

Aus dem Institut für Neuroradiologie der Philipps-Universität Marburg in
Kooperation mit dem Max Planck Institut für Psychiatrie München

Geschäftsführender Direktor des Institutes für Neuroradiologie der
Philipps-Universität Marburg : Prof. Dr. med. Siegfried Bien

Geschäftsführender Direktor des Max Planck Institutes für Psychiatrie:
Prof. Dr. Dr. Florian Holsboer

**Vergleichende Volumetrie
von Ultraschall- und Magnetresonanztomografie-
Datensätzen mit einem Hybridphantom**

Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der
gesamten Medizin dem Fachbereich Humanmedizin der Philipps-
Universität Marburg

Vorgelegt von Adriane Oltmann aus Cluji
Marburg 2004

Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin der Philipps-Universität

Marburg am 9. September 2004

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Prof. Dr. med. Bernhard Maisch

Referent: PD. Dr. med. Dorothee Auer

Korreferent: Prof. Dr. Hans-Joachim Wagner

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Volumenermittlung von medizinischen Bildern	2
1.2	Phantome und deren Nutzen in der Bildgebung	6
1.3	Evaluierung einer neuen Methode	7
1.4	Problemstellung	8
1.5	Anforderungen an das Phantom	9
1.6	Zusammenfassung der Ziele	12
2	Material und Methoden	14
2.1	Phantom	14
2.1.1	Eigenschaften	14
2.1.2	Herausforderungen bei der Konstruktion	17
2.1.3	Konstruktion des Phantoms	18
2.2	Anzahl der Versuche, Volumenermittlung	23
2.3	Ermittlung des Volumens	23
2.4	Ultraschallbildgebung	24
2.4.1	Entstehung des Ultraschalls	24
2.4.2	Bildentstehung	25
2.4.3	Artefakte und Grenzen	26
2.5	Rekrutierung der Ultraschalldatensätze	26
2.6	Ultraschalldatensätze in der Phantomstudie	26
2.7	Magnetresonanzaufnahmen (MRT)	27
2.8	Volumenermittlung	29
2.9	Segmentierung der Datensätze	30
2.10	Statistische Auswertung	33
2.11	Statistische Methodik	33
3	Ergebnisse	35
3.1	Mittelwerte der Messfehler	35
3.2	Abweichungen in Prozent	38
3.3	Abweichungen vom tatsächlichen Volumen in Milliliter	39
3.4	Tendenzen der Abweichungen	42
3.5	Abweichungen der Messwerte vom tatsächlichen Volumen	44
3.6	Signifikante Abweichungen	47
3.7	Einfluss der Bildmodalität auf das Messergebnis	48
3.8	Bildmodalitätsunterschiede in Abhängigkeit der verschiedenen Volumina	48
3.9	Einfluss der Bildmodalität auf die Abweichungen	51
3.10	Prüfung der Übereinstimmung der Beobachter	52
3.11	Intra-/Interobserverreliabilität	52
3.12	Zusammenfassung der Ergebnisse	54
4	Diskussion	56
4.1	Phantomkonstruktion	56
4.2	Evaluierung der Segmentierungsmethode in den Bildmodalitäten US und MRT	60

4.2.1	Einfluss der Bildmodalität auf die Volumenermittlung	63
4.2.2	Einfluss der Objektgröße auf die Volumenermittlung	64
4.2.3	Einfluss der Beschaffenheit des Messobjekts auf die Volumenermittlung	65
4.2.4	Einfluss der Segmentierungsmethode auf die Volumenermittlung	65 66
4.3	Fazit	66
4.4	Ausblick	67
5	Literaturnachweise	69
6	Anhang	80

1. Einleitung

Die Volumetrie von Strukturen in medizinischen Bilddatensätzen hat in den letzten Jahren an Bedeutung gewonnen, insbesondere zur Messung und intraoperativen Überwachung von Volumina bei minimalinvasiven Operationen. Minimalinvasive Operationsmethoden wurden in fast allen chirurgischen Disziplinen, die Neurochirurgie eingeschlossen, eingeführt. Heutzutage wird diese Methode immer bedeutender, denn sie verspricht einen niedrigeren Grad eines chirurgischen Traumas im Gewebe und eine niedrigere Infektionsrate. Die Konsequenzen sind eine höhere Sicherheit, kürzere Krankenhausaufenthalte und daraus folgend niedrigere Kosten (Chandler et al., 1982, Grode et al., 1983, Mahlmann et al., 1990, Sutcliffe et al., 1991).

Jedoch ergeben sich bei minimalinvasiven, neurochirurgischen Eingriffen auch Nachteile. Denn der eingeschränkte Blick des Chirurgen erschwert das Manövrieren der Instrumente, das Erfassen des Operationsverlaufes und damit auch die Reaktion auf intraoperative Veränderungen der Ausgangslage. Eine Ergänzung der intraoperativen Endoskopie mit einer möglichst exakten intraoperativen Bildgebung ermöglicht es dem Chirurgen, trotz minimalinvasiven Zuganges zum Operationsgebiet einen möglichst großen Überblick zu gewinnen.

Zur intraoperativen Kontrolle bei intrakraniellen, neurochirurgischen Eingriffen bieten sich in erster Linie die Bildgebung durch Ultraschall (US) und Magnetresonanztomografie (MRT) an.

In der Neurochirurgie wurde der intraoperative Ultraschall schon Anfang der Achtziger Jahre eingeführt (Masuzawa et al., 1981, Rubin et al., 1980) und stellt bis heute die einzige intraoperative, dynamische Bildgebung des Gehirns dar. Der US findet routinemäßig in der kraniellen und spinalen Neurochirurgie Verwendung (Auer et al., 1990-1, Auer et al., 1990-2, Auer et al., 1995, Brown et al., 1984, Brega et al., 1990, Becker et al., 1999, Chandler et al., 1982, Chen et al., 1999, Comeau et al., 2000, Degreif et al., 1992, Grode et al., 1983, Gooding et al., 1984, Knake et al., 1982, Knake et al., 1984, LeRoux et al., 1991, Mahlmann et al., 1990, Rubin et al., 1983, Rusyniak et al., 1992, Roselli et al., 1993, Sutcliffe et al., 1991, Szczerbicki et al., 1996, Tada et al., 1985).

Es konnte gezeigt werden, dass der intraoperative Ultraschall die meisten intrakraniellen Läsionen adäquat abbildet (Auer et al., 1983, Auer et al., 1985, Auer et al., 1990-1, Auer et al., 1990-2, Auer et al., 1995, Grode et al., 1983, Knake et al., 1982, Masuzawa et al., 1981, Rubin et al., 1980, Rubin et al., 1983).

Bei einigen cerebralen Läsionen erweist sich der Ultraschall der Computertomographie (CT) oder Magnetresonanztomographie (MRT) sogar überlegen bezüglich der Darstellung. (Auer et al., 1990-1, Comeau et al., 2000, Le Roux et al., 1994).

Der Vorteil der Anwendung von intraoperativer Ultraschallbildgebung liegt darin, während der gesamten Operation die Lage, Form und Größe der intrazerebralen Zielstrukturen in einem dynamischen Bild kontrollieren zu können. Des Weiteren ist er schnell verfügbar und zeichnet sich des Weiteren durch niedrige Kosten aus, die 1/30 eines intraoperatives MRT betragen.

Bei den intraoperativ darzustellenden Zielstrukturen handelt es sich im klinischen Alltag in den meisten Fällen um intrazerebrale Tumore, welche durch einen minimalinvasiven Eingriff entfernt werden sollen.

Zwei Parameter, nämlich das Volumen und Ausmaß einer Struktur, muss ein bildgebendes Verfahren hierbei liefern, um unter reduzierter Sicht ein exaktes Arbeiten zu ermöglichen und dabei umliegende Strukturen weitestgehend zu schonen.

1.1 Volumenermittlung von medizinischen Bildern

Die Volumenermittlung eines definierten Bereiches in medizinischen Bildern wird mit der Technik der Segmentierung bestimmt. Aus einer Serie von meist zweidimensionalen Bildern (Schnittbildern) eines Objektes wird von jedem Bild die Fläche des Objektes bestimmt. Aus der Gesamtheit der Flächen kann dann unter Berücksichtigung der Schichtdicke und des Schichtabstandes ein dreidimensionales Bild rekonstruiert und so das Volumen des Objektes berechnet werden.

Unter Segmentierung versteht man das Abgrenzen einer Region durch eine bestimmte Anzahl von Bildpunkten mit gleichen, zuvor definierten Eigenschaften

von Regionen mit Bildpunkten anderer Eigenschaften. Bildpunkte in einer Ebene werden als Pixel bezeichnet, Volumenpunkte als Voxel.

Die speziellen Eigenschaften eines Areal, welches von anderen Regionen abzugrenzen ist, bestehen vor allem in einer sich von der Umgebungsintensität unterscheidenden Signalintensität. Diese Intensitäten sind abhängig von den Stoffeigenschaften des regionalen Gewebes und zeigen Unterschiede in den verschiedenen Bildmodalitäten. In Abhängigkeit vom Umfang der Automatisierung kann die Methodik der Segmentierung in drei Gruppen eingeteilt werden: die manuelle Segmentierung, die semiautomatische Segmentierung und die vollautomatische Segmentierung. Bei der voll- und semiautomatischen Segmentierung wird von einem Computerprogramm selbständig eine definierte Bildregion von der Umgebung abgegrenzt. Bei der semiautomatischen Segmentierung werden Störfaktoren im Bild zuvor manuell entfernt, was bei der vollautomatischen ein Computerprogramm übernimmt.

Die manuelle Segmentierung wird interaktiv von einem erfahrenen Untersucher durchgeführt. Dabei spielt außer dem anatomischen Wissen und der klinischen Erfahrung auch die subjektive Einschätzung des Beobachters bei der Wahl der Grenzen eines definierten Raums eine entscheidende Rolle. Auch ist bei dieser Form der Segmentierung eine Abhängigkeit des Ergebnisses vom manuellen Geschick der auswertenden Person zu erkennen. Automatische Segmentierung hätte gegenüber der manuellen den Vorteil, objektiver und schneller zu sein (Byrum et al., 1996, Dastidar et al., 2000, Firebank et al., 2001, Glass et al., 2000). Es ist jedoch bis heute ein ungelöstes Problem, wie die Kriterien für perfekte Segmentierung in einem Computerprogramm umgesetzt werden können. Demnach birgt die Unmöglichkeit eines flexiblen Eingreifens Probleme. Dies ist zum Beispiel der Fall, wenn verschiedene Regionen durch identische Signalintensitäten der Bildpunkte dargestellt werden, und somit die Volumenbestimmung eines bestimmten Raums eingeschränkt wird (Bullmore et al., 1995). Hierbei handelt es sich also um einen wichtigen limitierenden Faktor bei der Weiterentwicklung von Segmentierungstechniken.

Die Weiterentwicklung von Segmentierungstechniken für MRT-Datensätze des Gehirns ist nach wie vor ein aktives Forschungsthema vieler methodisch

ausgerichteter Gruppen. Semiautomatische, automatische und manuelle Methoden wurden hierbei evaluiert und eine Reihe von neuen oder modifizierten Algorithmen zur Segmentierung in diesem Gebiet bei MRT-Aufnahmen entwickelt. Zahlreiche Studien wurden zur volumetrischen Evaluierung von Bereichen des Gehirns an MRT-Aufnahmen durchgeführt, wobei sich keine Methode als optimal durchgesetzt hat. Vielmehr fallen die Vergleiche der einzelnen Methoden anwendungsspezifisch unterschiedlich aus. Diese Studien wurden sowohl in vitro an Phantomen getestet, (Byrum et al., 1996, Rusinek et al., 1993, Zhou et al., 2001) als auch in vivo an Gehirngewebe durch Volumetrie der weißen Substanz, grauen Substanz und des Liquors (Atkins et al., 1998, Bullmore et al., 1995, Cardenas et al., 2000, Glass et al., 2000, Germond et al., 2000, Grabowski et al., 2000, Bullmore et al., 1995, Germond et al., 2000), an bestimmten anatomischen Substrukturen wie der Ventrikel, des Nukleus caudatus und Corpus Calosum (Boukerroui et al., 2001, Bueno et al., 2001, Shen et al., 2001), an Gehirntumoren (Friedlinger et al., 1995, Fletcher-Heath et al., 2001, Gibbs et al., 1996, Kaus et al., 2001), infarzierten Gebieten (Dastidar et al., 2000) und durch Multiple Sklerose entstandenen Läsionen (Firebank et al., 2001, Rovaris et al., 2000).

Das Volumen von Gehirntumoren von MRT-Aufnahmen wurde mit semiautomatischer Technik von Vaidyanathan et al., 1995 und 1997 und von Joe et al., 1999 evaluiert. Mit automatischer Segmentierung wurden Tumorumfänge von Fletcher-Heath et al., 2001, Gibbs et al., 1996 und Kaus et al., 2001 ermittelt.

Der von Gibbs et al., 1996 und Kaus et al., 2001 durchgeführte Vergleich zwischen manueller Segmentierung und semiautomatischer bzw. automatischer Segmentierung bei MRT-Bildern ergab keinen Qualitätsgewinn sondern lediglich einen Vorteil bezüglich des geringeren Zeitaufwandes.

Erschwerte Bedingungen wie beim Ultraschall, die durch Hintergrundgeräusche und die typischen „speckles“ bestehen, existieren bei MRT-Bildern nur in geringem Umfang. Eine bestimmte Region lässt sich von den umgebenden Regionen aufgrund deutlicherer Grenzen besser unterscheiden. Doch auch bei Magnetresonanzaufnahmen stößt man auf Probleme, die eine automatische Segmentierung erschweren. Dies ist vor allem dann der Fall, wenn verschiedene Gewebesorten durch identische Voxelintensitäten repräsentiert werden (Bullmore et al., 1995).

Bei der Segmentierung von Ultraschallbildern gestaltet sich aufgrund der Hintergrundgeräusche das Entwickeln von Algorithmen für die automatische und semiautomatische Segmentierung schwierig. Bis jetzt wurde eine automatische Segmentierung von Ultraschallbildern in verschiedenen medizinischen Fachgebieten angewendet: in der Kardiologie wurde diese Methode bei der Echokardiographie (SantosConde et al., 1998) angewendet. Dreidimensionale Aufnahmen der Carotis wurden mit automatischer Segmentierung evaluiert (Zahalka et al., 2001. Ultraschallbilder der Prostata wurden von Richard et al., 1996 ausgewertet. In der Gynäkologie wurde sie benutzt, um Ovarialfollikel auszumessen (Krivanek et al., 1998, Sarty et al., 1998).

Trotz des enormen Fortschritts in der Weiterentwicklung von verschiedenen Segmentierungsmethoden in den unterschiedlichsten Fachgebieten, lässt der momentane Stand der Technik noch keine semiautomatische oder automatische Segmentierung intrazerebraler Läsionen zu. Der Grund dafür findet sich vor allem in der unterschiedlichen Echogenität von Gewebeanteilen im Bereich des Gehirns. Die Echogenität bietet eine breite Palette von verschiedenen Grauwertschwellen und die exakte Bestimmung von Grenzen verschiedener Regionen ist mit einem Algorithmus für ein Computerprogramm für automatische Segmentierung noch nicht umsetzbar. Daher kann die manuelle Segmentierung von US-Bildern von Gehirnregionen noch nicht durch automatische Segmentierung ersetzt werden.

Aufgrund des subjektiven Faktors bei der manuellen Segmentierung von Ultraschallbildern intrazerebraler Strukturen, stellt sich die Frage, ob diese Methode exakt genug ist, um das Volumen dieser intrazerebralen Strukturen zu ermitteln. Bei ausreichender Erfahrung eines Untersuchers ist jedoch davon auszugehen, dass die manuelle Segmentierung die genaueste aller möglichen Methoden ist. Die Frage ist jedoch, ob eine bestimmte Bildgebungsmethode überhaupt exakt genug ist, Läsionsgrenzen als Voraussetzung zur Volumenbestimmung abzugrenzen. Ist ein Volumen schlecht darstellbar, lässt sich also eine bestimmte Region schlecht von der umgebenden Region abgrenzen, wird die Segmentierung erschwert. Statistisch kann durch Wiederholungsmessungen nachgewiesen werden, ob bei abweichenden Ergebnissen von den tatsächlichen Volumina die Ungenauigkeit bei der Bildgebungsmethode oder bei der Segmentierungsmethode liegt.

Wie bereits oben erwähnt, weisen Ultraschallbilder verschiedene Artefakte auf, wie zum Beispiel die große Anzahl von Hintergrundgeräuschen. An Grenzen mit starken Impedanzsprüngen wie Gewebe/Luft oder Gewebe/Knochen-Übergängen kommt es zu Reflexionen. Bei der Bestimmung des Volumens ist darüber hinaus zu beachten, dass die Größe des sonografierten Objekts aufgrund sogenannter Laufzeitartefakte verfälscht sein kann.

In der vorliegenden Arbeit soll geklärt werden, ob es möglich ist, mit Ultraschall klinisch relevante Läsionen, die in Ihrer Echogenität typischen Läsionen wie Tumor und Blutung entsprechen, exakt genug von Gehirngewebe abzugrenzen und damit volumetrisch bestimmen zu können. Dabei waren auch die durch die manuelle Segmentierung entstehenden Messungenauigkeiten zu beachten, weswegen zum Vergleich die manuelle Abgrenzung derselben Läsionen im besser aufgelösten MRT-Bild erfolgte. Zu diesem Zweck musste ein geeignetes Hybridphantom mit bekannten Volumina und repräsentativen Echogenitäts- und MRT-Signalintensitätsunterschieden zum Gehirngewebe entwickelt werden.

1.2 Phantome und deren Nutzen in der Bildgebung

Phantome ermöglichen die Untersuchung von standardisierten und definiert variierbaren Situationen. Die gewünschten Parameter sind bekannt. Damit lassen sich bildgebende Verfahren bezüglich ihrer Exaktheit evaluieren.

In der vorliegenden Arbeit soll mittels eines Phantoms die Genauigkeit der Volumenbestimmung von intrakraniellen Strukturen unterschiedlicher Beschaffenheit mit Ultraschall bestimmt werden.

Die Phantomentwicklung stellt den entscheidenden Schritt für die Etablierung einer Segmentierungsmethode dar. Für den Genauigkeitsvergleich zwischen Bildgebungsmodalitäten sind zudem Hybrideigenschaften unverzichtbar.

Zur Untersuchung von Bildgebungsverfahren hat sich die Anwendung von Phantomen als nützlich erwiesen:

Mit ihnen können zum Beispiel verschiedene kontrastgebende Substanzen (Hindle et al., 1993) evaluiert werden. Für die Ultraschallbildgebung haben sich Versuche in vitro als nützlich herausgestellt, so z.B. an einem Prostataphantom (Onik et al., 1996) bestehend aus Prostatakryoproben in einem Plexiglasbehälter. Es wurden

bereits Volumenevaluierung von Ultraschallaufnahmen an einem wassergefüllten Ballonmodell als Phantom von Hughes et al., 1996 durchgeführt.

Auch für die Magnetresonanztomografie und Endoskopie existieren Studien mit in vitro Phantomen. So wurden beispielsweise Versuche mit MRT an intrakraniellen Aneurysmamodellen durchgeführt (Isoda et al., 1999). Noguchi et al., 2000 führten mithilfe eines Modells einer subarachnoidalen Blutung einen Vergleich in der Bildgebung von Magnetresonanztomografie und Computertomografie (CT) durch. Dastidar et al., 2000, Gilja et al., 1998, Hughes et al., 1996, Martin et al., 1990 und Rusinek et al., 1993 benutzten Ballonmodelle zur Schaffung definierter Volumina für verschiedene Bildgebungsmethoden als Phantome.

1.3 Evaluierung einer neuen Methode

Um die Überlegenheit einer neuen Bildgebungsmethode oder eines neuen Einsatzortes einer etablierten Methode zu überprüfen, werden häufig Vergleichstudien erstellt. Dabei vergleicht man die Ergebnisse der neuen Methode entweder mit definierten Parametern, oder mit einer bereits etablierten Methodik, die dann als Goldstandard gilt. Bei der Prüfung eines mit Ultraschalltechnik gewonnenen Datensatzes werden als Goldstandard häufig Daten von CT- oder MRT-Aufnahmen herangezogen (Abdul-Khaliq et al., 2000, Kogutt et al., 1994, Nadkarni et al., 2000, Rodevan et al., 1999, Schmidt et al., 1999, Wang et al., 2000).

Vergleichsstudien von Ultraschall mit Bildmodalitäten MRT und CT wurden bei Bestimmung des linken Herzventrikelvolumens (Rodevan et al., 1999, Schmidt et al., 1999), Bestimmung des Nierenvolumens (Bakker et al., 1998, Bakker et al., 1999, Gilja et al., 1995) und bei der Volumenbestimmung von Gehirntumoren (Auer et al., 1990-1, Auer et al., 1990-2, LeRoux et al., 1989, Roux et al., 1994, Vordermark et al., 1997) angewendet. Vordermark et al. 1997 verglichen das Volumen von Hirntumoren von US und CT. LeRoux et al. 1994 verglichen das Volumen von Hirntumoren von MRT und US Datensätzen. Diesen Vergleich führten die Autoren ebenfalls zwischen US und CT-Aufnahmen durch (LeRoux et al., 1989).

Bei Darstellungen von Läsionen im Bereich des Schädels gelten Magnetresonanztomografie und Computertomografie momentan als Goldstandard. Zurzeit sind es die mit verschiedensten Segmentierungstechniken am besten untersuchten Bildgebungsverfahren (1.2). Bei diesen Bildgebungsverfahren sind momentan, auch aufgrund der höchsten Abbildungsqualität die genauesten Aussagen über ein Läsionsvolumen zu treffen.

1.4 Problemstellung

Aus eingangs erwähnten Gründen würde sich die Anwendung von Ultraschall (1.1) zur Volumenermittlung in der operativen Neurochirurgie als sinnvoll erweisen. Es soll daher vergleichend geprüft werden, wie exakt das mit US ermittelte Volumen ist, insbesondere im Vergleich zur erzielbaren Genauigkeit mit MRT. Dazu wurde eine Auswertung zweidimensionaler Schichtaufnahmen von Ultraschallbildern durchgeführt.

Das Erstellen einer Serie von zweidimensionalen Schichtbildern mit Ultraschall wird als 2,5D- Ultraschall bezeichnet. Bei unbekanntem Volumen werden oft die von MRT-Bildern ermittelten Volumina als Vergleichsstandard herangezogen. Solche Vergleichstudien werden zur Etablierung einer neuen Methodik in der Bildgebung häufig angewendet (Bakker et al., 1998, Bakker et al., 1999, Kogutt et al., 1994, Gilja et al., 1995, Le Roux et al., 1989, Le Roux et al., 1991, Le Roux et al., 1994, Rodevan et al., 1999, Schmidt et al., 1999, Vordermark et al., 1997, Wang et al., 2000).

Zu diesem Zweck wurde ein Phantom mit Objekten entwickelt, welche mit beiden Bildmodalitäten (US und MRT) darstellbar sind.

Die Durchführung der Studie erfolgte an einem Hybridphantom, für das standardisierte Bedingungen festgelegt wurden. Mit Hilfe dieses Phantoms sollte ein Gehirn mit verschiedenen Raumforderungen simuliert werden. Die Auswertung der gewonnenen Datensätze in den beiden Bildmodalitäten US und MRT wurden mit manueller Segmentierung durchgeführt. Die gewonnenen Ergebnisse in Form von Volumenwerten wurden dann statistisch untereinander verglichen.

Ziel ist es, eine Aussage über die Genauigkeit von Ultraschall im Vergleich zu MRT zu treffen. Um eine Aussage über die Genauigkeit dieser

Bildgebungsmethoden machen zu können wurden die Originalvolumina im Phantom als Vergleich herangezogen.

Anzumerken ist, dass bei der manuellen Segmentierung Fehler auftreten, die abhängig von der Erfahrung und der Geschicklichkeit der auswertenden Person sind. Des Weiteren ist noch ein subjektiver Faktor vorhanden. Da sowohl Ultraschall- als auch Magnetresonanzdatensätze mit einer identischen Segmentierungsmethode ausgewertet werden sollten, sind beide Fehlerquellen bei beiden Methoden zu erwarten. Diese Fehler werden sich in der Abweichung der Wiederholungsmessungen abbilden. Die Kenntnis des tatsächlichen Volumens der zu segmentierenden Objekte ist darüber hinaus zur Bewertung der absoluten Abweichungsfehler nötig, vom wahren Wert also dem tatsächlichen im Phantommodell vorgegebenen Volumen.

