

Ultraschallbasiertes Navigationsverfahren für die minimal-invasive Chirurgie im Kopf-Hals-Bereich

Zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktors der Ingenieurwissenschaften
(Dr.-Ing.)

bei der Fakultät für Informatik
des Karlsruher Instituts für Technologie (KIT)

genehmigte
DISSERTATION

von
Dipl.-Inform. Thorsten Brennecke

Datum der mündlichen Prüfung: 08. Juli 2015
Referent: Prof. Dr.-Ing. Heinz Wörn
Korreferent: Prof. Dr. rer. nat. Wilhelm Stork



Dieses Werk ist lizenziert unter einer Creative Commons Namensnennung –
Weitergabe unter gleichen Bedingungen 3.0 Deutschland Lizenz
(CC BY-SA 3.0 DE): <http://creativecommons.org/licenses/by-sa/3.0/de/>

Danksagung

Auf den Schultern von Giganten...

Eine wissenschaftliche Arbeit ist immer das Werk von vielen. Ich möchte mich bei allen Menschen bedanken, die mir die Erstellung meiner Dissertation ermöglicht haben. Herr Professor Wörn war mit seiner wissenschaftlichen und thematischen Kompetenz Wegbereiter für meine Arbeit. Herr Professor Stork stand mir jederzeit für konstruktive Gespräche zur Verfügung. Meinen wissenschaftlichen Kollegen am Institut des KIT danke ich für die immer inspirierenden Diskussionen sowie nicht zuletzt für die technische und moralische Unterstützung. Hervorheben möchte ich meine liebe Familie, die mich in allen Phasen mit jeder möglichen Unterstützung bedacht haben. Bei ihnen möchte ich besonders bedanken.

Thorsten Brennecke

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1. Motivation	1
1.2. Problemstellung	3
1.3. Zielsetzung	4
1.4. Aufbau der Arbeit	4
2. Grundlagen	5
2.1. Medizinische Grundlagen	5
2.1.1. Anatomische Lage- und Richtungsbezeichnungen	5
2.1.2. Anatomie des Kopf-Hals-Bereichs	7
2.2. Technische Grundlagen	16
2.2.1. Medizinische Ultraschallbildgebung	16
2.2.2. Magnetresonanztomografie	28
2.2.3. Computertomografie	31
2.2.4. Registrierung	35
2.2.5. Finite-Elemente-Methode	37
3. Stand der Technik	43
3.1. Minimal-invasive Chirurgie	43
3.2. Chirurgie im Halsbereich	44
3.2.1. Neck-Dissection	44
3.2.2. Interventionelle Sonografie	44
3.2.3. Minimal-invasive Chirurgie im Halsbereich	45
3.3. Medizinische Phantome	46
3.4. Freihand-3D-Ultraschall	48
3.4.1. Fusion von Bild- und Positionsdaten	49
3.4.2. Rekonstruktion des 3D-Volumens	50
3.4.3. Plus-Softwarebibliothek	50
3.5. Computerassistierte Chirurgie	51
3.5.1. Computerassistierte Navigation	51
3.5.2. Computerassistierte Operationsplanung	53
3.5.3. 3D Slicer	54
3.5.4. OpenIGTLink	55
3.6. Gewebemodellierung	55
3.6.1. Deformationsmodelle	55
3.6.2. Anwendungsbeispiele	56
3.7. Abgrenzung der Arbeit	57
4. Entwurf eines ultraschallgestützten Navigationsverfahrens	59
4.1. Definition und Analyse der Anforderungen	59
4.1.1. Allgemeiner Operationsablauf mit unterstützendem Navigationssystem	59
4.1.2. Festlegung und Anforderungsbeschreibung eines repräsentativen Eingriffs	61
4.1.3. Charakterisierung der Verschieblichkeit und Deformation der Anatomie im Kopf-Hals-Bereich	62
4.1.4. Bedeutung präoperativer Bildgebung	63

4.1.5.	Zusammenfassung der Anforderungen	64
4.2.	Beschreibung des Navigationsverfahrens	65
4.2.1.	Registrierung der präoperativen Bildgebung mit der Operationssituation	65
4.2.2.	Beherrschung der Weichteilverschiebung	67
4.2.3.	Unterstützung durch Live-Bildgebung	72
4.2.4.	Zusammenfassung des Verfahrens	72
5.	Umsetzung eines Prototyps des ultraschallgestützten Navigationsverfahrens	75
5.1.	Entwicklung eines Freihand-3D-Ultraschall-Systems	75
5.1.1.	Anforderungen an ein unterstützendes Ultraschallsystem	75
5.1.2.	Beschreibung der Komponenten	75
5.1.3.	Bildverbesserung für Ultraschall	78
5.1.4.	Integration der Komponenten	78
5.2.	Roboter-gestützte Ultraschalltomografie	81
5.3.	Modellierung des Deformations- und Verschieblichkeitsmodells des Halses	81
5.3.1.	Anforderungen an ein Deformations- und Verschieblichkeitsmodell des Halses	82
5.3.2.	Erstellung des geometrischen Modells	82
5.3.3.	Materialparameter für Weichgewebe	84
5.3.4.	Definition der Modellbedingungen	87
5.3.5.	Auswertung	87
5.4.	Automatische Segmentierung der Arteria carotis	87
5.4.1.	Annahmen für die Merkmalsextraktion	87
5.4.2.	Beschreibung des Algorithmus	89
5.5.	Integration	91
6.	Entwurf und Herstellung eines flexiblen und deformierbaren Halsphantoms	93
6.1.	Analyse der Anforderungen	93
6.1.1.	Einsatzprofil	93
6.1.2.	Vorversuche	94
6.1.3.	Allgemeine Anforderungen	94
6.1.4.	Materialanforderungen	97
6.2.	Analyse und Festlegung der Materialien	98
6.2.1.	Silikon	98
6.2.2.	Gelatine	99
6.2.3.	Agar	100
6.2.4.	Flexible 3D-Druckmaterialien im Rapid Prototyping Verfahren	100
6.2.5.	Polyvinylalkohol	101
6.2.6.	Vergleichende Bewertung	103
6.3.	Geometrischer Entwurf und Fertigung der Gussformen	103
6.4.	Entwurf einer Phantomhalterung für fixierte Rotationsstellungen	105
6.5.	Phantomherstellung	106
7.	Experimente	111
7.1.	Evaluation des Segmentierungsalgorithmus	111
7.1.1.	Bilddaten	111
7.1.2.	Auswertung	112
7.2.	Bewertung des multimodalen Halsphantoms	113
7.2.1.	Bildgebungseigenschaften	113
7.2.2.	Strukturverschieblichkeit	114
7.3.	Navigierte Punktion am Phantom	114
7.4.	Evaluation der roboter-gestützten Ultraschalltomografie	118

8. Zusammenfassung und Ausblick	121
8.1. Zusammenfassung	121
8.2. Diskussion	122
8.3. Ausblick	123
Anhang	125
A. Konstruktionszeichnungen der Phantomhalteplatten	127
B. Konstruktionszeichnungen der Halsphantomhalterung	133

1. Einleitung

1.1. Motivation

Der menschliche Hals, eine physiologisch bedeutende und für die Mitmenschen gut sichtbare Körperregion, die zudem stark mit ästhetischen Attributen belegt ist. Der Hals beherbergt viele lebenswichtige Organe, die auch das Gehirn mit Nährstoffen und Sauerstoff versorgt. Bei bestimmten Erkrankungen, wie Malignomen, ist ein operativer Eingriff notwendig. Eine chirurgische Therapie bedeutet neben den starken körperlichen Auswirkungen auch immer die Offenlegung einer Erkrankung vor der Gesellschaft. Aus diesem Grunde ist die kosmetische Dimension bei der Halschirurgie bedeutender als in anderen Regionen.

Eingriffe in der Tumorchirurgie im Kopf-Hals-Bereich werden derzeit in aller Regel mit offenen Operationstechniken durchgeführt, d. h. mit einer groß ausgeführten Eröffnung des Halsbereichs. Dabei entstehen entsprechend große Traumata, die postoperativ für eine lange Wundheilungszeit verantwortlich sind. Die entstehenden Operationsnarben fallen entsprechend groß aus und sind zudem deutlich sichtbar. Beispielhaft sei eine *Neck-Dissection* angeführt, eine Radikaloperation, bei der umfänglich die Lymphknoten aus einem eingeschränkten oder dem gesamten Halsbereich ausgeräumt werden (siehe Abschnitt 3.2.1). Entsprechend groß sind auch die verbleibenden Operationsnarben mit nicht zufriedenstellenden kosmetischen Ergebnissen, die in Abbildung 1.1 beispielhaft dargestellt sind. Für den Patienten bedeutet dies vor allem eine lange Heilungszeit sowie große, jederzeit sichtbare Narben. Vor allem durch die kosmetisch exponierte Lage des Halses liegt es im Interesse des Patienten möglichst kleine Narben nach einer Operation zurückzubehalten. Die Anzahl an Neck-Dissections ist allein in den USA in den Jahren 2000–2006 von 18.112 auf insgesamt 22.918 angestiegen [KEG⁺11].



Abbildung 1.1.: Beispiel einer Narbenbildung drei Monate nach einer Neck-Dissection [GCO⁺05].

1. Einleitung

Minimal-invasive Operationstechniken bieten viele Vorteile im Vergleich zu konventionellen Eingriffen. Vor allem die Entstehung von Traumata wird reduziert, was den Blutverlust während der Operation verringert und den postoperativen Heilungsprozess beschleunigt. Das bedeutet, dass Patienten in wesentlich kürzerer Zeit aus der stationären Behandlung entlassen werden können, was auch Kostenvorteile für das Gesundheitssystem bedeuten kann. Zudem sind nur kleine Einschnitte für die Eröffnung des Operationsgebiets nötig, durch die die Endoskope eingeführt werden, was deutlich kleinere Operationsnarben bedeutet. Insbesondere bei der selektiven Entfernung von krankhaften Lymphknoten bietet dieser Ansatz vielversprechende Vorteile. Eine detaillierte Erläuterung dieser Operationstechniken findet sich in Abschnitt 3.2.1.

Mit Blick auf die etablierten Operationstechniken im Kopf-Hals-Bereich erscheinen minimal-invasive Methoden vielversprechend, um den Operationserfolg zu verbessern. Durch die kleineren Operationsnarben wird das kosmetische Ergebnis verbessert und durch das geringere Trauma während der Operation werden Belastung sowie Erholungszeit reduziert. Im Halsbereich werden bereits Operationen an der Schilddrüse minimal-invasiv durchgeführt, da diese aufgrund der anatomischen Lage ohne zusätzliche Navigationshilfen sehr gut zugänglich ist. Beispielhaft zeigt Abbildung 1.2 die Operationsnarbenbildung nach einem solchen Eingriff.

Zusammenfassend bedeutet das, dass die Etablierung minimal-invasiver Operationstechniken im Kopf-Hals-Bereich insbesondere zur Verbesserung postoperativer kosmetischer Ergebnisse beitragen kann. Das erfordert allerdings die Beherrschung einer Vielzahl von Herausforderungen. Speziell das Auffinden der Zielstruktur unter Berücksichtigung des umgebenden Gewebes und entlang des Zugangswegs ist nicht gelöst.



Abbildung 1.2.: Beispiel der Narbenbildung vier Wochen nach einer minimal-invasiven Schilddrüsenoperation [WBB⁺08].

Um die Zielstruktur auffinden zu können, ist eine präoperative Bildgebung mit Operationsplanung notwendig. Problematisch ist die durch die intraoperative Lagerung des Halses bedingte Weichteilverschiebung im Vergleich zur präoperativ durchgeführten Bildgebung zur Operationsplanung. Falls die Topologie aufgrund des Bindegewebes, das alle Strukturen miteinander verbindet, unveränderlich bleibt, erscheint es möglich diese Problematik zu beherrschen. Diese Verschiebung kann wegen dieser topologischen Eigenschaften beim Eingriff kompensiert werden, um sicher zur Zielstruktur zu navigieren. Für diese Annahme gibt es starke Indizien, für die allerdings noch keine

belastbaren Belege existieren.

Im Hals befinden sich auf engem Raum eine Vielzahl von vitalen und gleichzeitig empfindlichen Strukturen, die keinesfalls verletzt werden dürfen – insbesondere Gefäße und bedeutende Nerven. Anders als bei minimal-invasiven Eingriffen im Bauchbereich kann nicht durch Einleiten eines Gases ein Arbeitsraum geschaffen werden. Die Instrumente müssen unter Einsatz einer Bildgebungsmodalität – in der Regel Sonographie – zur Zielstruktur geführt werden. Der Operateur muss mindestens zwei Arbeitskanäle zur Präparation und einen weiteren Arbeitskanal zur optischen Kontrolle mit dem Endoskop zur Verfügung haben. Somit ist ein Rendezvousmanöver mehrerer Endoskope eine notwendige Anforderung, um minimal-invasive Chirurgie im Kopf-Hals-Bereich durchzuführen. Ein patientenindividuelles Modell des Halses kann dem Operateur, neben der Orientierung und Hilfen zum Auffinden der Zielstruktur, zusätzliche Informationen bereitstellen. So können Strukturen dargestellt werden, die nicht auf der intraoperativen Bildgebung sichtbar sind, wie bspw. wichtige Nerven. Ein computergestütztes Navigationsverfahren zur Unterstützung des Operateurs bei Kopf-Hals-Eingriffen kann trotz der komplexen Rahmenbedingungen den beschriebenen Eingriff ermöglichen.

1.2. Problemstellung

Die minimal-invasive Chirurgie im Kopf-Hals-Bereich befindet sich aufgrund der komplexen Anforderungen noch am Anfang. In dieser Arbeit soll ein neues Verfahren erforscht werden, welches derartige Eingriffe besser ermöglichen kann.

Für das Weichgewebegebiet im Halsbereich ist es erforderlich ein spezielles Navigationsverfahren zu entwickeln. Dabei müssen die besonderen Begebenheiten des Weichgewebes berücksichtigt werden, d. h. inwieweit sich die Struktur des Halsgewebes verändert. Es muss festgestellt werden, ob sich das Halsweichgewebe wie angenommen topologisch stabil verhält. Dieses Verhalten wurde noch nicht in einer relevanten Studie untersucht. Aus diesem Grund wurde mit einem medizinischen Partner eine Probandenstudie durchgeführt, in der das Verhalten der Halsstrukturen qualitativ sowie quantitativ analysiert wurde. Auf Grundlage dieser wird ein Modell des Halses entworfen, welches das Rotationsverhalten abbildet.

Des Weiteren ist einzuschränken, für welche Eingriffe im Kopf-Hals-Bereich minimal-invasive Techniken sinnvoll sind. Beispielsweise erscheint eine radikale Neck-Dissection nicht dafür geeignet, da sämtliche Lymphknoten ohne Unterscheidung zu entfernen sind. Diese alle minimal-invasiv zu entnehmen ist viel zu aufwändig. Hier muss im Vorfeld überlegt werden, ob der Eingriff auf wenige Lymphknoten beschränkt werden kann – etwa durch Identifizierung der schädlichen Lymphknoten z.B. durch geeignete Bildgebungsverfahren. Dabei sind Trauma, zusätzlicher Aufwand bei der Operation sowie das medizinische Ergebnis abzuwägen.

Um das neue Verfahren bewerten zu können, erscheint es notwendig, Tests an geeigneten Phantomen durchzuführen. Die nachgebildete Anatomie orientiert sich dabei an dem oben erwähnten Halsmodell. Damit kann ein patientenindividuelles Modell nachgebildet werden. Ein geeignetes Phantom, welches den Anforderungen genügt, findet sich weder auf dem kommerziellen Markt noch in der Forschung. Folgende Fragestellungen ergeben sich in diesem Rahmen:

- Für welche Eingriffe kommen navigierte minimal-invasive Verfahren in Frage?
- Wie verhält sich das Weichgewebe des Halses bei Rotation und Streckung des Halses?
- Welches Verfahren ist geeignet, um die präoperativen Bilddaten mit der Operationssituation zu registrieren und für die Navigation nutzen zu können?
- Welche Genauigkeit ist erforderlich und kann bei der Navigation zu einer Zielstruktur erreicht werden?

1. Einleitung

- Wie muss ein Phantom des Halses gefertigt werden, welches den Anforderungen genügt?

1.3. Zielsetzung

Ziel dieser Arbeit ist der Entwurf und die Umsetzung eines Verfahrens zur computer-assistierten minimal-invasiven Chirurgie im Weichgewebe des Kopf-Hals-Bereichs. Dabei wurde zunächst in einer Probandenstudie überprüft, wie sich das Weichgewebe unter Einfluss von Lagenänderungen verhält. Auf Grundlage dieser Ergebnisse wurde ein geeignetes Modell dieses Verhaltens entworfen, auf dem das entworfene Verfahren aufbaut und damit die Planung, die Registrierung sowie die intraoperative Unterstützung.

Anhand eines relevanten Beispiels für einen Eingriff, der minimal-invasiv ausgeführt werden kann, sollte ein Prototyp entwickelt werden, der das entworfene Verfahren umsetzen und evaluieren kann. Für Tests und Experimente sollte ein Phantom entwickelt werden, das folgende Eigenschaften miteinander verbindet:

- Flexibilität und Deformierbarkeit
- Material ermöglicht Schnitte (Simulation von Eingriffen)
- Multimodalität
- Haltbarkeit
- Reproduzierbarkeit

1.4. Aufbau der Arbeit

In Kapitel 2 werden zunächst die für das Verständnis wichtigen medizinischen und technischen Grundlagen erläutert. Es wird die Anatomie des Kopf-Hals-Bereichs, die medizinische Bildgebung mit Fokus auf Ultraschall, die Registrierung und die Finite-Elemente-Methode beschrieben. Kapitel 3 beschreibt die minimal-invasive Chirurgie, die Chirurgie im Kopf-Hals-Bereichs sowie den Stand der Forschung in den Bereichen medizinische Phantome, Freihand-3D-Ultraschall, Computerassistierte Chirurgie und Gewebemodellierung. Kapitel 4 widmet sich dem Entwurf eines Navigationsverfahrens, welches auf die minimal-invasive Chirurgie im Kopf-Hals-Bereich abgestimmt ist. Es wird beschrieben, welche Anforderungen an Bildgebung, Planung, Werkzeuge und Durchführung eines Beispieleingriffs existieren und wie diese erfüllt werden können. In Kapitel 5 wird die Umsetzung eines Prototyps eines Navigationssystem für die Kopf-Hals-Chirurgie erläutert. Dabei werden die Komponenten, wie das Freihand-3D-Ultraschall und das Deformationsmodell, sowie deren Integration beschrieben. In Kapitel 6 werden die Anforderungen an ein multimodales flexibles Halsphantom sowie der Entwurf und die Herstellung desselben vorgestellt. In Kapitel 7 finden sich durchgeführte Experimente und Evaluationen inklusive der Ergebnisse. Kapitel 8 fasst die Arbeit zusammen und schließt mit einer Diskussion der Ergebnisse und einem Ausblick ab.

2. Grundlagen

Das Kapitel *Grundlagen* soll das nötige Wissen für das Verständnis dieser Arbeit vermitteln. Dabei wurde das Kapitel in die Abschnitte *Medizinische Grundlagen* und *Technische Grundlagen* unterteilt.

2.1. Medizinische Grundlagen

In diesem Abschnitt wird insbesondere auf die Anatomie, der für diese Arbeit relevanten Regionen eingegangen. Dabei wird zunächst die in der Anatomie gebräuchliche Nomenklatur erläutert.

2.1.1. Anatomische Lage- und Richtungsbezeichnungen

In der Medizin werden für Beschreibungen menschlicher Anatomie zur Richtungs- und Lagebezeichnung die lateinische und lateinisierte griechische Wörter verwendet. Durch die Verwendung dieser detailliert definierten Nomenklatur wird sichergestellt, dass anatomische Beschreibungen eindeutig sind. Die Verwendung lateinischer Wörter hat den Vorteil, dass diese Sprache kaum noch Veränderungen unterworfen ist. Die für diese Arbeit relevanten Begriffe, die [ZT10] und [SPXX] entnommen wurden, werden im Folgenden definiert. Abbildungen entstammen ebendiesen sowie [GL18].

Lage- und Richtungsbezeichnungen am Rumpf

Um in der Anatomie die Ebenenbeschreibungen zu vereinheitlichen, wurden spezielle Körperebenen definiert. Darüber und mit zusätzlichen Richtungsdefinitionen lassen sich eindeutig Positionen und Richtungen von anatomischen Strukturen beschreiben. Diese Körperebenen werden in Tabelle 2.1 beschrieben und in Abbildung 2.1 illustriert.

Die in Tabelle 2.2 genannten Lage- und Richtungsbezeichnungen sind für den Rumpfbereich gültig. Seitenangaben werden dabei grundsätzlich aus Sicht des Patienten angegeben. Viele davon werden auch allgemein für alle Körperbereiche verwendet. Abbildung 2.2 illustriert die Begriffe.

Verlaufsbezeichnungen

Die Verlaufsbezeichnungen werden in Tabelle 2.3 und die anatomischen Richtungsbezeichnungen in Tabelle 2.4 erläutert. Abbildung 2.2 illustriert die wichtigsten Begriffe in Bezug zum menschlichen Körper.

2. Grundlagen

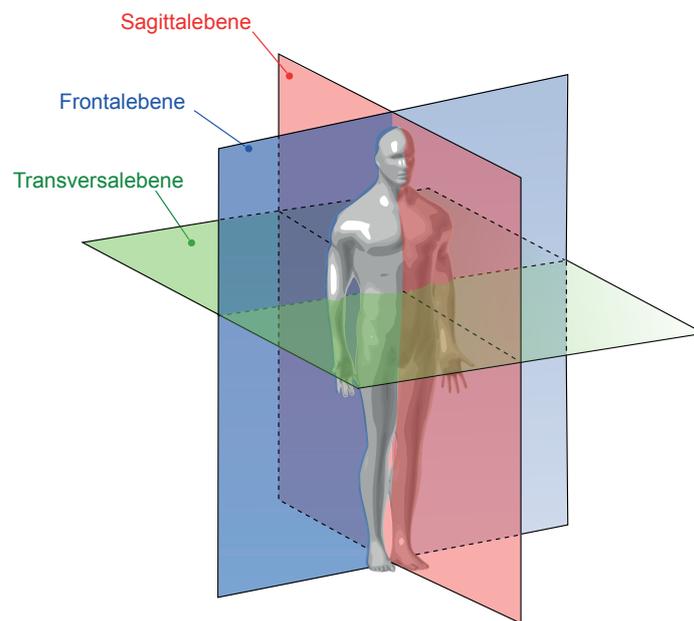


Abbildung 2.1.: Anatomische Ebenen (Quelle [Yas08]).

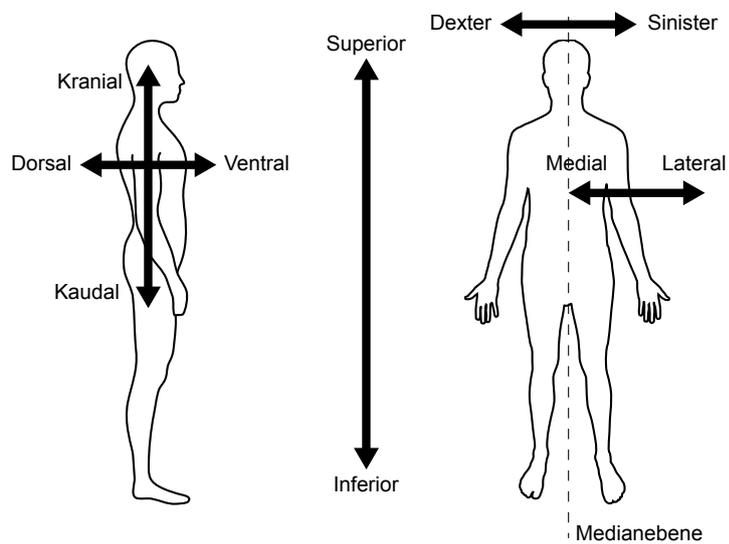


Abbildung 2.2.: Anatomische Richtungsbezeichnungen.

Tabelle 2.1.: Anatomische Ebenen

Bezeichnung	Beschreibung
Transversalebene	Eine Transversalebene liegt senkrecht zur Längsachse. Auf den Körper bezogen ist es eine horizontale Ebene. Sie teilt den Körper in einen oberen und unteren Bereich. In der Tomografie sind Transversalebene sehr bedeutsam, da die Schichtungen im Allgemeinen in dieser Ebene erstellt werden.
Frontalebene	Die Frontalebene wird bei einer Vorderansicht des Menschen als die sichtbare Bewegungsebene bezeichnet. Sie teilt ihn in vorn und hinten.
Sagittalebene	Die Sagittalebene verläuft vom Kopf zum Becken und vom Rücken zum Bauch. Sie teilt den Körper in links und rechts.
Medianebene	Die Medianebene verläuft durch die Körpermitte und ist ein Spezialfall der Sagittalebene. Sie trennt den Körper genau in eine linke und rechte Hälfte. Dort wo die Medianebene auf die Körperoberfläche trifft, verläuft die Medianlinie. Da sie häufig zur Beschreibung verwendet wird, hat sie einen Eigennamen erhalten.

2.1.2. Anatomie des Kopf-Hals-Bereichs

In diesem Abschnitt wird die Anatomie des Kopf-Hals-Bereichs erläutert. Es wird ein besonderer Schwerpunkt auf Weichgewebsteile und Gefäße dieser Körperregion gelegt. Als Quellen für diesen Abschnitt wurden [KNDH14], [ZT10] sowie [SPXX] verwendet, die für weitergehende Information empfohlen werden.

Der Hals liegt zwischen Kopf und Rumpf und verbindet Luft- und Speisewege, Leitungsbahnen sowie das Zentralnervensystem. Im Hals liegen wichtige Organe wie die Schilddrüse, Epithelkörperchen, Unterkieferspeicheldrüse und der Kehlkopf. Das Skelett im Halsbereich ist die Wirbelsäule.

Zur besseren örtlichen Einordnung werden zunächst die dazu nötigen Knochen beschrieben. Klinisch wird der Hals anatomisch als *Collum* bezeichnet und grundsätzlich in eine seitliche und eine vordere Region eingeteilt. Die hintere Region wird als *Nacken (Nucha)* benannt. Kranial ist der Hals durch eine Linie begrenzt, die den Unterrand der *Unterkiefer (Mandibula)*, die Spitzen der *Warzenfortsätze*, die *obere Nackenlinie (Linea nuchalis superior)*¹ und die *Protuberantia occipitalis externa*² miteinander verbindet. Die kaudale Grenze gegenüber dem Rumpf ist der Oberrand von *Brustbein Manubrium sterni* und *Schlüsselbein (Clavicula)* sowie die Verbindungslinie zwischen *Schulterhöhe (Acromion)*³, *Schultergräte (Spina scapulae)* und *Dornfortsatz des siebten Halswirbels*. Die Halsform wird durch die Muskulatur, das Zungenbein, den Kehlkopf, die Organe und durch das Unterhautfettgewebe erzeugt. Darüber hinaus ist die Form vom Körperbautypus und vom Alter abhängig. Zur Verdeutlichung der Halstopografie zeigt Abbildung 2.3 drei transversale Schnitte auf den Höhen des siebten, fünften bis sechsten und des ersten Halswirbels.

¹Knochenleiste auf der Außenseite des Hinterhauptbeins

²prominente Knochenvorwölbung in der Mitte der Außenfläche des Hinterhauptbeins

³auch Gräteneck

2. Grundlagen

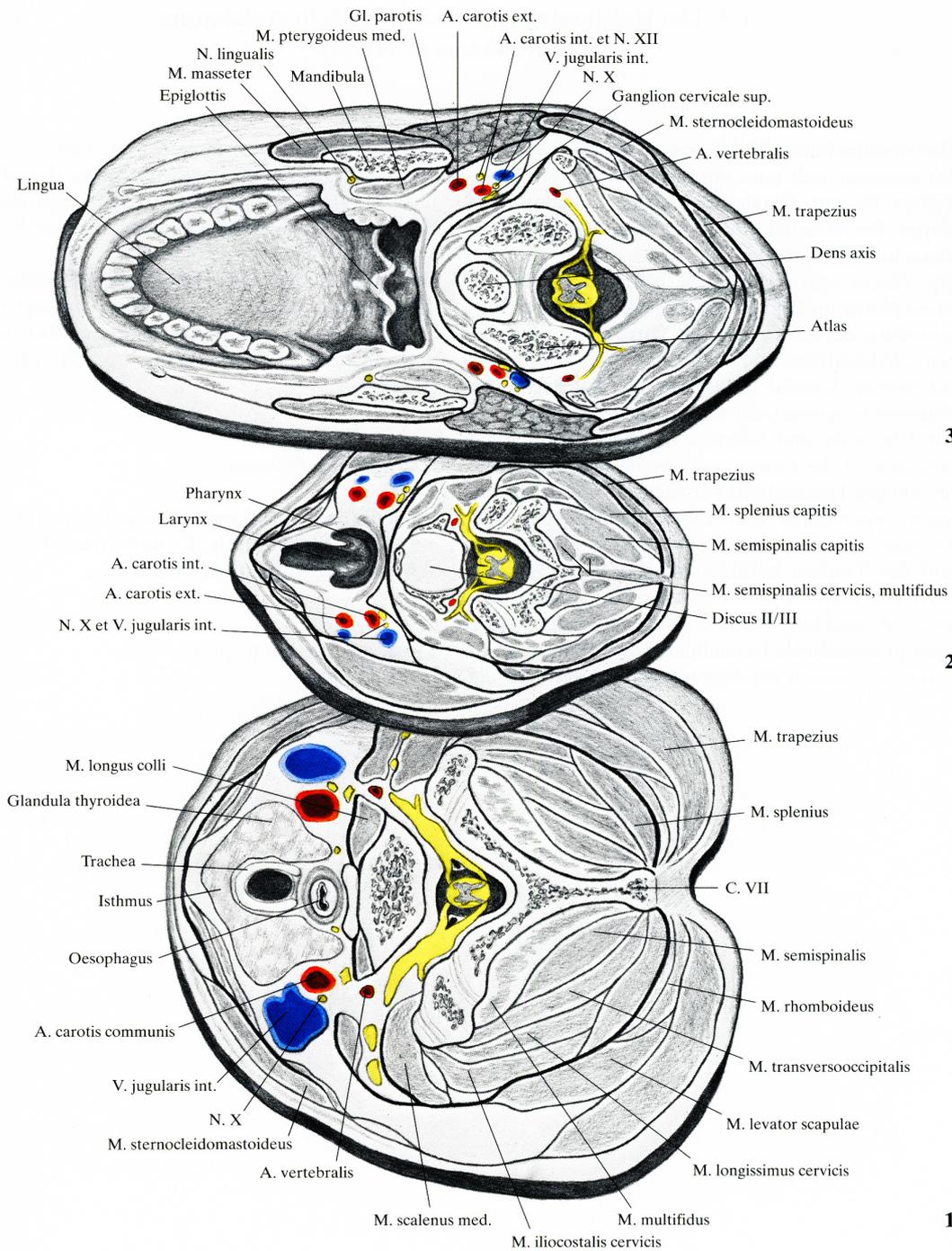


Abbildung 2.3.: Die Halstopografie, gezeigt anhand von transversalen Schnitten auf den Höhen des siebten (1), fünften bis sechsten (2) und des ersten Halswirbels (3). (Quelle [KNDH14])

Tabelle 2.2.: Lage- und Richtungsbezeichnungen am Rumpf

Bezeichnung	Beschreibung
kranial oder superior	zum Kopfende hin
kaudal oder inferior	zum Steißende hin
ventral oder anterior	zur vorderen Bauchwand hin oder nach vorn
dorsal oder posterior	zum Rücken hin oder nach hinten
medial	zur Medianebene hin
median	von der Medianebene weg
zentral	zum Inneren des Körper hin
peripher	zur Oberfläche des Körpers hin
dexter	rechtsseitig gelegen
sinister	linksseitig gelegen
internus	nach innen hin gelegen
externus	nach außen hin gelegen

Muskeln

Die *Halsmuskeln* (*Mm. colli*) sind für die Bewegung und der Haltung von Kopf, Halswirbelsäule und Schultergürtel verantwortlich. Zudem haben sie Anteil an Bewegungen wie das Kauen, das Schlucken, das Sprechen und der Atmung.

Platysma Das *Platysma* ist ein Hautmuskel, der sich vom Gesichtsbereich bis zum Brustbein ausdehnt. Er kommt paarig vor, hat keine Verbindung zum Skelett und ist der mimischen Muskulatur zuzurechnen. Abbildung 2.4 zeigt den Verlauf von *Platysma*.

Musculus sternocleidomastoideus *Musculus sternocleidomastoideus* ist der Halswender-Muskel, der paarweise vorkommt und einen prägenden Einfluss auf die äußere Form des Halses hat. Der Muskel besitzt zwei Ursprünge am Schlüsselbein: *Caput sternale* und *Caput claviculare*. Er verläuft zunächst fast senkrecht nach oben, um bis zu seinem Ansatz eine Verdrehung von etwa 90° zu vollziehen. Der Ansatz befindet sich hauptsächlich am *Warzenfortsatz* (*Processus mastoideus*) des *Schläfenbeines* (*Os temporale*). Die linke und die rechte Seite des Muskels bilden zusammen das vordere Halsdreieck. Der Halswender-Muskel hat bei Operationen eine besondere Bedeutung, da er als anatomische Orientierungsstruktur fungiert.

Infrahyoidale Muskeln *Infrahyoidale Muskeln* setzen von kaudal kommend am *Zungenbein* (*Os hyoideum*) an und befinden sich unterhalb (inferior) des Zungenbeins. Zu dieser Gruppe werden vier

2. Grundlagen

Tabelle 2.3.: Anatomische Verlaufsbezeichnungen

Bezeichnung	Beschreibung
aszendierend	aufsteigend (lat. ascendere ‚aufsteigen‘)
deszendierend	absteigend (lat. descendere ‚absteigen‘)
antegrad oder anterograd	nach vorn; in der normalen Bewegungs- oder Flussrichtung
retrograd	rückwärts; entgegen der normalen Bewegungs- oder Flussrichtung

Tabelle 2.4.: Anatomische Richtungsbezeichnungen

Bezeichnung	Beschreibung
transversal	rechts, links
longitudinal	oben, unten
sagittal	vorn, hinten
median	vorne, hinten in der Medianebene

Muskeln gezählt. *Musculus sternothyroideus* und *Musculus thyrohyoideus* liegen in der Tiefe und haben Kontakt zum Schildknorpel. *Musculus omohyoideus* und *Musculus sternohyoideus* liegen oberflächlich und setzen am Zungenbein an.

Prävertebrale Muskeln Als *prävertebrale Muskeln* wird eine Gruppe von Muskeln bezeichnet, die tief liegend, lateral an der oberen Wirbelsäule ansetzen. *Musculus longus capitis* und *Musculus longus colli* beziehungsweise *Musculus rectus capitis anterior* liegen in der Rinne zwischen Wirbelkörpern und Querfortsätzen.

Tiefe seitliche Halsmuskeln Als *tiefe seitliche Halsmuskeln (Musculi scaleni)* werden *Musculus scalenus anterior*, *Musculus scalenus medius* und *Musculus scalenus posterior* bezeichnet. Sie ziehen sich fächerförmig nach lateral kaudal zu den oberen Rippen. Die Muskelgruppe unterstützt die Atmung und die Bewegungen der Wirbelsäule (Drehen und Neigen). Die Halsmuskulatur wird in Abbildung 2.5 gezeigt.

Halsfaszien

Sämtliche Strukturen des Halses werden von Bindegewebe umgeben, den sogenannten *Halsfaszien (Fascia cervicalis)*. Diese grenzen die Strukturen untereinander ab und verbinden diese in einem topologisch relativ stabilen Gefüge. Für Operationen stellen die Faszien Leitstrukturen für die Orientierung dar. Die Faszien und die von ihnen umgebenen Strukturen werden in Abbildung 2.6 gezeigt.

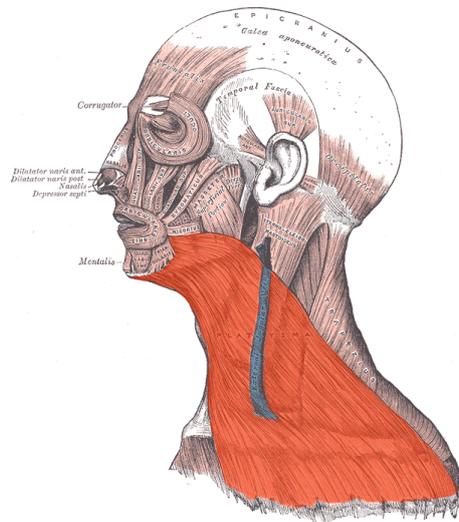
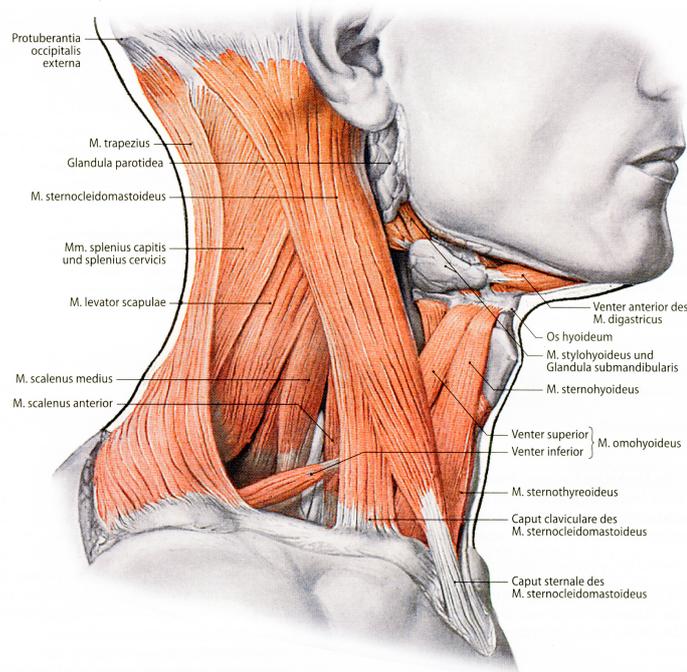


Abbildung 2.4.: Der Verlauf von Platysma. Der Hautmuskel ist rot hervorgehoben. (Quelle: [GL18, S. 378])



■ Abb. 4.39. Halsmuskeln der rechten Seite, Ansicht von lateral [7]

Abbildung 2.5.: Muskulatur des Halses (Quelle [ZT10, S. 125])

2. Grundlagen

Die wichtigsten Faszien sind die drei *Muskelfaszien* (*Fascia cervicalis*), die *Gefäß-Nerven-Scheide* (*Vagina carotica*) und die allgemeine *Organfaszie* (*Fascia visceralis*). Zwischen den Muskel- und Organfaszien entstehen *Spalträume* (*Spatia cervicalia (colli)*), welche mit lockerem Bindegewebe gefüllt sind. Dies ermöglicht den Faszien und den enthaltenen Strukturen Verschiebbarkeit untereinander, welche bei Bewegungen des Halses benötigt wird.

Muskelfaszien Die Muskelfaszien unterteilen sich in drei Faszienblätter: Das *oberflächliche Blatt des Halses* (*Lamina superficialis*) hüllt alle Halsmuskeln außer *Platysma* ein. Das *mittlere Blatt* (*Lamina pretrachealis*) hüllt die *infrahyoidalen Muskeln* ein. Das *tiefe Blatt* (*Lamina prevertebralis*) umschließt prävertebrale Muskeln und *Mm. scaleni*.

Gefäß-Nerven-Scheide (Vagina carotica) Die *Gefäß-Nerven-Scheide* (*Vagina carotica*) umschließt die *Halsschlagader* (*A. carotis communis*), die *innere Drosselvene* (*V. jugularis interna*), den *zehnten Hirnnerv* (*N. vagus*), die *tiefe Halsnervenschlinge* (*Ansa cervicalis (profunda)*) sowie im kranialen Bereich den *Grenzstrang* (*Truncus sympathicus*). Die Halsschlagader ist von der inneren Drosselvene durch weiteres Bindegewebe getrennt. Die Gefäß-Nerven-Scheide verläuft im *Spatium parapharyngeum*.

Organfaszien Die Organfaszie beinhaltet sämtliche Organe des Halses. Diese Struktur enthält weitere Bindegewebehüllen, die die einzelnen Organe umgeben und so die *speziellen Organfaszien* bilden. Darunter fallen die Organkapsel der Schilddrüse, des Rachens und der Speiseröhre sowie des Kehlkopfskeletts und der Luftröhre. Zwischen den speziellen Organfaszien ist lockeres Bindegewebe vorhanden, das diese miteinander verbindet. Die Faszien des Halses werden in Abbildung 2.6 illustriert.

Bindegewebsräume

Spalträume, die zwischen den Halsfaszien existieren und mit lockerem Bindegewebe gefüllt sind, werden *Bindegewebsräume* genannt. Diese Spalten ermöglichen den Organen und Muskeln sich frei zueinander zu verschieben. Zudem befinden sich innerhalb dieser Spalträume die Leitungsbahnen. Genauer hervorgehoben soll hier lediglich *Spatium parapharyngeum*, da in diesem die Gefäß-Nerven-Scheide verläuft. *Spatium parapharyngeum* verläuft seitlich zu beiden Seiten des Rachens (Pharynx) von der Schädelbasis (Basis cranii) bis zum Brustkorbeingang (Thoraxapertur).

Gefäße

Arterien Die arterielle Versorgung des Kopfes und des Halses erfolgt über die jeweils paarig existierenden *Arteria subclaviae* und die *Halsschlagader* (*Arteria carotis communis*). Aus diesen gehen weitere Arterien und Verästelungen hervor. Genauer hervorgehoben soll hier lediglich die *Arteria carotis communis* als größtes Gefäß des Halses. Abbildung 2.7 zeigt den typischen Verlauf der *Arteria carotis communis*. Sie geht auf der rechten Seite aus dem *Truncus brachiocephalicus* hervor. Auf der linken entspringt sie aus der höchsten Wölbung des Aortenbogens. Die Arterie verläuft in der *Gefäß-Nerven-Scheide* (*Vagina carotica*) kranialwärts. Bei etwa 70% der Menschen teilt sie sich in Höhe des vierten Halswirbels an der *Carotisgabel* (*Bifurcatio carotidis*) in die *Arteria carotis interna* und die *Arteria carotis externa*. Abbildung 2.8 zeigt die Häufigkeit der Bifurkationshöhe in Bezug zu den Wirbelkörpern. Das typische Lumen⁴ beträgt 5–7 mm.

⁴Lumen: Medizinische Bezeichnung für den Durchmesser bzw. für einen Hohlraum.

2.1. Medizinische Grundlagen

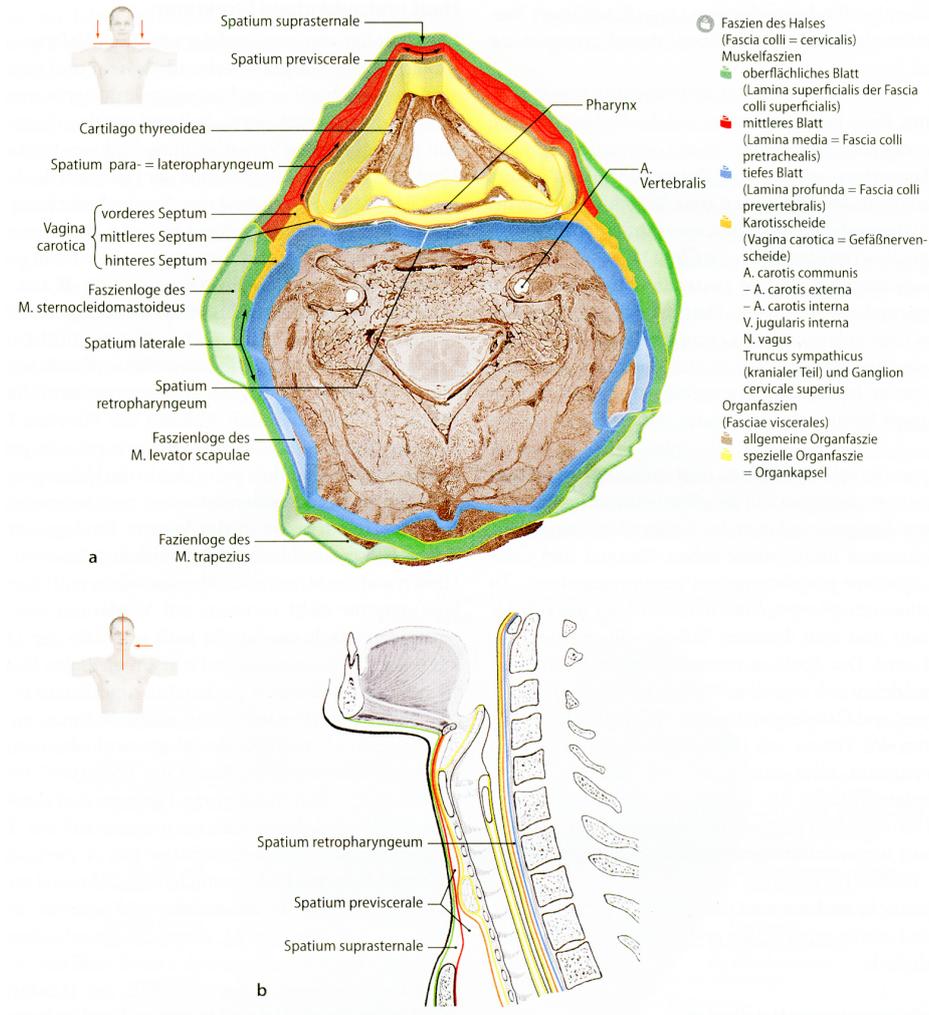


Abbildung 2.6.: Faszien des Halses (Quelle: [ZT10, S. 803])

2. Grundlagen

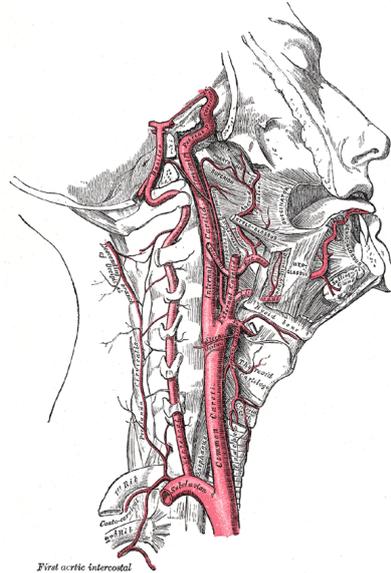


Abbildung 2.7.: Typischer Verlauf der rechten Arteria carotis communis. Die Bifurkation befindet sich auf Höhe des vierten Halswirbels. (Quelle: [GL18, S. 513])

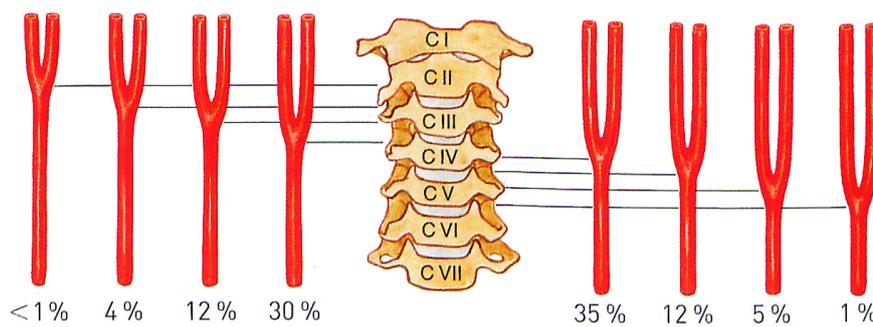


Abbildung 2.8.: Bifurkationen von Arteria carotis communis bezogen auf die Wirbelkörper. Zusätzlich sind die Häufigkeiten in Prozent angegeben. (Quelle [SPXX])

Venen Das venöse Blut aus Kopf und Hals fließt hauptsächlich über die *innere Drosselvene (Vena jugularis interna)* und die *Schlüsselbeinvene (Vena subclavia)* in den *Venenwinkel (Vena brachiocephalica)*. Im Weiteren wird ausschließlich die *Vena jugularis interna* als größte Vene des Halses beschrieben. Sie verläuft parallel zur *Arteria carotis communis* in der *Gefäß-Nerven-Scheide (Vagina carotica)*. Sie ist von außen nicht sichtbar oder tastbar.

Nerven

Im Hals befinden sich alle Nerven, die vom Gehirn kaudal verlaufen. Insbesondere der *zehnte Hirnnerv (Nervus vagus)* ist an der Regulierung fast aller inneren Organe beteiligt. Nervus vagus verläuft innerhalb der *Gefäß-Nerven-Scheide (Vagina carotica)* unter anderem gemeinsam mit *Arteria carotis communis* und *Vena jugularis interna*. Der typische Durchmesser beträgt 1–2 mm.

Luftröhre (Trachea) und Kehlkopf (Larynx)

Die *Luftröhre (Larynx)* ist Teil des Atemsystems und geht kaudal in die *Luftröhre (Trachea)* über. Sie ist an Bändern und Muskeln befestigt und bewegt sich innerhalb der Bindegewebsräume des Halses. Der Kehlkopf liegt im vorderen Halsbereich und besteht aus Kehlkopfknorpel, Muskeln und Schleimhäuten. Die Aufgaben sind der Schutz der unteren Atemwege und die Lautbildung.

Die *Luftröhre (Trachea)* ist im Prinzip ein elastisches Rohr, das etwa 10–12 cm lang ist. Sie ist Teil der Atemwege und besteht aus hufeisenförmigen Knorpelstücken, die durch Bänder zusammengehalten werden. Die Knorpelstücke verhindern das Kollabieren der Trachea.

Rachen (Pharynx) und Speiseröhre (Ösophagus)

Die Nasen- und Mundhöhlen gehen in den *Rachen (Pharynx)* über, in dem sich der *Kehlkopf (Larynx)* und die *Speiseröhre (Ösophagus)* befinden. Der Rachen (Pharynx) ist ein muskulärer Schlauch, der vor der Wirbelsäule liegt, in dem sich Atem- und Speisewege kreuzen.

Die Speiseröhre (Ösophagus) beginnt in Höhe des Ringknorpels (6.–7. Halswirbel) und liegt direkt auf der Wirbelsäule auf. Der Nahrungstransport verläuft ausschließlich durch diese und besteht wie alle Organe des Verdauungstrakts aus Muskeln, Schleimhäuten und Bindegewebe.

Schilddrüse (Glandula thyroidea)

Die *Schilddrüse (Glandula thyroidea)* ist eine bedeutende Drüse des endokrinen Systems. Sie ist aus zwei seitlichen Lappen aufgebaut, die über durch einen deutlich schmaleren Abschnitt miteinander verbunden sind. Dieser Abschnitt wird *Isthmus* genannt und ist individuell unterschiedlich ausgeprägt. Die Schilddrüse eines Erwachsenen wiegt etwa 15–20 g. Der Isthmus befindet sich direkt vor der *Luftröhre (Trachea)* unterhalb des *Kehlkopfes (Larynx)*. Die Seitenlappen sind an der Luftröhre durch Bindegewebe befestigt.

2.2. Technische Grundlagen

2.2.1. Medizinische Ultraschallbildgebung

Ultraschallbildgebung ist eine ausgereifte und weit verbreitete Technologie, die für verschiedenste Einsatzgebiete verwendet wird. Neben dem Einsatz in der Medizin existieren bspw. Anwendungen zur Abstandsmessung, Materialprüfung, Kommunikation oder Materialbearbeitung. Dieser Abschnitt behandelt ausschließlich die medizinische Bildgebung, die sogenannte Sonografie. Zuerst wurde Ultraschall für die medizinische Verwendung 1942 beschrieben [Dus42]. Als Quellen für diesen Abschnitt werden [Wel99, Gro07, LSS09, EB12, JM12, Che12, WKS12, CZD⁺07] verwendet, die auch für weiterführende Informationen empfohlen werden.

Die Sonografie als diagnostische Anwendung des Ultraschalls ist klar von den therapeutischen Ultraschallanwendungen abzugrenzen, die mit wesentlich größerer Energie arbeiten, um Effekte im Gewebe zu erzielen. Im Folgenden wird ausschließlich diagnostischer Ultraschall betrachtet. Die eingesetzten Energiemengen bei der Sonografie sind so gering, dass lediglich sehr geringe Wechselwirkung mit dem Gewebe beobachtet werden kann und somit keine bekannten Nebenwirkungen für den Patienten existieren. Als Energiegrenze für den diagnostischen Bereich wird im Allgemeinen die Schallintensität von höchstens $0,001 \text{ W/cm}^2$ definiert. Abbildung 2.9 zeigt die biologischen Effekte von Ultraschall auf Gewebe in Abhängigkeit von Intensität und Bestrahlungszeit. Aus diesem Grund gilt die Sonografie als frei von Nebenwirkungen für den Patienten im Vergleich zur Röntgenstrahlung, die auch von Computertomografen genutzt wird. Entsprechend häufig wird die Ultraschallbildgebung im klinischen Alltag eingesetzt, da diese dazu eine sehr kostengünstige Methode, insbesondere im Vergleich zur Magnetresonanztomografie, ist. Nichtsdestoweniger ist die Wirkung von Ultraschall auf Gewebe noch nicht vollständig verstanden, weshalb der Grundsatz gilt, die eingesetzte Energie so gering wie möglich zu halten.

Um Ultraschallwellen zu erzeugen und zu verarbeiten, werden Wandler benötigt. Im Weiteren werden diese *Transducer* genannt. In der Sonografie wird auch der Begriff *Ultraschallsonde* verwendet, welcher hier synonym zu Transducer genutzt wird.

Physikalische Grundlagen

Als Ultraschall werden auditiv wahrnehmbare Frequenzen oberhalb des Hörbereichs des Menschen bezeichnet, die von etwa 16 Hz bis maximal 19 kHz reichen. Im Allgemeinen werden Frequenzen zwischen 16 kHz und 1 GHz als Ultraschall bezeichnet. Jenseits dessen wird von Hyperschall gesprochen. Für die medizinische Bildgebung werden vor allem Frequenzen zwischen 1,5 MHz und 40 MHz eingesetzt.

Ultraschall beschreibt die Ausbreitung von mechanischen Wellen in verschiedenen Medien. Die Wellengleichung für eine infinitesimal kleine Druckschwankung in einem perfekt isotropen Medium lautet

$$\frac{\partial^2 u}{\partial z^2} = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} \quad (2.1)$$

wobei u die Verschiebeamplitude, z die Position im Raum entlang der Ausbreitungsrichtung der Welle, t die Zeit und c die Ausbreitungsgeschwindigkeit ist. Die Geschwindigkeit ist abhängig vom Kompressionsmodul K und der Dichte ρ des wellenleitenden Mediums, wie folgend beschrieben:

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho}} \quad (2.2)$$

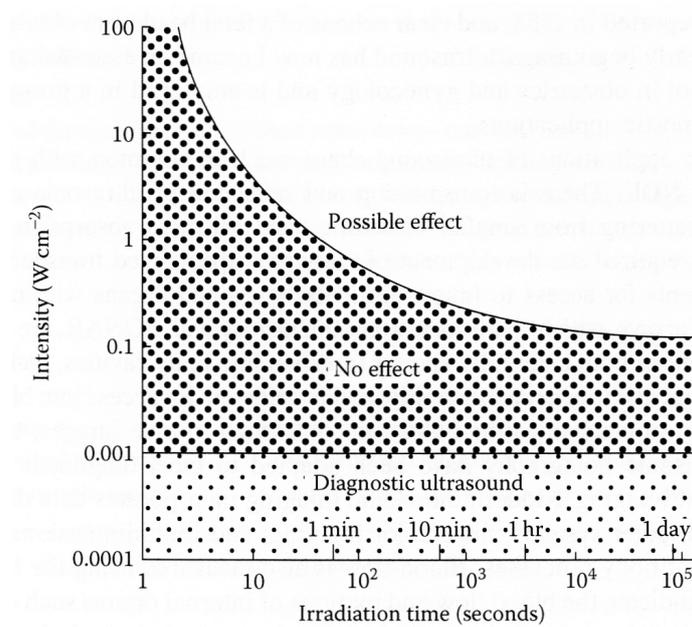


Abbildung 2.9.: Biologische Effekte von Ultraschall auf Gewebe in Abhängigkeit von Intensität und Bestrahlungszeit. (Quelle: [EB12, S. 10])

An der Grenzfläche ergibt sich zwischen zwei Medien mit den Geschwindigkeiten c_1 beziehungsweise c_2

$$\theta_i = \theta_t \quad (2.3)$$

$$\left(\frac{\sin \theta_i}{\sin \theta_t} \right) = \frac{c_1}{c_2} \quad (2.4)$$

wobei θ_i , θ_r und θ_t jeweils die Eintritts- (bzw. Inzidenz-), Reflexions- und Refraktionswinkel sind. Bei normaler Einstrahlung gilt

$$\frac{I_r}{I_i} = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad (2.5)$$

wobei I_i und I_r die Schallintensitäten der eingetretenen und reflektierten Wellen sowie Z_1 und Z_2 die spezifischen akustischen Impedanzen (bzw. Schallkennimpedanzen) zweier unterschiedlicher Medien sind. Die Schallkennimpedanz wird durch folgende Gleichung 2.6 beschrieben.

$$Z = \rho \cdot c \quad (2.6)$$

Gleichung 2.5 beschreibt die gerichtete Reflexion unter der Bedingung, dass die reflektierende Grenzfläche eben und viel größer als die verwendete Wellenlänge λ . Wird eine Kennzahl Ψ eingeführt, um die Größe eines Hindernisses in Relation zur Wellenlänge λ zu beschreiben, können zwei Fälle für den Streuungsquerschnitt S unterschieden werden:

$$S = 1 \quad \text{für } \Psi \gg \lambda \quad (2.7)$$

2. Grundlagen

$$S = k^4 \cdot \Psi^6 \quad \text{für } \Psi \ll \lambda \quad (2.8)$$

Hierbei gilt, dass $k = 2\pi f$ und die Frequenz $f = c/\lambda$ ist. Das bedeutet, dass eine gerichtete Reflexion durch Gleichung 2.7 und die Rayleigh Streuung von Gleichung 2.8 beschrieben wird. Aufgrund von Hindernissen im Gewebe mittlere Größe oder durch raue Oberflächen entsteht gerichtete Streuung.

Für Ultraschall im Gewebe gelten Reflexions-, Transmission-, Streuungs-, und Brechungsbedingungen, die von den Trägermaterialien und Übergängen zwischen diesen abhängen. Die beschriebenen Effekte sind in Abbildung 2.10 vereinfacht illustriert.

