

Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg  
Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik

# Bachelorarbeit



Virtual-Reality-Operationsraum für  
MRT-gestützte minimalinvasive Eingriffe

eingereicht: 15. September 2020

von: Maximilian Rötzer  
geboren am 30. November 1996  
in Kassel

## Kurzreferat

Bei Lebertumoren im frühen Stadium bietet die thermische Ablation eine Möglichkeit zur vollständigen Zerstörung des malignen Gewebes. Eine niedrigere Belastung für den Patienten und geringere Kosten sind die Vorteile gegenüber dem chirurgischen Eingriff. Deshalb wird die Ablation klinisch immer relevanter. Bei dieser minimal-invasiven perkutanen Intervention wird sich bildgebender Verfahren bedient, die Auskunft über die Position der Nadel, dem Zielgewebe und den umgebenen Risikostrukturen geben. Die Herausforderung für die intervenierenden Ärzte besteht darin, die Nadel so zu platzieren, dass der Tumor ohne zu viel gesundes Gewebe zu beschädigen zerstört werden kann.

In dieser Arbeit wird ein Prototyp eines modularen Operationsraums in der virtuellen Realität vorgestellt. Mit einem haptischen Feedbackgerät und einem physischen MRT-Modell wird das Finden der Einstichposition und -orientierung der Nadel innerhalb der MRT-Röhre simuliert. Es wurde ein Konzept zur bildgestützten Nadelnavigation mit zusätzlichen Funktionen integriert, bei dem die MRT-Bildebene nach Lage und Orientierung der Ablationsnadel ausgerichtet wird.

Für die Fernevaluation der Anwendung wurde sowohl der Aufbau und Zukunft des OP-Raums als auch das Konzept der Nadelnavigation betrachtet. Der Aufbau und die Realitätsnähe des OP-Raums wird im Wesentlichen positiv gesehen. Bei den Medizinstudenten geht die Tendenz bezüglich der Zukunft in Richtung einer Trainingssimulation zum Üben der Nadelintervention. Dagegen sehen die erfahreneren Ärzte auch Potential als Raum für Konzeptentwicklungen und Visualisierung von Ideen. Das Konzept und die entwickelten Funktionen wurden positiv bewertet, sodass eine Implementierung in einem MRT-Raum lohnend ist. Generell wird aber deutlich, dass die Mediziner Kontrolle über die unterstützenden Funktionen haben und sie je nach persönlichen Bedürfnissen in Anspruch nehmen möchten.



## Abstract

In early-stage liver tumours, thermal ablation offers a possibility for the complete removal of the malignant tissue. A lower burden for the patient and lower costs are the advantages compared to surgical intervention. Therefore, ablation is becoming more and more relevant clinically. In this minimally invasive percutaneous intervention, imaging techniques are used to provide information about the position of the needle, the target tissue and the surrounding risk structures. The challenge for the intervening physicians is to place the needle in such a way that the tumor can be destroyed without damaging too much healthy tissue.

In this thesis a prototype of a modular operating room is presented in virtual reality. Using a haptic feedback device and a physical MRI model, the finding of the needle's insertion position and orientation within the MRI tube is simulated. A concept for image-supported needle navigation with additional functions has been integrated, in which the MRI image plane is aligned according to the position and orientation of the ablation needle.

For the remote evaluation of the application, both the setup and future of the operating room and the concept of needle navigation were considered. The construction and the realism of the operating room is essentially seen positively. Among medical students, the tendency with regard to the future is towards a training simulation to practice needle intervention. In contrast, the more experienced doctors also see potential as a room for concept development and visualization of ideas. The concept and the developed functions were evaluated positively, so that an implementation in an MRI room is worthwhile. In general, however, it is clear that the physicians have control over the supporting functions and want to use them according to their personal needs.

# Aufgabenstellung



OTTO VON GUERICKE  
UNIVERSITÄT  
MAGDEBURG

EIT

FAKULTÄT FÜR  
ELEKTROTECHNIK UND  
INFORMATIONSTECHNIK

## Bachelorarbeit

für Herrn Maximilian Rötzer  
(Matrikelnr.: 215429)

### Titel/Thema

## Virtual Reality OP für MRT-gestützte minimalinvasive Eingriffe

### Aufgabenstellung Text

#### Motivation:

Die thermale Ablation ist eine immer mehr akzeptierte Behandlungsmöglichkeit zur Behandlung von Lebertumoren. Bei dieser Methode wird eine Nadel so im Körper des Patienten/ der Patientin platziert, dass unter Erhitzung der Nadelspitze das maligne Gewebe zerstört wird.

Neben einer ausreichenden Planung und der Echtzeitüberwachung der Ablation ist die akkurate Positionierung der Nadel notwendig für eine erfolgreiche Behandlung. Die komplette Intervention ist MRT-gestützt, sodass eine ständige Überwachung und Kontrolle der Einhaltung des geplanten Nadelpfades und der Ablation durch Echtzeitbildgebung gewährleistet wird.

Auch das Finden der Einstichstelle unter dem richtigen Winkel wird so vereinfacht. Dabei ist es wichtig, schnell aussagekräftige MRT-Bilder bereitzustellen, sodass die Nadel ohne langes Suchen positioniert werden kann. Bei den aktuell gängigen bildgestützten Ansätzen müssen die Bildebenen entweder während Intervention manuell angepasst oder vor Intervention anhand des geplanten Pfades festgelegt werden.

#### Ziel:

Im Rahmen dieser Bachelorarbeit soll ein neuer Ansatz für die Ausrichtung der MRT-Bildebene implementiert und evaluiert werden.

Die Bildebene soll während der Laufzeit anhand der Position und Orientierung der Nadel automatisch ausgerichtet werden.

Der aktuellen Situation bedingt kann diese Implementierung nicht direkt am MRT stattfinden. Deswegen wird die Bachelorarbeit um die Implementierung eines MRT-Operationssaals in Virtual Reality erweitert. Es soll ein Mock-Up/ Trainingsraum in der Entwicklungsumgebung Unity erstellt werden, in dem das Finden der Einstichstelle simuliert werden kann. Die Implementierung umfasst den Algorithmus zur Bestimmung der Bildebene im zu ladenden MRT-Datensatz, die Einbindung eines Geräts zur haptischen Unterstützung und die Erstellung einer VR-Umgebung. Des Weiteren können weitere mögliche Ideen zur weiteren Unterstützung des behandelnden Arztes/ der Ärztin integriert werden.

Anschließend sollen der neue Ansatz, die zusätzlichen Funktionen und der VR-Operationssaal evaluiert werden.

Dies soll dabei helfen, Erkenntnisse und Verbesserungen für die an die Bachelorarbeit anschließende Implementierung in ein MRT-System mit optischen Nadeltracking zu erlangen.



---

Magdeburg, den 17.06.20

Tag der Ausgabe: 15.06.20

Tag der Abgabe:  
(Bearbeitungszeit 10 Wochen) 24. AUG. 2020

Erstprüfer: Jun.-Prof. Dr. Christian Hansen


Zweitprüfer: Dr. Patrick Saalfeld

Betreuer: Julian Alpers



---

Jun.-Prof. Dr. Christian Hansen  
Aufgabensteller (Erstprüfer)



---

Prof. Dr. rer. nat. Georg Rose  
Vorsitzender des Prüfungsausschusses

## Eidesstattliche Erklärung

Name: Rötzer

Vorname: Maximilian

geb. am: 30.11.1996

Matrikel-Nr: 215429

Hiermit versichere ich, die vorliegende Arbeit selbstständig und unter ausschließlicher Verwendung der angegebenen Literatur und Hilfsmittel erstellt zu haben.

Die Arbeit wurde bisher in gleicher oder ähnlicher Form keiner anderen Prüfungsbehörde vorgelegt und auch nicht veröffentlicht.

Magdeburg, den 15. September 2020

---

Unterschrift

## **Gendererklärung**

Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wird in dieser Bachelorarbeit die Sprachform des generischen Maskulinums angewandt. Es wird an dieser Stelle darauf hingewiesen, dass die ausschließliche Verwendung der männlichen Form geschlechtsunabhängig verstanden werden soll.

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>7</b>
<b>2</b>	<b>Grundlagen</b>	<b>9</b>
2.1	Virtuelle Realität . . . . .	9
2.1.1	Definition . . . . .	9
2.1.2	Wirkungsweise der virtuellen Realität . . . . .	10
2.1.3	Modalitäten der virtuellen Realität . . . . .	10
2.1.4	Anwendungsgebiete . . . . .	18
2.2	Klinischer Hintergrund . . . . .	19
2.2.1	Lebertumor . . . . .	19
2.2.2	Diagnose . . . . .	20
2.2.3	Behandlung . . . . .	20
2.2.4	MRT-gestützte perkutane Thermoablation von Lebertumoren . . . . .	24
2.2.5	Finden der Einstichstelle . . . . .	27
2.3	Verwandte Arbeiten . . . . .	29
2.3.1	Unterstützungssysteme . . . . .	29
2.3.2	Planungs- oder Trainingssimulation . . . . .	34
<b>3</b>	<b>Konzept</b>	<b>38</b>
3.1	Konzeptidee . . . . .	38
3.2	Umsetzung in einer Simulation . . . . .	38
3.2.1	Nadelinteraktion . . . . .	39
3.2.2	Schichtausrichtung . . . . .	40
<b>4</b>	<b>Virtueller Operationsraum</b>	<b>44</b>
4.1	Entwicklung mit Unity . . . . .	44
4.1.1	Virtuelle Realität . . . . .	45
4.1.2	Integration des Konzepts . . . . .	46
4.1.3	Haptische Feedback . . . . .	46
4.2	Aufbau des Operationsraums . . . . .	48
4.3	Interaktion mit dem Operationsraum . . . . .	51
4.3.1	Startmenü . . . . .	51
4.3.2	Finden der Einstichstelle . . . . .	52
4.3.3	Zusätzliche Funktionalitäten . . . . .	53

<b>5</b>	<b>Evaluation</b>	<b>58</b>
5.1	Studienaufbau . . . . .	59
5.2	Studienablauf . . . . .	60
<b>6</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>63</b>
<b>7</b>	<b>Diskussion</b>	<b>68</b>
7.1	Realitätsnähe und Zukunft der Anwendung . . . . .	68
7.2	Bewertung des Konzepts und der zusätzlichen Funktionen . . . . .	69
7.3	Bewertung der Methoden . . . . .	70
<b>8</b>	<b>Zusammenfassung und Ausblick</b>	<b>73</b>
8.1	Zusammenfassung . . . . .	73
8.2	Ausblick auf weiterführende Arbeiten . . . . .	74
8.2.1	Virtueller Operationsraum . . . . .	74
8.2.2	Konzept der Echtzeitnadelführung . . . . .	75
	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>77</b>
<b>A</b>	<b>Anhang</b>	<b>87</b>
A.1	Ablaufplan der Anwendung . . . . .	88
A.2	Fragebogen . . . . .	89
A.3	ausgefüllter Fragebogen . . . . .	96

## **Abkürzungsverzeichnis**

**MPR** Multiplanare Reformation

**HCC** hepatozelluläres Karzinom

**BCLC** Barcelona Clinic Liver Cancer

**US** Ultraschall

**CT** Computertomographie

**MRT** Magnetresonanztomograph

**MTA** Medizinisch-technische Assistent

**RFA** Radiofrequenzablation

**MWA** Mikrowellenablation

**MIC** Minimalinvasive Chirurgie

**6DoF** Six Degrees of Freedom

**VR** Virtuelle Realität

**CAVE** Cave Automatic Virtual Environment

**HMD** Head-Mounted Display

**OP** Operationsraum

**EMV** Elektromagnetische Verträglichkeit

**MHH** Medizinische Hochschule Hannover

**SD** Standardabweichung

**AMW** arithmetischer Mittelwert

**GRE** Gradientenechosequenz

**BCLC** Barcelona Clinic Liver Cancer



## Abbildungsverzeichnis

2.1	Typen von Hardwaremöglichkeiten zur Anzeige einer virtuellen Realität, links: multimodale Desktop VR, Mitte: Projektive VR bei einem Arbeitstisch für zwei Nutzer, Immersive VR in Form einer CAVE [5] . . . . .	12
2.2	Funktionsweise eines VR-Brille, übernommen von Marcel Göbe, HTWK Leibzig [13] . . . . .	13
2.3	Kombination des Tool- und Phantom-basierten Ansatzes bei einem Trainingssimulator für die Arhtroskopie [14] . . . . .	15
2.4	Unterschiedliche Geräte für haptisches Feedback, oben links: Omni PHANTOM , oben rechts: Cyber Grasp, unten links: MAHI Exoskeleton [17], unten rechts: Gerät zum taktilen Feedback von Ig-Mo Koo [18], Abbildungen aus [5] . . . . .	17
2.5	Barcelona Clinic Liver Cancer (BCLC) Staging- und Behandlungsstrategie nach den EASL Richtlinien [30] . . . . .	21
2.6	Ablationszonen bei einer hyperthermischen Ablation und deren zellbiologischen Auswirkungen [31] . . . . .	23
2.7	Methode des Fingertappings . . . . .	28
2.8	Ausrichtung der Achsen relativ zum MRT nach Kägebein [54] . . . . .	31
3.1	Freiheitsgrade des Omni Phantom Haptic Device [72] . . . . .	39
3.2	Koordinatensystem der Nadel . . . . .	41
3.3	Schematische Zeichnung: Drehung der Bildebene von Einstichrichtung (blau) in einer der Hauptpatientenachse (gelb) . . . . .	42
3.4	Darstellung der auf die sagittale Patientenachse projizierte Ebene . . . . .	43
4.1	HTC Vive mit HMD, Trackingsystem und Controller [79] . . . . .	45
4.2	Parameter zur Einstellung des haptischen Feedbacks . . . . .	48
4.3	Schematischer Überblick des Operationsraums . . . . .	49
4.4	Aufbau des virtuellen Operationsraums: Vorderansicht des MRTs . . . . .	50
4.5	Aufbau des virtuellen Operationsraums: Hinteransicht des MRTs mit Anästhesiegerät . . . . .	51
4.6	Startmenü oberhalb des Operationsraums . . . . .	52
4.7	Blick auf den Bildschirm zur Anzeige der erzeugten Bildebene . . . . .	53
4.8	Blick in die MRT-Röhre . . . . .	53

4.9	Menü am MRT für das Ein- und Ausschalten der Unterstützungsfunktionen (roter Kreis) . . . . .	54
4.10	Kompass zum Finden der Zielstruktur . . . . .	55
4.11	Finden der Einstichstelle und -orientierung mithilfe der entwickelten Unterstützung . . . . .	56
4.12	Gewählte Position und Orientierung anhand des MRT-Bildes, Kompass leuchtet grün, da Verlängerung der Nadel Tumor trifft . . . . .	57
4.13	Nadelpfad in einem transparenten Modell zur Überprüfung der Injektion .	57
6.1	Bewertung des virtuellen Raums von VR-erfahrenen und unerfahrenen Personen mit arithmetischer Mittelwert (AMW) und Standardabweichung (SD) . . . . .	63
6.2	Bewertung des virtuellen Raums mit AMW und SD . . . . .	64
6.3	Tendenz Richtung Trainingssimulation (0) oder Mock-Up-Raum (100), Jeder Strich repräsentiert einen Teilnehmer, orange: Medizinstudenten, blau: Radiologen . . . . .	65
6.4	Bewertung des integrierten Konzept zur Ausrichtung der Bildebene entlang der Nadel mit AMW und SD . . . . .	66
6.5	Bewertung der entwickelten zusätzlichen Funktionen in absteigender Reihenfolge mit AMW und SD . . . . .	67
A.1	Ablaufplan der Anwendung . . . . .	88

## Tabellenverzeichnis

2.1	Vor- und Nachteile der vorgestellten Konzepte zum Finden der Einstichstelle und Orientierung der Nadel . . . . .	33
2.2	Übersicht der vorgestellten Simulationen für bildgestützte Nadelinterventionen	37

# 1 Einleitung

Das Leberkarzinom ist weltweit der zweithäufigste Grund für krebisbedingtes Sterben. In reichen Ländern wird der Trend zu steigenden Fällen aufgrund von ungesunder Ernährung und Alkoholmissbrauch anhalten. Da Leberkrebs im späten Stadium kaum noch zu heilen ist, ist eine frühe Diagnose und Behandlung entscheidend [1].

Eine klinisch immer relevanter werdende Behandlungsmethode von Tumoren im frühen Stadium ist die perkutane Thermoablation. Dabei wird eine spezielle Punktionsnadel durch die Haut bis zum Tumorgewebe geschoben. Dort wird durch Hitze oder Kälte das maligne Gewebe um die Nadelspitze herum zerstört. Für die risikofreie und zielsichere Navigation zum Tumor wird diese Intervention durch echtzeitbildgebende Verfahren unterstützt. Computertomographie (CT) und Ultraschall (US) sind als Unterstützung weit verbreitet, aber der Magnetresonanztomograph (MRT) profitiert durch seine hohe Bildqualität, der Abwesenheit von schädlicher Strahlung und der Möglichkeit die Ausrichtung der Bildebene anzupassen [2] [3].

Anhand eines CT- oder MRT-Datensatzes bestimmt ein Radiologe den Nadelpfad mit der Festlegung des Einstich- und Zielpunktes. Die Herausforderung der MRT-gestützten Nadelintervention besteht darin aus den erzeugten Live-MRT-Bildern die Einstichstelle und den geplanten Pfad nachzuvollziehen. Diese Arbeit beinhaltet einen Ansatz, der dem Arzt die Suche nach der richtigen Position und Orientierung der Nadel beim Einstich erleichtern soll. Das Konzept beschreibt eine Freihandführung der Nadel innerhalb der MRT-Röhre. Dabei wird die Bildebene des MRTs entlang der Orientierung und Position der getrackten Nadel automatisch und in Echtzeit ausgerichtet. So befinden sich die Einstichstelle und die sich im weiteren Verlauf befindende Strukturen in einer Schichtebene und können gleichzeitig visualisiert werden. Dies ermöglicht eine intuitive und zeiteffektive Entscheidungshilfe, den Tumor von geeigneter Position und unter korrektem Winkel ohne Beschädigung von relevanten Gewebestrukturen zu erreichen [4].

In dieser Bachelorarbeit wird zur Demonstration und als mögliche Trainingsmöglichkeit das Konzept als Simulation implementiert. Zur Steigerung der Realitätsnähe wird die Simulation in einem virtuellen Operationsraumprototypen integriert. Ein Head-Mounted Display (HMD), ein Gerät für haptisches Feedback und eine physische MRT-Attrappe komplementieren die Anwendung in der Virtuellen Realität (VR).

Im Kapitel 2 werden die Grundlagen zum technischen und medizinischen Verständnis dieser Arbeit erläutert. Dabei werden auf die Definition und Variablen der virtuellen Realität und auf dessen Relevanz in der Medizin eingegangen. Außerdem wird die Arbeit

in den klinischen Kontext des Leberkarzinoms gesetzt. Zum Schluss des Kapitels werden auf verwandte Arbeiten sowohl im Bereich der MRT-gestützten Nadelechtzeitführung als auch auf die Simulationen für eine bildgestützte Navigation von Nadeln eingegangen.

Im Kapitel 3 wird dem Leser die Idee des Navigationskonzepts dargelegt und die konkrete Implementierung der simulierten Umsetzung erläutert.

Im Kapitel 4 wird auf die Entwicklung und den Aufbau des virtuellen Operationsraum (OP) eingegangen. Des Weiteren werden alle integrierten Funktionalitäten beschrieben.

Im Kapitel 5 erfolgt eine Beschreibung der durchgeführten Fernstudie. Die Ergebnisse werden in Kapitel 6 dargelegt und in Kapitel 7 diskutiert.

Die Arbeit schließt mit Kapitel 8 ab. Dort erfolgt eine Beschreibung möglicherer weiterer Arbeitsschritte. Diese werden auch in den Kontext der durchgeführten Evaluierung gesetzt.

## 2 Grundlagen

In diesem Kapitel werden die medizinischen und technischen Grundlagen, die für das Verständnis dieser Arbeit benötigt werden, erläutert.

Der erste Abschnitt beschäftigt sich mit den technischen Grundlagen der VR, insbesondere der Möglichkeiten im medizinischen Bereich. Hinsichtlich der medizinischen Grundlagen wird dem Leser danach eine Übersicht über das Krankheitsbild des Leberkarzinoms gegeben. Die Diagnose und Behandlungsmöglichkeiten werden aufgezeigt und der Ablauf einer MRT-gestützten Leberintervention zur Nadelablation bzw. Biopsie des Tumors mit Chancen und Problemen beschrieben. Daran anschließend werden im Teil „Verwandte Arbeiten“ sowohl Möglichkeiten zur Unterstützung der Nadelnavigation bei realen Leberinterventionen als auch diesbezügliche virtuelle (Trainings-)Simulationen vorgestellt. Bei der Nadelnavigation wird insbesondere auf Arbeiten eingegangen, die sich die Unterstützung der Echtzeitbildgebung zum Finden der korrekten Orientierung und Position beim Einstich zu Nutzen machen.

### 2.1 Virtuelle Realität

Folgend werden die relevanten Begriffe aus dem Bereich der VR beschrieben. Für die vorliegende Arbeit soll ein Überblick über die Definition gegeben und eine Wissensgrundlage der in der Medizin genutzten VR geschaffen werden. Wenn nicht anderes gekennzeichnet, stammen die nachfolgenden Informationen aus den Kapiteln 1 (Allgemein), 3 (Visueller Aspekt) und 4 (Haptischer Aspekt) des Buchs „Virtual Reality in Medicine“ von Riener und Harders [5].

#### 2.1.1 Definition

VR bezeichnet eine Computermodellierung bzw. -simulation, welche dem Nutzer eine Interaktion mit einer dreidimensionalen visuellen Umwelt und eine mögliche Stimulierung anderer Sinnesreize ermöglicht. VR-Anwendungen lassen den Nutzer in eine Computergenerierte Umgebung eintauchen, die Realität mit der Hilfe von interaktiven Geräten suggeriert. Diese Geräte wie Brillen, Head-Sets, Handschuhe und Ganzkörperanzüge sind

in der Lage, dem Nutzer Informationen zu vermitteln und von diesem auch zu erhalten [6].

### 2.1.2 Wirkungsweise der virtuellen Realität

Die subjektive Wirkungsweise und die Qualität einer VR-Anwendung lassen sich durch zwei Variablen bestimmen.

#### **Immersion**

Die Immersion ist der objektive und technikbezogene Aspekt einer virtuellen Umgebung. Durch geeignete Hardware soll das Bewusstsein des Nutzers immer stärker glauben, nicht einer Illusion ausgesetzt zu sein, sondern die virtuelle Umgebung als die reale zu akzeptieren. Dabei ist es wichtig, möglichst viele reale Sinneseindrücke zu entfernen und diese mit Sinneseindrücken zu substituieren, die mit der virtuellen Umgebung korrespondieren. Bei der vollkommenen Immersion taucht der Nutzer so in die virtuelle Umwelt ein, dass er komplett von seinem realem Umfeld isoliert ist und nicht mehr mit diesem interagiert [7].

#### **Präsenz**

Das Gefühl, dass man sich in einer Umgebung fühlt, obwohl man sich physisch in einer anderen befindet, wird als Präsenz bezeichnet. Sie zielt im Gegensatz zur eher technisch quantifizierbaren Immersion auf das subjektive Empfinden der Person ab, in der virtuellen Umgebung „da zu sein“ bzw. „dort zu existieren“. So spielen bei der Präsenz nicht nur die technischen Aspekte der virtuellen Realität, sondern auch die Plausibilität und Wirklichkeitsnähe der Szene eine Rolle. Ein Indiz für die Präsenz ist, wenn sich der Nutzer in der virtuellen Umgebung so verhält, wie er es in realen Welt auch tun würde. Sich auf die Umgebung einzulassen, hängt so neben der Qualität des VR-Systems auch sehr von der Psyche des Nutzers ab [8].

### 2.1.3 Modalitäten der virtuellen Realität

Zur Steigerung der Immersion gibt es einige Modalitäten, die unterschiedliche Sinne ansprechen können (Tastsinn, Sehen, Hören, Riechen, Schmecken).

Besonders bei diagnostischen und chirurgischen Behandlungen sind die Sinneseindrücke sehr vielfältig und spielen bei Entscheidungen eine wichtige Rolle. So müssen für eine realistische Anwendung viele Sinne möglichst originalgetreu angesprochen werden. Beim Beschädigen einer Arterie in einer Simulation muss sich beispielsweise das austretende Blut dynamisch

an die Verletzung anpassen, die Geräuschkulisse der umstehenden Überwachungsgeräte verändern und möglicherweise der Geruch nachgeahmt werden.

Die Modalitäten stellen Möglichkeiten für die Interaktion zwischen Nutzer und virtueller Umgebung zur Verfügung. Die Interaktion läuft bei einer VR-Anwendung in beide Richtungen, also Input und Output, statt. Für alle Sinne gibt es technische Lösungen, um die realen Sinne zu substituieren. Kopfhörer oder räumliche Audiosysteme vermitteln die auditive Umgebung. Es gibt es olfaktorische und gustatorische Geräte, die Moleküle freisetzen können, die den Geruchs- und Geschmackssinn ansprechen.

Im Folgenden werden die für diese Arbeit relevante Sinne, den haptischen und visuellen, mit deren technologischen Umsetzungen in VR erläutert.

### Visueller Aspekt

Bei der visuellen Immersion ist ein Schlüsselfaktor das stereoskopische Sehen. Die meisten visuellen Technologien verfügen nur über eine 2D-Projektion und vermitteln dem Nutzer keinen „echten“ räumlichen Seheindruck. Bei 2D-Bildern wird der räumliche Effekt durch perspektivische Tricks wie Schatten, verschwimmenden Texturen, Verdeckung von Objekten etc. suggeriert. Dabei nehmen aber beide Augen dasselbe Bild wahr. Um eine 3D-Szene adäquat und realistisch darstellen zu können, können zwei Dinge implementiert werden:

Durch Tracking der Kopfbewegung des Nutzers besteht die Möglichkeit, die computergenerierte Szene individuell zu ändern. Das projizierte Sichtfeld wird auf die Perspektive des Nutzer angepasst. So kann der Effekt der Bewegungsparallaxe simuliert werden. Bei diesem führt die Änderung der Betrachtungsposition zu einer scheinbaren Relativbewegung von Objekten, die sich in verschiedenen Tiefen befinden. Die Wahrnehmung, dass sich weiter entfernte Objekte in eine andere Richtung mit unterschiedlicher Geschwindigkeit bewegen als Objekte in kurzer Distanz, erzeugt eine Tiefenwahrnehmung [9].

Der wichtigste Aspekt für räumliches Sehen ist das Binokularsehen, also das Sehen mit beiden Augen. Bei stereoskopischem Sehen nimmt jedes Auge die Informationen eines Objekts aus leicht unterschiedlichem Winkel auf. Die Kombination beider aufgenommenen Bilder vermittelt einen dreidimensionalen Eindruck. Bei der technischen Umsetzung in einer VR-Anwendung kann für jedes Auge isoliert ein separates Bild generiert werden. Dabei werden die einzelnen Punkte eines 3D-Objekts je nach Auge an unterschiedlichen Stellen auf der Bildebene angezeigt.

Je nach Anwendung und genutzte Technologie gibt es vielfältige Möglichkeiten dem Nutzer eine virtuelle Umgebung zu präsentieren (siehe Abbildung 2.1).

- **Desktop VR:** Dieser Aufbau kombiniert einen normalen Bildschirm mit zusätzlichen Komponenten wie einer Brille zum Erfassen der stereoskopischen Bildschirminhalte



und ein Trackingsystem zum Erfassen der Kopfbewegung.

- **Projektive VR:** Bei Erweiterung der Desktop VR wird Fläche des projizierten VR-Bildes erweitert. So wird das Sichtfeld größer und die Immersion verstärkt. Außerdem bietet dies die Möglichkeit, dass mehrere Personen gleichzeitig die VR-Anwendung nutzen können. Dabei projizieren mehrere Projektoren das für jede Nutzerperspektive speziell gerenderte Bild auf eine Ebene oder gekrümmte Oberfläche. Dafür wird wieder die Position und Orientierung jedes Nutzers erfasst.
- **Immersive VR:** Während besonders bei der ersten Variante die Frage gestellt werden kann, ob es sich um eine „wahre“ VR handelt, taucht nun der Nutzer komplett in die virtuelle Welt ein. Dabei lassen sich zwei grundlegende Anzeigetypen unterscheiden. Bei der Cave Automatic Virtual Environment (CAVE) befindet sich der Nutzer in einem würfelförmigen Raum, an dessen Wände die virtuelle Umgebung projiziert wird. Je nach Orientierung des Kopfes zeigen Projektoren andere Bildern an und so wird die stereoskopische Darstellung mithilfe einer speziellen Shutterbrille oder der Bewegungsparallaxe erzeugt [10]. Die zweite Möglichkeiten sind Head-Mounted-Displays (HMDs), die im folgenden Abschnitt aufgrund ihrer Relevanz für diese Arbeit kurz erläutert werden.

