

Messung der Respirationsverschiebung  
intraabdominaler Organe am Beispiel der Leber unter  
maschineller Ventilation

Bernhard Olbrich

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen  
Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines  
Doktors der Medizin genehmigten Dissertation.

Chirurgische Klinik und Poliklinik  
der Technischen Universität München Klinikum rechts der Isar  
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. J. R. Siewert)

## Messung der Respirationsverschiebung intraabdominaler Organe am Beispiel der Leber unter maschineller Ventilation

Bernhard Olbrich

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen  
Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines  
Doktors der Medizin genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation:

1. apl. Prof. Dr. H. A. E. J. Feussner
2. Univ.-Prof. Dr. H. Berger

Die Dissertation wurde am 03.07.07 bei der Technischen Universität  
München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin  
am 24.10.07 angenommen.

# Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	4.
1.1. Grundlagen und Motivation	4.
1.2. Verfahren und Arbeitstechnik	6.
1.3. Leberverschiebung in der Chirurgie	7.
1.3.1. Lebereingriffe	7.
1.3.2. Neue Behandlungsoptionen von Lebertumoren und Navigation	9.
1.4. Probleme verwandter Fachrichtungen	11.
1.4.1. Radiologie	12.
1.4.2. Strahlentherapie	13.
2. Fragestellung	14.
3. Material und Methodik	16.
3.1. Überblick	16.
3.2. Trackingsystem	17.
3.2.1. Aufbau des Meßsystems	17.
3.2.2. Technische Voruntersuchungen	18.
3.3. Die Versuchs-OP	19.
3.3.1. Versuchstiere	19.
3.3.2. Künstliche Beatmung	21.
3.3.3. Messtechnik	21.
3.3.4. Sensorpositionen und Messungen	23.
3.4. Mathematische Grundlagen der Datenanalyse	25.
3.4.1. Überblick über Repräsentationsverfahren	25.
3.4.2. Explorative Datenanalyse (EDA)	25.
3.4.2.1. k-means Clusteranalyse	26.
3.4.2.2. Neuronale Netzwerke	27.
3.5. Auswertung der Messdaten mit Hilfe der EDA	32.
3.5.1. Datengewinnung	32.
3.5.2. Bearbeitung der Rohdaten	32.
3.5.3. Fehleranalyse	33.
3.5.4. Repräsentation und Qualitätsbestimmung	36.
3.5.4.1. Datenanalyse mit selbstorg. Merkmalskarten	37.
3.5.4.2. Beurteilung der Qualität	38.
3.5.5. FFT und Spektrumsanalyse	41.
3.5.6. Amplitude	43.

3.5.7. Auswahl der geeigneten Messpunkte	44.
3.5.8. Phasenverschiebung	45.
4. Ergebnisse	47.
4.1. Repräsentative Messpunkte	47.
4.2. Das Messverfahren	48.
4.2.1. Sensorbefestigung	48.
4.2.2. Sensorpositionen	49.
4.3. Die respiratorische Leberverschiebung	51.
4.3.1. Periodizität der Leberverschiebung	51.
4.3.2. Amplitude und Phase der Repräsentanten	51.
4.3.3. Schwankung von Amplitude und Phase	52.
4.4. Das Gittermodell der Leber	53.
4.4.1. Auswahl der Faktoren im Modell	53.
4.4.2. Entwicklung des Gittermodells	54.
4.4.3. Abhängigkeiten zwischen den Punkten	58.
4.4.4. Extrapolation anderer Punkte der Modellleber	58.
4.5. Synchronisation von Leberbewegung und Film	60.
4.5.1. Technische Voraussetzungen	60.
4.5.2. Synchronisation	61.
5. Diskussion	65.
6. Zusammenfassung	76.
7. Literatur	78.

**Anhänge:**

Abkürzungsverzeichnis,  
Abbildungsverzeichnis,  
Tabellenverzeichnis,  
Danksagung,  
Lebenslauf,

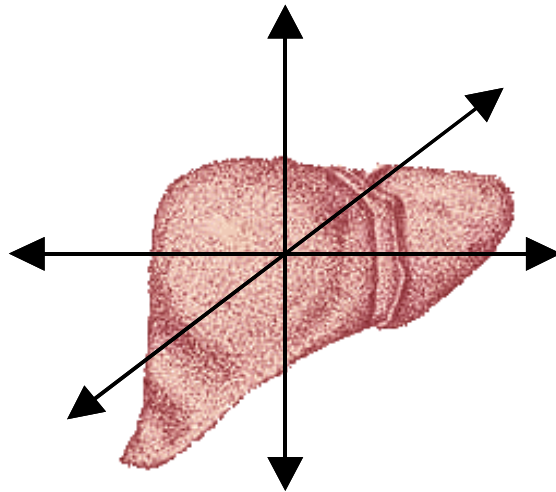
# 1. Einleitung

## 1.1. Grundlagen und Motivation

Das Ziel dieser Arbeit ist es, die Abhängigkeit der atmungsinduzierten Bewegung innerer Organe von künstlicher Beatmung während einer Vollnarkose zu erforschen. Als Beispielorgan soll die Leber dienen, weil sie das zentrale Stoffwechselorgan des Körpers darstellt. Die Suche nach neuen, schonenden Verfahren zur chirurgischen Behandlung von Leberkrankheiten ist vor allem wegen der Folgen der Erkrankungen und der Belastung durch die konventionellen Verfahren wichtig. Es wird versucht, die dominierenden Faktoren der Leberschiebung in einer Versuchsoperation am Schweinmodell experimentell zu bestimmen und zu beschreiben. Das Verfahren dazu ist teilweise neu zu entwickeln. Durch eine geeignete Datenanalyse soll ein Gittermodell zur Simulation der Leberbewegung unter künstlicher Beatmung entwickelt werden. Mit Hilfe dieser Ergebnisse soll dann eine mögliche Technik zur Verbesserung der Genauigkeit von Punktionen und Biopsieverfahren vorgestellt werden. Zunächst sind aber erst einmal die Grundlagen der respiratorisch bedingten Leberbewegung und ihre Auswirkung von besonderer Bedeutung.

Der für die Sauerstoffversorgung notwendige Luftaustausch entsteht durch die passive Bewegung und Verformung der Lunge. Den Hauptteil der Atembewegung machen die beiden Komponenten Thoraxbewegung und Zwerchfellbewegung aus (vgl. [Duncker 94]). Beide Komponenten sind auch durch elastische Verformungen gekennzeichnet, die durch anatomische, physiologische und mechanische Notwendigkeit entstehen. Die Bewegungen des Brustkorbes und des Zwerchfells während der Atmung führen zu einer periodischen Verschiebung der gesamten inneren Organe im Thorax und Abdomen, die sogar noch im kleinen Becken nachweisbar sind. Publikationen zeigen, dass sogar die Prostata der respiratorischen Verschiebung unterworfen ist (vgl. [Dawson 00], [Mackay 01]). Ein anderer Faktor, der die die Bewegung aller inneren Organe und auch der Leber beeinflusst, ist die Herzfrequenz und der Einfluss von arteriellem Blutdruck und zentralvenösem Druck ist zu vermuten (vgl. [Seppenwolde 02]). Diese Respirationsverschiebung beträgt in einigen Bereichen einige Millimeter, bei Organen wie Leber und Lunge aber, die direkt an das Zwerchfell anliegen und teilweise damit verwachsen oder daran

angeheftet sind, kommen Verschiebungen bis zu einigen Zentimetern vor (vgl. [Kim 01], [Balter 01], [Shimizu 00a]). Die meisten intraabdominell gelegenen Organe sind vom Peritoneum viszerale bedeckt und durch den aufliegenden Flüssigkeitsfilm gut gegeneinander verschiebbar. (vgl. [Drenckhahn 94]) Die retroperitoneal gelegenen Organe, welche an der Abdominalwand angeheftet sind, wie zum Beispiel die Nieren, sind im Vergleich dazu wenig bis kaum beweglich. Da sich aber der gesamte Thorax und auch das Abdomen während der Atmung verformen, bewegen sich auch diese leicht mit (vgl. [Suramo 84], [Daum 99], [Bussels 03]).



**Abbildung 1: Bewegung der Leber in craniocaudaler, anteroposteriorer und auch lateraler Richtung während der Atmung**

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der respiratorischen Bewegung der Leber, die durch die künstliche Beatmung im Verlauf einer Operation induziert wird. Wie in einigen klinischen Arbeiten gezeigt beträgt die Bewegung der Leber bei normaler Atmung 2,0 bis 4,0 cm in cranio-caudaler Richtung und bis zu 1,5 cm in anterior-posteriorer Richtung. (vgl. Abbildung 1) (vgl. [Harauz 79], [Suramo 84], [Korin 92], [Davies 94], [Balter 96], [Herline 99], [Shimizu 99], [Shimizu 00b], [Rohlfing 01]). Dieser Bewegungsspielraum wurde bei normaler Ruheatmung eines wachen Patienten jeweils per CT oder MRT (je nach Arbeitsgruppe) gemessen. Schon die wache Ruheatmung ist relativ unregelmäßig, und kaum ein Atemzug ist genauso lang und tief wie der andere, weil die Atmung einem steten Regelkreis unterworfen ist, und an die aktuellen Bedürfnisse des Organismus angepasst wird. Faktoren wie Aufregung, Ruhe, Nervosität, Bewegung und vieles mehr nehmen in diesen Regelkreisen Einfluss auf die Respiration. Viele Arbeiten haben sich schon mit den

Problemen der Atmung und der resultierenden Bewegungen befasst. Dabei wurde immer wieder deutlich, dass es schwierig ist, den Verlauf der Ruheatmung zu analysieren (vgl. [Benchetrit 00], [Langen 01]).

Im Sonderfall der maschinellen Beatmung, ist die Evaluation der respiratorischen Organverschiebung leichter. Da das Gerät von außen eingestellt wird und einen annähernd periodischen Regelkreis unterhält, sollten grundlegende Gesetzmäßigkeiten im Verlauf der Atembewegung und Organverschiebung zu erkennen sein. Wenn das Gerät dabei so eingestellt wird, dass der Kreislauf des Versuchstieres stabil bleibt, und möglichst wenig Änderung der Beatmungseinstellungen von Seiten der Anästhesie notwendig werden sollten alle anderen Variablen im Verlauf der Leberbewegung bestimmbar und simulierbar werden.

## **1.2. Verfahren und Arbeitstechnik**

Die notwendigen Daten für diese Arbeit sollen in einer Versuchsoperation am Schwein gewonnen werden, wobei die Sensoren eines elektromagnetischen Meßsystems bei geöffnetem Abdomen an der Leber fixiert werden. Das Abdomen wird nach der Sensorbefestigung für die Messung wieder verschlossen. Das Schwein ist während dessen narkotisiert, mit Analgetika versorgt, von einem Tiermediziner überwacht und wird per Respirator volumenkontrolliert beatmet. Während des Versuchs werden alle notwendigen Vital- und Versuchsparameter zu Protokoll gebracht. Das Meßsystem ist mit einem PC verbunden und zeichnet alle Daten, die von den Sensoren übermittelt werden, auf, um sie für die spätere Datenanalyse zu verwenden. Die Daten werden mit Hilfe der MatLab® Software bearbeitet und graphisch begutachtet. Danach wird mit Hilfe einer Explorativen Datenanalyse (EDA) eine Bestimmung der Messfehler und Störungen vorgenommen. Darauf folgt eine qualitative Beurteilung der Messreihen sowie der einzelnen Messungen mit Hilfe von selbstorganisierenden Merkmalskarten. Zuletzt erfolgt die Analyse des Frequenzspektrums mittels Fast Fourier Transformation (FFT), womit die Frequenzspektren der einzelnen Messungen errechnet werden, um Aufschluss über die verschiedenen makroskopischen und mikroskopischen Anteile der Sensorbewegung zu erhalten. Die FFT erlaubt, zusammen mit den anderen Verfahren, eine Beurteilung der Messungsqualität und die Auswahl der besten

Repräsentanten der einzelnen Messpunkte. Zur Generierung des Modells erfolgt dann die Ermittlung von korrelierenden Bewegungsphasen mit Hilfe der Phasenverschiebung zwischen Messpunkten, die gemeinsam in Messreihen verwendet wurden. Mit der Bewegungsinformation der einzelnen Messpunkte und der Information über Zusammenhänge zwischen den Punkten ist es schließlich möglich, ein Gittermodell zu erstellen. Bei diesem Modell handelt es sich um ein unbewegtes Gittermodell, in welches die Bewegungsinformationen eingezeichnet werden. Danach wird noch ein Versuch zur Synchronisation des Films einer Operationskamera mit dem Bewegungsablauf der Leber, während der Operation, unternommen. Anschließend werden in der Arbeit noch die Genauigkeit des Modells und daraus resultierende Verbesserungsmöglichkeiten diskutiert, sowie ein Ausblick eröffnet, welche Möglichkeiten weitere Ergebnisse auf diesem Gebiet bieten könnten.

### **1.3. Leberschiebung und Chirurgie**

Bei neuen Operationsmethoden in der Viszeralchirurgie, insbesondere bei minimainvasiven bzw. lokal-ablativen Verfahren stellt die Verschiebung der Leber einen Störfaktor bei der genauen Zugangsplanung, für die zielsichere Punktion und beim Eingriff dar. Der Trend in der Chirurgie geht zu schonenden Verfahren, um die Verträglichkeit von Eingriffen zu erhöhen und die Belastungen für die Patienten zu minimieren (vgl. [Feussner 01]). Die Optimierung von minimalinvasiven Verfahren, die einem breiteren Patientenkontinuum eine möglichst schonende Behandlung erlauben, und auch eine gute postoperative Rehabilitation ermöglichen, ist darum eines der Hauptanliegen chirurgischer Forschung (vgl. [Feussner 00]).

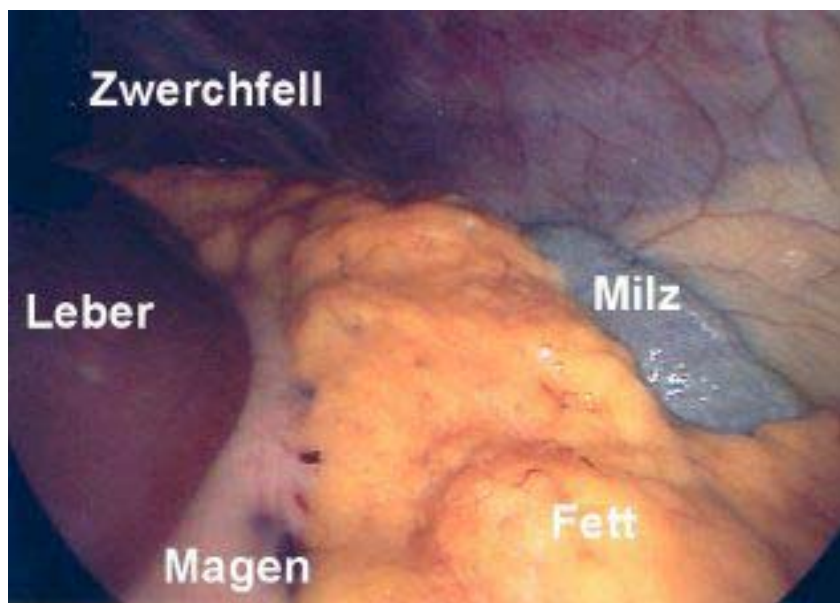
#### **1.3.1. Lebereingriffe**

Einige Operationen an der Leber, allen voran die Cholezystektomie, d.h. die Entfernung der Gallenblase, werden heutzutage größtenteils laparoskopisch und wenig belastend für die Patienten durchgeführt (vgl. [Herfarth 01b], [Detter 95b]). Bei anderen OPs aber, wie zum Beispiel der Leberteilresektion, ist das nicht der Fall. Diese Eingriffe sind meist mit nicht unerheblichem Blutverlust und damit



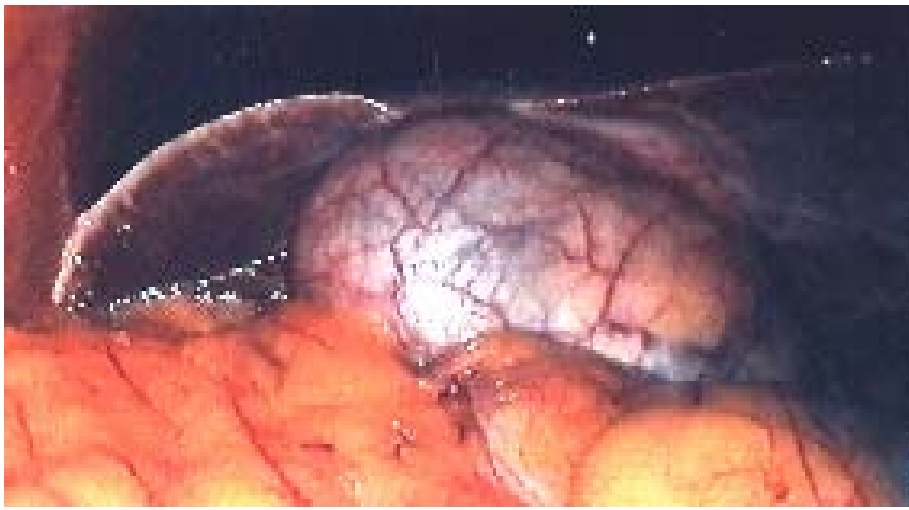
einhergehender intra- und postoperativer Belastung für den Patienten verbunden. Kleinere Resektionen von Metastasen, Zysten und Echinokokkuszysten, oder Verödung von Hämangiomen werden mittlerweile auch laparoskopisch und schonend durchgeführt, aber dabei kommt dann die atmungsinduzierte Bewegung der Leber als Erschwerung für den Operateur hinzu (vgl. [Herfarth 01a]). Um bei einem minimalinvasiven Eingriff einen bestimmten Herd in einem Organ zu erreichen, ohne allzu viel gesundes Gewebe zu schädigen, sind besondere Techniken erforderlich.

Dazu gehört die genaue Planung des Zugangsweges und des Operationsgebietes an Hand der präoperativen Diagnostik und häufig die Probepunktion oder Biopsie eines Befundes im Rahmen der weiterführenden Diagnostik. Zu Beginn der Operation wird dann mittels explorativer Laparoskopie erst einmal der Operationssitus bewertet (vgl. Abbildung 2 und Abbildung 3) und mögliche Zugangswege im Vergleich mit der Planung bestimmt (vgl. [Detter 95a]).



**Abbildung 2: Übersicht über den Oberbauch durch eine Laparoskopie-Kamera**

Bei der Explorativen Laparoskopie werden dann zumeist auch Probeexcisionen und Schnellschnitte im Rahmen der weiterführenden Diagnostik gewonnen. Je nach deren Befund wird dann die Operation minimalinvasiv fortgesetzt, eine Laparotomie durchgeführt, oder der Eingriff abgebrochen und nach weiterführender Diagnostik auf ein anderes Verfahren oder eine palliative Therapie umgestiegen.



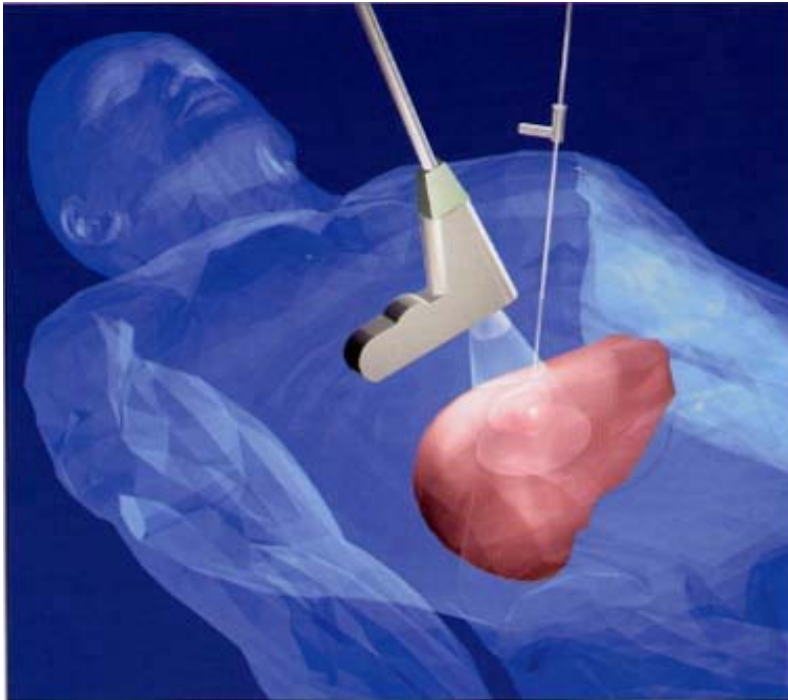
**Abbildung 3: Laparoskopische Aufnahme bei akuter Cholezystitis**

Vor der eigentlichen Operation sind vor allem bei kleineren Eingriffen, wegen raumfordernder Prozesse, und bei primären oder sekundären Lebertumoren Probiopsien oder Punktionen notwendig. Auch einige der palliativen Verfahren wie HFTT und LITT setzen eine zielgenauere Punktion voraus. Die respiratorische Verschiebung der Bauchorgane führt aber zu einiger Unschärfe bei der Orientierung zwischen dem vorab gewonnenen Bild und dem explorativen Laparoskopie- oder Sonographiebefund. Bei Punktionen und ähnlichen Verfahren zwingt die ständige Bewegung zu nicht unerheblichen Sicherheitsabständen, um wirklich das Ziel des Eingriffs zu erreichen (vgl. [Clifford 02]). Jeder Sicherheitsabstand und jede Vermehrung der Anzahl an Punktionen, um die notwendige Genauigkeit zu garantieren, führt aber zu einer unerwünschten Mehrbelastung für den Patienten. Eine Kompensation der Verschiebung würde die Genauigkeit der minimalinvasiven Verfahren weiter erhöhen und zu noch breiterer Anwendbarkeit und Schonung des Patienten, durch kleinere Sicherheitsabstände und verbesserte Eingriffsergebnisse beitragen.

### **1.3.2. Neue Behandlungsoptionen von Lebertumoren und Navigation**

Die häufigsten Indikationen zur Operation an der Leber sind, abgesehen von der Cholezystektomie, die Teilresektion zur Entfernung von Leberzysten, Leberadenomen, Leberzellkarzinomen und Metastasen anderer Tumoren. Leider sind nur gut ein Drittel der Lebertumoren oder Lebermetastasen überhaupt operabel. (vgl. [Herfarth 01a]) Heute wird der Großteil der Leberresektionen bei geöffnetem

Bauch durchgeführt. Blutverlust und allgemeine Schwächung nach einem Baueingriff machen dies für die Patienten sehr belastend, für geschwächte Patienten gar zu gefährlich, um eine Behandlungsoption darzustellen oder nur als ultima ratio denkbar. Neue schonendere Verfahren sind in der Entwicklung. Dabei zu nennen sind vor allem, wie schon erwähnt, laparoskopische Resektionen, die dem Patient die weitläufige Eröffnung des Abdomens ersparen und auch physikalische Verfahren wie die laparoskopische oder, noch schonender, die perkutane HFTT (Hochfrequenz Thermotherapie) (vgl. Abbildung 4) und LITT (Laserinduzierte Thermotherapie).



**Abbildung 4: Schema einer perkutanen HFTT-Applikation**

Diesen Verfahren können ohne großen Blutverlust durchgeführt werden. Bei der HFTT [vgl. [Hansler 98], [Holtkamp 00], [Kormann 01]] entsteht die Wärme durch hochfrequenten Strom, der zu einer Hitzekoagulation um die Punktionsnadel führt, bei der LITT wird die Hitze über einen eingebrachten Laser erzeugt (vgl. [Pech 02], [Ma 04]). Der Erfolg dieser Verfahren hängt aber entscheidend von der Präzision ab, mit der die Punktionssonden zum Zielort navigiert werden können (vgl. [Morikawa 04]). Als bildgebende Verfahren während der OP sind vor allem die Sonographie und eventuell auch intraoperative CT mittels mobiler C-Bögen verfügbar (vgl. [Wiesent 00]). Einfache Durchleuchtungssysteme, wie der C-Bogen, stellen weiche Gewebe

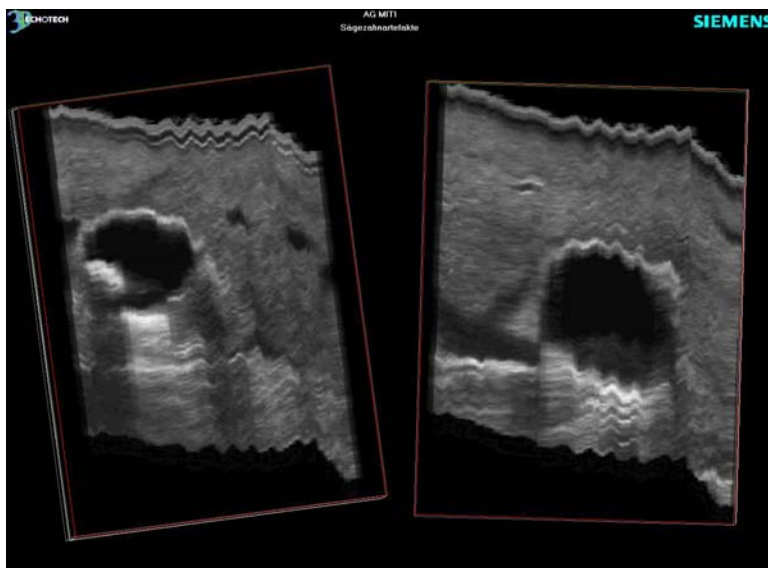
nicht gut genug dar. Die Ultraschalluntersuchung hat den Nachteil, dass sie nur eine zweidimensionale Darstellung erlaubt. Dafür ist sie aber über laparoskopische Schallköpfe sehr nahe am Zielort durchführbar. Zur genauen Navigation ist die Weiterentwicklung der 3D-Sonographie unerlässlich, wobei mittels der Daten eines elektromagnetischen Sensors die dritte Dimension ebenfalls darstellbar wird (vgl. [Harms 01]). Diese Untersuchung wäre kombiniert mit einem intraoperativen CT, oder auch zum Vergleich von Operationssitus und präoperativer Bildgebung äußerst akkurat. Allerdings wird die Datengewinnung durch die respiratorische Verschiebung der Bauchorgane nicht unerheblich beeinträchtigt. Die Messgenauigkeit wird dabei auf den Bereich von 1-2 Zentimetern erniedrigt (vgl. [Balter 98], [Gierga 04]). Für diese Verfahren wird seit einiger Zeit an den Grundlagen und der Kompensation dieser Bewegungen und Störeinflüsse im Zusammenhang mit den Beatmungsgeräten geforscht. Andere Beatmungstechniken wie z.B. Hochfrequenz Jet-Ventilation erlauben zwar eine deutliche Reduktion des Bewegungsausmaßes innerer Organe (vgl. [Yin 01]), aber die Beatmungsspitzen drücke sind bei diesem Verfahren erhöht und die Ausgabe der Beatmungsdaten auf dem Anästhesiemonitor ist nicht ganz so zuverlässig wie bei der konventionellen Beatmung. Zudem ist dieses Verfahren zumeist für Intensivtherapie oder spezielle Operationen reserviert und insgesamt nur wenig verbreitet. Ein anderer Ansatz wird von Balter et. al. beschrieben. Bei diesem Verfahren wurde versucht die Leberbewegung mittels radiologischem Tracking der Diaphragma Position zu ermitteln. Auch dieses Verfahren zeigte, vor allem wegen dem wachen Patienten deutliche Schwankungen in der Atemzugtiefe und Leberposition ([Balter 01]).

#### **1.4. Probleme verwandter Fachrichtungen**

Die respiratorische Organverschiebung stellt ein Problem für verschiedene medizinische Disziplinen dar. Insbesondere betrifft dies neben der Chirurgie auch Strahlentherapie und Radiologie, für die schon einige Verfahren zur Kompensation der Leberverschiebung entwickelt wurden (vgl. [Ten Haken 97]).

## 1.4.2. Radiologie

Bildgebende Untersuchungsverfahren wie die Computertomographie (CT) und Kernspintomographie (MRT) werden durch die Organverschiebung während der Respiration beeinträchtigt, was in den Bildern dann zu Verzerrungen und Störungen führt. Diese Störungen können durch erhöhte Geschwindigkeit bei der Aufnahme (vgl. [Yamada 02]), Atemphasensteuerung (vgl. [Aruga 00]) und auch durch elektronische Nachbearbeitung des Bildmaterials relativ ausgeglichen werden. Diese Techniken führen zu einem gemittelten Bild, was sich diagnostisch aber nicht störend auswirkt. Anders sieht es aus, wenn CT- oder MRT-Bilder verwendet werden um Eingriffe zu planen und durchzuführen.



**Abbildung 5: Gestörte Rekonstruktion eines 3D-Ultraschall Datensatzes wegen der Organverschiebung**

Wird beispielsweise versucht, die Bewegung eines Tumors (vgl. [Shirato 00], [Lagerwaard 01]) oder der gesamten Leber (vgl. [Wong 04]) und anderer Organe aufzuzeichnen und zu modellieren, treten oft Probleme durch Bildstörungen und Verzerrungen auf. Wird versucht, mit Hilfe von CT und einem intraoperativen Verfahren wie der 3D-Sonographie oder intraoperativem CT (vgl. [Ohara 89], [Wiesent 00]), einen Herd anzunavigieren, macht die Atemverschiebung der Leber dieses Vorgehen ungenau und erschwert die Orientierung (vgl. Abbildung 5). Einen Lösungsansatz stellen im interdisziplinären Bereich sog. Active-Breath-Control-Gated Verfahren dar, bei welchen über ein Spirometer und ein Computerprogramm versucht wird, eine Simulation der Ruheatmung eines wachen Patienten zu

erreichen. (vgl. [Wong 99], [Ford 02]). Das Hauptproblem ist, dass ein Patient trotz aller Bemühungen niemals völlig gleichmäßig atmen kann, und das Programm deswegen immer wieder längere Neuberechnungen durchführen muss (vgl. [Kubo 96], [Mah 00], [Dawson 01]). Der erhebliche Mehraufwand an Zeit und Personal und die begrenzte Effektivität (vgl. [Murphy 02]) lässt die weite Verbreitung dieses Verfahrens als nicht allzu wahrscheinlich erscheinen.

