



OTTO VON GUERICKE
UNIVERSITÄT
MAGDEBURG



FAKULTÄT FÜR
INFORMATIK

Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg
Fakultät für Informatik
Institut für Simulation und Graphik
Lehrstuhl für Visualisierung

MASTERARBEIT

Evaluierung von 2D-Display und Autostereodisplay für die virtuelle Implantat-Positionierung in der Mittelohrchirurgie

Autor: Antje Hübler
Geboren am: 22. Mai 1987
Studiengang: Computervisualistik
Abgabedatum: 7. Januar 2013

zum Erlangen des akademischen Grades

Master of Science

(M.Sc.)

Betreuer: Dipl.-Ing. Steven Birr
Dipl.-Ing. Alexandra Baer
Prof. Dr.-Ing. Bernhard Preim

Abstract

Für Assistenzärzte in der Facharztausbildung im Fachbereich Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde (HNO) werden OP-Hospitationen durchgeführt und in Skills Labs anhand von Übungsobjekten grundlegende Fertigkeiten trainiert. Dies sind die hauptsächlichen Bezugsquellen, um sich mit dem bevorstehenden OP-Alltag vertraut zu machen. Speziell für die Eingriffe im Mittelohr, genannt Tympanoplastiken, würde eine weitere Möglichkeit hilfreich sein, um Erfahrungen im Umgang mit der OP-Situation zu sammeln. Eine virtuelle Simulation, in welcher der Assistenzarzt die Ausdehnungen im Mittelohr einzuschätzen lernt und sein Urteilsvermögen schulen kann, ist eine sinnvolle Ergänzung zur Hospitation, in der er lediglich assistierende Arbeiten leisten und erst gegen Ende seiner Ausbildung selbständig operieren darf. Für eine solche Simulation sollten relevante Abschnitte der Tympanoplastik enthalten sein. Dazu gehört das Einschätzen der Krankheitssituation, Entscheiden über passende Implantate, mit denen beschädigte Gehörknöchelchen ersetzt werden sollen und das Einsetzen dieser Implantate. Für ein solches Simulationssystem muss zunächst geklärt werden, mit welchen Ein- und Ausgabegeräten es ausgestattet werden soll, damit die Software darauf angepasst werden kann. In dieser Masterarbeit wird dazu eine Studie konzipiert und durchgeführt, in der Probanden mittelohrähnliche Szene und reale CT-Datensätze bearbeiten, Abstände ausmessen und das Implantat der gewünschten Länge einsetzen müssen. Verglichen werden bei dieser Studie das 2D-Display und das 3D-fähige Autostereodisplay als Ausgabegerät. Letzteres ist ein Spezialgerät, was dreidimensionale Bilder erzeugt, ohne dass dafür eine 3D-Brille notwendig ist. Die Ergebnisse der Probanden werden für beide Displays getrennt ausgewertet und hinsichtlich Exaktheit und Schnelligkeit miteinander verglichen. Darauf basierend kann anschließend festgestellt werden, ob das Autostereodisplay dem User dabei hilft, die Szenen besser einzuschätzen oder ob ein 2D-Display diese Aufgabe ebenso gut erfüllt. Die Ergebnisse der Auswertung zeigen, dass die Probanden an beiden Displays gleichermaßen exakte und schnelle Ergebnisse produzieren. Hierbei lässt sich vermuten, dass der 3D-Effekt des Autostereodisplays die User bei ihrer Aufgabe nicht messbar unterstützt hat. Auch besagen die Angaben der Nutzerbefragung, dass das Autostereodisplay sie bei manchen Szenen beeinträchtigt hat oder anstrengend für die Augen waren. Ein deutlicher Nutzen für die Bewältigung der Aufgaben der Studie ist hierbei im Vergleich zum 2D-Display nicht zu beobachten.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	2
1.1	Ziele und Rahmenbedingungen	2
1.2	Gliederung	3
2	Medizinischer Hintergrund	4
2.1	Anatomie des Ohrs	4
2.2	Erkrankungen des Mittelohrs	6
2.3	Diagnose und Therapie	7
2.4	Tympanoplastik	8
2.4.1	Indikation	8
2.4.2	Operationsplanung	9
2.4.3	Operationsablauf	9
2.4.4	Schallleitungsrekonstruktion	11
2.5	Zusammenfassung	13
3	Grundlagen und Verwandte Arbeiten	14
3.1	Stereoskopisches Sehen	14
3.2	Stereo-Verfahren für Displays	14
3.2.1	Zweifache Displays	15
3.2.2	Anaglyphen	15
3.2.3	Polarisationstechnik	16
3.2.4	Page-Flipping	16
3.3	Autostereodisplay	16
3.4	Tiefenwahrnehmungsfaktoren	18
3.5	Verwandte Arbeiten	19
3.5.1	Nutzerstudien für 3D-Szenen	19
3.5.2	Simulationen für die Medizin	22
3.6	Zusammenfassung	25
4	Konzept	26
4.1	Szenario der Nutzerstudie	26
4.2	Hypothesen	27
4.3	Zielgruppe	28
4.4	Studienkonzept	29
4.4.1	Aufbau der Stimuli	30
4.4.2	Aufgaben der Probanden	32
4.4.3	Konzeptentwürfe	36

4.5	Zusammenfassung	40
5	Umsetzung	41
5.1	Verwendete Software	41
5.2	Realisierung der Evaluierungsumgebung	42
5.2.1	Generierung der künstlichen Stimuli	43
5.2.2	Herkunft und Verarbeitung der Felsenbein-Datensätze	45
5.2.3	Implementierung in MevisLab	46
5.2.4	Protokollierung der Nutzeraktionen	48
5.3	Pilotstudie	50
5.4	Probanden	51
5.5	Zusammenfassung	53
6	Ergebnisse und Analyse	54
6.1	Verarbeitung der Ergebnisse	54
6.1.1	Datenextraktion aus dem Protokoll	54
6.1.2	Fehlerbetrachtung	56
6.1.3	Überprüfung der Werteverteilung	56
6.1.4	Auswertung nach Kriterien	60
6.2	Interpretation der Messergebnisse	66
6.3	Überprüfung der Hypothesen	67
6.4	Zusammenfassung	69
7	Zusammenfassung und Ausblick	71
	Literaturverzeichnis	73

1 Einleitung

Der angehende Chirurg der Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde (HNO) muss nach fertig abgeschlossenem Medizin-Studium eine fünf Jahre dauernde Facharztausbildung absolvieren. In dieser Zeit muss er als Assistenzarzt bei Operationen eines erfahrenen Chirurgen hospitieren (zuschauen) und darf erst danach Schritt für Schritt einzelne Handgriffe selbst ausführen. Dies sind Arbeiten wie Zugang legen (eröffnen des Gewebe zum Operationszielort), vernähen oder andere vorgegebene Aufgaben. Die Situation im Mittelohr eines Patienten selbständig einzuschätzen, dementsprechend selbständige Entscheidungen treffen und diese umsetzen, darf der Assistenzarzt erst gegen Ende seiner Facharztausbildung ausüben.

Um ihm in der Zeit, bis er vollständige Operationen durchführen darf, mehr praktische Übung zu verschaffen, gibt es bereits an vielen Universitäten sogenannte Skills Labs. Hier kann das Vernähen an Kunst- oder Schweinehaut trainiert oder an Modellen eine Infusion gelegt werden [Seg08]. Für solche Skills Labs soll eine computerunterstützte Anwendung entstehen, in der der Assistenzarzt ohne direkten Kontakt mit dem Patienten seine Fähigkeiten trainieren kann. Abstände und Tiefen im Ohr richtig einzuschätzen, gehört zu solchen Fähigkeiten, die für einen HNO-Chirurgen wichtig sind.

Ein solches Trainingssystem übersteigt den Umfang einer Masterarbeit. Stattdessen muss geklärt werden, mit welchen Hardware-Komponenten das System ausgestattet werden sollte. In dieser Masterarbeit wird daher mit Hilfe einer Nutzerstudie ermittelt, welche Art von Displays sich für Aufgaben dieses Einsatzbereichs besser eignen. Nach diesem Ergebnis entscheidet sich, wie das Trainingssystem konzipiert werden soll. Erst wenn fest steht, mit welchen Eingabe- und Ausgabegeräten der User arbeiten soll, kann das Design der Software beginnen. Mit den Ergebnissen dieser Masterarbeit lässt sich die Frage beantworten, ob ein 2D- oder ein 3D-Display für das Trainingssystem besser geeignet ist. Eine Evaluierung verschiedener Eingabegeräte wird nicht durchgeführt.

1.1 Ziele und Rahmenbedingungen

Es soll eine dreidimensionale Szene dargestellt werden, die eine Mittelohrszene nachbildet. Der User steuert mit einer Maus die Kamera, kann die Szene vermessen und ein vorgegebenes Implantat einsetzen. Als Ausgabegerät benutzt er entweder ein 2D-Display oder ein 3D-fähiges Autostereodisplay. Die Aufgabe im Rahmen der Masterarbeit ist es, eine Applikation

zu entwickeln, in der die beschriebene Mittelohr-Szene dargestellt wird und die benötigten Manipulationen durchgeführt werden können. Mit Hilfe dieser Applikation wird anschließend eine Nutzerstudie durchgeführt.

Ziel ist es, anhand der Daten der Nutzerstudie eine Aussage darüber treffen zu können, ob ein 2D-Display als Ausgabegerät genügt oder ob die 3D-Unterstützung des Autostereodisplays so maßgeblich hilfreich ist, dass es als Ausgabegerät besser geeignet ist. Für das System, was zum virtuellen Trainieren von Eingriffen am Mittelohr entstehen soll, können diese Daten genutzt werden, um eine geeignete Hardware-Ausstattung festzulegen. Das Trainingssystem könnte von allen Assistenzärzten des Fachbereichs HNO-Chirurgie genutzt werden und sollte daher möglichst günstig in der Anschaffung sein. Ein Rechnersystem mit gängiger Hardwareausstattung (Maus, Tastatur, 2D-Display) sollte nur mit teuren Spezialgeräten ergänzt werden, wenn diese durch ihre gute Nutzerunterstützung den Anschaffungspreis rechtfertigen können. Die Anschaffung solcher Spezialgeräte ist teuer und würde einen weit verbreiteten Einsatz des Systems verringern.

1.2 Gliederung

Für den weiteren Verlauf der Masterarbeit werden im Kapitel 2 zunächst die medizinischen Grundlagen erläutert. Eine Einführung in die Grundlagen zur technischen Umsetzung (3D-Wahrnehmung, 3D-Displays) sowie Forschungsarbeiten zum Thema Nutzerstudien und medizinische Simulationssysteme finden sich im Kapitel 3. Im Kapitel 4 werden fünf Hypothesen aufgestellt, in denen erwartete Beobachtungen formuliert werden. Daran knüpfen Aufbau, Ablauf und Entwicklung der geplanten Nutzerstudie an. Die konkrete Implementierung und Generierung aller benötigten Bestandteile für die Studie wird im Kapitel 5 erklärt. Sie enthält u.a. eine kurze Vorstellung der teilnehmenden Probanden und deren fachlicher Zusammensetzung. Das Kapitel 6 beinhaltet die Auswertung aller gewonnenen Daten und ihre statistische Auswertung. Anhand der Ergebnisse werden anschließend die aufgestellten Hypothesen überprüft. In der Zusammenfassung folgt eine abschließende Beurteilung der gewonnenen Erkenntnisse, ihre Bedeutung für das anfangs angesprochene Trainingssystem und dessen mögliche Weiterentwicklung.

2 Medizinischer Hintergrund

Wie in der Einleitung bereits angesprochen wurde, soll eine Nutzerstudie für ein Trainingssystem für die Zielgruppe HNO-Assistenzärzte durchgeführt werden. Der Anwendungsfall stellt eine Mittelohr-Operation dar, in der fehlende Bestandteile des Hörapparates durch Implantate ersetzt werden (Tympanoplastik). In diesem Kapitel sollen medizinische Grundlagen für dieses OP-Szenario erläutert werden. Dazu gehören neben den anatomischen Strukturen ein Überblick über Mittelohrerkrankungen, mögliche Therapien und eine ausführliche Beschreibung der operativen Therapie.

2.1 Anatomie des Ohrs

Der Hörapparat des Menschen ist ein filigranes Gebilde verschiedener kleiner Strukturen, die miteinander in Wechselwirkung treten. An der Sinneswahrnehmung beteiligt sind Membranen, luft- oder flüssigkeitsgefüllte Hohlräume und hochsensible Sinneszellen. Eingebettet ist dieser Strukturenkomplex in eine knöcherne Ummantelung, die aufgrund ihrer zum Gehirn zugespitzten Form als Felsenbein-Pyramide (kurz Felsenbein) bezeichnet wird. In ihr sind, wie in Abb. 2.1 zu sehen, verschiedene Abschnitte und Bestandteile des Hörapparats enthalten.

Das Hören beginnt außerhalb des Felsenbeins in der Ohrmuschel, die Schallwellen der Umgebung einfängt und im Gehörgang (1) sammelt. Nach einer kurzen Distanz durch diesen Gehörgang treffen die Schallwellen auf eine Haut, das Trommelfell (2). Dieses ist das Tor zwischen äußerem Ohr und dem Mittelohr. Dahinter liegt eine luftgefüllte Höhle, Paukenhöhle (7) genannt. Der Luftdruck in der Paukenhöhle entspricht beim gesunden Menschen dem äußeren Luftdruck. Damit eventuelle Druckunterschiede ausgeglichen werden können, wird die Paukenhöhle nach unten über die Ohrtrompete (8) mit dem Nasennebenhöhlensystem verbunden und belüftet.

Durch die ankommenden Schallwellen wird das Trommelfell in Schwingung versetzt. Mit ihm verwachsen ist der Stiel des Hammers (3), das erste von drei Gehörknöchelchen oder auch Ossikel genannt. Dieser ist über ein kleines Gelenk mit dem Amboss (4) verbunden und dessen langer Ambossfortsatz wiederum mit dem Steigbügel (5). Alle drei Ossikel können sich bewegen und behalten gleichzeitig den Kontakt miteinander bei. Die mechanischen Schwingungen, die das Trommelfell vollführt, werden über diese dreigliedrige Ossikelkette übertragen. Die Fußplatte des Steigbügels befindet sich im ovalen Fenster (6), was den Zugang zum Innenohr darstellt [Alc03]. Das Innenohr ist der Ort, an dem aus den mechanischen Schwingungen hörbare Töne

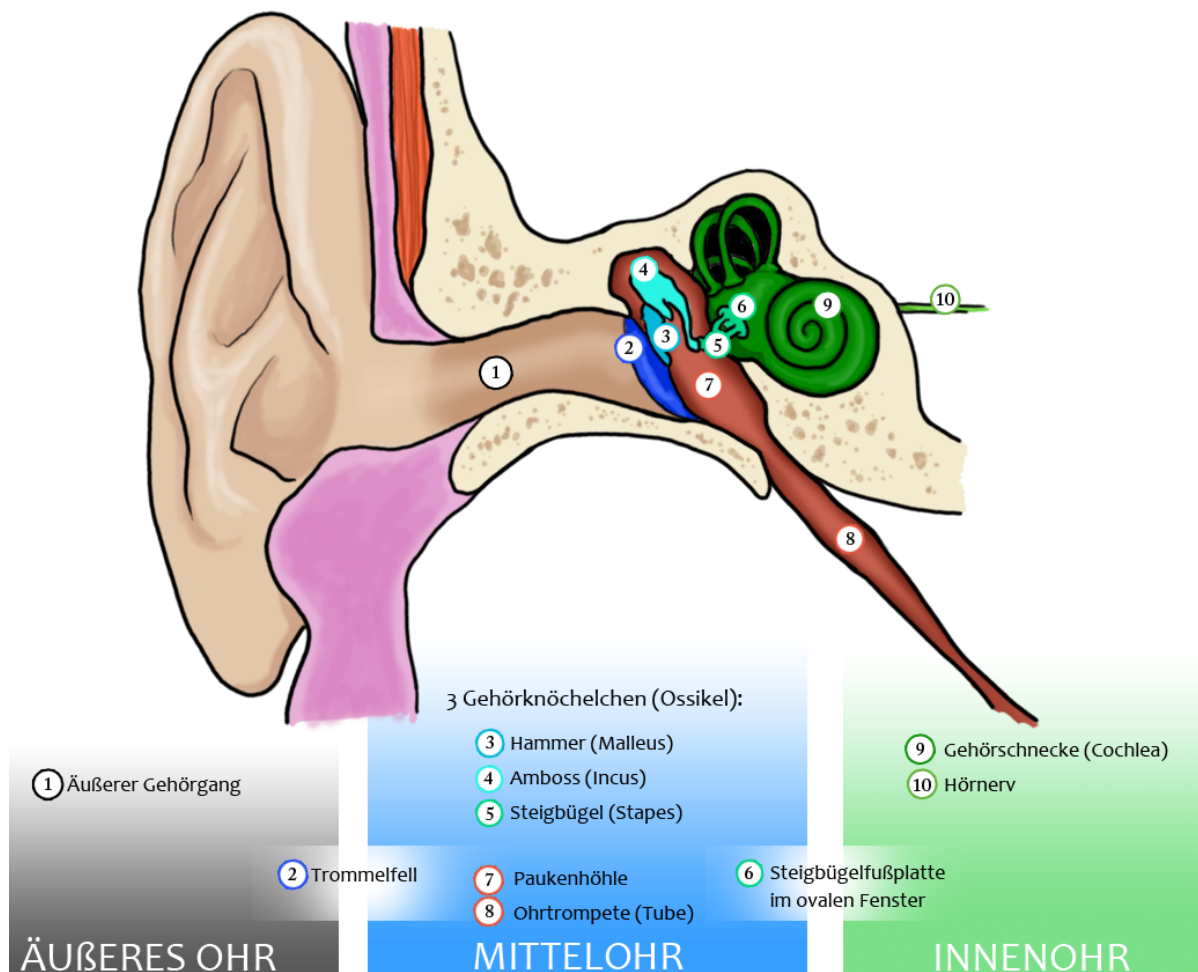


Abbildung 2.1: Schematische Darstellung der Anatomie des Hörapparates.

für das Gehirn erzeugt werden. Die Gehörschnecke oder Cochlea (9), die diese Aufgabe erfüllt, ist komplett mit Flüssigkeit gefüllt und wandelt die Schwingungen der Steigbügelfußplatte im ovalen Fenster in Nervenimpulse um. Der Hörnerv (10) leitet die Impulse ins Gehirn weiter.

Bei einem gesunden Hörapparat muss die komplette Ossikelkette intakt sein. Das heißt, es muss ein Trommelfell vorhanden sein, was den Schall einfängt und in mechanische Schwingungen umwandelt. Ist die Ossikelkette vom Trommelfell bis zum ovalen Fenster unterbrochen oder in ihrer Bewegung eingeschränkt, kann der Schall nicht vollständig oder gar nicht zum Innenohr transportiert werden. Man spricht von einer Schallleitungsschwerhörigkeit [Wul58, Hyr57].

2.2 Erkrankungen des Mittelohrs

Es gibt verschiedenartige Erkrankungen, von denen das Mittelohr betroffen sein kann. Mögliche Therapien reichen von Medikamentenverabreichung, Spülungen, Tinkturen bis hin zu operativen Eingriffen. Einige Erkrankungen und ihre Therapien sollen anschließend kurz vorgestellt werden, um die Möglichkeiten verschiedener Therapieansätze am Mittelohr zu verdeutlichen.

Paukenerguss

Beim Paukenerguss füllt sich die Paukenhöhle aufgrund einer Infektion oder eines Verschlusses der Ohrtrompete mit Flüssigkeit (z. B. Eiter, Wundwasser, Schleimhautsekret). Dadurch werden die Ossikel (Gehörknöchelchen) umspült und in ihren Bewegungen gedämpft. Mittels Antibiotikum kann die Infektion bekämpft und falls notwendig die Ohrtrompete über den Rachenraum ausgespült werden. Sollte der Paukenerguss andauern, muss der Arzt dafür sorgen, dass das gebildete Sekret mittelfristig über ein Paukenröhrchen im Trommelfell aus dem Mittelohr abfließen kann [Str01].

Cholesteatom

Bei dieser Erkrankung handelt es sich um Entzündungen, bei der sich totes organisches Material und Bakterien anreichern und eine knochenzersetzende Wirkung entfalten. Ossikel können dadurch angegriffen werden und Löcher im Felsenbein entstehen, die sich bis zur Gehirnhaut ausbreiten. Ein Cholesteatom kann nur operativ therapiert werden, indem das betroffene Knochengewebe ausgebohrt, eingewuchertes Material aus der Paukenhöhle ausgeräumt wird und eventuell zerstörte Ossikel durch Implantate ersetzt werden [Str01, Gan96].

Mechanische Traumata

Durch Schläge, eingeführte Gegenstände, plötzlicher Druckwechsel beim Tauchen, Ohrspülung etc. kann das Trommelfell verletzt oder Ossikel aus ihren Gelenkverbindungen gerissen werden. Sollte das Trommelfell dabei zu stark verletzt worden sein, wird es durch ein künstliches Implantat ersetzt. Beschädigte oder voneinander getrennte Ossikel müssen ebenfalls operativ durch Implantate ersetzt werden. Bei schweren Verletzungen wie Schädelbrüchen wartet der Arzt zunächst die Heilung der Fraktur ab und baut in einem operativen Eingriff die Hörfähigkeit auf [Gan96].

2.3 Diagnose und Therapie

Schwerhörigkeit kann in zwei Haupttypen eingeteilt werden:

- Schallempfindungsschwerhörigkeit, bei der das Innenohr oder die Nervenleitung zur Hirnrinde betroffen sind
- Schallleitungsschwerhörigkeit, bei der der Schall vom Trommelfell nicht ins ovale Fenster des Innenohrs transportiert wird [Leh09]

Audiogramm

Um herauszufinden, welcher Schwerhörigkeitstyp vorliegt, wird ein Audiogramm angefertigt. Dabei bekommt der Patient über Kopfhörer Töne verschiedener Frequenzen, die leise beginnen und stetig lauter werden. Der Patient muss angeben, ab wann er die Töne wahrnimmt. Dasselbe wird anschließend hinter dem Ohr mit einem speziellen Knochenleitungshörer durchgeführt [War05]. Bei einer Schallleitungsschwerhörigkeit ist das Knochenleitungshören normal ausgeprägt, während beim Luftleitungshören Defizite vorliegen. Bei einer Schallempfindungsschwerhörigkeit sind die Hördefizite über Luft und Knochen gleichermaßen vorhanden [Bau97, Leh09].

Da der Fokus dieser Masterarbeit auf der Schallleitungskette liegt, werden im Folgenden nur noch mit Erkrankungen der Kategorie Schallleitungsschwerhörigkeit im Mittelohr berücksichtigt und die Schallempfindung außen vor gelassen.

Patientenbefragung

Durch die Patientenbefragung (Anamnese) können vom Arzt subjektive Symptome wie Ohrensausen, Schwindel, Druckgefühl oder Schmerz aufgenommen werden. Ebenso wird eine Blickdiagnose durchgeführt, um den äußeren Zustand des Patienten zu begutachten und sichtbare Symptome wie Rötungen, Blutungen, Sekretbildung etc. zu erkennen. Mit einem Blick durch den Gehörgang lassen sich Trommelfellperforationen, Polypen oder Rötungen erkennen. Mit einer Tubenfunktionsprüfung kann der Arzt herausfinden, ob die Paukenhöhle über die Ohrtrompete (Tube) korrekt belüftet wird [Gan96, Leh09].

Bildgebende Verfahren

Ein Röntgenbild vom Kopf des Patienten gibt Aufschluss darüber, wie gut die Paukenhöhle belüftet ist und ob es am Felsenbein ungewöhnliche Veränderungen gibt. Ossikel lassen sich auf den Röntgenbildern nicht sehen. Gegebenenfalls wird ein Felsenbein-CT angefertigt. Dabei

handelt es sich um hochauflösende CT-Aufnahmen mit einer Schichtdicke von ≤ 1 mm. Auf ihnen sind die Ossikel zu erkennen. Eine höhere Auflösung bringt das Verfahren der Digitalen Volumentomographie (DVT). Hierbei handelt es sich um eine Technologie, die dem Röntgenverfahren bei der Zahnheilkunde ähnelt. Der Bildsensor umrundet ein einziges Mal den Körper des Patienten und tastet dabei einen Bereich von etwa 15 cm Länge ab. Als Ergebnis erhält der Arzt einen Volumendatensatz mit einer Schichtdicke bis zu 0,3 mm [Goc05]. Solche Geräte liegen jedoch nicht in allen Krankenhäusern vor und bringen wie das CT eine größere Strahlenbelastung als die Röntgenaufnahme mit sich [Ham08]. Aus diesem Grund werden das Felsenbein-CT und DVT nur in Fällen benutzt, bei denen ein Verdacht auf Komplikationen besteht oder eine gefährliche Krankheitssituation vorliegt. Für alle anderen Fälle genügt die Röntgenaufnahme [Gan96, Vor06].

2.4 Tympanoplastik

Die Tympanoplastik ist ein chirurgischer Eingriff am Hörapparat, insbesondere dem Mittelohr, dessen Ziel es ist, den Mittelohrraum von allen Krankheitsherden und Beeinträchtigungen zu befreien und soweit wie möglich eine funktionierende Schallankopplung vom Trommelfell zum ovalen Fenster zu erreichen [Str01, Wul58]. Der Begriff ist dem lateinischen Wort für die Paukenhöhle „Tympanon“ entlehnt, da es bei dieser Art von Eingriffen darum geht, eine gesunde und audiologisch funktionsfähige Paukenhöhle mitsamt darin befindlichem Mittelohrapparat zu konstruieren [Wul58].

2.4.1 Indikation

Ein operativer Eingriff im Sinne einer Tympanoplastik ist nicht bei jeder Mittelohrerkrankung erforderlich. Wie im vorangegangenen Abschnitt 2.2 beschrieben, genügen Medikamente, heilungsunterstützende Maßnahmen und Spülungen in manchen der beschriebenen Fälle. Die Tympanoplastik wird notwendig, wenn Bestandteile des Hörapparates durch die Erkrankung gefährdet sind. Durch mechanische Traumata kann die Schallleitungskette unterbrochen oder zerstört werden (wie im Abschnitt 2.2 bereits beschrieben wurde). Bei angeborenen Missbildungen können Fehlstellungen bis hin zum kompletten Fehlen des Schallleitungsapparates vorkommen. Selten bilden sich Tumoren im Mittelohr, die die Ossikel zersetzen oder ihre Bewegungsfreiheit vermindern. Entzündungen, die mit Sekretbildung einher gehen (Mittelohrentzündung, Cholesteatom) können die Ossikel zersetzen oder in ihrer Bewegung einschränken. Auch Narbengewebe, das sich im Mittelohr ausbreitet (Paukenfibrose), Plaques oder Kalkeinlagerungen (Tympanosklerose) verhindern ungestörtes Schwingen der Ossikel. Krankhafte Veränderungen der Knochenbeschaffenheit im Felsenbein können dazu führen, dass der Eingang zum Innenohr verknöchert (Otosklerose) [Gan96].

2.4.2 Operationsplanung

Zur Vorbereitung werden Röntgenbilder und falls vorhanden, CT- bzw. DVT-Bilder zurate gezogen, um sich eine Vorstellung davon zu machen, welche Situation den Chirurgen im Mittelohr erwartet. Darauf sind Ausprägungen wichtiger Risikostrukturen oder der Belüftungszustand des Felsenbeins zu erkennen. So kann sich der Operateur darauf einstellen, in welche Richtungen er wie weit bohren darf oder muss sich auf eine schlecht belüftete Paukenhöhle vorbereiten. Auf den CT- und DVT-Bildern können außerdem die Ossikel gesehen werden. Anhand der gestellten Diagnose weiß der Chirurg außerdem, welche Situation im Mittelohr auftreten kann oder welche Schwierigkeiten krankheitsbedingt zu erwarten sind. Wie das Mittelohr des Patienten konkret aussieht, weiß der Operateur vorher dennoch nie. Eine computergestützte Operationsplanung gibt es bisher nicht [Vor06].

2.4.3 Operationsablauf

Der Tympanoplastik-Eingriff läuft nach mehreren Phasen ab, die kurz beschrieben werden sollen und in der Abb. 2.2 schematisch dargestellt sind.



Abbildung 2.2: OP-Phasen einer Tympanoplastik.

1. Zugang

Um zum Mittelohr zu gelangen, werden am Gehöreingang hinter dem vorderen Knorpel der Ohrmuschel (Tragus) Schnitte gesetzt und diese aufgespreizt (enauraler Zugang) [Gan96]. Anschließend ist der Blick auf das Trommelfell frei. Eventuelle krankhafte Gewebe vor dem Trommelfell können an dieser Stelle entfernt werden. Die Gehörgangshaut wird bei der Underlay-Technik vom umgebenden Knochen gelöst und beiseite geschoben. Dabei bewegt sich der Operateur unter der Gehörgangshaut am Trommelfell vorbei in die Paukenhöhle [Ros12b]. Um gute Sicht auf das Mittelohr zu bekommen, wird das Trommelfell seitlich eingeschlagen [Kee99].

2. Beseitigung der Pathologien

Je nach Erkrankung kann die Paukenhöhle mit Wundflüssigkeit, Narbengewebe, Skleroseplaques und weiteren Pathologien gefüllt sein. Die genaueren möglichen Krankheitsbilder wurden im Abschnitt 2.4.1 bereits erläutert. Alle krankhaften Strukturen werden aus der Paukenhöhle entfernt. Eine gesunde Paukenhöhle sollte neben den Gehörknöchelchen keine festen oder flüssigen Bestandteile beinhalten [Kee99, Ros12b].

3. Rekonstruktion der Schallleitungskette

Es gibt verschiedene Schweregrade von Mittelohrerkrankungen, bei denen jeweils die Schallleitungskette stärker oder schwächer beeinträchtigt wird. Abhängig von der Art der Erkrankung kann eine funktionierende Schallleitung durch verschiedene Implantatlösungen erreicht werden. Die möglichen Tympanoplastik-Ergebnisse wurden nach Wullstein klassifiziert [Wul58]. Relevant für diese Masterarbeit sind folgende Typen:

Typ III:

Wenn von den drei Ossikeln Hammer und Amboss fehlen oder missgebildet sind, wird dieser Typ angestrebt. Hierbei erfolgt die Schallankopplung vom Trommelfell direkt zum Steigbügel. Die Prothese, die für diesen Fall zu Einsatz kommt, wird auf den Steigbügelkopf aufgesetzt und mit einer breiten Tellerform direkt hinter das Trommelfell platziert. Es ersetzt den Hammer und den Amboss, was einen Teil der Schallleitungskette entspricht. Man spricht daher von einer PORP (Partial ossicular replacement prosthesis) [LÖ5].