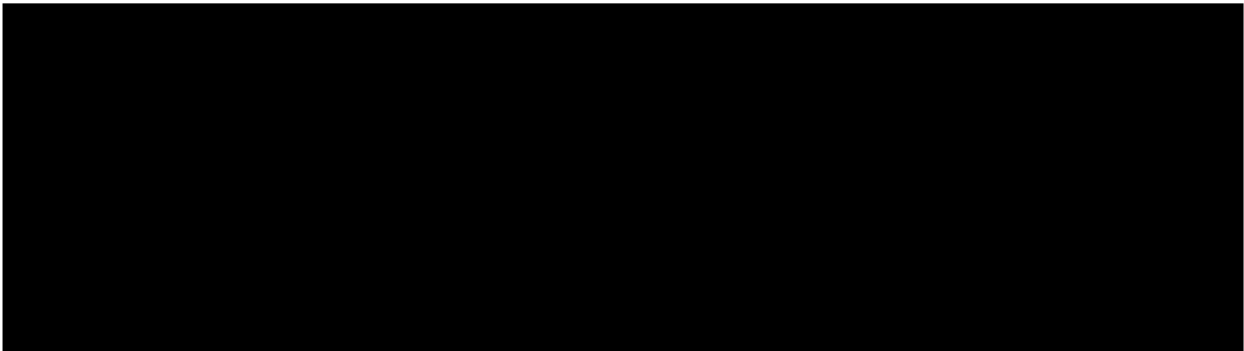


Abbildung 2.1: Typen von Hardwaremöglichkeiten zur Anzeige einer virtuellen Realität, links: multimodale Desktop VR, Mitte: Projektive VR bei einem Arbeitstisch für zwei Nutzer, Immersive VR in Form einer CAVE [5]

### Head-Mounted-Display

Das HMD wird als Brille vor den Augen des Nutzer getragen. So befindet sich ein Bildschirm direkt vor je einem Augen. Die VR-Anwendung errechnet aus der 3D-Szene den stereoskopischen Unterschied der zwei Bilder, die das Gehirn dann wieder zu einer räumlichen Wahrnehmungen zusammensetzen kann (siehe Abbildung 2.2). Da das HMD auch einen Trackingsensor beinhaltet, wird das Sichtfeld je nach Position und Orientierung im virtuellen Raum angepasst. Dabei ist es wichtig, dass die Verzögerung zwischen Tracking und Rendering des neuen Bildes einer geringen Verzögerung (Latenz) unterliegt. Für

eine für das menschliche Auge flüssige Anwendung muss die Frequenz, mit der die Bilder generiert werden, bei einer VR-Anwendung 60 Hz betragen. Anderenfalls besteht die Gefahr, dass dem Nutzer sehr schnell übel wird (Motion Sickness) [11].

Für eine hohe Immersion müssen bei der Konstruktion einer VR-Brille einige Dinge beachtet werden: Der Abstand zwischen Auge und Bildschirm darf nicht zu gering sein, da es das Auge sonst nicht schafft, die Bilder zu fokussieren. Deshalb wird noch eine Linse benötigt, die das Display-Bild so bricht, dass es scharf auf der Netzhaut abgebildet werden kann [11]. Gute HMDs zeichnen sich vor allen durch geringes Gewicht, hohen Tragekomfort und ein breites Sichtfeld aus. Das menschliche Auge hat in der horizontalen Ebene ein Sichtfeld von bis zu 200°. Ziel der VR-Brille ist es, auch an die Größe dieses Sichtfeldes heranzureichen, um dem Auge ein gewohntes Bild zu bieten [12]. Das Problem dabei ist, dass mit breiter werdendem Sichtfeld auch die Pixelanzahl steigen muss. Da aber die Pixelanzahl aufgrund der eingeschränkten Rechenleistung des HMD limitiert ist, muss ein Kompromiss zwischen Auflösung und Sichtfeld getroffen werden.

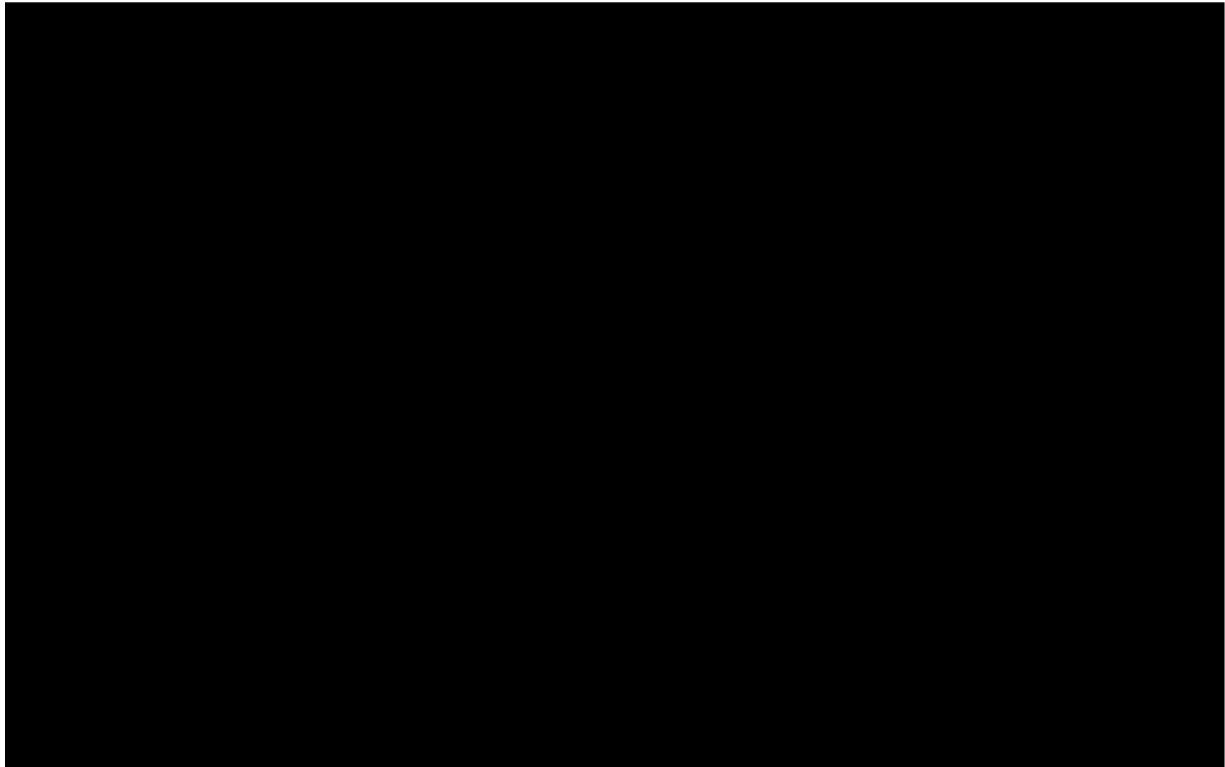


Abbildung 2.2: Funktionsweise einer VR-Brille, übernommen von Marcel Göbe, HTWK Leipzig [13]

### **Haptischer Aspekt**

Die menschliche Sensibilität ("das Fühlen") setzt sich aus drei Komponenten zusammen. Die taktile Wahrnehmung ist der passive Teil des Tastsinns. Unterschiedliche Rezeptoren unter der Hautoberfläche werden durch Deformationen der Haut, Temperatur und

Schmerz stimuliert. Dagegen spricht man bei der kinästhetischen und propriozeptischen Wahrnehmung vom aktiven Tastsinn bzw. der Tiefenwahrnehmung. Dessen Rezeptoren erfassen die Anspannung und Bewegung der Muskeln und Sehnen sowie die Stellung der Gelenke.

Bei VR-Anwendungen gibt es zwei Möglichkeiten die haptischen Eigenschaften der Objekte zu simulieren, mit denen der Nutzer interagiert. Es gibt den Phantom- und Tool-basierten Ansatz (siehe Abbildung 2.3).

Beim Phantom-basierten Ansatz hat der Nutzer direkten Kontakt mit einem (passiven) Modell. Das bedeutet, dass ein physischer Körper aus einem Material geformt wird, sodass er bei den geometrischen Abmessungen, seinen taktilen Eigenschaften und möglicherweise bei den biomechanischen Funktionen seinem realen Vorbild gleicht. In der Anwendung hat der Nutzer dann direkten Kontakt mit der Phantomoberfläche, deren virtuelles Abbild in eine virtuelle Umgebung implementiert werden kann. Ein Beispiel hierfür ist ein nachgebautes menschliches Bein samt beweglichem Kniegelenk. An diesem lassen sich als Training verschiedene Test durchführen und so die Sicherheit des Arztes für Diagnosen spezifischer Bänderrisse verbessern [14].

Beim Tool-basierten Ansatz wird ein chirurgisches Instrument nachempfunden, welches mit einem Gerät verbunden ist, welches die taktilen und kinästhetischen Eigenschaften simuliert. So kann der Nutzer einen chirurgischen Eingriff in einer virtuellen Szene mit realistischem Gefühl trainieren.

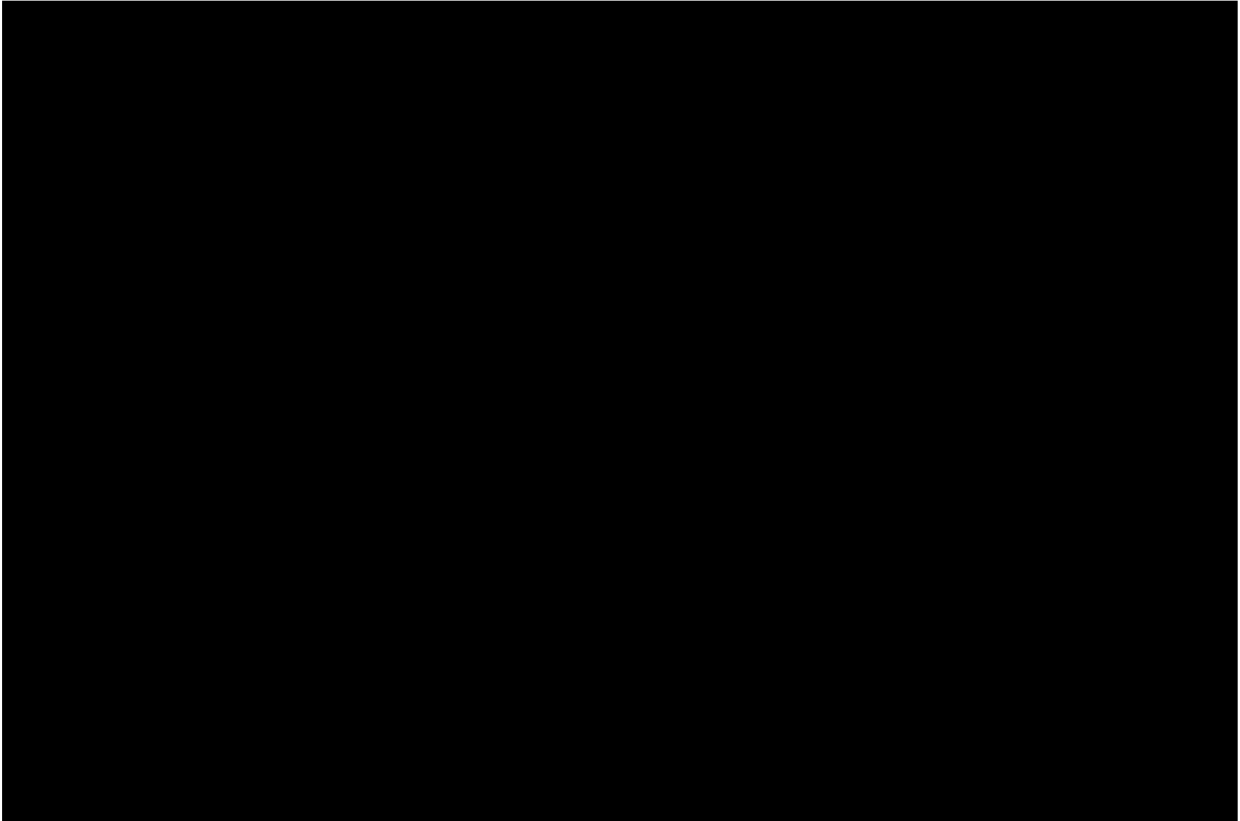


Abbildung 2.3: Kombination des Tool- und Phantom-basierten Ansatzes bei einem Trainingssimulator für die Arthrospkpie [14]

Da im Rahmen dieser Arbeit ein Tool-basierter Ansatz mit Hilfe eines haptischen Feedbackgeräts verwendet wird, wird im Folgendem genauer darauf eingegangen.

### **Feedbackgeräte**

Wie bereits der Begriff Chirurg (von griechisch cheir-ourgos „Handwerker“) zeigt, ist bei einer virtuellen Anwendung in diesem Bereich das haptische Feedback ein wichtiger Faktor. Um dieses Feedback zu bekommen, gibt es unterschiedliche technologische Entwicklungen (siehe Abbildung 2.4):

Die meisten kommerziell vertriebenen haptischen Feedbackgeräte verfügen über einen mechanischen In- und Output, mit dem der User interagieren kann. Das Gerät erfasst haptische Manipulation im physischen Raum und reagiert mit Kraft und/oder Drehmoment je nach dem, wie der Nutzer mit der virtuellen Umwelt interagiert. Somit bedienen diese Geräte sich der aktiven Tiefenwahrnehmung des Nutzers.

Geräte, die den passiven Tastsinn ansprechen, sind aufgrund der komplexen biologischen Prozesse der taktilen Rezeptoren nicht so weit verbreitet [15]. Diejenigen, die entwickelt

wurden, bestehen in den meisten Fällen aus einer Art Handschuh, mit denen die Fingerrezeptoren mit Druck, Vibration, elektrischen Strömen oder Temperaturveränderungen stimuliert werden [16].

Die Kraft aufnehmenden und erwidernenden Geräte für die Tiefenwahrnehmung unterscheiden sich je nach Preis und Anwendungsgebiet deutlich. Die Unterschiede liegen in der Anzahl der Freiheitsgrade, in der Größe des Raums für Interaktionsmöglichkeiten, in der Kraft- und Drehmomentkapazität, welches es aufnehmen und erwidern kann, in der Auflösung und Genauigkeit der gemessenen und erzeugten Kraft und in der Form des Endeffektors, also dem Teil des Gerätes, mit dem der Nutzer interagiert.

Die Geräte selbst können auch ganz unterschiedliche Funktionsweisen haben: Materialien mit Formgedächtnis, magnetische oder piezoelektrische Materialien (z.B. Piezokristalle), sowie elektrorheologische Flüssigkeiten, deren Fließverhalten durch ein elektrisches Feld schnell und reversible gesteuert werden kann, elektrische Motoren oder einen pneumatischen bzw. hydraulischen Antrieb [15].

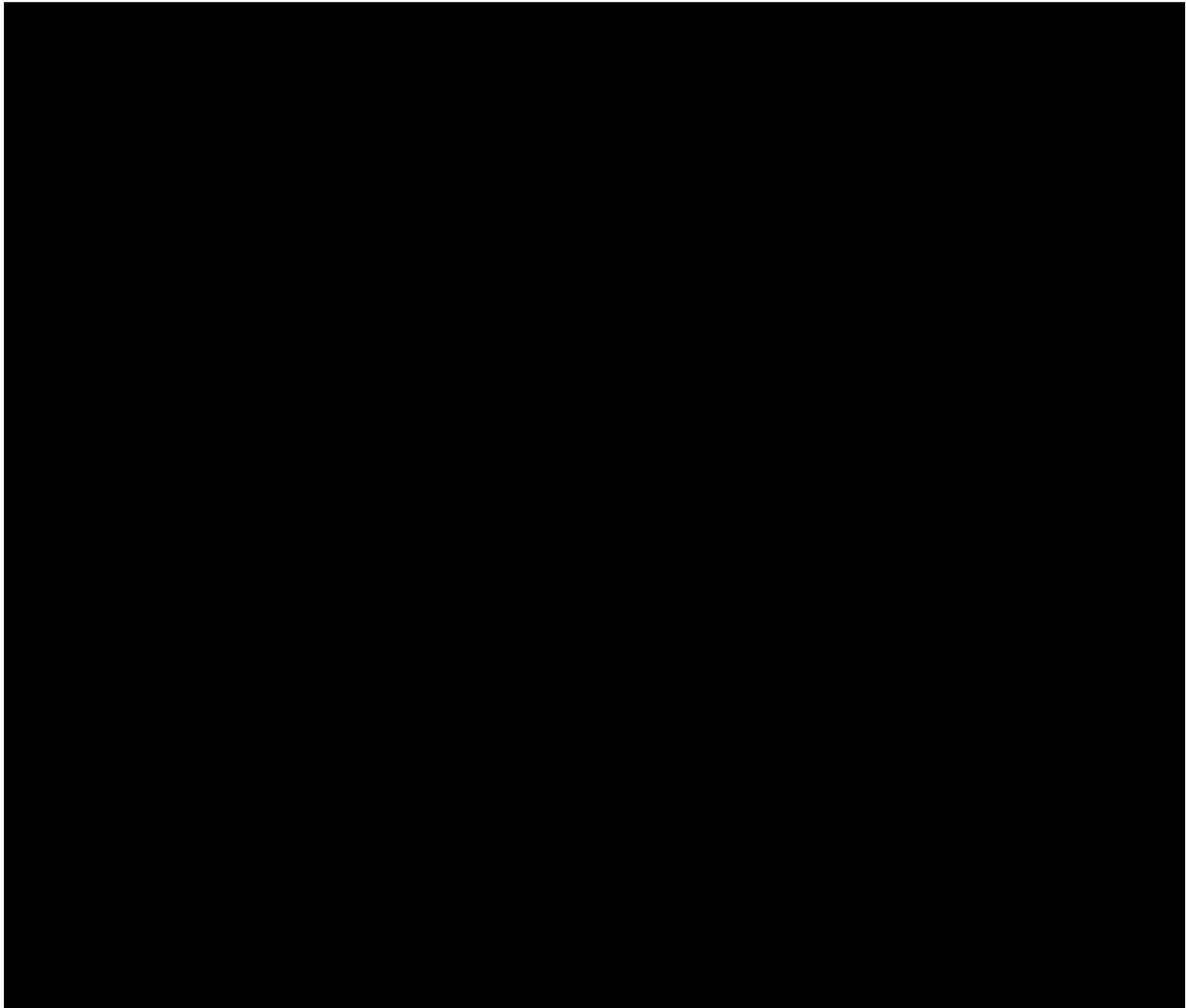


Abbildung 2.4: Unterschiedliche Geräte für haptisches Feedback, oben links: Omni PHANTOM , oben rechts: Cyber Grasp, unten links: MAHI Exoskeleton [17], unten rechts: Gerät zum taktilen Feedback von Ig-Mo Koo [18], Abbildungen aus [5]

Für das Design von haptischen Schnittstellen gibt es zwei fundamentale und weit verbreitete Kontrollmethoden.

Bei der Impedanzkontrolle wird der Input in Form der Bewegung des Nutzers gemessen und der Output in Form von Kraft generiert. Bei haptischen Schnittstellen, welche auf der Admittanz basieren, werden die Kräfte, die der Nutzer ausübt, gemessen und die Sollpositionen als Output bestimmt. In der Praxis ist das Impedanzprinzip gängiger, u.a. weil Kraft- und Drehmomentsensoren teurer als Positionssensoren sind [19].

Neben der technischen Komponente des Gerätes spielt das haptische Rendering der virtuellen Umgebung eine wichtige Rolle für das realistische Gefühl des Nutzers. Sobald ein Schnittpunkt zwischen dem Gerät, mit dem der Nutzer in der virtuellen Realität interagiert, und einem virtuellen Objekt auftritt, wird eine Kollision detektiert. Diese

Berührung führt zu einer Reaktion des Geräts, um zu verhindern, dass der Nutzer nicht zu tief in die Oberflächen bzw. Begrenzungen des Gegenstandes eindringt. Die zu rendernde entgegenwirkende Kraft bzw. Positionsänderung muss dabei so implementiert werden, dass sie ihrem Pendant in einem realen Szenario möglichst gleicht.

Da die menschliche haptische Wahrnehmung eine viel höherer Rate als die visuelle hat, braucht es schnelle Algorithmen für das Rendering. Die Aktualisierungsrate der Haptik liegt ungefähr 30 mal höher als bei visuellen Eindrücken, um Bewegungen als kontinuierlich bezeichnen zu können. So braucht es für eine realistische Interaktion eine Aktualisierungsrate von mindestens 1000 Hz [15]. Je nach simuliertem Material und der gewünschten Genauigkeit des haptischen Effekts kann die Rate zu Gunsten der Performance der Anwendung runter gesetzt werden [20].

### **2.1.4 Anwendungsgebiete**

Die Anwendung für die VR ist vielfältig. Im privaten Bereich findet sie in der Spielebranche immer mehr Anklang. Im beruflichen Bereich können virtuelle Szenarien zu Ausbildungszwecken von beispielsweise Piloten genutzt werden. Architekten bietet der Einsatz von VR die Möglichkeit Gebäude zu visualisieren und so dem Bauherren einen Eindruck ihrer Idee zu geben. Ein weiteres Anwendungsgebiet, das sich der Vorteile der VR bedient, ist der medizinische Bereich.

### **Virtuelle Realität in der Medizin**

Aufgrund der immer komplexer werdenden Behandlungsmöglichkeiten, Technologien und des medizinischen Wissens werden auch die Anforderungen an den Arzt immer höher. Besonders im chirurgischen Bereich das Wissen sowohl theoretisch als auch praktisch so zu vermitteln, dass es unter dem hohen Sicherheitsaspekt bei einem Patienten angewendet werden kann, stellt die Ausbildung von medizinischem Personal vor eine Herausforderung. Das Lehrkonzept „see one, do one, teach one“ wird sowohl ökonomisch als auch ethisch immer weniger akzeptiert. Das Beobachten einer Aufgabe, Sammeln von praktischer Erfahrung und Weitergeben des Gelernten verursacht neben dem normalen Klinikalltag zusätzlich Kosten, verbraucht Ressourcen und stellt auch ein potentiell Risiko für die Patienten dar.

Da bietet das Training in der VR eine Möglichkeit, die Performance im Operationsraum zu verbessern [21]. Dabei muss man zwischen Ausbildung und Trainingssimulationen unterscheiden. Denn ein Training umfasst nur die reine Simulation des chirurgischen

Eingriffs, weswegen die Ausbildung komplexer gestaltet werden muss. Ein Ausbildungsszenario in der virtuellen Realität sollte alle Punkte beinhalten, die ein normales Curriculum (medizinischer Lehrplan) auch umfasst. So werden neben der eigentlichen Trainingssimulation relevantes anatomisches, pathologisches und physiologisches Wissen jeder einzelne Schritte des Eingriffs und übliche Fehler vermittelt. Auch die wiederkehrende Überprüfung des gelernten Wissens ist ein wichtiger Teil. Im daran anschließenden eigentlichen Trainingsszenario werden dann die praktischen Fähigkeiten verbessert. Unmittelbares Feedback bei Fehlern und ein Gesamtfeedback am Ende der Trainingseinheit hilft dabei, sich stetig zu verbessern. Ein Vorteil am Training in der virtuellen Realität ist, dass das Prinzip „aus Fehlern lernt man“ konsequent angewendet werden kann. Dies ist mit Training in realer Umgebung mit echten Patienten nur eingeschränkt, bis gar nicht möglich.

Besonders bei der Minimalinvasive Chirurgie (MIC) wird immer mehr auf Simulationen gesetzt. Da bei diesen Eingriffen der Intervenierende den direkten Sichtkontakt und die Bewegungsfreiheit einbüßt, erfordern die spezifische Hand-Auge-Koordination und der Umgang mit den chirurgischen Instrumenten umfassende Übung [22]. Die meist verbreitete Simulation ist die eines laparoskopischen Eingriffs in unterschiedlichen Bereichen (Gynäkologie, Arthroskopie, Sinuskopie) [23]. Weitere Anwendungsbereiche finden sich beispielsweise in der Simulation von Nadel- und Katheterplatzierungen oder des Vernähens von Wunden [24].

Diese Arbeit umfasst eine Simulation zur MRT-gestützte Nadelnavigation bei einer Leberintervention. Dort erfordern das Platzieren der Nadel unter dem richtigen Winkel und an der geplanten Stelle kognitive Leistung und Erfahrung. Da können Unterstützungssysteme und Trainingsmöglichkeiten Abhilfe schaffen. Zum besseren Verständnis der Motivation wird im folgendem Kapitel der klinische Hintergrund der Leberablation erläutert.

## 2.2 Klinischer Hintergrund

### 2.2.1 Lebertumor

Leberkrebs ist die fünf am weit verbreiteste Krebsart der Welt und der zweithäufigste Grund für krebsbedingtes Sterben. Laut einer Schätzung aus dem Jahr 2015 mit 845.000 neuen Fällen und 810000 Tode pro Jahr stellt das hepatozelluläres Karzinom (HCC), das 90 % der primären Lebertumore ausmacht, ein globales Gesundheitsproblem dar [25] [26]. Bei den meisten Fällen in den der westlichen Welt entsteht ein HCC durch eine Leberzirrhose. Die Hauptursache für diese Umwandlung und Vernarbung des Lebergewebes ist in der westlichen Welt chronischer Alkoholmissbrauch, chronische Virusinfektionen (mit



Hepatitis C- oder Hepatitis B-Viren) und eine nichtalkoholische Fettlebererkrankung (v.a. infolge von starkem Übergewicht/Adipositas und Typ2 Diabetes mellitus) [27].

### 2.2.2 Diagnose

Die Verbindung zwischen der Existenz einer Leberzirrhose und das Auftreten eines HCC bedeutet, dass die Überwachung der Risikopatienten und die frühe Erkennung eines Tumors sehr wichtig ist.

Für die Diagnose des Leberkrebs können verschiedene Verfahren genutzt werden. Bei Risikopatienten mit besonderen Vor-/Begleiterkrankungen wird jeden Monat eine Untersuchung mithilfe des US durchgeführt. Die regelmäßige Blutuntersuchung auf den Tumormarker alpha-fetoprotein wird bei Hochrisikopatienten nicht empfohlen, da die Sensitivität dieser Methode geringer ist. Ist der Verdacht eines Tumor in der Leber gegeben, werden weitere Untersuchungsmethoden veranlasst, um die Art und das Stadium des Tumors zu bestimmen. Zu diesen Methoden zählen bei den bildgebenden Verfahren MRT und CT. Auch wenn kontrastverstärkende Bildgebungen keine eindeutigen charakteristischen Auffälligkeiten aufweisen und der Fokus kleiner als 2 cm ist, wird eine Gewebeentnahme mit anschließender histologischen Untersuchung (Biopsie) empfohlen. [27] [28]

### 2.2.3 Behandlung

Nach der Diagnose eines oder mehrerer Lebertumore(s) wird die bestmögliche Behandlungsmethode diskutiert. Dabei bestimmen folgende Faktoren die Planung [29]:

- Position, Verteilung und Anzahl der Tumore
- Stadium des Tumors
- Verbindung des Tumors mit umliegenden Strukturen (vaskuläre und Gallengewebe)
- Menge und Qualität des verbleibenden Gewebes, Durchblutung und Versorgung des Gewebes nach der Behandlung
- Begleiterkrankungen und Fitness des Patienten

Aufgrund der vielen Variablen bei den Tumorarten, Patienten und Behandlungsmöglichkeiten wurden unterschiedliche Systeme entwickelt, um den Tumor in ein Stadium und Behandlungsoptionen einzuteilen. Das weltweit meist verbreitetste und genutzte System für die Behandlung von HCC-Patienten ist das Barcelona Clinic Liver Cancer (BCLC) Stagingssystem (siehe Abbildung 2.5). Auf diesem System fußen auch die deutschen Richtlinien [28].

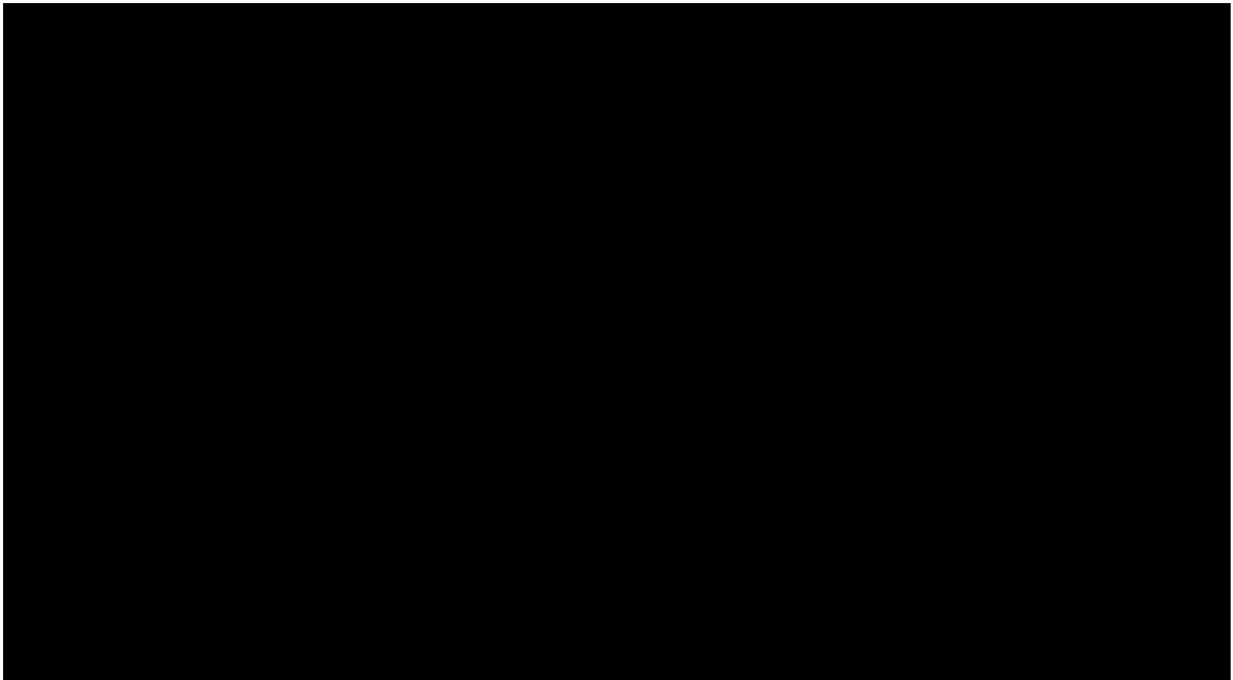


Abbildung 2.5: Barcelona Clinic Liver Cancer (BCLC) Staging- und Behandlungsstrategie nach den EASL Richtlinien [30]

In frühen Stadien (Stadium 0 oder A) ist der Tumor verhältnismäßig klein und noch nicht weit gestreut. Deshalb eignet er sich für kurative Behandlungen wie einer Resektion, Transplantation oder Ablation. In diesen Stadien ist die Überlebensrate höher im Vergleich zu den späteren Stadien. Später hat der Tumor innerhalb oder auch außerhalb der Leber so viele Metastasen gebildet, dass die Behandlung nur mit einer Chemoembolisation oder systemischen Behandlung möglich ist.

Laut den EASL Richtlinien für die klinische Praxis [26] ist die thermale Ablation mit Radiofrequenzwellen die Standardbehandlung für Tumore im BCLC Stadium 0 und A, die nicht geeignet für einen chirurgischen Eingriff sind. Außerdem ist diese Methode eine Alternative für die chirurgische Entfernung von einzelnen Tumoren in der Größe von 2-3 cm, wenn die Leberfunktionen erhalten werden können und ein ausreichendes Volumen an hepatischen Gewebe verbleibt. Sie weist eine geringere Sterblichkeitsrate, geringere Kosten und kürzere Krankenhausaufenthalte für die Patienten im Vergleich zu einem chirurgischen Eingriff auf. Außerdem lässt sich der Ablauf der Intervention mit bildgebenden Verfahren überwachen [31].