### **1.4.3. Strahlentherapie**

Einige primäre oder sekundäre Leberläsionen können strahlentherapeutisch behandelt werden, vor allem neoadjuvant oder wenn sie inoperabel sind. Vor allem beim Linearbeschleuniger ist eine genaue Festlegung des Zielgebietes unumgänglich, da der Linearbeschleuniger außerhalb des Körpers verbleibt (vgl. [Ozhasoglu 02]). Darum müssen alle Grenzen des Bestrahlungsgebietes vorher durch bildgebende Verfahren und Vermessung genau festgelegt werden. Bei der Radiochirurgie im Kopfbereich finden z.B. stereotaktische Rahmen Anwendung, die bei einmaligen Behandlungssitzungen an den Schädel angeschraubt werden oder mit Kunststoffmasken fixiert werden, wenn mehrere Bestrahlungssitzungen geplant sind. Damit ist eine extreme Applikationsgenauigkeit zu erreichen. Die Einstellung des Zielgebietes bis auf etwa 1-3 mm wird möglich. Im Abdominal- und Thorakalbereich ist diese Genauigkeit wegen der wesentlich beweglicheren anatomischen Situation um ein Vielfaches schwieriger zu erreichen. Durch die respiratorische Verschiebung muss bei Strahlenbehandlungen der Leber ein relativ großer Sicherheitsabstand gewählt werden. Das ist problematisch, weil sehr viel gesundes Gewebe zerstört wird und mindestens 33% des Lebergewebes ungeschädigt bleiben müssen, um nicht zu akutem Organversagen zu führen. Neue Verfahren arbeiten auch hier mit stereotaktischer Fixierung, um die Atembewegung möglichst gering zu halten und um die Lage der Organe bei jeder Sitzung mit großer Genauigkeit reproduzierbar zu machen (vgl. [Herfarth 00]). Dabei wird der Körper auf eine formangepasste Liege gelegt, mit Gurten und Schienen fixiert und dann je nach Zustand des Patienten noch mit Kunststoffschalen und Formplatten, die Beweglichkeit der inneren Organe stark einschränken, ergänzt. Das Problem der intrakorporalen Organverschiebung wird dadurch aber nicht behoben.

## 2. Fragestellung

Ziel dieser Arbeit ist es, die Bewegung intraabdominaler Organen am Beispiel der Leber unter den Bedingungen maschineller Beatmung zu quantifizieren und ein Modell zur Vorhersage der Atemverschiebung zu entwickeln. Im Gegensatz zu früheren Arbeiten (vgl. [Harauz 79], [Suramo 84], [Korin 92], [Davies 94], [Balter 96], [Herline 99], [Shimizu 00b], [Rohlfing 01]) erfolgt die Atmung hierbei nicht spontan, sondern es wird unter Narkose maschinell beatmet. Wegen der Bedeutung für die Therapie, fällt die Wahl des Beispielorgans auf die Leber, da genaue Punktionen und Biopsien an ihr sehr von der Simulation der Atemverschiebung profitieren. Mittels eines geeigneten Messverfahrens sollen die Leberbewegungen, in Abhängigkeit von den Beatmungsparametern, erfasst werden. Die Leberbewegung soll dazu direkt durch an der Leber angebrachte Sensoren, bei ansonsten geschlossenem Abdomen, vermessen werden. Eine Methode zur sicheren Befestigung der Sensoren an der Leber ist hierbei besonders wichtig um gute Messungen durchzuführen.

Ein Messverfahren, mit Hilfe eines elektromagnetischen Trackingsystems, muss neu entwickelt werden und es müssen ausreichend Versuche durchgeführt werden, um die Ergebnisse auswerten zu können und um das neue Messverfahren zu bewerten. Eine Aussage über die Eignung sowie die Vor- und Nachteile von elektromagnetischem Tracking für diese Anwendung soll ebenfalls ermöglicht werden.

Im Anschluss sollen die gewonnen Messdaten mit Hilfe einer Datenanalyse, validiert werden und dadurch vor allem Aussagen über den Bewegungsverlauf und die verschiedenen Bewegungskomponenten, aber auch über das neue Messverfahren und das Meßsystem ermöglicht werden. Für die Datenanalyse ist ein geeignetes Verfahren zu erstellen, welches entweder durch Modifikation bestehender Verfahren, oder durch eigene Entwicklung, auf der Basis von bestehen Verfahren, entwickelt werden soll, um den Voraussetzungen durch Messaufbau und Datengewinnung gerecht zu werden. Das Ziel der Datenanalyse ist es, einen aussagekräftigen Mittelwert über die Messdaten zu errechnen, um die Ergebnisse in Form eines einfachen Gittermodells der Leber zu abstrahieren und dessen praktische Möglichkeiten zu skizzieren. Die Auswahl des Verfahrens zur Bildung des Mittelwertes ist entsprechend der Datenlage zu treffen.

Zusätzlich soll auch eine praktische Anwendung für das Modell und die Ergebnisse aus den Versuchen aufgezeigt werden. Dazu soll die Synchronisation von intraoperativ gewonnenem Filmmaterial mit der Leberbewegung durchgeführt werden. Mit Hilfe dieses Synchronisationsverfahrens und neuer Technologien wie beispielsweise Augmented Reality soll eine mögliche Anwendung für die Erhöhung der Genauigkeit von Punktions- oder Biopsieverfahren vorgestellt werden.



## 3. Material und Methodik

### 3.1. Überblick

Um die Leberbewegung aufzuzeichnen, musste zunächst ein passendes Meßsystem gesucht und für die Bedingungen während einer Operation vorbereitet werden. Zur Auswahl standen hierbei vor allem CT, MRT und ein elektromagnetisches Meßsystem. CT und MRT sind meist genauer, aber wesentlich aufwendiger durchzuführen. Beim CT kommt zudem noch die eventuelle Strahlenbelastung für das Personal hinzu. Für die Durchführung der Studie war, aus Personal- und Kostengründen kein MRT oder CT verfügbar. Zudem sollte die Leberbewegung direkt von der Leber abgegriffen werden. Da die Integration der Versuchsoperation zudem in eine bereits stattfindende Versuchreihe am Tiermodell erfolgen konnte, fiel die Wahl schließlich auf die praktikablere Alternative, das elektromagnetische Navigationssystem. Elektromagnetische Meßsysteme sind weniger genau und geben auch nur punktuelle Daten wieder, sind aber andererseits mobil einsetzbar und vor allem kostengünstiger. Unter Beachtung des Zieles dieser Arbeit fiel die Auswahl dann auf das miniBIRD® System von Ascension Technology Corporation, weil in der Arbeitsgruppe und in der Fachliteratur schon während anderer wissenschaftlicher Arbeiten Erfahrungen mit diesem System gesammelt wurden und es deshalb erprobt und verfügbar war (vgl. [Rasmus 02], [Riener 04]). Als nächstes musste die Befestigung der Sensoren und der gesamte Operationsaufbau getestet werden, um das am Besten geeignete Verfahren auszuwählen. Im Folgenden wird zunächst auf das Meßsystem, mit seinen technischen Spezifikationen und der Eignung für Messungen im eröffneten Abdomen eingegangen, sowie Vor- und Nachteile von elektromagnetischen Messverfahren an und für sich erläutert.

Danach folgt die genauere Betrachtung der Versuchstiere und der OP, sowie der damit verbundenen Probleme.

## 3.2. Trackingsystem

### 3.2.1. Aufbau des Meßsystems

Bei diesem Meßsystem handelt es sich um ein berührungsfreies elektromagnetisches Meßsystem.



**Abbildung 6: miniBIRD® Meßsystem, fertig aufgebaut mit PC, Transmitter und vier Sensoren**

Der Transmitter hat eine Abmessung von  $11,2\text{cm} * 9,8\text{cm} * 8,6\text{cm}$  (l \* b \* h) und sendet ein orthogonales Magnetfeld aus, dessen Nullpunkt er auch gleichzeitig darstellt. Die Verbindung zum Geräteverband selber erfolgt über ein Kabel.

Die Receiver oder Sensoren, wie sie im Rahmen dieser Arbeit genannt werden, haben folgende Maße:

$8,0\text{mm} * 8,1\text{mm} * 8,1\text{mm}$  (l \* b \* h) (hinzu kommt im Versuch noch die Halterung).

Sie erfassen 6 Freiheitsgrade (x, y, z und die drei Rotationen um diese Achsen) und sind ebenfalls über ein Kabel mit jeweils einem miniBIRD® Gerät verbunden.

Mehrere Geräte können zu einem sog. Flock of BIRDS® verbunden werden (vgl. Abbildung 6). Dabei wird dann im Feld eines Transmitters die Bewegung mehrerer Sensoren verfolgt. Die entsprechenden Daten werden über einen R232 Port zu einem Notebook übertragen und dort mit Hilfe der windowsbasierten Bedienungssoftware winBird® in einer separaten Datei für jeden Versuch abgespeichert.

Im Rahmen dieser Arbeit standen drei miniBIRD® Geräte und somit drei Sensoren zur Verfügung, die in den verschiedenen Messreihen an unterschiedlichen Positionen der Leber befestigt wurden.

### **3.2.2. Technische Voruntersuchungen**

Die Experimente der technischen Voruntersuchungen zum miniBIRD800® wurden nachgestellt und nachdem es zu keinen auffälligen Diskrepanzen zwischen den Ergebnissen kam, im Rahmen dieser Arbeit übernommen und beibehalten (vgl. [Kindratenko 01], [Dubois 02], [Rasmus 02], [Riener 04]). Laut Herstellerangaben, Homepage und Handbuch beträgt der verlässliche Messbereich 30inch (76,2cm), der maximale 36inch (91,44cm). Messbereich heißt in diesem Fall der Abstand zwischen Transmitter und einzeltem Sensor. Der verlässliche Messbereich wurde im Rahmen des Versuchsaufbaus nie überschritten, so dass wenig Fehler von dieser Seite her zu erwarten sind. Beim Statikversuch in der OP-Umgebung zeigt sich ein deutliches Störerauschen in Form kleiner Schwankungen welches, in zunehmender Entfernung zum Transmitter immer mehr zunimmt und jenseits des maximalen Messbereichs auch zu deutlichen Sprüngen führt. Das Störerauschen nimmt in Nähe ferromagnetischer Metalle oder starker Stromverbraucher ebenfalls zu, weshalb diese beim Versuch nach Möglichkeit entfernt oder in größtmöglichem Abstand angebracht wurden. Während der OP befanden sich alle Sensoren innerhalb eines Radius von 50 cm um den Transmitter, da dieser ja immer in unmittelbarer Nähe am Operationsfeld aufgestellt wurde. Diese Aufstellung bleibt in jedem Fall innerhalb des verlässlichen Messbereiches und reduziert daher Messbereichsfehler auf das Minimale.

### 3.3. Die Versuchs-OP

Wegen der beschränkten Zahl von Sensoren und der daraus resultierenden Anzahl von Messpunkten sowie wegen der zeitlichen Beschränkung der Operationszeiten wurden insgesamt 15 Versuchsoperationen durchgeführt. Dies wurde möglich, weil die Schweine aus einem parallel laufenden Versuch der MITI Arbeitsgruppe im Rahmen dieser Arbeit mitoperiert werden konnten.



**Abbildung 7: Versuchstier beim Einbringen des Navigationssystems. Am Transmitter sind die Achsen des Magnetfeldes im Verhältnis zum Operationssitus eingezeichnet**

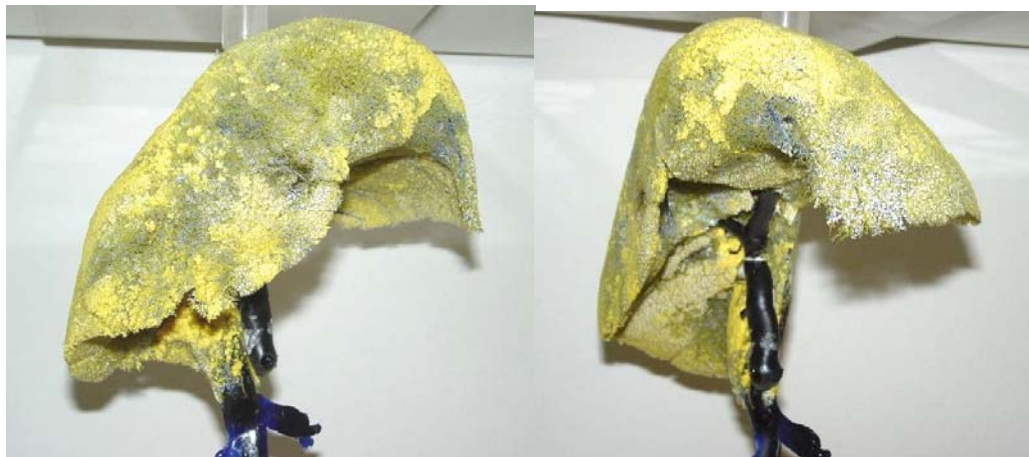
Für die Gewinnung der Daten in der Versuchsoperation musste zuerst das beste Verfahren ermittelt, und dann möglichst standardisiert beibehalten werden, um die verschiedenen Messreihen möglichst vergleichbar miteinander zu halten. Es wurde dazu jeweils ein Versuchsprotokoll geführt, welches wichtige Anmerkungen zum Operationsablauf während der Aufzeichnung der verschiedenen Messungen festhielt, um zum einen auffällige Störeinflüsse ändern zu können, zum anderen um spätere Fehler oder besonders ruhige Phasen einfacher zuordnen zu können. Im Folgenden wird auf die Entwicklung der Verfahren eingegangen, sowie auf allgemeine Merkmale der Versuchstiere und des Operationsaufbaus (vgl. Abbildung 7).

#### 3.3.1. Versuchstiere

Untersucht wurden weibliche Schweine (Dt. Landrasse) mit einem Körpergewicht zwischen 60 und 70 Kilogramm. Nur einmal wurde ein kleineres

Weibchen mit einem Lebendgewicht von 35 kg untersucht. Die Tiere wurden über Nacht nüchtern gehalten, am nächsten Tag prämediziert und mit Propofol® narkotisiert sowie mit Fentanyl® anästhesiert. Zur Überwachung der Narkose und künstlichen Beatmung war stets ein Tiermediziner anwesend. Die Schweine wurden in supiner Position auf dem OP-Tisch gelagert und der Bauch wurde für die folgenden Versuche eröffnet. Dies stellt den einfachsten Zugang zur Leber der Tiere dar. Die anatomischen Gegebenheiten sowie die Größe der Schweine sind in etwa mit dem Menschen vergleichbar - im Gegensatz zu anderen Versuchstieren wie etwa Kaninchen oder Ratten – zudem ist auch die Leber der menschlichen Leber ähnlich. Unterschiedlich ist, dass die Schweineleber aus vier deutlich getrennten Lappen besteht, während die Lappen der menschlichen Leber fast völlig verwachsen sind. Das Schweinemodell ist das Tiermodell, welches den Gegebenheiten am menschlichen Patienten am ähnlichsten ist, und welches auch am besten als Grundlage für weitergehende Forschung in diese Richtung geeignet ist (vgl. Abbildung 8).

Die Vitalparameter des Schweins wurden durch einen Datex OhmedaS5® Anästhesiemonitor überwacht und zudem konnte die Konstanz der am Respirator eingestellten Atemfrequenz mit dem Monitor kontrolliert werden. Durch ein Pulsoxymeter wurde die Herzfrequenz gemessen und vom Experimentator zusammen mit dem Spitzenbeatmungsdruck protokolliert. Leider hatten nicht alle Schweine eine so gute Konstitution, dass ihr Kreislauf während der oft länger andauernden Operation stabil blieb und so traten immer wieder einmal Muskelzittern wegen Frierens oder nötige Änderungen der Beatmungsfrequenz auf. Auch die Herzfrequenz blieb nicht bei allen Tieren im normalen Ruhebereich.



**Abbildung 8: Zwei Ansichten eines Korrosionspräparates der Leber eines jungen Schweins**

Nach Abschluss des Eingriffs wurde das Tier geopfert, sezirt und die Leber entnommen. Das Lebergewicht protokolliert, um eventuelle Abhängigkeiten zwischen der respiratorischen Verschiebung und Organgewicht entdecken zu können.

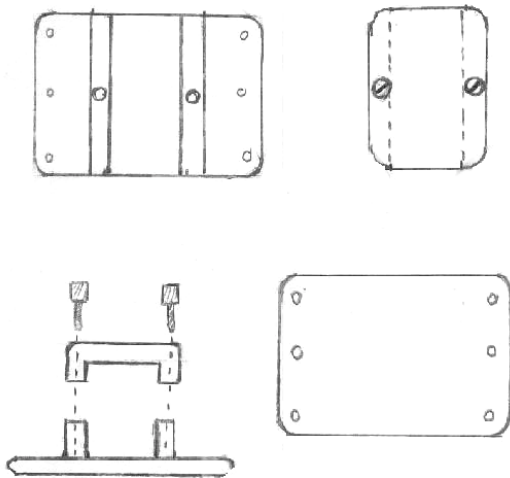
### **3.3.2. Künstliche Beatmung**

Als Narkoseverfahren wurde TIVA, d.h. totale intravenöse Anästhesie, ausgewählt (vgl. [Larsen 02]). Dabei werden sowohl Narkotikum als auch Schmerzmittel intravenös mittels eines Perfusors verabreicht. Narkosegase kamen nicht zur Anwendung. Das Beatmungsgerät Sevo 900 D® der Firma Dräger, welches im experimentellen Operationssaal verwendet wurde, konnte nur auf IPPV, d.h. Volumenkontrollierte Beatmung, eingestellt werden. Da das Schwein auf dem Rücken lag und keine besonderen Druckeinflüsse auf den Thorax einwirkten, blieben damit aber die Spitzenbeatmungsdrucke immer im Bereich zwischen 15 und 22 mmHg. Das Atemminutenvolumen bewegte sich, dem Gewicht der Tiere entsprechend zwischen 7 und 8 Liter pro Minute bei einem Atemzugvolumen von ungefähr 400 bis 500 ml, je nach Größe und Erfordernis (vgl. [Larsen 02]). Diese Einstellungen unterschieden sich von Schwein zu Schwein nur unwesentlich. Die Atemfrequenz aber, die nach unserer Hypothese großen Einfluss auf die Leberbewegung haben kann, wurde konstant auf 14 Atemzüge pro Minute eingestellt, und so weit es der klinische Zustand des Schweins erlaubte auch beibehalten. Bei kleinen Schweinen, oder bei Versuchstieren mit anfälligem Kreislauf mussten hierbei aber leider Veränderungen von Seiten der Anästhesie vorgenommen werden, um die Beeinträchtigung des Tieres möglichst gering zu halten.

### **3.3.3. Messtechnik**

Um die Sensoren des miniBIRD® Systems an der Leber zu befestigen waren einige Versuche nötig, um ein Verfahren zu entwickeln, welches bei einem relativ schnellen Aufbau zugleich die nötige Festigkeit gewährte, um valide Messergebnisse zu erhalten. Zunächst wurde der Sensor mittels einer Schlingennaht befestigt, die direkt durchs Leberparenchym geführt wurde. Dieses Verfahren war aber nicht sicher genug. Beim nächsten Befestigungsversuch wurden die Sensoren mittels

Tachocomb® befestigt, einem Kollagenkleber der Firma Nycomed, welcher zur Blutstillung bei Leberkapselverletzungen entwickelt wurde. Auch dabei wackelten die Sensoren und lösten sich eventuell wieder ab. Deshalb konnte auch dieses Verfahren nicht verwendet werden. Auch eine Verbindung von Schlingennaht und Tachocomb® - Pflaster erwies sich als nur unwesentlich fester und erfüllte die Erwartungen nicht.



**Abbildung 9: Planzeichnung des Sensorhalters: oben Deckel und Platte unter Aufsicht, unten links Deckel und Platte von vorne, unten rechts Platte von unten**

Abhilfe schaffte schließlich ein extra angefertigter Sensorhalter mit einer rechteckigen Platte als Grundfläche, welche mittels Bohrlöchern direkt und fest auf die Leber genäht werden konnte. Die Maße betragen 2,1cm \* 3,0cm \* 1,3cm (l \* b \* h) (vgl. Abbildung 9). Der Sensor wurde mit Kunststoffschrauben M2 \* 6mm befestigt, damit sich keine magnetischen Metalle in unmittelbarer Nähe der Sensoren befanden.

Als Nahtmaterial wurde 3er oder 4er Prolene® verwendet, da es am wenigsten Rissverletzungen beim Durchziehen durch den Stichkanal verursacht. Nachdem alle Sensoren befestigt waren, wurde der Bauch des Schweins durch Klammern oder Naht wieder verschlossen, um möglichst realistische Versuchsbedingungen herzustellen. Während der einzelnen Messungen wurde möglichst wenig am Versuchstier manipuliert und sämtliche entfernbaren Metallinstrumente wurden entfernt. Alle übrig gebliebenen, etwaigen Störfaktoren wurden sorgsam im Protokoll notiert um sie in den nächsten Messreihen nach Möglichkeit abzustellen. Der Transmitter des miniBIRD® Systems wurde bei kleineren Tieren zwischen den Beinen platziert, bei Großen am rechten Rippenbogen auf Höhe der Leber, um den

Abstand zu den Sensoren klein zu halten. Die zweitgenannte Position erwies sich im Allgemeinen als günstiger und wurde in allen späteren Messreihen standardmäßig verwendet. Das Koordinatensystem des Transmitters wurde auch bei der Position zwischen den Hinterbeinen in Standardrichtung gehalten. Alle Kabel wurden so geführt, dass keine Zug- oder Scherkräfte auf Komponenten des Meßsystems wirkten und so Messartefakte entstünden. Diese Bedingungen wurden nach und nach neu entwickelt, und das neue Standardverfahren dann über den Großteil der Messreihen konstant eingehalten.

### **3.3.4. Sensorpositionen und Messungen**

Während der Versuchsoperationen wurden die Messreihe, die Positionen der Sensoren eins bis drei, die Vorkommnisse und alle einzelnen Messungen protokolliert. Wichtige Parameter wie Herzfrequenz, Atemfrequenz und Beatmungseinstellungen wurden dem Anästhesieprotokoll entnommen. Die Definition der Position wurde später, laut Lehrbuch der Tieranatomie, deklariert und bei der Nachbearbeitung des Experiments in das CT-Bild einer Schweineleber eingezeichnet (vgl. Abbildungen 10, 11 und 12) (vgl. [Nickel 04]). Durch die Protokolle wurden somit alle relevanten Vorkommnisse und die Versuchspositionen für die spätere Explorative Datenanalyse und für die Modellierung festgehalten. Es wurde auch die Länge jeder Messung vermerkt, um gute und lange Messungen später eventuell untergliedern zu können. Jeder Messposition wurde eine bestimmte Farbe zugeordnet, um im angelegten Messverzeichnis die Messreihen besser voneinander unterscheiden zu können. Diese Farben wurden auch auf den CT-Bildern verwendet. Grobe Störungen wurden vermerkt, und eine neue Messdatei wurde danach begonnen. Alle Messdateien mit neuen Versuchsparametern wurden als solche markiert, um später, bei der Datenanalyse, standardisierte mit nicht- standardisierten Versuchsteilen vergleichen zu können.



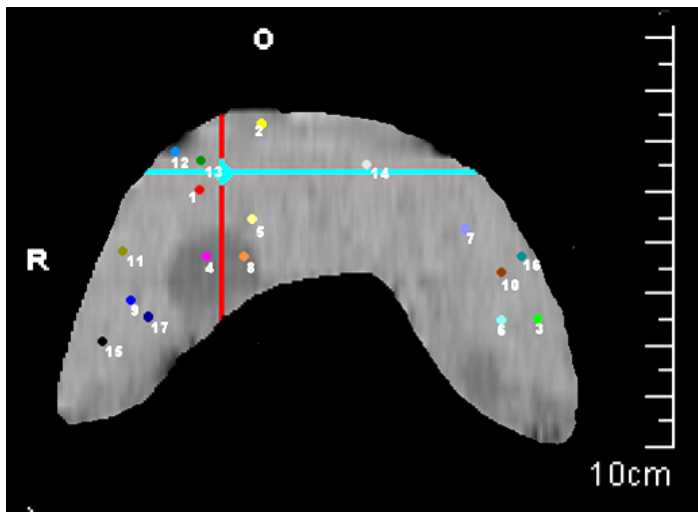


Abbildung 10: CT-Bild, Frontalansicht der Leber eines Ferkels mit Sensorpositionen

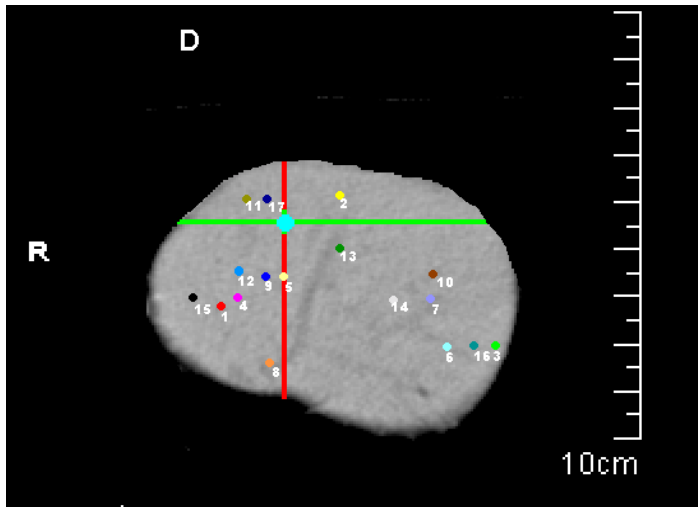


Abbildung 11: CT-Bild, Ferkel, Transversalansicht der Leber mit Positionen

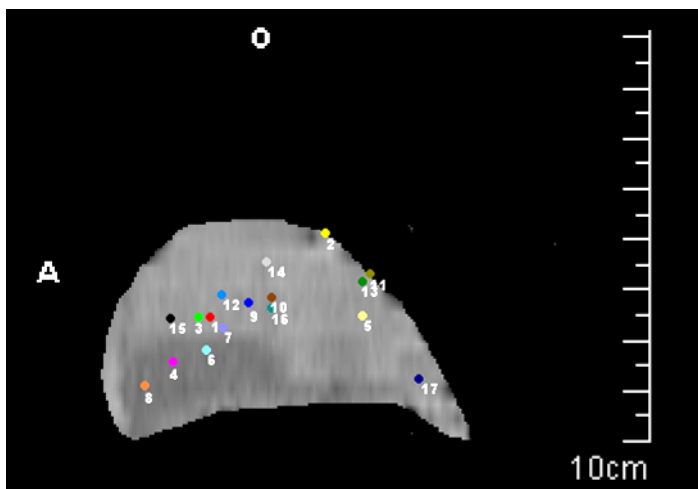


Abbildung 12 : CT-Bild, Ferkel, Sagittalansicht der Leber mit Positionen

## **3.4. Mathematische Grundlagen der Datenanalyse**

### **3.4.1. Überblick über Repräsentationsverfahren**

Das gebräuchlichste Verfahren zur Repräsentation eines Messvorgangs ist die Bildung eines Mittelwertes über eine größere Anzahl von ähnlichen Messungen. Parameter wie die jeweilige Standardabweichung ermöglichen dann eine Bestimmung der Qualität des Mittelwertes. Es gibt aber auch andere Verfahren zur Repräsentation von Messvorgängen für den Fall das der Mittelwert nicht genau genug ist.

Die Vorgehensweise, einen Mittelwert zu bilden, ist nicht möglich wenn zu viele Messungen deutliche Fehler aufweisen. In diesem Fall muss erkannt werden was eine fehlerhafte Messung ist, und was eine gute Messung darstellt. Man muss dazu zwischen dem Signalverlauf einer Messung und dem Stör rauschen unterscheiden. Da man jedoch nichts über der Natur des Rauschens weiß, kann man keine Filter einsetzen.

Ein mögliches Vorgehen bietet die Explorative Datenanalyse (EDA), die die Signalverläufe in unterschiedliche Klassen einteilt.

Im Folgenden werden die EDA und zwei Verfahren, die im weiteren Verlauf der Arbeit Verwendung finden, erläutert und die zugrunde liegenden mathematische Theorien genauer erklärt.

### **3.4.2 Explorative Datenanalyse (EDA)**

Clusteranalyse ist die Sammelbezeichnung für eine große Anzahl verschiedener Techniken der EDA. Eine generelle Thematik, in fast allen Bereichen der Datenanalyse, ist das Strukturieren der ermittelten Daten anhand von speziellen Eigenschaften oder zeitlichem Verlauf. Allen Clusteranalysemethoden ist gemein, dass es ihre Zielsetzung ist, ähnliche Objekte zusammen zu gruppieren, wobei die Objekte innerhalb einer Klasse möglichst ähnlich und die Klassen untereinander möglichst unterschiedlich sind.

Die zu untersuchenden Objekte werden bei der Clusteranalyse in Form von Vektoren als Punkte in einem Vektorraum zusammengefasst. Die Anzahl der Komponenten der Datenvektoren bildet die Dimension des Vektorraumes. Ein Cluster ist eine Anhäufung von Punkten mit geringerem Abstand zu Punkten des gleichen Clusters als zu Nachbarn anderer Cluster bzw. eine Gruppen von Punkten, die untereinander oder in Bezug auf ein berechnetes Zentrum, eine minimale Abstandssumme haben.

### 3.4.2.1. k-means Clusteranalyse

Bei der  $k$ -means Clusteranalyse wird mit einer zufälligen Initialisierung von  $k$  Clustern begonnen. Die jeweiligen Cluster werden über die nächste Nachbarschaft der Objekte zu  $k$  Clusterzentren (Prototypen) bestimmt. Die Zugehörigkeit eines Objekts zu einem Cluster wird nun mit dem Ziel geändert, dass die Variabilität innerhalb der Clusters minimal ist und der Unterschied zwischen den Clustern möglichst maximal wird. Durch das Bewegen der Clusterzentren ändern sich die Zugehörigkeiten der Datenelemente zu den Clustern.