Bei der Erstellung des Phantoms unter standardisierten Bedingungen wurde das tatsächliche Volumen mit einer elektronischen Waage sowie mit Verdrängungsvolumetrie ermittelt.

Die Ultraschallaufnahmen wurden in einer 2,5D-Technik durchgeführt, die Magnetresonanzaufnahmen wurden T2-gewichtet bei 1,5 T durchgeführt.

1.5 Anforderungen an das Phantom

Aus der Vielzahl verschiedener theoretisch möglicher intrakranieller Raumforderungen wurden exemplarisch zwei gewählt. Eine Objektklasse sollte ein Hämatom darstellen, die andere einen Ventrikeltumor. Jede Objektklasse wurde in verschiedenen Volumina hergestellt.

Das Hybridphantom bestand in seiner Gesamtheit aus einem Dreikompartimentenmodell, wovon zwei der drei Kompartimente die beiden verschiedenen Objektklassen enthielten, das dritte Kompartiment diente zur Darstellung des Gehirngewebes.

Weiterhin wurde die Umsetzung bestimmter tatsächlicher Eigenschaften der drei Gewebekompartimente vom Phantom gefordert:

Festgelegt wurde das Bestehen der Kompartimente unabhängig voneinander, d.h. keine Vermischung untereinander. Verschiebliche Hüllen, die die Kompartimente trennten, verformbar waren und die Substanzen in den Kompartimenten trennten,

dienten diesem Zweck. Diese Verformbarkeit sollte ein Anpassen der Kompartimente aneinander weitgehend sicherstellen und somit Artefakte wie zum Beispiel hervorgerufen durch Luft, die einen negativen Einfluss auf die Bildqualität ausüben, verhindern. Die Verformbarkeit ermöglichte aber auch, Anteile des Volumens eines Kompartimentes mit neurochirurgischen Instrumenten zu entnehmen. Aufgrund der elastischen Hülle sollten sich die Kompartimente anschließend wieder einander anpassen und das noch vorhandene Volumen, wie bei einer in vivo Operation, die Formveränderung des Gehirngewebes simulieren. Zur Unterstützung der Formveränderung wurde zusätzlich ein Drucksystem konstruiert, um nach Stoffentnahme durch Erhöhung des Drucks diesen Prozess aktiv zu unterstützen.

Diese Eigenschaften und auch die Bauweise des Phantoms könnten es, sozusagen als Nebenprodukt dieser Studie, ermöglichen, das Phantom als „Task-Trainer“ (Mönk et al., 2000) zu verwenden und so bestimmte Aufgaben, wie zum Beispiel die Handhabung von neurochirurgischen Instrumenten zu trainieren. Deshalb wurde bei der Entwicklung des Phantoms darauf geachtet, bestimmte anatomische Gegebenheiten einzuhalten. So sollte das Hämatommodell subcortical liegen, während man für das Erreichen des Ventrikeltumormodells entsprechend tiefer präparieren müsste. Auch bei der Wahl des Behälters wurde darauf geachtet, eine dem menschlichen Schädel ähnliche Form zu benutzen.

Zurzeit sind Kopfphantome häufig in Form von Plexiglasbehältern in Verwendung (Hughes et al., 1996, Martin et al., 1990). Meist sind es sehr vereinfachte Modelle zum Trainieren bestimmter Fähigkeiten. Auch werden häufig Modellballone als Phantome verwendet, die mit Flüssigkeiten gefüllt sind (Hughes et al., 1996, Martin et al., 1990, Moretti et al., 2000, Rusinek et al., 1993). Eine optische Anpassung an tatsächliche Bedingungen würde die Simulation optimieren und könnte zu einer Steigerung des Trainingseffektes führen.

Bei der Substanzsuche war auf Eigenschaften hinsichtlich der Konsistenz zu achten, um in vivo Bedingungen hinreichend zu simulieren. Wichtig für diese Studie war, ein Hybridphantom zu konstruieren, das es ermöglichte, Strukturen in den beiden Bildgebungsmethoden, Ultraschall und MRT, darzustellen. Ziel war es eine möglichst realitätsgetreue Darstellung in der Bildgebung zu erreichen. Das

Verhalten der Substanzen, sowohl als einzelnes Kompartiment als auch in deren Verhältnis zueinander, sollte in etwa dem echogenen Verhalten der in vivo Gegebenheiten entsprechen.

In verschiedenen Studien zeigte sich, dass sich Gehirntumore in den meisten Fällen mit Ultraschall echogener als das umgebene Gewebe darstellen.

(Auer et al., 1990-1, Auer et al., 1990-2, Auer et al., 1995, Chandler et al., 1982, Enzmann et al., 1982, Gooding et al., 1983, Gooding et al., 1984, Knake et al., 1984, Le Roux et al., 1994, McGahan et al., 1986, Quencer et al., 1986).

Das Echowverhalten des Gehirngewebes sollte auch in der Phantomstudie soweit wie möglich realisiert werden, da es bei der Segmentierung dieses Gewebes und dort liegender Läsionen bei Ultraschallaufnahmen ein bedeutender behindernder Faktor ist und die Entwicklung einer automatischen Segmentierungsmethode verhindert. Um in vitro nicht unter erleichterten Bedingungen zu arbeiten und die Übertragbarkeit der Ergebnisse auf tatsächliche Bedingungen einzuschränken, musste dies bei der Substanzsuche unbedingt berücksichtigt werden.

In den Abbildungen 1 und 2 sind Beispiele von Ultraschallaufnahmen in vivo abgebildet. Ähnliche Aufnahmen sollten bei der in vitro Simulation entstehen.

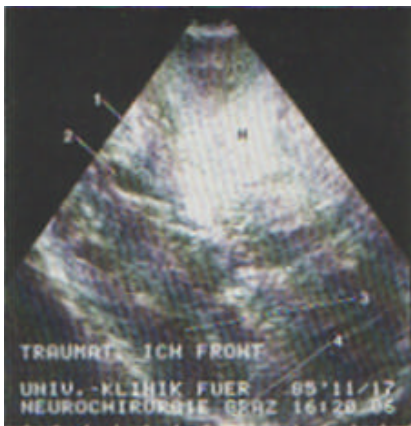


Abbildung 1:

Diagonal/horizontal US.
Akut traumatisches Hämatom
(Abb. Mit Genehmigung aus
Auer/Van Velthoven)



Abbildung 2:

Sagittal US.
Ventrikeltumor, Medulloblastom
(Abb. Mit Genehmigung aus
Auer/Van Velthoven)

Zusammenfassend kann zu der Konstruktion des Phantoms im Vergleich zu den oben erwähnten Studien (Hughes et al., 1996, Martin et al., 1990, Moretti et al.,

2000, Rusinek et al., 1993) gesagt werden, dass folgende identische Ansprüche bei der vorliegenden Studie gestellt wurden:

1. standardisierte Bedingungen
2. Reproduzierbarkeit

Im Gegensatz zu diesen Studien wurden folgende neue Ziele bei der Konstruktion des Phantoms verfolgt:

1. Nachahmung von anatomisch-biologischen Gegebenheiten sowohl in der räumlichen Verteilung als auch in der Bildgebungseigenschaft
2. dadurch Ermöglichen einer Nutzung als Task-Trainer
3. Schaffen von möglichst realitätsgetreuen Bildaufnahmen mit Artefakten (z.B. Schallschatten), um die Relevanz der Ergebnisse für reale Bedingungen zu erhöhen

1.6 Zusammenfassung der Ziele

Um dem Studienziel nachzukommen, wurden Phantome mit zwei verschiedenen Raumforderungen konstruiert, wobei besondere Rücksicht auf eine möglichst realitätsnahe Darstellung in der Bildgebung gelegt wurde.

Das Phantom diene in erster Linie dazu, die Genauigkeit von Ultraschallbildern und MRT-Bildern von Raumforderungen im Gehirn in Bezug auf deren Volumen zu evaluieren.

Im speziellen untersuchte man dabei die Abhängigkeit des erhaltenen Volumens von verschiedenen Faktoren, d.h. der Bildmodalität, der Größe des Volumens und der Art des Objekts. Die Volumenmessungen wurden an den mit unterschiedlichen Volumina hergestellten Raumforderungen durchgeführt.

Von jeder Raumforderung wurden Aufnahmen mit US und MRT durchgeführt und mit manueller Segmentierung das Volumen bestimmt.

Wie bei Grode et al., 1983, Knake et al., 1982, Masuzawa et al., 1981, Rubin et al., 1980, und Rubin et al., 1983 gezeigt werden konnte, sind Raumforderungen im Kopfbereich mit Ultraschall gut zu erkennen. Wenn nachweisbar wäre, dass die Ergebnisse bei der Volumenermittlung mit den tatsächlichen Volumina in ausreichendem Maß übereinstimmen, könnte sich diese Methode auch in vivo als

nützlich erweisen. So könnten Volumina von Raumforderungen im Schädelbereich anhand von Ultraschallbildern ermittelt werden.

2. Material und Methoden

2.1 Phantom

2.1.1 Eigenschaften

Folgende Anforderungen wurden an die Eigenschaften des Phantoms gestellt:

1. Der Behälter des Evaluationsphantoms durfte die Qualität der Bildgebung in den Bildmodalitäten Ultraschall und MRT nicht stören. Die Konturen des Behälters sollten in den Magnetresonanzdatensätzen deutlich erkennbar sein, weswegen als Behälter ein Kunststoffkopf gewählt wurde.

2. Das Phantom musste alle drei verschiedenen Komponenten repräsentieren können. Eine räumliche Trennung der Kompartimente wurde angestrebt, eine Vermischung untereinander war auszuschließen. Ziel war die Verhinderung einer Emulgierung unter Erhalt der Verformbarkeit. Zur Simulation des Gehirngewebes diente das große Kompartiment, die beiden kleinen Kompartimente stellten jeweils eine Raumforderung dar und mussten durch eine Öffnung von außen erreichbar sein.

Als Raumforderungen sollten zwei Objektklassen, ein Hämatommodell und ein Ventrikeltumor, zur Volumenbestimmung hergestellt werden.

3. Jede Raumforderung hatte mit verschiedenen Volumina reproduzierbar zu sein. Die Hüllen, die als Behälter für die Raumforderungen dienten, mussten daher zum Einbringen und Entfernen des Füllmaterials von außen zugänglich sein.

4. Das echogene Verhalten in der Ultraschallbildgebung musste bei der Wahl des geeigneten Materials für die Tumorstümmen beachtet werden. Das weitgehende Vermeiden von Artefakten wie etwa starker Reflektion, Streuung und totaler Absorption war deshalb von großer Bedeutung, da solche Störungen die Qualität der Bilder deutlich verringert hätten. Da die Testung des Füllmaterials mit verschiedenen Volumina erfolgte, musste die Hülle aus elastischem, anpassungsfähigem Material bestehen. Diese Eigenschaft war für die Qualität der

Bilder unabdingbar, da Luftansammlungen zwischen dem Füllmaterial und der Hülle aufgrund der totalen Reflexion und des so entstehenden Schallschattens im Ultraschall die Aussagekraft der gewonnenen Bilder erheblich reduzieren. Des Weiteren wurde dadurch das partielle Entfernen einer Raumforderung mit anschließender Formveränderung des Gewebes ermöglicht.

5. Zur Unterstützung einer Formveränderung diente ein intrakranielles Drucksystem. Im Halsbereich des Phantoms wurde ein mit einem Schlauchsystem nach außen verbundener Ballon platziert, der über dieses mit Luft gefüllt werden konnte. Durch Einbringen von Luft in diesen Ballon sollte sich der Ballon ausdehnen, Druck auf das umgebene Kompartiment ausüben, dadurch die Materie verdrängen und die durch Entfernung von Substanz entstehende Lücke auffüllen.

6. Die Raumforderungen und das Gehirngewebe bestanden aus gelförmigem bis festem Material (s.o.). Die Substanz für das größte, zur Simulation des Gehirngewebes entwickelte Kompartiment, d.h. die die Raumforderungen umgebende Materie, musste, je nach Temperatur, ihren Aggregatzustand ändern können. Bei der Herstellung des Phantoms lag die Substanz in höheren Temperaturen und flüssigen Zustand vor und wurde bei Abkühlung zu einer gelförmigen bis festen Masse.

Diese Stoffeigenschaften dienten der Vermeidung luftgefüllter Räume, die zwischen den einzelnen Kompartimenten und an der Außenschicht, dem Plastikkopf, entstehen konnten.

Die für das große Kompartiment genannten Eigenschaften der Substanz wurden auch für das beim Hämatommodell verwendete Material gefordert. Dieses Modell sollte an der Oberfläche positioniert werden.

Die Konstruktionsrichtlinien für die zweite Raumforderung, dem Ventrikeltumormodell, unterschieden sich etwas von denen der beiden anderen Kompartimente. Wie bereits erwähnt, wurde auch dieses Modell durch eine Hülle vom umgebenden Kompartiment getrennt, zusätzlich wurde es aber noch von einer elastischen Kapsel umgeben. Als Modellsubstanz wurde ein gewebeähnliches Material gefordert, das an der Kapsel fixiert und in der Hülle im Inneren des Phantoms eingebracht wurde.

Wie bereits in der Einleitung beschrieben, war es bei der Materialfindung wichtig, auf die Kontrastgebung im Ultraschall zu achten. Zielsetzung war ein echogener Kontrast der Substanzen sowohl als separates Kompartiment als auch in deren Verhältnis zueinander, der in etwa dem echogenen Verhalten der in vivo Gegebenheiten entsprach. Das echogene Verhalten des hier zu simulierenden Gehirngewebes und der beiden zu imitierenden Raumforderungen wird im Bild als eine Palette von Grauwerten widergespiegelt. Wie unter in vivo Bedingungen sollten keine stark echoarmen Regionen von stark echoreichen Regionen abgegrenzt werden. Ein solches Bild würde sich beim Schallen von Wasser und Gewebe oder beim Schallen des Gehirnventrikels und des Gehirngewebes zeigen. Da das resultierende Echo durch die Impedanz an den Grenzflächen entsteht, mussten die Parameter der Impedanz, die Dichte und die Schallgeschwindigkeit bei der Wahl der passenden Substanzen berücksichtigt werden. Da eine größere Impedanz ein stärkeres Echo zur Folge hat, musste darauf geachtet werden, dass die zu simulierenden Läsionen eine größere Dichte als das Material des großen Kompartimentes haben. Auch war darauf zu achten, dass die verwendeten Substanzen keine unvertretbare Anzahl von Artefakten hervorriefen. Wie im oberen Abschnitt erwähnt, spielte auch das echogene Verhalten der Hüllen beziehungsweise der Kapsel eine Rolle für die Resultate der Ultraschallbilder. Erst das optimale Zusammenwirken der Substanzen in den Kompartimenten und den Hüllen konnte das gewünschte Bild entstehen lassen. Die verwendeten Materialien konnten sich in ihrer Wirkung entweder unterstützen oder behindern. In Hinblick auf die Wirkung von Substanzen in den Kompartimenten und Hüllen zueinander, wurde festgelegt, dass das Ventrikeltumormodell einen Schallschatten werfen durfte. Dies sollte den in vivo Gegebenheiten von Tumoren mit Kapsel entsprechen.

7. Die Ultraschallaufnahmen wurden durch zwei temporale Öffnungen im Plastikkopf gewonnen, die von elastischen Membranen abgedeckt wurden. Die Membran funktionierte als Barriere zur Außenwelt, ließ aber noch einen hinreichend großen Anteil von Schallwellen des Ultraschallgerätes passieren. Durch die an den temporalen Seiten liegenden Öffnungen wurden nur Datensätze des am nächsten liegenden Modells gewonnen.

2.1.2 Herausforderungen bei der Konstruktion

1. Substanzfindung

Es mussten Substanzen mit ähnlichen Reflex- und Echoverhalten in der Ultraschallbildgebung, sowie mit annähernd gleicher Konsistenz wie unter in vivo Bedingungen identifiziert werden.

Zuerst fanden Vorversuche mit verschiedenen eiweißhaltigen und kolloidalen Lösungsgemischen statt. Dabei wurde in erster Linie auf deren Eigenschaften in der Ultraschallbildgebung geachtet. Zuerst musste eine geeignete Substanz für ein Kompartiment gefunden werden. Anschließend war es geboten, die verschiedenen Materialien der Kompartimente auch auf deren Interaktion untereinander hin zu testen.

Des Weiteren mussten die Substanzen eine geeignete Konsistenz besitzen. Aufgrund des günstigen Verhaltens in Bezug auf den Aggregatzustand (Veränderung je nach Temperatur siehe 2.1.3), fiel die Wahl auf ein Agarose/Wassergemisch für das Gehirnkompartment und das Hämatommodell. Die geeignete Konsistenz und das geeignete Verhalten in der Bildgebung lieferten Experimente mit Konzentrationsreihen.

Für das, einen Tumor repräsentierende, Kompartiment wurde ebenfalls nach einem geeigneten Gemisch gesucht. Die Festlegung auf ein Modell mit Kapsel erschwerte die Substanzfindung. Ein Agarose/Wassergemisch erwies sich aufgrund seiner Dichte, Konsistenz, hohen Anzahl von Artefakten und dem erschwerten Einbringen in eine Kapsel als ungeeignet. Daher wurden Versuche mit Feststoffen, vor allem verschiedenen tierischen Fasern, unternommen. Dabei erwies sich tierisches Muskelgewebe wegen seiner günstigen Konsistenz und der guten Ergebnisse in der Bildgebung als optimal für die Verwendung im Tumormodell.

2. Kapsel des Tumormodells

Es musste gewährleistet sein, dass die Kapsel einerseits den Tumor luftdicht abschloss, andererseits auch fest an der Hülle haftete. Verschiedene Näh- und Klebmethoden wurden getestet. Es erwies sich als günstig, das Tumormodell an die Kapsel zu nähen und die Kapsel an die Hülle zu kleben.

3. Hülle

Das Ziel, ein zu Veränderungen fähiges Phantom zu entwickeln, machte die Anwendung von elastischen Hüllen notwendig.

Da diese Hüllen aber das Reflex- und Ecoverhalten der Substanzen in den Kompartimenten veränderten, waren erneute Substanztestungen nötig.

4. Phantom

Die Vorversuche fanden in Glasbehältern und einem quadratischen Plexiglasphantom statt. In dem anschließend gewählten Kunststoffkopf mussten aufgrund einer erneuten Änderung des Reflexverhaltens im Ultraschall die Substanzen modifiziert werden.

5. Öffnungen

Zum Einbringen, beziehungsweise zur Gewährleistung der Möglichkeit, Substanzen mit operativen Instrumenten zu entnehmen, entschied man sich für das Platzieren der Öffnungen an der Stirnseite des Phantoms.

Zwei seitliche Öffnungen zur Durchführung der Ultraschallaufnahmen hatten den Vorteil, einzelne Aufnahmen der Objekte zu ermöglichen, und somit eine gute Auswertbarkeit mittels Segmentierung zu sichern.

2.1.3 Konstruktion des Phantoms

Das Phantom bestand aus einem Kunststoffkopf. Aus Gründen der Zeitersparnis wurde parallel mit zwei identisch konstruierten Phantomen gearbeitet. Zuerst wurden die beschriebenen Öffnungen angebracht. Die beiden frontalen Öffnungen dienten zur Befestigung der Hüllen der beiden kleinen Kompartimente. Die Hülle des Hämatommodells wurde mit Hilfe von Sekundenklebstoff an der rechten Öffnung fixiert. Die linke Öffnung diente dem Einbringen des Tumormodells. Diese Hülle wurde allerdings nicht a priori an der Öffnung fixiert. Die Öffnung musste vorerst offen bleiben, da sie zum Auffüllen des großen Kompartimentes genutzt wurde. Erst gegen Ende der Konstruktion befestigte man auch die Hülle des Ventrikeltumormodells an der Öffnung. Der Durchmesser der Öffnungen betrug drei Zentimeter und war rund. An den beiden temporalen Seiten wurde jeweils eine weitere Öffnung mit denselben Durchmessern platziert und anschließend mit einer

elastischen Membran bestehend aus Naturkautschuklatex verschlossen. Diese Membranen wurden mit einem Sekundenklebstoff fixiert, der nicht mit Latex reagiert. So konnte verhindert werden, dass der Latex durch Reaktion mit dem Klebstoff porös wird. Es wurde darauf geachtet, die Membranen zu spannen, damit die Flächen glatt blieben. Dies war wichtig, damit sich die Materie im Inneren des Phantoms von innen so weit wie möglich an die Membran anlegte und zwischen der Materie und der Membran keine Luftschicht vorhanden war. Diese Luftschicht hätte sonst zu erheblichen Artefakten in den Ultraschallaufnahmen geführt. Außerdem mussten die abgedichteten Öffnungen als Barriere zwischen dem Inhalt des Phantoms und der Außenwelt dienen und durften somit keinen Austritt von Substanz in den Außenraum gestatten. Durch diese Öffnungen über die Membran wurden die Ultraschallaufnahmen der Raumforderungen gewonnen.

Über die linke Öffnung wurden die Bilder des Tumormodells gewonnen. Durch die rechte Membran erhielt man die Datensätze des Hämatommodells.

Im okzipito-caudalen Bereich des Phantoms wurde eine weitere runde Öffnung mit einem Durchmesser von einem Zentimeter geschaffen, die zur Integration des Drucksystems in das Phantom diente. Das Drucksystem bestand aus einem Ballon, der ein offenes Ende besaß. In das offene Ende des Ballons führte man einen hohlen Plastikschlauch mit einem Durchmesser von einem Zentimeter ein. Die Wände des Ballons an der offenen Seite wurden mit Klebstoff und Nahtmaterial fest an den Plastikschlauch fixiert, so dass der Ballon nur noch durch den Schlauch mit der Umgebung Kontakt hatte. Den so mit dem Schlauch fixierten Ballon schob man durch die okzipitale Öffnung in das Phantom vor und fixierte die Endstücke der äußeren Ballonwand an der Öffnung. Zur Verhinderung eines Austretens von Flüssigkeit dichtete man die Öffnung mit Klebstoff ab. Somit befand sich der Ballon nun im Inneren des Phantoms, verbunden mit einem hohlen Schlauch, der nach außen hin gerichtet war. Durch diesen Schlauch konnte Luft in das Innere des Ballons gepumpt werden, so dass dieser sich ausdehnte und das umgebene Kompartiment verdrängen konnte.

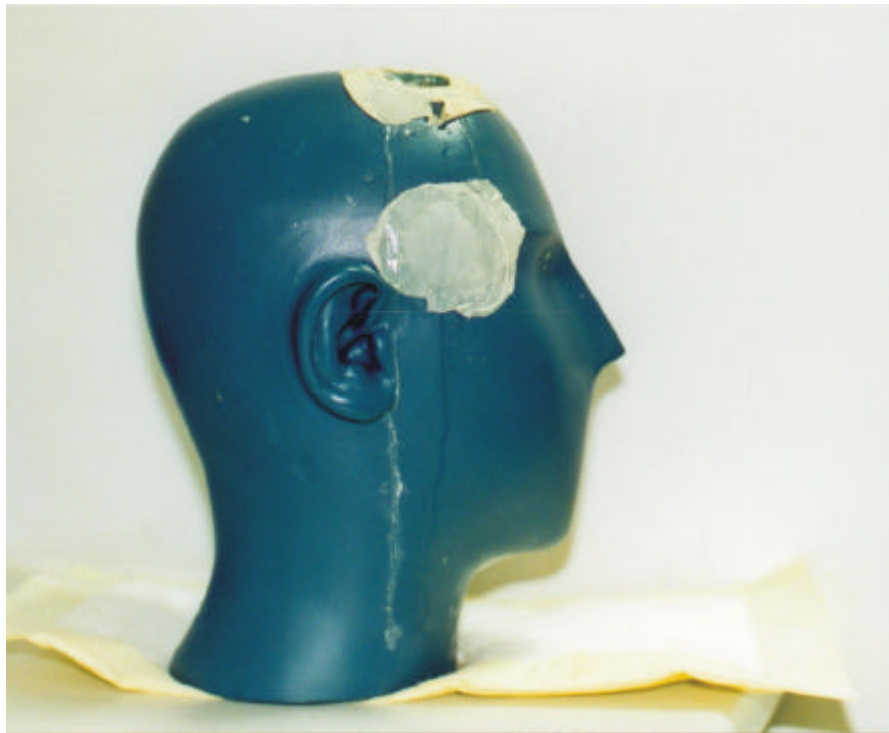


Abbildung 3:
Photo des Phantoms von außen

Die Hüllen der beiden kleinen Kompartimente bestanden aus Naturkautschuklatex. Die Hülle des Hämatommodells war kleiner als die des Tumormodells und wurde als direkte Trennwand zwischen zwei Kompartimenten genutzt, und zwar zwischen dem kleinen Kompartiment, welches das Hämatommodell enthielt, und dem großen, welches zur Simulation des Gehirngewebes diente. Diese Hülle war an einem Ende offen. Der durchgehende Anteil der Hülle wurde durch die entsprechende Öffnung in das Phantom eingeführt. Der offene Teil der Hülle deutete nach oben zu dem offenen Teil des Phantoms. Die Ränder der Hülle wurden an den Rändern der Öffnung im Phantom befestigt. So konnte durch die Öffnung Substanz zur Konstruktion des Hämatommodells eingeführt und wieder entfernt werden. Die Hülle des zweiten Modells wurde, wie bereits erwähnt, erst gegen Ende der Konstruktionsphase fest in das Phantom integriert. Sie bestand ebenfalls aus Naturkautschuklatex, war aber größer als die des Hämatommodells. Diese Hülle stellte eine Barriere zwischen dem großen Kompartiment und dem Kompartiment des Tumormodells dar, das zusätzlich von einer aus Latex bestehenden Kapsel umgeben wurde.