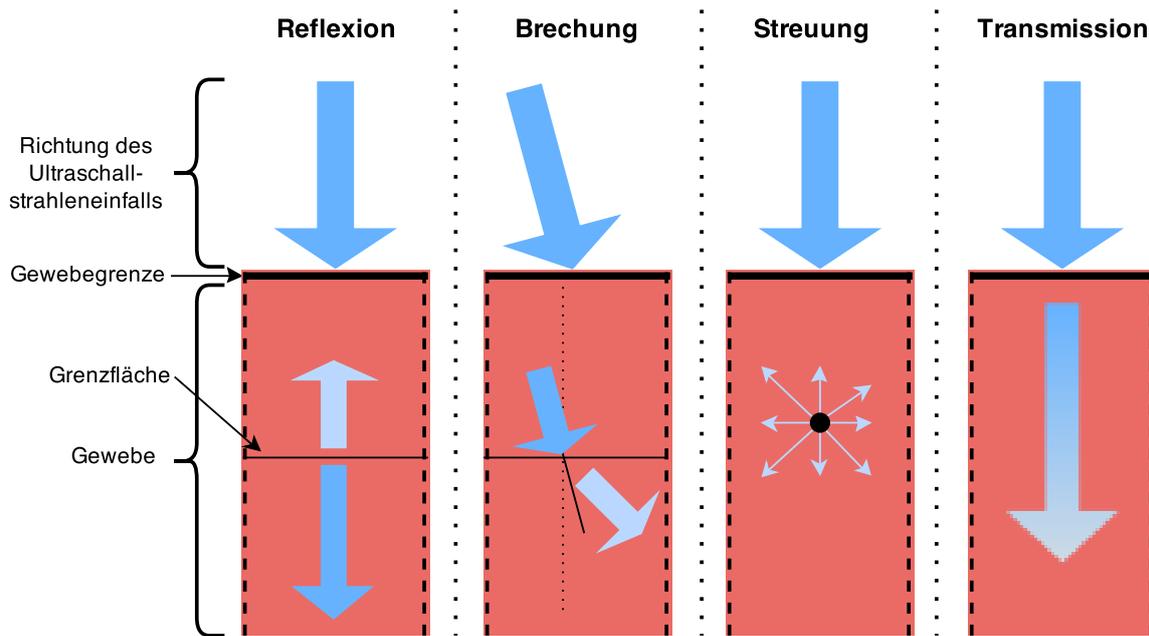


Abbildung 2.10.: Auftretende Effekte bei Wechselwirkung von Ultraschall mit Gewebe

Die Apertur⁵ eines Transducers für medizinische Bildgebung ist im Allgemeinen kreisförmig oder rechteckig. Das erzeugte Schallfeld kann in den Nah- und Fernbereich unterschieden werden. Mit der kontinuierlichen Schallerzeugung eines kreisförmigen Transducers ergibt sich

$$\frac{I_z}{I_0} = \sin^2 \left[\frac{\pi}{\lambda} \left(\sqrt{a^2 + z^2} - z \right) \right] \quad (2.9)$$

wobei I_0 die Intensität auf der Oberfläche des Transducers, I_z die Intensität in einer Distanz z vom Transducer entlang der Mittelachse des Schallfeldes und a der Radius des Transducers ist. Im Fernbereich, jenseits des letzten axialen Maximums bei $z = a^2/\lambda$ angenommen, dass $a^2 \gg \lambda^2$, lautet die Richtungsfunktion

$$D_s = \frac{2J_1(ka \sin \theta)}{ka \sin \theta} \quad (2.10)$$

wobei θ der Winkel zwischen D_s und der Mittelachse des Schallfeldes und J_1 die Bessel-Funktion erster Ordnung ist. Im Nahbereich ist das Schallfeld in etwa zylindrisch mit einer Serie an axialen

⁵Apertur: Öffnungsweite, durch die Wellen ausgesendet oder empfangen werden können.

Maxima und Minima mit schwindender Komplexität, je weiter es vom Transducer betrachtet wird. Zudem kann im Nahbereich das Feld z.B. durch Schalllinsen fokussiert werden.

Wenn eine Ultraschallwelle an einem Objekt gestreut wird, welches einen Geschwindigkeitsvektor entlang der Wellenausbreitung besitzt, wird die Frequenz der gestreuten Welle verändert. Dieses Phänomen wird als Doppler-Effekt bezeichnet. Wenn θ der Winkel zwischen der Richtung des Objektgeschwindigkeitsvektors und der Ultraschallwelle ist, ergibt sich

$$v = -f_D \frac{c}{2f \cos \theta} \quad (2.11)$$

wobei v die Objektgeschwindigkeit und f_D die Frequenzdifferenz zwischen der emittierten und der reflektierten Welle ist, unter der Bedingung, dass $v \ll c$. Das negative Vorzeichen bedeutet, dass die Frequenz verringert wird, wenn das Objekt sich vom Transducer entfernt.

Die Energie, die von einer Ultraschallwelle getragen wird, erzeugt einen Strahlungsdruck, der insbesondere durch Richtungsänderungen, wie etwa als Ergebnis einer Reflexion, abgegeben wird. Der Strahlungsdruck F durch die vollständige Absorption der Energie ist gegeben durch

$$F = \frac{P}{c} \quad (2.12)$$

wobei P die Schallleistung ist.

Die wichtigsten Eigenschaften von biologischen Materialien in Bezug zur Sonografie sind die Dämpfung, die Schallgeschwindigkeit sowie die Reflektivität. Tabelle 2.5 stellt beispielhaft Schallgeschwindigkeiten, Impedanzen und Dichten verschiedener typischer Gewebetypen gegenüber. Im Weichgewebe ist die Absorption der Energie hauptsächlich auf die Relaxation des angeregten Materials zurückzuführen, was zu einer nahezu linearen Frequenzabhängigkeit führt. Aus diesem Grund kann die Geschwindigkeitsverringering im Weichgewebe für die praktische Sonografie vernachlässigt werden.

Diese materialabhängigen Effekte werden bei der Sonografie zur Darstellung von Gewebegrenzen oder Strukturen innerhalb des Gewebes genutzt. Unterschiede ergeben sich aufgrund unterschiedlicher Dichte und verschiedener Schallgeschwindigkeit (auch Fortleitungsgeschwindigkeit genannt) in den jeweiligen Gewebetypen. Aufgrund der Impedanzunterschiede ergeben sich Reflexionen, die von der Ultraschallsonde gemessen werden können. An Grenzschichten zwischen Geweben kommt es zu Impedanzsprüngen und somit zu einer Reflexion eines Teils der Ultraschallwellen.

In Gleichung 2.5 eingesetzt, zeigen die Werte aus Tabelle 2.5, wobei die stärksten Reflexionen auftreten, wenn der Schall sich durch den Körper bewegt. Insbesondere an der Grenze Weichgewebe zu Knochen oder Luft ist die Reflexion sehr stark ausgeprägt. Diese zugehörigen Impedanzen unterscheiden sich stark von der Impedanz, die im Allgemeinen im Gewebe vorherrscht. Um den Schall zwischen Sonde und Gewebe einzukoppeln, wird ein Gel auf Wasserbasis verwendet, welches im Vergleich zum Gewebe geringe Impedanzunterschiede aufweist. Treffen die Ultraschallwellen auf Knochen, wird die Reflexion ebenfalls sehr intensiv. Deshalb ist die Schallintensität im und hinter dem Knochen stark reduziert und es entsteht ein sogenannter Schallschatten, was die Darstellungsqualität stark reduziert.

Die Sonografie wird von der Interaktion zwischen den Strukturen im menschlichen Körper und dem Ultraschallfeld bestimmt. Um die mögliche Auflösung abzuschätzen, kann die Wellenlänge als guter Anhaltspunkt genutzt werden. Unter der Annahme, dass die zu untersuchenden Strukturen in einer Tiefe von etwa 150 mm liegen, wird eine axiale Auflösung im Millimeterbereich benötigt. Um diese zu erreichen, darf die Wellenlänge höchstens 1 mm betragen, was einer Frequenz von 1,5 MHz entspricht. Die Schwierigkeit dabei ist, dass die Dämpfung mit der Frequenz zunimmt, so dass die Entfernung, über die die nutzbaren Energiebeträge ausgebracht werden können, mit

2. Grundlagen

Tabelle 2.5.: Schalleigenschaften verschiedener Materialien (Quellen: [Duc90, Wei99])

Material	Ausbreitungsgeschwindigkeit c [$\frac{m}{s}$]	Impedanz Z [$10^6 \frac{kg}{m^2 \cdot s}$]	Dämpfungskoeffizient bei 1 MHz [$\frac{dB}{cm}$]	Frequenzabhängigkeit von α	Nichtlineare Parameter [$\frac{B}{A}$]	Dichte ρ [$\frac{kg}{m^3}$]
Luft	330	0,0004	1,2	f^2	-	1,2041
Blut	1570	1,61	0,2	$f^{1,3}$	6,1	1060
Gehirngewebe	1540	1,58	0,9	f	6,6	1030-1041
Fett	1450	1,38	0,6	f	10	916
Leber	1550	1,65	0,9	f	6,8	1050
Muskel	1590	1,7	1,5-3,5	f	7,4	1041
Knochen	4000	7,8	13	f^2	-	1990
Weichgewebe (\emptyset)	1540	1,63	0,6	f	-	-
Wasser	1480	1,48	0,002	f^2	5,2	999

der Erhöhung der Frequenz verringert wird. Bei der angenommenen Eindringtiefe von 150 mm ist das Frequenzmaximum bereits bei 3 MHz erreicht, bei einer korrespondierenden Wellenlänge von 0,5 mm. Gleichung 2.9 zeigt, dass ein kreisförmiger Transducer für die Erzeugung eines Schallfeldes im Nahbereich mit 150 mm Tiefe bei einer Wellenlänge von 0,5 mm einen Durchmesser von 17 mm besitzen muss. Die Beschränkung auf den Nahbereich ist notwendig, um das Schallfeld effektiv zu fokussieren. Abbildung 2.11 zeigt beispielhaft die Geometrie eines typischen, nicht fokussierten Schallfeldes.

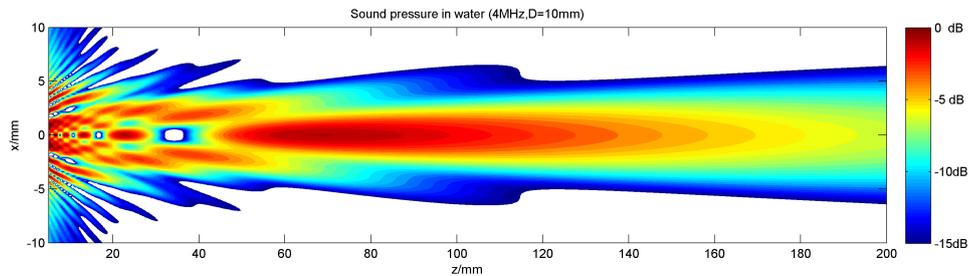


Abbildung 2.11.: Schallfeld eines unfokussierten 4MHz-Ultraschallwandlers mit der Nahfeldlänge $N=67$ mm, angezeigt werden die Amplituden der Schalldrücke (Quelle [Mic09]).

Obwohl es praktisch möglich ist, sinnvolle Mittelwerte für die Weichgewebeeigenschaften, wie Schallgeschwindigkeit, Dämpfung und Streuung, zu bestimmen, hat jede Art von Gewebe seine individuellen Eigenschaften. Darüber hinaus sind diese inhomogen innerhalb der entsprechenden Gewebetypen verteilt. So zeigt Tabelle 2.5 unter anderem den Umfang der Dämpfungswerte in Muskelgewebe, die etwa doppelt so groß quer der Muskelfasern ist, verglichen mit der Richtung entlang der Fasern. Aufgrund dieser Inhomogenitäten wird eine Ultraschallwelle auf dem Weg durch das Weichgewebe gestört und abgelenkt.

Die mit der Inhomogenität einhergehende Nicht-Linearität kann mit dem Parameter B/A beschrieben werden. Die Werte A und B sind die Koeffizienten der Terme der ersten und zweiten Ordnung der Taylor-Reihenentwicklung für die Gleichung, die die Relation Druck zu Dichte beschreibt. Typische Werte zeigt Tabelle 2.5.

Technische Grundlagen

Zur Erzeugung der Ultraschallwellen werden in Ultraschallsonden Piezokristalle verwendet, die durch den inversen piezoelektrischen Effekt in Schwingung versetzt werden. Als direkter piezoelektrischer Effekt ist die Einwirkung mechanischer Kräfte auf einen Festkörper definiert, die diesen elastisch verformen und so einen elektrischen Dipol erzeugen. Hierbei entstehen messbare Spannungen am Festkörper. Der umgekehrte Effekt, der sogenannte inverse piezoelektrische Effekt, wird bei der Erzeugung des Ultraschalles ausgenutzt. Hierbei wird an einen Piezokristall eine Spannung angelegt und somit eine elastische Verformung ausgelöst.

Erste Versuche bei der medizinischen Bildgebung mittels Ultraschall wurden mit zwei getrennten Sonden, die sich auf den gegenüberliegenden Seiten des zu schallenden Objektes befinden, durchgeführt. Sonde 1 wird hierbei zur Signalerzeugung verwendet. Sonde 2 misst den transmittierten Ultraschall. Das Verfahren hat sich auf Grund der komplizierten Anwendung und weiterer technischer Nachteile nicht durchgesetzt.

Das verbreitetste Verfahren zur Ultraschallbildgebung ist, wie in Abbildung 2.12 dargestellt, das sogenannte Echo-Impuls Verfahren verwendet. Hierbei dient ebendieselbe Sonde sowohl als Sender als auch als Empfänger. Ein Taktgeber wird verwendet, um das vom Hochfrequenzgenerator erzeugte Signal immer nur zu diskreten Zeitpunkten in die Kristalle einzuspeisen. Hierbei entsteht

2. Grundlagen

ein Impuls, der im Gewebe reflektiert, absorbiert und transmittiert wird. Zum Kristall zurückreflektierte Schallwellen bewirken den inversen Piezoeffekt. Über eine Verarbeitungselektronik wird dieser gemessen und in geeigneter Signalform dargestellt. Die Amplitude der Spannung ist abhängig von der Intensität der reflektierten Komponente des Ultraschalles und so direkt abhängig von den Impedanzunterschieden an Gewebegrenzflächen oder im Gewebe.

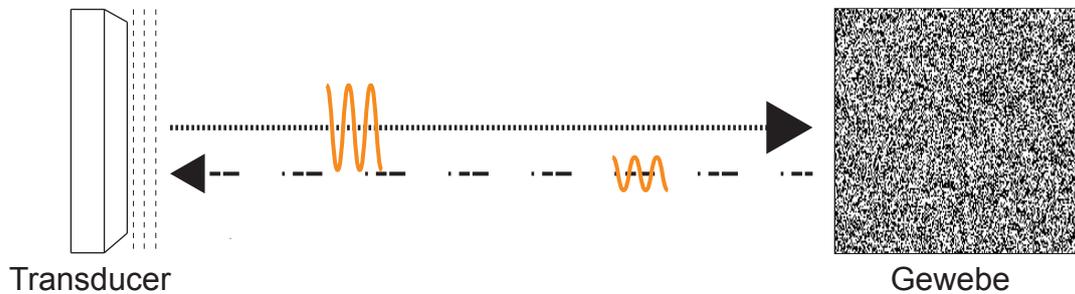


Abbildung 2.12.: Echoimpulsverfahren. Der Transducer (auch als Ultraschallsonde bezeichnet) sendet einen Ultraschallimpuls aus und empfängt das Echo aus dem Gewebe.

Die Zeitdauer zwischen gesendetem Impuls und empfangenem Echo beschreibt die Entfernung der reflektierenden Schicht. Bei der Rekonstruktion des Bildes wird hierzu eine Wellenausbreitungsgeschwindigkeit von 1540 m/s im Gewebe angenommen. Aufgrund der unterschiedlichen Fortleitungsgeschwindigkeiten im Gewebe entstehen hierbei Störungen, die Ursachen von geometrischen Verzerrungen in Ultraschallbildern sind.

Bei der Sonografie wird zur Spannungserzeugung ein Hochfrequenzgenerator verwendet. Das am Kristall anliegende Wechselfeld bringt diesen zum Oszillieren. Diese Oszillation wird als Ultraschall auf das Medium vor der Sonde übertragen. Zur Messung des Ultraschalls wird der direkte piezoelektrische Effekt verwendet. Ultraschallwellen bewirken eine elastische Verformung am Kristall, welche eine Spannungsänderung zur Folge hat, die vom Ultraschallgerät gemessen werden kann. Eine Sonde kann sowohl als Empfänger als auch als Sender dienen.

Um die Schallimpedanzen für unterschiedliche Gewebe zu berechnen, werden in der Sonografie vereinfachende Grundannahmen verwendet. So wird für die mittlere Druckänderung im Allgemeinen ein fester Mittelwert angenommen (siehe Gleichung 2.13).

$$\Delta p < 0,6 \cdot 10^5 \text{ Pa} \quad (2.13)$$

Diese Druckänderung wird durch die Piezokristalle in der Ultraschallsonde verursacht. Die Intensität als Ursache für diesen Druckunterschied wird von Gleichung 2.14 beschrieben.

$$J = 100 \frac{\text{mW}}{\text{cm}^2} \quad (2.14)$$

Bei der Verwendung eines einzelnen Transducers im Echoimpulsverfahren für die Sonografie wird die Methode A-Mode genannt. Die Form der Ergebnisdarstellung ist ein Diagramm, bei dem auf der x-Achse die Zeit und auf der y-Achse die Stärke des aufgezeichneten Echos abgetragen wird. Um nun ein zweidimensionales Bild aus dem Körper zu erhalten, müssen mehrere Scans eines einzelnen Transducer-Elements, die in einer gedachten Ebene aufgezeichnet wurden, zueinander registriert werden. Dies wurde zunächst manuell, später mithilfe mechanischer Oszillatoren, durchgeführt, wobei die Positionen der einzelnen Linien ebenfalls festgestellt und aufgezeichnet werden müssen. Wird nun eine Zuordnung der Echointensität zu einem Grauwert definiert, können die Daten

als zweidimensionales Schnittbild interpretiert werden. Durch den mechanischen oder manuellen Schwenk ist das Verfahren relativ aufwändig.

Das am häufigsten eingesetzte Prinzip moderner Ultraschallsonden im Echoimpulsverfahren besteht aus mehreren nebeneinanderliegenden Piezokristallen, dem sogenannten Transducer-Array. Abbildung 2.14 zeigt die Funktionsweise von Transducer-Arrays. Durch den Einsatz mehrerer Kristalle und durch Verwendung einer Zeitversetzung bei der Ansteuerung ergibt sich die Möglichkeit, Ultraschallwellen zu fokussieren und den Ausbreitungswinkel zu steuern. Darüber hinaus ermöglicht die hohe Verarbeitungsrates eine Echtzeitbildgebung. Dieses Verfahren nennt sich Beamforming und wird in Abbildung 2.13 verdeutlicht.

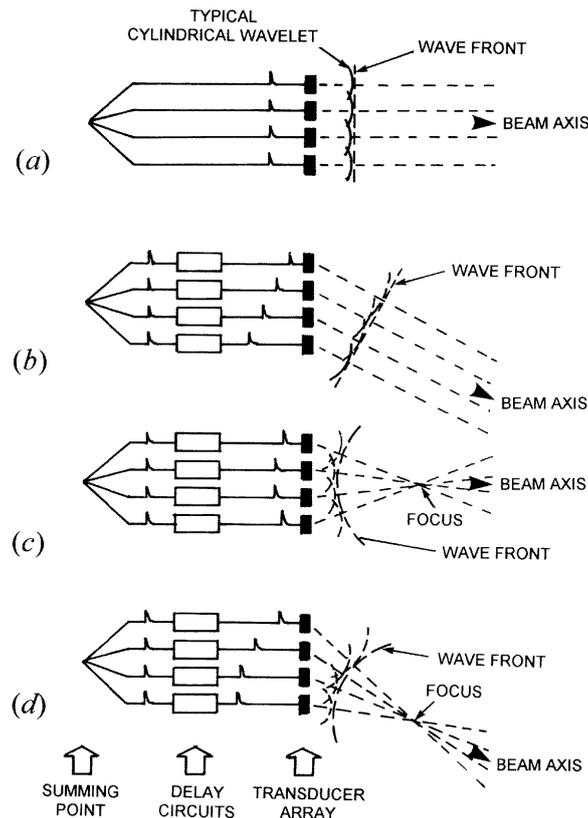


Abbildung 2.13.: Prinzip des Beamformings und der Steuerung mithilfe eines Transducer-Arrays. (a) Zeitgleiche Anregung aller Elemente. (b) Linear zeitversetzte Anregung, wodurch der Strahl zur Seite gelenkt wird. (c) Zylindrischer Zeitversatz bei der Anregung erzeugt einen fokussierten Strahl. (d) Die Superposition des linearen und des zylindrischen Zeitversatzes erzeugt einen fokussierten, seitlich abgelenkten Strahl. (Quelle: [Wel99])

Die Fokussierungstiefe ist dabei nicht technisch fixiert und kann jederzeit auf die gewünschte Tiefe festgelegt werden. Außerdem bieten sich bei der Verwendung von Transducer-Arrays Vorteile bei der Geschwindigkeit der Bildgebung. Durch das Verschieben einer definierten Apertur entlang des Arrays kann dabei ein 2D-Schnittbild erzeugt werden. Die Apertur wird nicht mechanisch verschoben, sondern elektronisch gesteuert. Berücksichtigt werden müssen Wellen, die nicht an senkrechten sondern an schrägen (weder horizontal, noch vertikal relativ zur Sonde) Kanten im Gewebe reflektiert wurden und somit nicht denselben Kristall treffen, von dem sie ausgesendet wurden, sondern einem der anderen Kristalle in der Sonde. Vorteilhaft ist hierbei, dass größere Anteile des reflektierten Schalles empfangen werden.

2. Grundlagen

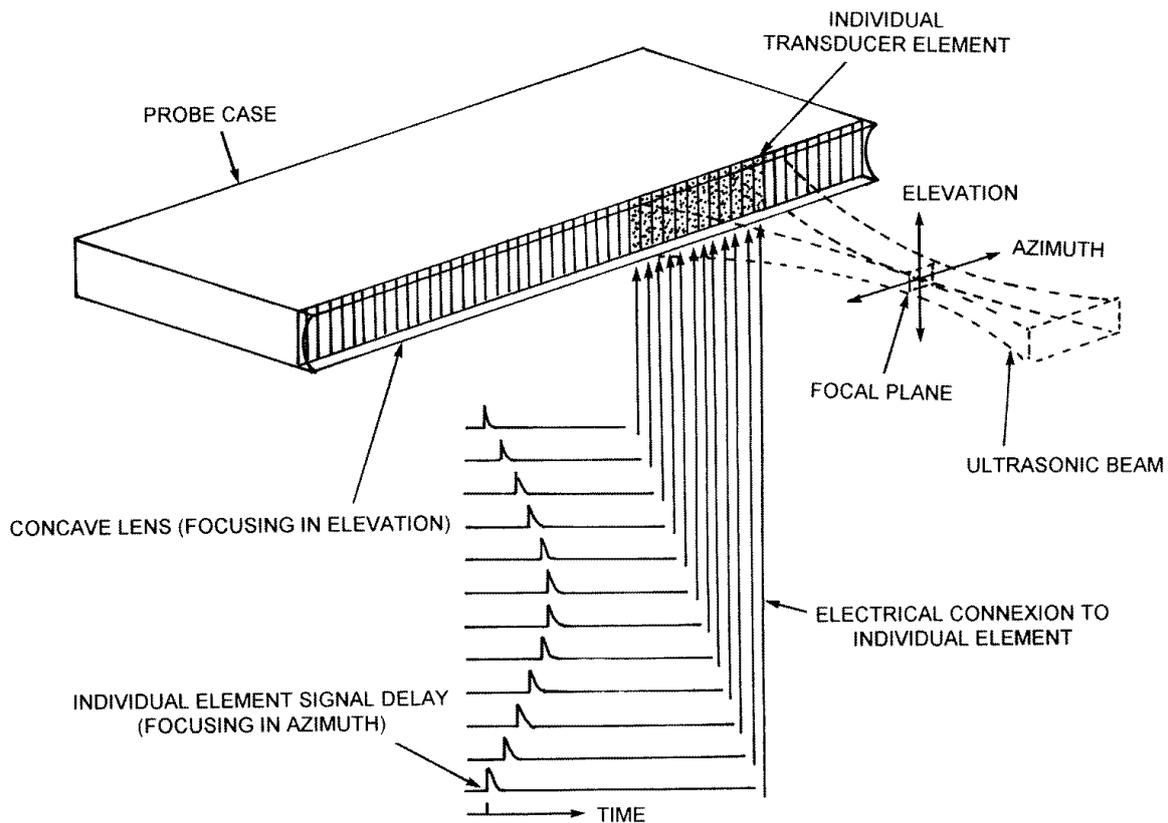


Abbildung 2.14.: Beispiel eines linearen Transducer Arrays mit elektronisch kontrollierter Fokussierung. Hier wird eine aktive Apertur mit 12 Elementen gezeigt. Insgesamt hat das Array 51 Elemente, was 42 separate Bildlinien ergibt. (Quelle: [Wel99])

Wegen der Resonanzfrequenz der Piezokristalle können diese nur in einem eng begrenzten Frequenzraum schwingen. Daraus folgt, dass nicht alle Sonden für jedes Körperteil und jede Frequenz einsetzbar sind. Deshalb und aufgrund der Eindringtiefe, die von der Schallfrequenz abhängig ist, müssen für unterschiedliche zu untersuchende Körperteile verschiedene Frequenzen und somit Sonden verwendet werden.

Für Untersuchungen im Halsbereich, wo nur eine geringe Eindringtiefe, allerdings hohe Auflösungen benötigt werden, eignen sich 7,5 MHz Sonden. Für Untersuchungen im Bauchraum, wo große Eindringtiefen benötigt werden, kommen vor allem Sonden im Bereich von 3,5 MHz zum Einsatz. Die im Impuls-Echo empfangenen Signale bilden allerdings noch keine Bilder, sondern sind lediglich Rohdaten, die in mehreren Schritten zuerst in Hochfrequenzdaten pro Ultraschallarray und anschließend nach Logarithmierung in Grauwerte übersetzt werden, welche die Intensitäten des reflektierten Schalles repräsentieren.

Moderne Ultraschallgeräte bieten außerdem noch weitere Modi wie M-Mode oder Farbdoppler, auf die hier nicht näher eingegangen wird. Wie bereits erwähnt, kommt es durch unterschiedliche Schallgeschwindigkeiten in unterschiedlichen Medien und Nichtlinearitäten des Gewebes zu Verzerrungen in den Ultraschalldaten, die im 2D-Ultraschall mit konventionellen Methoden kaum berücksichtigt werden können.

Das Auflösungsverhalten einer Ultraschallsonde ist abhängig von der Frequenz des Ultraschalls und von der Geometrie des verwendeten Transducers. Außerdem unterscheidet sich die axiale Auflösung von der lateralen Auflösung. Diese ist aufgrund der Geometrie des erzeugten Schallfeldes

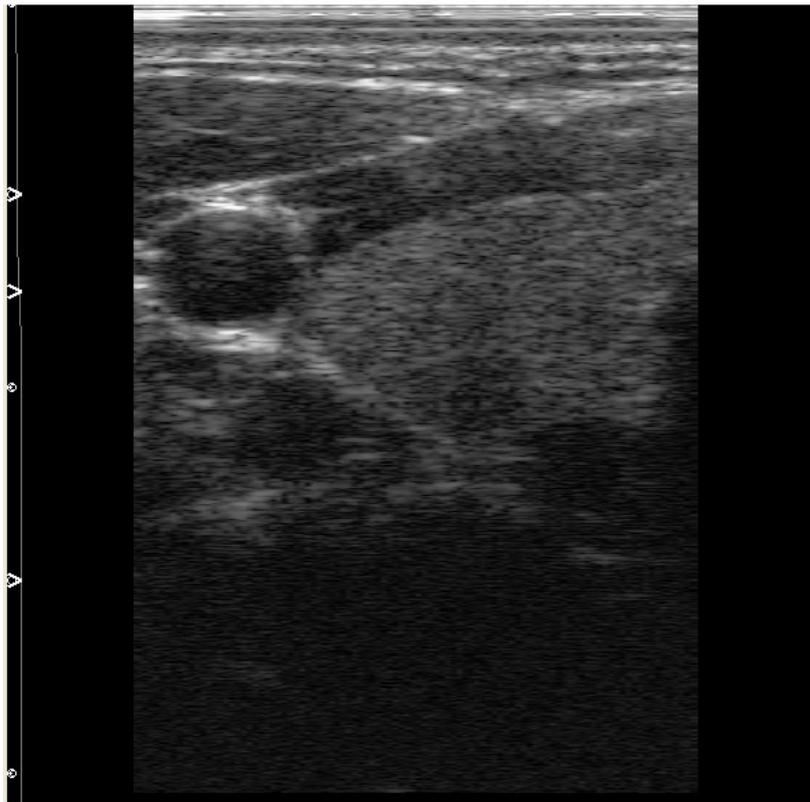


Abbildung 2.15.: B-Mode-Bild des linken Schilddrüsenlappens, des Isthmus und der linken Arteria carotis.

im Gegensatz zur axialen Auflösung nicht ausschließlich von der Wellenlänge abhängig. Zudem nimmt die Auflösung aufgrund der Nichtlinearitäten mit der Eindringtiefe ab. Im Allgemeinen ist die laterale Auflösung 3-mal schlechter als die axiale. Typische Werte für die axiale Auflösung liegen im Bereich von 2λ und zwischen $4 - 5\lambda$ für die laterale Auflösung.

3D-Sonografie

Wenn zweidimensionale Ultraschallbilder mit geeignetem Schichtabstand übereinander geschichtet werden, kann ein dreidimensionales Abbild des Gewebes erzeugt werden. Dies kann auch relativ ungeübten Betrachtern helfen, in Ultraschallbildern dreidimensionale Informationen zu erkennen. 3D-Sonografie wird im klinischen Alltag bereits eingesetzt. So werden dreidimensionale Ultraschallbilder während der intraoperativen Verlaufskontrolle und insbesondere bei der Schwangerschaftsdiagnostik verwendet. Theoretisch können bis zu 1,5 dreidimensionale Volumen aufgezeichnet werden, was noch keine Echtzeitbildgebung darstellt, allerdings um ein Vielfaches schneller ist, als in anderen etablierten Verfahren, wie CT oder MRT, zu erreichen ist.

Um die dreidimensionalen Informationen aufzeichnen zu können, können bspw. Phased-Array-Sektorscanner verwendet werden. Drei dieser Möglichkeiten, wie ein solches Array benutzt werden kann, werden in Abbildung 2.16 gezeigt. Dabei kann ein zweidimensionales Transducerarray mit einem Motor automatisiert bewegt. Die nötige Mechanik kann in einem handgeführten Gerät verbaut werden, was allerdings groß und schwierig zu benutzen ist.

2. Grundlagen

Eine Alternative ist der manuell geführte Transducer, dessen Position im Raum parallel zu den Bilddaten aufgezeichnet wird. Diese *Lokalisierung* ermöglicht die Zuordnung der Bildebenen zu dem Gesamtvolumen. Technisch wird dies von *Lokalisierungssystemen*, sogenannten *Tracker* oder *Trackingsystemen*, umgesetzt. Die Anforderung an die Genauigkeit des verwendeten Trackingverfahrens ist mit besser als 0,5 mm Positionsabweichung beziehungsweise $0,5^\circ$ Winkelabweichung definiert. Dabei können grundsätzlich alle etablierten Trackingverfahren eingesetzt werden, was auch in der Literatur durchgeführt worden ist. Dabei haben sich optische und magnetische Trackingverfahren als nützlich erwiesen.

Prinzipiell ist es möglich, ohne mechanische Unterstützung, aber mithilfe eines zweidimensionalen Transducer-Arrays ein 3D-Volumen zu erhalten. Ein solches Array ermöglicht die Steuerung und Ablenkung des Ultraschallfelds in eine beliebige Richtung. Dieses Verfahren ist weit verbreitet in der modernen 3D-Sonographie und in vielen Geräten implementiert. Allerdings ist das Volumen des 3D-Scans auf die Größe des Transducers-Arrays begrenzt und somit relativ klein.

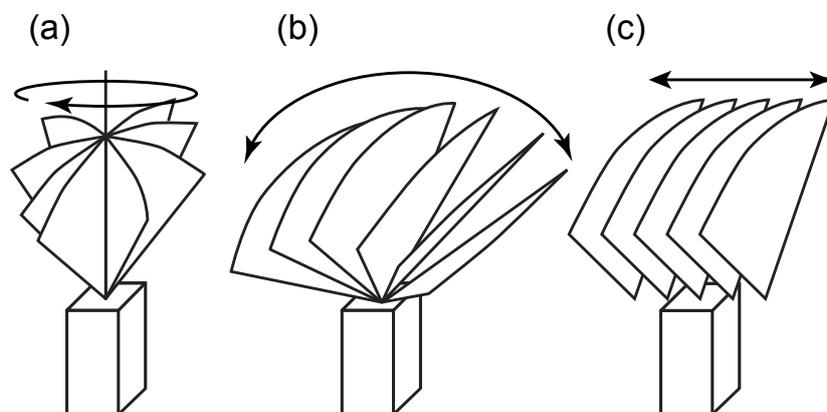


Abbildung 2.16.: Aufnahmeprinzipien von 3D Ultraschallbilder mit einem Phased-Array-Scanner. (a) Rotation um die Mittelachse normal zur Transducer Oberfläche, was in einem konischen Volumen resultiert. (b) Rotation um die Längsachse des Transducer-Arrays, was zu einem pyramidenförmigen Volumen führt. (c) Die Translation des Transducer-Arrays um die Achse normal zu Längsachse, resultiert in keilförmigen Volumina. (Quelle: [Wei99])

Bildartefakte in der Sonografie

Die Darstellungsqualität in Ultraschallbildern wird allerdings noch durch weitere physikalische Gegebenheiten beeinträchtigt. So verursacht die Reflexion der Wellen an rauen Kanten spezifische Muster aufgrund von Nichtlinearitäten im Weichgewebe, die als für Ultraschallbilder charakteristische Speckle-Muster wahrgenommen werden. Dabei ist Speckle als störend zu beschreiben und fällt in die gleiche Kategorie wie Bildrauschen. Speckle kann reduziert werden, indem mehrere nicht korrelierende Bilder derselben Scanebenen kombiniert werden. Dabei können die Scans entweder von unterschiedlichen Positionen oder mit verschiedenen Frequenzen durchgeführt werden. Obwohl es angenommen werden könnte, dass die Reduzierung von Speckle zu einer Bildverbesserung führt, ist das nicht notwendigerweise der Fall. Speckle in Ultraschallbildern ist nicht vollständig verstanden worden und so können die Muster der unterschiedlichen Gewebearten die klinische Interpretation der Ultraschallbilder unterstützen.



Abbildung 2.17.: Distale Schallauslöschung hinter der Grenzfläche zwischen Weichgewebe und Radius (Speiche)

Hinter stark reflektierenden Objekten kann es wie in Abbildung 2.17 zu sehen, zu einer distalen Schallauslöschung kommen. Die tiefer liegenden Strukturen werden schlechter dargestellt. Diesem Phänomen kann man begrenzt mittels eines von der Eindringtiefe abhängigen Verstärkungsfaktors (Time Gain Correction) begegnen, der vor allem zur Kompensation der in der Tiefe schwächer werdenden Wellen genutzt werden kann. Der gegenteilige Effekt, der hinter schwach dämpfenden Medien auftritt, wird distale Schallverstärkung genannt. Als laterale Auslöschung bezeichnet man Artefakte, die durch Reflexion des Schalles an gekrümmten Objekten entstehen. Hierbei werden die Anteile der Strahlung reflektiert und tragen so nicht mehr zur Bildgebung hinter dem Objekt bei.

Schließlich können bei der Reflexion des Schalles an stark reflektierenden Oberflächen (z. B. Metalle) Kometenschweifartefakte auftreten. Diese Artefakte sind Mehrfachreflexionen, die zu Scheinreflexionen im Ultraschallbild führen. Starke Reflexionen am Boden eines mit Wasser gefüllten Glasbeckens sind in Abbildung 2.18 zu sehen.

Ultraschallbilder weisen sowohl geometrische Verzerrungen durch Schallgeschwindigkeitsunterschiede, Rauschen durch Speckles, als auch Artefakte durch Schallauslöschungen oder Verstärkungen auf. Darüber hinaus weist das Schallfeld eine von der Eindringtiefe abhängige Breite auf, die ebenfalls zu geometrischen Verzerrungen führt, die im Bereich des Fokuspunktes am geringsten sind.

2. Grundlagen

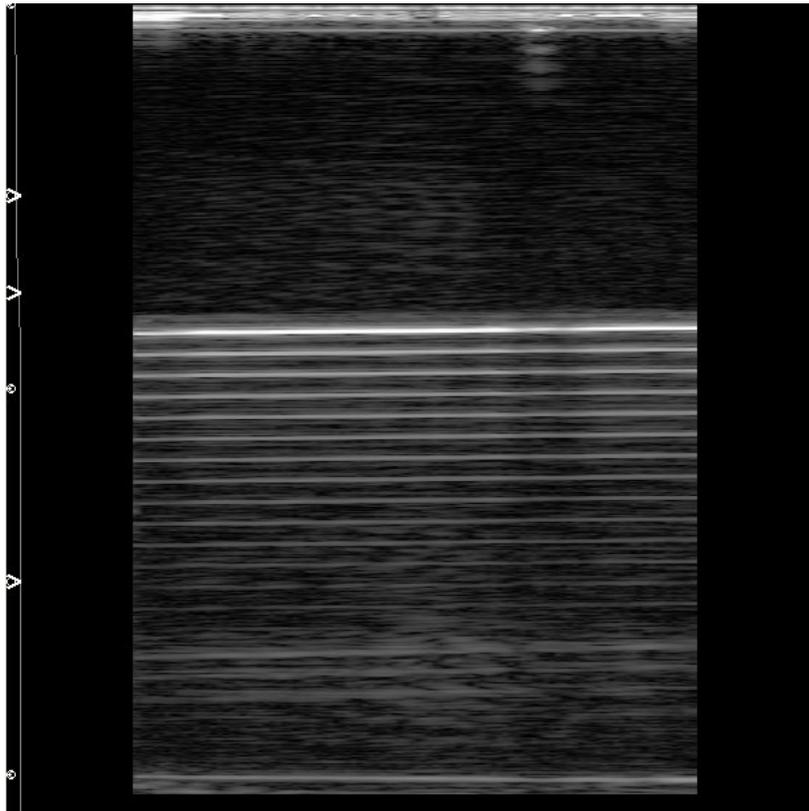


Abbildung 2.18.: Starke Reflexionen mit Geisterbildern am Boden eines mit Wasser gefüllten Glasbeckens

2.2.2. Magnetresonanztomografie

Die *Magnetresonanztomografie (MRT)* ist ein medizinisches Bildgebungsverfahren, welches auf dem Prinzip der *Kernspinresonanz* beruht. Der sogenannte Kernspin wurde um 1940 zuerst beschrieben. Die erste bildgebende Anwendung des physikalischen Phänomens wurde 1973 von Paul Lauterbur vorgestellt [Lau73]. Dabei wurde eine zweidimensionale Abbildung von zwei mit Wasser gefüllten Röhren mithilfe magnetischer Gradientenfelder erzeugt. Durch Verbesserungen der Signalverarbeitung und Aufnahmetechniken durch Peter Mansfield ab 1974 wurde die MRT für die klinische Bildgebung einsetzbar. Auf Abbildung 2.19 wird ein modernes Gerät zur MRT für den klinischen Einsatz gezeigt.

Aufgrund der Komplexität der physikalischen Grundlagen und der technischen Umsetzung kann an dieser Stelle die MRT nicht in der Tiefe besprochen werden. Für vertiefende Informationen über die Magnetresonanztomografie seien [Opp05], [Dös00] und [WKS12] empfohlen.

Physikalisch wird der Spin oder die Eigenrotation und das magnetische Dipolmoment des Atomkerns ausgenutzt. Dabei werden lediglich Atomkerne betrachtet, deren Anzahl der Protonen ungerade ist, da bei geraden Anzahlen sich der Spin gegenseitig aufhebt. Für die medizinische Bildgebung werden insbesondere Wasserstoff (1H), Kohlenstoff (^{13}C), Natrium (^{23}Na) und Phosphor (^{31}P) betrachtet [RA86]. Der Spin der Atomkerne verursacht ein magnetisches Moment. Im Gewebe sind die einzelnen Momente \vec{m} zufällig ausgerichtet, sodass sie sich gegenseitig aufheben und keine Magnetisierung messbar ist.



Abbildung 2.19.: Magnetresonanztomografiegerät (Quelle: [Sie12])

Durch das Einbringen in ein starkes äußeres Magnetfeld \vec{B}_z wechselwirken die Spins der Atomkerne mit diesem. Wenn der Spin nicht parallel zu \vec{B}_z ausgerichtet ist, beginnen die Atomkerne zu präzedieren und mit ihm das magnetische Moment \vec{m} . Der Grund ist das Drehmoment, welches durch das äußere Magnetfeld ausgeübt wird, der Eigendrehimpuls des Atomkerns und die Drehimpulserhaltung. Die Präzessionswinkelgeschwindigkeit findet in der sogenannten Larmorfrequenz statt. Abbildung 2.20 illustriert die Präzessionsbewegung des Atomkerns bzw. seiner Drehachse.

Ein zu \vec{B}_z transversales elektrisches Wechselfeld mit der Larmorfrequenz lenkt alle Atomkerne aus ihrer aktuellen Lage aus. So entsteht eine gerichtete makroskopische Magnetisierung, die in der x-y-Ebene mit der Lamorfrequenz kreist und entsprechend aus der Richtung von \vec{B}_z gekippt ist.

Nach Abschalten des Wechselfeldes klingt die gerichtete makroskopische Magnetisierung ab, bis sich die Spins an \vec{B}_z ausgerichtet haben. Die Zeit, die die Atomkerne dafür benötigen, nennt sich *Relaxationszeit*. Diese Zeit ist abhängig von der Umgebung der Atomkerne, wie etwa chemische Bindungen.

Es werden zwei Relaxationszeiten unterschieden, die gleichzeitig und unabhängig voneinander ablaufen:

Spin-Gitter-Relaxation (Längsrelaxation T_1) T_1 gibt die Zeit an, die die Atomkerne nach dem Abschalten des Wechselfeldes benötigen, um den Gleichgewichtszustand der ausschließlichen Magnetisierung in z-Richtung zu erreichen. T_1 ist als die Zeit definiert, die benötigt wird, um 63% des Gleichgewichtswerts wiederherzustellen. Die Rückausrichtung verläuft exponentiell. Die Relaxationszeit ist vom Material abhängig und ist somit eine Materialkonstante. Der Wert für Wasser liegt bei einigen Sekunden. Festkörper, die für die medizinische Bildgebung praktisch keine Rolle spielen, haben deutlich längere T_1 -Zeiten. Die Werte von menschlichem Gewebe liegen zwischen einigen Sekunden (Blut und andere Körperflüssigkeiten) und 100 ms für Fettgewebe.

Spin-Spin-Relaxation (Querrelaxationzeit T_2) T_2 gibt die Zeit an, die für die Dephasierung der Atomkerne und somit für den Zerfall der Quermagnetisierung benötigt wird. Ursache ist die Spin-Spin-Wechselwirkung zwischen Nachbaratomen. Die Dephasierung verläuft exponentiell. Typische Zeiten für T_2 liegen zwischen 20 ms und 150 ms.

2. Grundlagen

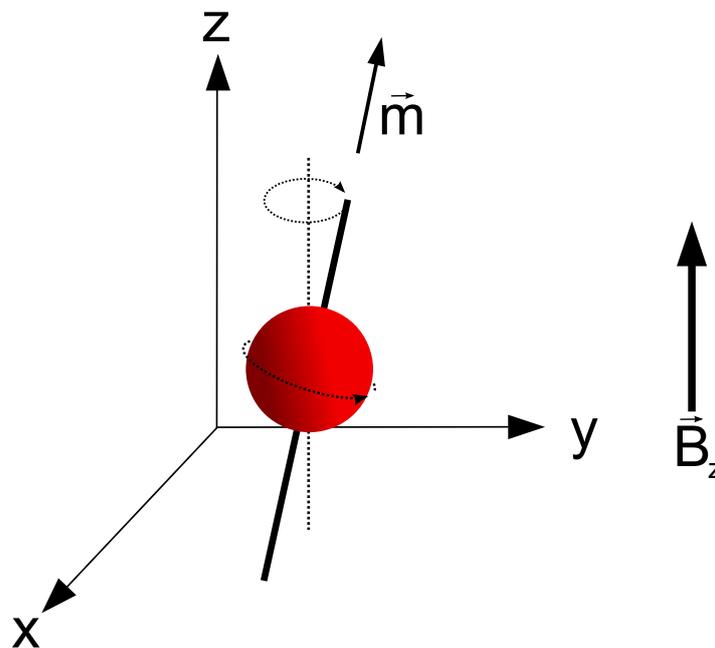


Abbildung 2.20.: Präzessionsbewegung des Atomkerns bzw. seiner Drehachse unter Einfluss des äußeren Magnetfelds \vec{B}_z .

Jede Gewebeart besitzt charakteristische Werte für die Relaxationszeiten T_1 und T_2 . Daraus ergeben sich eine Vielzahl von interessanten Diagnosemöglichkeiten. Bei der Signalverarbeitung müssen diese Eigenschaften berücksichtigt werden. Wenn T_1 -Gewichtung verwendet wird, ist der Wasseranteil des Gewebes der dominante Faktor. Ein höherer Wasseranteil bedeutet eine längere Relaxationszeit. Die T_2 -Gewichtung ist insbesondere sensitiv bezüglich der Teilchengröße, was dazu führt, dass z.B. Wassermoleküle eine große und Fettmoleküle eine niedrige Intensität aufweisen.

Vereinfachend gesagt wird zur Datenakquise das Untersuchungsgebiet in Voxel aufgeteilt. Um Messwerte den einzelnen Voxeln zuordnen zu können, wird zunächst per selektiver Anregung eine z-Ebene angeregt und ausgewertet. Dabei besitzt jede Ebene eine unterschiedliche Larmorfrequenz. Die Kodierung innerhalb dieser z-Ebene erfolgt durch die sogenannte Phasen- und Frequenzkodierung.

Die Phasenkodierung wird für die y-Koordinate verwendet. Durch das kurzzeitige Anlegen eines y-Gradients präzedieren die Spins in Abhängigkeit zur y-Position unterschiedlich schnell. Die Frequenzkodierung ermöglicht die Erfassung der x-Position. Dazu wird ein Gradient in x-Richtung angelegt. Entsprechend ihrer x-Koordinate präzedieren die Spins unterschiedlich schnell. Mittels inverser Fouriertransformation werden anschließend die einzelnen Schichtbilder rekonstruiert. Abbildung 2.21 zeigt ein Beispielbild des Halses auf Höhe der Schilddrüse.

Insgesamt kann gesagt werden, dass die MRT-Bildgebung Weichgewebe sehr gut differenzieren kann. Ein weiterer großer Vorteil der Methode ist, dass keinerlei ionisierende Strahlung eingesetzt wird und somit die Strahlenbelastung des Patienten praktisch nicht vorhanden ist. Allerdings muss berücksichtigt werden, dass das starke Magnetfeld mit metallischen Körpern wechselwirkt. Dies schränkt die Nutzbarkeit z. B. bei Patienten mit Herzschrittmachern oder Implantaten ein.

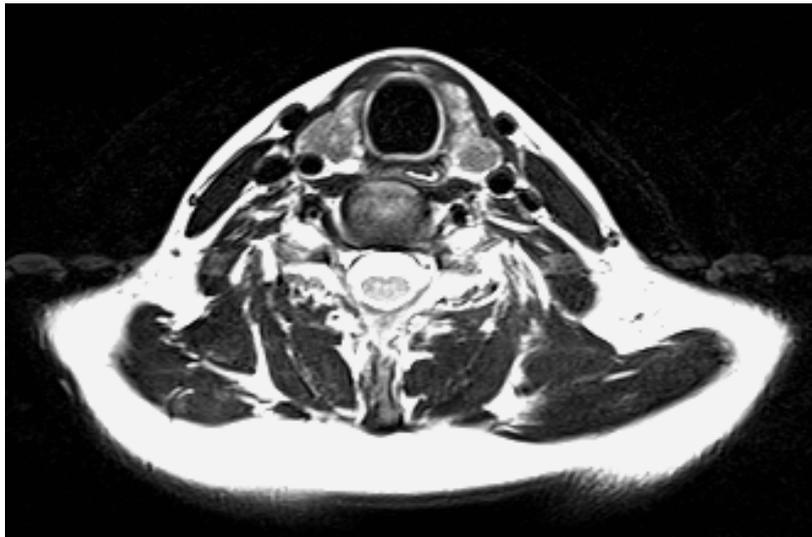


Abbildung 2.21.: MRT-Schichtbild des Halses auf Höhe der Schilddrüse.

2.2.3. Computertomografie

Die *Computertomografie (CT)* ist ein medizinisches Bildgebungsverfahren, welches Röntgenstrahlung verwendet. Anders als in der Röntgenbildgebung wird nicht nur ein Projektionsbild erstellt. Die Computertomografie verwendet eine Vielzahl von Projektionen aus unterschiedlichen Richtungen, die durch Berechnungen in Schichtbilder umgewandelt werden. So können dreidimensionale Abbildungen der Patienten erzeugt werden. Der Umstand, dass die nötigen Berechnungen einen Computer erfordern, führt zu der Bezeichnung Computertomografie. Die Grundlagen des Verfahrens wurden 1963 von A. M. Cormack [Cor63] gelegt. Der erste Prototyp eines Computertomografen wurde 1969 von Godfrey Hounsfield entwickelt, der ebenfalls unabhängig von Cormack die nötigen Algorithmen entwarf. Cormack und Hounsfield erhielten für ihre Arbeiten 1979 den Nobelpreis für Medizin. Abbildung 2.22 zeigt ein typisches kommerzielles Gerät für die Computertomografie.

Das Prinzip der Computertomografen ist in Abbildung 2.23 illustriert. Das zu untersuchende Objekt befindet sich zwischen einer Röntgenröhre und einem Röntgendetektor. Nach der Röntgenquelle wird mittels eines Kollimators und einer Blende ein Nadelstrahl erzeugt. Zunächst wird der Strahl durch eine Translation entlang einer Ebene in Bezug zum Objekts bewegt. Das Ergebnis ist eine vollständige eindimensionale Projektion. Anschließend wird der Scanner um die Longitudinalachse des Objekts rotiert. Durch Wiederholung entstehen weitere Projektionen.

Die Computertomografie basiert auf der *Radon-Transformation*, die ausdrückt, wie eine beliebig integrierbare Funktion $f(x, y)$ durch alle geraden Linienintegrale

$$p(\theta, s) = \int_{\vec{e} \cdot \vec{r} = s} f(x, y) dl \quad (2.15)$$

über den Definitionsbereich beschrieben werden kann [Opp05]. Wobei \vec{e} der Einheitsvektor in Richtung des Winkels θ ist, der sich zwischen der Integrationslinie und der Normalen durch Null aufspannt. Abbildung 2.24 zeigt das Grundprinzip der Transformation.

Der nächste Schritt der Rekonstruktion ist die Übertragung der einzelnen Projektionen in den Frequenzraum mithilfe des Fourier-Scheiben-Theorems. Durch eine inverse 2D-Fouriertransformation wird anschließend der Ortsraum wiederhergestellt und auf die Funktion $f(x, y)$ zurückgeführt.

2. Grundlagen



Abbildung 2.22.: Beispiel eines kommerziellen Computertomografen (Quelle [Nit09]).

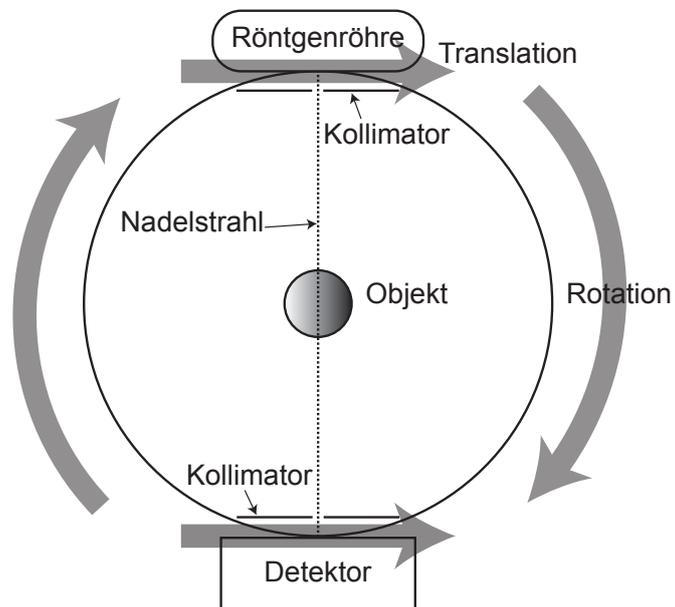


Abbildung 2.23.: Grundprinzip der Computertomografie: Zunächst wird durch eine Translation eine Projektion erzeugt. Anschließend werden durch Rotation weitere Projektionen aquiriert.

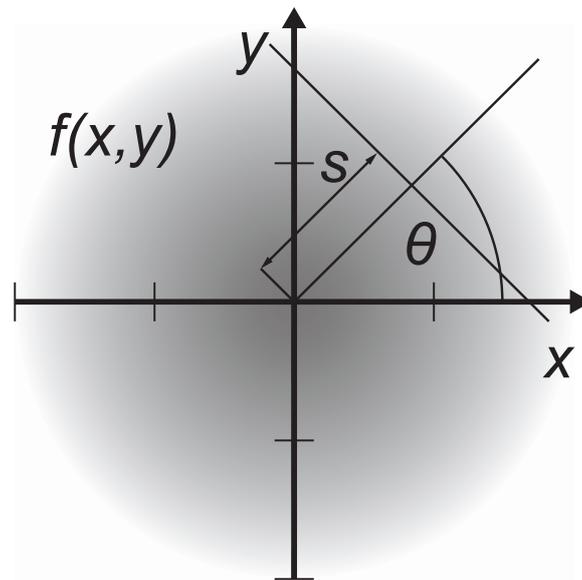


Abbildung 2.24.: Mathematische Prinzipien der Radon-Transformation

Auf diese Weise wird ein einzelnes Schnittbild gewonnen. Durch eine weitere Verschiebung der Apparatur entlang des zu untersuchenden Objekts kann ein dreidimensionales Volumen erzeugt werden.

Die verschiedenen Gewebetypen schwächen die Intensität des Röntgenstrahls unterschiedlich. Auf diese Weise kann den einzelnen Gewebetypen jeweils ein Grauwert zugewiesen werden. So werden Grauwertbilder erzeugt, indem Gewebetypen klar voneinander abzugrenzen sind. Die Zuordnung von Röntgenschwächungskoeffizient zu Grauwert wird in der sogenannten *Hounsfield-Skala* angegeben. Sie ist eine Normierung des spezifischen Schwächungskoeffizienten eines Materials auf den Wert von Wasser und wird in *Hounsfield-Einheiten (HU)* (engl. Hounsfield-Unit) angegeben:

$$\text{Hounsfield-Einheit} = \frac{\mu_{\text{Gewebe}} - \mu_{\text{Wasser}}}{\mu_{\text{Wasser}}} \cdot 1000 \text{ HU} \quad (2.16)$$

Nach [Opp05] reichen typischerweise die HU-Werte für menschliches Gewebe von -1024 HU bis 3071 HU. Im Allgemeinen haben Lungen- und Fettgewebe negative Werte. Muskeln und Knochen besitzen relativ große Werte von bis zu 2000 HU. Im Vergleich ist der Wert von Luft etwa -1000 HU. Tabelle 2.6 zeigt typische Werte für ausgewählte Gewebetypen [Kal00]. Hier wird deutlich, dass Weichgewebe von der Computertomografie nur schlecht differenziert dargestellt werden kann. So sind die Hounsfield-Werte von der grauen und weißen Substanz, die das Gehirn ausmachen, sehr ähnlich und lassen sich entsprechend schlecht unterscheiden.

Auf diesem relativ großen Wertebereich wird durch Fensterung ein sinnvoller Ausschnitt erzeugt und Grauwerten zugewiesen. So kann die Darstellung – insbesondere der Kontrast – auf das zu betrachtende Gewebe optimiert werden. Dies ist insbesondere notwendig, da das menschliche Auge maximal 128 Grauwerte unterscheidbar sind. Im Allgemeinen wird dem niedrigsten Hounsfield-Wert Schwarz und dem höchsten Weiß zugeordnet. Abbildungen 2.25 und 2.26 zeigen Beispiele von Schichtaufnahmen, die mittels CT aufgenommen wurden.

Die heute eingesetzten Computertomografen arbeiten weitaus effizienter aufgrund von Verbesserungen bei der Aufnahmetechnik und Datenverarbeitung. Die verbreitetste Technik ist die sogenannte Mehrzeilen-Spiral-Computertomografie.

2. Grundlagen

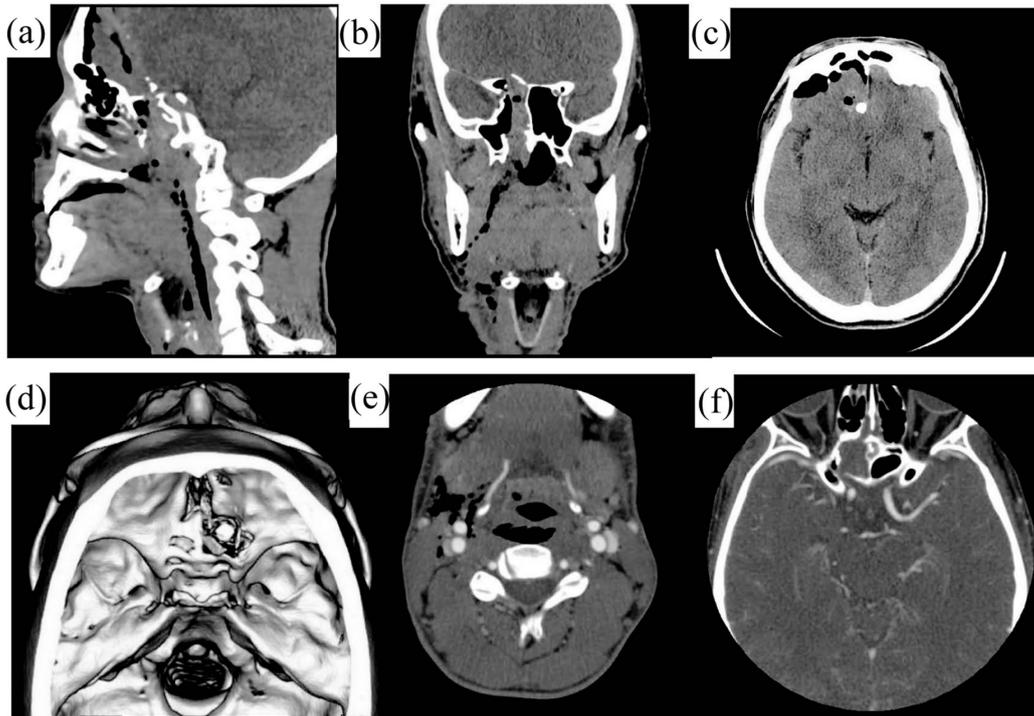


Abbildung 2.25.: CT-Schichtbilder des Kopf-Hals-Bereiches. (a) Sagittale Sicht. (b) Frontalebene Sicht. (c) Schichtaufnahme des Gehirns. (d) 3D-Rekonstruktion der Schädelbasis. (e)-(f) Aufnahmen mit Kontrastmittel: (e) Schichtbild der Schädelbasis (f) Schichtbild des Gehirns. (Quelle [MMA⁺14])

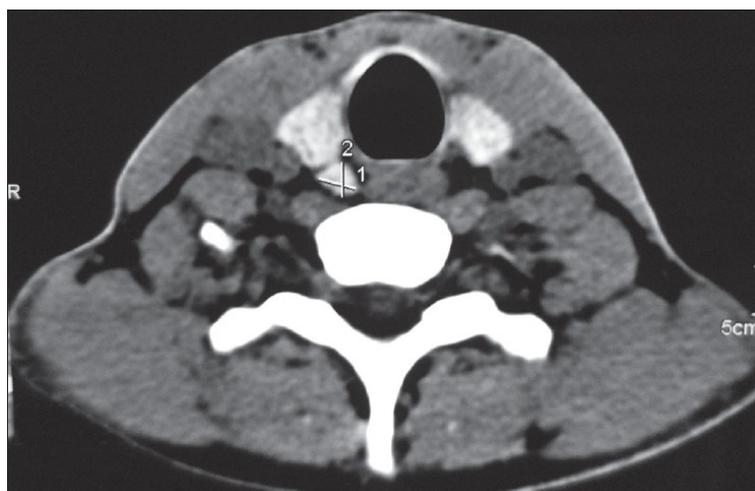


Abbildung 2.26.: Transversales CT-Schichtbild des Halses auf Höhe der Schilddrüse. Die markierte Struktur ist eine vergrößerte Nebenschilddrüse. (Quelle [RSS⁺13])

Tabelle 2.6.: Typische Werte für ausgewählte Gewebetypen in Hounsfield-Einheiten.