#### *Algorithmus*

Beim adaptiven  $k$ -means Algorithmus wird die gewünschte Anzahl  $k$  von Clustern festgelegt. Diese werden dann mit zufälligen Werten initialisiert. Die Datenmenge wird in Form von Vektoren der Dimension  $n$  repräsentiert. Diese Datenmenge wird Datenvektor für Datenvektor präsentiert, wobei jedem Datenvektor  $\mathbf{x}$  das Clusterzentrum zugewiesen wird, welches dem Datenvektor  $\mathbf{x}$  am nächsten liegt. Für die Abstandsmessung wird die euklidische Distanz verwendet.

$$d(\mathbf{x}, \mathbf{y}) = \|\mathbf{x} - \mathbf{y}\|_2 = \sqrt{(\sum (x_i - y_i)^2)}$$

Jeder Datenvektor wird einem Clusterzentrum  $\mathbf{c}_1, \mathbf{c}_2, \dots, \mathbf{c}_k$  zugeordnet, damit bilden die  $k$  Cluster eine Partition der Datenmenge. Im Cluster  $\mathbf{c}_j$  sind die Datenvektoren zusammengefasst, für die dieses Cluster das nächstgelegene der  $k$  Cluster ist. Im ersten Schritt werden die Clusterzentren mit zufälligen Werten initialisiert,

0)

$\mathbf{c}_1, \mathbf{c}_2, \dots, \mathbf{c}_k$  mit zufälligen Werten aus  $P^n$

Damit die Clusterzentren  $\mathbf{c}_1, \mathbf{c}_2, \dots, \mathbf{c}_k$  im Schwerpunkt ihrer Cluster liegen wird bei der Präsentation eines Datenvektors  $\mathbf{x}$  zunächst das nächstgelegene Clusterzentrum  $R$  bestimmt,

$$I) \quad \|\mathbf{x} - \mathbf{c}_R\|_2 = \min_r \{\|\mathbf{x} - \mathbf{c}_r\|_2\} \quad r \text{ für alle } \{1, \dots, k\}$$

und es wird das entsprechende Clusterzentrum iterativ neu berechnet,

$$II) \quad \mathbf{c}_R^{\text{neu}} = \mathbf{c}_R^{\text{alt}} + 1/(|C_R|+1)(\mathbf{x} - \mathbf{c}_R^{\text{alt}})$$

wobei  $|C_R|$  die Anzahl der Datenvektoren angibt, die zu dem Cluster  $\mathbf{c}_R$  zusammengefasst sind. Falls sich nun die Zuordnung der Datenvektoren (signifikant) ändert, wird mit Schritt I) fortgefahren, ansonsten wird das Verfahren beendet.

### 3.4.2.2. Neuronale Netzwerke

Für die Clusteranalyse existieren auch Ansätze aus dem Bereich der Neuroinformatik, wie die selbst organisierende Merkmalskarte (engl. SOM „self-organizing feature map“) von T. Kohonen, 1989 die sich an der Arbeitswiese des Gehirns orientieren (vgl. [Ritter 90a], [Kohonen 95a]).

Die selbst organisierende Merkmalskarte ist genau wie das  $k$ -means ein Clusterverfahren. Man geht davon aus, dass  $k$  Clusterzentren und die Verarbeitungselemente  $\mathbf{c}_1, \mathbf{c}_2, \dots, \mathbf{c}_k$  gegeben sind, diese jedoch auf einer zweidimensionalen Ebene angeordnet sind. Genau wie bei dem adaptiven  $k$ -means Clusteranalyseverfahren bilden die  $k$  Verarbeitungselemente eine Partition der Datenmenge, diese sind jedoch auf einer zweidimensionalen Ebene angeordnet.

Genau wie beim adaptiven  $k$ -means Clusterverfahren wird bei der Präsentation eines Datenvektors  $\mathbf{x}$  aus  $P^n$  das nächstgelegene Verarbeitungselement  $R$  bestimmt. Im Unterschied zum adaptiven  $k$ -means Verfahren wird beim Kohonenverfahren aber nicht nur das nächstgelegene Clusterzentrum  $\mathbf{c}_R$  (=Verarbeitungselement) adaptiert, sondern alle anderen Clusterzentren, die zu einer definierten Nachbarschaft auf der zweidimensionalen Ebene von  $\mathbf{c}_R$  gehören. Durch diese Erweiterung werden  $n$  dimensionale Datenvektoren auf eine zweidimensionale Karte abgebildet.

Die Verarbeitungselemente die nebeneinander auf der zweidimensionalen Karte liegen, besitzen eine metrische Ähnlichkeit. Falls  $n > 2$  wird eine Dimensionsreduktion durchgeführt, wodurch die metrische Ähnlichkeit erhalten bleibt; es entstehen aber Fehler gegenüber der ursprünglichen Nachbarschaftsbeziehung im  $n$  dimensionalen Raum.

### *Algorithmus*

Die adaptive Phase des Algorithmus einer selbst organisierenden Merkmalskarte wird auch in der Neuroinformatik als Lernen bezeichnet (vgl. [Skapura 96a], [Skapura 96b]).

Die  $k$  Verarbeitungselemente werden in einer zweidimensionalen Ebene angeordnet, siehe die Anordnung für  $k=100$ :

c01	c02	c03	...	c10
c11	c12	c13	...	
...				
...				
...				
...				
...				
...				
c91	c92	...		ck

Im ersten Schritt werden die Verarbeitungselemente mit zufälligen Werten initialisiert,

0,

$\mathbf{c}_1, \mathbf{c}_2, \dots, \mathbf{c}_k$  mit zufälligen werten aus  $P^n$

Es wird bei der Präsentation eines Datenvektors  $\mathbf{x}$  zunächst das nächstgelegene Clusterzentrum  $R$  bestimmt,

$$I) \quad \|\mathbf{x} - \mathbf{c}_R\|_2 = \min_r \{\|\mathbf{x} - \mathbf{c}_r\|_2\} \quad r \text{ für alle } \{1, \dots, k\}$$

und es werden die entsprechenden Verarbeitungselemente iterativ neu berechnet,

II)

Es wird nicht nur das nächstgelegene Clusterzentrum  $\mathbf{c}_R$  (=Verarbeitungselement) adaptiert, sondern alle anderen Clusterzentren, die zu einer definierten Nachbarschaft  $N_R$  auf der zweidimensionalen Ebene von  $\mathbf{c}_R$  gehören.  $N_R$  ist eine zweidimensionale Fläche um das die zweidimensionalen Koordinaten des Verarbeitungselementes  $\mathbf{c}_R$ . Die Koordinaten werden durch die zweidimensionale Ebene definiert, in der die Verarbeitungselemente angeordnet sind.

$$\mathbf{c}_r^{\text{neu}} = \mathbf{c}_r^{\text{alt}} + f(\mathbf{x} - \mathbf{c}_r^{\text{alt}}) \quad \text{für alle } r \text{ aus } N_R$$

$$\mathbf{c}_r^{\text{neu}} = \mathbf{c}_r^{\text{alt}} \quad \text{sonst.}$$

Fahre fort mit Schritt I) oder halte an, falls der Gleichgewichtszustand der Karte erreicht ist.

Ein Schritt ist eine Folge von I) und II),  $f$  wird als Lernweite oder Lernfaktor bezeichnet. Ausgehend von einem ungeordneten Anfangszustand im Punkt 0) soll der Algorithmus nach einer Menge von Zeiteinheiten den Gleichgewichtszustand erreichen, in dem die Eingabedaten, gemäß der Eingabewahrscheinlichkeit und der metrischen Ähnlichkeit auf der Karte, repräsentiert sein sollen. Damit der Gleichgewichtszustand asymptotisch erreicht wird, soll der Umfang von  $N_R$  anfänglich groß sein (die ganze Ebene) und dann abnehmen. Die Lernweite  $f$  soll langsam gegen 0 streben.

Anschließend kann die Karte beschriftet werden, wobei es zwei Möglichkeiten gibt:

\* Es wird das ähnlichste Verarbeitungselement für einen Datenvektor (mit bekannter Klassifikation) gesucht. Dieses Verarbeitungselement wird entsprechend der Klasse beschriftet.

\* Es wird getestet zu welchem Datenvektor (mit bekannter Klassifikation) ein Verarbeitungselement am ähnlichsten ist. Das Verarbeitungselement wird mit der Klasse dieses Datenvektors beschriftet.

Beide Beschriftungsmethoden sind verwandt, die beschrifteten Karten unterscheiden sich jedoch voneinander. Bei der ersten Methode können mehrere verschiedene Testeingabemuster das gleiche Verarbeitungselement beschriften, während andere Verarbeitungselemente überhaupt nicht beschriftet werden. Bei der zweiten Methode können manche Klassen nicht durch ein Verarbeitungselement dargestellt werden, sowie die Sieger-Verarbeitungselemente der ersten Methode anderen Klassen zugewiesen werden.

Im Folgenden stellen wir die metrischen Relation zwischen zehn gesprochenen Ziffern Null bis Neun aus dem amerikanischen Englisch auf einer zweidimensionalen 9\*9-Karte. Die Eingabemuster bestehen aus 16 Frequenzen zu 16 Zeitschritten der segmentierten und komprimierten Wörter. D.h. die Eingabemuster bestehen aus 256-dimensionalen Vektoren, die auf eine 2-dimensionale Karte abgebildet werden. Nach der Bildung der Karte werden die Verarbeitungselemente beschriftet. Ähnliche Signalverläufe sind neben einander auf der Ebene angeordnet, d.h. sie besitzen eine metrische Ähnlichkeit, z.B. „two“ und „eight“ oder „one“ und „five“ (vgl. Abbildung 13).

(A)

```
-----  
| # | 0 | # | # | 2 | # | # | # | # |  
-----  
| # | # | # | # | # | # | # | # | 8 |  
-----  
| # | # | # | # | # | # | # | # | # |  
-----  
| # | 4 | # | # | # | # | 3 | # | # |  
-----  
| # | # | # | # | # | # | # | # | # |  
-----  
| 1 | # | # | # | # | # | # | # | # |  
-----  
| # | # | # | # | # | # | # | # | 6 |  
-----  
| # | # | # | # | # | # | # | # | # |  
-----  
| 5 | # | # | # | 9 | # | # | 7 | # |  
-----
```

(B)

```
-----  
| 0 | 0 | 0 | 2 | 2 | 2 | 8 | 8 | 8 |  
-----  
| 0 | 0 | 4 | 2 | 2 | 2 | 8 | 8 | 8 |  
-----  
| 4 | 4 | 4 | 4 | 2 | 3 | 8 | 8 | 8 |  
-----  
| 4 | 4 | 4 | 4 | 3 | 3 | 3 | 3 | 8 |  
-----  
| 4 | 4 | 4 | 4 | 3 | 3 | 3 | 6 | 6 |  
-----  
| 1 | 1 | 4 | 4 | 3 | 3 | 3 | 6 | 6 |  
-----  
| 1 | 1 | 5 | 9 | 9 | 9 | 6 | 6 | 6 |  
-----  
| 5 | 5 | 5 | 9 | 9 | 9 | 7 | 7 | 7 |  
-----  
| 5 | 5 | 5 | 9 | 9 | 9 | 7 | 7 | 7 |  
-----
```

Abbildung 13: Ähnliche Signalverläufe sind neben einander auf der Ebene angeordnet, d.h. sie besitzen eine metrische Ähnlichkeit. Die Karte in Abb. A wurde nach der ersten Methode beschriftet, in Abb. B nach der zweiten. Beide Beschriftungsmethoden sind verwandt, die beschrifteten Karten unterscheiden sich jedoch voneinander. Bei der ersten Methode können mehrere verschiedene Testeingabemuster das gleiche Verarbeitungselement beschriften, während andere Verarbeitungselemente überhaupt nicht beschriftet werden (= '#'). Bei der zweiten Methode können manche Klassen nicht durch ein Verarbeitungselement dargestellt werden, sowie die Sieger-Verarbeitungselemente der ersten Methode anderen Klassen zugewiesen werden



## 3.5. Auswertung der Messdaten mit Hilfe der EDA

### 3.5.1. Datengewinnung

Insgesamt wurden 15 Versuchsoperationen durchgeführt, die in 9 Messreihen unterteilt wurden. In den 9 Messreihen zu jeweils drei Positionspunkten auf der Leber, wurden insgesamt 17 verschiedene Positionen verwendet (vgl. Tabelle 1). Durch gemeinsame Verwendung der verschiedenen Positionen sind Abhängigkeiten der Punkte zueinander, über höchstens einen Zwischenschritt bestimmbar. Wenn beispielsweise Pos. 1, 2 und 3 in einer Messreihe verwendet wurden und Pos. 4, 5 und 6 in der nächsten, so wurde noch eine Messreihe mit den Positionen 1, 5, und 6 durchgeführt. Damit sind die Korrelationen zwischen den Punkten der ersten beiden Messreihen errechenbar. Die Einzelmessungen erfassten einen Zeitraum von mindestens fünf Minuten bis zehn Minuten, in späteren Messreihen oft auch mehr um Aussagen über den Verlauf der Messung treffen zu können. Dauer, Vorkommnisse und Kreislaufparameter während einer Messung finden sich im Protokoll.

Messreihe	Anzahl Messungen	1. Position	2.Position	3.Position
I	31	1	2	3
II	6	4	5	6
III	5	7	8	9
IV	5	10	11	12
V	5	11	13	14
VI	4	3	2	15
VII	3	6	5	1
VIII	4	16	1	17
IX	4	17	14	16

**Tabelle 1: Messreihen mit Anzahl an Einzelmessungen und verwendeten Positionen**

### 3.5.2. Bearbeitung der Rohdaten

Die WinBird® Software speichert, wie schon bei der Beschreibung des Meßsystems erwähnt, die Koordinaten sämtlicher Sensoren in Freiheitsgraden und zusammen mit dem Zeitverlauf in einer Datei ab. Zur Weiterverarbeitung dieser Daten wurde MatLab® verwendet, ein Softwarepaket, welches sich für mathematisches umgehen mit großen Datenpaketen, in Form von Matrizen, eignet. Das Programm verfügt über

eine große Auswahl an Funktionen und die Möglichkeit selbst Programme zu entwickeln. Auch Graphiken sind sehr einfach zu erstellen, was im späteren Verlauf der Datenanalyse wichtig wurde. Im Rahmen dieser Arbeit wurden etwa 30 eigene Programme geschrieben, um die Datenbearbeitung durchführen zu können.

Die Rohdaten wurden zunächst segmentiert, um im weiteren Verlauf vergleichbare Dateien zu erhalten. Weil sich der erste Teil einer Messdatei immer als sehr fehlerhaft erwies, wurden zuerst 200 Messpunkte vom Beginn der Messung an abgeschnitten. Dann wurde die Kurve aufs lokale Minimum ausgerichtet und vom Minimum aus ein Abschnitt von 400 Punkten, mit Sensornummer und Achse beschriftet, in einer eigenen Datei abgespeichert.

Alle Graphen wurden dann noch in graphischer Darstellung betrachtet, und jedem einzelnen wurde eine Qualität auf einer dreistufigen Skala zugewiesen: „-“, bedeutet wenig Rauschen, „0“ etwa den durchschnittlichen Grad und „+“ hieß deutlich mehr Störungen als im Durchschnitt. Bei dieser Inspektion fielen dann schon einige Unzulänglichkeiten des Meßsystems auf, auf die im Abschnitt Diskussion genauer eingegangen wird.

Sämtliche verwendeten Messdateien wurden dann zusammen mit allen wichtigen Parametern und Informationen in einer Tabelle aufgelistet und nach Sensorposition farbkodiert. Alle Sensorpositionen wurden dann noch in die drei Ebenen des CT-Datensatzes einer Ferkelleber eingezeichnet, um die genauest mögliche, räumliche Dokumentation der Positionen sicherzustellen. Im weiteren Verlauf der Datenanalyse wurden dann eben jenes Messungsverzeichnis, die Ausschnitte und die Positionsbilder verwendet.

### **3.5.3. Fehler – Analyse**

Auf Gewinnung und die Ausarbeitung der Daten folgt die Auswertung. Das wichtigste Anliegen ist es zuerst einmal zu bestimmen, was überhaupt die Messung darstellt, wie sie aussieht und wie man eine störungsfreie von einer fehlerhaften, d.h. verrauschten Messung abgrenzt.

Es soll der zeitlicher Verlauf der verrauschten Daten analysiert werden. Das Hauptproblem ist die Trennung des Rauschens vom Signalverlauf. Um diese zu verwirklichen, muss zwischen dem Rauschen und einer repräsentativen Messung unterschieden werden. Weiterhin muss die Frage beantwortet werden, ob die

Messungen glaubwürdig sind. In diesem Fall muss erkannt werden, was eine fehlerhafte Messung ist. Da man jedoch nichts über der Natur des Rauschens weiß, kann man keine Filter einsetzen. Ein mögliches Vorgehen bietet die Explorative Datenanalyse (EDA), die die Signalverläufe in unterschiedliche Klassen einteilt.

Die Arbeitshypothese lautete:

*„Da die Kurve der automatischen Beatmungsfunktion periodisch verläuft, müsste auch die resultierende Bewegung der Leber periodisch sein.“*

Eine generelle Fragestellung besteht dabei im Finden und Einteilen der beobachteten Daten in bedeutungsvolle Strukturen, die der Arbeitshypothese entsprechen, sowie verschiedenen Klassen von Rauschen.

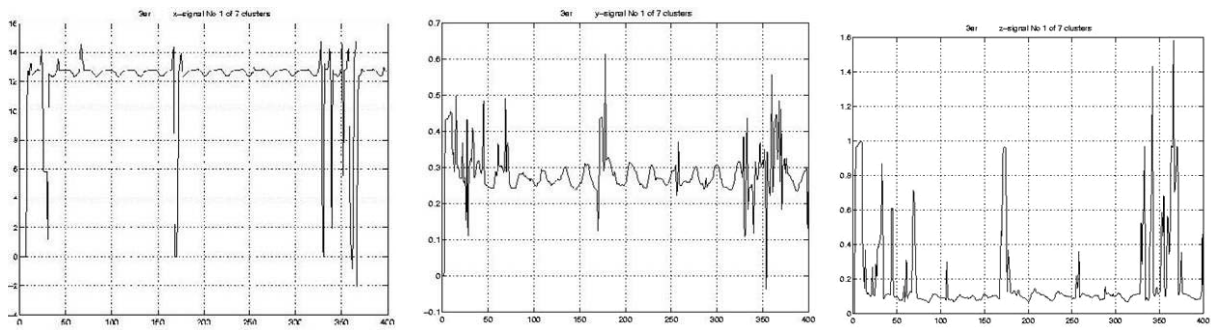
Dabei ist der dominierende Faktor der Grad der Ähnlichkeit, welcher als Variable für das Verfahren im Voraus schon festgelegt wird. Das bedeutet, dass Messungen, die anhand der Vorgaben ähnlich sind, dem gleichen Cluster zugewiesen werden. So wird eine Einteilung der einzelnen Arten von Messungsverläufen, ob fehlerhaft oder periodisch, möglich.

Da die erste Messreihe I auf den Positionen P1, P2 und P3 mit 31 einzelnen Messungen bei weitem die umfangreichste war, wurde die Clusteranalyse zur Fehlerbestimmung mit diesen Daten durchgeführt.

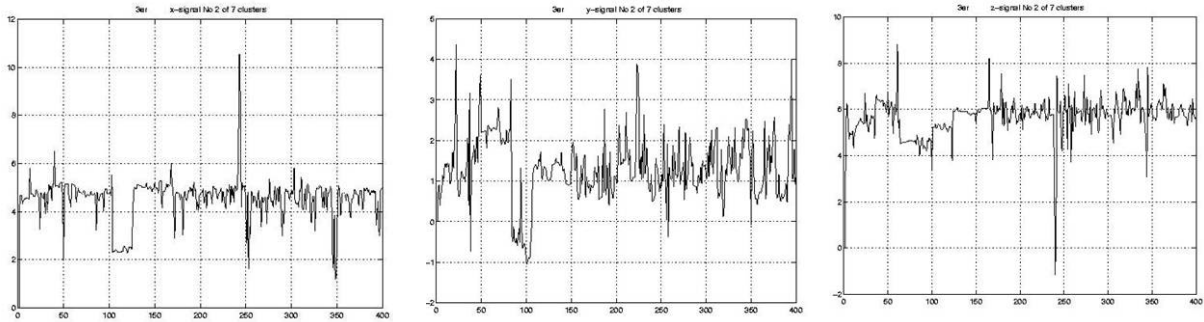
Es wurde k-means Clustering verwendet (vgl. 3.5. Mathematische Grundlagen), um zu untersuchen, wie viele verschiedene Cluster den gefunden werden können. Für die Anzahl von  $k = 7$  wurden schließlich die differenziertesten Kategorien gefunden. Dabei gibt es einen Cluster mit periodischen Messungen, die alle in gewissem Maße ähnlich sind und sechs Cluster, die die verschiedenen Fehlerklassen darstellen.

Die verschiedenen Fehlerklassen waren im Einzelnen:

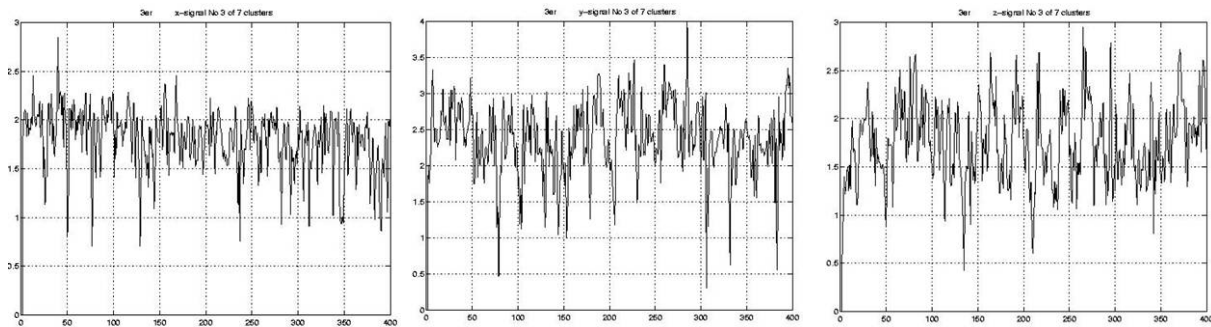
1. Ausreißer (vgl. Abbildung 14)
2. Hohe Überlagerungsfrequenz und Ausreißer (vgl. Abbildung 15)
3. Hohe Frequenz (vgl. Abbildung 16)
4. Niedrige Frequenz (vgl. Abbildung 17)
5. Teil der Messung defekt (vgl. Abbildung 18)
6. Störuschen (Noise) (vgl. Abbildung 19)



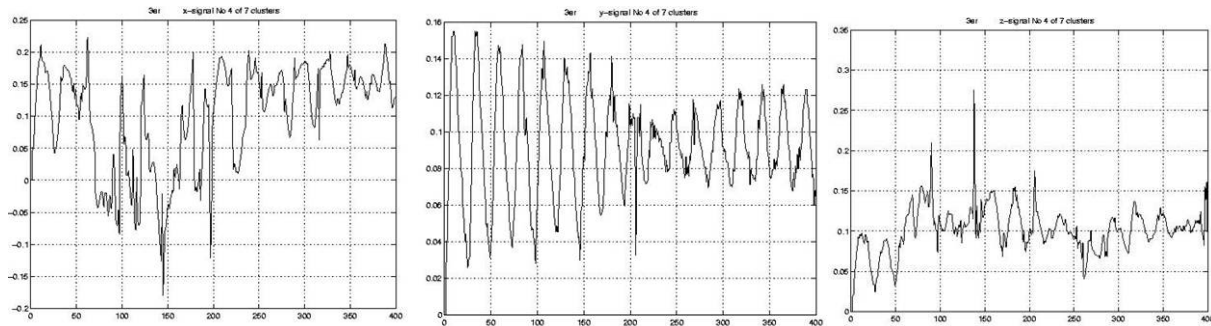
**Abbildung 14: Fehlerklasse 1: Ausreißer, Raumrichtungen x, y und z eines Sensors**



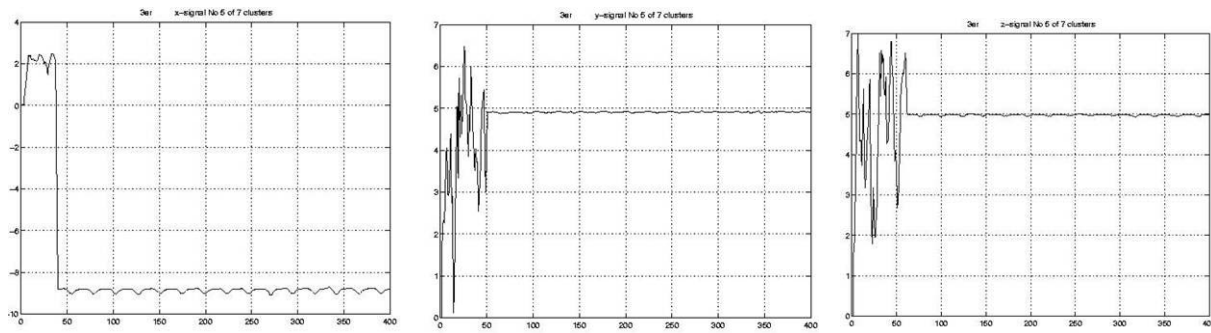
**Abbildung 15: Fehlerklasse 2: Hohe Überlagerungsfrequenz und Ausreißer, x, y und z**



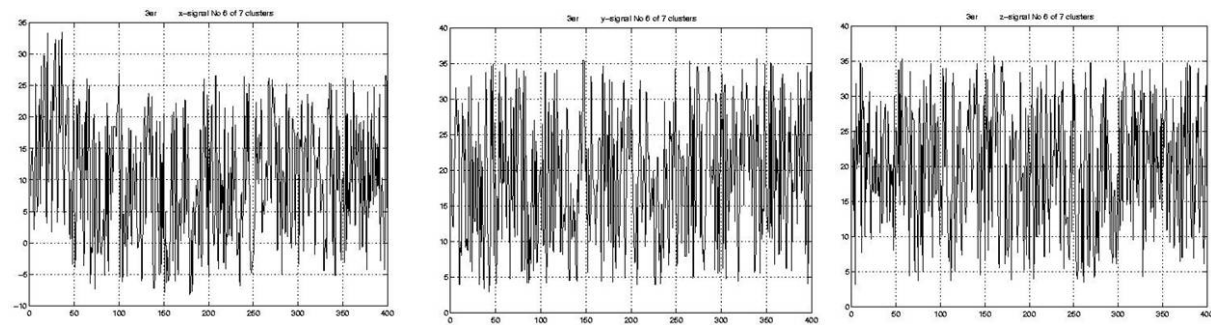
**Abbildung 16: Fehlerklasse 3: Hohe Frequenz, x, y und z**



**Abbildung 17: Fehlerklasse 4: Niedrige Frequenz, x, y, und z**



**Abbildung 18: Fehlerklasse 5: Teil der Messung defekt, x, y, und z**



**Abbildung 19: Fehlerklasse 6: Störuschen (Noise), x, y und z**

Es hat sich gezeigt, dass der größte Teil der Messung sehr stark mit Fehlern behaftet ist, und dass nur ein sehr kleiner Teil des Datensatzes der Arbeitshypothese entspricht.

### 3.5.4. Repräsentation und Qualitätsbestimmung

Das gängigste Verfahren zur Repräsentation eines Messvorganges ist die Bildung eines Mittelwertes über eine größere Anzahl von ähnlichen Messungen. Parameter wie die jeweilige Standardabweichung ermöglichen dann eine Bestimmung der Qualität des Mittelwertes.

Leider ist diese Vorgehensweise in diesem Fall nicht möglich, weil zu viele Messungen deutliche Fehler aufweisen und zu wenig gute Messungen existieren um einen aussagekräftigen Mittelwert zu erhalten. Deshalb wurde eine Explorative Datenanalyse durchgeführt um eine geeignete Repräsentation der Ergebnisse zu finden.

### 3.5.4.1. Datenanalyse mit selbstorganisierenden Merkmalskarten

Zur Visualisierung der Qualität wurden die neun Messreihen mit Hilfe von selbstorganisierenden Netzwerken analysiert (vgl. [Ritter 90b]). Zur Visualisierung auf einer selbstorganisierenden Merkmalskarte (weiterhin kurz SOM genannt), einer Kohonen Karte (vgl. [Kohonen 95b]), wurden die Einheiten dieses Netzwerkes auf eine Ebene projiziert. Die Einheiten dieses Netzwerkes lernen, Vektoren mit gleichem Inhalt, die physikalisch benachbart liegen, zu erkennen und auf weitere ähnliche Eingaben zu reagieren (vgl. [Skapura 96a]). So erlernen diese Netzwerke sowohl die Verteilung als auch die topographische Anordnung der Information, auf welche sie trainiert werden. Auf dieser Ebene liegen somit Einheiten mit ähnlicher Eingabe benachbart.

Die jeweilige Merkmalskarte stellt somit Eigenschaften der gesamten Messreihe dar, und die abgebildeten Einheiten zeigen die Eigenschaften der einzelnen Messungen auf. Die zwei-dimensionale Merkmalskarte mit 100 Verarbeitungselementen wird nach den zwei Möglichkeiten beschriftet, wobei jede einzelne Messung in die drei Sensoren untergliedert wird (vgl. Kapitel 3 Mathematische Grundlagen):

a)

Pro Sensor und jeweiliger Messung existiert also genau ein Punkt. Diese werden mit laufender Nummer, Sensorposition und dem Qualitätssymbol, welches während der ersten graphischen Visualisierung zugeordnet wurde, gekennzeichnet. Es wird dabei das ähnlichste Verarbeitungselement zu diesem Punkt gesucht. Dieses Verarbeitungselement wird entsprechend mit der laufender Nummer, Sensorposition und dem Qualitätssymbol, beschriftet.

b)

Es wird getestet, zu welchem Datenvektor, der einem Sensor entspricht, ein Verarbeitungselement am ähnlichsten ist. Das Verarbeitungselement wird mit der Klasse dieses Datenvektors beschriftet. Je nach Sensornummer werden dann die zugehörigen Verarbeitungselemente entsprechend eingefärbt. Dafür wurde auf jeder SOM blau für den ersten, gelb für den zweiten und rot für den dritten Sensor verwendet.

Punkte die ähnliche Eigenschaften haben, liegen auf benachbarten Elementen, während unterschiedlich Punkte weiter entfernt liegen.