Das Phantom fasste ein Volumen von fünf Litern. Den Großteil dieses Volumens sollte das große Kompartiment ausfüllen. Es wurde ein Gemisch aus Wasser und Agarose hergestellt. Der Anteil der Agarose (Art. 5210.1, Gelstärke 1,5 % Gel, 1100-1190 g / cm², Feuchtigkeit < 15 %, PH Wert 6,0 – 8,0, Asche gesamt <0,5 %, Asche säureunlöslich (Hydrochlorsäure) <0,5 %, Roth, Gründau, Deutschland) betrug 0,5 %. Das Gemisch befand sich bei hohen Temperaturen in einem flüssigen Aggregatzustand. In diesem Zustand wurde es durch die obere Öffnung in das Phantom gefüllt. Die Zeit des Übergangs von einem flüssigen in einen festen Aggregatzustand variierte je nach Höhe der Temperatur, Menge des Gemisches und Anteil an Agarose. Bei einer Menge von fünf Litern und einem Anteil von 0,5 % Agarose betrug die Wartezeit ungefähr fünf Stunden.

Für das Hämatommodell wurde ebenfalls ein Gemisch aus Wasser und Agarose (Art. 5210.1, Gelstärke 1,5 % Gel, 1100-1190 g / cm², Feuchtigkeit < 15 %, PH Wert 6,0 – 8,0, Asche gesamt <0,5 %, Asche säurelöslich (Hydrochlorsäure) <0,5 %, Roth, Gründau, Deutschland) hergestellt, wobei der Anteil der Agarose hierbei 1,66 % betrug. Da die Menge des Gemisches im Milliliterbereich lag und der Anteil der Agarose 1,66 % betrug, dauerte es bis das Gemisch fest war, je nach Umgebungstemperatur, ungefähr fünfzehn Minuten. Für die Konsistenz war der Anteil der Agarose im Gemisch verantwortlich. Bei einem höheren Prozentgehalt der Agarose lag im Endzustand bei Raumtemperatur eine festere Konsistenz vor. Die höhere Dichte sorgte auch für ein stärkeres Echo des kleinen Kompartimentes im Ultraschall.

Das Gemisch wurde durch die rechte kraniale Öffnung direkt in die Hülle gespritzt. Für das Tumormodell wurde tierisches Muskelgewebe benutzt. Die bei diesem Modell benutzte Kapsel besaß initial eine offene Seite, durch die das Gewebe eingeführt wurde. Dabei war darauf zu achten, möglichst Luftansammlungen zwischen Gewebe und Kapsel zu vermeiden. Anschließend verschloss man das offene Ende mit Nahtmaterial. Zur zusätzlichen Fixierung des Gewebes und der Kapsel wurden beide mit chirurgischer Naht aneinander genäht. Das von der Kapsel umgebene Modell führte man in die Hülle ein und fixierte es mit Sekundenklebstoff an das untere Ende. Die gesamte Konstruktion wurde mit dem Tumor vorrangend durch die entsprechende Öffnung in das Phantom vorgeschoben. Dabei zeigte der offene Anteil der Hülle nach oben zur offenen Stelle im Phantom. Die Ränder fixierte man, wie auch bei dem Hämatommodell, an

den Rändern der Öffnung des Phantoms. Anschließend wurden die leeren Anteile der Hüllen mit Wasser aufgefüllt. Bevor die Bilddatensätze gewonnen werden konnten, musste gewartet werden, bis sich die Wasser/Agarosegemische abgekühlt hatten und in einen festeren Aggregatzustand übergegangen waren.

Abbildungen 4 und 5 stellen schematisch den Aufbau des Phantoms dar.

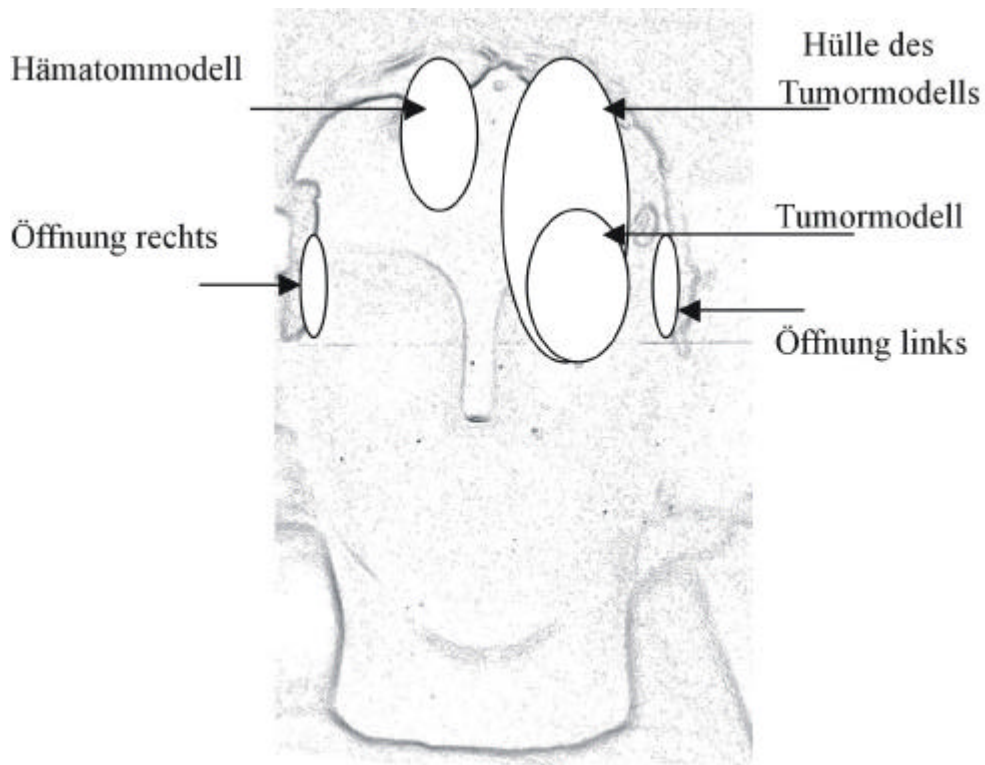


Abbildung 4:
Skizze der Innenschicht des Phantoms von vorne

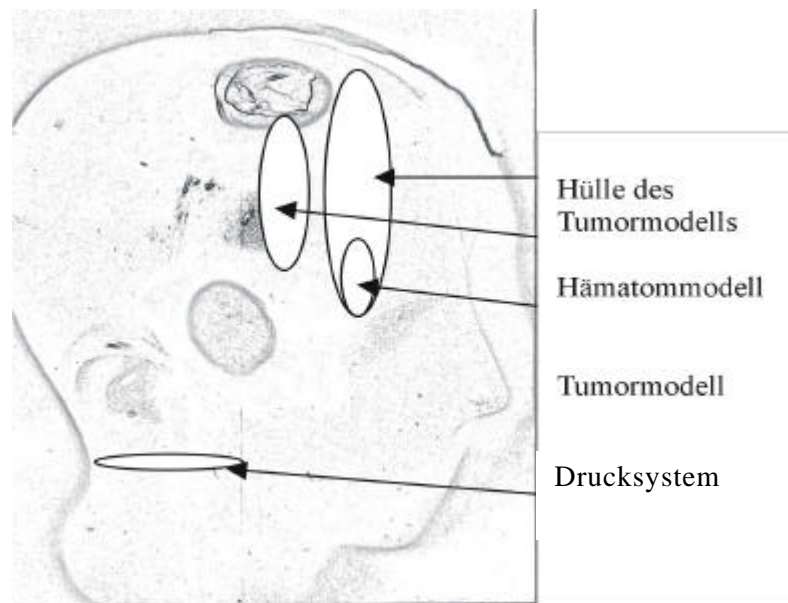


Abbildung 5:
Skizze der Innenschicht des Phantoms seitlich

2.2 Anzahl der Versuche, Volumenermittlung

Es wurden acht Phantome zur Messung hergestellt. Insgesamt lagen also acht verschiedene Hämatommodelle und acht verschiedene Ventrikeltumormodelle vor. Die Hämatommodelle bestanden aus dem in 2.12 beschriebenen Gemisch. Sie unterschieden sich nur in den Volumina. Die Volumina betragen 37ml, 36ml, 32ml, 27ml, 26ml, 23ml, 20ml und 17ml. Auch die Tumormodelle bestanden aus identischen Gewebe mit folgenden Volumina: 20ml, 25,4ml, 17,65ml, 23ml, 19ml, 24ml, 22ml und 27ml. Das Volumen des Tumormodells setze sich aus dem Gewebe und der Kapsel zusammen.

2.3 Ermittlung des Volumens

Das Volumen des Substanzgemisches für das Hämatommodell konnte leicht bestimmt werden, da es sich direkt nach der Herstellung noch in flüssigem Zustand vorlag. Man füllte die gewünschte Menge des Gemisches in eine Spritze mit Messskala und spritze sie in das Phantom. Bei der Änderung des Aggregatzustandes von flüssig zu fest blieb das Volumen konstant. Somit war dieses Volumen bekannt.

Anders musste bei der Ermittlung des Volumens des Tumormodells verfahren werden: Nach Einführen des Muskelgewebes in die Kapsel und deren Verschluss, ermittelte man das Volumen des Modells mit Kapsel. Um eine größere Sicherheit bei der Ermittlung des tatsächlichen Volumens zu erhalten, wurde das Volumen sowohl mit einer Messwaage, als auch mit Verdrängungsvolumetrie bestimmt. Das Modell legte man zuerst auf eine elektronische Messwaage mit einer Skala von 0g bis 200g. Zur Kontrolle wurde das Volumen mittels Verdrängungsvolumetrie bestimmt. Dazu füllte man 50ml Wasser in einen Messbecher und gab das Modell hinein, wobei Wasser verdrängt wurde. Mit einer 10ml-Spritze wurde Wasser aus dem Messbecher entnommen, bis die Skala des Gefäßes wieder 50ml anzeigte. Die Menge des entnommenen Wassers entsprach dem Volumen des Tumormodells. Das erhaltene Volumen musste bei beiden Methoden übereinstimmen.

2.4 Ultraschallbildgebung

2.4.1 Entstehung des Ultraschalls

Zur Erzeugung von Ultraschall für die medizinische Diagnostik wird in der Regel der piezoelektrische Effekt genutzt. Dabei werden bestimmte piezoelektrische Kristalle und Keramiken durch eine elektrische Spannung verformt und in Schwingung gebracht. Eine Ultraschallwelle entsteht dadurch, dass sich eine solche mechanische Schwingung in einem angekoppelten Medium ausbreitet. Diese Welle wird dann wieder reflektiert. Die Reflexion entsteht durch das Auftreffen des Ultraschalls auf eine Grenzfläche zwischen zwei Medien. Das an den Grenzflächen entstehende Echo (Reflex) ist um so größer, desto mehr sich die sogenannten akustischen Impedanzen der angrenzenden Medien unterscheiden. Die akustische Impedanz Z (Schalleitfähigkeit) ergibt sich aus dem Produkt von Dichte ρ und Schallgeschwindigkeit v :

$$Z = \rho \times v$$

Die Zeit zwischen Aussenden der Welle und Empfang des Echos ist ein Maß für die Tiefe des Gewebes, in dem das Echo entstanden ist.

2.4.2 Bildentstehung

Ultraschallbilder entstehen durch das Prinzip der akustischen Reflektion. Wenn eine Schallwelle zwischen zwei Medien mit verschiedenen akustischen Impedanzen trifft, wird ein Teil der Welle reflektiert. Der Teil, der in die Richtung der Schallquelle reflektiert wird, wird dazu benutzt, um die Entfernung von der Schallquelle darzustellen. Dieses Konzept ist die Basis des Puls-Echo-Prinzips und wird bei den meisten Ultraschallgeräten in der Medizin verwendet.

Die erhaltene Information muss nun sichtbar gemacht werden. Die einfachste Methode ist das Prinzip des A-Bildes. Dabei werden die empfangenen Echos als Amplituden dargestellt, deren Höhe abhängig ist von der Zeit in der das Echo reflektiert wurde.

Ein solches Bild gibt nur eine eindimensionale Information.

Das B-Bild ist aussagekräftiger, da es eine zweidimensionale Information liefert. Bei dieser Darstellung wird auf dem Monitor eine Helligkeitsverteilung dargestellt, indem jedem Amplitudenwert in einer bestimmten Tiefe ein Helligkeitswert, ein sogenannter Grauwert, zugeordnet wird. Dadurch erhält man eine Kette von hellen und dunklen Punkten. B-Bilder können in Echtzeit dargestellt werden. Dazu wird ein mechanischer Scanner benutzt, bei dem ein Elektromotor die piezoelektrische Substanz um die Achse schrittweise rotiert. Während der Bewegung werden Ultraschallimpulse in verschiedene Richtungen ausgesendet, so dass eine radiäre Anordnung der Bildzeilen entsteht. Dieses Prinzip wird als „Sektorscanning“ bezeichnet.

Je nach Intensität des zurückgesandten Echos ergibt sich im Ultraschallbild ein typischer Helligkeitspunkt auf einer Grauskala. Das Bild setzt sich meist aus einem typisch dichten Gemisch aus hellen und dunklen Punkten, den sogenannten „speckles“ zusammen. Die einzelnen „speckles“ entsprechen nicht einzelnen reflexgebenden Strukturen, sondern entstehen vielmehr durch äußerst komplexe Wechselwirkung von Schallreflexion, -absorption und -streuung. Trotzdem ist das resultierende Specklemuster (sog. Echostruktur, Textur) mit seiner ihm eigenen Helligkeit, Homogenität und Feinheit, beziehungsweise Grobheit, oft für ein Organ oder auch eine pathologische Veränderung charakteristisch.

4.3 Artefakte und Grenzen

An starken Impedanzsprüngen wie Gewebe/Luft- oder Gewebe/Knochen-Übergängen entsteht eine totale oder subtotale Reflexion des Schallpulses. Der Anteil der Ultraschallwelle, der durch einen solchen Übergang hindurch gelangt, ist so gering, dass dahinter kein Echo mehr ausgelöst werden kann. Dies wird als Schallschatten bezeichnet.

Die exakte Bestimmung der Größe wird durch die seitliche Auflösung in einen Sektor gestört. Außerhalb des Focusses des Schallempfängers kann ein Objekt größer erscheinen als es ist.

Ein Messfehler entsteht auch durch die sogenannten Laufzeitartefakte. Sie entstehen dadurch, dass in Ultraschallgeräten für die eingebaute Entfernungsmessung und für die Tiefenanzeige eine konstante mittlere Ultraschallgeschwindigkeit angenommen wird. Die Abweichung der Schallgeschwindigkeit bei unterschiedlichen Geweben führt somit zu Messfehlern.

2.5 Rekrutierung der Ultraschalldatensätze

Für die Phantomstudie wurde ein COMBISON Bildgeber, Typ VOLUSON 530D von Kretz-Technik, Zipf, Österreich, benutzt, der mit einem 8mm-Diameter Schallkopf, variabler Frequenz (4,5 – 10,5MHz), 2.5D-Schallsonde (Kretz – Technik, Zipf, Österreich) verbunden war.

Dieses Ultraschallgerät in Kombination mit einer 2.5D-Sonde war in der Lage, 3D-Volumen-Datensätze zu erstellen, indem es von einem definierten Winkel aus eine Vielzahl von üblichen Sektorscans vornahm. Man erhielt also eine Serie von zweidimensionalen Bildern, die zusammen ein dreidimensionales Bild ergaben.

2.6 Ultraschalldatensätze in der Phantomstudie

Der Schall wurde durch die beiden temporalen Öffnungen des Phantoms ausgesendet. Durch die linke temporale Öffnung wurden die Datensätze des Tumormodells aufgenommen, durch die rechte temporale Seite die Datensätze des Hämatommodells. Wie bereits in 2.1.2 erklärt, wurde der Schallimpuls über eine Membran ausgesendet. Um die Ankopplung der Medien zu verbessern, wurde

handelsübliches Ultraschallgel verwendet. Mit der in 2.5 beschriebenen Technik wurden nun die Aufnahmen angefertigt. Es wurden insgesamt 16 Datensätze gewonnen, von jedem Modell einer. Die Gesamtmenge der Hämatommodelle beträgt, ebenso wie die der Tumormodelle, acht. Die für das Hämatommodell auszuwertenden Datensätze wurden sagittal geschallt. Von den Tumormodellen wurden vier ebenfalls sagittal geschallt und vier koronar dargestellt. Pro Datensatz erhielt man mit der 2,5D-Sonde 256 Schichtbilder.



Abbildung 6:
Phantom mit Ultraschallsonde

2.7 Magnetresonanzaufnahmen (MRT)

Es wurde ein handelsübliches Kernspingerät (Signa, GE Medical Systems, Milwaukee, U.S.A.) verwendet. Der Plastikkopf wurde in horizontaler Lage, also in derselben Position wie auch ein menschlicher Kopf, in der Spule des Gerätes fixiert (Abbildungen 7 und 8).

T2-gewichtete, koronare Abbildungen wurden aufgenommen. Folgendes Protokoll kam zur Anwendung: Fast-spin-echo-Sequenz mit Repetitionszeit (TR) = 3000ms, Echozeit (TE) = 120ms, Echozuglänge = 16, Bildausschnitt (field of view) = 24x

18cm, Bildmatrix: 256x192 Pixel, Schichtdicke 1mm und Base 0. Die Dauer der Aufzeichnung betrug 26,56 Minuten. Es wurden 198 Schichten gewonnen.

Von jedem der acht hergestellten Phantome wurde ein gemeinsamer Datensatz gewonnen. Somit waren auf jedem MRT-Datensatz ein Tumormodell und ein Hämatommodell abgebildet. Bei der Auswertung sollten die beiden Läsionen unabhängig voneinander betrachtet werden.

Obwohl mit hochaufgelösten, T1-gewichteten 3D-Datensätzen (spoiled gradient echo recall (SPGR) mit TR = 10,2ms, TE = 3,4ms, Inversionszeit, TI = 500ms, FOV = 23x23cm, Matrix: 256x256 Pixel, Schichtdicke 1,7mm, Messzeit 46,25 Minuten) in der Objektklasse Tumor eine bessere Qualität der Bilder mit MRT erreicht wurde (Abbildung 18), traf dies nicht für die zweite Objektklasse zu. Da die ermittelten Substanzen aber ein gutes Ergebnis in der Bildmodalität Ultraschall zeigten, wurde als Kompromiss die T2-gewichtung bei den MRT-Datensätzen gewählt.



Abbildung 7:
Phantom im Kernspingerät

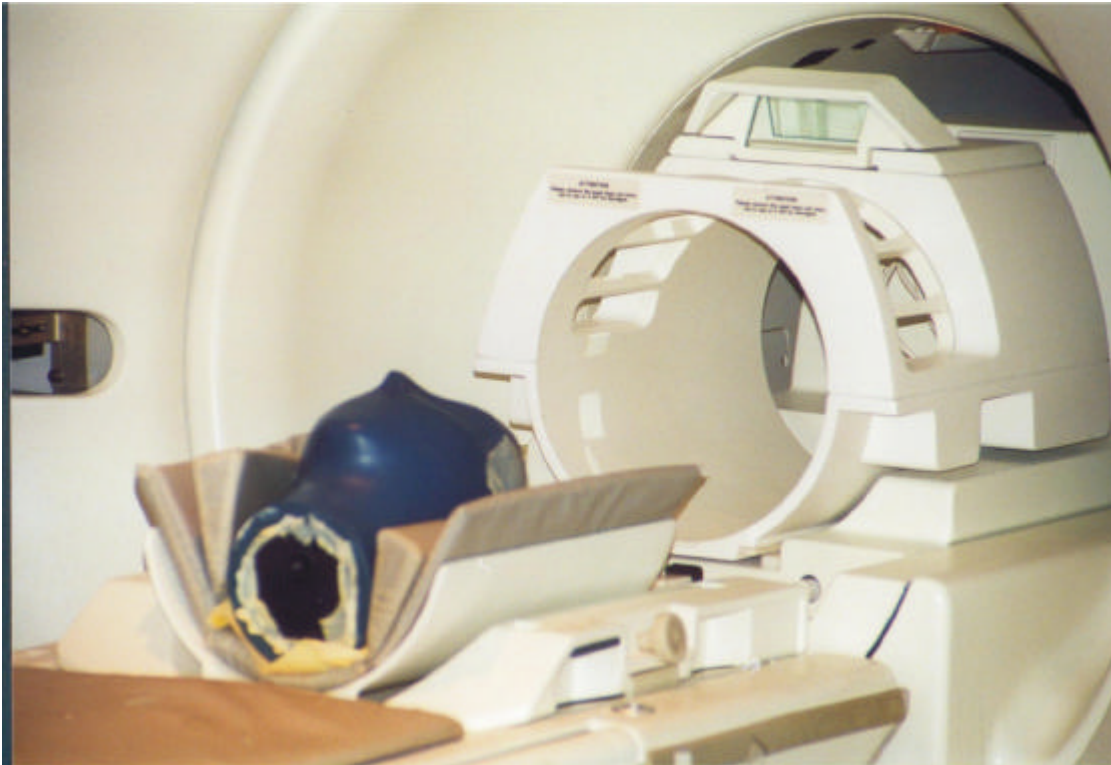


Abbildung 8:
Phantom im Kernspingerät

2.8 Volumenermittlung

Die erhaltenen Ultraschall- und Magnetresonanzdatensätze wurden mit „*Scion Image*“ (Scion Corporation, U.S.A.) ausgewertet. Mit diesem Programm für manuelle Segmentierung wurde die Fläche der gewünschten Region auf den einzelnen Schnittbildern des zweidimensionalen Datensatzes bestimmt.

Zur Segmentierung wurde mit dem „Cursor“ eine bewegliche Linie um das Objekt gezogen. Der Anfangspunkt dieser Eingrenzung verband sich automatisch mit dem Endpunkt. Scion Image errechnete daraus die Anzahl der eingeschlossenen Pixel und anhand der Pixelgröße die Fläche in Quadratmillimetern. Aus der Gesamtheit der ermittelten Flächen wurde das Volumen der Hämatom- bzw. der Tumormodelle errechnet. Dazu wurde die Summe aller Flächen eines Datensatzes mit dem entsprechenden Schichtabstand (Schichtdicke und –abstand) multipliziert. Das Volumen wurde in Milliliter angegeben.

Der mittlere Zeitaufwand betrug für die Segmentierung sowohl für einen Ultraschalldatensatz als auch für einen MRT-Datensatz pro Objekt ca. 15 bis 30 Minuten. Es bestand eine Abhängigkeit der Zeitdauer der Segmentierung von der

Anzahl der Schichtbilder, welche sich wiederum aus dem Objektvolumen ergab. Je größer ein Modell, desto größer war auch die Anzahl der Schichtbilder. Die Zahl der Schichtbilder mit zu segmentierenden Anteilen des Modells im Ultraschall betrug 45 bis 100. An MRT-Bildern waren pro Datensatz 24 bis 35 Schichten zu segmentieren.

