T_{BS,jk}}{1 + s{}^{LT}T_{PTV,ik}} \quad (4.9)$$

verkürzt:

$$ptv_i(s) = g_{ijk}(s) \cdot bs_j(s) \quad (4.10)$$

und damit **die** Korrelationsbeziehung, mit welcher sich bei Kenntnis der eindimensionalen BS-Bewegung die PTV-Bewegung errechnen lässt. Systemübertragungsfunktionen der Form von $g_{ijk}(s)$ gemäß Gl. 4.9 werden in der LTI-Systemtheorie als **PDT₁-Glieder** bezeichnet.

Der Übersichtlichkeit wegen definieren wir nun

$$P_{1ik} = {}^{LT}P_{PTV,ik}, T_{1ik} = {}^{LT}T_{PTV,ik}, P_{2jk} = {}^{LT}P_{BS,jk}, T_{2jk} = {}^{LT}T_{BS,jk} \quad (4.11)$$

welche somit die Systemgrößen des entsprechend definierten PDT₁-Gliedes darstellen:

$$g_{ijk}(s) = \frac{\mathbf{ptv}_i(s)}{\mathbf{bs}_j(s)} = \frac{P_{1ik}}{P_{2jk}} \cdot \frac{1 + sT_{2jk}}{1 + sT_{1ik}} \quad (4.12)$$

4.3.2 Zeit - Diskret

Um *realen* Nutzen aus dem Wissen über den Spektral-Analogen Zusammenhang zwischen körperexterner BS-Bewegung und körperinterner PTV Bewegung gemäß Gl. 4.12 ziehen zu können, ist eine Überführung der Gleichung aus dem Laplaceraum in den diskreten Zeitbereich notwendig. Dies kann in folgenden zwei Schritten erfolgen:

Zunächst lässt sich Gl. 4.8 mittels der sog. bilinearen Transformation in die z-Transformation (diskreter Spektralraum) der Signalbeziehung überführen. Die z-Transformierte entspricht hierbei einer Spektraldarstellung eines, durch Abtastung mit Δt aus dem Zeit-Analogen Signal gewonnenen, Zeit-Diskreten Signalverlaufes.

Für ein allgemeines System H gilt hierbei:

$$H_d(z) \approx H_a\left(\frac{2}{\Delta t} \cdot \frac{1 - z^{-1}}{1 + z^{-1}}\right) \quad (4.13)$$

wobei d *digital* und a *analog* bezeichne.

Angewandt auf Gl. 4.12 ergibt sich:

$$g_{ijk}(z) = \frac{\mathbf{ptv}_i(z)}{\mathbf{bs}_j(z)} = \frac{P_{1ik}}{P_{2jk}} \cdot \frac{1 + \frac{2}{\Delta t} \cdot \frac{1-z^{-1}}{1+z^{-1}} T_{2jk}}{1 + \frac{2}{\Delta t} \cdot \frac{1-z^{-1}}{1+z^{-1}} T_{1ik}}. \quad (4.14)$$

bzw. ausmultipliziert und vereinfacht:

$$g_{ijk}(z) = \frac{P_{1ik}}{P_{2jk}} \cdot \frac{(z\Delta t + \Delta t + 2zT_{2jk} - 2T_{2jk})}{z\Delta t + \Delta t + 2T_{1ik} - 2T_{1ik}} = \quad (4.15)$$

$$= \frac{P_{1ik}}{P_{2jk}} \cdot \frac{(\Delta t + 2T_{2jk}) + (\Delta t - 2T_{2jk})z^{-1}}{(\Delta t + 2T_{1ik}) + (\Delta t - 2T_{1ik})z^{-1}}. \quad (4.16)$$

Nach entsprechender Umformung und Einführung der Abkürzungen $q_{1ik}^+ = (\Delta t + 2T_{1ik})$, $q_{1ik}^- = (\Delta t - 2T_{1ik})$, $q_{2jk}^+ = (\Delta t + 2T_{2jk})$, $q_{2jk}^- = (\Delta t - 2T_{2jk})$ kann Gl. 4.16 auch gemäß

$$q_{1ik}^+ \cdot \mathbf{ptv}_i(\mathbf{z}) + q_{1ik}^- z^{-1} \cdot \mathbf{ptv}_i(\mathbf{z}) = \frac{P_{1ik}}{P_{2jk}} \cdot (q_{2jk}^+ \cdot \mathbf{bs}_j(\mathbf{z}) + q_{2jk}^- z^{-1} \cdot \mathbf{bs}_j(\mathbf{z})) \quad (4.17)$$

dargestellt werden.

Der nun entscheidende zweite Schritt der Umformung in den diskreten Zeitbereich erfolgt durch die entsprechende Überführung von Gl. 4.17 mit Standardmitteln der inversen z-Transformation. Dabei ergibt sich:

$$q_{1ik}^+ \cdot \mathbf{ptv}_i[t] + q_{1ik}^- \cdot \mathbf{ptv}_i[t - \Delta t] = \frac{P_{1ik}}{P_{2jk}} \cdot (q_{2jk}^+ \cdot \mathbf{bs}_j[t] + q_{2jk}^- \cdot \mathbf{bs}_j[t - \Delta t]) \quad (4.18)$$

Dies bedeutet, dass sich (nach einer weiteren Umformung) der aktuelle Wert des \mathbf{ptv}_i zum Zeitpunkt t aus dem aktuellen \mathbf{bs}_j Wert, sowie den beiden um Δt zurückliegenden Werten von \mathbf{ptv}_i und \mathbf{bs}_j errechnen lässt (vgl. auch Abb. 4.4):

$$\mathbf{ptv}_i[t] = \frac{P_{1ik}}{P_{2jk} \cdot q_{1ik}^+} \cdot (q_{2jk}^+ \cdot \mathbf{bs}_j[t] + q_{2jk}^- \cdot \mathbf{bs}_j[t - \Delta t]) - \frac{q_{1ik}^-}{q_{1ik}^+} \cdot \mathbf{ptv}_i[t - \Delta t] \quad (4.19)$$

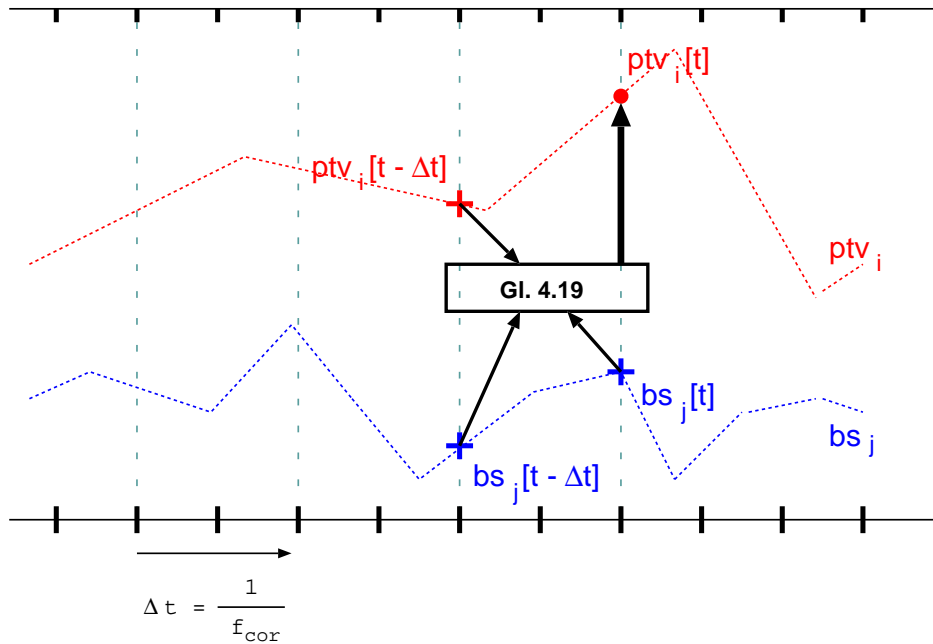


Abb. 4.4: Korrelation bei PDT_1 Datenbeziehung (eindimensional)

Aufgrund der bilinearen Näherung wird diese Rechnung umso genauer, je kleiner der Wert Δt gewählt werden kann. Wie dargestellt, hängt dies im Anwendungsfall der Arbeit folglich davon ab, wie schnell eine Online-Segmentierung des Ultraschallbildes (oder aber auch eines alternativen körperdurchleuchtenden Verfahrens) erfolgen kann.

Grundsätzlich möglich ist es jedoch, den $\mathbf{ptv}_i[t - \Delta t]$ Wert (oder noch früher zurückliegende Werte) selbst wiederum durch eine Berechnung gemäß Gl. 4.19 anzunähern. Auf diese Weise

kann die Zeitspanne zwischen zwei notwendigen ptv_i Messungen künstlich verlängert werden, d.h. entsprechend niedrigere PTV-Messfrequenzen sind erforderlich. Naheliegenderweise nimmt die Qualität der Näherung jedoch mit jedem derart ausgelassenen Messwert weiter ab.

4.3.3 Mehrdimensional

Die voranstehenden Ausführungen lassen sich auch auf eine mehrdimensionale Signalbeschreibung übertragen. Wie dies geschehen kann, und was es dabei zu beachten gilt, soll in dem vorliegenden Abschnitt untersucht werden. Angemerkt sei, dass die nachfolgenden Darstellungen (ohne Beschränkung der Allgemeinheit) einer besseren Lesbarkeit wegen, sowie im Wissen um die im Rahmen dieser Arbeit ausschließliche Notwendigkeit (vgl. Kap. 3.4), von dreidimensionalen anatomischen Signalen ausgehen.

Zunächst werden folgende grundlegende Annahmen (Approximation an die tatsächlichen Gegebenheiten) bezüglich der mehrdimensionalen Signalübertragungen im Modell der Abb. 4.3 getroffen:

1. Die Elemente der Matrix des Signalüberganges A^{-1} haben jeder für sich den besprochenen PD - Charakter:

$$\vec{lt}(\mathbf{s}) = \begin{pmatrix} \frac{1+sT_{211}}{P_{211}} & \frac{1+sT_{212}}{P_{212}} & \frac{1+sT_{213}}{P_{213}} \\ \frac{1+sT_{221}}{1+sT_{221}} & \frac{1+sT_{222}}{1+sT_{222}} & \frac{1+sT_{223}}{1+sT_{223}} \\ \frac{P_{221}}{1+sT_{231}} & \frac{P_{222}}{1+sT_{232}} & \frac{P_{223}}{1+sT_{233}} \\ P_{231} & P_{232} & P_{233} \end{pmatrix} \cdot \vec{bs}(\mathbf{s}) \quad (4.20)$$

2. Die Elemente der Matrix des Signalüberganges B haben jeder für sich *weiterhin* PT_1 - Charakter:

$$\vec{ptv}(\mathbf{s}) = \begin{pmatrix} \frac{P_{111}}{1+sT_{111}} & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \frac{P_{133}}{1+sT_{133}} \end{pmatrix} \cdot \vec{lt}(\mathbf{s}) \quad (4.21)$$

3. In einer Raumrichtung i des \vec{ptv} treten nur identische Zeitkonstanten T_{1ik} auf, was wegen der Allgegenwärtigkeit der Lungenausdehnung durchaus gültig erscheint. Somit gelte:

$$T_{1ik} := T_{1i} \quad \forall k \quad (4.22)$$

In Konsequenz folgt für den Übergang B:

$$\vec{ptv}(\mathbf{s}) = \begin{pmatrix} \frac{P_{111}}{1+sT_{11}} & \frac{P_{112}}{1+sT_{11}} & \frac{P_{113}}{1+sT_{11}} \\ \dots & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \frac{P_{133}}{1+sT_{13}} \end{pmatrix} \cdot \vec{lt}(\mathbf{s}) \quad (4.23)$$

Setzt man Gl. 4.20 in Gl. 4.23 ein, so ergibt sich damit für den Gesamtübergang C:

$$\vec{ptv}(\mathbf{s}) = \begin{pmatrix} \frac{P_{111}}{1+sT_{11}} & \frac{P_{112}}{1+sT_{11}} & \frac{P_{113}}{1+sT_{11}} \\ \dots & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \frac{P_{133}}{1+sT_{13}} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \frac{1+sT_{211}}{P_{211}} & \frac{1+sT_{212}}{P_{212}} & \frac{1+sT_{213}}{P_{213}} \\ \dots & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \frac{1+sT_{233}}{P_{233}} \end{pmatrix} \cdot \vec{bs}(\mathbf{s}) \quad (4.24)$$

$$\vec{ptv}(\mathbf{s}) = \begin{pmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} \\ c_{31} & c_{32} & c_{33} \end{pmatrix} \cdot \vec{bs}(\mathbf{s}) \quad (4.25)$$

Multiplizieren wir nun stellvertretend für die anderen Dimensionen die Berechnung von $ptv_1(s)$ aus, so ergibt sich damit

$$\begin{aligned} \mathbf{ptv}_1(\mathbf{s}) &= c_{11}\mathbf{bs}_1(\mathbf{s}) + c_{12}\mathbf{bs}_2(\mathbf{s}) + c_{13}\mathbf{bs}_3(\mathbf{s}) \\ &= \left(\frac{P_{111}}{1+sT_{11}} \frac{1+sT_{211}}{P_{211}} + \frac{P_{112}}{1+sT_{11}} \frac{1+sT_{221}}{P_{221}} + \frac{P_{113}}{1+sT_{11}} \frac{1+sT_{231}}{P_{231}} \right) \cdot \mathbf{bs}_1(\mathbf{s}) \\ &\quad + \left(\frac{P_{111}}{1+sT_{11}} \frac{1+sT_{212}}{P_{212}} + \frac{P_{112}}{1+sT_{11}} \frac{1+sT_{222}}{P_{222}} + \frac{P_{113}}{1+sT_{11}} \frac{1+sT_{232}}{P_{232}} \right) \cdot \mathbf{bs}_2(\mathbf{s}) \\ &\quad + \left(\frac{P_{111}}{1+sT_{11}} \frac{1+sT_{213}}{P_{213}} + \frac{P_{112}}{1+sT_{11}} \frac{1+sT_{223}}{P_{223}} + \frac{P_{113}}{1+sT_{11}} \frac{1+sT_{233}}{P_{233}} \right) \cdot \mathbf{bs}_3(\mathbf{s}). \end{aligned} \quad (4.26)$$

Vereinfacht man diese Gleichung (mit einer Reihe einfacher algebraischer Umformungen) weiter, so erhält man

$$\mathbf{ptv}_1(\mathbf{s}) = \sum_{j=1}^3 M_{1j} \cdot \frac{1+sL_{1j}}{1+sT_{11}} \cdot \mathbf{bs}_j(\mathbf{s}) \quad (4.27)$$

oder allgemeiner für alle Dimensionen:

$$\mathbf{ptv}_i(\mathbf{s}) = \sum_{j=1}^3 M_{ij} \cdot \frac{1+sL_{ij}}{1+sT_{1i}} \cdot \mathbf{bs}_j(\mathbf{s}) \quad (4.28)$$

mit L_{ij} als neue Zeitwerte, und M_{ij} als neue Proportionalitätsfaktoren. Beide Größen berechnen sich aus Summen und Faktoren der bereits eingeführten Zeitwerte und Proportionalitätsfaktoren, seien an dieser Stelle jedoch nicht explizit betrachtet.

Für die Elemente des Überganges C ergibt sich damit

$$c_{ij} = M_{ij} \cdot \frac{1+sL_{ij}}{1+sT_{1i}} \quad (4.29)$$

d.h. jeweils einzelne PDT_1 - Glieder. Insgesamt bedeutet dies, dass sich der jeweilige ptv_i Signalanteil als Summe einzelner PDT_1 - Übergänge gemäß Gl. 4.28 errechnen lässt.

Führt man nun in Analogie zum eindimensionalen Fall wiederum eine bilineare z-Transformation mit anschließender inverser z-Transformation durch, so erhält man eine Gleichung bei welcher sich bei Kenntnis aller System-Parameter (Zeitwerte und Proportionalitätsfaktoren, vgl.

auch die nachfolgenden Ausführungen) der aktuelle Wert des i -ten Elementes des Signalvektors \vec{ptv} aus dem um Δt zurückliegenden Wert dieses Vektorelementes, sowie den aktuellen, und den entsprechend zurückliegenden Werten des Vektors \vec{bs} errechnen ließe (vgl. Abb. 4.5), was zuguterletzt bereits im wesentlichen dem angestrebten Korrelationsziel entspricht.

Führt man an dieser Stelle nicht weiter explizit betrachtete Koeffizientenvektoren \vec{x}_i ein, so kann dies auch gemäß

$$ptv_i[t] = \sum_{j=1}^3 (x_{(2*j-1),i} \cdot bs_j[t] + x_{(2*j),i} \cdot bs_j[t - \Delta t]) + x_{7,i} \cdot ptv_i[t - \Delta t]. \quad (4.30)$$

ausgedrückt werden.

Entsprechend der Ausführungen in Kap. 4.3.2 hängt die Qualität dieser Approximation insbesondere von der Tastfrequenz des bildgebenden Verfahrens, und somit von Δt ab. Selbstverständlich ist auch hier die dort zur Verringerung der notwendigen Frequenz abschließend vorgeschlagene stufenweise Approximation weiterhin möglich.

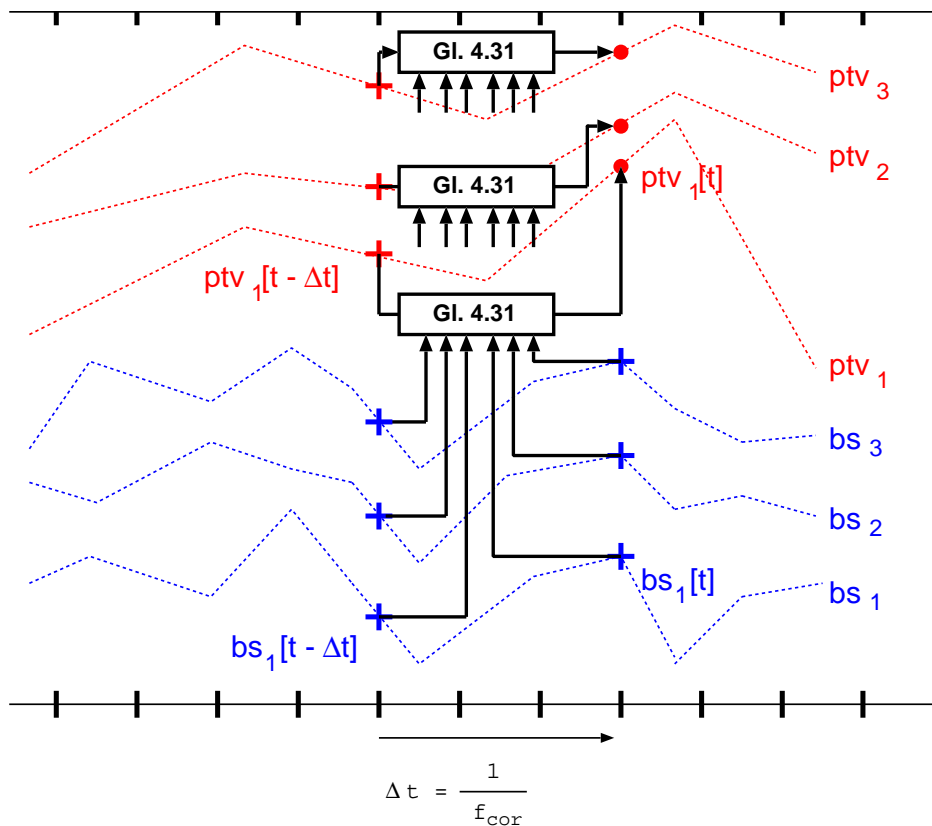


Abb. 4.5: Korrelation bei PDT_1 Datenbeziehung (mehrdimensional)

4.4 Parameteridentifikation

Da wir in unserem Anwendungsfall weniger an der Signalbeziehung von $\vec{bs}[t]$ und $\vec{ptv}[t]$, als vielmehr an der *Positionsbeziehung* der Systeme BS und PTV mit

$$\vec{BS}[t] = \vec{BS}_0 + \vec{bs}[t] \quad (4.31)$$

$$\vec{PTV}[t] = \vec{PTV}_0 + \vec{ptv}[t] \quad (4.32)$$

interessiert sind (vgl. Abb. 4.3), ist Gl. 4.30 entsprechend zu modifizieren. \vec{BS}_0 und \vec{PTV}_0 stellen hierbei jeweils statische, d.h. zeitunabhängige, Transformationen aus einem externen Bezugssystem E ins Signalsystem dar. Für die i -te Komponente des Vektors $\vec{PTV}[t]$ gilt somit:

$$\mathbf{PTV}_i[t] - \mathbf{PTV}_{0,i} =$$

$$= \sum_{j=1}^3 [x_{(2*j-1),i}(\mathbf{BS}_j[t] - \mathbf{BS}_{0,j}) + x_{(2*j),i}(\mathbf{BS}_j[t - \Delta t] - \mathbf{BS}_{0,j})] + x_{7,i}(\mathbf{PTV}_i[t - \Delta t] - \mathbf{PTV}_{0,i}) \quad (4.33)$$

oder ausmultipliziert und umgeformt:

$$\begin{aligned} \mathbf{PTV}_i[t] = & \sum_{j=1}^3 [x_{(2*j-1),i} \cdot \mathbf{BS}_j[t] + x_{(2*j),i} \cdot \mathbf{BS}_j[t - \Delta t] - (x_{(2*j-1),i} + x_{(2*j),i}) \cdot \mathbf{BS}_{0,j}] \\ & + x_{7,i} \cdot \mathbf{PTV}_i[t - \Delta t] + (1 - x_{7,i}) \cdot \mathbf{PTV}_{0,i} \end{aligned} \quad (4.34)$$

Da sich die T-Zeit- und P-Verstärkungswerte des mit Gl. 4.30 beschriebenen PDT₁-Übergangs einer direkten Bestimmung / Angabe entziehen, müssen die Elemente des Vektors \vec{x}_i neben dem zu errechnenden Messwert $PTV_i[t]$ als weitere Unbekannten der Gleichung Gl. 4.34 angesehen werden.

Darüberhinaus sind auch die Werte $BS_{0,j}$ und $PTV_{0,i}$ i.d.R. schwer aus den Signalen isoliert bestimmbar. Da diese jedoch als zeitinvariant angenommen werden können, und sich daher in Gl. 4.34 zu einer Konstanten addieren, lässt sich Gl. 4.34 durch die Einführung eines zusätzlichen (achten), unbekanntes \vec{x}_i - Vektorelementes weiter vereinfachen:

$$\mathbf{PTV}_i[t] = \sum_{j=1}^3 [x_{(2*j-1),i} \cdot \mathbf{BS}_j[t] + x_{(2*j),i} \cdot \mathbf{BS}_j[t - \Delta t]] + x_{7,i} \cdot \mathbf{PTV}_i[t - \Delta t] + x_{8,i} \quad (4.35)$$

oder umgestellt:

$$\sum_{j=1}^3 [x_{(2*j-1),i} \cdot \mathbf{BS}_j[\mathbf{t}] + x_{(2*j),i} \cdot \mathbf{BS}_j[\mathbf{t} - \Delta \mathbf{t}]] + x_{7,i} \cdot \mathbf{PTV}_i[\mathbf{t} - \Delta \mathbf{t}] + x_{8,i} - \mathbf{PTV}_i[\mathbf{t}] = 0 \quad (4.36)$$

Nach Einführung eines Zeitwertes $T_n = t_0 + n \cdot \Delta t$ (t_0 bezeichne den Messzeitpunkt der ersten zu korrelierenden Messwerte) allgemeiner:

$$G_n : \sum_{j=1}^3 [x_{(2*j-1),i} \cdot \mathbf{BS}_j[\mathbf{T}_n] + x_{(2*j),i} \cdot \mathbf{BS}_j[\mathbf{T}_{n-1}]] + x_{7,i} \cdot \mathbf{PTV}_i[\mathbf{T}_{n-1}] + x_{8,i} - \mathbf{PTV}_i[\mathbf{T}_n] = 0 \quad (4.37)$$

Geht man davon aus, dass sich die BS_j und PTV_i Werte der Gl. 4.37 zu jedem (beliebigen) Zeitpunkt $t_o < T_n < t$ messtechnisch erfassen lassen, so stellt Gl. 4.37 eine lineare Gleichung mit den 8 (unbekannten) Elementen des Vektors \vec{x}_i dar, und ist folglich für sich nicht lösbar.

Least-Squares Identifikation

Diese Unterbestimmtheit kann behoben werden, wenn entsprechend viele zusätzliche Gleichungen (z.B. $G_n, G_{n-1}, G_{n-2}, \dots, G_{n-7}$) mit zu unterschiedlichen (zeitlich vorangehenden) Messzeitpunkten aufgenommenen Wertetupeln eingebracht werden.

Aufgrund möglicher Messfehler (insbesondere Messrauschen), und der grundsätzlichen Ungenauigkeiten im angenäherten Modell, wäre dabei die Qualität des Ergebnisses jedoch stark von der Auswahl der Messzeitpunkte abhängig. Denn auch wenn ein so bestimmter Vektor \vec{x}_i die ausgewählten Gleichungen perfekt erfüllt, kann das Ergebnis dennoch ungenügend im Sinne der eigentlich angestrebten Modell-Parameter-Bestimmung sein.

Demzufolge wäre ein Vektor \vec{x}_i besser geeignet, welcher zwar nicht für einzelne Gleichungen perfekte, jedoch für möglichst alle (insbesondere die zukünftigen) Gleichungen durchaus ordentliche Ergebnisse liefert.

Bei einem vergleichsweise kleinem Δt liegen in relativ kurzer Zeit viele Messreihen, und damit eigentlich ein enorm überbestimmtes Gleichungssystem, vor. Zwar lässt sich ein solches System bekannterweise i.d.R. nicht mehr lösen, jedoch ist es über das Verfahren der *Minimierung der Summe der quadratischen Fehler* (Least-Squares, LSQ [2]), möglich, einen diesbezüglich optimal approximierten Vektor \vec{x}_i zu bestimmen.

Im Folgenden bezeichne $s.r.s_i^2$ eine Funktion zur Berechnung der Summe der quadratischen Abweichungen, bei Verwendung eines einheitlichen Vektors \vec{x}_i über N-1 Messtupel:

$$s.r.s_i = \sum_{n=1}^{N-1} \left(\sum_{j=1}^3 [x_{(2*j-1),i} \cdot \mathbf{BS}_j[\mathbf{T}_n] + x_{(2*j),i} \cdot \mathbf{BS}_j[\mathbf{T}_{n-1}]] + x_{7,i} \cdot \mathbf{PTV}_i[\mathbf{T}_{n-1}] + x_{8,i} - \mathbf{PTV}_i[\mathbf{T}_n] \right)^2 \quad (4.38)$$

² sum of residual squares

T_N entspreche hierbei dem aktuellen Messzeitpunkt, welcher nicht verwendet werden kann, da noch keine Messung der $PTV_i[T_N]$ vorliegt. Auch eine Einbeziehung von T_0 ist nicht möglich, da keine Messungen zum Zeitpunkt T_{-1} zur Verfügung stehen.

Aus der Analysis ist bekannt, dass eine eindimensionale Funktion genau dann ein Extrema besitzt, wenn ihre Ableitung 0 ist. Entsprechendes gilt auch für die partiellen Ableitungen einer mehrdimensionalen Funktion [11]. Im vorliegenden Fall betrifft dies somit die partiellen Ableitungen der $s.r.s_i$ -Funktion nach den Komponenten des Vektors \vec{x}_i :

$$\frac{\partial(s.r.s)}{\partial(x_{m,i})} = 0 \quad (4.39)$$

Die Ableitungen der Gl. 4.38 können dabei relativ *straight-forward* mit den üblichen Regeln (Kettenregel) berechnet werden. So ergibt sich z.B. für $x_{1,i}$:

$$\begin{aligned} \frac{\partial(s.r.s)}{\partial(x_{1,i})} = & \mathbf{2} \cdot \sum_{n=1}^{N-1} \left(\sum_{j=1}^3 [x_{(2*j-1),i} \cdot \mathbf{BS}_j[\mathbf{T}_n] + x_{(2*j),i} \cdot \mathbf{BS}_j[\mathbf{T}_{n-1}]] + \right. \\ & \left. + x_{7,i} \cdot \mathbf{PTV}_i[\mathbf{T}_{n-1}] + x_{8,i} - \mathbf{PTV}_i[\mathbf{T}_n] \cdot \mathbf{BS}_1[\mathbf{T}_n] \right) = 0 \end{aligned} \quad (4.40)$$

bzw.

$$\begin{aligned} \sum_{n=1}^{N-1} \left(\sum_{j=1}^3 [x_{(2*j-1),i} \cdot \mathbf{BS}_j[\mathbf{T}_n] \cdot \mathbf{BS}_1[\mathbf{T}_n] + x_{(2*j),i} \cdot \mathbf{BS}_j[\mathbf{T}_{n-1}] \cdot \mathbf{BS}_1[\mathbf{T}_n]] + \right. \\ \left. + x_{7,i} \cdot \mathbf{PTV}_i[\mathbf{T}_{n-1}] \cdot \mathbf{BS}_1[\mathbf{T}_n] + x_{8,i} - \mathbf{PTV}_i[\mathbf{T}_n] \cdot \mathbf{BS}_1[\mathbf{T}_n] \right) = 0 \end{aligned} \quad (4.41)$$

Insgesamt ergeben sich dabei 8 Gleichungen für 8 Unbekannte, welche sich mit Standardverfahren, wie z.B. der Gauss-Jordan-Elimination [51], lösen lassen.