### 3.5.4.2. Beurteilung der Qualität

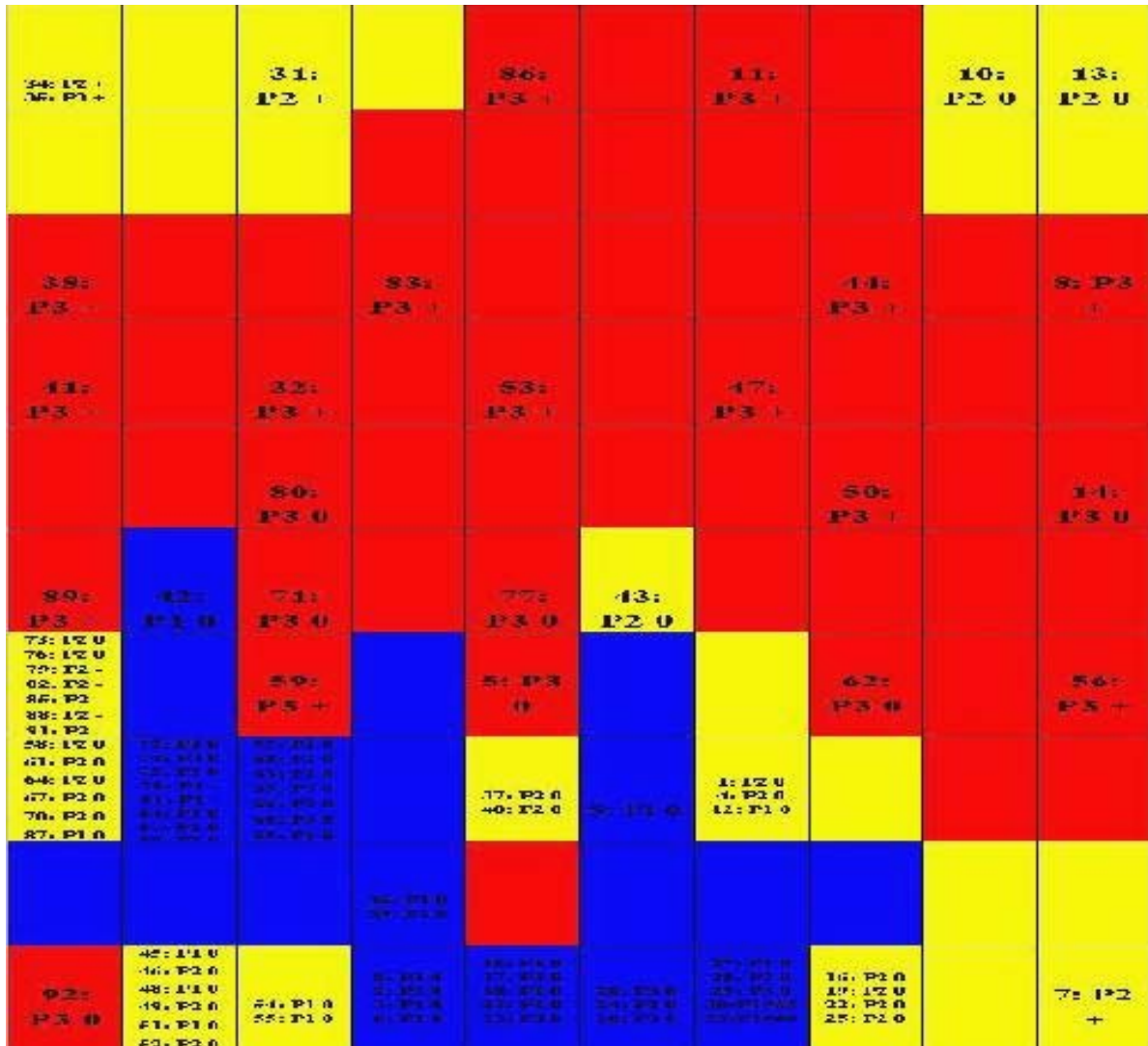


Abbildung 20: Kohonen-Karte der Messreihe 1

Mit Hilfe dieser zahlreichen Informationen, kann nun die Qualität der Messreihe, wie auch die der einzelnen Messung aus der SOM entnommen werden. Das Verfahren kann aber keine Unterscheidung treffen, wie viele verschiedene Bedingungen in den zu untersuchenden Messreihen vorhanden waren. Es vergleicht die Messreihen nur relativ. Das bedeutet, dass Messreihen mit relativ ähnlichem Verlauf und wenig Punkten genauso auf diese 100 Element projiziert werden, wie Messreihen, die aus mehreren Unterversuchen bestanden und mit unterschiedlichen Schweinen und mehr Messungen durchgeführt worden sind. Das Netzwerk erlernt und differenziert

lediglich die Ähnlichkeiten der jeweiligen Eingaben und es wird nicht beachtet, ob die einzelnen Eingaben nun nur leicht voneinander abweichend und wenige waren, oder ob sie sehr verschieden und zahlreich waren. Der Abstand der Punkte, und damit der Einheiten, zueinander muss dann in Anbetracht der jeweiligen Eingabebedingungen interpretiert werden. Gut zeigt sich dies an der SOM 1 (vgl. Abbildung 20), wo 93 Messungen vorkommen und Faktoren wie Gewicht des Versuchstieres und leicht unterschiedliche Atemfrequenz ein sehr viel ungenaueres Bild ermöglichen wie z.B. bei SOM 3 (vgl. Abbildung 21), wo es sehr homogene Felder gab und die ganze Merkmalskarte zwischen den drei Sensoren aufgeteilt ist. Alle Punkte die in SOM 1 in der unteren linken Ecke in zwei Elementen gehäuft sind stellen ähnliche und störungsfreie Messungen dar, während der Rest diffus verteilt ist und verschiedene Fehlerkategorien repräsentiert. Dadurch wird ersichtlich, dass die Messungen der ersten Messreihe häufig Differenzen aufweisen und sehr viele davon von den größeren Störungen, die im vorherigen Kapitel beschrieben wurden, betroffen sind. Bei der SOM 3 hingegen zeigt die Verteilung, dass alle Punkte von Sensor eins in einem gewissen Ähnlichkeitsbereich liegen, und die von Sensor zwei und drei ebenso. Dabei gibt es keine Überschneidungen. Diese Karte lässt den Schluss zu, dass die Messreihe einen sehr konstanten und störungsfreien Verlauf hatte.

Damit erlauben die von dem selbstorganisierenden Netzwerk errechneten SOM eine Beurteilung der Qualität in zweifacher Richtung: Zuerst einmal ist durch die Verteilung der Cluster mit gefärbten Elementen sehr schnell die Qualität der Messreihe selbst zu beurteilen. In guten Messungen sind drei annähernd gleichförmige Bezirke vorhanden, die alle Elemente einer Sensornummer enthalten. Qualitativ schlechtere Messreihen weisen diffus geformte Cluster auf, welche auch unterschiedlich groß sind. Zusätzlich tauchen immer wieder einzelne Elemente auf, die Sensorinformationen enthalten, die mit keinem der drei Cluster verbunden sind. Die Qualität der einzelnen Messung kann durch ihre Lage in einem Cluster, mit Punkten gleicher Farbe und Beschriftung, ermittelt werden. Je enger und benachbarter die Messungen dabei liegen, desto ähnlicher sind sie auch. Die Elemente in der Mitte des Clusters geben daher auch diejenigen Messungen an, welche den besten Mittelwert darstellen. Aus diesen Messungen kann die beste Repräsentation für den Cluster ausgewählt werden.

Diese Karten erlauben daher eine sehr schnelle und objektive Visualisierung der Qualität der Messungen und der Messreihen (vgl. Abbildungen 22, 23 und 24).



Die Projektion auf der SOM stellt somit die ersten notwendigen Kriterien zur Verfügung, um einen Repräsentanten für jeden Positionspunkt auswählen zu können.

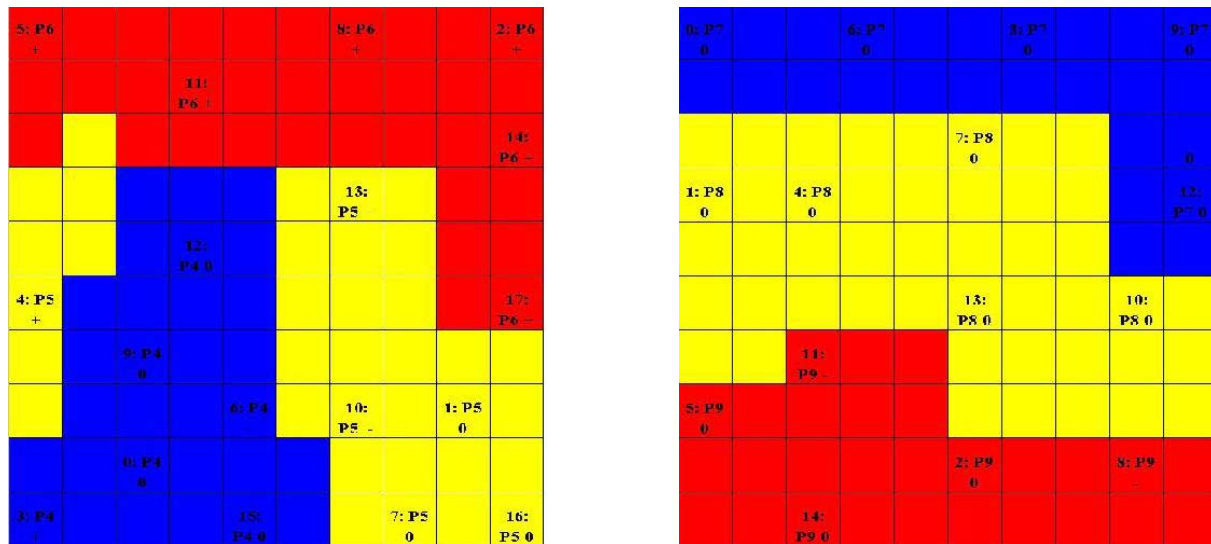


Abbildung 21: SOM der Messreihe 2 und Messreihe 3

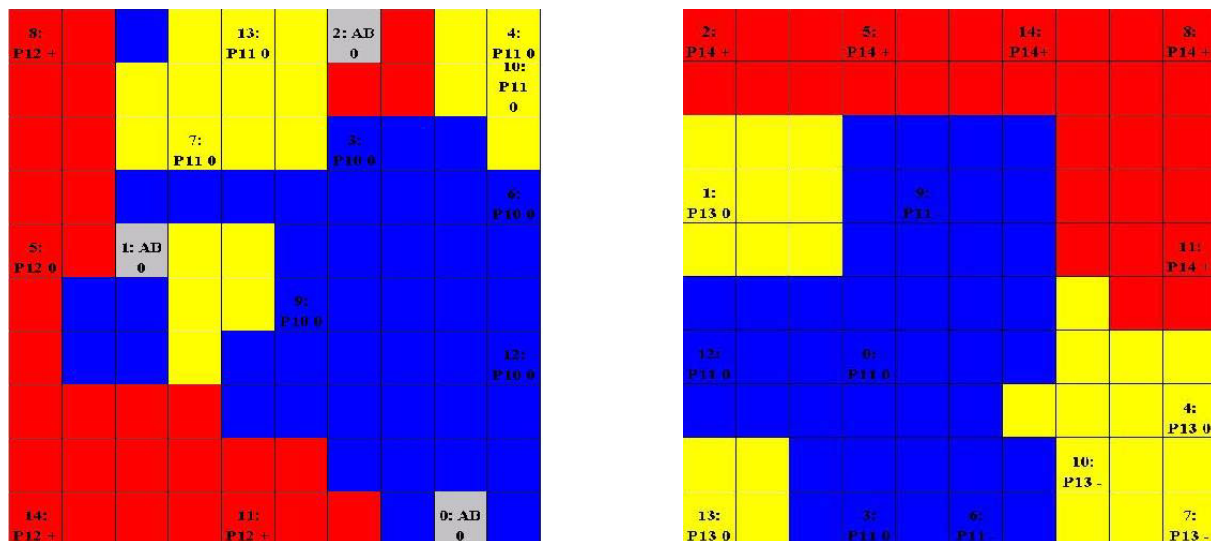


Abbildung 22: SOM der Messreihe 4 und Messreihe 5 (bei den grauen Feldern in SOM4 handelt es sich um Befestigungspunkte auf der geschlossenen Bauchdecke über der Leber)

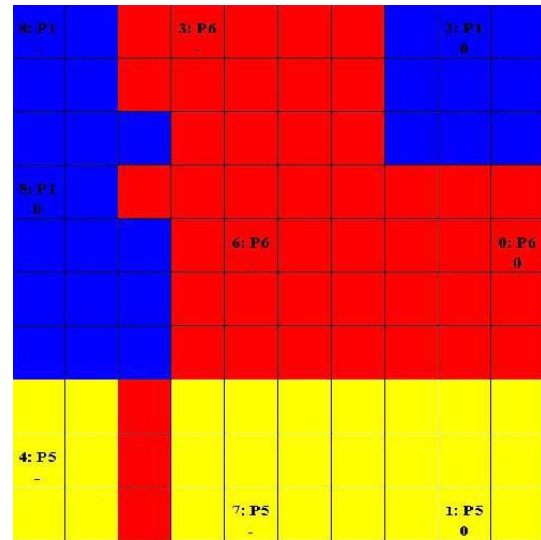
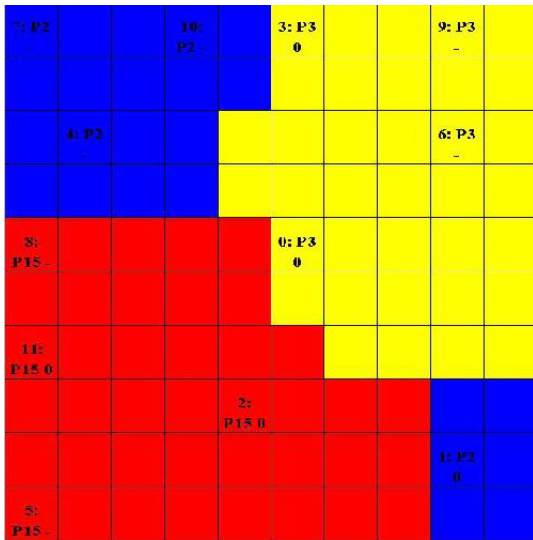


Abbildung 23: SOM der Messreihe 6 und Messreihe 7

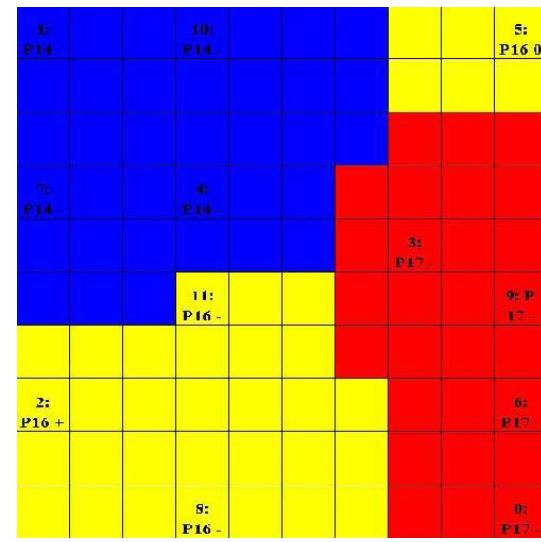
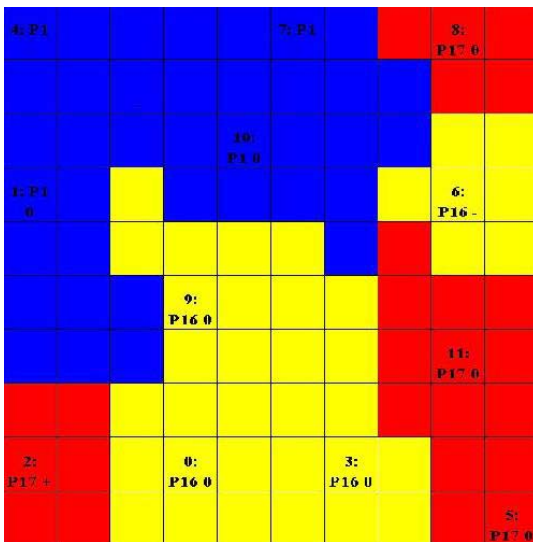
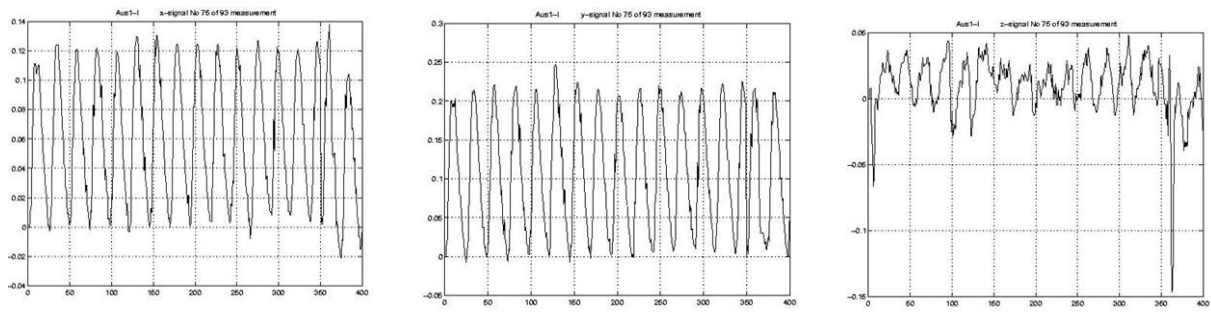


Abbildung 24: SOM der Messreihe 8 und Messreihe 9

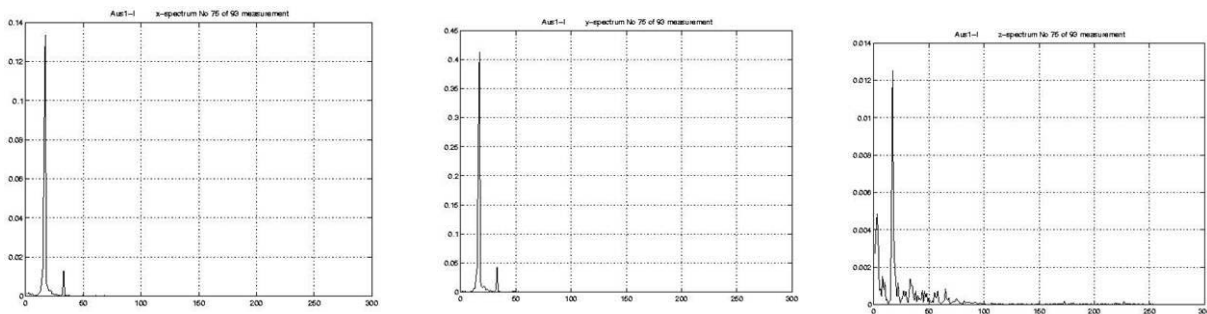
### 3.5.5. FFT und Spektrumsanalyse

Als weiterer Schritt der Explorativen Datenanalyse wurden die Schwingungs- und Leistungsspektren der einzelnen Messungen beurteilt, um mehr Auswahlkriterien für die Repräsentation zu haben. Da dies sehr schlecht an den Funktionen der Sensorbewegung gegen die Zeit zu erkennen ist, wurde eine standardmäßige 512-Punkte Fast Fourier Transformation (kurz FFT) durchgeführt.



**Abbildung 25: Sensorenausschnitte, x und y periodisch, in z Ausreißer**

Mittels der Fourier Transformation ist es möglich, die Schwingungen zu analysieren, die in einer Funktion (vgl. Abbildung 25) enthalten sind, und diese als Leistungsspektren graphisch darzustellen. Im Spektrum stellt sich jede enthaltene Frequenz als Gipfel im Graph dar. Die Messungen, die schon in den vorausgegangenen Versuchen der Datenanalyse als periodisch und rauschfrei herausgefiltert wurden, zeigen bei der Spektrumsanalyse nur zwei Frequenzgipfel auf. Eine großamplitudige, dominierende Frequenz, bei welcher es sich um die Atemfrequenz handelt, und eine überlagernde, leistungsschwächere Frequenz, die Herzfrequenz. Bei der nachträglichen Betrachtung der Sensorfunktion unter diesen Erkenntnissen kann dann diese Zuordnung auch bewiesen werden. Die Atemfrequenz als dominierender Faktor mit der jeweiligen Frequenz des Atemgerätes ist von einer kleineren Schwingung überlagert, welche, bei zeitlicher Auswertung, genau die Frequenz der dokumentierten Herzfrequenz besitzt (vgl. Abbildung 26) und keinerlei Ähnlichkeit mit einem anderen ebenfalls dokumentierten Faktor aufweist.



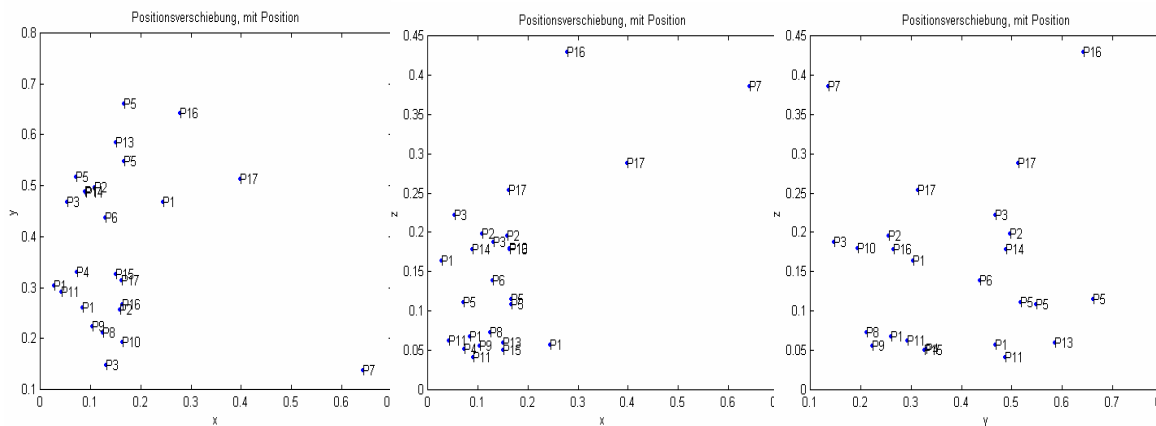
**Abbildung 26: Spektrumsanalyse der vorhergegangenen Ausschnitte. In x und y deutlich zwei Gipfel zu erkennen und in z ein verrauschtes Spektrum**

Jegliche Störung und fehlerhafte Abschnitte in einer Messung zeigen sich sofort im Spektrum als weitere und oft wild verteilte Frequenzgipfel. Damit hat eine periodische

und nicht verrauschte Messung zwei Gipfel in ihrem Leistungsspektrum, während fehlerhafte Messungen mehrere oder sehr viele Frequenzgipfel aufweisen. Da Noise und Rauschen keine gleich bleibende Frequenz und Amplitude besitzen, wird der Graph der Spektrumsanalyse dann häufig ebenfalls von einem verrauschten Spektrum geprägt. Durch visuelle Inspektion der Leistungsspektren einer jeden Messung ist es möglich eine Auswahl von störungsfreien Messungen zu finden, und diese von fehlerhaften Messungen abzugrenzen.

### 3.5.6. Die Amplitude

Die Amplitude der Bewegungsgraphen gibt das Ausmaß der respiratorischen Organbewegung an. Wenn die Amplitude getrennt für jede Raumrichtung betrachtet wird, so ist zu ersehen, welche Anteile der Leber sich in dieser Raumrichtung sehr stark bewegen, und welche Anteile sich kaum bewegen (vgl. Abbildung 27). Zur Erstellung dieser Graphen wurden die mittleren Bewegungsamplituden der einzelnen Sensorpositionen, nach den drei Raumrichtungen getrennt, in einen Graphen eingetragen. So können die kleineren Bewegungen und die Hauptbewegungsachse der jeweiligen Leberanteile bestimmt werden, um sie dann bei der Modellierung entsprechend verwenden zu können.



**Abbildung 27: Repräsentation der Amplitude der ausgewählten Messungen, links oben in x-y Richtung, rechts oben in x-z Richtung und unten in y-z Richtung**

Aus diesem Graphen kann das Ausmaß der Bewegung eines jeden Positionspunktes in jeder Ebene des Raumes ersehen werden. Die größte Amplitude hat die Bewegung in der Frontalebene, d.h. in cranio-caudaler Richtung. Zudem erlauben

die Graphen eine Abschätzung der Amplitudengröße und des Bewegungsausmaßes für die Modellierung der respiratorischen Bewegung und eine Aussage, in welchem Größenbereich sich die Leberbewegung befindet.

### 3.5.7. Auswahl der geeigneten Messpunkte

Für die Auswahl der repräsentierenden Messungen ist es nur noch nötig, diejenigen auszusuchen, die alle aufgestellten Kriterien der Explorativen Datenanalyse erfüllen. Dazu müssen die Messungen nach der Fehleranalyse im Cluster mit den fehlerfreien Messungen lokalisiert sein, und keine anderen Störungen aufweisen (vgl. Abbildung 28). Ferner müssen sie auf den SOM in einem Cluster guter Messungen liegen (vgl. Abbildung 30) und eine gute zugeschriebene Qualität haben. Zuletzt müssen die Messungen noch ein sauberes Leistungsspektrum mit zwei Frequenzgipfeln aufweisen, und keine Gipfel von Störrauschen enthalten (vgl. Abbildung 29).

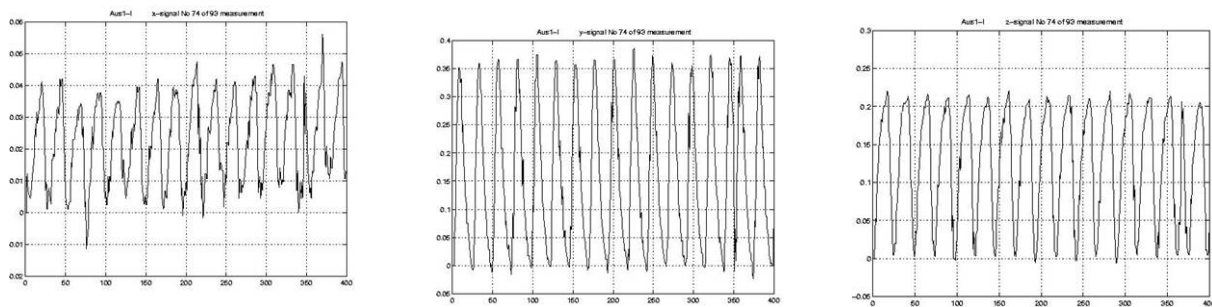


Abbildung 28: Ausschnitte aus den Raumkoordinaten eines Sensors, x, y und z

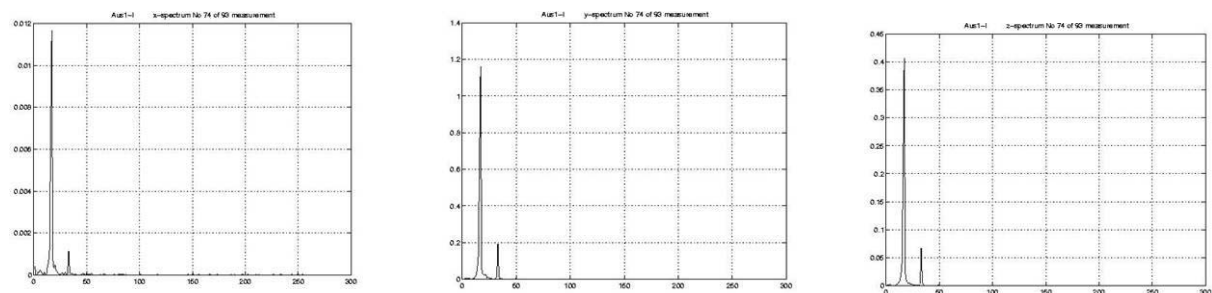
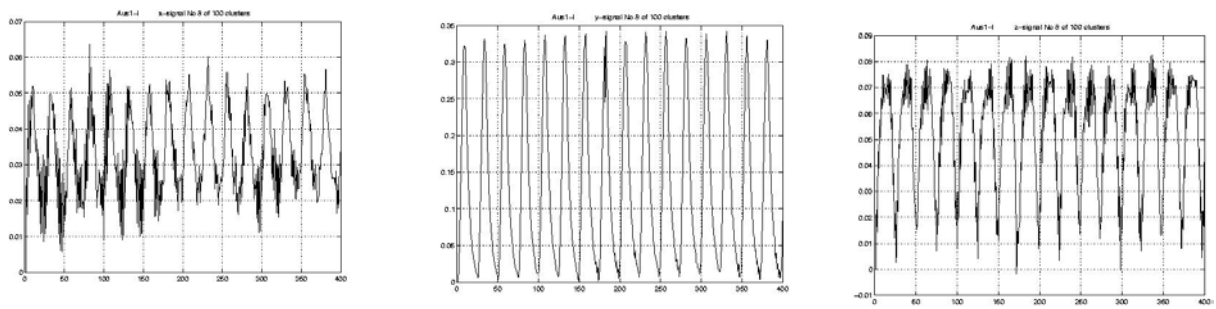


Abbildung 29: Die dazugehörigen Frequenzspektren, x, y und z



**Abbildung 30: Die Repräsentanten aus dem Zentrum des Clusters auf der SOM, x, y und z**

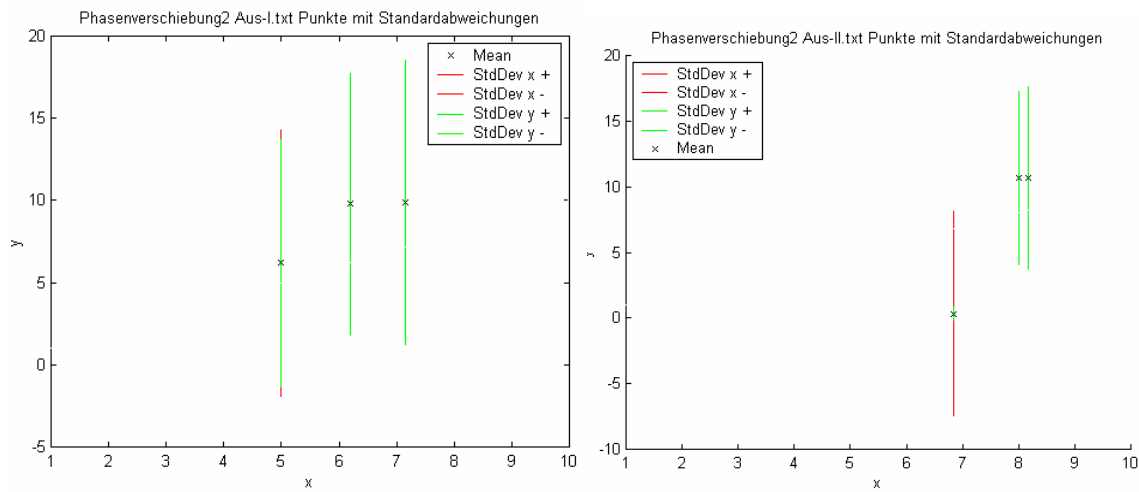
Nicht allzu viele Messungsdateien werden allen diesen Punkten vollständig gerecht und so reduziert sich die verfügbare Auswahl drastisch.