Da es bei dieser Arbeit um die MRT-gestützte Ablation geht, wird im Weiteren beides zusätzlich erläutert.

## Lokale Ablation von Lebertumoren

Das Prinzip der thermalen Ablation macht sich die variablen Temperaturtoleranzen unterschiedlicher Gewebearten zu Nutzen. Durch extreme Temperaturen von mehr als  $50^{\circ}\text{C}$  oder weniger als  $-20^{\circ}\text{C}$  werden irreversible Zellschädigungen mit anschließender Apoptose und koagulative Nekrose verursacht.

Bei der Kryoablation entstehen durch sehr niedrige Temperaturen direkte Zellschäden, Gefäßverletzungen mit Thrombosen und daraus resultierender Ischämie mit nachfolgender Apoptose.

Bei dem hyperthermen Ablationsverfahren führt die Erhitzung von Gewebe die Denaturierung von Strukturproteinen und lysosomalen Enzymen und somit den Zelltod herbei.

Diese Verfahren werden besonders bei Tumorgewebe eingesetzt, da diese Zellen typischerweise eine reduzierte Temperaturtoleranz gegenüber normalem Gewebe aufweisen [32].

Das Ziel ist die komplette Ablation aller Tumorzellen, um die Wahrscheinlichkeit des Wiederauftretens eines Tumors zu verringern [28].

Die Zellzerstörung erfolgt bei dem Behandlungsprinzip der klassischen Hyperthermie durch zwei Mechanismen, die je nach Lage der Zellen zur Ablationsquelle vorherrschen. Bei der Ablation entstehen typischerweise drei Zonen (siehe Abbildung 2.6) [31]:

- **Zentrale Zone** in unmittelbarer Umgebung der aktiven Nadelspitze: Direkter Schaden (irreversible Koagulationsnekrose) abhängig von der angewendeten thermalen Energie, zeitlichen Dauer und Frequenz der Anwendung
- **Übergangszone**, dessen Gewebe durch Wärmeleitung erwärmt wird: Indirekter Schaden durch Störung der metabolischen Funktionen, Dysfunktion von Zellbausteinen (DNA, Mitochondrien etc) und erhöhte Anfälligkeit für weitere Verletzungen
- **Umgebendes Gewebe**, das von der Wärmeausbreitung nicht beeinflusst wird

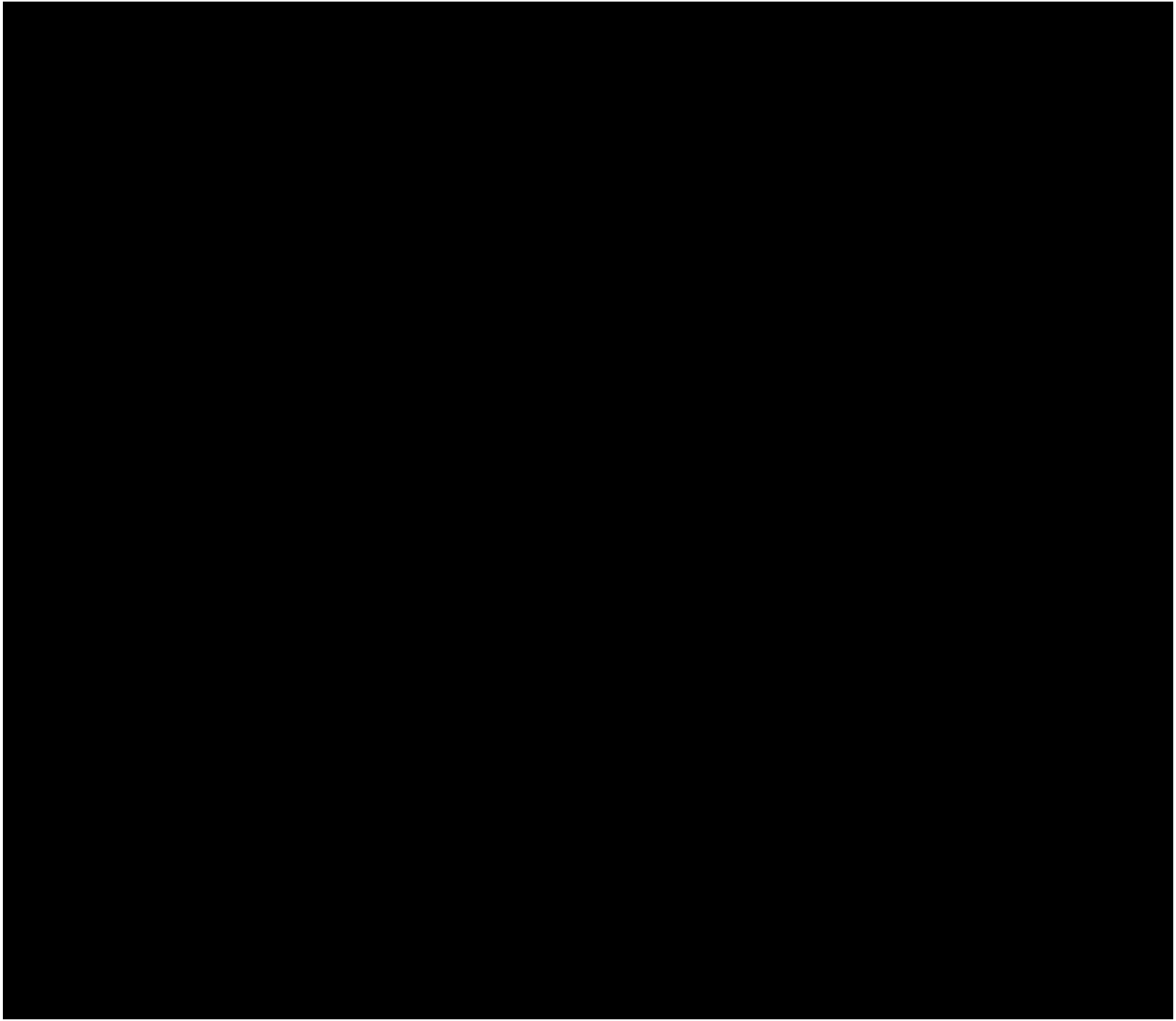


Abbildung 2.6: Ablationszonen bei einer hyperthermischen Ablation und deren zellbiologischen Auswirkungen [31]

Übliche Techniken der hyperthermischen Ablation sind mit Radiofrequenzwellen oder Mikrowellen. Neuere Methoden basieren auf Ultraschall (HIFU), Laser (LITT) oder Elektrooperationen (IRE) [33].

Die meist verbreitete Methode in der klinischen Routine zur perkutanen Thermoablation von malignen Lebertumoren ist die Radiofrequenzablation (RFA) [34]. Dabei werden eine oder mehr Radiofrequenzelektroden an einer Sonde (Applikator) mit Unterstützung eines bildgebenden Verfahrens (US, CT oder MRT) in den Tumor geschoben. Durch das Anlegen einer hochfrequenten Wechselspannung beginnen die Ionen in dem Gewebe zu oszillieren und erzeugen so Reibungsenergie, die sich in lokalen Temperaturen von  $60^{\circ}$  bis  $100^{\circ}$  C äußern [32]. Die Gefahr bei zu hoher Temperatur ist, dass das in Zellen befindliche Wasser verdampft, das Gewebe austrocknet und so durch die höherer Gewebeimpedanz die Leitfähigkeit des verbleibenden Gewebe gehemmt wird. Ein andere kritischer Effekt besteht,

wenn der Tumor sich in der Nähe zu größeren Blutgefäßen befindet. Diese transportieren die Wärme ab und das Risiko einer unvollständigen Ablation erhöht sich [31] [3].

Eine Alternative bildet die Mikrowellenablation (MWA). Hier werden wie bei der RFA elektromagnetische Wellen zur Erzeugung von Hitze genutzt. Bei einer Frequenz zwischen 900 MHz und 2.5 GHz wird die Eigenfrequenz von Molekülen mit Dipolmoment getroffen (hauptsächlich Wasser). Diese sogenannte dielektrische Hysterese lässt die Moleküle oszillieren und erhitzen. Da im Gegensatz zur RFA oder IRE die MWA nicht auf die Leitfähigkeit des Gewebes oder elektrische Ströme angewiesen ist, können Temperaturen über 100° C erreicht werden, ohne die Wirksamkeit der Ablation zu hemmen. Außerdem ist der Hitzeverlust durch umliegende Gefäße nicht so relevant wie bei der RFA, da durch die MWA das Gewebe schneller erhitzt wird. Ein Vorteil der MWA ist, dass durch mehrere Antennen und die Interferenz der Wellen der Hitzeeffekt verstärkt wird, sodass größere Tumore erreicht werden können. Außerdem können so Tumore auch gezielt behandelt werden, die in einer gewissen Distanz (bis zu 2 cm) zu den Applikatoren liegen. Ein Nachteil von der MWA ist die Neigung zur Überhitzung der Antennen. Dadurch ist eine regelmäßige Kühlung erforderlich [31].

Unabhängig davon für welche Ablationsmethode sich der behandelnde Arzt entscheidet, die Herausforderung besteht die Ablationsnadel perkutan entlang eines geplanten Pfades zum Tumor zu schieben und dort die Ablation erfolgreich durchzuführen, ohne das gesunde Gewebe zu stark zu beschädigen.

#### **2.2.4 MRT-gestützte perkutane Thermoablation von Lebertumoren**

Trotz Erfahrung und ausreichendem Training ist die Navigation eines chirurgischen Instruments innerhalb des Patienten eine mentale Herausforderung für den Arzt und typischerweise mit Fehlern behaftet [35]. Die Herausforderung bestünde ohne zusätzliche Unterstützung darin, nur mit dem Wissen der aufgenommenen Planungsdaten während der Intervention die Lage des Instruments in Relation zum Zielgewebe zu bestimmen. Bildbasierte Navigationstechniken erlauben eine präzise Instrumentenführung innerhalb des Körpers.

US und CT sind aufgrund der hohen Verfügbarkeit, geringerem Zeitaufwand und der reduzierten Kosten die meist genutzten bildgebenden Verfahren für Interventionen [2].

Der Vorteil des MRTs gegenüber dem CT oder dem US liegt aber in dem hohem Gewebekontrast und der Möglichkeit die Hitzeverteilung mittels gängiger Thermometriemethoden zu überwachen [36]. Außerdem profitiert das MRT gegenüber dem CT von der Abwesenheit von Strahlung und von der Hauptpatientenachsen (koronar, sagittal, transversal) unabhängigen Ausrichtung der Bildebene [35]. So lassen sich während der Intervention kontinuierlich veränderbare Bilder erzeugen.

Der Ablauf einer MRT-gestützten Nadelintervention kann sich je nach Art der Intervention,

nach Erfahrung des Arztes und nach den hard- und softwaretechnischen Möglichkeiten, die verfügbar sind, unterscheiden [37] [38].

Zunächst einmal sind stereotaktische und Freihandinterventionen zu unterscheiden. Bei einer stereotaktischen Intervention werden geometrische Daten genutzt, um den Weg von Einstich- zu Zielpunkt zu bestimmen. Für diese Methode muss ein fester Referenzpunkt zum Patienten geschaffen werden, der sich während der Intervention nicht verändern darf. Dieser Punkt stellt einen Ankerpunkt für ein dreidimensionales Koordinatensystem dar, das mit dem MRT-Koordinatensystem registriert wird. Da so die korrespondierenden Punkte des MRT-Datensatzes im Raum bekannt sind, kann der im Datensatz geplante Pfad auf den Patienten übertragen werden. In der Praxis werden beispielsweise als Ankerpunkt MRT-sichtbare Marker an einem festen Rahmen befestigt, der als statische Führung für die Nadel dient, oder ein MRT-sichtbares Gitter für die Positionskontrolle auf den Patienten gelegt [38] [35].

Die Freihandintervention bietet dem Arzt eine dynamische Führung seines Instruments. Das Ziel ist es dabei, das MRT-Bild während der Intervention immer wieder so anzupassen, dass die Lage des Instrument zu erkennen ist. So soll sich dem geplanten Pfad iterativ genähert werden. Dabei geben das MRT-System und zusätzliche verfügbare Hard- und Softwaremöglichkeiten vor, wie die Intervention ablaufen kann.

Bei einem geschlossenen MRT-System, bei dem der Patient während der Bildgebung aufgrund des geringen Röhrendurchmessers nicht erreicht werden kann, muss das iterative Bewegen der Nadel außerhalb der Röhre geschehen. Zur Kontrolle der Position muss der Patient wieder in das Isozentrum des Magnetfelds hineingeschoben werden [35].

Ein offenes MRT bietet zwar einen besseren Zugang, aber die Gradientenfähigkeit, Stabilität und Homogenität der geringen Feldstärke (anfänglich 0.2 T), mit denen diese Systeme arbeiten, führen zu niedrigem Signalrauschabstand (SNR) und geringer räumlicher und zeitlicher Auflösung. Diese nicht dem heutigen Standard entsprechende Bildqualität ist der Grund dafür, dass diese Systeme bei MRT-gestützten Interventionen nicht mehr so häufig in der klinischen Routine zu finden sind [39]. Offene MRT-Systeme mit höherer Feldstärke (bis zu 1 T) versuchen diesem Trend im letzten Jahrzehnt entgegen zu wirken [40] [41].

Eine Alternative dazu bilden geschlossene MRT-Systeme mit einer großen Öffnung (typischerweise 1.5 T mit 70 cm Durchmesser der Röhre) [42]. Sie kombinieren den Vorteil, den Patienten während der Bildgebung erreichen zu können, mit einer verbesserten Bildqualität [43].

Ein zusätzliche Unterstützung kann ein Trackingsystem bieten, das die Position und Orientierung der Nadel erfasst, und so die MRT-Bildebene adaptiv anpasst wird [44] [4].

## Genereller Ablauf

Nachstehend werden die zum weiteren Verständnis relevanten Schritte einer MRT-gestützten Freihandleberintervention erläutert, wie sie unter anderem an der Medizinische Hochschule Hannover (MHH) praktiziert wird [45] [40] [46] [47] [48].

Die Vorbereitung der Intervention beinhaltet die Aufklärung des Patienten, die Positionierung des Patienten auf dem MRT-Tisch und die Einleitung der Narkose. Als Erstes wird ein Tubus gesetzt, welcher dann mit dem Beatmungsgerät verbunden werden kann. Zur Überwachung der Vitalparameter wird eine Blutdruckmanschette und ein Pulsoximeter zum Messen der Sauerstoffsättigung angelegt. Nach der Narkotisierung wird der Patient in den Scannerraum gebracht, wobei darauf geachtet wird, dass er keine Metallteile an sich trägt. Auf der MRT-Liege wird der Patient in der gewünschten Position gelagert und fixiert, sodass der behandelnde Arzt bestmöglichen Zugang hat. Danach wird eine Flex-Spule an der gewünschten Position befestigt. Die Lagerung des Patienten und die Position des Arztes ist abhängig vom Krankheitsbild des Patienten, der Technik und Erfahrung des behandelnden Arztes. So kann der Patient auf dem Rücken oder Bauch, mit Kopf oder dem Fuß voran gelagert werden und der Arzt von vier Seiten (vorn und hinten, jeweils links und rechts) am MRT interagieren. Diese Entscheidungen werden auf Grund der preinterventional aufgenommenen CT- oder MRT-Bilder gefällt. So lässt sich durch gute und vorsichtige Planung viel Zeit einsparen, welche beispielsweise durch Umpositionierung des Patienten während der Intervention verloren geht.

Nach der Vorbereitung wird in der Planungsphase der Patient in das Isozentrum des MRTs geschoben. Dort wird mit einer T1- gewichteten Gradientenechosequenz (GRE) der Planungsdatensatz aufgenommen. Ein artefaktfreieres Bild wird durch einen Atemstopp erreicht (VIBE). Dies geschieht, indem der Anästhesist das Beatmungsgerät des narkotisierten Patienten kurz aus und wieder einschaltet. Von der Workstation des MRT-Kontrollraums wird mit dem derartig akquiriertem und dem preinterventionell aufgenommenem Datensatz dann der Nadelpfad geplant. Das Erreichen des Zielgewebes muss dabei von einem geeignet liegendem Einstichpunkt erfolgen, ohne Risikostrukturen (Blutgefäße, Nerven oder die Lunge) zu passieren und möglichst wenig gesundes Gewebe zu beschädigen. Nachdem von Hand die Einstichstelle und der Zielpunkt bestimmt wurden, legt der Medizinisch-technische Assistent (MTA) die MRT-Schichten fest, die während der Intervention angezeigt werden sollen. Sie sollen den geplanten Nadelpfad und die relevanten umgebenden Strukturen visualisieren. Diese Daten werden auf einen Bildschirm neben dem MRT übertragen.

Im nächsten Schritt betritt der behandelnde Radiologe den Scannerraum und sucht die geplante Einstichstelle auf dem Patienten (siehe Kapitel 2.2.5).

Nach erfolgreicher Suche wird der Bereich um die Einstichstelle mit OP-Tüchern abgeklebt und sterilisiert. Nach dem Einstich erfolgt die Navigation der Nadel unter Live-Bildgebung zum Zielgewebe. Dabei ist der Applikator nicht direkt sichtbar, dafür aber das Artefakt,

welches durch diesen in den MRT-Bildern entsteht.

Nach der Evaluation und Verifikation der gewählten Zielpostion kann die Ablation beginnen. Abhängig von der Größe und der Art der Ablationsnadel kann die MWA um die 10 Minuten dauern. Während der Ablation befindet sich der Patient auch im Isozentrum des MRTs, um (experimentelle) Thermometriedaten aufzunehmen. Nach der Ablation wird ein weiterer Datensatz aufgenommen, um den Erfolg der Ablation zu beurteilen. Wenn die Ablationszone nicht den Anforderungen von mindestens 5 mm Sicherheitsraum entspricht, wird die Nadel repositioniert und der Ablationsprozess erneut durchgeführt [49]. Die komplette Dauer der Intervention beträgt 60 bis 180 min.

Für den Erfolg und die Schnelligkeit der Intervention ist neben der Erfahrung aller Beteiligten auch Funktionalität und Performance der unterstützenden Bildgebung entscheidend.

Die Anforderungen an die Bildgebung einer Nadelintervention umfassen folgende Punkte [40]

- 1.) Gute und kontrastreiche Darstellung des Zielgewebes (Tumor) und der umgebenden Struktur
- 2.) Echtzeitbilder zum Finden der Einstichstelle und Verfolgen der Nadel zum Zielgewebe
- 3.) multiplanare Bildgebung mit der Möglichkeit der gleichzeitigen Visualisierung des Applikators und dem Zielgewebe, auch bei schwieriger Lokalisation

Diese Bachelorarbeit beinhaltet ein Konzept zur Verbesserung des zweiten Punktes, das Finden der Einstichstelle und der korrekten Nadelorientierung. Dieser Vorgang wird im folgenden Abschnitt konkreter erläutert:

### **2.2.5 Finden der Einstichstelle**

Nachdem die Position der Einstichstelle anhand der Planungsdaten bestimmt worden ist, besteht die Herausforderung diese auf dem Patienten zu finden. Eine klinisch weit verbreitete Methode ist die „Finger-Tapping-Methode“. Dabei wird ein MRT-sichtbarer Marker (ein Finger oder eine mit Wasser gefüllte Spritze) schrittweise unter Live-Bildgebung auf der Haut des Patienten in Richtung Einstichstelle vorgeschoben, bis dieser im geplanten axialen Schichtbild zu sehen ist (siehe Abbildung 2.7(b)) [50]. Um die Stelle für den behandelnden Arzt zu markieren, verweilt der Finger oder die Spritze des Radiologen so lange, bis der Patient aus der MRT-Röhre gefahren ist. Die Markierung erfolgt anhand eines auf die Stelle gelegten Stifts. Eine Alternative ist die Befestigung der Spritze innerhalb der Röhre mit adhäsiven Klebeband [43].

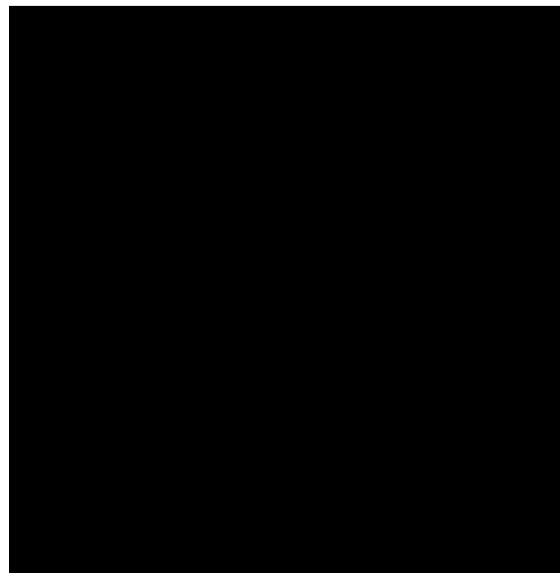
Bei diesem iterativen Vorgang ist es wichtig, dass die Echtzeitbilder diejenige Schicht



anzeigen, in der die Einstichstelle und möglichst auch die Zielläsion und viele relevante anatomische Strukturen erkennbar sind. Da sich der geplante Einstichspunkt anhand von Ungenauigkeiten und Bewegungsartefakten von der gefundenen Position unterscheiden kann, müssen die Schichtbilder während der laufenden Intervention reorientiert werden. Für die Anzeige und Orientierung der Schichtbilder ist der MTA im Kontrollraum verantwortlich. So ist es für die bestmögliche Echtzeitbildgebung erforderlich, dass die Kommunikation zwischen dem Interventionist im Scanraum und dem MTA schnell und präzise ist [2]. Bei den meisten Läsionen ist es nicht möglich, die Einstichstelle so zu wählen, dass sie in der gleichen axialen Schicht wie die Zielstruktur liegt. Deswegen ist nicht nur die Position der Einstichstelle wichtig, sondern auch die Orientierung der Nadel beim Einstich. Zum Finden der Orientierung werden mehrere nebeneinander liegende axiale Schichten angezeigt. So kann der Arzt Einstichwinkel der Nadel an anatomischen Landmarken abschätzen. Eine Alternative dazu bietet eine derartig orientierte Schicht, sodass die Einstichstelle, die relevanten umgebenen Strukturen und das Zielgewebe gleichzeitig sichtbar sind.



(a) Position des Arztes [51]



(b) Artefakt des Fingers im MRT-Bild [30]

Abbildung 2.7: Methode des Fingertappings

Der ganze Vorgang kann sehr zeitintensiv und das Erreichen des Patienten in der Röhre ergonomisch belastend für den Arzt werden (siehe Abbildung 2.7(a)). Um die Navigation der Nadel zum Finden der Einstichstelle und -orientierung zu vereinfachen, sind zusätzliche Unterstützungssysteme entwickelt worden.

## 2.3 Verwandte Arbeiten

Der Erfolg einer Nadelintervention wird hauptsächlich durch zwei Dinge beeinflusst.

- Schneller und effektiver Arbeitsablauf
- Erfahrung und Übung des Arztes

Für den ersten Punkt sind zahlreiche Unterstützungssysteme entwickelt worden, die die Entscheidungsfindung des Arztes schneller und sicher machen sollen. Im ersten Teil dieses Abschnitts werden Systeme vorgestellt, die die adaptive Ausrichtung der Bildebene beinhalten. Auf andere Systeme, die den Einstich und die Navigation der Nadel unterstützen sollen, wird hier nicht explizit eingegangen. Zu diesen gehören Augmented-Reality- oder stereotaktische Anwendungen.

Im zweiten Teil werden VR-Anwendungen vorgestellt, die eine Planungs- oder Trainingssimulation für insbesondere hepatische Nadelinterventionen bieten. Neben RFA-Simulationen auf tomografischer Basis (MRT oder CT) werden aufgrund des großen Forschungsschwerpunkts auch simulierte Sonografie-Anwendungen vorgestellt.

### 2.3.1 Unterstützungssysteme

Rothgang et al. [52] entwickelten ein umfangreicheres und genaueres Verfahren im Vergleich zur vorgestellten Finger-Tapping-Methode. Mithilfe eines Positionslasers wird die Position der Einstichstelle im Isozentrum des MRT bestimmt. Die korrekte Orientierung der Nadel wird durch mehrere Bildebenen entlang des geplanten Pfades gewährleistet.

Anhand eines räumlich hoch aufgelösten Planungsdatensatzes werden die Einstichstelle und der Zielpunkt bestimmt. Daraus lässt sich der Pfad errechnen, den die Nadel verfolgen soll. Entlang dieses geplanten Pfades werden auf dem Echtzeit-MRT-Datensatz in drei Richtungen multiplanare Ebenen orientiert. Diese Ebenen richten sich während der Laufzeit automatisch (Auto Slice Alignment Algorithm) in Richtung der Hauptpatientenachsen axial, coronal und sagittal aus.

Die physische Einstichstelle auf dem Körper des Patienten wird in zwei Schritten bestimmt. Die Einstellung der z-Achse erfolgt durch einen Vorschub der Position des registrierten Patienten mit der MRT-Liege. Diese wird soweit in superiorer oder inferiorer Richtung verschoben bis die Einstichstelle in der Schicht liegt, die von einem Laserkreuz des MRTs markiert wird. Die errechnete laterale Offsetdistanz vom Mittelpunkt des Kreuzes wird mithilfe eines MRT-kompatiblen Maßband gemessen. Die Schnittlinie der drei ausgerichteten Schichten, die sich in den Echtzeitbildern durch eine veränderte Sättigung erkennen

lassen, korrespondiert mit dem geplanten Pfad. Dadurch wird der Winkel deutlich, in dem die Nadel in den Patienten geschoben werden muss. Ob die Richtung stimmt, kann auch anhand des Artefakt, das die Nadel in den MRT-Bildern hinterlässt, überprüft werden. Der Pfad der Nadel muss je nach Ausrichtung der orthogonalen Schicht entweder als punktförmiges oder linienförmiges Artefakt zu sehen sein.

Die Forschungsgruppe um Oliveira [53] entwickelte ein optisches Navigationssystem für Nadelinterventionen mit einer Echtzeitvisualisierung eines auf aufeinander registrierten PET/CT- Datensatz.

Nach einer PET/CT-Aufnahme des Patienten wird in der Planungsphase der optimale Nadelpfad bestimmt. Sobald die Nadel kalibriert und der Patient registriert ist, kann der Arzt während der Intervention zwischen drei unterschiedlichen Ansichten des Datensatzes wählen, mit dessen Hilfe er sein Instrument zum Zielgewebe führen kann. Eine komplette 3D-Übersicht des Datensatzes soll das Finden der Einstichstelle erleichtern. Bei der Zielansicht wird die Bildebene orthogonal zum geplanten Nadelpfad ausgerichtet. Es wird dann die Schicht angezeigt, auf dessen Höhe sich die Nadelspitze befindet. Dies hilft dem Arzt die Lage der umliegenden Risikostrukturen einzuschätzen. Ein Balken gibt den Abstand zum Ziel an und ein Fadenkreuz hilft dabei die Nadel entlang des geplanten Pfades auszurichten. Die dritte Sicht ist entlang der Nadelachse ausgerichtet. Sie zeigt die Nadel und die Strukturen, die noch zwischen Nadel und Ziel liegen. So kann der Arzt die finale Position der Nadel einschätzen.

Bei den bisher erwähnten MRT-gestützten Konzepte für die Freihandführung kristallisieren sich Probleme, aber auch Vorteile der Methoden heraus.

Beim Fingertapping ist der Vorteil, dass der Intervenierende die Schichten, die er für das Finden der richtigen Einstichstelle und der Nadelorientierung braucht, selbstständig während der Intervention bestimmen kann. Die Nachteile dieser Methode sind, dass der Arzt die gewünschte Änderung des MRT-Bildes nicht selbstständig vornehmen kann, sondern es präzise kommunizieren muss. So können mit geringem Zeitaufwand nur einfach zu beschreibende Schichten in den Hauptpatientenachsen angezeigt werden. Meistens liegen Einstichstelle und Zielgewebe nicht in der gleichen Schicht. Wenn man also die Schicht der derzeitigen Nadelposition gefunden hat, ist der Tumor auf der Bildebene nicht mehr zu erkennen. Deshalb muss die Orientierung der Nadel anhand von anatomischen Landmarken in den benachbarten Schichten abgeschätzt werden.

Der Nachteil dieser eingeschränkten Orientierung der MRT-Schichten lässt sich durch eine Planungsphase beseitigen. Dort können die Schichten entlang des geplanten Nadelpfades orientiert werden. Die Orientierung kann- wie beschrieben- statisch wie (Rothgang et al. [52]) oder dynamisch durch Nadeltracking (Oliveira et al. [53]) erfolgen. In beiden Fällen wird der Informationsgehalt der Bildebenen für den Arzt erhöht. Durch die Ausrichtung der Schichten entlang des Nadelpfades lässt sich die korrekte Position und Orientierung der

Nadel leichter kontrollieren. Der Erfolg der Intervention ist aber an eine gute Planungsphase gebunden. So geht die Flexibilität während der Intervention verloren. Der zeitliche Aspekt ist für die Suche nach der Einstichstelle auch relevant. Bei zwei der vorgestellten Konzepte erfolgt diese Suche nicht mithilfe der Nadel, sodass ein direkter Einstich nicht möglich ist. Bei diesen Methoden wird der Workflow zunächst unterbrochen, indem der Patient wieder aus der Röhre gefahren wird, um die Stelle für den weiteren Verlauf zu markieren.