Adaption

Alle im Vorab verwendeten mathematischen Beziehungen gehen von der Grundannahme zeitinvarianter Systeme aus, eine der Hauptbedingungen für die Gültigkeit der Anwendung der LTI-Systemtheorie (vgl. Kap. 2.2.1).

In der formalen Sprache der Signalverarbeitung wird ein Signal genau dann als stationär bezeichnet, wenn alle seine statistischen Eigenschaften (insbesondere der zeitliche Mittelwert) zeitinvariant sind. Dies gilt jedoch nur, wenn sich der signalerzeugende Prozess in einem eingeschwungenen Zustand befinden, d.h. es dürfen keine Anfangszustände betrachtet werden. Ist die Stationarität eines Prozesses gegeben, so gelten einmal initial bestimmte Zusammenhänge für den gesamten Beobachtungszeitraum. Besteht eine näherungsweise Stationarität zumindest für einen gewissen Zeitraum, so kann über eine kontinuierliche Beobachtung und Adaption der Parameter eine quasi stationäre Umgebung geschaffen werden, in welcher die systemtheoretischen Berechnungsmethoden weiter verwendet werden können.

Im vorliegenden Anwendungsfall entspräche der eingeschwungene Zustand der Ruheatmung, welche sich erst allmählich, nach dem vergleichsweise anstrengenden Hinlegen des Patienten auf die Liege, einstellt. Wie entsprechende Untersuchungen zeigen [47] ist im allgemeinen von einer Fluktuation zwischen den körperinternen und körperexternen Messreihen auszugehen, eine Adaption folglich entsprechend notwendig.

In der in Gl. 4.38 dargestellten Form gehen ausnahmslos alle Messpunkte ab Beginn der Messreihe (t_0) in die Berechnung der Parametervektoren \vec{x}_i ein. Dabei steigt jedoch mit zunehmender Messdauer zum einen der Berechnungsaufwand, zum anderen jedoch auch die Trägheit einer Parameteradaption bei sich (zeitvariierend) ändernden Verhältnissen.

Aus diesem Grund ist es angebracht, z.B. durch Einführung eines *Sliding-Window*, lediglich eine beschränkte Historie bei der Berechnung zu berücksichtigen. Die Größe des Fensters wird damit zu einem grundlegenden Parameter des Verfahrens. Ist das Fenster zu klein (minimal jedoch die Anzahl der mathematisch notwendigen Gleichungssysteme), so werden eventuelle Ausreißer verstärkt berücksichtigt. Ist das Fenster zu groß, so nimmt die Trägheit entsprechend zu. Auch die Größe des Fensters könnte durch den Einsatz adaptiver Lernverfahren ermittelt / korrigiert werden. Dies soll an dieser Stelle jedoch nicht weiter vertieft werden.

4.5 Bewertung und Ausblick

Die Vorstellung, dass der Zusammenhang zwischen zwei PT_1 - forcierten abdominalen Bewegungen PDT_1 - Charakter besitzt, ist ein **weiteres wesentliches Ergebnis der vorliegenden Arbeit**.

So gehen verwandte Arbeiten [48, 47] auf Grund nur eingeschränkter systemtheoretischer Untersuchungen von einer einfachen Phasenverschiebung zwischen den unterschiedlichen Signalen aus. Die Erkenntnis, dass dies (näherungsweise) auf unterschiedliche Zeitwerte unterschiedlicher PT_1 - Glieder zurückzuführen ist, ist somit durchaus neu.

Die grundsätzliche Funktionsweise des Verfahrens konnte mit generierten Daten, sowie mit Tests am Phantomkörper (vgl. Kap. 3.3), belegt werden. So ist das Verfahren insb. schnell genug um im Umfeld des geforderten Echtzeit-Einsatzes bestehen zu können. Mangels geeigneter Ultraschall-Datensätze (vgl. Kap. 3.2.1) war zum gegenwärtigen Zeitpunkt kein praxisnaher Test an realen Bedingungen möglich. Dies, sowie Untersuchungen inwieweit eine Übertragbarkeit auf andere Gerätekombinationen besteht, bleibt Folgearbeiten vorbehalten.

Kapitel 5

Bewegungsprädiktion

Ziel des vorliegenden Kapitels ist es ein auf die systemtheoretischen Erkenntnisse des Kap. 2 aufbauendes Verfahren zur Kurzzeit-Prädiktion atmungsbedingter abdominaler Bewegungen zu entwickeln, und dieses anhand realer Bewegungs-Messdaten zu verifizieren. Dabei wird nach einer Besprechung der Problemstellung, sowie der Vorstellung alternativer Methoden, eine sowohl grundlegende als auch detaillierte Ableitung eines auf **Fuzzy-Logik** basierenden Ansatzes präsentiert. Einer Diskussion der damit bereits erreichten *State-of-the-Art* Ergebnisse folgt im Rahmen eines Ausblickes eine Motivation für zukünftige Untersuchungen und Erweiterungen des vorgestellten Verfahrens.

5.1 Grundlagen

Vor der eigentlichen Algorithmen Diskussion soll im Folgenden detaillierter festgehalten werden, was im Rahmen dieser Arbeit unter dem Begriff der Prädiktion verstanden werden soll, welche Randbedingungen gelten und wie die Güte eines Algorithmus zu bewerten ist.

5.1.1 Definitionen

Jedes real existierende System unterliegt einer unvermeidlichen Reaktionszeit (Totzeit) auf einwirkende Aktionen und erscheint somit (mehr oder weniger) träge.

Diese Trägheit eines Systems stellt ein grundlegendes Problem der modernen Regelungstechnik dar, da hier zur Bestimmung aktueller Folgeregelungsfehler i.d.R. mit hoher Frequenz Soll-Ist - Vergleichswerte ermittelt werden müssen. Besteht zwischen den jeweiligen Wertepaaren jedoch keine zeitliche Übereinstimmung, so ist die Funktionsweise (insbesondere die Stabilität) der Regelung ggf. nicht gesichert.

Lässt sich die zu regelnde Strecke systemtheoretisch gut beschreiben, so besteht in Fällen besonders großer Totzeiten, ein beliebter *Work-Around* der Regelungstechniker darin, statt eines realen, aktuellen Ist-Wertes einen systemtheoretisch ermittelten Ausgang der Strecke **vorherzusagen**, und diesen bei der Fehlerberechnung zu verwenden. Der sog. Smith-Prädiktor [71] stellt den berühmtesten Vertreter derartiger Prädiktoren dar.

Leider löst jedoch die Verwendung von Ist-Strom-Prädiktoren nicht das grundlegende Problem der Streckentotzeit. Rein systemtheoretisch betrachtet, wäre hierzu ein das Verhalten der Strecke vollständig invertierender Regler notwendig, welcher jedoch entsprechend weitreichendes Wissen über zukünftige Sollwerte besitzen müsste, und damit akausal wäre, was wiederum der Aufgabenstellung widerspricht.

Festzuhalten bleibt, dass allein die Vorhersage des Sollwertstromes - in unserem Anwendungsfall die atmungsbedingten Positionsveränderungen des PTV - eine (theoretisch) vollständige Elimination der Streckentotzeit ermöglicht. Dementsprechend ist im Rahmen dieser Arbeit die Verwendung des Begriffes **Prädiktion** stets mit dieser Art der Vorhersage verknüpft.

Beim Entwurf und Einsatz eines Algorithmus sind folgende (grundsätzlichen) Zeitabschnitte zu unterscheiden:

- ▷ Δt_{pred} : Zeitspanne um welche das Signal vorherzusagen ist (**Prädiktionsweite**).
- ▷ Δt_{cycle} : Schrittweite in welcher jeweils neue Werte zu berechnen sind (**Zykluszeit**).

5.1.2 Randbedingungen

Wie Anhang B beschreibt, hängen im vorliegenden Anwendungsfall Prädiktionsweite und Zykluszeit von der Qualität und den technischen Möglichkeiten der eingesetzten Robotersteuerungen ab.

So gelingt im Umfeld der gerätetechnischen Ausstattung des Testlabors eine sehr hochqualitative Ansteuerung (Stäubli RX90: $\Delta t_{pred} = 8 \text{ ms}$, $\Delta t_{cycle} = 2 \text{ ms}$), welche jedoch nicht der Standard-Steuerung entspricht (Stäubli RX90: $\Delta t_{pred} = 90 \text{ ms}$, $\Delta t_{cycle} = 16 \text{ ms}$ bzw. Kuka KR6: $\Delta t_{pred} = 96 \text{ ms}$, $\Delta t_{cycle} = 12 \text{ ms}$). Da Abweichungen von den (Geräte-Anbieter-) Standardverfahren ggf. mit zulassungstechnischen Problemen verbunden sein könnten (und somit einem raschen Praxiseinsatz entgegenstehen), sollen die folgenden Beschreibungen auf den Standard-Anwendungsfall bezogen werden, nicht zuletzt deshalb, da mit Verkürzung der Prädiktionszeit das Problem entschärft werden würde.

Letzteres bezieht sich auch auf die allgemeine Frage, in welchem Verhältnis die Prädiktionszeit Δt_{pred} und die Dauer einer Atmungsphase (insb. Inspiration bzw. Expiration) zueinander stehen, d.h. wieviele Prädiktionszeitpunkte auf einen Phasenbereich fallen. Geht man weiterhin von einer normalen ruhigen Atmung aus, so ist zu bedenken, dass gerade die hochdynamische Inspirationsphase kaum mehr als 1-2 Sekunden dauert. Dank der geschaffenen Ansteuerungsmöglichkeiten fallen im Testlabor somit i.d.R. mindestens 10 Prädiktionswerte in diesen Bereich. Weitere Verbesserungen könnten durch Anweisungen an den Patienten besonders langsam zu atmen erreicht werden, was jedoch negativ im Hinblick auf die notwendige Patientenmitarbeit (vgl. auch Gating Kap. 1.3.2) zu sehen ist, und deshalb an dieser Stelle ausser Acht gelassen werden soll.

Abb. 5.1 zeigt den exemplarischen Datensatz, auf welchem die im Folgenden diskutierten Prädiktionsverfahren im Rahmen dieser Ausführungen getestet werden sollen. Der Datensatz selbst wurde zufällig gewählt und weist somit keine bewussten Besonderheiten auf. Die Aufgabe der Prädiktoren besteht darin, die dargestellte typische PTV-Atmungsbewegung nach $[-24\text{ms}; +24\text{ms}]$ Glättung ($2 \times 12 \text{ ms}$ Systemtakt der Kuka-Robotersteuerung, vgl. Kap. 3.1 sowie Anhang B.2.2) um weitere 96 ms (Kuka Steuerungslatenzzeit), insgesamt folglich **120 ms**, vorherzusagen.

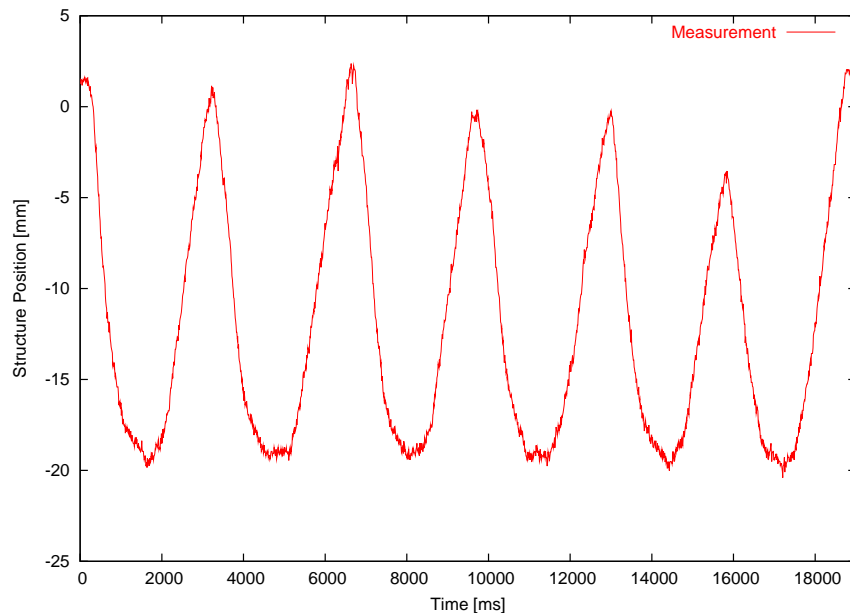


Abb. 5.1: Grundlegende Test-Messkurve

5.1.3 Bewertungskriterien

In der Vergangenheit wurden eine Reihe von, zum Teil auf den jeweiligen Anwendungszweck, zum Teil für eine eher allgemeine Verwendung hin, entwickelten Prädiktionsalgorithmen vorgestellt, welche sich vorallem in Ihrer Komplexität, oder dem Grad der notwendigen System-Modellkenntnisse unterscheiden. Dabei ist anzumerken, dass in Zeiten stetig steigender Rechnerleistungen die Komplexität zunehmend weniger die Echtzeit-Anwendbarkeit eines speziellen Verfahrens in Frage stellt.

Um objektiv entscheiden zu können ob und wie gut ein vorgeschlagener Algorithmus die gestellte Aufgabe erfüllt, werden im folgenden sowohl quantitative (Kriterien **B1-B3**) als auch qualitative (Kriterium **B4**) Bewertungskriterien eingeführt. Grundsätzlich gilt, dass vom endgültigen Lösungsalgorithmus in jedem Fall verlangt werden muß, dass er eine tatsächliche Verbesserung gegenüber dem einfachen *Nachlaufen* (Prädiktionswert = aktueller Istwert)

$$\overrightarrow{PRED}[t + \Delta t_{pred}] := \overrightarrow{PTV}[t] \quad (5.1)$$

darstellt, ein Einsatz der Technologie somit überhaupt gerechtfertigt ist.

Abb. 5.2 zeigt ausschnittsweise welcher Kurvenzusammenhang zwischen der Test-Messkurve (vgl. Abb. 5.1), der $[-24\text{ms}; +24\text{ms}]$ geglätteten, sowie der einfachen Nachlaufkurve besteht.

B1: Durchschnittlicher Fehler

Ausführlich erläutert (vgl. Kap. 1.2) wurde, dass die strenge Einhaltung der geplanten Dosenverteilung während der eigentlichen Bestrahlung entscheidend für den Erfolg der Behandlung

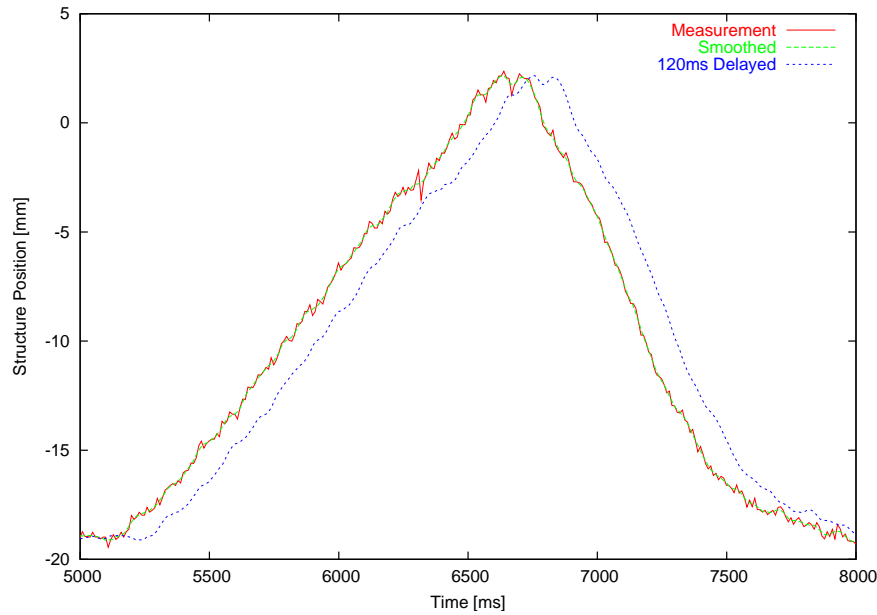


Abb. 5.2: Messkurve versus 120 ms Nachlaufkurve (Ausschnitt).

ist. Entsprechend ist der (typische) Verfahrensfehler quantitativ zu ermitteln und den ggf. konkurrierenden Methoden gegenüberzustellen.

Als Mass bietet sich hierbei die durchschnittliche quadratische Abweichung der Prädiktionskurve $\overrightarrow{PRE\hat{D}}[t]$ von der geglätteten (und damit rauschunterdrückten) PTV-Korrelationskurve $\overrightarrow{gPT\hat{V}}[t]$ (vgl. Kap. 4) an (der sog. Root Mean Square, RMS), wobei zur Bestimmung des gesamten räumlichen Fehlers alle drei translatorischen Raumrichtungen (vgl. Orientierungsdiskussion in Kap. 3) zu berücksichtigen sind:

Mit

$$\vec{e}[k] = \overrightarrow{gPT\hat{V}}[k] - \overrightarrow{PRE\hat{D}}[k] \quad (5.2)$$

ergibt sich

$$RMS_{1D}[t] = \sqrt{\frac{1}{N+1} \cdot \sum_{k=t-N \cdot \Delta t}^t (e_{1D}[k]^2)} \quad (5.3)$$

bzw. dreidimensional

$$RMS_{3D}[t] = \sqrt{\frac{1}{N+1} \cdot \sum_{k=t-N \cdot \Delta t}^t (e_1[k]^2 + e_2[k]^2 + e_3[k]^2)} \quad (5.4)$$

Naheliegenderweise ist das Ergebnis umso genauer, je mehr Werte beim Vergleich herangezogen werden, d.h. je größer N und je kleiner Δt gewählt wird. In unserem Anwendungszweck empfiehlt sich die Verwendung der Zykluszeit Δt_{cycle} als Tastabstand Δt . Liegen für einen bestimmten Zeitpunkt keine exakten Wert-Kenntnisse vor, so ist ggf. zwischen den bekannten (zeitlichen) Vorgänger- und Nachfolgerwerten (linear) zu interpolieren.

Um den Algorithmen eine kurze Einschwingzeit zu gestatten, sollen RMS Berechnungen am Beispiel-Datensatz (vgl. Abb. 5.1) lediglich im Bereich]2000:18000[Gültigkeit besitzen. Der RMS_{1D} Wert der Nachlaufkurve errechnet sich im Beispiel zu 1.74 mm. Bezogen auf die maximale Amplitude von 22.8 mm der Beispielkurve sind dies 7.6%.

B2: Maximale Abweichung

Neben der Forderung nach möglichst geringer durchschnittlicher Abweichung im Sinne des Kriteriums **B1**, ist es - aufgrund von unter Umständen im Strahlengang vorhandenen strahlenempfindlichen Gewebeteilen - notwendig, auch die maximale Abweichung

$$e_{3D}[k] = \max_{k=t-N\cdot\Delta t}^t \left(\sqrt{e_1[k]^2 + e_2[k]^2 + e_3[k]^2} \right) \quad (5.5)$$

möglichst gering zu halten.

Dieser (für einen bestimmten Algorithmus) ermittelte Wert kann, zusammen mit dem Ergebnis der Bewertung **B1**, dazu verwendet werden der Bestrahlungsplanung Informationen bezüglich notwendiger Planungs-Sicherheitsbereiche (vgl. Kap. 1.1) zu liefern.

B3: Bestrahlungspausenzeit

Wie in Zielsetzung **Z1** ausgeführt besteht eine der grundlegenden Motivationen des Einsatzes von aktiv beweglichen Strahlenquellen im Rahmen der Radioonkologie des Adomens darin, die heute in klinischen Alternativmethoden (vgl. Gating-Verfahren, Kap. 1.3.2) notwendigen intraoperativen Bestrahlungspausen deutlich zu verringern, bzw. (im Optimalfall) zu eliminieren.

Somit ist ein Verfahren, welches bei sonst gleichguten Leistungen, mit kürzeren *Beam-Off* Zeiten auskommt, den Alternativen vorzuziehen. Eine Abschaltung des Strahls sollte nur dann notwendig - aber auch möglich - sein, wenn der Bereich der maximal zulässigen Abweichung (vgl. Kriterium **B2**) verlassen wird, oder eine Einhaltung nicht sichergestellt werden kann.

B4: Anwendbarkeit

Bei der Anwendung der Algorithmen sind insbesondere die Anforderungen der eingesetzten Roboter-Steuerungsmethoden zu beachten. So besteht einer der Hauptgründe für die relativ große Totzeit der Robotersteuerungen (vgl. Kap. 3 sowie Anhang B) darin, dass vor dem tatsächlichen Punkt-Anfahren eine Glättung des Verlaufes unter der Berücksichtigung von Nachfolgerwerten stattfindet. Entsprechend darf die Soll-Wertkurve hier ein (in gewissen Grenzen) vergleichsweise un stetiges Geschwindigkeitsprofil besitzen. Nützt man hingegen die Methode der direkten Roboter-Echtzeitsteuerung, so wird der Dynamikvorteil unter anderem damit erkaufte, dass die Soll-Wertkurve entsprechend glatt anzubieten ist. Stellt dies der Algorithmus nicht von sich aus sicher, ist ggf. nachzuglätten, was als zusätzliche Steuerungs-Totzeit bei der Prädiktionsweite Δt_{pred} additiv zu berücksichtigen ist. Da jedes Glätten (auch das steuerungsinterne) die Bahn potentiell verändert, ist dies als negativ im Sinne von Kriterium **B1** zu erachten.

5.2 Diskussion Relevanter Ansätze

Im Folgenden werden ausgesuchte, potentielle Prädiktionsansätze vorgestellt, und dargelegt, inwieweit sie für den angestrebten Anwendungszweck in Frage kommen.

Zu beachten ist, dass die nachfolgenden Ausführungen sich *lediglich* auf **eine** (beliebige) translatorische Raumrichtung beziehen, da diese sich (ihrer Orthogonalität wegen) unabhängig voneinander betrachten und berechnen lassen. Eine Erweiterung auf den dreidimensionalen Fall ist daher durch eine einfache Vervielfältigung der eingesetzten Verfahren und Parameter möglich, und bereitet somit keine ernsthaften und / oder konzeptionellen Schwierigkeiten.

Eine Reihe möglicher (Standard-)Methoden werden durch die Problemstellung von Beginn an ausgeschlossen.

So kommt eine Frequenzanalyse (**Fourieranalyse**) nicht in Betracht, da die diversen Willkürlichkeiten des Atmungsverlaufes (vgl. Kap. 2) zwar eine (Nach-)Analyse einzelner Zyklen gestatten, die hierbei gewonnenen Informationen allerdings nur sehr wenig Aussagekraft für zukünftige Zyklen besitzen.

Auch ein Ansatz mit **neuronalen Netzen** wurde nicht untersucht, da es im Umfeld des medizinischen Einsatzzweckes höchst wünschenswert ist, streng nachvollziehbar arbeitende Algorithmen zu verwenden. Dies ist bei neuronalen Netzen bekanntlich nur sehr eingeschränkt der Fall [59].

5.2.1 Kalman-Filterung

Diskutiert man die Prädiktions-Problematik mit entsprechend vorgebildeten Personen, so fällt sehr schnell der Begriff des (extended) Kalman-Filters¹, welcher schließlich **das** universelle und optimale Signal-Prädiktionswerkzeug schlecht hin darstelle. Entsprechend hat man sich zu verteidigen, weshalb dieses Werkzeug hier nicht das Mittel der Wahl sein sollte.

Mathematisch betrachtet stellt der Kalman-Filter zunächst einen optimalen Schätzer für *gaussian-white* verrauschte Meßdaten dar. Bekanntestes Einsatzgebiet: GPS². Eine sehr gute Einführung in die Theorie und Funktionsweise des Kalman-Filters findet sich in [84].

Als modellbasierter Algorithmus hängt die Qualität der Kalman-Filter-Prädiktion stark von der Qualität des Signalquellen-Modellwissens ab, auch wenn sich eine gewisse Unschärfe im Modell und den Eingangsdaten (Messwerten) mitmodellieren lässt. Verlangt wird hierbei jedoch eine möglichst genaue quantitative Aussage. Vorallem die Tatsache, dass der Kalman-Filter rekursiv, mit relativ wenigen Rechenoperationen, arbeitet, erleichtert den Einsatz, insbesondere dann, wenn wenig Rechenleistung zur Verfügung steht (Stichwort: *embedded systems*).

Wie bereits in Kap. 2 ausführlich dargestellt, besitzen *wir* allerdings nur eine äußerst ungenaue Vorstellung bezüglich des Atmungsmodells. Dies für sich allein genommen, würde jedoch den Kalman-Filter Einsatz noch nicht gänzlich ausschließen. Wesentlich hinderlicher sind jedoch wiederum die Willkürlichkeiten innerhalb der einzelnen Atemzüge, was bewirkt, dass wichtige Modell-Parameter (wie die Atmungsamplitude, Pausenzeit, oder die geschwindigkeitsbeeinflussenden Frequenzwerte) erst während, oder sogar erst nach **einem** untersuchten Atemzug

¹Der *extended* Ansatz wurde für den nichtlinearen Einsatz weiterentwickelt.

²Global Positioning System

ermittelt werden können. Für eine gesicherte Modell-Verwendung zur Kalman basierten Prädiktion müssten diese jedoch bereits zu Beginn festliegen. Darüberhinaus ist die direkte Messung des (Zwerchfell-)Atmungsdruckes (und der damit eigentlich signalgenerierenden Quelle) nicht möglich.

Trotz dieser grundsätzlichen Einsatz-Bedenken wurde in [44] eine Kalman-Filter-Adaption versucht und publiziert, mit entsprechendem Ergebnis.

5.2.2 Spline-Regression

Die Gestalt der in Kap. 2 entwickelten Modell-Atmungskurve, sowie die Anforderung der Robotersteuerung (vgl. Anhang B, i.V.m. Kriterium **B4**) möglichst (geschwindigkeitsprofil-) glatte Kurvenverläufe anzubieten, legt den Versuch nahe, die Prädiktion auf die Regression der Messwerte mit Polynomen einfachen (max. dritten) Grades zu stützen.

Im Gegensatz zur Interpolation, bei welcher gegebene Datenwerte als Stützpunkte für einen gesuchten (Gesamt-)Kurvenverlauf verwendet werden, und damit meist implizit der Kurvengrad bereits festgelegt ist, wird bei der Regression der Grad der Kurve gewählt und diese im Sinne der kleinsten quadratischen Abweichung möglichst gut in den *Meßpunkterverlauf* eingebettet. Hierbei ist insbesondere auch auf einen stetigigen Übergang zwischen den einzelnen Kurvensegmenten zu achten. Funktionen, welche aus glatt zusammengefügt, stückweisen Polynomen bestehen, werden gemeinhin als Splines bezeichnet [11].

Wie in Kap. 2 detailliert ausgeführt, ergibt sich eine grundsätzliche Phaseneinteilung (Inspiration, Expiration, Ruhezeit, sowie entsprechende Übergänge) des Atmungsverlaufes. Die Ausführungen in [61] zeigen, dass sich diese Phasen in der Tat in guter Näherung durch eine nachträgliche Spline-Regression approximieren lassen (vgl. Abb. 5.3).

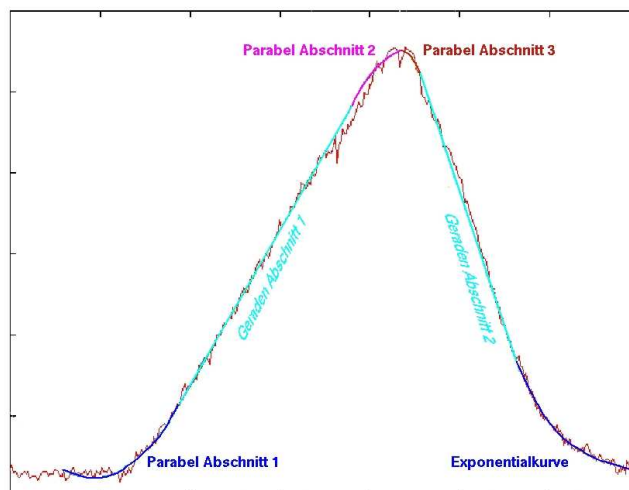


Abb. 5.3: Approximation einer (eindimensionalen) Atmungsbewegung mittels Splines

In Ergänzung zur reinen Spline Regression wird hier mit der abklingenden Exponentialkurve dem entsprechenden Erkenntnis des Anhang A.2 Rechnung getragen.