Mit der Aufstellung und Überprüfung der Auswahlkriterien für die Repräsentation der Positionspunkte ist die Datenanalyse abgeschlossen. Alle Dateien, die diese Kriterien erfüllen, können für die abschließenden Analysen zur der Entwicklung des Bewegungsmodells verwendet werden.

### 3.5.8. Phasenverschiebung

Die Phasenverschiebung erlaubt es, einzelne Messpunkte in Abhängigkeit zueinander darzustellen, und damit ein gemittelttes Modell aus den Repräsentanten zu erstellen.

Die Phasenverschiebungen zwischen den Positionspunkten der Messungen innerhalb einer Messreihe wurden jeweils für alle Messreihen errechnet. Aus diesen wurde ein Mittelwert mit Standardabweichung errechnet. Die Standardabweichungen zeigten aber, dass die Phasenverschiebung von Messungen aus der gleichen Messreihe und auf der gleichen Position nicht ähnlich war (vgl. Abbildung 31). Das bedeutet, dass Messungen aus derselben Kategorie nicht ähnlich sind (vgl. auch EDA).



**Abbildung 31: Auswertungsgraphik über Mittelwert und Standardabweichung der Phasenverschiebung in der Frontalebene. Links Messreihe 1 und rechts Messreihe 2**

Ursachen dafür sind wohl, dass über den Verlauf einer Messreihe hinweg immer wieder Manipulationen am Schwein von veterinärmedizinischer Seite her notwendig waren, dass die Schweine nicht gleich groß und kreislaufstabil waren und dass sich deshalb die Leberanteile wohl nicht bei allen Schweinen gleich bewegten.

Das Modellierungsverfahren mittels der Bestimmung von Repräsentanten zu den einzelnen Positionen, macht es aber nicht nötig die Phasenverschiebung aller Messungen zueinander zu betrachten. Es genügt, nur die Phasenverschiebung der repräsentierenden Punkte zueinander zu bestimmen. Falls mehrere Paarungen von Positionen in einigen Messreihen existieren, so wird aus den Phasenverschiebungen ein Mittelwert errechnet und im Weiteren verwendet. Ist aber ein deutlicher Größenunterschied zwischen den Versuchstieren zu erkennen, so wird in diesem Fall die Phasenverschiebung aus der Messreihe verwendet, die den Standardbedingungen am ähnlichsten war, um der größtmöglichen Standardisierung des Versuchs Rechnung zu tragen. Nachdem alle Repräsentanten ausgewählt worden sind und auch die Abhängigkeit der einzelnen Positionspunkte zueinander bestimmt ist, sind nun alle Informationen, die für die Erstellung eines Modells benötigt werden gesammelt und verifiziert.

## 4. Ergebnisse

### 4.1. Repräsentative Messpunkte

Es wurden 15 Versuchsoperationen durchgeführt, die in 9 Messreihen unterteilt sind. In den 9 Messreihen zu drei Positionen auf der Leber, wurden insgesamt 17 verschiedene Positionen verwendet. Aus den 17 verschiedenen Positionen konnten nur für zehn Positionen störungsfreie oder wenig fehlerhafte Repräsentanten ermittelt werden (vgl. Tabelle 2). Die anderen Messungen enthielten zu viele Fehler oder waren zu verrauscht, um ihnen irgendwelche genaueren Informationen entnehmen zu können. Nur die Repräsentanten, sowie die meisten der zu ihnen gehörigen Messungen, werden allen Auswahlkriterien gerecht, die während der verschiedenen Arbeitsschritte der Explorativen Datenanalyse aufgestellt wurden.

Damit reduziert sich die Zahl der möglichen Punkte für das Gittermodell.

Messreihe	Anzahl Messungen	1. Position	2.Position	3.Position
1	31	1	2	3
2	6	4	5	6
3	5	7	8	9
4	5	10	11	12
5	5	11	13	14
6	4	3	2	15
7	3	6	5	1
8	4	16	1	17
9	4	17	14	16

**Tabelle 2: Messreihen mit Messungsanzahl und Positionen. Positionen mit Repräsentanten grün, Positionen ohne Repräsentanten rot**

Bei den rot eingezeichneten Positionen war keine Verwendung möglich. Der Grund für die Störungen waren wohl die sehr zahlreichen Fehlern, das Störerauschen wegen der Feuchtigkeit um den Sensor oder Wackelkontakte eines Sensors oder des zugehörigen Kabels. Aus den einzelnen Messungen an den übrigen zehn Positionen wurden, mit Hilfe der Auswahlkriterien aus den Schritten der EDA, die besten Messungen ausgewählt. Diese wurden als Repräsentanten der zugehörigen Position 1. bis 10. für die Modellierung bestimmt und weiterverwendet.



## 4.2. Das Messverfahren

### 4.2.1. Sensorbefestigung

Für ein genaues Messverfahren war eine verlässliche Befestigung der Sensoren an der Leber das wichtigste Kriterium. Dazu wurden im Verlauf der Arbeit mehrere Verfahren erprobt. Die Leber mit ihrer Deckschicht aus Peritoneum viszerale ist keine Oberfläche, für die sich leicht verlässliche Befestigungsmöglichkeiten finden lassen. Der verlässliche Halt war sehr wichtig, denn es ist zwar sehr leicht zu erkennen, wenn ein Sensor sich völlig von seiner Position löst, aber da das Abdomen zum erneuten Befestigen wieder eröffnet und verschlossen werden muss, ist der Zeitaufwand, wenn sich ein Sensor löst, beachtlich. Der erste Versuch mit einer Schlingennaht war deshalb nicht sehr erfolgreich. Der Sensor konnte schon unter geringem Zug oder bei festerem Kontakt mit anderen Bauchorganen, der sich bei geschlossenem Abdomen nicht vermeiden lässt, aus der Befestigung herausrutschen und damit die Messung völlig nutzlos machen. Auch wenn sie ihre Position behielten, wackelten und verrutschten die Sensoren immer noch genug um deutliche Messfehler zu erzeugen.

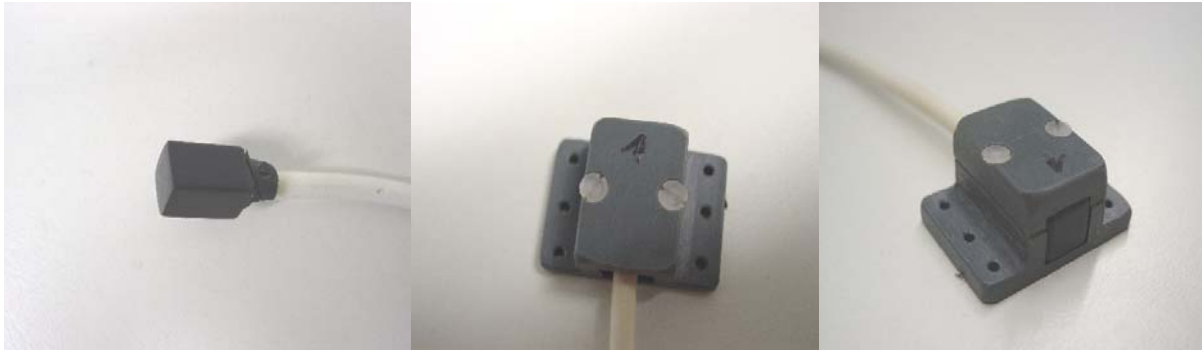
Auch die zweite Versuchreihe mit dem Tachocomb® Kollagenkleber verlief ähnlich. Der große Vorteil von Tachocomb® war die schnelle und einfache Befestigung mit sehr geringer Gefahr, die Leber zu verletzen. Leider verrutschen die Sensoren immer noch, weil das Tachocomb® sich zwar gut mit dem Lebergewebe verband, der Kunststoffsensor aber keine Verbindung mit dem Klebstoff einging. Deshalb konnte der Sensor sich immer noch drehen und aus der Befestigung herausrutschen.

Auch eine zeitgleiche Verwendung von Tachocomb® und Schlingennaht war nicht sicher genug und erlaubte immer noch zuviel Bewegungsspielraum.

Natürlich gab es immer wieder Ausnahmen die qualitativ gute Messungen erlaubten aber im Großen und Ganzen gesehen waren alle diese ersten Versuche bei weitem zu unzuverlässig und nicht reproduzierbar genug, um eine befriedigende Lösung darzustellen.

Eine Lösung wurde erst durch den speziell angefertigten Sensorhalter gefunden, mit welchem die Sensoren sicher auf der Leber befestigt werden konnten (vgl. Abbildung 32). Durch vier Nähte befestigt konnten die Sensoren weder wackeln noch

verrutschen. Damit war dann unter verträglichem Zeitaufwand, und auch an wenig zugänglichen Stellen, eine sichere Verbindung der Sensoren mit der Leber gesichert.



**Abbildung 32: Sensor einzeln, und Sensor mit Sensorhalter in zwei Ansichten. Man erkennt die abgerundeten Ecken und Kanten des Halters, die Verletzungen vermeiden sollen**

Der Nachteil des Sensorhalters mit Naht, die große Blutungsgefahr, weil das weiche Leberparenchym leicht einreißt und dann unter Umständen sehr schlecht stillbare Blutungen entwickelt, kann aber mit der nötigen Vorsicht ausgeglichen werden.

Zudem konnten die baulich bedingten Spalten im Sensorhalter gut mit wasserdichtem Klebeband verschlossen werden, was den empfindlichen Sensor besser vor der Feuchtigkeit in der Bauchhöhle schützte.

#### **4.2.2. Sensorpositionen**

Um die Sensorpositionen möglichst reproduzierbar zu machen wurden sie stets genau mitprotokolliert und in einer Tabelle und einem CT-Bild eingetragen (vgl. Tabelle 3, Abbildungen 11, 12, 13, Kapitel 3.).

Der Experimentator wählte die Sensorpositionen anhand von anatomischen Landmarken aus und sie wurden mit freiem Auge reproduziert. Diese Voraussetzung und der Umstand, dass bei verschiedenen Schweinen die Leber nicht gleich geformt ist, führen natürlich zu einer gewissen Unschärfe bei der ganz genauen Repositionierung der Sensoren. Es ist aber für ein gemittelttes Modell sinnvoller, vergleichbare Positionen auf der Leber zu suchen, die die verschiedenen Bewegungsamplituden auf den verschieden, gegeneinander beweglichen Lappen der Schweineleber aufzeichnen. Metrische Abstände waren zum einen schwer festzumachen, und zum anderen waren relativ gleich gelegene Positionierungen wichtiger als genaue Zahlenwerte. Die Positionen wurden deshalb so gewählt, dass sie zum Beispiel zentral, in der Mitte eines Leberlappens gelegen waren, oder

seitlich/am Rand (wobei hier noch 2 cm Nahtabstand von der Seite/vom Rand eingerechnet werden müssen). Zur besseren Reproduzierbarkeit wurden die Sensorpositionen auch in ein CT-Bild eingetragen wo die Positionen genau wie auf der Versuchleber angegeben werden konnten.

Durch diese Maßnahmen war eine ausreichende Genauigkeit für die Erstellung des Modells, aus den Mittelwerten der Messdaten, zu erreichen und die Positionen auf der Leber konnten für das Modell reproduziert werden.

Position	Lokalisation	Farbe
1	Lobus dexter medialis, Mitte, seitlich	Red
2	Lobus sinister medialis, Kuppe, nahe Lig. coronarium	Yellow
3	Lobus sinister lateralis, Mitte, seitlich	Green
4	Lobus dexter medialis, Unterseite mittig	Magenta
5	Leberhilus mittig, über V. Porta	Light Yellow
6	Lobus sinister lateralis, Unterseite, mittig	Light Green
7	Lobus sinister lateralis, Kuppe oben mittig, (direkt an L.sin.med.)	Purple
8	Gabelung zwischen den medialen Leberlappen, oben rechts über Galleblase	Orange
9	Lobus dexter lateralis, Oberseite Rand, (daher direkt unter Lobus dex. med.)	Blue
10	Lobus sinister lat., oben in der Mitte	Dark Orange
11	Lobus dexter lat., oben in der Mitte	Light Green
12	Lobus sinister medialis, am Rand in Richtung L. dex. med. versetzt	Cyan
13	Lobus sinister medialis, seidl. oben bei Lig. coronarium, nahe Trennung L. sin. lat.	Dark Green
14	Lobus sin. med. , oben 5cm links des Lig. Falciforme	Grey
15	Lobus dexter med. Oberseite, Mitte rechts	Dark Blue
16	Lobus sinister lateralis, oben, seitlich	Bright Cyan
17	Lobus dexter lateralis, Unterseite Mitte	Blue

**Tabelle 3: Sensorpositionen mit Lokalisation und zugehöriger Kennfarbe**

## **4.3. Die respiratorische Leberschiebung**

### **4.3.1 Periodizität der Leberschiebung**

Durch die Ergebnisse der EDA konnte gezeigt werden, dass die Arbeitshypothese für die fehlerfreien Messungen zutrifft. Die Bewegung der Leber, die aus den Messdaten rekonstruiert wurde, verläuft periodisch. Während der fehlerhaften Messungen ist diese periodische Bewegung aber von frequenz- und leistungsstarkem Rauschen und Fehlern überlagert. Die Amplituden und die Phase der einzelnen Messgraphen bleiben relativ konstant und zeigen nur geringe Abweichungen. Die Arbeitshypothese besagte ja, dass eine durch ein Beatmungsgerät periodisch wiederkehrende Beatmungsfunktion auch eine periodische respiratorische Bewegung, und damit eine periodische Leberbewegung zur Folge haben müsse. Da die Phase, die die Information über die Frequenz der Atembewegung enthält, nur minimal schwankt, konnte die Arbeitshypothese bestätigt werden. Die respiratorische Bewegung der Leber ist periodisch und bleibt im Rahmen einer geringen Amplitudenschwankung und fast nicht feststellbaren Phasenvariation konstant.

### **4.3.2. Amplitude und Phase der Repräsentanten**

Die Amplitude, die für jede Achse eines Sensors gesondert bestimmt wurde, enthält die Information über das Ausmaß und den Verlauf der Bewegung eines Leberteils zu einem bestimmten Zeitpunkt. Somit enthält der Verlauf der Amplitude zu einem bestimmten Zeitpunkt die gesamte Bewegungsinformation und damit auch die Information über das Ausmaß der momentanen Verschiebung. Die Phase spiegelt die Atemfrequenz wieder, und erlaubt es außerdem, die Phasenverschiebung zwischen den einzelnen Positionspunkten einer Messreihe zu errechnen (vgl. Abbildung 33). Es gab zwar Abweichungen in der Länge der verschiedenen Phasen, diese sind aber winzig, und mitteln sich über den Messverlauf hinweg wieder aus. Sie beeinflussen den Auswertungsprozess nicht weiter, aber die Ursachen für die Schwankung werden in nächsten Unterpunkt untersucht. Amplitude und Phase eines Messgraphen enthalten also Informationen über Korrelationen zwischen der Atemverschiebung und der automatisch geregelten Beatmungsfunktion. Die

Phasenverschiebung enthält die nötige Information um die Amplituden und Phasen bestimmter Positionspunkte verknüpfen zu können.

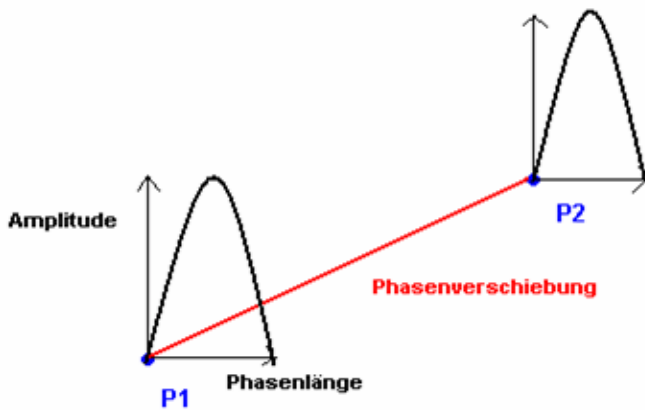


Abbildung 33: Graphik über den Zusammenhang von Amplitude, Phase und Phasenverschiebung

#### 4.3.3. Schwankung von Amplitude und Phase

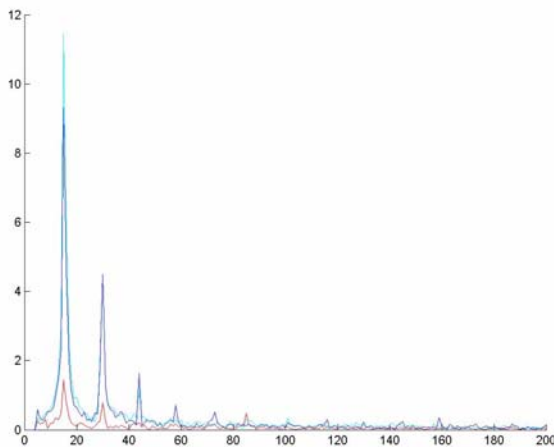
Die Ursache für die minimalen Schwankungen der Phasenlänge liegt in kleinen Abweichungen und Schwankungen der Beatmungsvolumina. Diese sind bedingt durch die, wenn auch geringe, Volumenschwankung im Rahmen der technischen Toleranz des Respirators und an kleinen Veränderungen der physiologischen und anatomischen Lungen- und Thoraxeigenschaften. Abweichungen der Phasenlänge bei gleicher Frequenz zwischen verschiedenen Versuchen liegen an den verschiedenen Versuchstieren und ihren unterschiedlichen körperlichen Eigenschaften. Aber auch sie sind so minimal, dass sie keine besondere Beachtung finden müssen (vgl. hierzu auch Tabelle 4, dort sind die einzelnen Phasenlängen eingetragen und auch der Mittelwert ist angegeben).

Die Amplitude schwankt auch ganz leicht, was ebenfalls an kleineren Abweichungen der Beatmungsvolumina und der physiologischen Eigenschaften von Thorax Lunge und Abdomen liegt. Diese Schwankungen erreichen aber höchstens den Bereich einiger Millimeter und die Amplitude bleibt über den Verlauf einer Messreihe gesehen relativ konstant, solange keine Änderungen an den Einstellungen wegen der Verfassung des Schweins notwendig sind.

## 4.4. Das Gittermodell der Leber

### 4.4.1. Auswahl der Faktoren im Modell

Im Einklang mit der Arbeitshypothese finden sich, entsprechend den experimentellen Ergebnissen und den Ergebnissen der Datenanalyse, ein makroskopischer und ein mikroskopischer Faktor, welche die Leberbewegung während künstlicher Beatmung maßgeblich bestimmen. Beim makroskopischen Faktor handelt es sich um die Atembewegung, gekennzeichnet durch Frequenz und Amplitude. Diese bestimmt die Leberbewegung am deutlichsten (vgl. Abbildung 34).



**Abbildung 34: Frequenzgipfel im Fourier-Raum. Der erste Gipfel repräsentiert die Atemfrequenz. Die nächsten Gipfel sind Anteile der Herzfrequenz. Andere Faktoren sind im weiteren Verlauf des Graphen gerade noch zu erkennen, aber unerheblich. Der Ursprungsgraph zeigte den maximalen Vektor der cranio-caudalen Bewegung.**

Der zweite, eher mikroskopische Faktor, ist ein Anteil der Herzfrequenz. Diese überlagert, wie in der Spektrumsanalyse eindeutig zu sehen ist, die Atemfrequenz. Leider ist es wegen der Häufigkeit von Störgeräuschen und Fehlern und wegen der generellen Anfälligkeit des Meßsystems im feuchten Abdomen, nicht möglich, die Herzfrequenz in die Entwicklung des Modells mit einzubeziehen oder genauer zu evaluieren. Für die Verwendung im Modell lässt sich ihr Einfluss nicht genau genug bestimmen, da sich die Leistung der Spektren des Störgeräusches und der Spektren der Herzfrequenz nicht stark genug voneinander unterscheiden, um innerhalb der vorgegebenen Messgenauigkeit differenziert werden zu können. Auch auf andere, noch mikroskopischere Faktoren, deren Einfluss vielleicht vermutet werden könnte, wie zum Beispiel arterieller Blutdruck und zentralvenöser Druck, kann mit der vorhandenen Messgenauigkeit leider nicht weiter eingegangen werden. Der Einfluss

auf die Leberbewegung war mit diesen Mitteln nicht messbar und wird wohl auch für die meisten Betrachtungen vernachlässigbar sein.

#### 4.4.2. Entwicklung des Gittermodells

Die verschiedenen repräsentierenden Positionspunkte wurden zusammen mit den wichtigsten Informationen in einer Tabelle eingetragen um die weitere Verarbeitung zu erleichtern (vgl. Tabelle 4). Phase und maximale Amplitude stellen jeweils den gemittelten Wert der repräsentierenden Messung dar.

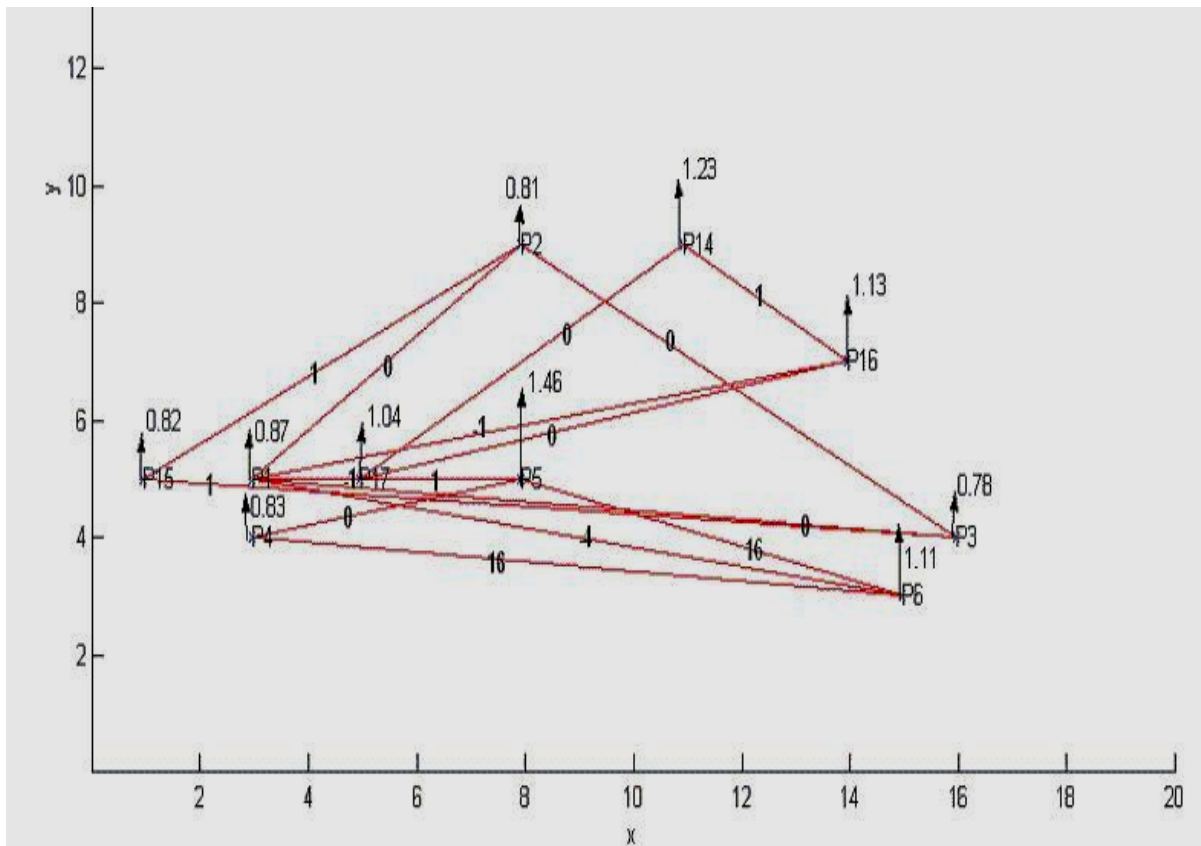
Lebergraph - Tabelle												
Nr.:	Pos.:	Nr. in Map	Kord.	Amp. inch/cm	Phaselg.	Phaseshift:				x,y (Frontal)	x,z (Transv.)	y,z (Sagittal)
1	P1	75/I, 5/VI, 7/III	x	0,1181 / 0,2999	29	1 P2 ; 7 P3	0 P5 ; 1 P6	-11 P16 ; -11 P17		1,5 2,5	1,5 2,5	2,5 2,5
			y	0,3431 / 0,8715	28	0 P2 ; 0 P3	1 P5 ; -4 P6	-1 P16 ; -1 P17				
			z	0,0958 / 0,2433	29	0 P2 ; 6 P3	0 P5 ; 0 P6	-21 P16 ; -23 P17				
2	P2	74/I, 4/VI	x	0,1192 / 0,3028	30	-1 P1 ; 6 P3	1 P3 ; 3 P15			4,0 4,5	4,0 5,0	4,5 5,0
			y	0,3217 / 0,8171	27	0 P1 ; 0 P3	0 P3 ; 1 P15					
			z	0,1925 / 0,4890	28	0 P1 ; 0 P3	-5 P3 ; -6 P15					
3	P3	76/I, 3/VI	x	0,0915 / 0,2324	28	-7 P1 ; -6 P2	-1 P2 ; 2 P15			8,0 2,0	8,0 2,0	2,0 2,0
			y	0,3071 / 0,7800	29	0 P1 ; 0 P2	0 P2 ; 1 P15					
			z	0,2044 / 0,5192	28	-6 P1 ; 0 P2	5 P2 ; -1 P15					
4	P4	9/II	x	0,0730 / 0,1854	36	4 P5 ; 10 P6				1,5 2,0	1,5 2,0	2,0 2,0
			y	0,3296 / 0,8372	34	0 P5 ; 16 P6						
			z	0,0519 / 0,1318	34	-22 P5 ; 1 P6						
5	P5	10/II, 13/II, 7/VI	x	0,1347 / 0,3421	34	-4 P4 ; 6 P6	4 P4 ; 7 P6	0 P1 ; 1 P6		4,0 2,5	4,0 4,5	2,5 4,5
			y	0,5754 / 1,4615	33	0 P4 ; 16 P6	1 P4 ; -4 P6	-1 P1 ; -5 P6				
			z	0,1110 / 0,2819	32	22 P4 ; 13 P6	23 P4 ; 10 P6	0 P1 ; 0 P6				
6	P6	6/VI	x	0,1300 / 0,3302	30	-1 P1 ; -1 P5				7,5 1,5	7,5 2,0	1,5 2,0
			y	0,4389 / 1,1097	30	4 P1 ; 5 P5						
			z	0,1389 / 0,3528	30	0 P1 ; 0 P5						
7	P14	10/IX	x	0,0897 / 0,2278	32	-1 P16 ; 9 P17				5,5 4,5	5,5 4,5	4,5 4,5
			y	0,4878 / 1,2390	32	1 P16 ; 0 P17						
			z	0,1785 / 0,4534	30	1 P16 ; 2 P17						
8	P15	5/VI	x	0,1503 / 0,3818	31	-3 P2 ; -2 P3				0,5 2,5	0,5 2,5	2,5 2,5
			y	0,3216 / 0,8283	32	-1 P2 ; -1 P3						
			z	0,0501 / 0,1272	29	6 P2 ; 1 P3						
9	P16	6/VIII, 11/IX	x	0,2211 / 0,5616	30	11 P1 ; 0 P17	1 P14 ; 10 P17			7,0 3,5	7,0 3,5	3,5 3,5
			y	0,4486 / 1,1394	31	1 P1 ; 0 P17	-1 P14 ; -1 P17					
			z	0,3037 / 0,7714	30	21 P1 ; -2 P17	-1 P14 ; 1 P17					
10	P17	11/VIII, 9/IX	x	0,2795 / 0,7099	30	11 P1 ; 0 P16	-10 P14 ; -9 P16			2,5 2,5	2,5 4,0	2,5 4,0
			y	0,4127 / 1,0483	28	1 P1 ; 0 P16	0 P14 ; 1 P16					
			z	0,2712 / 0,6888	30	23 P1 ; 2 P16	-2 P14 ; -1 P16					
					30,4667							

**Tabelle 4: Tabelle mit Leberpositionen und notwendigen Informationen für die Modellierung**

Danach wurden alle Punkte entsprechend ihrer Position auf den CT-Bildern von Frontal-, Transversal- und Sagittalebene in räumlichen Koordinaten festgehalten.

Als erste Version des Modells wurden die einzelnen Punkte jeweils in einer Ebene abgebildet und die in dieser Ebene gelegene Bewegungsamplitude eingezeichnet.

Die Phase ist natürlich in jedem Fall gleich, wurde aber als Orientierungshilfe trotzdem mit eingezeichnet. Alle Punkte, die zusammen in einer Messreihe vorkamen, wurden miteinander verbunden. Die Phasenverschiebung wurde danach auf dieser Verbindungslinie eingezeichnet. Damit ist eine Ansicht des Modells in allen drei anatomischen Ebenen erstellt, die auch Aussagen über das Ausmaß der Leberbewegung in der jeweiligen Raumebene erlaubt und zugleich die Verknüpfung der Positionspunkte untereinander darstellt (vgl. Abbildungen 35, 36 und 37).