Ein Konzept, bei der sich die MRT-Bildebene laufzeitecht, trotzdem flexibel und unter voller Kontrolle des Arztes ändern lässt, haben Kägebein et al. entwickelt [4]. Die Idee beinhaltet eine Echtzeitnadelführung unter Nutzung eines optischen Moiré-Phase-Trackingsystems zur freien Positionierung und Orientierung der Bildebene in einem 3-Tesla-wide-bore-MRT. Das Trackingsystem besteht aus einem planaren Moiré-Phase-Marker und einer Kamera samt Beleuchtungssystem innerhalb der MRT-Röhre. Durch die Moiré Muster auf dem Marker kann die Kamera Position und Rotation des Markers im Raum bestimmen. Ein solcher Marker wurde auf einer Nadel fixiert, sodass deren Orientierung und Position innerhalb der MRT-Röhre jederzeit bekannt ist. Eine GRE des MRTs wurde so modifiziert, dass zwei sich schneidenden und senkrecht zueinander stehenden Bildebenen automatisch entlang der Nadelachse ausrichten (siehe Abbildung 2.8). Das Bewegen der Nadel führt zur direkten Aktualisierung der Bildgebungsschichten. So befindet sich der weitere ungekrümmte Verlauf der Nadel immer im angezeigten MRT-Bild.

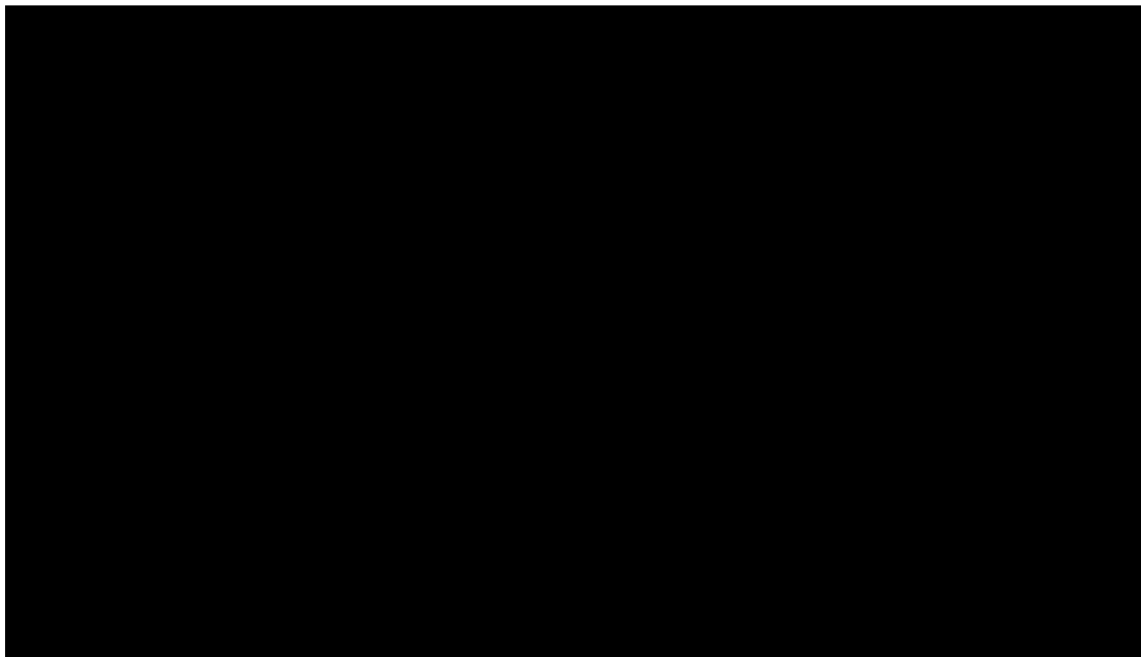


Abbildung 2.8: Ausrichtung der Achsen relativ zum MRT nach Kägebein [54]

Die erste Konzeptüberprüfung ergab, dass dieser Ansatz im Vergleich zu anderen Publikationen akkurater ist und eine exaktere Instrumentenpositionierung verspricht. Die Zeit, die von der Haut bis zum Ziel benötigt wird, ist etwas höher verglichen mit Rothgang et al.. Für die Verringerung sowohl der Zeit als auch der Abweichung vom Ziel, die durch

den Nutzer verursacht wird, präsentiert Kägebein Vorschläge zur Verbesserung. Auf die Nachteile der Implementierung und die Weiterführung des Konzepts wird am Ende dieser Arbeit eingegangen (siehe Kapitel 8).

<b>Konzept</b>	<b>Vorteil</b>	<b>Nachteil</b>
Finger-Tapping	Flexible Anzeige der MRT-Schicht	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Anzeige von nur einfach zu kommunizierenden Schichten</li> <li>- Abschätzen des Einstichswinkel anhand benachbarter Schichten</li> <li>- Unterbrechung des Workflows durch Markierung der Position</li> </ul>
Rotgang et al.	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Ausrichtung von 3 Bildebenen entlang des geplanten Pfades</li> <li>- Relevante Strukturen in einer Bildebene</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Erfolg von guter Planung abhängig</li> <li>- Einmalige Festlegung der anzuzeigenden Schichten</li> <li>- keine Flexibilität während der Intervention</li> <li>- Unterbrechung des Workflows durch Markierung der Position</li> </ul>
Oliveira et al.	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Tracking der Nadel</li> <li>- Anzeige der Schichten entlang des geplanten Pfades je nach Nadelposition</li> <li>- Auswahl von mehreren Sichtweisen/Bildebenen</li> <li>- Zusätzliche Informationen (Abstand der Nadel zum Tumor)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Planungsphase</li> <li>- Einmalige Festlegung der Orientierung der Schichten</li> <li>- eingeschränkte Flexibilität während der Intervention</li> </ul>
Kägebein et al	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Flexible Anpassung der Bildebene des MRTs während der Laufzeit der Intervention</li> <li>- Gleichzeitige Visualisierung des weiteren Nadelverlaufs mit den umliegenden Strukturen</li> <li>- mögliche Reduzierung der Planungsphase, da Ausrichtung unabhängig von Nadelpfad</li> <li>- Wegfall der separaten und zeitintensive Markierung der Einstichstelle</li> <li>- mehr Kontrolle über die angezeigten Bilder</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Fehlende umfassende Evaluierung</li> </ul>

Tabelle 2.1: Vor- und Nachteile der vorgestellten Konzepte zum Finden der Einstichstelle und Orientierung der Nadel

### 2.3.2 Planungs- oder Trainingssimulation

Cheng et al. [55] haben das haptische Feedbackgerät Phantom Omni Device in eine Trainingssimulation und Behandlungsplanung für eine RFA integriert. Der Nutzer hat die Möglichkeit einen 3D-CT-Datensatz mithilfe der Orientierung und Position der Nadelspitze zu rotieren, sodass er Sichten aus jeglichen Richtungen hat. Auch drei orthogonale multiplanare Ebenen können mithilfe der Nadel im Datensatz positioniert werden. Des Weiteren kann eine virtuelle Ablationsnadel in den Datensatz bis hin zum Zielgewebe geschoben werden. Auf dem Weg dahin fühlt der Nutzer einen sich verändernden Widerstand, der je nach Hounsfieldwert in der Schicht angepasst wird. Am Zielpunkt angekommen wird eine Ablation simuliert, dessen Ergebnis dann mit der vorherigen Tumorregion verglichen werden kann.

Der Ansatz, dass drei aus einem 3D-Datensatz multiplanar rekonstruierte und orthogonal zueinander ausgerichtete Schichten der Position und Orientierung der Nadel folgen, lässt sich auch noch in einigen anderen Simulationen wiederfinden. Beispiele sind dafür virtuelle Trainingsszenarien für Lumbalpunktionen [56] oder spinale Biopsien [57].

Ein weiterer Ansatz für die virtuelle Simulation der RFA von Lebertumoren zur Vereinfachung der Planungsphase bieten Villard et al. [58]. In dieser Anwendung werden aus einem pre-interventionellen akquirierten CT-Datensatz des Patienten ein 3D-Modell von seiner Leber, Pathologien und umgebende Strukturen rekonstruiert. Es wird eine virtuelle 3D-Szene erstellt, in der man durch die Anatomie des Patienten navigieren und mit ihr interagieren kann. Dieser Aufbau bietet dem Nutzer vielfältige Möglichkeiten: Zur Planung einer Intervention lässt sich die Zone der Nekrose um die Spitze der Ablationsnadel simulieren. Dabei wird der Wärmeableitungseffekt durch Blutgefäße berücksichtigt. Auch eine automatische Orientierung der Nadel kann generiert werden. Der Algorithmus berechnet einen optimalen Pfad, um den Tumor komplett zu zerstören, ohne zu viel gesundes Gewebe und relevante Strukturen zu beschädigen. Die ganzen Funktionen zur Planung erfolgen in einer Desktopversion mit der Maus als Eingabegerät oder als Alternative mithilfe einer getrackten VR-Brille und Peripheriegerät, mit dem eine Nadel realistisch geführt werden kann. Mit haptischen Feedbackgeräten lässt sich die Szene in eine Trainingssimulation für Chirurgen-Anfänger wandeln.

Dong et al. [59] haben eine VR-Anwendung für Ärzte und Radiologen entwickelt, die das Training für US-gestützte Biopsie erleichtern soll. In dieser Arbeit wird ein CT-Datensatz mit zahlreichen korrespondierenden Ultraschallaufnahmen aus verschiedenen Winkeln registriert. Aus dem CT-Datensatz erhält man ein anatomisches 3D-Modell, dessen Oberflächen ein visuelles und haptisches Feedback geben. Durch Korrelation zwischen dem CT- und zusammengeführten US-Datensatz lassen sich so durchgehende US-Bilder simulieren. Der Fokus lag dabei auf Aufnahmen der Leber. Zwei haptische Feedbackgeräte simulieren

in dieser Anwendung die Nadel und einen US-Kopf. Anhand dessen Orientierung und Position werden die US-Aufnahmen gerendert.

Die Registrierung von einer Vielzahl an US-Aufnahmen mit einem CT-Datensatz ist sehr aufwändig und kostspielig. Um die Möglichkeit eine Trainingssimulation für Ultraschall mit mehreren Datensätzen und Übungen zu schaffen, entwickelten Shams et al. eine Methode US-Bilder aus 3D-CT-Aufnahmen zu generieren [60]. Diese Methode machen sich Forest et al. für ihren Ultraschallsimulator zu Nutzen [61]. Sie integrierten zahlreiche simulierte Abläufe wie eine Leberbiopsie, RFA oder pränatale Untersuchungen.

Einen zu Dong et al. ähnlichen Ansatz für einen Trainingssimulator zur Navigation der Nadel unter US hatten Vidal et al. [62]. Ihr Fokus lag besonders auf das mechanische Verhalten. So wurden die Deformation der Leber sowohl bei Kollision mit der Nadel als auch durch intrinsische Eigenbewegung und Atembewegungen berücksichtigt.

Fünf Jahre früher stand einer Arbeitsgruppe unter Vidal nur ein haptisches Feedbackgerät zur Verfügung und so mussten sie immer zwischen einer Bildgebungs- und Nadelsimulation umschalten. Anstatt von US-Aufnahmen konnten direkt die CT-Aufnahmen bzw. daraus simulierte Röntgenaufnahmen angezeigt werden [63].

Einen neueren Ansatz für das Simulieren von physiologischen Bewegungen und Reaktionen des Patienten bieten Mastmeyer et al. [64]. Sie integrieren einen 4D-Datensatz in ihre haptisch-visuelle Simulation, um die Deformationen unter der respiratorischen Bewegung deutlich mit einzubeziehen.

Eine guten Überblick über die Teilbereiche und Herausforderungen einer Simulation für eine Leberbiopsie in der interventionelle Radiologie bietet das Paper in Kooperation von Villard, Vidal et al. [65].

Ein wichtiger Baustein für den Realismus solcher Simulationen ist die stetige Weiterentwicklung der einzelnen Komponenten der VR-Anwendungen: Chentanez et al präsentieren neue Algorithmen für die Simulation und Visualisierung eines Nadeleinstichs und die Navigation durch deformierbare Hautschichten [66]. Auch andere Forschungsgruppen haben ihren Forschungsschwerpunkt allgemein (siehe Übersicht in [15]) oder bezogen auf das Phantom Omni [67] auf die möglichst realistische Implementierung des Nadeleinstiches in verschiedene Gewebe-, Knochen- und Hautschichten gelegt.

Mit Simulationen von chirurgischen Eingriffen lassen sich die Fähigkeiten und Abläufe isoliert und in Ruhe trainieren. Die Steigerung der technischen Fähigkeiten bei der Operation durch VR-Simulationen ist durch unterschiedliche Studien belegt. Ablauforientierte Simulationen vermitteln dem Nutzer aber nicht die Umstände, die in einen realen Operationsszenario vorherrschen würden. Ablenkungen und Einschränkungen durch soziale,



organisatorische und den chirurgischen Ablauf bedingte Faktoren verstärken die mentale Belastung und den Stresslevel des Arztes. So ist der Wechsel von Instrumenten, operationsbezogene und private Unterhaltungen und ein laufendes Radio Beispiele für reale Szenarien in einem Operationsraum [68].

Diese Bedingungen beachtend entwickelten Ganni et al einen virtuellen Operationsraum für die MIC [68].

Der soziale Faktor kann durch virtuelle Personen im OP-Raum und Gespräche und Anweisungen über Kopfhörer simuliert werden. Um den Realismus zu verstärken und auch Teamfähigkeit bei komplexen Operationen zu trainieren, werden kollaborative VR-Anwendung entwickelt. Chheang et al. präsentieren beispielsweise ein System zur Planung und Trainingssimulation für die laparoskopische Leberchirurgie [69]. Das Training der psychomotorischen Fähigkeiten und die Kooperation zwischen Kameraassistent und Chirurg stehen dabei im Mittelpunkt des Systems.

Autor	Anatomischer Bereich	Bildgebung	Jahr	Visuelle Hardware	Haptisches Feedbackgerät	Zweck der Anwendung	Besonderheiten
Vidal et al	-	CT, X-Ray	2005	CrystalEyes liquid crystal shutter glasses and infrared emitter by StereoGraphics Corporation	Phantom Desktop force feedback interface from SensAble Technologies	Training für Nadelinjektion	
Villard et al	Leber	3D Modell	2005	Zwei Bildschirme: Consul workbench from Barco mit getrackten Shutter-Brillen oder Desktop	- 6DoF flystick oder Datenhandschuh - Phantom Desktop 3DoF und Phantom Premium 6DoF	Unterstützung der Planungsphase zum Finden eines geeigneten Nadelpfades	Algorithmus zur automatischen Pfadbestimmung
Cheng et al.	-	CT	2006	Desktop	Phantom Omni haptic device	Training und Behandlungssimulation von RFA	
Forest et al.	Leber	Simulierter US	2007	-	2x force feedback devices Omni from Sensable	Simulierte Abläufe (Leberbiopsie, präinatale Untersuchungen)	Automatische Beurteilung der Diagnose und des Einstichversuch
Dong et al	Leber	US	2008	Desktop	PHANTOM Premium 1.5 High Force/6DOF und SensAble PHANTOM Omni	Training für Nadelinjektion	
Vidal et al.	Viszeralchirurgie	US	2009	CrystalEyes liquid crystal shutter glasses and infrared emitter by StereoGraphics Corporation	2x SensAble PHANTOM Omni	Training für Nadelinjektion	
Mastmeyer et al	Niere	Simulierter US	2014	Kombination von Shutter-Brillen und stereoskopischen Monitor	Geomagic Phantom Premium 1.5 6DOF (HighForce)	Training für Nadelinjektion	Atmender virtueller Patient
Chheang et al	Leber	Laparoskop	2019	HTC Vive	CollaVRLap system: Vive Controller und chirurgische Joysticks (Simballs)	Kollaboratives Laparoskopisches Training für die Leberchirurgie in einem virtuellen Operationsraum	
Ganni et al.	Gallenblasen	Laparoskop	2020	2016 Oculus Rift	LapMentor III (Symbionix™, 3D Systems Corporation, the US)	Virtuelle-Operationsraum-Simulation für MIC (Cholezystektomie)	

Tabelle 2.2: Übersicht der vorgestellten Simulationen für bildgestützte Nadelinterventionen

## **3 Konzept**

### **3.1 Konzeptidee**

In einem MRT-Raum herrschen Limitierungen, die das Testen von Konzepten und Ideen erschweren. So gibt es nur eine begrenzte Anzahl Geräte, die MRT-kompatibel sind bzw. es ist aufwändig, neue Hilfsmittel elektromagnetisch verträglich zu machen. Außerdem ist es zeitraubend, nur für Testzwecke in bestehenden System von fremden Anbietern die eigenen Ideen zu implementieren. Generell kann es besser sein, Änderungen im Arbeitsablauf erstmal ohne Patienten zu testen und zu evaluieren, bevor sie in einen bestehenden integriert werden.

Eine Lösung bietet eine modulare Testumgebung in der virtuellen Realität. Dort lassen sich Ideen erstmal ohne Berücksichtigung von möglichen realen Limitierungen und mit geringerem Aufwand realisieren. So lässt sich ein Eindruck von der neuen Konzeptidee gewinnen und evaluieren, ob und mit welchen Modifikationen es sich lohnt, diese Idee in einem bestehenden System umzusetzen.

Da eine derartige Testumgebung nicht unmittelbar vorhanden ist, soll in dieser Arbeit eine virtuelle Umgebung geschaffen werden. Als erster Prototyp wird nach der Idee von Kägebein et al. [4] ein Konzept zur Echtzeitnadelführung integriert. Zusätzlichen Funktionen zur Unterstützung der Nadelnavigation werden entwickelt.

Nachfolgend wird zunächst auf die Umsetzung der simulierten Nadelnavigation unter MRT-Bildgebung und dann auf den Aufbau der Testumgebung in Form eines virtuellen Operationsraums eingegangen.

### **3.2 Umsetzung in einer Simulation**

Die MRT-gestützte Nadelnavigation umfasst die automatische Ausrichtung der Bildebene entlang der frei geführten Nadel. Im folgendem Abschnitt wird dessen Umsetzung in einer virtuellen Simulation erläutert.

### 3.2.1 Nadelinteraktion

Für die Simulation der Nadel und den haptischen Eigenschaften bei der Interaktion mit dem virtuellen Patientenmodell stehen wie in Abschnitt 2.1 erwähnt zwei Möglichkeiten zur Verfügung:

- Physisches Phantom mit einer getrackten Nadelatrappe
- Tool-basierter Ansatz mit einem Gerät für haptisches Feedback

Die Entscheidung fiel auf den Tool-basierten Ansatz. Mit einem Gerät für haptisches Feedback wird keine zusätzliche Komponente für das Tracking der Nadel benötigt. Die Wahl fiel auf das Omni Phantom Haptic Device [70].

#### Omni Phantom Haptic Device

Das Phantom Omni Touch ist ein elektromechanisches Gerät, welches dem Nutzer kinästhetisches Feedback gibt. Es zählt zu den Schreibtischgeräten mit einem Arbeitsbereich von 160 mm Breite, 120 mm Höhe und 70 mm Tiefe. Dabei beträgt die räumliche Auflösung um die 0.055 mm. Die 6 Freiheitsgrade erlauben eine Kraft in jede kartesische Richtung  $x,y,z$  auszurichten (siehe Abbildung 3.1). Die maximale Kraft, die das Gerät dabei erfahren kann, beträgt 3.3 N. Wenn dieser Schwellenwert überschritten ist, wird die Kraft aus Sicherheitsgründen ausgesetzt. Das Gerät basiert auf der Impedanzmethode und misst die Position und Geschwindigkeit mithilfe von optischen Enkodern, die die Winkelpositionen und Bewegungen an den Gelenken in elektrische Signale umwandeln. Die Kommunikation läuft über ein IEEE-1394 Fire Wire Anschluss. Zur Ansteuerung des Gerätes wird das Toolkit Geomagic® OpenHaptics® 3D Touch™ verwendet [71] [72].

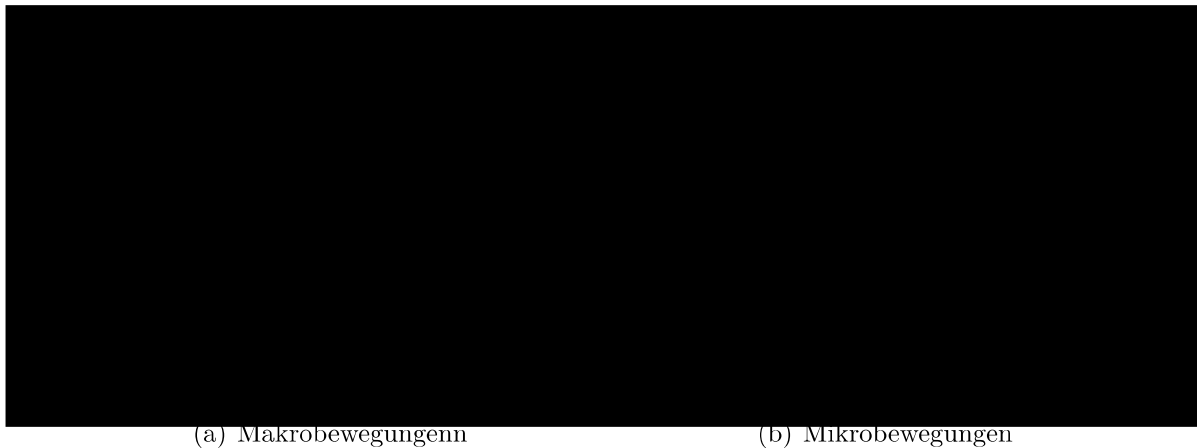


Abbildung 3.1: Freiheitsgrade des Omni Phantom Haptic Device [72]

### 3.2.2 Schichtausrichtung

Die Schichtausrichtung im MRT wurde mit einer modifizierten Multiplanare Reformati-  
on (MPR) eines DICOM-Datensatz ersetzt.

Die MPR von Schichtbildern ist eine der grundlegenden Methoden der Bildverarbeitung.  
Aus den dreidimensionalen Datensätzen von bildgebenden Verfahren können Schnittbilder  
erstellt werden. In den meisten Fällen liegt der Rohdatensatz in transversalen Schichtbildern  
vor. Mithilfe der MPR lassen sich die Schichtbilder in eine andere Hauptpatientenachsen  
ausrichten, indem frontale oder sagittale Schnitte errechnet werden. Des Weiteren lassen  
sich auch schräge Schnitte oder kurvenförmige Schnitte errechnen.

Schräge (oblique) Schnitte werden beispielsweise in der Herzbildgebung eingesetzt. Bei  
kurvenförmigen MPRs wird eine Linie vom Nutzer in einem 3D-Datensatz bestimmt, an  
der sich dann die Schnittbilder senkrecht anordnen. Diese Linie orientiert sich an bereits  
selbst gebogenen Strukturen. So lassen sich beispielsweise Gefäße [73], Harnleiter oder  
auch Gehirnstrukturen geeignet darstellen [74].

#### Implementierung der anwendungsspezifischen MPR

Die Position der Spitze und die Orientierung der Nadel des Omni Phantom Touch ist zu  
jedem Zeitpunkt bekannt. Die Position wird als kartesische Koordinate im dreidimensiona-  
len Raum und die Orientierung als Rotationsvektor der Nadel angegeben. Die Nadelspitze  
lässt sich somit als Aufpunkt und die Nadel als Richtungsvektor vorstellen.

Diese Informationen können auch direkt als Ebene interpretiert werden. Mit der Ebe-  
nengleichung in Normalform (Gleichung 3.1) ergibt sich eine Ebene, auf der die Nadel  
senkrecht steht.

$$(\vec{x} - \vec{p}) \cdot \vec{n} = 0 \tag{3.1}$$

$\vec{p}$ : Aufpunkt

$\vec{n}$ : Normalenvektor, der senkrecht zur Ebene steht

Die Nadel soll aber in der Ebene liegen, sodass der potentielle Nadelpfad und die umliegende  
Strukturen zu sehen sind. Deswegen wird die Bestimmung der Nadelorientierung um zwei  
Vektoren erweitert. Im Koordinatensystem der Nadel werden in x- und in y-Richtung zwei  
weitere Vektoren eingeführt. Der Vektor in x-Richtung wird im Folgendem als Normalvektor  
der Ebene und der Vektor in y-Richtung als horizontaler Vektor bezeichnet. Diese beiden  
Vektoren bilden zusammen mit dem Vektor in Nadelrichtung ein Rechtssystem, bei dem  
zwischen den drei Vektoren bei jeglicher Drehung immer ein rechter Winkel besteht (siehe  
Abbildung 3.2).

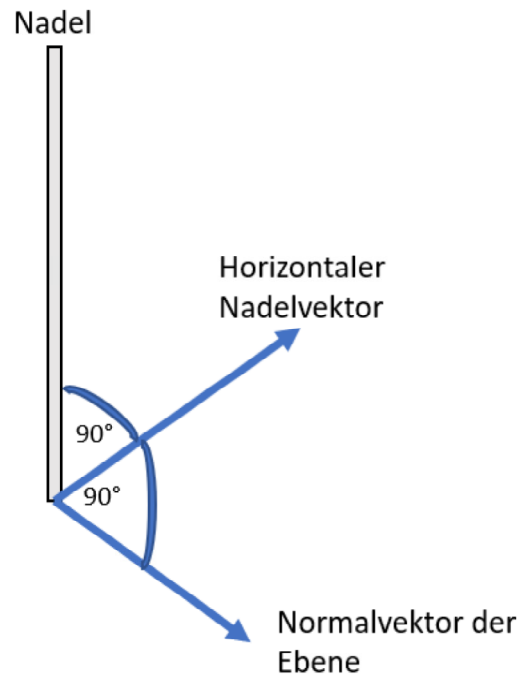


Abbildung 3.2: Koordinatensystem der Nadel

Befindet sich die Nadel in der Nähe des virtuellen Körpers wird nun eine Ebene anhand des Einstichpunktes und dem Normalenvektor der Ebene aufgespannt.

Eine Ebene ist per Definition unbegrenzt ausgedehnt und hat somit keine natürliche Begrenzung. Dies ist bei einer MRT-Bildebene aber nicht der Fall. Deshalb muss eine geeignete Größe der Bildebene festgelegt werden. Dabei müssen alle von der Bildebene geschnittenen Voxel des Körpers erfasst werden. Die Pixel der Bildebene, die nicht durch die Grauwerte der Voxel bestimmt werden, da sie außerhalb des Datensatzes liegen, werden mit der dunkelsten Graustufe (schwarz) aufgefüllt.

Des Weiteren ist eine geeignete Auflösung der Bildebene zu finden. Um dem Nyquist-Shannon-Abtasttheorem zu entsprechen, muss die Anzahl der Bildpixel doppelt so groß sein als der Voxel, die von der Ebene geschnitten werden. Bei der Implementierung des Algorithmus kann die Abtastungsrate zur Gunsten der Performance eingeschränkt werden. Bei der Überlagerung der 2D-Bildebene mit dem 3D-Volumen entsteht eine Interpolation von zwei Rastern (Pixel- und Voxelastrer). Bei dem Konzept des Prototypen wird sich der Nearest-Neighbor-Interpolation bedient. Das bedeutet, dass jeder Pixel der Bildebene den Wert des am nächsten gelegenen geschnittenen Voxels annimmt.

Bei der ersten Umsetzung des Konzepts gab der horizontale Vektor die x-Richtung und Nadelvektor die y-Richtung der Bildebene an. Außerdem wurde die x-Richtung der Bildebene (die Breite) vom Einstichpunkt entlang des horizontalen Vektors gleichmäßig ausgedehnt, bis alle Voxel erfasst wurden. So befand sich der Nadelpfad immer senkrecht in der Mitte des MRT-Bildes (siehe blaue Ebene in Abbildung 3.3) . Das führte zu einer

Instabilität, da sich das Bild ständig je nach Lage der Nadel änderte. Dies hatte zur Folge, dass die Bilddaten nicht zentriert dargestellt worden sind und ein inkonsistenter und unübersichtlicher Bildverlauf entstand.

Zu Stabilisierung des erzeugten Bildes wurde eine Modifikation vorgenommen, die der Umsetzung im MRT näher kommt:

Die Bildebene wird je nach Lage und Orientierung des Einstichs in einer der zwei Hauptpatientenachsen (koronal, sagittal) gedreht (siehe Abbildung 3.3). Von der transversalen Richtung kann kein Nadeleinstich erfolgen. Dabei wird folgendermaßen vorgegangen:

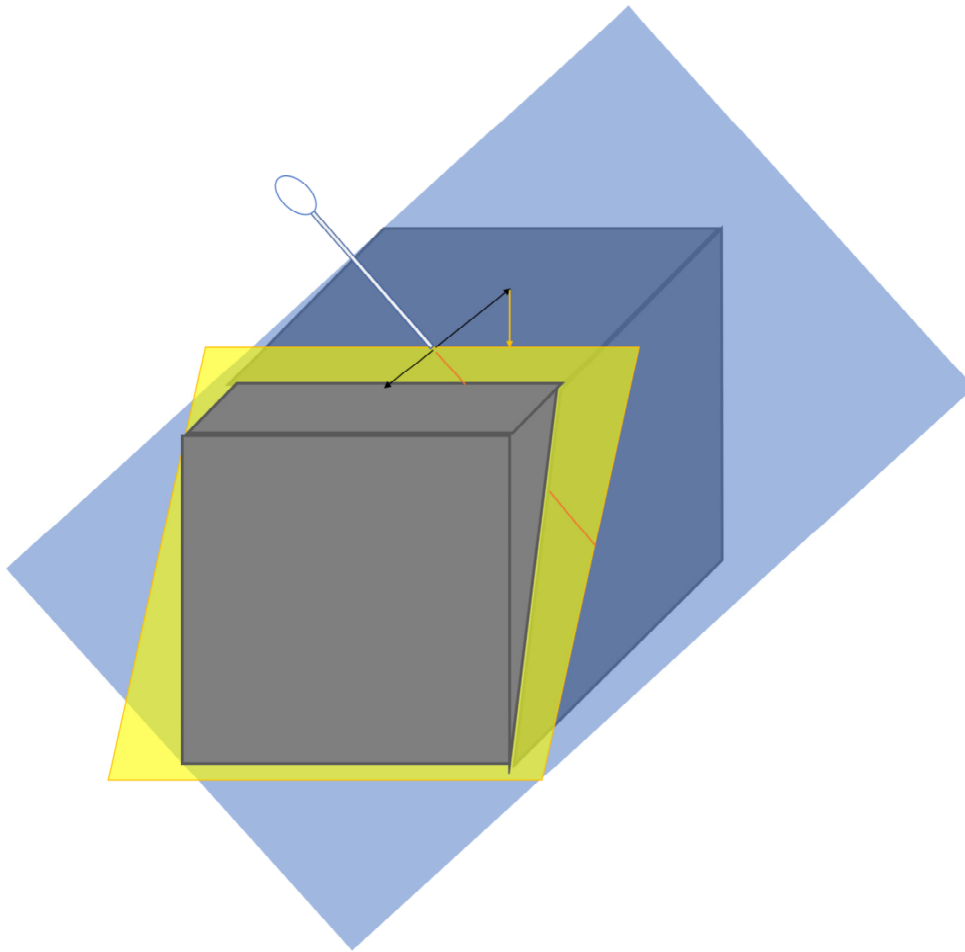


Abbildung 3.3: Schematische Zeichnung: Drehung der Bildebene von Einstichrichtung (blau) in einer der Hauptpatientenachse (gelb)

Der MRT-Datensatz wird als geometrischer Quader angesehen, in dem die einzelnen Schichtbilder axial angeordnet sind. Zur Bestimmung der Einstichrichtung (koronal, sagittal) wird der Schnittpunkt des Nadelvektors mit den Grenzflächen des Datenquaders errechnet. Im nächsten Schritt wird die Bildebene in diese Achse gedreht. Dazu wird der horizontale Vektor auf die korrespondierende Ebene projiziert (Orthogonalprojektion). Da die Patientenachsen mit den Koordinatenachsen kongruent sind, vereinfacht sich die Orthogonalprojektion. Die Projektion beispielsweise auf die sagittale Einstichebene bewirkt

keine Veränderung der y- und z- Koordinate. Die x- Koordinate des horizontalen Vektors wird auf den x-Wert der Einstichstelle gesetzt und ergibt den projizierten Vektor (siehe Abbildung 3.4).