Typ IV:

Wenn die Ossikelkette komplett fehlt und nur noch die Steigbügelfußplatte im ovalen Fenster verwendet werden kann, muss die Schallankopplung über eine Prothese vom Trommelfell direkt zur Steigbügelfußplatte erfolgen. Hier muss die Prothese im Sinne eines TORP (Total ossicular replacement prosthesis) die gesamte fehlende Ossikelkette ersetzen. Sie wird mit dem Prothesenfuß auf die Steigbügelfußplatte aufgesetzt und der Teller unter das Trommelfell platziert [LÖ5] [Str01].

Die gesamte beschriebene Schallleitungsrekonstruktion wird immer unter einem Mikroskop mit zwei Objektiven durchgeführt. Grund dafür sind die geringen Ausdehnungen der Strukturen, mit denen der Operateur arbeiten muss. Diese spielen sich in einem Bereich von nur wenigen Millimetern ab. Der Eingang zum Mittelohr auf Trommelfellniveau ist ein Fenster mit 8 bis 10 mm Durchmesser [Kle09]. Die Implantate sind nicht breiter als 2 mm und variieren je nach Patientenanatomie zwischen einer Länge von 1,75 mm und 7 mm [kur12].

4. Gehörgangsverschluss

Nach Abschluss der Operation, wird das operierte Mittelohr so präpariert, dass es schnell verheilt. Sofern noch nicht geschehen, muss das perforierte oder fehlende Trommelfell durch ein Implantat verschlossen werden. Anschließend wird die Gehörgangshaut, die bei Schritt 1 eingefaltet wurde, ausgebreitet und auf dem knöchernen Gehörgang ausgebreitet. Bei der idealen Endsituation liegt das Trommelfell-Präparat genau hinter dem Trommelfell

(bzw. falls nicht vorhanden, auf der Höhe es früheren Trommelfells). Abschließend wird das Ohr tamponiert, die Ohrmuschel an ihre Ursprungsposition zurück bewegt und Schnitte der Haut vernäht [The96] [Ros12b].

2.4.4 Schallleitungsrekonstruktion

Da für die Nutzerstudie in dieser Masterarbeit der Schritt der Schallleitungsrekonstruktion besonders wichtig ist, soll dessen Ablauf an dieser Stelle detailliert beschrieben werden. Der Workflow dieses OP-Abschnittes ist in der Abb. 2.3 grafisch dargestellt.

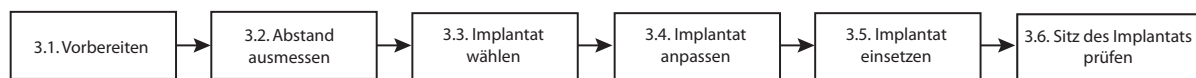


Abbildung 2.3: Arbeitsschritte der Schallleitungsrekonstruktion.

Vorbereitung

Damit das Implantat eingesetzt werden kann, müssen die Strukturen, die per Implantat miteinander verbunden werden sollen, in eine geeignete Position gerückt werden. Bei Patienten ohne eigenes funktionstüchtiges Trommelfell muss hierbei ein Trommelfell-Implantat eingesetzt und platziert werden. Das Implantat verdeckt dabei nicht die Sicht, sondern liegt schräg darin, sodass man an ihm vorbei die Mittelohrhöhle einsehen kann [Ros12b].

Abstand ausmessen

Sobald die Umgebung des Implantats vorbereitet ist, muss bestimmt werden, wie groß die Lücke in der Schallleitungskette ist, die überbrückt werden muss. Erfahrene Operateure können dies allein durch Augenmaß entscheiden. Als Orientierungshilfe kann der Operateur das Sichelmesser benutzen, dessen Klinge immer genau 6 mm lang ist [Vor06]. Unerfahrenen Ärzten steht ein Gerät zur Verfügung, mit dem sich Abstände bis zu 9 mm bestimmen lassen (siehe Abb. 2.4). Dieses Instrument kann wie eine Schere geöffnet und geschlossen werden. Die seitliche Messskala zeigt an, wie weit der Sizer geöffnet wurde [Ros12b].

Implantat wählen

Je nach Situation der Schallleitungskette muss der Arzt nun entscheiden, welcher Prothesen-Typ sinnvoll ist (die oben angesprochene Klassifizierung von Wullstein [Wul58] zeigt zwei der möglichen Typen). Die Länge der Implantate richtet sich nach dem gemessenen oder geschätzten Wert des voran gegangenen Schrittes.

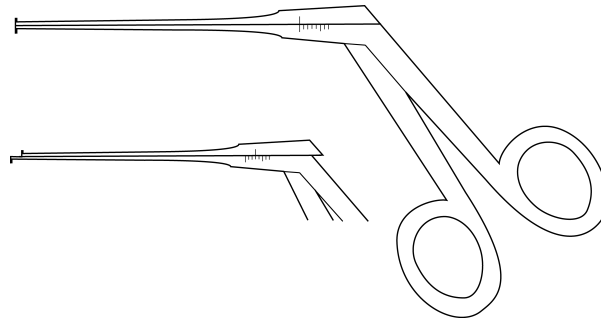


Abbildung 2.4: Messlehre/ Sizer. Hilfsinstrument zum Messen von Abständen im Mittelohr.

Implantat anpassen

Sollte sich der Operateur für ein Implantat mit variabler Länge entscheiden, muss es in diesem Arbeitsschritt gekürzt werden. Je nach Hersteller des Implantats gibt es hierbei verschiedene Vorgehensweisen. Zum Einsatz kommen beispielsweise vorgefertigte Schablonen verschiedener Längen, anhand deren überstehendes Material von dem Implantat passend abgeschnitten werden kann [kur12, Ros12b].

Implantat einsetzen

Die wenige Millimeter kleine Prothese muss mit dem Fuß auf den Steigbügel gesetzt, oder falls dieser fehlen sollte, durch die Steigbügel Fußplatte in das ovale Fenster eingesetzt werden. Ist der Implantatfuß am richtigen Platz, wird das Implantat so gedreht, dass das Vorderstück mit dem Trommelfell (oder ggf. mit dem gewünschten Ossikel) in Kontakt treten kann. Hilfsmittel zum Befestigen der Implantate sind in diesen Fällen nicht notwendig, sie halten durch Adhäsionskräfte auf der Schleimhautwand der Paukenhöhle [The96, Ros12b].

Sitz des Implantats prüfen

Ob die Prothese richtig eingesetzt ist, lässt sich feststellen, indem man mit dem Sichelmesser dagegen drückt. Gibt die Prothese federnd nach, sitzt sie richtig. Sie darf nicht von ihrem Platz verrutschen, sonst ist sie zu locker angebracht. Kann sie sich nicht mehr bewegen, wurde sie zu fest eingeklemmt [Ros12b, Vor06].

2.5 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde Notwendigkeit und Ablauf einer Tympanoplastik ausführlich erläutert. Bei Erkrankungen, die den Schalleitungsapparat dauerhaft beeinträchtigen, kommen derartige Eingriffe zum Einsatz. Sie bestehen aus einer Reihe von Abschnitten, in denen teilweise mit Weichgewebe und pathologischen Strukturen interagiert wird. Für das in der Einleitung angesprochene virtuelle Trainingssystem für Tympanoplastiken soll zunächst getestet werden, ob OP-ähnliche Szenen mit einem Autostereodisplay besser wahrgenommen und interpretiert werden als mit einem 2D-Display. Grundlagen zur Funktionsweise vom stereoskopischen Sehen und Autostereodisplays sowie relevante Forschungsstudien zum Thema Nutzerstudien werden im Kapitel 3 erklärt.

3 Grundlagen und Verwandte Arbeiten

Nachdem erläutert wurde, in welchem medizinischen Kontext die Nutzerstudie angesiedelt ist, sollen in diesem Kapitel alle Grundlagen vermittelt werden, die für das Verständnis von Tiefenwahrnehmung und der Funktionsweise von 3D-Displays notwendig sind. Im Anschluss erfolgt ein Einblick in existierende Forschungsarbeiten, bei denen 3D-Displays oder 3D-Interaktion für medizinische Anwendungsgebiete untersucht wurden sowie eine Vorstellung zweier bereits existierender Simulationssysteme für medizinische Anwendungsbereiche.

3.1 Stereoskopisches Sehen

Betrachtet der Mensch ein Objekt, sieht er dieses mit beiden Augen. Dennoch sieht das linke Auge ein anderes Bild als das rechte. Sind mehrere Objekte in einer dreidimensionalen Szene angeordnet, haben sie vom Standpunkt des linken Auges andere relative Abstände zueinander als vom Standpunkt des wenige Zentimeter daneben gelegenen rechten Auges. Je näher am Betrachter ein Objekt ist, desto größer ist der Unterschied zwischen beiden Bildern. Dieser Unterschied der Bilder, die beide Augen wahrnehmen, bezeichnet man als binokulare Disparität (binokular im Sinne von „beide Augen betreffend“). Aus beiden Bildern berechnet das Gehirn des Menschen ein einziges Bild. Aus der binokularen Disparität extrahiert es Informationen über die räumliche Tiefe der Objekte. Bewegt sich der Betrachter zusätzlich durch die Szene, werden die relativen Abstandsänderungen im jeweiligen Auge vom Gehirn ausgewertet und für die Berechnung der Tiefeninformationen mit einbezogen. Die Fähigkeit des menschlichen Organismus, aus den Informationen zweier Sehorgane räumliche Tiefe berechnen zu können, nennt man Stereoskopisches Sehen [Szc11] [Hof02].

3.2 Stereo-Verfahren für Displays

Soll der eben beschriebene stereoskopische Effekt mittels Computerdisplays erzeugt werden, muss von der Szene ein Bild für das linke und das rechte Auge erzeugt werden und jedem Auge nur dasjenige Bild gezeigt werden, was für es bestimmt ist. Um dies zu realisieren, gibt es mehrere mögliche Verfahren der Umsetzung. Einige Techniken werden hier kurz vorgestellt.

3.2.1 Zweifache Displays

Soll jedes Auge ein anderes Bild sehen, ist es ein naheliegender Ansatz, zwei Displays zu benutzen, bei denen jedes das Bild für ein Auge darstellt. Damit der Betrachter beide Bildschirme gleichzeitig sehen kann, können die Bilder über Spiegel, Halbspiegel oder eine Polarisationsfilterbrille in die richtige Richtung gelenkt werden. Vorteil dieses Ansatzes ist, dass der Betrachter mit beiden Augen die volle Auflösung und Farbtreue der Bilder sieht. Der Nachteil liegt in der umfangreichen Technikinstallation, da zwei Displays und Spiegel- oder Halbspiegel-Konstruktionen benötigt werden [Tau10].

3.2.2 Anaglyphen

Beim Ansatz der Anaglyphenbilder genügt ein Bildschirm, der das Bild für das linke und rechte Auge übereinander zeichnet. Um die Bilder voneinander zu trennen, trägt der User eine Brille, bei der ein Glas rot und ein Glas cyan gefärbt ist. Die Bilder sind durch eine Farbfilterung vorverarbeitet, wie in der Abb. 3.1 zu sehen ist. Das rechte Auge, was durch ein cyan gefärbtes Brillenglas schaut, sieht nur eines der überlagerten Bilder. Die Farben des Bildes für das linke Auge mischen sich mit der Farbe des Brillenglases zu reinem weiß. Bei dem linken Auge, was durch ein rotes Brillenglas sieht, verhält es sich entsprechend umgekehrt. Der Vorteil der Anaglyphen besteht darin, dass bis auf die Brille keine weiteren Geräte benötigt werden. Diese Technik funktioniert auf jedem 2D-Display. Ein Nachteil besteht darin, dass die Farbtreue nicht gewährleistet ist, da die gefärbten Brillengläser Farben verfälschen oder sogar neutralisieren. Für diese Technik ist es zudem notwendig, eine Rot-Cyan-Brille zu tragen [Rip09].

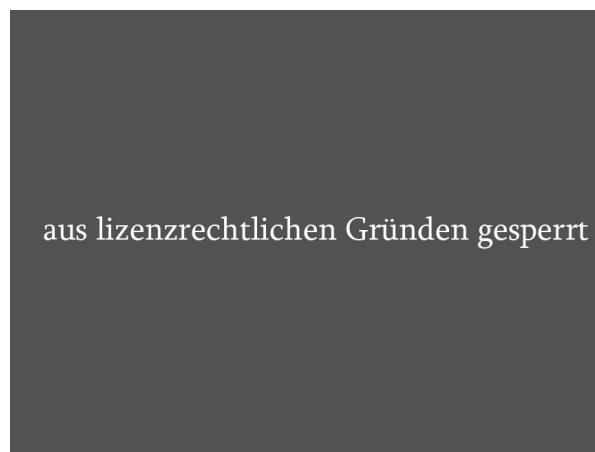


Abbildung 3.1: Beispiel eines Anaglyphenbildes; Quelle: [Rip09]

3.2.3 Polarisierungstechnik

Die Interlacing-Technik fusioniert die Bilder für das rechte und das linke Auge, indem die Bilder für beide Augen von zwei separaten Projektoren auf einer Leinwand übereinander projiziert werden. Das Licht beider Bilder ist polarisiert, die Schwingungsrichtung der Lichtwellen ist in eine bestimmte Richtung ausgerichtet. Die Schwingungsrichtung beim linken Bild ist dabei entgegen gesetzt ausgerichtet als beim rechten Bild. Der User trägt eine Polarisationsbrille, die nur die Lichtstrahlen einer Schwingungsrichtung passieren lässt. Auf diese Weise werden die Bilder für das linke und das rechte Auge voneinander getrennt. Da verschiedene Methoden benutzt werden können (lineare, zirkuläre P.), ist nicht jede Polarisationsbrille mit jedem System kompatibel. Wird das Verfahren an einem LCD-Display angewendet, können die Mischbilder nicht durch zwei separate Projektoren übereinander projiziert werden. In diesem Fall muss das Mischbild durch zeilen- bzw. spaltenweisen Wechsel von linkem und rechtem Bild mit jeweils passender Polarisierung erzeugt werden. Dieses Verfahren reduziert die Bildauflösung und die Grundhelligkeit, verfälscht jedoch im Gegensatz zum Anaglyphenbild die Farbgebung nicht [Ost12] [Sch05].

3.2.4 Page-Flipping

Beim Page-Flipping werden die Bilder für das rechte und das linke Auge in schnellem Wechsel aufeinander folgend gezeichnet. Die Shutter-Brille, die der User trägt, hat in jedem Brillenglas schmale Lamellen, die sich wie eine Jalousie öffnen und schließen lassen. Wenn das Display ein Bild zeigt, was für das rechte Auge bestimmt ist, schließt sich der Shutter des linken Auges und öffnet sich für das rechte Auge. Analog verhält es sich bei einem Bild für das linke Auge. Der Wechsel der Bilder erfolgt so schnell, dass der User vom wechselseitigen Verdunkeln der Brillengläsern nichts merkt. Die Bildauflösung der Einzelbilder bleibt beim Page-Flipping vollständig erhalten, ebenso wie die Farbtreue. Damit die Shutterbrille zum richtigen Zeitpunkt die entsprechenden Shutter öffnet und schließt, muss sie über ein Kommunikationssystem mit der Grafikkarte verbunden werden. Darin liegt der Nachteil des Page-Flippings, es wird ein zusätzliches System zum Display benötigt. Zudem verringert sich die zeitliche Auflösung, der User sieht pro Sekunde weniger Bilder als bei einem 2D-Display. Diese Art der Shutter-Brillen sind deutlich teurer als die Brillen anderer Systeme, da sie selbst aktiv tätig werden und durch das eben erwähnte Kommunikationssystem ansprechen lassen müssen [Tau10] [Lue14]

3.3 Autostereodisplay

Eine weitere Technik, um 3D-Bilder zu erzeugen, ist das Autostereodisplay. Um mit seiner Hilfe dreidimensionale Bilder zu sehen, ist keine 3D-Brille notwendig. Wie bei den meisten der eben angesprochenen 3D-Systeme befinden sich die Informationen für das linke und das rechte Auge im selben Bild. Das Display zeigt ein Bild bestehend aus zwei Halbbildern an,

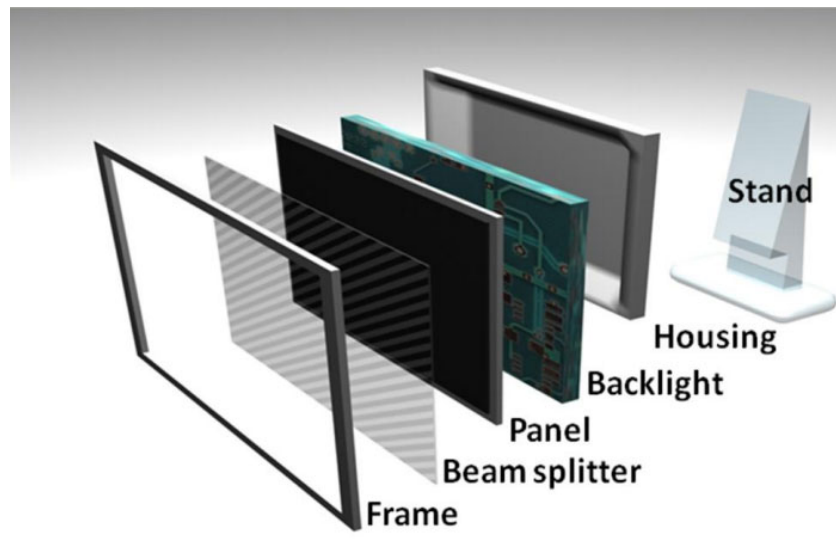


Abbildung 3.2: Schichtweise Aufbau des Autostereodisplays. Quelle: [Bra09]

bei dem abwechselnd eine Bildzeile für das linke Auge und eine Bildzeile für das rechte Auge bestimmt ist. Über dem LCD-Display befindet sich ein verschiebbarer Beam-Splitter, der die Lichtstrahlen des LCD-Displays ähnlich wie ein Prisma in eine bestimmte Richtung ablenken kann (siehe Abb. 3.2). Die Augenposition des Users wird automatisch mit zwei eingebauten Kameras oberhalb des Displays getrackt. Sobald beide Augenpositionen lokalisiert sind, wird der Beamsplitter so verschoben, dass er die Halbbilder aufricht. Alle Bildzeilen, die für das linke Auge bestimmt sind, werden in Richtung des linken Auges hin gebrochen, die anderen Bildzeilen zum rechten Auge. Auf diese Weise haben die Bilder, die in jedem Auge ankommen, nur noch eine halb so große Bildauflösung wie das komplette Display, was 1600×600 Bildpunkten entspricht. Die Taktfrequenz bleibt pro Auge hingegen unverändert bei 60 Hz. Da die Position der Augen durch die Kameras kontinuierlich beobachtet wird, passt sich das Autostereodisplay den Kopfbewegungen des Users an [Bra09].

	Vorteile	Nachteile
Zweifaches Display	keine Brille	aufwendige Spiegel-Konstruktion
	kein Qualitätsverlust	zwei Displays benötigt
Anaglyphen	jedes Display geeignet	Rot-Cyan-Brille notwendig
	preiswert	Rot-Cyan-Brille
		Farbverfälschung der Bilder
Polarisationstechnik	preiswert	Polfilter-Brille notwendig
		räumliche Auflösung verringert
Page-Flipping	Einzelbildqualität unverfälscht	zeitliche Auflösung verringert
		Shutter-Brille notwendig
		teuer (Brille + Ansteuerung)
Autostereodisplay	keine Brille	Spezial-Display notwendig
		teuer (Display)
		räumliche Auflösung verringert

Tabelle 3.1: Tabelle mit allen genannten 3D-Display-Techniken im Vergleich

3.4 Tiefenwahrnehmungsfaktoren

Um dem menschlichen Gehirn den Eindruck zu vermitteln, eine dreidimensionale Szene zu betrachten, muss nicht für jedes Auge ein separates Bild berechnet werden. Auch wenn beide Augen dasselbe Bild betrachten, kann durch bestimmte Tiefenwahrnehmungsfaktoren (depth cues) der Eindruck von Tiefe erzeugt werden. Für Displays, die nicht 3D-fähig sind, können Szenen dank dieser depth cues so dargestellt werden, dass ihre räumliche Anordnung ersichtlich wird. Im Einzelnen sind dies folgende visuelle Features:

- Überdeckung
- Perspektivische Verzerrung (parallele Linien verlaufen im Horizont zusammen)
- Atmosphärische Effekte (weit entfernte Objekte erscheinen farbentsättigt, unscharf und bläulich)
- Textur-Gradient (Textur-Elemente werden mit der Entfernung kleiner skaliert)
- Größenkonstanz (Objekte mit bekannter Größe können Orientierung geben)
- Schatten
- Tiefenfokus (Objekte, die vor und hinter der Brennweite der Kamera liegen, werden unscharf dargestellt) [Wu10] [Coc04]

Da im Rahmen dieser Masterarbeit eine virtuelle, OP-ähnliche Szene am Autostereodisplay und am 2D-Display evaluiert wird, sind diese depth cues wichtig, um für beide Displays eine Szene so darstellen zu können, dass sie als dreidimensional zu erkennen ist. Das Autostereodisplay ergänzt diese depth cues zusätzlich um den im Abschnitt 3.2 beschriebenen 3D-Effekt.

3.5 Verwandte Arbeiten

Nachdem geklärt wurde, wie dreidimensionales Sehen durch verschiedene Displays auf virtuelle Weise funktioniert, sollen einige wissenschaftliche Arbeiten aufgeführt werden, in denen dreidimensionale Szenen für Nutzerstudien zum Einsatz kommen. Da der Hintergrund der Studie für diese Masterarbeit ein angestrebtes Simulationssystem für die virtuelle Mittelohrchirurgie ist, werden anschließend Simulationssysteme für den medizinischen Einsatz vorgestellt, die bereits entwickelt worden sind.

3.5.1 Nutzerstudien für 3D-Szenen

Nutzerstudien mit medizinischem Hintergrund untersuchen in den meisten Fällen verschiedene Visualisierungstechniken (Techniken zum Darstellen einer Szene) wie sie bspw. von [Bae11], [Gas10], [Dic09], [Kli01] durchgeführt wurde. Konzepte zur Interaktion und Verarbeitung von Nutzereingaben werden im u.a. medizinischen Kontext in Nutzerevaluationen untersucht, siehe [Rit02], [Vio03], [Li07]. Studien dieser Art beantworten die Frage, wie eine Szene mit einer gegebenen Hardware-Konstellation hinsichtlich der Aufgabe bestmöglich dargestellt und bearbeitet werden kann. Sie beantworten jedoch nicht die Frage, ob diese Hardware-Komponenten bei dem Endnutzer vorhanden sind oder ob andere Hardware womöglich besser geeignet ist. Studien, die Letzteres analysieren, gibt es in dem medizinischen Fachbereich deutlich seltener als für Visualisierungs- und Interaktionstechniken. Von den eben aufgeführten Untersuchungsschwerpunkten werden an dieser Stelle einige vorgestellt.

Stereoskopisches Sehen in Labyrinthen

In einer Studie von Van Schooten et al. [VS10] wird untersucht, wie stark sich ein 3D-Stereobild und Bewegung darauf auswirken, dreidimensionale Szenen zu interpretieren. Die 3D-Szene besteht aus einem Labyrinth in einer $4 \times 4 \times 4$ -Quader-Struktur. Wege, die durch das Labyrinth führen, können sich aufteilen oder auch in einer Sackgasse enden. Die Topologie der zufällig generierten Labyrinth entspricht grundsätzlich einer Venenstruktur des menschlichen Körpers (siehe im Vergleich in Abb. 3.3). Durch dieses Labyrinth sollen sich die Probanden bewegen und alle Verzweigungen finden. Als Eingabegerät wird eine Maus verwendet. Mit ihr kann die Szene gedreht werden (durch Gedrückthalten der linken Maustaste) und per Rechtsklick wird die gefundene Verzweigung markiert. Als Konditionen, die miteinander verglichen werden, gibt

es das Stereo- und das Mono-Bild, wobei nicht erwähnt wird, welches Ausgabemedium für die Stereo-Kondition verwendet wird. Jeder Teilnehmer muss 30 Labyrinth in drei verschiedenen Schwierigkeitsgraden lösen. Innerhalb dieser Schwierigkeitsgrade werden die Konditionen zufällig gemischt. Zwischen den Teilnehmern variiert die beobachtete Fehlerrate stark (zwischen 7 % und 83 %), was von den Autoren nicht begründet wird. Anhand der benötigten Zeit zum Lösen der Aufgaben zeigt sich, dass es keinen Unterschied ergibt, ob das Labyrinth mit Stereo- oder Mono-Bild gelöst wird. Daraus lässt sich die Hypothese ableiten, dass das dreidimensionale Sehen für diese Art von Aufgaben nicht hilfreich ist.

Virtueller Spiegel

Für eine medizinische Anwendung mit Augmented Reality wurde von Bichlmeier et al. [Bic10] der Nutzen von virtuellen Spiegeln als Navigationshilfe untersucht. Die Probanden tragen während der Studie ein head mounted Display und steuern ein Endoskop. Beide Bestandteile werden von Infrarot-Sensoren getrackt. Mit dem Endoskop-Instrument sollen die Probanden eine blickdichte Haut durchdringen und mehrere Kugeln finden, die hinter der Haut angeordnet sind (siehe Abb. 3.4). Durch das head mounted Display sehen die Probanden abhängig von ihrer Blickrichtung die nächste Kugel, die sie finden müssen, eingeblendet. Das Endoskop wird über das Display ebenfalls als stabförmiges Objekt dargestellt. Per Zufall erhalten manche der Probanden zusätzlich die Hilfe eines virtuellen Spiegels, der mit der Bewegung des Endoskops automatisch mitgeführt und durch das head mounted Display angezeigt wird. Er zeigt die Spitze des Endoskops mit eventuell in der Nähe befindlichen Kugeln von einer anderen Blickrichtung. Die Probanden werden dazu aufgefordert, Kollisionen mit den Kugeln zu vermeiden. Zum Vergleich der Probandengruppen werden die benötigte Zeit und Fehlerrate (unbeabsichtigte Kollisionen) gemessen. Die Ergebnisse bestätigen die Hypothese, dass der virtuelle Spiegel dem Probanden einen verbesserten Eindruck der 3D-Szene vermittelt. Im Schnitt produzierten die Probanden, die den Virtuellen Spiegel zu Hilfe hatten, weniger Kollisionen mit den Kugeln. Die Geschwindigkeit wurde hingegen nicht beeinflusst. Mehr als die Hälfte der Probanden fühlten sich laut subjektiver Einschätzung durch den virtuellen Spiegel bei der Aufgabe unterstützt.

Registrierung mit ExoVis

Die Wahrnehmung im Vergleich zwischen verschiedenen Darstellungstechniken von 3D-Objekten wurde bei der Nutzerstudie von Tory [Tor03] untersucht. Die Visualisierungen besteht aus einer kombinierten Darstellung aus isometrischer Ansicht des Objektes und einer von drei Querschnitt-Darstellungen. Als Querschnitt-Techniken wird der 2D-Grundriss, das Clip-Plane-Rendering und eine isometrisch angepasst Grundrissdarstellung (ExoVis) miteinander verglichen, die in Abb. 3.5 abgebildet sind. Kombinationen aus 3D-Objekt und Querschnitt finden Anwendung bei medizinischen Volumenvisualisierungen wie CT. Es wurde untersucht, ob ein bestimmtes Objekt mit einer der drei genannten Darstellungstechniken besonders schnell und fehlerfrei in einer Szene lokalisiert werden kann. Als Stimuli dienen mehr oder weniger komplexe Objekte,

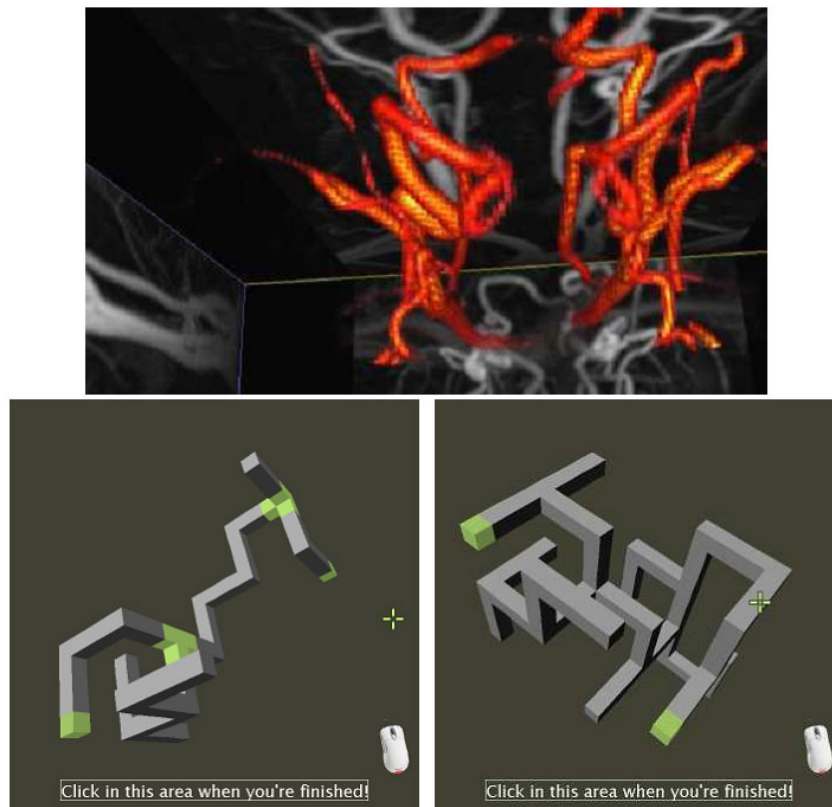


Abbildung 3.3: Beispiele von Labyrinthen im Vergleich mit der als Vorbild dienenden Venenstruktur bei der Nutzerstudie von van Schooten et al.; Quelle: [VS10]



Abbildung 3.4: Versuchsaufbau der Nutzerstudie für die virtuelle Endoskopie nach Bichlmeier et al.; Quelle: [Bic10]

die aus Würfeln zusammen gesetzt sind und ein einzelner Würfel davon ist rot eingefärbt. Die Probanden sollen zeigen, dass sie die Position des roten Würfels richtig erkannt haben, indem sie aus mehreren vorgegebenen Möglichkeiten im Querschnitt das richtige benennen. Um die Aufgabe richtig zu lösen, muss der Proband die Informationen aus der isometrischen Darstellung mit den Clip-Planes von mehreren Seiten mental registrieren. Um einen Vergleich anstellen zu können, wird die Zeit gemessen. Die Ergebnisse zeigen, dass die Probanden bei Verwendung der ExoVis-Darstellung schneller sind als mit der Grundrissdarstellung, jedoch langsamer als das Clip-Plane-Rendering. Hinsichtlich der Genauigkeit, produzierten die Probanden mit ExoVis deutlich weniger Fehler als die Clip-Plane-Technik. Die Experimente verstärken die Hypothese, dass die Probanden ein 3D-Objekt besser registrieren können, wenn sie verschiedene Blickwinkel auf das Objekt sehen können.