Gewebe	Hounsfield-Einheiten (HU)
Luft	-1000
Lunge	-500
Fett	-100 bis -50
Wasser	0
Niere	30
Blut	30 bis 45
Muskel	10 bis 40
Graue Substanz	37 bis 45
Weißer Substanz	20 bis 30
Leber	40 bis 60
Schilddrüse	60 bis 80
Knochen (Kompakta)	700
Knochen (Spongiosa)	3000

Die Strahlenexposition ist bei der Computertomografie aufgrund der Verwendung von Röntgenstrahlung ein bedeutendes Thema. Als Einheit für die Strahlenbelastung wird *Sievert (Sv)* verwendet. Je nach Untersuchungstyp beträgt die effektive Dosis zwischen 3 mSv und 10 mSv. Die normale jährliche Strahlenbelastung gemessen auf Meereshöhe beträgt im Vergleich dazu etwa 2,5 mSv [Kal00].

Für vertiefende Informationen über die Computertomografie seien auch [Dös00] und [WKS12] empfohlen.

2.2.4. Registrierung

Die *Registrierung* beschreibt im Kontext der medizinischen Computerassistenzsysteme zwei eng verwandte Prozesse; zum einen die *Bildregistrierung* zweier oder mehrerer Bilder der gleichen Szene und zum anderen die *Bestimmung einer räumlichen Relation bzw. Transformation* zwischen dem Patienten und dem Assistenzsystem. Das letztgenannte Verfahren verwendet die gleichen Methoden, die in der robotergestützten Chirurgie genutzt werden, um den Patienten zum Roboter zu registrieren [Tay06]. Die Bildregistrierung wird für die Überlagerung verschiedener Bildmodalitäten bzw. intra- und präoperativer Bildgebung genutzt. Für weiterführende Informationen zur Bildregistrierung wird an dieser Stelle auf [MV98], [ZF03], [SEL11] und [SDP13] verwiesen. Grundsätzlich sind folgende Schritte für die Registrierung zweier Systeme nötig:

1. Extraktion der Merkmale in beiden Systemen.
2. Bestimmung der Transformationsparameter zwischen den Merkmalen.
3. Transformation der Daten (bzw. Bilddaten).

Im Weiteren werden die Schritte anhand der Registrierung zu einem Assistenzsystem und der Bildregistrierung detaillierter beschrieben.

Registrierung zu einem Assistenzsystem

Die Registrierung zum Assistenzsystem bedeutet auch, dass der Patient zu den präoperativen Bilddaten in räumliche Beziehung gesetzt wird. Konkret wird in dem Prozess die Transformation zwi-

2. Grundlagen

schen zwei Koordinatensystemen bestimmt. In diesem Fall zwischen dem Koordinatensystem A des Assistenzsystems und dem Koordinatensystem P des Patienten.

Damit eine Korrespondenz gefunden werden kann, müssen zunächst Merkmale extrahiert werden, die in beiden Systemen auffindbar sind. Beim Assistenzsystem sind das etwa Merkmale, die in der präoperativen Bildgebung zu segmentieren sind. Die entsprechenden Merkmale sind intraoperativ beim Patienten räumlich zu bestimmen. Die Koordinatensysteme und die Transformation zwischen diesen sowie die Merkmalsextraktion wird in Abbildung 2.27 beispielhaft illustriert.

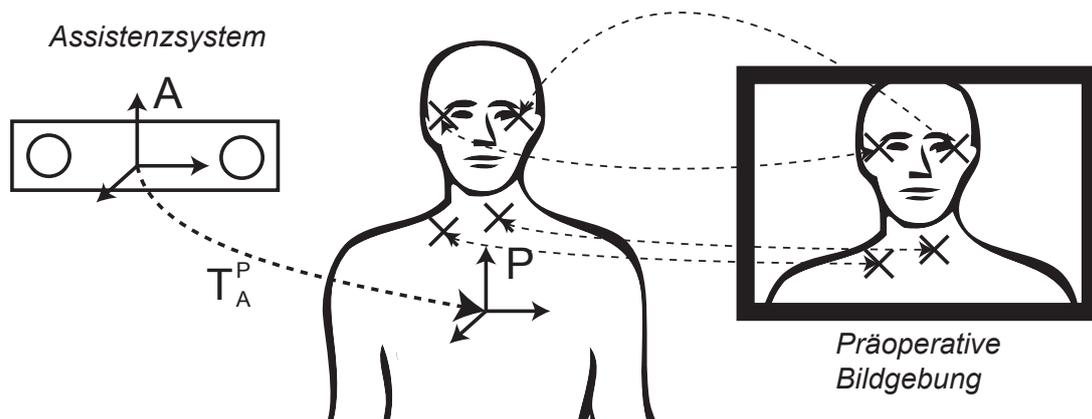


Abbildung 2.27.: Koordinatensysteme und korrespondierende Merkmale bei der Registrierung. Auf der linken Seite ist die Transformation zwischen dem Assistenzsystem- und dem Patientenkoordinatensystem illustriert. Auf der rechten Seite ist die Merkmalsextraktion beispielhaft angedeutet. Die Merkmale an dem Patienten korrespondieren mit Punkten in der präoperativen Bildgebung. Wenn die Merkmale intraoperativ mit einem Zeigeinstrument des Assistenzsystems aufgezeichnet werden, kann die Transformation T_A^P berechnet werden.

Dabei können anatomische Merkmale verwendet werden, die im Folgenden als *natürliche Merkmale* bezeichnet werden. Dazu zählt bspw. die Oberfläche des Patienten, die mittels eines Laserscanners bestimmt wird. Aus den präoperativen Bilddaten wird die Oberfläche als Referenz extrahiert, so dass beide zueinander in Beziehung gesetzt werden können [MEM05]. Hierbei sind die Merkmalmengen nicht gleich. Es werden sich im Allgemeinen nicht zwei korrespondierende Punkte in beiden Mengen finden. Dadurch ist eine Heuristik erforderlich, die beide Merkmalmengen in Beziehung setzen kann. Das verbreitetste Verfahren hierfür ist der *Iterative Closest Point (ICP)* Algorithmus, der zwei Punktwolken so überlagern kann, dass die Abstände der Punkte minimal sind [Zha94, RL01, GP02]. Da das Verfahren keine globalen Maxima finden kann, ist eine Vorregistrierung notwendig.

Weiterhin ist die Nutzung markanter Punkte in der Anatomie des Patienten eine verbreitete Methode. Diese Punkte werden als *natürliche Landmarken* bezeichnet. Systeme, die in der Neurochirurgie verwendet werden, nutzen bspw. eine Reihe von markanten anatomischen Punkten im Gesicht. Dazu zählt bei der Brainlab ENT Navigation bspw. der Nasendornfortsatz, der mittels eines Zeigeinstruments eines Trackingsystems in Bezug zum Assistenzsystem aufgezeichnet wird [SLA⁺13]. Die entsprechenden Punkte werden in der präoperativen Bildgebung manuell oder automatisch segmentiert. Werden die Koordinaten der aufgezeichneten Punkte abgeglichen, kann die Transformation berechnet werden. Diese sogenannte Landmarkenregistrierung erfordert es, dass jeder Punkt im Koordinatensystem A mit dem korrespondierenden Punkt im Koordinatensystem P in Beziehung gesetzt wird. Die Landmarkenmengen aus beiden Koordinatensystemen können mit dem Verfah-

ren von Horn effizient überlagert und auf diese Weise die entsprechende Transformation bestimmt werden [HHN88].

Bildregistrierung

Die Bildregistrierung wird im chirurgischen Umfeld dafür benötigt, um präoperativ aufgezeichnete Bilddaten und eine intraoperative Modalität zu überlagern. Wie zuvor beschrieben, müssen in beiden Datensätzen Merkmale extrahiert werden, um über diese eine Transformation zu bestimmen. Neben dem Merkmalsansatz existieren auch Flächenansätze, die direkt auf Basis der Grauwerte eine Registrierung durchführen. Eine explizite Extraktion von Merkmalen ist in diesem Fall nicht nötig.

Die Merkmale können entweder durch eine manuelle Segmentierung durchgeführt werden oder durch automatische Methoden. Die manuelle Segmentierung liefert bei einem erfahrenen Operator die besten Ergebnisse, ist allerdings äußerst aufwändig und in der Praxis selten zu realisieren. Eine automatische Segmentierung versucht die Merkmale auf Grundlage eines Algorithmus zu bestimmen. Für jeden Anwendungsfall wird speziell eine Methode entwickelt. Es existieren keine allgemeingültigen Lösungen.

Die Berechnung der Transformation basiert auf den bestimmten Merkmalen. Sind die Verformungen zwischen prä- und intraoperativer Bildgebung zu vernachlässigen, wie etwa in der Orthopädie, wird ein rigides Modell angenommen und eine entsprechende Transformation berechnet. Im Falle einer Weichteileverschiebung, die zu komplexen Verzerrungen führen kann, ist es unter Umständen nötig, ein elastisches Modell für die Registrierung einzusetzen. Dieses berechnet die Verzerrungen, in dem eine Energiefunktion minimiert wird.

2.2.5. Finite-Elemente-Methode

Die rasante Entwicklung in der Computertechnik ermöglicht das Durchführen von zunehmend komplexen Simulationen beliebig geformter Objekte auf Grundlage der nichtlinearen Elastizitätstheorie. Insbesondere in der Strukturmechanik können bspw. Verformungen, Spannungen oder Temperaturen analysiert werden. Aufgrund der allgemeingültigen Formulierung gewinnt die rechenintensive *Finite-Elemente-Methode (FEM)* zunehmend an Bedeutung. In den Ingenieurwissenschaften sowie in der mathematischen Physik und Chemie ist das Verfahren weit verbreitet.

Im folgenden Abschnitt werden die mathematischen und physikalischen Grundlagen der FEM beschrieben, wobei der Schwerpunkt auf einem generellen Verständnis liegt. Die nichtlineare Elastizitätstheorie beschreibt mittels Kontinuumsmechanik Materialien und deren Verhalten unter Einwirkung von externen Kräften. Dabei wird die Elastizität als Randwertproblem mathematisch formuliert. Diese Differenzialgleichungssysteme sind nicht analytisch lösbar. Die FEM beschreibt ein numerisches Näherungsverfahren für dieses Problem. Für vertiefende Informationen sei auf [Ste10], [RALH12], [Bra13] sowie [Cia93] verwiesen.

Grundprinzip der FEM

Der erste Schritt ist die Modellierung des zu simulierenden Objekts und der einwirkenden Kräfte. Dazu wird das reale Objekt so weit wie möglich vereinfacht und idealisiert. So kann in dem Beispiel eines einseitig gelagerten Balkens das Problem auf eine zweidimensionale Betrachtung zurückgeführt werden, was die Berechnungen erheblich vereinfacht.

2. Grundlagen

Der nächste Schritt ist die Diskretisierung, indem das Objekt in Elemente unterteilt wird. Die Bestimmung der Randbedingungen ist ein wichtiger und sorgfältig umzusetzender Schritt. Davon hängen unter anderem die Korrektheit und die Laufzeit der Simulation ab.

Die erwähnten Algorithmen berechnen eine numerische Näherungslösung des zuvor formulierten Modells. Erster Schritt ist die Aufstellung der Steifigkeitsmatrix A für jedes einzelne Element. Aufaddiert ergibt sich die Gesamtsteifigkeitsmatrix, welches ein Gleichungssystem darstellt. Die Berechnung der unbekannt Koeffizienten führt zur Lösung des Problems bzw. der Simulation. Um die Gleichung lösen zu können, müssen die Randbedingungen, wie die Lagerung des Objekts, mit einbezogen werden. Daraus können Spannungen und Reaktionsgrößen berechnet werden.

Das Ergebnis sind die Verformungsvektoren u für jedes Element, woraus die Gesamtverformung konstruiert werden kann. Aus der Verformung können Spannungen sowie Auflagerreaktionen berechnet werden.

Die FEM kann insbesondere bei der Berechnung nichtlinearer Probleme eingesetzt werden. Beispiele von Nichtlinearitäten sind unter anderem:

- Nichtlineares Materialverhalten
- Große Verformungen
- Kontaktproblem

Mathematische Grundlagen

Das Lösungsgebiet Ω wird in nicht überlappende Teilgebiete $\Omega_1, \dots, \Omega_n \subset \Omega$ eingeteilt:

$$\Omega = \bigcup_{e=1}^m \Omega_e \quad (2.17)$$

Um das Gebiet zu zerlegen, werden sogenannte *Formfunktionen* N_i^e verwendet. Diese Elemente sind Polynome, für die gilt, dass sie global stetig sind und sie nur für wenige Fälle keine Nullstellen aufweisen. Wird nun eine Menge an *Knoten* $\{x^{[1]}, \dots, x^{[n]}\}$ zu diesen Elementen so definiert, dass die Funktionen an den Knoten eindeutig bestimmt sind, kann die *nodale Basis* eines Elements beschrieben werden:

$$N_i^e(x^{[j]}) = \delta_{ij} \quad (2.18)$$

Diese werden auch als *Lagrange-Elemente* bezeichnet. Daraus folgt, dass der Wert einer Funktion u_h in den Knoten mit den zugehörigen Koeffizienten in Beziehung setzen:

$$u_h(x^{[i]}) = \sum_j u_j N_j^e(x^{[i]}) = \sum_j u_j \delta_{ij} = u_i \quad (2.19)$$

Um eine Approximation der gesuchten Lösungsfunktion $u(x)$ zu finden, wird ein n -dimensionaler Funktionenraum V_h als Suchraum verwendet. Die approximierte Lösung ist

$$u_h(x) = \sum_{i=1}^n u_i N_i(x) \quad (2.20)$$

wobei $N_i(x)$ linear unabhängige Basisfunktionen von V_h sind. Zu bestimmen sind die Koeffizienten u_1, \dots, u_n . Grundsätzlich gilt: Eine Zerlegung in Teilgebiete ist sinnvoll, um eine gute Approximation von der wahren Funktion $u(x)$ zu erhalten.

Schwache Formulierung Im Folgenden wird die so genannte schwache Formulierung erläutert. Sei L ein elliptischer Differenzialoperator 2. Ordnung mit Divergenzstruktur:

$$Lu := - \sum_{i,k=1}^n \partial_i(a_{ik}\partial_k u) + a_0 u \quad (2.21)$$

wobei gilt: $a_0(x) \geq 0$ für $x \in \Omega$

Ω ist dabei eine Domäne, welches den zu deformierenden Körper beschreibt. Weiterhin gilt $A = (a_{ik})$. Das gegebene Dirichletproblem

$$Lu = f \text{ in } \Omega \quad (2.22)$$

wird auf ein solches transformiert. Dabei werden homogene Randbedingungen definiert. Es gilt für u_h im Allgemeinen $Lu_h - f \neq 0$. Um die Koeffizienten u_i aus Gleichung 2.20 berechnen zu können wird

$$R = Lu_h - f \quad (2.23)$$

definiert. Dabei wird $\|u - u_h\|$ minimiert, so dass gilt:

$$\int_{\Omega} RW_i(x) dx = 0, \forall i = 1 \dots M \quad (2.24)$$

Mit den linear unabhängigen Gewichtsfunktionen W_i ist dies die diskrete schwache Formulierung der partiellen Differenzialgleichung. Mit höheren Dimensionen von V_h kann die kontinuierliche schwache Formulierung gebildet werden:

$$\int_{\Omega} (Lu - f)v(x) dx = 0, \forall v \in V \quad (2.25)$$

Eine schwache Lösung dieser Gleichung wäre $u \in V$. Wenn skalare elliptische Differenzialgleichungen verwendet werden, wird der sogenannte Sobolevraum $H^1\Omega$ genutzt. Da dieser Raum aus dem Funktionsraum L_2 abgeleitet ist, gilt, dass $u = v$ ist. Wird ein Skalarprodukt

$$(u, v)_0 := (u, v)_{L_2} = \int_{\Omega} u(x)v(x) dx \quad (2.26)$$

auf L_2 definiert mit der Norm

$$\|u\| = \sqrt{(u, v)_0} \quad (2.27)$$

wird L_2 zum Hilbertraum. Wenn nun über die sogenannte schwache Ableitung ein Sobolevraum H^m definiert wird, kann das Problem durch partielle Integration aufgefasst werden. Dabei ist H^m folgendermaßen definiert:

2. Grundlagen

$$\|u\|_m := \sqrt{(u,v)_m} \quad (2.28)$$

Das nötige Skalarprodukt ist:

$$(u,v)_m := \sum_{|a| \leq m} (\partial^\alpha u, \partial^\alpha v)_0 \quad (2.29)$$

Nach partieller Integration ergibt sich:

$$a(u_h, v) = l(v), \forall v \in V_h \quad (2.30)$$

Es gilt mit $v = 0$ auf $\partial\Omega$:

$$a(u, v) = \int_{\Omega} \left(\sum_{ik} a_{ik} \partial_i u \partial_k v + a_0 uv \right) dx \quad (2.31)$$

$$l(v) = \int_{\Omega} f v dx \quad (2.32)$$

Steifigkeitsmatrix Sei N_1, \dots, N_n eine Basis von V_h , d.h. $V_h = \langle N_1, \dots, N_n \rangle$, so ergibt sich aus 2.30:

$$a(u_h, N_i) = l(N_i), i = 1, \dots, n \quad (2.33)$$

Wird nun

$$u_h(x) = \sum_{j=1}^n u_j N_j(x) \quad (2.34)$$

gesetzt, kann das folgende Gleichungssystem aufgestellt werden:

$$\sum_{j=1}^n u_j a(N_j, N_i) = l(N_i), i = 1, \dots, n \quad (2.35)$$

Dieses Gleichungssystem kann auch in der Matrixschreibweise beschrieben werden.

$$Az = b \quad (2.36)$$

A ist hierbei als die *Steifigkeitsmatrix* definiert. Mit der Gebietszerlegung ergibt sich die Elementweise Formulierung mit $A_{ij}^{(e)}$, welches das Integral über Ω_e beinhaltet:

$$A_{ij} = \sum_e A_{ij}^{(e)} \quad (2.37)$$

Meshing

Um einen dreidimensionalen Körper in ein nicht überlappendes Netz aus Elementen zu zerlegen, werden im Allgemeinen Tetraederelemente verwendet. Diese eignen sich insbesondere für die automatische Netzgenerierung bei nicht regulären Formen und komplexen Oberflächen. Das Verfahren, das Volumen eines Körpers zu approximieren, nennt sich *Meshing*.

Die verwendeten Elementgrößen sind dabei variabel und hängen von der Position im Netz ab. Je näher an der Oberfläche sich ein Element befindet, desto kleiner wird es gewählt, um eine möglichst präzise Annäherung an die Objektform zu erhalten. Im Inneren des Objekts können größere Elemente verwendet werden.

Dabei ist zu berücksichtigen, dass der Berechnungsaufwand mit Qualität der Approximation steigt. Das bedeutet, dass bei Verwendung von kleinen Elementgrößen die Gesamtanzahl der Elemente steigt und damit der Aufwand.

Die Qualität eines generierten Netzes ist entscheidend für die Genauigkeit und Stabilität der Berechnungen und deren Ergebnisse. Diese kann anhand der verwendeten Tetraederelementformen bestimmt werden. Optimal ist ein gleichseitiges Tetraeder-element, mit einem möglichst großen Volumen in Relation zur Kantenlängen. Bei der Netzgenerierung für komplexe Körper ist es im Allgemeinen nicht möglich ausschließlich derartige Tetraederelemente zu verwenden. Deshalb ist es von Interesse, ungünstige Elementformen im Netz zu minimieren. Ein Maß für die Elementqualität ist das Volumen zu Kantenlängenverhältnis.

3. Stand der Technik

Im Kapitel *Stand der Technik* wird dem Leser ein Überblick gegeben, welche Methoden in der Chirurgie im Kopf-Hals-Bereich angewendet werden. Zum einen werden chirurgische Techniken und Anwendungsbeispiele insbesondere unter dem Fokus der minimal-invasiven Chirurgie betrachtet.

Zum anderen werden technische Entwicklungen wie Computerassistenzsysteme für chirurgische Eingriffe in Hinblick auf die Anwendungen im Kopf-Hals-Bereich analysiert. Dabei werden medizinische Phantome analysiert, die für Test-, Übungs- und Evaluationszwecke von chirurgischen Techniken und Assistenzsystemen bedeutsam sind. Des Weiteren werden die Funktion und die Anwendung von 3D-Ultraschall diskutiert und die Gewebemodellierung betrachtet, die für die Registrierung wichtig ist.

3.1. Minimal-invasive Chirurgie

Die minimal-invasive Chirurgie hat das Ziel, die beim chirurgischen Eingriff entstehenden Traumata zu minimieren. Dabei werden lediglich kleine Schnitte für den Zugang vorgenommen, die ausreichend groß für die verwendeten Instrumente sind. Dabei kommen unter anderem Endoskope zur Bildgebung sowie endoskopische Instrumente wie Zangen, Greifer, Nadeln oder Ultraschallsonden zum Einsatz. Der Durchmesser dieser Instrumente beträgt je nach Einsatzzweck zwischen 5 mm und 0,5 mm. Abbildung 3.1 zeigt beispielhaft zwei Endoskope, zum einen für den laparoskopischen Einsatz und zum anderen für den HNO-Einsatz.



Abbildung 3.1.: Beispiele von in der minimal-invasiven Chirurgie verwendeten Endoskopen. Das obere wird bei laparoskopischen Eingriffen verwendet. Unten ist ein Endoskop für den HNO-Bereich abgebildet.

Beispielhaft sei das erste minimal-invasive Verfahren beschrieben, welches eine weite Verbreitung erfahren hat: Die *Laparoskopie*. Sie bezeichnet die Methode, das Innere der Bauchhöhle sichtbar zu machen. Bei diesem Verfahren werden Endoskope über spezielle Zugänge, die sogenannten Trokare, in die Bauchhöhle eingeführt, an deren Enden Lampen zur Beleuchtung und Videokameras angebracht sind. Das aufgenommene Bild wird in Echtzeit an einen Monitor im Operationssaal übertragen. Erfolgt neben der Bauchspiegelung ein operativer Einsatz, werden weitere Instrumente über zusätzliche Trokare eingeführt. Damit eine minimal-invasive Operation in diesem Bereich ermöglicht werden kann, muss mittels eines eingebrachten Gas ein Arbeitsraum geschaffen werden.

3. Stand der Technik

Als Gas wird zumeist Kohlenstoffdioxid eingesetzt. Dieses Verfahren wird *Gasinsufflation* genannt und kann im Allgemeinen in allen Körperhöhlen angewendet werden.

Die Vorteile der minimal-invasiven Chirurgie sind die schnellere Heilung nach der Operation und die damit verbundene kürzere stationäre Aufenthaltszeit sowie die besseren kosmetischen Ergebnisse. Als nachteilig erweisen sich die höheren Kosten im Vergleich zu einem konventionellen Eingriff, der größere technische Aufwand und die längere Operationsdauer. Für weitere Informationen sei auf [FSM09, GS07] verwiesen.

3.2. Chirurgie im Halsbereich

Die Chirurgie im Halsbereich erstreckt über eine Vielzahl an unterschiedlichen Eingriffen, da der Hals wichtige Organe und Drüsen beheimatet. Eingriffe werden häufig im Rahmen der Tumorthherapie durchgeführt.

Grundsätzlich lassen sich Eingriffe bei gut- und bösartigen Tumoren unterscheiden. Um zunächst eine Diagnose zu stellen, wird eine Gewebeprobe aus der fraglichen Struktur entnommen, die entweder mittels ultraschallgeführter Biopsie oder endoskopisch durchgeführt wird. Wird aufgrund dessen festgestellt, dass ein bösartiger Tumor vorliegt, gibt es mehrere Therapieoptionen, wie Chemotherapie, Strahlentherapie oder die operative Entfernung bzw. Reduzierung des betroffenen Gewebes. Häufig sind die Schilddrüse oder der Kehlkopf betroffen, die unter Umständen auch nicht erhalten werden können und entfernt werden müssen.

Wird der Primärtumor operativ entfernt, werden meist auch zumindest die angrenzenden Lymphknoten entnommen, da diese in besonderem Maße prädisponiert für Metastasenbildung sind. Dieser Eingriff wird *Lymphknotendisektion* oder *Lymphadenektomie* genannt. In schwereren Fällen kann eine *Neck-Dissection* durchgeführt werden, die im folgenden Abschnitt beschrieben wird [LB12].

3.2.1. Neck-Dissection

Eine *Neck-Dissection* bezeichnet das Ausräumen der Lymphknoten aus dem Halsbereich. Grund für den Eingriff ist das Entfernen von Metastasen, die sich in den Halslymphknoten gebildet haben, und das Vorbeugen der Entstehung weiterer Metastasen. Da Lymphknoten als sehr kleine und uneinheitlich verteilte Gebilde keine Benennung besitzen, werden Gruppen von Lymphknoten definiert, die anhand von anatomischen Landmarken abgegrenzt werden. Je nach Schwere der Erkrankung werden wenige bis alle Lymphknotengruppen entnommen. Die vollständige Ausräumung des Halses wird als *radikale Neck-Dissection* bezeichnet und geht mit einem großen Verlust von Fett- und Bindegewebe, Blutgefäßen, Speicheldrüsen und Muskelanteilen einher. Dieser Verlust bedeutet unter Umständen große Einschränkungen für den Patienten. Aus diesem Grund werden modifizierte Eingriffstechniken vermehrt angewendet und erforscht [LB12, RCL⁺02].

3.2.2. Interventionelle Sonografie

Bei der *interventionellen Sonografie* werden neben der diagnostischen Bildgebung zeitgleich auch therapeutische Maßnahmen durchgeführt. Das bedeutet, dass Eingriffe unter Bildsteuerung vorgenommen werden. Neben Ultraschall sind grundsätzlich alle bildgebenden Verfahren dafür einsetzbar. Diese Arbeit konzentriert sich auf ultraschallgestützte Interventionen.

Eine Standardmethode ist die ultraschallgeführte Nadelbiopsie, bei der eine Gewebeprobe für die feingewebliche Diagnose gewonnen wird. Dies wird zum Beispiel im Rahmen der Tumordiagnose regelmäßig durchgeführt. Im Halsbereich werden Schilddrüse, Lymphknoten, Zysten und sonstige

Wucherungen auf diese Weise punktiert. Bei der Durchführung wird mittels Sonografie die Zielstruktur aufgesucht. Etwas versetzt und meist im Winkel von etwa 45° wird eine Nadel in die Haut eingeführt. Dabei wird die Nadel auf dem Ultraschallbild verfolgt und so zur Zielstruktur geführt. Abbildung 3.2 zeigt eine Nadelpunktion der Schilddrüse.



Abbildung 3.2.: Feinnadelpunktion eines Schilddrüsenknoten. Die Nadel wird an der Schmalseite der Sonde im 45° Winkel zur Haut eingeführt. (Quelle:[DA11])

Therapeutisch können mit dem eingeführten Instrument Medikamente zielgenau eingebracht werden, um etwa kleine Tumore zu zerstören. Eine andere therapeutische Indikation ist die Behandlung von Zysten¹. Dabei wird nach der erfolgreichen Punktion gezielt die Flüssigkeit über die Nadel entnommen. Für weiterführende Informationen zur interventionellen Sonografie sei auf [DA11] verwiesen.

3.2.3. Minimal-invasive Chirurgie im Halsbereich

Die minimal-invasive Chirurgie im Halsbereich ist heute im Bereich der Schilddrüse ein Standardverfahren. Dieser Ansatz wird seit Mitte der neunziger Jahre eingesetzt und weiterentwickelt. So ist die minimal-invasive Schilddrüsenresektion heute eine standardisierte Operationstechnik mit wenigen Komplikationen. Neben dem verbesserten kosmetischen Ergebnis werden auch das Operationsergebnis und die Prognose optimiert [LSZW10, MMAB06].

Die etablierten Zugänge sind zum einen die sogenannten *zervikalen Zugänge*, die direkt unterhalb der Schilddrüse und wenig oberhalb des Brustbeins liegen. Um genügend Arbeitsraum zu schaffen, ist ein wenige Zentimeter langer Schnitt bereits ausreichend. In Abbildung 1.2 ist eine entsprechende Operationsnarbe zu erkennen (siehe Kapitel 1). Insbesondere im asiatischen Raum sind *extrazervikale Zugänge* verbreitet, die außerhalb des sehr exponierten Halsbereichs liegen. Diese liegen im Bereich der Brustwarzen oder der Achselhöhlen. Abbildung 3.3 zeigt typische zervikale und extrazervikale Zugänge. Der Vorteil ist ein verbessertes kosmetisches Ergebnis. Nachteile sind der verkleinerte Arbeitsraum, der zum Teil nur den Zugang zu einem Schilddrüsenlappen ermöglicht, und die anspruchsvolle Durchführung, die großes chirurgisches Können voraussetzt [GW11, WBB⁺08].

¹Zysten sind Raumforderungen, die meist mit einer Flüssigkeit gefüllt sind.

3. Stand der Technik

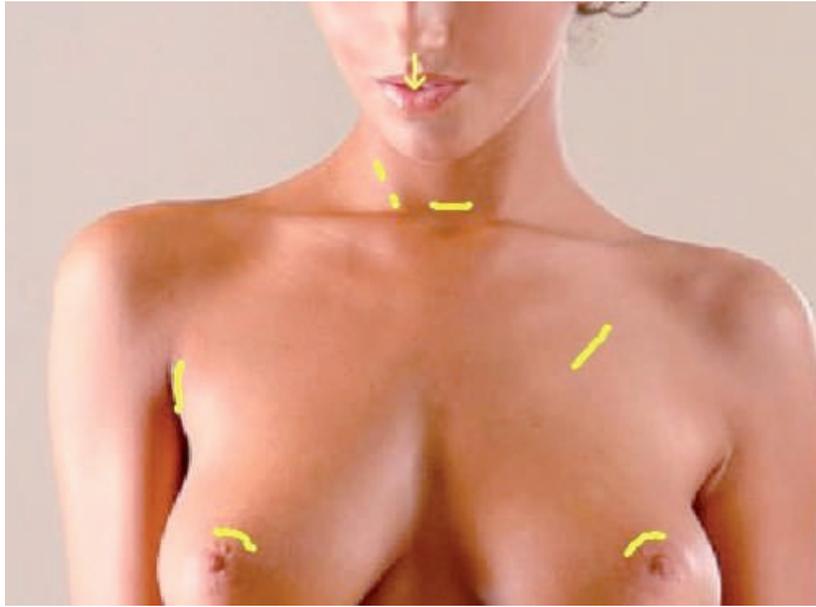


Abbildung 3.3.: Überblick über beschriebene extrazervikale Zugänge. (Quelle: [WBB+08])

Im Bereich der Neck-Dissection existieren erste Arbeiten, die bei bestimmten Varianten die nötigen Zugänge minimieren. So wird in [LKH+12] beschrieben, wie mittels der sogenannten Facelift-Schnittführung und Einsatz eines Retraktors ein ausreichender Zugang für minimal-invasive Instrumente geschaffen wird. Abbildung 3.4 zeigt eine Beispieloperation, bei dem die Schnittführung und der Operationsbereich deutlich wird. Der Eingriff wurde robotergestützt mit dem DaVinci-System durchgeführt, um in dem kleinen und sensiblen Operationsbereich sicher arbeiten zu können. In einer weiterführenden Studie wurde gezeigt, dass die Ergebnisse sich, bei besserem kosmetischem Resultat, nicht von konventionellen Eingriffen unterscheiden, die Operationszeiten allerdings deutlich verlängert wurden [KBP+15].

3.3. Medizinische Phantome

Ein *medizinisches Phantom* (kurz: *Phantom*) ist ein Objekt, das zu Test-, Evaluation-, Übungs- oder Kalibrierungszwecken genutzt wird. Im Allgemeinen handelt es sich dabei um anthropomorphe Körperteilnachbildungen für einen speziellen Einsatzzweck. Dabei werden im Allgemeinen zwei Klassen unterschieden: Die *Bildgebungsphantome* und die *chirurgischen Phantome*.

Ein *Bildgebungsphantom* wird in dem Bereich der medizinischen Bildgebung zu Test- und Evaluationsaufgaben verwendet, um Ergebnisbilder objektiv bewerten und verbessern zu können. Zudem werden diese Phantome für Kalibrierung der bildgebenden Geräte eingesetzt. Zumeist werden sie so entworfen, dass sie möglichst genau die Gewebeeigenschaften nachbilden, die für das jeweilige Bildgebungsprinzip relevant sind. Multimodale Phantome werden so gestaltet, dass sie für unterschiedliche Verfahren ähnlich gute Nachahmungen der Gewebeeigenschaften besitzen. Bspw. kann ein Phantom für die MRT- und die CT-Bildgebung geeignet sein; dabei ist neben guten und gewebeähnlichen Reflexionseigenschaften im Röntgenbereich und Anregbarkeit durch Magnetfelder auch zu beachten, dass metallische bzw. magnetische Teile zu vermeiden sind, um Bildartefakte zu reduzieren.



Abbildung 3.4.: Facelift-Schnittführung mit Retraktor, ausreichend Arbeitsraum zu schaffen. (Quelle: [LKH⁺12])

Bei *chirurgischen Phantomen* handelt es sich um eine Übungsplattform für Operateure, um Interventionen zu erlernen und neue Techniken oder Instrumente zu testen. Das Ziel ist es, die Gewebeeigenschaften bei mechanischen Beanspruchungen so gut wie möglich zu imitieren. Darüber hinaus ist eine optische Nachbildung wünschenswert, insbesondere bei Simulationen von endoskopischen Eingriffen, die stark auf das visuelle Feedback angewiesen sind. Zum einen werden dauerhafte Phantome verwendet, die für mehrere Einsätze genutzt werden können. Zum anderen werden insbesondere für die Übung von chirurgischen Manipulationen Einmalphantome eingesetzt, an denen Schnitte oder Punktionen durchgeführt werden können. Dauerhafte Phantome können manipulierbare Teile enthalten, die nach der Verwendung verworfen und ersetzt werden.

Ein Phantom kann zu beiden beschriebenen Klassen zugeordnet werden; d. h. es existieren Objekte, die für chirurgische Eingriffe genutzt werden sowie auch für Bildgebungssimulationen verwendbar sind. Phantome werden entweder von Medizinprodukte-Herstellern für verbreitete Anwendungen entwickelt und angeboten oder bei besonderen Anforderungen als Einzelanfertigung hergestellt. Für weiterführende Informationen sei auf [DK14] verwiesen.

Für den Bereich des Halses existieren am Markt zumeist Bildgebungsphantome, wie das *Dental and Diagnostic Head Phantom* von CIRS Inc, USA [CIRa] zur Überprüfung von radiologischen Parametern für alle röntgenbasierten Bildgebungsverfahren. Es beinhaltet den Kopf und den Hals bis zum siebten Halswirbel mit den inneren Strukturen Gehirn, Knochen, Larynx, Trachea, Nasennebenhöhlen und Zähnen. Die Firma CIRS bietet zudem das multimodale Halsphantom *MRI Distortion Phantom for SRS* an, das mit MRT- und CT-Verfahren kompatibel ist [CIRb]. Die anatomischen Nachbildungen von Schädelknochen und Halswirbelsäule sind von einem wasserbasiertem Polymer umgeben (siehe Abbildung 3.5). Es wird für die Evaluation von Bildstörungen, Bildfusionen und Registrierungen genutzt.

In der Literatur wird ein multimodales Kopfphantom beschrieben, das unter anderem CT-, MRT- und Ultraschall-kompatibel ist [OUM⁺07]. Dieses wurde für die Evaluation von Registrierungsme-

3. Stand der Technik



Abbildung 3.5.: Multimodales Kopf-Hals-Phantom von CIRS (MRI Distortion Phantom for SRS – Model 603A). Die anatomischen Nachbildungen von Schädelknochen und Halswirbelsäule sind von einem blauem, auf wasserbasiertem Polymer umgeben. (Quelle: [CIRb])

thoden entwickelt und behaltet Nachbildungen von Tumoren. In einer weiteren Arbeit wurde ein zylindrisches Halsphantom entworfen, welches Muskelgewebe nachbildet, um die spezifische Absorptionsrate von elektromagnetischen Feldern zu messen und zu bewerten [PBv07]. In [Kv]⁺14] wurde ein Phantom der Arteria carotis und ihres umgebenen Gewebes vorgestellt, um eine neuartige photoakustische Bildgebung zu evaluieren. Das Phantom besteht aus Agar und ist kompatibel mit Ultraschall und Licht. Ein weiteres in der Literatur beschriebenes ultraschallkompatibles Halsphantom bildet die Atemwege des Halses für chirurgische Trainingszwecke nach [SRG13]. Es besteht aus einem Schweineatemwegsorgan und aus Gelatine, die das umgebene Gewebe nachstellen soll. Dabei wird auf eine anatomisch vollständige Nachbildung verzichtet, indem das Phantom in einen Kunststoffcontainer gegossen wird (siehe Abbildung 3.6).

Zusammenfassend findet sich kein auf dem Markt verfügbares noch in der Literatur beschriebenes, flexibles und multimodales Halsphantom, das mit CT-, MRT und Ultraschallbildgebung kompatibel ist und die Möglichkeit zur Anwendung von chirurgischen Manipulationen bietet.

3.4. Freihand-3D-Ultraschall

Dreidimensionale Ultraschallbildgebung ist eine weit verbreitete Bildmodalität, die zum Teil auch Echtzeitbildgebung ermöglicht [FDC01]. In der Literatur sind unter anderem klinische Anwendungen in der Obstetrik [GLER05], der Gynäkologie [Alc05], der Brustbiopsie [FSMD04], der Kardiologie [FLD⁺04], der Fetalkardiologie [YCSV07], der Neurochirurgie [URS⁺06], der Radiologie [MBB⁺03] sowie der Tumorchirurgie [RST⁺08] beschrieben.

Grundsätzlich existieren zwei Verfahren, um 3D-Bilder zu gewinnen. Zum einen werden spezielle Transducer-Arrays eingesetzt, die direkt die Aufzeichnung eines 3D-Volumen ermöglichen. Der

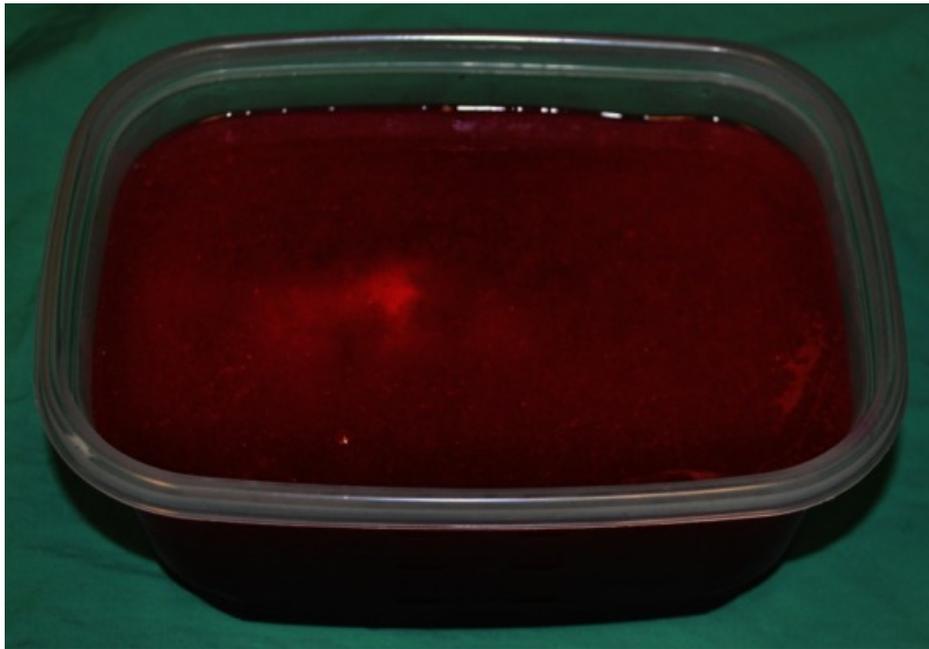


Abbildung 3.6.: Ultraschallkompatibles Halsphantom mit Nachbildung der Atemwege. Das Phantom enthält Teile eines Schweineatemwegsorgans und ist von Gelatine umgeben (Quelle: [SRG13]).

zweite Ansatz verwendet 2D-Ultraschallsonden bzw. 2D-Schnittbilder, deren Position und Orientierung bestimmt werden. Für weitere Details wird auf Abschnitt 2.2.1 verwiesen. Im Folgenden beziehen sich die Beschreibungen ausschließlich auf Verfahren, die 2D-Ultraschallsonden nutzen.

3.4.1. Fusion von Bild- und Positionsdaten

In diesem Abschnitt werden für Freihand-3D-Ultraschall grundlegend erforderliche Methoden beschrieben, die eine Fusion von Bild- und Positionsdaten ermöglichen. *Bilddatenbasierte Verfahren* suchen spezifische Merkmale in den Ultraschallbildern, um Beziehungen innerhalb einer Bilderserie herzustellen. Auf diese Weise können die Positionen der Schnittbilder relativ zueinander bestimmt und so ein 3D-Volumen rekonstruiert werden. Der Vorteil ist, dass keine weiteren Trackingsysteme notwendig sind. Ein in der Literatur häufig beschriebenes Verfahren verwendet das immer in Ultraschallbildern enthaltene Speckle-Rauschen als Merkmal [TKFC98, GJH⁺06, SUTW06, KFH07, KFH09]. Dieses Rauschen ist, wie in den Grundlagen beschrieben, materialspezifisch und ist abhängig von der Objektform. Da die relevanten zu untersuchenden Objekte im Allgemeinen ortsfest sind, kann das Specklemuster über mehrere Bilder verfolgt werden. Dieses Verfahren besitzt bezüglich der Genauigkeit Einschränkungen, da Weichgewebe leicht deformierbar ist und damit einhergehend die Specklemuster verändert werden. Zudem sind diese abhängig vom Einfallswinkel des Schalls.

Eine höhere Genauigkeit kann bei der Verwendung von positionsbestimmenden Systemen erzielt werden, die mit der 2D-Ultraschallsonde verbunden werden. Verbreitet sind elektromagnetische, optische oder mechanische Trackingsysteme. Die Genauigkeit des gewählten Systems beeinflusst die Qualität des aufgezeichneten 3D-Volumens bedeutend.

Mechanische Systeme, bei denen die Sonde starr mit einem Messarm verbunden ist, erreichen die

3. Stand der Technik

höchste Genauigkeit. Die Nachteile sind hierbei die verfügbare Bewegungsfreiheit und der Aktionsradius, weshalb mechanische Systeme eine geringe praktische Relevanz haben.

Elektromagnetische und optische Trackingsysteme haben keine starre Verbindung zur Ultraschallsonde. Es werden Marker auf der Sonde angebracht, die von den Systemen verfolgt werden und so Position und Orientierung bestimmen. Elektromagnetische Trackingsysteme haben im Vergleich zu optischen unter Idealbedingungen im Allgemeinen eine geringere Genauigkeit. Der Vorteil elektromagnetischer Trackingsysteme ist, dass keine direkte Sichtverbindung zwischen Marker und System bestehen muss. Für einen Überblick über die unterschiedlichen Ansätze und Systeme sei auf [CBB⁺95] verwiesen.

Damit ein 3D-Volumen korrekt rekonstruiert werden kann, ist eine Kalibrierung der Ultraschallsonde erforderlich. Dabei wird die Transformation zwischen den Markern und der Sonde bestimmt. Eine ausreichend gute Kalibrierung ist essentiell für die Qualität der Rekonstruktion. Das am häufigsten eingesetzte Verfahren verwendet ein Phantom, welches in einem Wasserbad mit der Ultraschallsonde aufgenommen wird. Dabei werden sowohl das Phantom als auch die Sonde mit Markern zur Positionsbestimmung versehen. Aufgrund der bekannten Phantomgeometrie und des Ultraschallscans von markanten Phantommerkmalen kann die Transformation zwischen Sondenmarker und Ultraschallbildschnitt bestimmt werden. Dazu ist es notwendig, die Bildposition der Phantommerkmale in Bildkoordinaten zu bestimmen. In der Literatur durchgesetzt hat sich insbesondere das Fadenphantom, bei dem die markanten Merkmale, die vom Ultraschall abgebildet werden, aus möglichst dünnen Kunststofffäden besteht. Für einen umfangreichen Überblick und detaillierte Beschreibungen über die Kalibrierungsmethoden sei auf [HPGT09] verwiesen.

3.4.2. Rekonstruktion des 3D-Volumens

Ein Freihand-3D-Ultraschallsystem zeichnet die Bildschnitte mit Position und Orientierung auf. Ein typischer Scan erfolgt aufgrund der Freihandführung nicht parallel, sondern im Allgemeinen gefächert. Zudem können sich die Schnitte überschneiden. Darüber hinaus wird der Oberfläche der Anatomie des Probanden gefolgt, so dass die Bilder eines solchen Scans nicht auf der gleichen Höhe liegen, sondern – der Anatomie folgend – eine Wellenform beschreiben.

Um aus diesen Rohbildserien ein tomografisches 3D-Volumen rekonstruieren zu können, sind umfangreiche Berechnungen nötig. Die Qualität der Rekonstruktion ist dabei von der Ultraschallschnittbildqualität sowie der Genauigkeit der Positionsbestimmung abhängig. Bedeutende Fehlerquellen sind unter anderem die Präzision des verwendeten Trackingsystems, der verwendete Kalibrierungsprozess der Ultraschallsonde, Variationen bei der Schallgeschwindigkeit sowie der Bewegungen des Gewebes [LLBN02, TPG02, HPGT09]. Grundsätzlich existieren drei Algorithmenklassen, um die Rekonstruktion durchzuführen: Die *Voxelbasierten Methoden (VBM)*, die *Pixelbasierten Methoden (PBM)* und die *Funktionsbasierten Methoden (FBM)*. Ein umfangreicher Überblick und Beschreibungen über alle in der Literatur relevanten Methoden wird in [SLT⁺07] gegeben.

3.4.3. Plus-Softwarebibliothek

Die *Plus-Softwarebibliothek* (kurz: *Plus*) ist eine Sammlung von Open-Source-Softwarewerkzeugen für Navigierte Bildgestützte Interventionen, die die Datenerfassung, die Vorverarbeitung und die Kalibrierung unterstützt [LHP⁺11, LHP⁺12, LHR⁺14]. Das Akronym *Plus* steht für *Public software Library for UltraSound imaging research* und deutet an, dass die Software ursprünglich für die Implementierung und den Einsatz von Freihand-3D-Ultraschallsystemen entwickelt wurde. Entsprechend bietet *Plus* eine Vielzahl von Werkzeugen für den Einsatz von Trackingsystemen, die Sondenkalibrierung, die Ultraschallbildverarbeitung und die 3D-Volumenrekonstruktion.

Plus basiert auf weit verbreiteten und ausgereiften Open-Source-Bibliotheken. Unter anderem werden *VTK*, *ITK*, *OpenIGTLink* sowie *IGSTK* genutzt. Des Weiteren ist eine Schnittstelle zu *3D Slicer* (Siehe Abschnitt 3.5.3) verfügbar, die es ermöglicht, die rekonstruierten Volumina zu übertragen sowie eine Freihand-3D-Ultraschalllivebildgebung zu visualisieren. Zusammen mit einer Registrierung zwischen Patient und präoperativer Bildgebung kann somit das jeweils aktuelle Ultraschallschnittbild an der korrekten Position dargestellt und somit eine Bildfusion ermöglicht werden. Die Softwarebibliothek wird aktiv am *Laboratory for Percutaneous Surgery (PerkLab)* der *Queen's University* entwickelt. In der Literatur wird beschrieben, dass *Plus* für die Live-Volumenrekonstruktion verwendet wird [MLUF15].

3.5. Computerassistierte Chirurgie

Die *Computerassistierte Chirurgie (CAS²)* ist in den letzten 25 Jahren zu einem wichtigen Bestandteil der modernen Chirurgie geworden. In Kombination mit den sich ebenfalls schnell entwickelnden bildgebenden Verfahren ermöglichen sie eine genauere Planung der chirurgischen Eingriffe sowie präzisere Instrumentenführung, erhöhen die Sicherheit und verbessern die Reproduzierbarkeit und die Dokumentation der Operationen [SLL00, LLY⁺00, SEL11].

Das Ziel der CAS ist es vor allem komplexere Eingriffe zu ermöglichen und die Sicherheit des Patienten zu erhöhen. Dies soll dadurch erreicht werden, dass der Chirurg mit Unterstützung des Navigationssystems das Instrument viel präziser führen kann und zu jedem Zeitpunkt genau weiß, wo sich die Instrumentenspitze befindet, selbst wenn diese vom Gewebe verdeckt ist. Bei vielen Operationen lässt sich mit Hilfe der CAS der Umfang des Eingriffs erheblich verringern, da auf Freilegung verzichtet werden kann, was zu einer Senkung der postoperativen Morbidität führt. Ein weiterer Vorteil, der sich durch die Anwendung der Navigationssysteme ergibt, ist die geringere Strahlenbelastung für den Patienten, da die regelmäßige Röntgenkontrolle zur Überprüfung des Operationsfortschritts, wie sie bei der konventionellen Technik üblich ist, verringert werden kann. Einige Eingriffe, vor allem im Bereich der Neurochirurgie, werden erst mit Hilfe der CAS ermöglicht [SEL11].

In der CAS wird im Allgemeinen zwischen aktiven, semiaktiven und passiven Systemen unterschieden. Aktive CAS-Systeme wie *Robodoc* [SSS04], *CAPPA* [KNS05], *Caspar* [HRB⁺99] und weitere enthalten ein vordefiniertes Bewegungsschema und können mit dessen Hilfe selbstständig Operationsschnitte durchführen. Bei semiaktiven Systemen werden alle Instrumente vom Chirurgen geführt, die Bewegungen können vom System analysiert und ggf. angepasst werden, um höhere Präzision und Sicherheit zu gewährleisten. So kann der Tremor ausgeglichen, die Bewegungen skaliert und der Arbeitsraum durch abknickende Instrumente vergrößert werden. Ein Beispiel dafür ist das weit verbreitete *DaVinci-Teleoperationssystem* [GS00, ACM03, MRM⁺10]. Passive Systeme ermöglichen die 2D- oder 3D-Visualisierung des Patienten, was für eine Navigation während der Operation genutzt werden kann. Deshalb wird dieses Verfahren auch *Computerassistierte Navigation* genannt. Die *Computerassistierte Navigation* wird im Folgenden vertiefend behandelt, was sich aufgrund des Fokus dieser Arbeit ergibt.

3.5.1. Computerassistierte Navigation

In vielen Anwendungen wird eine präoperative Bildgebung genutzt, um den Eingriff zu planen, zu simulieren und intraoperative zu navigieren. Abbildung 3.7 zeigt das intraoperative Schema eines bildgestützten Navigationssystems.

²engl.: Computer Assisted Surgery (CAS)

3. Stand der Technik

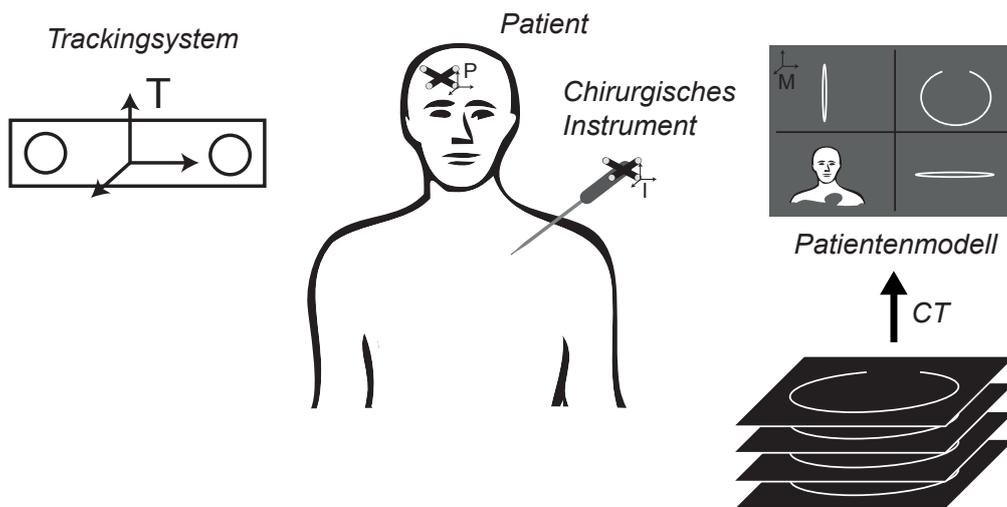


Abbildung 3.7.: Intraoperatives Schema eines bildgestützten Navigationssystems.

Der wichtigste Schritt bei der Navigation ist dabei die Registrierung ausreichend genau durchzuführen. In der Orthopädie ist die CT-Bildgebung verbreitet, wie etwa in der Wirbelsäulenchirurgie. Die Registrierung wird mittels Pedikelschrauben durchgeführt [ALD⁺95, NZ⁺95]. In der Osteotomie kann die Tumorresektion präoperativ geplant und mittels eines getrackten Instruments exakt umgesetzt werden [FEL⁺09]. Diese Verfahren werden zunehmend von bildfreien Navigationsverfahren abgelöst. In der Neurochirurgie werden Verfahren eingesetzt, um kleine, tiefliegende Tumore aufzufinden und zu entfernen. Dabei wird größter Wert darauf gelegt, empfindliche bedeutende Strukturen wie Gefäße und Nerven so wenig wie möglich zu beschädigen. Um die präoperativen Modelle zu erstellen, kommen unter anderem MRT sowie funktionale MRT zum Einsatz [GDEF03]. Durch diesen multimodalen Ansatz werden detailliertere Modelle ermöglicht, die durch die zusätzlichen funktionalen Komponenten Risikostrukturen beinhalten. Bei der Bild-zu-Patient-Registrierung kommen zumeist Landmarken, wie invasive Schraubenmarker, nichtinvasive Klebmarker und anatomische Landmarken, zum Einsatz. Es existieren Ansätze, die Registrierung markerlos mit Hilfe von Oberflächenregistrierungsverfahren durchzuführen [JZY⁺14].

In der HNO-Chirurgie werden im wesentlichen in den Bereichen des Mittelohrs, der Nasennebenhöhlen und der Schädelbasis navigierte Eingriffe durchgeführt. Die kleinen räumlichen Strukturen des Situs resultieren in anspruchsvolle Anforderungen. Bei der Registrierung werden meist landmarken- und oberflächenbasierte Methoden eingesetzt. Die notwendige Genauigkeit wird im Allgemeinen mit 1–2 mm angegeben. Des Weiteren gibt es in der Literatur Ansätze, die Navigation bei dem Einsetzen von Cochlea-Implantaten zu nutzen [MBL⁺08]. In diesem Fall sind die Anforderungen an die Genauigkeit bei <1 mm. Das eingesetzte System verwendete einen Cone-Beam-CT und Markerschrauben für die Registrierung, um die Anforderungen zu erfüllen. In einer weiteren Arbeit wird hochauflösendes CT eingesetzt [SLH⁺12]. In beiden beschriebenen Arbeiten wurde auf optische Trackingverfahren zurückgegriffen. Für den Einsatz im HNO-Bereich spezialisierte Systeme sind auf dem Markt verfügbar, wie bspw. von Brainlab [Braa]. Wenig verbreitet ist der navigierte Einsatz im Weichgewebereich des Halses. In der Literatur wurden zum Zeitpunkt der Recherche keine relevanten Arbeiten beschrieben.

Aufgrund von Deformationen des Situs lassen sich in vielen Fällen die präoperativ gewonnenen Daten während des Eingriffes nicht verwenden. Dem intraoperativen Einsatz von bildgebenden Verfahren kommt deshalb eine besondere Bedeutung zu. Grundsätzlich können alle Bildmodalitäten intraoperativ eingesetzt werden, wobei im Allgemeinen 3D-Verfahren vorgezogen werden. Intra-

operativer 2D-Ultraschall wird insbesondere für navigierte Punktionen mit Biopsienadeln verwendet. Es existieren Ansätze in der Leberchirurgie, Ultraschall für die Erfassung anatomischer Landmarken wie die Leberoberfläche, zu nutzen, um eine nicht-invasive Registrierung durchführen zu können [DLY⁺15].

Grundsätzlich können alle Bildgebungsverfahren intraoperativ eingesetzt werden. Da die MRT-Bildgebung Weichgewebe gut auflösen kann, wird sie insbesondere in der Neurochirurgie verwendet. Neben dem geschlossenen Standard-MRT-Scanner hat sich noch die offene Form etabliert, welche speziell für den intraoperativen Einsatz entwickelt wurde [BMA⁺97, SFG⁺98]. Das offene System hat den Vorteil, dass der Zugang zum Patienten jederzeit möglich ist. Nachteilig ist die geringe magnetische Feldstärke und die damit einhergehende eingeschränkte Bildqualität. Wird die Hochfeld-Bildgebung genutzt, ist es notwendig, den Operationssaal anzupassen [HLMT00]. Die Firma *BrainLAB* bietet ein kommerzielles Produkt für die Neurochirurgie, welches ein Hochfeld-MRT, ein Operationsmikroskop und ein Navigationssystem in einen Operationssaal integriert [Brac]. Grundsätzliche Nachteile beim Einsatz eines MRT-Scanners im OP sind zum einen die Notwendigkeit der Verwendung MR-kompatibler Instrumente und Geräte, was die Kosten eines Eingriffs erhöht. Zum anderen ist der Einsatz bei bestimmten Patienten aufgrund der MRT-eigenen Kontraindikationen nicht möglich. Intraoperative CT-Scanner werden vor allem bei Eingriffen an der Wirbelsäule verwendet, bei denen hohe Genauigkeit benötigt wird. Die nötigen Anpassungen im OP beschränken sich auf die Verwendung eines röntgen-kompatiblen Operationstischs [SEL11, TSS⁺11].

Navigierter, intraoperativer Ultraschall als Bildmodalität wird insbesondere in der Neurochirurgie eingesetzt [URS⁺06, USLS11]. Verschiedene präoperative Daten können von 3D-Ultraschalldaten ergänzt werden, um die aufgetretenen Deformationen auszugleichen. So wird in [RLR⁺07] der sogenannte *brain shift*³ kompensiert, indem präoperative fMRT-Volumen von intraoperativen Ultraschalldaten aktualisiert werden; die Registrierung erfolgte für die Gefäßbäume im Situs. Der Doppler-Effekt kann zusätzlich zu den Bilddaten genutzt werden, um Gefäße zu identifizieren und zu segmentieren. Bei Hirntumorresektionen erwies sich der Ansatz als vielversprechend [RNL⁺06]. In der Leberchirurgie beschreibt [NKL⁺12], wie die Registrierung mittels des Lebergefäßbaums durchgeführt werden kann; die Gefäße werden automatisch aus CT- bzw. 3D-Ultraschalldaten per Kantenerkennung segmentiert.

Ultraschall kann eine Alternative zum MRT als intraoperative Bildgebung sein, da Weichgewebe gut unterscheidbar ist. Mit Hilfe von navigiertem Ultraschall reseziertes Tumorgewebe wurde pathologisch untersucht und es konnte gezeigt werden, dass eine akzeptable Abgrenzung möglich ist; die Tumorgrenzen wurden tendenziell überschätzt [RST⁺08]. Weitere Untersuchungen verglichen MRT und Ultraschall direkt und ergaben, dass bei einer Hirntumorresektion mit einem navigierten 2D-Ultraschall im Vergleich zum MRT ähnlich gute Ergebnisse erreicht werden können [CST⁺15]. Es existieren kommerzielle Systeme, wie das *Sonowand*-System [GKO⁺00] oder das *Intraoperative Ultrasound System* von Brainlab [Brab]. Beide Systeme bieten Prozeduren zur Registrierung von präoperativen Bildgebungsdaten an.