Entlang dieses projizierten Vektors spannt sich die Breite der Bildebene auf. Diese wird durch die Flächen des Datenquaders beschränkt.

Die Stabilisierung des Bilderverlaufs folgt aus der daraus entstehende Reduktion von potentiell erzeugten Bildern. Wird die Nadel so bewegt und orientiert, dass sie in derselben projizierten Ebene liegt, verändert sich das Bild nicht. Die Veränderung lässt sich nur an der Position und den Winkel der Nadelverlängerung in der Bildebene erkennen (siehe Kapitel 4.3.3).

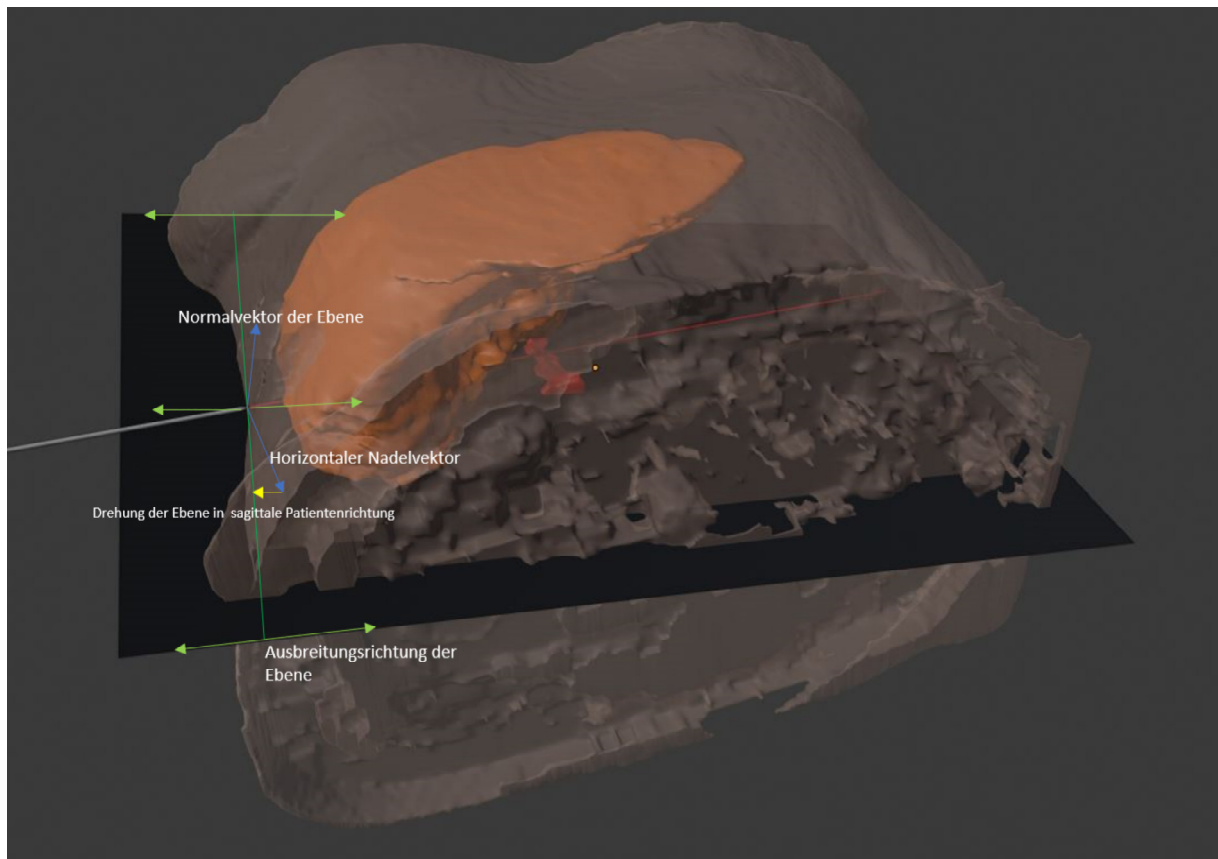


Abbildung 3.4: Darstellung der auf die sagittale Patientenachse projizierte Ebene



## 4 Virtueller Operationsraum

Mit dem entwickelten Algorithmus und dem haptischen Feedbackgerät lässt sich eine Simulation zur Nadelechtzeitführung zum Finden der Einstichstelle umsetzen. Mit dieser könnte, wie bei den in Abschnitt 2.3 vorgestellten Simulatoren, der Vorgang visualisiert und trainiert werden. Eine isolierte Simulation ohne Realitätsbezug, würde aber nicht den kompletten Aspekt der MRT-gestützten Intervention berücksichtigen. Der Arzt muss sich während der Intervention in die enge Röhre des MRTs lehnen und je nach Armreichweite des behandelnden Arztes führt das zu einer ergonomisch anstrengenden Haltung. Außerdem führt der Sichtwechsel zwischen der Nadel innerhalb und den Bildschirmen außerhalb des MRTs zu einer erschwerten Hand-Auge-Koordination. Folglich erhöhen diese Faktoren die physische und psychische Herausforderung einer Nadelintervention.

Deswegen umfasst diese Bachelorarbeit zusätzlich eine prototypische Entwicklung eines virtuellen Operationsraums, in dem unterschiedliche Funktionalitäten und Szenarien integriert werden können.

Da diese Erweiterungen eine Steigerung der Realitätsnähe herbeiführen, ist auch eine Nutzung als Trainingssimulation vorstellbar. So wird der Prototyp des VR-OP-Raums mit der Intention für zwei Anwendungsgebiete entwickelt:

- **Trainingssimulation:** Risikofreies Erlernen und Trainieren der Intervention in einer realitätsnahen Umgebung abseits des Klinikalltags
- **Mockup-Raum:** Raum für Konzeptentwicklungen und Visualisierung von Ideen ohne technische Limitierung (Elektromagnetische Verträglichkeit (EMV), Finanzierung etc.)

Mithilfe der Evaluierung (Kapitel 5) soll die Tendenz zu einem Schwerpunkt für die Weiterentwicklung ermittelt werden.

Die Erstellung des Raumes erfolgt nach dem Vorbild eines OP-Raums mit einem interventionellen MRT in der MHH.

### 4.1 Entwicklung mit Unity

Der virtuelle Raum wurde in die Entwicklungsumgebung Unity implementiert. Der Hauptschwerpunkt von Unity liegt in der Entwicklung von Spielen auf PCs, Spielekonsolen,

mobile Geräten und Webbrowser. Durch die leistungsfähigen 3D-Grafiken und zahlreichen Erweiterungen ist die Plattform aber auch für Künstler oder Forscher interessant. Besonders die offene Softwarearchitektur erlaubt die Kompatibilität mit einer Reihe an herstellerfremden Anwendungen und Geräten [75].

#### 4.1.1 Virtuelle Realität

Die HTC Vive (siehe Abbildung 4.1) bietet eine kommerzielle Lösung für ein VR-Headset mit Trackingsystem für die Erfassung der Position und Orientierung des Nutzers. Die hohe Stabilität und Schnelligkeit des Trackingsystem macht die HTC Vive relevant für wissenschaftliche Anwendungen. Sie bietet ein großes Sichtfeld, eine hohe Auflösung des Displays und ein ausreichendes Raumtracking für Anwendungen, die keine hohe Genauigkeit bei der Registrierung der virtuellen und realen Umgebung erfordern. Der Offset zwischen der erfassten und der tatsächlichen Position der getrackten Geräte (HMD, Controller) variiert zu stark [76].

Die Softwareschnittstelle der HTC Vive ist SteamVR, das VR-System der Computerspielplattform Steam. Das zugehörige Plugin für Unity erlaubt eine dort erstellte 3D-Szene als VR-Umgebung zu erleben [77].

Mithilfe eines passenden Software Development Kit (SDK) lassen sich Funktionen integrieren, sodass man mit Objekten interagieren kann. Bei dem Operationsraum, der im Rahmen dieser Bachelorarbeit erstellt wurde, ist das SDK VRTK eingesetzt worden [78]. Es erlaubt, mit den Menücanvas zu interagieren und die Position des Spiel bzw. Interaktionsbereich in der Unityumgebung anzupassen.

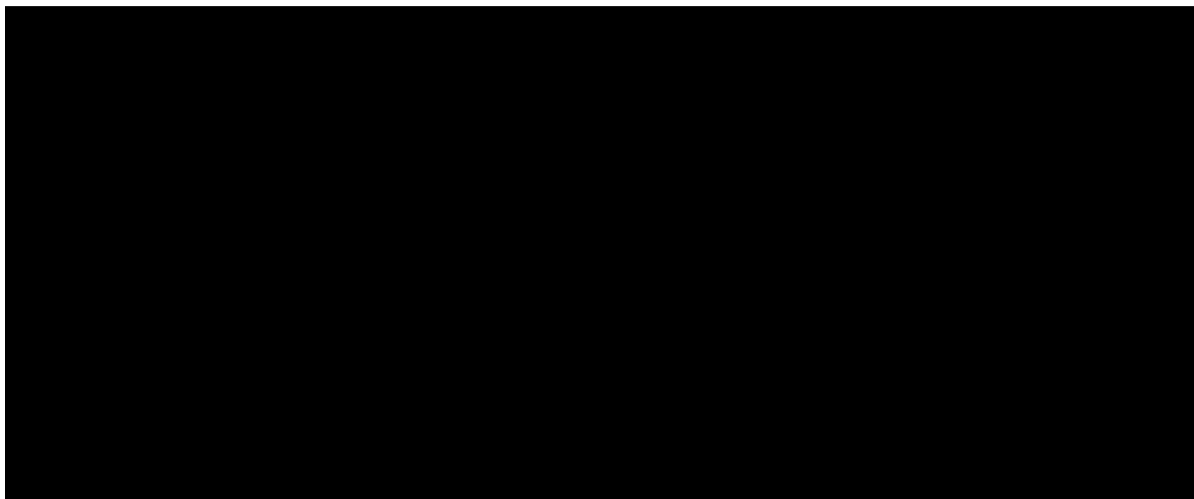


Abbildung 4.1: HTC Vive mit HMD, Trackingsystem und Controller [79]

### 4.1.2 Integration des Konzepts

Der entwickelte Algorithmus zur modifizierten multiplanaren Reformation eines 3D- Datensatzes (siehe Kapitel 3.2.2) ist mit der für Unity übliche Skriptsprache C# implementiert worden.

Ein DICOM-Planungsdatensatz wurde mithilfe des Unityplugin „Simple DICOM Loader for Unity“ in das Projekt geladen. Der Datensatz beinhaltet eine MRT-Aufnahme eines Torsos mit Leberkarzinom. Neben dem Karzinom wurden die Körperoberfläche, die Leber und dessen Gefäßbaum mit Hilfe der SAFIR Toolbox des Fraunhofer MEVIS [80] segmentiert und zu 3D-Modelle gerendert. Diese 3D-Modelle werden zusammenhängend als Gameobjekt in Unity geladen (im Folgendem als 3D-Modell bezeichnet).

Um zu gewährleisten, dass eine Koordinate  $q_i$  in dem 3D-Modell an der korrespondierenden Stelle  $p_i$  im Planungsdatensatz lokalisiert wird, müssen sie aufeinander registriert werden. Die Registrierung besteht aus einer Koordinatentransformation, die angibt, um welche Translation  $t$ , Rotation  $R$  und Skalierung  $s$  sich das 3D-Modell von dem Planungsdatensatz unterscheidet (allgemeine Registrierungsformel 4.1).

$$p_i = s \cdot R \cdot q_i + t \quad (4.1)$$

Das 3D-Modell befindet sich im Weltkoordinatensystem von Unity, das Koordinatensystem der MRT-Schichtbilder besteht aus der Dimension des DICOM-Datensatzes (hier:  $256 \times 192 \times 120$  Voxel). Als Vereinfachung wird das 3D-Modell in Unity derartig rotiert platziert, dass alle drei Achsen der beiden Koordinatensysteme kongruent ausgerichtet sind. Für die Translation und Rotation müssen die Voxelgrößen des Datensatzes berücksichtigt werden (hier:  $1.4mm \times 1.4mm \times 2.0mm$ ). Bei einer Originalskalierung des 3D-Modells und einer Überlagerung der jeweiligen geometrischen Zentren ergibt sich eine vollständige Registrierung. Unter Berücksichtigung der Skalierung des 3D-Modells können so die Koordinatensysteme ins Verhältnis gesetzt werden. Da die Koordinatentransformation bijektiv ist, lassen sich in beide Richtungen Weltkoordinaten und Schichtbildkoordinaten ineinander umrechnen.

### 4.1.3 Haptische Feedback

Das 3D Systems Openhaptics® Unity Plugin erlaubt eine Integration des Omni Phantom Haptic Device in die Entwicklungsplattform Unity [81]. Es stellt eine Bibliothek und Skripte zur Verfügung, in der die Interaktion mit Gameobjekten und deren haptische Beschaffenheit beschrieben werden. Das Plugin stellt vier Möglichkeiten zur Verfügung, wie eine Interaktion zwischen Objekt und Gerät gerendert werden kann:

Der Modus 0 beinhaltet die grundlegenden Funktionen des haptischen Kontakts mit Objekten in der Umgebung. Modus 1 erweitert Modus 0 um die Interaktion und Manipulation von Umgebungsobjekten. In Modus 2 kommen tangentiale und Vibrationseffekte hinzu. Durch die Erweiterung mit diesen simulierten mechanischen Effekten ist die Manipulation von Objekten nicht mehr möglich. Modus 3 simuliert die punktierte Interaktion mit einem Objekt. Mit diesem Modus lässt sich das Gefühl eines Nadeleinstichs erzeugen.

Das aus dem MRT-Datensatz generierte 3D-Modell ist an der zu erwartenden Stelle im Oberkörper eines Patientenmodells verankert. An das Gameobjekt des Patientenmodells ist ein Script angehängt, das die haptische Beschaffenheit der Oberfläche definiert (siehe Abbildung 4.2). Außerdem wird es als „Touchable“ gelabelt, sodass es von dem haptischen Cursor als Objekt erkannt wird, mit dem es interagieren kann.

Um dem Nutzer das Gefühl zu geben, mit der Nadel die Haut des Patienten zu berühren, müssen die haptischen Eigenschaften angepasst werden. Da die Eigenschaften der Modelloberfläche nur als Ganzes angepasst werden kann, muss ein Kompromiss gefunden werden. Mit Erfahrung und unter der Evaluierung von Ärzten könnte das Patientenmodell in Zukunft differenzierter unterteilt werden. So können Hautpartien, die direkt über den Rippenbögen liegen, mit anderen haptischen Eigenschaften belegt werden als Haut in der Bauchregion.

Da der Zugang zur Leber bei der Nadelintervention durch die Rippenbögen erfolgt, wurde sich eher an Haut orientiert, die über einem Knochen liegt.

Aus diesem Grund wurde der Parameter der Oberflächensteifigkeit als relativ hart definiert und die Dämpfung als mittel eingestellt. Da in dieser Anwendung nur das Finden der Einstichstelle entscheidend ist, wird das Durchbrechen der Oberfläche, also der Hautschicht, deaktiviert. So ist ein einfaches Führen der Nadel über die Haut möglich ohne ständig mit dem Oberflächengitter zu kollidieren. Aus demselben Grund sind auch die tangentialen Komponenten deaktiviert.

Der Modus 3, der Puncture-Modus, bietet zwei erweiterte haptische Eigenschaften an, um einen Nadeleinstich realistischer zu machen. Die punktierte statische Reibung beschreibt die Fähigkeit, wie schwierig es für den Nutzer ist, sich aus einer Ruheposition innerhalb eines Objekts weiter zu bewegen. Die punktierte dynamische Reibung beschreibt die gleiche Fähigkeit, nur aus einer bereits begonnenen Bewegung heraus. Da die Nadel bei der Suche des Einstichs ständig in Bewegung ist, ist der Parameter der dynamischen Reibung hoch und der statischen Reibung niedrig gesetzt. Durch diese Einstellungen erfährt der Nutzer beim geringfügig möglichen Einstechen und Rückziehen der Nadel aus dem Körper einen Widerstand.

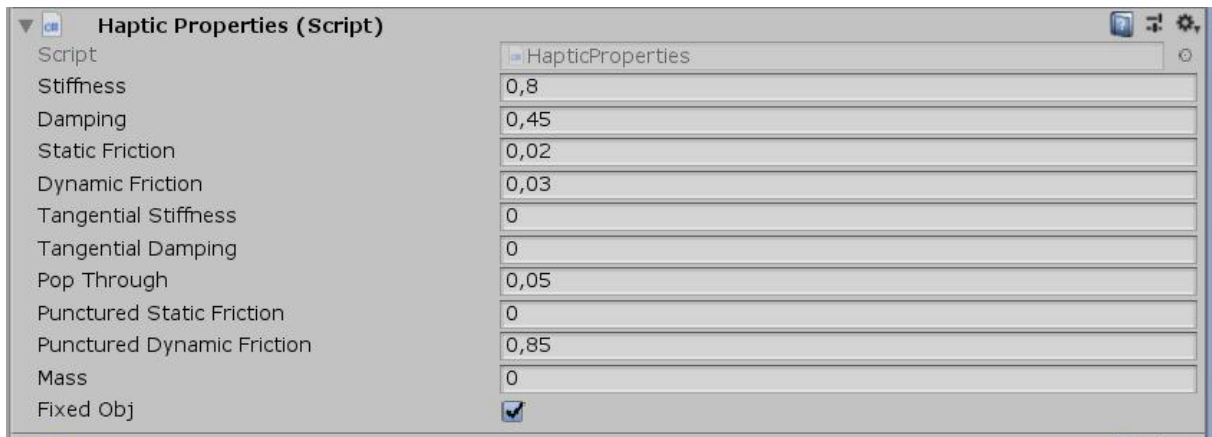


Abbildung 4.2: Parameter zur Einstellung des haptischen Feedbacks

### 4.2 Aufbau des Operationsraums

Um einen bessere Vorstellung von dem Aufbau des OP-Raums zu bekommen, lassen sich in Abbildung 4.3 die im Text nummerierten Gegenständen finden.

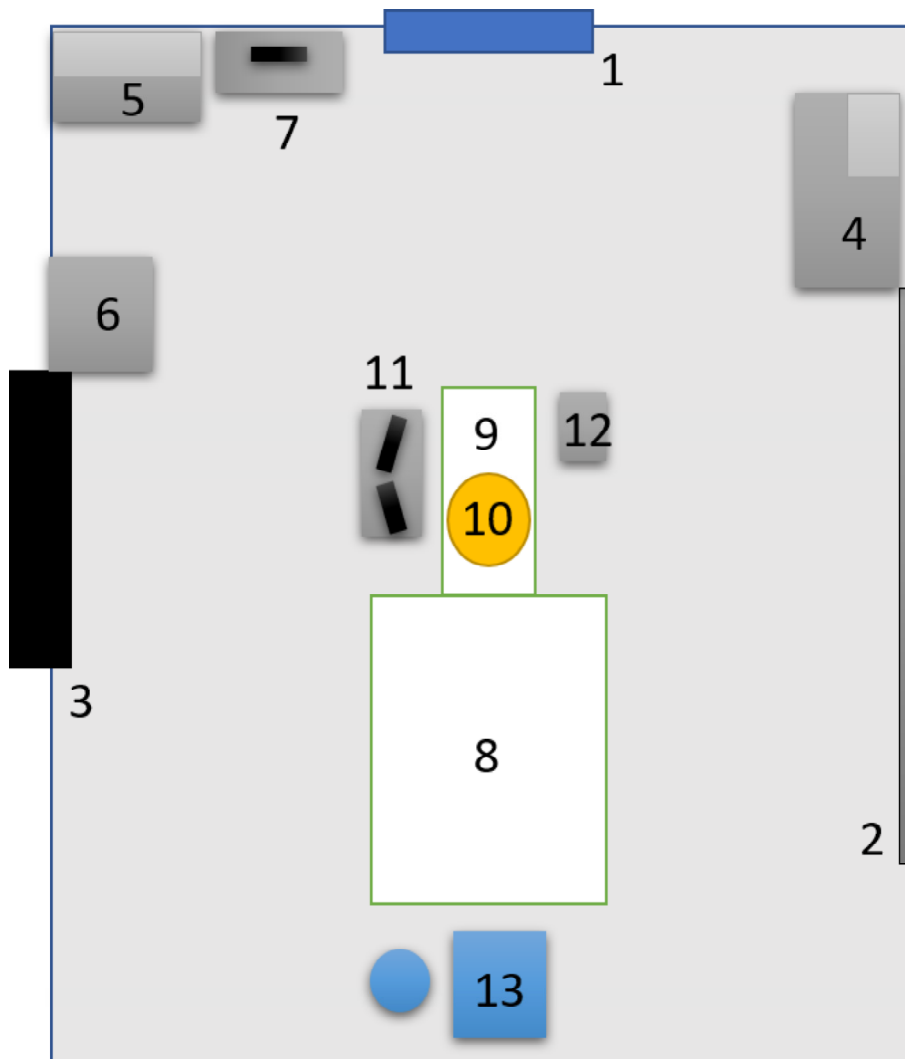


Abbildung 4.3: Schematischer Überblick des Operationsraums

Der virtuelle Operationsraum besteht aus einem Boden, einer Decke samt Deckenleuchten und vier Wänden, die so angeordnet sind, dass eine rechteckige Grundfläche entsteht. An den Wänden sind eine Tür (1), ein Einbauschränk (2) und ein Sichtfenster zum Kontrollraum (3) angedeutet. An den Wänden stehen medizinische Geräte und Einrichtungsgegenständen, um der Szene einen klinischen Eindruck zu verleihen.

Alle medizinischen 3D Objekte sind aus dem kommerziellen Paket „Operating Room“ von Vertigo Games. Es verfügt über 94 Teile. Darunter befinden sich medizinische Geräte, Einrichtungsgegenstände und Utensilien für den Klinik- und Büroalltag. Des Weiteren bietet es die Möglichkeit, aus vorgefertigten Wänden, Türen etc. einen Raum für medizinische Zwecke zu erstellen. Ein Patientenmodell und diverse Arztmodelle mit kleinen Animationen vervollständigen das Paket.

An den Wänden steht sowohl ein bewegbarer Schrank zum Verstauen von Materialien für die Anästhesie (4) als auch einer zum Lagern von chirurgischen Materialien und Geräte (5). Des Weiteren befindet sich ein rollbarer offener Metallschränk zum Austausch

von medizinischen Einwegprodukten oder zu desinfizierenden Instrumenten (6) und ein Schreibtisch mit PC an der Wand (7).

In der Mitte des Raumes steht ein 3D-MRT-Modell (8), welches nach dem Vorbild des interventionellen MRTs in der MHH mit gleicher Dimension modelliert wurde. Im STIMULATE Forschungscampus wurde nach demselben Vorbild eine maßstabsgetreue Attrappe aus Pappe und Holz als reales Phantom gebaut. Durch die Registrierung des virtuellen auf den realen Raum, überlagern sich das 3D-Modell und der Nachbau. So ist es möglich, sich in die Röhre des virtuellen MRTs rein zu lehnen und die begrenzte Bewegungsfreiheit durch die Wände des Pappnachbaus zu erfahren. Der Nutzer spürt bei Berührung der Oberfläche des virtuellen Modells die Wände des Pappmodells.

Über der Patientenliege (9) des virtuellen MRTs ist ein OP-Licht (10) an der Decke angebracht. Neben dem OP-Tisch steht ein weiterer Tisch mit zwei Bildschirmen für die Anzeige der MRT-Bilder (11). Auf der anderen Seite des Patiententisch steht ein kleiner Tisch mit Instrumenten und Materialien für die Intervention (12). Auf dem Patiententisch liegt ein männliches Patientenmodell (siehe Abbildung 4.4). Auf seinem Gesicht befindet sich eine angedeutete Anästhesiemaske, dessen Schlauch hinten aus der MRT-Röhre hinausführt (siehe Abbildung 4.5).

Am Schlauchende befindet sich ein Anästhesiegerät, vor dem eine Person in OP-Kleidung sitzt (13). Während der Laufzeit der Anwendung ist die Handbewegung des Anästhesisten so animiert, dass er in einer Endlosschleife mit dem Gerät interagiert.

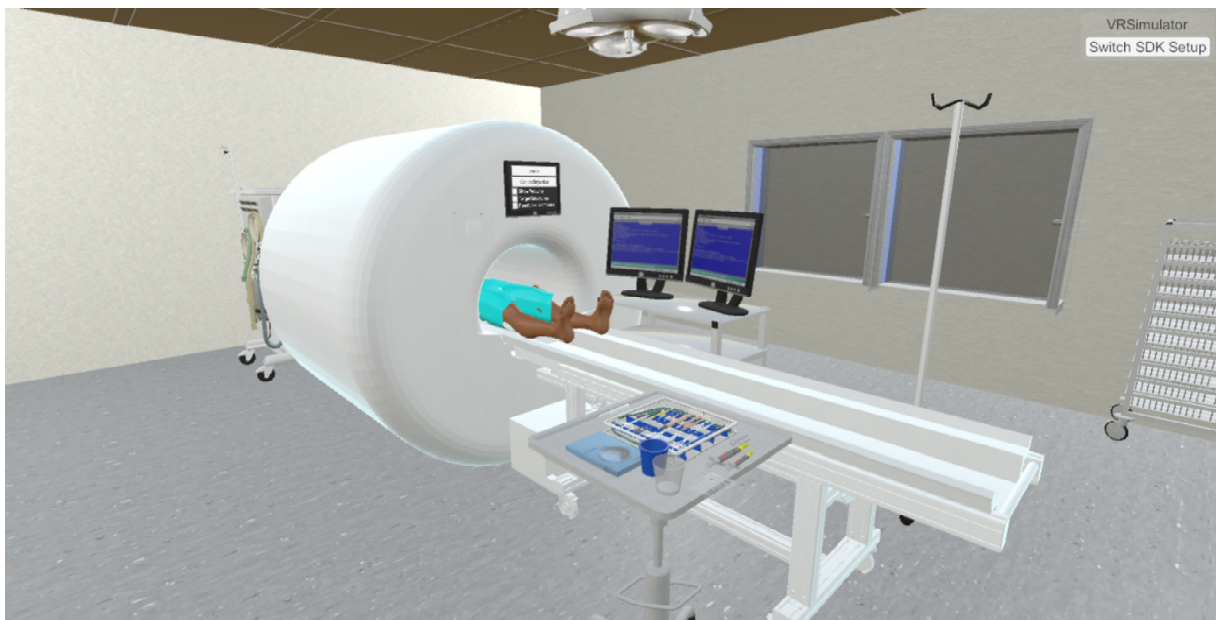


Abbildung 4.4: Aufbau des virtuellen Operationsraums: Vorderansicht des MRTs



Abbildung 4.5: Aufbau des virtuellen Operationsraums: Hinteransicht des MRTs mit Anästhesiegerät

### 4.3 Interaktion mit dem Operationsraum

Im folgendem Abschnitt werden die Funktionen und Möglichkeiten der VR-Anwendung, die sich dem Nutzer bieten, erläutert. Ein Ablaufdiagramm der Anwendung ist im Anhang A.1 zu finden.

#### 4.3.1 Startmenü

Nach dem Start der Anwendung in Unity befindet man sich in der Vogelperspektive oberhalb des OP-Raums. Vor einem erstreckt sich das Startmenücanvas (siehe Abbildung 4.6). Durch diesen erhält man Informationen über den OP-Raum, dessen Konzept und Möglichkeiten. Der Nutzer kann dort den OP-Raum mit einem Controller teilweise modular gestalten. So lässt sich das Anästhesiegerät samt Anästhesist jeweils an vier Positionen um den MRT herum platzieren. Dies ist der realen Intervention nachempfunden, bei der der Zugang zum Patienten je nach Lage des Patienten und Behandlungsablauf unterschiedlich ist. Des Weiteren lässt sich die Position des intervenierenden Arztes durch die Lage der Bildschirme links oder rechts vom Patiententisch festlegen. Bei einem realen Szenario hängt diese Entscheidung von der persönlichen Präferenz des Arztes, welche Hand er zum Führen der Nadel benutzen möchte, und von der Lage des Patienten in der Röhre ab.



Nach dem Verlassen des Hauptmenüs nimmt man die Position am Patiententisch gegenüber der Bildschirme selbst ein.