3.5.2 Simulationen für die Medizin

Die virtuelle Simulation hat als Ergänzung zur medizinischen Ausbildung mehrere Vorteile. Im Gegensatz zu Sektionen an toten Spenderkörpern oder Tieren ist die virtuelle Realität moralisch unbedenklich. Durch ihre ständige Verfügbarkeit kann sie solange und zu dem Zeitpunkt eingesetzt werden, wie es erwünscht ist. Hospitationen am lebenden Patienten sind an den OP-Zeitplan gebunden und können in unregelmäßigen Abständen stattfinden. Während der Simulation muss kein Ausbilder anwesend sein. Der auszubildende Assistenzarzt kann selbstständig am System arbeiten, die produzierten Daten gesammelt und vom Ausbilder später ausgewertet werden. Fehler des Auszubildenden können vom System sofort aufgezeichnet und als Feedback zurück gegeben werden. Auch Art der Erkrankung, die simuliert werden soll, sowie Schwierigkeitsgrad und weitere klinische Parameter lassen sich bei der Simulation für

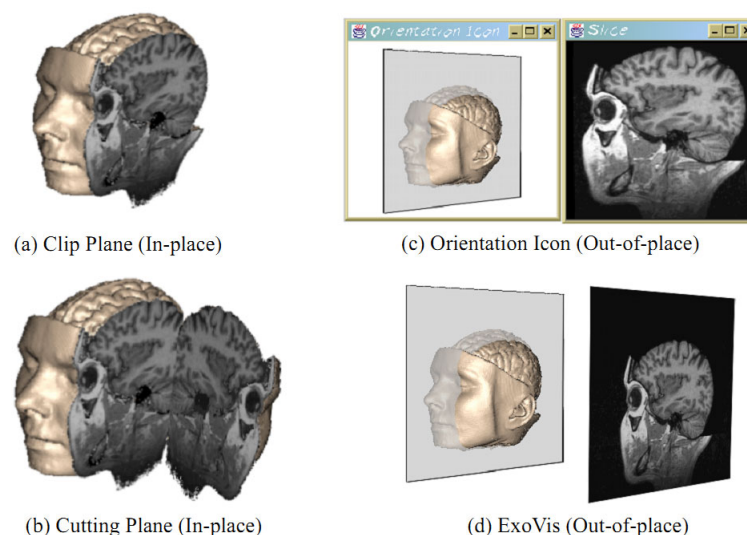


Abbildung 3.5: Die vier zu vergleichenden Visualisierungstechniken in der Nutzerstudie von Tory; Quelle: [Tor03]

jeden Durchlauf festlegen und ggf. kann dasselbe Setting mehrmals durchlaufen werden [Ziv00]. Welche Simulationen für die medizinische Ausbildung bereits entwickelt worden sind und für welches Einsatzgebiet sie konzipiert wurden, soll in diesem Kapitel an zwei Beispielen erläutert werden.

VOXEL-MAN

Von Petersik et al. [Pet03] wurde ein Simulator entwickelt, mit dem Eingriffe in der Felsenbeinregion unter realen Bedingungen trainiert werden können. Besondere Aufmerksamkeit erhielten hierbei die realistische Form und Textur des Modells und die verwendeten Arbeitsgeräte, die physische Interaktion zwischen Gerät und Struktur und die möglichen Operationsaktionen. Das System verfügt über eine Kollisionsbetrachtung, berechnet physische Kräfte realistisch und gibt diese als haptisches Feedback zurück. Kollidiert ein Instrument mit einer Gewebestruktur, spürt der User folglich einen Widerstand. Zur Interaktion mit dem Simulator benutzt der Arzt ein Eingabegerät, was zu haptischem Feedback in der Lage ist. Das Phantom [pha13] eignet sich dazu, da der stiftförmige Eingabe-Stylus in etwa die Form eines Arbeitsgerätes des Arztes hat. Die Bildausgabe erfolgt in 3D über ein Doppel-Monitor-System, was mit einer 3D-Brille benutzt werden muss. Für die spätere serienmäßige Produktion wird dies durch ein Einzel-Display mit Shutter-Brille ersetzt, wie in Abb. 3.6 zu sehen ist. In anschließenden Nutzerstudien wurde getestet, wie gut sich der VOXEL-MAN als Trainingsgerät für die Ausbildung angehender HNO-Chirurgen eignet. In einer Studie von Zirkle et al. [Zir07] mit 19 Probanden wurde verglichen, wie hoch die OP-Tauglichkeit von Trainees nach der Meinung der Experten und den Angaben

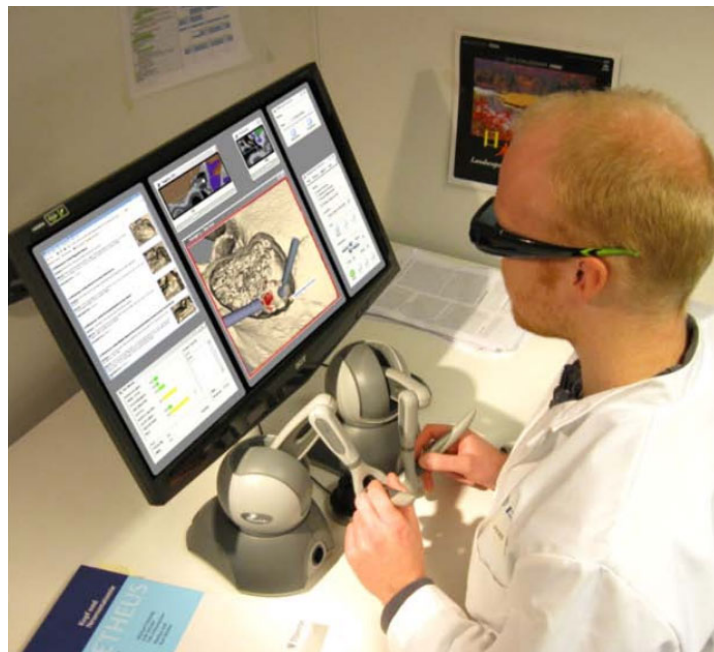


Abbildung 3.6: Das Simulationssystem VOXEL-MAN. Quelle: <http://www.voxel-man.de/>

des VOXEL-MAN eingeschätzt wird. Letzterer nutzt für seine Einschätzung Messwerte wie Interaktionen und Anzahl der Bewegungen des Users. Insgesamt stimmten die Bewertungen von Experten und VOXEL-MAN größtenteils überein, einige Trainees wurden jedoch von den Experten als OP-geeignet eingestuft während der VOXEL-MAN sie als ungeeignet beurteilte und umgekehrt. Die virtuelle Simulation kann nach diesen Ergebnissen als System verwendet werden, an dem sich Leistungsänderungen der Trainees aufzeichnen und auswerten lassen. Nach Reddy-Kolanu und Alderson [RK11] wurde der VOXEL-MAN nach einer Studie mit 20 Probanden mit unterschiedlichen Erfahrungswerten als gute Ergänzung zur anatomischen Sektion am toten Körper befunden.

Weichgewebe-Simulation

Einen körperumfassenden Simulationsansatz beschreibt Delingette [Del98], bei dem neben der Darstellung von Anatomie, Volumina, Oberflächenform und deren physikalischen Kräfte die Wechselwirkungen zwischen Strukturen im Körper bei der Simulation berücksichtigt werden sollen. Benachbarte Weichgewebe verhalten sich bei der Deformierung mit einem Instrument anders als ein Weichgewebe, das auf Knochen aufliegt und das Durchtrennen eines Blutgefäßes hat Auswirkungen auf die Blutwerte des virtuellen Patienten. Mathematische und physische Modelle für die Berechnung von Deformation durch das Feder-Masse-Modell, die Durchtrennung von Weichgewebe-Volumen auf Basis des Finite-Elemente-Ansatzes und das daran gekoppelte haptische Feedback werden vorgestellt. In einer Beispielanwendung kommen einige der beschriebenen Ansätze in einem deformierbaren Nierenmodell zur Anwendung. Als Eingabegerät wird ein Gerät verwendet, was einem Instrument für laparoskopische (minimalinvasive, Weichgewebe-betreffende) Chirurgie nachempfunden ist. Es erlaubt dreidimensionale Bewegungen und kann haptisches Feedback an den User zurück geben (siehe rechtes Foto in Abb. 3.7). Eine Gruppe erfahrener Chirurgen mit Spezialisierung auf laparoskopische Chirurgie gaben bei einem Test des Systems an, dass das Verhalten des Weichgewebes der Realität nahe kommt. Für eine echtzeitfähige Applikation, in der Gewebedurchtrennung vorgenommen werden kann, ist das Finite-Elemente-Verfahren zu rechenintensiv und muss durch einen schnelleren oder abgewandelten Ansatz ersetzt werden [Cot96].

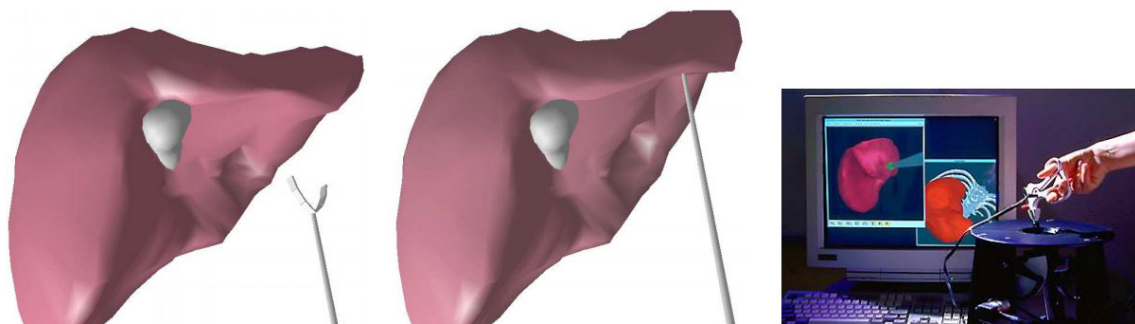


Abbildung 3.7: Eine Beispielanwendung von Weichgewebe-Deformation. Quelle: [Del98]

3.6 Zusammenfassung

Insgesamt lässt sich feststellen, dass es im medizinischen Anwendungsbereich bisher wenige Studien gibt, die sich mit Evaluierungen an alternativen Ausgabegeräten (bspw. 3D-Displays) befassen. Visualisierungstechniken werden für die medizinische Forschung weitaus häufiger untersucht und verglichen. Mit dem VOXEL-MAN wurde ein Simulationssystem mit einem 3D-Display entwickelt, was in vielen Krankenhäusern in Deutschland für virtuelles Training zum Einsatz kommt [Vor06]. Dreidimensionale Darstellungen setzen sich darüber hinaus bislang in der medizinischen Anwendung gegen 2D-bildgebende Verfahren nicht durch. Das Beispiel des VOXEL-MAN zeigt, dass ein gut designtes System zu Simulationszwecken in der Medizin Zuspruch finden kann, auch wenn hohe Anschaffungskosten (etwa 25.000 Euro) einen flächendeckenden Einsatz verhindern [Hei04] [Vor06].

4 Konzept

Ein virtuelles Skills Lab kann angehenden Fachärzten mit Spezialisierung auf Mittelohrchirurgie helfen, sich auf spätere OP-Situationen vorzubereiten. Für das Design eines solchen Systems muss entschieden werden, mit welchen Hardware-Komponenten es ausgestattet werden soll. In dieser Masterarbeit werden zwei Ausgabegeräte miteinander verglichen: Das 2D-Display und das 3D-fähige Autostereodisplay, was im Kapitel 3 vorgestellt wurde. Dieser Vergleich erfolgt anhand von Ergebnissen, die aus einer Nutzerstudie gewonnen werden. Um zu entscheiden, welches der beiden Displays für virtuelle Operationssimulationen der Mittelohrchirurgie besser geeignet ist, sollen Probanden an einem der beiden Displays Aufgaben, die im Abschnitt 4.4.2 näher erläutert werden, durchführen. Inwiefern bei den Ergebnissen zwischen den Probanden der 2D-Display-Gruppe und der Autostereodisplay-Gruppe Unterschiede erwartet werden, wird in fünf Arbeitshypothesen formuliert.

4.1 Szenario der Nutzerstudie

Die im Kapitel 2 ausführlich erläuterte Tympanoplastik wird in dieser Nutzerstudie als Testszenario benutzt. In Abbildung 4.1 ist die Tympanoplastik mit allen Teilabschnitten als schematisches Diagramm dargestellt. Alle Aufgaben, die von den Probanden in der Nutzerstudie durchführen werden sollen, gehören in den Abschnitt „Schallleitungsrekonstruktion“. Alle anderen Operationsschritte, das Legen des Zugangs, Beseitigung der Pathologien bis zum Gehörgangsverschluss werden für die Applikation nicht berücksichtigt. Der Grund liegt darin, dass der Operateur in all diesen Abschnitten der Tympanoplastik mit Weichgewebe interagiert, was in einer virtuellen Anwendung nur unter Einsatz einer aufwendigen Physik-Engine implementiert werden kann. Da die Aufgabe der Nutzerstudie darin liegt, den Tiefeneindruck beim Betrachten einer Mittelohrhöhle zu erfassen, kann der Workflow der Mittelohroperation auf diejenigen Operationsschritte reduziert werden, die ohne eine solche Physik implementiert werden können.



Abbildung 4.1: Schematische Darstellung des Ablaufs einer Tympanoplastik. Farbig markiert ist der Teilabschnitt, der für die Studie als Szenario verwendet wird.

Die komplette Schallleitungsrekonstruktion soll in der Applikation für die Nutzerstudie nicht übertragen werden, sondern einzelne Teilschritte, die in der Abb. 4.2 farbig hervorgehoben sind. Die Vorbereitungen der Schallleitungsrekonstruktion werden nicht für die Aufgabenstellung

berücksichtigt, da sie von den Usern Fachwissen über korrektes Präparieren eines Trommelfell-implantats voraussetzt und zudem interagiert der Operateur in diesem Schritt überwiegend mit Weichgewebe, was die Implementierung einer Physik-Engine notwendig machen würde. Das Messen des Abstands im Mittelohr und der anschließenden Implantatwahl kann mit einfachen Werkzeugen umgesetzt werden. Eine konkrete Beschreibung, wie diese beiden Aufgaben konzipiert sind, finden sich im Unterkapitel 4.4. Die Anpassung des Implantats ist im realen OP-Alltag optional und wird nur für Prothesen durchgeführt, die auf gewünschte Länge gekürzt werden können. Dieser Schritt wird in der Nutzerstudie nicht berücksichtigt, da er je nach Hersteller des Implantats sehr unterschiedlich aussehen kann. Zudem werden Objekte zum Interagieren benutzt, die nicht als Eingabegeräte für den PC zur Verfügung stehen. Das Einsetzen des Implantats ist wiederum Teil der Aufgabenstellung der Nutzerstudie. Da als Eingabegerät ausschließlich die Maus verwendet wird, die nur auf zweidimensionaler Ebene steuerbar ist und kein haptisches Feedback erzeugen kann, muss dieser Schritt so angepasst werden, dass er mit einer Maus umsetzbar ist. Im Unterkapitel 4.4 wird das Design dieser Aufgabe genauer erläutert. Beim letzten Schritt der Schallleitungsrekonstruktion muss der Operateur prüfen, ob das Implantat korrekt eingesetzt wurde, indem er auf das Trommelfell drückt und das Federungsverhalten des dahinter liegenden Implantats beobachtet. Obwohl dieser Schritt für den Operateur wichtig ist, benötigt er ein Eingabegerät mit haptischem Feedback und eine Physik, die das angesprochene Verhalten berechnet. Beides steht nicht zur Verfügung, bzw. würde den Umfang der Masterarbeit überschreiten.



Abbildung 4.2: Schematische Darstellung der Phasen einer Schallleitungsrekonstruktion. Farblich markiert sind die Phasen, die als Aufgabenstellung in der Nutzerstudie verwendet werden.

4.2 Hypothesen

Entsprechend der Erkenntnisse aus dem Kapitel 3 können vor dem Start der Studie Hypothesen aufgestellt werden, in denen formuliert wird, welche Ergebnisse erwartet werden können. Die folgenden Hypothesen sollen durch die Nutzerstudie belegt oder widerlegt werden.

Die Probanden erzielen mit dem Autostereodisplay exaktere Ergebnisse

Die durchgeführten Manipulationen am Implantat werden aufgezeichnet und mit den Werten einer vorgegebenen Ideal-Lösung (siehe Abschnitt 4.4) verglichen. Gleichzeitig kann der Fehler bei der Wahl der Implantatlänge ausgewertet werden. Die Ähnlichkeit zwischen den Ergebnissen der Probanden und dem Goldstandard sagt aus, wie ähnlich die Ergebnisse des Probanden mit diesem sind. Die These gilt als bestätigt, wenn die Probanden am Autostereodisplay dem Goldstandard im Durchschnitt näher gekommen sind als diejenigen am 2D-Display.

Die Probanden sind mit dem Autostereodisplay ebenso schnell wie mit dem 2D-Display

Die Zeit während des gesamten Experiments wird aufgezeichnet. Die These gilt als bestätigt, wenn die Probanden am Autostereodisplay im Durchschnitt ebenso viel Zeit pro Stimulus benötigen wie diejenigen am 2D-Display.

Der Interaktionsaufwand zum Lösen der Aufgabe ist beim Autostereodisplay geringer

Unter dem Interaktionsaufwand ist die Menge an Aktionen zu verstehen (Kamerabewegung, Buttons im User-Interface betätigen, Implantat manipulieren, Implantatwahl ändern), die vom Probanden für einen Stimulus vorgenommen werden, um das gewünschte Ergebnis zu erzielen. Die These gilt als bestätigt, wenn die Probanden am Autostereodisplay im Durchschnitt weniger Aktionen durchführen als diejenigen am 2D-Display.

Die Probanden der 2D-Gruppe schätzen ein, dass ihnen 3D-Tiefeninformationen beim Lösen der Aufgabe gefehlt haben

In der abschließenden Frage sollen die Probanden der 2D-Gruppe einschätzen, ob ihnen beim Bearbeiten ihrer Aufgabe Tiefeninformationen gefehlt haben und ob sie ein 3D-Display daher besser unterstützt hätte. Die These gilt als belegt, wenn die Probanden diese Frage mehrheitlich mit „Ja“ beantworten.

Die Probanden der 3D-Gruppe bewerten das Autostereodisplay als hilfreich

In der abschließenden Frage sollen die Probanden der 3D-Gruppe einschätzen, ob ihnen der 3D-Tiefeindruck beim Bearbeiten ihrer Aufgabe geholfen hat. Die These gilt als belegt, wenn die Probanden diese Frage mehrheitlich mit „Ja“ beantworten.

4.3 Zielgruppe

Das genannte System soll für Assistenzärzte in der Facharztausbildung im Fachgebiet HNO-Chirurgie zum Einsatz kommen. Von welchen PC-Kenntnissen man bei der Usergruppe der Chirurgen ausgehen kann, wurde von Mühler et al. untersucht [M08]. Durch die Arbeit an verschiedenen medizinischen Planungs-Anwendungen im Bereich Chirurgie konnten folgende Merkmale bestimmt werden. Die PC-Erfahrungen sind beim Chirurgen eher gering, da sie nicht jeden Tag einen PC benutzen. Im Gegensatz zu Radiologen, die medizinische Bilddaten in Originalform als 2D-Schicht-Bilder bevorzugen, kann der Chirurg von einer dreidimensionalen

Visualisierungen der Patienten-anatomie profitieren. Gleichzeitig muss davon ausgegangen werden, dass der Chirurg im Umgang mit 3D-Visualisierung wenig Erfahrung hat. Gängige Rendering-Methoden oder Metaphern im Interaktionskonzept sind ihm womöglich nicht bekannt. Die Nutzerstudie wird nicht mit Probanden der Zielgruppe durchgeführt und muss demnach nicht exakt den genannten Ansprüchen genügen. Dennoch werden in der Studie keine visuellen Hilfsmittel oder Werkzeuge für den User zur Verfügung gestellt, die der Chirurg nicht kennen oder die ihn verwirren könnten. Die Darstellung der Stimuli reduziert sich auf wenige Komponenten, die der realen OP-Situation nachempfunden sind und gezielt verfremdet werden, um den fachfremden Probanden Hilfestellungen zu geben.

4.4 Studienkonzept

Jedes Experiment startet mit einem Fragebogen, in dem die Probanden allgemeine, nicht personenbezogene Daten angeben (Erfahrungen mit 3D-Displays oder 3D-Computerspielen etc.). Im Anhang 1 ist der Fragebogen beigefügt. Anschließend erhalten die Probanden eine Einführung in Form einer Präsentation. Darin wird kurz der medizinische Hintergrund erklärt, der Ablauf der Studie und die durchzuführenden Aufgaben anhand von beschrifteten Bildern und Screenshots erklärt. Durch diese schriftliche Form der Einweisung wird gewährleistet, dass jeder Proband dieselben Ausgangsinformationen bekommt, was bei einer mündlichen Einweisung nicht garantiert ist. Anschließend sollen die Probanden an einer Demonstrationsanwendung Kamerabewegung, Benutzung des User Interfaces, Ablauf der Studie und die Implantat-Bewegung erproben. Die Szene ist sowohl in ihrer Farbgebung als auch in räumlicher Anordnung an die späteren Stimuli angelehnt (siehe Abb. 4.3). Sie zeigt jedoch keine Topologie eines möglichen Stimulus, da fortgeschrittene Probanden mit der Steuerung schnell zurecht kommen und den Aufbau der Szene erkunden können während unerfahrene Probanden die Zeit dazu nutzen müssen, die Steuerung zu erlernen. Nach dem Abschluss der Demonstration sollen alle Probanden die gleichen Voraussetzungen für die Durchführung der Studie haben. Die Probanden sollen ein Objekt zwischen zwei gegebenen Körpern platzieren und dabei alle verfügbaren Kamerabewegungen und Manipulationsfunktionen am Objekt einsetzen. Der Studienbetreuer achtet darauf, dass alle Funktionen mindestens einmal ausgeführt werden. Das User Interface, mit dem Messung und Implantatwahl durchgeführt wird, ist genauso aufgebaut wie bei den Stimuli der Studie. Sind dem Probanden alle Steuerelemente klar, startet die Studie.

Für jeden Stimulus bekommen die Probanden eine Abbildung vorgelegt, auf dem die ideale Position des Implantats zu sehen ist (ein Beispiel ist auf Abb. 4.4 zu sehen). Länge, Position und Rotation dieses Implantats stellen den Goldstandard dar und werden später für die Auswertung verwendet. Die vorgegebene Ideallösung und damit verbunden der Goldstandard wurden vom Studienleiter festgelegt. Das Implantat soll so platziert werden, wie es auf dem Bild zu sehen ist. Wenn der Proband mit seinem Ergebnis zufrieden ist, startet er die nächste Szene. Zehn Stimuli müssen absolviert werden, deren Reihenfolge zwischen den Teilnehmern variiert. Die Stimuli werden alle entweder am Autostereodisplay oder am 2D-Display durchgeführt. Welcher Proband mit welchem Display arbeitet, wird durch Zufall entschieden. Wurden alle Stimuli abgeschlossen,

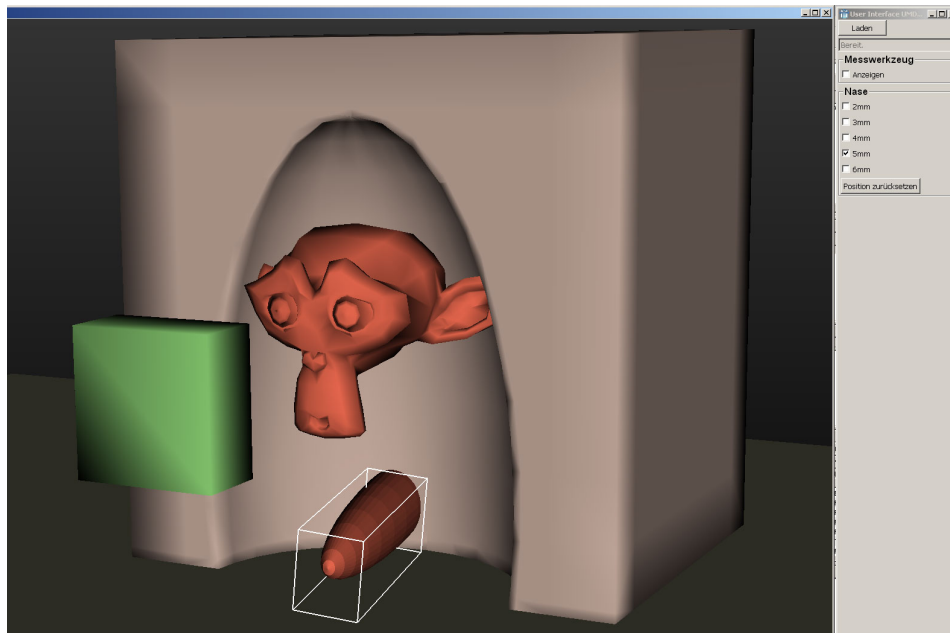


Abbildung 4.3: Demo-Anwendung zum Testen aller Funktionen vor dem Start der Studie. Ziel dieser Demo ist es, dem roten Affenkopf eine Nase (Objekt am unteren Bildrand) aufzusetzen, die bis zum grünen Quader reicht.

müssen die Teilnehmer eine letzte Frage beantworten. Je nachdem, an welchem Display sie gearbeitet haben, sollen sie einschätzen, ob ihnen die 3D-Tiefeninformationen beim Bearbeiten der Aufgaben geholfen haben (3D-Gruppe) oder ob ihnen Tiefeninformationen gefehlt haben (2D-Gruppe).

4.4.1 Aufbau der Stimuli

Die Studie ist für jeden Probanden gleich aufgebaut. Sie besteht aus zehn Stimuli, die nacheinander bearbeitet werden müssen. Ein Stimulus besteht aus einer dreidimensionalen Szene, die eine Mittelohrhöhle darstellt und über den Gehörgang mit der virtuellen Kamera einsehbar ist (siehe Abb. 4.5). Zusätzlich wird zu jedem Stimulus ein User-Interface-Fenster eingeblendet, mit dem die Probanden interagieren müssen, um Aufgaben zu erfüllen, die für jeden Stimulus und jeden Probanden gleich bleiben (eine genauere Erklärung findet sich im Abschnitt 4.4.2).

Ein Teil der Stimuli wurde künstlich mit der 3D-Modellierungssoftware Blender erzeugt, da mit ihr alle benötigten Werkzeuge zum Generieren und Manipulieren von geometrischen Objekten vorhanden sind. Ein weiterer Teil der Stimuli beinhaltet Szenen, die aus realen 3D-Felsenbein-Datensätzen generiert wurden. Die künstlich erstellten Stimuli sollen die reale Situation bei einer Tympanoplastik auf die Bestandteile reduzieren, die für die Evaluierung wichtig sind. Dazu gehört eine Höhle, deren gesamte Ausdehnung nicht vollständig von außen einsehbar sein muss und ein eingegengtes Sichtfeld über einen tunnelförmigen Höhlenzugang (Gehörgang). Die Bestandteile,

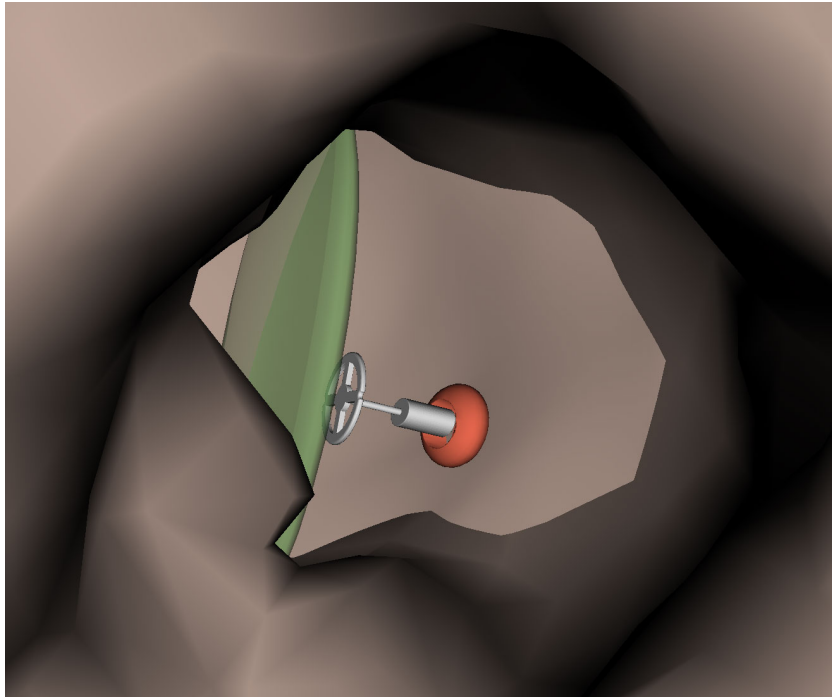


Abbildung 4.4: Beispiel eines Felsenbein-Stimulus mit vorgegebener Implantat-Platzierung. Das Trommelfell (grün) ist aus Gründen der besseren Sichtbarkeit der Implantatposition halbtransparent gerendert.

mit denen für die virtuelle Schallleitungsrekonstruktion gearbeitet wird, sind das Trommelfell und der Anknüpfungspunkt zum Innenohr (Steigbügel bzw. Steigbügel Fußplatte). Beide werden in ihrer Form stark vereinfacht, behalten jedoch ihren räumlichen Bezug zueinander bei. Das Trommelfell liegt daher leicht gekippt am Eingang der Mittelohrhöhle und der Steigbügel mit einigem Abstand an der hinteren Wand. Ein Beispiel ist auf Abb. 4.5 zu sehen. Mit diesem Aufbau bleiben die wichtigsten Charakteristika einer Tympanoplastik (Tiefendistanzen, eingeschränktes Sichtfeld) erhalten.