Bildfreie Navigation verwendet weder prä- noch intraoperative Bildgebung. Diese Methode wird vor allem in der Orthopädie eingesetzt. Dabei wird ausgenutzt, dass die zu operierenden Knochen im Allgemeinen starr sind und das nötige Modell des Situs durch Abtasten von Landmarken erstellt bzw. parametrisiert wird. Kommerzielle Systeme für die orthopädische Chirurgie für die Knie- und der Hüftendoprothetik sind verfügbar [SEL11].

3.5.2. Computerassistierte Operationsplanung

Bei der *Computerassistierten Operationsplanung* wird meist auf Volumendatensätze zurückgegriffen, um den Ist-Zustand der Zielstrukturen zu beurteilen und auf dieser Grundlage den Eingriff zu

³Als brain shift werden Deformationen und Lageänderungen des Gehirns bezeichnet.

3. Stand der Technik

planen. Ein weitergehender Ansatz ist die Verwendung von Modellen, um komplexe Geometrien darzustellen. Interessant ist dies insbesondere in der Endoprothetik, um z. B. Hüftprothesen genau geometrisch anpassen zu können. Des Weiteren können auch funktionale Aspekte modelliert werden, um auch Simulationen zu ermöglichen. Die Erstellung eines geometrischen Modells kann durch Segmentierung eines 3D-Volumens stattfinden. Funktionale Modelle basieren häufig auf geometrischen und werden um physikalische Parameter angereichert [SEL11].

Ein Beispiel für Software für die bildbasierte Operationsplanung ist *OsiriX* [RSR04]. Im Forschungsumfeld ist eine verbreitete Softwareplattform *3D Slicer*, die im nächsten Abschnitt beschrieben wird.

3.5.3. 3D Slicer

3D Slicer ist ein modulares Open-Source-Softwarepaket für die Visualisierung und Bilddatenanalyse mit Schwerpunkt auf medizinische Daten [BWH]. Folgende Funktionen sind unter anderem verfügbar [FBKC⁺12]:

- Lesen und Schreiben des DICOM Standarddatenformats für medizinische Bilddaten,
- Interaktive Visualisierung von Volumendatensätzen (Voxel, Polygonnetze, und Volumenrenderings),
- Fusion und Registrierung von Daten (rigide und nicht rigide),
- Automatische Bildsegmentierung,
- Tracking von Instrumenten für bildgeführte Prozeduren.

Eine OpenIGTLink ist für die Anbindung von Geräten und Software integriert. Durch die modulare Architektur kann *3D Slicer* Erweiterungen nutzen, die in C, C++ oder Python implementiert werden. Insbesondere für die Implementierung spezialisierter Anwendungen werden in der Literatur Beispiele aus der Neurochirurgie [ACW⁺07] sowie der Prostatakrebsdiagnose und der Operationsplanung [FPH⁺15] beschrieben.

SlicerIGT

SlicerIGT ist ein Erweiterungsmodul für *3D Slicer*, um bildgeführte Interventionen zu planen und durchzuführen [Sli]. Das Modul kann sich über OpenIGTLink mit Plus verbinden, um Steuerbefehle für die Datenakquise zu senden sowie Bild-, Volumen- und Positionsdaten zu empfangen. Verwendet wurde die Software unter anderem für Injektionen in das Wirbelbogengelenk [UAJ⁺12] sowie Punktionen im Nierenbecken [UBF⁺14]. In beiden beschriebenen Anwendungen kam Freihand-3D-Ultraschall zur Bildführung zum Einsatz.

MatlabBridge

Die *MatlabBridge* ist ein Erweiterungsmodul, welches es ermöglicht Matlab-Skripte in *3D Slicer* zu integrieren. Zur Realisierung der Anbindung wird OpenIGTLink eingesetzt. Dazu wird auf Matlab-Seite ein OpenIGTLink-Server gestartet, der die Aufrufparameter vom *MatlabBridge*-Modul empfängt. Nach der Ausführung des Skripts werden die Ausgaben zurück übertragen. Die Software ist Teil des *SlicerRT*-Moduls [PLW⁺12].

3.5.4. OpenIGTLink

OpenIGTLink (Open Network Interface for Image Guided Therapy) ist ein standardisiertes Netzwerkprotokoll, welches für die Kommunikation zwischen Computern und Geräten im Operationsraum genutzt wird [TFP⁺09]. Das Protokoll besteht aus einem bewusst einfach gehaltenen Satz an Nachrichtenformaten und Regeln. Nachrichten sind in einer Vielzahl von Datentypen verfügbar, wie Positions- und Orientierungsdaten, Trajektorien, Bilddaten, Volumendaten oder Statusinformationen. Ein Client-Server-Ansatz ermöglicht das einfache Koppeln von Komponenten über das Netzwerk. Beispielweise kann auf einem Bildgebungsgerät ein OpenIGTLink-Server instantiiert werden, der die Bilddaten verfügbar macht. Eine Workstation, die diese Daten benötigt, verbindet sich über einen OpenIGTLink-Client mit dem Server. Wenn die Verbindung hergestellt wurde, schickt der Server des Bildgebungsgerät fortlaufend Bilder an den Client, sobald diese zur Verfügung stehen.

Referenzimplementierungen sind für C, C++, Matlab und Java verfügbar. Das OpenIGTLink-Protokoll wird unter anderem von 3D-Slicer, Plus, MeVisLab und Brainlab unterstützt [ETC⁺12]. In der Literatur finden sich viele Anwendungen in der Computer-assistierten Chirurgie, wie etwa in der Neurochirurgie [VKH⁺14] oder in der Roboter-assistierten Chirurgie [TTS⁺15].

3.6. Gewebemodellierung

Die *Gewebemodellierung* umfasst Verfahren, die aus präoperativer Bildgebung geometrische Modelle ableiten, Gewebedeformationen anhand von physikalischen Modellen simulieren, Gewebe visuell realistisch darstellen sowie Manipulationen simulieren. Dieser Abschnitt konzentriert sich auf Aspekte der geometrischen Modellierung und Deformationssimulation von Weichgewebe.

Die Grundlage der Gewebemodellierung ist die anatomisch korrekte Erstellung von virtuellen Modellen. Als Datenbasis werden in den meisten Fällen Volumenbilddaten verwendet, aus denen die Strukturen segmentiert werden. Im Allgemeinen erfolgt die Segmentierung (teil-)automatisiert. Wenn große Präzision erforderlich ist, werden genauere manuelle Segmentierungen benötigt. Die Gewebeparameter, wie Elastizität, Dichte, Permittivität, Dämpfungskoeffizienten oder Gewebefasersrichtungen werden meist als Materialeigenschaften beschrieben.

Es existieren allgemeine und patientenindividuelle Modelle. Allgemeine Modelle bilden meist eine durchschnittliche Anatomie ab, um eine größtmögliche Überdeckung mit den simulierten Eigenschaften zu erhalten. Häufig werden für die Modellbildung in diesem Fall die Daten des *Visible Human Project* verwendet [Ack98]. Für die Operationsplanung sind patientenindividuelle Modelle notwendig, da allgemeine Modelle wichtige geometrische Eigenschaften, die patientenabhängig sind, nicht abbilden können. Datengrundlage sind in diesen Fällen präoperative Bilddaten.

3.6.1. Deformationsmodelle

Je nach Anwendungsgebiet werden in der Deformationssimulation unterschiedliche Ansätze genutzt. Weit verbreitet sind *physikalische* und *geometrische Methoden* sowie *Verformungsverfahren*.

Physikalische Verfahren Die verbreitetsten physikalischen Verfahren sind das *Feder-Masse-Modell* und die *Finite-Elemente-Methode (FEM)*. Feder-Masse-Modelle zeichnen sich durch die Verwendung von virtuellen Masseknotten, mechanischen Federn und Dämpfungselementen aus, die in einem Polygonnetz angeordnet sind. Grundsätzlich zeichnet sich dieser Ansatz durch

3. Stand der Technik

geringe Leistungsanforderungen aus und lässt sich ohne Schwierigkeiten für Echtzeitanwendungen verwenden [Sch01]. Der Nachteil ist, dass eine gute Annäherung an reales Gewebeverhalten nur sehr aufwändig und unvollständig zu realisieren ist. Die FEM wird in Abschnitt 2.2.5 beschrieben. Diese Technik eignet grundsätzlich für die Weichgewebesimulation, da komplexes Materialverhalten und nicht lineare Deformationen abgebildet werden können.

Geometrische Verfahren Diese basieren auf der Zerlegung des zu deformierenden Modells in geometrische Primitive. Ein Beispiel ist die Methode des *Free Form Deformation (FFD)*, welche nicht das Objekt selbst verformt, sondern einen einfachen Hüllkörper [SP86]. Diese Methode ist für die Weichgewebemodellierung weniger geeignet, da komplexe Deformationen nicht genau genug abgebildet werden können [ZGZS01, ZGHD00].

Verformungsverfahren Hierbei wird von einer Ausgangsgeometrie ausgehend die Überführung in eine Zielgeometrie beschrieben. Das Ziel kann bspw. ein intraoperatives Patientenmodell sein, ausgehend von einem präoperativen. Die verbreitetsten Verfahren dieser Kategorie sind die elastischen Registriermethoden. Dabei werden zunächst Merkmale in beiden Modellen identifiziert und anschließend eine Interpolation zwischen diesen berechnet. Dabei werden keine Materialeigenschaften berücksichtigt, was zu stark fehlerhaften Deformationsergebnissen führen kann. Durch die Kombination von Verformungsverfahren mit weiteren, können präzisere Vorhersagen getroffen werden, was im Allgemeinen zu Lasten der Laufzeit geht. Elastische Registrierungsverfahren eignen sich für das Zusammenführen von präoperativen Tomografien, die zu unterschiedlichen Zeitpunkten oder mit alternativen Verfahren aufgezeichnet wurden, wie etwa PET⁴/CT- und CT-Scans [FBB⁺14]. Ein Überblick über diese Verfahren gibt [SDP13].

3.6.2. Anwendungsbeispiele

Beispiele für *allgemeine Modelle* sind Simulationen von mechanischen Belastungen des Schädels und des Gehirns zur Abschätzung von Verletzungsrisiken [MZJ⁺13] oder von elektromechanischen Eigenschaften des Herzens zur Erforschung von kardiovaskulären Erkrankungen [BRF⁺14, CCP⁺14, LAVH12, Tra11].

Die Erstellung patientenindividueller Modelle erfordert einen großen zeitlichen Aufwand und Expertise. Um diese Methode in die klinische Anwendung zu bringen, erscheint eine anwendungsspezifische Werkzeugunterstützung notwendig, die den Operateur bei der Modellerstellung unterstützt. Entsprechende Ansätze werden in der Literatur beschrieben und im Folgenden kurz vorgestellt. Dabei liegt der Fokus auf der Simulation von Weichgewebe und der Registrierung. Des Weiteren werden interessante Ansätze abseits davon vorgestellt, die für die Halsmodellierung relevante Erkenntnisse beschreiben.

Im Bereich der Halswirbelsäulen Chirurgie wird in [Sei07] ein Operationsplanungstool für minimal-invasive Interventionen vorgestellt. Die Halswirbelsäule, inkl. der Weichgewebeanteile, wird aus MRT- und CT-Daten geometrisch modelliert. Um zusätzliche Informationen für die Planung bereitzustellen, wird die Luftröhre ebenfalls segmentiert und modelliert. Es nutzt ein mechanisches Finite-Elemente-Modell der Halswirbelsäule. Als Materialparameter werden Durchschnittswerte angenommen. Für einen Überblick des Bereichs der Knochenmodellierung sei auf [PVWZ13] verwiesen.

Ein patientenindividuelles FEM-Modell der Herzklappe zum Zwecke der intraoperativen Planung wird in [VNR⁺06] beschrieben. Die Modellbildung erfolgt dabei auf Grundlage von Daten aus der 3D-Echokardiographie, das Ultraschall als Bildgebung nutzt und räumliche Informationen zeitlich auflösen kann. In der vorgestellten Arbeit wird ausschließlich die Geometrie bestimmt. Wenn

⁴Positronen-Emissions-Tomographie (PET): Bildgebendes Verfahren der Nuklearmedizin.

zusätzlich Gewebeelastizität und Druck in der Herzkammer aufgezeichnet und als Parameter bestimmt werden, kann prinzipiell eine intraoperative Simulation durchgeführt werden.

Zur Netzgenerierung wird in [MAB⁺15] ein weiterer Ansatz für die Herzkammermodellierung vorgestellt, welche Daten aus der CT-Angiographie⁵ und von Ultraschall nutzt. Bei der Modellbildung bzw. bei der geometrischen Beschreibung wird auf das vergleichsweise neue Verfahren der *Isogeometrischen Analyse* gesetzt, bei der statt eines klassischen Netzes sogenannte *NURBS (Non-Uniform Rational B-Splines)* verwendet werden, die auch in CAD-Anwendungen zum Einsatz kommen. Der Vorteil dieses Ansatzes ist, dass CAD-Modelle direkt für eine FEM-Analyse genutzt werden können, ohne zuvor in ein Netz umgewandelt werden zu müssen. In der vorgestellten Arbeit wird das Verfahren aus Gründen der besseren Performance und Parametrisierbarkeit vorgezogen. Mit NURBS lässt sich relativ einfach ein parametrierbares Modell erstellen, das nach der Segmentierung der Herzkammer an die reale Anatomie angepasst wird. Für die Materialeigenschaften werden Durchschnittswerte angenommen.

Auricchio et al. stellen ein patientenindividuelles Modell der Arteria carotis für die Simulation von Stentplatzierungen [ACF⁺13]. Für die Erzeugung des geometrischen Modells wird eine CT-Angiographie verwendet. Die Gefäße und die Ablagerungen werden getrennt mittels eines einfachen Schwellwertverfahrens, segmentiert und in ein Oberflächennetz umgewandelt. Anschließend werden die inneren und die äußeren Oberflächen identifiziert und zwischen diesen ein Netz generiert. Ablagerungen in den Gefäßen werden getrennt betrachtet und vernetzt. Für die Materialeigenschaften werden Durchschnittswerte aus der Literatur angenommen. Um das Setzen des Stents zu simulieren, werden das Arterienmodell, der Stent und der Katheter berücksichtigt.

Ein Modell des Gehirns zur Kompensation des Brain-Shifts, welches FEM nutzt, wird in [BBFV⁺14] beschrieben. Dabei werden präoperative MRT-Volumen mit intraoperativen CT-Volumen registriert, um während des Eingriffs die Eingriffsplanung zu aktualisieren. Das Modell beinhaltet unter anderem große Blutgefäße und die Zielstruktur, um deren Verschiebung vorherzusagen. Die patientenindividuelle Geometrie wird aus der präoperativen Bildgebung gewonnen. Das Modell berücksichtigt äußere Kräfte wie die Gravitation. Während der Operation wird nach einer initialen Registrierung der Bilddatensätze die Gehirnoberfläche, die in Kontakt mit Luft steht, segmentiert. Diese Luft dringt durch die Öffnung des Schädels ein. Die segmentierte Oberfläche wird für den Vergleich mit vorberechneten Modellvorhersagen genutzt, um die korrespondierende Konfiguration und somit das korrekte Registrierungsergebnis zu finden. Für die Materialeigenschaften werden Durchschnittswerte angenommen.

Bei Ganzkörperscans wird der gesamte Körper eines Patienten mittels Bildgebung aufgenommen. Um mehrere, zeitlich versetzte, Aufnahmen vergleichen zu können, müssen diese zueinander registriert werden. Die inneren Organe sind Verschiebungen und Deformationen unterworfen, weshalb rigide Registrierungsverfahren ungeeignet sind. Beispielhaft sei ein FEM-Modell des Torsos beschrieben, um diese Registrierung durchzuführen [LMJ⁺14, LWJ⁺14]. Das hier vorgestellte Modell wird genutzt, um die Verschiebevektoren der einzelnen Pixel zu bestimmen. Die Geometrie wird direkt aus den Voxeln des 3D-Volumens erzeugt. Um die Gewebetypen bzw. Organe den Elementen zuzuordnen, wird ein sogenannter *Fuzzy C-Means* Clustering-Algorithmus auf die Grauwerte angewendet. Für die speziellen Gewebeparameter werden Durchschnittswerte angenommen.

3.7. Abgrenzung der Arbeit

In dem vorgestellten medizinischen Stand der Technik wird deutlich, dass die minimal-invasive Chirurgie im Kopf-Hals-Bereich nur für bestimmte Anwendungen, wie bspw. Eingriffe an der

⁵CT-Angiographie: Bildgebungsverfahren zur Darstellung von Blutgefäßen mit Hilfe von CT-Kontrastmitteln.

3. *Stand der Technik*

Schilddrüse, etabliert ist. Insbesondere in der Tumorchirurgie im Halsbereich konnte Forschungsbedarf identifiziert werden. Das Standardverfahren bei der Lymphadenektomie ist der konventionelle Eingriff mit großen Schnitten und entsprechenden kosmetischen Ergebnis. Selbst die hier in Abschnitt 3.2.3 vorgestellte Arbeit von Lee et al. für eine minimal-traumatische Neck-Dissection benötigt nichtsdestoweniger einen relativ großen Zugangsschnitt [LKH⁺12]. In Abgrenzung dazu ist das Ziel dieser Arbeit die Etablierung der minimal-invasiven Tumorchirurgie mit kleinsten Zugangsschnitten unter Verwendung von endoskopischen Instrumenten.

Technisch erfordert dies die Etablierung einer Navigationsunterstützung des Chirurgen, welches die Weichgewebedeformation und -verschiebung berücksichtigt. Dies erfordert die Modellierung des Halses für die Registrierung zu den präoperativen Bilddaten und zur Vorausberechnung von Strukturverschiebungen. In der Literatur finden sich keine Konzepte, die diese Anforderungen für den Hals-Bereich erfüllen. Als vielversprechend erscheint die Nutzung eines FEM-basierten Modells.

Um das Verfahren in invitro-Tests bewerten zu können, erscheint ein multimodales, flexibles Halsphantom erforderlich. Weder auf dem kommerziellen Markt noch in der Forschung entsprechende Phantome verfügbar oder bekannt. Aus diesem Grund wird in dieser Arbeit ein neuartiges Phantom vorgestellt.

4. Entwurf eines ultraschallgestützten Navigationsverfahrens

In diesem Kapitel wird die Herleitung und der Entwurf eines ultraschallgestützten Navigationsverfahrens beschrieben. Dabei werden in Abschnitt 4.1 zunächst die Anforderungen analysiert und definiert. In Abschnitt 4.2 wird auf Grundlage der Anforderungsanalyse ein Navigationsverfahren vorgeschlagen.

4.1. Definition und Analyse der Anforderungen

In diesem Abschnitt wird zunächst ein Überblick über den allgemeinen Operationsverlauf eines minimal-invasiven Eingriffs im Kopf-Hals-Bereich gegeben, um im Weiteren einen repräsentativen Eingriff festzulegen, der eine größtmögliche Abdeckung der Anforderungen an das Navigationsverfahren erreicht. Auf zentrale Anforderungen wird in gesonderten Abschnitten genauer eingegangen, bevor die wichtigsten Erkenntnisse nochmals zusammengefasst werden.

4.1.1. Allgemeiner Operationsablauf mit unterstützendem Navigationssystem

Dieser Abschnitt konzentriert sich auf den eigentlichen Eingriff am Patienten und beschreibt bzw. ordnet die dafür relevanten Schritte, um einen Überblick für die Analyse zu erhalten. Dabei wird der Bereich der Diagnosefindung nicht näher beschrieben, da diese als gegeben angenommen wird.

Allgemein gliedert sich ein Eingriff im Kopf-Hals-Bereich in folgende zwei für die Navigation relevanten Abschnitte: Zum einen handelt es sich um die präoperative Phase, in der die Bildgebung und die Planung durchgeführt werden, zum anderen die intraoperative Phase, in der Registrierung und die eigentliche Navigation verwendet wird. Abbildung 4.1 zeigt ein Flussdiagramm, welches die wichtigsten Schritte einer Operation beinhaltet und im Folgenden ausgeführt werden.

In der präoperativen Phase wird mit Hilfe der Bildgebung, welche ohnehin häufig für die Diagnose durchgeführt wird, ein individuelles Modell des Patienten erstellt. Das bedeutet, dass die 3D-Volumen ein detailliertes Bild des Operationsbereiches bereitstellen, welches ausreichend klar vitale Strukturen sowie die pathologischen Bereiche darstellt. Durch eine Segmentierung der für die Operation wichtigen Strukturen entsteht ein Modell für die Planung, für die Registrierung, welche für die spätere Navigation entscheidend ist. Im Folgenden werden die wichtigsten zu segmentierenden Strukturen aufgelistet:

- Pathologische Strukturen, bzw. die zu erreichende Zielstruktur
- Strukturen, die für die Registrierung verwendet werden (z.B. Arteria carotis)
- Ggf. künstliche Fiducials, die für die Registrierung verwendet werden
- Vitale Strukturen, die während des Eingriffs nicht beschädigt werden dürfen
- Weitere Strukturen, die für die Modellbildung relevant sind (z.B. Halsaußengrenzen)

4. Entwurf eines ultraschallgestützten Navigationsverfahrens

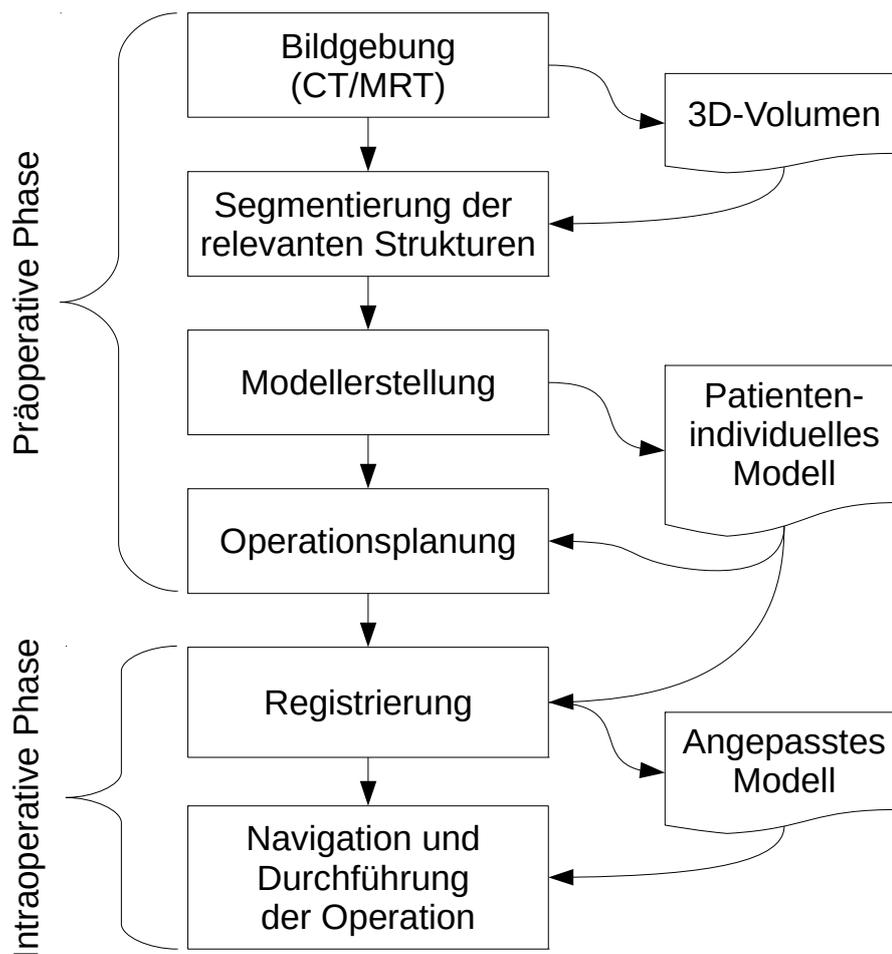


Abbildung 4.1.: Flussdiagramm: Allgemeiner OP-Verlauf bei Verwendung minimal-invasiver Techniken im Kopf-Hals-Bereich.

Für die Bildgebung können die etablierten Verfahren MRT und CT zum Einsatz kommen. Grundsätzlich hängt dies von der Verfügbarkeit der entsprechenden Ressourcen und dem individuellen Befinden des Patienten, welches berücksichtigt werden muss, ab.

In der Planungsphase wird die Lage der Arbeitskanäle der Instrumente vom Chirurgen grob festgelegt, um einen möglichst guten Zugang zu den Zielstrukturen mit einem ausreichenden Arbeitsraum zu erhalten und zugleich empfindliches sowie bedeutendes Gewebe so wenig wie möglich zu verletzen.

In der intraoperativen Phase wird das zuvor erstellte Modell genutzt, um die Zielstrukturen auch ohne Bildgebungsmodalität auffinden und wichtige Strukturen verschonen zu können. Der dabei bedeutendste Schritt ist die Registrierung des Patienten zum Navigationssystem und der präoperativen Bildgebung, welche die Navigation insgesamt erst ermöglicht. Die Registrierung wird entweder mit Hilfe künstlicher Fiducials durchgeführt oder natürlicher Landmarken wie etwa die Arteria carotis. Als zusätzliche Kontrollmöglichkeit bietet die intraoperative Bildgebung dem Operateur ergänzende Sicherheit in allen Operationsschritten.

Während des Eingriffs müssen zunächst die geplanten Arbeitskanäle geschaffen werden, das bedeutet, dass Trokare für die Instrumente geschaffen werden müssen. Zudem muss der Arbeitska-



Abbildung 4.2.: Lymphadenektomie (Quelle [GHHS07])

nal in die geplante Richtung vorangetrieben werden, was unter Kontrolle einer Bildgebung wie der Sonografie und/oder mit Hilfe der Navigation und des erstellten Modells geschieht. Sind die Zielstrukturen erreicht und der Arbeitsraum geschaffen, wird visuell per Endoskop der Eingriff weitergeführt.

4.1.2. Festlegung und Anforderungsbeschreibung eines repräsentativen Eingriffs

Um die Anforderungen präzise festlegen zu können, wird im Folgenden ein repräsentativer Eingriff im Kopf-Hals-Bereich festgelegt, der im weiteren Verlauf auch für Tests und die Evaluation geeignet ist. Derzeit wird de facto kein Eingriff minimal-invasiv durchgeführt, weshalb die Grundlage eine konventionelle Operation darstellt. Dabei sollte der zu Grunde liegende Eingriff über eine gewisse Relevanz in der klinischen Anwendung verfügen. Zusammenfassend muss die Auswahl einen großen Teil der folgenden Eigenschaften widerspiegeln.

- Häufigkeit des Eingriffs
- Standard-Operationsverfahren ist konventionell
- Möglichkeit der minimal-invasiven Umsetzung

Eine naheliegende Beispielprozedur stellt die vollständige Exstirpation eines oder mehrerer dicht beieinander liegender Lymphknoten dar. Die medizinischen Indikationen sind im allgemeinen Tumore in den Lymphknoten. Dabei werden die pathologischen Lymphknoten so freigelegt, dass diese nicht verletzt werden, um eine Streuung von unter Umständen erkranktem Gewebe zu vermeiden. Dieser Eingriff ist in der Klinik ein sehr häufiger, da er zur Standardbehandlung in der Krebschirurgie zählt, und ist entsprechend relevant [GS08]. Derzeit wird die Operation im Allgemeinen in einer offenen Technik durchgeführt. Durch die gute Zugänglichkeit der Lymphknoten kann dieser Eingriff auch minimal-invasiv ausgeführt werden. Abbildung 4.2 zeigt beispielhaft eine Lymphadenektomie als offene Operation.

4. Entwurf eines ultraschallgestützten Navigationsverfahrens

In der konventionellen Vorgehensweise werden vergrößerte Lymphknoten durch eine offene Operation mit entsprechender Narbenbildung entfernt. Dabei wird unter Umständen nicht einmal eine präoperative Bildgebung durchgeführt, da für die Diagnosestellung häufig Sonografie und haptische Untersuchungen ausreichen.

Der minimal-invasiv durchgeführte Eingriff wird grundsätzlich ähnlich durchgeführt. Der Unterschied ist, dass die Freilegung der Lymphknoten durch die in die Arbeitskanäle eingeführten Instrumente durchgeführt wird. Anschließend werden diese aus einem der Arbeitskanäle geborgen.

Soll eine minimal-invasive Exstirpation eines gesamten Lymphknotens am Hals geplant werden, muss bedacht werden, dass mehrere Arbeitskanäle notwendig sind. Der Operateur muss zwei Arbeitskanäle zur Präparation und einen Arbeitskanal zur optischen Kontrolle eben dieser mit dem Endoskop zur Verfügung haben. Somit müssen mehrere Instrumente mit dem Navigationssystem simultan detektierbar sein und in der Benutzeroberfläche dargestellt werden. Dabei muss unter Umständen ein Arbeitsraum am Rendezvous-Punkt der Arbeitskanäle erstellt werden.

Dabei ist zu berücksichtigen, dass die Lagerung des Patienten auf dem Operationstisch in den meisten Fällen grundlegend verschieden zur Lagerung während der Bildgebung ist. Dieser Unterschied ist der Hauptgrund, warum sich die Weichteileverschieblichkeit so stark auf die Brauchbarkeit der präoperativen Bilder und somit auf das Navigationsverfahren an sich auswirkt. Aus diesem Grund wird in dieser Arbeit der Beherrschung der Weichteileverschieblichkeit ein Schwerpunkt eingeräumt. Das bedeutet, dass die Möglichkeit geschaffen werden muss, mit Hilfe eines Modells die Verschiebung der Strukturen in Abhängigkeit zur Rotation und Neigung des Kopfes vorhersagen zu können. Somit kann letztlich die Vorhersage dafür genutzt werden, um die präoperativen Bilder entsprechend der intraoperativen Lage des Halses zu adaptieren.

Die erforderliche Genauigkeit wird von Chirurgen auf etwa 1-2 mm als Mindestanforderung beziffert. Diese Angabe leitet sich insbesondere von der unterstützenden Ultraschallbildmodalität ab. Bei Halsoperationen wird gewöhnlich ein entsprechender Transducer verwendet, der diese Bildauflösung erreicht.

Durch die minimal-invasive Technik wird die Operationszeit verlängert [KWG⁺01]. Der Einsatz des Modells benötigt zur Berechnung unter Umständen sehr lange Laufzeiten. Um die Gesamtoperationszeit dennoch in Grenzen zu halten, erscheint es sinnvoll, als Obergrenze für die Berechnungslaufzeit 5 min anzunehmen.

4.1.3. Charakterisierung der Verschieblichkeit und Deformation der Anatomie im Kopf-Hals-Bereich

Ausgangspunkt auf dem Weg hin zu einer modellbasierten, ultraschallgestützten minimal-invasiven Weichteilchirurgie im Kopf-Hals-Bereich stellt die Untersuchung der natürlichen Halsanatomie des Menschen dar [Col13]. Dazu wurden im Rahmen dieser Arbeit zunächst fünf gesunde, selektierte Probanden im MRT untersucht und die gewonnenen Datensätze analysiert. Abbildung 4.3 zeigt einen Probanden im MRT. MRT wurde trotz der aufwendigen und zeitintensiven Durchführung verwendet, da aufgrund der guten Auflösung der Zielstrukturen eine bessere Segmentierung von repräsentativen Strukturen möglich ist. In Abbildung 4.4 ist beispielhaft eine Segmentierung auf Höhe des C7-Halswirbels zu sehen, in der die Strukturen blau eingefärbt wurden. Mit Hilfe der MRT-Datensätze der Probanden wurden bedeutende Kollisionsstrukturen segmentiert, die im folgenden aufgelistet werden:

- Halsschlagader (*Arteria carotis communis*).
- Halsvene (*Vena jugularis*)
- Luftröhre (*Trachea*)

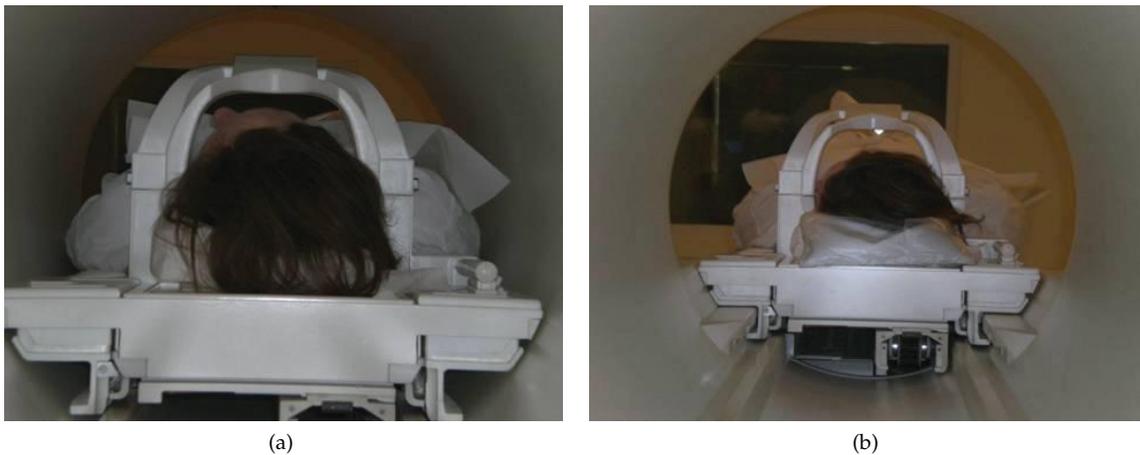


Abbildung 4.3.: Beispiele von Kopfpositionen eines Probanden im MRT während der Bildgebung. In beiden Bildern wird die Linksrotation des Kopfes gezeigt ((a) Kopf in 40°, (b) Kopf maximal rotiert). (Quelle: [Col13, S. 16])

- Kehlkopf (*Larynx*)
- Halswendermuskel (*Musculus sternocleidomastoideus*)
- Schilddrüse (*Glandula thyroidea*)
- Wirbelkörper

Bei jedem Probanden wurden auch Untersuchungen in verschiedenen Rotationspositionen (0°, 20°, 40°, 60°, maximal) durchgeführt. Gerade bei Rotationen kommt es zu einer Weichgewebsverschiebung der Halsweichteile und Kollisionsstrukturen. Der Betrag der Verschiebung im Weichgewebe wurde bislang in der Literatur nicht qualitativ untersucht, so dass keine vergleichbaren Daten vorlagen. Um zunächst ein grundlegendes Modell zu entwickeln und erste vergleichbare Ergebnisse zu erzielen, standen zunächst lediglich weibliche Probanden mit vergleichbarem Habitus (Körpergröße und BMI) zur Verfügung, um die Strukturverschiebungen zu untersuchen.

Die Auswertung der Daten zeigt, dass nicht zuletzt durch die verschiedenen Fasziennräume des Halses die Halsweichteile bestimmten Gesetzmäßigkeiten hinsichtlich Bewegungsrichtung und Betrag der Weichteilverschiebung folgen. Allerdings verhält sich die gemessene Verschiebung nicht linear zur Kopfdrehungsposition. Zudem ist die Verschieblichkeit deutlich ausgeprägter in Richtung Schädelbasis. Das bedeutet, dass ein einfaches lineares Modell der Weichteilverschiebung nicht als Annäherung angenommen werden kann.

4.1.4. Bedeutung präoperativer Bildgebung

Eine besondere Bedeutung kommt der präoperativen Bildgebung in dieser Arbeit zu. Zum einen ist diese grundsätzlich wichtig, um eine Planung des Eingriffs durchzuführen. Zum anderen werden die Bilddaten verwendet, um während des Eingriffs zu navigieren und Zielstrukturen auch ohne Ultraschallunterstützung aufzufinden. Des Weiteren werden die aufgezeichneten Volumen verwendet, um das Verfahren evaluieren zu können, insbesondere in Bezug auf die Genauigkeit.

Als geeignete Bildgebungsverfahren wurden MRT und CT in Betracht gezogen, da beide eine gute räumliche Auflösung neben ausreichenden bis sehr guten Weichteilabbildungseigenschaften besitzen. Obwohl das MRT-Verfahren viele Vorteile besitzt, wie etwa keine Belastung durch ionisierende

4. Entwurf eines ultraschallgestützten Navigationsverfahrens

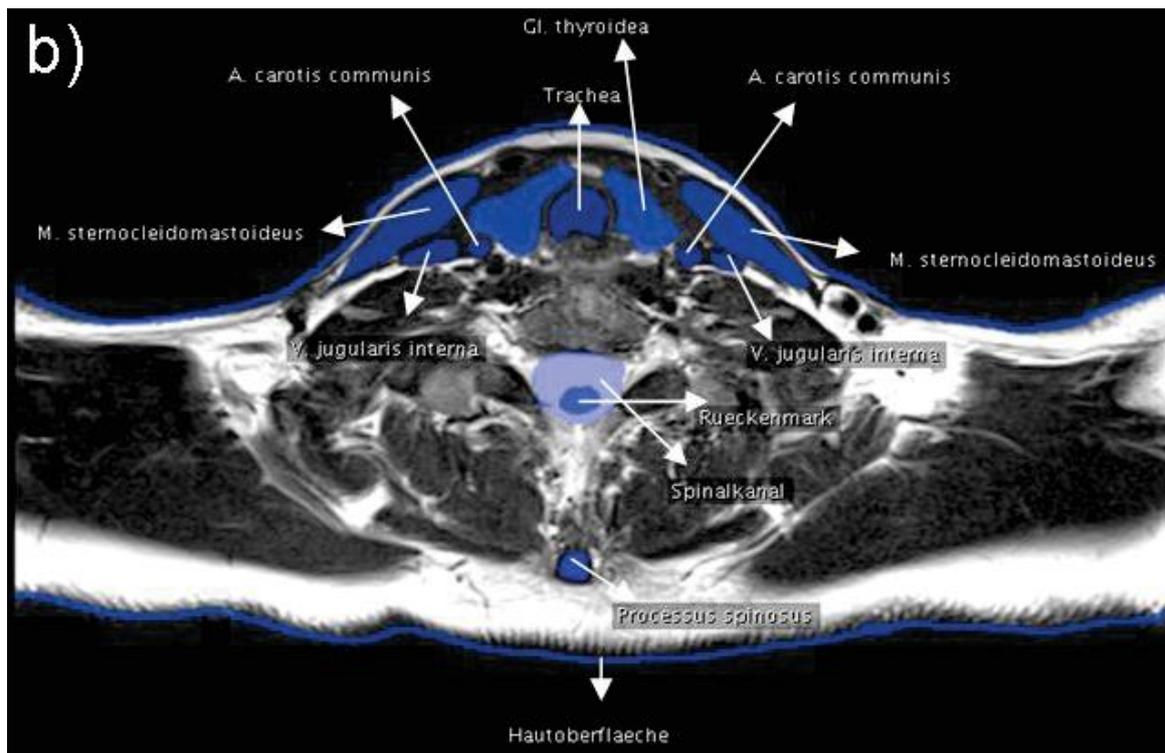


Abbildung 4.4.: Beispiel einer Segmentierung der Halsstrukturen aus der Halsstudie [Col13, S. 27]. Zu sehen ist ein Schnitt auf Höhe des C7 Halswirbels in der 0° Halsrotation. Die segmentierten Strukturen sind blau hervorgehoben.

Strahlung und sehr gute Eignung für Weichgewebe, wurde das CT-Verfahren favorisiert. Der Grund ist die sehr gute Verfügbarkeit, die im Vergleich zum MRT geringe Aufnahmezeit und die geringen Kosten. Insbesondere im Klinikalltag werden aus genannten Gründen bei Diagnosen mehrheitlich CT-Aufnahmen durchgeführt [OEC13]. Deshalb ist es erforderlich, dass das zu entwickelnde Navigationsverfahren sowohl CT als auch MRT kompatibel ist und identische Ergebnisse liefert.

4.1.5. Zusammenfassung der Anforderungen

Für die Navigation für die minimal-invasive Lymphknotenresektion im Kopf-Hals-Bereich sind zusammenfassend folgende Anforderungen von zentraler Bedeutung:

- Präoperative Bildgebung muss für Planung und spätere Navigation vorhanden sein.
- Intraoperative Bildgebung muss verfügbar sein. Ultraschall bzw. Sonografie eignen sich auf Grund der Eigenschaften hierfür.
- Prä- und intraoperative Bildgebung müssen während des Eingriffs registriert sein, um Navigation zu ermöglichen.
- Für die Registrierung muss ein patientenindividuelles Modell des Halses bereitgestellt werden, welches die Weichgewebeverschieblichkeit ausreichend genau abbilden kann.
- Die präoperativen Bilddaten müssen gemäß der intraoperativen Halslage transformiert werden, um Navigation zu ermöglichen.

- Um die Operationszeit nicht übermäßig zu verlängern, darf der Einsatz des Modells zur Registrierung fünf Minuten nicht überschreiten. Alternativ muss eine geeignete Vorberechnung erfolgen.
- Die Genauigkeit bei der Navigation zu einer Zielstruktur muss < 2 mm betragen.

4.2. Beschreibung des Navigationsverfahrens

In diesem Abschnitt wird aus den zuvor definierten Anforderungen ein Navigationsverfahren abgeleitet, welches auf die minimal-invasive Kopf-Hals-Chirurgie spezialisiert ist. Dieser Abschnitt beschreibt das vorgeschlagene Verfahren möglichst technikneutral. Dadurch ist die konkrete Umsetzung nicht von spezialisierten Verfahren oder herstellerspezifischer Hardware abhängig.

4.2.1. Registrierung der präoperativen Bildgebung mit der Operationssituation

Die Registrierung ist der bedeutendste Schritt im Verfahren, da die Genauigkeit der Navigation maßgeblich von ihr abhängig ist. Dabei sind zwei Verfahren untersucht worden. Zum einen die Nutzung künstlicher Landmarken, sogenannter Fiducials, und zum anderen die Verwendung natürlicher Landmarken. Einleitend muss noch festgestellt werden, dass alle beschriebenen Varianten die Fixierung des Kopf-Hals-Bereichs in der Operationslage vor der Registrierung vorsehen, um die diese im Laufe des Eingriffs nicht zu verlieren. Eine Umbettung des Patienten während der Operation bedeutet, dass die Registrierungsprozedur abermals durchgeführt werden muss.

Für alle Varianten muss eine geeignete Modellbildung der Weichgewebeverschieblichkeit durchgeführt werden, um eine ausreichend genaue Vorhersage der Strukturpositionen zu erhalten. Nur auf diese Weise kann die Registrierung erfolgreich durchgeführt werden. Dies bedeutet zudem, dass durch die Registrierung auch die Rotation und die Neigung des Halses bestimmt werden müssen.

Künstliche Landmarken

Bei der Nutzung künstlicher Landmarken müssen bei der präoperativen Bildgebung an dem Patienten Fiducials angebracht werden, die dieser auch bis zu und während der intraoperativen Phase tragen muss. Ansonsten kann die Registrierung nicht durchgeführt werden.

Ein Beispiel geeigneter Fiducials sind die Brainlab Marker, die in Abbildung 4.5 zu sehen sind, die mit CT und MRT kompatibel sind sowie die Möglichkeit eines speziellen Einsatzes für die Verwendung eines Zeigeinstruments bieten. Damit erfolgt die intraoperative Registrierung mittels eines Zeigeinstruments. Diese Marker werden auf die Haut des Patienten geklebt und je nach Bildgebung mit passenden Markern versehen. Bis zur und während der Operation verbleiben die Fiducials auf dem Patienten.

Die Platzierung auf der Halszone erscheint dabei erforderlich, um die Position der Zielstruktur innerhalb des Halses zu bestimmen. Eine Befestigung auf dem Kopf auf einer Zone mit rigiden Untergrund in Form von Schädelknochen ist nicht sinnvoll, da sich die Bewegung des Kopfes unabhängig zu der Bewegung der Zielstruktur verhält.

Nachteil des Verfahrens ist, dass sich die Landmarken oberflächlich auf dem Weichgewebe befinden und somit ein Rückschluss auf die Verformung im Inneren des Halses als sehr schwierig erscheint. Zudem muss die Registrierung in diesem Fall mit elastischen Methoden erfolgen, da auf dem Hals

4. Entwurf eines ultraschallgestützten Navigationsverfahrens

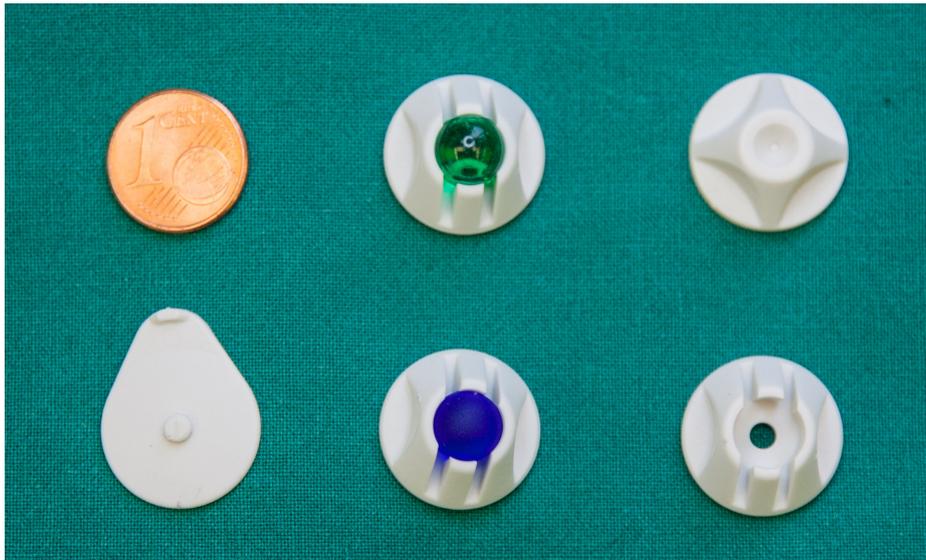


Abbildung 4.5.: Die verwendeten Brainlab-Marker. Im Bild zu sehen ist oben der grüne MRT-Marker und unten der blaue CT-Marker, die beide in Halterungssockel gefestigt sind. Ein Halterungssockel ohne Kugel ist rechts unten abgebildet. Die Halterung selbst wird auf den Sockel unten links gesteckt. Oben rechts ist die kegelförmige Öffnung für die Pointer-Landmarkenregistrierung zu sehen.

nicht von einer fixen Anordnung der Fiducials ausgegangen werden kann. In der Regel verschieben sich diese durch die Weichgewebeverschieblichkeit zueinander und bilden keine rigide Struktur, die zur Registrierung verwendet werden kann. Stattdessen ist es erforderlich die Verschiebung der Fiducials auszugleichen, was unter Umständen die Registrierengenauigkeit beeinflussen kann. Alternativ muss der Patient während der Bildgebung und der Operation die gleiche Lage einnehmen, was eine Fixierung des Kopf-Hals-Bereichs voraussetzt. Dieses Szenario ist aufgrund der resultierenden schlechten Zugänglichkeit für den Chirurgen nicht sinnvoll umsetzbar.

Eine alternative Platzierung der Fiducials beinhaltet die Verwendung von zwei jeweils rigiden Fiducialzonen, die in Abbildung 4.6 skizziert werden. Die eine befindet sich dabei am Schädelknochen, wie etwa der Stirnbereich, der freie Flächen für die Befestigung bietet. Die andere Zone wird auf dem Brustbein eingerichtet, die ebenfalls frei liegt. Um das Heben und Senken des Brustbeins bei der Atmung als mögliche Fehlerquelle bei der Registrierung zu vermeiden, wird vorgeschlagen, die Registrierungsprozedur während einer Atempause durchzuführen. Diese Pause kann relativ kurz sein, da die Markerpositionen lediglich mit einem Zeigeinstrument aufgezeichnet werden müssen. Da beide Zonen für sich rigide sind, kann eine einfache Landmarkenregistrierung verwendet werden. Durch die Rotation des Kopfes, kann die nun diese Bewegung relativ zu der Brustbeinfiducialzone beschrieben werden. Mit Hilfe eines geeigneten Modells des Halsgewebes in Abhängigkeit zur Kopfbewegung kann anschließend auf die Lage der Zielstruktur und die Form des umliegenden Gewebes geschlossen werden. Eine Fixierung des Kopf-Hals-Bereiches in die identische Lage während der Bildgebung ist nicht erforderlich.

Natürliche Landmarken

Bei der Nutzung natürlicher Landmarken werden charakteristische Strukturen im Kopf-Hals-Bereich verwendet, um eine Registrierung durchzuführen. Diese werden aus den präoperativ aufgezeichneten Bilddaten segmentiert. Zur intraoperativen Registrierung wird die Struktur mittels

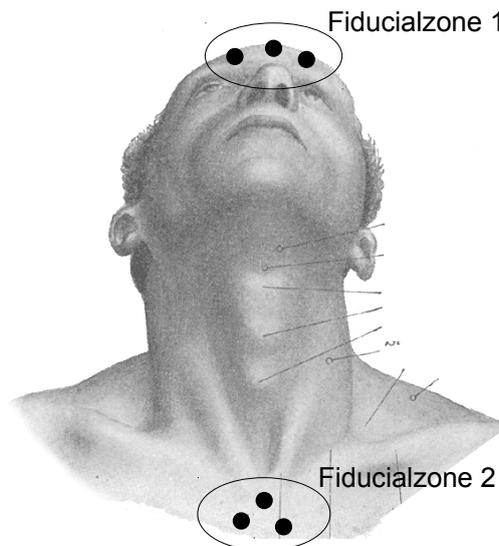


Abbildung 4.6.: In der Skizze werden die vorgeschlagene künstlichen Landmarken dargestellt. In beiden Zonen werden beispielhaft drei Fiducials angedeutet. Fiducialzone 1 befindet sich am Schädelknochen, Fiducialzone 2 auf dem Brustbein. (Bild des Halses: [GL18, S. 1195])

eines Freihand-3D-Ultraschalls aufgefunden und aus den aufgezeichneten Ultraschallbildern segmentiert. Die präoperative und die intraoperative Segmentierungen werden zur Registrierung verwendet. Je nach verwendeter Landmarkenstruktur können verschiedene Registrierungsmethoden zum Einsatz kommen.

Dabei ist darauf zu achten, dass bei der Verwendung des Ultraschallsystems sehr wenig, wenn möglich kein externer Druck mit dem Transducer auf den Kopf-Hals-Bereich ausgeübt wird. Ansonsten werden zusätzlich nur schwer zu kompensierende variable Deformationen eingebracht, was eine Modellbildung sehr erschwert.

Eine häufig eingesetzte Möglichkeit in etablierten Verfahren ist es, Knochenstrukturen als rigide Landmarken zu verwenden. Diese lassen sich im Allgemeinen gut in der Bildgebung erkennen und segmentieren. Dieses Verfahren wird nur als ein eingängiges Beispiel verwendet, da es offensichtlich in diesem Kontext nicht geeignet ist.

Die natürlichen Landmarken verschieben und deformieren sich mit der Kopffrotation und -neigung. Eine elastische Registrierung auf Grundlage eines passenden Modells erscheint notwendig. Eine gute Segmentierbarkeit ist für die Nutzung einer Struktur eine notwendige Voraussetzung. Geeignete Landmarken im Weichteilbereich werden im folgenden Abschnitt bestimmt.

4.2.2. Beherrschung der Weichteilverschiebung

Die Beherrschung der beschriebenen Weichteilverschiebung ist insbesondere für das Auffinden von Zielstrukturen notwendig, da sich die Strukturen unter dem Einfluss der Lagerung verschieben. Eine ausreichend präzise Vorhersage ist durch ein physikalisches Modell dieser Verschieblichkeit zu erreichen. Ein solches Modell muss die Veränderungen, d.h. Deformation und Verschiebung der Strukturen in Abhängigkeit zur Rotation und Neigung des Kopfes, beschreiben können.

4. Entwurf eines ultraschallgestützten Navigationsverfahrens

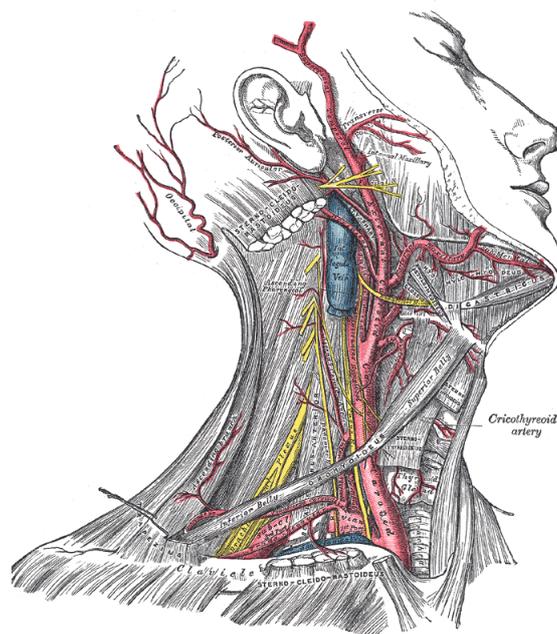


Abbildung 4.7.: Anatomie der Halsschlagader (*Arteria carotis communis*). Die Arterien sind rot eingefärbt. (Quelle: [GL18, S. 507])

Verschiedene in Frage kommende Verfahren wurden in Betracht gezogen, ein solches Modell zu beschreiben. Dabei musste auch die Berechnungszeit berücksichtigt werden, um den intraoperativen Einsatz zu ermöglichen. Somit ist das Modell der Randbedingung unterworfen, die Operationszeit nicht übermäßig zu verlängern. Nach den zuvor definierten Anforderungen sollte ein Berechnungszyklus fünf Minuten nicht überschreiten. Alternativ können wesentliche Berechnungen vor der Operation durchgeführt werden, um intraoperativ auf die Ergebnisse zurückgreifen zu können.

Bestimmung der zu modellierenden Strukturen

Bevor das Modell genauer beschrieben werden kann, muss zunächst bestimmt werden, welche Strukturen zumindest notwendig sind, um eine ausreichend genaue Vorhersage zu erreichen. Dabei wird auch auf die Eignung als natürlich Landmarke für die Registrierung eingegangen, da dies eine zentrale Anforderung darstellt.

Der Hals wird hauptsächlich von Muskel- und Bindegewebe durchzogen. Dieses erscheint in der Bildgebung als homogene Masse, weshalb diese für das Modell vernachlässigt werden kann. Im Folgenden werden nur markante Strukturen in Betracht gezogen, die deutlich in den Bildgebungsverfahren zu erkennen und zu unterscheiden sind. Abbildung 4.4 zeigt ein MRT-Schnittbild des Halses, in dem auch die beschriebenen Strukturen hervorgehoben wurden.

Halsschlagadern Eine besonders charakteristische und deutlich sichtbare Struktur im Kopf-Hals-Bereich sind die Halsschlagadern (*Arteria carotis communis*). Abbildung 4.7 zeigt die Anatomie der Arterie. Die Arterien durchziehen den gesamten Kopf-Hals-Bereich und eignen sich somit gut für die beschriebene Registrierung.

4.2. Beschreibung des Navigationsverfahrens

In der Bildgebung erscheinen die Gefäße im sagittalen Schnitt als schwarzer Kreis. Der Kontrast zum übrigen Gewebe ist hervorragend, da das von der Arterie geführte Blut zum großen Teil aus Wasser besteht. Somit hebt sie sich in allen Bildgebungsmodalitäten von ihrer Umgebung deutlich ab. Durch den deutlichen Kontrast erscheint eine automatische Segmentierung als realisierbar. Dadurch können 3D-Modelle der Arterien aus allen relevanten Bilddaten erzeugt werden.

Die Arterie pulsiert beständig, was insbesondere bei der Ultraschallbildgebung von Bedeutung ist. Denn das aufgezeichnete Volumen entsteht durch ein Freihand-3D-Ultraschallverfahren, was bedeutet, dass ein bedeutender zeitlicher Versatz zwischen dem ersten und letzten aufgezeichneten Bildern existiert. Demnach ist der Puls auf dem Volumen durch einen variablen Durchmesser der Arterie zu erkennen. Allerdings ist die Mittelachse dieses Gefäßes invariant bezüglich der Durchmesseränderungen. Das bedeutet, dass die Nutzung als natürliche Landmarke die Bestimmung ebendieser erforderlich macht, da ansonsten unter Umständen Ungenauigkeiten durch den Puls entstehen.

Diese Modelle können im nächsten Schritt in Beziehung zueinander gesetzt werden, in dem die Form bzw. die Deformation betrachtet wird. Aufgrund dieser Formveränderung kann auf Rotation und Neigung des Kopfes geschlossen werden, was wiederum für die Lokalisation der übrigen Strukturen genutzt werden kann. Um einen Rückschluss auf die intraoperative Halsposition herstellen zu können, erscheint es notwendig, die Ausgangshalsposition als Grundwahrheit während der präoperativen Bildgebung zu kennen. Deshalb muss das Aufnahmeprotokoll dahingehend erweitert werden, dass eine neutrale Kopfposition in 0° und ohne Kopfneigung gewährleistet werden kann.

Halsvenen Zu den charakteristischen Strukturen zählen ebenfalls die Halsvenen (*Vena jugularis*), die größtenteils oberflächlich direkt unter der Haut quer über den Halswendermuskel verlaufen.

Die Venen lassen sich in allen relevanten Bildgebungsverfahren gut darstellen und differenzieren. Allerdings sind die Venen aufgrund des geringen Innendrucks des Bluts sehr einfach deformierbar und leicht mit relativ wenig Druck vollständig aufzustauen. Diese Eigenschaft lässt sie beim Einsatz des Ultraschalls zur Registrierung als wenig nützlich erscheinen, da bereits ein geringer Druck des Transducers auf die Vene diese stark deformiert. Dadurch wird eine Registrierung zusätzlich erschwert, da die variable Deformation der Venen im Modell berücksichtigt werden müsste.

Halswendermuskel Eine weitere in Frage kommende Struktur ist der Halswendermuskel (*Musculus sternocleidomastoideus*), der den gesamten Kopf-Hals-Bereich durchzieht. Abbildung 4.8 zeigt die Anatomie.

Der Muskel lässt sich ausreichend gut von dem übrigen Gewebe differenzieren und somit kann eine automatische Segmentierung im Prinzip ermöglicht werden. Da der Muskel den gesamten relevanten Kopf-Hals-Bereich abdeckt, erscheint eine erfolgreiche Anwendung bei der Formvorhersage möglich.

Berücksichtigt werden muss dabei, dass sich Muskelgewebe selbst bei Anspannung deformiert, was die folgende Registrierung erschweren kann. Aus diesem Grund muss möglichst der gleiche Zustand des Muskelgewebes in allen relevanten Situationen hergestellt werden. Beim Eingriff selbst wird ein Relaxationspräparat verabreicht, welches die Muskulatur vollständig entspannt. So muss letztlich noch bei der Bildgebung dafür Sorge getragen werden, dass der Patient die Möglichkeit hat, seine Halsmuskulatur ausreichend zu entspannen. Nichtsdestoweniger ist der Halswendermuskel aufgrund der Gewebeeigenschaften keine formstabile Struktur. Er ist Längenänderungen durch Streckungen etwa durch Rotation des Kopfes unterworfen, was die Nutzung in diesem Rahmen einschränkt.