Obwohl das Spline-Verfahren die erwarteten schönen Kurven liefert, geschieht dies jedoch auf Kosten der allgemeinen Dynamik, da es einer gewissen Erkennungszeit bedarf, bis Übergangzeitpunkt und Polynom-Parameter ausreichend genau festgestellt werden können. Versuche die Übergangzeitpunkte und (Phasen-)Polynom-Parameter über mehrere Atemzyklen hinweg zu lernen, scheitern jedoch wiederum an den Willkürlichkeiten der einzelnen Atemzyklen.

Gibt man die diskrete Phaseneinteilung (also das eingebrachte Modellwissen) zu Gunsten einer allgemeinen Kurzzeit-Regression mit Kurven mindestens dritten Grades auf, so verbessert dies die Dynamik des Verfahrens enorm. Der Vorteil der Kurvenstetigkeit bleibt dabei erhalten. Wie die quantitative Auswertung ergibt, wird in diesem Fall jedoch nur noch ein unbefriedigendes Prädiktionsergebnis erzielt. Insbesondere beim Wechseln von der Inspiration zur Expiration ist ein deutliches *Überschießen* der Prädiktionskurve *die Norm*. Zudem schwingt der Kurvenverlauf mitunter relativ stark, was im Hinblick der großen zu bewegenden Roboter-ELINAC-Massen als durchaus nachteilig zu erachten ist. Dies gilt selbst dann, wenn sichergestellt werden kann, dass die Grenzbeschleunigungen und Geschwindigkeiten nicht überschritten werden.

Resümierend bleibt, dass trotz der diversen Vorteile, sowie der Eleganz des Spline-Regression-Ansatzes, ein Einsatz im Rahmen der Aufgabenstellung leider nicht empfehlenswert ist.

5.2.3 Least-Mean-Square (LMS)

Besitzt man (wie in unserem Fall) kein detailliertes Modellwissen (was wie dargestellt unter anderem den Kalman-Filter-Einsatz ausschließt), so wird in der Literatur zumeist der sog. LMS-Algorithmus (*Least-Mean-Square*) als allgemeines, modellfreies Prädiktionsverfahren vorgeschlagen [27].

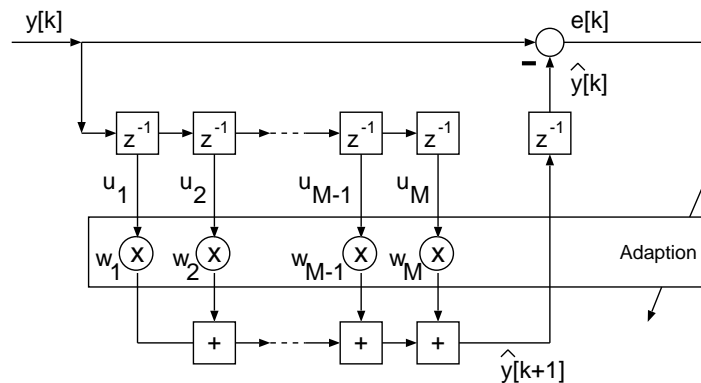


Abb. 5.4: Blockschaltbild des LMS-Prädiktorfilters

Der LMS-Algorithmus gehört zur Klasse der sogenannten linearen adaptiven Filter, wobei in jedem Zyklus folgende zwei Phasen abgearbeitet werden (vgl. Abb. 5.4):

- ▷ In Phase 1 des k -ten Zyklusschritt wird der geschätzte Ausgabewert $\hat{y}[k + 1]$ dieses transversalen Filters aus einer Sequenz u von M vergangenen Eingangsdaten errechnet, sowie ein Abweichungs-Fehlerwert $e[k]$ des für den Zeitpunkt k prädizierten Wertes und dem Messwert $y[k]$ ermittelt (Prädiktionsfehler):

$$\hat{y}[k + 1] = w^T u$$

$$e[k] = y[k] - \hat{y}[k]$$

▷ In Phase 2 werden die Gewichtungswerte w des Filters - in Vorbereitung des nächsten Zyklus - abhängig von dem in Phase 1 ermittelten Fehlerwert $e[k]$ adaptiert:

$$w' = w + \mu \cdot u \cdot e[k] \quad (5.6)$$

Herausragende Merkmale sind die sehr einfache Implementierbarkeit, das adaptive Verhalten, sowie die Tatsache, dass der Algorithmus (konträr dem Kalman-Filter) vollständig ohne Modellwissen auskommt. Die prädiktiven Berechnungen des LMS-Algorithmus stützen sich ausschließlich auf die Historie des Eingangs-Signalverlaufes und der im Ablauf erlernten Gewichtungswerte.

Systemtheoretisch stellt der LMS eine Art *Moving-Average* (MA) Prozess dar, da zur Berechnung des zukünftigen Ausgabewertes ausschließlich Werte der Signal-Historie (Eingangswerte) einbezogen werden. Im Gegensatz zum klassischen MA-Prozess gehen die *eigenen* Ausgabewerte (Ausgangswerte) jedoch weiterhin ein, und zwar im Lernschritt zur Gewichtsadaptation.

Als *Ein-Schritt-Prädiktor* verwendet der LMS-Algorithmus die letzten M , jeweils um Δt_{lms} äquidistanten, Eingangswerte, um einen Ausgangswert mit der Prädiktionszeit Δt_{lms} zu erzeugen. Der zusätzliche Lernparameter μ bestimmt dabei die Dynamik des LMS-Lernverfahrens. Die quantitative Wahl der Parameter M und μ ist hierbei entscheidend für die Dynamik und Qualität der Prädiktion.

Sehr unbefriedigend ist jedoch, dass gemäß Gl. 5.6 der Lernfaktor μ als direkter Proportionalitätsfaktor der aktuellen Eingangshistorie eingeht. Damit haben große Eingangswerte u anderen Lerneinfluß als kleine, wodurch z.B. Rauschen unterschiedlich stark bewertet wird. Aus diesem Grund wird im sogenannten Normalized-LMS (NLMS) die Lernregel so modifiziert, dass dieser Einfluß *normalisiert* wird:

$$w' = w + \frac{\tilde{\mu}}{a + \|u\|^2} \cdot u \cdot e[k] \quad (5.7)$$

Somit kann man den NLMS Algorithmus als LMS Algorithmus mit zeitvariantem Lernparameter interpretieren. Der neu eingeführte Parameter a in Gl. 5.7 soll als kleine positive Konstante dafür sorgen, dass der Nenner auch dann ungleich 0 bleibt, wenn die euklidische Norm der Eingangssequenz u zu numerischen Problemen führen würde.

Bezogen auf unseren Anwendungsfall zur Prädiktion der Robotersteuerungs-Latenz, sind bei der Wahl der Diskretisierungszeit Δt_{lms} folgende Fälle zu unterscheiden:

1. Wird $\Delta t_{lms} < \Delta t_{pred}$ gewählt, so hat dies (bei konstantem M) den Vorteil eines entsprechend dynamischen Verhaltens bezüglich Änderungen des Signalverlaufes, da sehr *junge* Werte in die Berechnung einfließen. Zu beachten ist jedoch, dass das Ergebnis um die entsprechende Differenz zusätzlich vorauszurechnen ist. Im einfachsten Fall könnte dies durch Gradientenauswertung erfolgen.
2. Wird $\Delta t_{lms} = \Delta t_{pred}$ gewählt, so kann der errechnete Wert entsprechend *direkt* zur Gerätesteuerung verwendet werden.

3. Eine Wahl von $\Delta t_{lms} > \Delta t_{pred}$ ist naheliegenderweise zu Gunsten des 2. Falles *aufzugeben*.

Im weiteren werde stets vom 2. Fall ausgegangen.

Verbleibt die Frage nach der Wahl geeigneter Werte für die beiden freien Parameter (Lernfaktor μ , Filterlänge M) des Verfahrens. Ein *Lauf* über in Frage kommende Kombinationen auf dem Beispieldatensatz ergibt die in Abb. 5.5 dargestellte Fehleroberfläche, mit einem Minima (Optimum) bei $M = 24$ sowie $\mu = 0.25$ und einem RMS_{1D} von 1.89 mm (8.3% bzgl. Maximalamplitude). Dabei kann festgestellt werden, dass die Fehleroberfläche im Bereich des Minimas sehr flach ist, die Wahl von vom Optimum abweichender Parameter somit keine entscheidenden Probleme aufwirft.

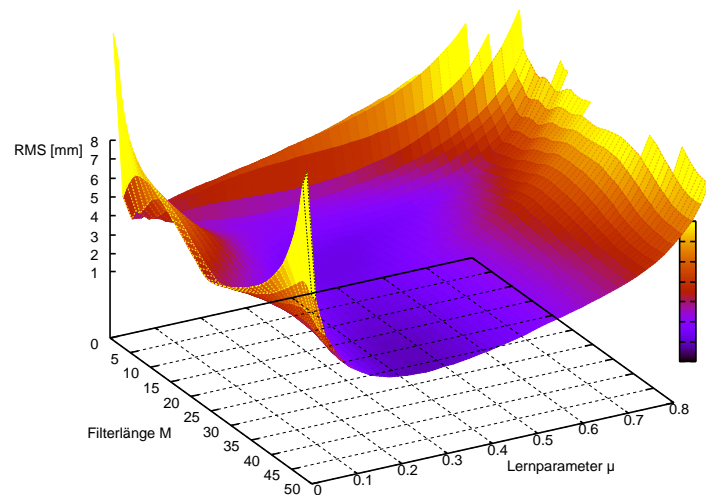


Abb. 5.5: Beispiel RMS-Fehleroberfläche des NLMS-Algorithmus

Wesentlich schwerer wiegt jedoch, dass selbst die für den Datensatz gewählten Optimalparameter nicht in der Lage sind den RMS_{1D} Wert der Nachlaufkurve (vgl. 5.1.3) zu übertreffen, was den Einsatz des Verfahrens zumindest unter den gegebenen Randbedingungen (Dynamik der Atembewegung, Prädiktionsweite, etc.) in Frage stellt.

Da im LMS keinerlei Modellwissen eingeht, zeigen sich (vgl. Spline-Regression) erhebliche Probleme bei *überraschenden* Dynamikänderungen des Kurvenverlaufes (vgl. Abb. 5.6).

Folglich ergeben sich erhebliche (**B2**-Kriterium-)Schwächen. Ein aktives Ausschalten des Strahls und Abschalten der Bestrahlungsführung in den entsprechenden Regionen (*Capping*) führt im Beispiel zu einer leichten Verbesserung ($RMS_{1D} = 1.87$ mm, vgl. Abb. 5.7), ist jedoch negativ gemäß Kriterium **B3** zu werten.

Insgesamt bleibt zu beachten, dass die voranstehenden Aussagen nicht bedeuten sollen, dass ein Einsatz des (N)LMS als Prädiktionsverfahren unmöglich ist. Wie erwähnt gilt dies zunächst nur für die hier beschriebenen Randbedingungen. So ist zu erwarten, dass sich z.B. eine Verkürzung der Prädiktionsweite zu Gunsten des Algorithmus auswirken wird. Auch ist es denkbar den Algorithmus mit weiteren Ideen (vgl. *Capping*) zu unterstützen. Da in den nachfolgenden Abschnitten jedoch ein abweichendes Verfahren mit besseren Grundeigenschaften vorgestellt wird, sollen derartige Überlegungen an dieser Stelle entfallen.

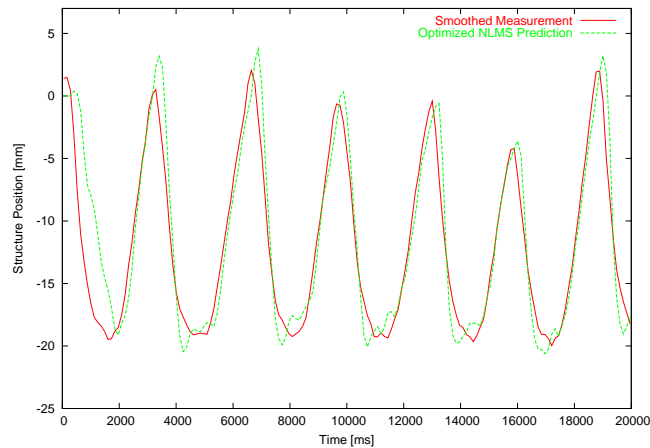


Abb. 5.6: NLMS Prädizierte Beispielkurve bei optimaler Parameterwahl

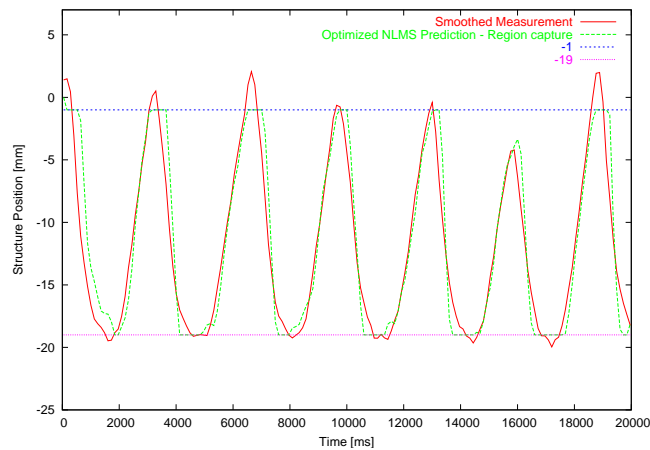


Abb. 5.7: NLMS Prädizierte Beispielkurve mit aktiver Abschaltung der Bestrahlungsführung in erwarteten Dynamik-Wechselbereichen

5.3 Fuzzy-Prädiktion

Dass der (N)LMS-Algorithmus als das vielversprechendste der bisher vorgestellten Standard-Verfahren (vgl. Kap. 5.2) vollständig modellfrei arbeitet, ist vor dem Hintergrund der in Kap. 2 entwickelten Ergebnisse denkbar unbefriedigend.

Die Tatsache, dass zwar kein analytisch exaktes, jedoch ein näherungsweise Modellwissen vorhanden ist, motivierte Untersuchungen, inwieweit sich ein auf **Fuzzy-Logik / Fuzzy Control (FLC)** basierter Ansatz entwickeln und einsetzen ließe. Einer detaillierten diesbezüglichen Untersuchung widmet sich der vorliegende Abschnitt. Eine weitere vertiefende Besprechung der eingesetzten Methoden bietet zudem Anhang D.

5.3.1 Grundlegende Überlegungen

Im Gegensatz zu den (im wesentlichen) vollständig modellbasierten (vgl. Kalman-Filter) bzw. modellfreien Verfahren (vgl. LMS) beruht die Fuzzy-Logik gerade auf dem Ansatz geeignete Schlüsse aus approximiertem, unscharfem Wissen zu ziehen.

Bereits eine lediglich oberflächliche Betrachtung des PTV-Bewegungsverlauf ruhiger Atemzüge (vgl. Abb. 5.8a) erlaubt es einige qualitative Erkenntnisse festzuhalten:

1. Der Atemzyklus besteht aus einem stetigen Wechsel von Inspirations- und Expirationsphasen.
2. Während die Inspiration nach Erreichen des Maximum rasch in die Expiration übergeht, folgt der Expirationphase eine Pause (Respirationspause) unbestimmter (endlicher) Länge.
3. Inspirations- und Expirationstiefen sind durch die Extremalwerte des Lungenvolumens beschränkt (vgl. Kap. 2.1.3).
4. Während die Inspirationstiefen (Atemzugvolumen) *benachbarter* Atemzüge mitunter starken Schwankungen unterliegen, sind diese bezüglich des Niveaus der Atempausen weniger stark ausgeprägt. Ersteres ist mit der weitestgehenden *Willkür* des Patienten zu erklären, letzteres dadurch, dass ohne aktive Muskelkontraktionen das Lungenvolumen in die Nähe des FRK (vgl. Kap. 2.1.3) zurückfällt.

Die beiden letzten Beobachtungen lassen sich unter Zuhilfenahme einer Histogramm-Darstellung (vgl. Abb. 5.8b) auch *quantitativ* bestätigen.

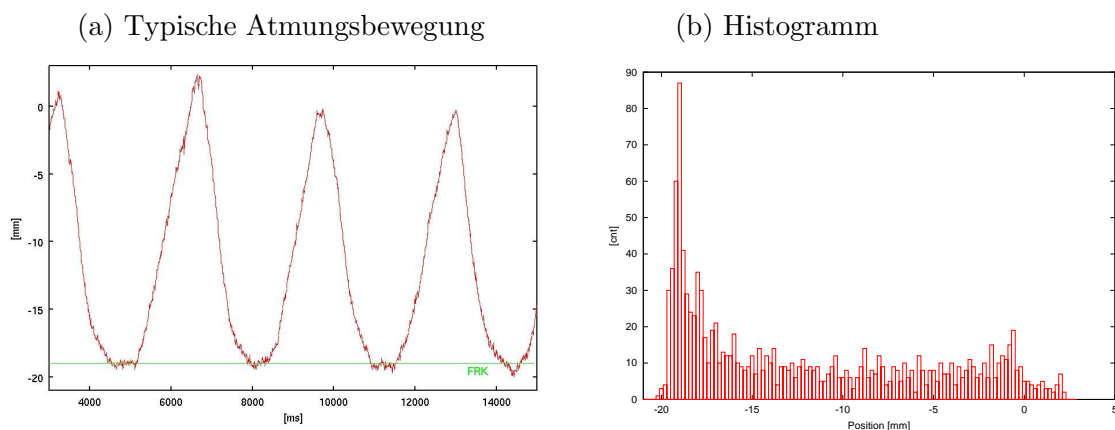


Abb. 5.8: Histogramm atmungsforcierter Bewegungen (eindimensional)

Wie dargestellt findet sich im Bereich des Atempausenniveaus eine deutliche Anhäufung von Meßpunkten, wodurch sich das dem FRK entsprechende Niveau gut über das Maximum der Histogrammkurve abschätzen lässt. Darüberhinaus können Maximal- und Minimalniveau des beobachteten Kurvenabschnitts leicht als Ränder der Histogrammkurve identifiziert werden.

Diese grundsätzlichen Darstellungen zeigen auf, dass auch, wenn die Angabe eines exakten analytischen Atmungsmodells, und damit eines entsprechend fundierten Prädiktionsalgorithmus, für die PTV-Bewegung nicht möglich ist, es einem menschlichen Beobachter durchaus gelingt gewisse *Vermutungen* zu formulieren, wie *er/sie* die zukünftige Bewegung des PTV in Abhängigkeit von den unterschiedlichen Phasensituationen erwarten würde.

So leitet sich z.B. aus den Beobachtungspunkten 2 und 4 die *hochwahrscheinliche Vermutung* ab, dass nach Ende des Respirationszyklus eine Pause ohne große Schwankungen zu erwarten ist, folglich sich das PTV nur sehr wenig bewegen wird.

Entsprechend könnte der menschliche Experte eine entsprechende **Prädiktions-Strategie** in einer natürlichsprachigen **Wenn-Dann-Produktionsregel** beschreiben:

R1: *Wenn* die Expiration beendet ist, *Dann* bewegt sich das PTV vermutlich im Folgenden nur wenig.

Allerdings ist dies nur eine wahrscheinlichkeitsbasierte, und damit keine deterministische, Aussage, was bedeutet, dass ihr eine gewisse Unsicherheit anlastet. Wegen der unbekannt (ggf. auch nicht vorhandenen) Pausenlänge könnte an dieser Stelle auch die (implizite) Aussage des Punktes 1 (nach der Expiration folgt eine Inspirationsphase) eine kommende schnelle Änderung der PTV Bewegung vorhersagen:

R2a: *Wenn* die **Expiration beendet** ist, *Dann* bewegt sich das PTV vermutlich im Folgenden sehr schnell in Richtung der Inspiration.

Eine Regel

R2b: *Wenn* die **Pause beendet** ist, *Dann* bewegt sich das PTV vermutlich im Folgenden sehr schnell in Richtung der Inspiration.

erscheint in seiner Aussagekraft zunächst zwar präzisiert, ist jedoch an dieser Stelle weniger nützlich, da dies bedeuten würde, dass das Pausenende sicher erkannt werden muss. Dies kann natürlich erst nach dem tatsächlichen Ende geschehen, und ist somit einem Prädiktionsalgorithmus wenig dienlich.

Da beide Aussagen **R1** und **R2a** zutreffend sein könnten, ist es schwer sich für die eine, oder die andere zu entscheiden, vor allem dann, wenn bereits eine gewisse Pausenzeit vergangen ist. Vielmehr wäre es wünschenswert beide Aussagen weiterhin zuzulassen, dabei allerdings die Länge der bestehenden Pause in die Überlegungen mit einfließen zu lassen. Die entsprechend geänderte Regelsammlung (Regelbasis) könnte somit aus folgenden Formulierungen bestehen:

R1': *Wenn* die Expiration beendet ist **und** die Pause bisher kurz war, *Dann* bewegt sich das PTV vermutlich im Folgenden nur wenig.

R2': *Wenn* die Expiration beendet ist **und** die Pause schon lange war, *Dann* bewegt sich das PTV vermutlich im Folgenden sehr schnell in Richtung der Inspiration.

Durch die Einführung von Konnektoren (*und* bzw. *oder*) in den Prämissen der einzelnen Regeln wird somit deren Aussagekraft ggf. deutlich erhöht. Wie wir in späteren Ausführungen detaillierter betrachten werden, lassen sich für die Atmungskurven eine Reihe weiterer (bzw. verbesserter) sinnvoller Wenn-Dann-Regeln formulieren. An dieser Stelle ist es entscheidend, sich der diversen Vorteile dieser natürlichsprachigen Form der Wissensrepräsentation gegenüber anderen Möglichkeiten (z.B. semantische Netze) bewußt zu werden. [32] führt folgende Punkte auf:

- ▷ *Erweiterbarkeit*: Neue Regeln können relativ unabhängig von anderen Regeln zur Wissensbasis hinzugefügt werden.
- ▷ *Modularität*: Jede Regel definiert ein kleines, relativ unabhängiges Stück Information.
- ▷ *Modifizierbarkeit*: (als Folge der Erweiterbarkeit): Alte Regeln können relativ unabhängig von den anderen geändert werden.
- ▷ *Verständlichkeit*: Nicht nur Experten, sondern auch Nichtfachleute können die Wirkungsweise nachvollziehen.
- ▷ *Transparenz*: Ein regelbasiertes System kann unter bestimmten Voraussetzungen seine Entscheidungen und Lösungen erklären. Dadurch wird die Transparenz des unterstützenden Systems erhöht.

5.3.2 Linguistische Variablen

Grundlegende Voraussetzung für den Einsatz von Fuzzy-Control ist, dass es gelingt eine ausreichend mächtige Regelbasis aufzustellen. Im Rahmen der Untersuchungen dieser Arbeit wurde sich für ein MISO³ Mamdani-Regelsystem [41] entschieden, bei welchem (im Gegensatz zum Takagi-Sugeno-Ansatz [75]) auch die Konklusion als linguistische Variable beschrieben wird.

Einer vereinfachten Implementierung, theoretischen Betrachtung und Darstellung wegen, sollen die Fuzzy-Membership Funktionen der nachfolgend vorgestellten linguistischen Variablen (unabhängig ob Eingang oder Ausgang) stets trianguläre Form, bzw. in Randbereichen S- oder Z-Trapezform, besitzen, und dabei Summen-Normal (vgl. Abb. 5.9) sein. Eine Untersuchung abweichender Gestaltungen (Glockenkurven, etc.) bleibt Folgearbeiten vorbehalten.

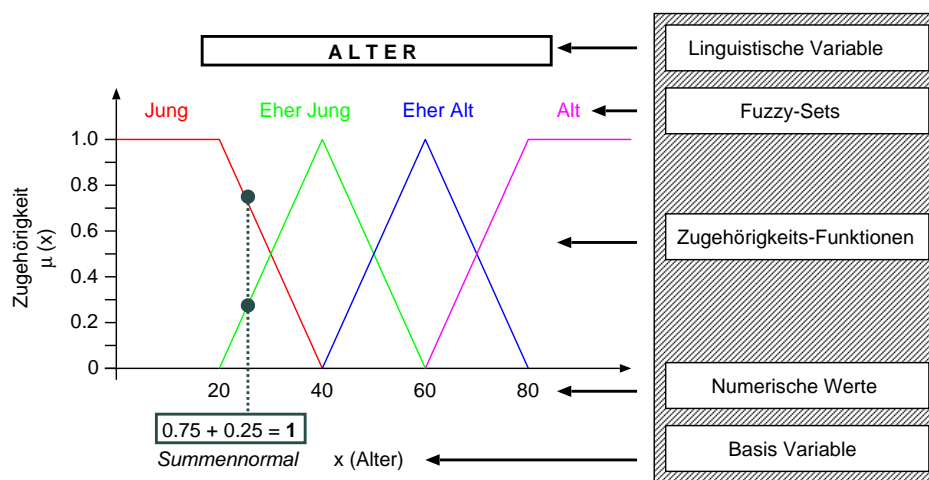


Abb. 5.9: Trianguläre Fuzzy-Membership Funktionen

5.3.3 Standardansatz

Weitestgehend unabhängig vom konkreten Einsatzzweck fällt dem aktuellen Regelungsfehler eine besondere Bedeutung zu, da schlussendlich hierüber die Regelgüte definiert wird. Damit stellt dieser eine erste sinnvolle Eingangsvariable (**Error**) vieler Fuzzy-Regelungssysteme dar.

Die Realisierung eines Automobiltempomats dient mittlerweile als Standardbeispiel der Fuzzy-Control basierten Steuerung. Entsprechend findet sich dieses Regelungsproblem in vielen FLC-Lehrbüchern wieder.

Das Beispiel bietet sich an, da gute Regelungserfolge bereits mit einem vergleichsweise einfachen 2 Eingangs - 1 Ausgangs Kontrollsystem erreicht werden können. Auch die Reglebasis besteht somit aus überschaubar wenig Regeln.

Grundlage bildet eine vereinfachte Gleichung zur Berechnung der aktuellen Fahrzeugbeschleunigung als Funktion der einzelnen am Fahrzeug angreifenden Kräfte (Gravitationskraft, Luftwiderstand, Motorantrieb) und des aktuellen Stellwinkels am Gaspedal.

³ Multi-Input-Single-Output

Die notwendige Änderung des Gaspedals (**Accel**) könnte bei einer derart strukturierten Regelbasis somit der Ausgangsgröße des Fuzzy-Systems entsprechen.

Wenn ein kleiner Fehler (*Error*) vorliegt, **Dann** verändere das Gaspedal (*Accel*) ein wenig.

Da nun jede Beschleunigungs-Anforderung auch dahingehend überprüft werden sollte, ob das angestrebte Beschleunigungsziel überhaupt erreicht wird (schließlich könnte man sich ja auch auf einer Berg-Tal-Fahrt befinden), empfiehlt es sich die *Befehle* auch bezüglich ihrer Wirkungen zu überprüfen. Im einfachsten Fall geschieht dies durch die zusätzliche *Messung* (zweite Fuzzy-Eingangsgröße) der schrittweisen Änderung des Fehlers (**DError**).

Damit können Regeln der Form

Wenn der Fehler groß ist, und er dies auch schon vorher so war, **Dann** verändere die Geschwindigkeit stark.

die Qualität einer Regelung entscheidend verbessern.

Da bei der Wahl der bisher vorgestellten Eingangs-Ausgangsgrößen das eigentliche Prozessmodell nur eine untergeordnete Rolle spielt, besitzen diese somit sehr allgemeinen Charakter. Da es auch bei der vorliegenden Problemstellung der Arbeit darauf ankommt einen Körper (den Strahl-Träger-Roboter), bzw. etwas abstrakter betrachtet einen Prädiktionspunkt, einer Bewegungsanforderung (hier die durch Korrelation berechnete Position des PTV) nachzuführen, ist eine direkte Übernahme dieser Strategie denkbar.

Fuzzy-Ausgangsvariable

Ausgangsgröße des Fuzzy-Prädiktor-Systems könnte somit die Änderung (Beschleunigung) der Geschwindigkeit der Prädiktionskurve $PRED[k]$, Eingangsgrößen der aktuelle Prädiktionsfehler sowie dessen aktuelle Veränderung bezüglich des vorangegangenen Schrittes, sein.

Besonderen Reiz erhält dieser Ansatz dadurch, dass durch die Regelung der Beschleunigung auch die Geschwindigkeitsstetigkeit der prädizierten Kurve sichergestellt wird. Zwar trifft dies für ein getaktet arbeitendes digitales (Fuzzy-)Regelungssystem nur näherungsweise zu (da die numerische (z.B. Trapez-) Integration mit steigender Stufenlänge an Genauigkeit verliert [45]), dies kann jedoch mit kleiner werdendem Δt_{pred} mehr und mehr vernachlässigt werden.

In Abhängigkeit der aktuellen Regler-Arbeitsweise stellen Konklusionen der Form *viel beschleunigen*, *wenig beschleunigen*, *nicht beschleunigen* - positiv wie negativ - als Reaktion auf Situationen der Form *viel Fehler*, *wenig Fehler*, *kein Fehler* - positiv wie negativ - und / oder entsprechenden Fehler-Änderungen, mögliche Fuzzy-Ausgangswerte dar.