Auch die Qualität der Datensätze spielte eine erhebliche Rolle für die Dauer der Segmentierung.

Auf jedem Ultraschalldatensatz stellte sich eines der zu segmentierenden Modelle dar. Auf den MRT-Datensätzen waren beide Modelle abgebildet, die aber getrennt voneinander betrachtet und unabhängig voneinander segmentiert werden mussten.

Jeder Datensatz wurde von zwei Beobachtern achtmal segmentiert. Von jedem Hämatommodell und jedem Tumormodell wurde das Volumen also sechzehnmal bei den Ultraschalldatensätzen und sechzehnmal bei den MRT- Datensätzen ermittelt.

2.9 Segmentierung der Datensätze

Die folgenden Abbildungen zeigen Beispiele von US- und MRT-Schichtbildern beider Objektklassen „Hämatom“ und „Tumor“. In den Abbildungen 11 und 12 ist das Beispiel der Methodik der Segmentierung der Ultraschallbilder dargestellt. Die schwarze Umrandung des Objekts zeigt die Segmentierungslinie. In den Abbildungen 14 und 15 ist die gleiche Methodik bei MRT-Beispielschichtbildern von beiden Objekten angezeigt.

Abbildung 16 macht deutlich, dass bei der Gewinnung eines MRT-Datensatzes beide Objekte mit einem einzigen Datensatz erhalten wurden. Zur Volumenermittlung wurden sie allerdings als einzelne unabhängige Objekte betrachtet (Abbildungen 14 und 15). Die verwendeten MRT-Schichtbilder wurden, wie bereits erwähnt, in T2-gewichtung gewonnen.

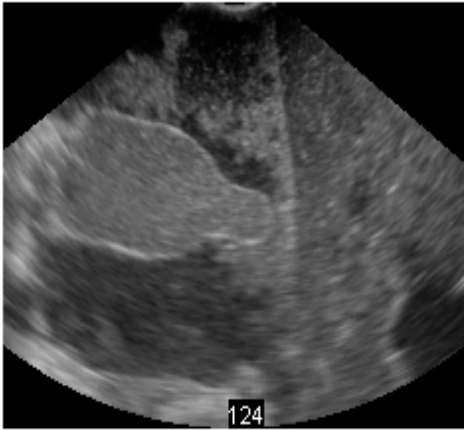


Abbildung 9:
US, Schichtbild, „Hämatom“



Abbildung 10:
US, Schichtbild, „Tumor“



Abbildung 11:
US, Schichtbild, „Hämatom“, segmentiert



Abbildung 12:
US, Schichtbild, „Tumor“, segmentiert

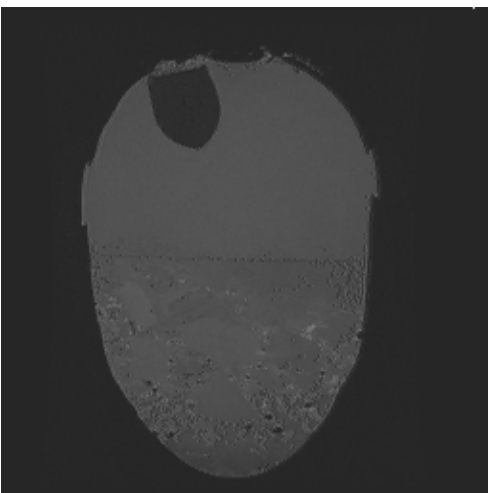


Abbildung 13:
MRT, Schichtbild, „Hämatom“

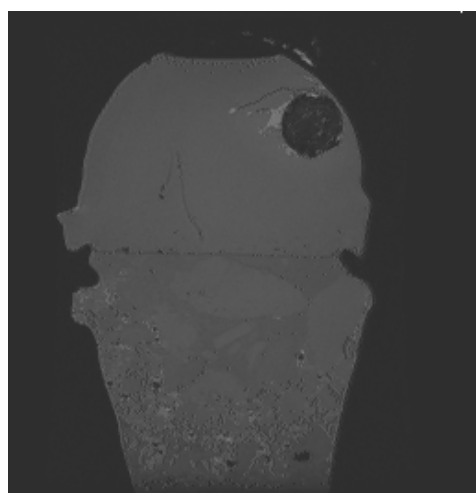


Abbildung 14:
MRT, Schichtbild, „Tumor“

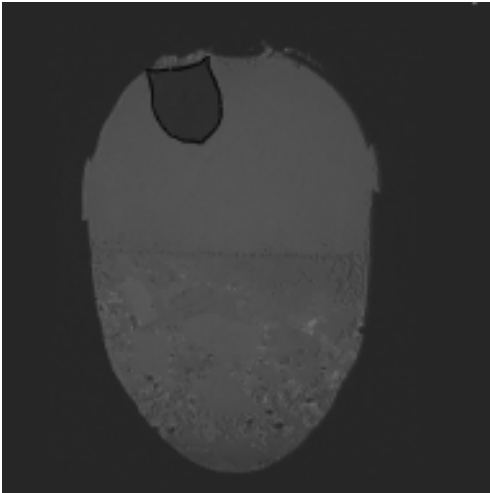


Abbildung 15:
MRT, Schichtbild, „Hämatom“, segmentiert

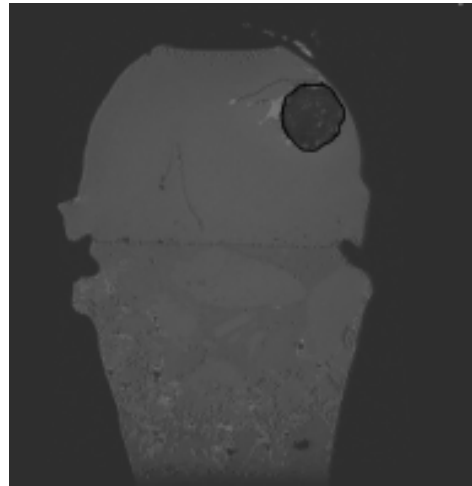


Abbildung 16:
MRT, Schichtbild, „Tumor“, segmentiert

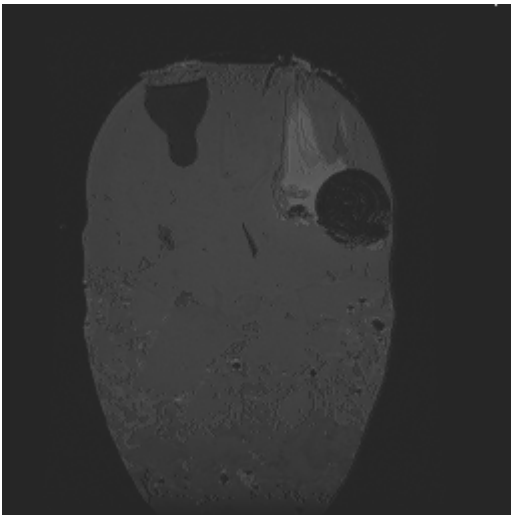


Abbildung 17:
MRT, Schichtbild mit beiden Objekten

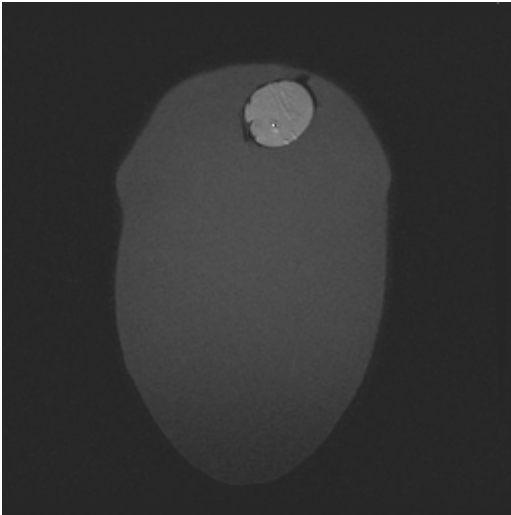


Abbildung 18:
MRT, T1-gewichtung, „Tumor“, das Hämatom stellt sich nicht dar

2.10 Statistische Auswertung

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, die zwei Methoden „US“ und „MRT“ in der Messgenauigkeit bezüglich eines gegebenen Volumens untereinander zu vergleichen. Dabei sollte geprüft werden, ob diese Unterschiede, falls vorhanden, auch von der Größe sowie von der Beschaffenheit des Messobjekts abhängig sind. Im Einzelnen sollten folgende Hypothesen geprüft werden:

Ho1: Die Messfehler zwischen gemessenen und tatsächlichen Werten sind normalverteilt und weisen keine Systematik auf.

Ho2: Die zwei Methoden US und MRT unterscheiden sich nicht signifikant zwischen den zwei Objektklassen „Hämatom“ und „Tumor“.

Ho3: Die zwei Methoden US und MRT unterscheiden sich nicht signifikant zwischen den verschiedenen Volumina der Objekte.

Ho4: Die zwei Beobachter weisen in den Messfehlern keine Korrelation auf.

2.11 Statistische Methodik

Um die Genauigkeit der Segmentierungsmethode zu überprüfen, musste einerseits ermittelt werden, ob signifikante Abweichungen von den tatsächlichen Werten bestehen und ob eine Abhängigkeit der Abweichungen von der Volumengröße oder

der Bildmodalität zu beobachten ist. Zur Prüfung der Unterschiede zwischen den tatsächlichen und den gemessenen Werten wurden zunächst die Differenzen zwischen gemessenen und tatsächlichen Volumina betrachtet. Der dabei erhaltene Messfehler wurde mittels Einstichproben T-Tests auf einen signifikanten Unterschied zu dem Testwert „0“ geprüft. Als nominales Niveau wurde $p=0,05$ festgelegt. Zur Untersuchung des Bildmodalitäts- und Volumeneinflusses auf den Messfehler der beiden Objektklassen, wurde eine multivariate Varianzanalyse mit wiederholten Messungen angewandt. Dabei wurden als abhängige Variablen die Messungen der zwei Beobachter einmal in der US- und einmal in der MRT-Methode herangezogen. Im Falle eines signifikanten Effekts des Volumens, wurden die Unterschiede zwischen den Volumenpaaren für die jeweilige Objektklasse mittels einfaktorieller Varianzanalyse mit anschließenden Bonferroni Post-hoc-Tests untersucht. Der Beitrag der Beobachter zu den festgestellten Effekte wurde mittels univariatem F-Test in MANOVA überprüft. Mittels Korrelationsanalyse wurde schließlich untersucht, inwieweit die aufgetretenen Messfehler bei den einzelnen Beobachtern unabhängig voneinander sind.

Die Werte in den Tabellen oder Abbildungen werden als Mittelwert +/- Standardfehler vom Mittelwert (SEM) angegeben.

3. Ergebnisse

3.1 Mittelwerte der Messfehler

Bei der Studie wurden alle Volumina von beiden Beobachtern in beiden Objektklassen und beiden Bildmodalitäten achtmal segmentiert (Tabelle 1, Anhang).

Aus diesen acht erhaltenen Volumina pro Beobachter, Objekt und Bildmodalität wurde der Mittelwert in Milliliter errechnet (Tabellen 1 und 2).

Die Abweichungen von den tatsächlichen Werten in oben genannten Kategorien sind in den Grafiken 1-4 dargestellt.

Das tatsächliche Volumen wurde durch Verdrängungsvolumetrie und Messung mittels elektronischer Waage ermittelt. Bei der Anfertigung des Hämatomodells konnte jedes gewünschte Volumen hergestellt werden und die Messung der Volumina diente der exakten Überprüfung der hergestellten Volumina. Bei dem Tumormodell sind aufgrund der genaueren Ablesbarkeit der Messwaage im Dezimalbereich die Messergebnisse der elektronischen Waage angeführt.

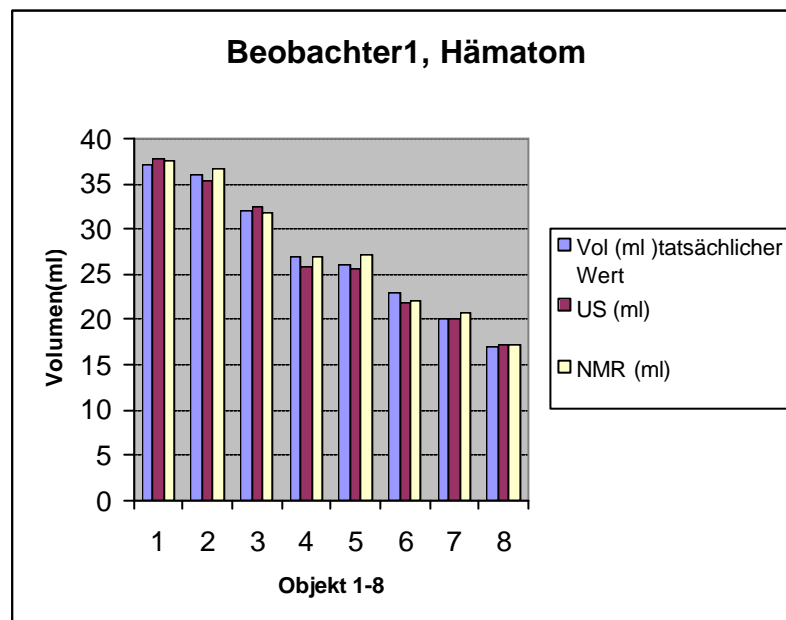
Hämatom	Volumen	Beobachter 1		Volumen	Beobachter 2	
		US (ml)	MRT (ml)		US (ml)	MRT (ml)
1	37	37,7	37,46	37	37,103	37,29
2	36	35,32	36,77	36	35,44	36,91
3	32	32,41	31,8	32	31,92	32,14
4	27	25,89	26,83	27	27,42	26,91
5	26	25,68	27,15	26	25,28	27,02
6	23	21,81	22,02	23	21,76	21,99
7	20	20,1	20,85	20	20,21	20,79
8	17	17,32	17,13	17	16,75	16,9

Tabelle 1:

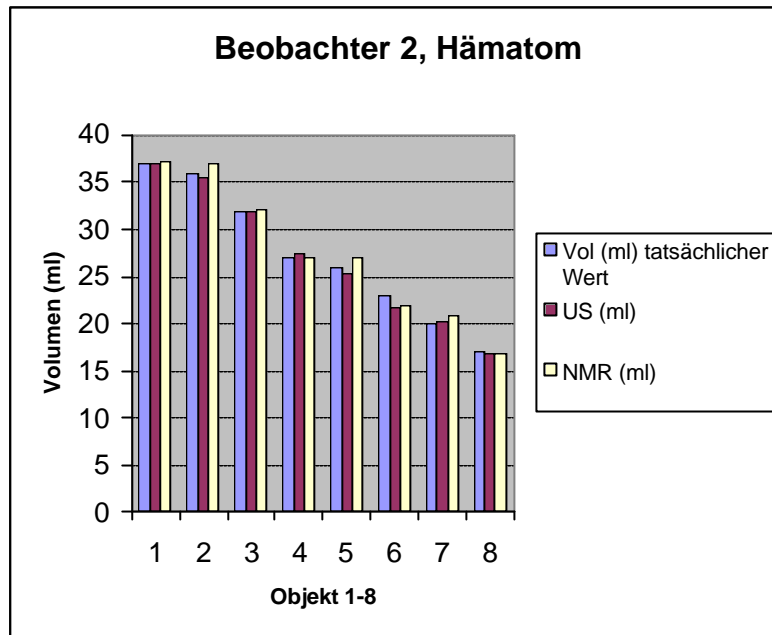
Mittelwerte der Objektklasse „Hämatom“ in den Bildmodalitäten US und MRT bei beiden Beobachtern in ml

Tumor	Volumen	Beobachter 1		Volumen	Beobachter 2	
		US (ml)	MRT (ml)		US (ml)	MRT (ml)
1	20	18,84	20,76	20	18,83	20,89
2	25,4	24,6	25,57	25,4	24,52	25,69
3	17,65	18,1	17,58	17,65	17,95	17,57
4	23	23,36	22,92	23	23,22	22,93
5	19	19,4	19,42	19	19,36	19,68
6	24	23,15	24,44	24	23,12	23,67
7	23	22,46	22,31	23	22,3	21,94
8	27	26,19	27,15	27	26,02	27,26

Tabelle 2:
Mittelwerte der Objektklasse „Tumor“ in den Bildmodalitäten US und MRT von beiden Beobachtern in ml

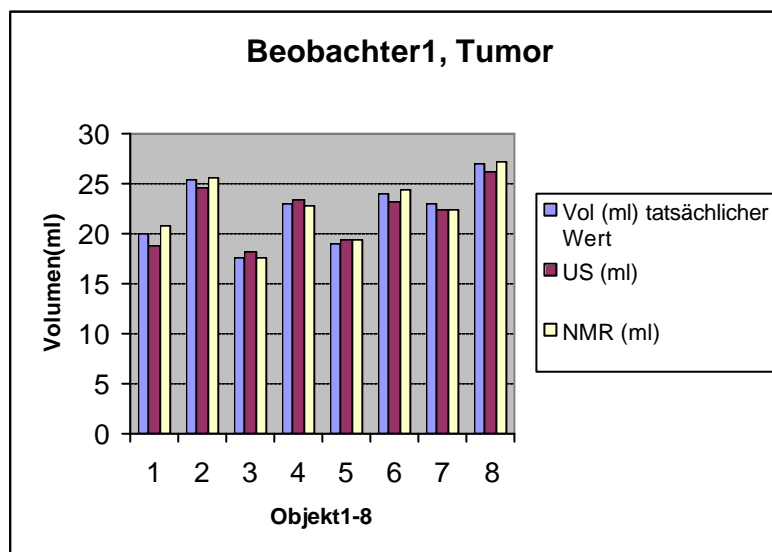


Grafik 1:
Darstellung der tatsächlichen und der gemessenen Volumina, Beobachter 1, Hämatom



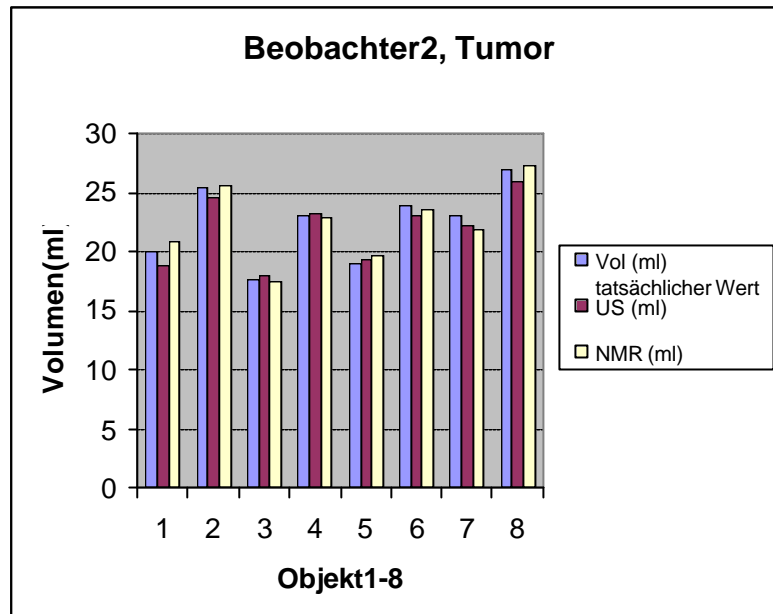
Grafik 2:

Darstellung der tatsächlichen und der gemessenen Volumina, Beobachter 2, Hämatom



Grafik 3:

Darstellung der tatsächlichen und der gemessenen Volumina, Beobachter 1, Tumor



Grafik 4:
Darstellung der tatsächlichen und der gemessenen Volumina, Beobachter 2, Tumor

3.2 Abweichungen in Prozent

Von diesen Mittelwerten wurden die absoluten Abweichungen des wahren Wertes in Prozent errechnet. Die mittlere Abweichung (+/- Standardabweichung), betrug für die Bildmodalität Ultraschall und die Objektklasse „Hämatom“ 1,99 +/-1,44%, für die Objektklasse „Tumor“ 2,21 +/-1,70%. Für die Bildmodalität MRT betrug sie für die Objektklasse „Hämatom“ 2,9 +/-1,43% und für die Objektklasse „Tumor“ 1,48 +/-1,35%. Dabei fand sich die geringste Abweichung mit 0,26% und die größte mit 5,8% (Tabellen 3 und 4).

Hämatom	Ultraschall		MRT	
	Beob1	Beob2	Beob1	Beob2
1	1,90%	2,68%	1,25%	0,79%
2	1,88%	1,56%	2,13%	2,53%
3	1,27%	0,26%	0,64%	0,42%
4	1,33%	1,57%	0,64%	0,34%
5	1,23%	2,76%	4,40%	3,90%
6	5,15%	5,41%	4,28%	4,40%
7	0,50%	1,03%	4,26%	3,97%
8	1,88%	1,50%	0,79%	0,59%

Tabelle3:

Abweichung der gemessenen Werte der Objektklasse „Hämatom“ von beiden Beobachtern in den Bildmodalitäten US und MRT in %

Tumor	Ultraschall		MRT	
	Beob 1	Beob 2	Beob 1	Beob 2
1	5,80%	5,85%	3,82%	4,43%
2	3,14%	3,48%	0,67%	1,13%
3	2,55%	1,72%	0,40%	0,43%
4	1,55%	0,94%	0,33%	0,32%
5	2,12%	1,90%	2,23%	3,56%
6	3,56%	3,68%	1,80%	1,38%
7	2,11%	1,38%	1,43%	0,26%
8	3,02%	3,62%	0,54%	0,97%

Tabelle 4:

Abweichung der gemessenen Werte der Objektklasse „Tumor“ von beiden Beobachtern in den Bildmodalitäten US und MRT in %

3.3 Abweichungen vom tatsächlichen Volumen in Milliliter

Statt der gemessenen Werte wurden die Differenzen zwischen den durch Segmentierung und Volumetrie ermittelten Werten und den tatsächlichen Volumina betrachtet. Wie aus den Tabellen zu ersehen ist, kann so neben einem Vergleich auch eine direkte Aussage über die absolute Größe und Verteilung der Messfehler getroffen werden. Die Messfehler der Beobachtungen zeigen nicht die gleiche Verteilung über die Bildmodalitäten, die Objektklassen und die unterschiedlichen Volumina. Sie sind auch zu einem gewissen Grad von den Beobachtern abhängig. Die Messfehler liegen bei beiden Beobachtern und auch bei beiden Bildmodalitäten sowohl im positiven als auch im negativen Bereich.