4. Entwurf eines ultraschallgestützten Navigationsverfahrens

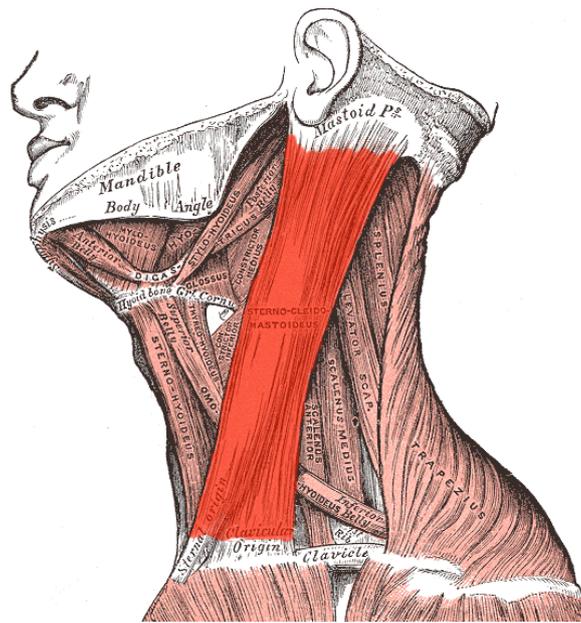


Abbildung 4.8.: Anatomie der Hals- und Nackenmuskulatur. Der hellrot markierte Muskel ist der Musculus sternocleidomastoideus. (Quelle: [GL18, S. 385])

Halswirbelsäule Die Halswirbelsäule bildet das Knochengestütze mit zentralem Sitz und besitzt ein hohes Maß an Beweglichkeit. In der Bildgebung ist sie in CT- und MRT-Daten gut zu erkennen. In der Sonografie kann sie auf Grund der zentralen Lage und der relativ geringen Eindringtiefe der Ultraschallwellen nicht dargestellt werden. Dies gilt für das Standardverfahren in der Halssonografie, welches im Allgemeinen mit 7,5 MHz arbeitet und einer Eindringtiefe von etwa 5–7 cm ([LSS09]).

Aufgrund der Nichtsichtbarkeit im für das Navigationsverfahren wichtigen Ultraschallverfahren, kann die Wirbelsäule im Modell vereinfacht dargestellt oder sogar vollständig vernachlässigt werden. Da die Wirbelsäule eine sehr flexible Struktur ist, erscheint es möglich, dass ihr Beitrag zur Vorhersage nicht signifikant ist.

Luftröhre und Kehlkopf Die Luftröhre (*Trachea*) und der Kehlkopf (*Larynx*) sind sehr gut auf CT- und MRT-Aufnahmen zu erkennen und zu differenzieren. In der Ultraschallbildgebung hingegen ergibt sich die Problematik, dass Luftröhre und Kehlkopf Knorpel enthalten und im Inneren einen mit Luft gefüllten Hohlraum besitzen. Schallwellen werden vom Knochen vollständig reflektiert bzw. absorbiert. Für den Hohlraum gilt, dass dieser die Schallweiterleitung effektiv unterbindet. Aus diesem Grund erscheinen beide Strukturen als Schallschatten und Artefakte erzeugende Bereiche, die somit keinen Beitrag zur Registrierung liefern können.

Aus Sicht der Bildgebung können Luftröhre und Kehlkopf demnach vernachlässigt werden, weshalb sie lediglich in vereinfachter Form in das Modell eingehen oder, falls möglich, weggelassen werden können.

Schilddrüse Die Schilddrüse (*Glandula thyroidea*) ist in der Bildgebung sehr gut zu differenzieren; das gilt für alle in dieser Arbeit relevanten Verfahren. Durch die geringe räumliche Ausdehnung des Organs ist sie jedoch nicht als natürliche Landmarke geeignet.

Die Schilddrüse ist häufig Objekt eines Eingriffes im Kopf-Hals-Bereich. Durch die günstige Lage nahe der Oberfläche und kurz oberhalb des Brustbeins haben sich in diesem Bereich minimal-invasive Verfahren etabliert. So kann sehr einfach der nötige Arbeitsraum für die Instrumente und einen direkten Eingriff geschaffen werden. Aus diesem Grund steht die Schilddrüse nicht im Fokus dieser Arbeit, in der neuartige minimal-invasive Methoden mit alternativen Zugängen betrachtet werden.

Modellbildung

Das zur Modellbildung eingesetzte Verfahren muss in ausreichendem Maße die Gewebeeigenschaften des Halsgewebes abbilden können. In dieser Arbeit wurde das Verfahren der Finiten-Elemente-Methode ausgewählt, um ein geeignetes Vorhersagemodell des Gewebes zu erstellen. Die Vorteile gegenüber Alternativen, wie etwa dem Masse-Feder-System, sind unter anderem:

- Deformationen, die sich auf das gesamte Modell auswirken, können korrekt abgebildet werden.
- Materialeigenschaften können relativ genau und differenziert modelliert werden.
- Insgesamt sind realistischere Modellvorhersagen möglich.

Ein bedeutender Nachteil ist jedoch, dass aufgrund der komplexen und somit rechenintensiven Operationen eine lange Laufzeit für einen Zyklus berücksichtigt werden muss. Um diesem Umstand zu begegnen, können verschiedene Optimierungsmethoden angewandt werden, die insbesondere auf die Reduzierung der Komplexität zielen:

- Reduzierung der Netzdichte.
- Reduzierung des Modells auf die nötigsten zu simulierenden Strukturen.
- Vermeidung von komplexen Kontaktflächen zwischen Modellstrukturen.
- Einsatz von vorberechneten Daten.

Das Ziel ist es, auf diese Weise ein vereinfachtes Modell zu erzeugen, welches die Anforderungen in Hinblick auf Vorhersagegenauigkeit und Laufzeit erfüllen kann. Dies kann insbesondere erreicht werden, indem große Teile der differenzierten Strukturen zu einem homogenen Material zusammengefasst und vereinfacht werden. Die in Frage kommenden Strukturen wurden in Abschnitt 4.2.2 bestimmt. Diese Vereinfachung muss sorgfältig evaluiert werden, damit die grundlegenden Aufgaben erfüllt werden können. Die Evaluation kann insbesondere anhand von Vergleichen mit der in Abschnitt 4.1.3 beschriebenen Probandenstudie durchgeführt werden.

Einsatz des Modells

Das Modell ist in erster Linie zur Unterstützung der intraoperativen Registrierung mit Landmarken bestimmt. Dabei ist zu unterscheiden, ob künstliche oder natürliche Landmarken verwendet werden. Die grundlegenden Vorgehensweisen werden in Abschnitt 4.2.1 vorgestellt. Beide Varianten haben gemein, dass auf Grundlage der Verschiebung bzw. der Deformation der Landmarken auf die Halsrotation zurückgeschlossen werden muss. Das bedeutet, dass diese Landmarkenbewegung als Eingabe für das Modell dient, auf deren Grundlage anschließend die Berechnungen durchgeführt werden. Die Ergebnisse sind die angenommene Halsrotation und -deformation und darauf basierend die Verschiebung der modellierten Halsstrukturen. Mit diesen Daten wird die präoperative Bildgebung mit dem resultierenden Verschiebevektorfeld an die intraoperative Situation angepasst.

4. Entwurf eines ultraschallgestützten Navigationsverfahrens

Künstliche Landmarken Bei der Verwendung von künstlichen Landmarken müssen beide fixe Regionen in dem Modell markiert werden. Durch Aufzeichnen bzw. Segmentierung der fixierten intraoperativen Positionen kann anschließend auf die Halsrotation geschlossen werden.

Natürliche Landmarken Dazu muss der Operateur zunächst den Bereich mit dem Freihand-3D-Ultraschall abtasten, um ein Ultraschallvolumen der Strukturen zu erhalten, das die Landmarken enthält. Nach der Segmentierung dieser Marken kann anhand eines geeigneten Vergleichs von ausgewählten Merkmalen auf die Rotation und Deformation geschlossen werden.

4.2.3. Unterstützung durch Live-Bildgebung

Um dem Chirurgen neben der Navigationsunterstützung mittels adaptierter präoperativer Bildgebung noch eine Plausibilitätsprüfung zu ermöglichen, ist eine Live-Bildgebungsmodalität essentiell. Dazu eignet sich die Sonografie im speziellen aufgrund der einfachen Anwendung und der geringen Belastung für den Patienten sehr gut. Das Ultraschallbild kann durch das Tracking in einer 3D-Darstellung im Kontext der angepassten präoperativen Bildgebung angezeigt werden.

4.2.4. Zusammenfassung des Verfahrens

Im Folgenden wird anhand des Flussdiagramms 4.9 das vorgeschlagene Verfahren zusammenfassend dargestellt.

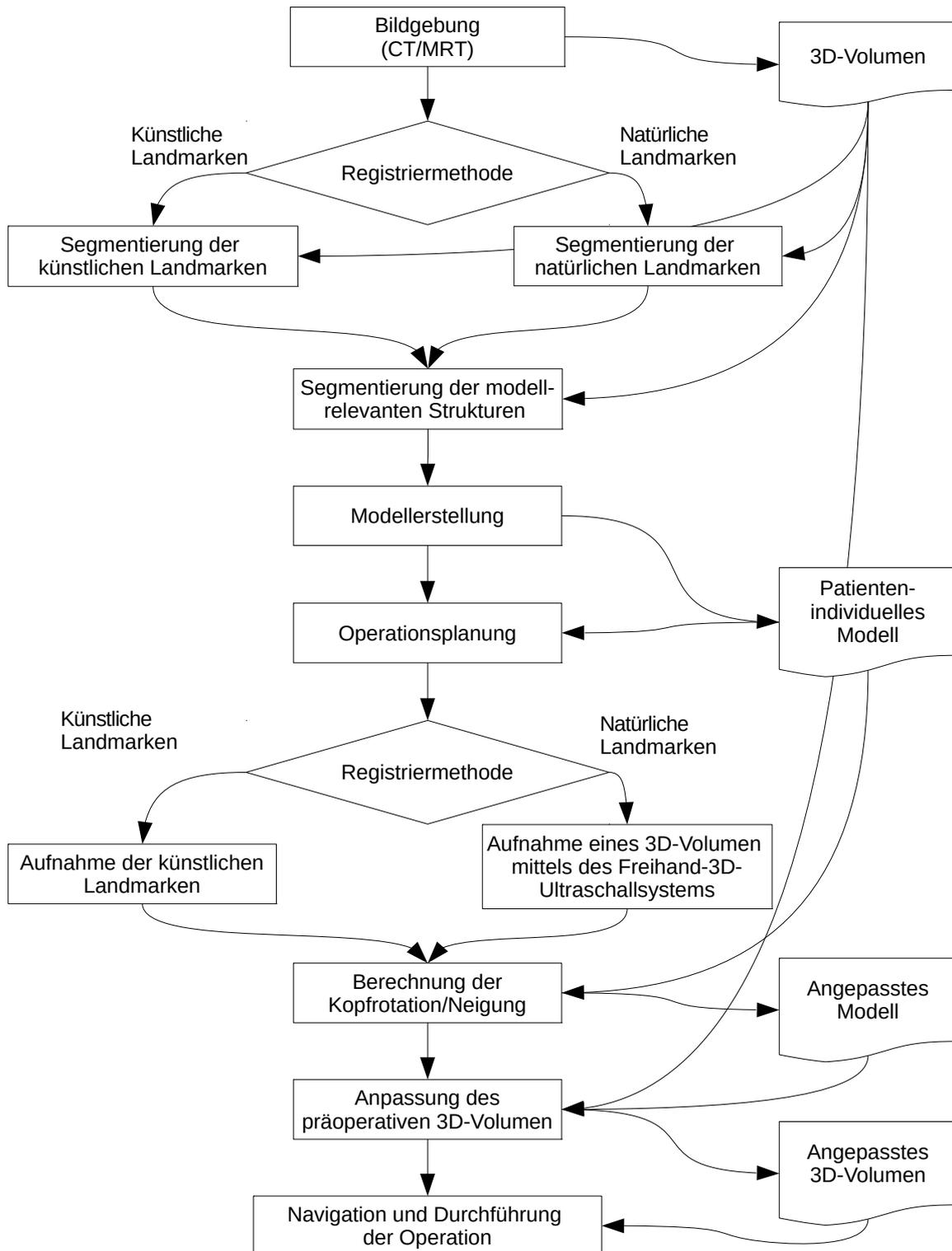


Abbildung 4.9.: Flussdiagramm des vorgeschlagenen Navigationsverfahrens.

5. Umsetzung eines Prototyps des ultraschallgestützten Navigationsverfahrens

In diesem Kapitel wird die Umsetzung des ultraschallgestützten Navigationsfahrens in einen Prototyp beschrieben, welches in Kapitel 4 definiert wurde. Dabei wird nicht das gesamte beschriebene Verfahren umgesetzt, sondern die wichtigsten Teile, welche für die Bewertung von Bedeutung sind.

5.1. Entwicklung eines Freihand-3D-Ultraschall-Systems

5.1.1. Anforderungen an ein unterstützendes Ultraschallsystem

Um ein geeignetes Ultraschallsystem bereitzustellen, ist es nötig, es auf den Einsatz im Halsbereich abzustimmen. Dazu zählt eine geeignete Ultraschallsonde und ein Ultraschallsystem, welches die Möglichkeit bietet, die Bilddaten für die Weiterverarbeitung direkt zu exportieren. Des Weiteren muss ein geeignetes Trackingsystem ausgewählt werden, welches auch den medizinischen Anforderungen genügt. Diese Daten müssen anschließend zu einem getrackten Ultraschallbild fusioniert werden, was eine geeignete Kalibrierung und Verarbeitung voraussetzt.

5.1.2. Beschreibung der Komponenten

Im Folgenden werden die Einzelkomponenten und deren Eigenschaften beschrieben, die für die Umsetzung des Prototyps verwendet wurden.

Ultraschallforschungsplattform DiPhAS

Die Ultraschallforschungsplattform *DiPhAS* (*Digital-Phased-Array-System*) wird vom *Fraunhofer IBMT* (*Institut für Biomedizinische Technik*) entwickelt und vertrieben. Das hier verwendete System ist auf sonografische Anwendungen spezialisiert. Über Standardschnittstellen können übliche am Markt erhältliche Ultraschallsonden angesteuert werden. Hardware-seitig besteht es aus einem Standard-PC und einer über USB angeschlossenen FPGA¹-basierten Hardware zur Signalverarbeitung. Software-seitig ist die Verarbeitung und Darstellung auf einem auf Microsoft Windows laufenden Programm mit dem Namen *SonoPilot* implementiert. Ein Bildschirmfoto ist in Abbildung 5.1 dargestellt.

Daneben gibt es die Möglichkeit des Zugriffs auf die verschiedenen Rohdaten des Systems sowie Eingriffsmöglichkeiten in die Verarbeitungspipeline. So kann bspw. das Beamforming frei gesteuert werden oder auf die Bilddaten zur weiteren Verarbeitung zugegriffen werden. Eigene Module bzw.

¹FPGA: Field Programmable Gate Array

5. Umsetzung eines Prototyps des ultraschallgestützten Navigationsverfahrens

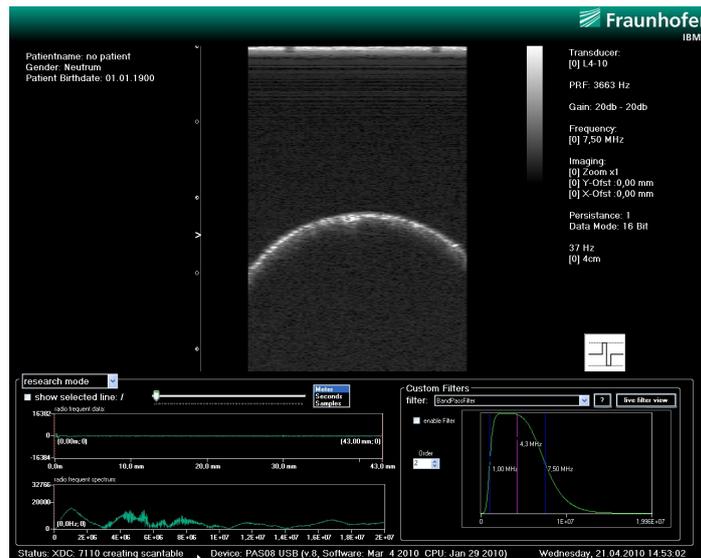


Abbildung 5.1.: Bildschirmfoto: SonoPilot

Algorithmen können über eine Microsoft .Net Programmierschnittstelle eingebunden werden, die zudem über eine eigene Benutzerschnittstelle innerhalb der SonoPilot-Software konfiguriert werden können. Weitere Details zum DiPhAS finden sich in [HWG⁺09].

Ultraschallsonde

Als Ultraschallsonde wird ein Lineartransducer genutzt, der für die Bildgebung im Halsbereich optimiert ist. In diesem Prototyp wird der *Vermon L7* mit der Einsatzfrequenz von 7,5 MHz verwendet (siehe Abbildung 5.2). Die verwendete Frequenz bedeutet eine Eindringtiefe von ca. 3–4 cm bei einer axialen Auflösung von ca. 1–1,2 mm. Der Transducer besitzt 128 Piezoelemente auf einer Breite von 4 cm, was eine laterale Auflösung von 1–2 mm ermöglicht. Eine größere Eindringtiefe ist für die Anwendung am Hals nicht erforderlich. Die Sonde bietet eine ausreichende Auflösung für Feinnadelbiopsien.



Abbildung 5.2.: Vermon L7 (Quelle: [ver])

Trackingsystem

Als Trackingsystem kommt das *Polaris-System* von *Northern Digital Inc. (NDI)* zum Einsatz. Das verwendete Gerät wird in Abbildung 5.3 dargestellt. Es wurde speziell für den Einsatz im medizinischen Umfeld entwickelt und wird in verschiedenen Medizinprodukten eingesetzt. Das Polaris-System basiert auf einem optischen Tracking-Verfahren, welches passiv reflektierende Marker-Kugeln (Durchmesser: 11,52 mm) mit einer infrarotempfindlichen Stereokamera aufnimmt. Diese Marker-Kugeln werden durch eine integrierte Infrarotlichtquelle beleuchtet. Durch die Nutzung von bekannten Geometrien der Marker können Position und Orientierung berechnet werden. Als Minimum für einen Marker sind drei Kugeln erforderlich. Darüber hinaus werden auch aktive Marker unterstützt, die selbst Infrarotlicht emittieren, die in dieser Arbeit nicht verwendet werden. Mit diesen ist es möglich höhere Genauigkeit zu erreichen.



Abbildung 5.3.: NDI Polaris Trackingsystem

Die vom Hersteller angegebene Genauigkeit bei der Verwendung von passiven Markern liegt bei 0,35 mm (quadratisches Mittel). Das Erfassungsvolumen besitzt annähernd die Form einer Pyramide und ist maximal 1,6 m³ groß [WTF04]. Die Aktualisierungsrate liegt bei bis zu 60 Hz. Das verwendete Polaris-System wird über eine RS-232 Schnittstelle über einen Standard-PC angesteuert.

Plus-Softwarebibliothek

Als Verarbeitungssoftware wird die Plus-Softwarebibliothek verwendet, die in Abschnitt 3.4.3 vorgestellt wurde. Von der Vielzahl an Komponenten werden insbesondere die Kalibrierung (zeitlich und räumlich), die Fusion von Tracking- und Bilddaten, die 3D-Volumenrekonstruktion sowie die Ansteuerungsschnittstelle zum NDI Polaris-System verwendet. Die getrackten Ultraschalldaten sowie die Positions- und Orientierungsdaten weiterer getrackter Instrumente werden über einen OpenIGTLink-Server bereitgestellt. Darüber hinaus nimmt der Plus-Server Steuerungsbefehle zum Starten und Stoppen von Aufnahmen und zur Rekonstruktion an.

Um die räumliche Kalibrierung des 3D-Ultraschalls durchzuführen, werden Scans einer bekannten Geometrie bzw. eines Kalibrierphantoms im Wasserbad durchgeführt. Eine Reihe von Phantomgeometrien werden von Plus unterstützt, für die technische Beschreibungen in Form von CAD-Daten bereitstehen. In dieser Arbeit wurde ein N-Wire Phantom verwendet, das aus Kunststoff auf einer CNC-Maschine gefertigt wurde (siehe Abbildung 5.4).

5. Umsetzung eines Prototyps des ultraschallgestützten Navigationsverfahrens

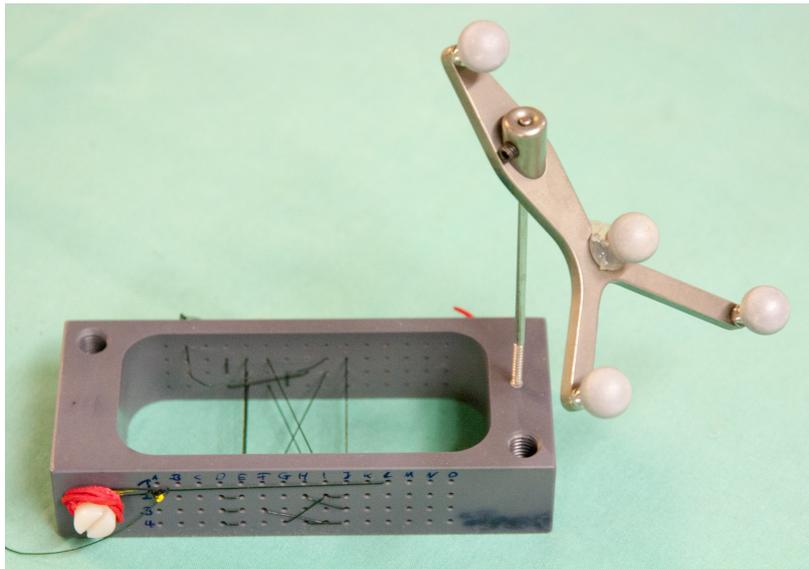


Abbildung 5.4.: Das verwendete Kalibrierphantom mit Trackingkörper. Zu sehen sind in der Öffnung zwei Lagen von N-förmigen Fäden.

5.1.3. Bildverbesserung für Ultraschall

Um die Bildqualität der Ultraschallbilder zu verbessern, insbesondere in Hinblick auf die Rekonstruktion von Volumen, wurde ein SRAD-Filteralgorithmus² zur Speckle-Reduktion verwendet [YA02]. Damit dieser performant und ohne bedeutende Latenz ausgeführt werden kann, wurde eine GPU-Implementierung als Modul in der Plus-Softwarebibliothek integriert. Die Ausführungszeit liegt bei guter Rauschunterdrückung bei $<0,1$ s und ist somit vernachlässigbar.

5.1.4. Integration der Komponenten

Die beschriebenen Komponenten bilden nach einer umfangreichen Kalibrierung und Konfiguration das Freihand-3D-Ultraschallsystem. Zentrale Komponente, in der alle Datenströme zusammenlaufen, ist das Plus-System, welches auf einer leistungsfähigen Workstation installiert wurde. Abbildung 5.5 zeigt einen Systemüberblick. Die Integration wird im Detail im Folgenden beschrieben.

OpenIGTLink-Modul für das DiPhAS

Als erster Schritt war es erforderlich die vom Ultraschallgerät erzeugten Bilder dem Plus-System bereitzustellen. Da das DiPhAS auf der .NET-Plattform aufbaut, die auf Grund technischer Rahmenbedingungen nicht für eine direkte Einbettung für das auf C++ basierte Plus geeignet ist, war es notwendig, die Bilddaten auszuleiten. Es wurde sich für die Implementierung einer Netzwerkschnittstelle entschieden, die durch den Vorteil der losen Kopplung noch die Möglichkeit der physischen Trennung der Bildgebungs- und Verarbeitungshardware bietet. Auf diese Weise konnten die Beschränkungen der DiPhAS-Hardware vermieden werden und stattdessen eine für die Anwendung ausreichend leistungsstarke Workstation verwendet werden.

²SRAD: Speckle Reducing Anisotropic Diffusion

5.1. Entwicklung eines Freihand-3D-Ultraschall-Systems

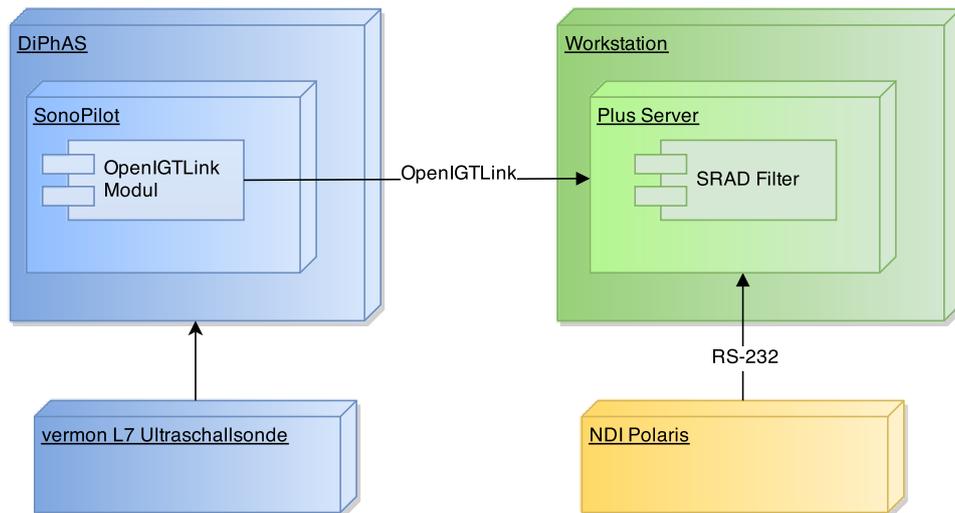


Abbildung 5.5.: Deploymentdiagramm: Verteilung der Hard- und Softwarekomponenten des Freihand-3D-Ultraschalls.

Da das Plus-System bereits eine Implementierung der OpenIGTLink-Schnittstelle für die Anbindung externer Bildgebungsgeräte und Trackingsysteme mitbringt, wurde für die Netzwerkanbindung auch ebendieses Protokoll verwendet. OpenIGTLink ist Plattform-unabhängig, allerdings existiert keine Referenzimplementierung in C# für die .NET-Plattform. So war es erforderlich, eine eigene Implementierung des Protokolls anzufertigen. Diese stellt die Server- und Client-Funktionalität sowie die für die Anwendung wichtigsten Nachrichtentypen der Protokollversion 2 bereit. Die implementierten Typen sind:

- IMAGE
- POSITION
- STATUS

Integriert wurde die OpenIGTLink-Implementierung in einem DiPhAS-Modul mit Konfigurationsbenutzeroberfläche für die SonoPilot-Software. Das Modul konvertiert die DiPhAS-Bilddaten in das OpenIGTLink-Format `IMAGE`. Dazu werden neben den Pixeldaten auch die Pixelabstände ausgelesen. Die Bilddaten werden von einem OpenIGTLink-Server bereitgestellt, der über die Benutzeroberfläche konfiguriert und gesteuert werden kann (siehe Abbildung 5.6).

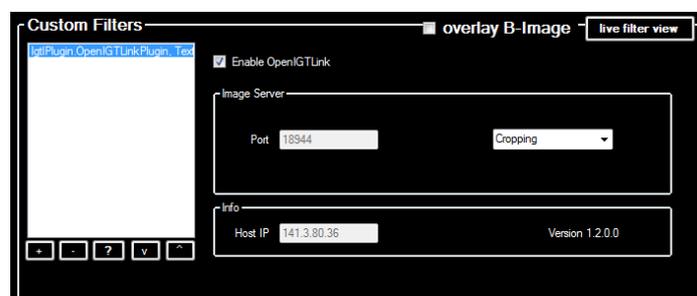


Abbildung 5.6.: OpenIGTLink Modul: Konfigurationsoberfläche

5. Umsetzung eines Prototyps des ultraschallgestützten Navigationsverfahrens

Anbindung der Polaris

Das Polaris-Trackingsystem wird mit einer RS-232 Schnittstelle über die Workstation eingebunden. Dabei wird das Gerät über die Schnittstellenimplementierung des Plus-Systems angesteuert.

Integration der Ultraschallsonde

Die verwendete Standardultraschallsonde besitzt keinerlei Unterstützung für von Trackingsystemen verwendeten Markern. So wurde eine spezielle Halterung für die Markerkugeln aus Aluminium gefertigt, auf die vier Kugeln asymmetrisch verteilt wurden. Aluminium wurde aus Stabilitäts- und Genauigkeitsgründen ausgewählt, da ein Robotereinsatz der Sonde auch ermöglicht werden sollte und die Markerkugeln wiederholbar präzise per Schraubgewinde eingesetzt werden können. Abbildung 5.7 zeigt die Halterung mit Markerkugeln und Schnellkupplung für den Einsatz am Roboter.

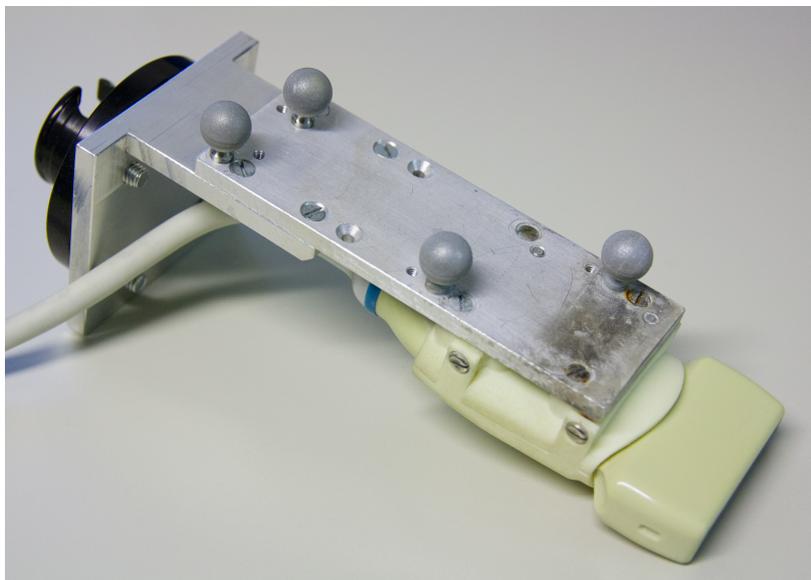


Abbildung 5.7.: vermon L7 Ultraschallsonde mit Markerhalterung. Am oberen Ende der Konstruktion ist der Ansatz der Roboterschnellkupplung zu sehen.

Um die Halterung auf der Sonde zu fixieren, wurde eine passgenaue Fixierungsvorrichtung entworfen, auf der die Markerhalterung verschraubt wurde. Als Grundlage für den Entwurf dienten CAD-Daten des Sondengehäuses, um die herum die Vorrichtung konstruiert wurde. Das Bauteil wurde mittels 3D-Druckverfahren aus Kunststoff gefertigt. Als zusätzliche Stabilisierung und zur Verbesserung der Passung wurden dünne Gummimatten eingesetzt. Um die Verbindung zwischen der Fixierung und der Markerhalterung herzustellen, wurden Gewindebuchsen verklebt.

Kalibrierung des Systems

Für die Kalibrierung des Systems ist es zum einen erforderlich, die Transformation zwischen Ultraschallbild und Sondenmarker zu ermitteln. Zum anderen müssen Latenzen mittels einer zeitlichen Kalibrierung berücksichtigt werden, die zwischen DiPhAS, Workstation und Tracker vorhanden sind.

Die Synchronisation der Datenströme erfolgte auf Grundlage von Zeitstempeln. Um auf allen eingesetzten Rechnern (Workstation und DiPhAS) die gleiche Zeitbasis zu garantieren, wurden die Systemuhren über NTP³ synchronisiert. Der zwischen Tracker und Ultraschallgerät bestehende Zeitunterschied wurde mit den vom Plus-System zur Verfügung gestellten Methoden bestimmt. Die räumliche Kalibrierung erfolgte ebenfalls mit den Plus-Verfahren und nutze das beschriebene Kalibrierphantom.

Der erreichte räumliche Kalibrierungsfehler betrug 0,65 mm (quadratischer Mittelwert). Der Zeitversatz zwischen den Bild- und Trackingdaten betrug 241 ms, d. h. dass das Bild in dieser Zeitspanne nach der Position und Orientierung bereit steht.

5.2. Robotergestützte Ultraschalltomografie

Die Akquisition von präzisen 3D-Volumen ist bedeutsam für die erreichbare Genauigkeit in der Registrierung und der Navigation. Aus diesem Grund erscheint die Nutzung eines Roboters zur präzisen Führung der Ultraschallsonde als vielversprechend. Es können so parallele und äquidistante Schnittbilder aufgezeichnet werden, die in ein 3D-Volumen resultieren, das geringe Nachverarbeitung benötigen. Eine Rekonstruktion bedeutet auch immer eine Interpolation von Daten mit dem einhergehenden Genauigkeitsverlust. Das Verfahren wird im Weiteren als *robotergestützte Ultraschalltomografie* bezeichnet.

Die entwickelte Halterung für die Markerkugeln ermöglichte auch die Montierung einer Schnellkupplung, mit der die Ultraschallsonde sicher an den Roboter fixiert werden konnte. Für die Realisierung wurde ein *Kuka Leichtbauroboter (LBR4)* verwendet, der in jedem seiner sieben Gelenke einen Momentensensor besitzt. Diese Fähigkeit des Kuka LBR4 ermöglichten es, eine Kraftregelung zu implementieren, um eine menschliche Anatomie in einem gleichbleibenden Anpressdruck abzufahren. So kann eine individuelle Oberflächenforme problemlos berücksichtigt und gleichzeitig für die notwendige Sicherheit des Patienten gesorgt werden. Die Bildebenen wurden stets parallel geführt; die Anpassungen erfolgten nur auf einer Achse.

Für die Nachverarbeitung war es nötig, die Höhenunterschiede zwischen den aufgenommenen Bildern auszugleichen, die während der Konturverfolgung notwendigerweise entstehen. Dafür wurde ein Algorithmus implementiert, der auf Grundlage der Robotertransformationen die Differenzen berechnet. Abbildung 5.8 zeigt das Setup mit robotermontierter Ultraschallsonde. Beispielhaft wird hier ein Arm gescannt. Das robotergestützte Ultraschalltomografiesystem ist als Prototyp implementiert worden und besitzt noch keine Integration in das Gesamtsystem.

5.3. Modellierung des Deformations- und Verschieblichkeitsmodells des Halses

Im folgenden Abschnitt wird die Modellierung des Halsmodells beschrieben, welches für die Vorhersage der Weichgewebeverschieblichkeit verwendet wird.

Als geeignete Simulationsumgebung wurde die kommerzielle Software *Abaqus 6.14* verwendet, die geeignete Lösungsalgorithmen für nicht lineare Probleme mitbringt [Das].

³NTP: Network Time Protocoll

5. Umsetzung eines Prototyps des ultraschallgestützten Navigationsverfahrens

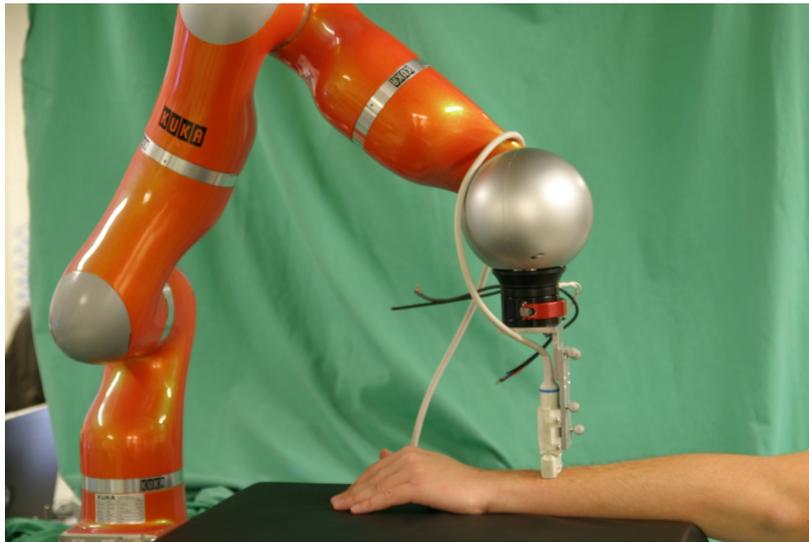


Abbildung 5.8.: Ultraschalltomografie: Roboter Kuka LBR4 mit monitrierter Ultraschallsonde. Beispielhaft wird ein Unterarm gescannt.

5.3.1. Anforderungen an ein Deformations- und Verschieblichkeitsmodell des Halses

Als Ziel wurde definiert, das geometrische Modell patientenindividuell zu gestalten. Für diesen Prototyp wurde das Modell so erstellt, dass es auch die geometrische Basis eines Phantoms bildet. Auf diese Weise konnte ein patientenindividuelles Modell beispielhaft umgesetzt und in Experimenten bewertet werden.

5.3.2. Erstellung des geometrischen Modells

Geometrische Grundlage des Halsmodells war die in Abschnitt 4.1.3 beschriebene Probandenstudie. Ein Bilddatensatz eines einzelnen Probanden wurde ausgewählt, um als Vorlage zu dienen. Um die Geometrie sowohl für das Halsmodell als auch für den Entwurf des Halsphantoms verwenden zu können, wurde sie mittels CAD konstruiert. Als Software wurde *Creo Elements/Pro 5.0* verwendet. Aus diesem können anschließend die Netze für die Berechnungen generiert werden. In der ersten Modelliteration wurden die Halsform sowie die rechte und linke Arteria carotis modelliert.

Die Halsaußenkontur wurde mittels einer Reihe Spline-Kurven aufgespannt, die konzentrisch um die Halsmittelachse angeordnet sind. Die Kurven wurden an eine Probandenhalskontur, die als Vorbild gedient hat, angeglichen. Entlang bzw. zwischen diesen Splines wird die Oberfläche interpoliert. Daraus wurde ein einheitliches Volumen erzeugt. Aus diesem wurden Freiräume für die Arterien geschaffen. In Abbildung 5.9 ist das CAD-Modell der Halsform illustriert. Abbildung 5.10 zeigt ebendiese Form transparent, wodurch die Freiräume für die Arterien zu erkennen sind.

Die Arteria carotis wurde mit zwei Spline-Kurven konstruiert, die der Mittelachse des Vorlagengefäßes folgt und somit die Form vorgibt. Um den Außendurchmesser zu beschreiben, wird entlang der Kurven die Außenkontur des Gefäßes geführt. Näherungsweise wurde ein gleichbleibender kreisförmiger Durchmesser von 6 mm für die Arteria carotis communis und die Arteria carotis interna bzw. 5 mm für die Arteria carotis externa angenommen.

5.3. Modellierung des Deformations- und Verschieblichkeitsmodells des Halses

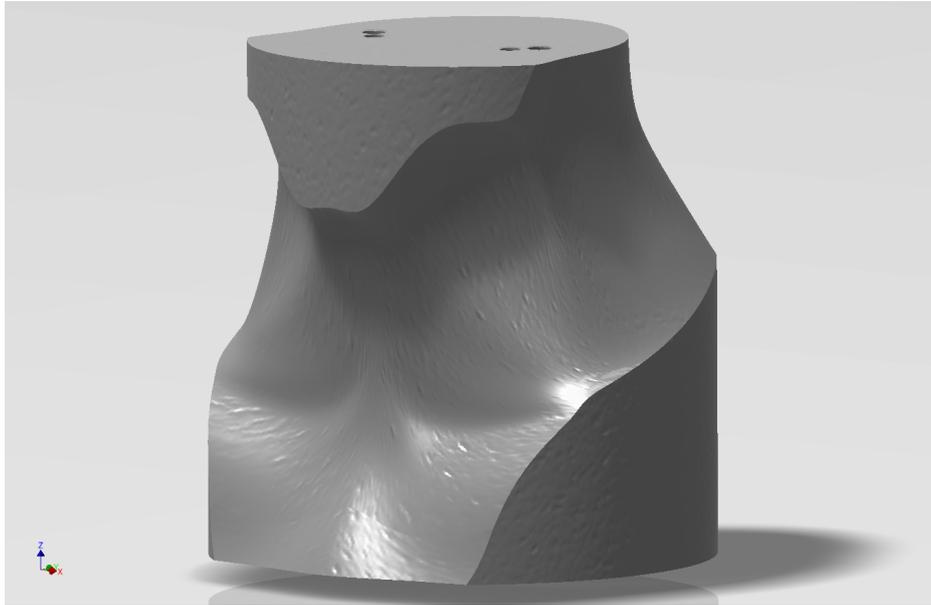


Abbildung 5.9.: CAD-Modell: Halsform.

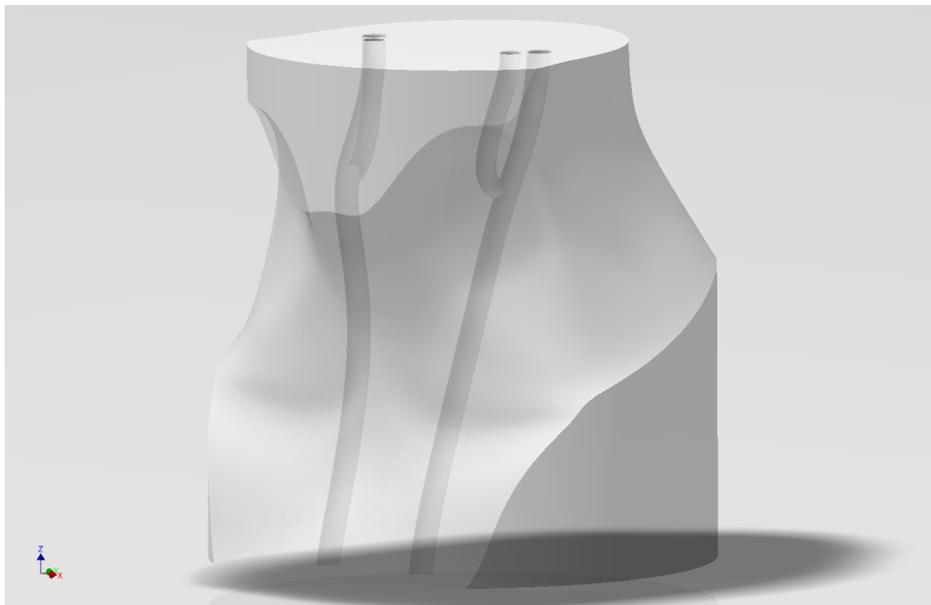


Abbildung 5.10.: CAD-Modell: Halsform transparent. Im Inneren sind die Freiräume für die Arterien zu erkennen.

5. Umsetzung eines Prototyps des ultraschallgestützten Navigationsverfahrens

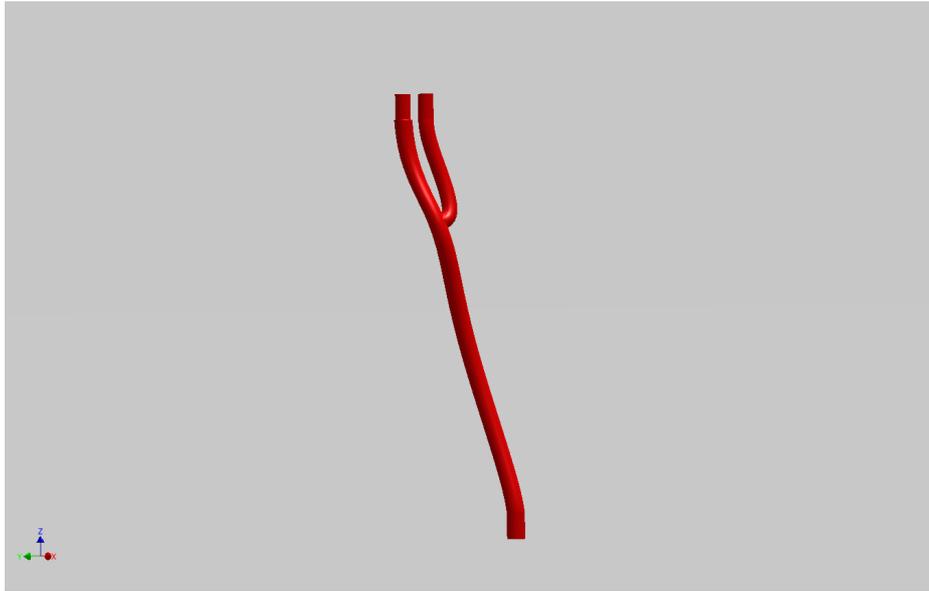


Abbildung 5.11.: CAD-Modell: Arteria carotis (rechts).

Aus den CAD-Modellen wurden Polygon-Oberflächennetze im STL-Format generiert. Die für eine FEM-Simulation benötigten Volumennetze wurden mit dem auf medizinische 3D-Datenverarbeitung spezialisierten Softwarepaket *Materialise 3-matic 8.0* durchgeführt. Als Elementtyp wurde das Tetraederelement mit zehn Knoten gewählt, da dieses die größte Flexibilität bei Freiformobjekten bietet. Die Halsform besitzt 37.264 Elemente, die Arterien jeweils 8.239. Illustriert werden die Volumennetze in Abbildung 5.12 bzw. 5.13. Diese wurden in ein für Abaqus kompatibles Format exportiert.

5.3.3. Materialparameter für Weichgewebe

Als Materialtypen für die Weichgewebemodellierung kommen nach der Literaturrecherche insbesondere hyperelastische Materialien infrage. Diese bilden das nichtlineare Verhalten ausreichend präzise ab, speziell im Vergleich zu anderen Materialtypen. Als Material wurde das *Mooney-Rivlin-Modell* für die nähere Betrachtung ausgewählt, dass in vielen Arbeiten verwendet wurde. Die Verzerrungsenergie U ist definiert als [Das]:

$$U = C_{10} (\bar{I}_1 - 3) + C_{01} (\bar{I}_2 - 3) + \frac{1}{D_1} (J - 1)^2 \quad (5.1)$$

Die zu wählenden Materialparameter sind C_{10} , C_{01} und D_1 . Die eingesetzten Parameterwerte wurden aufgrund der Literaturrecherche abgeschätzt.

Tabelle 5.1.: Auswertung des Segmentierungsalgorithmusvergleichs. Alle Werte sind in Pixel angegeben.

C_{10}	C_{01}	D_1
1	4	0,002

5.3. Modellierung des Deformations- und Verschieblichkeitsmodells des Halses

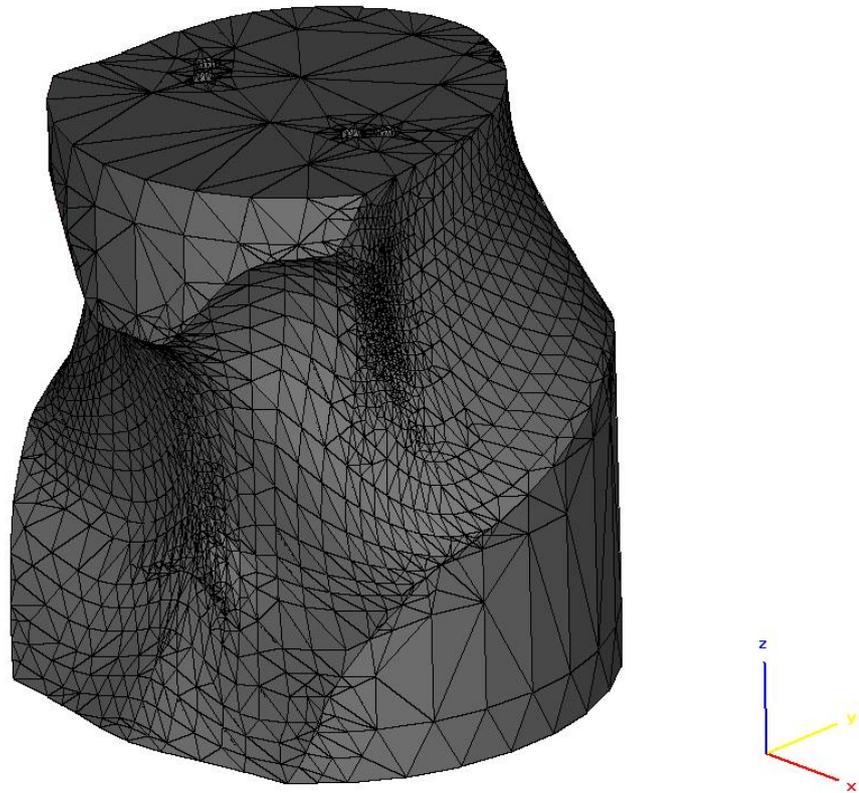


Abbildung 5.12.: Volumennetz: Halsform.

5. Umsetzung eines Prototyps des ultraschallgestützten Navigationsverfahrens

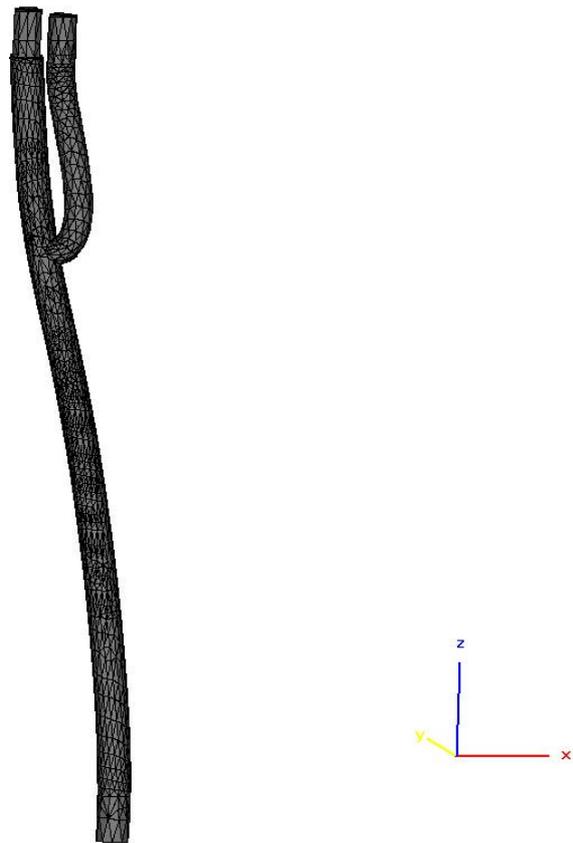


Abbildung 5.13.: Volumennetz: Arteria carotis.

5.3.4. Definition der Modellbedingungen

Das FEM-Modell des Halses berechnet die wahrscheinliche Deformation der Halsstrukturen unter einer bestimmten Rotation. Dazu wurde ein statisches Modell für mechanische Belastungen ausgewählt. Das Problem wurde in Abaqus so formuliert, dass am oberen Ende der Halsgeometrie eine Rotation entlang der Mittelachse ausgeführt wird. Am unteren Ende wurden die Randbedingungen als fixiert definiert, so dass sich eine Torsion der Geometrie ergibt. Als maximale Rotation wurde 60° Auslenkung von der Normalstellung bestimmt.

Die Arterien wurden mittels Bindungskontakte mit der Halsform verbunden, damit auf diese die Rotationskraft übertragen wird und so zur Torsion des Körpers führt. Eine alternative Modelldefinition vernachlässigt die Halsarterien und damit die Kontaktflächen zwischen den Materialien, um die Berechnungen zu vereinfachen. Der Freiraum, der in der Halsform für die Arterien freigelassen wurde, wird für die Bestimmung der Arterienposition genutzt.

5.3.5. Auswertung

Nach der Simulation wurden die Deformation ausgewertet, die sich aufgrund der ausgeübten rotatorischen Kraft ergeben. Die sich ergebenden Vektorfelder der Elementverschiebungen können für die Anpassung der präoperativen Bildgebung an die jeweilige Rotationsstellung verwendet werden.

5.4. Automatische Segmentierung der Arteria carotis

Im Folgenden wird die automatische Segmentierung der Arteria carotis aus den Ultraschallbildern beschrieben, die vom DiPhAS bereitgestellt werden. Die stark verrauschten Bilder erfordern im besonderen Maße einen robusten und zuverlässigen Ansatz. Das Ziel ist es, die Mittelachse der Arterie zu bestimmen, um diese als Landmarke für die Registrierung zu verwenden.

5.4.1. Annahmen für die Merkmalsextraktion

Die Arteria carotis als sehr gut abgrenzbare Struktur wurde als Landmarke für die Registrierung ausgewählt. Beispielhaft zeigt Abbildung 5.14 eine Aufnahme in Höhe des fünften Wirbelkörpers.

Der entwickelte Algorithmus zur automatischen Segmentierung der Arterie aus Ultraschallbildern basiert auf der Annahme, dass Gefäße eine nahezu röhrenförmige Struktur aufweisen. Aufgrund dessen erscheinen sie in Ultraschallbildern als kreisförmige Fläche. Das von der Arterie geführte Blut besteht zum großen Teil aus Wasser und verursacht nur geringe Ultraschallreflexionen, weshalb das Lumen im Bild schwarz erscheint. Die übrigen umgebenden Strukturen im Hals weisen ein größeres Schallecho auf und erscheinen Grau, weshalb ein relativ großer Kontrast vorhanden ist. Die Venen, als zweite blutführende Gefäße erscheinen auch schwarz, besitzen allerdings einen stark ovalen Querschnitt und zeichnen sich sehr undeutlich vom Gewebehintergrund ab. So werden für die Segmentierung folgende Annahmen für die Merkmalsextraktion getroffen:

- Schwarzer Kreis innerhalb des Gewebes
- Umgebung besitzt mittlere Grauwerte
- Durchmesser: 5–7 mm

5. Umsetzung eines Prototyps des ultraschallgestützten Navigationsverfahrens

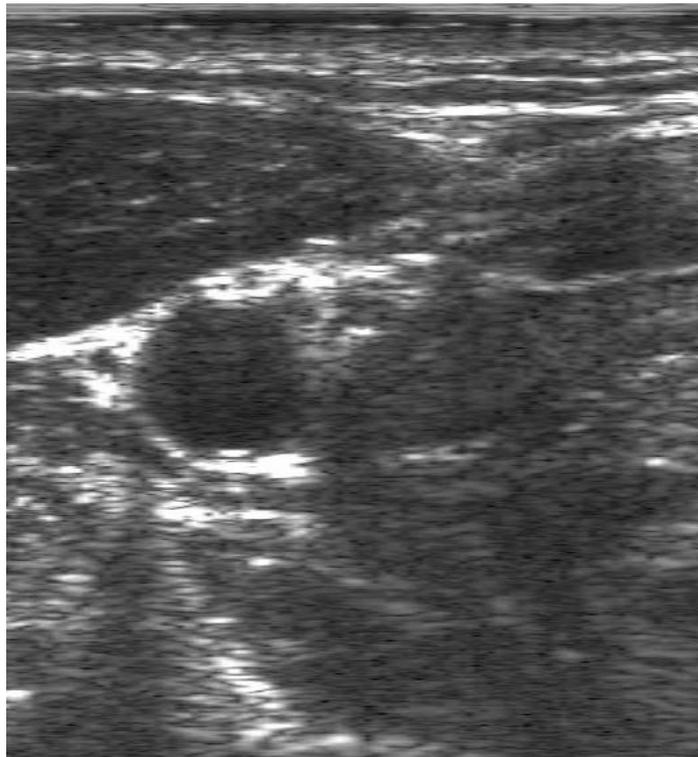


Abbildung 5.14.: Ultraschallbild des Halses auf Höhe des fünften Wirbelkörpers, aufgenommen mit dem DiPhAS. Die Arteria carotis im Querschnitt als schwarzer Kreis ist gut erkennbar.

5.4.2. Beschreibung des Algorithmus

Die Grundidee des Algorithmus ist es, die Konturen aus dem Bild zu extrahieren, um im Anschluss kreisförmige Konturen zu identifizieren und den Durchmesser zu bestimmen. Von diesen werden die Kandidaten auf Grundlage der Durchmesser bestimmt, welche am wahrscheinlichsten eine Arterie darstellen. Um die Strukturen zu segmentieren, wird die Wasserscheidentransformation eingesetzt, die die Grauwerte als Höhenlinien interpretiert und das Bild virtuell sukzessive mit Wasser flutet. Der Algorithmus benötigt starke Kanten im Bild, die mittels Gradienten berechnet werden. Im Folgenden wird die Vorbereitung des Bildes für die Wasserscheidentransformation beschrieben.

Da Ultraschallbilder stark verrauscht sind und Speckle enthalten, ist eine Vorverarbeitung notwendig. Hier wurde ein einfacher Medianfilter angewandt, der für die Anwendung gute Ergebnisse bei der Rauschunterdrückung erreicht. Die Ausführungsgeschwindigkeit ist aufgrund der geringen Komplexität im Vergleich zu anderen Rauschunterdrückungsverfahren relativ schnell. Als Fenstergröße erwies sich 16 Pixel als geeignet.

Der nächste Schritt ist die Histogrammegalisierung, um die Kontraste zu erhöhen. Dabei werden die 256 möglichen Grauwerte auf 20 reduziert. Das kontrastbetonte Bild wird anschließend in ein Binärbild umgewandelt. Der Schwellwert wird mit dem *Verfahren von Otsu* ermittelt, welches die Streuung innerhalb eines Grauwertbereichs minimiert und zwischen den Bereichen maximiert.

Als nächster Schritt werden mittels morphologischer Rekonstruktion die Löcher in den Strukturen aufgefüllt, um den aufzufindenden Kreis möglichst optimal herauszuarbeiten. Um die Kanten zu finden, wird das Bild zunächst invertiert. Auf das Negativ wird der Sobel-Kantendetektionsfilter angewendet. Dabei werden die richtungsunabhängigen Informationen berechnet.

Die Wasserscheidentransformation benötigt Vordergrund- und Hintergrundmarker, um die Regionen aufzufinden. Für die Vordergrundmarker werden die lokalen Maxima berechnet, angewendet auf das Ergebnis der Histogrammegalisierung, was in ein Binärbild resultiert. Die Hintergrundmarker ergeben sich aus den entferntesten Pixeln zwischen den Vordergrundmarkern. Dazu wird zunächst die Entfernung zu den Vordergrundpixeln bestimmt – die Grauwerte in dem Ergebnisbild entsprechen dem Pixelabstand zum nächsten gesetzten Pixel in dem Binärbild. Darauf wird die Wasserscheidentransformation angewendet, um die von den Vordergrundmarkern am weit entferntesten Pixel zu finden. Beide Markerbilder werden mit dem Ergebnis kombiniert und stellen die Maske für die Berechnung der lokalen Minima des Kantendetektionsergebnisses dar. Das lokale Minimum dient als Eingabe für die Wasserscheidentransformation.

Aus dem Ergebnis werden die Einzelkonturen extrahiert und darin jeweils ein Kreis gefittet. Als Fitting-Algorithmus wird der *Circle-Fit von Taubin* genutzt, der robust ist und bei dem gegebenen Bildmaterial gute Ergebnisse liefert. Es wird der Kandidat ausgewählt, der am nächsten am angenommenen Durchmesser von 5–7 mm liegt. Als Alternative wurde zum Kreisfitting auch die Hough-Transformation getestet, die allerdings keine befriedigenden Ergebnisse liefern konnte.