Unabhängig von der Wahl der Stützpunkte der dreiecksförmigen Fuzzy-Sets, erscheint eine gleichverteilte *Fünf-Teilung* gem. Abb. 5.10 als ein guter Kompromiss zwischen Aufwand (Komplexität) und Güte der endgültigen Regelbasis.

Der Wertebereich sowie die Positionen der Stützpunkte hängen vom jeweiligen Anwendungszweck ab und müssen vom Designer des Fuzzysystems festgelegt werden. Infolgedessen geht

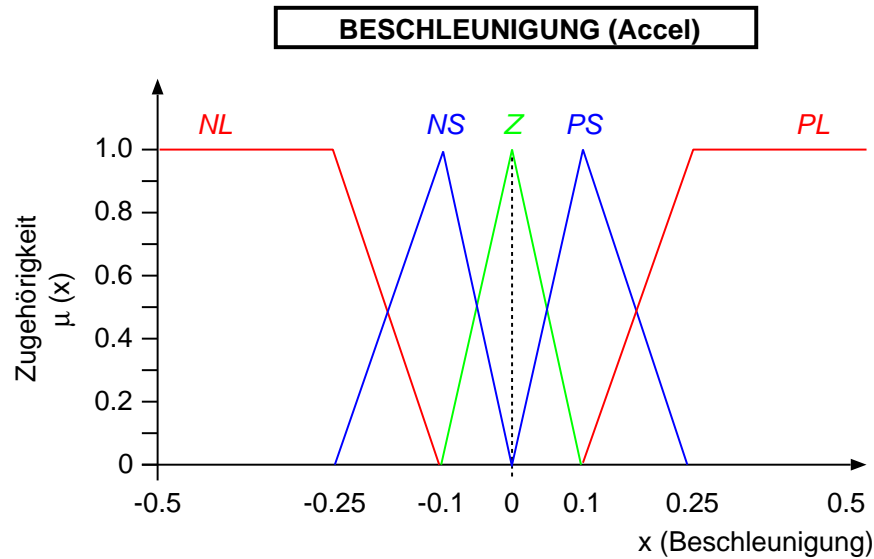


Abb. 5.10: Fuzzy-Ausgangswert: Beschleunigung

NL: Negative Large, NS: Negativ Small, Z: Zero, PS: Positive Small, PL: Positive Large

hier wesentliches Expertenwissen ein. Die Frage nach einer möglichst optimalen Wahl der numerischen Stützpunkt-Werte wird jedoch durch die Tatsache, dass ein stetiger Übergang von einem Fuzzy-Set zum benachbarten (überlappende Dreiecksbereiche) modelliert wird entscheidend entschärft. Alle im folgenden nicht detaillierter begründeten Stützpunkte wurden empirisch bestimmt und entbehren somit jeglichen Anspruches an Optimalität.

Fuzzy-Eingangsvariablen

Auch bei den Eingangsvariablen (*Error* / *DError*) wird von der bereits eingeführten Fuzzy-Set-Aufteilung (vgl. Abb. 5.11) ausgegangen. Die Namensgebung der einzelnen Fuzzy-Sets erfolgt äquivalent zu der der Beschleunigungs-Aufteilung (vgl. Abb. 5.10).

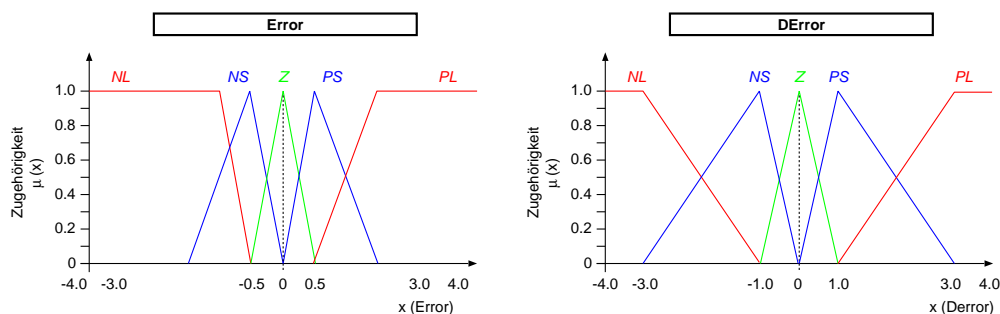


Abb. 5.11: Fuzzy-Eingangswerte: Error/DError

Wie in Kap. 1.2 ausgeführt, wird von den Radioonkologen ein räumlicher, dreidimensionaler, Fehlerwert von ± 1 mm als ausreichend genau erachtet. Geht man von dem *worst-case* aus, dass in alle drei Raumrichtungen gleichzeitig gleichviel Fehler besteht, so lässt sich über den Zusammenhang:

$$e_{3D}[t] = \sqrt{3e_{1D}^2} = \pm 1\text{mm} \quad (5.8)$$

der *erlaubte* eindimensionale Fehler e_{1D} gemäß

$$e_{1D}[t] = \pm \sqrt{\frac{1}{3}} |e_{3D}[t]| = \pm 0.58\text{mm} \quad (5.9)$$

berechnen. Übersetzt in Fuzzy-Logik könnten wir das so ausdrücken, dass dieser Fehlerwert gerade *den Übergang* von *sehr wenig Fehler* zu *wenig Fehler* darstellt. Dem wird nun damit Rechnung getragen, dass die Zugehörigkeit zu *PS / NS* bei ± 0.5 mm wegfällt (vgl. Abb. 5.11).

Regelbasis

Aufbauend auf die Definition der Fuzzy-Eingangs- und Ausgangsvariablen wird für die folgenden Tests die in Abb. 5.12 dargestellte Regelbasis verwendet. Entsprechend des einfachen Ansatzes besteht die vollständige Regelbasis aus überschaubar wenig ($5 \cdot 5 = 25$) Regeln.

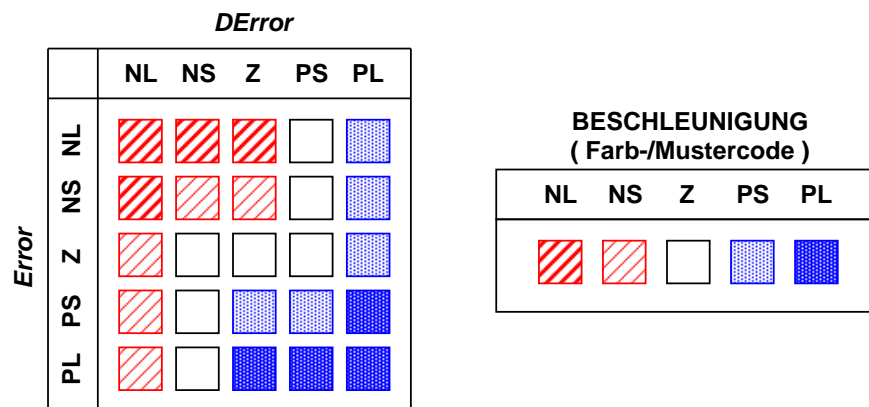


Abb. 5.12: Regelbasis des Fuzzy Standardansatzes

Testergebnisse

Angewandt auf den Bespieldatensatz ergibt sich für den Standardansatz das in Abb. 5.13 dargestellte Prädiktionsergebnis. Der RMS_{1D} errechnet sich hierbei zu 1.41 mm (6.2 % bzgl. Maximalamplitude). Damit übertrifft dieser vergleichsweise einfache Fuzzy-Ansatz bereits bei lediglich empirischer (und damit keineswegs optimierten) Wahl der Fuzzy-Stützpunkte die Vorgabe des einfachen *Nachlaufens*. Dies motiviert weitere Untersuchungen zur Fuzzy-Logik basierten Prädiktion.

Festzuhalten bleibt, dass auch bei der Prädiktionskurve der Abb. 5.13 ein deutliches Überschwingen vorhanden ist. Zwar könnten auch hier Ansätze wie das beim (N)LMS vorgeschlagene *Capping* weitere Verbesserungen bringen, dies soll jedoch nicht weiter vertieft werden.

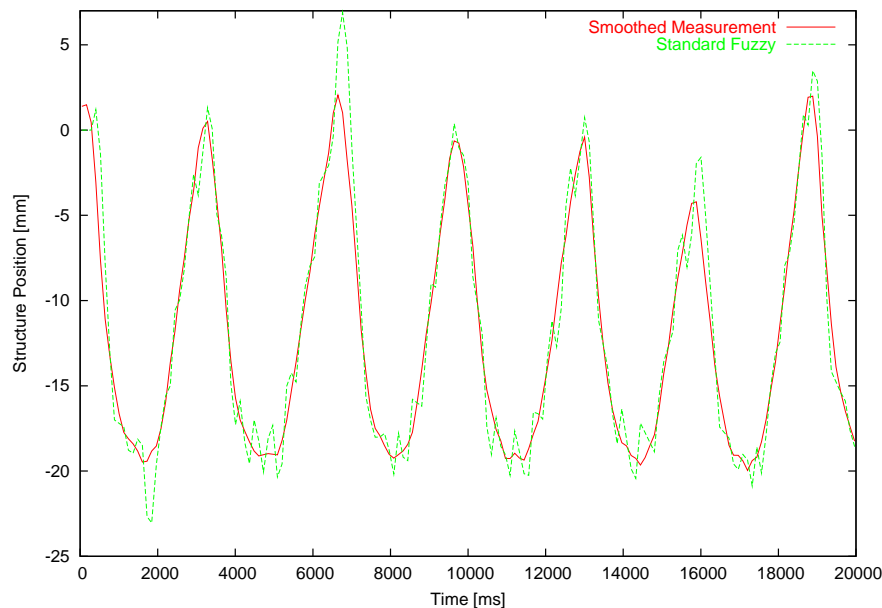


Abb. 5.13: Fuzzy-Standard prädizierte Signalkurve

5.3.4 Modellbasierter Ansatz

Während der vorangehend eingeführte Fuzzy-Prädiktionsansatz (weiterhin, vgl. LMS) weitestgehend modellfrei ist, soll nun untersucht werden, welches Atmungs-Modellwissen sich konkret messtechnisch erfassen lässt und zur Fuzzifizierung in linguistischen Eingangsvariablen eignet.

Aus dem vorangegangenen Abschnitt erhalten bleiben soll die Verwendung des Regelungsfehlers als die grundlegendste Fuzzy-Regelungs-Eingangsvariable, sowie die Idee, die Beschleunigung als Fuzzy-Ausgangsvariable zu verwenden. Einer zusätzlichen Verfeinerung wegen, sollen jedoch mit den Fuzzy-Sets *NM* (*Negative Medium*) und *PM* (*Positive Medium*) jeweils zwei weitere Fuzzy-Sets zwischen *NL* und *NS* bzw. *PS* und *PL* aufgenommen werden (vgl. auch Abb. 5.14).

Das Aufstellen einer Fuzzy-Regelbasis wird vor allem dadurch erschwert, dass die Formulierung einer Regel nur dann Sinn macht, wenn der notwendige Eingangswert auch quantitativ messbar ist. Die Regelbasis hängt somit direkt von Menge und Art der erkennbaren System-Zustände (welche dann zur Eingangsbildung verwendet werden können) ab.

So ist eine Regel

Wenn die Atem-Pause nur noch kurz ist, **Dann** ...

selbstverständlich unsinnig, da die Willkürlichkeiten im Atmungsverlauf (hier die Frage wie lange die Pause anhalten wird) ja gerade das Prädiktionsproblem erschweren.

Die folgenden Ausführungen beschreiben nun diejenigen linguistischen Eingangsvariablen, welche im Rahmen der Untersuchungen als informativ und meßbar erkannt wurden. Es wird dabei keineswegs ein Anspruch auf Vollständigkeit erhoben.

Neben der auch quantitativen Darstellung der einzelnen Fuzzy-Sets, wird hierbei ein besonderer Fokus auf die Methoden der (quantitativen) Eingangs-Wertbestimmung gelegt, was darlegen soll, wie trickreich sich gewisse Informationen nach einer genauen Untersuchung der Problemstellung gewinnen lassen. Dies soll Folgearbeiten motivieren, die schlußendlich formulierte Regelbasis in Zukunft mit neuen Regeln zu erweitern und / oder die hier vorgeschlagenen weiter zu verfeinern.

Geschwindigkeit

Eine wesentliche Unzulänglichkeit der im Standardansatz verwendeten Regeln besteht in der Tatsache, dass auf dieser Basis auch dann eine Beschleunigung in eine bestimmte Richtung empfohlen wird, wenngleich dies in der aktuellen Atmungssituation (Inspiration, Expiration, Pause etc.) durchaus kontraproduktiv sein könnte, oder ggf. sogar unmöglich ist (Überschreitung von Grenzgeschwindigkeiten etc.).

Während die tatsächliche Erkennung der aktuellen Atmungssituation durchaus trickreiche Verfahren erfordert - tatsächliche praktische Möglichkeiten werden im weiteren Verlauf des Abschnittes vorgestellt - ist die Frage nach der aktuellen Bewegungsgeschwindigkeit (*Speed*) numerisch über das Integral der vergangenen Fuzzy-Ausgangs-Beschleunigungswerte (oder - falls vorhanden - auch über Tachometer) vergleichsweise leicht bestimmbar. Die Fuzzy-Set Einteilung kann Abb. 5.14 entnommen werden.

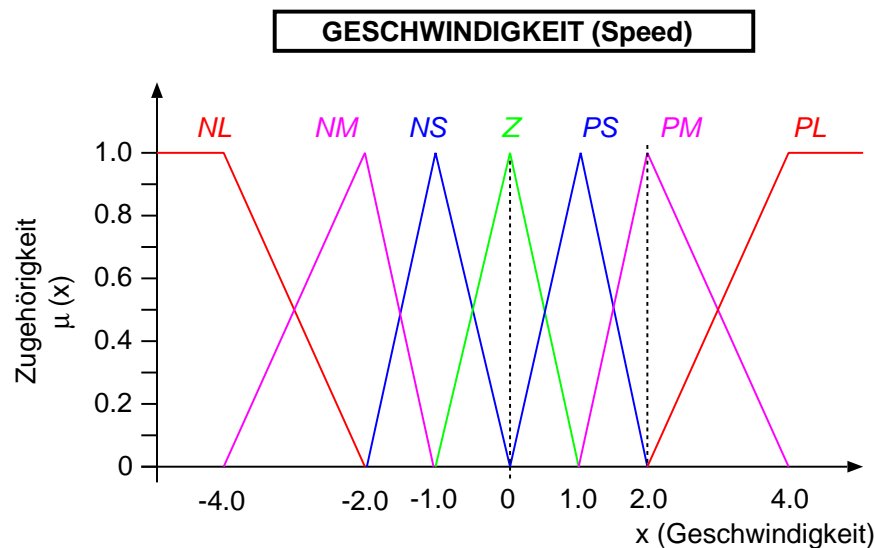


Abb. 5.14: Fuzzy-Eingangswert: Geschwindigkeit

In Verbindung mit dieser linguistischen Variablen werden nun Regeln der Form

Wenn die Geschwindigkeit niedrig ist **und** der Fehler gering ist, **Dann** beschleunige nicht.

möglich.

Diese für den Ruhezeitpunkt sinnvolle Regel erscheint jedoch in den hochdynamischen Phasen der Inspiration und Expiration weniger brauchbar. Hier würde eine Anforderung *nicht zu beschleunigen* dazu führen, dass die tatsächliche Kurve der prädizierten *davonläuft*.

Trend der Respiration

Entsprechend erscheinen zusätzliche Aussagen der Form

Wenn aktuell eingeatmet wird

Wenn aktuell ausgeatmet wird

wesentlich vorteilhafter.

Um mögliche Aussagen über den weiteren Verlauf einer PTV-Bewegung treffen zu können, ist eine entsprechend gesicherte Feststellung in welcher Atmungsphase (Expiration bzw. Inspiration) sich die PTV Bewegung aktuell befindet notwendig.

Dies stellt sich als insofern schwierig dar, als dass eine (lokale) Betrachtung der aktuellen Kurvensteigung wenig hilfreich ist, da unter anderem Messrauschen zu einer sehr un stetigen Differenzenkurve führt. Auch eine entsprechende Kurvenglättung kommt nicht in Betracht, da dies, in Abhängigkeit der Anzahl der einbezogenen *zukünftigen* Messwerte, zu einer entsprechenden Verlängerung des Prädiktionszeitraumes führen würde.

Ein trickreicher Alternativansatz erlaubt die Lösung dieser Problematik:

Gehen wir zunächst davon aus, dass es nach Beginn der Einatmung relativ schnell möglich ist festzustellen, dass gerade eingeatmet wird. Die zugehörige (ggf. gemittelte) Marke zum Zeitpunkt $t1[h]$ des h -ten Atmungszyklus sei im Folgenden mit $p_{t1[h]}$, der aktuell gemessene Punkt zum Zeitpunkt t mit p_t bezeichnet (vgl. Abb. 5.15a).

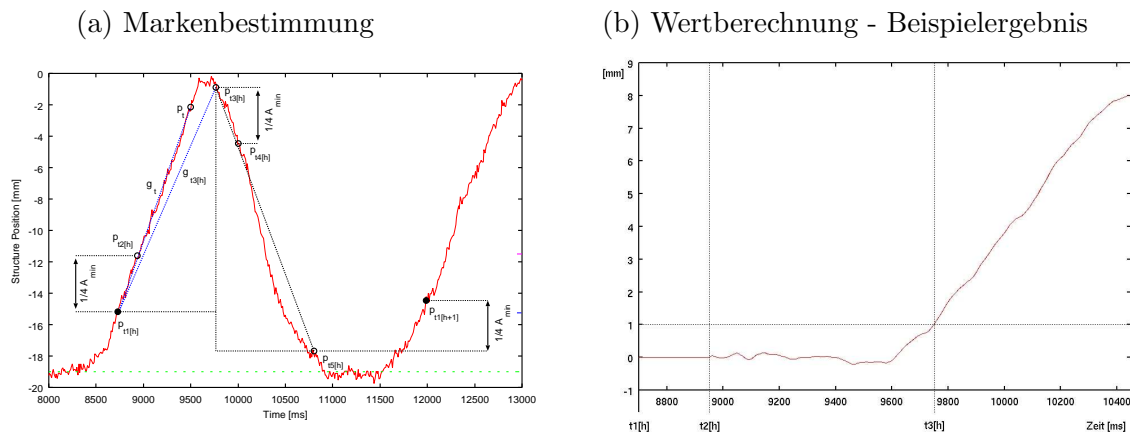


Abb. 5.15: Fuzzifizierung des Atmungstrends

Vergleicht man nun die Punkte einer Verbindungsgeraden g_t von $p_{t1[h]}$ nach p_t mit den zwischenzeitlich gemessenen Kurvenpunkten $PTV_i[k]$ durch Bildung des RMS so zeigt sich, dass dieser Wert bereits kurz vor Erreichen des Maximas schnell ansteigt (vgl. Abb. 5.15b).

Mit Festlegung eines Schwellenwertes kann so der Übergang von der Inspirations- zur Expirationsphase sicher erkannt werden. Zur Vermeidung eines *Anfangsrauschens* (wenn $t - t_1[h]$ noch vergleichsweise klein ist) wird die Vorgehensweise insofern modifiziert, dass die Berechnung erst ab Erreichen eines weiteren Zeitpunktes $t_2[h]$ Gültigkeit bekommt.

Bezeichne A_{min} die kleinste Atemzugs-Amplitude der letzten (ca. 5 - 6) dem Zeitpunkt t vorangegangenen vollständigen Atemzyklen. Aus grundsätzlichen Überlegungen, bestätigt durch numerische Tests, ergibt sich ein Wert von $1/4 A_{min}$ als *gute* $p_{t_2[h]} - p_{t_1[h]}$ Differenz, womit sich auch der Zeitpunkt $t_2[h]$ gut online erfassen lässt. Der Zeitpunkt an welchem der Wert $trend_1[h][t]$ die Schwelle sicher überschritten hat, sei im Folgenden als $t_3[h]$ bezeichnet.

Um bei der Festlegung des Phasenüberganges (von der Inspiration zur Expiration) einen plötzlichen *Schwellenwert-Cut* zu vermeiden, aber auch eines einheitlichen Fuzzy-Systems wegen, erscheint die Einführung einer linguistischen Fuzzy-Variablen *Trend* mit den Fuzzy-Sets *UP* (Inspiration) bzw. *DOWN* (Expiration) sinnvoll.

Ohne dies an dieser Stelle weiter zu vertiefen sei dargelegt, dass sich die gleiche Geradenabweichungs-Vorgehensweise auch beim Übergang zur Inspiration weiter gut verwenden lässt.

Volumenbereich

In Kap. 5.3.1 wurde festgestellt, dass es mit dem relativ einfachen Verfahren der Histogrammentwicklung möglich ist, eine sehr gute Abschätzung für das Atmungspausenniveau (FRK) zu treffen.

Normiert ergibt diese Darstellung (vgl. Abb. 5.16a) eine Wahrscheinlichkeitsverteilung für den Aufenthalt des PTV in einer bestimmten Region. Naheliegenderweise fällt somit dem FRK-Bereich die höchste Aufenthaltswahrscheinlichkeit zu.

Integriert ergibt diese Kurve eine nichtlineare Zuordnung die ausdrückt, wie sehr (0-1) sich ein bestimmter Aufenthaltsbereich (mm-Bereich) der maximalen Einatmung (RVI) nähert (vgl. Abb. 5.16b).

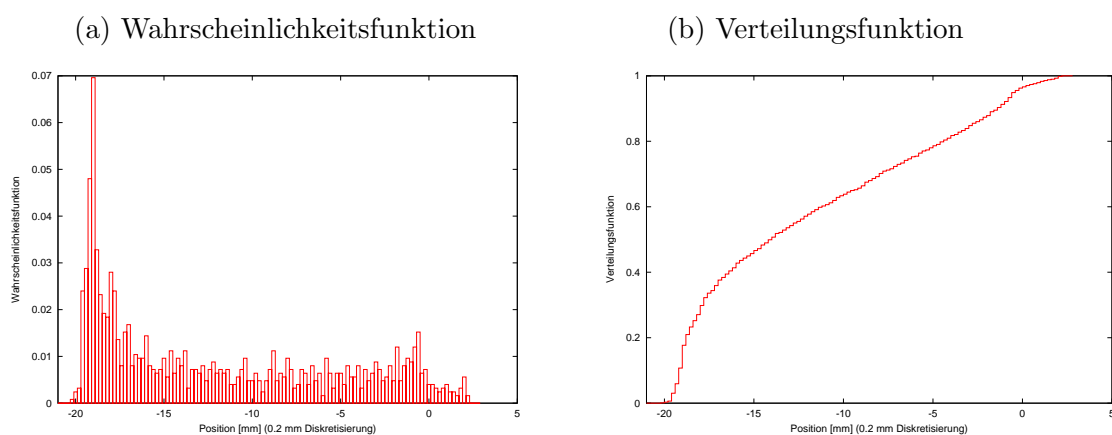


Abb. 5.16: Histogramm als Aufenthaltswahrscheinlichkeit

Wie in Kap. 5.3.1 ebenfalls bereits festgestellt wurde, lässt eine Aussage, in welchem Volumenbereich sich die Atmung aktuell befindet, einen ersten, oberflächlichen, wahrscheinlichkeitsbasierten Rückschluss bezüglich der aktuellen Dynamik der PTV-Bewegung zu.

So ist im Bereich des FRK eine geringe Dynamik wahrscheinlich. Der Übergang zu *viel* Dynamik ist naheliegenderweise fließend, und damit Fuzzy, aber offensichtlich in demjenigen Bereich, in welchem das integrierte Histogramm nur mehr linear ansteigt (vgl. Abb. 5.16), was sich nun, da diese ja der Ableitung entspricht, wiederum an der Histogrammkurve gut ablesen lässt, oder aber auch mittels geeigneter linearer Regression aus der Integralkurve ermittelt werden kann.

Angewandt auf die Prinzipien der Fuzzy-Logik kann somit einem aktuellen $PTV_i[t]$ Positionsmesswert über die Festlegung von Zugehörigkeitsbereichen eine Fuzzifizierung in die linguistische Variable *Area* zugeordnet werden. Zur Erzielung eines glatteren Übergangs erscheint hier neben einer Abgrenzung in die Grenzbereiche *FRK* und *RVI* eine Einführung von mittleren Übergangsbereichen *M1* (in der Nähe von *RVI*) und *M2* (in der Nähe von *FRK*) von / zu den Grenzbereichen sinnvoll.

Regelbasis

Aufbauend auf die im vorangehenden Unterabschnitt ausgeführten Darstellungen möglicher linguistischen Variablen, lässt sich nun eine grundlegende Gestaltung einer möglichen Regelbasis empfehlen.

An dieser Stelle sei ein weiteres mal darauf hingewiesen, dass die hier dargestellten Ausführungen Motivationsgrundlage für weitere Untersuchungen in Folgearbeiten sein sollen, und keineswegs das Ergebnis unveränderlicher Abhandlungen sind. Bekannterweise stellt die Aufstellung einer annähernd perfekt problemlösenden Regelbasis *eine Wissenschaft für sich* dar.

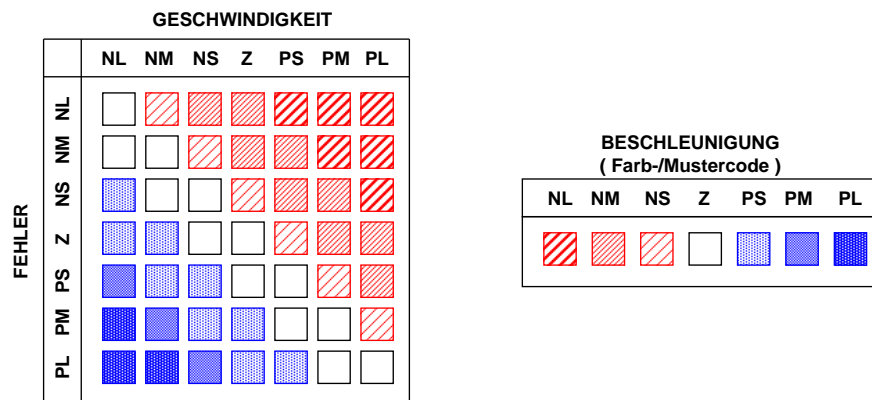


Abb. 5.17: Fuzzy Regelbasis - Farbcode

Farb-/Mustercode der Fuzzy-Beschleunigungsentscheidung, sowie Vergrößerung der Fehler - Geschwindigkeitsmatrix für den Fall, dass Eingangsvariable Volumenbereich = RVI und Eingangsvariable Trend = UP zutrifft.

Beispiel: Trifft die Zuordnung zu RVI-UP zu, und ist der Fehler PS, und die aktuelle Geschwindigkeit NS, dann sei die Beschleunigung PS.

Die bezüglich der vorgestellten Eingangs-Variablen **vollständige** Regelbasis besitzt 392 (7·7·2·4) unterschiedliche Regeln. Naheliegenderweise würde eine textuelle Darstellung an dieser Stelle nur wenig Nutzen bringen, und damit den vorliegenden Rahmen unnötig sprengen. Aus

diesem Grund wurde eine bildliche Farb-/Mustercode-basierte Visualisierung gemäß Abb. 5.22 gewählt.

Der zugehörige Farbcode, sowie eine detailliertere Abbildung und Erklärung an Hand eines Beispiels, kann Abb. 5.17 entnommen werden.

Testergebnisse

Wendet man das in diesem Abschnitt vorgeschlagene Regelungssystem auf den Beispieldatensatz an, so ergibt sich das in Abb. 5.18 dargestellte Prädiktionsergebnis mit einem RMS_{1D} Wert von 0.62 mm (2.7 % bzgl. Maximalamplitude).

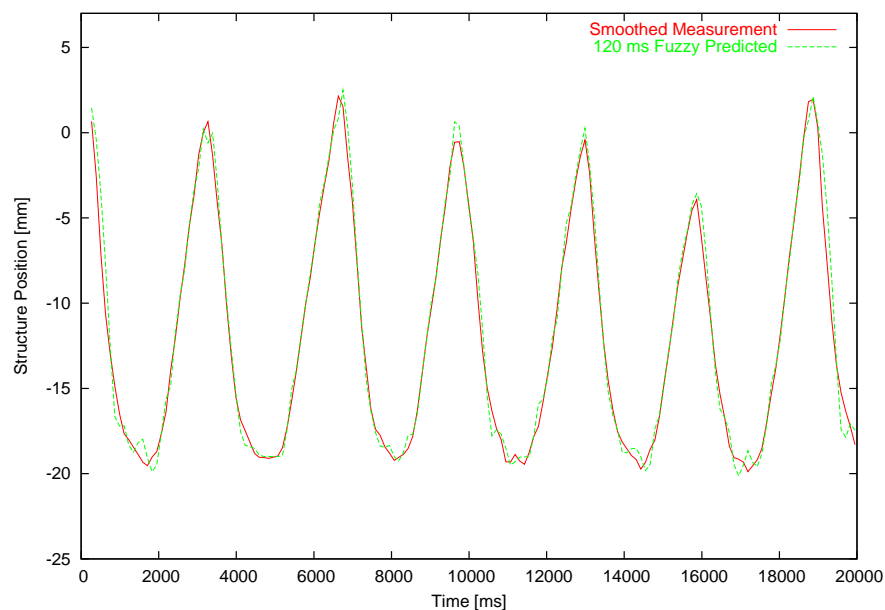


Abb. 5.18: Atmungsmodellbasiert Fuzzy prädizierte Signalkurve

Anders ausgedrückt bedeutet dies, dass nur ca. 35 % ($0.62/1.74$) des Nachlauf-RMS Wertes verblieben sind, ein durchaus ansehnlicher Erfolg. Auch der RMS_{3D} Wert erreicht mit 1.07 mm fast den von Radiologen geforderten maximalen Abweichungswert (vgl. Kap. 1.2).