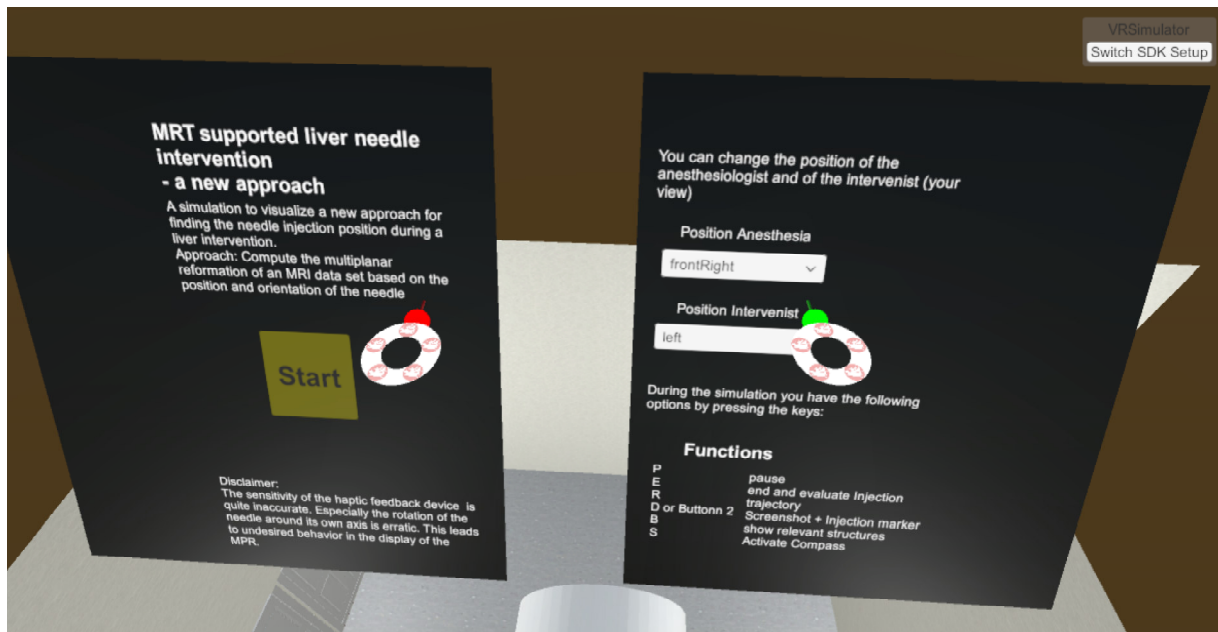


Abbildung 4.6: Startmenü oberhalb des Operationsraums

### 4.3.2 Finden der Einstichstelle

Wenn man sich in die MRT-Attrappe rein lehnt, lässt sich die Nadel des haptischen Feedbackgeräts ergreifen. Sobald man mit dieser den virtuellen Patientenkörper berührt, spürt man eine entgegengerichtete Kraft. So lässt sich die Nadel auf dem Patientenkörper bewegen und ausrichten. Der Nutzer kann durch Drehung seines Kopfes entweder den Patienten und die Nadel fokussieren (siehe Abbildungen 4.8) oder die Bildschirme außerhalb der Röhre (siehe Abbildungen 4.7). Auf dem linken Bildschirm sieht man das erzeugte MRT-Bild, was sich laufend je nach Position und Orientierung der Nadel ändert. Nun besteht die Herausforderung darin, die richtige Schicht zu finden, bei der der Tumor im weiteren Verlauf der Nadel liegt, ohne auf dem Pfad dahin Risikostrukturen wie Blutgefäße zu treffen.

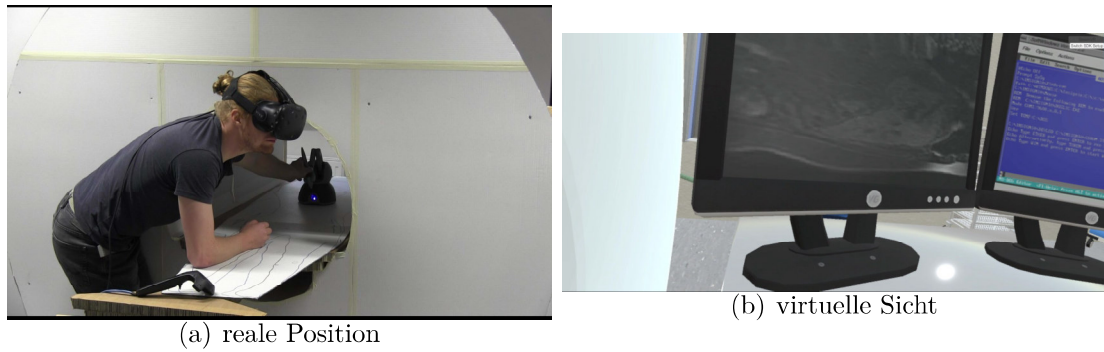


Abbildung 4.7: Blick auf den Bildschirm zur Anzeige der erzeugten Bildebene

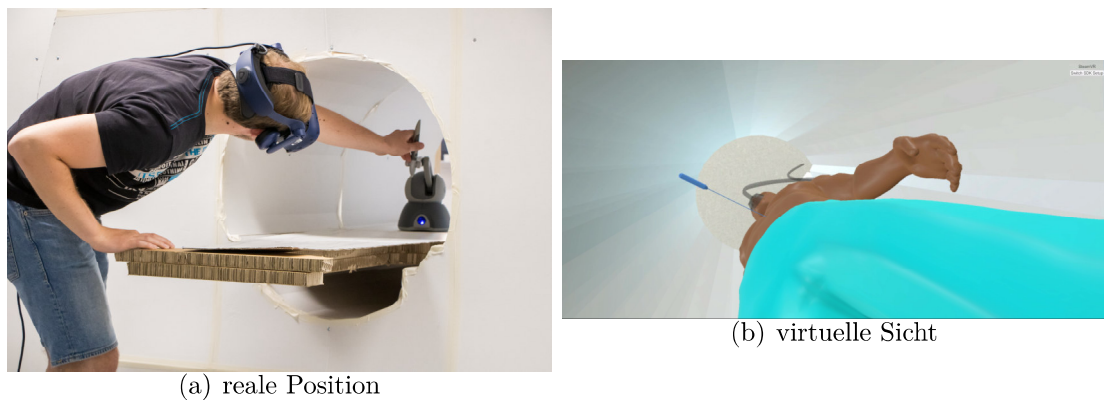


Abbildung 4.8: Blick in die MRT-Röhre

### 4.3.3 Zusätzliche Funktionalitäten

Neben des eigentlichen Konzepts sind einige weitere Funktionen implementiert worden. Diese sollen den Arzt zusätzlich unterstützen und das Finden der Einstichelle vereinfachen. Alle unterstützenden Funktionen lassen sich am Menücanvas des MRTs ein- und ausschalten (siehe Abbildung 4.9).

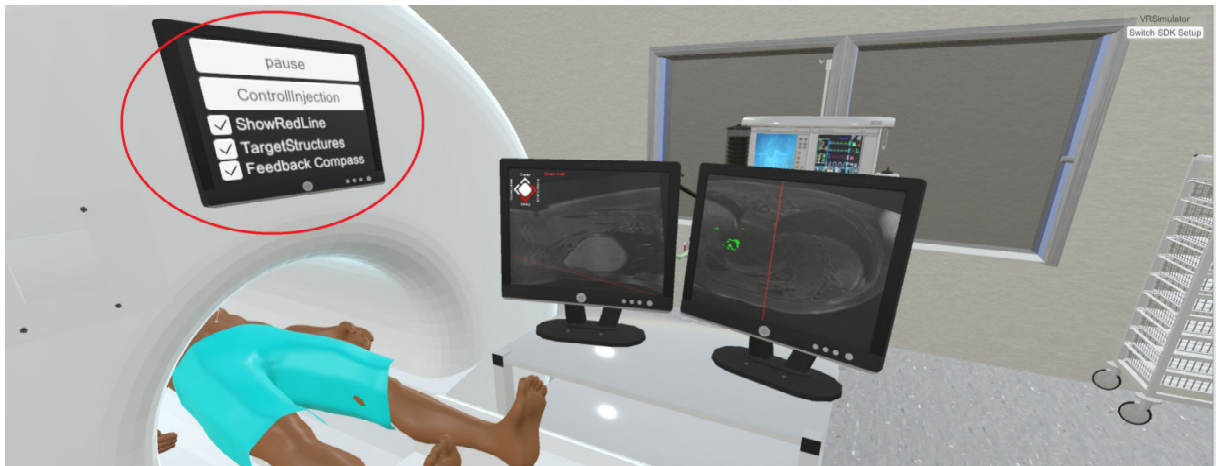


Abbildung 4.9: Menü am MRT für das Ein- und Ausschalten der Unterstützungsfunktionen (roter Kreis)

### Nadelpfad

Im aktuell angezeigten MRT-Bild wird der Pfad mit einer roten Linie gekennzeichnet. Diese Linie wird erzeugt, indem die Orientierung der Nadel auf der erzeugten Bildebene weiterverfolgt wird. In jeder Pixelreihe wird derjenige Pixel rot eingefärbt, der mit der Verlängerung der Nadel kollidieren würde. Dabei werden Verformungen der Nadel nach dem Einstich nicht berücksichtigt.

### Kompass als Orientierungshilfe

In der oberen linken Ecke des Bildschirms ist ein Kompass, der die Orientierung zur Zielstruktur, dem Tumor, vereinfachen soll (siehe Abbildung 4.10). Er gibt an, in welche Richtung die Orientierung bzw. Position der Nadel verlagert werden muss, damit der Tumor in der Verlängerung der Nadelrichtung getroffen wird. Die Richtungsangaben des Kompass sind caudal, cranial und in lateraler Richtung dexter und sinister. Die Mitte des Kompasses leuchtet grün auf, wenn der Tumor unter Nichtberücksichtigung von Nadelverformungen erreicht werden würde.

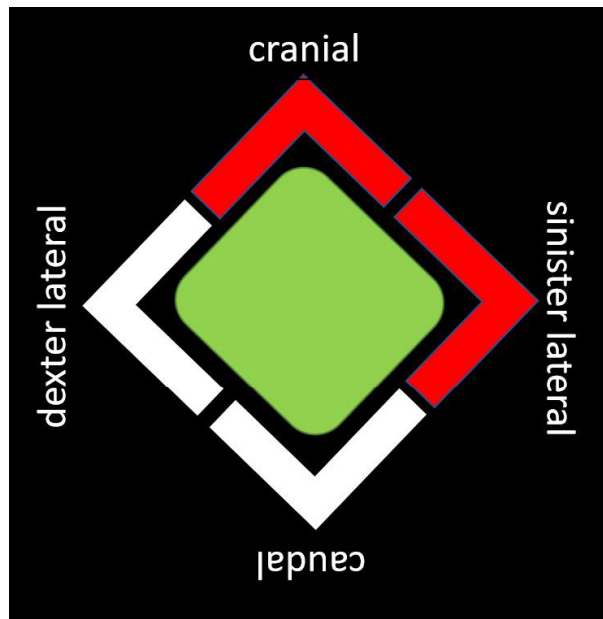


Abbildung 4.10: Kompass zum Finden der Zielstruktur

### Anzeige von relevanten Strukturen

Beim Start der Anwendung wird der geladene Planungsdatensatz kopiert und so modifiziert, dass relevante Strukturen farblich gekennzeichnet werden.

Die Strukturen werden mit einem implementierten Algorithmus, welcher auf dem Prinzip des Raytracing basiert, erfasst. Mit dem Algorithmus des Raytracing lässt sich das physikalische Verhalten von Licht simulieren und so die Sichtbarkeit von dreidimensionalen Objekten von einem bestimmten Punkt im Raum aus ermitteln. Mithilfe der Datenstruktur des Strahls, lassen sich auch Oberflächen im Raum detektieren. Jedes Objekt in der dreidimensionalen Szene besteht aus vielen primitiven geometrischen Elementen. Für jedes Primitiv wird mittels eines geometrischen Verfahrens eventuelle Schnittpunkte mit dem Strahl berechnet [82] [83].

Im Gegensatz zum eigentlichen Raytracingverfahren wird bei dem hier implementierten Verfahren nicht nur der erste, sondern alle Schnittpunkten des Strahls mit dem Objekt detektiert. Der Startpunkt jedes Strahls liegt dabei jeweils in einem Voxel der ersten Ebene des MRT-Datensatzes. Die Strahlen durchlaufen in z-Richtung mit gleichbleibender x, y-Position alle Ebenen. Die 3D-Modelle der Leber und des Tumors sind -wie bereits in Kapitel 4.1 erwähnt- mit dem MRT-Datensatz registriert. Das bedeutet, dass die Modelle an der Position mit der korrekten Rotierung und Skalierung im Datensatz liegen, von der aus sie segmentiert und gerendert worden sind. So treffen die Strahlen auf die Oberflächen dieser Objekte. An jedem Schnittpunkt wird der korrespondierende Pixel eingefärbt. In diesem Fall gelb, wenn das Objekt das Label Tumor trägt, bei dem Gefäßbaum grün (siehe Abbildung 4.11).

Die Kennzeichnung der relevanten Strukturen soll helfen, den Tumor und die umliegenden Gefäßen in den MRT-Bildern zu identifizieren. Die Idee der Unterstützung ist, so einen schnelleren, aber dafür risikoärmeren Workflow zu schaffen.

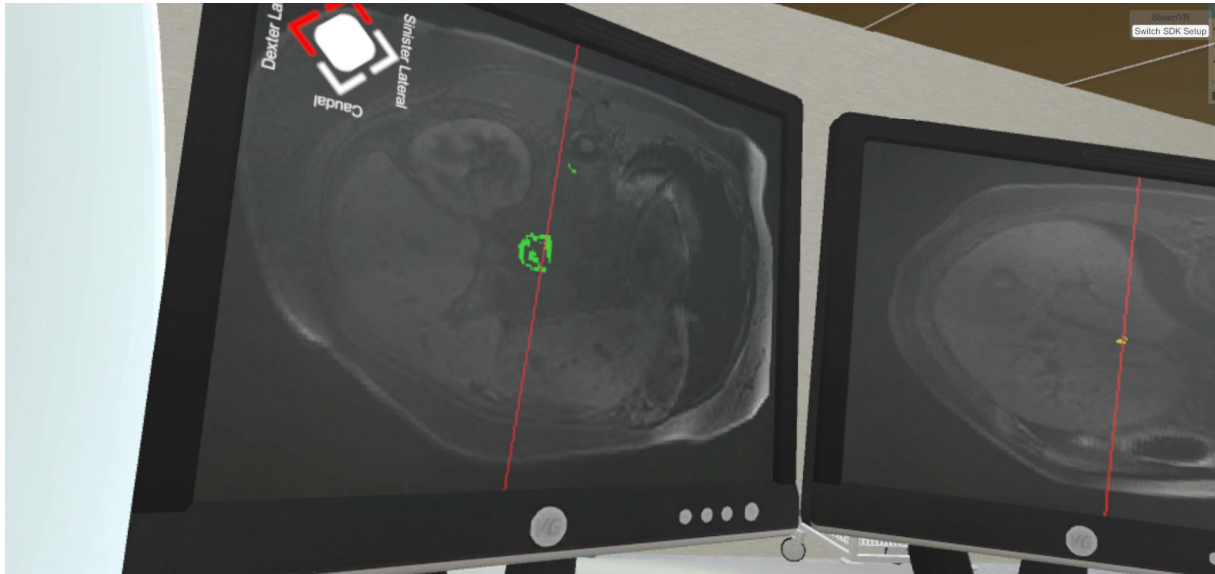


Abbildung 4.11: Finden der Einstichstelle und -orientierung mithilfe der entwickelten Unterstützung

### **Möglichkeiten zum Vergleich und der Kontrolle des Einstichs**

Das Omni Phantom Touch bietet an der Nadel zwei Tasten an, die mit Funktionen belegt werden können. Beim Drücken der hintere Taste wird das aktuelle erzeugte MRT-Bild auf den rechten Bildschirm kopiert. Dies bietet eine Vergleichsmöglichkeit von zwei potentiellen Orientierungen (siehe Abbildung 4.12).

Als zusätzliche Funktion, die nur in einer Simulation zur Visualisierung möglich sein kann, wird beim Tastendruck eine sichtbare Linie gesetzt, die in der Verlängerung der Nadel liegt. Dadurch ist es möglich, den Nadelpfad visuell nachzuvollziehen.

Wenn man auf den Button „Control Injection“ klickt, fährt der Patient aus der Röhre heraus und seine Haut wird transparent. Dadurch werden das eingefärbte Leber-, Tumor- und Gefäßmodell sichtbar. Somit hat man jetzt die Möglichkeit, den Nadelpfad von allen Seiten zu betrachten. Dies soll dem Arzt helfen, die gewählte Orientierung und Position in der Simulation zu überprüfen (siehe Abbildung 4.13).



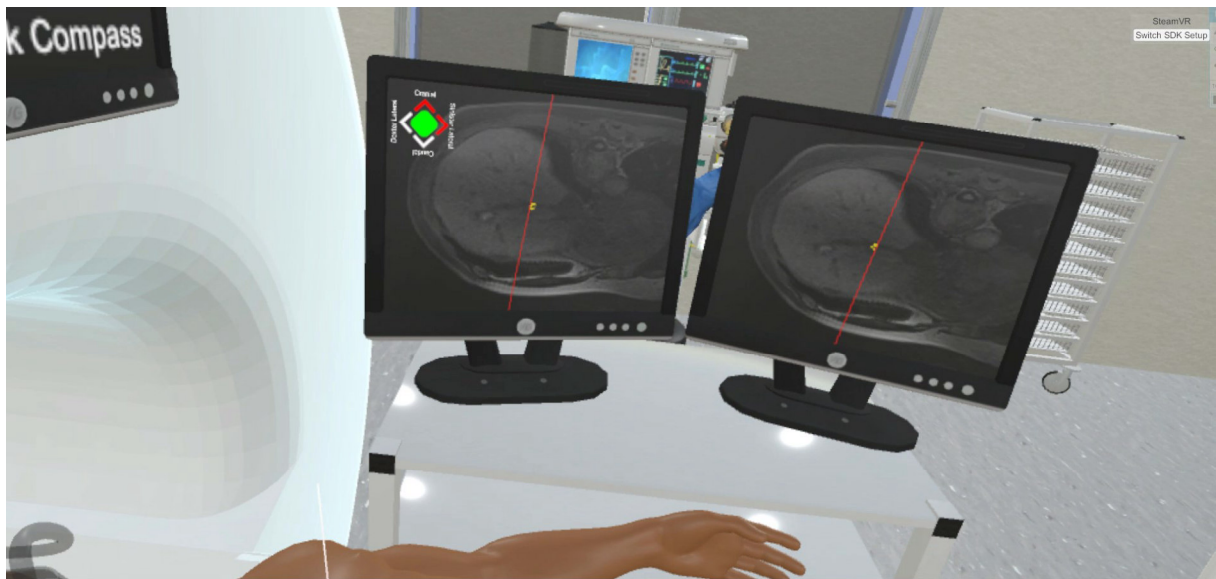


Abbildung 4.12: Gewählte Position und Orientierung anhand des MRT-Bildes, Kompass leuchtet grün, da Verlängerung der Nadel Tumor trifft

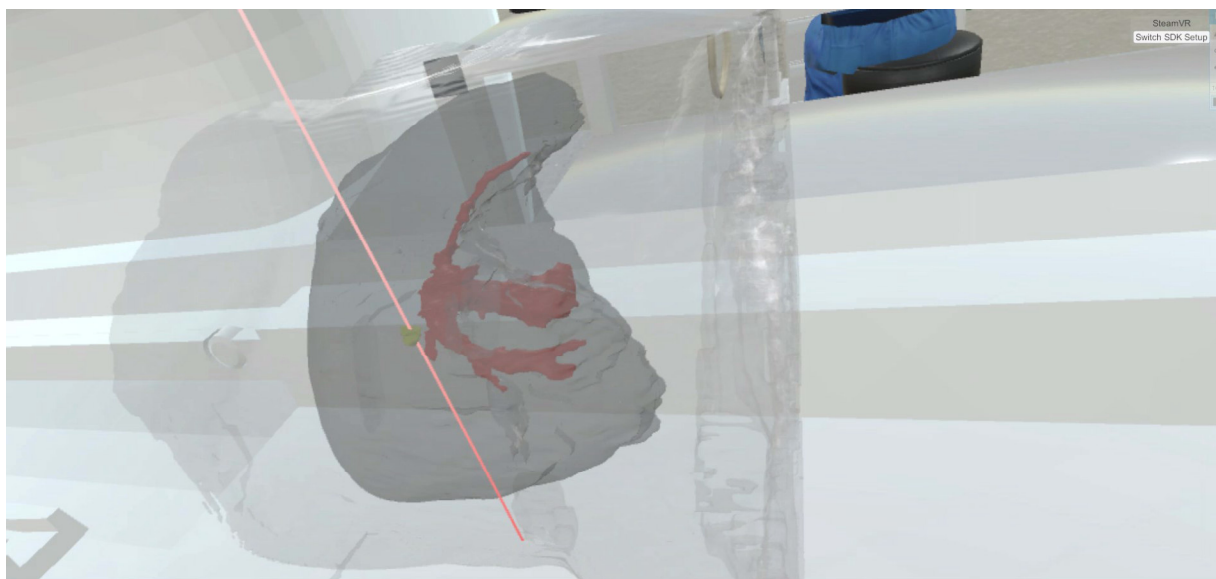


Abbildung 4.13: Nadelpfad in einem transparenten Modell zur Überprüfung der Injektion

## 5 Evaluation

Die Evaluation der Anwendung erfolgte aufgrund der hygienischen Bestimmungen im Rahmen einer Fernstudie. Die Teilnehmer sollten mithilfe eines Videos den virtuellen Operationsraum und das Konzept der Nadelechtzeitführung anhand eines Fragebogens bewerten. Das Video stellt zunächst kurz das Konzept vor und zeigt dann im geteilten Bildschirm die virtuelle und reale Interaktion mit dem Operationsraum [84]. Die komplette Anwendung wird einmal durchlaufen und alle Funktionen gezeigt. Als Teilnehmer haben 4 Radiologen und 5 Medizinstudierende ab dem vierten Studienjahr teilgenommen. Diese Aufteilung soll helfen, die Ergebnisse besser einschätzen zu können. So könnte es die Möglichkeit geben, dass erfahrende Radiologen die zu evaluierenden Gegenstände konservativer bewerten, Medizinstudierende dagegen eher offener für neue Ideen sind.

Die Erkenntnisse der Evaluation sollen hauptsächlich Antworten auf folgende Fragen bringen:

1. Hat der virtuelle Operationsraum eher eine Zukunft als Mockup-Raum für Konzeptentwicklungen und Visualisierungen von Ideen oder als Trainingssimulation für das Erlernen und Trainieren der Interventionen?
2. Haben das Konzept der Nadelechtzeitführung und die entwickelten Funktionalitäten Potential beim Einsatz während einer realen Intervention?

Die Evaluation umfasst alle drei Teilbereiche des virtuellen Operationsraums und seine Funktionen.

- Der Operationsraum als VR-Anwendung
- Das implementierte Konzept zum Finden der Einstichstelle und -orientierung
- Die zusätzlichen entwickelten Funktionen zur möglichen Unterstützung

Aufgrund der Fernevaluation können VR-spezifische Variablen wie Immersion und Präsenz nicht direkt evaluiert werden. Der erste Teil der Evaluation wurde so konzipiert, trotzdem einen Eindruck von der Realitätsnähe und Qualität des VR-Aspekts zu bekommen. Im zweiten und dritten Teil sollen die Ideen der Funktionalitäten des Raumes eingeschätzt werden. Dabei sind folgende Variablen entscheidend.

- Verständnis des Konzepts zur Nadelechtzeitführung

- Potential des Konzepts
- Potential der unterstützenden Funktionalitäten

Der Schwerpunkt der Befragung liegt hier auf subjektiver Rückmeldung und auf Äußerungen von Ideen zur Verbesserung und Erweiterungen. Diese sollen dann in weiterführender Arbeit berücksichtigt werden (siehe Kapitel 8). Objektive Aspekte wie das Maß der Genauigkeit der Nadelposition und -orientierung, die mit derzeitigen Aufbau erreicht werden kann, kann aufgrund von fehlenden Probanden nicht ermittelt werden.

Die Teilnehmer der Evaluation sollten möglichst eine diverse Verteilung in Alter und Erfahrung haben, um eine umfangreiche Rückmeldung über die Akzeptanz und Meinung von einem virtuellen Operationsraum zu erlangen.

## 5.1 Studienaufbau

Im Rahmen der Evaluation ist ein Video entstanden, das den virtuellen Operationsraum mit seinen Funktionalitäten beschreibt. Im weiteren Verlauf wird der Proband im Video, der die Anwendung vorstellt, als Nutzer und der Teilnehmer, der an der Evaluation teilnimmt, als Zuschauer oder Befragter bezeichnet.

Das Video unterteilt sich in zwei Teile.

- Erklärung des Konzepts zur Nadelechtzeitführung
- Walk-Through durch den Operationsraum

Im ersten Teil wird das implementierte Konzept in seinen Grundzügen für den Zuschauer erklärt. Da die Zielgruppe der Evaluation einen medizinischen Hintergrund haben, wurde der Schwerpunkt weniger auf die technische Umsetzung als auf die Idee und den potentiellen Vorteil gelegt. Die schematischen Abbildungen aus Kapitel 3.2.2 sind als Unterstützung der Erklärung eingeblendet.

Der zweite Teil des Videos besteht aus einem kompletten Durchlauf der VR-Anwendung. Das Videobild ist in diesem Teil zweigeteilt. In der linken Hälfte sieht man die Szene der virtuellen Realität. Der Nutzer bekommt auf seine VR-Brille auf das linke und rechte Auge leicht unterschiedliche Bilder projiziert, um den 3D-Eindruck zu vermitteln. Bei Betrachtung der separaten Sichten fällt auf, dass das Sichtfeld nicht so groß ist wie der Nutzer durch die VR-Brille erfährt. Deswegen wird im Laufe des Videos zwischen der Sicht des linken und rechten Auge gewechselt, um die gerade relevanten Aspekte in den Fokus zu rücken.

In der rechten Hälfte des Videos wird das reale Szenario gezeigt. Mit einer statischen Kameraperspektive wurde die Pappattrappe des MRTs aufgenommen. Zu sehen ist die Röhre des MRTs mit dem haptischen Feedbackgerät im Inneren, der Patiententisch und



der Nutzer mit Controller und VR-Brille. Beide Videohälften wurden miteinander synchronisiert, sodass die Auswirkungen der Bewegungen und Interaktionen des Nutzers in der virtuellen Realität nachvollzogen werden können.

Zu Beginn wird das Startmenü erklärt und die Möglichkeiten der Modularität von Anästhesiegerät und intervenierenden Arzt gezeigt. Es wird jede Position einmal eingestellt und schlussendlich das Anästhesiegerät hinten rechts und die Bildschirme links vom Patiententisch platziert. Nach Betätigen des Startbuttons wird dem Zuschauer eine 360° Rundumsicht geboten. So bekommt er einen Eindruck vom Aufbau und der Einrichtung des Operationsraums. Im Anschluss wird die Nadelintervention ohne zusätzliche Hilfsmittel gezeigt. Der Zuschauer erkennt die Position, in der sich der Nutzer bringen muss, um an die Nadel des haptischen Feedbackgeräts zu gelangen. Außerdem kann der Zuschauer nachvollziehen, dass man das Blickfeld hinein in die Röhre oder auf den Bildschirm durch Drehen des Kopfes ändern kann. Es wird ihm gezeigt, wie sich die MRT-Bildern je nach Orientierung und Position der Nadel ändern.

Nach der ersten Demonstration schaltet der Nutzer alle Hilfsmittel am MRT-Menü an und wiederholt die Nadelintervention. Er bringt die Suche nach einer Einstichstelle zu Ende, als im MRT-Bild die Verlängerung der Nadel (rote Linie) auf den Tumor (gelbe Struktur) zeigt. Nach der Bestätigung der gefundenen Einstichstelle wird demonstriert, wie sich der gewählte Einstich kontrollieren lässt. Der Zuschauer sieht, dass der Nutzer durch die Änderung seiner Position und Bewegung des Kopfes das virtuelle Modell mit farbigen Nadelpfad von allen Seiten betrachten kann.

## 5.2 Studienablauf

Für den Studienablauf wurde ein Onlinefragebogen erstellt (siehe Anhang A.2). So ist gewährleistet, dass die Fernevaluation anonym erfolgt und von den Teilnehmern jederzeit durchgeführt werden kann.

Es gibt einige Anbieter für Onlineumfragen. Die Entscheidung fiel auf „<https://www.umfrageonline.com/>“. Dort wird ein kostenloses Paket für Studierende angeboten, das eine unlimitierte Anzahl an Fragen, Teilnehmern und Antworten anbietet. In das Umfragetool lassen sich Videos einbinden, unterschiedlichen Fragetypen auswählen und die Auswertung der Ergebnisse nach Fragen filtern.

Der Titel der Umfrage lautet „Fernevaluation eines neuen Ansatzes zum Finden der Einstichstelle und Positionierung bei einer Leberintervention in einem Virtual-Reality-MRT-Szenario“.

Nach einer kurzen Einleitung und der Bestätigung der Datenschutzerklärung kann der Teilnehmer mit der Evaluation beginnen. Zunächst wird der Teilnehmer aufgefordert, das im vorherigen Abschnitt erwähnte Video anzuschauen. Es ist auf dem YouTube-Kanal

des Forschungscampus STIMULATE zu finden [84]. Die Erklärung des implementierten Konzepts zum Finden der Einstichstelle kann man im darauffolgenden Text auch nochmal nachlesen.

Auf der nächsten Seite sollen persönliche Daten zur besseren Beurteilung der Ergebnisse angegeben werden. Besonders von Interesse ist das Alter und Erfahrung der Teilnehmer. Zu den Erfahrungen gehören:

- Berufserfahrung in Jahren
- Erfahrung mit medizinischer Software
- Erfahrung mit der Betrachtung von Schichtbildern
- Erfahrung mit Nadelinterventionen
- Erfahrungen mit Virtual Reality

Das Alter und die Berufserfahrung soll Aufschluss darüber geben, ob es Divergenzen zwischen Medizinstudenten und erfahrenden Ärzten gibt, was die Beurteilung der VR-Anwendung und deren Zukunft betrifft.

Die Meinung von Personen, die bereits Erfahrungen mit Nadelinterventionen und mit Betrachtung von Schichtbildern gemacht haben, soll die Bewertung des Konzepts besser einordnen.