Abbildung 5.15 zeigt die Zwischenergebnisse der Bildverarbeitungskette. In der folgenden Übersicht wird der Algorithmus anhand der Einzelschritte vorgestellt:

1. Rauschreduktion: Medianfilter
2. Histogrammegalisierung
3. Umwandlung in Binärbild
4. Schließen von Löchern
5. Kantendetektion: Sobelfilter
6. Wasserscheidentransformation

5. Umsetzung eines Prototyps des ultraschallgestützten Navigationsverfahrens

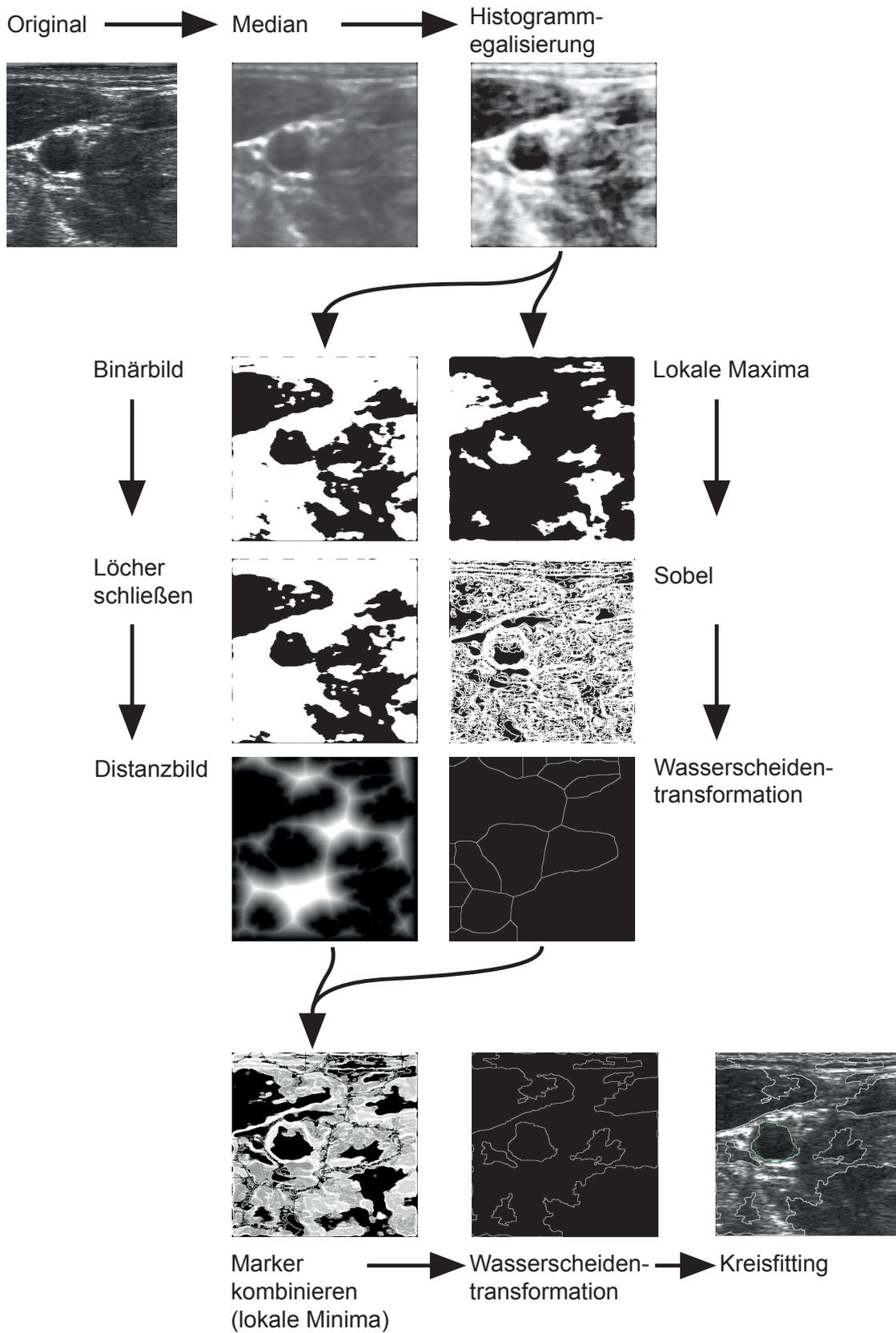


Abbildung 5.15.: Zwischenergebnisse des Segmentierungsalgorithmus

- a) Vordergrundmarker bestimmen: Lokale Maxima
- b) Hintergrundmarker bestimmen: Pixel mit dem größten Abstand zu den Vordergrundmarkern; berechnet durch eine Wasserscheidentransformation
- c) Vordergrund- und Hintergrundmarker kombinieren zu Markerbild
- d) Berechnung der lokalen Minima des Kantendetektionsergebnisses, eingeschränkt auf die Maske des Markerbilds: Eingabe für die Wasserscheidentransformation

7. Konturen extrahieren

8. Kreisfitting mit jeder Kontur

9. Selektierung des besten Kandidaten-Kreises anhand des Durchmessers

Der Segmentierungsalgorithmus wurde in Matlab implementiert. Um geeignete Parameter zu bestimmen, wurde eine Benutzeroberfläche entworfen (siehe Abbildung 5.16).

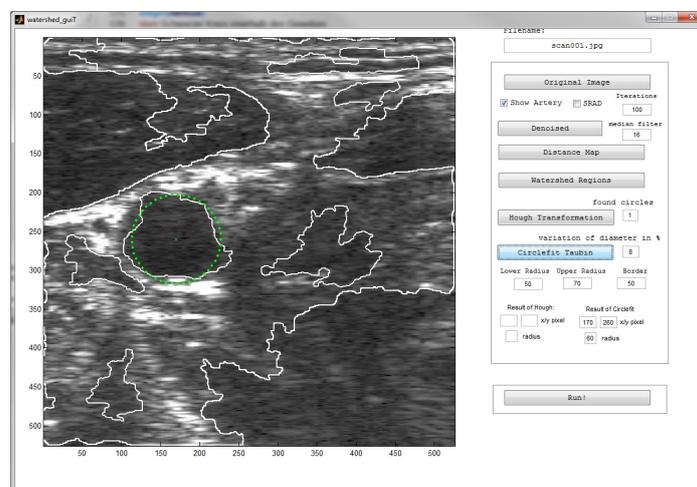


Abbildung 5.16.: Matlab-Benutzeroberfläche zur Bestimmung der benötigten Algorithmusparameter.

5.5. Integration

Im diesem Abschnitt wird beschrieben, wie die Einzelkomponenten zu einem Gesamtsystem integriert wurden. Abbildung 5.17 zeigt in einem Deploymentdiagramm, wie die Softwarekomponenten integriert wurden. Diese werden auf einem leistungsfähigen Workstation-PC unter Windows ausgeführt.

Die getrackten Ultraschalldaten des Freihand-3D-Systems werden über den Plus-Server via OpenIGTLink bereitgestellt. Für die Verarbeitung der präoperativen Bilder und die Registrierung wird 3D-Slicer mit dem SlicerIGT-Modul verwendet. Der in Matlab implementierte Algorithmus zur Segmentierung der Arterie wird über das MatlabBridge-Modul eingebunden. Das Deformationsmodell des Halses wird indirekt über das berechnete Verschiebevektorfeld angebunden.

5. Umsetzung eines Prototyps des ultraschallgestützten Navigationsverfahrens

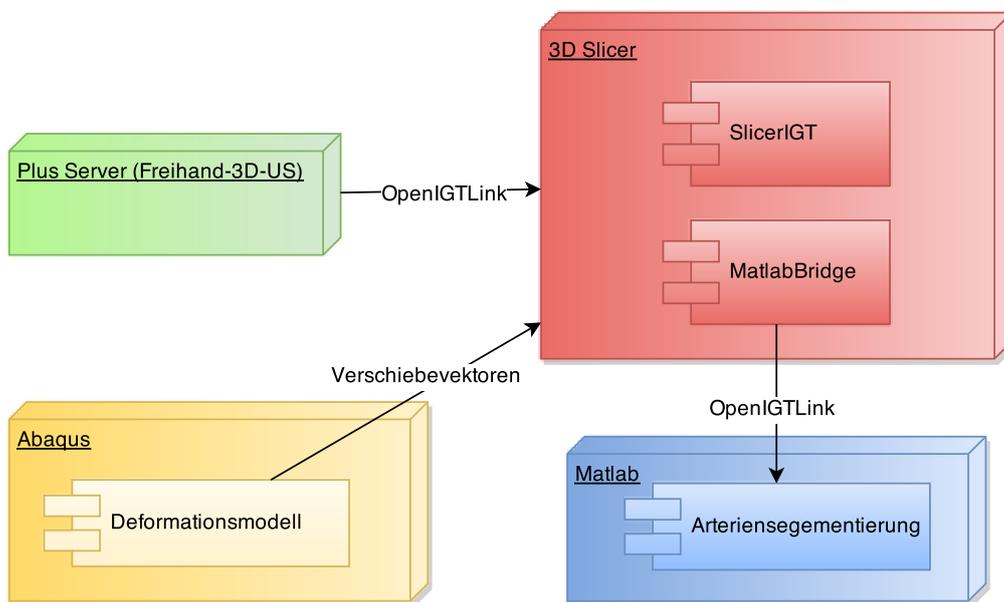


Abbildung 5.17.: Deploymentdiagramm: Navigationssystem.

6. Entwurf und Herstellung eines flexiblen und deformierbaren Halsphantoms

In diesem Kapitel wird der Entwurf und die Herstellung eines flexiblen und deformierbaren Halsphantoms beschrieben, welches für Testzwecke und zur Evaluation des entworfenen Navigationsverfahrens benötigt wurde. In der Literatur findet sich kein vergleichbares Phantom, wie in Kapitel 3 nachzulesen ist. Aus diesem Grund wurde ein neues Konzept für ein Halsphantom entworfen, welches den besonderen Anforderungen Rechnung trägt.

Im ersten Abschnitt wird zunächst detailliert definiert, welche Anforderungen erfüllt werden müssen. Anschließend wird in Abschnitt 6.2 eine Auswahl von in Frage kommenden Materialien analysiert, inwieweit diese die definierten Anforderungen erfüllen. In Abschnitt 6.3 wird der geometrische Entwurf, in Abschnitt 6.4 der Entwurf einer dazugehörigen Halterung erläutert. Im letzten Abschnitt 6.5 wird der Herstellungsprozess beschrieben.

6.1. Analyse der Anforderungen

6.1.1. Einsatzprofil

Das Phantom ist für Testzwecke und die Evaluation des Navigationsverfahrens gedacht. Das Phantom soll die Anatomie des Halses zwischen Brustbein, Schlüsselbein und der Schädelbasis nachbilden (siehe Abbildung 6.1). An diesem Phantom sollen invitro Versuche durchgeführt werden, die Prozeduren, die mit dem Navigationsverfahren unterstützt werden sollen, nachbilden. Es soll zum einen die Genauigkeit mittels ultraschallgeführter Punktionen bestimmt sowie Eingriffe mit minimal-invasiven Instrumenten simuliert werden. Zum anderen sollen einfache Tests mit diesem Phantom durchführbar sein, um die Entwicklung zu unterstützen. Dazu ist auch die Multimodalität bezüglich der Bildgebung notwendig für den Einsatz.

Dabei ist zu beachten, dass Rotationen, Stauchungen oder Dehnungen durchgeführt werden müssen, um die Weichteilverschieblichkeit bzgl. der inneren Strukturen so realistisch wie möglich nachbilden zu können. Unter Berücksichtigung der in der Halschirurgie relevanten anatomischen Strukturen wurden zunächst die Arteria carotis communis mit Bifurkation sowie die Vena jugularis interna als wichtigste Leitstrukturen definiert. Diese durchziehen den gesamten Halsbereich und sind somit von der Rotation beeinflusst. Zudem sind sie in der Sonografie hervorragend zu erkennen. Die Wirbelsäule hingegen liegt zu tief für den verwendeten Schallkopf, um sie darstellen zu können, sodass diese Struktur keine Relevanz für diese Anwendung besitzt. Die relevanten Strukturen sollen beim simulierten Eingriff aufgefunden werden. Um dabei die Genauigkeit unter verschiedenen Deformationen bestimmen zu können, ist es notwendig, definierte Stellungen einstellen und fixieren zu können. Diese Fixierung sollte bei der Bildgebung sowie bei den Versuchen funktionieren und eine reproduzierbar einstellbare Form gewährleisten.

Das Phantom soll für mehrere Versuche zur Verfügung stehen. Falls es während einer der Experimente zerstört wird, ist es erforderlich, ein gleichwertiges und geometrisch ausreichend identisches Duplikat herstellen zu können. Auf diese Weise wird die Notwendigkeit, aufwändige Bildgebungsverfahren einzusetzen, reduziert.

6. Entwurf und Herstellung eines flexiblen und deformierbaren Halsphantoms

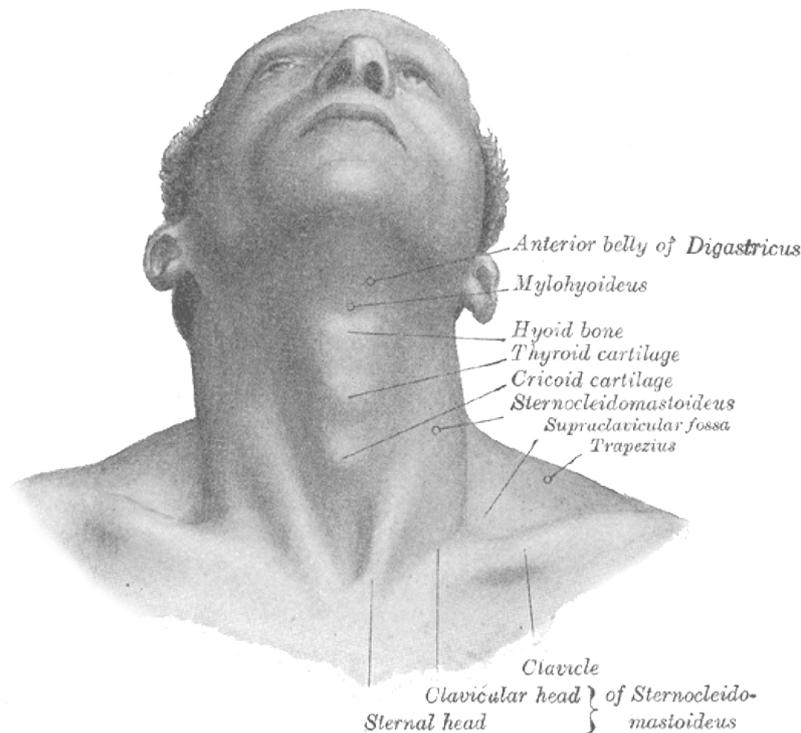


Abbildung 6.1.: Halsabschnitt, der durch das Phantom nachgebildet werden soll. Er umfasst den Abschnitt zwischen Brustbein, Schlüsselbein und der Schädelbasis. (Quelle: [GL18, S. 507])

6.1.2. Vorversuche

Um erste Informationen bei dem Entwurf und der Produktion des Phantoms zu erhalten, wurden Vorversuche durchgeführt, die auch eine erste Version einer Phantomhalterung enthielten. Die Erkenntnisse fanden direkt für die Formulierung der Anforderungen Verwendung. Insbesondere untersucht wurden in Frage kommende Materialien und deren Eigenschaften [HBC11].

Als Gussform für das erste Phantom wurde zunächst ein Halsabdruck aus thermoplastischem Kunststoff verwendet, der oben und unten durch eine Deckplatte abgeschlossen wurde. Als anatomische Leitstrukturen wurden zunächst handelsübliche Drainage-Schläuche (Silikon-Softdrain 30 CH, Drainage Penrose Typ, 10 mm, Radax Italien) eingefügt und an Boden- und Deckplatte fixiert. Die ersten Ergebnisse zeigten vielversprechende Ansätze, machten gleichfalls deutlich, in welchen Bereichen mit Herausforderungen zu rechnen war. So erwies sich der bei MRT-Scannern verfügbare Aufnahmeraum als Größenbegrenzung, die zuvor nicht berücksichtigt wurde. Abbildung 6.2 zeigt das erste hergestellte Halsphantom und die verwendete Gussform.

6.1.3. Allgemeine Anforderungen

Um das Navigationsverfahren angemessen testen zu können, ist es erforderlich, die Bildgebung zu betrachten. Aus diesem Grund muss das Phantom als wichtigste Anforderung mit verschiedenen Bildgebungsverfahren kompatibel sein, die für das Navigationsverfahren verwendet werden, d.h. zumindest mit folgenden Verfahren:



Abbildung 6.2.: Erstes Halsphantom (links). Auf der rechten Seite ist die verwendete Gussform zu sehen, die aus einem Halsabdruck resultiert.

- Sonografie
- Computertomografie
- Magnetresonanztomografie

Das bedeutet weiterhin, dass die Abmessungen des Phantoms insgesamt auf den Aufnahmebereich der verwendeten CT- oder MRT-Scanner abgestimmt sein müssen. Insbesondere in einem beengten MRT-Scanner mit der Randbedingung, dass eine Kopfspule zur Aufnahmeverbesserung verwendet wird, müssen die möglichen Abmessungen von Beginn an berücksichtigt werden. De-facto bedeutet das, dass das Halsphantom inkl. einer Halterung in der erwähnten Kopfspule Platz finden muss. Abbildung 6.3 zeigt beispielhaft eine Kopfspule für ein MRT.

Des Weiteren ist es notwendig, dass das Phantom Rotationen erlaubt, um die Verschiebung der inneren Strukturen nachzubilden. Dazu müssen die verwendeten Materialien Elastizität und Flexibilität aufweisen. Zudem ist es erforderlich eine realistische Verschiebung der Halsstrukturen bei der Rotation zu erreichen.

Um *in vitro* Eingriffe durchführen zu können, müssen die verwendeten Materialien durch Schnitte von Skalpell sowie durch Endoskope und Biopsienadeln manipulierbar sein. Ein gewebeähnliches Verhalten bei mechanischen Manipulationen ist notwendig, um bei den Versuchen ein möglichst realistisches Verhalten für den Chirurgen zu gewährleisten.

Das Phantom muss für mehrere Testläufe verwendbar und auf einfache Art und Weise lagerbar sein. Das setzt zum einen voraus, dass das Phantom möglichst keinen mikrobiologischen Zerfallsprozessen, wie etwa Schimmelpilzbefall oder bakteriologische Invasion, ausgesetzt ist. Zum anderen ist es vorteilhaft, wenn es bei Raumtemperatur gelagert werden kann, d.h. ohne Einsatz von Kühlung. Zudem ist außerdem Robustheit des Phantoms erforderlich, da es in verschiedenen Rotationen fixiert werden soll und dabei simulierte Eingriffe ermöglichen soll.

Da das Phantom bei den simulierten Eingriffen invasiv manipuliert wird, ist es nach einer Reihe von Versuchen nicht mehr verwendbar. Die Veränderungen werden ab einem bestimmten Punkt zu groß, um sinnvolle Ergebnisse zu erhalten. Das Phantom muss deshalb relativ einfach und in ausreichend ähnlichen Abmessungen und Verhältnissen der inneren Strukturen herstellbar sein, um ein reproduzierbares Ergebnis bei den Tests und Evaluationen über mehrere Phantome hinweg zu

6. Entwurf und Herstellung eines flexiblen und deformierbaren Halsphantoms



Abbildung 6.3.: Beispiel einer MRT-Kopfspule. (Quelle [Raz07])

ermöglichen. Auf diese Weise kann vermieden werden, dass von jedem neu gebauten Phantom ein CT- oder MRT-Volumen erstellt werden muss. Im Rahmen der Erstellung der ersten Halsphantome war auffällig, dass jedes Halsmodell individuelle Unterschiede nach Abschluss des Gussvorgangs hinsichtlich des Verlaufs der großen Gefäße und der Höhe des Phantoms aufwies.

Zumindest folgende anatomische Strukturen muss das Phantom beinhalten, um dem Einsatzprofil gerecht zu werden:

- Halsbindegewebe begrenzt durch eine realistische Halsform
- Arteria carotis communis mit Bifurkation

Der Verzicht auf die Wirbelsäule, die einen großen Anteil im Hals hat, erscheint nach Vorversuchen als sinnvolle Vereinfachung. Wie im vorherigen Abschnitt beschrieben, leistet eine mögliche Wirbelsäulennachbildung keinen Beitrag zu Verbesserung des Realismus bezüglich der Bildgebung. Zudem erscheint eine Einbeziehung als eine erhebliche Erhöhung der Komplexität bei der Herstellung, da elastische Materialien mit starren kombiniert werden müssen. Allerdings muss berücksichtigt werden, dass die starre Wirbelsäule großen Einfluss auf das mechanische Verhalten besitzt. Deshalb ist die Materialauswahl eminent wichtig, damit das Rotationsverhalten trotzdem realistisch abgebildet werden kann. In Laufe des Entwurfsprozesses wurde entsprechend notwendigerweise evaluiert, ob diese Vereinfachung nicht das Rotationsverhalten negativ beeinflusst.

Zusammenfassend sind folgende Anforderungen zu erfüllen:

- Nachbildung der Anatomie des Halses zwischen Brustbein, Schlüsselbein und Schädelbasis
- Innere Strukturen: Arteria carotis communis mit Bifurkation
- Flexibilität und Deformierbarkeit
- Material ermöglicht Manipulationen
- Multimodalität
- Haltbarkeit

- Reproduzierbarkeit

6.1.4. Materialanforderungen

Die Auswahl der Materialien ist von zentraler Bedeutung für den Realismus des Phantoms. Aus diesem Grund wird besonderes Augenmerk auf dessen Anforderungen gelegt. Zunächst einmal ist es notwendig, dass die Materialien gut geeignet für die Sonografie sind. Das bedeutet, dass Eigenschaften, die für diese Bildgebungsmodalität bedeutsam sind, dem menschlichen Gewebe ausreichend ähnlich sind. Folgende Materialparameter beeinflussen die Bildgebung mit Ultraschall bedeutend:

- Schallgeschwindigkeit
- Akustische Impedanz
- Dichte

Der wichtigste Parameter stellt die *Schallgeschwindigkeit* dar, da Ultraschallbildgebung auf der Messung der Laufzeit des Schalls beruht. Wenn die Schallgeschwindigkeit zu stark abweicht, entstehen Verzerrungen des Bildes. Des Weiteren ist die *akustische Impedanz* relevant, da sie Einfluss auf die Eindringtiefe des Schalls hat. Wenn tiefer liegende Strukturen mit einbezogen werden sollen, ist es wichtig diese zu betrachten. Ebenfalls ist die *Dichte* ein wichtiger Parameter, da sie allgemein großen Einfluss auf die Schallausbreitung wie auch auf die mechanischen Eigenschaften hat.

Es ist zunächst notwendig, die benötigten Parameter der nachzubildenden menschlichen Gewebetypen zu kennen, um sie anschließend mit Materialkandidaten zu vergleichen. In der Literatur existieren Arbeiten, die sich der Untersuchung dieser Parameter gewidmet haben. Im folgenden werden Werte von [Duc90] und [Wel99] verwendet. In Tabelle 6.1 findet sich ein Überblick für die wichtigsten im Hals vorkommenden Gewebetypen.

Tabelle 6.1.: Übersicht der Eigenschaften von relevanten menschlichen Gewebearten

Gewebeart	Dichte	Schallgeschwindigkeit	Akustische Impedanz
Bindegewebe	916 $\frac{kg}{m^3}$	1450 $\frac{m}{s}$	1,38 $\frac{dB}{cm}$
Halsmuskulatur	1041 $\frac{kg}{m^3}$	1590 $\frac{m}{s}$	1,7 $\frac{dB}{cm}$
Arteria carotis	1060 $\frac{kg}{m^3}$	1570 $\frac{m}{s}$	1,61 $\frac{dB}{cm}$

In dem Phantom soll der Hauptteil menschliches Bindegewebe bzw. Muskulatur im Halsbereich nachbilden. Zudem sind die wichtigsten Gefäße in Form der Arterien Bestandteil der Halsnachbildung. Diese stellen die Zielstruktur für Registrierung und Versuchspunktionen dar. Die Halsarterien sind mit etwa 6 mm vergleichsweise dünn. Auch sind Strukturen jenseits der Arterien nicht Bestandteil der Betrachtung bzgl. des Navigationsverfahrens. Darunterliegende Strukturen werden nicht mit Ultraschall untersucht werden. Entsprechend stehen bei diesen die mechanischen Eigenschaften im Vordergrund. Schalleigenschaften können vernachlässigt werden.

Aufgrund der benötigten einfachen Lagerung ist eine ausreichende Haltbarkeit der Materialien erforderlich. Das bedeutet, dass diese von sich aus unempfindlich gegen mikrobiologische Invasionen sind oder einfach – etwa durch Konservierungsstoffe – haltbar gemacht werden können.

Auch mechanischen Anforderungen muss Rechnung getragen werden, um den Belastungen durch die Rotationen begegnen zu können. Das bedeutet, dass die Materialien sich dabei nicht verändern oder sogar beschädigt werden dürfen. Ebenfalls sollen Schnitte und Einstiche in den Materialien

6. Entwurf und Herstellung eines flexiblen und deformierbaren Halsphantoms

vorgenommen werden können, mit einem Verhalten und mechanischen Widerstand, der menschlichem Gewebe ähnelt. Diese Eigenschaften können durch die *Dichte* wie auch durch die *Elastizität* abgebildet und verglichen werden (siehe Tabelle 6.1).

Eine einfache Verarbeitbarkeit der Materialien ist notwendig, da die Phantome regelmäßig neu erstellt werden sollen. Gusstechniken sollen vorzugsweise verwendet werden, um die entsprechenden Formen zu realisieren. Daraus resultiert, dass die Materialien sich im Gießverfahren verwenden lassen müssen.

Wenn verschiedene Materialien ausgewählt werden, muss hierbei beachtet werden, dass diese auch zueinander kompatibel sind. Dazu zählt zum einen, dass diese chemisch verträglich sind und nicht z.B. Reaktionen auslösen. Zum anderen muss ein ausreichender Kontakt zwischen diesen Materialien herstellbar sein, so dass durch die Belastungen durch die Rotationen die Verbindung der Materialien untereinander nicht unterbrochen wird, sodass kein Luftspalt entstehen kann. Dieser würde die Ultraschalleigenschaften negativ beeinflussen.

6.2. Analyse und Festlegung der Materialien

Das Material des Phantoms hat den wichtigsten Einfluss auf die Eigenschaften des Phantoms. Im vorherigen Kapitel wurde beschrieben, welche Anforderungen es erfüllen muss. Verschiedene Materialien wurden untersucht und insbesondere in Hinblick auf die Ultraschalleigenschaften bewertet, da diese eine äußerst wichtige Anforderung darstellt. Es wurde zudem Augenmerk auf die Verarbeitung gelegt, da Gusstechniken für die reproduzierbare Strukturformung angewandt werden sollten.

In der Literatur finden sich Arbeiten, die sich speziell auf Weichgewebeamitate mit Fokus Ultraschalleigenschaften konzentriert haben und vergleichende Metaanalysen durchgeführt haben [ZSV⁺07, CGTS10]. Nach Analyse und Bewertung der Literatur wurden folgende Materialien in die engere Auswahl einbezogen und teilweise in Versuchen evaluiert.

- Silikon
- Gelatine
- Agar
- Polyvinylalkohol

Darüber hinaus erschien das *Multi-Jet Modeling (MJM)* 3D-Druckverfahren geeignet und vorteilhaft für den Phantombau, dass auch die dabei verwendeten Materialien mit eigenen Untersuchungen eingehend analysiert und bewertet wurden.

6.2.1. Silikon

Unter den Begriff Silikon fallen Silikonflüssigkeiten, Silikonelastomere, Silikonharze sowie Fluorsilikone. Aufgrund der Eigenschaften kommen lediglich Silikonelastomere in die nähere Betrachtung; im Weiteren wird deshalb der Begriff Silikon synonym zu Silikonelastomer verwendet. Definitionen und Beschreibungen der grundsätzlichen Eigenschaften wurden [SA87] und [AD89] entnommen.

Silikone weisen eine lange Haltbarkeit und Festigkeit auf, die auch große mechanische Belastungen ermöglichen. Phantome aus Silikon können über Jahre genutzt werden. Auch sind sie vergleichsweise einfach zu verarbeiten und gut in beliebige Formen zu gießen. Es gibt eine Vielzahl von Varianten mit verschiedenen Materialeigenschaften, welche ein großes Spektrum an Möglichkeiten im Phantombau eröffnet, Gewebe nachzubilden.

Silikone ermöglichen Vernetzungsreaktionen, welche die ursprünglich klaren und farblosen Flüssigkeiten zu gummielastischen Massen werden lässt. Dieser Abschnitt konzentriert sich auf kaltvernetzende Silikonkautschuke; heißvernetzende werden nicht betrachtet. Grundsätzlich lassen sich zwei Hauptvarianten unterscheiden: Ein- und Zweikomponentensysteme.

Einkomponentensysteme Die Verarbeitung des Silikons ist bei Einkomponentensystemen einfach, da nur eine Komponente in eine Form gebracht werden muss. Anschließend härtet das Silikon an der Luft langsam bei Raumtemperatur aus. Dabei sorgt das in der Luft enthaltene Wasser für die Vernetzungsreaktion, indem es sich mit bestimmten Bestandteilen des Silikons verbindet und so die Vernetzungsbindungen ausbildet. Nachteilig ist hierbei, dass größere Volumina nicht auf diese Weise erzeugt werden können, da in die inneren Teile keine Luftfeuchtigkeit vordringen und somit die Vernetzungsreaktion nicht stattfinden kann.

Zweikomponentensysteme Ein solches System besteht aus dem eigentlichen Silikon und einem Vernetzer, der in einem definierten Verhältnis mit dem Silikon vermischt wird, um die Vernetzungsreaktion zu erzeugen. Das Verfahren ist komplizierter als Einkomponentensysteme, da das Mischungsverhältnis zwischen beiden Komponenten präzise einzuhalten ist. Der Vorteil besteht in der Unabhängigkeit von Umgebungsluftfeuchtigkeit, so dass auch in abgeschlossenen Formen die Vernetzungsreaktion stattfindet.

Aufgrund der vorteilhaften Eigenschaften von Zweikomponentensystemen beim Verwenden von großen Gussformen bzw. die Unmöglichkeit der Verwendung von Einkomponentensystemen, wird sich im Folgenden auf Zweikomponentensysteme konzentriert. In der Literatur wird insbesondere das Zweikomponentensystem *Elastosil RT 601* der Firma *Wacker Chemie AG* [Wac] beschrieben und untersucht, da es besonders geeignet für Gewebeimitate erscheint.

Die Schallgeschwindigkeit in Silikon beträgt bei dem in der Literatur untersuchten Typ *Elastosil RT 601* 1030 m/s , was außerhalb des Bereichs von menschlichen Gewebe liegt. In der Literatur finden sich auch Beispiele mit Schallgeschwindigkeiten $>1000 \text{ m/s}$ [RLG⁺92]. Aus diesem Grund werden ohne Anpassungen sonografische Bilder geometrisch verzerrt dargestellt. Auch die Schallimpedanz liegt mit $1,1 \cdot 10^6 \text{ kg/ms}$ niedriger, was die Abbildung nicht negativ beeinflusst, allerdings eine verfälschte Eindringtiefe bedeutet. Insbesondere bei Mischung unterschiedlicher Materialien kann es so zu Zuständen kommen, die nicht mehr sinnvoll durch Parameteranpassungen am Ultraschallgerät aufgelöst werden können.

Bewertung

Grundsätzlich ist Silikon sehr gut für Gewebeimitate geeignet, da es ähnliche mechanische Eigenschaften aufweist. Auch die Dichte liegt im vergleichbaren Rahmen. Darüber hinaus sind eine sehr gute und einfache Verarbeitbarkeit sowie Nutzung und Langlebigkeit des Materials gegeben. Nachteil des Silikons ist jedoch, dass die benötigten Ultraschalleigenschaften nicht ausreichend für die Anwendung sind.

6.2.2. Gelatine

Gelatine besteht im Wesentlichen aus tierischen Proteinen, welche aus dem Bindegewebe von Nutztieren gewonnen wird. Es löst sich in Wasser ab einer Temperatur von ca. $50 \text{ }^\circ\text{C}$. Nach dem Abkühlen auf Raumtemperatur entsteht ein thermoreversibles Gel, welches unterschiedliche Festigkeiten erreichen kann, abhängig unter anderem von dem Mischungsverhältnis, der Ausgangsgelatine, dem pH-Wert sowie der Temperaturführung beim Abkühlen [Bab96]. Auf diese Weise kann ein festes Gel erzeugt werden, was gewebeähnliche Eigenschaften besitzt.

6. Entwurf und Herstellung eines flexiblen und deformierbaren Halsphantoms

Das Erzeugen eines solchen festen Gels ist einfach, die Bestandteile sind leicht zu beschaffen. Da Gelatine aus organischen Proteinen besteht, ist sie jedoch biologischen Verfallsprozessen ausgesetzt, so dass die Haltbarkeit bzw. eine Lagerung nicht ohne weitere Maßnahmen, wie etwa Kühlung oder der Einsatz von Konservierungsmitteln, eingeschränkt ist.

Mit Gelatine als Grundstoff für Ultraschallphantome wird bereits seit vielen Jahren experimentiert [MZBJ78, OMJ81, BBS80, BH83]. Weitreichend durchgesetzt hat sich das Material in der Literatur allerdings nicht, obwohl es gute Eigenschaften, wie passende Schallgeschwindigkeit oder Schallimpedanz, besitzt.

Bewertung

Gelatine als Material eignet sich prinzipiell für die definierten Anforderungen. Einschränkungen ergeben sich allerdings aus der geringen Robustheit und Haltbarkeit.

6.2.3. Agar

Agar findet sich in der Literatur in einer Vielzahl von Anwendungen. Der Grund sind gute Schalleigenschaften und allgemein sehr gewebeähnliche Werte sowie eine einfache Herstellung. Agar ist ein wasserlösliches Galactosepolymer, welches aus Zellwänden bestimmter Algenarten gewonnen wird [PW00, Kap. 2]. Die Verwendung ist einfach und Agar als Grundstoff leicht zu beschaffen. Durch Erhitzung und anschließendes Abkühlen auf 45 °C entsteht ein thermoreversibles Gel, dessen Eigenschaften von dem Mischungsverhältnis und von den verwendeten Grundstoffen abhängig ist.

Häufig wird eine Mischung aus Wasser, Kondensmilch und Propanol verwendet, um die gewünschten Schalleigenschaften erreichen zu können [BBS80, MFD98, MFK⁺03, DMU⁺01]. Es wurden Schallgeschwindigkeiten zwischen 1498 m/s und 1600 m/s bei Dichten zwischen 1030 kg/m³ und 1030 kg/m³ erreicht.

Erwähnt werden muss, dass Gussformen auf kleine Volumen beschränkt sind bzw. die Oberfläche der Form nicht zu klein im Verhältnis zum Volumen sein darf, da sich beim Aushärten zwischen dem flüssigen Gel und der Luft eine feste Schicht ausbildet. Diese wirkt als Barriere und kann dazu führen, dass das verbleibende flüssige Gel nicht gerinnen kann. Des Weiteren ist die Haltbarkeit ohne zusätzliche Maßnahmen auf wenige Monate eingeschränkt.

Bewertung

Agar als Material eignet sich prinzipiell für die definierten Anforderungen. Einschränkungen ergeben sich allerdings aus der geringen Robustheit, der Haltbarkeit sowie das geringe mögliche Verhältnis zwischen Volumen und Oberfläche der Gussform.

6.2.4. Flexible 3D-Druckmaterialien im Rapid Prototyping Verfahren

Mit *Multi-Jet Modeling (MJM)* [CLL10, S. 165ff] existiert ein interessantes Verfahren für den 3D-Druck, welches insbesondere die Verwendung von flexiblen und elastischen Materialien ermöglicht, die in den mechanischen Eigenschaften silikonähnlich sind. So können flexible Strukturen in hoher Präzision gedruckt werden, die darüber hinaus ähnlich Silikon eine lange Haltbarkeit und

mechanische Belastbarkeit aufweisen. In Hinblick auf die notwendigen Anforderungen des Phantoms ist es sehr interessant die anatomischen Strukturen direkt aus den 3D-Modellen ohne den Umweg eines Gussverfahrens herstellen zu können.

Die Firma *Stratasys* [Strc] bietet das MJM Verfahren mit den *Objet* 3D-Druckern [Stra] an. Es ermöglicht die Verwendung der flexiblen Materialien *TangoPlus* und *TangoPlus Black* [Strb], die im Rahmen dieser Arbeit verwendet wurden.

Um die Eignung der flexiblen Materialien beurteilen zu können, wurden Untersuchungen in Hinblick auf die Ultraschalleignung durchgeführt. Eine Eignung für Ultraschall ist für das Phantom immanent wichtig und eine notwendige Eigenschaft. Die Untersuchungsreihe war notwendig, da in der Literatur keine Bewertung hinsichtlich der Ultraschalleigenschaften zu finden war.

Beschreibung des Untersuchungsverfahrens

Es wurden Proben von allen zum Zeitpunkt der Arbeit zur Verfügung stehenden flexiblen Materialien *TangoPlus* und *TangoPlus Black* für die Untersuchung beschafft. Die Proben wurden auf einer Silikonunterlage befestigt und in ein Wasserbad verbracht. Durch das Wasser wurde eine Schallkopplung zu den Proben hergestellt und die Materialien konnten mit einem eingetauchten Ultraschalltransducer untersucht werden.

Ergebnisse und Bewertung

Es konnte gezeigt werden, dass die untersuchten Materialproben ungeeignete Schalleigenschaften besitzen. Die Materialien scheinen Ultraschall sehr gut reflektieren zu können, da interne Strukturen der Probe auf den sonografischen Bildern schlecht zu erkennen waren. Anstelle eines typisches Bildes eines homogenen Materials zeigte sich eine sehr starke Dämpfung, ohne dass die inneren Strukturen sichtbar wurden. Stattdessen zeigten sich Reflexionsartefakte. Eine Durchleitung des Ultraschalls durch das Material zu der darunterliegenden Silikonunterlage fand ebenfalls nicht statt, was sich in dem ausgeprägten Schallschatten unterhalb der Proben zeigte. In den Abbildungen 6.4 und 6.5 ist die hohe Schallreflektionseigenschaft der Proben deutlich zu erkennen.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass aufgrund der beschriebenen Schalleigenschaften der flexiblen 3D-Druckmaterialien diese nicht die notwendige Anforderung der guten Schalleigenschaften erfüllen und somit diese nicht für den Phantombau in Frage kommen.

6.2.5. Polyvinylalkohol

Der Einsatz von Polyvinylalkohol (PVA) als Gewebeimitat wird in der Literatur erst seit einigen Jahren beschrieben. PVA ist ein künstliches, thermoplastisches Polymer [Onk81], welches wasserlöslich ist. Es ist emulgierend, adhäsiv und besitzt eine hohe Zugfestigkeit und Flexibilität. Aufgrund der Wasserlöslichkeit sind die Eigenschaften vom Wassergehalt des Gels abhängig. Es wurden Schalleigenschaften zwischen 1550 m/s und 1610 m/s in der Literatur beschrieben.

Die Verarbeitung ist einfach und die benötigten Bestandteile sehr günstig zu beschaffen. Um ein an die Anforderungen angepasstes Ergebnis zu erhalten werden nur wenige Zutaten benötigt [FBV+03, KMS+03, SAFF04]. Die Herstellung eines PVA-basierten Gewebeimitats ist allerdings aufwändig. So ist zunächst ein Erhitzen der Mischung bei relativ hohen Temperaturen für mehrere Stunden nötig, um anschließend, je nach gewünschten Eigenschaften, über mehrere Iterationen von Gefrieren und Auftauen das Endprodukt zu erhalten. Je nach in der Literatur beschriebenen Anleitung, kann eine solche Iteration zwischen 12 und 24 Stunden dauern.

6. Entwurf und Herstellung eines flexiblen und deformierbaren Halsphantoms

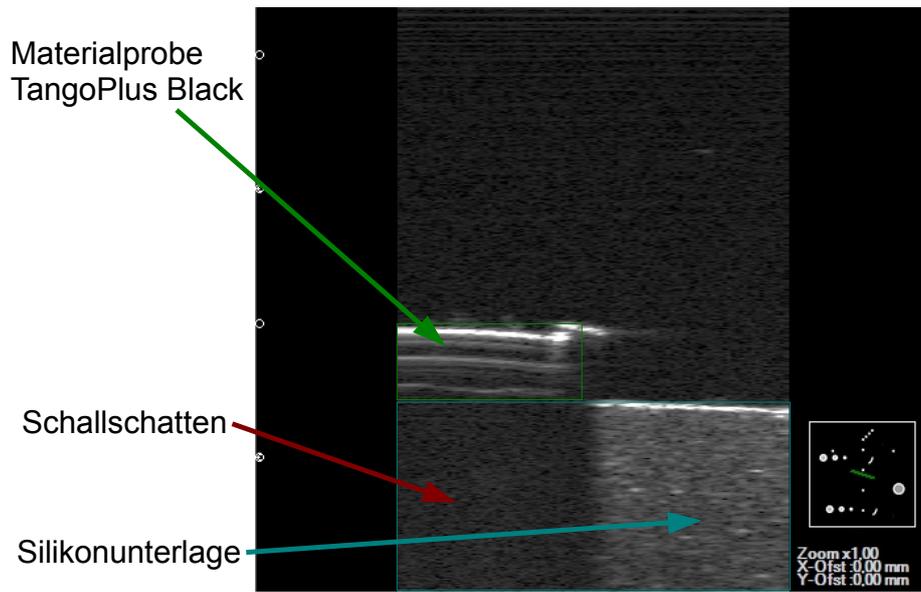


Abbildung 6.4.: Ultraschall B-Bild des flexiblen 3D-Druckmaterials TangoPlus für das Objektverfahren. Die Probe ist mit einem grünen Rechteck markiert. Die Silikonunterlage ist mit einem blauen Rechteck markiert. Unterhalb der Probe ist deutlich der Schallschatten zu erkennen (roter Pfeil).

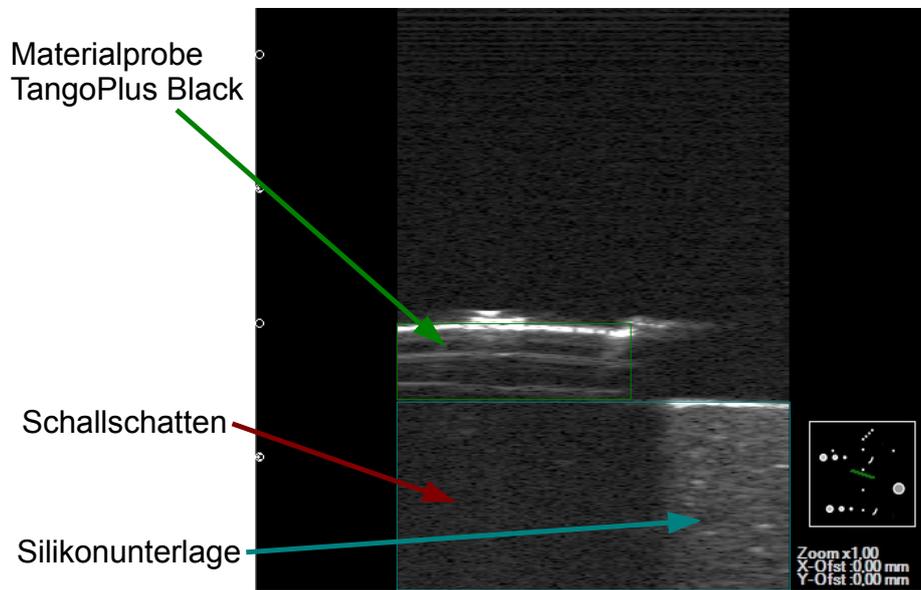


Abbildung 6.5.: Ultraschall B-Bild des flexiblen 3D-Druckmaterials TangoPlus Black für das Objektverfahren. Die Probe ist mit einem grünen Rechteck markiert. Die Silikonunterlage ist mit einem blauen Rechteck markiert. Unterhalb der Probe ist deutlich der Schallschatten zu erkennen (roter Pfeil).

6.3. Geometrischer Entwurf und Fertigung der Gussformen

Grundsätzlich ist die Haltbarkeit ausgezeichnet. Nichtsdestoweniger kann auch PVA-basiertes Material durch mikrobiologische Infiltration unbrauchbar werden, weshalb der Einsatz eines Konservierungsmittels ratsam erscheint. Des Weiteren muss das Material vor Austrocknung geschützt werden, da die Eigenschaften direkt vom Wasseranteil abhängen. Dann kann es über viele Monate bei Raumtemperatur gelagert werden.

Bewertung

PVA als Material eignet sich prinzipiell für die definierten Anforderungen. Einschränkungen ergeben sich allerdings aus der komplexen Verarbeitung des Grundstoffs zu einem Gewebeimitat.

6.2.6. Vergleichende Bewertung

Aus den hier untersuchten Materialien zeigen sich zwei als grundsätzlich geeignet: Silikon und PVA.

Insgesamt erscheint eine Kombination von PVA und Silikon als sinnvoll, da auf diese Weise die lange Haltbarkeit und große Robustheit von Silikon mit den guten gewebeimitierenden Eigenschaften von PVA vereint werden kann. So können Strukturen, die besonders gewebeähnliche Schalleigenschaften benötigen, aus PVA gefertigt werden. Für Strukturen, die tiefer in der Nähe der Zielstruktur liegen und somit besonders gute Schalleigenschaften nicht vonnöten sind, Silikon verwendet werden. Zudem ist die räumliche Ausdehnung von tief liegenden Arterien mit etwa 6–7 mm Durchmesser begrenzt. Aus Silikon gefertigte Strukturen können des Weiteren praktisch unbegrenzt wiederverwendet werden, nachdem sie von umgebenen PVA entfernt wurden, was den Fertigungsaufwand reduziert.

Beide Materialien verbinden sich an ihren Grenzschichten ausreichend gut miteinander, wie eigene Untersuchungen gezeigt haben [HBC11, JBH⁺13]. Die Verbindung zwischen den beiden Materialien kann zusätzlich durch Adhäsion verbessert werden etwa durch das Verwenden eines Klebstoffes [NC97]. Zudem konnte in Versuchen bestätigt werden, dass PVA mit Verwendung eines Konservierungsmittels bei Zimmertemperatur über viele Monate haltbar gemacht werden kann.

6.3. Geometrischer Entwurf und Fertigung der Gussformen

Als Grundlage des Halsphantoms sollte das geometrische Modell des Halses verwendet werden, welches für das Finite-Elemente-Modell entwickelt wurde (siehe Abschnitt 5.3.2). Die Vorteile waren zum einen, dass das FEM-Modell und das Halsmodell eine identische Geometrie aufweisen und somit direkt vergleichbar werden, was Tests und Evaluationen vereinfachen. Zum anderen existiert mit dem FEM-Modell bereits eine realistische Nachbildung des Halses, die problemlos wiederverwendet werden kann. Dieses Modell liegt bereits als CAD-Datensatz vor und konnte somit sehr gut für die Entwicklung weiterverwendet werden.

Um diese Formen herum wurden die Gussformen konstruiert. Um das Entnehmen der fertigen Strukturen zu ermöglichen, mussten diese in zwei Teile bzw. Hälften entworfen werden. Um das einfache Zusammenfügen zu ermöglichen, wurden Passungen eingefügt. Die Gusstechnik erforderte zudem, dass Kanäle zum Gießen und Entlüften eingefügt werden mussten.

Zudem war es nötig Haltestrukturen zu ergänzen, um die inneren Strukturen beim Guss und später bei der Rotation zu stabilisieren. Das bedeutet, dass am unteren und am oberen Ende der Halsgrundform eine Halteplatte angebracht bzw. vergossen wurde, in die Arterien befestigt wurden.

6. Entwurf und Herstellung eines flexiblen und deformierbaren Halsphantoms

Außerdem ermöglichten diese Halteplatten erst eine stabile und reproduzierbare Rotation des Halsphantoms, da sie die nötigen Haltepunkte für die Krafteinwirkung ergänzten. Auf die Details dieser Halteplatten wird in Abschnitt 6.4 eingegangen, da die Konstruktion eng mit der Fertigung der Phantomhalterung gekoppelt war.

Die ausgewählten Materialien werden im Gussverfahren verarbeitet, was bedeutet, dass entsprechende Gussformen aus den CAD-Modellen abgeleitet werden mussten. Da von dem Phantom viele Kopien angefertigt werden sollen, müssen Dauerformen verwendet werden. Daraus folgt, dass die Gussformen so zerlegbar sein müssen, dass die fertigen Gussteile nach dem Aushärten ohne Schwierigkeiten herauszulösen sind.

Vor der Gussformgestaltung musste das Herstellungsverfahren festgelegt werden, da es großen Einfluss auf den Entwurf besitzt. Je nach Verfahren müssen unterschiedliche Randbedingungen berücksichtigt werden. Dabei war auch zu beachten, dass es sich um nicht reguläre Flächen handelte, die speziell gefertigt werden müssen. Im Folgenden werden die Gussformen für die Halsgrundform und die Arteria carotis getrennt betrachtet, da die Anforderungen an Gussform und Herstellung sehr verschieden waren.

Halsgrundform

Die Halsgrundform weist ein großes Volumen zusammen mit relativ großen räumlichen Abmessungen auf. Daraus folgte, dass in der Fertigung ein entsprechend großer Bauraum benötigt wird. Verschiedene Fertigungsverfahren wurden in Betracht gezogen, um die Anforderungen zu erfüllen.

3D-Druckverfahren Je nach verwendeten Verfahren erlauben 3D-Druckverfahren hohe Grade an Detailauflösung. Auch kleine Details und scharfe Kanten können bspw. im Lasersinterverfahren gedruckt werden. Deshalb ist es bei Freiformflächen sehr gut geeignet.

Die große räumliche Ausdehnung der Halsgrundform setzt dem einsetzbaren Druckverfahren allerdings enge Grenzen – nur wenige Geräte besitzen den nötigen Bauraum. Zudem muss die Form speziell entworfen werden, um die Druckzeit und den Materialverbrauch und somit Kosten in einem angemessenen Rahmen zu halten. So müsste die Wandstärke der Gussform stark reduziert werden.

CNC-Frästechnik Auch die CNC-Frästechnik erlaubt die Fertigung von Freiformflächen – unter der Einschränkung, dass scharfe Kanten aufgrund der verwendeten kugelförmigen Fräswerkzeuge nicht herstellbar sind. Große Bauräume sind problemlos zu realisieren. Das Werkstück wird aus einem massiven Block des Grundmaterials gefräst. Dadurch erhält die Form eine gute Stabilität.

Aufgrund der hohen Kosten und der nicht einzuschätzenden Haltbarkeit der Gussform begründet durch die geringe Wandstärke bei 3D-Druckverfahren, wurde die Halsgrundform im CNC-Fräsverfahren hergestellt. Scharfe Kanten waren in dem verwendeten Modell nicht vorhanden, so dass es an dieser Stelle keine Einschränkungen gab.

Für die Halteplatten wurden Aussparungen in der Gussform vorgesehen, die diese sicher während des Gießens aufnehmen und nach dem Guss mit der gegossenen Form einfach entnehmbar waren.

Es wurde eine stabile Gussform aus *Sika Block M980* hergestellt. Der Kunststoff ist robust und ermöglicht eine gute Wiederverwendbarkeit der Form. Zudem löste sich das verwendete PVA ausgezeichnet von diesem ab und erlaubt eine einfache Trennung von Form und Phantom. Die Einsätze für obere und untere Halteplatte des Phantoms passten formschlüssig. Abbildung 6.6 zeigt die fertige Form mit beiden Gushälften und eingesetzten Halteplatten.

6.4. Entwurf einer Phantomhalterung für fixierte Rotationsstellungen



Abbildung 6.6.: Gefertigte Gussform mit eingesetzten Halteplatten aus Kunststoff, (links im Bild)

Arteria carotis

Auf besondere Einrichtungen zum Einfüllen konnte bei der Gussform für die Arteria carotis verzichtet werden. Stattdessen wurden am oberen Ende die Öffnungen für die Arterien freigelassen. Aufgrund des geringen Durchmessers der zu gießenden Form erwies sich die Trennung der Gussform in zwei Teile als komplex, da darauf geachtet werden musste, dass sich die gegossene Arterie ohne Beschädigungen entnehmen lässt.

Größe und Geometrie der Arteria carotis ermöglichte die Verwendung von 3D-Druckverfahren für die Gussform. Die Form wurde im Gipspulverdruckverfahren hergestellt. Obwohl Gips porös und spröde ist, hat sich die Haltbarkeit der Form als ausreichend erwiesen sowie die Ablösbarkeit des gegossenen Teils als gut. Mehrere Arterien konnten gegossen und problemlos entnommen werden. Abbildung 6.7 zeigt beide Hälften der Gussform der rechten Arteria carotis.

6.4. Entwurf einer Phantomhalterung für fixierte Rotationsstellungen

Um die geplanten Rotationspositionen des Halses am Modell simulieren zu können, war eine externe Halterung zum Einstellen der Rotation notwendig. Es wurden eine obere und untere Halteplatte entworfen, die jeweils bei der Herstellung bereits in das PVA-Phantom integriert wurden. Anschließend wurde über einfache und effektive Stiftverbindungen eine feste Verankerung mit der oberen

6. Entwurf und Herstellung eines flexiblen und deformierbaren Halsphantoms

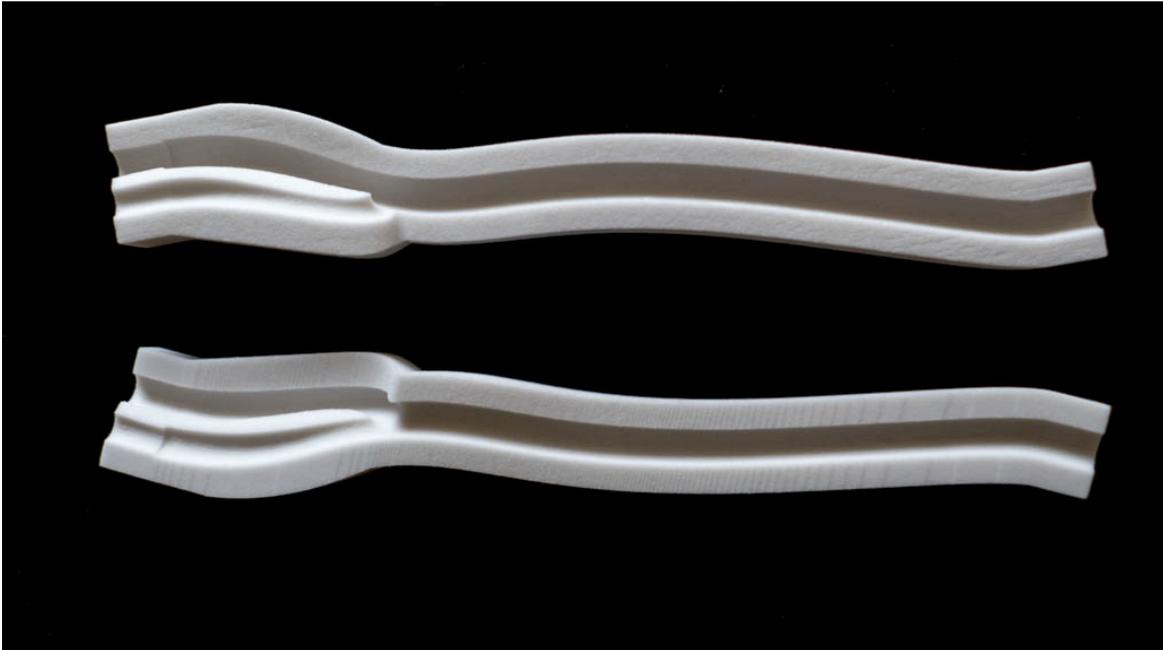


Abbildung 6.7.: Gussform der rechten Arteria carotis

und unteren Haltekonstruktion der externen Halterung erreicht. Das Halsmodell konnte nun rotiert und durch die Halterung in der Rotationsposition gehalten werden, während weitere Versuche durchgeführt wurden. Es konnte von 0° bis 90° in 10° -Schritten in beide Richtungen eingestellt werden.

Beim Entwurf der Halterung musste berücksichtigt werden, dass diese für die Verwendung in einer MRT-Kopfspule geeignet sein musste. Das begrenzte die maximal erreichbare Größe der Halterung. Weitere Randbedingungen waren, dass Phantome unterschiedlicher Größen aufgenommen werden konnten, um flexibel genug zu sein, die Form für mehrere Phantomgenerationen verwenden zu können.

Als Material wurde PVC-Kunststoff verwendet, da multimodale Bildgebung eine zentrale Anforderung war. Metall konnte weder bei MRT- noch bei CT-Aufnahmen verwendet werden. Der Kunststoff zeichnet sich durch eine gute Stabilität und Haltbarkeit aus und eignet sich somit für das Einsatzprofil. Im Anhang finden sich die technischen Zeichnungen des Halterung und die Halteplatten.

6.5. Phantomherstellung

Als formgebendes und füllendes Material wurde, auf Grundlage der Analyse in Abschnitt 6.2, PVA ausgewählt. Der genaue Handelsname des verwendeten PVA lautet Mowiol 28-99 vom Hersteller Kuraray. Um eine gute Haltbarkeit des Phantoms zu gewährleisten, wurde dem Gel 0,005 % Benzalkoniumchlorid zugefügt. Das PVA-Gel wurde nach einer leicht abgewandelten Variante der von Hyon et al. [HCI89] bzw. von Kharine et al. [KMS⁺03] beschriebenen Methode hergestellt. Hierfür wurde ein 10%-iges PVA-Granulat-Wasser-Benzalkoniumchlorid-Gemisch für 2 Stunden unter Rühren auf ca. 93°C erhitzt. Anschließend wurde das Gel auf ca. 50°C abgekühlt, aufgestiegene

Luftblasen abgeschöpft und das relativ viskose Gel in die entsprechende Form gegossen. Nun wurde das Gel für etwa 16 Stunden eingefroren und konnte nach dem Auftauen bei Raumtemperatur verwendet werden.

Des Weiteren wurde das Phantom mit einer relevanten inneren Struktur hergestellt: Der Arteria carotis. Das Gefäß wurde mit Hilfe der in Abschnitt 6.3 beschriebenen Gussform aus Silikon hergestellt. Bei dem verwendeten Silikon handelt es sich um das Zweikomponentensystem *Elastosil RT 601*. Das Silikon wurde zur besseren Sichtbarkeit mit einem rotem Farbstoff eingefärbt. Das Ergebnis des Gusses ist in Abbildung 6.8 dargestellt. Die Materialien für die großen Blutgefäße erwiesen sich als brauchbar und konnten ausreichend gut abgegrenzt werden, ohne eine Schallauslöschung zu verursachen.



Abbildung 6.8.: Aus Silikon gegossenes Modell der Arteria carotis.

Das Phantom war von einer guten Flexibilität und Haltbarkeit. Eine Rotation war durch die elastischen Eigenschaften des PVA-Gels gut möglich. Bei der Untersuchung mit Ultraschall zeigten sich morphologisch ähnliche Schall- bzw. Reflexionseigenschaften des Gels verglichen mit Weichteilgewebe, vgl. [ZSV⁺07]. Abbildung 6.9 zeigt das Ergebnis des Halsphantomgusses mit rechter Arteria carotis. Ebenfalls zu erkennen sind die beiden Halteplatten. Die das Phantom umgebene Zellophanfolie schützt es vor Austrocknung und beeinflusst die Bildgebung nicht. Abbildung 6.9 zeigt das Halsphantom in der entworfenen Halterung.

Um realitätsnahe Szenarien simulieren zu können, ist es notwendig, das bestehende Halsmodell um pathologische Strukturen zu erweitern und Methoden zu finden, diese in das Modell einbringen zu können. Eine Abwandlung der PVA-Substanz mit pflanzlichen Samen o.ä. schränkte die Haltbarkeit des PVA-Modells ein. Es wurden deshalb mehrere Verfahren zum nachträglichen Einbringen von künstlichen Fremdkörpern in das PVA-Gel untersucht.

Dabei zeigte sich, dass nachträglich eingespritztes Röntgen-Kontrastmittel in das PVA-Modell diffundiert und keine klar abgrenzbare Pathologie lieferte. Zielführender war das nachträgliche Einspritzen von angedicktem Gipsmehl über eine kleine Spritzenkanüle. Es formte sich eine multimodal untersuchbare, glatt begrenzte Raumforderung. Das umgebende Weichgewebe wurde dabei leicht verdrängt. Die Haltbarkeit des Modells wurde nicht beeinträchtigt.

6. Entwurf und Herstellung eines flexiblen und deformierbaren Halsphantoms



Abbildung 6.9.: Das hergestellte Halsphantom aus PVA. Zu erkennen sind auch die beiden Halteplatten. Die das Phantom umgebene Zellophanfolie schützt es vor Austrocknung.



Abbildung 6.10.: Das Halsphantom in der entworfenen Halterung.

7. Experimente

In diesem Kapitel werden Experimente und Evaluationen beschrieben, die zur Bewertung der Einzelkomponenten durchgeführt wurden.