1.Objektklasse Hämatom

Volumen				Mittelwerte (ml)	SEM (ml)	N
Vol 1	37ml	Beob1	US	0,7	0,32	8
			MRT	0,46	0,24	8
		Beob2	US	1,03	0,19	8
			MRT	0,29	0,25	8
Vol 2	36ml	Beob1	US	-0,68	0,28	8
			MRT	0,77	0,25	8
		Beob2	US	-0,56	0,26	8
			MRT	0,91	0,23	8
Vol3	32ml	Beob1	US	0,41	0,34	8
			MRT	-0,2	0,1	8
		Beob2	US	-0,08	0,31	8
			MRT	0,14	0,2	8
Vol 4	27ml	Beob1	US	-1,11	0,76	8
			MRT	-0,17	0,2	8
		Beob2	US	0,42	0,29	8
			MRT	-0,09	0,22	8
Vol 5	26 ml	Beob1	US	-0,32	0,23	8
			MRT	1,15	0,16	8
		Beob2	US	-0,72	0,28	8
			MRT	-1,02	0,09	8
Vol 6	23ml	Beob1	US	-1,19	0,24	8
			MRT	-0,98	0,12	8
		Beob2	US	-1,24	0,26	8
			MRT	-1,01	0,1	8
Vol 7	20ml	Beob1	US	0,1	0,15	8
			MRT	0,85	0,15	8
		Beob2	US	0,21	0,13	8
			MRT	0,79	0,11	8
Vol 8	17ml	Beob1	US	0,32	0,12	8
			MRT	0,13	0,12	8
		Beob2	US	-0,25	0,19	8
			MRT	-0,1	0,19	8

Tabelle 5:
Messfehler und Standartelementabweichung des Objekts „Hämatom“

2.Objektklasse Tumor

Volumen				Mittelwerte (ml)	SEM (ml)	N
Vol 1	20ml	Beob1	US	-1,16	0,16	8
			MRT	0,76	0,12	8
		Beob2	US	-1,17	0,15	8
			MRT	0,89	0,06	8
Vol 2	25,4ml	Beob1	US	-0,8	0,17	8
			MRT	0,17	0,19	8
		Beob2	US	-0,88	0,26	8
			MRT	0,29	0,17	8
Vol3	17,65ml	Beob1	US	0,45	0,14	8
			MRT	-0,07	0,15	8
		Beob2	US	0,3	0,07	8
			MRT	-0,08	0,2	8
Vol 4	23ml	Beob1	US	0,36	0,26	8
			MRT	-0,08	0,22	8
		Beob2	US	0,22	0,18	8
			MRT	-0,07	0,23	8
Vol 5	19ml	Beob1	US	0,4	0,21	8
			MRT	0,42	0,12	8
		Beob2	US	0,36	0,15	8
			MRT	0,68	0,05	8
Vol 6	24ml	Beob1	US	-0,85	0,27	8
			MRT	0,44	0,27	8
		Beob2	US	-0,88	0,32	8
			MRT	-0,33	0,17	8
Vol 7	22ml	Beob1	US	0,46	0,34	8
			MRT	0,31	0,19	8
		Beob2	US	0,3	0,25	8
			MRT	-0,06	0,24	8
Vol 8	27ml	Beob1	US	-0,81	0,43	8
			MRT	0,15	0,24	8
		Beob2	US	-0,98	0,27	8
			MRT	0,26	0,18	8

Tabelle 6:
Messfehler und Standartelementabweichung des Objekts „Tumor“

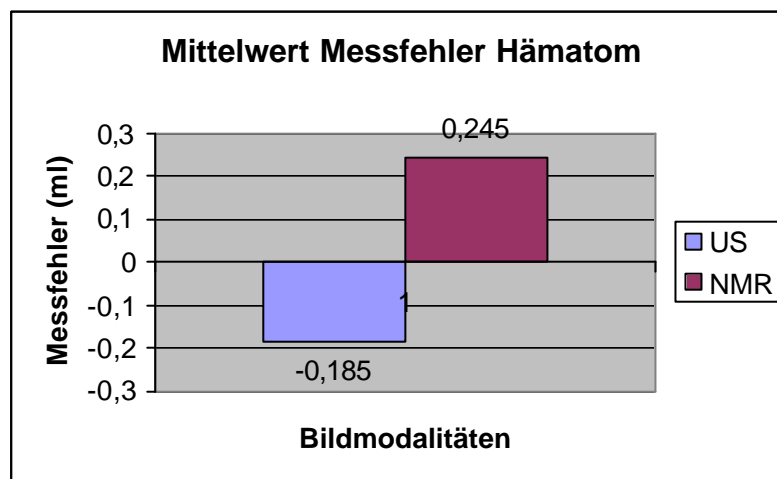
3.4 Tendenzen der Abweichungen

Da in beiden Bildmodalitäten in beiden Objektklassen und bei beiden Beobachtern Abweichungen vom tatsächlichen Volumen zu beobachten waren, wurden die Ergebnisse hinsichtlich der Tendenz der Abweichungen in positiver oder negativer Richtung untersucht.

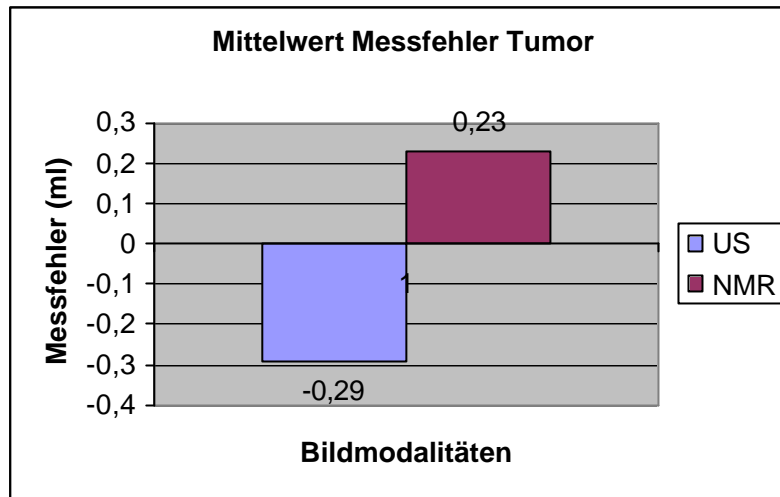
In den Grafiken 5 und 6 sind die Abweichungen vom tatsächlichen Wert (0-Achse) dargestellt.

In der Bildmodalität Ultraschall ist eine Tendenz zur negativen Abweichung der errechneten Volumina bei beiden Objektklassen zu erkennen, wohingegen in der Bildmodalität MRT in beiden Bildmodalitäten eine positive Abweichung zu beobachten ist.

Im Folgenden wird dieses Ergebnis näher untersucht.



Grafik 5:
Abweichungen von den tatsächlichen Werten in US und MRT



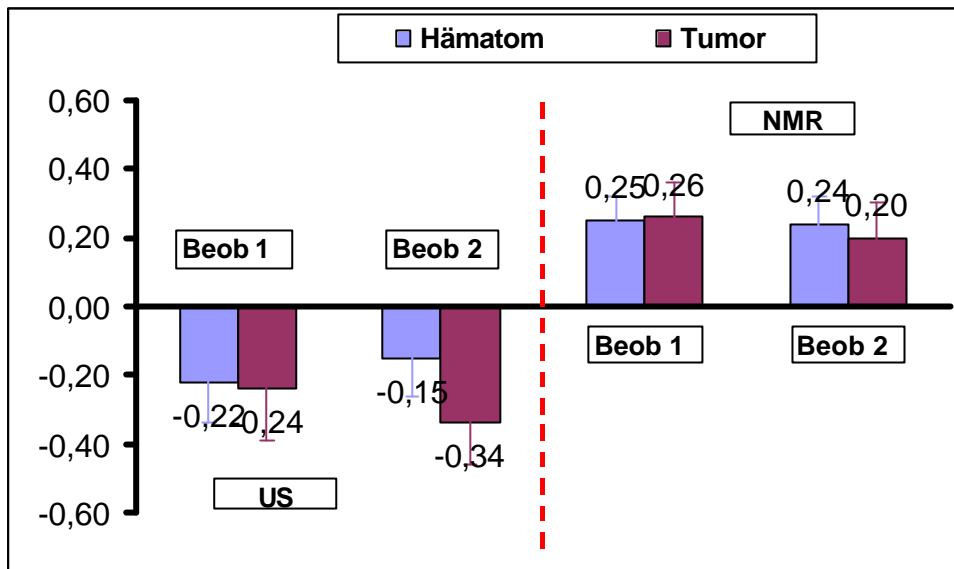
Grafik 6:
Abweichungen von den tatsächlichen Werten in US und MRT

Bei der Objektklasse „Hämatom“ (Grafik 5) wurde im Mittelwert ein genaueres Ergebnis in der Bildmodalität Ultraschall erzielt (0,185ml versus 0,245ml).

Bei der Objektklasse „Tumor“ (Grafik 6) war die Bildmodalität MRT genauer (0,23ml versus 0,29ml (siehe Abschnitt 3.6)).

Gemittelte Messfehler (ml)				
Hämatom		Tumor		
	US	MRT	US	MRT
B1+2	-0,185	0,245	-0,29	0,23

Tabelle 7:
Gemittelte Messfehler



Grafik 7:
Tendenz der Abweichungen bei beiden Beobachtern

Aus Grafik 7 ist der in den Grafiken 5 und 6 beschriebene Zusammenhang für beide Beobachter getrennt wiedergegeben. Daraus ist zu ersehen, dass die getroffene Aussage hinsichtlich der Abweichungstendenzen für beide Beobachter in gleicher Weise zutrifft.

3.5 Abweichungen der Messwerte vom tatsächlichen Volumen

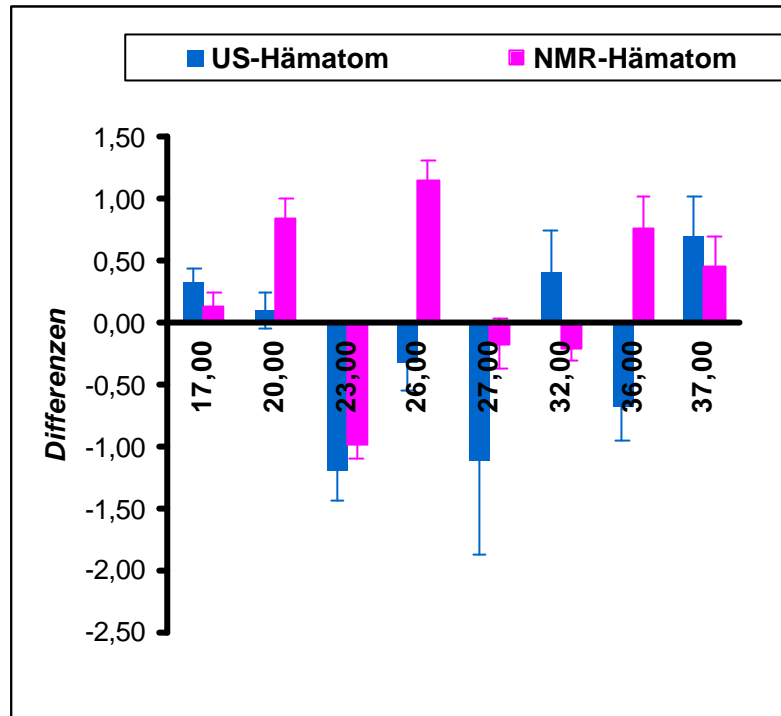
Die Grafiken 8 bis 11 verdeutlichen die Abweichungen der Messwerte von den tatsächlichen Werten. Die echten Werte sind gleich Null gesetzt und in den Abbildungen durch die Abszisse symbolisiert.

Sie zeigen die oben erwähnte Tendenz in Bezug auf die unterschiedliche Verteilung von Objektklasse, Bildmodalität und Volumen an. Bei beiden Objektklassen liegen positive und negative Abweichungen vor. Diese Abweichungen bestehen bei beiden Bildmodalitäten. Es zeigt sich aber, dass die Tendenz der gemessenen Volumina von Ultraschallaufnahmen zu negativen Differenzen geht, die Tendenz der gemessenen Volumina im MRT in den meisten Fällen eine positive Abweichung zeigt. Diese Tendenz zeigt sich bei beiden Beobachtern in gleicher Weise und kommt bei beiden Bildmodalitäten vor. Aus den Abbildungen ist zu ersehen, dass es keine Abhängigkeit von der Größe des segmentierten Objektes gibt, da die beschriebene Verteilung sowohl bei kleinen als auch großen Volumina existiert und keine Tendenz in positiver oder negativer Richtung in Abhängigkeit von der Größe des

Objekts zu beobachten ist. Die folgenden statistischen Verfahren überprüfen diese Zusammenhänge genauer.

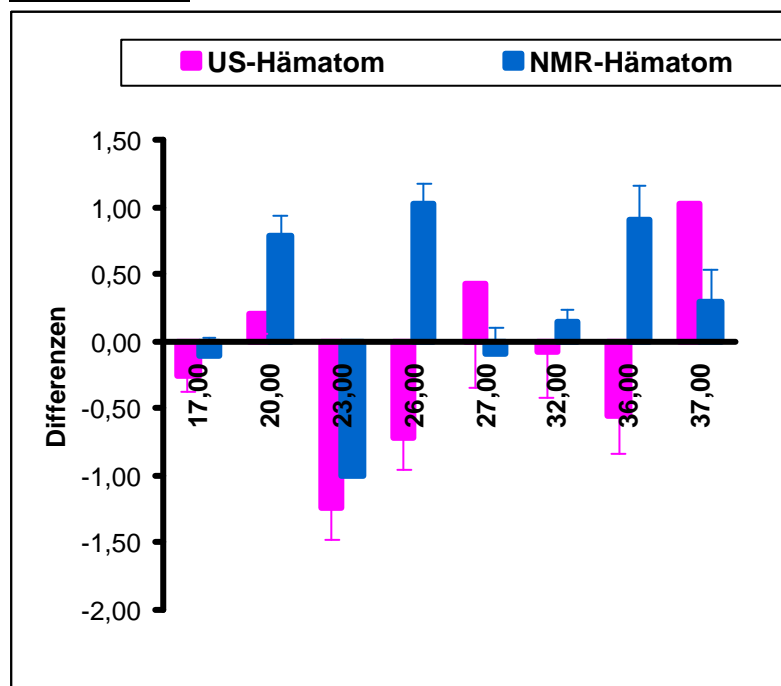
Objektklasse Hämatom

Beobachter 1



Grafik 8:
Abweichung der Messwerte von den tatsächlichen Werten

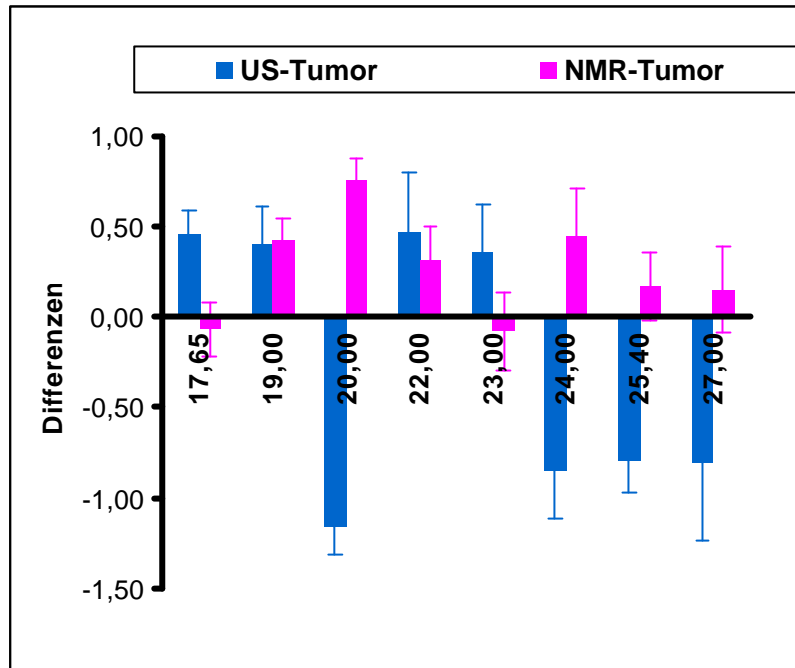
Beobachter 2



Grafik 9:
Abweichung der Messwerte von den tatsächlichen Werten

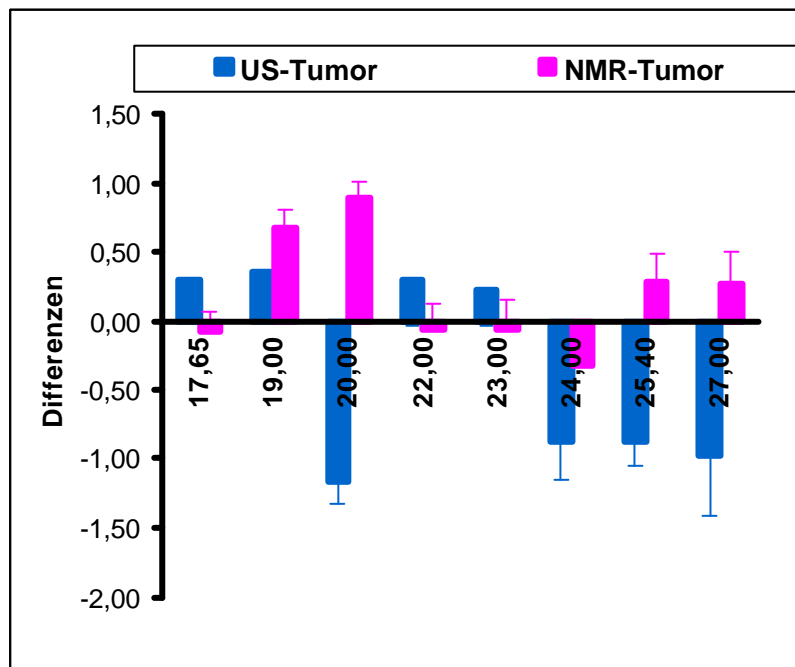
Objektklasse Tumor

Beobachter 1



Grafik 10:
Abweichung der Messwerte von den tatsächlichen Werten

Beobachter 2



Grafik 11:
Abweichung der Messwerte von den tatsächlichen Werten

3.6 Signifikante Abweichungen

Die Abweichungen von den echten Werten wurden auf ihre Signifikanz mittels Einstichproben T-Test getestet. Die signifikanten Abweichungen können aus Tabelle 8 ersehen werden ($p\text{-Value} < 0.05$).

In fast allen Messungen finden sich signifikante Abweichungen von den tatsächlichen Werten. Im Wesentlichen sind diese für beide Beobachter gleich.

Hämatom					Tumor				
Volumina	US		MRT		Volumina	US		MRT	
	Beob1	Beob2	Beob1	Beob2		Beob1	Beob2	Beob1	Beob2
37ml	*	*			20ml	*	*		
36ml			*	*	25.40ml	*	*		
32ml					17.65ml	*	*		
27ml					23ml				
26ml			*	*	19ml			*	*
23ml	*	*	*	*	24ml	*			
20ml			*	*	22ml				
17ml					27ml		*		

Tabelle 8:

* : signifikante Abweichung des Messfehlers von Null (Einstichproben T-Test, $p < 0.05$)

Betrachtet man nun die absoluten Beträge der Abweichungen von den echten Werten und testet man mittels multivariater Varianzanalyse die Methodenunterschiede in diesen Abweichungen für beide Objektklassen und alle Volumina, dann ergeben sich kaum signifikante Unterschiede zwischen den Methoden. Es stellt sich heraus (Tabelle 9), dass US und MRT nur bei einem Beobachter Unterschiede aufgewiesen haben (Effekt der Interaktion $F(7,112) = 2,43$, sig von $F = 0,023$), und zwar nur beim Hämatom mittlerer Größe und großer Tumore (Kontrasttest nach MANOVA, $p < 0,05$)

	US versus MRT bei Beob 1	US versus MRT bei Beob 2
Hämatom		
1	Ns	ns
2	Ns	ns
3	Ns	ns
4	*	ns
5	*	ns
6	Ns	ns
7	Ns	ns
8	Ns	ns
Tumor		
1	*	ns
2	Ns	ns
3	Ns	ns
4	Ns	ns
5	Ns	ns
6	Ns	ns
7	Ns	ns
8	Ns	ns

Tabelle 9:

Methodenunterschiede in den absoluten Abweichungen von den echten Werten. '*' bedeutet signifikante Unterschiede auf das Signifikanzniveau $p = 0.05$.

3.7 Einfluss der Bildmodalität auf das Messergebnis

Mittels multivariater Varianzanalyse (WILKS-Lambda-Test) und univariaten F-Tests wurden die Messfehler hinsichtlich des Einflusses der Bildmodalität und des Volumens auf die Hämatom- und Tumormessung näher untersucht. Bei beiden Objektklassen gab es signifikante Einflüsse der Bildmodalität, des Volumens und deren Interaktion (Wilks multivariater Signifikanztest; Effekt der Bildmodalität: min $F(2,55) = 10.90$, sig des F-Wertes < 0.00001 ; Effekt des Volumens: min $F(14,110) = 04.43$, sig des F Wertes < 0.00001). Diese Einflüsse sind den Beobachtungen von beiden Beobachtern zu attribuieren (univariate F-Tests, p -Wert < 0.05).

3.8 Bildmodalitätsunterschiede in Abhängigkeit der verschiedenen Volumina

Wegen des signifikanten Interaktionseffekts war man gezwungen, zu der Untersuchung der einfachen Effekte überzugehen. Es wurden die Unterschiede zwischen den zwei Bildmodalitäten innerhalb der einzelnen Volumina, der Ergebnisse der acht Wiederholungsmessungen, bei jedem Objekt geprüft. Diese

Prüfung wurde für jede Bildmodalität getrennt vorgenommen. Beobachter 1 und Beobachter 2 wurden getrennt betrachtet.

Bei der Prüfung der Lokalisation der Bildmodalitätsunterschiede in den verschiedenen Volumina unterschieden sich die zwei Methoden (Bildmodalitäten) US und MRT nicht bei allen Volumina und nicht bei beiden Objektklassen gleich. Bei den Hämatommessungen waren signifikante Unterschiede zwischen US und MRT bei den 2., 4. und 5. (36ml, 27ml, 26ml) Volumina zu beobachten, während bei den Tumormessungen die signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Bildmodalitäten bei den 1., 2., 6. und 8. (20, 25.40, 24, 27 ml) Volumina registriert wurden (Kontrasttests $p < 0.05$). Mit wenigen Ausnahmen zeigen die Messungen von beiden Beobachtern in den o.a. Volumina signifikante Unterschiede zwischen den Bildmodalitäten.

Bei der Prüfung der Lokalisation der Volumenunterschiede innerhalb der einzelnen Bildmodalitäten wiesen die Hämatom- und Tumormessungen von Volumen zu Volumen Abweichungen auf, die bezüglich der Signifikanzen unterschiedliches Muster besitzen (Einweg-Varianzanalyse mit Bonferoni Post- Hoc Test, $p < 0.05$). Auch zwischen den beiden Beobachtern zeichnen sich Unterschiede in dem Muster der Volumenunterschiede bei den Hämatom- und Tumormessungen ab. Die Ergebnisse dieses Tests sind aus der folgenden Tabellen 10 zu ersehen. Im Folgenden wurden die Variationskoeffizienten der Wiederholungsmessungen jedes Objekts, jeder Bildmodalität und jedes Beobachters einzeln auf signifikante Abweichungen zwischen den verschiedenen Volumina zueinander untersucht. Signifikante Abweichungen sind zu erkennen, die aber weder innerhalb der Wiederholungsmessungen noch zwischen den beiden Beobachtern eine zu erkennende Systematik zeigen. In der Bildmodalität US und der Objektklasse Hämatom ergeben sich zwischen den beiden Beobachtern nur geringe Übereinstimmungen.

Aus den Grafiken 12 und 13 sind die größten Streubreiten bei der Bildmodalität US, Tumor, und bei der Bildmodalität MRT, Hämatom zu erkennen. Dies trifft auf beide Beobachter zu. Die geringste Streuung der Werte findet sich in der Bildmodalität MRT, Objektklasse Tumor, wobei sich hierbei für den Beobachter 1 keine signifikanten Abweichungen ergeben. Auch in der Bildmodalität US, Hämatom, findet sich eine geringere Streuung der Ergebnisse bei Beobachter 1. Die Streuung ist also nicht bei einer Bildmodalität geringer. Auch fällt sie nicht für eine

Objektklasse besser aus. Lediglich fällt sie in den beiden oben genannten Fällen besser für Beobachter 1 aus.

Bildmodalität, US

1. Beob 1, Hämatom

2. Beob 2, Hämatom

	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V7	V8		V1	V2	V3	V4	V5	V6	V7	V8
V1					*	*			V1	*				*	*		*
V2									V2								
V3									V3						*		
V4									V4				*	*			
V5									V5								
V6									V6								
V7									V7						*		
V8									V8								

3. Beob 1, Tumor

4. Beob 2, Tumor

	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V7	V8		V1	V2	V3	V4	V5	V6	V7	V8
V1									V1								
V2									V2								
V3	*	*		*				*	V3	*	*				*		*
V4	*								V4	*	*				*		*
V5	*			*					V5	*	*				*		*
V6									V6								
V7	*	*		*				*	V7	*	*				*		*
V8									V8								

Bildmodalität, MRT

1. Beob1, Hämatom

2. Beob2, Hämatom

	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V7	V8		V1	V2	V3	V4	V5	V6	V7	V8
V1						*			V1						*		
V2			*	*		*			V2				*		*		*
V3									V3						*		
V4						*			V4						*		
V5			*	*		*	*		V5			*	*		*		*
V6									V6								
V7			*	*		*			V7				*		*		*
V8						*			V8						*		

3. Beob1, Tumor

4. Beob2, Tumor

	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V7	V8		V1	V2	V3	V4	V5	V6	V7	V8
V1									V1			*	*		*	*	
V2									V2								
V3									V3								
V4									V4								
V5									V5						*		
V6									V6								
V7									V7								
V8									V8								

Tabelle 10:

Lokalisation der Volumenunterschiede innerhalb der einzelnen Bildmodalitäten

V= Volumen

*=signifikante Abweichungen

3.9 Einfluss der Bildmodalität auf die Abweichungen

Im Folgenden wurde der Einfluss der jeweiligen bildgebenden Methode auf die volumetrischen Messfehler untersucht. Dazu wurde jeweils der Mittelwert aller Messfehler von Beobachter 1 und 2 bezüglich jeder Objektklasse und jeder Bildmodalität ermittelt.