Insgesamt gibt es 20 verschiedene Stimuli (davon 16 künstliche und vier Felsenbein-Datensätze), von denen jeder Proband zehn in variabler Reihenfolge bearbeitet. Zehn zufällig erstellte Reihenfolgen sind verfügbar, die verhindern sollen, dass Lerneffekte bei den Probanden zu verfälschten Ergebnissen führen. Die zufälligen Reihenfolgen ähneln sich alle insofern, dass zuerst acht künstliche Stimuli bearbeitet werden und anschließend zwei aus Felsenbein-Datensätzen. Diese Entscheidung wurde getroffen, da die Felsenbein-Stimuli komplexer sind und nicht so gut eingesehen werden können wie die künstlich erschaffenen Stimuli. Die Felsenbein-Stimuli sollten daher von Probanden bearbeitet werden, die mit der Steuerung bereits grundlegend vertraut sind.

Wie in Abb. 4.5 zu sehen ist, wird für die Stimuli eine einheitliche Färbung verwendet, die von der natürlichen Farbgebung im Mittelohr abweicht. Die Umgebung der Mittelohrhöhle

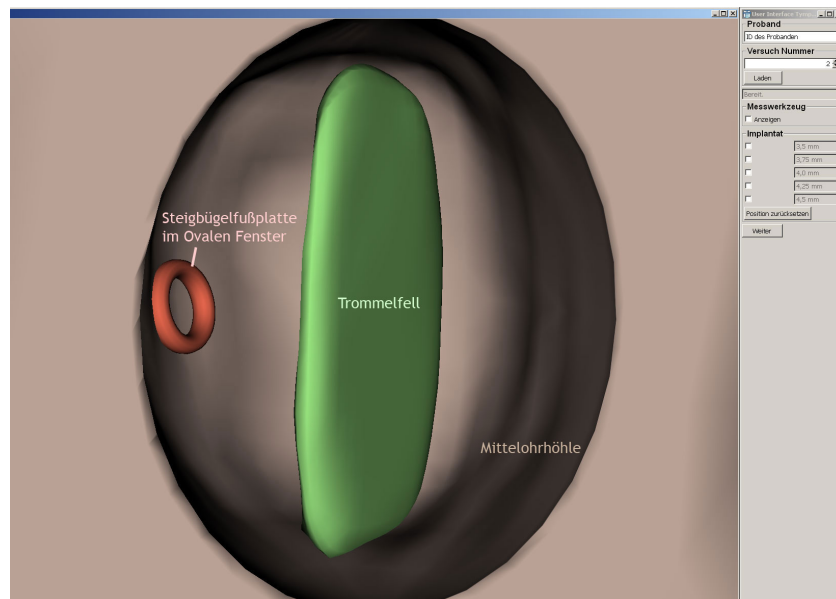


Abbildung 4.5: Beispiel eines künstlichen Stimulus.

wird in Rotbraun gezeichnet, dessen Sättigung verringert ist. Die Wahl fiel hierbei auf eine rötliche Farbe, da sie Ähnlichkeit mit der realen OP-Situation hat und durch die verringerte Sättigung die Aufmerksamkeit des Users nicht auf sich zieht. Trommelfell und Steigbügel werden hingegen in kräftigem Grün bzw. Rot dargestellt. Diese beiden Farben sind gut voneinander zu unterscheiden und weisen eine ähnliche Helligkeit auf, was beide Objekte gleichermaßen auffällig wirken lässt. Die Entscheidung, Trommelfell und Steigbügel in anderen Farben darzustellen als die Mittelohrhöhle, ist mit der Unerfahrenheit der Probanden zu begründen. Da nicht zu erwarten ist, dass die Probanden mit der OP-Situation im Mittelohr vertraut sind, müssen die Strukturen, die für die Aufgabe wichtig sind, eindeutig zu identifizieren sein.

4.4.2 Aufgaben der Probanden

Die Probanden sollen vier Aufgaben ausführen, anhand deren Resultate die oben genannten Hypothesen überprüft werden. Die Aufgaben werden durch das Benutzen des User Interfaces (siehe Abb. 4.6) aktiviert. Die Eingabe der Probanden-ID und aktuelle Versuchs-Nummer sind nur für den Versuchsleiter relevant. Die Statuszeile darunter dient dem Probanden als Hinweis, wann die Szene fertig geladen ist und er mit der ersten Aufgabe beginnen kann.

1. Szene explorieren

Um sich die Szene anzusehen, in der er arbeiten soll, benutzt der Proband die Maus. Durch das Gedrückthalten der linken Maustaste bei anschließender Mausbewegung dreht er die Szene. Hält er die mittlere Maustaste (Mausrad) gedrückt, bewegt er die Kamera in

x- und y-Richtung und mit der rechten Maustaste bewegt er die Kamera in Blickrichtung (z-Richtung). Die Bewegung in z-Richtung lässt sich auch durch Scrollen des Mausekzes erreichen. Hierbei erfolgt die Bewegung zwar schneller, jedoch nicht stufenlos. Die Anzahl der getätigten Kamerabewegungen, Interface-Eingaben und Implantat-Manipulationen werden als Interaktionsaufwand für die dritte Hypothese ausgewertet.

2. Abstand messen

Durch Aktivieren der „Messwerkzeug einblenden“-Checkbox (siehe Abb. 4.6) wird ein Lineal eingeblendet. Aus der unter Kapitel „Ablauf“ angesprochenen Einweisung wissen die Probanden, dass das Lineal ein Ringmuster mit abwechselnden grauen und weißen Streifen besitzt, die je 1 mm breit sind (siehe Abb. 4.7). Es ist so in der Mittelohrhöhle platziert, dass es am roten Objekt bei Null beginnt und auf Höhe des grünen Objekts abgelesen werden kann. Der Proband kann die Position nicht verändern, sondern soll den Abstand zum grünen Objekt lediglich ablesen. In der Abb. 4.8 ist ein Stimulus zu sehen, in dem das Lineal eingeblendet wurde. Während dieser Aufgabe kann die Kamera wie eben beschrieben bewegt werden.

Die Wahl dieses Messwerkzeugs stellt einen Kompromiss zwischen OP-Realität, Einschränkungen der virtuellen Realität und den Fähigkeiten der Probanden dar. Wie im Kapitel „Medizinischer Hintergrund“ beschrieben wurde, benutzen die Operateure zum Vermes-

The screenshot shows a software window titled "User Interface Tympanometry". It contains several sections for data entry:

- Proband:** A text field labeled "ID des Probanden".
- Versuch Nummer:** A numeric field with the value "6" and a "Laden" button below it.
- Bereit:** A status indicator.
- Messwerkzeug:** A section with a checkbox labeled "Anzeigen".
- Implantat:** A list of distance options with checkboxes:
 - ☒ 4,0 mm
 - ☐ 4,25 mm
 - ☐ 4,5 mm
 - ☐ 4,75 mm
 - ☐ 5,0 mm
- A "Position zurücksetzen" button.
- A "Weiter" button at the bottom.

Abbildung 4.6: Das User Interface wird in einem separaten Fenster dargestellt.

sen der Mittelohrhöhle das 6 mm lange Sichelmesser als Vergleichsobjekt. Diese Art der Vermessung beruht auf jahrelanger Erfahrung und kann in einer Studie mit fachfremden Probanden nicht eingesetzt werden. Unerfahrene Operateure können von dem Sizer, der im Kapitel „Medizinischer Hintergrund“ angesprochen wurde (siehe Abb. 2.4), Gebrauch machen. Dabei handelt es sich jedoch um ein Instrument, was wie eine Schere geöffnet und geschlossen wird. Ein Eingabegerät, was sich auf diese Weise bedienen lässt, steht für diese Masterarbeit nicht zur Verfügung. Alternativ könnte ein Objekt in die Szene bewegt und auf die gewünschte Größe skaliert werden. Da als Eingabegerät nur die Maus benutzt werden kann, steht man hierbei vor der Herausforderung, neben Rotation und Translation des Messobjektes zusätzlich Skalierung in das Interaktionskonzept aufzunehmen. Probanden, die keine Erfahrung mit der Navigation in 3D-Szenen haben, würden von dieser Aufgabe womöglich überfordert werden. Der Messvorgang soll zeigen, wie gut die Probanden Abstände sehen können. Das korrekte Positionieren eines Objektes in die Mittelohrhöhle soll erst bei der letzten Aufgabe „Implantat einsetzen“ erfolgen. Daher fiel die Wahl auf ein fest positioniertes Lineal mit Ringmuster von 1 mm Dicke.

3. Implantat wählen

Für jeden Stimulus wird der Implantat-Typ vorgegeben, der in fünf Größen verfügbar ist, wie in Abb. 4.6 zu sehen ist. Der Proband muss aus den gegebenen Größen dasjenige auswählen, was dem eben gemessenen Abstand entspricht. Die Auswahl erfolgt über Checkboxen im User Interface. Das Implantat der gewünschten Größe erscheint in der Szene und wird in einem Box-Widget eingebettet gezeichnet. Dieses besteht aus weißen Kantenlinien, die die Boundingbox des Implantats darstellen. Die Abb. 4.9 zeigt einen Stimulus, in dem der User ein Implantat ausgewählt hat. Die Wahl der Implantatlänge ist eines der Kriterien, die zum Vergleichen der Exaktheit zwischen den Probandengruppen für die erste Hypothese ausgewertet wird.

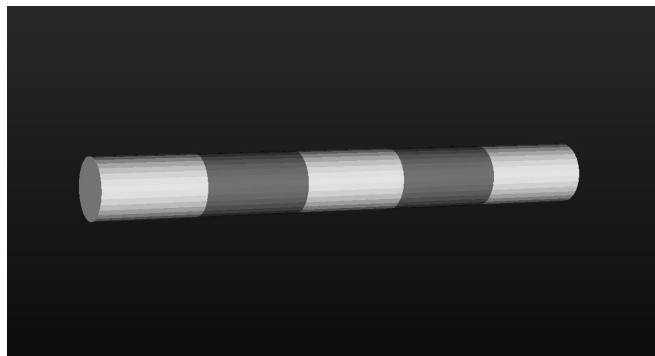


Abbildung 4.7: Messwerkzeug, mit dem die benötigte Implantatlänge ausgemessen wird. Jeder Ring entspricht 1 mm Länge.

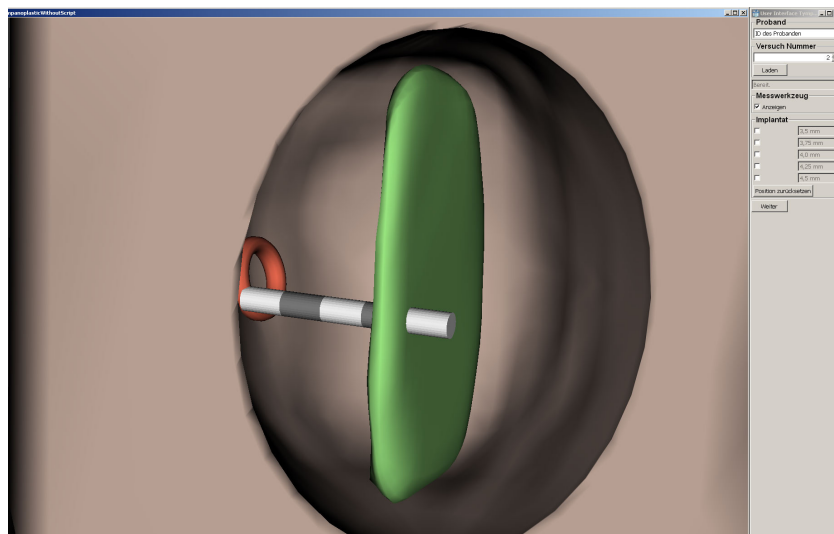


Abbildung 4.8: Künstlicher Stimulus mit eingeblendetem Lineal.

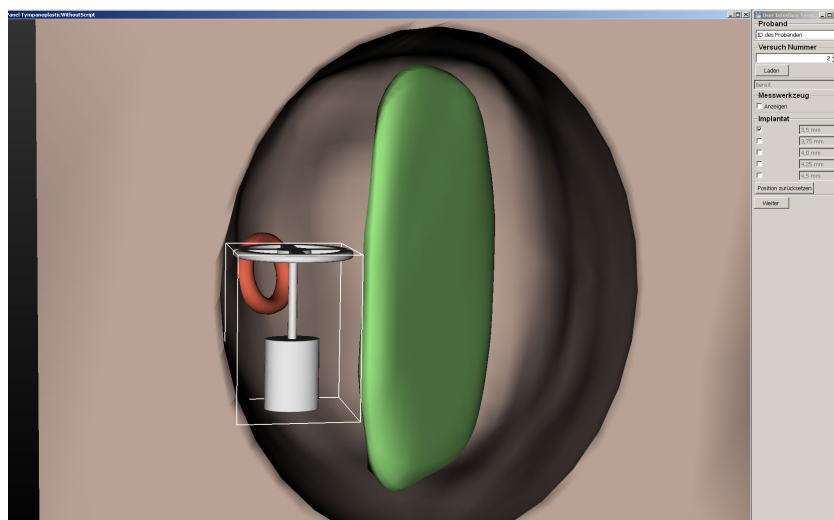


Abbildung 4.9: Künstlicher Stimulus mit ausgewähltem Implantat.

4. Implantat einsetzen

Das gewählte Implantat muss anschließend gemäß der Position auf dem Vorgabebild in die Mittelohrhöhle zwischen grünem und rotem Objekt platziert werden. Die Manipulation des Implantats erfolgt, indem der Proband die Maus innerhalb des Box-Widgets bewegt und bei gedrückter Maustaste eine Mausbewegung vollführt. Mit der linken Maustaste wird das Implantat gedreht, die mittlere Maustaste bewegt es in x- und y-Richtung und die rechte Maustaste verschiebt es in z-Richtung. Außerhalb des Box-Widgets sind die oben beschriebenen Interaktionen zur Kamerasteuerung weiterhin verfügbar. Sollte der Proband mit seiner Implantatposition nicht mehr weiter arbeiten können und von vorn mit

der Manipulation starten wollen, kann er den „Position zurücksetzen“-Button betätigen und das aktuelle Implantat wird auf die Ausgangsposition gesetzt. Die finale Position und Rotation des Implantats sind Kriterien, die für den Vergleich der Exaktheit der Probanden für die erste Arbeitshypothese ausgewertet werden.

Sobald der Proband mit seinem Ergebnis zufrieden ist, betätigt er den „Weiter“-Button und gelangt zum nächsten Stimulus. Hat er die Nummer 10 erreicht, signalisiert eine entsprechende Nachricht in der Statuszeile, dass keine weiteren Szenen verfügbar sind. Für jeden bearbeiteten Stimulus wird die benötigte Zeit aufgezeichnet und für die zweite Hypothese ausgewertet.

4.4.3 Konzeptentwürfe

Bevor die exakte Aufgabenstellung für diese Masterarbeit und infolgedessen die Charakteristika der Stimuli feststanden, wurden Ideen gesammelt, Skizzen angefertigt und zur Diskussion vorgelegt. Als Diskussionspartner standen Oberarzt Dr. Vorwerk vom Universitätsklinikum Magdeburg [Vor06] und die Arbeitsgruppe „Visualisierung“ vom Institut für Simulation und Graphik der Universität Magdeburg zur Verfügung.

Erster Entwurf

In der ersten Konzeptzeichnung (siehe Abb. 4.10 und Abb. 4.11) lag der Fokus darauf, räumliche Tiefe mit verschiedenen Depth Cues sichtbar zu machen. Hierbei wurde ein 3D-Modell des Mittelohrs in der Totalansicht platziert und durch Schattenwurf und ein Lineal, was seitlich auf der Arbeitsfläche eingeblendet wurde, ergänzt. Der Ursprung des Lineals lag auf der Höhe der Kamera. Somit zeigte es den Tiefenabstand aller wichtiger Strukturen zur Kamera an. Auf ihm wurde die Ausdehnung des Mittelohrmodells als schattierter Bereich eingetragen. Der Mauscursor, der in x-, y- und z-Richtung im Raum bewegt werden sollte, wurde abhängig vom Abstand zur Kamera mit Tiefenunschärfe versehen. Auch er warf einen Schatten auf der Arbeitsfläche, dessen Position auf dem Lineal als Linie eingezeichnet wurde. Das Konzept hatte allerdings den Nachteil, dass es nur bei Objekten funktionierte, die in der Totalansicht bearbeitet werden können. Da die Kamera bei einer Tympanoplastik jedoch nur einen Ausschnitt des Mittelohr-Modells darstellt, konnten die Ideen dieses Konzeptentwurf nicht zum Einsatz kommen.

Zweiter Entwurf

In einer weiteren Konzeptskizze wurde die Kameraposition an die reale OP-Situation angepasst. Sie stellt den Blickwinkel auf die Mittelohrhöhle (bzw. auf das Trommelfell) über den Gehörgang dar. Schlagschatten wie im ersten Entwurf gibt es nicht mehr. Das Lineal, was

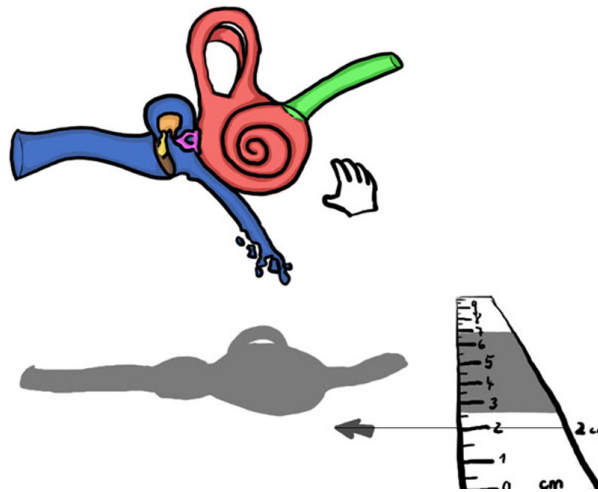


Abbildung 4.10: Erster Entwurf. Der Cursor ist nah an der Kamera und wird scharf dargestellt.

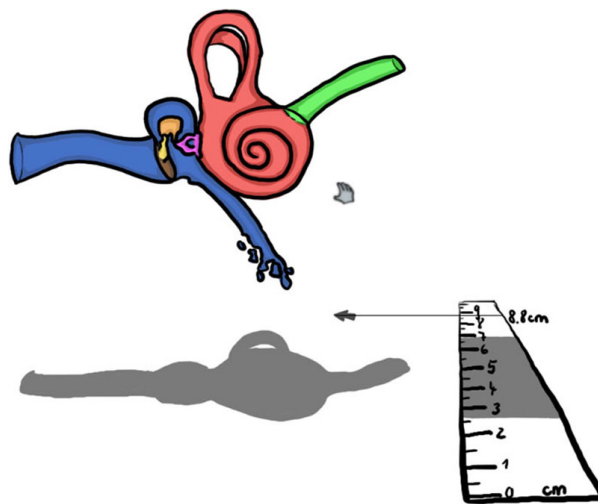


Abbildung 4.11: Erster Entwurf. Der Cursor befindet sich weit entfernt von der Kamera und wird unscharf, bläulich und weniger kontrastreich dargestellt.

am Bildschirmrand eingeblendet wird und den Abstand wichtiger Strukturen zur Kamera angibt, wurde jedoch beibehalten. Der Mauscursor wurde ersetzt durch ein Instrument, was wie bei einer realen Tympanoplastik vom Bildschirmrand in die Szene hinein geführt wird. Die Position des Instruments und fester anatomischer Strukturen werden als Schatten auf dem Lineal eingezeichnet. Auf diese Weise kann der Abstand bis zur nächsten Struktur abgelesen werden, wie auf Abb. 4.12 zu sehen ist. Zum Konzept gehörten weitere Features zur Ergänzung und Unterstützung des Users wie eine rote Einfärbung verletzter Strukturen, Signalisierung bei Berührungen, Warnungen bei Verletzungen von Gewebe und der grundlegende Aufbau des User Interfaces (siehe Abb. 4.13).

Die Diskussion ergab im Nachhinein, dass unterstützende Features und optische Hilfen die Realität zu sehr vereinfachen und die User nur noch auf die Hilfsmittel achten würden. Ideal wäre es, wenn der User dieselben Bedingungen bei der virtuellen OP hätte wie bei einer realen Tympanoplastik und er sich nur auf sein Urteilsvermögen verlassen könnte. Die weitere Entwicklung der Aufgabenstellung brachte zusätzlich die Einsicht, dass die Konzeptideen zu umfangreich für den Rahmen einer Masterarbeit waren. Daraufhin wurden alle Bestandteile entfernt, für die eine Physik-Engine benötigt werden würde.

Dritter Entwurf

Nach Abschluss des Reduktionsprozesses stand die Aufgabenstellung fest und ein stark abstrahiertes Stimuluskonzept konnte präsentiert werden. Der Grundaufbau gleicht bereits dem des finalen Konzepts, was oben beschrieben wurde. Es soll drei verschiedene Abstraktionsgrade geben. In der ersten Stufe soll der gesamte Stimulus aus Quadern zusammen gesetzt werden. Bei der zweiten Stufe ist die Mittelohrhöhle kugelig und die Objekte, mit denen gearbeitet wird, sind Zylinder oder Ellipsoide (siehe Abb. 4.14 und Abb. 4.15). Als dritte Abstraktionsstufe soll ein Datensatz eines realen Felsenbeins verwendet und das 3D-Modell eines echten Tympanoplastik-Implantats eingesetzt werden. Nach der Diskussion dieses Entwurfs wurde entschieden, dass die erste Abstraktionsstufe zu abstrakt ist und in jedem Fall ein Implantat-Modell eingesetzt werden sollte. Dies führte zu der Einteilung in künstliche (abstrahierte) und Felsenbein-Stimuli. Ein Lineal wie in den beiden voran gegangenen Entwürfen sollte nur noch für den Vermessungs-Schritt eingeblendet werden und ansonsten keinerlei optische Hilfsmittel mehr vorhanden sein. Damit stand das finale Konzept, was im Kapitel 4.4 beschrieben wurde, fest.

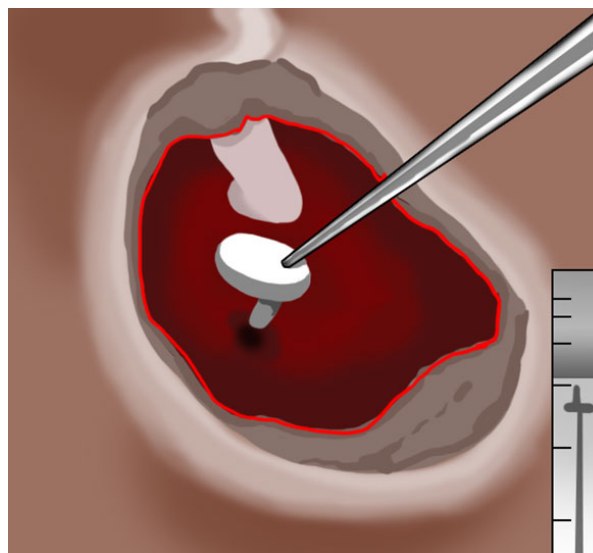


Abbildung 4.12: Zweiter Entwurf. Am Lineal rechterhand kann man ablesen, dass das Instrument mit dem Implantat von der Mittelohrwand noch ein Stück entfernt ist.

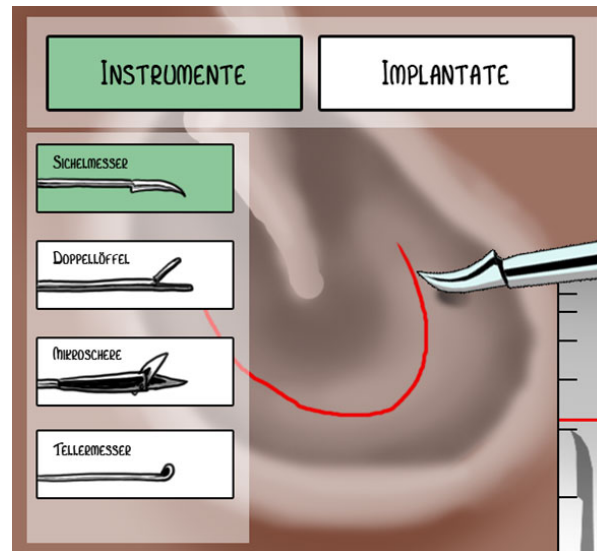


Abbildung 4.13: Zweiter Entwurf. Im Menu kann der User zwischen verschiedenen Instrumenten und Implantaten wählen.

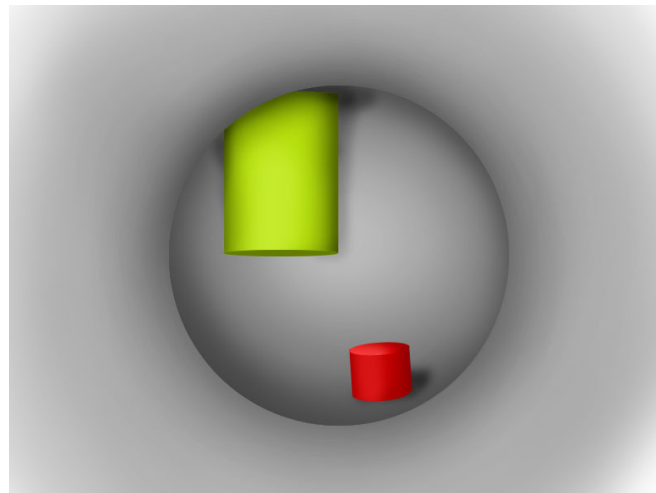


Abbildung 4.14: Dritter Entwurf. Die Mittelohrhöhle, die mit geometrischen Primitiven nachgebaut wurde. Anstatt von Trommelfell und Steigbügel werden zwei Zylinder in die Szene gesetzt.

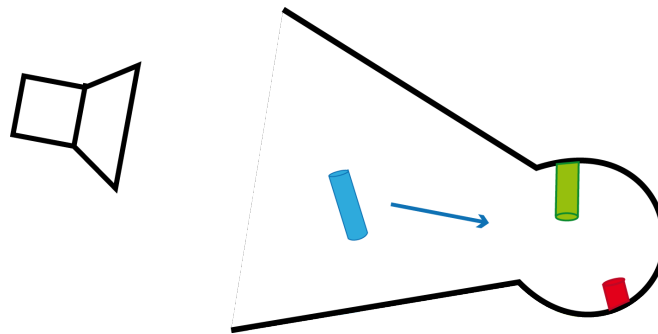


Abbildung 4.15: Dritter Entwurf. Schematische Darstellung der Seitenansicht von Abbl. 4.14.

4.5 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde erläutert, wie die Nutzerstudie aufgebaut ist und wie sie abläuft. Die im medizinischen Hintergrund aufgeführten Abschnitte einer Tympanoplastik werden für die Aufgabenstellung der Studie nicht komplett übernommen. Stattdessen beschränkt sie sich auf das Ausmessen der Mittelohrhöhle, Wählen einer entsprechend passenden Implantatlänge und Einsetzen des Implantats. Als Eingabegerät kommt die Maus zum Einsatz, mit der in einem Interface Eingaben gemacht und die Implantatmanipulation vorgenommen werden kann. Welche Entwicklungsstadien dieses finale Konzept durchlaufen hat, welche Ideen es davor gab und warum diese abgeändert wurden, wird in einer Konzeptsammlung zum Schluss kurz erläutert. Kapitel 5 befasst sich mit der Frage, wie die genannten Konzeptbestandteile implementiert und welche Hilfsmittel dazu verwendet werden.

5 Umsetzung

In diesem Kapitel wird erklärt, wie die im Konzept vorgestellten Inhalte und Funktionen realisiert werden. Zu Beginn erfolgt eine kurze Zusammenfassung, welche Software dafür zum Einsatz kommt. Anschließend wird im Unterkapitel „Realisierung der Evaluierungsumgebung“ die Generierung der Stimuli erklärt und die wesentlichen Punkte der Umsetzung der angesprochenen Funktionen beschrieben. Zum Schluss erfolgt ein Überblick über die Probanden, die an der Nutzerstudie teilgenommen haben sowie die wesentlichen Erkenntnisse der vorangegangenen Pilotstudie.

5.1 Verwendete Software

Für die Erstellung der Objekte, aus denen die Stimuli zusammengesetzt werden, kommt das Modellierungsprogramm Blender zum Einsatz. Mit ihm werden die künstlichen Stimuli vollständig aus Grundobjekten oder durch Deformierung und Manipulation modelliert. Die Stimuli, in denen reale Felsenbein-Aufnahmen enthalten sind, werden zunächst von MevisLab [kir12] vorverarbeitet und in Blender [ros12a] mit künstlichen Objekten (Trommelfell, Steigbügel) versehen. Die im Konzept beschriebenen Funktionalitäten und das Interface werden über MevisLab-Module realisiert, die größtenteils bereits in gewünschtem Funktionsumfang vorhanden sind und zu einem Netzwerk miteinander verknüpft werden müssen. Eines der benötigten Module verfügt nicht über die gewünschten Funktionen und muss daher durch Programmierung eines eigenen Moduls in der Entwicklungsumgebung Visual Studio¹ erstellt werden. Die statistische Auswertung aller erhobenen Daten und ihre Visualisierung erfolgt mit SPSS [koe12] und Excel, wobei letzteres vor allem für die Erstellung von Diagrammen zum Einsatz kommt.