5.4 Diskussion und Ausblick

Mit dem im vorangegangenen Abschnitt dargestellten Ergebnissen ergibt sich, dass die vorgeschlagenen Prädiktionsverfahren durchaus in der Lage sind die System-Totzeitproblematik entscheidend zu entschärfen.

Ermittelt man den RMS_{1D} Wert der Nachlaufkurve des Beispiels in Abhängigkeit der Totzeit gem. Abb. 5.19, so kann man ablesen, dass der mit dem vorgeschlagenen Fuzzy-Prädiktionsverfahren erreichte Wert dem einer lediglich 42 ms verzögerten (24 ms geglätteten) Nachlaufkurve entspricht. Entsprechend könnte man argumentieren, dass das Fuzzy-Prädiktionsverfahren 78 der 96 ms System-Totzeit wett macht.

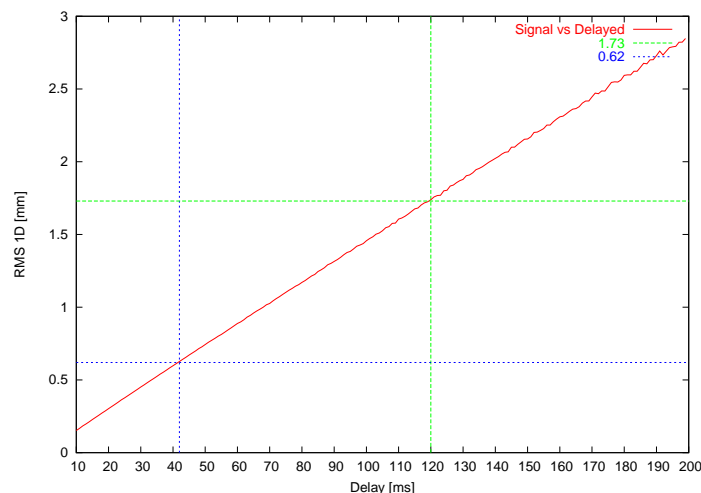


Abb. 5.19: RMS Vergleich Fuzzy-Prädiktion und Nachlaufkurve

Dem direkten praktischen Einsatz des Verfahrens steht jedoch ein *kleiner* Schönheitsfehler gegenüber. So wird in Kap. 3.1 sowie Anhang B ausgeführt, dass die 96 ms Verzögerung der Kuka-Robotersteuerung in dem Zusammenhang gelten, dass neue Positionswerte alle 12 ms (Kuka-Systemtakt) zur Verfügung gestellt werden. Entsprechend ist die Prädiktion alle 12 ms und nicht (wie bei der Methodendiskussion verwendet) alle 120 ms durchzuführen. Ohne weitere Zusatzmassnahmen hat dies jedoch ein erhebliches Rauschen der Prädiktionskurve zur Folge.

Gemäß den Ausführungen zur Roboter-Steuerungstechnologie sind der Steuerung jedoch stets möglichst achsgeschwindigkeitsstetige Positionsfolgen anzubieten. Zu beachten ist, dass dieses Unstetigkeitsproblem der vorgeschlagenen Fuzzy-Prädiktion allein auf die Tatsache dass $\Delta t_{cycle} \neq \Delta t_{pred}$ gilt zurückzuführen ist.

Ein erster *Workaround* könnte nun darin bestehen, nicht die Messkurve, sondern erst die Prädiktionskurve einer ($2 \cdot 12$ ms) Glättung / Vorverarbeitung (Sicherstellung von Achs-Beschleunigungsgrenzen etc.) zu unterziehen. Auch wenn sich dieser Ansatz in den Tests bewährt (vgl. Abb. 5.20), und sich auch der Prädiktions-Qualitätsverlust in Grenzen hält ($RMS_{1D} = 0.66$ mm, bzw. 2.9 % der Maximalamplitude), verbleibt hier jedoch Raum für zukünftige Erweiterungen und Diskussionen.

Als abschließender Ausblick soll Folgearbeiten der Einsatz von Optimierungsverfahren zur

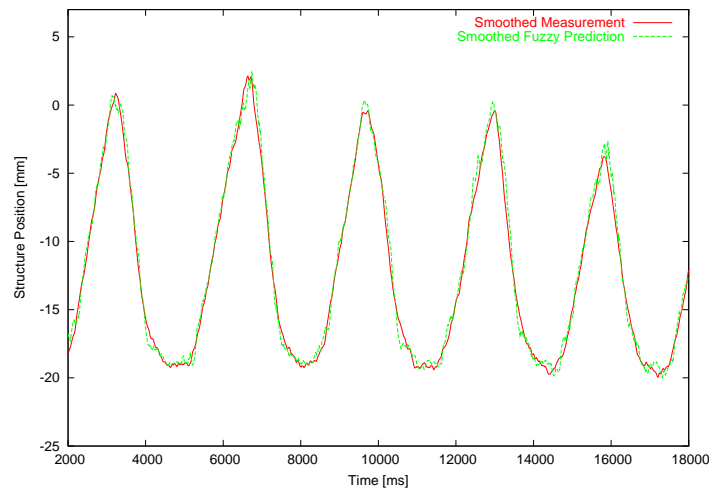


Abb. 5.20: t_{cycle} getaktete Prädiktionskurve

Adaption und / oder initialen Festlegung der Fuzzy-Parameter empfohlen werden. Für die in der Arbeit verwendeten summennormalen dreiecksförmigen Fuzzy-Sets können die in [70] (vgl. Anhang D.2.2) beschriebenen Arbeiten als grundlegende Vorlage dienen.

Wendet man das vorgeschlagene Gradientenabstiegsverfahren (Training für die Fuzzy-Eingänge *Speed* und *Area* sowie dem Fuzzy-Ausgang *Accel*) iterativ auf den Beispieldatensatz an, so lässt sich der RMS_{1D} des Fuzzy-Prädiktors weiter verbessern. Die entsprechende Fehlerentwicklung kann Abb. 5.21 entnommen werden.

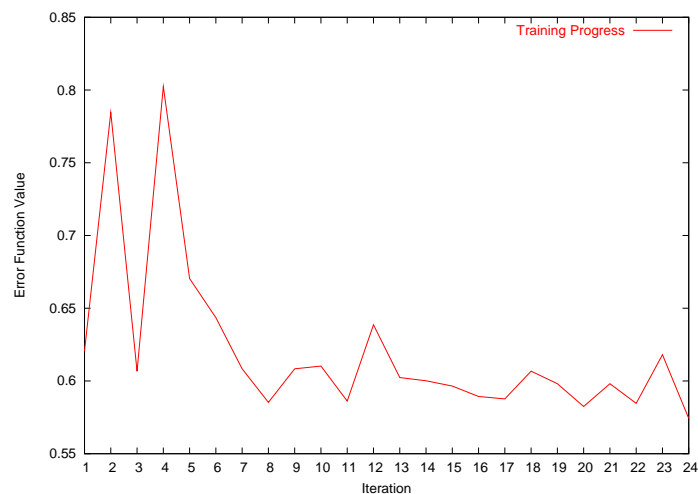


Abb. 5.21: Entwicklung bei gradientenbasiertem Training der Fuzzy-Sets

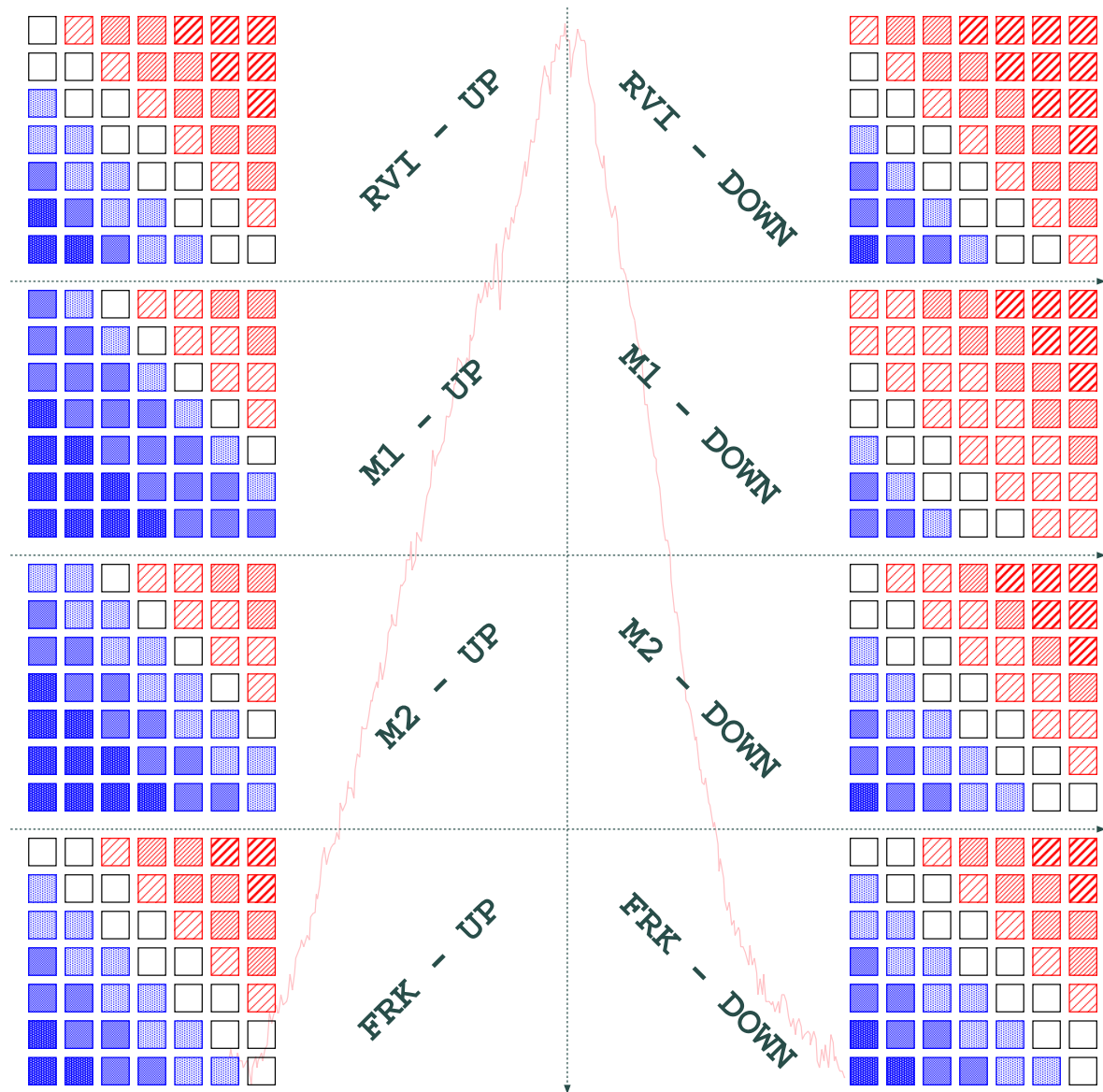


Abb. 5.22: Fuzzy Regelbasis

Dargestellt ist die im Rahmen dieser Arbeit (aktuell) vorgeschlagene Fuzzy-Regelbasis, aufgeteilt in die acht grundsätzlich unterschiedlichen Atmungssituationen. Der Darstellung kann somit sehr einfach entnommen werden, für welchen Beschleunigungswert sich bei gegebener Situation, Fehler und Geschwindigkeit entschieden wird.

Kapitel 6

Zusammenfassung

Die perkutane Bestrahlung von Tumoren des oberen Abdomens sieht sich dem grundsätzlichen Problem gegenübergestellt, dass die essentiell notwendige Atemtätigkeit des Menschen bewegungsforcierende Auswirkungen auf hier lokalisierte Strukturen besitzt. Da diese Bewegungen bereits bei ruhiger Atmung durchaus mehrere Zentimeter erreichen können sind Massnahmen zu treffen, um dennoch die Anforderungen der auf Millimetergenauigkeit ausgelegten Bestrahlungsplanung erfüllen zu können.

Verschiedene aktuelle Problembehandlungstechniken werden vorgestellt, diskutiert und bewertet. Dabei wird insbesondere herausgearbeitet, dass eine echte Problemlösung nur dann erreicht werden wird, wenn es gelingt einige grundsätzliche Probleme zu lösen.

So besteht eine erste wesentliche Problematik darin, dass die zeitgetreue Bestimmung der körperinternen Position des Tumors eigentlich ein stetiges Durchleuchten des Patientenkörpers erfordern würde. Dies ist insofern kritisch, als zum heutigen Zeitpunkt für diesen Zweck keine sowohl hochpräzisen, schnellen und zudem patientenschonenden Verfahren existieren.

Aus diesem Grund sollte im Rahmen und Umfeld der Arbeit auch untersucht werden, inwieweit sich der als ungefährlich geltende medizinische Ultraschall als körperdurchleuchtendes Verfahren einsetzen ließe. Das Problem, dass der Ultraschall-Sensorkopf Hautkontakt mit dem Patienten besitzen muss konnte im Umfeld der Arbeit durch die Entwicklung eines speziellen Telerobotiksystems gelöst werden.

Während die eigentliche online Lokalisation des sich bewegenden Tumors auf Basis körperdurchleuchtender Verfahren ein vergleichsweise schwieriger und zeitintensiver Vorgang bleibt, ist die naturgemäß zeitgleich stattfindende Bewegung der Körperoberfläche wesentlich leichter messbar. Dies motivierte Überlegungen, inwieweit diese körperextern messbaren Verschiebungen Rückschlüsse auf die körperinternen Positionsveränderungen gestatten. Im Rahmen der Arbeit wurde zudem erkannt, dass die mit der Atemtätigkeit zusammenhängenden Kraft-/Druckschwankungen auf den Ultraschallkopf des Telerobotiksystems ein besonders aussagekräftiges Atmungssignal ergeben.

Nachdem in einem systemtheoretisch geprägten Kapitel der Arbeit untersucht wird, welche Bewegungskurven abdominaler Strukturen normal sind, und wie sich diese in einem Modell des respiratorischen Systems erklären lassen, leitet ein weiteres Kapitel hieraus ein Modell für den gegenseitigen Zusammenhang atmungsforcierter Bewegungen in unterschiedlichen Regionen

des Abdomens ab. Dies ermöglicht die Formulierung eines adaptiven mathematischen Korrelationsverfahrens, mit welchem bei Kenntnis aktueller und vergangener Werte einer Signalkurve (z.B. der körperexternen) und der Historie einer Zweiten (der mittels Bildverarbeitung gewonnenen Bewegung des Tumors) der bis dato unbekannte (noch nicht gemessene/ausgewertete) aktuelle Messwert der zweiten Kurve (also die aktuelle Tumorposition) errechnet werden kann. In letzter Konsequenz bedeutet dies, dass das körperdurchleuchtende Verfahren eine geringere Messfrequenz und Auswertungsgeschwindigkeit besitzen darf als ein gleichzeitig verwendetes körperexternes Messverfahren.

Soll die Bewegung des Tumors in einem aktiven Bestrahlungssystem berücksichtigt werden - sei es durch aktive Bewegung des Bestrahlungsgerätes, durch aktive Ablenkung des Strahlenganges, oder auch durch getriggertes Ein-/Ausschalten des Strahls - so hat dies in dem Wissen zu geschehen, dass jedes aktiv gesteuerte System einer unvermeidlichen Reaktions-Trägheit (Totzeit) unterliegt und der Tumor sich in dieser Zeit stetig weiterbewegt. Um dennoch geeignet reagieren zu können ist es erforderlich die Tumor-Bewegung um diese Totzeit vorherzusagen und schließlich dem aktiven Kompensationsverfahren die prädizierte Position als Bewertungs-/Berechnungsgrundlage zu offerieren.

Die Literatur kennt einige Standardverfahren zur (Kurzzeit-)Prädiktion von Signalverläufen, welche sich vor allem darin unterscheiden, inwieweit Modellwissen über die signalgenerierende Quelle zur Verfügung stehen müssen. Da der Atmungsvorgang selbst ein sowohl vom Menschen willkürlich, als auch von den neuronalen Verschaltungen autonom regulierter Prozess ist, besitzt das zugrundeliegende Atmungsmodell eine Reihe von Unbekannten, welche sich zudem von Atmenzug zu Atmenzug verändern können. Dies schließt den Einsatz streng modellbasierter Verfahren - wie beispielsweise eines Kalman Filters - aus.

Da das in der Arbeit entwickelte Modell des respiratorischen Systems jedoch eine in weiten Bereichen gültige qualitative Aussage bezüglich der zu erwartenden Signalverläufe gestattet, wird schließlich ein Fuzzy-Control basiertes Prädiktionsverfahren vorgeschlagen, detailliert entwickelt und in Konkurrenz (insbesondere bezüglich eines modellfreien Standardansatzes) getestet.

Die Ausführungen der Arbeit zeigen, dass es auf der Basis grundlegender systemtheoretischer Betrachtungen durchaus möglich ist leistungsfähige Algorithmen für die gegebenen Problemstellungen zu entwerfen. Die tatsächliche Leistungsfähigkeit der entwickelten Verfahren konnte zum einen in offline Berechnungen an Messkurven, aber auch durch Echtzeit-Versuche im Umfeld der eigens entwickelten Testumgebung überprüft und bestätigt werden.

Anhang A

Mathematische Abhandlungen

A.1 Modellierung des Abdomens

Im Modell der Abb. 2.4 gilt, dass die von einem Dämpfer (die zwischen Diaphragma und beobachteter abdominaler Struktur liegende Bauchmasse) ausgehende Kraft F beschleunigend auf den daran gekoppelten Massepunkt m wirkt. Dabei soll von einer starren Beziehung zwischen dem fiktiven Massepunkt m und der AS ausgegangen werden, womit die Bewegungen von m und as_i als synchron ablaufend betrachtet werden können.

$$F = m \frac{d^2 as_i(t)}{dt^2} \quad (\text{A.1})$$

Bei geschwindigkeitsproportionaler Dämpfung (welche wir hier unterstellen wollen) wird die Kraft F durch die zeitabhängige Relativbewegung der Enden des Dämpfers (LT-Raumwand $lt_k(t)$ und Massepunkt-Position $as_i(t)$), sowie der als konstant angenommenen Dämpfungskonstante r , bestimmt:

$$F = r \left(\frac{dlt_k(t)}{dt} - \frac{das_i(t)}{dt} \right) \quad (\text{A.2})$$

Damit ergibt sich folglich die Gesamtgleichung des Zusammenhanges von $lt_k(t)$ und $as_i(t)$ zu:

$$m \frac{d^2 as_i(t)}{dt^2} = r \left(\frac{dlt_k(t)}{dt} - \frac{das_i(t)}{dt} \right) \quad (\text{A.3})$$

bzw. nach Integration und Umstellung:

$$\frac{m}{r} \frac{das_i(t)}{dt} + as_i(t) = lt_k(t) \quad (\text{A.4})$$

Fasst man nun $lt_k(t)$ als Eingangswert und $as_i(t)$ als Ausgangswert der LT-AS Strecke auf, so ergibt sich nach Laplacetransformation (im Spektralbereich gilt, dass sich das Ausgangssignal durch Multiplikation von Übertragungsfunktion und Eingangssignal berechnen lässt) und entsprechender Umstellung die Übertragungsfunktion ${}^{LT}f_{AS,ik}(s)$ von LT zu AS gemäß:

$${}^{LT}f_{AS,ik}(s) = \frac{as_i(s)}{lt_k(s)} = \frac{{}^{LT}P_{AS,ik}}{1 + s{}^{LT}T_{AS,ik}} \quad (\text{A.5})$$

mit ${}^{LT}T_{AS,ik} = \frac{m}{r}$ und ${}^{LT}P_{AS,ik} = 1$.

Die rechte Seite der Gl. A.5 entspricht der Standardform der im Rahmen der linearen zeitinvarianten Systemtheorie (LTI¹-Systemtheorie), sowie insb. dem entsprechenden Zweig der Regelungstechnik, weitverbreiteten sog. PT₁-Gliedern.

Eine grundlegende Eigenschaft derartiger Glieder ist es, dass ihr Ausgangssignal einer sprunghaften Änderung des Eingangssignal um den Proportionalitätsfaktor P verstärkt folgt, der (P-fache End-)Wert jedoch erst nach und nach mit einer gewissen Verzögerung (Trägheit) eingenommen wird (vgl. Abb. A.1).

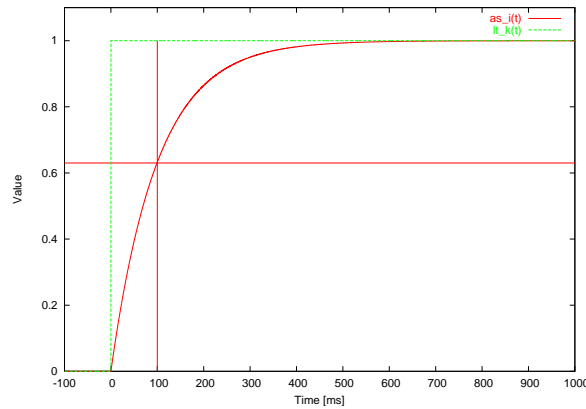


Abb. A.1: PT₁-Sprungantwort

Der Zeitwert T gibt dabei an, nach welcher Zeit ca. 63% ($1 - e^{-1}$) des Endwertes erreicht sind. Eine Folge ist, dass beispielsweise eine Vergrößerung der Masse m , bei konstanter Dämpfungskonstante r , eine entsprechend vergrößerte Trägheit zur Folge hat.

A.2 Modellierung des Lungen-/Thoraxraum

Gemäß Gl. 2.9 besteht zur Bestimmung des zeitlichen Kurvenverlaufes des Lungenvolumens folgendes laplacetransformiertes Differentialgleichungsproblem:

$$V[k](s) = \frac{\dot{V}_0[k](I_1 + R_1) + V_0[k] \cdot I_1 + P_m[k](s)}{I_1 s^2 + R_1 s + E_1}, \quad (\text{A.6})$$

In den folgenden Darstellungen wird von einer isolierten Betrachtung der einzelnen Atemzyklen (vgl. Kap. 2.3.1, i.V.m. Abb. 2.7) ausgegangen, und dabei insb. $t_0[k]$ als numerisch 0 bewertet.

Die Tatsache, dass zeitlich folgende Ausgänge des Übertragungsblokes lediglich von den zeitlich folgenden Eingängen und den gespeicherten Zuständen abhängen (Kausalität), erlaubt

¹engl. *Linear-Time-Invariant*

uns eine getrennte Betrachtung von $P_m[k](t)$ in den Bereichen des aktiven (Sinus-Quadrat-) Muskeldruckes [Phase I] und der anschließenden passiven Pausenzeit [Phase II].

Dies bedeutet, dass in der ersten Phase (ohne Einschränkungen) von einem kontinuierlichen Signal

$$P_m[k](t) = A[k] \cdot \sin^2(\omega[k] \cdot t)$$

ausgegangen werden kann, ein Umstand, welcher die Berechnungen wesentlich vereinfacht. Wichtig ist jedoch im Übergangzeitpunkt $t = \frac{\pi}{\omega[k]}$ die Eingangskurve zu wechseln und dabei die aktuellen Integral-Zustände $V[k](\frac{\pi}{\omega[k]})$ und $\dot{V}[k](\frac{\pi}{\omega[k]})$ als neue Anfangswerte zu übernehmen. Die eigentliche Ausgangskurve setzt sich dann aus den beiden, abschnittsweise geltenden, berechneten Ausgangssignalen zusammen:

Phase I: Geht man zu Beginn des Atemzyklus zunächst von der Annahme eines ruhenden Systems mit 0-er Anfangswerten aus, so ergibt sich (für diese Phase) die Druck-Volumenbeziehung (im Laplaceraum) des (vereinfachten) respiratorischen Systems mit Gl. A.6 zu

$$V_I[k](s) = \frac{P_m[k](s)}{I_1 s^2 + R_1 s + E_1} \quad (\text{A.7})$$

wobei $P_m[k](s)$ als die Laplacetransformierte der vollständigen Sinus-Quadrat-Sinuswelle angegeben werden kann:

$$P_m[k](s) = \frac{2 \cdot A[k] \cdot \omega[k]^2}{s(s^2 + 4\omega^2)} \quad (\text{A.8})$$

Die vollständige Lösung $V_I[k](t)$ erhält man schließlich nach Einsetzen von Gl. (A.8) in Gl. (A.7) und anschließender inverser Laplacetransformation zurück in den Zeitbereich. Dabei ergibt sich eine durchaus komplexe Formel (welche dem Leser an dieser Stelle erspart bleiben soll), deren explizite Darstellung wenig hilfreich ist. Interessenten sei geraten diese mit einem Mathematikwerkzeug wie Maple, Mathematica oder Matlab berechnen zu lassen. Für die Überlegungen der Arbeit ist an dieser Stelle lediglich festzuhalten, dass sich die Gleichung aufgrund ihrer komplexen Form einer einfachen analytischen Betrachtung entzieht. Eine Beispielreaktion des Volumenverlaufes auf eine periodische Sinus-Quadrat-Muskeldruckkurve ist in Abb. A.2 dargestellt.

Phase II: In Phase II wird nun $P_m[k](s) := 0$, $\dot{V}_0[k] := \dot{V}_I[k](\frac{\pi}{\omega[k]})$, $V_0[k] := V_I[k](\frac{\pi}{\omega[k]})$ in Gl. A.6 eingesetzt. Gegenüber dem Ergebnis der Phase I ist das Zeitsignal in dieser Phase um ein vielfaches einfacher, da das Differentialgleichungssystem der Gl. 2.8 wegen $P_m[k](s) = 0$ homogen wird.

Dennoch soll auch hier die explizite Darstellung der zeitanhängigen Gleichung entfallen und dem interessierten Leser die Berechnung mit den erwähnten (oder ähnlichen) Computer-Algebrasystemen empfohlen werden. Anzumerken ist, dass die Kurve einen stetig exponentiell fallenden Verlauf besitzt.

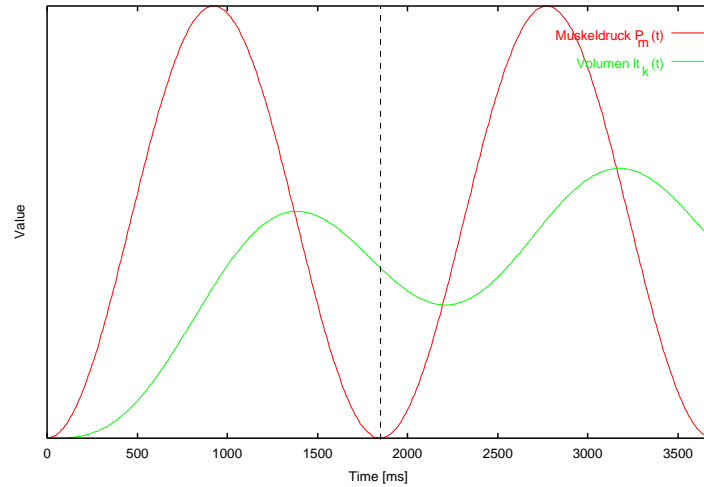


Abb. A.2: Theoretischer Lungen-Volumenverlauf welcher sich nach periodischer (pausenloser) Sinus-Quadrat-Systemanregung ergäbe

A.3 Gesamtmodell

Fügt man die Ergebnisse der Phasen I und II, unter Berücksichtigung der Zeit-Schnittstelle $\frac{\pi}{\omega[k]}$, zu einem gemeinsamen Verlauf zusammen und berücksichtigt desweiteren, dass der Übergang vom Volumenverlauf zur AS-Bewegung einer zusätzlichen PT_1 -Verzögerung unterliegt, so ergibt sich (beispielhaft) das in Abb. A.3 dargestellte Szenario der (relativen) Signal-Kurvenverläufe.