Die zwei Bildmodalitäten (Methoden) wiesen sowohl in den Hämatom- als auch in den Tumormessungen signifikante Unterschiede auf (Wilks multivariater Signifikanztest; Effekt der Bildmodalität: $\min F(2,62) = 5.83$, sig des $\min F$ -Wertes = 0.005). Diese Unterschiede sind bei beiden Beobachtern zu finden (univariate F-Tests, $p < 0.05$).

3.10. Prüfung der Übereinstimmung der Beobachter

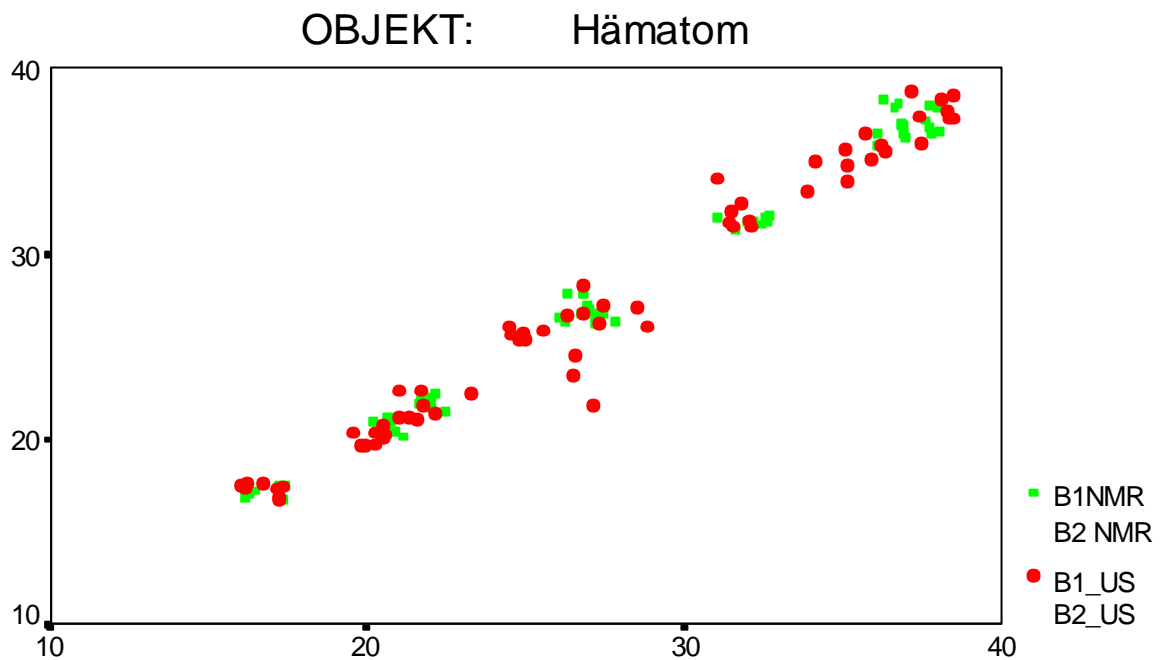
Zur Prüfung der Übereinstimmung der Beobachter wurde Pearson's Korrelationskoeffizient ($r > 0,90$) als Test angewendet.

Die zwei Beobachter wiesen dabei signifikante Assoziationen in den Messfehlern sowohl bei den US- als auch bei den MRT-Messungen auf. Dies trifft für beide Läsionsarten zu. In Anbetracht der Größe der Korrelationskoeffizienten ($r > 0.90$) und der relativ großen Stichprobenumfänge ($n=64$) kann man sagen, dass die zwei Beobachter sehr übereinstimmend zwischen den Volumina geurteilt haben (Abb.12 und 13).

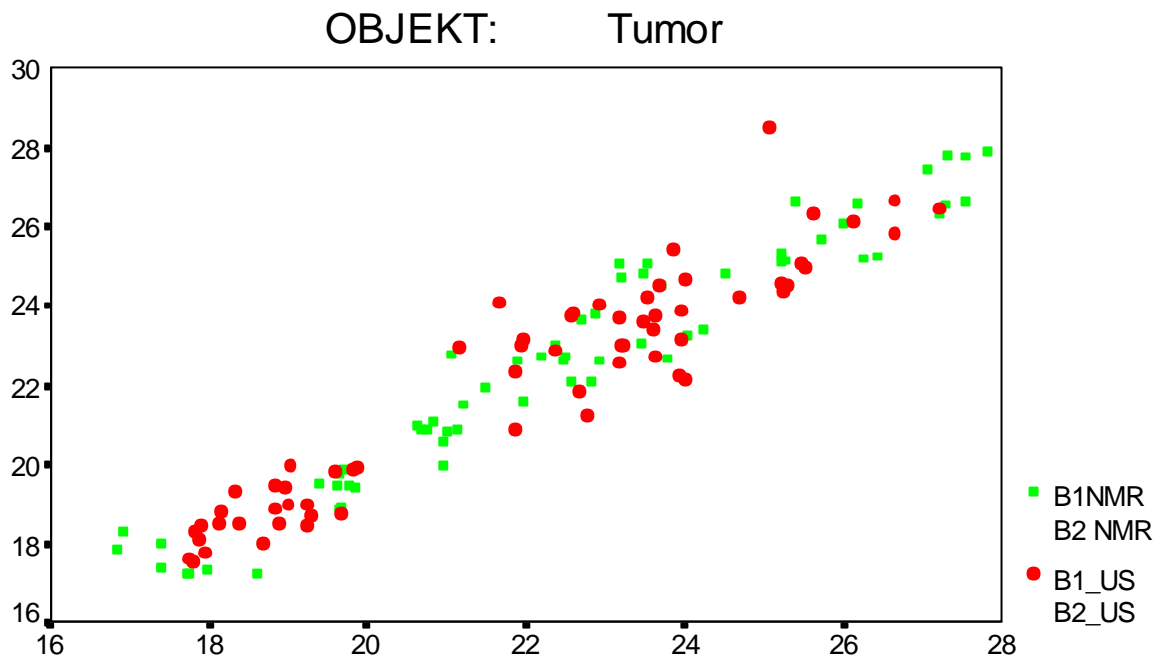
3.11. Intra-/Inter-observerreliabilität

Die Intraobserverreliabilität, also die Übereinstimmung innerhalb einer Bildmodalität einer Objektklasse bei einem Beobachter, betrug bei der Objektklasse Hämatom für Ultraschall 98,1% und 97,79% für MRT. Bei der Objektklasse „Tumor“ betrug sie für Ultraschall 97,1% und für MRT 98,52%. Daraus ist zu ersehen, dass die Reliabilitäten sich bei beiden Objektklassen in beiden Bildmodalitäten ähneln. Wie auch in 3.4 beschrieben, ist ein exakteres Ergebnis weder für eine bestimmte Objektklasse noch für eine bestimmte Bildmodalität zu erwarten.

Die Interobserverreliabilität, d.h. die Übereinstimmung zwischen den beiden Beobachtern, betrug in der Bildmodalität Ultraschall für das Hämatommodell 97,66% und für das Tumormodell 91,68%. Für die Bildmodalität MRT betrug sie für das Hämatommodell 95,96% und für das Tumormodell 96,93%. Hervorzuheben ist hierbei eine geringere Reliabilität bei der Segmentierung des Tumormodells in der Bildmodalität Ultraschall.



Grafik 12:
Interobserverreliabilität in der Objektklasse Hämatom für US und MRT für Beobachter 1



Grafik13:

Interobserverreliabilität in der Objektklasse Tumor für US und MRT für Beobachter 1

3.12. Zusammenfassung der Ergebnisse

Die Ergebnisse dieser Studie weisen darauf hin, dass die manuelle Segmentierung von Objekten sowohl auf der Basis von Ultraschall- als auch MRT-Bildern zu geringen Abweichungen vom wahren Volumenwert führt. Hierbei findet sich eine Tendenz (univariate F-Test, $p < 0,05$) zur Unterschätzung des Volumens bei der Segmentierung von Ultraschall Datensätzen, wohingegen die Tendenz der Abweichungen bei der Volumenermittlung von MRT-Bildern deutlich in Richtung einer Überschätzung (Grafiken 5 bis 11, Tabelle 7) weist. Die absoluten Abweichungen in Prozent zeigen kein signifikant besseres Ergebnis für eine der beiden Bildmodalitäten (Tabellen 8 und 9). Es konnte gezeigt werden, dass diese Abweichungen unabhängig vom Volumen des Objekts und eines Beobachters bestehen.

Im Einzelnen lassen sich die Ergebnisse also wie folgt zusammenfassen:

1. Genauigkeit der manuellen Segmentierung im Vergleich zum tatsächlichen Volumen:

Höhe der tatsächlichen Abweichung:

Die mittlere absolute Abweichung betrug für die Bildmodalität Ultraschall für die Objektklasse „Hämatom“ $1,99 \pm 1,44\%$ und für die Objektklasse „Tumor“ $2,21$

+/-1,70%. Für die Bildmodalität MRT betrug sie für die Objektklasse „Hämatom“ 2,9 +/-1,43% und für die Objektklasse „Tumor“ 1,48 +/-1,35%. Die Spannweite der Abweichung reichte von 0,26% bis 5,8%.

2. Genauigkeit von MRT und US in der Volumenermittlung:

Bei Betrachtung der mittleren absoluten Abweichungen (Grafiken 5 bis 7) fallen die Ergebnisse der US-Messungen in der Objektklasse „Hämatom“ bzgl. des tatsächlichen Volumens genauer aus, wohingegen die Ergebnisse der MRT-Messungen bei der Objektklasse „Tumor“ exakter sind. Bei Betrachtung der signifikanten Abweichungen (Abschnitt 3.6) (Einstichproben T-Test, $p\text{-Value} < 0,05$) liegen in fast allen Messungen signifikante Abweichungen vom tatsächlichen Volumen bei beiden Bildmodalitäten vor.

3. Hinweis auf systematische Fehler:

Systematische Fehler wurden bei beiden Objektklassen begangen. In der Bildmodalität US zeigte sich insgesamt eine deutliche Tendenz zu negativen Abweichungen, wohingegen die Tendenz der Abweichung in der Bildmodalität MRT positiv war. Dies traf für beide Objektklassen und beide Beobachter in gleicher Weise zu. Betrachtet man die einzelnen Volumina (Grafik 8 bis 11) so wurden Fehler bei beiden Bildmodalitäten und beiden Objektklassen sowohl in positive als auch negative Richtung begangen. Eine Abhängigkeit vom Volumen des Objekts konnte nicht beobachtet werden.

Die Genauigkeit dieser Ergebnisse wird vor dem Hintergrund bekannter Studienergebnisse in Kapitel 4 diskutiert.

4.Diskussion

4.1 Phantomkonstruktion

Oberstes Ziel dieser Studie war die Herstellung eines Hybridphantoms zur Segmentierung und Volumetrie von Raumforderungen des Gehirns. Dieses Phantom sollte in erster Linie eine möglichst realitätsgetreue Darstellung von Raumforderungen ermöglichen und auch als Task-Trainer einsetzbar sein.

In vitro Modelle, die die morphologische Komplexität von Läsionen des Gehirns reproduzieren, können für eine Simulation in der Ultraschallbildgebung und auch zur Simulation operativer Eingriffe genutzt werden.

Für die Evaluierung von Bildgebungsverfahren für das Gehirn wurden bisher verschiedene Phantommodelle benutzt (Gailloud et al., 1999, Isoda et al., 1999, Noguchi et al., 2000):

Für US-Studien, welche die Darstellung des Gehirns betreffen, werden häufig, wie auch u.a. bei Hughes et al. 1996, Martin et al., 1990 und Gilja et al., 1994, Ballonmodelle als Phantom verwendet. In allen drei Studien wurden die Objekte segmentiert, Hughes et al., 1996 evaluierten die Genauigkeit von zweidimensionalen Ultraschallaufnahmen, Gilja et al., 1994 die von dreidimensionalen Aufnahmen und Martin et al., 1990 testeten transoesophagealen Ultraschall. Auch in der vorliegenden Arbeit wurde ein Ballonmodell für die Phantomkonstruktion benutzt.

Ein ebenfalls gängiges Verfahren stellt die Verwendung von tierischem Gewebe als Phantombestandteil dar, wie zum Beispiel Nieren- und Lebergewebe in einer Studie von Hughes et al, 1996.

Im Gegensatz zu der hier durchgeführten Studie wurden in den Studien von Hughes, Martin und Gilja et al. als Inhalt der Ballonmodelle ausschließlich flüssige Substanzen verwendet. Hughes, Martin und Gilja et al. verwendeten Wasser, bei Gilja et al. wurde zusätzlich Kochsalzlösung verwandt.

Die hier hergestellten gelförmigen bis festen Substanzen verbesserten nicht nur die Qualität der Bildgebung, sondern waren auch für eine realitätsgetreue Darstellung und den Nutzen als Task-Trainer von Bedeutung. Das Gehirnkompartment bestand aus einem Wasser/Agarose 0,5% Gemisch, ebenso wie das Hämatomkompartiment, dessen Mischung 1,66% betrug. Zur Simulation des Tumors wurde tierisches Muskelgewebe benutzt. Der Aggregatzustand der Substanzen ermöglichte deren

Anwendung als Task-Trainer. Dazu war auch die Platzierung der Kompartimente, das Hämatom subcortical und das Tumormodell im Bereich des simulierten Ventrikels, geeignet. Die Zugangswege zu den Raumforderungen, kranial, direkt über den Raumforderungen, unterstützten eine realitätsnahe Simulation. Das Drucksystem konnte bei Anwendung die Massenverlagerung gut unterstützen. In keiner der oben erwähnten Studien wurde ein vergleichbarer Versuch der Simulation eines echten Milieus unternommen. Hughes et al., 1996 evaluierten die Genauigkeit der Segmentierung von zweidimensionalen Ultraschallaufnahmen. Es wurden Wasserballone (13-141 ml), Nieren (141-200 ml) und fötale Leber (8-37 ml) gescannt. Der mittlere Fehler betrug $0,9 \pm 2,4 \%$, $2,7 \pm 2,3 \%$ und $6,6 \pm 5,4 \%$ für Ballon, Niere und Leber. Man kann an dieser Studie ersehen, dass bei dem einfachsten Modell, den Wasserballonen, der geringste Fehler zu beobachten ist. Der Grund hierfür mag an der geringeren Zahl von Artefakten und den vereinfachten Bedingungen durch eine stärkere Kontrastgebung liegen.

Diese Studie erlaubt daher den Rückschluss, dass bei einer geringeren Anzahl von Artefakten ein besseres Ergebnis zu erwarten ist. Bei Hirntumoren kann aber, abhängig von der Art des Tumors, mit Artefakten bei der Darstellung der Läsion mit Ultraschall gerechnet werden. Ebenfalls ist zu erwarten, dass heterogenes Gewebe schwieriger zu segmentieren ist. Diese Studie zeigt die Bedeutung einer möglichst realitätsgetreuen Darstellung im Ultraschall auf, da ansonsten ein übertragbares Ergebnis der Phantomstudie auf tatsächliche Gegebenheiten nicht gewährleistet werden kann. Ein falsch positives Ergebnis durch vereinfachte Bedingungen musste weitestgehend ausgeschlossen werden.

Als Basis dieser Studie und als Richtlinie für die Entwicklung eines Phantoms mit bestimmten Eigenschaften, die den tatsächlichen Bedingungen entsprechen, kann man als Vergleich Ergebnisse heranziehen, die mit intraoperativem Ultraschall bei kranialen Raumforderungen erhalten wurden. Der echogene Kontrast von Tumoren im Verhältnis zu Gehirngewebe wurde von Gooding et al., 1983, Knake et al., 1982, 1994 evaluiert. Le Roux et al., 1989 untersuchten 25 Gehirntumore bezüglich ihrer Echogenität. Dabei ergab sich eine größere Echogenität des Tumorgewebes. Dieses Ergebnis konnte auch in anderen Studien gezeigt werden. (Auer et al., 1990-1, Auer et al., 1990-2, Auer et al., 1995, Chandler et al., 1982, Enzmann et al., 1982, Gooding et al., 1983, Gooding et al., 1984, Knake et al., 1984, McGahan et al.,

1986, Quencer et al., 1986). Auer und Van Velthoven 1990-1 erhielten bei der Untersuchung von 300 Tumoren mit Ausnahme der arachnoidalen Cysten ein höheres Echosignal der Tumore als des sie umgebenden Gehirngewebes.

Ein weiteres Problem stellt die Detektion der Tumorränder in der Ultraschallbildgebung dar und wurde von Regelsberger et al., 2000, Houmoud et al., 1996 und Van Venroij et al., 1995 untersucht:

Regelsberger et al., 2000 konnten in 82 % (23 von 28) die Tumorränder lokalisieren. Houmoud et al., 1996 konnten sie in 15 von 18 Fällen darstellen, alle untersuchten 34 metastatischen Läsionen hatten gut definierbare Ränder.

Um eine klinisch brauchbare Aussage bei der intraoperativen Bildgebung treffen zu können, ist das Erkennen der Tumorgrenzen ein entscheidender Faktor. Ein Problem bilden dabei fehlende akustische Unterschiede im Gewebe, die eine präzise Lokalisation der Grenzen erschweren (Van Venroij et al., 1995). Ränder von Gehirntumoren in US-Aufnahmen konnten in Studien von Gooding et al., 1983 und Knake et al. 1982, 1984 gut identifiziert werden.

Folgende Vergleichsstudien zur Überprüfung der Detektion von Gehirntumoren in US-Aufnahmen wurden mit anderen Bildgebungsmethoden durchgeführt:

Von Quencer et al., 1986, Knake et al., 1982 und McGahan et al., 1986 wurden Gehirntumore beschrieben, die mit CT schwer, mit Ultraschall aber deutlich erkennbar waren. Auch Auer et al., 1990-2 und Chen et al., 1999 erhielten bessere Ergebnisse mit Ultraschall als mit CT oder MRT, insbesondere bei der Detektion von Gliomen. Becker et al., 1999 beschrieben ebenfalls bessere Ergebnisse in der Detektion mit US als mit CT oder MRT. Ultraschall erkannte im Gegensatz zu CT und MRT alle bestehenden Tumoren. Mit Ultraschall wurde ein falsch positives Ergebnis erhalten.

Unter Berücksichtigung der Probleme in der Bildgebung mit Ultraschall unter in vivo Bedingungen, wurden die kontrastgebenden Eigenschaften von Tumoren in der hier vorliegenden Studie erfüllt. Es wurden Raumforderungen mit einem höheren Echosignal als das zur Simulation des Gehirngewebes dienende Material konstruiert.

Auch in dieser Phantomstudie traten Artefakte auf, die die Qualität der Bilder minderten, die aber in Hinblick auf das tatsächliche Verhalten solcher Raumforderungen in der Bildgebung existieren durften. Der Schallschatten, den das

Tumormodell wirft, sollte den Schallschatten einer in der Realität vorhandenen Kapsel widerspiegeln. Kleinere Reflexionen waren durch die Kapseln bedingt und mussten mit Hinblick auf eine gute Kontrastgebung akzeptiert werden. Es wurde eine befriedigende Qualität der Ultraschallbilder erreicht. Abbildungen 1 und 2 zeigen zwei unter in vivo Bedingungen erhaltene Bilder. In den Abbildungen 9 und 10 sind US-Aufnahmen vom Phantom dargestellt.

Durch das Vermeiden vereinfachter Bedingungen durch die Nichtexistenz von Artefakten wurden für die Auswertung der Ultraschallbilder Bedingungen geschaffen, die der tatsächlichen Situation entsprechen. Verglichen mit den tatsächlichen Begebenheiten lieferte die vorliegende Studie befriedigende Ergebnisse bezüglich der Bildgebung. Die erhaltenen Datensätze ermöglichten, unter Berücksichtigung der auch in der Realität erschwerten Bedingungen, eine ausreichend gute Evaluierung der Ultraschallbilder.

Der Vorteil dieser Studie bestand darin, die exakte Kenntnis über das auszuwertende Volumen zu besitzen, und damit den exakten Vergleichswert zu kennen. Auch die Reproduzierbarkeit und die standardisierten Bedingungen ermöglichten ein objektiveres Ergebnis als bei einer in vivo Studie.

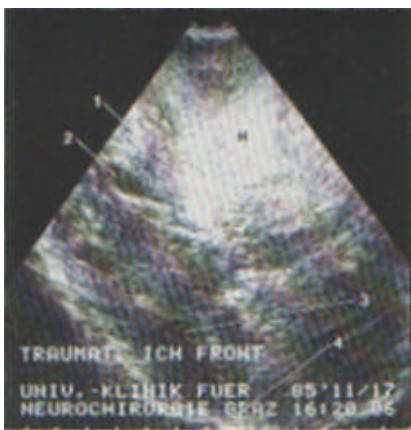


Abbildung 1:

Diagonal/horizontal US.
Akut traumatisches Hämatom
(Abb. Mit Genehmigung aus
Auer/Van Velthoven)



Abbildung 2:

Sagittal US.
Ventrikeltumor, Medulloblastom
(Abb. Mit Genehmigung aus
Auer/Van Velthoven)

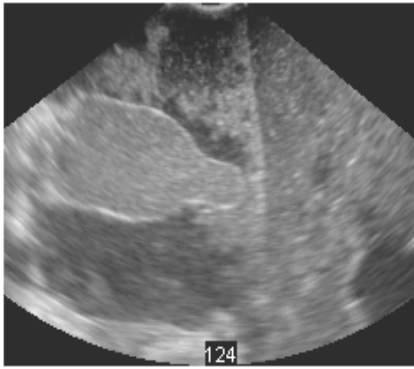


Abbildung 9:
US, Schichtbild, „Hämatom“

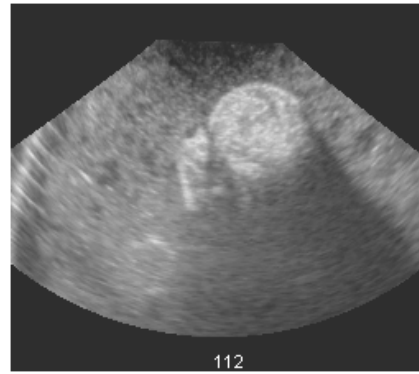


Abbildung 10:
US, Schichtbild, „Tumor“

Die MRT-Bilder konnten unter diesen Bedingungen im Gegensatz zu den Ultraschallbildern keine realitätsgetreue Darstellung in der gefahrenen Sequenz liefern. Zugunsten der Ultraschallaufnahmen mussten daher bei den MRT-Aufnahmen in der Simulation Abstriche gemacht werden. Die T2-gewichteten Schichtaufnahmen zeigen ein zu hypointenses Verhalten der Raumforderungen.

In Versuchen mit T1-gewichteten Aufnahmen zeigte die Raumforderung „Tumor“ eine bessere Darstellung (Abb.17), die Raumforderung „Hämatom“ zeigte allerdings keinen Intensitätsunterschied zu dem umgebenden Gewebe.

Trotz umfangreicher Substanztestung (Konzentrationsreihenversuche von Agarose/Wassergemischen, verschiedene eiweißhaltige Substanzen mit unterschiedlichem Fettgehalt, kolloidale Lösungen) war es nicht möglich, die MRT-Darstellung realitätsgetreu zu gestalten, ohne die Qualität der Ultraschallaufnahmen zu mindern.

Was die Auswertbarkeit und das Erkennen der Grenzen in den MRT-Aufnahmen angeht, wurde ein hinreichender Kontrast erreicht. Die Grenzen waren deutlich erkennbar. Es konnte eine ausreichende Differenzierbarkeit zwischen Raumforderungen und Gehirnkompartmenten erreicht werden.

Damit konnten die aufgestellten Anforderungen an das Hybridphantom zur vergleichenden Evaluierung der manuellen Segmentierung von Ultraschall- und MRT-Bildern erfüllt werden.

4.2 Evaluierung der Segmentierungsmethode in den Bildmodalitäten US und MRT

Vergleich der Segmentierung von US- und MRT-Bildern:

Mit dem entwickelten Phantom wurde der Vergleich zwischen der Genauigkeit der Volumenermittlung der beiden Bildmodalitäten „US“ und „MRT“ durchgeführt. Die mittlere absolute Abweichung betrug für die Bildmodalität Ultraschall für die Objektklasse „Hämatom“ 1,99 +/-1,44% und für die Objektklasse „Tumor“ 2,21 +/-1,70%. Für die Bildmodalität MRT betrug sie für die Objektklasse „Hämatom“ 2,9 +/-1,43% und für die Objektklasse „Tumor“ 1,48 +/-1,35% (Tabellen 3 und 4, Grafiken 1 bis 8).