**Abbildung 35: Unbewegtes Lebermodell in der Frontalansicht, Amplitude in cranio-caudaler Richtung eingetragen**

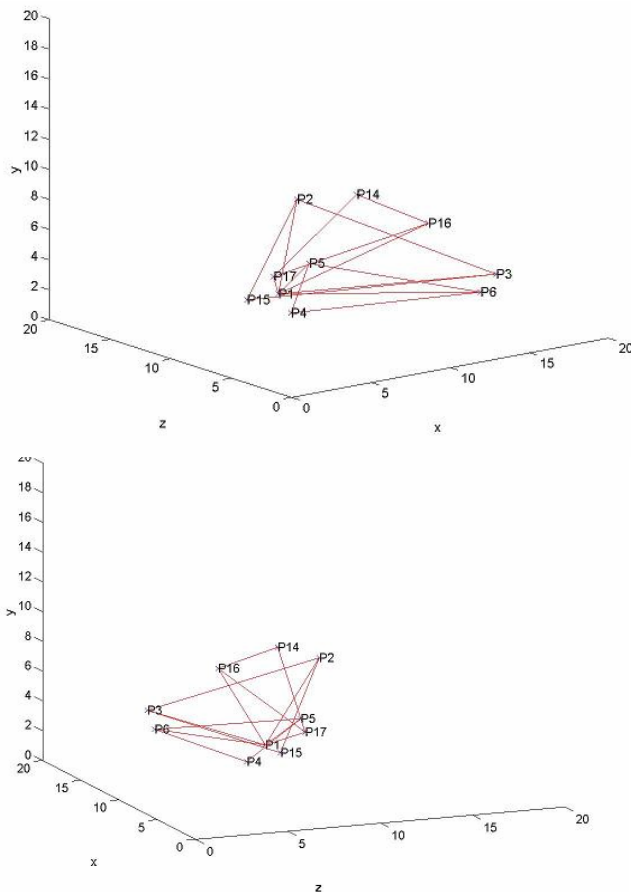




Zudem wurden alle Positionspunkte dieses Modells, mit Hilfe der Graphiktools der MatLab® Software, in einem dreidimensionalen Modell visualisiert (vgl. Abbildung 38). Mit Hilfe dieser virtuellen Abbildung, die in jede beliebige Richtung gedreht und dann betrachtet werden kann, ist es einfacher eine Vorstellung vom räumlichen Aussehen des unbewegten Gittermodells zu entwickeln und diese zu bewerten.

Zudem erhält man eine Ansicht des Gittermodells, die auch über segmentierte Daten einer Leber-CT gelegt werden könnten, um damit Modell und Datensatz der Leber zu registrieren.

Leider ist dieses Verfahren auf Grund der häufigen Messfehler und des gemittelten Modells nicht allzu genau und funktioniert nur bei der Leber eines Schweins. Mit einigem technischen Aufwand kann aber dann ein Punkt auf der Oberfläche der Leber vorhergesagt werden. Die Genauigkeit dieses Verfahrens hängt aber ganz stark von der verlässlichen Kalibrierung von Meßsystem, präoperativer Diagnostik und Versuchstier ab. Vor allem die Kalibrierung auf das individuelle Versuchstier ist aber von einigen bisher ungelösten Problemen abhängig. Leider sind daher die Vorteile dieses Verfahrens im Vergleich zum technischen Aufwand und der erreichbaren Genauigkeit nicht groß genug.



**Abbildung 38: Zwei Ansichten des dreidimensionalen Lebermodells**

### **4.4.3. Abhängigkeiten zwischen den Punkten**

Die Abhängigkeiten und Korrelationen zwischen den Punkten des Gittermodells sind durch ihre Amplitude, die Phase und die Phasenverschiebung während ihrer Bewegung bestimmt. Im Idealfall ergibt die Phasenverschiebung von drei Positionspunkten, die zusammen in einer Messreihe vorkamen, die Summe Null. Durch eine Akkumulation von kleineren Störungen und Ungenauigkeiten, in den ausgewählten Messungen und Versuchen, kann es aber zu kleineren Abweichungen kommen. Diese finden sich natürlich auch im Modell wieder, sind aber im Rahmen der Messgenauigkeit und der Zielsetzung der Experimente durchaus zu tolerieren.

Die Phasenverschiebung sagt aus, wieweit die Phasen der Amplitudenmaxima und -minima der jeweiligen Messpunkte zum gleichen Zeitpunkt gegeneinander verschoben sind. Damit ist der letzte Parameter festgelegt, der das Verhalten eines Sensors, an einer bestimmten Position, in makroskopischer Betrachtung und im Zusammenspiel mit den anderen zeitgleich verwendeten Sensoren erklärt. Mit dem Betrag der Amplituden und der Verschiebung der Phasen gegeneinander sind damit auch die gemeinsamen oder verzögerten Bewegungen verschiedener Anteile der Leber gegeneinander gekennzeichnet.

### **4.4.4. Extrapolation anderer Punkte der Modelleleber**

Durch die Abhängigkeiten der Punkte zueinander können aber auch die Bewegungen innerhalb des Modells gelegener Punkte über Mittelungsverfahren bestimmt werden. Dazu werden die Bewegungsdaten der benachbarten Positionspunkte betrachtet, und anhand der Position des zu bestimmenden Punktes kann ein Mittelwert ähnlich der Repräsentanten auf den Merkmalskarten gebildet werden. Dieses Extrapolationsverfahren erlaubt es den Bewegungsverlauf beinahe jedes Punktes im und um das Gittermodell simulieren zu können. Es ist dabei aber zu beachten, dass sich Stellen in einer realen Leber schon rein durch die Konsistenz des Gewebes an und um den Zielpunkt unterscheiden, wie das beispielsweise bei Leberdrüsengewebe und größeren Blutgefäßen der Fall ist. Das Extrapolationsverfahren beruht auf der Annahme, dass alle Punkte des Gittermodells gleich sind, und diese Annahme wird auch auf die reale Leber übertragen, wo sie eine Fehlerquelle darstellt. Dadurch kann das Verhalten einiger Leberpunkte nicht

aus der Mittelung benachbarter Oberflächenpunkte vorausberechnet werden, die alle an Gewebe mit anderen Eigenschaften befestigt sind, als sie das Gewebe um den Navigationspunkt aufweist. Für die Mehrzahl der Punkte wäre dieses Verfahren aber ausreichend. Die Punkte jedoch, für die dieses Verfahren nicht genau genug ist, müssten weitaus aufwendiger mit Hilfe von segmentierten CT-Bilder und genauerer Bewegungsinformation simuliert werden.

Um das Gittermodell mit Bildmaterial oder der realen Bewegung einer Schweineleber zu registrieren müssen drei oder besser vier Sensoren des miniBIRD® Navigationssystems auf bekannte Leberpositionen genäht werden. Die gewonnenen Daten müssen erst ausgewertet werden, dann kann das Modell mit dem Bildmaterial zu Deckung gebracht werden und eine Simulation der Leberbewegung erfolgen. Einschränkend ist dabei aber, dass die Schweine annähernd so groß sein sollten wie die Versuchstiere, und die Atemfrequenz sollte Idealerweise die standardmäßigen 14 Atemzüge pro Minute betragen, um eine valide Kalibrierung zu erlauben.

Dieses Verfahren kann ohne eine deutliche Überarbeitung auch nicht auf die menschliche Leber übertragen werden, weil diese zwar ganz ähnlich groß ist und auch gleichartige Konsistenz hat, aber viel solider in ihrem Aufbau ist, weil die vier Leberlappen fest verwachsen sind.

## 4.5. Synchronisation von Leberbewegung und Film

### 4.5.1. Technische Voraussetzungen

Der letzte Punkt aus der Fragestellung der Arbeit beinhaltet, eine praktische Anwendungsmöglichkeit für die Ergebnisse aufzuzeigen. Da schon gezeigt wurde, dass die respiratorische Organverschiebung periodisch verläuft (vgl. Kapitel 5.3.1.), lässt sich dies ausnützen, um eine Anwendung zu entwickeln. Es ist geplant, diese Periode und die Organbewegung zu synchronisieren und auf einem separaten Bildschirm dem Operateur zugänglich zu machen.

Um die Synchronisation eines Kamerabildes mit der respiratorischen Leberbewegung zu erreichen, ist vor allem die Phasenlänge der Beatmungsfunktion bedeutend.

Diese kann direkt aus den Einstellungen von Respirator und Anästhesiemonitor errechnet werden. Man verwendet dazu die Atemfrequenz und errechnet die Zeit einer Phase. Unter maschineller Beatmung gibt es immer zwei Phasenabschnitte, während denen keine respiratorische Bewegung, und damit auch keine (weitere) Verschiebung der intraabdominalen Organe stattfindet. Bei diesen beiden Phasenabschnitten handelt es sich um das Inspirationsplateau, welches meist sehr kurz ist, und das längere Expirationsplateau (vgl. Abbildung 39). Diese entstehen im ersten Fall durch den Zeitraum, in dem das Beatmungsvolumen mit einer konstanten Geschwindigkeit in die Lunge strömt. Im zweiten Fall handelt es sich einfach um die Pause zwischen zwei maschinellen Atemzügen. Je nachdem welche Einstellung von Seiten der Anästhesie gewählt wurde, ist nun eine der beiden Phasen des Atemzyklus länger. Ziel der Synchronisation ist, während der längeren der beiden statischen Phasen die Aufnahme der Leber wiederzugeben, und während der kürzeren Bewegungsphase ein Standbild zu zeigen. Dieser Ansatz wurde experimentell am Schwein ermittelt und dann analog auf den Menschen übertragen. Die Filmsynchronisation wurde, wegen der besseren Verfügbarkeit und der praktischen Anwendung, mit Videomaterial einer laparoskopischen Kamera, das während realer OPs aufgezeichnet wurde, durchgeführt. Die Annahme, dass die beatmungsinduzierte Bewegung beim Menschen ebenfalls periodisch verläuft darf übertragen und verifiziert werden, aber das Lebermodell aus dem Tierversuch kann, wegen zu großer Unterschiede keine Anwendung finden.

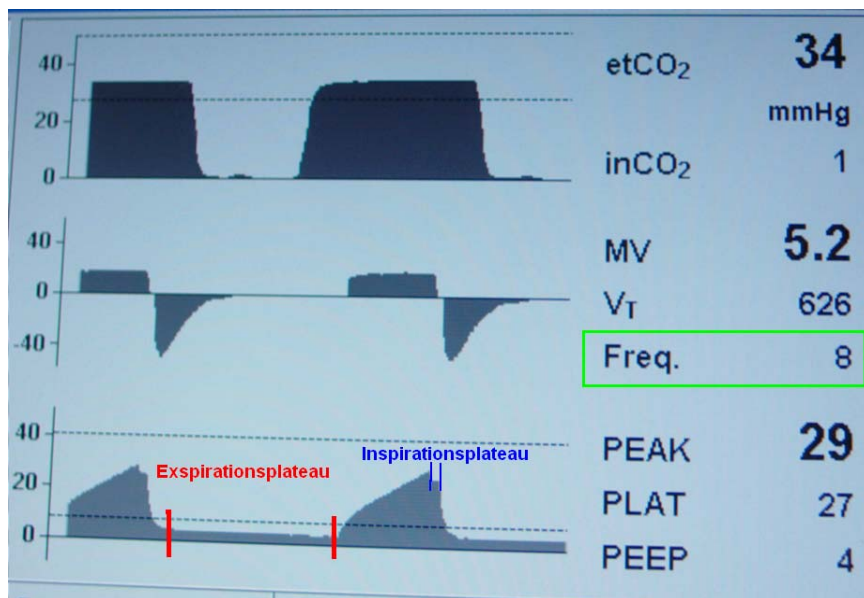


Abbildung 39: Screenshot von einem Anästhesiemonitor, Einstellungen der Beatmung normal, Inspirationsplateau sehr kurz

#### 4.5.2. Synchronisation

Bei der verwendeten Kamera handelt es sich um eine gebräuchliche Laparoskopie- oder wahlweise Endoskopiekamera, wie sie während laparoskopischer Eingriffe, über einen Trokar, in die Bauchhöhle eingeführt wird. Unter Verwendung einer Frame Grabber Karte, in diesem Falle der FALCON s-vhs-Karte von IDS Imaging, werden die Filmdaten von der Kamera abgenommen und am Rechner weiterverarbeitet. Ein neu programmierter Treiber dient dazu, die einzelnen Frames zu zählen und in einen zeitlichen Verlauf umzurechnen. In diesem Programm werden sowohl die statische Zeit wie auch die dynamische Zeit vorab eingestellt. Die nötigen Zeitabschnitte können ebenfalls aus den Daten des Anästhesiemonitors abgelesen oder errechnet werden. Zudem ist das Programm noch im Hundertstelsekundenbereich nachjustierbar, um noch genauer als am Monitor ablesbar, auf die Zeitabschnitte justiert zu werden.

Der Startpunkt für das Programm wird per Auslöser manuell bei ablaufendem Kamerabild eingeschaltet. Während eines der beiden Plateaus, beispielsweise in der Expirationsphase, laufen die Kamerabilder dann, entsprechend der dynamischen Zeit, normal ab. Zu Beginn der respiratorischen Bewegung wird das letzte gezeigte Bild als Standbild beibehalten, bis das gewählte Plateau erneut beginnt. Die Information hierfür liefert die dynamische Zeit. Falls Abweichungen in der

Synchronisation von Kamerabild und Beatmungsphasen auftreten, kann das Programm, wie schon beschrieben, nachjustiert werden (vgl. Abbildung 40).

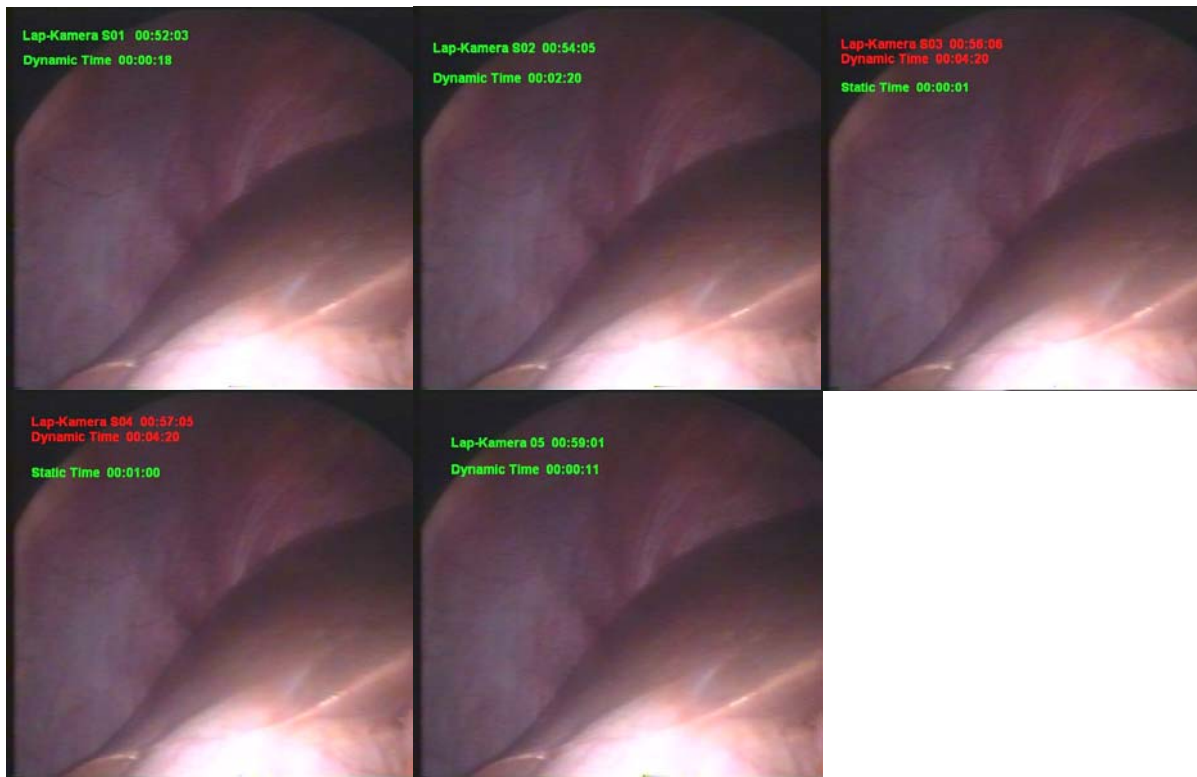
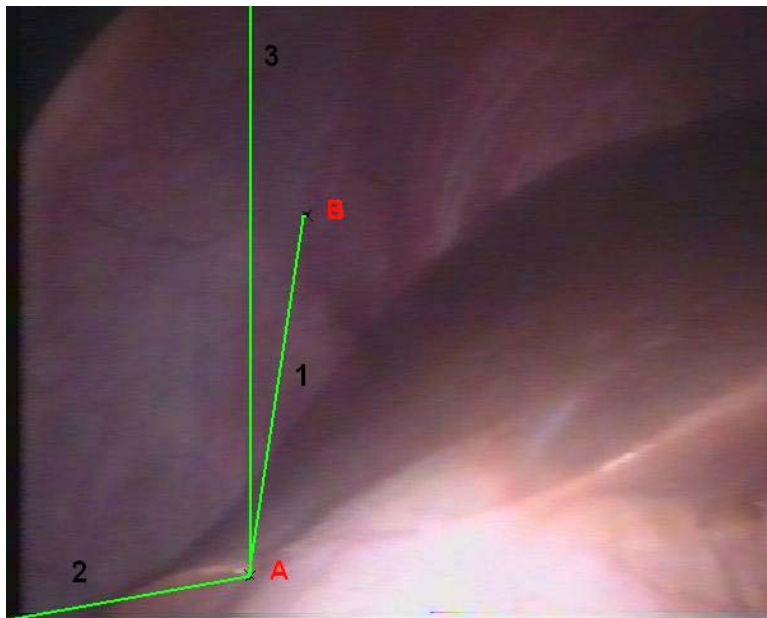


Abbildung 40: Screenfolge der unbearbeiteten respiratorischen Bewegung der Leber eines Menschen während einer OP. Darunter die gleiche Abfolge nach Bearbeitung mit Hilfe des Synchronisationsprogramms. Dynamic Time: 4,75s, Static Time: 2,75s, AF: 8/min, Dynamic Time läuft während Expirationsplateau

Damit läuft die Bildübertragung immer nur in einer statischen Phase weiter, und ansonsten wird die Übertragung angehalten. Das Bild ist somit mit der respiratorischen Bewegung und damit auch mit der Leberbewegung synchronisiert. Das synchronisierte Bild wird auf dem Rechnerbildschirm oder wahlweise auch auf einem anderen Monitor gezeigt. Währenddessen läuft die normale Übertragung immer noch unbeeinträchtigt auf dem Laparoskopie-Monitor weiter. Der Operateur ist also in der Lage jederzeit die Wiedergabemöglichkeit zu verwenden, die die bestmögliche Orientierung über das aktuelle Geschehen ermöglicht.

Eine statistische Analyse hat ergeben, dass die gemittelte Leberbewegung über 20 Atemzyklen hinweg höchstens eine Standardabweichung von 3-5 Pixels (bei einer Auflösung von 720\*576) aufweist (vgl. Tabelle 5, Abbildung 41). Das dynamische Bild befindet sich deshalb immer im gleichen Bereich und erlaubt es Funktionen in dieser Zeit durchzuführen und so die Genauigkeit beträchtlich zu erhöhen. Eine kleine Bewegungsamplitude wegen der Herzfrequenz ist im Kamerabild feststellbar. Diese führt zu einem leichten Zittern der Leber. Diese minimale Ungenauigkeit kann aber mit den technischen Möglichkeiten dieses Verfahrens nicht ausgeglichen werden.



**Abbildung 41: Schematische Darstellung der Distanzen und Punkte die in Tabelle 5 verwendet wurden. Ausschnitt aus einer Videoaufnahme der menschl. Leber während einer Laparoskopie.**



Nr.:	Video-Zeit	Distanz1: Punkt A - B	Distanz2: Ecke unten - A	Distanz3: Bildrand - A
1.	00:22:15	271	212	537
2.	00:30:00	274	210	544
3.	00:37:15	276	205	542
4.	00:45:00	271	203	537
5.	00:52:15	275	202	541
6.	01:00:00	280	202	546
7.	01:07:15	279	200	550
8.	01:15:00	278	203	549
9.	01:22:15	283	197	551
10.	01:30:00	276	199	545
11.	01:37:15	278	198	550
12.	01:45:00	271	193	541
13.	01:52:15	279	200	551
14.	02:00:00	278	200	551
15.	02:07:15	271	197	547
16.	02:15:00	279	204	552
17.	02:22:15	277	199	550
18.	02:30:00	284	199	557
19.	02:37:15	279	202	554
20.	02:45:00	277	204	549
	AF: 1/7.5s			
	Mittelwert	276.8	201.5	547.2
	Standardabw.	+/- 3,78	+/- 4,37	+/- 5.46

**Tabelle 5: Mittelwert und Standardabweichung der einzelnen Distanzen über zwanzig Atemzyklen hinweg. Distanzen gemessen in Pixel. Bildformat 720 \* 576, AF 8/min, Synchronisation: Dynamic Time 4,75s & Static Time 2,75s**

Mit Hilfe der Synchronisation von live übertragenem Filmmaterial mit den Ateminduzierten Bewegungen der Leber lässt sich der beste Zeitraum für eine Punktion oder Biopsie ermitteln. Mit Hilfe von Verfahren der Augmented Reality kann auch noch eine Navigationshilfe zum Zielgebiet eingeblendet werden. Damit sollte es möglich sein die Genauigkeit und die Durchführung dieser Verfahren entscheidend zu verbessern und zu beschleunigen. Dazu ist aber eine genaue und praktikable Kalibrierung der einzelnen Mess- und Verarbeitungskomponenten nötig. Die verfeinerten Möglichkeiten, die dieses Verfahren in Hinblick auf die Zusammenarbeit zwischen Medizinern und Medizininformatikern eröffnet, und welche technischen Probleme noch zu lösen sind, wird im anschließenden Kapitel Diskussion vorgestellt.

## 5. Diskussion

Die Fragestellung der Arbeit beinhaltet vor allem die Erfassung der respiratorischen Verschiebung intraabdominaler Organe am Beispiel der Leber unter maschineller Ventilation. Die Fragestellung nennt des Weiteren vier Voraussetzungen zum Erreichen des Hauptziels der Arbeit:

Erstens die Entwicklung eines neuen Messverfahrens, das sich zur Datenakquisition unter den Bedingungen am Tiermodell eignet.

Zweitens die Analyse der Messungsdaten und die Entwicklung eines eigenen Verfahrens zur Datenanalyse auf Grund von bestehenden Verfahren bzw. die Modifikation eines bestehenden Verfahrens gemäß der Bedingungen des Messverfahrens.

Drittens die Entwicklung eines einfachen Gittermodells der Leber durch Abstraktion der Messdaten. Die Eigenschaften des Modells sollen aufgezeigt werden.

Viertens das Aufzeigen einer einfachen praktischen Anwendung für das Gittermodell und die Ergebnisse der Studie durch die Synchronisation von intraoperativem Film und Leberbewegung .

Im Folgenden werden diese Einzelschritte so wie ihre Ergebnisse kritisch betrachtet.

Die respiratorische Verschiebung der Leber sollte durch experimentelle Operationen am Versuchstier Schwein erforscht werden, da Schweine in Bezug auf Körpergröße und makroskopische anatomische Verhältnisse relativ ähnlich zum Menschen sind.

Das Lebergewicht der Versuchstiere, die fast alle zwischen 60 und 70 kg wogen, schwankte stets zwischen 1,5 und 2,0 kg. Dies ist der Bereich in welchem auch das Lebergewicht des erwachsenen Menschen liegt.

Die Leberbewegung sollte durch ein invasives Verfahren direkt von der Leber abgenommen werden. Dazu eignet sich ein elektromagnetisches Meßsystem am Besten, da bei diesem keine Sichtlinie zwischen Sensor und Tracker notwendig ist.

Als Meßsystem wurde das miniBIRD800® der Ascension Technology Corporation zum Einsatz gebracht. Die Wahl fiel auf ein elektromagnetisches Meßsystem, weil dabei die Verdeckung der Sensoren durch andere innere Organe, sowie Brust- und Bauchdecke, keine Rolle spielt und das Abdomen deshalb nach Einbringen der Sensoren wieder verschlossen werden kann. Optische Systeme würden ein freies Feld zwischen Marker und Sensor benötigen und wären unter den gegebenen

Versuchsbedingungen ungeeignet, obwohl sie ansonsten sehr genau sind. Die dritte Alternative, das akustische Navigationssystem erreicht bisher noch nicht die nötige Genauigkeit, um unter Operationsbedingungen eingesetzt zu werden. Durch das elektromagnetische Navigationssystem kann die Leberbewegung unter den Bedingungen gemessen werden, welche den Verhältnissen einer realen OP am ähnlichsten sind. Der Transmitter und die Messapparate bleiben außerhalb des Tieres, verdrängen keine inneren Organe und verursachen so keine Messfehler. Der größte Nachteil ist allerdings, dass mehrere Messreihen notwendig sind, weil die Anzahl an verfügbaren Sensoren begrenzt ist. Zudem werden elektromagnetische Navigationssysteme von ferromagnetischen Metallen und Stromkreisen gestört. Wie aus Voruntersuchungen und der Literaturrecherchen hervorgeht war, bleiben diese Einflüsse aber in einem Operationssaal relativ konstant (vgl. [Rasmus 02], [Riener 04]). Bei Versuchansätzen mittels CT oder MRT ist ein sehr viel größerer technischer und zeitlicher Aufwand nötig, und es ist nicht mehr möglich, die Versuchreihen problemlos, wie in dieser Arbeit, in eine vorhandene Versuchsreihe zu integrieren. Natürlich wäre eine Betrachtung des Themas mit diesen modernen bildgebenden Verfahren genauer und könnte für folgende Arbeiten Aufschlüsse über minimale Bewegungen und Einflüsse geben. Dies übersteigt aber den Rahmen und die Möglichkeiten dieser Studie bei Weitem. Ohne Wissen über die grundlegenden Abhängigkeiten wäre es verfrüht und mit unnötigem Aufwand verbunden gewesen, diese teuren und nur eingeschränkt verfügbaren Techniken zu verwenden. Zur Bedienung würde speziell ausgebildetes Personal benötigt werden und die Geräte sind im Klinikalltag immer belegt oder in Bereitschaft. Im Rahmen dieser Arbeit, und der personellen und vor allem finanziellen Möglichkeiten, stellt das elektromagnetische Meßsystem die praktikabelste und kostengünstigste Lösung dar und reicht im Bezug auf die Zielsetzung der Arbeit, die sich vor allem den Grundlagen der Leberbewegung widmet, völlig aus.

Die experimentelle Operation wurde möglichst standardisiert, um verlässliche Ergebnisse zu erhalten. Versuche zur Transmitterposition des Meßsystems zeigten schnell, dass die beste Position für den Transmitter ein am OP-Tisch befestigtes Brett war. Der Transmitter konnte auf diesem Brett auf Leberhöhe an der rechten Seite des Schweins positioniert werden. Dies ist der idealste Bereich in Bezug auf Messvolumen und Messbereich des Systems.

Pro Messreihe wurden drei Sensoren an drei verschiedenen Leberpositionen verwendet. Von diesen Leberpositionen wurde mindestens eine in der nächsten Messreihe wiederholt, um eine Verknüpfung zwischen den verschiedenen Messreihen zu haben, mit welcher Zusammenhänge in der späteren Datenanalyse bestimmt werden konnten.

Die Befestigung der Sensoren an der Leber erforderte einige Experimente, denn die glatten Kunststoffsensoren und die feuchte Leberoberfläche stellten keine einfache Kombination für die Entwicklung eines sicheren und relativ schnellen Befestigungsverfahrens dar. Versuche, die Sensoren durch Schlingennaht oder Tachocomb® Kollagenkleber zu befestigen, hatten zwar den Vorteil das es bei Weitem das schnellste Befestigungsverfahren war, aber leider war die Befestigung nicht sicher genug, um über den Verlauf einer Messreihe fest angeheftet zu bleiben. Allzu oft rutschten Sensoren aus der Befestigung oder wackelten bei jeder Bewegung hin und her. Eine Lösung für dieses Problem stellten erst die speziell gefertigten Sensorenhalter dar. Mit Hilfe dieser konnte eine sichere Befestigungsnaht zwischen Sensor und Leber erreicht werden. Da die Sensorenhalter selbst aus PVC gefertigt waren und mittels Kunststoffschrauben verschlossen wurden, störten sie die Datengewinnung und das elektromagnetische System nicht.

Beim Versuch wurde nach Möglichkeit alles ferromagnetische Metall aus der Nähe des Schweins entfernt und alle unnötigen Manipulationen am narkotisierten Tier wurden vermieden.

Atemfrequenz und andere Beatmungseinstellungen wurden nach Möglichkeit standardisiert eingestellt, aber häufig musste, wegen der Situation des Versuchstieres, diese Standardisierung aufgegeben werden.

Trotz all dieser Vorkehrungen und Standardisierung erwies sich die Qualität der Messungen als gerade ausreichend. Die feuchte Umgebung im geschlossenen Abdomen störte das Meßsystem. Das System hatte deswegen öfter Wackelkontakte, die sich nur mühsam beseitigen ließen. Zudem erwies sich die zugehörige winBIRD Software, mit welcher die Daten aufgezeichnet wurden, als nicht zu 100% stabil laufend. Des Öfteren musste deshalb eine Messung abgebrochen, und nach Neustart des Systems eine erneute Kalibrierung vorgenommen werden.

Die Versuchstiere erwiesen sich nicht immer als völlig kreislaufstabil. Von Seiten der Anästhesie waren deshalb immer wieder Veränderungen der Einstellungen und Manipulationen am Schwein notwendig. Manchmal froren die Versuchstiere auch in

der OP-Umgebung und trotz vorbeugender Maßnahmen wie Heizdecken und Decken störte ihr heftiges Muskelzittern die Messung zusätzlich.

All diese Faktoren führten dazu, dass die Messdaten, die aus den Versuchen resultierten alles andere als optimal waren. Das miniBIRD-System und der Versuchsaufbau stellten zwar die praktischsten Alternativen dar, aber das heißt keinesfalls, dass sie sonderlich gute Ergebnisse lieferten.

Wegen dieser bescheidenen Ergebnisse war es für die Datenanalyse wichtig, ein Verfahren zu finden, welches die Nachteile dieses Systems ausglich.

Zuerst war es einmal notwendig, die Messdateien direkt vergleichbar zu machen. Dazu wurde die Warmlaufphase des Systems von allen Messdateien abgeschnitten, der Rest auf ein lokales Minimum ausgerichtet und ein Ausschnitt mit einer vorgegebenen Länge entnommen. Dieser Ausschnitt wurde anschließend für die Datenanalyse verwendet.

Anhand der verschiedenen Störungen, die in den Versuchprotokollen mitprotokolliert waren und der Datenverläufe der Messdateien war es zwar möglich die fehlerhaften Datensätze einzugrenzen, aber die Möglichkeit einen Mittelwert mit Standardabweichung über die Gesamtzahl der Messungen hinweg zu bilden, schied damit aus. Eine rein subjektive Selektion der Messdaten konnte auch keinesfalls eine sinnvolle Auswertung darstellen.