MevisLab

Bei MevisLab (Kurzform für Medical Visualization Laboratory) handelt es sich um eine modulbasierte Plattform für die Visualisierung und Bildverarbeitung von medizinischen Bilddaten. Es stellt fertige Module zum Laden, Darstellen und Vorverarbeiten sowie grundlegende User Interface Elemente zur Verfügung. Auf diese Weise können einfache Prototypen erstellt werden,

¹ Entwickler Microsoft, <http://www.microsoft.com/>

ohne dass Programmierkenntnisse notwendig werden. Mit Hilfe der Skriptsprache Python können den Modulen Funktionen hinterlegt oder Interface Elemente angesprochen werden. Entwickelt wurde MevisLab vom Fraunhofer-Institut für Bildgestützte Medizin MEVIS und steht kostenlos für Forschungszwecke zur Verfügung.

Blender

Blender ist eine 3D-Modellierungs- und Animations-Software, die zum Erstellen virtueller Szenen und Filme verwendet werden kann. Sie verfügt wie vergleichbare kommerzielle Produkte über Werkzeuge zur Manipulation von 3D-Meshes (Polygonnetz als Objektoberfläche), Animieren von Objekten und Bearbeiten von produzierten Videomaterial. Als Skriptsprache für eigene Funktionen kommt Python zum Einsatz. Blender wurde von der Blender Foundation entwickelt, läuft als freie Software unter der GNU GPL¹ Lizenz und wird vorrangig von der Community weiter entwickelt.

SPSS Statistics

Superior Performing Software System Statistics ist ein Paket mit Anwendungen zur statistischen Auswertung und Analyse von Daten. Es wird zur Optimierung von firmeninternen Prozessen oder Finanzverwaltung verwendet und beinhaltet Tools zur Auswertung von Messreihen, gängige Verteilungstests und verfügt über grundlegende Visualisierungsfunktionen zum Darstellen von Diagrammen, Histogrammen und Trends. SPSS stammt vom gleichnamigen Entwickler, der mittlerweile zu IBM gehört. Die Nutzung von SPSS Statistics ist an eine kostenpflichtige Lizenz gebunden.

5.2 Realisierung der Evaluierungsumgebung

Ein Stimulus wird aus mehreren Dateien erzeugt. Dies sind jeweils eine STL-Datei² für das 3D-Modell von Mittelohrhöhle, Trommelfell, und Steigbügel, deren Realisierung in den folgenden Abschnitten 5.2.1 bzw. 5.2.2 erklärt wird. Zusätzlich wird für jeden Stimulus eine XML-Datei eingelesen, in der alle Einstellungsparameter enthalten sind. Das betrifft Kameraeinstellung, Szenenrotation, Beschriftung der Implantat-Labels im User Interface und Dateinamen der verfügbaren Implantate. Bei den Implantaten handelt es sich um 3D-Meshes, die von der Firma KURZ Medizintechnik [kur12] freundlicherweise zu Forschungszwecken zur Verfügung gestellt wurden. Sie entsprechen den Titan-Implantaten, die bei realen Tympanoplastiken zum Einsatz kommen. Abb. 5.1 zeigt alle drei verwendeten Implantat-Typen. Die Meshes wurden in einer

¹ General Public License des GNU-Projekts

² Stereolithography, Format zum Speichern von dreidimensionalen Objekten aus Polygonnetzen

Modellierungssoftware skaliert, sodass sie in verschiedenen Längen (in 0,25 mm-Abstufungen) verfügbar sind. Das Laden der XML-Datei, Aktualisieren der eingelesenen Parameter im MeVisLab-Netzwerk und die weitere Logik wird mit Hilfe der Skriptsprache Python realisiert. Aufbau und Grundfunktion des Netzwerks werden im Abschnitt 5.2.3 und 5.2.4 erläutert.

5.2.1 Generierung der künstlichen Stimuli

Alle künstlichen Stimuli werden mit der Modellierungssoftware Blender erzeugt. Ausgangspunkt ist ein Quader, in den per Boolesche Operation eine Höhle eingefügt wird. Die Höhle besteht je nach Abstraktionsgrad entweder aus geometrischen Primitiven (Zylinder, Kugel, Ellipsoid) oder wird mittels Skulpturierungswerkzeug aus einer Ausgangsform herausmodelliert. Die Stimuli, bei denen die Mittelohrhöhle aus Primitiven zusammen gesetzt wurde, sehen dementsprechend glatt und gleichmäßig aus, während Stimuli nach letzterem Verfahren irregular geformt sein können (vgl. Beispiele aus Abb. 5.2). Für die Mittelohrhöhle wird anschließend ein Implantat platziert, was eine günstige Länge hat. Anschließend wird das Trommelfell erstellt. Auch in diesem Fall kann es sich um ein unverändertes Primitiv oder ein von Hand modelliertes Objekt handeln. Wie im medizinischen Hintergrund erläutert wurde, liegt das Trommelfell während der OP schräg in der Mittelohrhöhle. Nach dieser Vorgabe werden Trommelfell und Implantat so platziert, sodass der Fuß des Implantats die Höhlenwand berührt. An dieser Stelle wird abschließend je nach Implantat-Typ ein Steigbügel (Zylinder, Ellipsoid) oder ein Markierungsring für die Steigbügel Fußplatte eingesetzt. Alternativ kann auch eine Vertiefung in der Mittelohrhöhle das Ovale Fenster verdeutlichen, wie im mittleren Beispiel der Abb. 5.2 zu sehen ist. Bei der Erstellung der künstlichen Stimuli wird darauf geachtet, dass das Trommelfell die beschriebene schräge Position einnimmt und das darunter liegende Implantat nicht vollständig überdeckt.

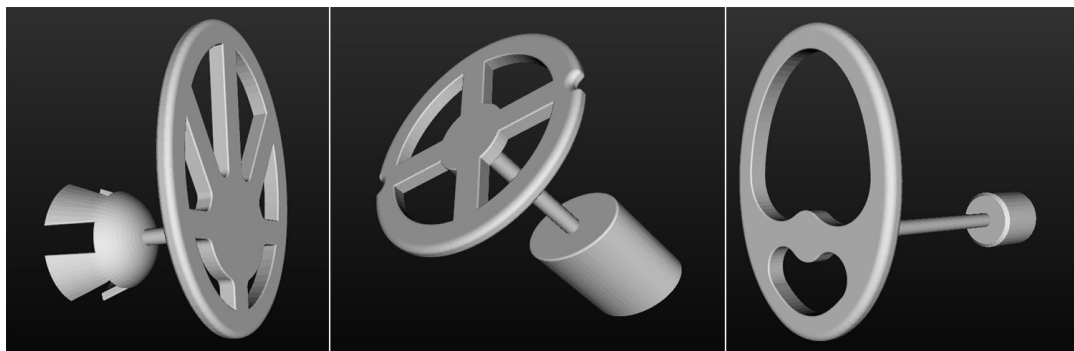


Abbildung 5.1: 3D-Modelle der drei Implantat-Typen von KURZ Medizintechnik [kur12] zur Verfügung gestellt. Links: Düsseldorf PORP; Mitte: Regensburg TORP; Rechts: Tübingen TORP

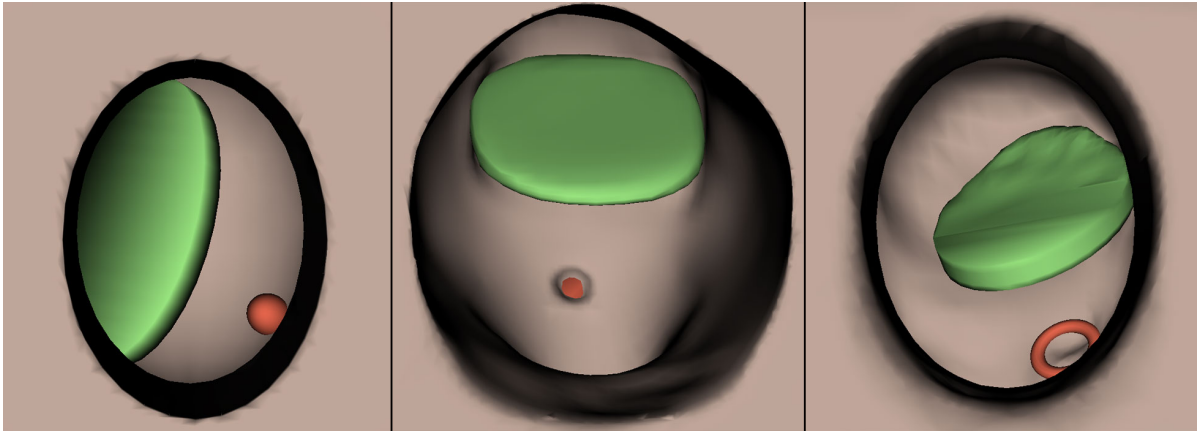


Abbildung 5.2: Beispiele für künstlich erzeugte Stimuli. Links: Vollständig aus geometrischen Primitiven zusammen gesetzt; Mitte: Mittelohrhöhle wurde von Hand modelliert; Rechts: Mittelohrhöhle und Trommelfell wurden von Hand modelliert.

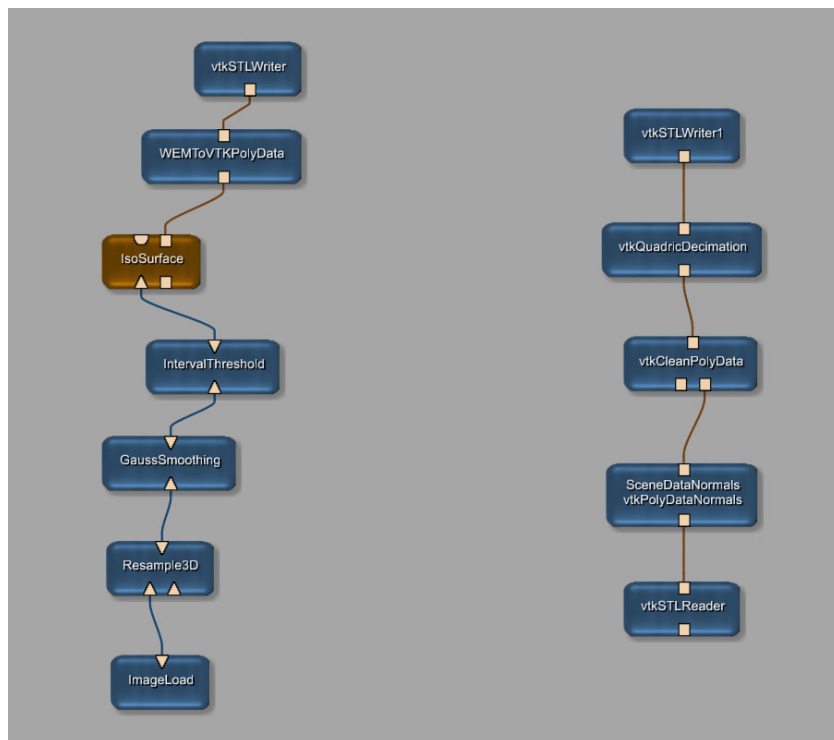


Abbildung 5.3: Netzwerke in MeVisLab zum Umwandeln der Felsenbein-CTs in 3D-Meshes (links) und Komprimieren (rechts).

5.2.2 Herkunft und Verarbeitung der Felsenbein-Datensätze

Zwei der Felsenbein-CTs (Stimulus-Nr. 10, 19) sind rechtes und linkes Ohr desselben Patienten mit beidseitiger Schallleitungsschwerhörigkeit (fehlender Hammer, verknöchert Amboss, verengter Gehörgang). Beide CT-Scans wurden im Uniklinikum Magdeburg mit einer Auflösung von $230 \times 230 \times 208$ Voxel bei einer Voxelkantenlänge von 0,2 mm aufgenommen. Ein Felsenbein (Stimulus-Nr. 20) wurde von einem weiteren Patienten mit einseitiger Schallleitungsschwerhörigkeit und Cochlea-Implantat aufgenommen. Dieser Datensatz hat eine Größe von $230 \times 230 \times 123$ Voxel bei einer Voxelkantenlänge von 0,353 mm. Die CT-Aufnahmen beider Patienten wurden im Uniklinikum Magdeburg aufgenommen. Der vierte Datensatz (Stimulus-Nr. 9) liegt als segmentiertes Mesh im STL-Format vor. Über den Zustand des Patienten, von dem die Daten vorliegen, ist nichts bekannt. Es ist jedoch anzunehmen, dass er eine Erkrankung am Hörapparat hat, da den Patienten keine grundlosen CT-Aufnahmen zugemutet werden.

Wie eben angesprochen, liegen drei der vier Felsenbein-Datensätze als CT-Aufnahme im DICOM-Format vor. Sie werden durch Thresholding in ein 3D-Mesh umgewandelt. Dafür kommt ein MevisLab-Netzwerk zum Umwandeln des CT-Datensatzes in ein Mesh im STL-Format zum Einsatz (links in Abb. 5.3). Dieses Netzwerk generiert nach den gewählten Isowerten ein 3D-Mesh mit einer Dateigröße von etwa 180 MB. Trotz einer Gauss-Glättung, die im ersten Verarbeitungsschritt vorgenommen wird, sind in dem Mesh Treppenartefakte aufgrund der schichtweise Abtastung beim CT-Scan enthalten. Aus dem Grund wird das Mesh anschließend in Blender geladen und Artefakte mit dem Smoothing-Tool im Sculpt-Modus geglättet. Aufgrund der punktuellen Kontrolle über Stärke der Glättung können Regionen mit hohem Detailgrad mit wenig Glättung bearbeitet werden und großflächige Regionen stark geglättet werden. Nach diesem Arbeitsschritt sind die STL-Dateien aufgrund der integrierten Speicherkomprimierung von Blender noch 45 MB groß. Für eine weitere Komprimierung des Meshes kommt ein weiteres MevisLab-Netzwerk zum Einsatz (rechts in Abb. 5.3). Dieses Netzwerk reduziert die Anzahl der Dreiecke des Meshes um etwa 90 %, wodurch die finale STL-Datei eine Größe zwischen 4 und 5 MB erreicht. Mit dieser Dateigröße kann MevisLab in der späteren Nutzerstudie performant arbeiten. Der übrige Felsenbein-Datensatz (Stimulus-Nr. 9) wurde von Dornheim Medical Images GmbH¹ zur Verfügung gestellt und liegt im STL-Format vor. Der Datensatz wurde bereits segmentiert und kann nach einer Komprimierung mit dem eben beschriebenen MevisLab-Netzwerk verwendet werden.

Um die Szene im Mittelohr für den Probanden zu vereinfachen, wird in das Felsenbein-Mesh eine künstliche Mittelohrwand eingefügt. Dies ist notwendig, da die Mittelohroberfläche im Datensatz uneben ist, starke Einbuchtungen vorweist (was durch Fehler beim Thresholding erklärt werden kann) und der Zugang aufgrund von patientenbedingter Erkrankung stark erschwert wird. Da diese Situation für einen fachunkundigen Probanden zu schwierig ist, wird sie durch die vorgezogene, glatte Mittelohrwand vereinfacht. Die Modellierung der Ersatzwand erfolgt nach dem Vorbild von Operationsvideos und erschafft ein Endresultat, was der realen OP-Situation nahe kommt (vergleiche hierzu Abb. 5.4 mit Abb. 5.5). Auf der künstlichen Wand

1 <http://www.dornheim-medical-images.de>

wird der Anknüpfungspunkt zum Mittelohr (Steigbügel bzw. Steigbügelfußplatte) aufgesetzt. Sie wird in derselben Farbe wie das übrige Mesh dargestellt, sodass es wie ein Teil des gesamten Felsenbeins aussieht.

5.2.3 Implementierung in MevisLab

Die Realisierung der Applikation erfolgt über ein Makromodul in MevisLab. Wie in Abb. 5.6 zu sehen ist, wird zum Rendern der `vtkRenderer` und das `vtkMLQtRenderWindow`-Modul benutzt, mit dem alle Teilmodule für den dargestellten Inhalt verbunden sind. An dem `vtkRenderer` befinden sich die Objekte, aus denen der Stimulus zusammen gesetzt ist. Dazu gehören Felsenbein-Umgebung, Trommelfell, Steigbügel und die im vorherigen Abschnitt angesprochene künstliche Mittelohrwand. Alle diese Objekte werden über einen `vtkSTLReader` geöffnet und über jeweils einen separaten `vtkActor` mit dem `vtkRenderer` verbunden. Ein separates Netzwerk ist für die Darstellung für Lineal und Implantat verantwortlich (siehe unteres Teilnetzwerk in Abb. 5.7). Das Lineal besteht aus mehreren Instanzen desselben Zylinders und wird in einem `vtkAssembly`-Modul zusammengefasst. Das Implantat wird auf ähnliche Weise geladen wie die eben angesprochenen Szenen-Objekte. Der einzige Unterschied liegt in dem `vtkTransform`-Modul, womit Position und Rotation geändert werden. Der Input von `vtkTransform` stammt vom Teilnetzwerk für das BoxWidget.

UMDUpdateBoxWidget

Für die Manipulation des Implantats wird auf das Modul `vtkBoxWidget` zurück gegriffen. Da hierbei jedoch der Fehler auftritt, dass es die Größe und Position des Widgets nicht korrekt für das betreffende Objekt anpasst und zudem keine Verschiebung in z-Richtung vorgenommen werden kann, muss ein neues Modul implementiert und im Netzwerk integriert werden (siehe oberes Teilnetzwerk in Abb. 5.7). `UMDUpdateBoxWidget` erbt von `vtkBoxWidget` und verfügt über dieselben Inputfelder. Als Ausgabe liefert es wie das Elternobjekt eine homogene 4×4 -Transformationsmatrix, die über eine Feldverknüpfung als Transformation auf das Implantat angewendet wird. In der Klasse `vtkMyCallbacks.h` werden alle Input-Objekte an das Elternobjekt übergeben. Anhand der Maße der Boundingbox des `ImplantatActors` werden an dieser Stelle Größe und Position des Widgets korrekt angepasst. Im Gegenzug wird bei jedem Update des Moduls die Transformationsmatrix vom Elternobjekt übernommen. Im Ausgangszustand dient die linke Maustaste beim `vtkBoxWidget` zum Drehen des Widgets, die mittlere Taste zum Verschieben in x- und y-Richtung und die rechte Maustaste zum Skalieren. Für die Nutzerstudie ist anstatt der Skalierung ein Verschieben in z-Richtung notwendig. Daher wurde die `Scale`-Funktion aus dem Quelltext von `vtkBoxWidget` übernommen und die Berechnung der Skalierung durch eine Verschiebung in Richtung der `ViewPlaneNormal`, d. h. Blickachse ersetzt. Manipulations-Handles am Widget, mit denen zusätzlich Skalierungen entlang einer Achse vorgenommen werden können, werden deaktiviert und alle Hilfslinien bis auf die Kanten der Boundingbox ausgeblendet.

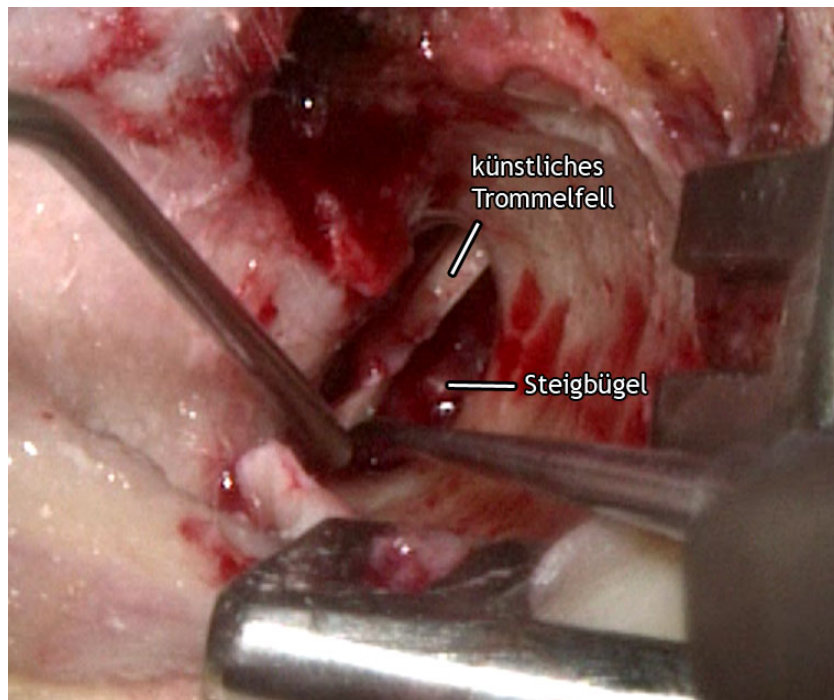


Abbildung 5.4: OP-Situation während einer Tympanoplastik. Sie dient als Vorbild für die Felsenbein-Stimuli der Nutzerstudie (vgl. Abb. 5.5). Quelle: Hospitations-Mitschnitt einer Tympanoplastik im Universitätsklinikum Magdeburg

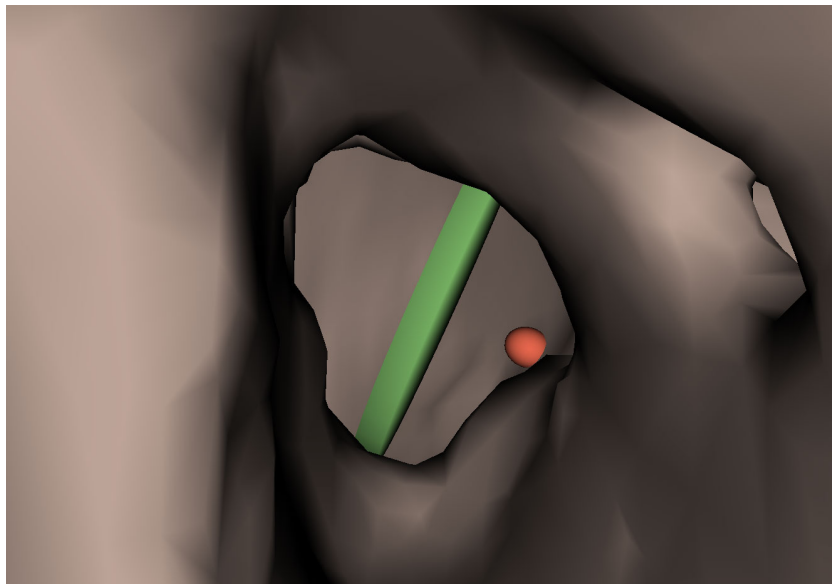


Abbildung 5.5: Situation im Felsenbein-Stimulus der Nutzerstudie. Der komplette Raum hinter Trommelfell und Steigbügel wird von der künstlich eingefügten Mittelohrwand bedeckt.

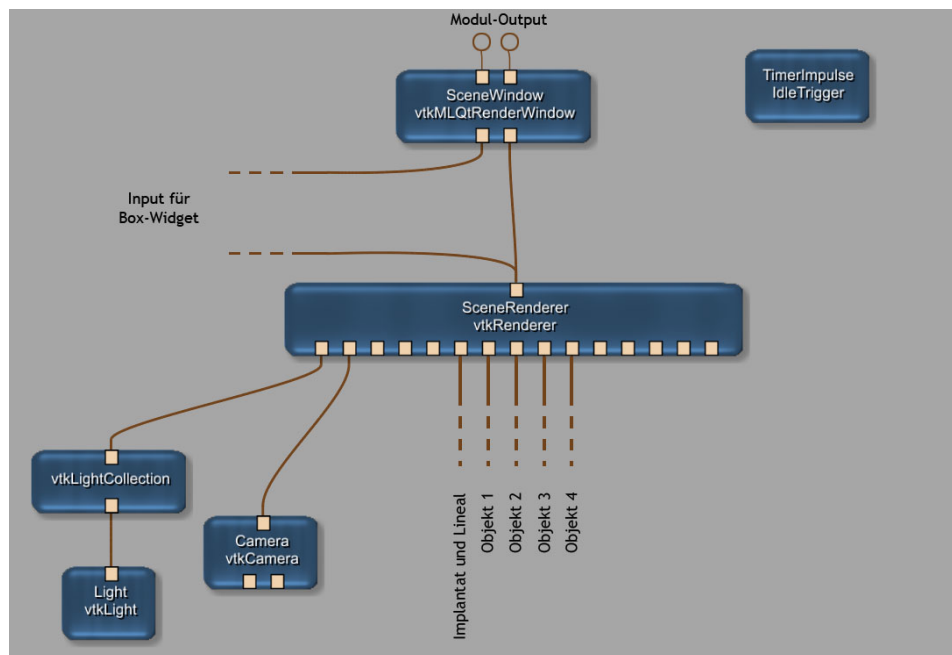


Abbildung 5.6: (Zwei) Renderer, Licht und Kamera des Makromoduls. Der IdleTrigger wird für die Protokollierung der Nutzeraktionen benötigt.

5.2.4 Protokollierung der Nutzeraktionen

Wie einleitend angesprochen wurde, verfügt das vorgestellte Makromodul über ein Python-Skript, was das Laden und Verwalten der Stimulus-Parameter übernimmt. Mit Hilfe dieses Skripts werden zusätzlich alle Nutzeraktionen aufgezeichnet. Die Protokollierung erfolgt über eine XML-Datei, die beim Laden eines Stimulus neu erstellt (bzw. falls bereits vorhanden, geöffnet) wird. Beim Erstellen werden wichtige Probandeninformationen eingetragen (ID, Random-Order, verwendetes Display und Stimulus-Nr.). Diese Daten dienen dazu, exakt nachzuvollziehen, welche Stimuli der Proband unter welchen Konditionen durchgeführt hat (siehe erster Eintrag im Beispielcode von Listing 5.1). Während der gesamten Zeit, die der Proband am Stimulus arbeitet, werden seine Aktionen in dieser Datei aufgezeichnet. Alle Checkboxes und Buttons im User Interface sind mit Funktionen hinterlegt, die einen neuen Eintrag im Protokoll hinzufügen (bspw. dritter Eintrag in Listing 5.1). Jeder Eintrag trägt einen Zeitstempel, ein Stichwort, um welches Item es sich handelt und den neuen Wert, den das Item angenommen hat. Durch ein **IdleTrigger**-Modul (oben rechts in Abb. 5.6) wird alle 1,5 s ein Check gestartet, bei dem verglichen wird, ob sich Kamera- und/oder Implantatposition seit dem letzten Trigger verändert haben. Ist dies der Fall, wird jeweils ein Protokolleintrag vorgenommen und die Kameraposition bzw. Transformationsmatrix des BoxWidgets zwischengespeichert. Betätigt der Proband den „Weiter“-Button, erfolgt ein COMPLETE-Eintrag mit Zeitstempel (letzter Eintrag in Listing 5.1) und das Protokoll wird geschlossen. Für jeden der zehn Stimuli, den ein Proband bearbeitet, existiert daher ein Protokoll. Drei der im Konzept aufgeführten Arbeitshypothesen lassen sich durch die Aufzeichnungen des Protokolls überprüfen.

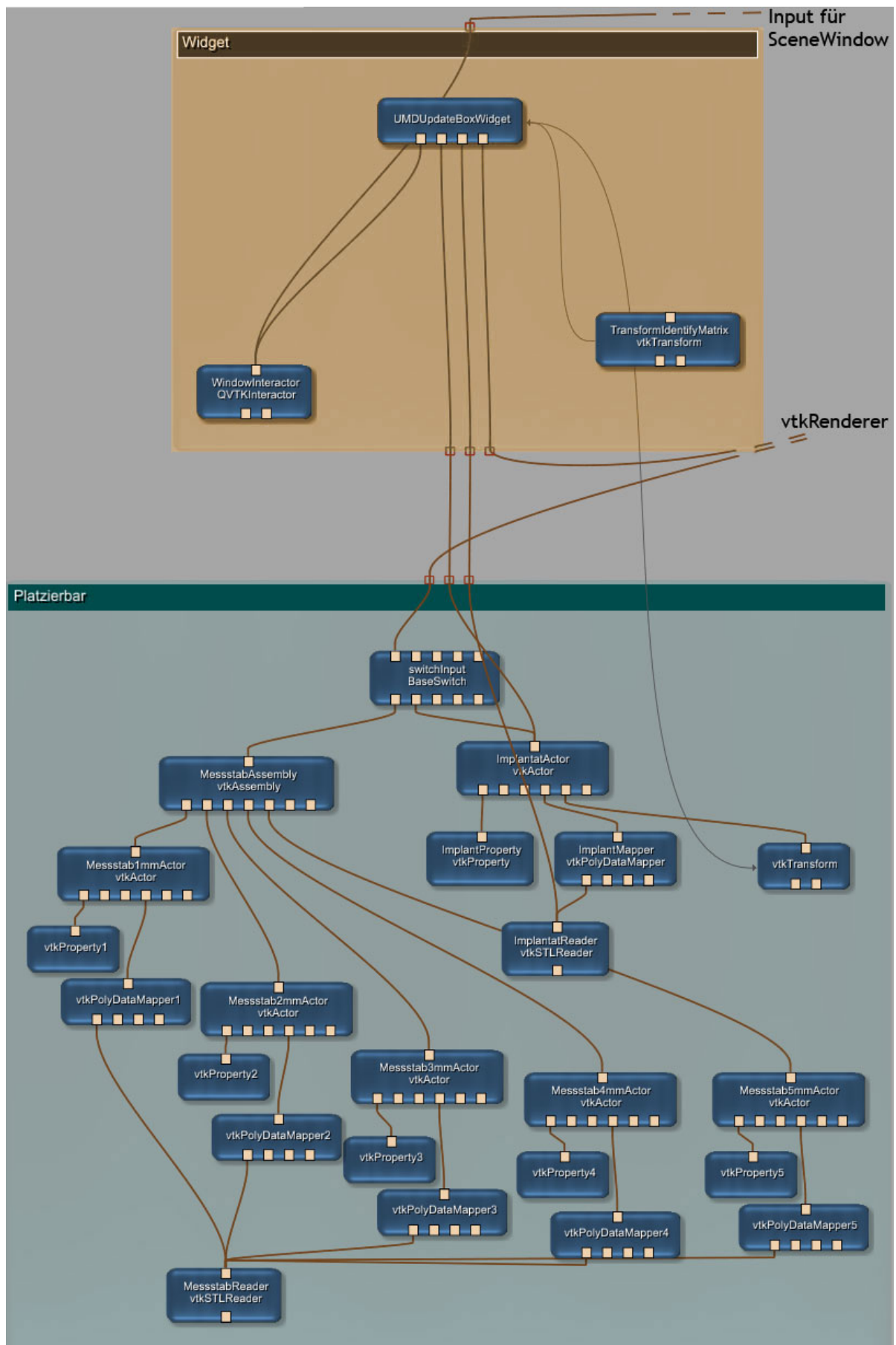


Abbildung 5.7: Teilnetzwerk des Makromoduls. Lineal und Implantat werden in der grünen Modulgruppe realisiert, in der orangenen Gruppe befindet sich die Umsetzung des BoxWidgets.