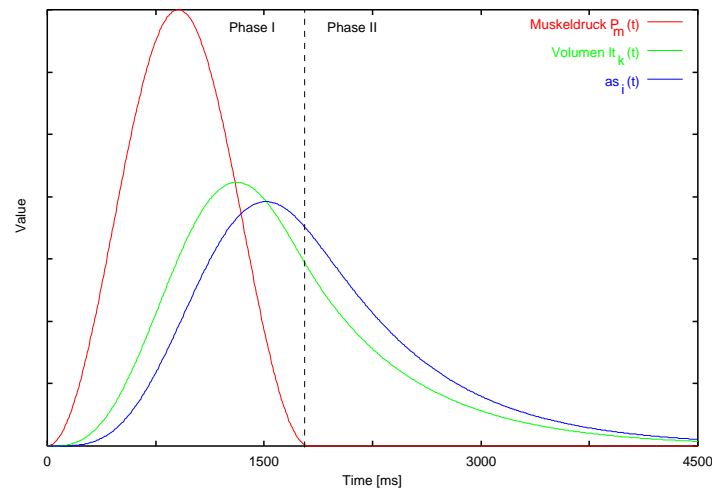


Abb. A.3: Theoretische Antworten des Lungenvolumens sowie einer abdominalen Bewegung auf den modellierten Atmungsmuskeldruck (eindimensional)

Abb. A.3 kann zudem entnommen werden, dass die Expiration bereits einsetzt (das Maximum bereits erreicht wird) wenn der Muskeldruck nicht mehr ausreicht den elastischen Drücken Widerstand zu leisten. Auch das PT_1 bedingte Nachlaufen des AS-Signales ist an dieser Stelle gut zu erkennen. Fällt der Muskeldruck vollständig weg, so gehen die Signale, wie die mathe-

matische Herleitung erwarten ließ, in den exponentiellen Kurvenverlauf der Phase II über, um schließlich gegen den Ruhepunkt der FRK zu konvergieren.

Anhang B

Roboter-Steuerungstechnik

In den folgenden Ausführungen werden die für ein Verständnis der Arbeit relevanten Grundlagen der Roboter-Steuerungstechnik zusammengefaßt und diskutiert.

B.1 Mechanische Komponenten

Entsprechend dem menschlichen Vorbild besteht der typische Roboterarm aus einer über bewegliche Gelenke miteinander verbundenen Folge von Gliedern (offene kinematische Kette), mit dem Ziel die Hand (das Ende der Gliederkette), in der Robotik Montage-Flansch (TCP, *Tool-Center-Point*) genannt, entsprechend der Arbeitsanforderungen zu bewegen. Abseits dieses grundsätzlichen Bauprinzips fallen die Realisierungen der einzelnen Industrie-Robotersysteme durchaus unterschiedlich aus. Neben Abweichungen in der Armgröße gilt dies insb. bei der Realisierung der Gelenke (Rotationsgelenke, Torsionsgelenke, Revolvergelenke, Lineargelenke) und deren Antriebsprinzip (elektrisch, pneumatisch, hydraulisch). Erst die Summe der Eigenschaften aller Komponenten, und deren gegenseitiges Zusammenspiel, bestimmt die Leistungsfähigkeit eines speziellen *Arms*.

B.1.1 Motoren und Getriebe

Bewegungen der Robotermechanik werden heute zumeist durch sog. AC-Servomotoren realisiert, welche in die einzelnen Gelenke der Armstruktur eingebaut sind. Der durch die Motorspulen fließende Strom generiert hierbei magnetische Felder, welche ihrerseits - dank geschickter Spulenanordnung - ein motorstromabhängiges Drehmoment (und damit ggf. Bewegung) erzeugen [64].

Entsprechend stellen das maximal erzeugbare Drehmoment, in Verbindung mit der gleichzeitig maximal erlaubten (d.h. ohne Beschädigung des Motors oder sonstiger Komponenten möglichen) Geschwindigkeit, die wichtigsten Parameter eines derartigen Motors dar. Während letzteres vor allem Auswirkungen auf die (theoretische) Maximalgeschwindigkeit des TCP hat, ist die Arbeitskraft *Drehmoment* zunächst dafür *verantwortlich*, die Nutzlasten (angehängte Armstruktur und ggf. montierte Lasten) zu jedem Arbeitsraum-Positionierungszeitpunkt gegen die Gravitation (statisch) zu halten. Darüberhinaus ist auch den während einer Bewegung

der Armstruktur einwirkenden dynamischen Einflüssen (Zentrifugal- und Corioliskraft) entgegenzuwirken, sowie die Reibungsdrehmomente zu überwinden. Nur das nach Abzug dieser statischen und dynamischen Komponenten vom maximal Möglichen verbleibende Drehmoment (Drehmomentreserve) steht dem Motor zu ggf. geforderten Beschleunigungen (Antrieb) zur Verfügung.

Mit welchem Drehmoment M_{AN} ein Motor bei einer gegebenen Beschleunigung $\ddot{\varphi}$, Geschwindigkeit $\dot{\varphi}$ sowie aktuellem Drehwinkel φ aktuell arbeiten kann, kann mathematisch durch folgende Bewegungs-Grundgleichung beschrieben werden:

$$M_{AN} = J(\varphi) \cdot \ddot{\varphi} + C(\varphi, \dot{\varphi}) \cdot \dot{\varphi} + G(\varphi) \quad (\text{B.1})$$

Dabei bezeichne $J(\varphi)$ das Trägheitsmoment, $C(\varphi, \dot{\varphi})$ die Coriolis, Zentrifugal- und Reibungskräfte, sowie $G(\varphi)$ die Gravitationskraft.

Hinzu kommt, dass der Motor-Wirkungsgrad temperatur- (und damit leistungs-) abhängig ist. Zusätzliche Störfaktoren sind nichtlineare Reibungsverluste sowie ggf. Haftreibungseffekte beim Anfahren des Motors. Entsprechend ist Gleichung B.1 nur als starke Vereinfachung zu betrachten.

Grundlegende Aufgabe eines Getriebes ist es, den Motor von den angehängten Massen zu entlasten. Dabei gilt, dass sich das Trägheitsmoment der Last J_L in seiner Einwirkung auf den Motor J_M entsprechend dem Quadrat des Getriebe-Übersetzungsverhältnis i reduziert [64]:

$$J_M = \frac{J_L}{i^2}$$

Erkauft wird dies dadurch, dass sich der Motor (entsprechend) schneller (i -Fach) drehen muss, als dies ein entsprechender Bewegungsbefehl von der angekoppelten Armstruktur eigentlich fordern würde, da gleichzeitig das wirkende Drehmoment um diesen Faktor verringert wird. Auch Getriebe existieren in unterschiedlichen Bauweisen und Leistungsbereichen.

Allgemein kann festgehalten werden, dass die angestrebten (maximal) Trag- und Dynamikfähigkeiten die Dimensionierung der Motoren und Getriebe in den einzelnen Gelenken bestimmen. Die optimale Auslegung und Typenauswahl ist ein durchaus schwieriges Unterfangen (*eine Wissenschaft für sich*), und ist auch heute noch stark von den Erfahrungen der Ingenieure abhängig. Allgemein gilt: Je leistungsfähiger ein Motor-Getriebepaar sein soll, desto größer wird dessen (Eigen-)Masse und damit (Eigen-)Trägheit ausfallen. Eine Reduzierung der Massen (insbesondere der Last) ist gleichzeitig jedoch für eine Steigerung der Dynamik wünschenswert. Ein Komponenten-Optimum kann daher durchaus kompliziert zu finden sein.

B.1.2 Winkel- und Geschwindigkeitsmessung

Wesentlich für den Einsatz eines Roboters als flexibles Positionierungssystem ist die Rückkopplung der aktuellen TCP-Position in das Motor-Steuerungssystem. Entsprechend der bewegungstechnischen Möglichkeiten ist es naheliegend, die von einem Motor-Getriebepaar eingenommene (Winkel-)Stellung hochfrequent zu vermessen, und den quantitativen Wert der Steuerung als aktuelle Ist-Position zur Auswertung bereitzustellen. Auch hier existieren eine Reihe unterschiedlicher Bauprinzipien (Encoder, Resolver, etc.).

Neben den Winkel-Positionsmessern, finden sich in vielen Roboterarmen auch Tachometer, welche dem Steuerungssystem auch die aktuelle Ist-Geschwindigkeit jedes Gelenkes zur Verfügung zu stellen, was für eine hochqualitative, positionsbestimmte, Bewegungssteuerung von enormem Vorteil ist.

Ein *feiner, aber gemeiner* Unterschied in der Anwendung von Robotersystemen ergibt sich daraus, ob vom System *lediglich* eine hohe Wiederholungs-, oder aber auch eine hohe Absolut-Genauigkeit gefordert wird.

Den meisten industriellen Anwendern genügt es, wenn das System nach z.B. *Teach-In-Programmierung* [69] Bewegungsvorgänge beliebig oft ohne nennenswerte Abweichungen wiederholen kann. Entsprechend wird in den Datenblättern der Hersteller vor allem diese Fähigkeit des Systems abgedruckt.

Dass hier dennoch - wenn auch geringe - Ungenauigkeiten verbleiben, liegt im wesentlichen daran, dass sich die Motoren nicht beliebig fein steuern lassen (Reluktanz/Cogging), die Winkelmesser endliche Auflösungen besitzen, und dass jedes Getriebe unvermeidlicherweise Spiel¹ unterliegt. Letzteres verhält sich zudem nichtlinear (hystereseartig) in Abhängigkeit von Be- oder Entlastungsvorgängen. Erschwerend hinzu kommt, dass aus Kostengründen, aber auch aus grundlegenden Gründen der Regelbarkeit, bei den meisten kommerziellen Robotersystemen die Drehwinkelmesser antriebs- und nicht abtriebsseitig montiert (also auf den Motoren, und nicht nach dem Getriebe) sind und damit das Getriebespiel vollständig unbeobachtet bleibt.

Deutlich größere Genauigkeitsprobleme ergeben sich, wenn die Anwendung (wie dies im Rahmen dieser Arbeit der Fall ist) über die Wiederholungsgenauigkeit hinaus von einer räumlich absolut genauen Ausrichtung des TCP abhängig ist. Wie der Begriff schon nahelegt, wird in derartigen Fällen vom Roboter erwartet eine nach absoluten Werten angegebene (z.B. errechnete) Raumposition anzufahren, also nicht *nur* eine ihm vorher bekannte Position (wieder) einzunehmen.

Dabei ergeben sich folgende grundsätzliche Probleme:

- ▷ Sind die Gelenkwinkel der anzufahrenden Positionen jeweils bekannt, so kann eine Abweichung dadurch zu Stande kommen, dass auch eine als absolut bezeichnete Position schlußendlich relativ zu einer statischen Nullstellung (alle Winkelwerte Null) gemeint wird. Eine eventuelle Fehlkalibrierung der Nullwerte hat folglich entscheidende Auswirkungen auf die Lage des TCP im Raum. Im (Dauer-)Betrieb ist eine stetige Überprüfung/Rekalibrierung dieser Nullstellung empfehlenswert.
- ▷ Ist *nur* die kartesische TCP-Position bekannt, so ist jeweils zu berechnen, welche Gelenkwinkelwerte dieser Position entsprechen. Dabei hängt das Ergebnis der zugehörigen mathematischen Rückrechnungsverfahren insbesondere von den Kenntnissen der korrekten Robotergeometrie (Armlängen etc.) ab. Typischerweise sind diese aus (CAD) Konstruktionsplänen bekannt und werden entsprechend diesem Standardmodell verwendet. Allerdings können aufgrund von Fertigungstoleranzen oder Abnutzungserscheinungen für das individuelle Robotersystem erhebliche Abweichungen entstehen (nicht selten mehrere Millimeter), welche unberücksichtigt bleiben. Erst eine hochgenaue Nachvermessung

¹Bereich in welchem eine angehängte Armstruktur quasi ohne Drehmoment bewegt werden kann.

der Armstruktur nach der Montage würde Verbesserungen bringen, was i.d.R. aus Kostengründen, in Verbindung mit der Tatsache dass die überwiegende Zahl der Anwender dies nicht benötigt, unterlassen wird. Doch selbst dann können Temperaturschwankungen (vor allem im Dauerbetrieb), oder Strukturverbiegungen aufgrund von z.B. Lasten, weitere, eher temporäre, Unsicherheiten einbringen, welche schwer zu quantifizieren sind.

Da die Absolut-Kalibrierung ein aufwendiger Vorgang ist existieren eine Vielzahl wissenschaftlicher Untersuchungen (vgl. u.a. [4, 35]) mit welchen Mitteln dies ggf. erleichtert werden kann. Derartige Kalibrierungs-Dienstleistungen werden auch kommerziell (*selbstverständlich* auch vom jeweiligen Hersteller selbst) angeboten. Verfahren zur Online-Erfassung der absoluten TCP-Position über ein externes Messgerät [89, 29] erfüllen heute i.d.R. noch nicht die gewünschte Qualität und / oder notwendige Messfrequenz.

B.2 Steuerungstechnologie

Nachdem im vorangegangenen Abschnitt die Roboter-Hardware und deren grundlegenden Probleme einleitend dargestellt wurden, soll nun der Softwareaspekt einer Robotersteuerung näher diskutiert werden.

Während die Roboter-Struktur-Hardware als unveränderlich gegeben betrachten werden muss, bieten Softwareumgebungen naheliegenderweise wesentlich flexibleren Entwicklungsspielraum. In den vergangenen Jahren hat sich der Trend durchgesetzt, dem (Industrie-)Roboter-Kunden nicht lediglich die Hardware und grundlegende Steuerungs-Software (oft eigenes Betriebssystem) per se zur Verfügung zu stellen, sondern diese vielmehr schlüsselfertig samt ggf. problemorientierter Steuerungstechnologie zu liefern.

Da bei der überwiegenden Mehrzahl der industriellen Anwendungen vor allem die (Wiederholungs-)End-Positionierungsgenauigkeit bei hochgeschwindigkeits Punkt- zu Punkt- Bewegungen im Vordergrund stehen, bieten die Steuerungssysteme anwenderseitig zumindest Befehlssätze für entsprechende Bewegungsmöglichkeiten. Die eigentlichen Bahnrechnungen (und die damit verbundenen Motorsteuerungen) finden für den Anwender vollständig transparent statt, was in diesem Umfeld höchst wünschenswert ist.

Leider ist letzteres i.d.R. damit verbunden, dass dem Anwender nur wenige bis gar keine Möglichkeiten eröffnet werden, eigens tiefgreifende Bewegungs-Kontrollstrategien innerhalb der Steuerungstechnologie einzubringen und / oder eine vollständige Realzeit-Bahnkontrolle des Arms im Bereich weniger Millisekunden zu erreichen. Doch auch wenn derartiges denkbar erscheint, verhalten sich die Hersteller zusätzlich meist sehr restriktiv mit entsprechenden *Low-Level* Auskünften. Solche Informationen werden meist als strenges Betriebsgeheimnis gehandhabt.

Darüberhinaus sieht sich ein (Nicht-Standard-)Anwender dem Problem gegenübergestellt, dass die Steuerungen lediglich sehr eingeschränkte Kommunikationsmöglichkeiten mit steuerungs-externen Systemen bieten. Gerade Kommunikationszugänge, welche einen Echtzeit-Datenaustausch bei ausreichend hoher Geschwindigkeit, Bandbreite und / oder garantierter Latenzzeit bieten würden, fehlen den Systemen. Eine Verlagerung der grundlegenden Bewegungs-Berechnungen weg von der oftmals eingeschränkten (und meist wenig skalierbaren) Rechenleistung des Robotersystems, erfordert z.T. erheblichen Aufwand. Hierin sehen die Hersteller entweder keine Notwendigkeit, oder sogar ihre Produkt-Autorität gefährdet.

Ein allgemeines (*work around*) Lösungskonzept kann - aufgrund des heterogenen Marktes (die Hersteller verwenden völlig unterschiedliche Systeme) - nicht - ohne auf eine entsprechend vollständige Neuentwicklung zurückzugreifen (was alles andere als trivial wäre) - präsentiert werden, sondern ist speziell für den eingesetzten Robotertyp hin zu entwickeln. Im Umfeld des der Arbeit zur Verfügung stehenden Robotiklabors² sind (heute) Robotersysteme der Firma Stäubli/Adept und Kuka verfügbar (vgl. Kap. 3). Wie belegt werden konnte sind für beide Systeme derartige Lösungen möglich, erfordern aber (abhängig von System und Leistung) die Anschaffung (z.T. kostenintensiven) Zusatzkarten und / oder Entwicklung spezieller Treiber.

Auf eine detaillierte Betrachtung der jeweiligen Systemlösungen soll an dieser Stelle verzichtet werden, da diese (durchaus umfangreichen) Arbeiten einem im Rahmen und Umfeld der Arbeit entstandenen Geräte-Steuerungsprojekt³ eingegliedert wurden, und mit diesem eine getrennte Veröffentlichung erfahren. Vielmehr sollen hier weitere grundlegende Steuerungs-Anwendungsfragen erörtert werden, um damit die Schnittstelle zur vorliegenden Arbeit zu begründen.

B.2.1 Bewegungsgenerierung

Abb. B.1 zeigt schematisch den typischen (Bewegungsbefehl-) Daten-Fluss innerhalb einer (modernen) Industrie-Robotersteuerung.

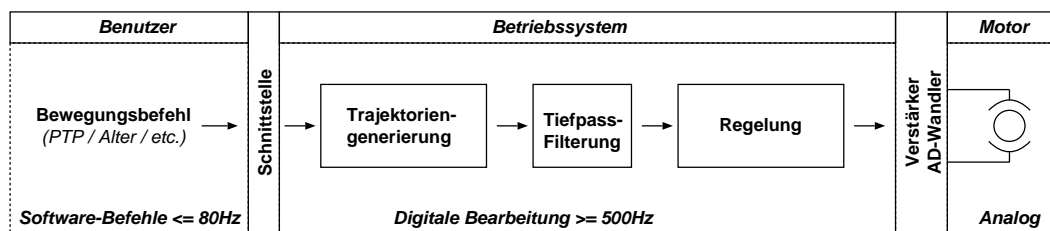


Abb. B.1: Bewegungsbefehl-Datenfluss

Die Schnittstelle zwischen Anwender und Roboterbetriebssystem stellt sich in der Regel derart dar, dass der Anwender dem System (unterstützt durch Eingabe- und Programmiermöglichkeiten der herstellereigenen Programmierumgebung) mitteilt, an welche Stelle der Roboterflansch in sequentieller Folge (Sollbahn) fahren soll. Das eigentliche Abfahren der Sequenz übernimmt die Steuerung weitestgehend autonom. Benutzerseitig bestehen dabei lediglich wenig Einflussmöglichkeiten, zu welchem (zehntel- bis millisekundengenauen) Zeitpunkt das Anfahren eines Punktes tatsächlich durchgeführt (Latenzzeit bis Bewegungsbeginn) und abgeschlossen sein wird.

Welche Bahn (Trajektorie) ein Roboter (genauer dessen TCP bzw. das daran montierte Werkstück) beim Abfahren einer gewünschten Sollbahn detailliert fährt, berechnet im Rahmen der Standard-Roboterbewegungsmöglichkeiten ein Bahnplanungs- / Trajektoriengenerierungsmodul. Die anwenderseitig programmierten Positionsfolgen stellen für diesen Stützpositionen dar, welche abhängig vom gewählten Bewegungsmodus entweder exakt angefahren, oder *nur* als

²Robotiklabor des Lehrstuhls für *Robotics and Embedded Systems*, Institut für Informatik, Technische Universität München

³Aktueller Arbeitstitel *GropeLight*

Näherungen für einen eleganteren (genauer: praktischeren) Bewegungsverlauf (z.B. in Form von Splines [11]) benützt werden (vgl. Abb. B.2).

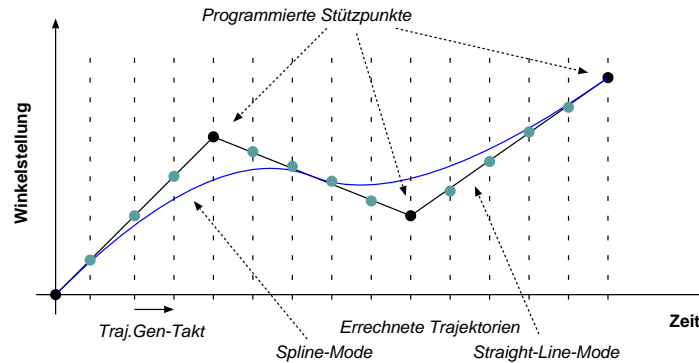


Abb. B.2: Trajektoriengenerierte Roboterbahnen im *Straight-Line* (schwarz) oder *Continuous-Path* (blau) PTP-Modus

B.2.2 Dynamische Realzeit-Kontrolle

Keiner dieser Standard-Bewegungsmodies erlaubt somit eine dynamische, hochreaktive, Realzeit-Bewegungskontrolle. Neben dem angesprochenen Anfahr-Zeitpunkt-Problem muss bei der exakten *Straight-Line* Bahnfahrt ein ständiges Anfahren und Bremsen - nebst entsprechendem Verlust an Dynamik - in Kauf genommen werden. Die stattdessen ungenauere *Continuous-Path* Variante erfordert Wissen über zukünftige Stützstellen, was somit ebenfalls zusätzliche Latenzzeiten bedeutet.

Da auf der Ebene der Motorregelung (heute) digitale Daten softwareseitig errechnet und anschliessend analog umgesetzt werden, sind für eine vernünftige Qualität der Roboter-Regelung neue Informationen in einem Takt von wenigstens 500 Hz (d.h. alle 2 ms) bereitzustellen (vgl. Abb. B.1). Letztendlich bedeutet dies, dass derartig schnelle Positionsregelungen nicht nur möglich, sondern sogar notwendig sind.

Die Theorie und der Praxiseinsatz von Regelungssystemen im Allgemeinen, und bei Antriebssystemen im Besonderen, findet seit Jahrzehnten große Beachtung. Entsprechend stellt die Regelungstechnik heute in vielen Universitäten und anderen Lehreinrichtungen ein Teil- oder sogar vollständig eigenständiges Studienfach dar. Gleichzeitig existieren eine Unzahl an themenbezogenen Lehrbüchern und Veröffentlichungen.

Bei der direkten Motorregelung ist auf eine strikte (harte Echtzeit) Einhaltung der Taktzeiten zu achten. Die an die Motor-Verstärker gelieferten Daten sind dabei zudem weiteren strengen Restriktionen unterworfen. So besteht eine der wesentlichsten Anforderungen darin, dass das Geschwindigkeitsprofil jedes Motors zu jedem Zeitpunkt stetig sein muss, da es sonst zu unerwünschten Rucklern (schlimmstenfalls in Form eines Aufschwingens) der Armstruktur kommt. Strebt man, wie bei dem im Rahmen dieser Arbeit anvisierten Anwendungszweck, eine optimale Bahnverfolgung des TCP an, so ist folglich auf eine möglichst (im Geschwindigkeitsprofil) glatte Generierung von Sollbahn-Punkten im Regelungstakt (2 ms, vgl. B.1) zu achten. Innerhalb des Roboter-Betriebssystems werden daher die generierten Bewegungsbe-

fehle (i.d.R., da auch andere Strategien denkbar sind) zusätzlich tiefpassgefiltert, um damit fahrbare Sequenzen zu erhalten.

Auf der Ebene der tatsächlichen Motor-Regelung sind die generierten Soll-Positionen stetig mit den Ist-Positionen zu vergleichen und die Fehler im Sinne der angestrebten Positionsgüte zu korrigieren. Zumeist werden hier Kaskaden-Regelungsstrukturen aus aufeinander aufbauenden Strom-, Geschwindigkeits-, und Positions-, (PID⁴-) Reglern verwendet (vgl. Abb. B.3).

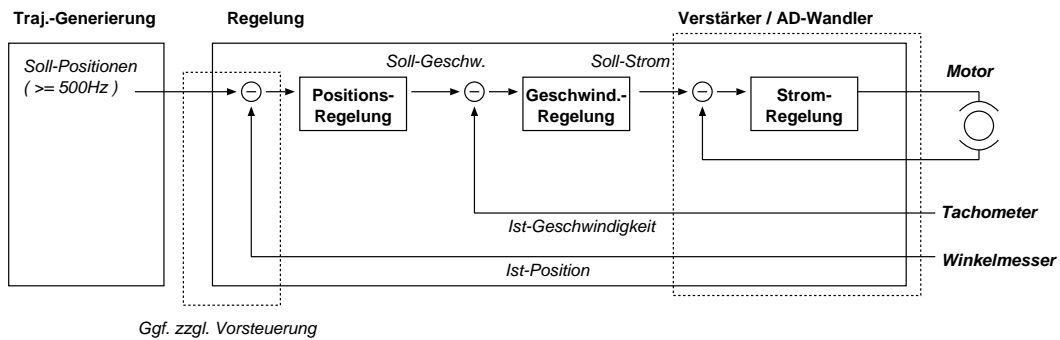


Abb. B.3: Roboter-Kaskadenregelung

Im Rahmen der Servoregelung werden seit vielen Jahren typischerweise Kaskaden von Reglern verwendet. Dies ist von Vorteil, da ein einzelner Regler auf eine spezielle, beherrschbare Aufgabenstellung getrimmt werden, und dabei gleichzeitig auf geregelte (und damit stabile) Dienste seiner Vorgänger zurückgreifen kann. Im Falle der Kaskade von Positions-, Geschwindigkeits- und Stromregler erfordert eine Positionsänderung eine Änderung der Geschwindigkeit, was eine Änderung am Motorstrom nach sich zieht. Wie die Graphik zudem andeuten soll, sind die Stromregler heute zumeist hardwaretechnisch in die Verstärker integriert. Zu Zeiten geringerer Rechenleistung (bei unserem RX90 ist das so) galt dies oftmals auch für die Geschwindigkeitsregler.

Welche Parameter dabei jeweils Verwendung finden, hängt im wesentlichen davon ab, welches Reglerverhalten (Dynamik oder Stabilität) für den Anwendungszweck bevorzugt wird. Die Standard-Robotersteuerungen unterliegen hier dem Dilemma, dass dem Anwender möglichst universelles Verhalten angeboten werden soll, einige der Forderungen jedoch widersprüchlich sind, folglich ein möglichst guter Kompromiss zu schliessen ist. Nach [23] wird von Servo-Reglersystemen konkret gefordert:

- ▷ Kurze Positionierungszeiten
- ▷ Hohe Genauigkeit (Lage und Nachlauf)
- ▷ Ruckfreie Bewegungen mit wenig Schwingtendenz (steifes Verhalten)
- ▷ Hohe Reproduzierbarkeit
- ▷ Grosse Zuverlässigkeit und Robustheit

Im Anwendungsbereich dieser Arbeit verlagert sich die Wichtigkeit der Forderungen deutlich in Richtung eines dynamischen Regler-Verhaltens, da ein Stillstand des PTV (und damit die

⁴Proportional - Integral - Differential

Notwendigkeit eines Stillhaltens des Roboterarmes) eher die Ausnahme darstellt (vgl. Kap. 2). Ein Überschwingen der Regler zu Gunsten einer schnelleren Reaktionszeit kann leichter toleriert werden. Ein Aufschwingen muss jedoch weiterhin jederzeit ausgeschlossen bleiben.

Die Einstellung der richtigen Parameter erfordert eine Reihe von Tests, wobei die Theorie der Regelungstechnik eine Menge von Hilfestellungen bietet.

Ein theoretisch oft beschriebenes Verfahren zur Steigerung der Dynamik eines Regelungssystems stellt die sog. Vorsteuerung dar. Ziel ist es, im Falle plötzlicher Änderungen die Reglerkaskade besonders stark *wach-zu-rütteln*, indem die Information Veränderung zusätzlich stark als Fehler propagiert wird. Dabei ist jedoch zu beachten, dass hier typischerweise auf zusätzliche D-Glieder (Differential) zurückgegriffen wird. Dies ist dann gefährlich, wenn die Sollwerte rauschen, also ungewollten, aber ständigen Veränderungen unterliegen. Würden wir in unserem Anwendungsfall (beachte jedoch die Ausführungen des Kap. 5) einfach Messwerte verarbeiten, würde ein solches Prädiktionsverfahren enorme Probleme bereiten.

Will man in einem (kommerziellen) Robotersystem eine flexible Kontrolle erzielen, so ist der Zugriff auf den Echtzeitkern der Steuerung unerlässlich. Gemäß der Darstellungen in Abb. B.1 bedeutet dies, dass das Steuerungs-Betriebssystem schnittstellenseitig entsprechende Zugangsmöglichkeiten bieten muss.

Die Erfahrung lehrt, dass, da an dieser Stelle herstellerseitiges Hoheitsgebiet betreten wird, das tatsächliche Systemverhalten vom oft nur wenig dokumentierten (die Handbücher der Robotersteuerungen lassen zumeist interne Detail-Informationen vermissen, oder beschreiben diese oft nur *schlampig*) oder ggf. implizit unterstellten Systemverhalten deutlich abweichen kann. Hier empfiehlt es sich eigene Messreihen aufzunehmen um die angenommenen Leistungsmerkmale zu be- oder ggf. auch zu wiederlegen.