7.1. Evaluation des Segmentierungsalgorithmus

Um die automatische Arteriensegmentierung aus Ultraschallbildern zu bewerten, wurde diese auf eine Reihe von repräsentativen Daten angewendet und mit einer manuellen Segmentierung abgeglichen.

7.1.1. Bilddaten

Als Datengrundlage wurden die Bilddaten von zwei Probanden verwendet. Insgesamt handelt es sich um 21 Bilder. Dabei wurde die Arterie in verschiedenen Höhen, bezogen auf die Wirbelkörper, und mit unterschiedlichen Aufnahmequalitäten aufgezeichnet. Es wurden auch Daten des Bereichs der Bifurkation aufgenommen. Da an dieser Stelle nun zwei Kreisscheiben sichtbar waren, wurde so getestet, inwiefern dies das Ergebnis beeinflusst. Insbesondere der Übergangsbereich zeigt ein sehr indifferentes Bild, wie Abbildung 7.1 illustriert.

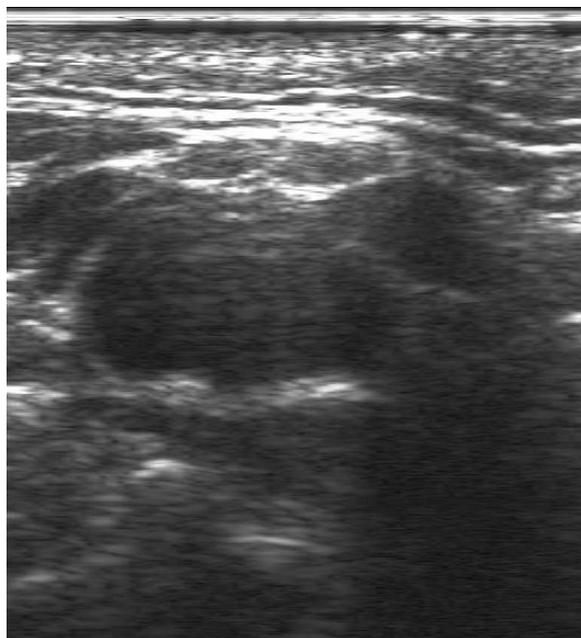


Abbildung 7.1.: Ultraschallaufnahme: Übergangsbereich der Bifurkation.

7. Experimente

Die produzierten Aufnahmequalitäten lassen sich in zwei Kategorien einteilen: Gut und mangelhaft. Für die Kategorie "mangelhaft" wurde bewusst eine ungünstige Aufnahmesituation geschaffen, um den Algorithmus an die Grenzen zu bringen, dargestellt in Abbildung 7.2.

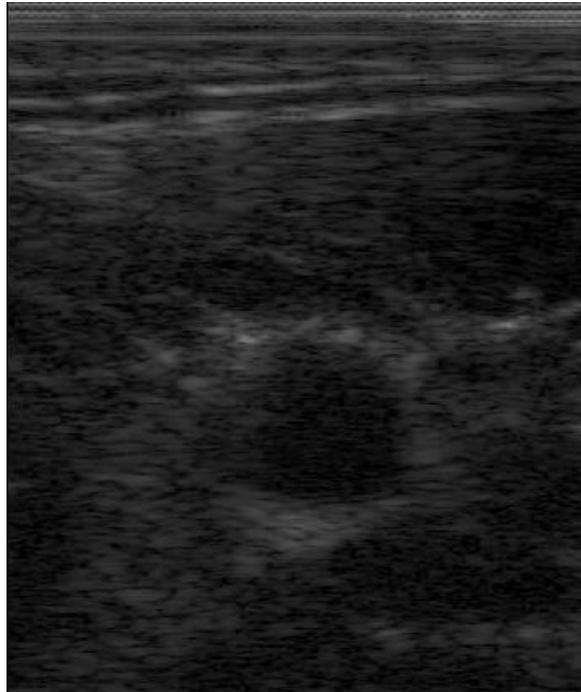


Abbildung 7.2.: Ultraschallaufnahme: Ungenügender Kontrast.

7.1.2. Auswertung

Grundsätzlich kann bemerkt werden, dass Aufnahmen von mangelhafter Qualität zu einem Nichterkennen führt, d. h. der Algorithmus findet kein Ergebnis. Im Bereich der Bifurkation wurde ebenfalls kein Ergebnis gefunden.

Der Vergleich zur Referenzsegmentierung wurde auf Grundlage des gefundenen Mittelpunkts sowie des Durchmessers des Kreises, der die Arterie markiert, durchgeführt. Davon wurden die Abweichungen berechnet, in die ausschließlich die richtig erkannten Strukturen eingegangen sind. Tabelle 7.1 zeigt die Auswertung.

Tabelle 7.1.: Auswertung des Segmentierungsalgorithmusvergleichs. Alle Werte sind in Pixel angegeben.

	Abweichung Mittelpunkt	Abweichung Durchmesser
arith. Mittel	12,7	0,6
Std.-Abweichung	6	5,8
Minimum	1	-10
Maximum	23	12

Die erreichte Abweichung beträgt durchschnittlich 13 Pixeln bei einer Standardabweichung von 6 Pixeln. Der Durchmesser wird im Durchschnitt korrekt erkannt, wobei die Standardabweichung

auch hier 6 Pixel beträgt. Das erscheint ausreichend genau für die Anwendung, wenn der im Bild sichtbare Durchmesser der Arterie von 50 bis 70 Pixeln berücksichtigt wird. Insgesamt wurden drei Arterien falsch erkannt, was einem Anteil von etwa 15% entspricht.

Das Bild muss von ausreichender Qualität sein, damit die Segmentierung sinnvolle Ergebnisse liefert. Das bedeutet, dass die Arterie deutlich zu erkennen sein muss und der Kontrast zwischen dem Schwarz des Arterienlumens und des umgebenen Gewebes ausreichend groß ist. Zudem sollte die Grenze zwischen Arterie und Gewebe nicht zu undeutlich erscheinen. Dabei wird ein kleiner Bereich, in dem die Grenzlinie unklar ist, vom Algorithmus kompensiert und die Segmentierung ist trotzdem erfolgreich. Grundsätzlich kann das Ultraschallgerät so eingestellt werden, dass die Kontraste und die Grenzen deutlich genug erscheinen. Insgesamt scheint der Algorithmus eine ausreichende Erkennungsleistung zu besitzen, insbesondere wenn berücksichtigt wird, dass die Arteriensegmentierung anhand eines Volumens, d. h. einer großen Anzahl an Bildern, durchgeführt wird.

Die Laufzeit der Implementierung in Matlab beträgt bei den verwendeten Bildern, die eine Auflösung von 527×574 Pixeln besitzen, etwa 2–3 Sekunden. Das Messsystem verwendete eine Intel Core2 Q9400 CPU mit 2,66 MHz.

7.2. Bewertung des multimodalen Halsphantoms

7.2.1. Bildgebungseigenschaften

In der Bildgebung erwies sich das Phantom sowohl für MRT, CT als auch für Ultraschall – ohne Anpassung der angenommenen Schallgeschwindigkeit – als geeignet. Die Arterie lässt sich ausreichend gut abgrenzen, wobei ein besserer Kontrast wünschenswert wäre. Im Phantom erscheint das Lumen der Arterie nicht als sehr dunkler Bereich, sondern liegt eher in einem mittleren Wertebereich im Ultraschall und wird mit starker Reflexion im CT dargestellt. Abbildung 7.3 zeigt einen CT-Scan des Halsphantoms. Abbildung 7.4 zeigt einen MRT-Scan einer früheren Generation des Phantoms.

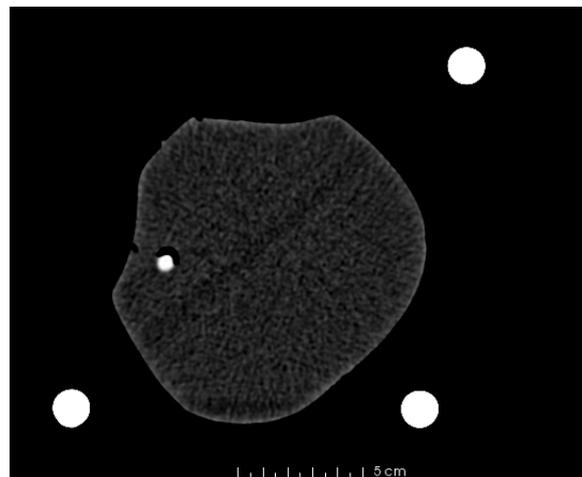


Abbildung 7.3.: Halsphantom: CT-Scan. Die weiße kreisförmige Fläche zeigt die Silikonarterie. Die außenliegenden weißen Kreise sind die Haltestäbe der Halterung.

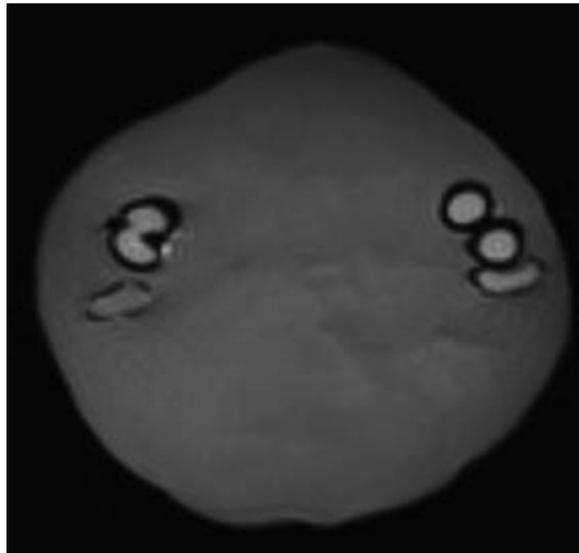


Abbildung 7.4.: Halsphantom: MRT-Scan.

7.2.2. Strukturverschieblichkeit

Um das multimodale Halsphantom bewerten zu können, wurden die Rotationsverschiebungen mit Daten aus der in Abschnitt 4.1.3 beschriebenen Studie zur Strukturverschieblichkeit verglichen. Dazu wurden von dem Halsphantom in unterschiedlichen Rotationsstellungen 3D-Volumen im CT erstellt. Analog zur Probandenstudie wurde eine Linksrotation eingestellt und die Abweichung in Grad in Bezug zur Nullstellung des Halses bestimmt. Die Verschiebung wurde auf Höhe des vierten Wirbelkörpers gemessen.

Es zeigte sich, dass sich die Verschieblichkeit im Vergleich zur Studie im gleichen Größenordnungsbereich befindet. Tabelle 7.2 zeigt den Vergleich mit der Referenz aus der Studie. Anzumerken ist, dass sich die Werte aus der Studie auf eine interindividuelle Berechnung stützen. Somit stellt das entworfene Halsphantom ein geeignetes Modell für Test- und Evaluationszwecke dar.

Tabelle 7.2.: Vergleich der Verschieblichkeit der Arteria carotis des Halsphantoms mit der Probandenstudie als Referenz.

Eingestellte Rotation	20°	40°	60°
Halsphantom	9,2°	19,1°	38,5°
Referenz	11°	22°	41°

7.3. Navigierte Punktion am Phantom

Um die beispielhafte Operation der Entfernung eines Lymphknoten, untersuchen zu können, wurde zunächst eine navigierte Punktion eines Lymphknotens am Phantom simuliert. Von der Registrierung über die navigierten Instrumente und die Ultraschallkontrolle werden hierbei die relevanten Bereiche abgedeckt.

In den Versuchen wurde zunächst ein Halsphantom gefertigt, welches zusätzlich mit einer Raumforderung versehen wurde. Diese wurde mittels einer injizierten Flüssigkeit erzeugt und reprä-

sentiert einen Lymphknoten. Als Flüssigkeit wurde angedicktes Gipsmehl verwendet, um in der Bildgebung den nötigen Kontrast zu erzeugen.

An dem Phantom wurde ein CT-Scan durchgeführt, bei dem zusätzlich röntgenkompatible Markerkügelchen an die Phantomhalterung angebracht wurden. Die vier Marker wurden für die rigide künstliche landmarkenbasierte Registrierung verwendet, um das CT-Volumen mit dem Freihand-3D-System in Beziehung zu setzen und um beide Bildmodalitäten zu fusionieren. Dazu wurde das Phantom zu einem Referenzmarker registriert. Das Setup ist in Abbildung 7.5 zu sehen.

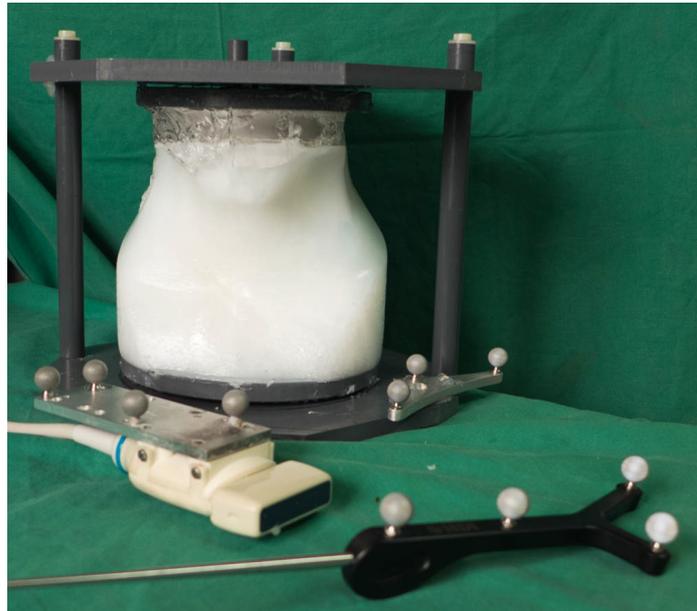


Abbildung 7.5.: Navigierte Punktion am Halsphantom: Versuchsaufbau und genutzte Instrumente. Im Hintergrund ist das Phantom in der Halterung mit Referenzmarker zu erkennen. Im Vordergrund liegt links die getrackte Ultraschallsonde und rechts das Zeigeelement.

Es wurden am Halsphantom wiederholt navigierte Punktionen der Zielstruktur von einem erfahrenen HNO-Chirurgen durchgeführt. Als Nadeläquivalent kam dabei ein getracktes Zeigeelement von NDI zum Einsatz. Dabei wurde zunächst mit Hilfe des Navigationssystems operiert und der künstliche Lymphknoten im Abgleich mit den präoperativen Bilddaten punktiert. Im Anschluss an jede Punktion wurde sonographisch die korrekte Position der Spitze des Punktionsinstrumentes erfasst. Die Versuchsdurchführung ist in Abbildung 7.6 dargestellt. Abbildung 7.7 zeigt die grafische Darstellung der fusionierten Bilddaten in 3D Slicer mit segmentierter Arterie.

Anschließend wurde diese Position ebenfalls im Datensatz des Navigationssystems erfasst. Die Differenz beider Punkte ergab die jeweilige Abweichung des Navigationssystems von der realen Position des Untersuchungsinstrumentes. In wiederholten Versuchen ergab sich eine Abweichung von durchschnittlich 4,8 mm der realen Position von der durch das Navigationssystem angezeigten Position in Bezug zur präoperativen Bildgebung (siehe Abbildung 7.8). Die Distanz wurde als euklidischer Abstand angegeben.

Zudem wurde das Rendezvousmanöver zweier Instrumente erprobt (siehe Abbildung 7.9). Da das Endoskop über keinen Marker für das Trackingsystem verfügte, konnte das Manöver nicht direkt ausgeführt werden. Der Arbeitskanal des Endoskops wurde zuvor mit dem Zeigeelement geschaffen.

7. Experimente



Abbildung 7.6.: Navigierte Punktion am Halsphantom: Versuchsdurchführung.

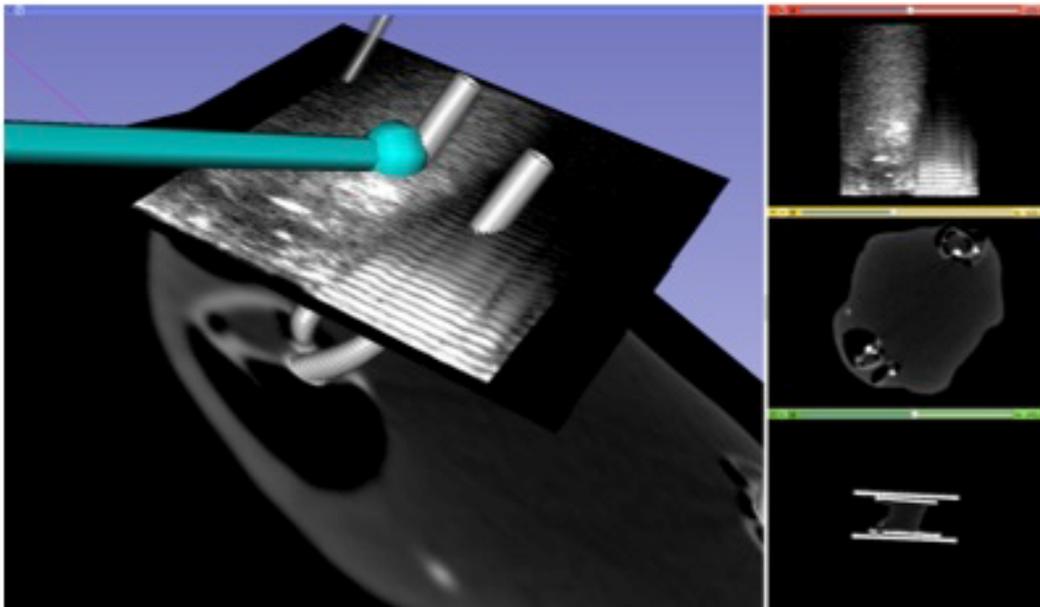


Abbildung 7.7.: Navigierte Punktion am Halsphantom: Benutzeroberfläche mit fusionierten Bilddaten. 3D-Ansicht: Der grüne Zylinder repräsentiert das Zeigeinstrument; die Kugel stellt die Spitze dar. Die Spitze berührt die segmentierte Arterie aus den CT-Daten. Das Ultraschallbild ist als zusätzliche Ebene zu erkennen.

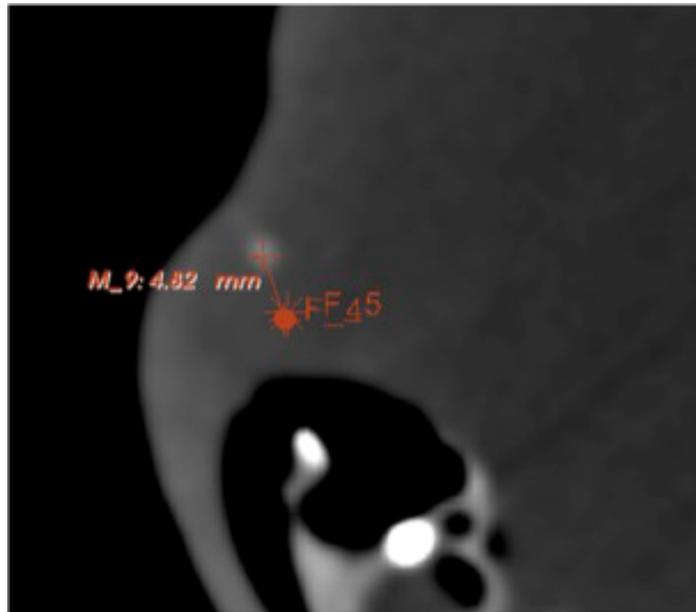


Abbildung 7.8.: Navigierte Punktion: Abweichung zwischen präoperativer Bildgebung und 3D-Ultraschall (euklidischer Abstand). Die punktförmige Struktur ist die eingebrachte Raumforderung.

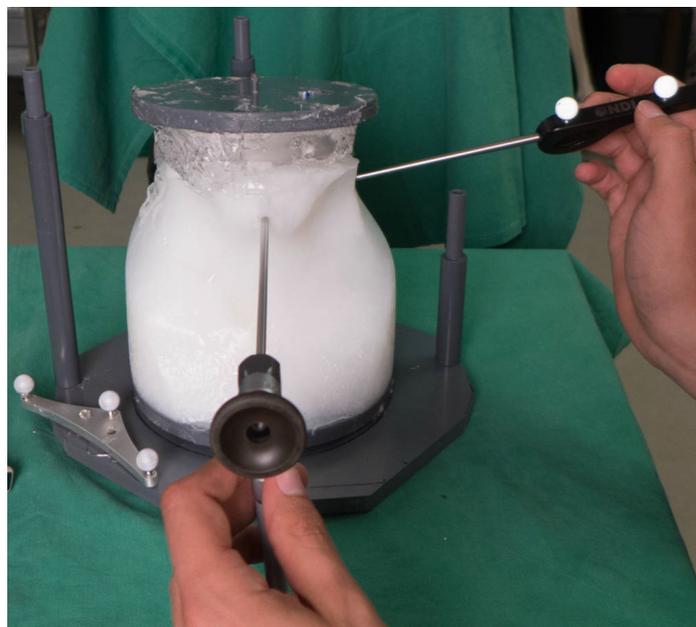


Abbildung 7.9.: Navigierte Punktion: Rendezvousmanöver zweier Instrumente. Der Arbeitskanal des Endoskops wurde zuvor mit dem Zeiginstrument geschaffen.

7.4. Evaluation der roboter-gestützten Ultraschalltomografie

Die roboter-gestützte Ultraschalltomografie wurde mit Scans von Phantomen im Wasserbad evaluiert. Das Wasserbad dient dabei zur Schallkopplung und hat den Vorteil, dass beliebige Objekte mit einer linearen Trajektorie gescannt werden können. Als Referenzphantome wurden unter anderem ein Leberphantom aus Silikon sowie ein künstlicher Schädel verwendet. Zudem wurde ein Stabphantom mit bekannter Geometrie vermessen, um die erreichte Genauigkeit zu bewerten.

Bei der Vermessung des Stabphantoms wurde der Durchmesser bestimmt und mit den bekannten Werten verglichen. Dabei konnte festgestellt werden, dass sich das Auflösungsvermögen erwartungsgemäß im Bereich der eingesetzten 7,5 MHz Ultraschallsonde befindet, d. h. 1–1,2 mm.

Um das kraftgeführte Scannen zu untersuchen, wurde zunächst ein Abdomenphantom der Firma CIRS verwendet, welches eine gewölbte sowie elastische Oberfläche besitzt (siehe Abbildung 7.10). Im Inneren des Phantoms befindet sich unter anderem die Nachbildung einer Rippe, welche bei dem Versuch gescannt wurde. Das Ergebnis der Rekonstruktion ist in Abbildung 7.11 dargestellt. Es konnte gezeigt werden, dass die Nachführregelung der Oberfläche mit einem definierten und konstanten Anpressdruck erfolgen konnte.



Abbildung 7.10.: Abdomenphantom (CIRS).

Ein weiterer Scan wurde an einem menschlichen Arm vorgenommen. Auch hier wurde die Kraftregelung eingesetzt, um der Kontur des Arms zu folgen. Abbildung 5.8 zeigt das Setup mit LBR4 und Ultraschallsonde. Es konnte gezeigt werden, dass der ausgeübte Druck jederzeit annehmbar war. Abbildung 7.12 zeigt eine Rekonstruktion des Unterarmknochens, welcher aus dem Scan extrahiert wurde.

7.4. Evaluation der roboter-gestützten Ultraschalltomografie

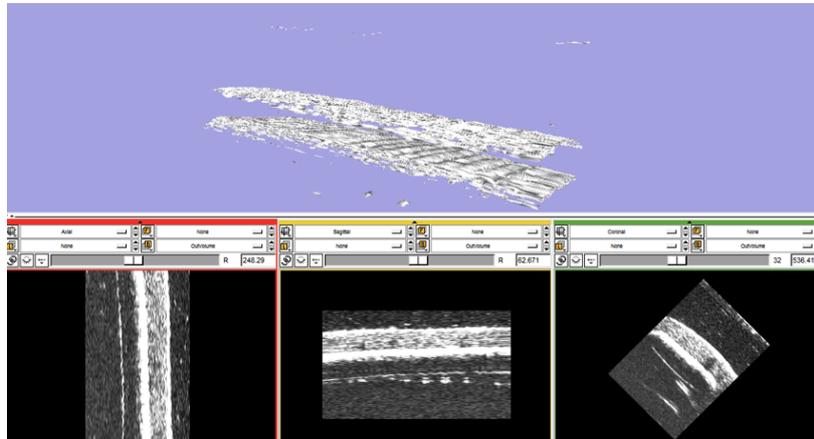


Abbildung 7.11.: Ultraschalltomografie: Scan des Abdomenphantoms. Rekonstruiert wurde der nachgebildete Rippenknochen.

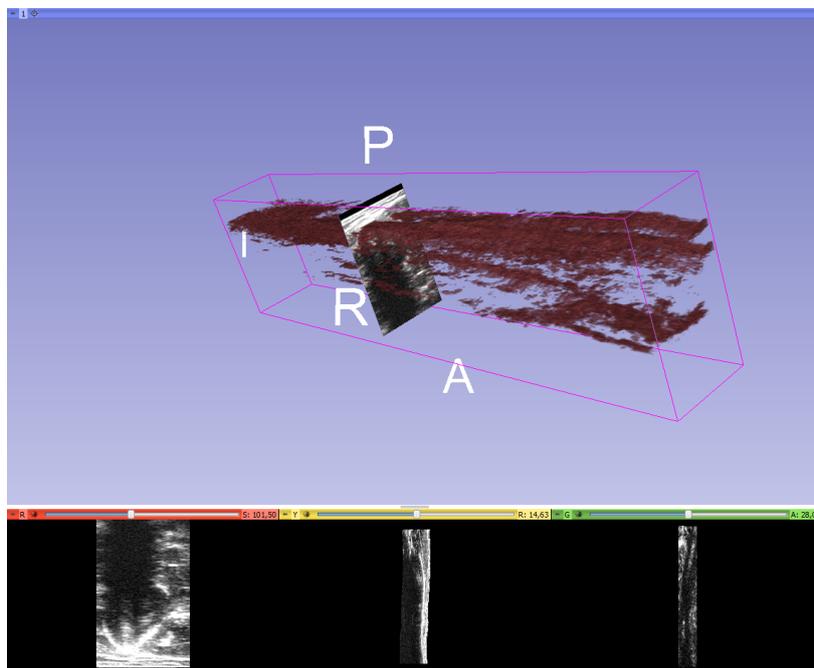


Abbildung 7.12.: Ultraschalltomografie: Scan eines menschlichen Unterarmknochens. Zu sehen ist die Knochenoberfläche.

8. Zusammenfassung und Ausblick

8.1. Zusammenfassung

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein Navigationsverfahren für die minimal-invasive Chirurgie im Kopf-Hals-Bereich konzipiert und ein Prototyp implementiert. Die Schwerpunkte waren dabei:

- Konzeption eines auf die minimal-invasive Kopf-Hals-Chirurgie abgestimmtes Navigationsverfahrens.
- Entwicklung eines Freihand-3D-Ultraschallsystems auf Grundlage der DiPhAS Forschungsplattform.
- Entwicklung eines Segmentierungsalgorithmus für die Arteria carotis aus Ultraschallbildern.
- Deformationsmodell wichtiger Halsstrukturen auf Grundlage der FEM.
- Entwurf und Herstellung eines neuartigen multimodalen deformierbaren Halsphantoms zu Testzwecken.
- Experimente am entworfenen Halsphantom.

Es wurde ein Navigationsverfahren in Hinblick auf die besonderen Anforderungen des Operationsgebiets entworfen. Dabei wurde insbesondere die Beherrschung der Weichteilverschiebung als Anforderung identifiziert. Eine Abschätzung der intraoperativen Weichteileverschieblichkeit ist aufgrund der Patientenlagerung erforderlich. Dies wurde in dem Konzept durch den Entwurf eines Weichgewebemodells berücksichtigt.

Ein Freihand-3D-Ultraschallsystem wurde aufgebaut, welches den Chirurgen während der Operation mit einer Echtzeitmodalität ausstattet. Zudem kann es für die Registrierung zur präoperativen Bildgebung und zum Tracking der Instrumente eingesetzt werden. Das Ultraschallsystem ist zusätzlich in der Lage 3D-Volumendatensätze zu akquirieren. Um die Qualität der erzeugten 3D-Volumen zu verbessern, wurde ein Prototyp eines roboter-gestützten Ultraschalltomografen entworfen und evaluiert, welches kraftgeführt auf beliebigen Oberflächen Scans durchführen kann.

Als Registrierungsverfahren mit natürlichen Landmarken wurde der Abgleich der Arteria carotis ausgewählt. Es wird dabei der Verlauf der Mittellinie der Arteria carotis verwendet. Ein Algorithmus wurde entworfen, der die Arterie aus den vom DiPhAS erzeugten Bilddaten automatisch segmentiert. Dabei wurde eine für die Anwendung ausreichende Genauigkeit erreicht.

Das Deformationsmodell wurde auf Grundlage einer Studie entworfen, die im Kontext dieser Arbeit durchgeführt wurde, bei der die Verschieblichkeit der Halsstrukturen selektierter Probanden im MRT untersucht wurden. Analog zur Studie wurden ausschließlich Rotationsverschiebungen betrachtet. Das Modell ermöglicht die Anpassung der präoperativen Bildgebungsdaten an die Lagerung des Halses in der Operationssituation mittels Berechnung eines Felds von Verschiebevektoren.

Für das Phantom wurden auf Grundlage des Deformationsmodells Gussformen für Halsform und Arteria carotis entworfen und gefertigt. Als Materialien kamen Polyvinylalkohol (Halsform) und Silikon (Arterie) zum Einsatz. Eine Halterung wurde entworfen, um an dem Phantom definierte

8. Zusammenfassung und Ausblick

Rotationswinkel einstellen zu können. Das Phantom wurde im CT, MRT und Ultraschall erfolgreich getestet und stellt eine angemessene Abbildung der Halsanatomie und der Verschieblichkeit dar. Aufgrund des Herstellungsverfahrens kann jederzeit ein geometrisch identische Replik des Phantoms gefertigt werden. Zudem ist es möglich, aufgrund der Materialwahl invasive Eingriffe zu simulieren.

Das entwickelte Navigationsverfahren wurde im experimentellen Rahmen erfolgreich erprobt. Am Halsphantom wurden navigierte Punktionen mit Hilfe präoperativer Bildgebung durchgeführt. Die im Experiment erreichte Genauigkeit betrug < 5 mm, was dem Rahmen der Erwartung entsprach.

8.2. Diskussion

Das vorgestellte Navigationssystem ermöglichte im experimentellen Rahmen an einem Halsphantom mit Hilfe präoperativer Bildgebung geführte Punktionen sowie Rendezvousmanöver. Während der Versuchsreihen konnte auch gezeigt werden, dass die Ultraschallmodalität als Kontrollbildgebung genügend ist und zudem prinzipiell eine Annäherung an die Zielstruktur ohne zusätzliche Bildgebung ermöglicht. Die erzielte Genauigkeit war für Experimente unter Laborbedingungen ausreichend. Für eine in-vivo Anwendung erscheint eine Erhöhung der Genauigkeit nötig. Die Anforderungen, die definiert wurden, betragen 1–2 mm.

Die entwickelte roboter-gestützte Ultraschalltomografie erscheint vielversprechend, um die Volumendaten zu optimieren. Durch die nicht benötigte Rekonstruktion kann direkt das verfügbare Ultraschallbild verwendet werden. Mit dem derzeit verwendeten Roboter erscheint ein Einsatz im Halsbereich allerdings als ambitioniert, da der benötigte Arbeitsraum dem Operateur zu wenig Platz lässt.

Der entworfene Segmentierungsalgorithmus erreichte bereits ausreichend zuverlässige Ergebnisse trotz der sehr verrauschten Bilder. Potential für weitere Verbesserungen besteht bei der Anzahl der Falscherkennungen, die es zu verbessert gilt. Da allerdings die Arterie von einer großen Anzahl an Bildern rekonstruiert wird, können solche Ausreißer herausgefiltert werden. Die Laufzeit der Implementierung in Matlab war für die Evaluation ausreichend, kann jedoch noch weiter verbessert werden.

Das entworfene Halsphantom ermöglichte simulierte Punktionen. Prinzipiell hat sich das verwendete Material PVA aufgrund der Gewebeähnlichkeit gut für invasive Eingriffe geeignet. Grundsätzlich hat sich das Phantom bei den Experimenten bewährt. Es ermöglichte eine realistische Umgebung, insbesondere in Hinblick auf die Gewebebeschaffenheit sowie die Eignung für die multimodale Bildgebung. Durch die entworfenen Gussformen ist es jederzeit möglich, eine ausreichend ähnliche Replik für einen Wiederholungsversuch anzufertigen. Die Kontraste zwischen Arterie und Halsgewebe erscheinen als nicht optimal, da die Gefäße in der Bildgebung hell erscheinen und entsprechen somit nicht dem Vorbild. Zusätzlich zu den Zielsetzungen entstand im Verlauf der Arbeiten die Idee für eine weitere Verwendungsmöglichkeit des Halsphantoms. In der praktischen Ausbildung der interventionell und operativ tätigen HNO-Ärzte mangelt es bis heute an Trainingsmöglichkeiten für Interventionen und Operationen. Ein "Lernen am Modell" findet sich heutzutage nicht. Stattdessen werden Interventionen, wie z. B. die sonografisch gesteuerte Feinnadelpunktion, unter Aufsicht direkt am Patienten durchgeführt und Fähigkeiten so erlernt. Aufgrund dessen kann es sinnvoll sein, das Halsmodell als Trainingsmodell in der Ausbildung von HNO-Ärzten zu verwenden. Gerade bei sonografisch gestützten Punktionen im Halsbereich erhöht ein vorheriges Training der Intervention die Sicherheit im Umgang mit den Instrumenten beim durchführenden Arzt. So steigt auch die Wahrscheinlichkeit eine repräsentative Probe zu gewinnen.

Das Deformationsmodell wurde im Rahmen dieser Arbeit geometrisch umgesetzt, indem die Anatomie eines Probanden manuell segmentiert und mittels CAD nachkonstruiert wurde. Das ermöglicht im Prinzip ein patientenindividuelles Modell, ist allerdings äußerst aufwändig umzusetzen und entsprechend zeitaufwändig. Insbesondere die Segmentierung im Halsbereich ist herausfordernd, da sich sehr viele filigrane Strukturen auf engstem Raum befinden. Zumindest die Arterie lässt sich sinnvoll automatisiert segmentieren. Wenn die Strukturen segmentiert wurden, kann mit entsprechenden Software-Werkzeugen ein CAD-Modell automatisch erstellt werden. Die MedCAD Toolbox von Mimics bietet eine solche Funktionalität, stand allerdings in dieser Arbeit nicht zur Verfügung. Neben der geometrischen Formulierung wurde auch das Rotationsproblem mit der FEM umgesetzt, indem die Materialparameter aufgrund einer Literaturrecherche abgeschätzt wurden. Um ein vollständiges Modell beschreiben zu können, müssen die Materialparameter zusätzlich empirisch mit Testdaten bestimmt werden.

8.3. Ausblick

Um das entworfene Navigationsverfahren für die Entwicklung minimal-invasiver Zugangswege der Weichteilchirurgie im Kopf-Hals-Bereich zu nutzen, muss zunächst ein angepasster Ablauf (Workflow) für diese Art der Operation eingeführt werden. Bislang existiert ein minimal-invasives endoskopisch assistiertes Operationsverfahren im Weichgewebe des Halses nicht. Heutige experimentelle Operationen im Halsbereich benötigen weiterhin einen durch Trokare offen gehaltenen Arbeitsraum, der auf Grund der Größe des notwendigen Arbeitsraumes momentan noch nicht als minimal-invasiv gelten kann.

Die weitere Optimierung des Deformationsmodells erscheint erforderlich. Insbesondere können weitere Strukturen, wie der Halswendermuskel, in das Modell integriert werden, um das Ergebnis zu verbessern. Dazu können auch weitere Segmentierungsprozeduren für diese Strukturen entworfen werden, um dem Ziel des patientenindividuellen Modells näher zu kommen. Des Weiteren kann die vielversprechende Methode der *Isogeometrischen Analyse* eingesetzt werden, um ein parametrierbares Modell zu schaffen, welches auf den individuellen Patienten angepasst werden kann.

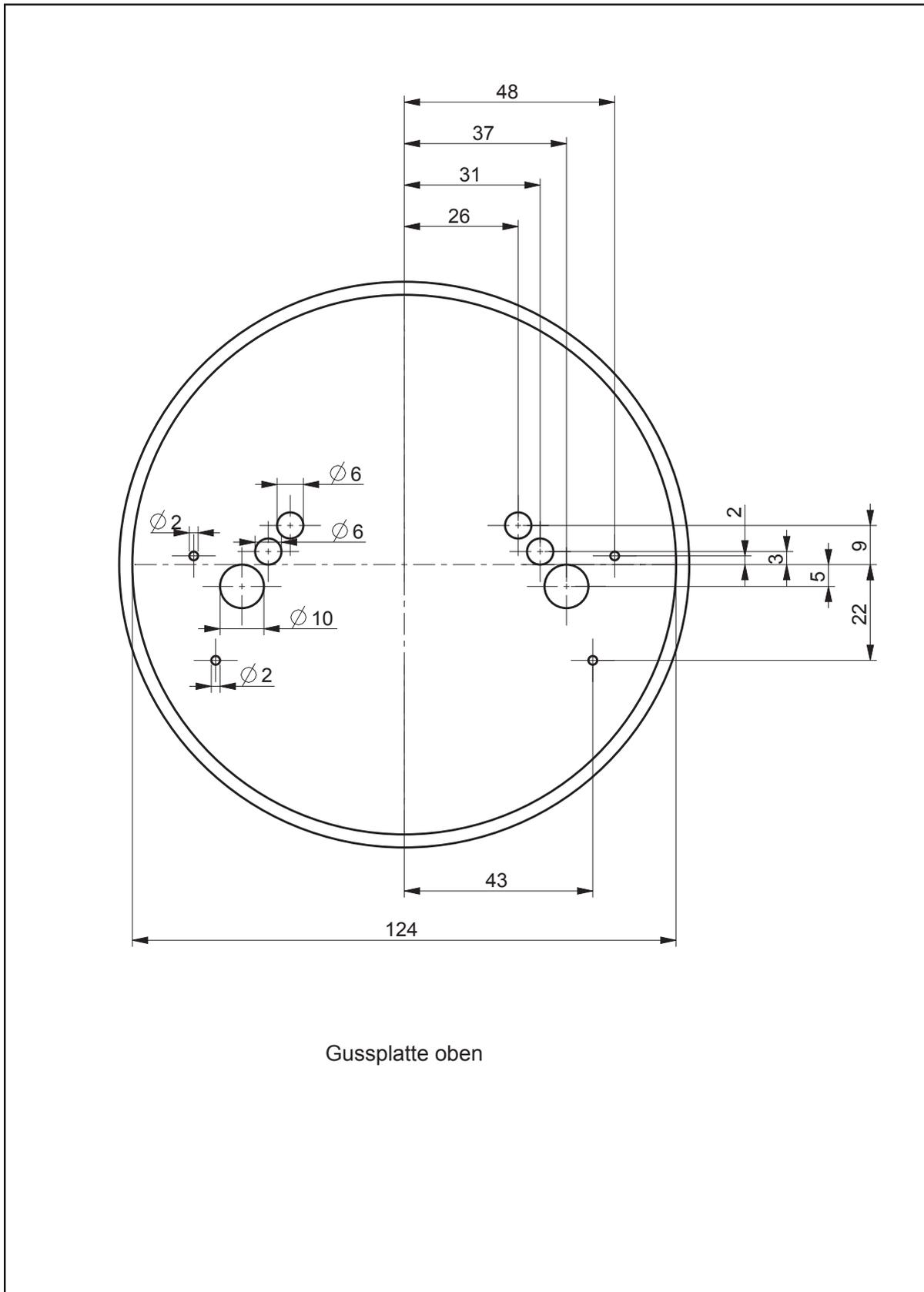
Ein weiteres ungelöstes Problem stellen momentan die in der Bildgebung nicht darstellbaren Kollisionsstrukturen der Halsnerven, wie z.B. der Nervus accessorius, dar. Weder CT-, MRT- oder Ultraschallbildgebung kann Nerven in ihrem Verlauf darstellen. Ein Lösungsweg für dieses Problem ist, unter der Annahme, dass der Verlauf dieser Kollisionsstrukturen interindividuell nur wenig unterschiedlich ist, auf Atlantenwissen zurückzugreifen. Diese können in das Deformationsmodell integriert werden, um so dem Operateur zusätzliche Informationen wie kritische Bereiche bereitzustellen, in denen eine Kollision mit solchen kritischen Strukturen wahrscheinlich erscheint.

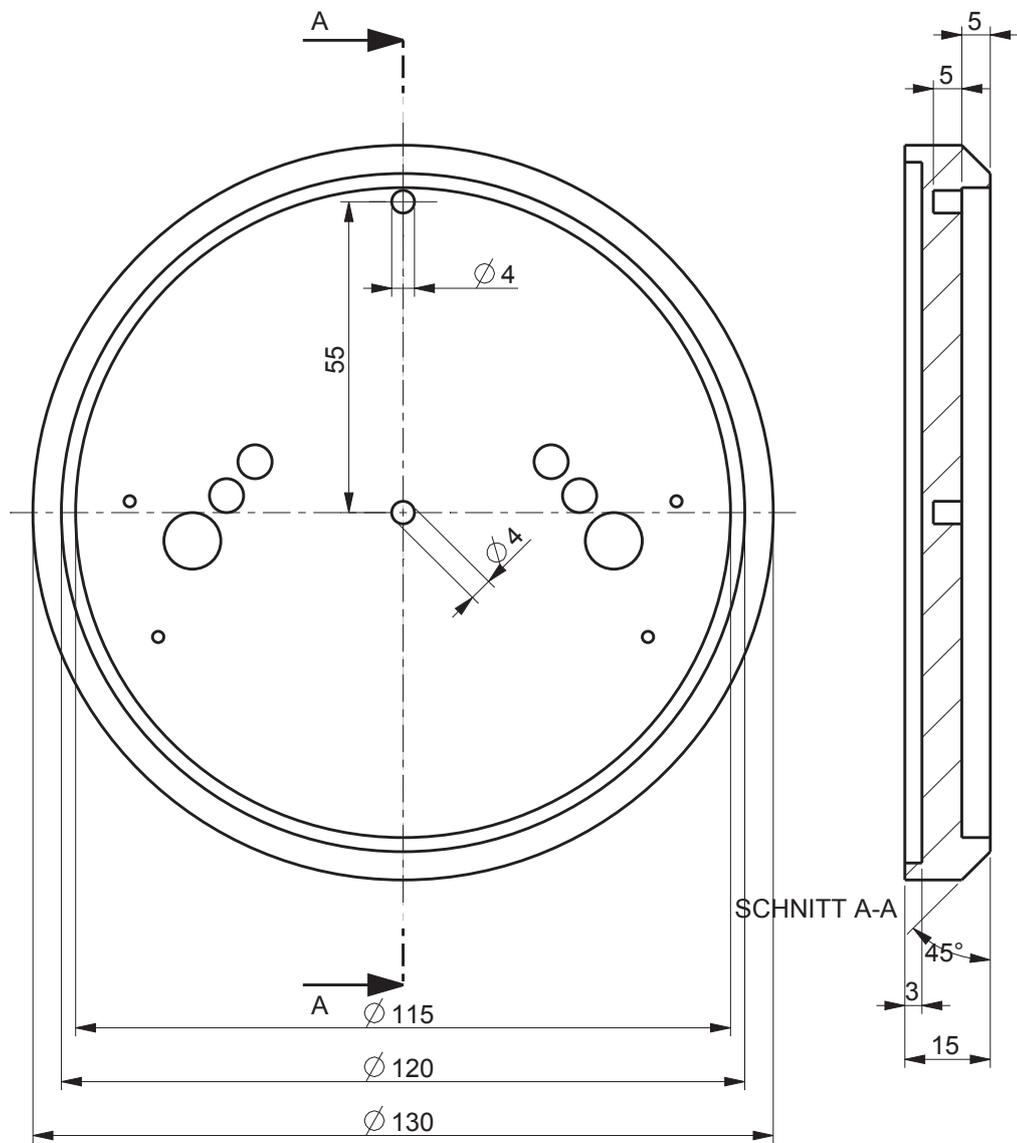
Die roboter-gestützte Ultraschalltomografie gilt es im nächsten Schritt in das System zu integrieren, um von der verbesserten Volumenaufzeichnung zu profitieren. Zusätzlich können weitere Aufnahmemodi entwickelt werden. Insbesondere die Möglichkeit auf reproduzierbare Weise die gleichen Bereiche aus unterschiedlichen Winkeln aufzunehmen, kann unter anderem das Speckle-Rauschen reduzieren und die Bildqualität insgesamt verbessern.

Anhang

A. Konstruktionszeichnungen der Phantomhalteplatten

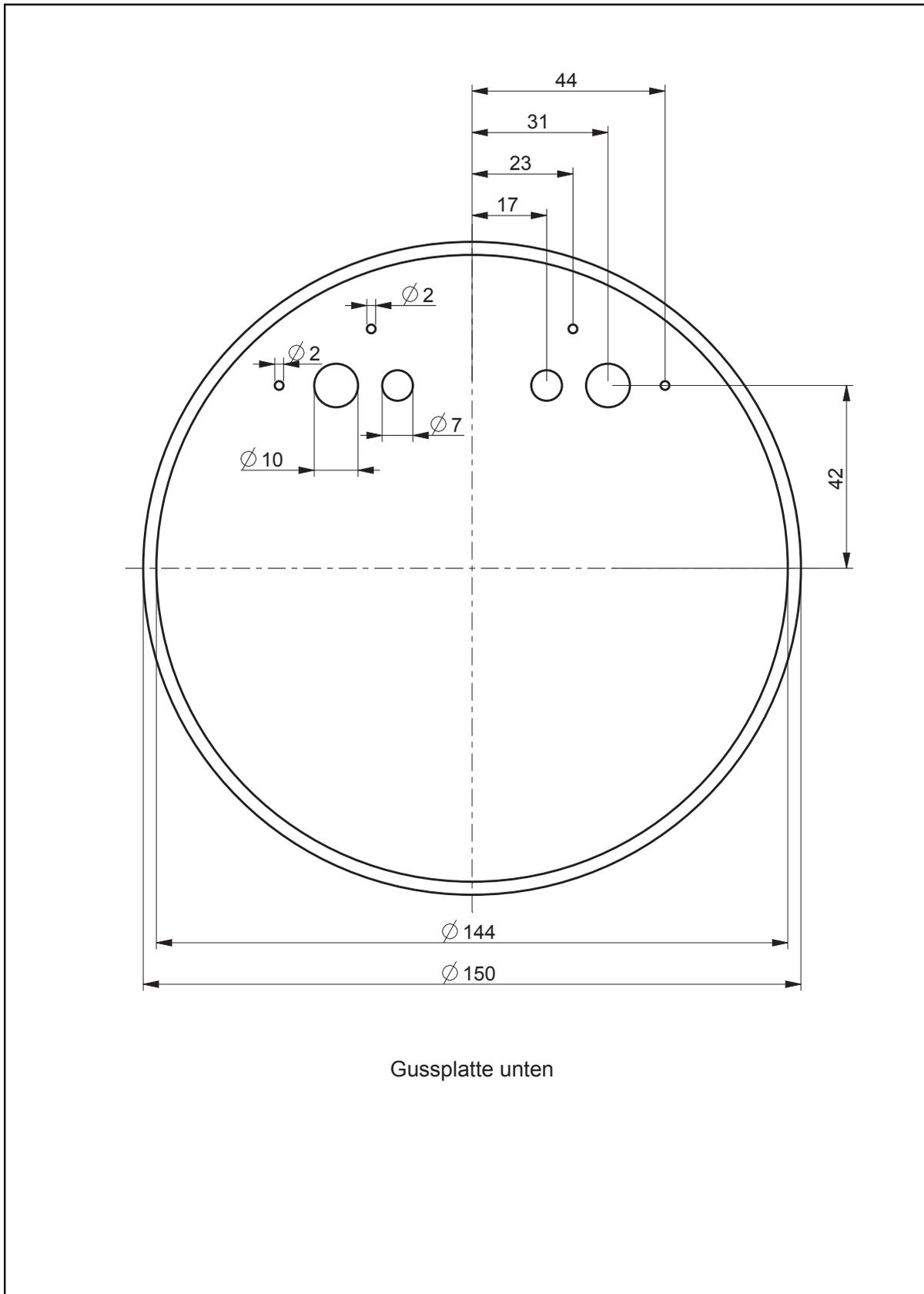
A. Konstruktionszeichnungen der Phantomhalteplatten

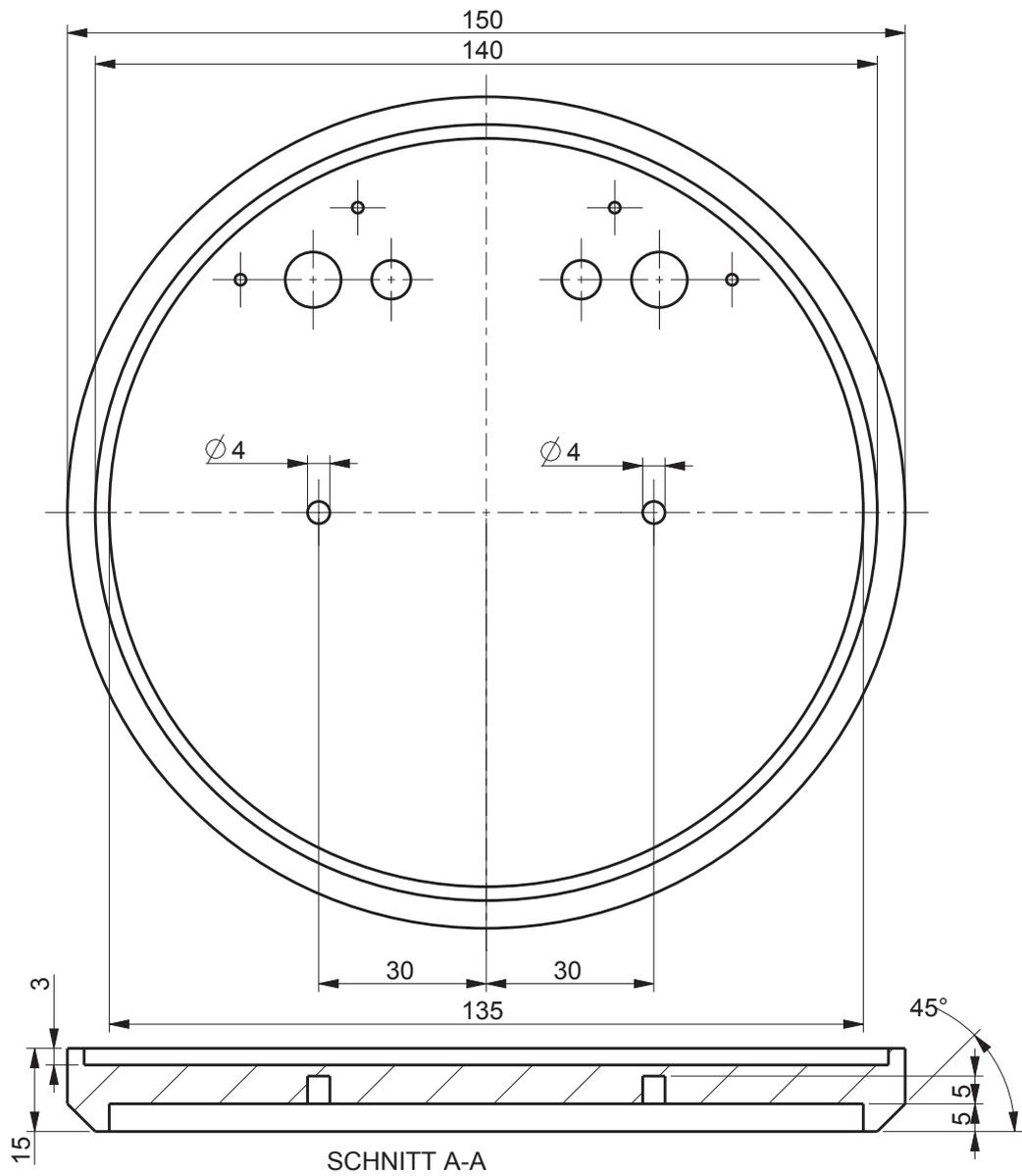




Gussplatte oben

A. Konstruktionszeichnungen der Phantomhalteplatten

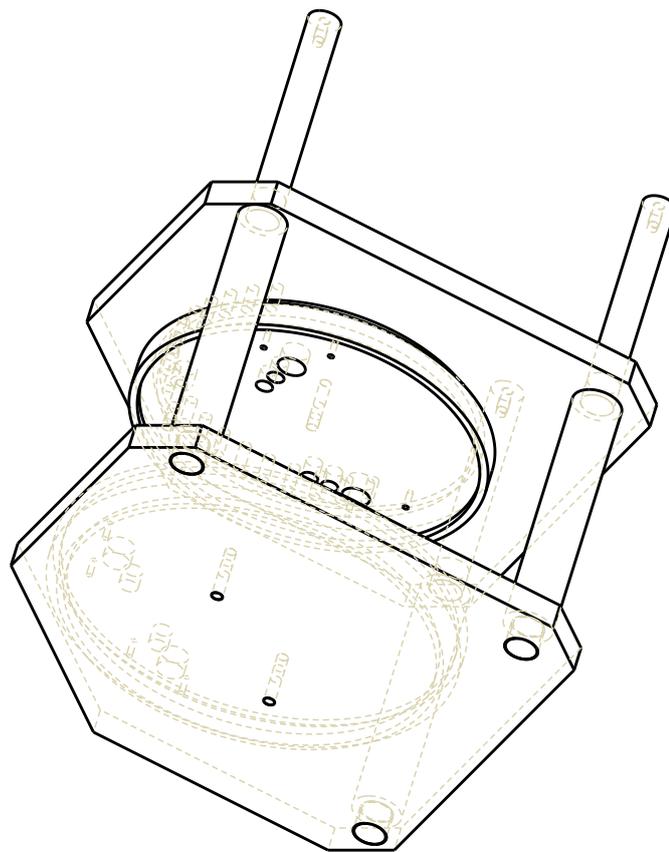




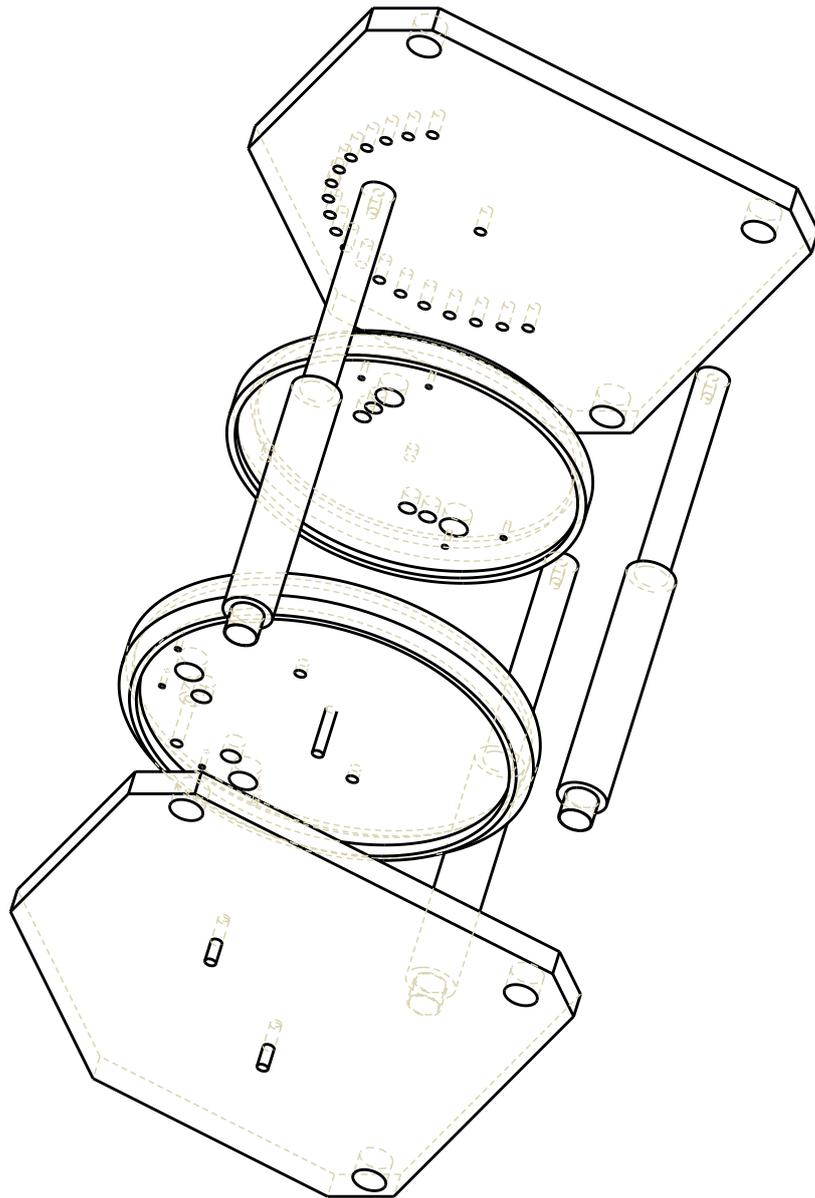
Gussplatte unten

B. Konstruktionszeichnungen der Halsphantomhalterung

B. Konstruktionszeichnungen der Halsphantomhalterung

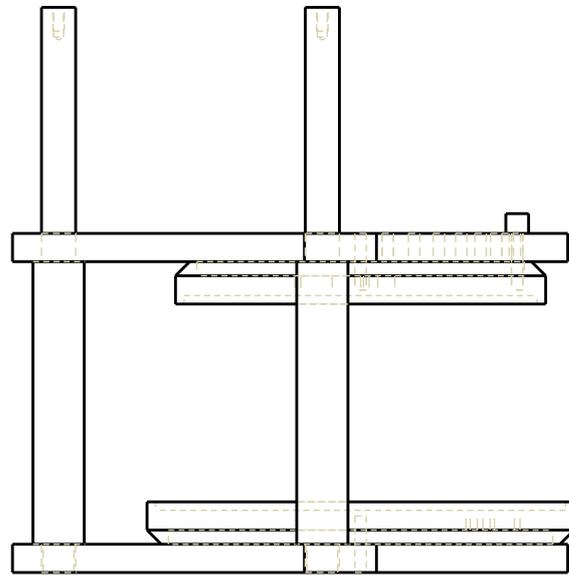


1:2

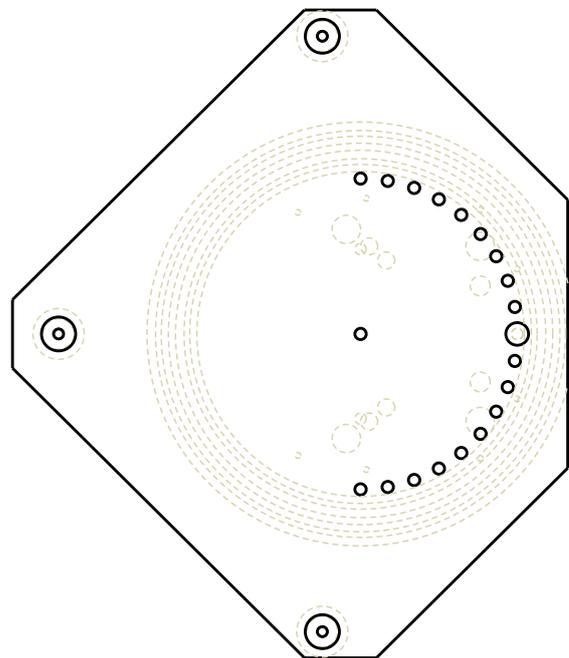


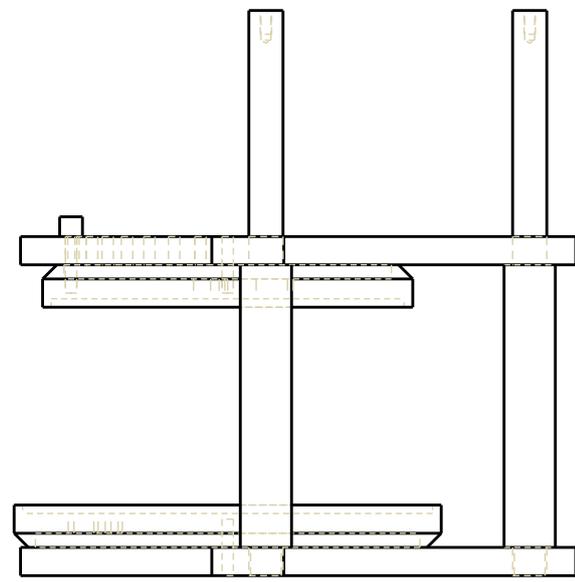
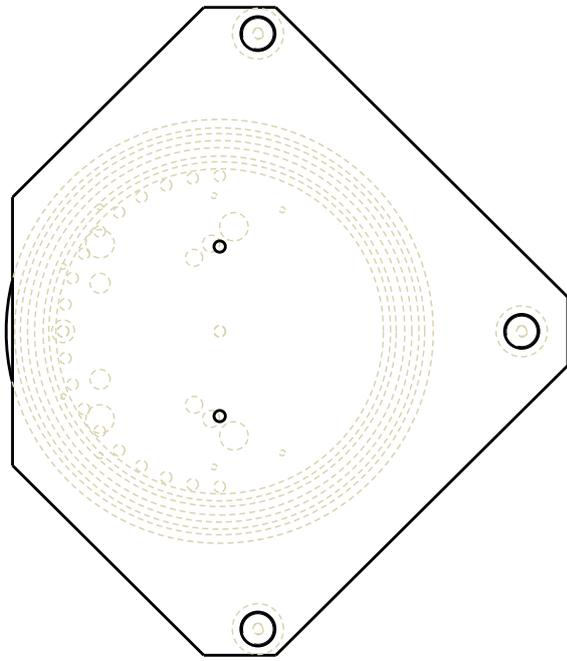
1:2