Listing 5.1: Struktur des Protokolls in xml

```

<Stimulus>
  <Entry>
    <User>27</User>
    <RandomOrder>[17, 11, 14, 6, 18, 2, 15, 5, 19, 10]
    </RandomOrder>
    <Stimulus>User27_06artificial_2D</Stimulus>
  </Entry>
  <CameraEntry>
    <Timestamp>1352989007.7</Timestamp>
    <Attribute>CameraPosition</Attribute>
    <Value>-7.453546 -0.14149175 29.097751 </Value>
  </CameraEntry>
  <ActionEntry>
    <Timestamp>1352989014.27</Timestamp>
    <Attribute>DIPSTICK</Attribute>
    <Value>>true</Value>
  </ActionEntry>
  <ImplantEntry>
    <Timestamp>1352989036.38</Timestamp>
    <Attribute>ImplantPosition</Attribute>
    <Value>((0.95, 0.12, 0.30, -1.39), (0.09, 0.81, -0.58, 2.62),
    (-0.31, 0.58, 0.75, 0.79), (0.0, 0.0, 0.0, 1.0))</Value>
  </ImplantEntry>
  <SystemEntry>
    <Timestamp>1352989067.02</Timestamp>
    <Attribute>SYSTEM</Attribute>
    <Value>COMPLETE</Value>
  </SystemEntry>
</Stimulus>

```

5.3 Pilotstudie

Bevor die Nutzerstudie startete, wurde eine Pilotstudie an vier Mitarbeitern (zwei weiblich, zwei männlich) des Instituts für Simulation und Graphik der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg durchgeführt. Ziel hierbei war es, den Ablauf der Studie zu proben, eventuelle Probleme zu finden und zu korrigieren. Die Pilotprobanden bekamen jeweils die Einführungspräsentation vorgeführt, testeten die Demoanwendung und bearbeiteten anschließend vier Stimuli am 2D-Display und am Autostereodisplay. Die Dauer der Testdurchläufe wurde gestoppt und ausgewertet. Die Pilotprobanden konnten ihre fachliche Erfahrung dazu nutzen, Schwächen an der Studie, dem Fragebogen oder der Einweisung zu erkennen und mitzuteilen. Die wichtigste Erkenntnis aus der Pilotstudie ist die Menge der Stimuli, die jeder Proband bearbeiten soll.

Diese stand zu diesem Zeitpunkt aufgrund fehlender Testdurchläufe noch nicht fest. Anhand der gemessenen Zeiten wurde festgestellt, dass ein Proband nicht mehr als zehn Stimuli bearbeiten kann, wenn der angestrebte Zeitrahmen von 40 min nicht überschritten werden soll. Den Zeitrahmen auszudehnen, kam nicht in Frage, da die Aufmerksamkeit der Probanden nach dieser Zeit deutlich nachlässt und mit verfälschten Ergebnissen zu rechnen ist. Aufgrund dieser Feststellung wurde entschieden, dass jeder Proband nur an einem Display arbeitet und nicht, wie ursprünglich geplant, beide nacheinander benutzt. In letzterem Fall würde jeder Proband pro Display lediglich fünf Datensätze produzieren, was eine geringere Aussagekraft zur Folge hätte. Zusätzlich würde für die Umstellung zwischen den Displays Zeit verloren gehen, sodass der Zeitrahmen womöglich überschritten wird.

5.4 Probanden

An der Nutzerstudie nahmen insgesamt 26 Probanden (13 weiblich, 13 männlich) im Alter von 19 bis 36 Jahren teil. Die Teilnahme war an keine Bezahlung geknüpft. Bis auf eine Ausnahme sind alle Probanden Studenten, Mitarbeiter oder Absolventen der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg. Die Aufteilung der Probanden in 3D- und 2D-Gruppe erfolgte zufällig, wobei darauf geachtet wurde, dass in beiden Gruppen etwa gleich viele Teilnehmer enthalten sind. Nach Abschluss der Studie zählten zu jeder der beiden Gruppen genau 13 Probanden. Auf die Verteilung der Altersgruppen wurde kein Einfluss genommen. Dennoch lässt sich am Diagramm der Abb. 5.8 erkennen, dass zwischen der 3D- und der 2D-Gruppe ein ähnliches Verhältnis der Altersverteilung zustande gekommen ist. Die Verteilung der Fachrichtungen der Probanden ist sehr stark zugunsten der Informatik verschoben. Sie macht mit 17 Teilnehmern fast zwei Drittel der Probanden aus. Die Verteilung der Fachrichtungen auf die Probanden ist in Abb. 5.9 dargestellt. Auf der Abb. 5.10 wird diese Verteilung für die 3D- und 2D-Gruppe separat aufgeschlüsselt. Genau wie bei der Altersverteilung wurde auch hier kein Einfluss auf eine gleichmäßige Aufteilung genommen. Dennoch kann festgestellt werden, dass sich die Unterschiede zwischen den Teilnehmern beider Gruppen im Rahmen halten und eine Vergleichbarkeit zwischen den Ergebnissen gegeben ist.

Die Erfahrung im Umgang mit PCs lässt sich bei den Probanden als hoch einstufen. Alle Probanden arbeiten täglich mit dem PC. Bei 23 der Teilnehmer sind es mehrere Stunden am Tag. Im Umgang mit medizinischen Bilddaten haben die Probanden ebenfalls mehrheitlich Erfahrung. 16 Teilnehmer haben mit medizinischen Bilddaten bereits gearbeitet, 10 Teilnehmer bisher nicht. Drei Probanden haben vor der Studie an 3D-fähigen Displays gearbeitet, alle anderen haben mit diesen Ausgabegeräten keine Erfahrung. Da das räumliche Verständnis durch Computerspiele, die sich in einer dreidimensionalen Welt abspielen, gefördert werden kann, wurden die Probanden auch befragt, wie häufig sie solche Spiele konsumieren. Acht Probanden gaben hierbei an, mehrmals monatlich oder sogar wöchentlich 3D-Computerspiele zu spielen. Weitere acht spielen zwar auch, jedoch seltener oder unregelmäßig, die übrigen zehn Probanden spielen solche Spiele nie.

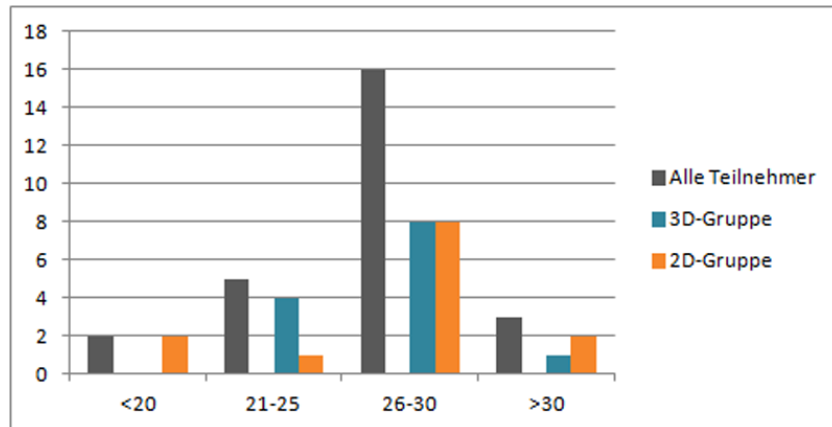


Abbildung 5.8: Diagramm mit der Verteilung des Alters auf alle Probanden, die Gruppe am Autostereodisplay (3D) und dem 2D-Display (2D).

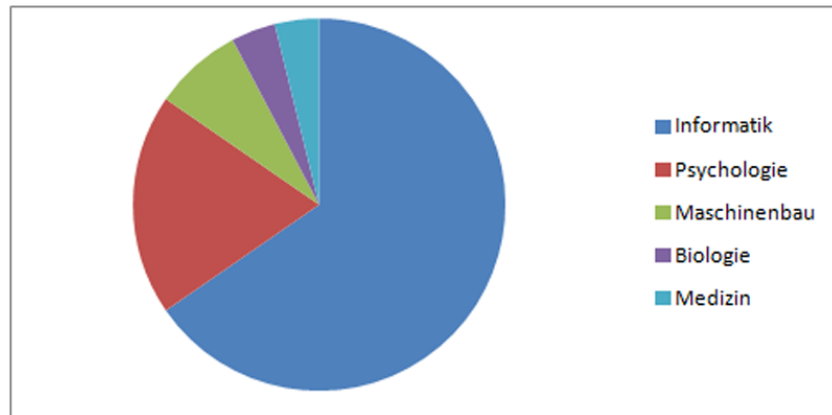


Abbildung 5.9: Diagramm mit den Fachrichtungen aller Probanden und ihrer Verteilung.

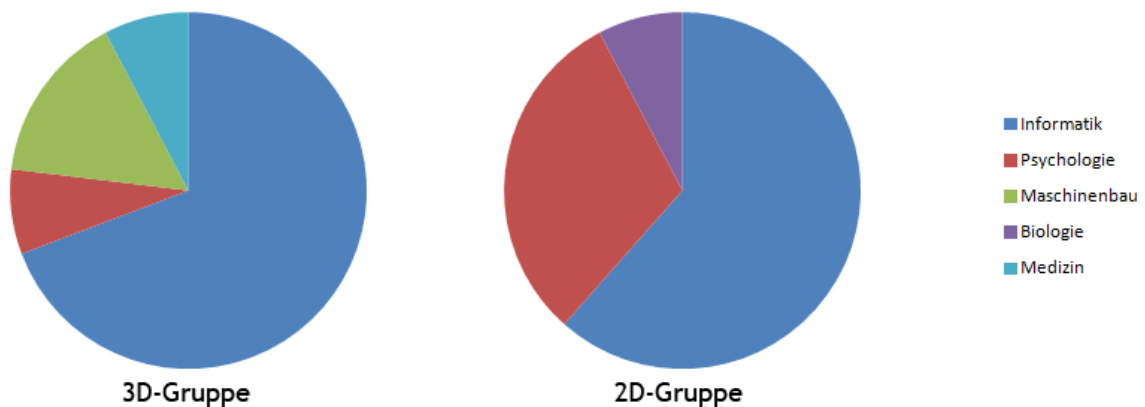


Abbildung 5.10: Die Verteilung der Fachrichtungen zwischen der Teilnehmergruppe am Autostereodisplay (3D) und dem 2D-Display (2D).

5.5 Zusammenfassung

Für die Realisierung der Logik für die Nutzerstudie, kam vor allem die Entwicklungsumgebung MevisLab zum Einsatz, 3D-Szenen für die Stimuli wurden in Blender modelliert. Ein Modul wurde in VisualStudio abgeändert, um benötigte Funktionen implementieren zu können. Nachdem alle Bestandteile für die Nutzerstudie implementiert waren, konnten in einer Pilotstudie, die im gleichnamigen Abschnitt beschrieben wird, letzte Fragen zur Durchführung geklärt werden. Wie viele Personen an der Nutzerstudie teilgenommen haben und welche Charakteristika bei ihnen vorliegen, wurde im letzten Abschnitt 5.4 aufgeführt. Im folgenden Kapitel 6 werden die Daten, die während der Studie erhoben wurden, aufbereitet und ausgewertet und für die Überprüfung der aufgestellten Hypothesen genutzt.

6 Ergebnisse und Analyse

Die im Kapitel 4 und 5 erläuterte Nutzerstudie wurde in einem zwei Wochen andauernden Zeitrahmen an 26 Probanden durchgeführt. Fachliche Zusammensetzung und Charakteristika der Probanden wurden bereits im Abschnitt 5.4 des vorangegangenen Kapitels erläutert. Bevor anhand der Daten, die durch die Studie gewonnen wurden, die aufgestellten Hypothesen überprüft werden können, müssen sie zunächst aufgearbeitet werden. Der Abschnitt 6.1 beschreibt den Prozess der Extraktion, Verarbeitungsschritte und Prüfverfahren, bis hin zu konkreten Ergebnissen, die für jedes Kriterium separat aufgeführt werden. Im Abschnitt 6.2 erfolgt eine Interpretation der gewonnenen Aussagen der Auswertung und im anschließenden Abschnitt 6.3 werden alle Erkenntnisse zur Überprüfung der aufgestellten Hypothesen eingesetzt. Schließlich wird zusammengefasst, welche Erkenntnisse aus der Studie gewonnen wurden und inwiefern sie für die weitere Forschung genutzt werden können.

6.1 Verarbeitung der Ergebnisse

Die Auswertung der gewonnenen Daten erfolgt separat für die Probanden am 2D-Display (2D-Gruppe) und am Autostereodisplay (3D-Gruppe). Als Goldstandard dienen die Werte der vorgegebenen Musterlösung, die den Probanden für jeden Stimulus vorlagen und so genau wie möglich erreicht werden sollte. Wie im Abschnitt 5.2.4 des vorherigen Kapitels beschrieben wurde, lassen sich Daten über die quantitativen Beurteilungskriterien der Studie aus dem Protokoll gewinnen. Wie die benötigten Messwerte gewonnen und in eine Form gebracht werden, mit der weiter gearbeitet werden kann, wird im ersten Abschnitt 6.1.1 beschrieben. Bevor die Auswertung starten kann, muss untersucht werden, ob in den Daten Fehler oder Unregelmäßigkeiten vorliegen. Eine entsprechende Überprüfung findet im Abschnitt 6.1.2 statt. Im Abschnitt 6.1.3 startet die allgemeine Charakterisierung der Daten, in der die Verteilungsfunktionen für jede Messreihe ermittelt werden. Anschließend findet sich im Abschnitt 6.1.4 für jedes Bewertungskriterium eine Erläuterung, welche Ergebnisse die statistische Auswertung bringt. Das letzte Kriterium umfasst hierbei die qualitative Auswertung der Angaben aus der Probandenbefragung.

6.1.1 Datenextraktion aus dem Protokoll

Die Messwerte, die aus jedem Protokoll extrahiert werden, lassen sich in vier Kriterien einteilen: Benötigte Zeit, Positions- und Rotationsfehler, Interaktionsaufwand, Fehler der Implantatlänge.

Für die benötigte Zeit wird der Zeitstempel des ersten und letzten (COMPLETE-)Eintrags voneinander subtrahiert. Das Ergebnis ist eine Zeitangabe in Sekunden. Für die Extraktion des Positions- und Rotationsfehlers wird die zuletzt im Protokoll eingetragene Transformationsmatrix T des Implantats ausgewertet. Diese beinhaltet die Translation und Rotation des Implantats und ist wie folgt aufgebaut:

$$T = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Der Translationsvektor $\vec{t} = (t_x, t_y, t_z)^T$ gibt hierbei die Verschiebung des Implantats im Weltkoordinatensystem in x-, y- und z-Richtung an. Die Rotationsmatrix R wird nach Vince [Vin11] folgendermaßen definiert:

$$R = \begin{bmatrix} \cos \gamma \cos \beta & \cos \gamma \sin \beta \sin \alpha - \sin \gamma \cos \alpha & \cos \gamma \sin \beta \cos \alpha + \sin \gamma \sin \alpha \\ \sin \gamma \cos \beta & \sin \gamma \sin \beta \sin \alpha + \cos \gamma \cos \alpha & \sin \gamma \sin \beta \cos \alpha - \cos \gamma \sin \alpha \\ -\sin \beta & \cos \beta \sin \alpha & \cos \beta \cos \alpha \end{bmatrix}$$

α, β und γ sind hierbei Winkel, die die Rotation des Implantats um x-, y- und z-Achse des Weltkoordinatensystems angeben. In der generierten Stimuli-Szene in Blender können der Translationsvektor $\vec{t}$ und die Rotationswinkel α, β, γ für die Goldstandard-Implantatposition extrahiert werden. In einem Zwischenverarbeitungsschritt müssen aus R die Rotationswinkel berechnet werden. Dazu werden durch Umkehroperation aus den Zellen R_{31}, R_{32} und R_{21} nacheinander alle unbekannten Winkel bestimmt. Es folgt eine finale Umrechnung der Bogenmaß-Werte in Gradzahlen. Um den Fehler zwischen den gewonnenen Winkeln α, β, γ und den Translationsvektoren zu ihrem jeweiligen Goldstandard zu ermitteln, wird der Euklidische Abstand ermittelt.

Um den Interaktionsaufwand zu bestimmen, werden die Einträge des Protokolls durchgezählt. Wie im Kapitel 5.2.4 erklärt wurde, wird nur ein neuer Protokolleintrag hinzugefügt, wenn der Proband Elemente am User Interface betätigt und die Kamera oder das Implantat bewegt. Wenig benötigte Zeit muss nicht zwangsläufig bedeuten, dass der User wenige Aktionen durchgeführt hat. Aus diesem Grund gibt die Anzahl der Protokolleinträge (ausgenommen die systembedingten Start- und COMPLETE-Einträge) an, wie viele Aktionen der Proband in der benötigten Zeit durchgeführt hat. Bei der Auswertung des Fehlers bei der Implantatlänge wird der letzte Implantat-Eintrag im Protokoll extrahiert und für jeden Stimulus der Euklidische Abstand zwischen Messwert und Goldstandard berechnet. Das Ergebnis ist der Betrag der Differenz zwischen Goldstandard und gewählter Implantatlänge. Falls sich der Proband in der Wahl des Implantates unentschieden haben sollte, zählen die früheren Implantatlängen nicht, die getätigten Eingaben wirken sich jedoch auf den Interaktionsaufwand aus. Eine gesonderte Betrachtung der verworfenen Implantatgrößen wird nicht durchgeführt, da sie nicht für die Überprüfung der Arbeitshypothesen gebraucht werden.

6.1.2 Fehlerbetrachtung

Für eine Untersuchung auf Fehlerquellen wurden die gewonnenen Werte zunächst nicht nach Probandengruppen sondern Stimulus-Nummern sortiert. Dabei ergaben sich einige Auffälligkeiten. Wie in Abb. 6.1 zu sehen ist, waren alle Probanden in der Wahl der Implantatlänge bei drei Stimuli auffällig ungenau. Dies betrifft die Stimulus-Nummern 9, 12 und 14. In fast allen Fällen dieser Ausreißer wählten die Probanden wesentlich längere Implantate als der Goldstandard vorgab. In einem der drei Fälle ist die Streuung innerhalb der Ergebnisse sehr gering, bei den anderen beiden Stimuli wurden neben sehr stark abweichenden Ergebnissen auch korrekte Werte erzeugt. Möglicherweise liegt der Grund für diese Auffälligkeiten daran, dass die betreffenden Stimuli besonders schwierig sind und mehrdeutig wahrgenommen werden. Bei der Erstellung des Goldstandards durch den Studienleiter kann es zudem zu Ungenauigkeiten bei der Einpassung des Implantats kommen, die den Probanden zu der Wahl einer zu großen Implantatlänge verleitet.

Ebenfalls lassen sich Auffälligkeiten bei der Abweichung des Rotationswinkels vom Goldstandard feststellen, wie in Abb. 6.2 dargestellt wird. Bei fünf Stimuli haben die Implantat-Rotationen deutlich höhere Abweichungen zum Goldstandard als alle anderen Stimuli. Eine nähere Betrachtung zeigt, dass keine Rotationsrichtung eine größere Fehlerquelle darstellt als andere. Die Ergebnisse variieren stark zwischen den Probanden, wobei kein Zusammenhang zur Fachrichtung oder Vorkenntnissen hergestellt werden können. Eine mögliche Ursache für erhöhte Fehlerraten kann die Form des Implantat-Typs „Regensburg TORP“ (siehe mittleres Bild von Abb. 5.1) sein. Dieses Implantat ist entlang zweier Achsen spiegelsymmetrisch und birgt die Gefahr, dass trotz optischer Übereinstimmung mit dem Goldstandard ein Abweichungsfehler von 180° erzielt wird. Da unter den fünf auffälligen Stimuli auch Implantate anderen Typs enthalten sind und mit Regensburg-Implantaten ebenso durchweg unauffällige Ergebnisse produziert wurden, ist diese Erklärung nicht ausreichend. Es ist zudem denkbar, dass die ungenaueren Positionen durch Probleme bei der Steuerung des Manipulationswidgets zustande gekommen sind. Bei beiden Auffälligkeiten kann aufgrund der relativ geringen Stichprobengröße von 10-16 Probanden pro Stimulus eine zufällige Abweichung nicht ausgeschlossen werden.

Da die betroffenen Ausreißer-Stimuli in der 2D- und 3D-Gruppe gleichermaßen häufig enthalten sind, sollten sie auf das Endresultat für die Prüfung der Hypothesen wenig Auswirkung haben. Dennoch wird für die weitere Auswertung für die betroffenen Kriterien Rotation und Implantatwahl eine gesonderte Betrachtung mit und ohne Ausreißer vorgenommen, um einer möglichen Verfälschung der Ergebnisse vorzubeugen.

6.1.3 Überprüfung der Werteverteilung

Bevor die Auswertung der Ergebnisse beginnt, muss zunächst untersucht werden, welche Verteilungsfunktion den Messungen zugrunde liegen. Die Messreihen werden dazu für jeden Parameter in der Statistikanwendung SPSS separat betrachtet. Entsprechend der anschließend näher

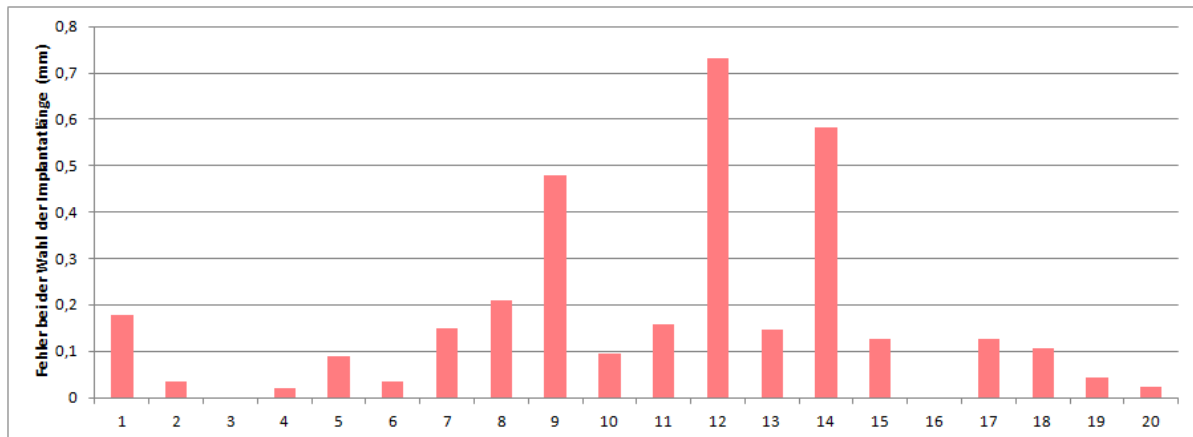


Abbildung 6.1: Mittlere Abweichung der gewählten Implantatlänge vom Goldstandard für alle verfügbaren Stimuli (1-20). Bei den Stimuli-Nummern 9, 12 und 14 haben die Probanden auffällig hohe Abweichungen vom Goldstandard produziert.

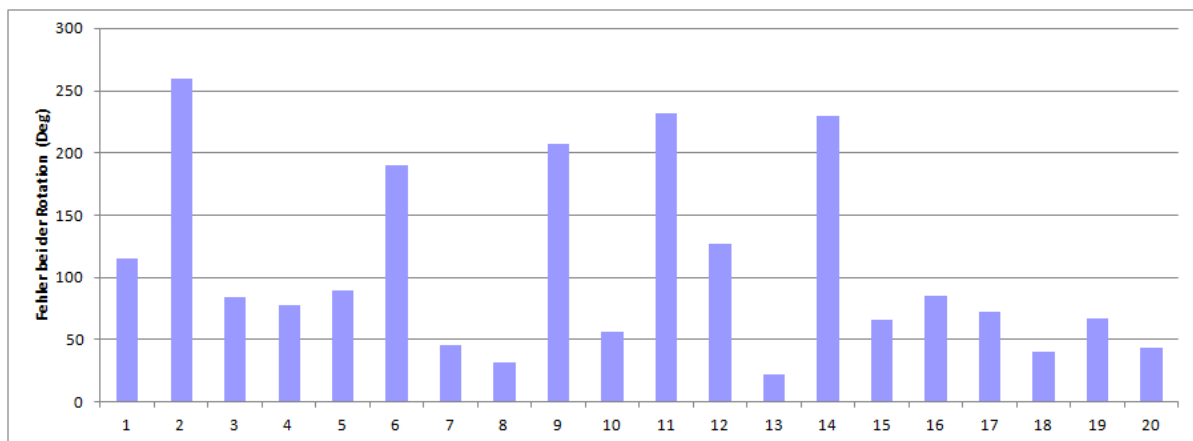


Abbildung 6.2: Mittlere Abweichung der Rotation vom Goldstandard für alle verfügbaren Stimuli (1-20). Bei den Stimuli mit der Nummer 2, 6, 9, 11 und 14 wurden auffällig hohe Rotationsfehler produziert.

erläuterten Kriterien gibt es je eine Messreihe für benötigte Zeit, Fehlerwert bei der Implantatlänge, Fehlerwert für Translation und Rotation sowie benötigter Interaktionsaufwand. Der Kolmogorov-Smirnow-Test [Mas51], mit dem man Reihen von Datensätzen auf verschiedene Verteilungseigenschaften testen kann, zeigt für die Kategorien Zeit, Rotation und Translation, dass es sich mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 0,0 % weder um eine Normal-, Exponential- oder Gleichverteilung handelt. Da bei dem Rotationsfehler starke Abweichungen bei einzelnen Stimuli entdeckt worden sind, wurde die Messreihe von Ausreißern bereinigt und einem erneuten Test unterzogen. Hierbei ergab sich eine Normalverteilung mit einer Signifikanz von 0,127, was den Schwellenwert von 0,05 übersteigt. Mangels weiterer verfügbarer Testverfahren auf alternative Verteilungsfunktionen wurden für die Testreihen für Zeit und Translation die Visualisierung der Histogramme herangezogen (siehe Abb. 6.3a und b). Sie geben Anhaltspunkte dafür, dass es

sich um eine logarithmische Normal-, Pareto-, halbseitige Normal- oder Exponentialverteilung handeln könnte. Bei der Auswertung mittels Quantile-Quantile-Plot (Q-Q-Plot) werden die Werte der zu prüfenden Messreihe mit denen der verglichenen Verteilung paarweise sortiert und als Punkte in einem Koordinatensystem eingetragen. Die trendbereinigte Variante projiziert die Werte der Referenzverteilung auf die x-Achse und ist aussagekräftiger als der nicht trendbereinigte Plot. Für die zu testenden Kriterien deuten die angefertigten Q-Q-Plots daraufhin, dass der natürliche Logarithmus der Messreihen für Zeit und Translation normalverteilt ist (siehe Abb. 6.4a und b), da deren abgetragene Messpunkte nicht stark von der x-Achse abweichen. Die Messreihe der Rotation mit Ausreißern kann keiner Verteilung zugeordnet werden. Die größten Übereinstimmungen im Q-Q-Plot liegen für die Normalverteilung vor. Daher werden für die Rotation die Eigenschaften einer Normalverteilung für diese Studie angenommen.

Interaktionsaufwand und Implantatlänge bestehen aus diskreten Werten, weshalb diese gesondert analysiert werden. Der Interaktionsaufwand besteht aus ganzzahligen Werten und wird daher mit dem Kolmogorov-Smirnow-Test auf Poisson-Verteilung getestet mit negativem Ergebnis bei 0,0 % Irrtumswahrscheinlichkeit. Da auf keine weiteren diskreten Verteilungen getestet werden kann, wird anschließend untersucht, ob die Messreihen Eigenschaften von stetigen Verteilungsfunktionen aufweisen. Die Histogramme für den Interaktionsaufwand und Implantatlänge (siehe Abb. 6.5a und b) zeigen Anzeichen für eine logarithmische Verteilung oder eine erneute Normalverteilung der logarithmierten Messwerte. Der Q-Q-Plot in Abb. 6.6a zeigt, dass der Interaktionsaufwand einer Normalverteilung mit logarithmierten Eingabewerten ähnlich ist. Die Messungen für die Implantatlänge (siehe Abb. 6.6b) weisen Ähnlichkeiten zu mehreren Verteilungen auf, am höchsten sind diese bei der Gamma-Verteilung mit einer geschätzten Parametrisierung von $\gamma(0.438; 2.585)$.

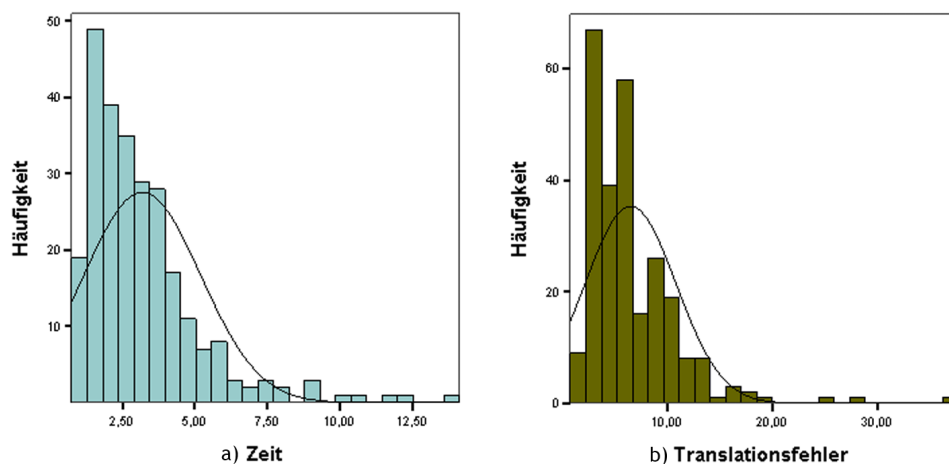


Abbildung 6.3: Histogramme der Messreihen für benötigte Zeit (a) und Translationsfehler (b). Zum Vergleich ist die Kurve der Standardnormalverteilung eingezeichnet. Es kann festgestellt werden, dass keine Übereinstimmung zwischen Normalverteilungsfunktion und Histogramm vorliegt.