Im Falle und Beispiel der Adept-Echtzeit-Steuerungsmöglichkeit **Alter**⁵ am Stäubli RX90 werden solche Befehlssequenzen vom Betriebssystem (wie Messungen belegen) wie versprochen alle 16 ms akzeptiert. Die tatsächliche Bewegung erfolgt allerdings erst mit einem (systemversions-abhängigen) Zeitverzug von ca. 90 ms. Ab der Softwareversion V+12.4 existiert mit der ASL (Advanced Servo Library) darüberhinaus sogar die Möglichkeit auf den hardwaretechnischen Teil der Steuerung (im Falle unseres Roboters die Geschwindigkeitsregler, vgl. Ausführungen in Abb. B.3) zuzugreifen. Dabei ergibt sich (empirische Messung) eine Taktfrequenz von unter 4 ms. Erkauft wird dies jedoch damit, dass die (z.B. PID-) Positionsberechnungen der Kaskade, welche im Alter-Fall weiterhin die Steuerung übernimmt, nun selbst erledigt werden müssen, was aber (vgl. obige Darstellung) auch von Vorteil ist / sein kann.

Vergleichbares ist bei den Kuka-Robotern festzustellen: Auch hier besteht prinzipiell die Möglichkeit dem Robotersystem im Systemtakt der Steuerung (hier 12 ms) Bahnkorrekturen vorzugeben. Wie die Messreihen zeigen, tritt auch hier eine - auf unserem System zu 96 ms bestimmte - Latenzzeit im Bewegungsablauf auf. Aufgrund der eingeschränkten System-Erfahrungen existieren am Lehrstuhl z.Z. keine Kenntnisse wie sich dies verbessern ließe. Ausgeschlossen werden kann dies jedoch keineswegs, was Raum für zukünftige Untersuchungen bietet.

Eine offizielle Dokumentations-Aussage zu den Totzeiten existiert zu keinem der beiden Systeme. Es lässt sich deshalb nur vermuten, dass die notwendigen kinematischen Berechnungen, sowie eventuelle nachgeschaltete Bewegungspuffer und Filter (zur Glättung der Soll-

⁵Befehl zur inkrementellen *Echtzeit*-Bahnkorrektur des TCP im kartesischen Roboter-Koordinatensystem im Systemtakt (16 ms).

Positionensequenz) die entsprechenden Verzögerungen bewirken. Will man auf dieser Basis das angestrebte Atmungsbewegungs-Kompensationsziel (vgl. Zielsetzungen) erreichen, so sind bei den Zielpositions-Berechnungen Verzögerungen dieser Art quantitativ zu beachten.

Positiv ist, dass im Falle der normalen *Alter*-Korrekturen das Systemverhalten (insb. die Latenzzeiten) bei beiden Roboter-Systemen unabhängig von der am jeweiligen TCP angehängten Last (im Rahmen der von den Herstellern zugelassenen 6 kg) ist.

B.3 Kinematik

Welcher Zusammenhang zwischen den Gelenkwinkeln eines Robotersystems und der kartesischen Position des TCP besteht, ist maßgeblich vom Konstruktionsprinzip des Roboters, der relativen Lage der einzelnen Gelenke, sowie der Längen der Glieder bestimmt. Wie die numerische Umrechnung zwischen Arbeitsraum- und Gelenkkordinaten erfolgt, ist Gegenstand kinematischer Betrachtungen (vgl. Abb. B.4).

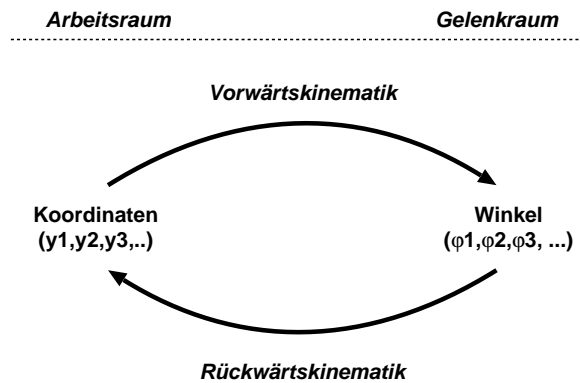


Abb. B.4: Roboter-Kinematik

B.3.1 Position

Während die Vorwärtsrechnung (direkte Kinematik) auf eine eindeutige analytische Lösung führt, zeigt sich das inverse Problem (Rückwärtsrechnung) nicht immer analytisch lösbar. Zudem ergeben sich im allgemeinen Mehrdeutigkeiten, welche durch die Angabe zusätzlicher Restriktionen aufgelöst werden müssen.

Mit der Beschreibungsmethode von Denavit und Hartenberg [16] besteht eine allgemeine Vorgehensweise zur direkten Kinematik. Eine detaillierte Darstellung soll an dieser Stelle entfallen. Ergebnis der allgemeinen Berechnung ist eine homogene Transformationsmatrix **DHM**, welche die kartesische Position (im weiteren als Vektor $y = (y_1, y_2, y_3, \dots)^T$ notiert) des TCP (bezüglich des Roboter-Welt-Koordinatensystem = Arbeitsraum) in Abhängigkeit einer Winkelstellung beschreibt.

Sucht man (z.B. im Rahmen einer Bewegung im Alter-Takt) eine Gelenkstellung, welche sich durch eine lediglich kleine kartesische Änderung von einer gegebenen, aktuellen Position des

Roboters (kartesische Position aus Gelenkstellung mittels Vorwärtskinematik errechenbar) unterscheidet, so ergibt sich über die sog. inverse Jakobi-Matrix die Möglichkeit der sog. inkrementellen Rückwärtsrechnung.

Allgemein betrachtet, ist die Jakobi-Matrix JM eine Zusammenfassung der ersten Ableitungen eines Vektorfeldes nach seinen Variablen. Betrachten wir das Vektorfeld

$$\begin{aligned}
 y_1 &= f_1(\varphi_1, \varphi_2, \dots, \varphi_n) \\
 y_2 &= f_2(\varphi_1, \varphi_2, \dots, \varphi_n) \\
 &\dots \\
 y_n &= f_n(\varphi_1, \varphi_2, \dots, \varphi_n)
 \end{aligned} \tag{B.2}$$

so ergibt sich die Jakobi-Matrix gemäß:

$$JM(\varphi) := \begin{pmatrix} \frac{\partial y_1}{\partial \varphi} \\ \frac{\partial y_2}{\partial \varphi} \\ \dots \\ \frac{\partial y_n}{\partial \varphi} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{f_1(\varphi_1, \varphi_2, \dots, \varphi_n)}{\partial \varphi_1} & \frac{f_1(\varphi_1, \varphi_2, \dots, \varphi_n)}{\partial \varphi_2} & \dots & \frac{f_1(\varphi_1, \varphi_2, \dots, \varphi_n)}{\partial \varphi_n} \\ \frac{f_2(\varphi_1, \varphi_2, \dots, \varphi_n)}{\partial \varphi_1} & \dots & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ \frac{f_n(\varphi_1, \varphi_2, \dots, \varphi_n)}{\partial \varphi_1} & \dots & \dots & \frac{f_n(\varphi_1, \varphi_2, \dots, \varphi_n)}{\partial \varphi_n} \end{pmatrix} \tag{B.3}$$

Setzt man für die Funktionen y_n die einzelnen Elemente der DHM ein, so ergibt sich (nach Durchführung der partiellen Differentiationen) mit der erstellten $JM(\varphi)$ die Möglichkeit eine Beziehung für die Wirkung von kleinen Änderungen der Winkelstellung $\Delta\varphi$, auf die kartesische Position des TCP zu errechnen:

$$\Delta y := JM(\varphi) \cdot \Delta\varphi \tag{B.4}$$

Um nun umgekehrt ausrechnen zu können, welche Winkeländerungen sich für kleine Änderungen der kartesischen TCP-Position Δy ergeben, ist eine Invertierung der Matrix notwendig.

$$\Delta\varphi = JM^{-1}(\varphi) \cdot \Delta y \tag{B.5}$$

Dabei gilt, dass die Matrix $JM(\varphi)$ genau dann invertierbar ist, falls die Determinante ungleich 0 ist (singuläre Positionen). Dies ist nicht der Fall, falls

- ▷ eine Stellung φ außerhalb des Arbeitsbereichs des Roboters liegt, oder
- ▷ sich bei der Umrechnung Mehrdeutigkeiten ergeben würden, also zusätzliche Stellungsrestriktionen notwendig sind.

Wie schon mehrfach im Verlauf des Kapitels besprochen, wird die Positionierungsgenauigkeit eines Robotersystems von einer Vielzahl von Faktoren beeinflusst. Über die bereits erwähnten systematischen Fehlern (Kalibrierung, Vermessung, etc.) hinaus, spielen hierbei unter anderem auch Messungenauigkeiten der Encoder eine Rolle.

Betrachtet man in Gl. B.4 $\Delta\varphi$ als Fehler der Antriebspositionierung, so ergibt sich aus der Gleichung auch der quantitative Fehlerwert der kartesischen Positionierung.

Da die durch Rauschen bedingten Fehler der Encoder Zufallsvariablen darstellen, sollte statt eines möglichen maximalen Fehlers, die wesentlich aussagekräftigere **Standardabweichung** in die Abschätzung eingehen.

Betrachten wir (der vereinfachten Darstellung wegen) im folgenden einen Roboter mit sechs (Raum-)DOF, so stellt die Raumpositionierungs-Standardabweichung entsprechend einen Vektor mit sechs Elementen (je eine Abweichung in Richtung der Freiheitsgrade) dar:

$$\sigma_{TCP} = (\sigma_{y_1}, \sigma_{y_2}, \sigma_{y_3}, \sigma_{y_4}, \sigma_{y_5}, \sigma_{y_6})^T \quad (\text{B.6})$$

Jedes Element repräsentiert eine Funktion der Antriebsfehler, welche selbst wiederum statistische Größen mit Standardabweichung $\sigma_{\varphi_1}, \sigma_{\varphi_2}, \dots, \sigma_{\varphi_6}$ sind. Mit den Methoden zur Behandlung von Funktionen mehrerer Zufallsvariablen, ergibt sich der Zusammenhang:

$$\sigma_{y_m}^2 = \sigma_{\varphi_1}^2 \left(\frac{\partial y_m}{\partial \varphi_1} \right)^2 + \sigma_{\varphi_2}^2 \left(\frac{\partial y_m}{\partial \varphi_2} \right)^2 + \dots + \sigma_{\varphi_6}^2 \left(\frac{\partial y_m}{\partial \varphi_6} \right)^2 \quad (\text{B.7})$$

Die hierbei auftretenden partiellen Ableitungen entsprechen genau den Elementen der JM (vgl. Gl. B.3), so dass die Berechnung der Positionierungs-Standardabweichung zusammengefaßt auch gemäß

$$\begin{pmatrix} \sigma_{y_1}^2 \\ \sigma_{y_2}^2 \\ \dots \\ \sigma_{y_6}^2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} jm_{11}^2 & jm_{12}^2 & \dots & jm_{16}^2 \\ jm_{21}^2 & \dots & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ jm_{61}^2 & \dots & \dots & jm_{66}^2 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \sigma_{\varphi_1}^2 \\ \sigma_{\varphi_2}^2 \\ \dots \\ \sigma_{\varphi_6}^2 \end{pmatrix}$$

dargestellt werden kann.

B.3.2 Geschwindigkeit

Differenziert man Gl. B.3 sowie Gl. B.4 nach der Zeit, erhält man einen direkten, linearen Zusammenhang (in Abhängigkeit von der aktuellen Gelenkstellung) zwischen der Gelenkgeschwindigkeit und der Geschwindigkeit des TCP im kartesischen Roboter-Koordinatensystem:

$$\frac{\Delta y}{\Delta t} := JM(\varphi) \cdot \frac{\Delta \varphi}{\Delta t} \quad (\text{B.8})$$

$$\frac{\Delta \varphi}{\Delta t} := JM^{-1}(\varphi) \cdot \frac{\Delta y}{\Delta t} \quad (\text{B.9})$$

Im Rahmen unserer Anwendung ist insbesondere Gl. B.9 von Bedeutung, da wir hiermit prinzipiell in die Lage versetzt werden, zu jedem Zeitpunkt zu bestimmen, welche Gelenkgeschwindigkeiten die (in der Prädiktion, Kap. 5) errechneten Positionsänderungen bedeuten. Ein eventuelles Überschreiten der zulässigen und / oder möglichen Maximalgeschwindigkeiten der Achsmotoren kann somit bereits vor einer Kommandierung erkannt werden.

B.3.3 Beschleunigung

Ein weiteres Differenzieren der Gl. B.8 sowie Gl. B.9 nach der Zeit führt auf den Zusammenhang zwischen der aktuellen Gelenkbeschleunigung und der Beschleunigung des TCP:

$$\frac{\Delta y}{\Delta t^2} := JM(\varphi) \cdot \frac{\varphi}{\Delta t^2} + \frac{\Delta JM(\varphi)}{\Delta t} \cdot \frac{\Delta \varphi}{\Delta t} \quad (\text{B.10})$$

$$\frac{\Delta \varphi}{\Delta t^2} := JM^{-1}(\varphi) \cdot \frac{y}{\Delta t^2} + \frac{\Delta JM^{-1}(\varphi)}{\Delta t} \cdot \frac{\Delta y}{\Delta t} \quad (\text{B.11})$$

Die Gleichungen setzen sich dabei aus zwei Teilen zusammen: Während eine (Stillstands-) Komponente (jeweils erster Summand) in Analogie zu Gl. B.8 und Gl. B.9 die Beschleunigungen direkt aus der aktuellen Position überführt, geht nun auch eine Geschwindigkeitsproportionale Änderung der Jakobi-Matrix additiv (zweiter Summand) in die Berechnung ein. Dies erklärt das *Phänomen*, dass selbst bei konstanter TCP Geschwindigkeit eine Beschleunigung der Antriebe erforderlich sein kann.

Wie im Falle der vorangegangenen Geschwindigkeitsbetrachtung gilt, dass es im Rahmen unserer Anwendung wesentlich ist, auf diese Weise eine prädierte Bewegung auch bezüglich einer auftretenden Beschleunigung, jederzeit vorab auf ihre Durchführbarkeit am realen Roboter prüfen zu können.

Anhang C

Ultraschallbasierte Lokalisation

Naheliegenderweise ist ein bildverarbeitendes System maximal so präzise, wie die zugrundeliegenden Bilder sind.

Im Ultraschall-2D-Bereich existieren diverse Strategien zur Bildgewinnung. Für verzerrungsfreie Bilddarstellungen sind Geräte mit linearer *Transducer-Array* Anordnung (vgl. Abb. C.1) zu bevorzugen.

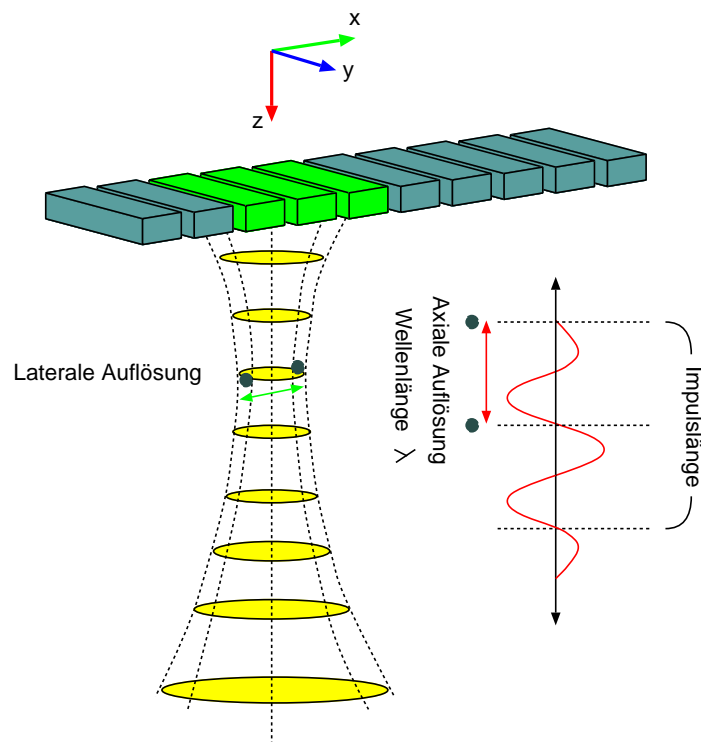


Abb. C.1: Lineare 2D Ultraschall-Transducer-Arrays

Auch im 3D Bereich kommen unterschiedliche Techniken zum Einsatz [68, 19]. Dabei scheint die sog. Matrix-Array-Technik [72] besonders interessant, insbesondere deshalb, da keine mechanisch-motorgesteuerten Komponenten zusätzliche Unsicherheiten einbringen (vgl. Abb. C.2).

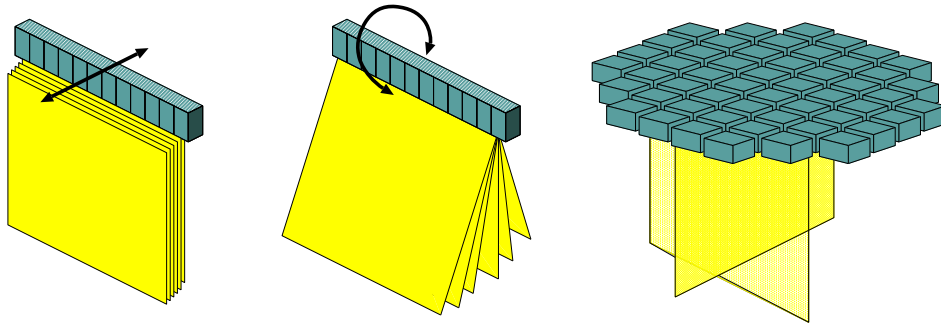


Abb. C.2: Techniken zur 3D Ultraschall-Bildgenerierung

Dargestellt sind unterschiedliche Geräteprinzipien zur 3D Ultraschallgenerierung. Während der Standardansatz darin besteht ein 2D-Gerät mittels mechanischer Vorrichtungen geeignet (links: elevationale Linearbewegung, Mitte: Drehung um die laterale Achse) zu bewegen, baut ein weiterer Ansatz (rechts) darauf auf, die Transducer in einer 2D Matrix anzuordnen, und damit die dritte Dimension zu erschliessen.

Welche Auflösung hierbei von 3D Ultraschallbildern zu erwarten ist, stellt eine durchaus komplexe Fragestellung dar, nichtzuletzt deshalb, da die Geräte-Entwicklung noch lange nicht abgeschlossen ist.

Unter dem Begriff der Auflösung wird der kleinstmögliche Abstand zweier Objekte (allgemeiner Zustände) verstanden, bei welchem diese gerade noch getrennt voneinander wahrgenommen werden können. Im Rahmen der Ultraschalltechnik muß hierbei zwischen der Auflösung in axialer (längs der Schallausbreitung) Richtung und der hierzu orthogonalen Richtungen (lateral, elevational) unterschieden werden (vgl. Abb. C.1). Der dreidimensionale *worst-case* Wert des zu erwartenden Ultraschall-Bildpunkt-Fehlers e_{US} ergibt sich dann über die euklidische Norm, als Wurzel aus der Summe der quadratischen Einzel-Richtungs-Fehler:

$$e_{US} = \sqrt{e_{axial}^2 + e_{lateral}^2 + e_{elevational}^2} \quad (C.1)$$

Im Falle der Matrix-Array-Technik bestehen keine grundsätzlichen Unterschiede bezüglich der lateralen und der elevationalen Richtung, so dass sich Gl. C.1 vereinfachen lässt zu:

$$e_{US} = \sqrt{e_{axial}^2 + 2e_{lateral}^2} \quad (C.2)$$

Die quantitative Bestimmung des lateralen / elevationalen Bildpunkt-Fehlers ist insofern schwierig, da dieser davon abhängt, ob sich die untersuchte Struktur im Fokus des Schallbündels befindet (vgl. Abb. C.1), was dank moderner (elektronisch gesteuerter) Techniken i.a. angenommen werden kann. Aus diversen Aufstellungen lässt sich entnehmen, dass die laterale Auflösung in guter Näherung dem 2-fachen der axialen entspricht. Im Wissen um vermutlich weitere zukünftige Verbesserungen kann dies guten Gewissens als *worst-case* Betrachtung übernommen werden. Damit vereinfacht sich Gl. C.2 weiter zu:

$$e_{US} = \sqrt{9e_{axial}^2} = 3e_{axial} \quad (C.3)$$

Auch bzgl. der axialen Auflösung wurden in der Vergangenheit eine Reihe ansehnlicher Fortschritte erzielt, und weitere befinden sich in der Entwicklung [42].

Im Rahmen der heute üblichen Standardtechnik werden Schallwellen in einzelnen Impulsen an das Gewebe abgegeben, die Reflexionen aufgefangen, und aus den Laufzeiten die Entfernungen zwischen den Transducern und dem Gewebe bestimmt. Folglich spielen hier grundlegende physikalische Gesetze eine entscheidende Rolle. Wesentlich ist, dass die axiale Auflösung damit von der Länge eines Impulses abhängt, welcher wiederum als ein Vielfaches der Wellenlänge λ angegeben wird (vgl. Abb. C.1). Aus grundsätzlichen Überlegungen ergibt sich eine physikalische Grenze mit

$$e_{axial} \geq \frac{1}{2}\lambda \quad (C.4)$$

Technisch problemlos umsetzen lässt sich heute ein Wert von:

$$e_{axial} = \lambda \quad (C.5)$$

welcher damit auch in diese Überlegungen einfließen soll. Als Abschätzung der 3D Ultraschallgenauigkeit folgt mit Gl. C.3 somit:

$$e_{US} = 3\lambda \quad (C.6)$$

Die Wellenlänge λ hängt hierbei von der Ausbreitungsgeschwindigkeit c des Impulses im beschallten Medium, sowie der Frequenz f der Schallwelle gemäß:

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (C.7)$$

ab. Damit gilt nun abschließend:

$$e_{US} = 3 \cdot \frac{c}{f} \quad (C.8)$$

Der Wert c kann auf 1540 m/s, der Schall-Ausbreitungsgeschwindigkeit im Weichgewebe, gemittelt, und als konstant betrachtet werden.

Konsequenz der Gl. C.8 ist, dass der Abbildungs-Fehler indirekt proportional von der gewählten Schallfrequenz abhängt. Dementsprechend sollte für eine möglichst hohe Auflösung eine möglichst hohe Schallfrequenz gewählt werden. Zu beachten ist jedoch, dass die Dämpfung einer Schallwelle in einem Medium einem exponentiellen Dämpfungsgesetz folgt. So ist sie um so größer, je länger der vom Schall zurückgelegte Weg, die Absorption des Materials, aber auch die Frequenz der Schallwellen ist. Geht man von einem tiefenunabhängigen Absorptionsverhalten (weitestgehend konstantes Material) aus, so ist es aus diesem Grund (im Rahmen der Diagnostik) vorteilhaft, für tieferliegende Untersuchungsgebiete niedrigere Frequenzen als für Körperoberflächennahe zu verwenden, da nur so ein ausreichender Bildkontrast sichergestellt

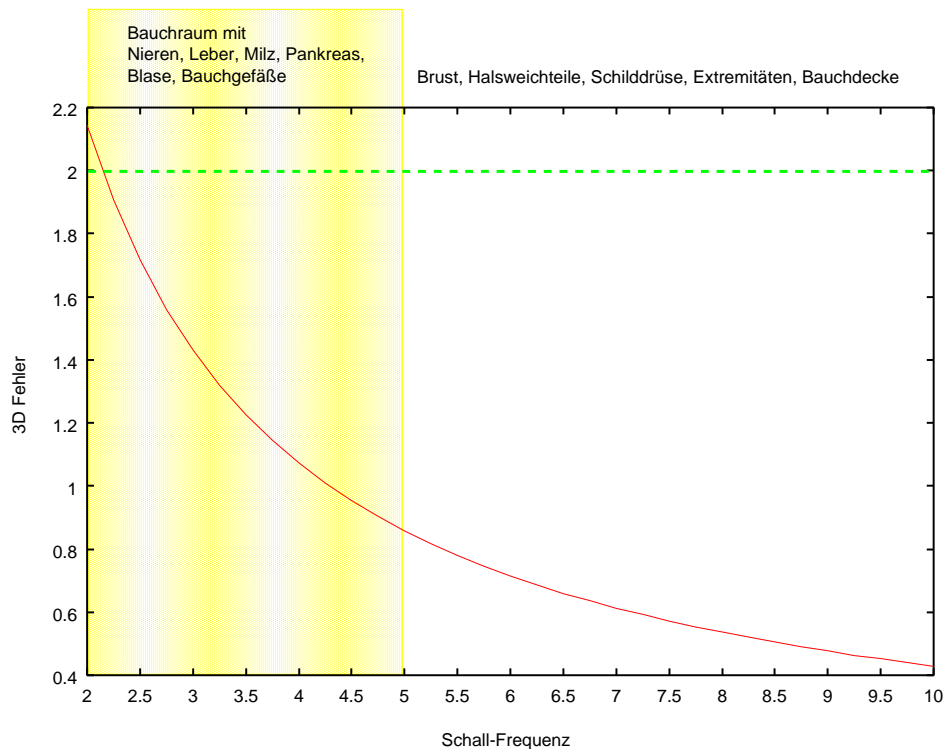


Abb. C.3: Frequenzabhängigkeit der Auflösung bei 3D Ultraschall

werden kann. Welche Frequenzen dabei für welche Körperstrukturen in Frage kommen, kann Abb. C.3 entnommen werden.

Unter den genannten Voraussetzungen bleibt der Ultraschall-Einsatz, im Rahmen der perkutanen Radioonkologie, bei heutiger Technik nur insofern ratsam, soweit die zulässige 2 mm Grenze nicht bereits durch die Unsicherheiten im Ultraschallbild überschritten wird. Sowohl die Grenze, als auch die sich gemäß C.8 ergebende Genauigkeitsabschätzungskurve sind in Abb. C.3) eingezeichnet. Die errechneten Werte finden sich auch in empirischen Tests bestätigt [79, 54].

Aufgrund des weiterhin vorhandenen technologischen Potentials, sowie der zukünftig noch zu erwartenden Fortschritte, stellt dies jedoch *nur* eine vielversprechende Momentaufnahme des *worst-case* dar. Entscheidend ist, dass auch die heute schon existierende Technik (für sich allein betrachtet) das Potential besitzt die geforderten Genauigkeiten (Unsicherheit ≤ 2 mm) zu erfüllen.

Arbeitsgeschwindigkeit

Verbleibt die Frage nach der Arbeitsgeschwindigkeit der Ultraschalltechnik und der zugehörigen Bildauswertung (PTV-Segmentierung). Die Entwicklung geeigneter Algorithmen für die online Bewegungsobservation ist nicht expliziter Gegenstand dieser Arbeit, wird jedoch in parallelen Arbeiten betrieben [24]. Hierbei bestehen durchaus berechtigte Erwartungen, dass eine online Verfolgung des Zielgebietes im Takt der Ultraschall-Bildgebung (Framerate) gelingen kann.

Welche Framerate die 3D Ultraschallgeräte erreichen, hängt im wesentlichen von der zu erzielenden Eindringtiefe (Signallaufzeit), der Größe des observierten Gebietes, sowie der verwendeten Gerätetechnik ab. Eine mehr oder weniger allgemeingültige Aussage ist hier schwer zu treffen. Als Anhaltspunkt kann ein Wert von ca. 10 Hz (vgl. z.B. [79]) verwendet werden. Der genaue Wert ist der jeweiligen Gerätebeschreibung zu entnehmen und ggf. mittels Messungen zu überprüfen.

Anhang D

Fuzzy-Control

Die folgenden Ausführungen beschreiben die Grundlagen zu den in der Arbeit zum Zwecke der Prädiktion (vgl. Zielsetzung **Z1** sowie Kap. 5) eingesetzten Methoden des Fuzzy-Control (**FC**). Sie stellen keine grundlegende Einführung in die Fuzzy-Logik und / oder Fuzzy-Control Techniken dar. Dies bleibt den einschlägigen Lehrbüchern überlassen [33, 32]. Vielmehr sollen die im Rahmen der Arbeit verwendeten **fortgeschrittenen** Methoden und Theorien behandelt werden.

D.1 Grundlegende Methoden

Es mag paradox erscheinen, dass das Mittel der unscharfen Logik (Fuzzy Logik, **FL**) mehr und mehr auch bei Low-Level Maschinensteuerungsaufgaben Anwendung findet. Jedoch *beweisen* heute zahlreiche Beispielimplementierungen, dass FL/FC vor allem dann wertvoll sein kann, wenn die klassische (aristotelische) Logik nicht effektiv genug ist, wenn für Systeme und / oder Gerätschaften präzise mathematische Modelle fehlen, oder aber signifikante Unsicherheiten bei Messungen und / oder Modellvorstellungen vorliegen.