Als mathematische Lösung für dieses Problem wurde schließlich die Explorative Datenanalyse (EDA) mit neu festgelegten Einzelschritten verwendet.

Die Arbeitshypothese für die EDA war, dass fehlerfreie Messverläufe in einem gewissen Rahmen periodisch sein müssten, weil die maschinelle Atembewegung, die die Voraussetzung für die Organverschiebung darstellt, periodisch verläuft. Im ersten Schritt der EDA wurden die gesamten Messdateien mit Hilfe einer Clusteranalyse in Cluster mit jeweils ähnlichem Inhalt bei größtmöglichem Unterschied zwischen den Clustern selbst unterteilt. Dadurch konnten vorerst periodische Messungen von den verschiedenen Fehlerkategorien getrennt werden.

Der nächste Schritt der EDA stammt aus der Neuroinformatik. Mit Hilfe von Kohonen-Karten wurde eine Analyse der Qualität von Einzelmessungen und von Messreihen vorgenommen. Bei dieser Analyse werden die Einzelmessungen einer jeden Messreihe von einem neuronalen Netzwerk, welches Eigenschaften von Informationen erlernen kann, gemäß ihrer Ähnlichkeit auf einer zweidimensionalen

Karte, der sog. SOM abgebildet. Die dabei stattfindende Dimensionsreduktion und Vereinfachung erhöht den Messfehler nicht stark. Jede Messung wurde zuvor gemäß ihrer subjektiven Qualität markiert, und die Cluster von Messungen mit gemeinsamen Vorbedingungen wurden mit einer Kennfarbe eingefärbt. Dadurch war es möglich, die Qualität der Einzelmessungen nach subjektiver Inspektion und nach objektiver Lage auf der Karte zu beurteilen, und zugleich auch die Qualität der ganzen Messreihe anhand der Form und Größe der Cluster zu beurteilen.

Beim dritten und abschließenden Schritt der EDA wurde das Frequenzspektrum aller Messdateien mittels einer Standard 512-Punkte Fast Fourier Transformation (kurz FFT) analysiert. Mit dieser Analyse wurden die Frequenzspektren sichtbar, welche einen Bewegungsgraphen bildeten. In den periodischen Messungen fielen zwei Spektren auf. In den Messungen aus den verschiedenen Fehlerkategorien fielen wesentlich mehr zugrunde liegende Schwingungen auf. Alle Messdateien wurden mit Hilfe der FFT analysiert.

Nach diesen drei Schritten der EDA konnte die Qualität einer jeden Messung bestimmt werden, und auch der Anteil an störungsarmen Messungen innerhalb einer Messreihe wurde beurteilbar.

Störungsfreie Messungen fanden sich im Cluster mit den störungsfreien Messungen. Ihnen war eine gute subjektive Qualität zugeordnet worden und sie befanden sich auf der SOM in einem einfarbigen und gut begrenzten Cluster. Und nicht zuletzt wiesen sie in der FFT nur zwei bis drei saubere Frequenzgipfel auf. Alle störungsfreien und periodischen Messungen werden allen diesen Punkten gerecht. Damit ist es auch möglich, den Anteil an guten Messungen in einer Messreihe zu bestimmen.

Als Repräsentationsverfahren wurden nun für jede Leberposition Repräsentanten ausgewählt. Diese wurden aus den Messdateien ausgesucht, die den Kriterien aller EDA-Schritte am Besten gerecht wurden. Da sie immer aus der Mitte der Cluster auf der SOM ausgewählt wurden, stellen sie einen Mittelwert aller störungsfreien Messungen dar. Die Repräsentanten aller Leberpositionen sollten dann zur Generierung des Modells verwendet werden.

Durch die EDA konnte aber auch ein sehr großer Anteil an fehlerhaften Messungen identifiziert werden. Der Anteil ist so groß, dass für manche Leberpositionen gar keine Repräsentanten existierten, die die Kriterien der EDA nur annähernd erfüllten. Auf Grund dieser Analyse kann jeder Neuerung im Bereich der elektromagnetischen Navigationssysteme große Erwartung entgegengebracht werden, denn es besteht

eindeutige Notwendigkeit das System zu verbessern. Bei einer praktischen Anwendung dieses Versuchsaufbaus kann kein so aufwendiges mathematisches Verfahren zur Aufarbeitung der Messdaten verwendet werden, dazu bestünde gar keine Zeit. Eine Neuerung könnten moderne Meßsysteme darstellen, bei denen ein sehr viel kleinerer Sensor eingebracht wird, der nur eine Magnetspule enthält, die wesentlich leichter vor Feuchtigkeit geschützt werden kann. Die empfindliche Sensorelektronik bleibt bei diesen Systemen an einem Kabel außerhalb des Körpers, wie auch das Meßsystem selbst. Zudem sind flache Transmittermatten in Arbeit, die einfach unter den Patienten geschoben werden können und so keinen Platz im beengten OP wegnehmen. Der Operationsaufbau selbst kann unverändert beibehalten werden, wenn es gelingt, die eindeutigen Schwächen des Navigationssystems auszugleichen, die sich im Versuch gezeigt haben.

Zwischen den gemeinsam verwendeten Leberpositionen wurde noch die Verschiebung ihrer Bewegungsphasen gegeneinander errechnet, um so Aussagen über die Zusammenhänge zwischen den Messreihen treffen zu können.

Die EDA selbst erwies sich als gutes Verfahren um die Messdaten aufzuarbeiten, und die strengen Kriterien erlaubten auch einiges an Aussagekraft über Schwächen des Versuchsaufbaus.

Im weiteren Verlauf der Datenanalyse wurden die Bewegungsamplituden der einzelnen Sensoren in jeder der drei Raumrichtungen ausgewertet. Dadurch konnten die maximalen und die durchschnittlichen Bewegungsausmaße der Leberverschiebung an verschiedenen Stellen der Leber und in den verschiedenen Richtungen bestimmt werden. Es konnten aber nur Messungen verwendet werden, die in der EDA als störungsfrei ausgewählt worden waren, denn die großen Ausreißer in vielen fehlerhaften Dateien hätten das Ergebnis verfälscht. Es zeigte sich, dass die Hauptbewegungsrichtung der Leber cranio-caudal verläuft, aber auch in den beiden anderen Richtungen waren Bewegungsausschläge feststellbar.

Zwischen den verschiedenen Leberpositionen einer Messreihe wurde die Verschiebung der Phasen zueinander bestimmt, um durch Vergleich der mehrmals verwendeten Messpositionen Aussagen über Zusammenhänge und Korrelationen treffen zu können. Die Phasenverschiebungen und auch die Mittelwerte der Phasenverschiebungen, die für alle Messdateien bestimmt wurden, zeigten einmal mehr, dass die Messdaten insgesamt relativ wenig ähnlich waren.

Nach der Auswertung der Daten gab es zwei große Ergebnisse. Erstens war es gelungen für eine Vielzahl der verwendeten Leberpositionen einen gemittelten Repräsentanten zu finden. Zum anderen hatte sich gezeigt, dass die Arbeitshypothese richtig war, und die periodische maschinelle Beatmung eine periodische Leberbewegung verursacht. Mittlerweile existiert auch Literatur, die zu ähnlichen Ergebnisse gelangt (vgl. [Nicolau 04]). Die Hauptfaktoren dieser periodischen Bewegung sind, wie aus der Spektrumsanalyse hervorging, die Atmung und die Herzfrequenz. Im weiteren Verlauf dieser Studie konnte aber nur auf die Atembewegung eingegangen werden, da sich die Leistungsspektren des Störgeräusches und der Herzfrequenz nicht deutlich genug unterscheiden ließen. Damit waren keine gültigen Aussagen zur Herzfrequenz möglich und sie konnte im Weiteren Vorgehen keine Beachtung finden. Eine Analyse der Amplituden der Leberbewegung zeigte, dass die Schwankung gering war, und über eine Messung ausgemittelt werden konnte. Die Gründe für die Schwankung waren wohl ähnlich den Gründen für die Fehlerhaftigkeit der Messungen, nur erreichten die Störungen ein weit geringeres Ausmaß. Leichte Schwankungen in den Eigenschaften von Lunge, Thorax und Abdomen, und damit auch der Weite der Leberschiebung im Vergleich der einzelnen Atemzüge, kamen physiologischer Weise schon vor, weil die Schweine nicht völlig relaxiert waren. Außerdem waren Schwankungen in diesem Bereich nicht gut genug von der Frequenz des Störgeräusches abgrenzbar, um einem einzigen Faktor zugeordnet zu werden.

Auch die Phasenverschiebung wies minimale Schwankungen auf, diese beruhen aber weitgehend auf Abweichungen der Beatmungsvolumina im Rahmen der technischen Toleranz und minimaler physiologischer Veränderungen. Sie konnten ausgemittelt werden und fielen wegen der relativ standardisierten Atemfrequenz nicht ins Gewicht.

Eine Literaturrecherche zu diesem Thema ergab, dass auch bei Messungen der Leberbewegung am wachen Menschen Bewegungsschwankungen auftraten. Die Schwankung der Phasenlänge zwischen den Atemzügen bleibt aber bei fast allen Autoren im Bereich von 1mm (vgl. [Kubo 96], [Ten Haken 97], [Balzer 98], [Wong 99], [Shimizu 00b]), und es ist vor allem die Amplitude die stark variiert.

Lediglich bei K. Ohara betrug sie 2 mm (vgl. [Ohara 89]). Damit ist diese Schwankung im Hinblick auf praktische Anwendungen vernachlässigbar klein.



Die Amplitude und deren Schwankungen waren in allen gefunden Arbeiten deutlich größer. Der Betrag der Bewegung blieb zwar in dem Bereich, der in der vorliegenden Studie gemessen werden konnte (vgl. Tabelle 6), aber die Variabilität und Schwankung war deutlich erhöht.

Referenz	Anzahl Patienten	Bewegung cranio-caudal	Beweg. anterior-posterior	Bewegung lateral
Harauz, G. [79]	51	14 mm		
Suramo, I. [84]	28	25 mm		
Davies, S. [94]	9	10,8 mm		
Balter, J. [96]	6	10 mm		
Herline, A. [99]	1	17 mm		
Korin, H. [92]	15	13 mm	2,5 mm	
Shimizu, S. [99]	1	21 mm	8 mm	9 mm
Shimizu, S. [00]	6	10,6 mm	4.6 mm	5.2 mm
Rohlfing, T. [01]	1	12-26 mm	1-12 mm	1-3 mm
<b>Mittelwert</b>		15,6	5,4	5,4

**Tabelle 6: Amplitude der Leberbewegung in der Literatur**

Wie schon erwähnt gilt zu beachten, dass diese Arbeiten bei wachen menschlichen Patienten durchgeführt wurden. Die Amplitudenschwankungen in der vorliegenden Studie sind wesentlich geringer und die Amplitude bleibt über den Verlauf einer Messreihe konstanter, weil bei der maschinellen Beatmung gleichmäßigere Atemzüge auftreten und höchstens absolute Änderungen durchgeführt werden, die aber ihrerseits dann konstant bleiben.

Mit diesem Ergebnis konnte nun der Prozess der Erstellung eines Lebermodells begonnen werden. Die nötigen Informationen waren nun bekannt. In einer Tabelle wurden die verschiedenen Repräsentanten der Leberpositionen eingetragen, zusammen mit ihrer Amplitude, der Phasenlänge, der Phasenverschiebung und den Koordinaten auf den Leber-CT-Bildern. Alle Anteile der Bewegungsfunktion sind definiert durch diese Messwerte. Die Amplitude gibt das Ausmaß der Bewegung in der jeweiligen Raumrichtung zu einem bestimmten Zeitpunkt wieder. Die Phase zeigt die maschinelle Beatmungsfrequenz und über die Phasenverschiebung ist die Verknüpfung der Leberpositionen zwischen den Messreihen bestimmt. Mit den Koordinaten auf der Leber sind schließlich Werte vorhanden, um die Punkte im Koordinatensystem zu einem Gittermodell zu verbinden. Dieses Modell wurde als Graph für jede Raumebene gezeichnet, und alle Werte aus der Tabelle wurden eingetragen. Zusätzlich wurden die Positionspunkte noch in ein dreidimensionales

Koordinatensystem eingezeichnet, um eine bessere Visualisierung und Vorstellung vom Gittermodell zu geben. Damit ist das einfache Gittermodell mit allen notwendigen Parametern bereits definiert.

Zur Erstellung eines animierten Gittermodells, müssten noch die Punkte unter Einbeziehung der Phasenverschiebungen und dem Bewegungsablauf Messdateien verknüpft werden.

Dieses Gittermodell könnte man nun auf eine andere Leber registrieren und damit einen Navigationspunkt für eine Punktionssonde markieren. Leider ist dieses Modell aber nur auf Schweine anwendbar und auch unter den Bedingungen am Schwein nur sehr schwer zu kalibrieren. Das Schwein müsste vergleichbare Größe haben, eine relativ standardmäßige Leberlage und es müsste eine Computerprogramm entwickelt werden, welches die Daten von genügend (mindestens 4) Sensoren an bestimmten Positionen auf der Leber mit dem Modell verrechnet. Die Leber ist aber kein homogenes Organ und beim Schwein ist sie auch noch deutlich in Lappen unterteilt. Deshalb ist das Modell, das aus mehreren Schweinelebern gemittelt wurde, und noch messtechnische Schwächen aufweist, nicht zufrieden stellend genau. Mit den Ergebnissen der Messung aber ist eine solche Anwendung durchaus machbar, sobald die Schwächen der Messtechnik verringert werden können. Angesichts des beträchtlichen Aufwandes, der tiefere programmiererische Kenntnisse erfordert, und wegen der Wartezeit bis die neuen Navigationssysteme verfügbar sind wurde, diese Entwicklung aber im Rahmen der Studie nicht fortgeführt. Ansätze zur Fusion von verschiedenen Navigationsverfahren, um die Nachteile des einzelnen Systems auszugleichen, und um noch genauere Steuerung zu erlauben sind ebenfalls denkbar. Außerdem werden in zukünftigen Studien die radiologischen Verfahren weitaus mehr Bedeutung haben müssen. Diese Entwicklungen und Anwendungen sind aber eigene und weiterführende Themen, denen sich Mediziner und Medizininformatiker gemeinsam widmen müssten. Als Hilfe und Basis dazu können aber die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit dienen.

Als praktische Anwendung der Ergebnisse wurde eine andere Anwendungsmöglichkeit aufgezeigt. Bei dieser findet eine Synchronisation von Leberbewegungen und intraoperativen Filmaufnahmen anhand der Atemfrequenz statt. Dies wurde möglich weil Frequenz und Einstellungen der künstlichen Beatmung, die die Leberbewegung ja verursachen, bekannt oder errechenbar sind. Mit Hilfe einer

Framegrabber-Karte und einem Computerprogramm konnte das Filmmaterial bearbeitet werden. Der Film wurde live von einer Laparoskopiekamera aus dem OP-Gebiet übertragen. Die Bewegung wurde mit dem Verlauf der Beatmungsfunktion synchronisiert.

Dazu wurde der Umstand benutzt, dass die maschinelle Beatmung zwei Plateaus aufweist. Eines bei der Inspiration und eines zwischen zwei Atemzügen. Je nach dem welche Einstellungen verwendet wurden, war eines davon länger. Die Leberbewegung wurde während diesem längeren Plateau gezeigt und während der Bewegungsphase zeigte das Programm die letzte Aufnahme als Standbild. Damit bleibt das bearbeitete Bild der Leber immer ruhig stehen. Diese recht einfache technische Schaltung ermöglicht einiges an Weiterentwicklung. Das Bild der Kamera wird aber auch auf dem normalen Laparoskopiemonitor übertragen, um den Operateur stets über die Geschehnisse im Abdomen auf dem Laufenden zu halten.

Wegen der Verfügbarkeit von Film- und Videomaterial wurde ein großer Teil der Synchronisation an Aufnahmen aus OPs am Menschen durchgeführt. Die Ergebnisse über die Periodizität der Bewegung konnten analog auf den Menschen übertragen und soweit möglich verifiziert werden. Das Gittermodell aus dem Tierversuch konnte aber nicht übertragen werden, da zu viele unterschiedliche anatomische und messtechnische Faktoren vorliegen.

In der Zukunft werden bei Operationen Computer und Programme eine immer größere Rolle spielen. Dies betrifft nicht nur Aufzeichnungen zum Zweck der Dokumentation sondern auch Telemedizin, Robotik und Anwendungen im Bereich der Augmented Reality (vgl. [Fuchs 98], [Feussner 03]. Dazu werden Navigationsverfahren zu Punktion und Biopsie (vgl. [Mitschke 00], [Nicolau 04]) ebenso gehören, wie Verfahren zur verbesserten Darstellung vom Eingriffsgebiet (vgl. [Sielhorst 04b]). Auch in der Ausbildung der Mediziner wird die Informatik immer größeren Stellenwert einnehmen. Die Augmented Reality lässt auch in diesem Bereich viele Anwendungen als denkbar erscheinen (vgl. [Sielhorst 04a]). Im Rahmen dieser zahlreichen Anwendungsmöglichkeiten könnte sowohl die Bewegungs-synchronisation weiterentwickelt werden, als auch das Gittermodell. Durch virtuell eingezeichnete Navigationspunkte und einen angezeigten Zeitraum für die genaueste Punktion, wäre es möglich, Probepiopsien oder Punktionsnadeln zielgenau zu einem Leberpunkt zu führen. Dazu wird ein segmentierter CT/MRT-Datensatz der Leber benötigt, der in der entsprechenden oder einer ähnlichen

Beatmungsphase aufgenommen wurde, um die genaue Lokalität des Zielgebietes einblenden zu können. Die Genauigkeit vieler Verfahren ließe sich durch diese Technik enorm erhöhen. Andererseits kann mit ähnlicher Technik und der Information des Gittermodells einiges an technischen Möglichkeiten durch Operationsroboter ermöglicht werden, die Punktionen durchführen könnten. Auch Operationskamera oder Punktionsnadel könnte der Roboter so im Rhythmus der Leberschiebung führen, um dem Chirurgen eine genaue Punktion, unbehelligt von diesen Faktoren, zu ermöglichen.

Eine Kombination von weiterentwickelten elektromagnetischen Meßsystemen, anderen Navigationssystemen mit CT und/oder MRT wird genauso wichtig werden, wie die interdisziplinäre Zusammenarbeit und die Zusammenarbeiten von Ärzten, Physikern und Informatikern [Navab]. Nur so lassen sich die vorhandenen Eingriffstechniken verbessern und neue Verfahren entwickeln um die Versorgung und die schonende Behandlung des Patienten zu verbessern, was letztendlich das Ziel aller Weiterentwicklungen sein sollte.

Die Ergebnisse der Arbeit sind, unter Betrachtung der Zielsetzung und der Methodik, gut und ermöglichen es auch, gute Ausblicke und Anstöße zu geben, was bei weiteren Versuchen erreichbar ist. Auch unter Betrachtung der Ausblicke und der Verbesserungsmöglichkeiten an der Messtechnik, kann ein durchaus positives Fazit für diese Arbeit gezogen werden. Es war möglich, viele positive Ausblicke auf die zukünftige Entwicklung in diesem und auch in verwandten Forschungsgebieten zu eröffnen, da eine Verbesserung der Arbeitsmaterialien und Techniken auch weitere praktische Anwendungsmöglichkeiten erlauben wird. Gute Ergebnisse zur Lösung der grundlegenden Problematik konnten gewonnen werden und die entwickelten Verfahren werden sicher auch anderen Anwendern helfen, die sich mit einer ähnlichen Problematik konfrontiert sehen.

Die weitere Arbeit zur Lösung des Problems der atemungsinduzierten Organbewegung wird aber noch viel Zeit von Forschungsgruppen in Anspruch nehmen und eine schnelle praktische Verfügbarkeit vieler neuer Techniken ist noch nicht zu erwarten. Eine Lösung der Problematik unter kooperativem Ansatz ist aber in den nächsten Jahren wohl absehbar.

## 6. Zusammenfassung

Eines der Hauptprobleme bei Biopsien und Punktionen an inneren Organen, während chirurgischer Eingriffe ist, dass die ständige Verschiebung durch die Atembewegung den Vergleich von präoperativer Diagnostik und aufgefundenem Organsitus erschwert. Das Ziel dieser Arbeit ist, die Abhängigkeit der Bewegung innerer Organe unter künstlicher Beatmung, während einer Vollnarkose zu erforschen. Als Beispielorgan soll die Leber, wegen der ständigen Suche nach besseren und schonenden leberchirurgischen Verfahren und Eingriffen, dienen.

Die Bewegungen des Brustkorbes und des Zwerchfells während der Atmung führen zu einer Verschiebung der gesamten inneren Organe im Thorax, Abdomen und bis hinab ins kleine Becken. In früheren Arbeiten wurde die Leberbewegung bei normaler Ruheatmung experimentell gemessen. Schon die wache Ruheatmung ist relativ unregelmäßig, und kaum ein Atemzug ist genauso lang und tief wie der andere. Maßgeblich dafür ist, dass die Atmung über einige Regelkreise reguliert wird, und Faktoren, wie z.B.: Aufregung, Ruhe, Nervosität und Körperbewegung Einfluss auf die Respiration nehmen. Daher ist es immer wieder schwierig, den Verlauf der Ruheatmung zu genau zu analysieren. Die Motivation hinter dieser Arbeit ist es, die Atembewegung zu evaluieren, wenn sie von den Parametern maschineller Beatmung abhängt.

Die notwendigen Daten für diese Arbeit wurden in Versuchs-OPs am Tiermodell Schwein gewonnen, wobei die Sensoren eines elektromagnetischen Meßsystems bei geöffnetem Abdomen an der Leber fixiert wurden. Das Abdomen wurde nach Positionierung der Sensoren für die Messung wieder verschlossen. Das Messverfahren hierzu musste entwickelt werden und sichere Befestigung der Sensoren entwickelt werden. Das elektromagnetische Meßsystem erwies sich nicht als optimal in der feuchten Umgebung der Bauchhöhle und viele Messungen waren aufgrund von Störungen kaum brauchbar. Zur Entwicklung eines Mittelwertes musste deshalb die Auswertung mit Hilfe mathematischer Methoden durchgeführt werden. Die neu zusammengestellte Explorative Datenanalyse erlaubt die Beurteilung der Qualität von Einzelmessungen und ganzen Messreihen. Somit kann ein Mittelwert aus den Daten gewonnen werden, die alle objektiven Kriterien dieser Analyse bestehen. Eine Bestimmung der Messfehler, Störungen und Messungsqualität wurde mit Hilfe einer Clusteranalyse vorgenommen, die die Messungen aufgrund von

Ähnlichkeit sortiert. Auf diese folgte eine qualitative Beurteilung der 15 Messreihen, sowie der einzelnen Messungen, mit Hilfe von selbst organisierenden Netzwerken und Merkmalskarten (SOM). Zuletzt erfolgte die Analyse des Frequenzspektrums mittels Fourier-Transformation (FFT). Mit dieser wurden die Frequenzspektren der einzelnen Messungen errechnet, um Aufschluss über die verschiedenen makroskopischen und mikroskopischen Anteile der Sensorbewegung zu erhalten. Der Hauptfaktoren der atmungsinduzierten Leberbewegung wurde dabei als Atemfrequenz identifiziert. Weitere Bewegungsfaktoren konnten bei der gegebenen Messgenauigkeit nicht verifiziert werden. Die FFT erlaubte zudem eine Beurteilung der Messungsqualität unter anderen Kriterien. Somit konnten, zusammen mit den qualitativen Kriterien aus den anderen Schritten der EDA die besten Repräsentanten der einzelnen Messpositionen auf der Leber ermittelt werden. Zur Generierung des Modells erfolgt dann die Bestimmung der Phasenverschiebung zwischen den Messpositionen, die gemeinsam in Messreihen verwendet worden waren, und eine Betrachtung der Amplitude. Mit der Bewegungsinformation der einzelnen Messpunkte und der Phaseninformation über Korrelationen und Verzögerungen zwischen den Punkten war es schließlich möglich, ein einfaches Gittermodell zu erstellen. Dieses ist aber ohne sehr viele weitere Experimente und Evaluationen auf die Situation beim Menschen übertragbar.

Als praktische Anwendung der Ergebnisse wurde ein Synchronisationsversuch durchgeführt, bei dem ein intraoperativ gewonnener Film mit der Beatmung synchronisiert wurde. Dazu wurde, mit Hilfe eines Programms, während des Plateaus zwischen Expirationsphase und Inspirationsphase der Film übertragen und während Atembewegung ein Standbild gezeigt. Durch diese Synchronisierung sind zahlreiche Anwendungen denkbar. Vor allem aus der Zusammenarbeit mit Informatikern, die Erfahrung mit Augmented Reality aufweisen, können zahlreiche Informationen in das laparoskopische Kamerabild eingeblendet werden und so Punktionsgenauigkeit und Nadelführung verbessern.

Insgesamt konnten die grundlegenden Zusammenhänge zwischen maschineller Beatmung und atmungsinduzierter Verschiebung der Leber im Rahmen dieser Arbeit gut aufgezeigt werden. Es konnte auch auf zahlreiche weitere Anwendungsmöglichkeiten für die Ergebnisse hingewiesen werden, selbst wenn diese noch einiger Weiterentwicklung in Zusammenarbeit mit anderen Wissenschaften bedürfen.

## 7. Literatur

1. [Aruga 00] **Aruga, T., Itami, J., Aruga, M., Nakajima, K., Shibata, K., Nojo, T., Yasuda, S., Uno, T., Hara, R., Isobe, K., Machida, N., Ito, H.,**  
Target Volume Definition For Upper Abdominal Irradiation Using CT Scans  
Obtained During Inhale And Exhale Phases  
*Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys.*, 48 (2000) 465 - 469
2. [Balter 96] **Balter, J. M., Ten Haken, R. K., Lawrence, T. S., Lam, K. L., Robertson, J. M.,**  
Uncertainties In CT-Based Radiation Therapy Treatment Planning Associated  
With Patient Breathing  
*Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys.*, 36 (1996) 167 - 174
3. [Balter 98] **Balter, J. M., Lam, K. L., McGinn, C. J., Lawrence, T. S., Ten Haken, R. K.,**  
Improvement Of CT-Based Treatment-Planning Models Of Abdominal Targets  
Using Static Exhale Imaging  
*Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys.*, 41 (1998) 939 - 943
4. [Balter 01] **Balter, J. M., Dawson, L. A., Kazanjian, S., McGinn, C. J., Brock, K. K.,  
Lawrence, T., Ten Haken, R. K.,**  
Determination Of Ventilatory Liver Movement Via Radiographic Evaluation Of  
Diaphragm Position  
*Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys.*, 51 (2001) 267 - 270
5. [Benchtrit 00] **Benchtrit, G.**  
Breathing Pattern In Humans: Diversity And Individuality  
*Respiration Physiology*, 122 (2000) 123 - 129
6. [Bussels 03] **Bussels, B., Goethals, L., Feron, M., Bielen, D., Dymarkowski, S.,  
Suetens, P., Haustermans, K.,**  
Respiration-induced movement of the upper abdominal organs: a pitfall for the  
three-dimensional conformal radiation treatment of pancreatic cancer  
*Radiother Oncol*, 68 (2003) 69 - 74
7. [Clifford 02] **Clifford, M. A., Banovac, F., Levy, E., Cleary, K.,**  
Assessment Of Hepatic Motion Secondary To Respiration For Computer  
Assisted Interventions  
*Computer Aided Surgery*, 7 (2002) 291 - 299
8. [Daum 99] **Daum, D. R., Smith, N. B., King, R., Hynynen, K.,**  
In Vivo Demonstration Of Noninvasive Thermal Surgery Of The Liver And  
Kidney Using An Ultrasonic Phased Array  
*Ultrasound in Med.& Biol.*, 25 (1999) 1087 - 1098
9. [Davies 94] **Davies, S., Hill, A., Holmes, R., Halliwell, M., Jackson, P.,**  
Ultrasound Quantitation Of Respiratory Organ Motion In The Upper Abdomen  
*British Journal Radiology*, 67 (1994) 1096 - 1102
10. [Dawson 00] **Dawson, L. A., Litzenberg, D. W., Brock, K. K., Sanda, M., Sullivan, M.,  
Sandler, H. M., Balter, J. M.,**  
A Comparison Of Ventilatory Prostate Movement In Four Treatment Positions  
*Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys.*, 48 (2000) 319 - 323
11. [Dawson 01] **Dawson, L. A., Brock, K. K., Kazanjian, S., Fitch, D., McGinn, C. J.,  
Lawrence, T. S., Ten Haken, R. K., Balter, J. M.,**  
The Reproducibility Of Organ Position Using Active Breathing Control (ABC)  
During Liver Radiotherapy  
*Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys.*, 51 (2001) 1410 - 1421