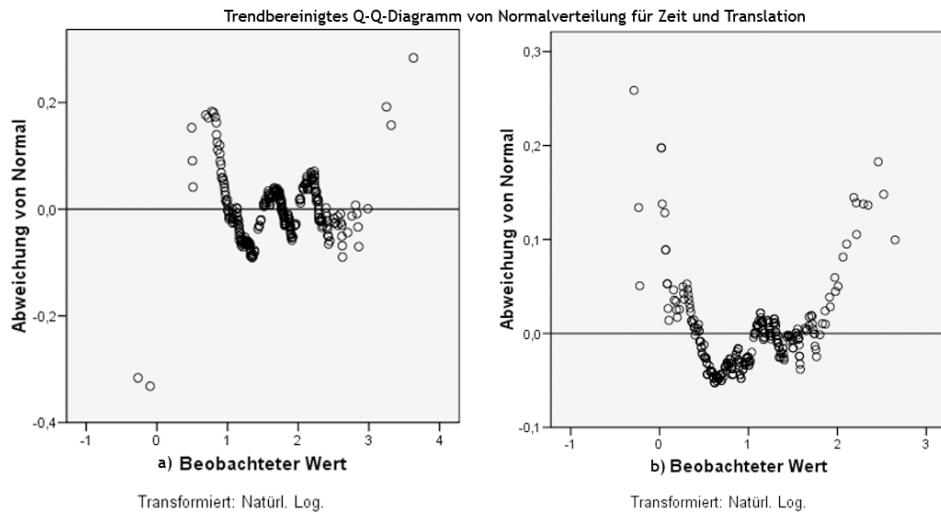


Abbildung 6.4: Trendbereinigte Quantile-Quantile-Plots für benötigte Zeit (a) und Translationsfehler (b) jeweils mit logarithmierten Ausgangswerten. Die Abweichungen der Messwerte von den erwarteten Funktionswerten, die auf $y=0$ abgebildet werden, sind gering.

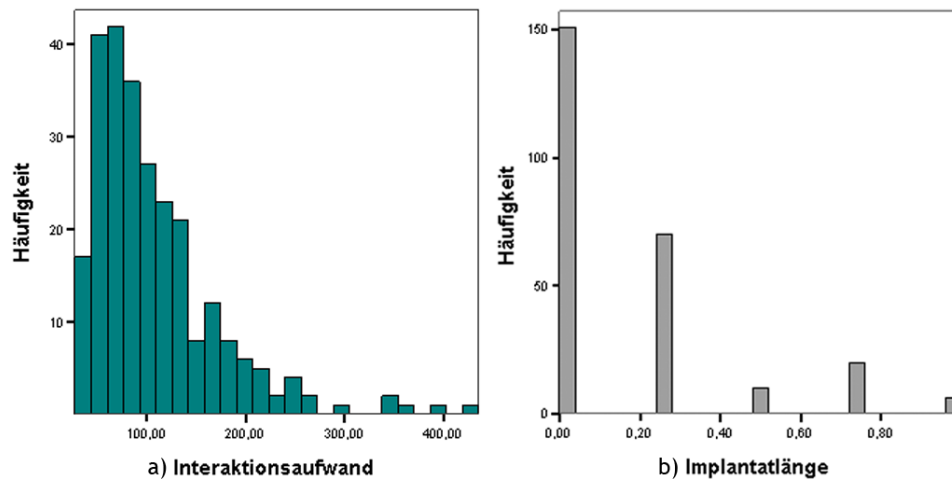


Abbildung 6.5: Histogramme für Interaktionsaufwand (a) und Fehler bei der Implantatlänge (b).

	μ (3D)	σ (3D)	μ (2D)	σ (2D)
Zeit	1,05	0,51	0,95	0,48
Translation	1,69	0,60	1,70	0,56
Rotation	107,06	77,99	106,37	76,91
Rotation ausreißerfrei	68,63	10,38	73,16	9,39
Interaktionsaufwand	4,62	0,51	4,42	0,47

Tabelle 6.1: Tabelle mit den Ergebnissen zu allen Kriterien. Mittelwert (μ) und Standardabweichung (σ) werden jeweils separat für die 2D- und 3D-Gruppe aufgeführt.

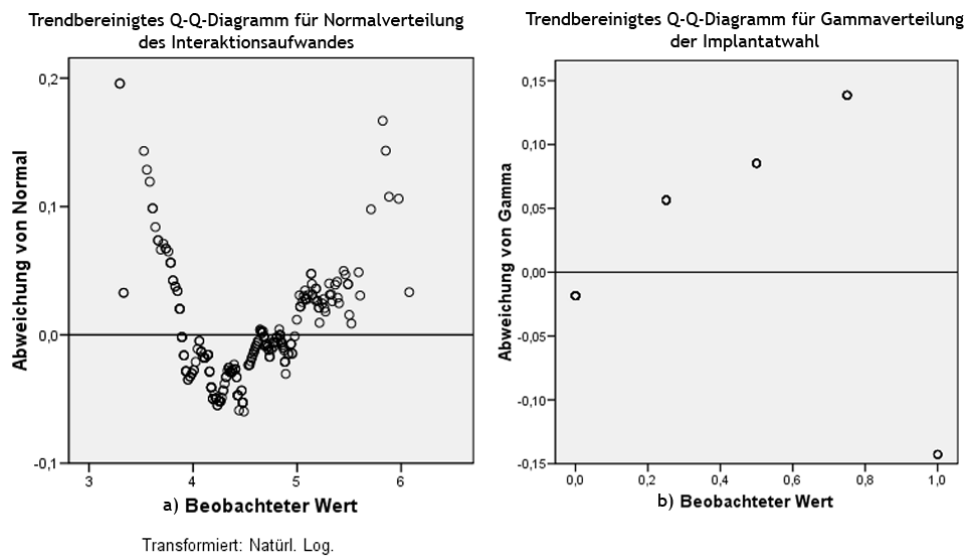


Abbildung 6.6: Trendbereinigte Quantile-Quantile-Plots für Interaktionsaufwand (a) und Fehler der Implantatlänge (b) mit logarithmierten Ausgangswerten.

6.1.4 Auswertung nach Kriterien

Die extrahierten und aufbereiteten Daten, deren Ausreißer und Eigenschaften geklärt sind, werden für jedes Kriterium, was für die Überprüfung der Hypothesen benötigt wird, statistisch ausgewertet. Ergebnisse sowie grafische Darstellungen der Ergebnisse finden sich in den folgenden Abschnitten für jedes Kriterium separat aufgeschlüsselt. Im anschließenden Abschnitt 6.2 findet sich die Interpretation aller Ergebnisse, Ursachenforschung und mögliche Konsequenzen.

Benötigte Zeit

Die Zeiten werden über die Stimuli aller Teilnehmer einer Gruppe separat gemittelt. Exakte Ergebnisse der Berechnung finden sich in Tabelle 6.1. Abb. 6.7a zeigt eine grafische Visualisierung der durchschnittlich benötigten Zeit im direkten Vergleich. Die Daten zeigen, dass die Probanden am Autostereodisplay (3D-Gruppe) pro Stimulus durchschnittlich 0,21 min länger benötigt haben.

Eine weitere interessante Beobachtung lässt sich machen, wenn die benötigte Zeit für künstlich erzeugte und Felsenbein-Stimuli getrennt ausgewertet werden (siehe Abb. 6.7b). Anhand dieses Diagramms kann man erkennen, dass sich die durchschnittlich benötigte Zeit zwischen Probanden der 2D- und der 3D-Gruppe bei künstlichen Stimuli kaum voneinander unterscheiden. Sobald die Probanden die Felsenbein-Stimuli bearbeiten, benötigen sie in der 3D-Gruppe durchschnittlich 1 min länger pro Stimulus, während die benötigte Zeit in der 2D-Gruppe unverändert bleibt. Dies zeigt, dass die Probanden mit dem Autostereodisplay bei künstlichen Stimuli etwa so

schnell arbeiten konnten wie mit dem 2D-Display, bei den Felsenbeinen wurden sie hingegen deutlich langsamer.

Um zu bestimmen, ob die Unterschiede zwischen der benötigten Zeit von 3D- und 2D-Gruppe signifikant sind, wird in SPSS der ANOVA-Test durchgeführt, der auf signifikante Abweichung der Mittelwerte zweier normalverteilter Messreihen mit homogenen Varianzen prüft. Dazu muss zunächst ermittelt werden, ob beide Verteilungen die Bedingung der Varianzhomogenität erfüllen. Der Levene-Test nimmt eine Überprüfung auf eine solche Homogenität zwischen den Varianzen vor. Das Ergebnis zeigt, dass die Varianzen mit einer Wahrscheinlichkeit von 0,808 homogen sind, was das Signifikanzniveau $p \geq 0,05$ deutlich übersteigt. Damit sind die Messreihen geeignet, um auf signifikante Mittelwertabweichung durch ANOVA geprüft zu werden. Laut Ergebnis dieses Tests stimmen die Mittelwerte mit einer Wahrscheinlichkeit von 0,153 überein, was ebenfalls über dem Signifikanzniveau von 0,05 liegt. Damit ist der Unterschied der durchschnittlich benötigten Zeit zwischen 2D- und 3D-Gruppe nicht signifikant.

Positions- und Rotationsfehler des Implantats

Wie im Abschnitt 6.1.3 angesprochen wurde, liegt bei der Translation über die logarithmierten Messwerten eine Normalverteilung vor. Daher wird für dieses Kriterium der natürliche Logarithmus auf die gewonnenen Fehlerwerte angewendet. Die Fehlerwerte zur Rotation werden unverändert verwendet. Anschließend wird über alle Teilnehmer jeder Gruppe das arithmetische Mittel gebildet und ihre Standardabweichung σ berechnet. Die Ergebnisse dazu finden sich in Tabelle 6.1. In den Balkendiagrammen von Abb. 6.8 und Abb. 6.9 sind die Mittelwerte und Konfidenzintervalle für Translations- und Rotationsfehler dargestellt. Da bei dem Kriterium

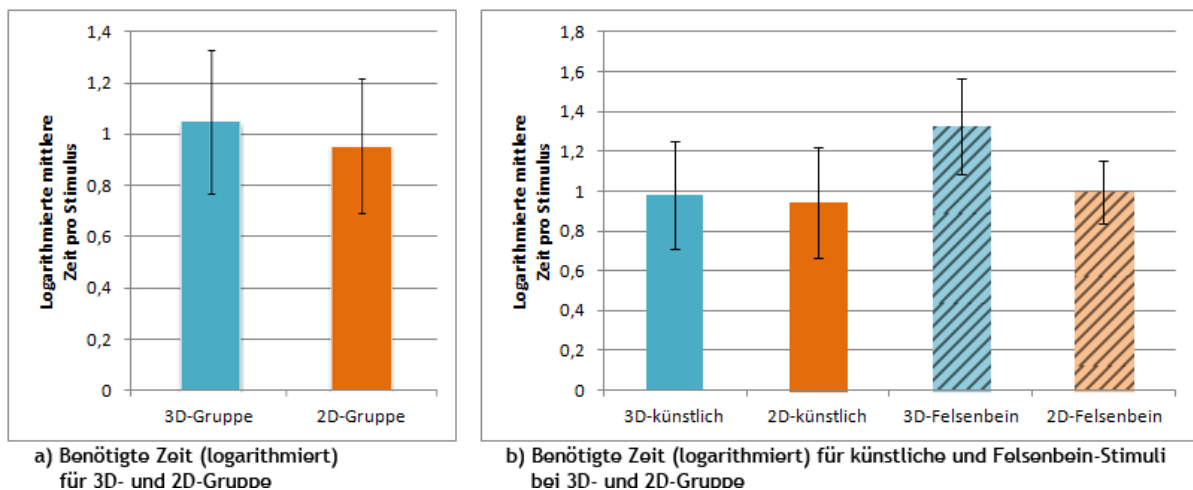


Abbildung 6.7: a) Mittelwert und Konfidenzintervall der benötigten Zeit pro Stimulus im Vergleich zwischen 3D-Gruppe (blau) und 2D-Gruppe (orange); b) Mittelwert und Konfidenzintervall der benötigten Zeit pro Stimulus bei der 2D- und 3D-Gruppe im Vergleich zwischen künstlichen Stimuli (farbig) und Felsenbein-Stimuli (schraffiert).

des Rotationsfehlers in der Fehlerbetrachtung bei bestimmten Stimuli starke Abweichungen vom Mittelwert festgestellt wurden, gibt es in letzterer Abbildung ein separates Diagramm der Messergebnisse ohne Ausreißer.

Für die Signifikanzprüfung wird wie beim vorherigen Kriterium „Benötigte Zeit“ beschrieben zunächst die Varianzhomogenität zwischen den Verteilungen der Messungen von 2D- und 3D-Gruppe untersucht. Da die Ergebnisse mit 0,833 (Translation) bzw. 0,755 (Rotation) das Signifikanzlevel von 0,05 übersteigen, kann für beide Fälle Homogenität angenommen und der ANOVA-Test durchgeführt werden. Dieser ergibt für die Translation Gleichheit zwischen den Mittelwerten beider Verteilungen mit einer Wahrscheinlichkeit von 0,88. Die Abweichungen der Translationsfehler zwischen 2D- und 3D-Gruppe sind daher nicht signifikant. Für den Rotationsfehler ergibt sich eine Wahrscheinlichkeit für Mittelwertgleichheit von 0,902. Zum Vergleich wird eine erneute Auswertung der Messwerte ohne Ausreißer vorgenommen. Die Wahrscheinlichkeit für Mittelwertgleichheit beträgt hierbei 0,84 (bei einer Varianzhomogenität von 0,611). In beiden Fällen übersteigt die Differenz zwischen den Mittelwerten von 2D- und 3D-Gruppe deutlich das Signifikanzlevel von 0,05 und ist damit nicht signifikant.

Interaktionsaufwand

Aus der Anzahl der Protokolleinträge wird zunächst der natürliche Logarithmus gebildet, da nur die logarithmierten Messwerte die Eigenschaften einer Normalverteilung besitzen (wie im Abschnitt 6.1.3 begründet wurde). Mittelwert und Standardabweichung über die vorverarbeiteten Messwerte können in Tabelle 6.1 eingesehen werden. Beim Signifikanztest mit Hilfe des ANOVA-Testverfahrens ergibt sich eine Wahrscheinlichkeit für Mittelwertgleichheit von 0,003 (Varianzhomogenität ist mit einer Wahrscheinlichkeit von 0,934 gegeben). Dieser Wert unterschreitet das Signifikanzlevel von 0,05 und die Differenz zwischen dem Interaktionsaufwand von 3D- und 2D-Gruppe sind damit signifikant. Abb. 6.10a und b zeigen die grafischen Repräsentationen der Werte. Wie bei der benötigten Zeit kann hierbei ebenfalls beobachtet werden,

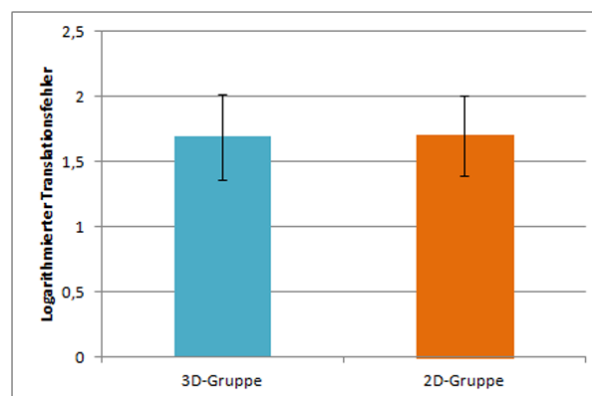


Abbildung 6.8: Mittelwert und Konfidenzintervall des Translationsfehlers im Vergleich zwischen 3D-Gruppe (blau) und 2D-Gruppe (orange).

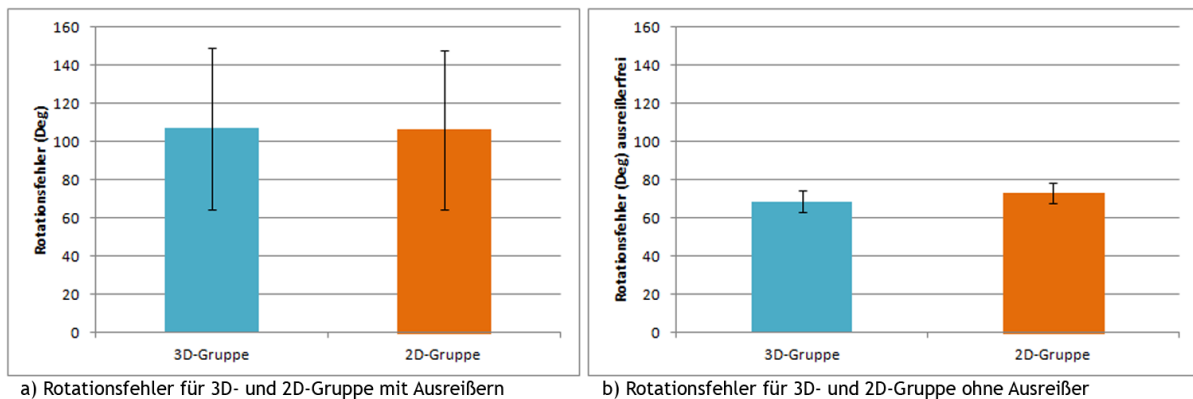


Abbildung 6.9: Mittelwert und Konfidenzintervall des Rotationsfehlers im Vergleich zwischen 3D-Gruppe (blau) und 2D-Gruppe (orange). a) Berücksichtigung aller Datensätze; b) Die Ausreißer aus Abschnitt 6.1.2 werden nicht berücksichtigt.

dass die Probanden der 3D-Gruppe für die Felsenbein-Stimuli mehr Interaktionen aufwenden müssen, um die gewünschten Ergebnisse zu produzieren.

Fehler bei der Wahl der Implantatlänge

Mittels SPSS kann über die Datensätze von 2D- bzw. 3D-Gruppe jeweils die Parametrisierung (β , k) der zugrunde liegenden Gamma-Verteilung geschätzt werden. Daraus lassen sich Erwar-

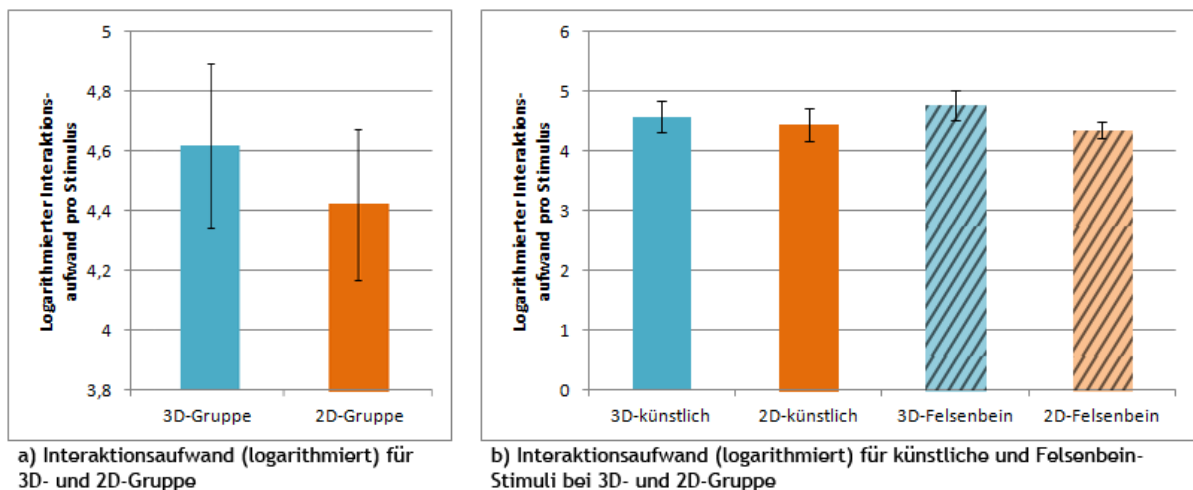


Abbildung 6.10: a) Mittelwert und Konfidenzintervall des durchschnittlichen Interaktionsaufwandes im Vergleich zwischen 3D-Gruppe (blau) und 2D-Gruppe (orange); b) Mittelwert und Konfidenzintervall des Interaktionsaufwandes pro Stimulus bei der 2D- und 3D-Gruppe im Vergleich zwischen künstlichen Stimuli (farbig) und Felsenbein-Stimuli (schraffiert).

tungswert ($E(X) = \frac{k}{\beta}$) und Varianz ($E(X) = \frac{k}{\beta^2}$) bestimmen und miteinander vergleichen [Her11]. Die konkreten Ergebnisse finden sich in der Tabelle 6.2. Darin kann abgelesen werden, dass der Erwartungswert bei der 3D-Gruppe um 0,0056 mm höher liegt als bei der 2D-Gruppe. Da im Abschnitt 6.1.2 bei einigen Stimuli auffällig hohe Fehlerwerte festgestellt wurden, ist in derselben Tabelle eine Parametrisierung über die Datensätze ohne Ausreißer zu finden. Hierbei liegt der Erwartungswert bei der 3D-Gruppe bei 0,0879 und bei der 2D-Gruppe bei 0,0863.

Der t-Test zur Auswertung der Signifikanz in SPSS ergibt für den Fehlerwert der Implantatlänge zwischen 3D- und 2D-Gruppe eine Übereinstimmung mit einer Wahrscheinlichkeit von 0,853. Bei der Auswertung ohne die angesprochenen Ausreißer ergibt sich eine Wahrscheinlichkeit für Übereinstimmung von 0,908. Die Werte gelten jeweils sowohl für homogene als auch für inhomogene Varianzen. Da die Werte in jedem Fall das Signifikanzlevel von 0,05 übersteigen, ist gezeigt, dass die Probanden bei der Implantatwahl zwischen beiden Gruppen keine signifikanten Unterschiede produziert haben.

Einschätzung der Probanden

Wie im Abschnitt 5.4 des vorherigen Kapitels erwähnt wurde, haben von 26 Teilnehmern jeweils 13 am 2D- und am Autostereodisplay gearbeitet. Nach Beenden des letzten Stimulus wurde den Probanden jeder Gruppe eine abschließende Frage gestellt. Die 3D-Gruppe sollte die Frage beantworten, ob sie das Gefühl hatte, dass ihnen der 3D-Eindruck des Autostereodisplays beim Lösen der Aufgabe geholfen hat. Auf Abb. 6.11 ist die prozentuale Verteilung der möglichen Antworten grafisch dargestellt. Da manche Probanden mehrere Optionen ankreuzen konnten, beträgt die absolute Stimmenanzahl 15. Vier Personen (30,7 %) stimmten mit „Ja“, fünf (38,4 %) gaben „Wenig“ an, einer (7,7 %) stimmte für „Nein“ und fünf weitere Probanden gaben an, dass das Autostereodisplay sie eher beeinträchtigt hat. Gründe hierfür lagen darin, dass es auf kurze Distanz Doppelbilder erzeugt, sehr anstrengend für die Augen ist und aufgrund der verringerten Bildschirmauflösung eine geringe Präzision bei der Darstellung von Kantenlinien aufweist. Damit schätzen 30,7 % der Probanden der 3D-Gruppe die Raumtiefe des Autostereodisplays als hilfreich ein, während 38,4 % diese Funktion lediglich eingeschränkt hilfreich bewerteten. 45,4 % sind der Meinung, das Autostereodisplay hat ihnen nicht geholfen oder sie sogar behindert.

Die Probanden der 2D-Gruppe beantworteten die Frage, ob sie das Gefühl hatten, dass ihnen der Eindruck von dreidimensionaler Raumtiefe gefehlt hat. Die Visualisierung der Antwortverteilung

	E(X) (3D)	Var(X) (3D)	E(X) (2D)	Var(X) (2D)
Implantatlänge	0,1650	0,0600	0,1594	0,0648
ausreißerfrei	0,0879	0,0189	0,0863	0,0234

Tabelle 6.2: Tabelle mit den Ergebnissen zur Implantatlänge. Erwartungswert $E(X)$ und Varianz $Var(X)$ werden jeweils separat für die 2D- und 3D-Gruppe aufgeführt.

findet sich auf Abb. 6.12. Fünf Probanden (38,4 %) bestätigten, dass ihnen der 3D-Effekt gefehlt hat, drei Probanden (23,1 %) stimmten für „Wenig“, drei weitere gaben an, dass sie lediglich für manche Stimuli Raumtiefe gewünscht haben und zwei Probanden (15,4 %) gaben an, dass sie dies nicht benötigten. Als Gründe dafür, dass ein 3D-Tiefeneffekt bei der Lösung der Aufgaben gefehlt hat, wurde genannt, dass die Tiefenposition des Implantats nicht (bzw. nur nach einer Kameradrehung) gesehen werden konnte. Ebenso verstanden manche Probanden Ausdehnung und Aufbau des Stimulus mit dem 2D-Display nicht. Als Gegenargument wurde genannt, dass der wichtigste visuelle Hinweis, in welcher Tiefe sich das Implantat befindet, Überdeckung und Schnittkanten zwischen den Oberflächen waren. Dies funktionierte jedoch nur bei sehr gleichmäßig geformten Stimuli, die aus geometrischen Grundobjekten bestanden. Von allen Probanden der 2D-Gruppe hätten 38,4 % während der gesamten Studie ein 3D-Display für hilfreich befunden. 46,2 % schätzten ein, dass ein solches Display ihnen eingeschränkt geholfen hätte und 15,4 % der Probanden benötigten keinerlei 3D-Tiefeninformationen.

Die Probanden aller Gruppen waren größtenteils der Meinung, dass sie das Implantat präziser in die gewünschte Position bewegen könnten, wenn die Steuerung des Widgets einfacher gestaltet wäre. Kritisiert wurde das Rotationsverhalten, bei dem es nicht möglich war, das Objekt um die Blickachse zu drehen. Dieses Verhalten war von `vtkBoxWidget`, auf dem das abgewandelte `UMDUpdateBoxWidget` aufsetzt, vorgegeben und konnte nicht ohne großen Aufwand geändert werden. Die Maus als 2D-Eingabegerät verfügt zudem nicht über genügend mögliche Gesten, um Rotationen um alle gewünschten Achsen zu ermöglichen. Hierbei kann für künftige Studien ein 3D-Eingabegerät in Betracht gezogen werden.

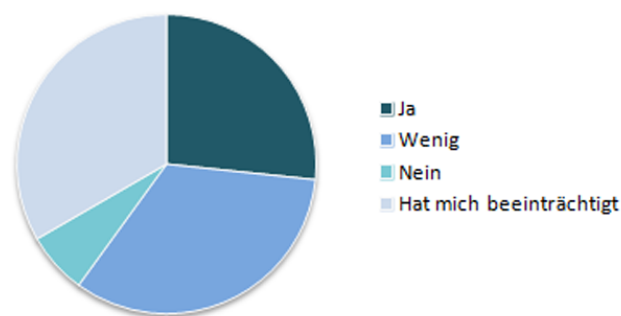


Abbildung 6.11: Umfrageergebnis für die abschließende Frage „Haben Sie das Gefühl, dass Ihnen der 3D-Eindruck des Autostereomonitors beim Lösen der Aufgaben geholfen hat?“ der 3D-Gruppe.

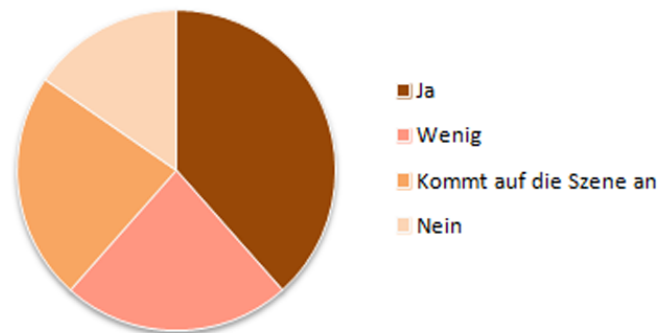


Abbildung 6.12: Umfrageergebnis für die abschließende Frage „Haben Sie das Gefühl, Ihnen hat der dreidimensionale Eindruck von Raumtiefe gefehlt?“ der 2D-Gruppe.

6.2 Interpretation der Messergebnisse

Wie in den vorherigen Abschnitten in der statistischen Auswertung beschrieben wurde, gibt es kaum messbare signifikante Unterschiede zwischen den Ergebnissen am 2D- und Autostereodisplay. Weder benötigten die Probanden an einem der beiden Displays mehr Zeit zum Lösen der Aufgaben, noch waren die Ergebnisse hinsichtlich Wahl der Implantatlänge oder Positionierung des Implantats exakter als die Probanden einer anderen Gruppe. Hinsichtlich des Interaktionsaufwandes haben die Probanden am Autostereodisplay signifikant mehr Aktionen pro Stimulus benötigt als die Vergleichsgruppe am 2D-Display. Bei der benötigten Zeit zeigte die Auswertung, dass die Probanden der 3D-Gruppe für die Erfüllung der künstlich erzeugten Stimuli in etwa dieselbe Zeit benötigten wie die Probanden am 2D-Display. Für die letzten beiden Felsenbein-Stimuli benötigten sie jeweils durchschnittlich eine Minute länger. Damit kann vermutet werden, dass das Autostereodisplay insbesondere beim Bewältigen der Felsenbeine eher hinderlich war im Vergleich zum 2D-Display. Insgesamt zeigt sich, dass die stereoskopischen Bilder am Autostereodisplay nicht dabei helfen, die Szenen schneller einzuschätzen oder Abstände und Orientierungen präziser einzuordnen. Dies kann daran liegen, dass zum Einen der Stereo-Effekt des Autostereodisplays nicht stark genug ist, d.h. Objekte im Vordergrund nicht deutlich genug vor den anderen Objekten sichtbar werden. Aussagen von Doppelbildern und ähnlichen Artefakten lassen zudem darauf schließen, dass das Autostereodisplay technische Probleme hat, die stereoskopischen Bilder für beide Augen exakt zu trennen. Auch kann es ein Hinweis darauf sein, dass das stereoskopische Sehen womöglich nicht der maßgebliche Tiefenhinweis ist, der benötigt wird, um die vorgegebenen Stimuli räumlich einzuschätzen. Andere depth cues wie Schattenwurf, Überdeckung und (mangels Kollisionsbetrachtung) Schnittkanten, die zum Teil in der Nutzerstudie enthalten waren, geben womöglich zuverlässigere Hinweise auf Tiefenpositionen von Objekten.