Die Meinung von Personen, die bereits einen Vergleich mit anderen VR-Anwendung ziehen können, kann bei der Bewertung des virtuellen OP-Raums gesondert betrachtet werden. Der folgende Fragebogen beinhaltet mehrere Fragen vom Likert-Typ. Das bedeutet, dass sich dem Befragten auf eine Leitfrage (sogenanntes Likert-Item) ein Antwortspektrum von positiv über neutral bis hin zur negativen Auswahlmöglichkeit bietet [85]. Das Antwortspektrum besteht in diesem Fall aus fünf graduell abgeschwächten Positionen. Eins ist in diesem Fall die positivste Antwort, fünf die negativste.

Die erste Likert-Skala besteht aus Fragen bezüglich des VR-Aspekts des OP-Raums. Es wird auf die Realitätsnähe der Anwendung, die Modularität des OP-Raums (Positionen der Ärzte) und auf die Zukunft von VR als medizinische Anwendung eingegangen. Die letzte Frage wird im Anschluss spezieller behandelt. Anhand einer grafischen Bewertungsskala soll geklärt werden, welche Zukunft der Befragte sich für den virtuellen Operationsraum eher vorstellen kann. Auf der einen Seite steht die Trainingssimulation für das risikofreie Erlernen und Trainieren der Intervention abseits des Klinikalltags, auf der andere Seite der Mockup-Raum, ein Raum für Konzeptentwicklungen und Visualisierung von Ideen. Der Befragte kann seine Wahl zwischen diesen Möglichkeiten in einer Abstufung von 100 Gradienten treffen. 100 bedeutet dabei alleinige Zukunft als Mockup-Raum, null nur als Trainingsraum. Um noch weitere Ideen für die Verbesserung zu bekommen, gibt es eine offene Frage, die nach konkreten Szenarien für den OP-Raum fragt. Zum Abschluss jedes

der drei Teilbereiche gibt es ein freies Textfeld für weitere Ideen und Anmerkungen.

Die nächste Likert-Skala beinhaltet Fragen zum Verständnis und dem Potential des vorgestellten Ansatzes zur MRT-gestützten Nadelnavigation. Es sollen dabei auch Vergleiche zur manuellen Variante des Finger-Tappings gezogen werden.

Bei der letzten Likert-Skala soll der Befragte die zusätzlich implementierten Funktionen auf ihre Fähigkeit zur Unterstützung der Nadelnavigation bewerten. Ein freies Textfeld zur Ideenfindung von weiteren technischen Unterstützungen wird auch angeboten.

## 6 Ergebnisse

Für die Auswertung werden Gesamtzahl der Teilnehmer und die zwei Gruppen (4 Radiologen und 5 Medizinstudierende ab dem vierten Ausbildungsjahr) jeweils gesondert betrachtet. Bei der jeder Antwort wird der AMW und die SD berechnet.

Die Anwendung wird hinsichtlich der VR von beiden Gruppen gleichermaßen eingeschätzt. Die allgemeine Bewertung, der Aufbau und dessen Realitätsstreu liegt im Durchschnitt im guten Bereich (siehe Abbildung 6.2). Interessanter ist in diesem Fall die Gegenüberstellung von VR-erfahrenen und VR-unerfahrenen Personen. Dabei fällt auf, dass die Personen mit Erfahrung tendenziell besser bewertet haben als die ohne (siehe Abbildung 6.1).

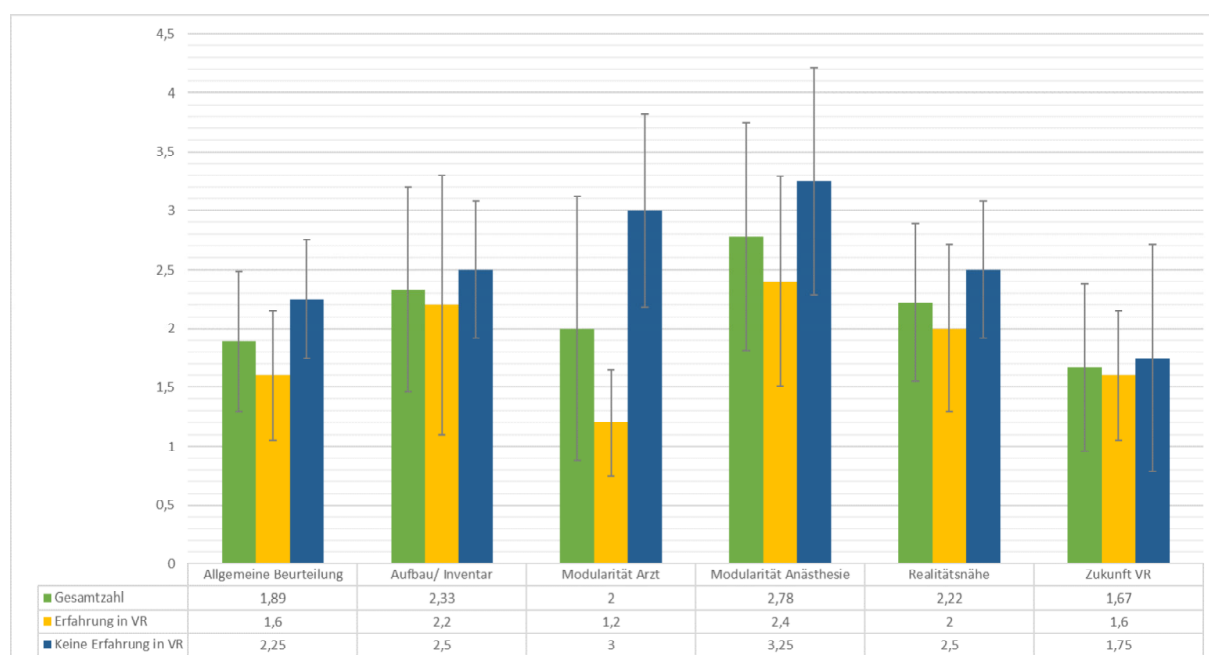


Abbildung 6.1: Bewertung des virtuellen Raums von VR-erfahrenen und unerfahrenen Personen mit AMW und SD

Bei der Modularität des OP-Raums herrscht bei den Radiologen eine hohe Streuung in den Antworten (SD:1.29 und SD:1.50). Beide Modularitäten, die der Position des Arztes und der Anästhesie, befinden sich bei der Bewertung im Mittelfeld. Die Veränderung der Position des Arztes schneidet aber geringfügig besser ab (Unterschied des AMW: 0.25). Bei den Medizinstudenten schneidet diese sogar deutlich besser mit geringerer Streuung ab.

Sie bewerten diese Modularität als sehr hilfreich (AMW: 1.6), wogegen sich die Variabilität der Anästhesieposition auch im Mittelfeld befindet (AMW: 2.8). Dieser Unterschied des AMW von 1.2 zeigt eine deutliche Tendenz auf.

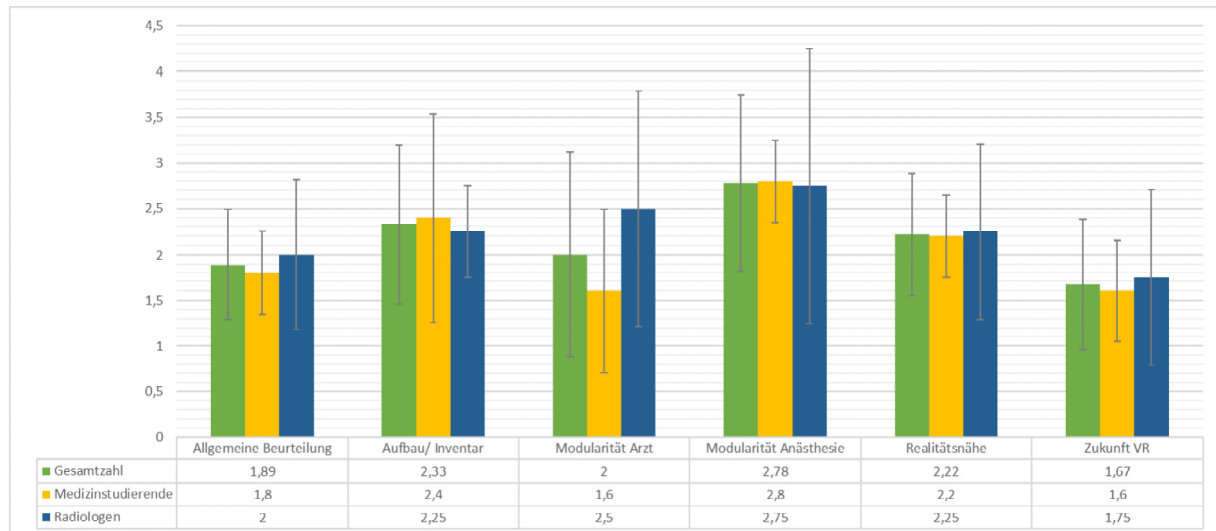


Abbildung 6.2: Bewertung des virtuellen Raums mit AMW und SD

Bei der Frage, in welchem Anwendungsbereich der vorgestellte Aufbau eher eine Zukunft hätte, lassen sich Unterschiede zwischen den zwei Gruppen erkennen (siehe Abbildung 6.3). Personen, die bisher keine Erfahrung mit Nadelinterventionen gemacht haben, tendieren klar zur Trainingssimulation (AMW: 25,5 und SD: 16,01). Bei den bereits erfahrenen Radiologen ist die Meinung breiter gefächert (AMW: 44,20 und SD: 33,53). Sie sehen das Potential sowohl in einem Mockup-Raum als auch in einer Trainingssimulation. Die Gesamtzahl der Teilnehmer betrachtet, geht die Tendenz trotz hoher Varianz Richtung Trainingssimulation (AMW: 35,78 und SD: 27,53).

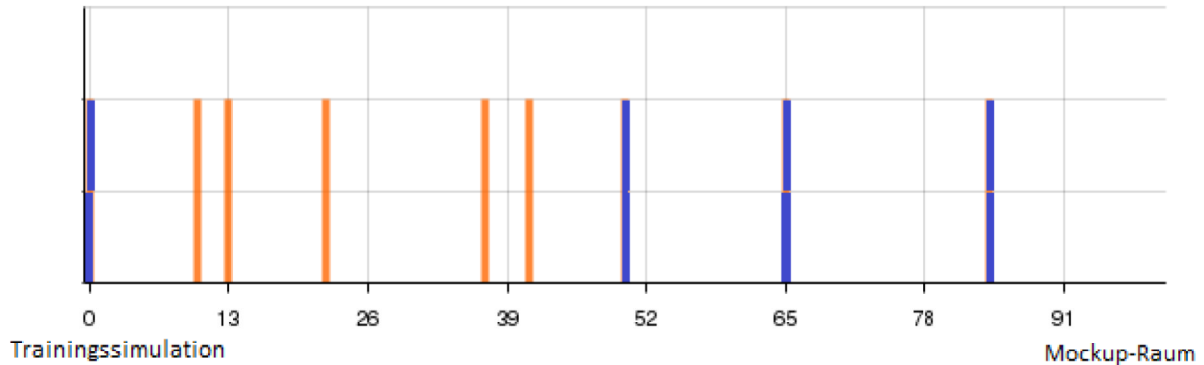


Abbildung 6.3: Tendenz Richtung Trainingssimulation (0) oder Mock-Up-Raum (100), Jeder Strich repräsentiert einen Teilnehmer, orange: Medizinstudenten, blau: Radiologen

Folgende Vorschläge für konkrete Szenarien bei einer Trainingssimulation wurden gemacht:

- Patient lagern
- Einstichstelle finden
- Steril machen
- Echtzeitintervention und Steuern des MRTs
- Anzeige von Thermometriedaten und Interpretation
- weitere minimalinvasive Interventionen beispielsweise an Niere, Lunge, Prostata und Gehirn
- Notfallsituationen

Das Konzept der Nadelnavigation ist generell verstanden worden. Die erzeugte Bildebene ist für alle Radiologen gleichermaßen gut nachvollziehbar (AMW: 2,0 SD: 0,0). Unter den Medizinstudierenden herrscht dagegen eine hohe Variabilität beim Verständnis (SD: 0,82) und der Nachvollziehbarkeit (SD: 1,26).

Die Studierenden sind sich einig, dass die automatische Ausrichtung der Bildebene schneller zu sein scheint als die Finger-Tapping-Methode (AMW: 1,50 SD: 0,58). Die Intuitivität und die Flexibilität bewerten sie dagegen eher verhaltender. Die Radiologen schätzen alle drei Eigenschaften geringer als die Studierende ein, sehen aber die Schnelligkeit auch als

den größten Vorteil. Das Potential, dass das Konzept intuitiver oder flexibler ist, wird ohne große Streuung auch nur im leicht positiven bis neutralen Bereich eingeschätzt (siehe Abbildung 6.4). Insgesamt ist aber zu sagen, dass ein Großteil aller Befragten die automatische Ausrichtung der Bildebene als hilfreich erachten (AMW: 1.71 SD: 0.71). Der Einsatz im Operationsraum ist insbesondere unter den Studierenden kontrovers bewertet (SD: 1,29). Da aber insbesondere die Radiologen, das vorgestellte Konzept recht positiv bewerten (Hilfreich: AMW: 1.5, Potential im OP: AMW: 1.75), kann das Potential aufgrund ihrer Vergleichsmöglichkeiten und Erfahrung als hoch eingeschätzt werden. Dabei wird die Unterstützung zum Finden der Nadelorientierung nur leicht höher als zum Finden der Einstichposition angesehen.

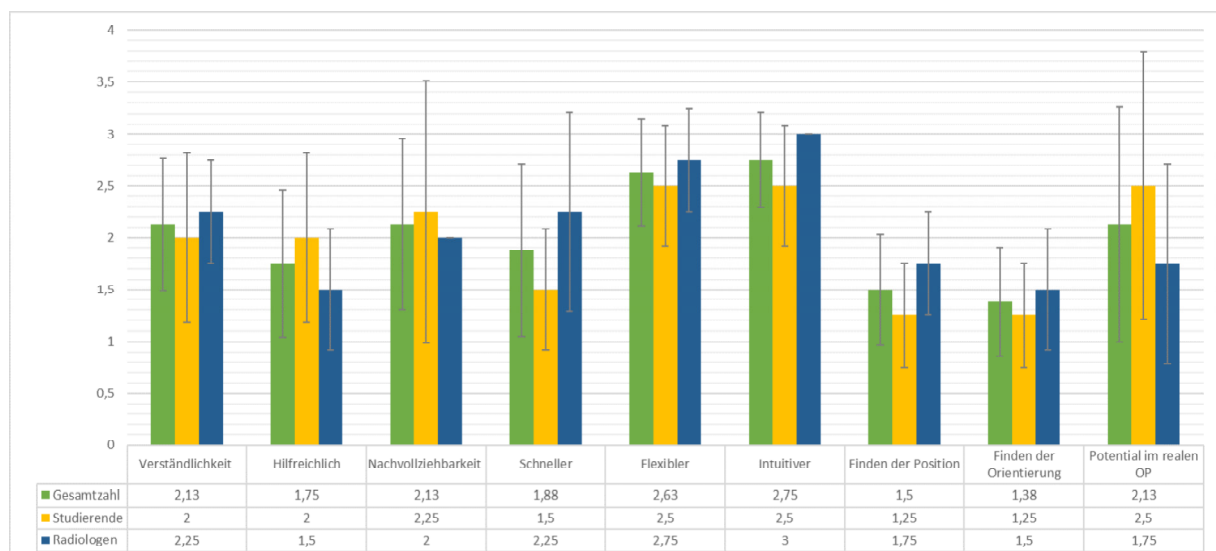


Abbildung 6.4: Bewertung des integrierten Konzept zur Ausrichtung der Bildebene entlang der Nadel mit AMW und SD

Bei der Evaluierung der Funktionalitäten, die zur Unterstützung dienen sollen, fällt auf, dass die Studierenden diese generell besser bewerten als die Radiologen (siehe Abbildung 6.5).

Die rote Linie als Verlängerung der Nadel überzeugt Studierende und Radiologen gleichermaßen.

Bei der farblichen Kennzeichnung von relevanten Strukturen ist die Diskrepanz der Antworten schon höher. Die Funktion schneidet aber sowohl bei den Radiologen als auch bei den Studierenden mit am Besten ab.

Bei der Screenshot-Funktion lässt sich unter den Radiologen eine hohe Uneinigkeit bei der Bewertung erkennen, inwieweit sie hilfreich ist (AMW: 2.5 SD: 1.29).

Mit am Schlechtesten fällt insgesamt die Bewertung für den Navigationskompass aus.

Die komplette Einschätzung von allen Teilnehmern ist in Abbildung 6.5 absteigender Bewertungsreihenfolge aufgelistet. An diesem Ergebnis lässt sich erkennen, dass keine Unterstützung als komplett vernachlässigbar erachtet wird.

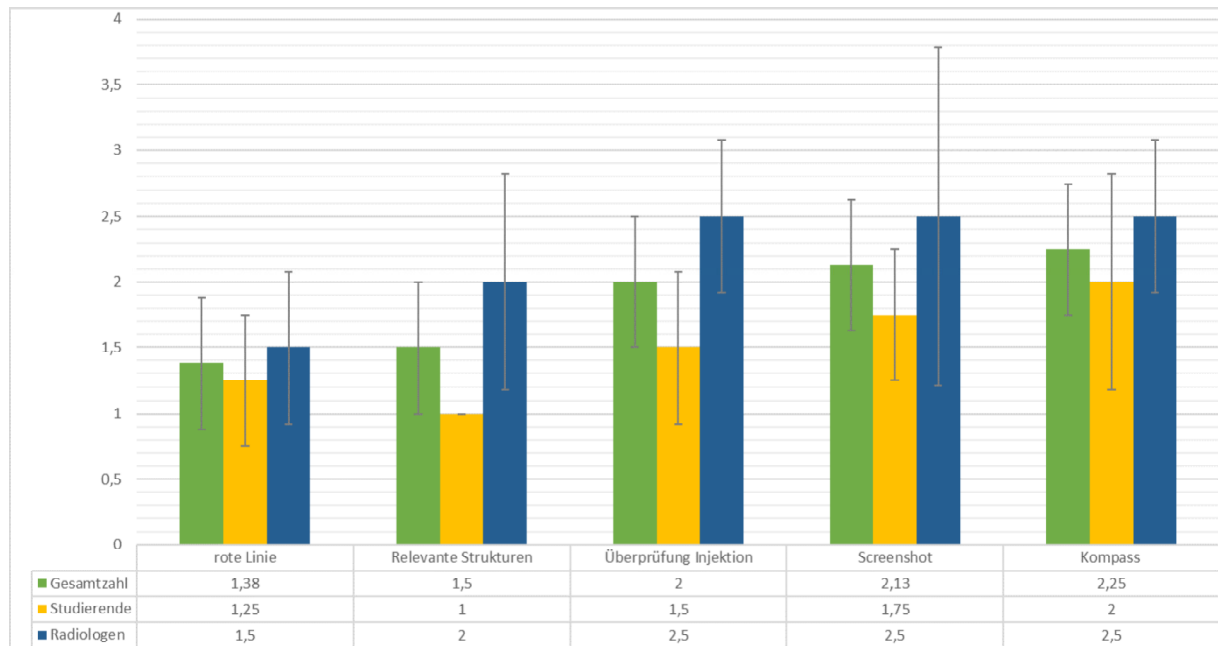


Abbildung 6.5: Bewertung der entwickelten zusätzlichen Funktionen in absteigender Reihenfolge mit AMW und SD



## 7 Diskussion

Anhand der Auswertung der Evaluierung lassen sich gewisse Trends und Richtungen erkennen, die für die weiterführende Entwicklung und Arbeiten hilfreich sind.

### 7.1 Realitätsnähe und Zukunft der Anwendung

Die unterschiedliche Bewertung der Realitätsnähe der Anwendung könnte möglicherweise an den Vergleichsmöglichkeiten der Personen liegen. Personen mit VR-Erfahrungen können die gesehene Anwendung eher mit Spielen oder anderen Simulationen in der virtuellen Welt vergleichen. Sie haben einen Eindruck von dem derzeitigen Entwicklungsstand der VR-Technologie. Dagegen vergleichen Personen ohne VR-Erfahrungen den Operationsraum mit einem realen und nehmen die Differenz stärker wahr. Insgesamt liegt der Eindruck des virtuellen OP-Raums zwar im positiven Bereich, aber die Präsenz lässt sich durch originalgetreue 3D-Modelle und wirklichkeitsnahen Aufbau des OP-Raums weiter steigern. Ein Proband (Medizinstudierender) merkt auch die laute Umgebung während der Intervention an und äußert sein Unverständnis, in dieser Umgebung dauerhaft arbeiten zu können. Das dauerhaften Dröhnen des MRTs könnte als akustischer Aspekt integriert werden. Die Frage stellt sich dabei, inwieweit eine Realitätsnähe überhaupt erforderlich ist. Für das abstrahierte Üben des Nadeleinstichs ist eine realitätsnahe Umgebung nicht unbedingt erforderlich, für die Konfrontation des Nutzers mit dem klinischen Ablauf unter risikofreien Bedingungen schon eher. In dieser Befragung hatte ein Medizinstudierender die Idee, 3D-Bilder eines Patienten zur Visualisierung von dessen Leiden zu integrieren. Die Radiologen gingen eher auf die Erweiterung der Anwendung mit zusätzlichen Funktionen ein. Daran lässt sich bereits eine Tendenz der Anwendungsschwerpunkte für unterschiedliche Zielgruppen erkennen.

Ein weiteres Mittel für den wirklichkeitsnahen Aufbau sollte die Modularität der Positionen von Arzt und Anästhesie sein. Die Veränderung der Arztposition wird in dem derzeitigen Prototypen als hilfreicher erachtet. Dies könnte an der fehlenden Funktion bzw. der weiteren Sinnhaftigkeit der Veränderung des Anästhesiegeräts liegen. Durch die Veränderung der Arztposition wird auch die Position verändert, die man als Nutzer einnimmt, und somit die Hand, mit der man die Nadel greift. Die Veränderung des Anästhesiegeräts bewirkt nur die visuelle Modularität des Aufbaus.

Bei der Beantwortung der ersten der zwei Hauptfragen lässt sich zusammenfassend ein differenziertes Bild erkennen.

So erhoffen sich wohl unerfahrene Ärzte, hier Medizinstudenten, von der Möglichkeit einer Simulation, schon vor dem Klinikalltag erste Erfahrungen sammeln zu können. Die Auswertung der Umfrage lässt vermuten, dass sie sowohl einen realistischen Eindruck (Geräusche, Leiden des Patienten) als auch den technischen Aspekt der Intervention abseits des klinischen Einsatzes erfahren wollen. Ihre Tendenz geht bei der Zukunft der Anwendung klar in Richtung Trainingsumgebung. Auch dass die Überprüfung der gewählten Injektion durch ein transparentes Modell unter den Studierenden als so hilfreich eingeschätzt wurde, spricht für eine virtuelle Trainingsumgebung. In dieser könnten weitere Funktionalitäten und Unterstützungen integriert werden, die in einer realen Intervention nicht möglich wären, aber möglicherweise die Fähigkeiten des Arztes schneller und gezielter trainieren. Ärzte, die bereits Erfahrung mit Nadelinterventionen haben, sehen in dem VR-OP-Raum aber auch die Chance, neue Konzepte zu integrieren und zu testen. Des Weiteren lässt sich an den zahlreichen Vorschlägen der generelle Wunsch erkennen, nicht nur einen konkreten Teil, sondern den kompletten Ablauf einer Nadelintervention in eine Simulation zu integrieren. Vorgeschlagen wurden insbesondere Fälle, die in einer Intervention in der Regel nicht auftreten, (Notfälle) oder klinisch noch nicht so verbreitete Funktionen (Anzeige von Thermometriedaten).

Eine umfangreichere Simulation in VR würde auch eine verstärkte physische und psychische Belastung für den Nutzer bedeuten und so der Realität näher kommen.

### **7.2 Bewertung des Konzepts und der zusätzlichen Funktionen**

Die Rückmeldung zur zweiten Frage, ob das Konzept zur Nadelechtzeitführung und die vorgestellten Funktionalitäten in einem realen Operationsraum vorstellbar sind, ist grundsätzlich erstmal positiv zu bewerten. Das Konzept wurde weitestgehend verstanden und es wurde ihm die Chance zugesprochen, einen schnelleren Ablauf der Intervention zu generieren. Die Eigenschaft, die Schicht flexibel während der Laufzeit anzupassen, ist nicht so hoch bewertet worden, obwohl dies der eigentliche Grund für die kürzere Dauer sein soll. Möglicherweise wurde dies bei der Beschreibung des Konzepts nicht deutlich genug. Die nur im mittleren Bereich befindlichen Bewertung der Intuitivität könnte mit der ungewohnten Art der Schichtbilder zu tun haben. Schichtbilder werden zum Betrachten üblicherweise in einer der drei Hauptachsen durchlaufen, zumeist in der Aufnahme- also axialer Richtung. Bei der freien Orientierung der Bildebene entstehen möglicherweise ungewöhnliche Bilder, die sich spontan nicht so leicht interpretieren lassen.

Das Konzept ist - wie in Kapitel 2.3 erwähnt- mit der Intention dafür entwickelt worden,

um die Orientierung nicht an den umliegenden Schichten abschätzen zu müssen. Deshalb ist es interessant, dass das Finden der Orientierung und Position laut der Bewertung nahezu gleichermaßen gut befunden worden. Dieses subjektive Empfinden sollte bei einer Vorortevaluation durch Messung der Genauigkeit belegt bzw. widerlegt werden.

Bei der Implementierung in einem MRT mit Trackingsystem ist zu beachten, dass jegliche Unterstützung jederzeit an- und abschaltbar sein sollte. Die Differenz zwischen Studierenden und Ärzten bei der Bewertung der zusätzlichen Funktionen zeigt, dass jeder für sich selbst bestimmen können sollte, was für und wie viel Unterstützung er persönlich für eine erfolgreiche Intervention benötigt. Ein noch unerfahrener Arzt ist wahrscheinlich bei seinen ersten Interventionen froh, so viel Hilfe von sowohl menschlicher als auch technischer Seite zu bekommen wie möglich. Mit steigender Routine kann sich der Bedarf dann ändern. Somit ist generell die Kontrolle über das System und die selbstbestimmte Steuerung durch den Arzt ein wichtiger Faktor bei einer Implementierung in einem bestehendem Arbeitsablauf.

Bei der Bewertung der zusätzlichen Funktionen fällt auf, dass der Schwerpunkt bei den Unterstützungen auf das bildgebende Verfahren gelegt wird. Radiologische Bilder sind das tägliche Arbeitswerkzeug der Ärzte. Für Bildbearbeitung und -manipulation existieren bereits klinische gängige Verfahren (Kontrastverstärkung, Segmentierung etc.). So wird die Manipulation des MRT-Bildes (rote Linie, Kennzeichnung relevanter Strukturen) von den Befragten mehr akzeptiert als die automatische Navigationshilfe (Kompass zum Finden der Zielläsion). Bei einer automatischen Funktion spielt der Aspekt der Kontrolle wieder eine wichtige Rolle. Das komplette Vertrauen auf die Unterstützung und wenig Möglichkeit der Beeinflussbarkeit findet nur begrenzt Anerkennung.

### 7.3 Bewertung der Methoden

Die Unterteilung zwischen Radiologen und Medizinstudierende bei der Auswertung ging mit der Intention einher, dass eine Gruppe konservativer bewerten könnte als die andere. Diese lässt sich beim Betrachten der Ergebnisse so pauschal aber nicht sagen. So bewerten Medizinstudierende die Zukunft von VR im medizinischen Bereich nur marginal besser als die Radiologen.

Das Potential und die gewonnene Unterstützung durch das vorgestellte neue Konzept zur Echtzeitnadelführung wird von den Radiologen sogar besser bewertet als von den Medizinstudierenden. Bei dieser Auswertung muss man aber die mangelnder Nachvollziehbarkeit des Konzept und der Nadelintervention mancher Studierender berücksichtigen. Die Varianz der Antworten bei der Nachvollziehbarkeit und dem Verständnis bei dieser Gruppe ist recht hoch. Außerdem lässt sich anhand einer Anmerkung, in der die komplette

Intervention in Frage gestellt wird (siehe Anhang A.3) erkennen, dass manche Medizinstudierende nicht ausreichend mit der MRT-gestützten Leberablation vertraut sind. So ist die Bewertung dieser Unterschiede mit Vorsicht zu betrachten.

Nur bei den weiteren vorgestellten Unterstützungsfunktionen ist auffällig, dass die Medizinstudierenden alle Funktionen besser bewerten als die Radiologen. Das lässt sich aber nicht nur mit mehr Aufgeschlossenheit gegenüber neuer Konzepte, sondern -wie erwähnt- auch mit fehlender Erfahrung erklären. So bewerten die Teilnehmer gewisse Aspekte aufgrund unterschiedlicher Vergleichsmöglichkeiten und Wissen anders.

Die Methode der Fernevaluation ist für eine derartige VR-Anwendung natürlich nicht optimal. Der mit wichtigste Aspekt dieses OP-Raums, das haptische Feedback, kann nur beschrieben, vom Nutzer aber nicht selbst erfahren werden. Ob die Nadelführung mit dem haptischen Feedbackgerät wirklich simuliert werden kann, ist, ohne mit dem Gerät interagiert zu haben, nicht beurteilbar. Auch der optische Aspekt der VR kann nur schlecht durch ein 2D-Video nachvollzogen werden. Dies führt zu einem unvollständigen Eindruck des virtuellen OP-Raums. Die Qualität der VR-Anwendung, gemessen beispielsweise an der Präsenz und Immersion des Nutzers, kann auf diese Weise nicht ausreichend evaluiert werden.

Vorteile einer Vorortevaluation sind die Möglichkeiten, die direkte Reaktionen zu beobachten, mögliche Fragen zu beantworten und bei Unklarheiten Hilfestellung zu geben. Bei der Fernevaluation mussten die Befragten ohne Rückmeldung und mit potentiellen Missverständnissen den Fragebogen ausfüllen. Dies kann die Auswertung verfälschen.

Auch mögliche Fehler des Programms und nutzerunfreundliche Stellen können von den Nutzern nicht gefunden werden. Der Betrachter des Videos bekommt nur einen begrenzten Einblick und kann beispielsweise die Korrektheit des Datensatzes, das haptische Feedback oder die Usability nur eingeschränkt beurteilen. So gibt es keine Rückmeldung zur Verbesserung des derzeitigen Standes des OP-Raums. Es wurden nur Ideen für die Erweiterung gesammelt.