Segmentierung bei MRT-Bildern:

Die oben angeführten Messfehler zeigen eine hohe Genauigkeit im Vergleich zu Literaturberichten über manuelle und semiautomatische Segmentierung von MRT-Bildern.

Das Volumen von Gehirntumoren mithilfe der MRT wurde mit semiautomatischer Technik von Vaidyanathan et al., 1995 und 1997 evaluiert. Mit automatischer Segmentierung wurde das Gehirntumorvolumen in den Arbeiten von Kaus et al. 2001, und Gibbs et al., 1996 ermittelt. Ein Vergleich des Ergebnisses von manueller Segmentierung und automatischer Segmentierung wurde von Kaus et al. 2001 und Gibbs et al. 1996 durchgeführt. Es fanden sich ähnliche Ergebnisse mit der manuellen und automatischen Segmentierung. Vaidyanathan, et al., 1995 erhielt einen Fehler von 6 %, Gibbs einen von 5 %.

Auch eine Phantomsstudie von Byrum et al., 1996 kam mit manueller und semiautomatischer Segmentiertechnik zu vergleichbaren Ergebnissen. Mit beiden Techniken trat eine Abweichung vom echten Volumen zwischen 3% und 5% auf.

Auch bei der Segmentierung anderer Organe (extraokuläre Augenmuskeln) und dem Vergleich einer manuellen und einer automatischen Methode (Firebank et al., 2001), wurden ähnliche Ergebnisse erzielt (Fehler 4 %).

In den angeführten Studien ist außer mit der in der vorliegenden Arbeit angewandten manuellen Segmentierung auch mit anderen Segmentierungstechniken gearbeitet worden. In allen angeführten Vergleichstudien zwischen der manuellen und einer anderen Segmentierungstechnik (Firebank et al., 2001, Gibbs et al., 1996, Kaus et al., 2001) wurden mit der manuellen ähnliche Ergebnisse wie mit den verglichenen Segmentierungstechniken erzielt. Zusammenfassend ergibt sich für die semiautomatische bzw. automatische Segmentierungstechnik im Bezug auf

MRT-Bilder kein Qualitätsgewinn sondern lediglich ein Vorteil bezüglich des geringern Zeitaufwandes im Vergleich zur manuellen Segmentierung (Firebank et al., 2001, Gibbs et al., 1996, Kaus et al., 2001).

Segmentierung bei US-Bildern:

In der vorliegenden Studie musste aber aufgrund der Auswertung von Ultraschallbildern, deren Auswertung zur Zeit noch nicht mit einer weiterentwickelten automatischen Segmentiertechnik möglich ist, darauf verzichtet werden, diese mit einer solche Methodik zu evaluieren.

Segmentierung von US-Bildern bei anderen Organen und Phantomen:

Die Abweichungen der Messdaten vom tatsächlichen Volumen, die bei der Segmentierung von Ultraschallbildern zustande kamen, zeigen eine größere Variationsbreite als die bei der Auswertung von MRT-Bildern entstehenden: Schmidt et al., (1999, 2001) erhielten bei der Messung des Volumens des linken Herzventrikels einen Fehler von 2,2 %, während der Fehler bei Rodevan et al., 1999 bei ähnlichen Messungen 14-37 % betrug.

Bei der Ermittlung des Volumens von großen Organen (Leber) (Treece et al., 2001) ergab sich ein Fehler von 2 % in vitro und von 5 % in vivo.

Hughes et al., 1996 evaluierten die Genauigkeit der Segmentierung von zweidimensionalen US-Aufnahmen. Es wurden Wasserballone (13-141ml), Nieren (141-200ml) und fötale Leber (8-37ml) gescannt. Der Fehler betrug 0,9+/-2,4%, 2,7+/-2,3% und 6,6+/-5,4% für Ballon, Niere und Leber. Rusinek et al., 1993 ermittelte das Volumen von 1-, 2- und 3- Kompartimentmodellen von T2-gewichteten MRT-Datensätzen. Für Phantome größer 90ml erhielt er für das Zweikompartimentmodell einen Fehler von 5-3% und im Dreikompartimentmodell 2-7%. Matre et al., 1999 evaluierten mittels Handsegmentierung das Volumen von dreidimensionalen Aufnahmen der Niere. Evaluiert wurden zwei verschiedene Methoden. Das tatsächliche Volumen war bekannt. Die Ergebnisse zeigten eine gute Korrelation mit den tatsächlichen Volumen. Die Ergebnisse, die in den Phantomstudien von Rusinek et al., 1993 und Hughes et al., 1996 erzielt wurden, korrelieren gut mit den in dieser Studie erhaltenen Ergebnissen.

4.2.1 Einfluss der Bildmodalität auf die Volumenermittlung

In der vorliegenden Studie fanden sich bei beiden Objektklassen, beiden Objekten und beiden Beobachtern signifikante Abweichungen ($p < 0,05$) von dem tatsächlichen Volumen. Eine Systematik war allerdings daraus nicht zu ersehen (Tabelle 8). Bei Betrachtung der absoluten Beträge ergaben sich ebenfalls kaum signifikante Unterschiede zwischen den Bildgebungsmethoden (Tabelle 9).

Bei der Prüfung der Lokalisation der Bildmodalitätsunterschiede in den verschiedenen Volumina unterschieden sich die zwei Methoden (Bildmodalitäten) US und MRT nicht bei allen Volumina und nicht bei beiden Objektklassen gleich. Signifikante Unterschiede zwischen den beiden Bildmodalitäten fanden sich bei der Hämatommessungen in den Volumina 36ml, 27ml und 26ml während bei den Tumormessungen die signifikanten Unterschiede zwischen US und MRT in den 20ml, 25ml, 40ml, 24ml und 27ml Volumen zu registrieren waren.

Im Allgemeinen kann aber eine divergierende Tendenz der Abweichungen zwischen den beiden Bildmodalitäten beobachtet werden.

Dabei wurde bei der Bildmodalität Ultraschall bei beiden Objektklassen zur Unterschätzung tendiert. Bei der Bildmodalität Ultraschall in der Objektklasse „Hämatom“ betrug der Mittelwert der Messfehler $-0,185\text{ml}$, in der Objektklasse „Tumor“ $-0,29\text{ml}$.

Das ermittelte Volumen anhand der MRT-Datensätze zeigte eine Tendenz zur Überschätzung bei beiden Objektklassen. Der Mittelwert der Messfehler des Volumens des Hämatommodells betrug $0,25\text{ml}$, der des Tumormodells $0,23\text{ml}$.

Die Tendenz zur Über- oder Unterschätzung in dieser Studie stimmt mit den Ergebnissen überein, die Le Roux et al., 1989 bei einer Vergleichsstudie von US und MRT bei Ermittlung des Gehirnvolumens erhielten. Auch andere Vergleichsstudien zwischen Ultraschall und MRT, in denen das Volumen des linken Herzventrikels evaluiert wurde, (Rodevan et al., 1999, Rusk et al., 2000, Schmidt et al., 1999) zeigen eine konsistente Unterschätzung des Volumens im Ultraschall.

In einer anderen Studie von Le Roux et al., 1994, bei der die Volumetrie von 22 Hirntumoren mit MRT- und US-Datensätzen verglichen wurde, ergab sich mit US ein größeres Volumen als in entsprechenden T1-gewichteten Aufnahmen, allerdings in einer nicht signifikanten Größenordnung. Wie auch bei der hier vorgestellten Studie lieferten die T2-gewichteten Aufnahmen größere Volumina als die US-

Bilder. Le Roux et al., 1989 verglichen die Volumina von Gehirntumoren von US- und CT-Aufnahmen. Bei dieser Studie wurde bei den US-Aufnahmen zur Überschätzung tendiert, bei den CT-Aufnahmen dagegen zur Unterschätzung des Volumens. Als Goldstandard wurde hier das Volumen des operativ entnommenen Tumors gewählt.

Außer einer positiven beziehungsweise negativen Tendenz kann keine Aussage darüber getroffen werden, welche Bildmodalität ein exakteres Ergebnis bezüglich des vorhandenen Volumens liefert. Die Ergebnisse liefern ähnliche absolute Abweichungen vom tatsächlichen Wert in beiden Bildmodalitäten mit entsprechend umgekehrten Vorzeichen. Bei Prüfung der absoluten Beträge der Abweichungen von den echten Werten (Multivariate Varianzanalyse, $p < 0,05$) ergaben sich kaum signifikante Unterschiede in den beiden Bildmodalitäten (Tabelle 9).

Bei der ersten Objektklasse (Hämatom) wird ein exakteres Ergebnis bei der Ermittlung des Volumens mit Ultraschall erhalten (US $-0,185\text{ml}$ versus MRT $+0,245\text{ml}$). Bei der zweiten Objektklasse (Tumor) wurde ein genaueres Ergebnis in der Bildmodalität MRT erhalten (US, $-0,29\text{ml}$ versus MRT, $0,23\text{ml}$), (Grafiken 5-7, Tabelle 7).

Anzumerken ist allerdings, dass die Streubreite der Ergebnisse in der Bildmodalität Ultraschall bei beiden Objektklassen größer ist (Grafiken 12 und 13).

Der Grund hierfür kann darin liegen, dass Ultraschallaufnahmen grundsätzlich schwerer auswertbar sind als MRT-Bilder und sich dadurch ein größerer subjektiver Fehler ergibt.

Dabei führt eine schlechtere Bildqualität, die vor allem durch eine hohe Anzahl von Artefakten bedingt ist, zu einem größeren Fehler und somit zu einer breiteren Variabilität der Ergebnisse. Dies bedeutet, dass trotz der prinzipiell vergleichbar guten Qualität der US- und MRT-Bilder, die US-Aufnahmen wegen der Neigung zu Artefakten im direkten Vergleich höhere Abweichungen zeigen.

4.2.2 Einfluss der Objektgröße auf die Volumenermittlung

In allen durchgeführten Tests war keine Abhängigkeit des Ergebnisses von der Größe des segmentierten Objekts zu beobachten. Ebenso konnte in Studien von Gibbs et al., 1996 und Vaidyanathan et al., 1995 bei den Bildmodalitäten US und

MRT keine Abhängigkeit der Volumenermittlung von der Objektgröße festgestellt werden. Dagegen unterschied sich bei Grossman et al., 1999 das gemessene Volumen in Abhängigkeit von dem vorgegebenen Volumen der einzelnen Objekte.

4.2.3 Einfluss der Beschaffenheit des Messobjekts auf die Volumenermittlung

Das Ergebnis einer Messung kann nicht nur durch die Bildmodalität bedingt sein, sondern in Abhängigkeit des zu segmentierenden Objektes stehen.

Ein ungenaues Ergebnis in der Objektklasse „Tumor“ in dieser Arbeit kann in der im Vergleich zu erster Objektklasse größeren Zahl von produzierten Artefakten gelegen haben. Vor allem der provozierte Schallschatten erschwerte die Auswertbarkeit erheblich. Durch schlechteres Erkennen der Grenzen im Bereich des Schallschattens scheint zu einer Unterschätzung tendiert worden zu sein. Dafür spricht auch das konstantere Ergebnis in beiden Objektklassen bei den MRT-Aufnahmen. Der Grund hierfür lag wohl in der geringeren Zahl von Artefakten bei den MRT-Bildern, so dass ein objektiveres Ergebnis zu verzeichnen ist.

4.2.4 Einfluss der Segmentierungsmethode auf die Volumenermittlung

Die Abweichungen der Ergebnisse in beiden Bildmodalitäten vom tatsächlichen Wert liegen einerseits in der praktischen Ausführung der manuellen Segmentierungsmethode und andererseits in dem subjektiven Bewertungsfaktor, der bei manueller Segmentierung unausweichlich ist.

Um diesen subjektiven Faktor auszuschließen, wurden und werden semiautomatische und automatische Segmentierungsmethoden entwickelt.

Darüber hinaus weisen semiautomatischen bzw. automatischen Techniken auch höhere Intra- und Interobserverreliabilität auf. Bei MRT-Segmentierungen wurden manuelle und automatische Methoden auch bezüglich der Übereinstimmung verglichen (4.2.2).

In einer Studie von Firebanks et al., 2001, bei der extraokuläre Augenmuskeln segmentiert wurden, werden ähnliche Ergebnisse mit automatischer und manueller Technik in der Übereinstimmung innerhalb der einzelnen Volumina erzielt. Allerdings wird in dieser Studie angeführt, dass mit der automatischen Segmentierung bei wiederholten Messungen eine höhere Konstanz, gemessen an

geringeren Korrelationsabweichungen erreicht wurde als mit der manuellen Segmentierung (1% versus 4%).

Eine wichtige Rolle bei der manuellen Segmentierung kommt dem subjektiven Faktor bei der Bildauswertung zu.

Bei Untersuchung der Intraobserverreliabilität sind in der Literatur divergierende Ergebnisse zu verzeichnen.

Nadkarni et al., 2000, Rodevan et al., 1999 und Schmidt et al., 1999 und 2001 führten volumetrische Messungen am linken Herzventrikel in der Bildmodalität US durch. Die Volumen wurden in allen Studien mit manueller Segmentierung bestimmt. Neben der Bestimmung des Volumens wurde in diesen Studien auch die Intraobserverreliabilität untersucht. Nadkarni et al., 2000 und Rodevan et al., 1999 erhielten eine große Streubreite, (bei Nadkarni 11,2 %-19,1 %, bei Rodevan 14 %-20 %) während in zwei Studien von Schmidt et al. 1999 und 2001 von einer starken Übereinstimmung der beiden Beobachter die Rede ist.

In der Literatur liegt bei der Prüfung der Inter- und Intraobserverreliabilität bezüglich der Ergebnisse als auch in deren Bewertung ein uneinheitliches Ergebnis vor. In der hier durchgeführten Studie wurde eine Intraobserverreliabilität bei der Objektklasse „Hämatom“ von 98,01% bei Ultraschall und von 97,79% bei MRT erzielt. In der Objektklasse „Tumor“ erreichte man in bei US-Aufnahmen eine Übereinstimmung von 97,1% und bei der Segmentierung von MRT-Aufnahmen von 98,52% Die Interobserverreliabilität, die Übereinstimmung zwischen den beiden Beobachtern, betrug in der Bildmodalität Ultraschall für das Hämatommodell 97,66% und für das Tumormodell 91,7%. Für die Bildmodalität MRT ergab sie für das Hämatommodell 95,96% und für das Tumormodell 96,93%. Im Vergleich zu anderen Ergebnissen liegt hier eine hohe Übereinstimmung sowohl zwischen den beiden Beobachtern als auch innerhalb eines Volumens vor.

4.3 Fazit

In der vorliegenden Studie konnten die in der Realität existierenden Schwierigkeiten bei der Bildgebung, hervorgerufen durch das Verhalten von unterschiedlichem Gewebe, unter standardisierten Bedingungen simuliert und untersucht werden.

Simplifizierte Ergebnisse, wie sie bei vereinfachten Phantommodellen entstehen können, wurden so vermieden. Die erhaltenen Ergebnisse sind somit auf die in vivo entstandenen Bildaufnahmen gut übertragbar. Gegenüber Studien am lebenden Objekt besaß diese Studie jedoch den Vorteil, über die Kenntnis des exakten Volumens der zu untersuchenden Region zu verfügen.

Es konnte gezeigt werden, dass mit der Methodik der Handsegmentierung von Ultraschallaufnahmen ähnlich gute Ergebnisse wie bei der Volumenmessung mit MRT erreicht werden können. Der Vorteil des Ultraschalls liegt bei einer schnelleren, einfacheren und preisgünstigeren Rekrutierung der Datensätze. Auch verfügt man über eine schnelle und dynamische Bildgebung, die vor allem bei der intraoperativen Anwendung dieser Methodik von Vorteil ist. Nachteil des Ultraschalls bleibt allerdings das schlechtere Erkennen der Grenzen von Raumforderungen und die Neigung zur Abbildung von Artefakten. In dieser Studie konnte gezeigt werden, dass mit der hier angewandten Methode der Volumenermittlung die Nachteile des Ultraschalls keinen negativen Einfluss auf die Genauigkeit des Ergebnisses ausüben. Die Ergebnisse der Volumenermittlung der beiden Bildmodalitäten US und MRT waren ähnlich. Wie in den vorrausgehenden Abschnitten gezeigt werden konnte, können mit manueller Segmentierung ähnliche Ergebnisse wie mit der automatischen Segmentierung erreicht werden. Dies wurde bisher für verschiedene Organsysteme nachgewiesen. Für Gehirntumore konnte eine solche Studie noch nicht durchgeführt werden, da es noch nicht möglich war, eine automatische Segmentierung bei US-Aufnahmen von Gehirntumoren durchzuführen. Die manuelle Segmentierung hat den Nachteil der Subjektivität, allerdings auch den Vorteil, auf Artefakte reagieren zu können.

4.4 Ausblick

Um den subjektiven Faktor bei der manuellen Segmentierung ausschließen zu können, ist es Ziel, semiautomatische oder automatische Segmentierungsmethoden, die im Bereich des Gehirns exakte Ergebnisse liefern, zu entwickeln.

Dadurch würden eine schnellere Volumenermittlung und eine größere Reproduzierbarkeit des Ergebnisses möglich werden.

Wie in den oben beschriebenen Studien wurden mit diesen Methoden bei der Anwendung in verschiedenen Regionen ähnliche Ergebnisse wie mit der manuellen Segmentierung erzielt.

Es bleibt zu evaluieren, ob in Bezug auf Gehirnläsionen ähnliche Ergebnisse mit automatischer Segmentierung zu erreichen sind, da dieser Bereich für Artefakte prädestiniert ist. Die genaue Kenntnis über das Volumen einer Raumforderung im Bereich des Gehirns ist für Operationen von großer Bedeutung. Ziel ist es, über eine genaue, schnelle und dynamische Bildgebungsmethode in diesem Gebiet zu verfügen. Ultraschall bietet viele dieser Eigenschaften. Mit dem Fortschritt der Technik im Bereich der Segmentierung könnte Ultraschall eine wachsende Bedeutung bei der Anwendung im Bereich des Gehirns zukommen.

5. Literaturnachweise

Abdul-Khaliq H; Lange P.E.; Vogel M.; Feasibility of brain volumetric analysis and reconstruction of images by transfontanel three-dimensional ultrasound.; J Neuroimaging 2000 Jul.;10(3):147-50

Atkins M.S.; Mackiewicz B.T.; automatic segmentation of the brain in MRI.; IEEE Trans Med Imaging 1998 Feb.;17(1): 98-107

Auer L.M., Deinsberger W.; Minimally invasive treatment of intracerebral hematomas.; Brain Haemorrhage 1995, 1: 169 - 93

Auer LM.; Van Velthoven V.; Practical Application of Intraoperative Ultrasound Imaging.; Acta Neurochir. 1990.; 105: 5 – 13

Auer L.M., van Velthoven V.; Intraoperative ultrasound (US) imaging. Comparison of pathomorphological findings in US and CT.; Acta Neurochir (Wien) 1990; 3-4: 84-95

Bakker J.; Olree M.; Kaatee R.; de Lange E.E.; Beek F.J.; In vitro measurement of kidney size: comparison of ultrasonography and MRI.; Ultrasound Med Biol. 1998 Jun., 24(5): 683-8

Bakker J.; Olree M.; Kaatee R.; de Lange E.E.; Moons K.G.; Beutler J.J.; Beek F.J.; Renal volume measurements: accuracy and repeatability of US compared with that of MR imaging.; Radiology 1999 Jun., 211(3): 623-628

Becker G.; Hofmann E.; Woydt M.; Hulsmann U.; Maurer M.; Lindner A.; Becker T., Krone A.; Postoperative neuroimaging of high-grade gliomas: comparison of transcranial sonography, magnetic resonance imaging, and computed tomography.; Neurosurgery Mar., 44(3): 469-478

- Boukerroui D.; Basset O.; Baskurt A.; Gimenez G. ; A multiparametric and multiresolution segmentation algorithm of 3-D ultrasonic data.; IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control 2001 Jan, 48(1): 64-77
- Brann B.; Wofsky C.; Papile C.; Angelus P.; Backstrom C.; Quantification of Neonatal Cerebral Ventricular Volume by real- time ultrasonography.; J Ultrasound Med. 1990, 9: 9-15
- Brega YR.; William AR.; Winston AR.; Winston K.; Wittenberg W.; Surgical treatment of Brain Metastases in Malignant Melanoma.; Cancer; 66: 2105-2110
- Bressollette L.; Guias B.; , Pineau P.; Oger E.; Morin V.; Girard F.; Dauzat M.; In vitro measurement of clot volume with ultrasound-calibrated 3D reconstructions.; J Mal Vasc. 2001 Apr., 26(2): 92-6
- Brown F.D.; Rachlin J.R.; Rubin J.M.; Ultrasound guided periventricular stereotaxis.; Neurosurgery 1984,15: 162-164
- Bueno G.; Musse O.; Heitz F.; Armspach J.P.; Three-dimensional segmentation of anatomical structures in MR images on large data bases.; Magn Reson Imaging 2001 Jan, 19(1): 73-88
- Bullmore E.; Brammer M.; Rouleau G.; Everitt B.; Simmons A.; Sharma T.; Frangou S.; Murray R.; Dunn G.; Computerized brain tissue classification of magnetic resonance images: a new approach to the problem of partial volume artifact.; Neuroimage 1995 June; (2):133-47
- Byrum C.E.; MacFall J.R.; Charles HC.; Chitilla V.R.; Boyko O.B.; Upchurch L.; Smith JS.; Rajagopalan P.; Passe T.; Kim D.; Xanthakos S.; Ranga K.; Krishnan R. ; Accuracy and reproducibility of brain and tissue volumes using a magnetic resonance segmentation method.; Psychiatry Res. 1996 Oct. 7, 67(3): 215-234

- Cardenas V.A.; Ezekiel F.; Di Sclafani V.; Gomberg B.; Fein G.; Reliability of tissue volumes and their spatial distribution for segmented magnetic resonance images.; *Psychiatry Res* 2001 May 30, 106(3):193-205
- Chandler W.F.; Knake J.E.; McGillicuddy J.E.; Lillehei K.O.; Silver T.M.; Intraoperative use of real time ultrasonography in neurosurgery.; *Journal Neurosurgery* 1982, 57: 157-163
- Chen S.S.; Shao K.N.; Chiang J.H.; Chang C.Y.; Lao C.B.; Ling J.F.; Teng M.M.; Intracranial pathology: comparison of intraoperative ultrasonography with computerized tomography and magnetic resonance imaging. *Chung Hua I Hsueh Tsa Chih (Taipei)* 1999 Aug., 62(8): 521-528
- Chou C.Y.; Hsu K.F.; Wang S.T.; Huang S.C.; Tzeng C.C.; Huang K.E.; Accuracy of three-dimensional ultrasonography in volume estimation of cervical carcinoma.; *Gynecol Oncol* 1997 Jul., 66(1): 89-93
- Comeau R.M.; Sadikot A.F.; Fenster A.; Peters T.M.; Intraoperative ultrasound for guidance and tissue shift correction in image-guided neurosurgery.; *Med Phys* 2000 Apr., 27(4): 787-800
- Dastidar P.; Heinonen T.; Ahonen J.P.; Jehkonen M.; Molnar G.; Volumetric measurements of right cerebral hemisphere infarction: use of semiautomatic MRI segmentation technique.; *Comput Biol Med* 2000 Jan., 30(1): 41-54
- Degreif J.; Wenda K.; Ahlers J.; Ritter G.; A series of experimental tests of intraoperative ultrasound of the spinal channel.; *Der Unfallchirurg* 1992, 95: 493-497
- Enzmann D.R.; Wheat R.; Marshall W.H.; Tumors of the central nervous system studied by computer tomography and ultrasound.; *Radiology* 1985, 154: 393-399