Schnelligkeit und benötigter Interaktionsaufwand können dadurch beeinflusst werden, wie viel Erfahrung der Proband im Umgang mit 3D-Modellierungs- oder Manipulationsanwendungen hat.

Probanden, die über solche Erfahrungen verfügen, sind womöglich weniger auf depth cues oder stereoskopisches Sehen angewiesen und produzieren dennoch schnelle Ergebnisse. Ein Proband ohne die genannten Erfahrungen hingegen produziert womöglich langsamer und aufwendiger Ergebnisse, wobei ihm die depth cues weniger helfen können. Ebenso verhält es sich mit der Präzision bei der Positionierung und Rotation des Implantats. Hierbei sind diejenigen Probanden unter allen Konditionen im Vorteil, die vergleichbare Manipulationsoperationen bereits kennen und die unerfahrenen Probanden mit oder ohne stereoskopische Hilfestellung im Nachteil. Da ein Großteil der Probanden aus dem Fachbereich Informatik mit überdurchschnittlich ausgeprägter PC-Erfahrung stammen und diese etwa gleichmäßig auf 2D- und 3D-Gruppe aufgeteilt waren, gab es in beiden Gruppen etwa gleichermaßen viele Teilnehmer mit mehr oder weniger ausgeprägter Erfahrung im Bereich der 3D-Manipulationen. Für künftige weiterführende Studien ist es daher aussagekräftiger, wenn eine homogenere Teilnehmermenge gefunden wird, die bestenfalls aus dem Fachbereich Medizin stammt und somit den Eigenschaften der späteren Zielgruppe nahe kommt. Damit sind die Probanden ausgeschlossen, deren Erfahrung in 3D-Szenen stark ausgeprägt ist und sich nicht beeinflussen lässt von Hilfsmitteln oder alternativen Ein- und Ausgabegeräten. Die negativen Ergebnisse der Umfrage und die oben genannte Auffälligkeit der benötigten Zeit bei Felsenbeinstimuli lässt den Rückschluss zu, dass das Autostereodisplay in seinem derzeitigen technischen Stand keine Hilfe darstellt, sondern in Szenen mit kleineren Distanzen eher hinderlich ist. Trotz des Vorteils, dass keine 3D-Brille benötigt wird, ist er für die Augen anstrengend und durch die verringerte räumliche Auflösung vor allem bei kleinen Objekten zu ungenau. Zusätzliche depth cues, die im bisherigen Studienkonzept noch nicht beinhaltet waren (Schatten, Unschärfe etc.) können untersucht werden.

Sinnvoll für die unerfahrenen Probanden ist die Evaluierung alternativer Eingabegeräte, die ein intuitives und einfacheres Manipulieren der Objekte im 3D-Raum ermöglichen. Probanden beider Gruppen beklagten sich gleichermaßen darüber, dass sie zwar wüssten, wohin sie das Objekt drehen müssen, jedoch keinen Weg finden, dies umzusetzen. Das haptische Eingabegerät Phantom [pha13] mit stiftartigem Eingabestylus könnte hierbei eine leicht verständliche Alternative mit Ähnlichkeit zum späteren Arbeitsinstrument sein.

6.3 Überprüfung der Hypothesen

Nachdem für alle benötigten Kriterien festgestellt wurde, inwieweit sich die Ergebnisse zwischen 3D- und 2D-Gruppe unterscheiden, können diese Erkenntnisse dazu verwendet werden, die im Konzept aufgeführten Hypothesen zu überprüfen.

Die Probanden erzielen mit dem Autostereodisplay exaktere Ergebnisse

Die Kriterien, die für diese Hypothese relevant sind, werden in den Abschnitten 6.1.4 und 6.1.4 ausgewertet. Für alle drei Fehlerwerte kann festgestellt werden, dass die Mittelwerte zwischen 3D- und 2D-Gruppe nicht weit voneinander abweichen. Die Signifikanztests ergaben

hierbei Wahrscheinlichkeiten von 0,88 (Translationsfehler), 0,902 (Rotationsfehler) und 0,908 (Implantatlänge). In allen drei Fällen wird das Signifikanzlevel von 0,05 nicht unterschritten und die Abweichungen sind nicht signifikant. Die Ergebnisse der Probanden zwischen 3D- und 2D-Gruppe sind daher in etwa gleich exakt. Die Hypothese, dass das Autostereodisplay zu exakteren Ergebnissen verhilft, kann abgewiesen werden.

Die Probanden sind mit dem Autostereodisplay ebenso schnell wie mit dem 2D-Display

Die Auswertung der benötigten Zeit im gleichnamigen Abschnitt ergibt eine Übereinstimmung der mittleren Zeit zwischen 3D- und 2D-Gruppe von 0,153. Da dieser Wert das Signifikanzlevel von 0,05 nicht unterschreitet, ist der Unterschied zwischen den jeweils benötigten mittleren Zeiten nicht signifikant. Die Hypothese, dass die Probanden beider Gruppen gleichermaßen schnell zu ihren Ergebnissen gelangen, kann bestätigt werden.

Der Interaktionsaufwand zum Lösen der Aufgabe ist beim Autostereodisplay geringer

Wie im Abschnitt 6.1.4 erläutert wurde, liegt der durchschnittliche Interaktionsaufwand bei der 3D-Gruppe höher als der 2D-Gruppe. Die ANOVA-Test ergibt zudem einen Signifikanzwert von 0,003, was das Signifikanzlevel unterschreitet und somit auf einen signifikanten Unterschied hinweist. Die Hypothese, dass der Interaktionsaufwand mit dem Autostereodisplay verringert wird, kann somit widerlegt werden. Laut Messungen ist der Interaktionsaufwand mit diesem Display sogar gestiegen.

Die Probanden der 2D-Gruppe schätzen ein, dass ihnen 3D-Tiefeninformationen beim Lösen der Aufgabe gefehlt haben

Die Auswertung im Abschnitt 6.1.4 zeigt, dass 38,4% der Befragten bei der Lösung der Aufgaben die Hilfe von 3D-Bildern benötigt haben. 23,1% der Probanden haben sich diese Hilfe bei bestimmten Stimuli gewünscht. Als Begründung wurde genannt, dass symmetrisch und gleichmäßig geformte Stimuli leichter einzuschätzen seien als irregulär geformte mit unebenen Oberflächen. Da Stimuli mit letzteren Eigenschaften realitätsnäher zur OP-Situation sind als die abstrakten Varianten, die aus Kugeln und Zylindern zusammen gesetzt sind, kann man davon ausgehen, dass ein Teil dieser Stimmen zu „Ja“-Stimmen werden, wenn als Stimuli ausschließlich OP-getreue Situationen verwendet werden. Es haben jedoch nicht alle Probanden die eben genannte Begründung bestätigt. Teilweise konnten sie nicht genau sagen, warum sie bestimmte Stimuli gut erfassten und andere weniger gut. Weitere 23,1% der Probanden gaben an, dass ihnen 3D-Tiefe nur wenig gefehlt hat. Laut eigenen Angaben könnten die betroffenen Probanden dadurch schneller arbeiten, da sie Tiefenpositionen ohne Kamerabewegung erkennen könnten. Zum besseren Verständnis des Stimulus-Aufbaus benötigte keiner von ihnen Unterstützung. Damit können diese Stimmen ebenfalls nicht als „Ja“-Stimmen gewertet werden.

Mit 38,4% hätten demnach weniger als die Hälfte der Probanden der 2D-Gruppe die Tiefeninformationen eines 3D-Bildes benötigt. Die Hypothese, wonach die Mehrheit der Probanden 3D-Tiefeninformationen für das Lösen der Aufgabe vermissen, wird damit widerlegt.

Die Probanden der 3D-Gruppe bewerten das Autostereodisplay als hilfreich

Laut Auswertung im Abschnitt 6.1.4 gaben 30,7% der Probanden aus der 3D-Gruppe an, dass ihnen die Tiefeninformationen des Autostereodisplays bei der Bearbeitung der Aufgabe geholfen haben. 38,4% schätzten die Hilfe des Displays als gering ein, was jedoch durch keine Erklärungen konkret begründet wurde. Inwiefern oder für welche Stimuli das Display hierbei von Nutzen war, kann nur vermutet werden und die betroffenen Stimmen können nicht als „Ja“-Stimmen gewertet werden. 7,7% der Probanden gaben als Antwort, dass ihnen das Autostereodisplay nicht geholfen hat und 38,4% fühlten sich sogar von diesem beeinträchtigt. Diese Aussage deckt sich mit den Beobachtungen bei der Kategorie „Benötigte Zeit“ im vorangegangenen Abschnitt. Die Abb. 6.7 zeigt die mittlere benötigte Zeit pro Stimulus für künstlich erzeugte und Felsenbein-Stimuli bei der 2D- und 3D-Gruppe. Man kann beobachten, dass die Probanden der 2D-Gruppe für alle Stimuli in etwa dieselbe Zeit in Anspruch genommen haben während die Probanden der 3D-Gruppe für die Felsenbein-Stimuli deutlich länger benötigten als für die künstlich erzeugten. Dies spricht dafür, dass die Probanden durch das Stereodisplay irritiert oder behindert wurden. Die Kommentare, die in der Auswertung zur Kategorie „Einschätzung der Probanden“ aufgeführt wurden, bestätigen diese Vermutung. Mit 38,4% der möglichen Stimmen haben weniger als die Hälfte der Probanden das Autostereodisplay als hilfreich eingestuft. Die Hypothese, dass das Autostereodisplay der Mehrzahl der Probanden beim Lösen der Aufgaben hilft, wird damit widerlegt.

6.4 Zusammenfassung

Die Ergebnisse der quantitativen Auswertung zeigen, dass die Probanden mit dem Autostereodisplay genauso schnelle und exakte Ergebnisse erzielen wie mit dem 2D-Display. Der Interaktionsaufwand ist im Vergleich zum 2D-Display im Schnitt allerdings höher. Laut Aussagen der Befragung fühlten sich die Probanden mit dem Autostereodisplay bei manchen Stimuli vor allem durch Doppelbild-Artefakte beeinträchtigt. Als hilfreich wurde es von der Mehrheit der befragten Probanden nicht eingeschätzt. Die Ergebnisse aus der Befragung in der 2D-Gruppe zeigen, dass ein Teil der Probanden ein 3D-Display benötigt haben, jedoch ist dieser Anteil in der Minderheit. Bei naturgetreu nachgebildeten Stimuli ist der Bedarf für Support durch 3D-Tiefenbilder tendenziell höher, wenn auch keine genauen Zahlen genannt werden können. Ein 3D-fähiges Display ist daher für ein Tympanoplastik-Trainingssystem womöglich sinnvoll. Das Autostereodisplay im Speziellen eignet sich für diesen Anwendungsfall in seinem derzeitigen Entwicklungsstand nicht. Die Unterstützung für den Probanden ist zu gering und die Nachteile zu groß, um die hohen Anschaffungskosten für das beschriebene Spezialdisplay zu rechtfertigen. Anknüpfend kann in weiteren Studien geklärt werden, welche alternativen 3D-Displays geeignet

sind und wie sich die Ergebnisse verändern, wenn verstärkt natürliche Felsenbeine als Stimuli zum Einsatz kommen. Neben den Displays können zudem alternative 3D-Eingabegeräte (bspw. SpacePilot, Phantom) untersucht werden, die den Usern die Manipulation des Implantats erleichtern. Für aussagekräftigere Ergebnisse können Probanden aus der Zielgruppe für kommende Studien die Frage beantworten, mit welchen Hardware-Komponenten sie am besten arbeiten können.

7 Zusammenfassung und Ausblick

Um angehenden HNO-Fachärzten im Bereich Tympanoplastiken eine zusätzliche Möglichkeit zur Vorbereitung auf den bevorstehenden OP-Alltag zu bieten, ist die Entwicklung einer Simulation mit virtuellen Trainingssituationen sinnvoll. Sie kann den Assistenzärzten dabei helfen, ihre visuellen Fähigkeiten und Erfahrung im Umgang mit den Ausdehnungen im Mittelohr zu verbessern. Als erster Schritt zur Entwicklung eines solchen Systems wird in dieser Masterarbeit geklärt, ob ein 2D-Display oder ein Autostereodisplay für diesen Zweck als Ausgabegerät besser geeignet ist. Dazu wird eine Nutzerstudie konzipiert und implementiert, in der dreidimensionale Szenen, die den grundlegenden Aufbau einer Mittelohrhöhle nachempfunden, als Stimuli eingesetzt werden. In dem Stimulus muss jeder Proband ein Implantat unter Verwendung der Maus einsetzen. Die Probanden werden in zwei Gruppen eingeteilt, wobei in jeder Gruppe alle Stimuli ausschließlich an einem der beiden Displays durchgeführt werden. Im Vergleich der Ergebnisse beider Gruppen wird anschließend ermittelt, ob die Probanden am Autostereodisplay exaktere Ergebnisse produziert haben, schneller waren oder weniger Aktionen benötigten. Die Auswertung der durchgeführten Studie zeigt schließlich, dass die Probanden in allen drei genannten Kriterien kaum voneinander abweichen. Die Ergebnisse an beiden Displays sind gleichermaßen exakt und keine der Gruppen benötigt mehr Zeit oder Aktionen zum Lösen der Aufgaben. Umfragen bei den Probanden ergaben, dass das Autostereodisplay bei manchen Stimuli störende Bildeffekte erzeugt hat, die beeinträchtigend wirkten. Die technisch bedingte Verringerung in der Bildauflösung sowie starke Anstrengung der Augen wurden zusätzlich als störende Effekte wahrgenommen. Aufgrund dieser genannten Probleme und den kaum unterschiedlichen Ergebnissen beim Bearbeiten der Aufgaben, ist das Autostereodisplay keine bessere Hilfe für den Probanden als das 2D-Display. 3D-fähige Displays müssen für diesen Anwendungsfall nicht ungeeignet sein. Eine weiterführende Studie mit alternativen Display-Technologien ist daher sinnvoll. Auch hatten viele Probanden Probleme mit der Maussteuerung, da Rotationen anhand von Mausbewegungen an einem Widget durchgeführt wurden. Da im Rahmen dieser Masterarbeit lediglich eine vergleichende Untersuchung von zwei Display-Systemen vorgenommen und Eingabegeräte dabei nicht berücksichtigt wurden, ist eine Untersuchung verschiedener Eingabegeräte erforderlich.

Nachdem erste Grundlagen dafür gelegt sind, welche Ausgabegeräte für ein Trainingssystem für Tympanoplastiken geeignet sind, ist es wünschenswert, wenn in Zusammenarbeit zwischen der Universität Magdeburg und dem Uniklinikum Magdeburg die Entwicklung fortgesetzt wird. Auf diese Weise kann eine vollständige virtuelle Simulation entstehen, in dem Assistenzärzte zusätzlich zu den OP-Hospitationen ihre Fähigkeiten schulen können. Wie im Kapitel „Medizinischer Hintergrund“ beschrieben, können dabei die Operationsphasen vom Beseitigen der Pathologien bis zur Schalleitungsrekonstruktion simuliert werden. Eine realitätsnahe optische

Umsetzung sorgt dafür, dass der User die Situationen so kennenlernt, wie er sie bei einer realen OP erlebt. Zum Interagieren ist anstatt der Maus ein 3D-Eingabegerät wie beispielsweise der SpacePilot denkbar. Damit können die von den Probanden aufgeführten Probleme mit dem korrekten Positionieren des Implantats verringert werden. Eine abschließende Auswertung eignet sich dazu, um dem User aufzuzeigen, wie korrekt er das Übungsszenario bewältigt hat und wie sich seine Leistungen im Laufe der Sitzungen verändern. Mit dem beschriebenen System könnten verschiedene Krankheitsfälle mit unterschiedlichem Schwierigkeitsgrad trainiert und die gesammelten Erfahrungen als Ergänzung zur Facharztausbildung genutzt werden.

Literaturverzeichnis

- [Alc03] ALCAMO, I. Edward und BERGDAHL, John: *Anatomy Coloring Workbook*, Princeton Review (2003), S. 2–8
- [Bae11] BAER, Alexandra; GASTEIGER, Rocco; CUNNINGHAM, Douglas und PREIM, Bernhard: Perceptual Evaluation of Ghosted View Techniques for the Exploration of Vascular Structures and Embedded Flow. *Computer Graphics Forum (Euro Vis)* (2011): S. 811–820
- [Bau97] BAUMANN, Ingo; DIEDRICHS, H. W.; PLINKERT, Peter K. und ZENNER, Hans-Peter: Autologes Gewebe bei Typ-I- und Typ-III-Tympanoplastikeroperationen bei der chronischen Schleimhauteiterung. *HNO-12-97* (1997): S. 990–996
- [Bic10] BICHLMEIER, Christoph; EULER, Ekkehard; BLUM, Tobias und NAVAB, Nassir: Evaluation of the Virtual Mirror as a Navigational Aid for Augmented Reality Driven Minimally Invasive Procedures. *IEEE* (2010): S. 91–97
- [Bra09] BRAUN, Marius; LEINER, Ulrich und RUSCHIN, Detlef: Evaluation motion parallax and stereopsis as depth cues for autostereoscopic displays. *Proc. SPIE 7863, Stereoscopic Displays and Applications XXII* (2009): S. 1–12
- [Coc04] COCKBURN, A. und MCKENZIE, B.: *Evaluating Spatial Memory in Two and Three Dimensions*, Academic Press, Inc. (2004), S. 1–17
- [Cot96] COTIN, Stéphane; DELINGETTE, Hervé und AYACHE, Nicholas: Real-time elastic deformations of soft tissues for surgery simulations. *IEEE - Transactions of Visualization and Computer Graphics* (1996): S. 8–11
- [Del98] DELINGETTE, Hervé: Towards Realistic Soft Tissue Modeling in Medical Simulation. *Proceedings of the IEEE Vol. 86 Nr. 3* (1998): S. 15–17
- [Dic09] DICK, C.; GEORGII, J.; BURGKART, R. und WESTERMANN, R.: Stress Tensor Field Visualization for Implant Planning in Orthopedics. *Visualization and Computer Graphics, IEEE Transactions on* (2009): S. 1399 –1406
- [Gan96] GANZ, Horst und JAHNKE, Volker: *Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde*, Walter de Gruyter-Verlag (1996), S. 1–5
- [Gas10] GASTEIGER, Rocco; NEUGEBAUER, Mathias; KUBISCH, Christoph und PREIM, Bernhard: Adapted Surface Visualization of Cerebral Aneurysms with Embedded Blood Flow Information. *Eurographics Workshop on Visual Computing for Biology and Medicine* (2010): S. 25–32
- [Goc05] GOCH, Ines: Vergleich metrischer Genauigkeit von Computertomographie, digitaler Volumetomographie und Orthopantomographie in der modernen Implantologie (2005): S. 6–8, dissertation, Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
- [Ham08] HAMZEI, Stella Jasmin: Radiologische Untersuchung des Os temporale mittels digitaler Volumetomographie und Computertomographie (2008): S. 6–10, dissertation,

- Philipps-Universität Marburg
- [Hei04] HEILAND, M.; VON STERNBERG-GOSPOS, N.; PFLESSER, B.; SCHULZE, D.; HÖHNE, K. H.; SCHMELZLE, R. und PETERSIK, A.: Virtuelle Simulation dentoalveolärer Eingriffe in einem dreidimensionalen Computermode mit Krafrückkopplungssystem. *Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie* (2004): S. 163–166
- [Her11] HERRMANN, Frank: *Operative Planung in IT-Systemen für die Produktionsplanung und -steuerung*, Vieweg & Teubner (2011), S. 152–153
- [Hof02] HOFMANN, Jan: Raumwahrnehmung in virtuellen Umgebungen: Der Einfluss des Präsenzepfindens in Virtual Reality-Anwendungen für den industriellen Einsatz (2002): S. 1–225, dissertation, Technische Universität München
- [Hyr57] HYRTL, Joseph: *Handbuch der topographischen Anatomie, und ihrer praktisch medicinisch-chirurgischen Anwendungen*, Wilhelm-Baumüller-Verlag (1857), S. 284–297
- [Kee99] KEERL, Rainer und HILDMANN, Henning: Virtuelle Klinik Band V: Die Chirurgie des Mittelohrs (1999)
- [kir12] MeVis Medical Solutions AG (2012), <http://www.mevislab.de>
- [Kle09] KLEMM, Claus Christoph Moritz: Textile Trägerstrukturen für das Tissue Engineering eines bioartifiziiellen Trommelfells (2009): S. 7–12, dissertation, Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn
- [Kli01] KLINGEBIEL, R.; FREIGANG, B.; BAUKNECHT, H.-C.; THIEME, N.; ROGALLA, P.; WERBS, M.; KASCHKE, O. und LEHMANN, R.: *Virtuelle Darstellungstechniken in der otologischen Bildgebung*, Thieme, Stuttgart (2001), S. 555–561
- [koe12] IBM Deutschland (2012), <http://www.ibm.com/de/de/>
- [kur12] KURZ Middle Ear Intelligence (2012), <http://www.kurzmed.de/>
- [L05] LÜBBERS, Christian W.: Über die Resultate der Rekonstruktion der Gehörknöchelchenkette mit der Bojrab-Prothese und die Entwicklung einer neuen Plot-Darstellung (2005): S. 12–14, dissertation, LMU München
- [Leh09] LEHNHARDT, Ernst und LASZIG, Roland: *Praxis der Audiometrie*, Thieme-Verlag (2009), S. 3–8
- [Li07] LI, Wilmot; RITTER, Lincoln; AGRAWALA, Maneesh; CURLESS, Brian und SALESIN, David: Interactive cutaway illustrations of complex 3D models. *ACM Trans. Graph.* (2007): S. 31–1–31–10
- [Lue14] LUEDER, Ernst: *3D Displays*, Wiley (2014), S. 11–14
- [M08] MÜHLER, Konrad; CORDES, Jeanette; TIETJEN, Christian und PREIM, Bernhard: Richtlinien für die Gestaltung chirurgischer Planungs-, und Trainings-Software, in: *curac.08 Tagungsband*, S. 241–242
- [Mas51] MASSEY, F. J.: The Kolmogorov-Smirnov Test for Goodness of Fit. *Journal of the American Statistical Association. Vol. 46, No. 253* (1951): S. 68–78
- [Ost12] OSTEN, Wolfgang und REINGAND, Nadya: *Optical Imaging and Metrology*, Wiley VCH (2012), S. 32–36
- [Pet03] PETERSIK, Andreas; PFLESSER, Bernhard; TIEDE, Ulf; HÖHNE, Karl-Heinz und LEUWER, Rudolf: Realistic Haptic Interaction in Volume Sculpting for Surgery Simulation. *Lecture Notes in Computer Science Vol. 2673* (2003): S. 194–202
- [pha13] Sensable - PHANTOM HAPTIC DEVICE (2013), <http://www.sensable.com>
- [Rip09] RIPOTA, Peter: *In die dritte Dimension, Stereobilder 1: Anaglyphen*, Books-on-Demand

- (2009), S. 8–10
- [Rit02] RITTER, Felix; BERENDT, Bettina; FISCHER, Berit; RICHTER, Robert und PREIM, Bernhard: Virtual 3D Jigsaw Puzzles: Studying the Effect of Exploring Spatial Relations with Implicit Guidance. *Mensch und Computer* (2002): S. 363–372
- [RK11] REDDY-KOLANU, Guna und ALDERSON, David: Annals of The Royal College of Surgeons of England. *Evaluating the effectiveness of the Voxel-Man TempoSurg virtual reality simulator in facilitating learning mastoid surgery* (2011): S. 206–208
- [ros12a] Blender Foundation (2012), <http://www.blender.org>
- [Ros12b] ROSTALSKI, Dr. Dorothea: Oberärztin der HNO-Klinik, Universitätsklinikum Magdeburg (2012)
- [Sch05] SCHREER, Oliver; KAUFF, Peter und SIKORA, Thomas: *3D Videocommunication: Algorithms, concepts and real-time systems in human centered communication*, John Wiley & Sons (2005), S. 237–242
- [Seg08] SEGARRA, Luisa Maria; SCHWEDLER, Andreas; WEIH, Markus; HAHN, Eckhart G. und SCHMIDT, Anita: *Der Einsatz von medizinischen Trainingszentren für die Ausbildung zum Arzt in Deutschland, Österreich und der deutschsprachigen Schweiz*, GMS Zeitschrift für Medizinische Ausbildung 2008, Vol. 25 (2008), S. 1–7
- [Str01] STROHM, Michael: *Operative Therapie der Schallleitungsschwerhörigkeit*, Springer-Verlag (2001), S. 890–899
- [Szc11] SZCEPEK, Jörg: *Visuelle Wahrnehmung - Eine Einführung in die Konzepte Bildentstehung, Helligkeit + Farbe, Raumtiefe, Grösse, Kontrast und Schärfe*, Books-on-Demand (2011), S. 38–45
- [Tau10] TAUER, Holger: *Stereo 3D*, Schiele & Schön (2010), S. 101–104
- [The96] THEISSING, Jürgen; RETTINGER, Gerhard und WERNER, Jochen A.: *HNO-Operationslehre*, Thieme-Verlag (1996), S. 363–397
- [Tor03] TORY, Melanie: Mental Registration of 2D and 3D Visualizations (An Empirical Study), in: *Proceedings of the 14th IEEE Visualization 2003 (VIS'03)*, IEEE Computer Society, S. 49–58
- [Vin11] VINCE, John: *Rotation Transforms for Computer Graphics*, Springer-Verlag London (2011), S. 120
- [Vio03] VIOLA, Ivan und SBERT, Mateu: Importance-Driven Focus of Attention. *IEEE TVCG* (2003): S. 933–940
- [Vor06] VORWERK, Dr. Ulrich: Oberarzt der HNO-Klinik, Universitätsklinikum Magdeburg (2006)
- [VS10] VAN SCHOOTEN, Boris W.; VAN DIJK, Elisabeth M. A. G.; ZUDILOVA-SEINSTRÄ, Elena; SUINESIAPUTRA, Avan und REIBER, Johan H. C.: The effect of stereoscopy and motion cues on 3D interpretation task performance, in: *Proceedings of the International Conference on Advanced Visual Interfaces*, ACM, S. 167–170
- [War05] WARNKE, Fred: Wie lese ich ein Audiogramm? *Audiogramm-Lesehilfe V01* (2005): S. 1–3
- [Wu10] WU, Sin Lin: Depth in Dedicated Mobile Device User Interfaces for Auto-Stereoscopic Displays (2010): S. 1–76, masterthesis, TU Delft
- [Wul58] WULLSTEIN, Horst L.: *Die Tympanoplastik und ihre Resultate*, Springer-Verlag (1958), S. 84–90
- [Zir07] ZIRKLE, Molly; ROBERSON, David W.; LEUWER, Rudolf und DUBROWSKI, Adam:

- Using a Virtual Reality Temporal Bone Simulator to Assess Otolaryngology Trainees. *The Laryngoscope* (2007): S. 258–262
- [Ziv00] ZIV, Amitai; SMALL, Stephen D. und WOLPE, Paul Root: *Patient safety and simulation-based medical education*, Taylor & Francis Ltd. (2000), S. 491–494

Anhang

1. Fragebogen

Proband-ID _____

Random-Order _____

Fragebogen zur Studienteilnahme

Bitte beantworten Sie vor Beginn der Studie diese Fragen. Alle Angaben bleiben anonym und werden nur zu Forschungszwecken verwendet.

1. Alter
2. Geschlecht ☐ männlich ☐ weiblich
3. In welchem Fachbereich sind Sie derzeit tätig? (z.B. Mathematik, Pädagogik...)
4. Leiden Sie unter einer Farb-Sehschwäche?
☐ Ja ☐ Nein
5. Leiden Sie unter einer 3D-Sehschwäche?
☐ Ja ☐ Nein
6. Wie viel arbeiten Sie mit PCs?
☐ Mehrere Stunden täglich ☐ Eine Stunde täglich ☐ Wenige Stunden wöchentlich ☐ Wenige Stunden im Monat
7. Wie oft spielen Sie 3D-Computerspiele?
☐ Mehrmals pro Woche ☐ Mehrmals pro Monat ☐ Seltener/unregelmäßig ☐ Nie
8. Haben Sie schon mal an einem 3D-Monitor gearbeitet?
☐ Ja Inwiefern? ☐ Nein
9. Sind Sie mit medizinischen Bilddaten vertraut?
☐ Ja ☐ Nein

Abbildung .1: Fragebogen, den die Probanden vor dem Start der Studie ausfüllen. Die Felder „Proband-ID“ und „Random-Order“ werden vom Versuchsleiter ausgefüllt.

Abschließende Frage

Bitte beantworten Sie diese Frage erst, wenn Sie die Studie durchgeführt haben.
Antworten Sie so, wie es Ihrer persönlichen Einschätzung nach zutrifft.

10. Haben Sie das Gefühl, Ihnen hat der dreidimensionale Eindruck von Raumtiefe gefehlt?

☐

Ja

☐

Wenig

☐

Kommt auf die Szene an

☐

Nein

Begründung:

Abbildung .2: Abschließende Frage, die von den Probanden nach Vollendung der Studie beantwortet werden sollte. Diese Frage wurde nur an die Probanden, die am 2D-Display gearbeitet haben, gerichtet.

Abschließende Frage

Bitte beantworten Sie diese Frage erst, wenn Sie die Studie durchgeführt haben.
Antworten Sie so, wie es Ihrer persönlichen Einschätzung nach zutrifft.

10. Haben Sie das Gefühl, dass Ihnen der 3D-Eindruck des Autostereomonitors beim Lösen der Aufgaben geholfen hat?

☐

Ja

☐

Wenig

☐

Nein

☐

Nein, er hat mich sogar beeinträchtigt

Begründung:

Abbildung .3: Abschließende Frage, die von den Probanden nach Vollendung der Studie beantwortet werden sollte. Diese Frage wurde nur an die Probanden, die am Autostereodisplay gearbeitet haben, gerichtet.

Erklärung der Urheberschaft

Hiermit versichere ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, sowie Zitate kenntlich gemacht habe. Einer Veröffentlichung dieser Masterarbeit und sonstigen Verwertung durch die Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg stimme ich hiermit zu.

Magdeburg, den 07.01.2013