12. [Detter 95a] **Detter, B., Feussner, H.,**  
Allgemeine abdominelle Eingriffe  
in "*Grundlagen der laparoskopischen Chirurgie: Ein Leitfaden*", Thieme  
Verlag, Stuttgart New York, 1995  
1. Auflage, 112 - 125
13. [Detter 95b] **Detter, B., Feussner, H.,**  
Eingriffe an den Gallenwegen  
in "*Grundlagen der laparoskopischen Chirurgie: Ein Leitfaden*", Thieme  
Verlag, Stuttgart New York, 1995  
1. Auflage, 125 - 143
14. [Drenckhahn 94] **Drenckhahn, D., Fahimi, D., Fleischhauer, K.,**  
Leber und Gallenblase  
in "*Benninghoff Anatomie, Band 1*", Drenckhahn, D., Zenker, W., (Hrsg.)  
Urban & Schwarzenberg, München Wien Baltimore, 1994  
15. Auflage, 901 - 925
15. [Dubois 02] **Dubois, P., Thommen, Q., Jambon, A. C.,**  
In Vivo Measurement Of Surgical Gestures  
*IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 49 (2002) 49 - 54
16. [Duncker 94] **Duncker, H. R.**  
Atemapparat (Apparatus respiratorius)  
in "*Benninghoff Anatomie, Band 1*", Drenckhahn, D. Zenker W. (Hrsg.)  
Urban & Schwarzenberg, München Wien Baltimore, 1994  
15. Auflage, 529 - 587
17. [Feussner 00] **Feussner, H.**  
Endoskopische Tumorchirurgie: präziser, schonender, besser  
*Med Report*, (2000) 20 - 21
18. [Feussner 01] **Feussner, H., Siewert, J. R.,**  
Reduktion des Zugangstraumas - Gesicherte Vorteile  
*Chirurg*, 3 (2001) 236 - 244
19. [Feussner 03] **Feussner, H.**  
The operating room of the future: a view from Europe  
*Semin Laparosc Surg*, 10 (2003) 149 - 156
20. [Ford 02] **Ford, E. C., Mageras, G. S., Yorke, E., Rosenzweig, K. E., Wagman, R.,  
Ling, C. C.,**  
Evaluation Of Respiratory Movement During Gated Radiotherapy Using Film  
And Electronic Portal Imaging  
*Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys.*, 52 (2002) 522 - 531
21. [Fuchs 98] **Fuchs, H., Livingston, M. A., Raskar, R., Colucci, D., Keller, K., State, A.,  
Crawford, J. R., Rademacher, P., Drake, S. H., Meyer, A. A.,**  
Augmented Reality Visualization For Laparoscopic Surgery  
in "*MICCAI '98, LNCS 1496*", Wells, W. M. et al. (Hrsg.)  
Springer Verlag, Berlin Heidelberg, 1998, 934 - 943
22. [Gierga 04] **Gierga, D. P., Chen, G. T., Kung, J. H., Betke, M., Lombardi, J., Willett, C.  
G.,**  
Quantification of respiration-induced abdominal tumor motion and its impact  
on IMRT dose distributions  
*Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 58 (2004) 1584 - 1595



23. [Hansler 98] **Hansler, J., Becker, D., Muller, W., Neureiter, D., Hahn, E. G.,**  
 Ultrasound-controlled interstitial high frequency thermotherapy (HFTT)--in  
 vitro studies of the bovine liver  
*Ultraschall Med.*, 19 (1998) 59 - 63
24. [Harauz 79] **Harauz, G., Bronskill, M.,**  
 Comparison OF The Liver's Respiratory Motion In The Supine And Upright  
 Position  
*Journal of Nuclear Medicine*, 20 (1979) 733 - 735
25. [Harms 01] **Harms, J., Feussner, H., Baumgartner, M., Schneider, A., Donhauser, M.,  
 Wessels, G.,**  
 Three-dimensional navigated laparoscopic unltrasonography - First  
 experiences with an new minimally invasive diagnostic device  
*Surg Endosc*, 15 (2001) 1459 - 1462
26. [Herfarth 01a] **Herfarth, C., Senninger, N.,Kriegelstein, C. F.,**  
 Leber  
 in "*Chirurgie*" ,Siewert, J. R. (Hrsg.)  
 Springer Verlag, Berlin Heidelberg New York, 2001  
 7. Auflage, 697 - 708
27. [Herfarth 01b] **Herfarth, C., Senninger, N.,Kriegelstein, C. F.,**  
 Gallenblase und Gallenwege  
 in "*Chirurgie*" ,Siewert, J. R. (Hrsg.)  
 Springer Verlag, Berlin Heidelberg New York, 2001  
 7. Auflage, 709 - 726
28. [Herfarth 00] **Herfarth, K. K., Debus, J., Lohr, F., Bahner, L. M. L., Fritz, P., Höss, A.,  
 Schlegel, W., Wannemacher, M. F.,**  
 Extracranial Stereotactic Radiation Therapy: Set-Up Accuracy Of Patients  
 Treated For Liver Metastases  
*Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys.*, 46 (2000) 329 - 335
29. [Herline 99] **Herline, A. J., Stefansic, J. D., Debelak, J. P., Hartmann, S. L., Pinson, C.  
 W., Galloway, R. L., Chapman, W. C.,**  
 Image-guided surgery: preliminary feasibility studies of frameless stereotactic  
 liver surgery  
*Arch Surg*, 134 (1999) 644 - 650
30. [Holtkamp 00] **Holtkamp, W., Muller, W.,**  
 Ultrasonically controlled percutaneous high frequency thermotherapy of liver  
 tumors with perfused needle electrodes  
*Z Gastroenterol.*, 38 (2000) 221 - 227
31. [Kim 01] **Kim, D. J. W., Murray, B. R., Halperin, R., Roa, W. H. Y.,**  
 Held-Breath Self-Gating Technique For Radiotherapy Of Non-Small-Cell  
 Lung Cancer: A Feasibility Study  
*Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys.*, 49 (2001) 43 - 49
32. [Kindratenko 01] **Kindratenko, V.**  
 A Comparison Of The Accuracy Of An Electromagnetic And Hybrid  
 Ultrasound-Inertia Position Tracking System  
*Presence*, 10 (2001) 657 - 663
33. [Kohonen 95a] **Kohonen, T.**  
 The Basic SOM  
 in "*Self-Organizing Maps*" ,Huang, T. S., Kohonen, T., Schroeder, M. R.,  
 (Hrsg.)  
 Springer Verlag, Berlin Heidelberg New York, 1995  
 1. Auflage, 77 - 127

34. [Kohonen 95b] **Kohonen, T.**  
Physiological Interpretation of SOM  
in "Self-Organizing Maps" ,Huang, T. S., Kohonen, T., Schroeder, M. R.,  
(Hrsg.)  
Springer Verlag, Berlin - Heidelberg - New York, 1995  
1. Auflage, 131 - 143
35. [Korin 92] **Korin, H., Ehman, R., Riederer, S., Felmlee, J., Grimm, R.,**  
Respiratory Kinematics Of The Upper Abdominal Organs: A Quantitative  
Study  
*Magnetic Resonance Medicine*, 23 (1992) 172 - 178
36. [Kormann 01] **Kormann, J., Ockert, D., Bunk, A.,**  
Radiofrequency ablation of liver tumours  
*Zentralbl Chir.*, 126 (2001) 576 - 585
37. [Kubo 96] **Kubo, H. D., Hill, B. C.,**  
Respiration-Gated Radiotherapy Treatment: A Technical Study  
*Phys Med Biol*, 41 (1996) 83 - 91
38. [Lagerwaard 01] **Lagerwaard, F. J., Van Sornsen De Koste, J. R., Nijssen-Visser, M. R. J.,  
Schuchhard-Schipper, R. J., Oei, S. S., Munne, A., Senan, S.,**  
Multiple "Slow" CT Scans For Incorporating Lung Tumor Mobility In  
Radiotherapy Planning  
*Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys.*, 51 (2001) 932 – 937
39. [Langen 01] **Langen, K. M., Jones, D. T. L.,**  
Organ Motion And Its Management  
*Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys.*, 50 (2001) 265 - 278
40. [Larsen 02a] **Larsen, R.**  
Totale Intravenöse Anästhesie (TIVA)  
in "Anästhesie" ,Larsen, R. (Hrsg.)  
Urban & Fischer Verlag, München Jena, 2002  
7. Auflage, 111 - 118
41. [Larsen 02b] **Larsen, R.**  
Narkosesysteme und Narkosebeatmung  
in "Anästhesie" ,Larsen, R. (Hrsg.)  
Urban & Fischer Verlag, München Jena, 2002  
7. Auflage, 413 - 440
42. [Ma 04] **Ma, N., Gao, X., Zhang, X. X.,**  
Two-layer simulation model of laser-induced interstitial thermo-therapy  
*Lasers Med Sci*, 18 (2004) 184 - 189
43. [Mackay 01] **Mackay, R. I., Graham, P. A., Logue, J. P., Moore, C. J.,**  
Patient Positioning Using Detailed Three-Dimensional Surface Data For  
Patients Undergoing Conformal Radiation Therapy For Carcinoma Of The  
Prostate: A Feasibility Study  
*Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys.*, 49 (2001) 225 - 230
44. [Mah 00] **Mah, D., Hanley, J., Rosenzweig, K. E., Yorke, E., Braban, L., Ling, C. C.,  
Leibel, S. A., Mageras, G.,**  
Technical Aspects Of The Deep Inspiration Breath-Hold Technique In The  
Treatment Of Thoracic Cancer  
*Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys.*, 48 (2000) 1175 - 1185

45. [Mitschke 00] **Mitschke, M., Bani-Hashemi, A., Navab, N.,**  
Interventions under Video-Augmented X-ray Guidance: Application to Needle Placement  
*Proceeding of the Third International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI'00, 2000*  
Pittsburgh USA
46. [Morikawa 04] **Morikawa, S., Inubushi, T., Kurumi, Y., Naka, S., Sato, K., Demura, K., Tani, T., Haque, H. A.,**  
Feasibility of Respiratory Triggering for MR-Guided Microwave Ablation of Liver Tumors Under General Anesthesia  
*Cardiovasc Intervent Radiol, 27 (2004) 370 - 373*
47. [Murphy 02] **Murphy, M. J., Martin, D., Whyte, R., Hai, J., Ozhasoglu, C., Le, Q. T.,**  
The Effectiveness Of Breath-Holding To Stabilize Lung And Pancreas Tumors During Radiosurgery  
*Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys., 53 (2002) 475 - 482*
48. [Nickel 04] **Nickel, R., Schummer, A., Seiferle, E., Gasse, H.,**  
Leber  
in "*Lehrbuch der Anatomie der Haustiere, 5 Bd., Band 2, Eingeweide*" ,Nickel, R., Schummer, A., Seiferle, E., (Hrsg.)  
Parey Bei Mvs, 2004  
6. Auflage, 143 - 149
49. [Nicolau 04] **Nicolau, Stéphane**  
Un système de réalité augmentée pour guider les opérations du foie en radiologie interventionnelle  
2004, Fakultät für Informatik, Universität von Nice-Sophia Antipolis
50. [Ohara 89] **Ohara, K.**  
Irradiation Synchronised With Respiration Gate  
*Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys., 17 (1989) 853 - 857*
51. [Ozhasoglu 02] **Ozhasoglu, C., Murphy, M. J.,**  
Issues In Respiratory Motion Compensation During External-Beam Radiotherapy  
*Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys., 52 (2002) 1389 - 1399*
52. [Pech 02] **Pech, M., Werk, M., Beck, A., Stohlmann, A., Ricke, J.,**  
Systemkonstanz und Energieverteilung bei Laser-induzierter interstitieller Thermotheapie (LITT)  
*Rofo 2002, 174 (2002) 754 - 760*
53. [Rasmus 02] **Rasmus, M.**  
Bewegungsanalyse laparoskopischer Cholezystektomie für den Entwurf eines Telemanipulators für die MIC  
2002, Arbeitsgruppe MITI, MRI, Technische Universität München
54. [Riener 04] **Riener, R., Reiter, S., Rasmus, M., Wetzel, D., Feussner, H.,**  
Acquisition Of Arm And Instrument Movements During Laparoscopic Interventions  
*Minimally Invasive Therapy And Allied Technologies, 12 (2004) 235 - 240*
55. [Ritter 90a] **Ritter, H., Martinez, T., Schulten, K.,**  
Neurocomputer Gehirn  
in "*Neuronale Netze: Eine Einführung in die Neuroinformatik selbstorganisierender Netzwerke*" ,Addison-Wesley, Bonn - München - New York - Amsterdam - Tokyo, 1990  
1. Auflage, 13 - 45

56. [Ritter 90b] **Ritter, H., Schulten, K., Martinez, T.,**  
Selbstorganisierende sensorische Karten  
in "*Neuronale Netze: Eine Einführung in die Neuroinformatik selbstorganisierender Netzwerke*" ,Addison-Wesley, Bonn - München - New York - Amsterdam - Tokyo, 1990  
1. Auflage, 51 - 108
57. [Rohlfing 04] **Rohlfing, T., Maurer, C. R., O'Dell, W. G., Zhong, J.,**  
Modeling liver motion and deformation during the respiratory cycle using intensity-based nonrigid registration of gated MR images  
*Med Phys*, 31 (2004) 427 - 432
58. [Seppenwoolde 02] **Seppenwoolde, Y., Shirato, H., Kitamura, K., Shimizu, S., Van Herk, M., Lebesque, J. V., Miyasaka, K.,**  
Precise And Real-Time Measurement Of 3D Tumor Motion In Lung Due To Breathing And Heartbeat, Measured During Radiotherapy  
*Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys.*, 53 (2002) 822 - 834
59. [Shimizu 99] **Shimizu, S., Shirato, H., Xo, B., Kagei, K., Nishioka, T., Hashimoto, S., Tsuchiya, K., Aoyama, H., Miyasaka, K.,**  
Three-Dimensional Movement Of A Liver Tumor Detected By High-Speed Magnetic Resonance Imaging  
*Radiotherapy and Oncology*, 50 (1999) 367 - 370
60. [Shimizu 00a] **Shimizu, S., Shirato, H., Kagei, K., Nishioka, T., Bo, X., Dosaka-Akita, H., Hashimoto, S., Aoyama, H., Tsuchiya, K., Miyasaka, K.,**  
Impact Of Respiratory Movement On The Computed Tomographic Images Of Small Lung Tumors In Three-Dimensional (3D) Radiotherapy  
*Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys.*, 46 (2000) 1127 - 1133
61. [Shimizu 00b] **Shimizu, S., Shirato, H., Aoyama, H., Hashimoto, S., Nishioka, T., Yamazaki, A., Kagei, K., Miyasaka, K.,**  
High-Speed Magnetic Resonance Imaging For Four-Dimensional Treatment Planning Of Conformal Radiotherapy Of Moving Body Tumors  
*Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys.*, 48 (2000) 471 - 474
62. [Shirato 00] **Shirato, H., Shimizu, S., Kunieda, T., Kitamura, K., Van Herk, M., Kagei, K., Nishioka, T., Hashimoto, S., Fujita, K., Aoyama, H., Tsuchiya, K., Kudo, K.,**  
Physical Aspects Of A Real-Time Tumor-Tracking System For Gated Radiotherapy  
*Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys.*, 48 (2000) 1187 - 1195
63. [Sielhorst 04a] **Sielhorst, T., Obst, T., Burgkart, R., Riener, R., Navab, N.,**  
An augmented reality delivery simulator for medical training  
*International Workshop on Augmented Environments for Medical Imaging - MICCAI*, 2004
64. [Sielhorst 04b] **Sielhorst, T., Traub, J., Navab, N.,**  
The AR Apprenticeship: Replication and Omnidirectional Viewing of Subtle Movements  
*Proc. IEEE International Workshop on Mixed and Augmented Reality*, 2004
65. [Skapura 96a] **Skapura, D. M.**  
Paradigms  
in "*Building Neural Networks*" ,ACM Press, New York, 1996  
1. Auflage, 29 - 64

66. [Skapura 96b] **Skapura, D. M.**  
Application Design  
in "*Building Neural Networks*" ,ACM Press, New York, 1996  
1. Auflage, 65 - 98
67. [Suramo 84] **Suramo, I., Paivansalo, M., Myllyla, V.,**  
Cranio-Caudal Movements Of The Liver, Pancreas And Kidneys In  
Respiration  
*Acta Radiologica Diagnosis*, 25 (1984) 129 - 131
68. [Ten Haken 97] **Ten Haken, R. K., Balter, J. M., Marsh, L. H.,**  
Potential Benefits Of Eliminating Planning Target Volume Expansions For  
Patient Breathing In The Treatment  
*Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys.*, 38 (1997) 613 - 617
69. [Wiesent 00] **Wiesent, K., Barth, K., Navab, N., Durlak, P., Brunner, T., Schuetz, O.,  
Seissler, W.,**  
Enhanced 3-D-Reconstruction Algorithm for C-Arm Systems Suitable for  
Interventional Procedures  
*IEEE Transactions on Medical Imaging (ITMI)*, 19 (2000) 391 - 403
70. [Wong 99] **Wong, J. W., Sharpe, M. B., Jaffray, D. A., Kini, V. R., Robertson, J. M.,  
Stromberg, J. S., Martinez, A. A.,**  
The Use Of Active Breathing Control (ABC) To Reduce Margin For Breathing  
Motion  
*Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys.*, 44 (1999) 911 - 919
71. [Wong 04] **Wong, K.-H., Van Meter, J. W., Fricke, S. T., Maurer, C. R., Cleary, K.,**  
MRI for modeling of liver and skin respiratory motion  
in "*International Congress Series 1268: CARS 2004*" ,Lemke, H. U. Vannier  
M. W. Inamura K. Farman A. G. Doi K. Reiber J. H. C. (Hrsg.)  
Chicago, 2004, 747 - 752
72. [Yamada 02] **Yamada, K., Soejima, T., Yoden, E., Maruta, T., Okayama, T., Sugimura,  
K.,**  
Improvement Of Three-Dimensional Treatment Planning Models Of Small  
Lung Targets Using High-Speed Multi-Slice Computed Tomographic Imaging  
*Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys.*, 54 (2002) 1210 - 1216
73. [Yin 01] **Yin, F. F., Kim, J. G., Haughton, C., Brown, S. L., Ajlouni, M., Stronati, M.,  
Pamukov, N., Kim, J. H.,**  
Extracranial Radiosurgery: Immobilizing Liver Motion In Dogs Using High-  
Frequency Jet Ventilation And Total Intravenous Anesthesia  
*Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys.*, 49 (2001) 211 - 216

## Abkürzungsverzeichnis und Glossar:

A.	Arteria
Amp.	Amplitude
CT	Computertomographie
EDA	Explorative Datenanalyse
FFT	Fast Fourier Transformation
HFTT	High Frequency Thermo Therapy
IPPV	Intermittent Positive Pressure Ventilation (eine Volumenkontrollierte Beatmungsmethode, bei der feste Atemvolumina verabreicht werden)
Lap.	Laparoskopisch
Lig.	Ligamentum
LITT	Laser Induced Thermo Therapy
Messreihe	Anzahl von Messungen an bestimmten Sensorpositionen, kann über mehrere Versuchsoperationen verlaufen
Messung	separater Ausschnitt einer Messreihe
mmHg	Millimeter Quecksilbersäule, medizinische Maßeinheit
MRT / MRI	Magnetresonanztomographie
OP	Operation
SOM	Selbstorganisierende Merkmalskarte
Tab.	Tabelle
TIVA	Total Intravenöse Anästhesie
V.	Vena
Versuchsoperation	Experimentelle OP an einem Schwein. Wird jeweils mit den Bedingungen einer best. Messreihe durchgeführt
Vgl.	vergleiche

## Abbildungsverzeichnis:

<b>Abbildung 5:</b> Bewegung der Leber in craniocaudaler, anteroposteriorer und auch lateraler Richtung während der Atmung	5.
<b>Abbildung 6:</b> Übersicht über den Oberbauch durch eine Laparoskopie-Kamera	8.
<b>Abbildung 7:</b> Laparoskopische Aufnahme bei akuter Cholezystitis	9.
<b>Abbildung 8:</b> Schema einer perkutanen HFTT-Applikation	10.
<b>Abbildung 5:</b> Gestörte Rekonstruktion eines 3D Ultraschall-Datensatzes wegen Organverschiebung	12.
<b>Abbildung 6:</b> miniBIRD® Meßsystem, fertig aufgebaut mit PC, Transmitter und vier Sensoren	17.
<b>Abbildung 7:</b> Schwein beim Einbringen des Navigationssystems. Am Transmitter sind die Achsen des Magnetfeldes im Verhältnis zum Operationssitus eingezeichnet	19.
<b>Abbildung 8:</b> Zwei Ansichten eines Korrosionspräparates der Leber eines jungen Schweins	20.
<b>Abbildung 9:</b> Planzeichnung des Sensorhalters: oben Deckel und Platte unter Aufsicht, unten links Deckel und Platte von vorne, unten rechts Platte von unten	22.
<b>Abbildung 10:</b> CT-Bild, Frontalansicht der Leber eines Ferkels mit Sensorpositionen	24.
<b>Abbildung 11:</b> CT-Bild, Ferkel, Transversalansicht der Leber mit Positionen	24.
<b>Abbildung 12 :</b> CT-Bild, Ferkel, Sagittalansicht der Leber mit Positionen	24.
<b>Abbildung 13:</b> Ähnliche Signalverläufe sind neben einander auf der Ebene angeordnet, d.h. sie besitzen eine metrische Ähnlichkeit. Die Karte im Abb. A wurde nach der ersten Methode beschriftet, in Abb. B nach der zweiten. Beide Beschriftungsmethoden sind verwandt, die beschrifteten Karten unterscheiden sich jedoch voneinander. Bei der ersten Methode können mehrere verschiedene Testeingabemuster das gleiche Verarbeitungselement beschriften, während andere Verarbeitungselemente überhaupt nicht beschriftet werden (= '#'). Bei der zweiten Methode können manche Klassen nicht durch ein Verarbeitungselement dargestellt werden, sowie die Sieger-Verarbeitungselemente der ersten Methode anderen Klassen zugewiesen werden	31.
<b>Abbildung 14:</b> Fehlerklasse 1: Ausreißer, Raumrichtungen x, y und z eines Sensors	35.
<b>Abbildung 15:</b> Fehlerklasse 2: Hohe Überlagerungsfrequenz und Ausreißer, x, y und z	35.

<b>Abbildung 16:</b> Fehlerklasse 3: Hohe Frequenz, x, y und z	35.
<b>Abbildung 17:</b> Fehlerklasse 4: Niedrige Frequenz, x, y, und z	35.
<b>Abbildung 18:</b> Fehlerklasse 5: Teil der Messung defekt, x, y, und z	36.
<b>Abbildung 19:</b> Fehlerklasse 6: Störuschen (Noise), x, y und z	36.
<b>Abbildung 20:</b> Kohonen-Karte der Messreihe 1	38.
<b>Abbildung 21:</b> SOM der Messreihe 2 und Messreihe 3	40.
<b>Abbildung 22:</b> SOM der Messreihe 4 und Messreihe 5 (bei den grauen Feldern in SOM4 handelt es sich um Befestigungspunkte auf der geschlossenen Bauchdecke über der Leber)	40.
<b>Abbildung 23:</b> SOM der Messreihe 6 und Messreihe 7	41.
<b>Abbildung 24:</b> SOM der Messreihe 8 und Messreihe 9	41.
<b>Abbildung 25:</b> Sensorenausschnitte, x und y periodisch, in z Ausreißer	42.
<b>Abbildung 26:</b> Spektrumsanalyse der vorhergegangenen Ausschnitte. In x und y deutlich zwei Gipfel zu erkennen und in z ein verrauschtes Spektrum	42.
<b>Abbildung 27:</b> Repräsentation der Amplitude der ausgewählten Messungen, links oben in x-y Richtung, rechts oben in x-z Richtung und unten in y-z Richtung	43.
<b>Abbildung 28:</b> Ausschnitte aus den Raumkoordinaten eines Sensors, x, y und z	44.
<b>Abbildung 29:</b> Die dazugehörigen Frequenzspektren, x, y und z	44.
<b>Abbildung 30:</b> Die Repräsentanten aus dem Zentrum des Clusters auf der SOM, x, y und z	45.
<b>Abbildung 31:</b> Auswertungsgraphik über Mittelwert und Standardabweichung der Phasenverschiebung in der Frontalebene. Links Messreihe 1 und rechts Messreihe 2	46.
<b>Abbildung 32:</b> Sensor einzeln, und Sensor mit Sensorhalter in zwei Ansichten. Man erkennt die abgerundeten Ecken und Kanten des Halters, die Verletzungen vermeiden sollen	49.
<b>Abbildung 33:</b> Graphik über den Zusammenhang von Amplitude, Phase und Phasenverschiebung	52.
<b>Abbildung 34:</b> Frequenzgipfel im Fourier-Raum. Der erste Gipfel repräsentiert die Atemfrequenz. Die nächsten Gipfel sind Anteile der Herzfrequenz. Andere Faktoren sind im weiteren Verlauf des Graphen gerade noch zu erkennen, aber unerheblich. Der Ursprungsgraph zeigte den maximalen Vektor der cranio-caudalen Bewegung.	53.



**Abbildung 35:** Unbewegtes Lebermodell in der Frontalansicht, Amplitude in cranio-caudaler Richtung eingetragen 55.

**Abbildung 36:** Unbewegtes Lebermodell in der Transversalansicht, Amplitude in lateraler Richtung eingetragen 56.

**Abbildung 37:** Unbewegtes Lebermodell in der Sagittalansicht, Amplitude in antero-posteriorer Richtung eingetragen 56.

**Abbildung 38:** Zwei Ansichten des dreidimensionalen Lebermodells 57.

**Abbildung 39:** Screenshot von einem Anästhesiemonitor, Einstellungen der Beatmung normal, Inspirationsplateau sehr kurz 61.

**Abbildung 40:** Screenfolge der unbearbeiteten respiratorischen Bewegung der Leber eines Menschen während einer OP. Darunter die gleiche Abfolge nach Bearbeitung mit Hilfe des Synchronisationsprogramms. Dynamic Time: 4,75s, Static Time: 2,75s, AF: 8/min, Dynamic Time läuft während Expirationsplateau 62.

**Abbildung 41:** Schematische Darstellung der Distanzen und Punkte die in Tabelle 5 verwendet wurden. Ausschnitt aus einer Videoaufnahme der menschl. Leber während einer Laparoskopie. 63.

## Tabellenverzeichnis:

<b>Tabelle 1:</b> Messreihen mit Anzahl an Einzelmessungen und verwendeten Positionen	32.
<b>Tabelle 2:</b> Messreihen mit Messungsanzahl und Positionen. Positionen mit Repräsentanten grün, Positionen ohne Repräsentanten rot	47.
<b>Tabelle 3:</b> Sensorpositionen mit Lokalisation und zugehöriger Kennfarbe	50.
<b>Tabelle 4:</b> Tabelle mit Leberpositionen und notwendigen Informationen für die Modellierung	54.
<b>Tabelle 5:</b> Mittelwert und Standardabweichung der einzelnen Distanzen über zwanzig Atemzyklen hinweg. Distanzen gemessen in Pixel. Bildformat 720 * 576, AF 8/min, Synchronisation: Dynamic Time 4,75s & Static Time 2,75s	64.
<b>Tabelle 6:</b> Amplitude der Leberbewegung in der Literatur	72.

## **Danksagung:**

Ich möchte mich bei Herrn Prof. Dr. med. H. Feussner für Überlassung des Themas und die gute Betreuung herzlich bedanken.

Herrn Dr. rer. nat. A. Wichert danke ich für sein stets offenes Ohr und seine gute Betreuung in allen technischen Angelegenheiten.

Zudem danke ich Herrn A. Schneider und Frau H. Wirnhier für die gute Zusammenarbeit und Ihre Hilfe, die oft den reibungslosen Ablauf der Versuche und der Arbeit erst ermöglichten.

Ich bedanke mich auch bei allen anderen Mitarbeitern oder ehemaligen Mitarbeitern der Arbeitsgruppe MITI für die Zusammenarbeit und Unterstützung.

Den Mitarbeitern vom Lehrstuhl für Computer Aided Medical Procedures, insbesondere Herrn Prof. Dr. rer. nat. N. Navab und Herrn J. Traub möchte ich besonders für die fruchtbare interdisziplinäre Zusammenarbeit und Unterstützung des Projekts danken.

Besonders danken möchte ich meiner Lebensgefährtin für die Geduld und Unterstützung während des Entstehungsprozesses dieser Arbeit.

Und meinen Eltern und meiner Tante, die mich stets während meines Studiums unterstützten und mir immer Rückhalt gaben, für die Anregungen und für geduldiges Korrekturlesen.

# Lebenslauf : Bernhard Olbrich

---

## Persönliche Informationen

- Geburtsdatum: 01.07.1980
- Geburtsort: Dachau
- Adresse: Gundackersdorf 5, 85229 Markt Indersdorf  
bernhard.olbrich@gmx.de  
0179/7868889
- Vater: Bernhard Olbrich (18.05.1950), Maschinenbautechniker
- Mutter: Maria Olbrich (30.10.53 – 31.12.88), geb. Kreitmeir, Hausfrau
- Geschwister: Sylvia Olbrich (16.03.83), Angestellte

## Ausbildung

September 1987 - Juli 1991 Besuch der Grundschule Markt Indersdorf

September 1991 - 30.6.2000 Besuch des Ignaz Taschner Gymnasium Dachau

Schulabschluss: Allgemeine Hochschulreife zum 30.06.2000

23.04.2001 Immatrikulation im Studiengang Humanmedizin an der LMU München

22.07.02 – 21.08.02 Krankenpflegepraktikum im KHS Dachau, Chirurgie

24.08.02 – 04.09.02 Ambulanzpraktikum im KHS Indersdorf

14.03.2003 Ärztliche Vorprüfung an der LMU München abgelegt und bestanden.

01.04.2003 Immatrikulation für den Klinischen Studienabschnitt an der TU München

28.07.03 – 19.09.03 Famulatur im St. Elisabeth Klinikum in Neuburg a. d. Donau in der Abteilung für Kinder- und Jugendheilkunde

01.08.03 Beginn der Doktorarbeit in der Arbeitsgruppe MITI an der TU München

01.08.04 – 31.08.04 Famulatur in der Ilmtalklinik Pfaffenhofen in der Abteilung für Anästhesie

03.03.05 – 04.04.05 Famulatur im Waterford Regional Hospital in Waterford (Irland) in der Abteilung für Gynäkologie

18.07.05 – 19.08.05 Famulatur in einer hausärztlichen Praxis bei Dr. Wiescher

05.09.05 – 05.10.05 Famulatur im Kreiskrankenhaus Dachau in der Abteilung für Unfallchirurgie

20.02.06 - 09.06.06 PJ Terial in der Inneren Medizin, in der Abteilung für Endokrinologie, Diabetologie und Angiologie im Klinikum Bogenhausen bei Prof. P.M. Schumm-Draeger

12.06.06 – 29.09.06 PJ Wahl-Terial in Gynäkologie in der II. Gynäkologischen Abteilung in der Frauenklinik vom Roten Kreuz in München bei Dr. N. von Obernitz

02.10.06 – 19.01.07 PJ Terial in Chirurgie im Krankenhaus der Barmherzigen Brüder in München bei Dr. C. Reuter

29.05.07 Zweiter Abschnitt der ärztlichen Prüfung (nach neuer ÄAppO) an der TU München abgelegt und bestanden.

<b>Mitglied- schaften</b>	Mitglied beim Deutschen Roten Kreuz
<b>Wehrdienst</b>	01.07.2000 – 30.04.2001 Grundwehrdienst als Sanitätssoldat in der Luftwaffe
<b>Angestrebte Tätigkeit</b>	Orthopäde, Unfallchirurg