- Fiez J.A.; Damasio H.; Grabowski T.J.; Lesion segmentation and manual warping to a reference brain: intra- and interobserver reliability.; *Hum Brain Map.* 2000 Apr, 9(4): 192-211
- Firebank M.J.; Harrison R.M.; Williams E.D.; Coulthard A.; Measuring extraocular muscle volume using dynamic contours.; *Magn Reson Imaging* 2001 Feb., 19(2): 257-65
- Fletcher-Heath L.M.; Hall L.O.; Goldgof D.B.; Murtagh F.R.; Automatic segmentation of non-enhancing brain tumors in magnetic resonance images.; *Artif Intell Med* 2001 Jan-Mar, 21(1-3): 43-63
- Friedlinger M.; Schad L.R.; Blum S.; Tritsch B.; Lorenz W.J.; Rapid automatic brain volumetry on the basis of multispectral 3D MR imaging data on personal computers.; *Comput Med Imaging Graph* 1995 Mar-Apr, 19(2): 185-205
- Gailloud P.; Michel M.; Mottu F.; Kieran J.; Fasel J.; Rüfenacht D.; In Vitro Models of Intracranial Arteriovenous Fistulas for the Evaluation of new Treatment Materials.; *A.J.N.R.* 1999, 20: 291-295
- Germond L.; Dojat M.; Taylor C.; Garbay C.; A cooperative framework for segmentation of MRI brain scans.; *Artif Intell Med* 2000 Aug., 20(1): 77-93
- Glass J.O.; Reddick W.E.; Goloubeva O.; Yo V.; Steen R.G.; Hybrid artificial neural network segmentation of precise and accurate inversion recovery (PAIR) images from normal human brain.; *Magn Reson Imaging* 2000 Dec., 18(10): 1245-1253
- Gibbs P.; Buckley D.I.; Blackband S.J.; Horsman A.; Tumor volume determination from MR images by morphological segmentation.; *Phys Med Biol* 1996 Nov., 41(11): 2437-2446

- Gill J.D.; Ladak H.M.; Steinman D.A.; Fenster A.; Accuracy and variability assessment of a semiautomatic technique for segmentation of the carotid arteries from three-dimensional ultrasound images.; *Med Phys* 2000 Jun., 27(6): 1333-1342
- Gilja O.H.; Hausken T.; Olafsson S.; Matre K.; Odegaard S.; In vitro evaluation of three-dimensional ultrasonography based on magnetic scanhead tracking.; *Ultrasound Med Biol*. 1998 Oct., 24(8): 1161-1167
- Gilja O.H.; Thune N.; Matre K.; Hausken T.; Odegaard S.; Berstad A.; In vitro evaluation of three-dimensional ultrasonography in volume estimation of abdominal organs.; *Ultrasound Med Biol*. 1994, 20(2): 157-65
- Gilja O.H.; Smievoll A.I.; Thune N.; Matre K.; Hausken T.; Odegaard S.; Berstad A.; In vivo comparison of 3D ultrasonography and magnetic resonance imaging in volume estimation of human kidneys.; *Ultrasound Med Biol*. 1995, 21(1): 25-32
- Gooding G.A.; Edwards M.S.; Rabinski A.E.; Intraoperative real-time ultrasound in the localization of intracranial neoplasms.; *Radiology* 1983, 146: 459-462
- Gooding G.A.; Boggan J.E.; Powers S.K.; Martin N.A.; Weinstein P.R.; Neurosurgical sonography: Intraoperative and postoperative imaging of the brain.; *A. J. N. R.* 1984, 5: 521-525
- Grabowski J.; Frank R.J.; Szumski N.R.; Brown C.K.; Damasio H.; Validation of partial tissue segmentation of single- channel magnetic resonance images of the brain.; *Neuroimage* 2000 Dec., 12 (6): 640-56
- Grode M.E.; Komaiko M.S.; The role of intraoperative ultrasound in neurosurgery.; *Neurosurgery* 1983, 12: 624-628
- Hammoud M.A.; Ligon B.L.; Souki R; Shi W.M.; Schomer D.F.; Sawaya R.; Use of intraoperative ultrasound for localizing tumors and determining the extent

- of resection: a comparative study with magnetic resonance imaging.; J Neurosurg 1996 May, 84(5): 737-741
- Hindle A.J.; Perkins A.C.; A Perfusion Phantom for the evaluation of ultrasound contrast agents.; Ultrasound in Med. And Biol. 1993, Vol 20, No.3. pp 309-314
- Hughes S.W.; D'Arcy T.J., Maxwell D.J.; Chiu W.; Milner A.; Saunders J.E.; Sheppard R.J.; Volume estimation from multiplanar 2D ultrasound images using a remote electromagnetic position and orientation sensor. Ultrasound Med Biol 1996, 22(5): 561-572
- Isoda H.; Yasutomi K.; Yasuo T.; Tatsuhiko I.; Tagged MR Imaging of Intracranial Aneurism Models., A. J. N. R. 1999, 20: 807-811
- Joe B.N.; Fukui M.B.; Meltzer C.C.; Huang Q.S.; Day R.S.; Greer P.J.; Bozik M.E.; Brain tumor volume measurement: comparison of manual and semiautomated methods.; Radiology 1999 Sep., 212(3): 811-816
- Kaus M.; Warfield S.; Nabavi A.; Black P.; Jolesz A.; Kikinskis R.; Automated segmentation of MR images of brain tumors.; Radiology 2001 Feb., (2): 586-591
- Knake J.E.; Chandler W.F.; McGillicuddy J.E.; Silver T.M.; Gabrielsen T.O.; Intraoperative sonography for brain tumor localization and ventricular shunt placement.; A. J. N. R. 1982, 3: 425-430
- Knake J.E.; Chandler W.F.; Gabrielsen T.O.; Intraoperative sonographic delineation of low grade neoplasms defined poorly by computed tomography.; Radiology 1984, 151: 735-739
- Kogutt M.S.; Goldwag S.S.; Gupta K.L.; Kaneko K.; Humbert J.R.; Correlation of transcranial Doppler ultrasonography with MRI and MRA in the evaluation of sickle cell disease patients with prior stroke.; Pediatr Radiol 1994, 24(3): 204-206

- Krivanek A.; Sonka M.; Ovarian ultrasound image analysis: follicle segmentation.;
IEEE Trans Med imaging 1998 Dec., 17(6): 935-944
- LeRoux P.D.; Berger MS.; Ojemann GA.; Wang K.; Mack LA.; Correlation of
intraoperative ultrasound tumor volumes and margins with preoperative
computerized tomography scans. An intraoperative method to enhance tumor
resection.; J Neurosurgery 1989 Nov., 5: 691-698
- LeRoux P.D.; Berger M.S.; Haglund M.M.; Pitcher W.H.; Ojemann G.A.;
Resection of intrinsic tumors from nondominant face motor cortex using
stimulation mapping: report of two cases.; Surg. Neurol. 1991, 36: 44-48
- LeRoux P.D.; Winter T.C. ; Berger M.S. ; Mack L.A. ; Wang K.; Elliot J.P.; A
comparison between preoperative magnetic resonance and intraoperative
ultrasound tumor volumes and margins.; J Clinical Ultrasound 1994 Jan.,
22(1):29-36
- Mahlmann E.G.; Stuwsand D.; The advantage of the intraoperative use of
ultrasound in intracranial lesions.; Neurochirurgica 1990, 33(1): 8-10
- Martin R.W.; Bashein G.; Detmer P.R.; Moritz W.E.; Ventricular volume
measurement from a multiplanar transesophageal ultrasonic imaging system:
an in vitro study.; IEEE Trans Biomed Eng. 1990 May, 37(5): 442-449
- Masuzawa H; Kamitani H; Sato J; Intraoperative application of sector scanning
electronic ultrasound in neurosurgery.; Neurol Med Chir. 1981, 21: 277-285
- Matre K; Stokke E.M.; Martens D; Gilja O.H.; In vitro volume estimation of
kidneys using three-dimensional ultrasonography and a position sensor.; Eur J
Ultrasound 1999 Sep., 10(1) :65-73
- Mc Gahan J.P.; Ellis W.G.; Budenz R.W.; Brain gliomas: sonographic
characterization.; Radiology 1986, 159:485-492

- Moretti B.; Fadili L.M.; Ruan S.; Bloyet N.; Mazoyer B.; Phantom- based performance evaluation: application to brain segmentation from magnetic resonance images. *Med Image Anal* 2000 Dec., 4(4): 303-316
- Mönk S.; Vollmer J.; Heinrichs W.; Patientensimulation in der Klinik für Anästhesiologie.; *Biomedical Journal* März/April 2000, 55: 4-7
- Nadkarni S.K.; Boughner D.R.; Drangova M.; Fenster A.; Three-dimensional echocardiography: assessment of inter-intraoperator variability and accuracy in the measurement of left ventricular cavity volume and myocardial mass.; *Phys Med Biol* 2000 May, 45(5):1255-1273
- Noguchi K.; Seto H.; Yuichi K.; Gakuto T.; Shinichiro T.; Watambe N.; Comparison of Fluid- attenuated Inversion-recovery MR Imaging with CT in a Simulated Model of Acute Subarachnoid Haemorrhage.; *A.J.N.R.* 2000 May, 21: 923-927
- Onik G; Downey D; Fenster A.; Three- Dimensional Sonographically Monitored Cryosurgery in a Prostate Phantom.; *J. Ultrasound Med.* 1996, 16: 267-272
- Quenzer R.M.; Montesalvo B.M.; Intraoperative cranial sonography.; *Neuroradiology* 1986 28:528-550
- Rasmussen S.; Christensen B.; Holm H.H.; Spleen volume determination by ultrasonic scanning. *Scan J Haemat.* 1973, 10: 298
- Richard W.D.; Keen C.G.; Automated texture-based segmentation of ultrasound images of the prostate.; *Computerized Medical Imaging and Graphics* 1996, 3(20):131-140
- Regelsberg J.; Lohmann F.; Helmke K.1; Westphal M.; Ultrasound- guided surgery of deep seated brain lesions.; *Eur J Ultrasound* 2000 Dec., 12(2): 115-121

- Rodevan O.; Bjornerheim R.; Ljosland M.; Maehle J.; Smith H.J.; Ihlen H.; Left atrial volumes assessed by three- and two-dimensional echocardiography compared to MRI estimates.; *Int J Card Imaging* 1999 Oct., 15(5): 397-410
- Roselli R.; Iacoangeli M.; Pentimalli L.; Prezioso A.; Scerrati M.; Rossi GF.; Intraoperative real-time ultrasonography in the microsurgical removal of subcortical or deep-seated brain tumors.; *Acta Chir Belg.* 1993 Jul-Aug, 93(4):185-187
- Rovaris M.; Inglese M.; Van Schijndel R.A.; Sormani M.P.; Rodegher M.; Comi G.; Sensitivity and reproducibility of volume change measurements of different brain portions on magnetic resonance imaging in patients with multiple sclerosis.; *J Neurol.* 2000 Dec., 247(12): 960-965
- Rubin J.M.; Mirfakhraee M.; Duda E.E.; Dohrmann G.J.; Brown F.; Intraoperative ultrasound examination of the brain.; *Radiology* 1980, 137: 831-832
- Rubin J.M.; Dohrmann G.J.; Intraoperative neurosurgical ultrasound in the localisation and characterisation of intracranial masses.; *Radiology* 1983, 148: 519-524
- Rusyniak W.G.; Ireland P.D.; Radley M.G.; Pitcher W.H.; Okawara S.H.; Ultrasonographic and electrophysiological adjuncts to surgery within the brain stem: Technical Note.; *Neurosurgery* 1992, 31: 798-801
- Rusinek H.; Chandra R.; Brain tissue volume measurement from magnetic resonance imaging. A phantom study.; *Invest Radiol.* 1993 Oct., 28(10): 890-895
- Santos Conde J.E.; Teuner A.; Pichler O.; Hosticka B.J.; Algorithm for automatic endocardium identification in digital echocardiography image sequences.; *Biomed Tech* 1998, 43(7-8): 221-226

- Sarty GE.; Liang W.; Sonka M.; Pierson RA.; Semi-automated segmentation of ovarian follicular ultrasound images using a knowledge-based algorithm.; *Ultrasound in Medicine and Biology* 1998, 24: 27-42
- Schmidt M.A.; Ohazama C.J.; Agyeman K.O.; Freidlin R.Z.; Jones M.; Laurenzio J.M.; Brenneman CL.; Arai A.E.; von Ramm O.T.; Panza J.A.; Real-time three-dimensional echocardiography for measurement of left ventricular volumes.; *Am J Cardiol* 1999 Dec., 84(12): 1434-1439
- Schmidt M.A.; Freidling R.Z.; Ohazama C.J.; Jones M.; Laurenzio J.M.; Brenneman C.L.; Norman J.E.; von Ramm O.T.; Panza J.A.; Anatomic validation of a novel method for left ventricular volume and mass measurements with use of real-time 3-dimensional echocardiography.; *Am Soc Echocardiogr* 2001 Jan., (1): 1-10
- Shen D.; Herskovits E.H.; Davatzikos C.; An adaptive-focus statistical shape model for segmentation and shape modeling of 3-D brain structures.; *IEEE Trans Med Imaging* 2001 Apr., 20(4): 257-270
- Sutcliffe J.C.; The value of intraoperative ultrasound in neurosurgery.; *British Journal of Neurosurgery* 1991, 5: 169-178
- Szczerbicki M.; Jarek K.; Kozlowski J.; Intraoperative ultrasonography of brain tumors.; *Neurol Neurochir Pol* 1996 Sep-Oct, 30(5): 831-838
- Tada M.; Kaneko S.; Imai T.; Abe H.; Tsurum S.; Shirato H.; Chohgik S.; Intraoperative sonography for brain tumor surgery.; *Hokkaido Igaku Zasshi* 1985 Jan., 60(1): 82-90
- Treece G; Prager R.; Gee A; Berman L.; 3D ultrasound measurement of large organe volume.; *Med Image Anal* 2001 Mar., 5(1): 41-54
- Vaidyanathan M.; Clarke L.P.; Velthuizen R.P.; Phuphanich S.; Bensaid A.M.; Hall L.O.; Bezdek IC.; Greenberg H.; Trotti A.; Silbiger M.; Comparison of

- supervised MRI segmentation methods for tumor volume determination during therapy.; Magn Reson Imaging 1995, 13(5): 719-728
- Vaidyanathan M.; Clarke LP.; Hall LO.; Heidtman C.; Velthuisen R.; Gosche K.; Phuphanich S.; Wagner H.; Greenberg H.; Silbiger ML.; Monitoring brain tumor response to therapy using MRI segmentation.; Magn Reson Imaging 1997, 15(3): 323-334
- Velthuisen RP.; Clarke LP.; Phuphanich S.; Hall LO.; Bensaid AM.; Arrington J.A.; Greenberg H.M.; Silbiger ML.; Unsupervised measurement of brain tumor volume on MR images.; J Magn Reson Imaging 1995 Sep-Oct, 5(5): 594-605
- Vordermark D.; Becker G.; Flentje M.; Richter S.; Goertler-Krauspe I.; Koelbl O.; Transcranial sonography: integration into target volume definition for glioblastoma multiforme. J Cardiol 1997 Nov., 30(5): 227-230
- Wang W.C.; Gallagher D.M.; Pegelow C.H.; Wright EC.; Vichinsky EP.; Abboud M.R.; Moser F.G.; Adams R.J.; Multicenter comparison of magnetic resonance imaging and transcranial Doppler ultrasonography in the evaluation of the central nervous system in children with sickle cell disease. J Pediatr Hematol Oncol 2000 Jul.- August, 22(4): 335-339
- Zahalka A.; Fenster A.; An automated segmentation method for three-dimensional carotid ultrasound images.; Phys Med Biol 2001 Apr., 46(4): 1321-1342
- Zhou LQ.; Zhu Y.M.; Bergot C.; Laval-Jeantet A.; Bousson V.; Laredo J.; Laval-Jeantet M.; A method of radio-frequency inhomogeneity correction for brain tissue segmentation in MRI.; Comp Med Imaging Graph 2001 Sep-Oct, 25(5): 379-389

6.Anhang

	Volumen	B1 US	B2 US	B1MRT	B2 MRT
Häm 1					
1	37	38,825	37,232	36,596	38,063
2		37,783	38,363	36,799	37,776
3		35,972	37,531	36,935	36,978
4		37,33	38,423	37,949	36620
5		37,337	38,548	37,027	36,874
6		38,345	38,131	38,351	36,249
7		38,583	38,549	37,993	38,008
8		37,449	37,484	38,05	37,773
Häm2					
1	36	33,872	35,122	38,187	36,762
2		34,836	35,122	36,926	36,902
3		35,077	34,124	36,479	36,084
4		35,106	35,867	35,897	36,049
5		35,608	36,31	36,556	37,845
6		36,546	35,699	37,229	37,67
7		35,644	35,056	36,53	36,954
8		35,895	36,197	36,326	37,027
HÄM3					
1	32	33,412	33,893	31,852	32,005
2		34,11	31,063	32,032	32,518
3		32,349	31,473	32,085	32,669
4		31,86	32,046	31,591	32,414
5		32,78	31,789	31,704	32,631
6		31,498	32,096	32,031	31,041
7		31,718	31,446	31,287	31,617
8		31,515	31,515	31,78	32,19
HÄM4					
1	27	26,092	28,812	26,622	26,063
2		23,478	26,533	27,265	26,981
3		28,297	26,829	26,359	26,243
4		27,217	27,472	26,405	27,837
5		26,305	27,332	26,32	27,227
6		27,141	28,503	26,587	27,177
7		26,801	26,801	27,893	26,314
8		21,801	27,112	27,177	27,433
HÄM5					
1	26	25,873	25,581	27,855	26,851
2		25,699	24,532	26,794	26,766
3		26,729	26,297	27,851	26,826
4		24,491	26,579	26,799	27,48

5		26,096	24,497	26,819	26,907
6		25,814	24,952	27,171	26,979
7		25,387	24,984	27,08	27,002
8		25,35	24,841	26,851	27,35
HÄM6					
1	23	21,124	21,59	21,918	21,64
2		21,246	21,018	21,539	22,492
3		21,193	21,353	22,395	21,726
4		22,44	23,299	22,248	22,072
5		22,697	21,727	21,981	21,73
6		21,395	22,198	21,855	21,993
7		21,784	21,807	22,482	22,186
8		22,64	21,062	21,71	22,073
HÄM7					
1	20	20,809	20,561	21007	20,241
2		20,354	19,601	21228	20,71
3		19,747	20,283	21,211	20,688
4		19,659	19,988	20,169	21,135
5		20,013	20,524	20,478	20,686
6		20,383	20,259	21	20,789
7		19,637	19,845	21,221	21,203
8		20,217	20,592	20,507	20,902
HÄM8					
1	17	17,635	16,718	16,767	17,195
2		16,719	17,19	17,583	17,204
3		17,705	16,225	16,745	17,343
4		16,889	17,173	16,822	16,163
5		17,302	16,123	16,992	16,253
6		17,5	16,037	17,356	17,204
7		17,312	17,159	17,538	17,414
8		17,498	17,337	17,275	16,419
TU1					
1	20	18,04	18,685	20,856	21,031
2		18,818	18,154	19,964	20,97
3		19,335	18,328	21,077	20,852
4		18,904	18,833	20,907	21,147
5		18,99	19,246	20,864	20,763
6		19,482	18,833	20,864	20,7
7		18,694	19,296	20,995	20,652
8		18,44	19,268	20,579	209,779
TU2					
1	25,4	23,91	23,95	26,646	25,401
2		24,374	25,254	25,72	25,72
3		24,584	25,217	25,099	25,219
4		24,511	23,674	25,361	25,219

5		25,067	25,463	25,19	26,239
6		24,695	24,019	26,11	25,995
7		25,452	23,859	25,268	26,435
8		24,229	24,694	25,176	25,268
TU3					
1	17,65	18,127	17,885	17,387	17,405
2		18,487	18,385	18,02	17,401
3		18,469	17,904	18,313	16,908
4		17,62	17,761	17,245	18,614
5		18,511	18,137	17,316	17,963
6		17,761	17,941	17,259	17,714
7		18,293	17,818	17,245	17,76
8		17,53	17,794	17,848	16,833
TU4					
1	23	22,152	24,025	22,114	22,834
2		22,738	23,624	23,282	24,037
3		24,257	23,539	23,015	22,384
4		23,765	22,573	22,738	22,199
5		23,856	22,605	23,783	22,884
6		24,029	22,935	22,114	22,585
7		23,04	23,212	23,643	22,707
8		23,015	23,221	22,708	23,785
TU5					
1	19	19,971	19,032	19,753	19,662
2		19,446	18,962	19,498	19,782
3		18,984	19,009	19,529	19,413
4		18,491	18,888	18,884	19,671
5		19,877	19,828	18,954	19,678
6		18,728	19,696	19,868	19,715
7		19,838	19,6	19,437	19,852
8		19,892	19,879	19,473	19,645
TU6					
1	24	21,838	22,681	25,088	23,194
2		22,241	23,948	24,834	24,527
3		23,03	21,946	24,71	23,211
4		23,417	23,619	23,434	24,232
5		23,624	23,473	23,065	23,464
6		23,18	23,957	24,809	23,494
7		23,75	23,633	24,511	23,7
8		24,094	21,681	25,088	23,535
TU7					
1	22	23,688	23,188	22,794	21,061
2		20,875	21,882	22626	22,484
3		21,247	22,789	22,747	22,508
4		23,18	21,971	21,502	21,211

5		22,856	22,375	22,615	22,926
6		22,563	23,176	22,655	21,898
7		22,979	21,176	21,598	21,968
8		22,331	21,875	21,975	21,487
TU8	27				
1		28,53	25,068	27,775	27,568
2		24,514	25,302	26,569	27,305
3		25,86	26,665	27,859	27,343
4		24,984	25,511	26,679	27,568
5		26,141	26,135	27,925	27,836
6		26,313	25,619	27,426	27,075
7		26,686	26,665	26,609	26,168
8		26,454	27,221	26,318	27,234

Zusammenfassung

In der vorliegenden Studie wurde die Genauigkeit der Volumetrie von intrakraniellen Teilvolumina durch manuelle Segmentierung von Ultraschall- und MRT-Bildern untersucht.

Dazu wurde ein Phantom konstruiert, das aus drei Kompartimenten bestand: Einem großen Kompartiment, welches die Gehirnmasse simulierte, und zwei kleinen Kompartimenten, die die beiden Raumforderungen „Hämatom“ und „Ventrikeltumor“ darstellten. Von jeder dieser beiden Raumforderungen wurden acht Modelle mit verschiedenen, bekannten Volumina hergestellt. Ultraschalldatensätze wurden sagittal (alle Hämatommodelle und 4 Tumormodelle) und koronar (4 Tumormodelle) gewonnen. MRT-Datensätze (T2 gewichtet, koronare Schichtaufnahmen) wurden rekrutiert. Das Volumen jeder Raumforderung beider Bildgebungsmethoden wurde mit manueller Segmentierung von zwei unabhängigen Beobachtern achtmal ermittelt.

In der Studie fanden sich bei beiden Objektklassen, Objekten und beiden Beobachtern lediglich minimale, wenn auch statistisch signifikante Abweichungen ($p < 0,05$) von den tatsächlichen Volumina: Die Abweichung betrug für die Bildmodalität Ultraschall für die Objektklasse „Hämatom“ $1,99 \pm 1,44\%$ und für die Objektklasse „Tumor“ $2,21 \pm 1,70\%$. Für die Bildmodalität MRT betrug sie für die Objektklasse „Hämatom“ $2,9 \pm 0,0143\%$ und für die Objektklasse „Tumor“ $1,48 \pm 0,0135\%$.

Die Fehler ergaben sich unabhängig von der Bildmodalität, der Objektklasse, des Volumens und der Beobachter. Es konnte im Allgemeinen aber eine divergierende Tendenz zwischen den beiden Bildmodalitäten beobachtet werden, wobei bei der Bildmodalität Ultraschall zur Unterschätzung und bei der Bildmodalität MRT zur Überschätzung des Volumens tendiert wurde.

Mit dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass die sonografische Volumenermittlung von Gehirnläsionen der MRT-Bildgebung ebenbürtig ist. Somit könnte die Sonografie bei dieser Fragestellung eine kostengünstige und intraoperativ einsetzbare Alternative zur Magnetresonanztomografie darstellen.

Verzeichnis der Akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer waren die Damen und Herren:

In Budapest: Fatus, Garzo, Göbel, Halasz, Hegedus,
Mandl, Nemeth, Ronto, Spät, Staub,
Vieght

In München: Brandt, Breit, Deckert-Schmidt, Ermann,
Fiebl, Hasselbeck, Hoffstätter, Hohlfeld,
Kastenhuber, Löhrs, Müller, Reinhard, Reisser,
Scholz, Schümann