Grundlage des FC ist ein Satz von Fuzzy-Regeln, welcher die Kontrollstrategien beschreibt. Der Fuzzy-Controller selbst besteht aus einer Regelbasis und Inferenzeinheit, um aus Fuzzy-Eingangswerten regelbasiert Fuzzy-Ausgangswerte zu generieren. Die Wandlung der Fuzzy-Werte aus / in nicht numerische Werte erfolgt in den Phasen der Fuzzifizierung / Defuzzifizierung. Wie bei jedem Regelungssystem wird davon ausgegangen, dass die Ausgänge des Reglers entweder direkte (rückgekoppelte) Auswirkungen auf die Eingangswerte haben, oder dies zumindest indirekt über die Wirkungen der Reckelstrecke auf die Umgebung erfolgt (vgl. Abb. D.1).

Nachdem die dem FC zugrundeliegende Theorie der FL sehr flexible Möglichkeiten und Methodiken offen lässt, ist es unerlässlich die im Rahmen der Arbeit verwendeten Methoden *abzustecken*.

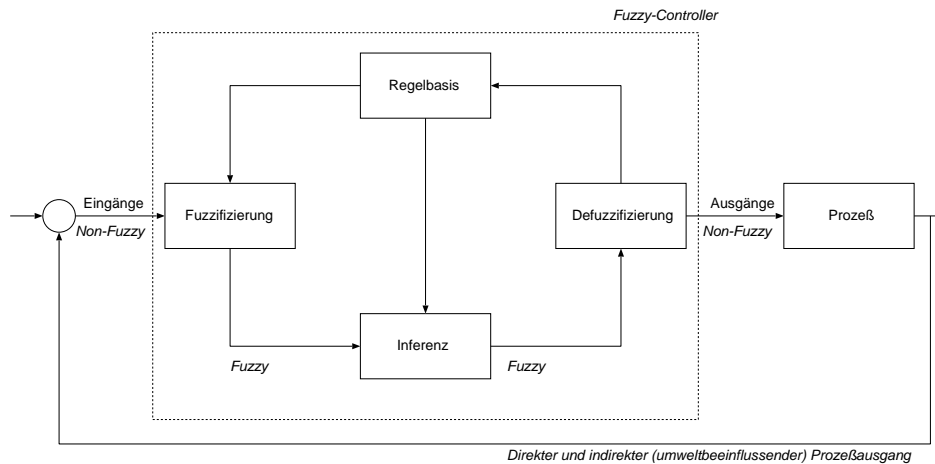


Abb. D.1: Allgemeine Struktur eines Fuzzy-Control Regelkreises

Dabei gelte:

- ▷ Entsprechend den Ausführungen des Kap. 5.3 sei die Regelbasis ein Ein-Ausgang Mamdani-Regelsystem [41].
- ▷ Die Zugehörigkeitsfunktionen seien durch (nicht notwendigerweise symmetrische) Summen-Normale Dreiecksfunktionen repräsentiert. Randfunktionen haben einseitige Trapezform (S bzw. Z). Zur Vermeidung *unterdefinierter* (oder sogar *undefinierter*) Regelzustände überlappen sich zwei benachbarte Zugehörigkeitsfunktionen stets in der Mitte zwischen ihren beiden Spitzen, sowie bei einem Zugehörigkeitsgrad von 0.5. Die Definition der s -ten (aus T_i) Zugehörigkeitsfunktion der i -ten Eingangsgröße erfolgt (mit $c_i^{s(i)}$ als Spitze der s -ten dreiecksförmigen Zugehörigkeitsfunktion) gemäß:

$$\mu_i^s(x_i) = \begin{cases} \frac{x_i - c_i^{s-1}}{c_i^s - c_i^{s-1}} & \text{für } 1 < s \leq T_i \wedge c_i^{s-1} < x_i \leq c_i^s \\ \frac{x_i - c_i^{s+1}}{c_i^s - c_i^{s+1}} & \text{für } 1 \leq s < T_i \wedge c_i^s < x_i \leq c_i^{s+1} \\ 1 & \text{für } (s = 1 \wedge x_i \leq c_i^1) \vee (s = T_i \wedge x_i \geq c_i^{T_i}) \\ 0 & \text{sonst} \end{cases}$$

- ▷ Der **Wenn**-Teil der **Wenn-Dann** Wissensrepräsentation besitze entweder eine elementare, oder ausschließlich **konjunktiv** verbundene, Klauseln.
- ▷ Die Konjunktion der Klauseln erfolge über den **Minimum-Operator**. Der Aktivierungsgrad w_r der r -ten Regel ergibt sich somit gemäß:

$$w_r = \min_{r=1}^R (\mu_i^{s(r)}(x_i))$$

- ▷ Der Ausgangswert werde über die **Sum-Prod**-Interferenz gebildet.

- ▷ Die Defuzzifizierung erfolgt über die **Flächenschwerpunkts-Methode** (engl. *Center Of Gravity, COG*)

$$y = \frac{\sum_{r=1}^R w_r b_r o_r}{\sum_{r=1}^R w_r o_r}$$

mit o_r als Fläche, und b_r als Schwerpunkt der r-ten Regel.

D.2 Adaptive Optimierung

Während die Regelbasis eines Fuzzy-Systems mehr für das globale, eher grobe Verhalten einer Regelung verantwortlich ist, bestimmt die Lage der Zugehörigkeitsfunktionen (Fuzzy-Sets) innerhalb einer linguistischen Variablen in hohem Maße die **Feinabstimmung** des Systems. Insbesondere schleichende Veränderungen (z.B. aufgrund von Alterungserscheinungen) der Regel-Strecke können durch Adaption der Fuzzy-Sets schnell und wirksam ausgeglichen werden. Eine Änderung der Regelbasis erscheint i.d.R. zunächst nicht erforderlich.

Für die Aufgabenstellung der Arbeit bedeutet dies, dass es beim Entwurf der Regelbasis, sowie dem grundsätzlichen Design der linguistischen Variablen, zunächst darauf ankommt, hierin das aus der Atmungsmodellierung gewonnene Experten-Wissen (vgl. Kap. 2) abzubilden. Aufgrund der mit jedem Bestrahlungsvorgang wechselnden *Regel-Strecke* (neuer Patient und / oder anderes PTV-Gebiet), aber auch intraoperativer Veränderungen, können jedoch unterschiedliche und ggf. sogar intraoperativ variierende Fuzzy-Set Verteilungen notwendig sein, um ein möglichst optimales Bestrahlungsergebnis zu erzielen.

Da eine vollständig *manuelle* Anpassung der Parameter der Zugehörigkeitsfunktionen wenig erfolgsversprechend erscheint, empfiehlt sich der Einsatz algorithmischer, adaptiver, Lernverfahren. Welche Optimierungs-Verfahren hierbei in Frage kommen, wurde in der Vergangenheit vielschichtig untersucht [77, 20, 78].

D.2.1 Allgemeines

Definieren wir zunächst eine Fehlerfunktion

$$E = \frac{1}{2N} \cdot \sum_{n=1}^N E_n^2$$

mit

$$E_n = d_n - y_n.$$

Dabei bezeichne N die Zahl der bei der Optimierung zu berücksichtigenden Trainingsbeispiele, d_n den gewünschten (engl. *desired*) und y_n den tatsächlichen Ausgang des Fuzzy-Systems zum Zeitpunkt n .

Unter den genannten Voraussetzungen (dreiecksförmige Zugehörigkeitsfunktionen etc.) lässt sich der Fehlerwert E über dessen partiellen Ableitungen bezüglich der Dreiecks-Spitzen (Eingangs-Fuzzy-Sets: c_i^s bzw. Ausgangs-Fuzzy-Set: γ^s), sowie linken (Eingangs-Fuzzy-Set: a_i^s bzw. Ausgangs-Fuzzy-Set: α^s) und rechten (Eingangs-Fuzzy-Set: b_i^s bzw. Ausgangs-Fuzzy-Set: β^s) Halbweiten, minimieren. Die konkrete Ableitung (welche sich mit überschaubarem Aufwand durchführen lässt), soll an dieser Stelle entfallen. Vielmehr wird an [70] verwiesen.

D.2.2 Gradientenabstieg

Nachdem die einzelnen partiellen Ableitungen vorliegen, können die unterschiedlichen Parameter der Fuzzy-Set-Dreiecke mittels Gradientenabstiegsverfahren angepasst werden. Für den Übergang vom k -ten zum $(k+1)$ -ten Iterationsschritt ergibt sich hierbei:

$$c_i^s(k+1) = c_i^s(k) - \eta \frac{\partial E}{\partial c_i^s}$$

$$a_i^s(k+1) = a_i^s(k) - \eta \frac{\partial E}{\partial a_i^s}$$

$$b_i^s(k+1) = b_i^s(k) - \eta \frac{\partial E}{\partial b_i^s}$$

$$\gamma^s(k+1) = \gamma^s(k) - \eta \frac{\partial E}{\partial \gamma^s}$$

$$\alpha^s(k+1) = \alpha^s(k) - \eta \frac{\partial E}{\partial \alpha^s}$$

$$\beta^s(k+1) = \beta^s(k) - \eta \frac{\partial E}{\partial \beta^s}$$

wobei η die Schrittweite der gradientenbasierten Anpassung darstellt. Auch unterschiedliche η Werte wären grundsätzlich möglich. In Hinblick auf die Echtzeit- Anwendbarkeit des Verfahrens ist interessant zu bemerken, dass es in der Praxis durchaus ausreichend ist, die partiellen Ableitungen nicht in jedem Iterationsschritt neu zu berechnen, sondern einen *Pseudo-Steady-State* anzunehmen, und einmal initial bestimmte Werte durchgängig zu verwenden und ggf. *nur manchmal* anzupassen.

Zu beachten ist zudem, dass gradientenbasierte Verfahren grundsätzlich *Gefahr* laufen nur ein lokales Minimum zu finden. Will man - auf der Suche nach einer besseren Lösung - aus diesem wieder *entkommen*, so ist ggf. zusätzlicher Aufwand (z.B. zufallsbasiertes Weiterspringen nach konvergiertem Verlauf) zu tätigen.

D.2.3 Extended-Kalman

Dan Simon beschreibt in [70] auch ein Verfahren zur Kalman Filter basierten Adaption der Parameter. Ohne auch hier zu sehr die Details dessen Darstellungen zu kopieren, sei dargestellt, dass hier die einzelnen Dreiecks-Parameter *einfach* als Zustände des Systems aufgefaßt und zu einem Zustandsvektor x zusammengefaßt werden.

Dieser Ansatz ist insofern besonders *praktisch*, als die partiellen Ableitungen der Zustände wesentlicher Bestandteil der Berechnung sind und diese aus den Darstellungen zum gradientenbasierten Verfahren bereits bekannt sind.

D.3 Die Yafus-Bibliothek

Mit der Programm-Bibliothek Yafus wurde im Rahmen dieser Arbeit ein genau auf vorangegangenen Darstellungen *abgestecktes* C++ Fuzzy-System erstellt. Kernziel war eine auf den Echtzeit-Betrieb ausgerichtete, **effiziente** Implementierung der Algorithmen, und die diesbezügliche Einbeziehung der vorgestellten Optimierungsverfahren. Der erfolgreiche Praxiseinsatz belegt die entsprechenden Erwartungen, selbst bei der vergleichsweise hohen Anzahl an Regeln des in Kap. 5.3 vorgestellten Regelsystems.

Yafus steht als Akronym für *Y*et *A*nother *FU*zzy *S*hell womit bereits mit dem Namen angedeutet werden soll, dass es - abseits des Echtzeit-Gedanken - durchaus schon viele Implementierungen für Fuzzy Systeme gibt, das System insofern folglich keine *Revolution* darstellt, aber auch keine diesbezüglichen Ambitionen erhoben werden. Ein durchaus besonderes *Features* besteht in der Möglichkeit die Regeln, die linguistischen Terme, sowie deren Fuzzy-Sets, zur Systemlaufzeit aus ASCII- YACC¹ Grammatiken zu lesen, was einer schnellen Modifizierbarkeit und Erweiterbarkeit förderlich ist.

Aufgrund des vergleichsweise noch *frühen* Entwicklungsstandes (stetige Erweiterungen sind zu erwarten, wobei der Echtzeit-Charakter weiterhin im Mittelpunkt stehen soll), wird auch hier auf eine detaillierte *Snapshot*-Beschreibung des Projektes verzichtet, und auf die angestrebte, arbeitsexterne, Veröffentlichung verwiesen.

¹Yet Another Compiler Compiler

Literaturverzeichnis

- [1] Abbatucci, J.-S.; Quint, R.; Bloquel, J.; Roussel, A.; Urbajtel, M.;. *Techniken der kurativen Telekobalddtherapie*. Ferdinand Enke Verlag Stuttgart, 1976.
- [2] ACA lecture note. Least squares tutorial, 1974.
- [3] Adolmaesumi, P.; Salcudean S.E.; Zhu, W.H.; et. al. Image-guided control of a robot for medical ultrasound. *IEEE Transactions on Robotics and*, 18(1), 2002.
- [4] Alban, T.; Janocha, H. Dynamic calibration of industrial robots with inertial measurement systems, 1999.
- [5] Albert, R.K.; Spiro, S.G.; Jett, J.R. *Comprehensive Respiratory Medicine*. Harlekijn, 1999.
- [6] Barth, N.H. An inverse problem in radiation therapy. *Intern. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 18:425–431, 1990.
- [7] Bodduluri, M.; McCarthy, J. M. X-ray guided robotic radiosurgery for solid tumors. *Industrial Robot Journal*, 29:3, 2002.
- [8] Borgers, C. The radiation therapy planning problem. In C. Borgers and F. Natterer, editors, *Computational radiology and imaging: Therapy and diagnostic*, Springer, 1997.
- [9] Borghoff, U. M.; Schlichter, J.H. *Rechnergestützte Gruppenarbeit. Eine Einführung in verteilte Systeme*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1998.
- [10] Bortfeld, T.; Jokivarsi, K.; Goitein, M.; Kung, J.; Jiang, S.B. Effects of intra-fraction motion on IMRT dose delivery: statistical analysis and simulation. *Phys. Med. Biol.*, 47:2203–20, 2002.
- [11] Bronstein, I.N.; Semendjajew, K.A.; Musiol, G.; Muehlig, H. *Taschenbuch der Mathematik*. Verlag Harri Deutsch, 1993.
- [12] Bryan P.J.;Custar S.; Haaga J.R.; Balsara V. Respiratory movement of the pancreas: An ultrasonic study. *J. Ultrasound Med.*, 3:317–320, 1984.
- [13] Carlson, D. Intensity modulation using multileaf collimators: current status. *Med. Dosim.*, 26:151–156, 2001.
- [14] Chui, C.S.; Spirou, S.V. Inverse planning algorithms for external beam radiation therapy. *Med. Dosim.*, 26:189–197, 2001.

- [15] Davies, S.C.; Hill, A.L.; Holmes, R.B.; Halliwell, M.; Jackson P.C. Ultrasound quantitation of respiratory organ motion in the upper abdomen. *Br. J. Radiol.*, 67:1096–1102, 1994.
- [16] Denavit, J.; Hartenberg, R.S. A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices. *ASME J. of Appl. Mechanics*, 77:215–221, 06 1955.
- [17] Deutsche Krebshilfe e.V. Strahlentherapie - Die blauen Ratgeber 26. Thomas-Mann-Str. 40 / 53111 Bonn, 11 2001.
- [18] Ekberg, L.; Holmberg, O.; Wittgen, L.; Bjelkengren, G.; Landberg, T. What margins should be added to the clinical target volume in radiotherapy treatment planning for lung cancer? *Radiat. Oncol.*, 48:71–77, 1998.
- [19] Fenster, A.; Downey, D.B.; Cardinal, H.N. Three-dimensional ultrasound imaging. *Phys. Med. Biol.*, 46:R67–R99, 2001.
- [20] Figueiredo, M.; Gomide, F. Design of Fuzzy Systems Using Neurofuzzy Networks. *IEEE Transaction on Neural Networks*, 10:815–827, 1999.
- [21] Flickinger, J.C.; Lunsford, L.D.; Coffey, R.J.; Linskey, M.E.; Bissonette, D.J.; Maitz, A.H.; Kondziolka, D. Radiosurgery of acoustic neurinomas. *Cancer*, 67:345–353, 1991.
- [22] Fröhlich, H.; Döhring, W. A Simple Device for Breath-Level Monitoring during CT. *Radiology*, 156:235, 1985.
- [23] Gassmann, H. *Theorie der Regelungstechnik. Eine Einführung*. Harri Deutsch, Frankfurt, 1998.
- [24] Golias, D.; Riesner, S.; Schweikard, A. Online-Verfolgung von Strukturen in Ultraschallbildern. *CURAC*, 2002.
- [25] Harauz, G.; Bronskill, M.J. Comparison of the liver's respiratory motion in the supine and upright positions: concise communication. *J. Nucl. Med.*, 20:733–735, 1979.
- [26] Hartmann, G.H.; Bauer-Kirpes, B.; Serago, C.F.; Lorenz, W.J. Precision and accuracy of stereotactic convergent beam irradiations from a linear accelerator. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 28:481–492, 1994.
- [27] Haykin, S. *Adaptive Filter Theory*. Pearson Education, 4 edition, 2001.
- [28] Hering, E. Über den Einfluß der Athmung auf den Kreislauf. Über eine reflektorische Beziehung zwischen Lunge und Herz. *S.B.k. Akad. Wiss.math.nat.Cl (Wien)*, 1868.
- [29] Hinüber, E. Bahn- und Positionsvermessung von Industrierobotern mit inertialen Messsystemen, 1993.
- [30] Jang, S.B.; Pope, C.; Al Jarrah, K.M.; et. al. An experimental investigation on intra-fractional organ motion effects in lung IMRT treatments. *Phys. Med. Biol.*, 48:1–12, 2003.
- [31] Korin, H.W.; Ehman, R.L.; Riederer, S.J.; et. al. Respiration kinematics of the upper abdominal organs: a quantitative study. *Magn. Reson. Med.*, 23:172–178, 1992.

- [32] Kosko, B. *Fuzzy Logic. Einführung und Leitfaden zur praktischen Anwendung*. Addison-Wesley Publishing Company, 1993.
- [33] Kosko, B. *Fuzzy Thinking*. Flamingo, London, 1994.
- [34] Källman, P.; Agren, A.; Brahme, A. Tumor and normal tissue responses to fractionated non uniform dose delivery. *Int.J.Radiat.Oncol.Biol.Phys.*, 62:249–262, 1992.
- [35] Lange, F.; Hirzinger, G. Adaptive minimization of the maximal path derivations of industrial robots, 1999.
- [36] Larsson, B.; Liden, K.; Sarby, B. Irradiation of small structures through the intact skull. *Acta Radiol. Ther. Phys. Biol.*, 13:512–534, 1974.
- [37] Leksell, L. Stereotaxic radiosurgery in trigeminal neuralgia. *Acta Chir. Scand*, 137:311–314, 1971.
- [38] Loeffler, J.S.; Kooy, H.M.; Wen, P.Y.; Fine, H.A.; Cheng, C.W.; Mannarino, E.G.; Tsai, J.S.; Alexander, E.D. The treatment of recurrent brain metastases with stereotactic radiosurgery. *J. Clin. Oncol.*, 8:576–582, 1990.
- [39] Lutz, W.; Winston, K.R.; Maleki, N. A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. *Intern. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 14:373–81, 1988.
- [40] Maggiolaro, M. A.; Mavroidis, C.; Dubowsky, S. Identification and compensation of geometric and elastic errors in large manipulators: Application to a high accuracy medical robot. *Proc. of the 1998 ASME Design Technical Conferences, Atlanta, GA*, pages Paper No. DETC98/MECH-5947, 1998.
- [41] Mamdani, E.H.; Assilian, S. An experiment in linguistic synthesis with a fuzzy logic controller. *International Journal of Man-Machine Studies*, 7(1):1–13, 1975.
- [42] Michailovich, O.; Adam, D. A high-resolution technique for ultrasound harmonic imaging using sparse representation in garbor frames. *accepted at IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2002.
- [43] Moore, D.S.; McCabe, G.P. *Introduction to the Practice of Statistics*. Freeman, New York, 1993.
- [44] Murphy, M.J.; Jalden, J.; Isaksson, M. Adaptive filtering to predict lung tumor breathing motion during image-guided radiation therapy. *Proc. 16th Int. Conf. on Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS)*, 2002.
- [45] Neundorf, W. *Numerische Mathematik. Vorlesungen, Übungen, Algorithmen und Programme*. Shaker Verlag GmbH Aachen, 2002.
- [46] Oelfke, U.; Bortfeld, T. Inverse planning for photon and electron beams. *Med. Dosim.*, 26:113–124, 2001.
- [47] Ozhasoglu, C.; Murphy, J. M. Issues in respiratory motion compensation during external-beam radiotherapy. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 52(5), 2002.

- [48] Ozhasoglu, C.; Murphy, M.J.; Schweikard, A.; Adler, J.R.; et. al.: 2000. Real-time tracking of the tumor volume in precision radiotherapy and body radiosurgery - a novel approach to compensate for respiratory motion. *Proc. 14th Int. Conf. on Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS)*, 2000.
- [49] Pemler, P.; Besserer, J.; Lombriser, N.; Pescia, R.; Schneider, U. Influences of respiration-induced organ motion on dose distributions in treatments using enhanced dynamic wedges. *Med. Phys.*, 28:2234–40, 2001.
- [50] Prasad, S.C.; Bassano, D.A.; King, G.A.; Winfield, J.A. A simple approach to the technical aspects of radiosurgery treatments. *Med. Dosim.*, 8:113–117, 1993.
- [51] Press, W.H.; Teukolsky, S.A.; Vetterling, W.T.; Flannery, B.P. *Numerical Recipes*. Cambridge University Press, 1992.
- [52] Rahn, H.; Otis, A.B.; Chadwick, L.E.; Fenn, W.O. The pressure-volume diagram of the thorax and lung. *Am. J. Physiol.*, 146:161–178, 1946.
- [53] Reimoser, S.A. *Entwicklung und technisches Design einer neuen exozentrischen Kohlenstoff-Gantry fuer die Krebstherapie (die 'Riesenrad'-Gantry)*. Technische Universität Wien; Fakultät für Bauingenieurwesen; Institut für Hochbau und Industriebau, 10 2000.
- [54] Riccabona, M.; Nelson, T.R.; Pretorius, D.H. Three-dimensional ultrasound: accuracy of distance and volume measurements. *Ultrasound Obstet. Gynecol.*, 7:429–434, 1996.
- [55] Riesner, S.; Golias, D.; Schweikard, A. A Test Environment for Ultrasound based Navigation in Radiation Therapy. *Proc. 17th Int. Conf. on Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS)*, 2003.
- [56] Rodarte, J.R.; Rehder, K. *Dynamics of respiration*. Handbook of Physiologie. The respiratory system. Mechanics of breathing. Am Physiol. Soc., 1986.
- [57] Rohrer, F. Der Strömungswiderstand in den menschlichen Atemwegen und der Einfluß der unregelmäßigen Verzweigung des Bronchialsystems auf den Atmungsverlauf in verschiedenen Lungenbezirken. *Pflügers Arch. Gesamte Physiol. Menschen Tiere*, 162:225–299, 1915.
- [58] Rohrer, F. *Physiologie der Atembewegung*. Handbuch der normalen und pathologischen Physiologie. II. Band, Atmung. Springer, Berlin, 1925.
- [59] Rojas, R. *Theorie der neuronalen Netze: Eine systematische Einführung*. Springer-Verlag, Berlin, 1996.
- [60] Ross, C.S.; Hussey, D.H.; Pennington, E.C. Analysis of movement of intrathoracic neoplasms using ultrafast computed tomography. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 18:671–677, 1990.
- [61] Schmid, A. Untersuchung von Prädiktionsverfahren für die ultraschallbasierte Navigation, 2002.

- [62] Schmidt, R. Skript zur Vorlesung: Medizinische Strahlenphysik. Published at www.uke.uni-hamburg.de, 2003.
- [63] Schmidt, R.; Thews, G.; Lang, F. *Physiologie des Menschen. 28. Auflage*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2000.
- [64] Schröder, D. *Elektrische Antriebe*. Springer Verlag, Berlin Heidelberg New-York, 2001.
- [65] Schwartz, L.H.; Richaud, J.; Buffat, L.; Touboul, E.; Schlienger, M. Kidney mobility during respiration. *Radiotherapy and Oncology*, 32:84–86, 1994.
- [66] Schweikard, A.; Glosser, G.; Bodduluri, M.; Murphy, M.; Adler, J.R. Robotic motion compensation for respiratory movement during radiosurgery. special issue on planning and image-guidance in radiation therapy. *Computer-Aided Surgery*, 5(4):263–277, 2000.
- [67] Serago, C.F.; Lewin, A.A.; Houdek, P.V.; Gonzalez-Arias, S.; Schwade, J.G.; Abitol, A.; Macial-Vega, V. Radiosurgery target point alignment errors detected with portal film verification. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 24:777–780, 1992.
- [68] Shields, L.E.; Lowery, C.; Deforge, C.; Gustafson, D. Technologie und erste klinische Erfahrungen mit Real Time 3D Ultraschall. *electromedica* 66, 2:79–83, 1998.
- [69] Siegert, H.-J.; Bocionek, S. *Robotik: Programmierung intelligenter Roboter*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1996.
- [70] Simon, D. Sum normal optimization of fuzzy-membership functions. *Int. Journal of Uncertainty, Fuzziness and Knowledge-Based Systems*, 10:363–384, 2002.
- [71] Smith, O.J. A controller to overcome deadtime. *ISA Journal*, 6(2):28–33, 1959.
- [72] Smith, S.W.; Trahey, G.E.; von Ramm O.T. Two-dimensional arrays for medical ultrasound. *Proc IEEE Ultrasonic Symposium*, 1:625–628, 2001.
- [73] Statistisches Bundesamt. Todesursachenstatistik in Dtl. *Fachserie 12 (Gesundheitswesen), Reihe 4, Metzler Poeschel, Stuttgart*, 1998.
- [74] Steiner, L.; Lindquist, C.; Adler, J.R.; Torner, J.C.; Alves, W.; Steiner, M. Clinical outcome of radiosurgery for cerebral arteriovenous malformations. *J. Neurosurg.*, 77:1–8, 1992.
- [75] Sugeno, M. *Industrial applications of fuzzy control*. Elsevier Science Pub. Co., 1985.
- [76] Suramo, I.; Paivansalo, M.; Myllyla, V. Rario-caudal movements of the liver, pancreas and kidneys in respiration. *Acta Radiol.*, 25:129–131, 1984.
- [77] Surmann, H. Genetic optimization of a Fuzzy System for Charging Batteries. *IEEE Transaction on Industrial Electronics*, 43:541–548, 1996.
- [78] Tao C.; Taur J. Design of Fuzzy Controllers with Adaptive Rule Insertion. *IEEE Transaction on Systems, Man, and Cybernetics - Part B: Cybernetics*, 29:389–397, 1999.
- [79] Tong, S.; Downey, D.B.; Cardinal H.N.; Fenster, A. A three-dimensional ultrasound prostate imaging system. *Ultrasound Med. Biol.*, 22:735–746, 1996.

- [80] Tubiana, M.; Eschwege, F. Conformal radiotherapy and intensity modulated radiotherapy. *Acta. Oncol.*, 39:555–567, 2000.
- [81] Ulmer, W.T., Reichel, G.; Nolte, D.; Islam, M.S. *Die Lungenfunktion. Physiologie, Pathophysiologie, Methodik. 5. Auflage.* Thieme Verlag Stuttgart, 1991.
- [82] Wade, O.L. Movement of the thoracic cage and diaphragm in respiration. *J. Physiol.*, 124:193–212, 1954.
- [83] Weiss, P.H.; Baker, J.M.; Potchen, E.J. Assessment of hepatic respiratory excursion. *J. Nucl. Med.*, 13:758–759, 1972.
- [84] Welch, G.; Bishop, G. *An Introduction to the Kalman-Filter*, 2003.
- [85] Wu, A. Physics and dosimetry of the gamma knife. *Neurosurg. Clin. North Am.*, 3:35–50, 1992.
- [86] Xia, P.; Verhey, L.J. Delivery systems of intensity-modulated radiotherapy using conventional multileaf collimators. *Med. Dosim.*, 26:169–177, 2001.
- [87] Yang, J.N.; Macjic, T.R.; Reckwerdt, P; Deasy, J.O.; Thomadsen, B.R. An investigation of tomography beam delivery. *Med. Phys.*, 24:425–436, 1997.
- [88] Yu, C.X.; Jaffray, D.A.; Wong, J.W. The effects of intra-fraction organ motion on the delivery of dynamic intensity modulation. *Phys. Med. Biol.*, 43:91–104, 1998.
- [89] Yuan, J.; Yu, S.L. End-effector position-orientation measurement. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 15(3):592–595, 1999.
- [90] Zeilner, A. *Ein Roboter-Navigationssystem für die Ultraschalldiagnostik - Diplomarbeit TU-München*, 2002.