B. Konstruktionszeichnungen der Halsphantomhalterung



1:2



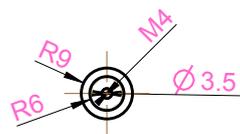
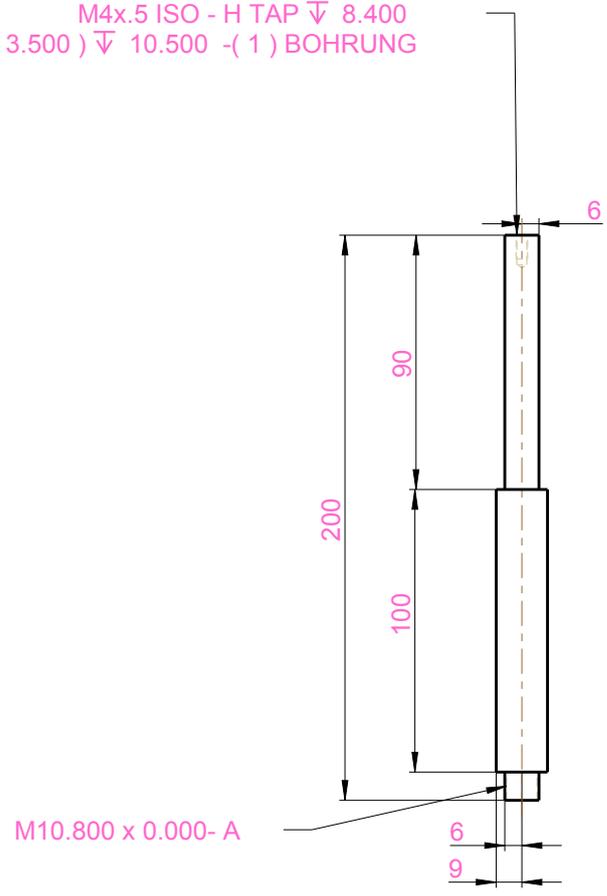


1:2

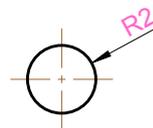
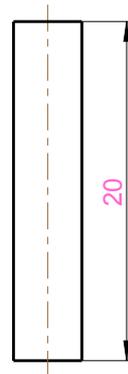
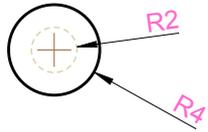
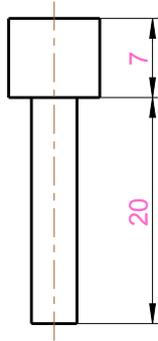
B. Konstruktionszeichnungen der Halsphantomhalterung

SCALE: 1:2

M4x.5 ISO - H TAP ∇ 8.400
3.5 BOHREN (3.500) ∇ 10.500 - (1) BOHRUNG



SCALE: 2:1



Abbildungsverzeichnis

1.1. Operationsnarben nach Neck-Dissection	1
1.2. Operationsnarben nach Schilddrüsenoperation	2
2.1. Anatomische Ebenen.	6
2.2. Anatomische Richtungsbezeichnungen	6
2.3. Halstopografie anhand von transversalen Schnitten.	8
2.4. Verlauf von Platysma	11
2.5. Muskulatur des Halses	11
2.6. Faszien des Halses	13
2.7. Typischer Verlauf der Arteria carotis communis.	14
2.8. Bifurkationen von Arteria carotis communis	14
2.9. Biologische Effekte von Ultraschall auf Gewebe	17
2.10. Ultraschalleffekte im Gewebe	18
2.11. Beispiel eines Schallfelds	21
2.12. Echoimpulsverfahren	22
2.13. Prinzip des Beamforming	23
2.14. Beispiel eines linearen Transducer Arrays mit elektronisch kontrollierter Fokussierung	24
2.15. B-Mode-Bild der Schilddrüse	25
2.16. Aufnahmeprinzipien von 3D Ultraschallbilder	26
2.17. Beispiel Schallschatten	27
2.18. Reflexionen mit Geisterbildern am Boden eines mit Wasser gefüllten Glasbeckens . . .	28
2.19. Magnetresonanztomografiegerät	29
2.20. Präzessionsbewegung des Atomkerns bzw. seiner Drehachse.	30
2.21. MRT-Schichtbild des Halses auf Höhe der Schilddrüse	31
2.22. Beispiel eines Computertomografen	32
2.23. Grundprinzip der Computertomografie	32
2.24. Mathematische Prinzipien der Radon-Transformation	33
2.25. CT-Schichtbilder des Kopf-Hals-Bereiches.	34
2.26. CT-Schichtbild des Halses auf Höhe der Schilddrüse.	34
2.27. Koordinatensysteme und korrespondierende Merkmale bei der Registrierung.	36
3.1. Endoskope	43
3.2. Feinnadelpunktion	45
3.3. Extrazervikale Zugänge	46
3.4. Facelift-Schnittführung mit Retraktor.	47
3.5. Multimodales Kopf-Hals-Phantom von CIRS	48
3.6. Ultraschallkompatibles Halsphantom mit Nachbildung der Atemwege.	49
3.7. Intraoperatives Schema eines bildgestützten Navigationssystems.	52
4.1. Flussdiagramm: Allgemeiner OP-Verlauf	60
4.2. Lymphadenektomie	61
4.3. Proband im MRT	63
4.4. Beispiel Segmentierung der Halsstrukturen	64
4.5. Brainlab Marker	66
4.6. Skizze: Künstliche Landmarken	67

Abbildungsverzeichnis

4.7. Anatomie der Halsschlagader (<i>Arteria carotis communis</i>)	68
4.8. Anatomie der Hals- und Nackenmuskulatur	70
4.9. Flussdiagramm: Navigationsverfahren	73
5.1. Bildschirmfoto: SonoPilot	76
5.2. Vermon L7	76
5.3. NDI Polaris Trackingsystem	77
5.4. Kalibrierphantom	78
5.5. Deploymentdiagramm: Verteilung der Hard- und Softwarekomponenten des Frei- hand-3D-Ultraschalls.	79
5.6. OpenIGTLink Modul: Konfigurationsoberfläche	79
5.7. vermon L7 Ultraschallsonde mit Markerhalterung.	80
5.8. Ultraschalltomografie	82
5.9. CAD-Modell: Halsform.	83
5.10. CAD-Modell: Halsform transparent. Im Inneren sind die Freiräume für die Arterien zu erkennen.	83
5.11. CAD-Modell: Arteria carotis (rechts).	84
5.12. Volumennetz: Halsform.	85
5.13. Volumennetz: Arteria carotis.	86
5.14. Ultraschallbild des Halses auf Höhe des fünften Wirbelkörpers, aufgenommen mit dem DiPhAS. Die Arteria carotis im Querschnitt als schwarzer Kreis ist gut erkennbar.	88
5.15. Zwischenergebnisse des Segmentierungsalgorithmus	90
5.16. Matlab-Benutzeroberfläche Segmentierungsalgorithmus	91
5.17. Deploymentdiagramm: Navigationssystem.	92
6.1. Halsabschnitt, der durch das Phantom nachgebildet werden soll	94
6.2. Erstes Halsphantom mit Gussform	95
6.3. MRT-Kopfspule	96
6.4. Materialprobe TangoPlus im Ultraschallbad	102
6.5. Materialprobe TangoPlus Black im Ultraschallbad	102
6.6. Gefertigte Gussform mit eingesetzten Halteplatten	105
6.7. Gussform der rechten Arteria carotis	106
6.8. Aus Silikon gegossenes Modell der Arteria carotis.	107
6.9. Halsphantom	108
6.10. Das Halsphantom in der entworfenen Halterung.	109
7.1. Ultraschallaufnahme: Übergangsbereich der Bifurkation.	111
7.2. Ultraschallaufnahme: Ungenügender Kontrast.	112
7.3. Halsphantom: CT-Scan.	113
7.4. Halsphantom: MRT-Scan.	114
7.5. Navigierte Punktion am Halsphantom: Versuchsaufbau und genutzte Instrumente.	115
7.6. Navigierte Punktion am Halsphantom: Versuchsdurchführung.	116
7.7. Navigierte Punktion am Halsphantom: Benutzeroberfläche mit fusionierten Bilddaten.	116
7.8. Navigierte Punktion: Abweichung.	117
7.9. Navigierte Punktion: Rendezvousmanöver zweier Instrumente.	117
7.10. Abdomenphantom (CIRS).	118
7.11. Ultraschalltomografie: Scan des Abdomenphantoms. Rekonstruiert wurde der nach- gebildete Rippenknochen.	119
7.12. Ultraschalltomografie: Scan eines menschlichen Unterarmknochens. Zu sehen ist die Knochenoberfläche.	119

Tabellenverzeichnis

2.1. Anatomische Ebenen	7
2.2. Lage- und Richtungsbezeichnungen am Rumpf	9
2.3. Anatomische Verlaufsbezeichnungen	10
2.4. Anatomische Richtungsbezeichnungen	10
2.5. Schalleigenschaften verschiedener Materialien	20
2.6. Typische Werte für ausgewählte Gewebetypen in Hounsfield-Einheiten.	35
5.1. Auswertung des Segmentierungsalgorithmusvergleichs.	84
6.1. Übersicht der Eigenschaften von relevanten menschlichen Gewebearten	97
7.1. Auswertung des Segmentierungsalgorithmusvergleichs.	112
7.2. Vergleich der Verschieblichkeit der Arteria carotis des Halsphantoms mit der Probandenstudie als Referenz.	114

Literaturverzeichnis

- [ACF⁺13] F. Auricchio, M. Conti, A. Ferrara, S. Morganti, and A. Reali. Patient-specific finite element analysis of carotid artery stenting: a focus on vessel modeling. *International journal for numerical methods in biomedical engineering*, 29(6):645–664, 2013.
- [Ack98] M. J. Ackerman. The visible human project. *Proceedings of the IEEE*, 86(3):504–511, 1998.
- [ACM03] L. Adhami and E. Coste-Manirei. Optimal planning for minimally invasive surgical robots. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 19(5):854–863, 2003.
- [ACW⁺07] Neculai Archip, Olivier Clatz, Stephen Whalen, Dan Kacher, Andriy Fedorov, Andriy Kot, Nikos Chrisochoides, Ferenc Jolesz, Alexandra Golby, Peter M. Black, and Simon K. Warfield. Non-rigid alignment of pre-operative mri, fmri, and dt-mri with intra-operative mri for enhanced visualization and navigation in image-guided neurosurgery. *NeuroImage*, 35(2):609–624, 2007.
- [AD89] Jürgen Ackermann and Volker Damrath. Chemie und technologie der silicone ii. herstellung und verwendung von siliconpolymeren. *Chemie in unserer Zeit*, 23(3):86–99, 1989.
- [Alc05] Juan Alcazar. Three-dimensional ultrasound in gynecology: Current status and future perspectives. *Current Women’s Health Reviews*, 1(1):1–14, 2005.
- [ALD⁺95] Louis-Philippe Amiot, Hubert Labelle, Jacques A. DeGuise, Marwan Sati, Paule brodeur, and Charles-Hilaire Rivard. Computer-assisted pedicle screw fixation- a feasibility study. *Spine*, 20(10):1208–1212, 1995.
- [Bab96] Wilfried Babel. Gelatine - ein vielseitiges biopolymer. *Chemie in unserer Zeit*, 30(2):86–95, 1996.
- [BBFV⁺14] Alexandre Bilger, Eric Bardinnet, Sara Fernández-Vidal, Christian Duriez, Pierre Jannin, and Stéphane Cotin. Intra-operative registration for deep brain stimulation procedures based on a full physics head model. In *MICCAI 2014 Workshop on Deep Brain Stimulation Methodological Challenges - 2nd edition*, Boston, United States, 2014.
- [BBS80] M. M. Burlew, R. A. Banjavic, and S. W. Sum. A new ultrasound tissue-equivalent material. *Radiology*, 134(2):517–520, 1980.
- [BH83] N. L. Bush and C. R. Hill. Gelatine-alginate complex gel: a new acoustically tissue-equivalent material. *Ultrasound in medicine & biology*, 9(5):479–484, 1983.
- [BMA⁺97] Peter McL Black, Thomas Moriarty, Eben Alexander III, Philip Stieg, Eric J. Woodard, P. Langham Gleason, Claudia H. Martin, Ron Kikinis, Richard B. Schwartz, and Ferenc A. Jolesz. Development and implementation of intraoperative magnetic resonance imaging and its neurosurgical applications. *Neurosurgery*, 41(4):831–845, 1997.
- [Braa] Brainlab AG. Ent navigation application. <https://www.brainlab.com/en/surgery-products/overview-ent-cmf-products/ent-navigation-application>, Abruf: 02.02.2015.

Literaturverzeichnis

- [Brab] Brainlab AG. Intraoperative ultrasound. <https://www.brainlab.com/en/surgery-products/overview-neurosurgery-products/intraoperative-ultrasound>, Abruf: 02.04.2015.
- [Brac] Brainlab AG. Neurosurgery products. <https://www.brainlab.com/en/surgery-products/overview-neurosurgery-products/>, Abruf: 02.04.2015.
- [Bra13] Dietrich Braess. *Finite Elemente: Theorie, schnelle Löser und Anwendungen in der Elastizitätstheorie*. Springer-Lehrbuch Masterclass. Springer, Berlin, 5. Aufl. 2013 edition, 2013.
- [BRF⁺14] Brian Baillargeon, Nuno Rebelo, David D. Fox, Robert L. Taylor, and Ellen Kuhl. The living heart project: A robust and integrative simulator for human heart function. *European journal of mechanics. A, Solids*, 48:38–47, 2014.
- [BWH] BWH and 3D Slicer contributors. 3d slicer. <http://www.slicer.org>, Abgerufen: 24.03.2015.
- [CBB⁺95] P. Cinquin, E. Bainville, C. Barbe, E. Bittar, V. Bouchard, L. Bricault, G. Champeboux, M. Chenin, L. Chevalier, Y. Delnondedieu, L. Desbat, V. Dessenne, A. Hamadeh, D. Henry, N. Laieb, S. Lavalley, J. M. Lefebvre, F. Leitner, Y. Menguy, F. Padieu, O. Peria, A. Poyet, M. Promayon, S. Rouault, P. Sautot, J. Troccaz, and P. Vassal. Computer assisted medical interventions. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 14(3):254–263, 1995.
- [CCP⁺14] Caroline Mendonca Costa, Fernando O. Campos, Anton J. Prassl, Rodrigo Weber dos Santos, Damián Sánchez-Quintana, Helmut Ahammer, Ernst Hofer, and Gernot Plank. An efficient finite element approach for modeling fibrotic clefts in the heart. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 61(3):900–910, 2014.
- [CGTS10] Martin O. Culjat, David Goldenberg, Priyamvada Tewari, and Rahul S. Singh. A review of tissue substitutes for ultrasound imaging. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 36(6):861–873, 2010.
- [Che12] Cheeke, J. David N. *Fundamentals and applications of ultrasonic waves*. CRC Press, Boca Raton, 2nd ed edition, ©2012.
- [Cia93] Philippe G. Ciarlet. *Three-dimensional elasticity*, volume 20 of *Studies in mathematics and its applications*. North Holland, Amsterdam [u.a.], pbk. ed edition, 1993.
- [CIRa] CIRS Inc. Cirs atom max dental and diagnostic head phantom (model 711-hn). <http://www.cirsinc.com/products/modality/35/atom-max-dental-and-diagnostic-head-phantom/>, Abruf: 06.04.2015.
- [CIRb] CIRS Inc. Mri distortion phantom for srs (model 603a). <http://www.cirsinc.com/products/modality/99/mri-distortion-phantom-for-srs/>, Abruf: 06.04.2015.
- [CLL10] C. K. Chua, K. F. Leong, and C. S. Lim. *Rapid Prototyping: Principles and Applications*. World Scientific, 2010.
- [Col13] Lena Colter. *Modellierung von Drehwinkel-abhängigen Verschieblichkeiten der Anatomie des Halses anhand von Magnetresonanztomographiebilddaten*. PhD thesis, Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, Düsseldorf, 2013.
- [Cor63] A. M. Cormack. Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications. *Journal of Applied Physics*, 34(9):2722, 1963.

- [CST⁺15] Jan Coburger, Angelika Scheuerle, Dietmar Rudolf Thal, Jens Engelke, Michal Hlavac, Christian R. Wirtz, and Ralph König. Linear array ultrasound in low-grade glioma surgery: histology-based assessment of accuracy in comparison to conventional intraoperative ultrasound and intraoperative mri. *Acta Neurochirurgica*, 157(2):195–206, 2015.
- [CZD⁺07] Pia Clemens, Wolfram G. Zoller, Klaus Dirks, Manfred Gross, Johannes G. Wechsler, Christoph F. Dietrich, Richard Petzoldt, Hans-Peter Weskott, Reinhard Büchsel, Jörn Bernhardt, Ralf Ludwig, Werner Swobodnik, and Alexandra von Herbay. Grundlagen. In *Sonographie*, pages 1–66. Elsevier, 2007.
- [DA11] Christoph F. Dietrich and Thomas Albrecht, editors. *Interventioneller Ultraschall: Lehrbuch und Atlas für die interventionelle Sonografie; 123 Tabellen*. Thieme, Stuttgart, 1. aufl edition, 2011.
- [Das] Dassault Systèmes, Providence, RI, USA. Abaqus (6.14) ‘abaqus documentation’.
- [DK14] Larry A. DeWerd and Michael Kissick, editors. *The Phantoms of Medical and Health Physics: Devices for Research and Development*. Biological and medical physics, biomedical engineering. Springer New York, New York, NY, s.l., 2014.
- [DLY⁺15] Ehsan Dehghan, Kongkuo Lu, Pingkun Yan, Amir Tahmasebi, Sheng Xu, Bradford J. Wood, Nadine Abi-Jaoudeh, Aradhana Venkatesan, and Jochen Kruecker. Surface-based registration of liver in ultrasound and ct. In Ziv R. Yaniv and Robert J. Webster, editors, *SPIE Medical Imaging*, SPIE Proceedings, page 941522. SPIE, 2015.
- [DMU⁺01] W. D. D’Souza, E. L. Madsen, O. Unal, K. K. Vigen, G. R. Frank, and B. R. Thomadsen. Tissue mimicking materials for a multi-imaging modality prostate phantom. *Medical physics*, 28(4):688–700, 2001.
- [Dös00] Olaf Dössel. *Bildgebende Verfahren in der Medizin: Von der Technik zur medizinischen Anwendung*. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2000.
- [Duc90] Francis A. Duck. *Physical Properties of Tissues: A Comprehensive Reference Book*. Elsevier Science, Burlington, 1990.
- [Dus42] Karl Theo Dussik. Über die möglichkeit, hochfrequente mechanische schwingungen als diagnostisches hilfsmittel zu verwerten. *Zeitschrift für die gesamte Neurologie und Psychiatrie*, 174(1):153–168, 1942.
- [EB12] Dale Ensminger and Leonard J. Bond. *Ultrasonics: Fundamentals, technologies, and applications*. Mechanical engineering. CRC Press, Boca Raton, FL, 3rd ed edition, ©2012.
- [ETC⁺12] Jan Egger, Junichi Tokuda, Laurent Chauvin, Bernd Freisleben, Christopher Nimsky, Tina Kapur, and William Wells. Integration of the OpenIGTLink network protocol for image-guided therapy with the medical platform MeVisLab. *The international journal of medical robotics + computer assisted surgery : MRCAS*, 8(3):282–290, 2012.
- [FBB⁺14] Dominique Fortin, Parminder S. Basran, Tanya Berrang, David Peterson, and Elaine S. Wai. Deformable versus rigid registration of pet/ct images for radiation treatment planning of head and neck and lung cancer patients: a retrospective dosimetric comparison. *Radiation oncology (London, England)*, 9:50, 2014.
- [FBKC⁺12] Andriy Fedorov, Reinhard Beichel, Jayashree Kalpathy-Cramer, Julien Finet, Jean-Christophe Fillion-Robin, Sonia Pujol, Christian Bauer, Dominique Jennings, Fiona Fennessy, Milan Sonka, John Buatti, Stephen Aylward, James V. Miller, Steve Pieper, and Ron Kikinis. 3d slicer as an image computing platform for the quantitative imaging network. *Magnetic resonance imaging*, 30(9):1323–1341, 2012.

Literaturverzeichnis

- [FBV⁺03] Jeremie Fromageau, Elisabeth Brusseau, Didier Vray, Gerard Gimenez, and Philippe Delachartre. Characterization of pva cryogel for intravascular ultrasound elasticity imaging. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, 50(10):1318–1324, 2003.
- [FDC01] Aaron Fenster, Dónal B. Downey, and H. Neale Cardinal. Three-dimensional ultrasound imaging. *Physics in Medicine and Biology*, 46(5):R67–R99, 2001.
- [FEL⁺09] Sebastian Fehlbeg, Sebastian Eulenstein, Thomas Lange, Dimosthenis Andreou, and Per-Ulf Tunn. Computer-Assisted Pelvic Tumor Resection: Fields of Application, Limits, and Perspectives. In Per-Ulf Tunn, editor, *Treatment of Bone and Soft Tissue Sarcomas*, volume 179 of *Recent Results in Cancer Research*, pages 169–182. Springer Berlin Heidelberg, 2009.
- [FLD⁺04] Aaron Fenster, Anthony Landry, Donal Downey, Robert Hegele, and J. Spence. 3d ultrasound imaging of the carotid arteries. *Current Drug Target -Cardiovascular & Hematological Disorders*, 4(2):161–175, 2004.
- [FPH⁺15] Andriy Fedorov, Tobias Penzkofer, Michelle S. Hirsch, Trevor A. Flood, Mark G. Vangel, Paul Masry, Clare M. Tempany, Robert V. Mulkern, and Fiona M. Fennessy. The Role of Pathology Correlation Approach in Prostate Cancer Index Lesion Detection and Quantitative Analysis with Multiparametric MRI. *Academic radiology*, 2015.
- [FSM09] Hubertus Feußner, Armin Schneider, and Alexander Meining. Endoskopie, minimal-invasive chirurgie und navigierte systeme. In Erich Wintermantel and Suk-Woo Ha, editors, *Medizintechnik*, pages 1121–1161. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2009.
- [FSMD04] A. Fenster, K. J. M. Surry, G. R. Mills, and D. B. Downey. 3d ultrasound guided breast biopsy system. *Ultrasonics*, 42(1-9):769–774, 2004.
- [GCO⁺05] Daniela Grimm, Daniel Cufi, Jörg E. Otten, Gutwald, LT Oberarzt Dr Dr Ralf, and Rainer Schmelzeisen. Wundheilung nach Anwendung eines 2-Octyl-Cyanoacrylat Hautklebers bei submandibulärer Schnittführung. *Int Poster J Dent Oral Med*, 7, 2005.
- [GDEF03] P. Grunert, K. Darabi, J. Espinosa, and R. Filippi. Computer-aided navigation in neurosurgery. *Neurosurgical Review*, 26(2):73–99, 2003.
- [GHHS07] Seza A. Gulec, Erica Hoenie, Richard Hostetter, and Douglas Schwartzentruber. Pet probe-guided surgery: applications and clinical protocol. *World journal of surgical oncology*, 5:65, 2007.
- [GJH⁺06] Andrew H. Gee, R. James Housden, Peter Hassenpflug, Graham M. Treece, and Richard W. Prager. Sensorless freehand 3d ultrasound in real tissue: speckle decorrelation without fully developed speckle. *MEDICAL IMAGE ANALYSIS*, 10(2):137–149, 2006.
- [GKO⁺00] Aage Gronningsaeter, Atle Kleven, Steinar Ommedal, Tore Erling Aarseth, Torgrim Lie, Frank Lindseth, Thomas Langø, and Geirmund Unsgård. Sonowand, an ultrasound-based neuronavigation system. *Neurosurgery*, 47(6):1373–1380, 2000.
- [GL18] H. Gray and W. H. Lewis. *Anatomy of the Human Body*. Lea & Febiger, 1918.
- [GLER05] Luis F. Goncalves, Wesley Lee, Jimmy Espinoza, and Roberto Romero. Three- and 4-dimensional ultrasound in obstetric practice: does it help? *Journal of ultrasound in medicine : official journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine*, 24(12):1599–1624, 2005.

- [GP02] Sébastien Granger and Xavier Pennec. Multi-scale em-icp: A fast and robust approach for surface registration. In Gerhard Goos, Juris Hartmanis, Jan van Leeuwen, Anders Heyden, Gunnar Sparr, Mads Nielsen, and Peter Johansen, editors, *Computer Vision — ECCV 2002*, volume 2353 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 418–432. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2002.
- [Gro07] Manfred Gross. *Sonographie: Schritt für Schritt zur Diagnose*. Elsevier, Urban & Fischer, München [u.a.], 1. aufl edition, 2007.
- [GS00] Gary Guthart and John Kenneth Salisbury Jr. The intuitive telesurgery system: Overview and application. *Proceedings. ICRA '00. IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2000.
- [GS07] K. E. Grund and R. Salm. Systeme für die endoskopie. In Rüdiger Kramme, editor, *Medizintechnik*, pages 347–366. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2007.
- [GS08] Michael Gnant and P. Schlag. *Chirurgische Onkologie: Strategien und Standards für die Praxis*. Springer, Wien and New York, 2008.
- [GW11] Thomas Gürtler and Markus Weber. Aktuelle operative techniken und strategien in der endokrinen chirurgie. *Therapeutische Umschau. Revue thérapeutique*, 68(6):279–283, 2011.
- [HBC11] Julia Hirschfeld, Thorsten Brennecke, and Lena Colter. Flexibles halsphantom zur evaluation eines ultraschall-gestützten navigationssystems. *Tagungsband der 10. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie e.V. (CURAC)*, 2011.
- [HCI89] S.-H. Hyon, W.-I. Cha, and Y. Ikada. Preparation of transparent poly(vinyl alcohol) hydrogel. *Polymer Bulletin*, 22(2):119–122, 1989.
- [HHN88] Horn, Berthold K. P., Hugh M. Hilden, and Shahriar Negahdaripour. Closed-form solution of absolute orientation using orthonormal matrices. *Journal of the Optical Society of America A*, 5(7):1127, 1988.
- [HLMT00] Walter A. Hall, Haiying Liu, Alastair J. Martin, and Charles L. Truwit. Intraoperative magnetic resonance imaging. *Topics in Magnetic Resonance Imaging*, 11(3):203–212, 2000.
- [HPGT09] Po-wei Hsu, Richard W. Prager, Andrew H. Gee, and Graham M. Treece. Freehand 3d ultrasound calibration: A review. In Christoph W. Sensen and Benedikt Hallgrímsson, editors, *Advanced Imaging in Biology and Medicine*, pages 47–84. Springer Berlin Heidelberg, Berlin and Heidelberg, 2009.
- [HRB+99] P. Heeckt, M. Rühl, G. Buchhorn, H. G. Willert, C.O.R. Grüneis, F. F. Hennig, J. Petermann, P. Heinze, L. Gotzen, R. Kober, H. Gerhardt, M. Romanowski, J. Repicci, U. Mall, and P. Habermeyer. Computer assisted surgical planning and robotics mit dem caspar-system. In Jörg Jerosch, Klaus Nicol, and Klaus Peikenkamp, editors, *Rechnergestützte Verfahren in Orthopädie und Unfallchirurgie*, pages 414–433. Steinkopff, 1999.
- [HWG+09] H. J. Hewener, H.-J. Welsch, C. Günther, H. Fonfara, S. H. Tretbar, and R. M. Lemor. A highly customizable ultrasound research platform for clinical use with a software architecture for 2d-/3d-reconstruction and processing including closed-loop control. In Ratko Magjarevic, Olaf Dössel, and Wolfgang C. Schlegel, editors, *IFMBE Proceedings*, pages 342–345. Springer Berlin Heidelberg, Berlin and Heidelberg, 2009.
- [JBH+13] Nils Jansen, Thorsten Brennecke, Julia Hirschfeld, Lena Colter, Joerg Raczkowski, Heinz Woern, and Joerg Schipper. Rotatable flexible neck-model for the evaluation of minimally invasive operation procedures with the help of an ultrasound-based navigation system. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 Annual International Conference of the IEEE*, 2013:1140–1143, 2013.

Literaturverzeichnis

- [JM12] Natalie Jaspers and Guido Michels. *Sonographie - organ- und leitsymptomorientiert: Mit 146 Übersichten ; [Grundlagen, Diagnostik, Differentialdiagnostik, Befundung, Dokumentation]*. Springer, Berlin [u.a.], 2012.
- [JZY⁺14] Long Jiang, Shaoting Zhang, Jie Yang, Xiahai Zhuang, Lixia Zhang, and Lixu Gu. A robust automated markerless registration framework for neurosurgery navigation. *The international journal of medical robotics + computer assisted surgery : MRCAS*, 2014.
- [Kal00] Willi A. Kalender. *Computertomographie: Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen*. Publicis MCD Verl., München, 2000.
- [KBP⁺15] Won Shik Kim, Hyung Kwon Byeon, Young Min Park, Jong Gyun Ha, Eun Sung Kim, Yoon Woo Koh, and Eun Chang Choi. Therapeutic robot-assisted neck dissection via a retroauricular or modified facelift approach in head and neck cancer: a comparative study with conventional transcervical neck dissection. *Head & Neck*, 37(2):249–254, 2015.
- [KEG⁺11] Eugene Y. Kim, David W. Eisele, Andrew N. Goldberg, Judy Maselli, and Eric J. Kezirian. Neck dissections in the united states from 2000 to 2006: volume, indications, and regionalization. *Head & Neck*, 33(6):768–773, 2011.
- [KFH07] Alexandre Krupa, Gabor Fichtinger, and Gregory D. Hager. Real-time tissue tracking with b-mode ultrasound using speckle and visual servoing. In Nicholas Ayache, Sébastien Ourselin, and Anthony Maeder, editors, *Lecture Notes in Computer Science*, pages 1–8. Springer Berlin Heidelberg, Berlin and Heidelberg, 2007.
- [KFH09] A. Krupa, G. Fichtinger, and G. D. Hager. Real-time motion stabilization with b-mode ultrasound using image speckle information and visual servoing. *The International Journal of Robotics Research*, 28(10):1334–1354, 2009.
- [KMS⁺03] Alexei Kharine, Srirang Manohar, Rosalyn Seeton, Kolkman, Roy G M, Bolt, Ren A, Wiendelt Steenberg, and Mul, Frits F M de. Poly(vinyl alcohol) gels for use as tissue phantoms in photoacoustic mammography. *Physics in Medicine and Biology*, 48(3):357–370, 2003.
- [KNDH14] J. Krmptic-Nemanic, W. Draf, and J. Helms. *Chirurgische Anatomie des Kopf-Hals-Bereiches*. Springer Berlin, Berlin, softcover reprint of the original 1st ed. 1985 edition, 2014.
- [KNS05] U. Krause, M. Nagel, and R. Seibel. Introduction of a novel navigation system (capparad, cas innovations ag). phantom studies. *Biomed Tech* 50, pages 625–626, 2005.
- [KvJ⁺14] Pieter Kruizinga, van der Steen, Antonius F W, Nico de Jong, Geert Springeling, Jan Lukas Robertus, Aad van der Lugt, and Gijs van Soest. Photoacoustic imaging of carotid artery atherosclerosis. *Journal of biomedical optics*, 19(11):110504, 2014.
- [KWG⁺01] E. Kilger, F. C. Weis, A. E. Goetz, L. Frey, K. Kesel, A. Schütz, P. Lamm, P. Überfuhr, A. Knoll, T. W. Felbinger, and K. Peter. Intensive care after minimally invasive and conventional coronary surgery: a prospective comparison. 2001.
- [Lau73] P. C. Lauterbur. Image formation by induced local interactions: Examples employing nuclear magnetic resonance. *Nature*, 242(5394):190–191, 1973.
- [LAVH12] Pierre Lafortune, Ruth Arís, Mariano Vázquez, and Guillaume Houzeaux. Coupled electromechanical model of the heart: Parallel finite element formulation. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 28(1):72–86, 2012.

- [LB12] Thomas Lenarz and Hans-Georg Boenninghaus. *Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde: Mit 6 Tabellen ; [mit Fallquiz]*. Springer-Lehrbuch. Springer, Berlin and Heidelberg, 14., überarb. aufl. edition, 2012.
- [LHP⁺11] Andras Lasso, Tamas Heffter, Csaba Pinter, Tamas Ungi, Thomas K. Chen, Alexis Boucharin, and Gabor Fichtinger. Plus: An open-source toolkit for developing ultrasound-guided intervention systems. *4th NCIGT and NIH Image Guided Therapy Workshop*, 4:103, 2011.
- [LHP⁺12] Andras Lasso, Tamas Heffter, Csaba Pinter, Tamas Ungi, and Gabor Fichtinger. Implementation of the plus open-source toolkit for translational research of ultrasound-guided intervention systems. In *Workshop at Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI 2012) - Systems and Architectures for Computer Assisted Interventions*, pages 1–12, Nice and France, 2012.
- [LHR⁺14] Andras Lasso, Tamas Heffter, Adam Rankin, Csaba Pinter, Tamas Ungi, and Gabor Fichtinger. Plus: open-source toolkit for ultrasound-guided intervention systems. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 61(10):2527–2537, 2014.
- [LKH⁺12] HyoungShin Lee, WonShik Kim, HyunJun Hong, MyungJin Ban, Dongwon Lee, YoonWoo Koh, and EunChang Choi. Robot-assisted supraomohyoid neck dissection via a modified face-lift or retroauricular approach in early-stage cN0 squamous cell carcinoma of the oral cavity: A comparative study with conventional technique. *Annals of Surgical Oncology*, 19(12):3871–3878, 2012.
- [LLBN02] Frank Lindseth, Thomas Langø, Jon Bang, and Nagelhus Hernes, Toril A. Accuracy evaluation of a 3d ultrasound-based neuronavigation system. *Computer aided surgery : official journal of the International Society for Computer Aided Surgery*, 7(4):197–222, 2002.
- [LLY⁺00] T. Laine, T. Lund, M. Ylikoski, J. Lohikoski, and D. Schlenzka. Accuracy of pedicle screw insertion with and without computer assistance: a randomised controlled clinical study in 100 consecutive patients. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 9(3):235–240, 2000.
- [LMJ⁺14] Mao Li, Karol Miller, Grand Joldes, Ron Kikinis, and Adam Wittek. Patient-specific meshless model for whole-body image registration. In Fernando Bello and Stéphane Cotin, editors, *Biomedical Simulation*, volume 8789 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 50–57. Springer International Publishing, 2014.
- [LSS09] Guntram Lock, Klaus Schlottmann, and Jürgen Schölmerich. *Lehratlas der interventionellen Sonographie*. Thieme, Stuttgart, 2009.
- [LSZW10] J. Lautermann, E-J Schock, S. Zacher, and E. Wagler. Operative therapie von erkrankungen der schilddrüse. *HNO*, 58(1):77–86; quiz 87, 2010.
- [LWJ⁺14] Mao Li, Adam Wittek, Grand Joldes, Guiyong Zhang, Feifei Dong, Ron Kikinis, and Karol Miller. Whole-body image registration using patient-specific nonlinear finite element model. In Barry Doyle, Karol Miller, Adam Wittek, and Poul M.F Nielsen, editors, *Computational Biomechanics for Medicine*, pages 113–122. Springer New York, 2014.
- [MAB⁺15] S. Morganti, F. Auricchio, D. J. Benson, F. I. Gambarin, S. Hartmann, Hughes, T. J. R., and A. Reali. Patient-specific isogeometric structural analysis of aortic valve closure. *Isogeometric Analysis Special Issue*, 284(0):508–520, 2015.

Literaturverzeichnis

- [MBB⁺03] Sanford L. Meeks, John M. Buatti, Lionel G. Bouchet, Francis J. Bova, Timothy C. Ryken, Edward C. Pennington, Kathleen M. Anderson, and William A. Friedman. Ultrasound-guided extracranial radiosurgery. *International Journal of Radiation Oncology*Biophysics*, 55(4):1092–1101, 2003.
- [MBL⁺08] Omid Majdani, Soenke H. Bartling, Martin Leinung, Timo Stöver, Mino Lenarz, Christian Dullin, and Thomas Lenarz. A true minimally invasive approach for cochlear implantation: high accuracy in cranial base navigation through flat-panel-based volume computed tomography. *Otology & neurotology : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, 29(2):120–123, 2008.
- [MEM05] R. Marmulla, G. Eggers, and J. Mühling. Laser surface registration for lateral skull base surgery. *Minimally invasive neurosurgery : MIN*, 48(3):181–185, 2005.
- [MFD98] Ernest L. Madsen, Gary R. Frank, and Fang Dong. Liquid or solid ultrasonically tissue-mimicking materials with very low scatter. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 24(4):535–542, 1998.
- [MFK⁺03] E. L. Madsen, G. R. Frank, T. A. Krouskop, T. Varghese, F. Kallel, and J. Ophir. Tissue-mimicking oil-in-gelatin dispersions for use in heterogeneous elastography phantoms. *Ultrasonic imaging*, 25(1):17–38, 2003.
- [Mic09] Michael Lenz. Soundfield water 4mhz transducer radius 5mm, 2009. http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Soundfield_Water_4MHz_TransducerRadius5mm.png, Abuf: 21.01.2015.
- [MLUF15] Amelie Meyer, Andras Lasso, Tamas Ungi, and Gabor Fichtinger. Live ultrasound volume reconstruction using scout scanning. In Ziv R. Yaniv and Robert J. Webster, editors, *SPIE Medical Imaging*, SPIE Proceedings, page 94152A. SPIE, 2015.
- [MMA⁺14] Kei Miyata, Takeshi Mikami, Yukinori Akiyama, Toshiya Sugino, Reiko Kiyan, Eichi Narimatsu, and Nobuhiro Mikuni. Skull base penetration due to cervical impalement injury: A case report and review of the literature. *Open Journal of Modern Neurosurgery*, 04(01):13–18, 2014.
- [MMAB06] P. Miccoli, G. Materazzi, C. E. Ambrosini, and P. Berti. Minimally invasive surgery of the thyroid. *European Surgery*, 38(3):160–163, 2006.
- [MRM⁺10] Sergio Maeso, Mercedes Reza, Julio A. Mayol, Juan A. Blasco, Mercedes Guerra, Elena Andradas, and María N. Plana. Efficacy of the da vinci surgical system in abdominal surgery compared with that of laparoscopy: a systematic review and meta-analysis. *Annals of surgery*, 252(2):254–262, 2010.
- [MV98] J.B.Antoine Maintz and Max A. Viergever. A survey of medical image registration. *Medical Image Analysis*, 2(1):1–36, 1998.
- [MZBJ78] E. L. Madsen, J. A. Zagzebski, R. A. Banjavie, and R. E. Jutila. Tissue mimicking materials for ultrasound phantoms. *Medical physics*, 5(5):391–394, 1978.
- [MZJ⁺13] Haojie Mao, Liying Zhang, Binhui Jiang, Vinay V. Genthikatti, Xin Jin, Feng Zhu, Rahul Makwana, Amandeep Gill, Gurdeep Jandir, Amrinder Singh, and King H. Yang. Development of a finite element human head model partially validated with thirty five experimental cases. *Journal of biomechanical engineering*, 135(11):111002, 2013.
- [NC97] R. A. Nicholson and M. Crofton. Training phantom for ultrasound guided biopsy. *The British journal of radiology*, 70:192–194, 1997.

- [Nit09] NithinRao. File:ct-scan.jpg, 2009. <http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Ct-scan.jpg>, 24.03.2015.
- [NKL⁺12] Woo Hyun Nam, Dong-Goo Kang, Duhgoon Lee, Jae Young Lee, and Jong Beom Ra. Automatic registration between 3d intra-operative ultrasound and pre-operative ct images of the liver based on robust edge matching. *Physics in Medicine and Biology*, 57(1):69–91, 2012.
- [NZJ⁺95] Lutz-P. Nolte, Lucia J. Zamorano, Zhaowei Jiang, Qinghai Wang, Frank Langlotz, and Ulrich Berlemann. Image-guided insertion of transpedicular screws: A laboratory set-up. *Spine*, 20(4):497–500, 1995.
- [OEC13] OECD. *Health at a Glance 2013*. OECD Publishing, 2013.
- [OMJ81] J. Ophir, N. F. Maklad, and P. M. Jaeger. Ultrasound phantom, 1981.
- [Onk81] Ulfert Onken. Ullmanns encyklopädie der technischen chemie. herausgegeben vone. bartholomé, e. biekert, h. hellmann, h. ley †, w. m. weigert † unde. weise. band 19: Polyacryl-verbindungen bis quecksilber. verlag chemie, weinheim 1980. 4. aufl., xvi, 672 s., geb. dm 525. *Angewandte Chemie*, 93(12):1124, 1981.
- [Opp05] Arnulf Oppelt. *Imaging systems for medical diagnostics: Fundamentals, technical solutions and applications for systems applying ionization radiation, nuclear magnetic resonance and ultrasound*. Publicis, Erlangen, [2nd ed.] edition, 2005.
- [OUM⁺07] Julia Oestreich, Falk Uhlemann, Tobias Meyer, Annett Werner, Matthias Kirsch, and Ute Morgenstern. A new imaging data fusion system for application in neurosurgery and multimodality phantoms for system evaluation. In Thorsten M. Buzug, Dietrich Holz, Jens Bongartz, Matthias Kohl-Bareis, Ulrich Hartmann, and Simone Weber, editors, *Advances in Medical Engineering*, volume 114 of *Springer Proceedings in Physics*, pages 81–86. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2007.
- [PBv07] Margarethus M. Paulides, Jurriaan F. Bakker, and Gerard C. van Rhooen. Electromagnetic head-and-neck hyperthermia applicator: Experimental phantom verification and fdtd model. *International Journal of Radiation Oncology*Biolog*Physics*, 68(2):612–620, 2007.
- [PLW⁺12] C. Pinter, A. Lasso, A. Wang, D. Jaffray, and G. Fichtinger. Slicerrt – radiation therapy research toolkit for 3d slicer. *Med. Phys.*, 39(10):6332–6338, 2012.
- [PVWZ13] Sander Poelert, Edward Valstar, Harrie Weinans, and Amir A. Zadpoor. Patient-specific finite element modeling of bones. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine*, 227(4):464–478, 2013.
- [PW00] G. O. Phillips and P. A. Williams. *Handbook of Hydrocolloids*. CRC Press, 2000.
- [RA86] P. A. Rink and H. V. As. Magnetresonanz-imaging und-spektroskopie in der medizin. 1986.
- [RALH12] Frank Rieg, Bettina Alber-Laukant, and Reinhard Hackenschmidt. *Finite Elemente Analyse für Ingenieure*. Hanser, Carl, München, 4., überarbeitete auflage edition, 2012.
- [Raz07] Raziel. File:antenne neuro-vasculaire irm.jpg, 2007. http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Antenne_neuro-vasculaire_IRM.JPG, Abuf: 24.03.2015.
- [RCL⁺02] K. Thomas Robbins, Garry Clayman, Paul A. Levine, Jesus Medina, Roy Sessions, Ashok Shaha, Peter Som, and Gregory T. Wolf. Neck dissection classification update. *Archives of Otolaryngology–Head & Neck Surgery*, 128(7):751, 2002.

- [RL01] S. Rusinkiewicz and M. Levoy. Efficient variants of the icp algorithm. In *Third International Conference on 3-D Digital Imaging and Modeling*, pages 145–152, 28 May-1 June 2001.
- [RLG⁺92] J. Robertson, E. Leen, J. A. Goldberg, W. J. Angerson, G. R. Sutherland, and C. S. McArdle. Flow measurement using duplex doppler ultrasound: haemodynamic changes in patients with colorectal liver metastases. *Clinical physics and physiological measurement : an official journal of the Hospital Physicists' Association, Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik and the European Federation of Organisations for Medical Physics*, 13(4):299–310, 1992.
- [RLR⁺07] Rasmussen, I. -A. , Jr, F. Lindseth, O. M. Rygh, E. M. Berntsen, T. Selbekk, J. Xu, Nagelhus Hernes, T. A., E. Harg, A. Håberg, and G. Unsgaard. Functional neuronavigation combined with intra-operative 3d ultrasound: Initial experiences during surgical resections close to eloquent brain areas and future directions in automatic brain shift compensation of preoperative data. *Acta Neurochirurgica*, 149(4):365–378, 2007.
- [RNL⁺06] Ola M. Rygh, Toril A. Nagelhus Hernes, Frank Lindseth, Tormod Selbekk, Tomm Brostrup Müller, and Geirmund Unsgaard. Intraoperative navigated 3-dimensional ultrasound angiography in tumor surgery. *Surgical neurology*, 66(6):581–92; discussion 592, 2006.
- [RSR04] Antoine Rosset, Luca Spadola, and Osman Ratib. Osirix: an open-source software for navigating in multidimensional dicom images. *Journal of digital imaging*, 17(3):205–216, 2004.
- [RSS⁺13] Mukut Roy, Pranab Kumar Sahana, Nilanjan Sengupta, Chanchal Das, and Ranen Dasgupta. An unusual case of episodic quadriparesis. *Indian journal of endocrinology and metabolism*, 17(Suppl 1):S234–6, 2013.
- [RST⁺08] Ola Morten Rygh, Tormod Selbekk, Sverre Helge Torp, Stian Lydersen, Toril Anita Nagelhus Hernes, and Geirmund Unsgaard. Comparison of navigated 3d ultrasound findings with histopathology in subsequent phases of glioblastoma resection. *Acta Neurochirurgica*, 150(10):1033–1042, 2008.
- [SA87] Reinhard Schliebs and Jürgen Ackermann. Chemie und technologie der silicone i. *Chemie in unserer Zeit*, 21(4):121–127, 1987.
- [SAFP04] Surry, K J M, Austin, H J B, A. Fenster, and T. M. Peters. Poly(vinyl alcohol) cryogel phantoms for use in ultrasound and mr imaging. *Physics in medicine and biology*, 49(24):5529–5546, 2004.
- [Sch01] Markus A. Schill. *Biomechanical soft tissue modeling: techniques, implementation and applications*. Universität Mannheim, Mannheim, 2001.
- [SDP13] Aristeidis Sotiras, Christos Davatzikos, and Nikos Paragios. Deformable medical image registration: a survey. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 32(7):1153–1190, 2013.
- [Sei07] Sascha Seifert. *Biomechanische Modellierung der Halswirbelsäule basierend auf tomografischen Bilddaten*. PhD thesis, 2007.
- [SEL11] Peter Michael Schlag, Sebastian Eulenstein, and Thomas Lange. *Computerassistierte Chirurgie*. Elsevier, Urban & Fischer, München, 1. aufl edition, 2011.
- [SFG⁺98] Ralf Steinmeier, Rudolf Fahlbusch, Oliver Ganslandt, Christopher Nimsky, Michael Buchfelder, Michael Kaus, Thomas Heigl, Gerald Lenz, Rainer Kuth, and Walter Huk. Intraoperative magnetic resonance imaging with the magnetom open scanner: concepts, neurosurgical indications, and procedures: a preliminary report. *Neurosurgery*, 43(4):739–747, 1998.

- [Sie12] Siemens - Sektor Healthcare. Magnetresonanztomografen (mrt) magnetom spectra, 2012.
- [SLA⁺13] Yi Sun, Heinz-Theo Luebbers, Jimoh Olubanwo Agbaje, Serge Schepers, Luc Vrielinck, Ivo Lambrichts, and Constantinus Politis. Validation of anatomical landmarks-based registration for image-guided surgery: an in-vitro study. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 41(6):522–526, 2013.
- [SLH⁺12] Klaus Stelter, Georg Ledderose, John Martin Hempel, Dominik F. B. Morhard, Wilhelm Flatz, Eike Krause, and Joachim Mueller. Image guided navigation by intraoperative ct scan for cochlear implantation. *Computer aided surgery : official journal of the International Society for Computer Aided Surgery*, 17(3):153–160, 2012.
- [Sli] SlicerIGT. <http://www.slicerigt.org>, Abruf: 10.03.2015.
- [SLL00] D. Schlenzka, T. Laine, and T. Lund. Computerunterstützte wirbelsäulen Chirurgie. prinzipien, technik, ergebnisse und perspektiven. *Der Orthopäde*, 29(7):658–669, 2000.
- [SLT⁺07] O. SOLBERG, F. Lindseth, H. TORP, R. BLAKE, and T. NAGELHUSHERNES. Freehand 3d ultrasound reconstruction algorithms—a review. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 33(7):991–1009, 2007.
- [SP86] Thomas W. Sederberg and Scott R. Parry. Free-form deformation of solid geometric models. *ACM SIGGRAPH Computer Graphics*, 20(4):151–160, 1986.
- [SPXX] Johannes Sobotta and Friedrich Paulsen, editors. *Sobotta - Atlas der Anatomie des Menschen*. Atlas der Anatomie des Menschen. Elsevier, Urban & Fischer, München, 23. aufl. ff edition, 20XX.
- [SRG13] Kristopher M. Schroeder, Jagan Ramamoorthy, and Richard E. Galgon. An easily made, low-cost phantom for ultrasound airway exam training and assessment. *Indian journal of anaesthesia*, 57(1):31–34, 2013.
- [SSS04] Peter Schröder, H. Siebert, and H. Schneider. Roboterunterstützte fräsverfahren am coxalen femur bei hüftgelenkstotalendoprothesenimplantation. methodenbewertung am beispiel “robodoc\textregistered”. *Medizinischer Dienst der Spitzenverbände der Krankenkassen eV* http://www.mds-ev.de/download/G_Robodoc.pdf, 2004.
- [Ste10] Peter Steinke. *Finite-Elemente-Methode: Rechnergestützte Einführung*. Springer-Verlag, Berlin and Heidelberg, 3 edition, 2010.
- [Stra] Stratasys Ltd. Objet eden 260v professional 3d printer | stratasys. <http://www.stratasys.com/3d-printers/design-series/eden-systems>, Abruf: 24.03.2015.
- [Strb] Stratasys Ltd. Polyjet materials data sheet. http://www.stratasys.com/~media/Main/Secure/Material%20Specs%20MS/PolyJet-Material-Specs/PolyJet_Materials_Data_Sheet.ashx, Abuf: 24.03.2015.
- [Strc] Stratasys Ltd. Professional 3d printing | stratasys. <http://www.stratasys.com>, Abruf: 24.03.2015.
- [SUTW06] G. Slabaugh, G. Unal, Fang Tong, and M. Wels. Ultrasound-specific segmentation via decorrelation and statistical region-based active contours. *2006 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 1:45–53, 2006.

Literaturverzeichnis

- [Tay06] R. H. Taylor. A perspective on medical robotics. *Proceedings of the IEEE*, 94(9):1652–1664, 2006.
- [TFP⁺09] Junichi Tokuda, Gregory S. Fischer, Xenophon Papademetris, Ziv Yaniv, Luis Ibanez, Patrick Cheng, Haiying Liu, Jack Blevins, Jumpei Arata, Alexandra J. Golby, Tina Kapur, Steve Pieper, Everette C. Burdette, Gabor Fichtinger, Clare M. Tempny, and Nobuhiko Hata. Openigtlink: an open network protocol for image-guided therapy environment. *INTERNATIONAL JOURNAL OF MEDICAL ROBOTICS AND COMPUTER ASSISTED SURGERY*, 5(4):423–434, 2009.
- [TKFC98] T. A. Tuthill, J. F. Krücker, J. B. Fowlkes, and P. L. Carson. Automated three-dimensional us frame positioning computed from elevational speckle decorrelation. *Radiology*, 209(2):575–582, 1998.
- [TPGB02] G. M. Treece, R. W. Prager, A. H. Gee, and L. Berman. Correction of probe pressure artifacts in freehand 3d ultrasound. *Medical Image Analysis*, 6(3):199–214, 2002.
- [Tra11] Natalia A. Trayanova. Whole-heart modeling: applications to cardiac electrophysiology and electromechanics. *Circulation research*, 108(1):113–128, 2011.
- [TSS⁺11] J. C. Tonn, C. Schichor, O. Schnell, S. Zausinger, E. Uhl, D. Morhard, and M. Reiser. Intraoperative computed tomography. *Acta neurochirurgica. Supplement*, 109:163–167, 2011.
- [TTS⁺15] Sebastian Tauscher, Junichi Tokuda, Günter Schreiber, Thomas Neff, Nobuhiko Hata, and Tobias Ortmaier. Openigtlink interface for state control and visualisation of a robot for image-guided therapy systems. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 10(3):285–292, 2015.
- [UAJ⁺12] Tamas Ungi, Purang Abolmaesumi, Rayhan Jalal, Mattea Welch, Irene Ayukawa, Simrin Nagpal, Andras Lasso, Melanie Jaeger, Daniel P. Borschneck, Gabor Fichtinger, and Parvin Mousavi. Spinal needle navigation by tracked ultrasound snapshots. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 59(10):2766–2772, 2012.
- [UBF⁺14] Tamas Ungi, Darren Beiko, Michael Fuoco, Franklin King, Matthew S. Holden, Gabor Fichtinger, and D. Robert Siemens. Tracked ultrasonography snapshots enhance needle guidance for percutaneous renal access: a pilot study. *Journal of endourology / Endourological Society*, 28(9):1040–1045, 2014.
- [URS⁺06] G. Unsgaard, O. M. Rygh, T. Selbekk, T. B. Müller, F. Kolstad, F. Lindseth, and T. A. Nagelhus Hernes. Intra-operative 3d ultrasound in neurosurgery. *Acta Neurochirurgica*, 148(3):235–253, 2006.
- [USLS11] Geirmund Unsgaard, Ole Solheim, Frank Lindseth, and Tormod Selbekk. Intra-operative imaging with 3d ultrasound in neurosurgery. In M. Necmettin Pamir, Volker Seifert, and Talat Kiris, editors, *Intraoperative Imaging*, volume 109 of *Acta Neurochirurgica Supplementum*, pages 181–186. Springer Vienna, 2011.
- [ver] vermon. L7 ultrasound transducer. http://www.vermon.com/vermon/produit_spec.php?idspec=L7-Xtech, Abruf 30.04.2015.
- [VKH⁺14] Mark Vabulas, Vinodh A. Kumar, Jackson D. Hamilton, Juan J. Martinez, Ganesh Rao, Raymond Sawaya, and Sujit S. Prabhu. Real-time atlas-based stereotactic neuronavigation. *Neurosurgery*, 74(1):128–134, 2014.

- [VNR⁺06] Janko F. Verhey, Nadia S. Nathan, Otto Rienhoff, Ron Kikinis, Fabian Rakebrandt, and Michael N. D'Ambra. Finite-element-method (fem) model generation of time-resolved 3d echocardiographic geometry data for mitral-valve volumetry. *Biomedical engineering online*, 5:17, 2006.
- [Wac] Wacker Chemie AG. Elastosil® rt 601 a/b technisches datenblatt. <http://www.wacker.com/cms/de/products/product/product.jsp?product=10461>, Abuf: 24.03.2015.
- [WBB⁺08] K. Witzel, T. Benhidjeb, E. Bärlechner, M. Stark, and W. Drafi. Stand und stellenwert der video-assistierten schilddrüsenchirurgie. *Laryngorhinootologie*, 87:623–627, 2008.
- [Wel99] Wells, P N T. Ultrasonic imaging of the human body. *Reports on Progress in Physics*, 62(5):671–722, 1999.
- [WKS12] Wieland Alexander Worthoff, Hans Georg Krojanski, and Dieter Suter. *Medizinphysik in Übungen und Beispielen*. De Gruyter Studium. De Gruyter, Berlin, 2012.
- [WTF04] Andrew D. Wiles, David G. Thompson, and Donald D. Frantz. <title>accuracy assessment and interpretation for optical tracking systems</title>. In Galloway, Jr., Robert L, editor, *Medical Imaging 2004*, SPIE Proceedings, pages 421–432. SPIE, 2004.
- [YA02] Yongjian Yu and Scott T. Acton. Speckle reducing anisotropic diffusion. *IEEE transactions on image processing : a publication of the IEEE Signal Processing Society*, 11(11):1260–1270, 2002.
- [Yas08] Yassine Mrabet. File:human anatomy planes.svg, 2008.
- [YCSV07] S. Yagel, S. M. Cohen, I. Shapiro, and D. V. Valsky. 3d and 4d ultrasound in fetal cardiac scanning: a new look at the fetal heart. *Ultrasound in obstetrics & gynecology : the official journal of the International Society of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*, 29(1):81–95, 2007.
- [ZF03] Barbara Zitová and Jan Flusser. Image registration methods: a survey. *Image and Vision Computing*, 21(11):977–1000, 2003.
- [ZGHD00] Stefan Zachow, E. Gladiline, Hans-Christian Hege, and Peter Deuflhard. Finite-element simulation of soft tissue deformation. In *Proceedings of CARS*, pages 23–28, 2000.
- [ZGZS01] Stefan Zachow, Evgeny Gladilin, Hans-Florian Zeilhofer, and Robert Sader. Improved 3d osteotomy planning in cranio-maxillofacial surgery. In WiroJ Niessen and MaxA Viergever, editors, *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2001*, volume 2208 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 473–481. Springer Berlin Heidelberg, 2001.
- [Zha94] Zhengyou Zhang. Iterative point matching for registration of free-form curves and surfaces. *International Journal of Computer Vision*, 13(2):119–152, 1994.
- [ZSV⁺07] K. Zell, J. I. Sperl, M. W. Vogel, R. Niessner, and C. Haisch. Acoustical properties of selected tissue phantom materials for ultrasound imaging. *Physics in Medicine and Biology*, 52(20):N475–N484, 2007.
- [ZT10] Karl Zilles and Bernhard Tillmann. *Anatomie: Mit 121 Tabellen*. Springer-Lehrbuch. Springer-Medizin-Verl., Heidelberg, 2010.