Trotz dieser negativen Aspekte war die Fernevaluation erkenntnisreich und hilft bei der weiteren Entwicklung des VR-OP-Raums. Ein Vorteil dieser Methode ist in diesem Fall das Verhältnis von Aufwand und Erkenntnis. Um die Idee anderen Personen zu zeigen und Rückmeldung von diesen zu bekommen, bietet ein Fragebogen mit Video als Anschauungsmaterial eine gute Alternative. Die Vorortevaluation wäre durch die derzeitigen Hygienebestimmungen mit mehr Organisation verbunden. Die VR-Anwendung kann auf Basis der Erkenntnisse und eigenen Ideen erst einmal weiter entwickelt und dann im Rahmen einer aufwändigeren Studie nochmals evaluiert werden.

Des Weiteren hilft die durchgeführte Pre-Studie, Erkenntnisse über das Studiendesign zu

sammeln. So konnte sich ein Bild von der Verteilung der Antworten gemacht werden. Es ist auffällig, dass die fünfteilige Likertskala nie komplett ausgenutzt wurde. Das ist auf der einen Seite erfreulich, da nie negatives Feedback gegeben wurde, Auf der anderen Seite zeigt es aber, dass die Pole der Skala nicht so extrem gewählt werden sollten, um eine differenzierte Bewertung zu bekommen. Auch können gewisse Fragen (siehe Flexibilität) und die Erklärung des Konzepts nochmal überdacht und für alle Zielgruppen verständlich beschrieben werden. So können Missverständnisse ausgeschlossen werden, die das Ergebnis verfälschen.

## 8 Zusammenfassung und Ausblick

### 8.1 Zusammenfassung

Im Zuge dieser Bachelorarbeit wurde ein prototypischer virtueller Operationsraum entwickelt, der es ermöglicht, Ideen für MRT-gestützte minimalinvasive Eingriffe zu testen, trainieren und zu evaluieren.

Die Umsetzung fand in der Entwicklungsumgebung Unity mit dem HMD HTC Vive statt. Die virtuelle Umgebung stellt einen realistischen Aufbau eines Operationsraums mit MRT-System, verschiedenen klinischen Geräten und Einrichtungsgegenständen dar. Das besondere an dem VR-OP-Raum ist, dass dieser mit einer physischen Pappattrappe des MRT-Systems registriert werden kann. So bekommt der Nutzer ein Gefühl von der räumliche Begrenzung innerhalb der MRT-Röhre und erfährt die daraus resultierende physische Belastung während einer Intervention. Für ein weiteres haptisches Feedback wurde das Phantom Omni Touch integriert, welches die realitätsnahe Interaktion einer Nadel mit der Hautoberfläche eines Patientenmodells erlaubt. Die Idee von Kägebein et al. [4] zur Echtzeitnadelführung wurde mithilfe einer modifizierten MPR im virtuellen OP-Raum simuliert. Die Ausrichtung der Bildebene entlang der Nadel soll eine Unterstützung zum Finden der Einstichsposition und -orientierung bieten. Weitere daran anschließende Ideen zur Unterstützung des Arztes wurden entwickelt und implementiert. In einer Fernstudie wurde der VR-OP-Raum, das vorgestellte Konzept zum Finden des Nadeleinstichs und die zusätzlich entwickelten Funktionen evaluiert. Folgende Hauptkenntnisse wurden gemacht: Bezüglich der Zukunft des virtuellen OP-Raums tendieren besonders mit der Nadelnavigation unerfahrene Studierende in Richtung Trainingssimulation. Die Idee des Mockup-Raums erfährt eher Zuspruch bei den berufserfahrenen Ärzten. Im vorgestellten Konzept und in den zusätzlichen Funktionen zur Unterstützung der Nadelnavigation wird durchaus Potential gesehen. Das Interesse an der Implementierung in einem MRT mit Trackingsystem ist vorhanden. Dabei sollte das System dem Nutzer die Möglichkeit bieten, über die Nutzung jeglicher Unterstützung selbstständig entscheiden zu können. Die Evaluation hat gezeigt, dass je nach Erfahrung unterschiedlicher Bedarf an Unterstützung vorherrscht.

## 8.2 Ausblick auf weiterführende Arbeiten

Nachfolgend werden sowohl Vorschläge für die Verbesserung des virtuellen Operationsraums als auch für die Implementierung des Konzepts der Echtzeitnadelführung im MRT gegeben.

### 8.2.1 Virtueller Operationsraum

Die Pilotstudie in Form einer Fernevaluierung hat gezeigt, dass die Realitätsnähe der Anwendung bereits recht gut ist. Um bei einer Evaluierung vor Ort diesen Eindruck bestätigen zu können, kann der visuelle Aspekt des virtuellen Raumes trotzdem verbessert werden. Insbesondere das 3D-Modell des MRTs sollte durch ein realistischeres und möglicherweise auch funktionales ersetzt werden. Orientiert wird sich bei der Optik und Dimension dabei weiter an dem System der MHH. Funktionale Vorschläge wie Steuern des MRTs und Bewegen der Patientenliege wurden gemacht.

Für weiterführende Arbeiten muss geklärt werden, für welchen Zweck dieser virtuelle OP-Raum genutzt werden soll. In der Evaluierung ging die Tendenz Richtung Trainingssimulation und es wurden verschiedene Vorschläge für die Simulation weiterer Arbeitsabläufe gemacht. So kann die Modularität des Raumes erweitert werden.

Die Implementierung der Anwendung konnte während der Bachelorarbeit so weit abgeschlossen werden, sodass ein funktionierender Prototyp entstand. Während der ersten Tests kristallisierten sich aber technische Aspekte heraus, die man für eine verbesserte Performance beachten sollte. Da die Anwendung aus mehreren Softwarekomponenten und Geräten besteht, kann es eine erhöhte Anfälligkeit für laufzeitbedingte Fehler geben. So erfährt der Nutzer bei einigen Starten der Anwendung Performanceeinbrüche der VR-Brille, sodass er die Umgebung zunächst nicht flüssig wahrnehmen kann und es zu einer erhöhten Motion Sickness kommt. Es muss eruiert werden, welche Komponente (Tracking der Brille, Performance der entwickelten Algorithmen etc.) für die manchmal niedrige Bildrate verantwortlich ist.

Bei der haptischen Komponente können auch Verbesserungen vorgenommen werden. So können -wie bereits in Kapitel 4.1.3 erwähnt- die haptischen Eigenschaften des Patientenmodell differenziert bestimmt werden. Des Weiteren ist das Unity-Plug-In des Phantom Omni Haptic Device fehleranfällig für die Netze der benutzen 3D-Modelle, was einen Absturz der Anwendung zur Folge haben kann. Dies sollte behoben werden. Eine weitere Möglichkeit besteht, das Tool-basierte Gerät durch einen Phantom-basierten Ansatz mit optischen Trackingsystem zu ersetzen. Dies kommt auch der Implementierung im MRT näher

Eine Verbesserung der Nutzerfreundlichkeit der Anwendung stellt die automatisierte Registrierung des physischen mit dem virtuellen MRT-Modells dar. Zur Zeit muss dies noch

manuell und nach Einschätzung des Nutzers geschehen. Mithilfe eines Kontrollers könnten verschiedene Punkte am MRT-Modell getrackt werden, mit denen dann die Lage und Orientierung der virtuellen Umgebung bestimmt werden (Stichpunkt: Vierpunktregistrierung).

Nach der weiteren Entwicklung des VR-OP-Raums wird eine Studie folgen, bei der die Probanden das System vor Ort evaluieren können.

### 8.2.2 Konzept der Echtzeitnadelführung

Für das in die VR implementierte Konzept der Echtzeitnadelführung gab es positive Rückmeldung. Dies ist eine Bestätigung, dieses Konzept in einem MRT mit Trackingsystem zu implementieren.

Für das Nadeltracking als auch für die MRT-Schichtausrichtung gibt es kommerzielle Hard- und Softwarelösungen: Für die dynamische Lagebestimmung und -verfolgung von chirurgischen Instrumenten gibt es unterschiedliche Varianten an Systemen. Optische Systeme bieten die für den MRT erforderliche EMV. Die Sichtbarkeit des Markers auf dem getrackten Instrument muss durch die Kamera aber kontinuierliche gewährleistet sein. MRT-Systeme bieten die Möglichkeit, die drei orthogonal angeordneten Gradientenspulen unterschiedlich anzusteuern und so die Bildebene um die axiale, koronale oder sagittale Achse zu drehen [86].

Die Herausforderung ist dabei, eine Schnittstelle zwischen den beiden Komponenten zu schaffen.

Kägebein et al. haben bei ihrer Konzeptüberprüfung die Implementierung direkt in einer GRE vorgenommen. Durch die in den MRT integrierte Entwicklungsumgebung des Herstellers können die Positions- und Orientierungsdaten der erfassten Nadel direkt von dem optischen Trackingsystem zum Host des MRT-Systems übermittelt werden. Die modifizierte Sequenz ist in der Lage, die Echtzeitpositionsdaten der Nadel in MRT-Koordinaten umzurechnen und so die Lage der Bildebene laufend zu aktualisieren.

Dadurch dass die GRE direkt modifiziert wurde, besteht nicht die Möglichkeit, die automatische Ausrichtung der Bildebene auszuschalten und bei Bedarf wieder auf die manuelle Bestimmung der Bildebene umzuschalten. Außerdem muss bei diesem Vorgehen der Implementierung jede benötigte Sequenz einzeln modifiziert werden. Dies resultiert in einer für den Nutzer unflexiblen und unübersichtlichen Bedienung. Des Weiteren entstehen so ein vermeidbarer Mehraufwand beim Programmieren und Redundanzen im Code.

Die Evaluierung hat gezeigt, dass die Anforderungen der Ärzte an die Unterstützungssysteme unterschiedlich sind und diese selbst entscheiden möchten, welche Funktionen sie in Anspruch nehmen möchten. Aus diesem Grund ist es wichtig, den bisherigen Arbeitsablauf nicht zu verändern, sondern nur eine weitere Unterstützung anzubieten. Die Erweiterung von bestehenden Systemen soll aber bisherige Funktionen nicht einschränken.



Das sogenannte Scanner-Remote-Control-Protokoll von Siemens bietet als Fremdsoftware eine Schnittstelle zwischen MRT- und Trackingsystem. Mit diesem lassen sich als dritte unabhängige Komponente alle Sequenzen einzeln ansteuern. So können die Schichten während der Laufzeit sowohl automatisch als auch manuell ausgerichtet werden. Die Entscheidung durch ein User-Interface liegt dabei bei dem intervenierenden Arzt. Kägebein et al. sehen in dieser Umsetzung auch die Möglichkeit, eine höhere Wiederholungsrate und zusätzliche ausgereifere Visualisierungskonzepte realisieren zu können [4].

Des Weiteren lässt sich überlegen, welche der vorgestellten zusätzlichen Unterstützungsfunktionalitäten sich in einem MRT-System umsetzen lassen.

Die Studie von Kägebein brachte hauptsächlich Erkenntnisse über die räumliche Genauigkeit und Dauer des Ablaufs. Ein weiterführende Studie würde dann detailliert die individuelle Erfahrung und Einschätzung der Nutzer evaluieren.

## Literaturverzeichnis

- [1] MORGAN, Branwen: Fatty liver disease: the liver labyrinth. In: *Nature* 516 (2014), Nr. 7529, S. S8–9. <http://dx.doi.org/10.1038/516S8a>. – DOI 10.1038/516S8a
- [2] HOFFMANN, Rüdiger ; THOMAS, Christoph ; REMPP, Hansjörg ; SCHMIDT, Diethard ; PEREIRA, Philippe L. ; CLAUSSEN, Claus D. ; CLASEN, Stephan: Performing MR-guided biopsies in clinical routine: factors that influence accuracy and procedure time. In: *European radiology* 22 (2012), Nr. 3, S. 663–671. <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-011-2297-x>. – DOI 10.1007/s00330-011-2297-x. – ISSN 0938–7994
- [3] KÜNZLI, Beat M. ; ABITABILE, Paolo ; MAURER, Christoph A.: Radiofrequency ablation of liver tumors: Actual limitations and potential solutions in the future. In: *World Journal of Hepatology* 3 (2011), Nr. 1, S. 8–14. <http://dx.doi.org/10.4254/wjh.v3.i1.8>. – DOI 10.4254/wjh.v3.i1.8. – ISSN 1948–5182
- [4] KÄGEBEIN, Urte ; GODENSCHWEGER, Frank ; ARMSTRONG, Brian S. R. ; ROSE, Georg ; WACKER, Frank K. ; SPECK, Oliver ; HENSEN, Bennet: Percutaneous MR-guided interventions using an optical Moiré Phase tracking system: Initial results. In: *PloS one* 13 (2018), Nr. 10, S. e0205394. <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0205394>. – DOI 10.1371/journal.pone.0205394
- [5] RIENER, Robert ; HARDERS, Matthias: *Virtual Reality in Medicine*. London : Springer London, 2012 (SpringerLink Bücher). <http://dx.doi.org/10.1007/978-1-4471-4011-5>. <http://dx.doi.org/10.1007/978-1-4471-4011-5>. – ISBN 9781447140115
- [6] LOWOOD, Henry E. ; ENCYCLOPÆDIA BRITANNICA, inc. (Hrsg.): *Virtual reality*. <https://www.britannica.com/technology/virtual-reality>. Version: 2019
- [7] MESTRE, Daniel ; VERCHER, Jean-Louis: *Immersion and presence*, 2011
- [8] HEETER, Carrie: Being There: The Subjective Experience of Presence. In: *Presence: Teleoperators and Virtual Environments* 1 (1992), Nr. 2, S. 262–271. <http://dx.doi.org/10.1162/pres.1992.1.2.262>. – DOI 10.1162/pres.1992.1.2.262. – ISSN 1054–7460

- [9] HENDRIK KOESLING: Visuelle Aufmerksamkeit und Blickbewegungen: Tiefenwahrnehmung, Stereosehen. In: *Vorlesung Universität Bielefeld* (Wintersemester 2011/12). <https://www.techfak.uni-bielefeld.de/~ihkoesli/vab2011/05-vab2011-hk-tiefe.pdf>
- [10] CRUZ-NEIRA, Carolina ; SANDIN, Daniel ; DEFANT, T. ; KENYON, Robert ; HART, John: The cave-audio visual experience virtual environment. In: *Communications of The ACM - CACM* (1992), 01
- [11] *Endlich mittendrin! Erster Test der VR-Brille Oculus Rift.* <https://www.heise.de/ct/ausgabe/2013-10-Test-Erster-Test-der-VR-Brille-Oculus-Rift-2323126.html>. – aufgerufen am 20.07.2020, 00:17
- [12] DUH, Henry ; LIN, James ; KENYON, Robert ; PARKER, Don: Effects of Characteristics of Image Quality in an Immersive Environment. In: *Presence (Cambridge, Mass.)* 11 (2002), 07, S. 324–32. <http://dx.doi.org/10.1162/105474602317473259>. – DOI 10.1162/105474602317473259
- [13] *Der Nao als Telepräsenzroboter: Android-basierte Virtuelle Realität-Anwendung mit visuellen Input eines Nao.* [https://htwk-robots.de/documents/Ba\\_Marcel\\_NAO.pdf?lang=en](https://htwk-robots.de/documents/Ba_Marcel_NAO.pdf?lang=en)
- [14] JM, Fernández Fernández-Arroyo ; POTTICUERVO, J ; ILLANA ALEJANDRO, C ; PASTOR-PÉREZ, Lluís ; BAYONA-BERISO, S.: InsightArthroVR®, Advanced Arthroscopic Training Simulator, 2008
- [15] NIGEL JOHN: The role of haptics in medical training simulators: a survey of the state of the art. In: *Haptics, IEEE Transactions on* [https://www.academia.edu/13579321/The\\_role\\_of\\_haptics\\_in\\_medical\\_training\\_simulators\\_a\\_survey\\_of\\_the\\_state\\_of\\_the\\_art](https://www.academia.edu/13579321/The_role_of_haptics_in_medical_training_simulators_a_survey_of_the_state_of_the_art)
- [16] CHOUVARDAS, Vasileios ; MILIOU, Amalia ; HATALIS, Miltiadis: Tactile displays: A short overview and recent developments. In: *Proceedings of the 5th International Conference on Technology and Automation* (2005), 01
- [17] SLEDD, A. ; O'MALLEY, M. K.: Performance Enhancement of a Haptic Arm Exoskeleton. In: *2006 14th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, 2006, S. 375–381
- [18] KOO, I. M. ; JUNG, K. ; KOO, J. C. ; NAM, J. ; LEE, Y. K. ; CHOI, H. R.: Development of Soft-Actuator-Based Wearable Tactile Display. In: *IEEE Transactions on Robotics* 24 (2008), Nr. 3, S. 549–558

- [19] WEN, K. ; NECSULESCU, D. ; SASIADEK, J.: HAPTIC FORCE CONTROL BASED ON IMPEDANCE/ADMITTANCE CONTROL. In: *IFAC Proceedings Volumes* 38 (2005), Nr. 1, S. 427–432. <http://dx.doi.org/10.3182/20050703-6-CZ-1902.01341>. – DOI 10.3182/20050703-6-CZ-1902.01341. – ISSN 14746670
- [20] BOOTH, Stuart ; ANGELIS, Franco ; SCHMIDT-TJARKSEN, Thore: The influence of changing haptic refresh-rate on subjective user experiences-lessons for effective touch-based applications. (2003), 01
- [21] SEYMOUR, Neal E. ; GALLAGHER, Anthony G. ; ROMAN, Sanziana A. ; O'BRIEN, Michael K. ; BANSAL, Vipin K. ; ANDERSEN, Dana K. ; SATAVA, Richard M.: Virtual reality training improves operating room performance: results of a randomized, double-blinded study. In: *Annals of surgery* 236 (2002), Nr. 4, S. 458–63; discussion 463–4. <http://dx.doi.org/10.1097/00000658-200210000-00008>. – DOI 10.1097/00000658-200210000-00008. – ISSN 0003-4932
- [22] GALLAGHER, Anthony G. ; RITTER, E. M. ; CHAMPION, Howard ; HIGGINS, Gerald ; FRIED, Marvin P. ; MOSES, Gerald ; SMITH, C. D. ; SATAVA, Richard M.: Virtual reality simulation for the operating room: proficiency-based training as a paradigm shift in surgical skills training. In: *Annals of surgery* 241 (2005), Nr. 2, S. 364–372. <http://dx.doi.org/10.1097/01.sla.0000151982.85062.80>. – DOI 10.1097/01.sla.0000151982.85062.80. – ISSN 0003-4932
- [23] COLES, T. R. ; MEGLAN, D. ; JOHN, N. W.: The Role of Haptics in Medical Training Simulators: A Survey of the State of the Art. In: *IEEE transactions on haptics* 4 (2011), Nr. 1, S. 51–66. <http://dx.doi.org/10.1109/TOH.2010.19>. – DOI 10.1109/TOH.2010.19. – ISSN 1939-1412
- [24] BERKLEY, Jeffrey ; TURKIYYAH, George ; BERG, Daniel ; GANTER, Mark ; WEGHORST, Suzanne: Real-Time Finite Element Modeling for Surgery Simulation: An Application to Virtual Suturing. In: *IEEE transactions on visualization and computer graphics* 10 (2004), 05, S. 314–25. <http://dx.doi.org/10.1109/TVCG.2004.1272730>. – DOI 10.1109/TVCG.2004.1272730
- [25] AKINYEMIJU, Tomi ; ABERA, Semaw ; AHMED, Muktar ; ALAM, Noore ; ALEMAYOHU, Mulubirhan A. ; ALLEN, Christine ; AL-RADDADI, Rajaa ; ALVIS-GUZMAN, Nelson ; AMOAKO, Yaw ; ARTAMAN, Al u. a.: The burden of primary liver cancer and underlying etiologies from 1990 to 2015 at the global, regional, and national level: results from the global burden of disease study 2015. In: *JAMA oncology* 3 (2017), Nr. 12, S. 1683–1691

- [26] LIVER, European Association For The Study Of T. u. a.: EASL clinical practice guidelines: management of hepatocellular carcinoma. In: *Journal of hepatology* 69 (2018), Nr. 1, S. 182–236
- [27] *Krebsgesellschaft.de, Leberkrebs.* <https://www.krebsgesellschaft.de/onko-internetportal/basis-informationen-krebs/krebsarten/andere-krebsarten/leberkrebs/risiko-und-ursache.html>. – aufgerufen am 26.06.2020, 15:00
- [28] MALEK, Nisar P. ; SCHMIDT, Sebastian ; HUBER, Petra ; MANNS, Michael P. ; GRETEN, Tim F.: The diagnosis and treatment of hepatocellular carcinoma. In: *Deutsches Arzteblatt international* 111 (2014), Nr. 7, S. 101–106. <http://dx.doi.org/10.3238/arztebl.2014.0101>. – DOI 10.3238/arztebl.2014.0101
- [29] BRAUNWARTH, Eva ; STÄTTNER, Stefan ; FODOR, Margot ; CARDINI, Benno ; RESCH, Thomas ; OBERHUBER, Rupert ; PUTZER, Daniel ; BALE, Reto ; MAGLIONE, Manuel ; MARGREITER, Christian ; SCHNEEBERGER, Stefan ; ÖFNER, Dietmar ; PRIMAVESI, Florian: Surgical techniques and strategies for the treatment of primary liver tumours: hepatocellular and cholangiocellular carcinoma. In: *European surgery : ACA : Acta chirurgica Austriaca* 50 (2018), Nr. 3, S. 100–112. <http://dx.doi.org/10.1007/s10353-018-0537-x>. – DOI 10.1007/s10353-018-0537-x. – ISSN 1682–8631
- [30] MEWES, André: *Projector-based Augmented Reality and Touchless Interaction to Support MRI-Guided Interventions*, Diss., 11 2019. <http://dx.doi.org/10.25673/32052>. – DOI 10.25673/32052
- [31] CHU, Katrina F. ; DUPUY, Damian E.: Thermal ablation of tumours: biological mechanisms and advances in therapy. In: *Nature Reviews Cancer* 14 (2014), Nr. 3, S. 199–208
- [32] KESSLER, D.-E. ; PEREIRA, P.: Thermoablation. In: *Radiologie up2date* 15 (2015), Nr. 01, S. 59–75. <http://dx.doi.org/10.1055/s-0034-1391368>. – DOI 10.1055/s-0034-1391368. – ISSN 1616–0681
- [33] CLASEN, Stephan ; PEREIRA, Philippe L.: Magnetic resonance guidance for radiofrequency ablation of liver tumors. In: *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI* 27 (2008), Nr. 2, S. 421–433. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.21264>. – DOI 10.1002/jmri.21264. – ISSN 1053–1807
- [34] VOGL, Thomas J. ; MACK, Martin ; EICHLER, Katrin ; ELDIN, Nour-Eldin N. ; MBALISIKE, Emmanuel ; ZANGOS, Stephan: Interventionelle Thermoablation von malignen Lebertumoren und Lebermetastasen: Vergleich von Radiofrequenzablation

- (RFA), laserinduzierter Thermotherapie (LITT) und Mikrowellenablation (MWA). In: *Hessisches Ärzteblatt*
- [35] MOCHE, Michael ; TRAMPEL, Robert ; KAHN, Thomas ; BUSSE, Harald: Navigation concepts for MR image-guided interventions. In: *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI* 27 (2008), Nr. 2, S. 276–291. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.21262>. – DOI 10.1002/jmri.21262. – ISSN 1053–1807
- [36] RIEKE, Viola ; BUTTS PAULY, Kim: MR thermometry. In: *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI* 27 (2008), Nr. 2, S. 376–390. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.21265>. – DOI 10.1002/jmri.21265. – ISSN 1053–1807
- [37] BARKHAUSEN, Jörg ; KAHN, Thomas ; KROMBACH, Gabriele A. ; KUHLE, Christiane K. ; LOTZ, Joachim ; MAINTZ, David ; RICKE, Jens ; SCHÖNBERG, Stefan O. ; VOGL, Thomas J. ; WACKER, Frank K.: White Paper: Interventionelle MRT: Status Quo und Entwicklungspotenzial unter ökonomischen Perspektiven, Teil 2: Therapeutische und onkologische Anwendungen. In: *RoFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 189 (2017), Nr. 11, S. 1047–1054. <http://dx.doi.org/10.1055/s-0043-112336>. – DOI 10.1055/s-0043-112336
- [38] WEISS, Clifford R. ; NOUR, Sherif G. ; LEWIN, Jonathan S.: MR-guided biopsy: a review of current techniques and applications. In: *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI* 27 (2008), Nr. 2, S. 311–325. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.21270>. – DOI 10.1002/jmri.21270. – ISSN 1053–1807
- [39] FISCHBACH, Frank ; BUNKE, Jürgen ; THORMANN, Markus ; GAFFKE, Gunnar ; JUNGNICHEL, Kerstin ; SMINK, Jouke ; RICKE, Jens: MR-guided freehand biopsy of liver lesions with fast continuous imaging using a 1.0-T open MRI scanner: experience in 50 patients. In: *Cardiovascular and interventional radiology* 34 (2011), Nr. 1, S. 188–192. <http://dx.doi.org/10.1007/s00270-010-9836-8>. – DOI 10.1007/s00270-010-9836-8
- [40] WEISS, Jakob ; HOFFMANN, Rüdiger ; CLASEN, Stephan: MR-Guided Liver Interventions. In: *Topics in magnetic resonance imaging : TMRI* 27 (2018), Nr. 3, S. 163–170. <http://dx.doi.org/10.1097/RMR.000000000000146>. – DOI 10.1097/RMR.000000000000146
- [41] RICKE, Jens ; THORMANN, Markus ; LUDEWIG, Matthias ; JUNGNICHEL, Kerstin ; GROSSER, Oliver ; WYBRANSKI, Christian ; PETERS, Nils ; HASS, Peter ; BUNKE, Jürgen ; FISCHBACH, Frank: MR-guided liver tumor ablation employing open high-field 1.0T MRI for image-guided brachytherapy. In: *European radiology* 20 (2010), Nr. 8, S. 1985–1993. <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-010-1751-5>. – DOI 10.1007/s00330-010-1751-5. – ISSN 0938–7994

- [42] REMPP, Hansjörg ; WAIBEL, Lorenz ; HOFFMANN, Rüdiger ; CLAUSSEN, Claus D. ; PEREIRA, Philippe L. ; CLASEN, Stephan: MR-guided radiofrequency ablation using a wide-bore 1.5-T MR system: clinical results of 213 treated liver lesions. In: *European radiology* 22 (2012), Nr. 9, S. 1972–1982. <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-012-2438-x>. – DOI 10.1007/s00330-012-2438-x. – ISSN 0938-7994
- [43] STATTAUS, Joerg ; MADERWALD, Stefan ; FORSTING, Michael ; BARKHAUSEN, Joerg ; LADD, Mark E.: MR-guided core biopsy with MR fluoroscopy using a short, wide-bore 1.5-Tesla scanner: feasibility and initial results. In: *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI* 27 (2008), Nr. 5, S. 1181–1187. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.21075>. – DOI 10.1002/jmri.21075. – ISSN 1053-1807
- [44] SEQUEIROS, Roberto B. ; OJALA, Risto O. ; KLEMOLA, Rauli ; VAARA, Teuvo J. ; JYRKINEN, Lasse ; TERVONEN, Osmo A.: MRI-guided periradicular nerve root infiltration therapy in low-field (0.23-T) MRI system using optical instrument tracking. In: *European radiology* 12 (2002), Nr. 6, S. 1331–1337. <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-002-1397-z>. – DOI 10.1007/s00330-002-1397-z. – ISSN 0938-7994
- [45] ALPERS, Julian ; HENSEN, Bennet ; WACKER, Frank ; RIEDER, Christian ; HANSEN, Christian: MRI-Guided Liver Tumor Ablation -A Workflow Design Prototype. (2019), 08
- [46] *Radiofrequency Ablation (RFA) / Microwave Ablation (MWA) of Liver Tumors*. <https://www.radiologyinfo.org/en/info.cfm?pg=rfaliver#how-its-performed>. – aufgerufen am 14.07.2020, 18:18
- [47] HENSEN, Bennet ; WACKER, Frank K.: *Clinical Evaluation of MR-guided Microwave Ablation and Thermometry of Primary and Secondary Liver Malignancies*. 2016
- [48] HENSEN, Bennet ; KÄGEBEIN, Urte ; PANNICKE, Enrico ; SPECK, Oliver ; WACKER, Frank K.: Interventional MRI at research campus STIMULATE. In: *Biomed. Eng* 63 (2018), Nr. s1, S. S54–S59
- [49] CADY, Blake ; JENKINS, R ; STEELE, G ; LEWIS, W ; STONE, M ; MCDERMOTT, W ; JESSUP, John ; BOTHE, A ; LALOR, Peter ; LOVETT, E ; LAVIN, P ; LINEHAN, D: Surgical margin in hepatic resection for colorectal metastasis: a critical and improvable determinant of outcome. In: *Annals of surgery* 227 (1998), 05, S. 566–71
- [50] FRITZ, Jan ; THOMAS, Christoph ; CLASEN, Stephan ; CLAUSSEN, Claus D. ; LEWIN, Jonathan S. ; PEREIRA, Phillipe L.: Freehand real-time MRI-guided lumbar spinal injection procedures at 1.5 T: feasibility, accuracy, and safety. In: *AJR. American journal of roentgenology* 192 (2009), Nr. 4, S. W161–7. <http://dx.doi.org/10.2214/AJR.08.1569>. – DOI 10.2214/AJR.08.1569

- [51] MEDIZINISCHE HOCHSCHULE HANNOVER, Cooperation of ; MAGDEBURG, Stimulate: MRT-Intervention der Leber: Medizinische Hochschule Hannover. (2019)
- [52] ROTHGANG, Eva ; GILSON, Wesley D. ; WACKER, Frank ; HORNEGGER, Joachim ; LORENZ, Christine H. ; WEISS, Clifford R.: Rapid freehand MR-guided percutaneous needle interventions: an image-based approach to improve workflow and feasibility. In: *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI* 37 (2013), Nr. 5, S. 1202–1212. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.23894>. – DOI 10.1002/jmri.23894. – ISSN 1053–1807
- [53] OLIVEIRA-SANTOS, Thiago ; KLAESER, Bernd ; WEITZEL, Thilo ; KRAUSE, Thomas ; NOLTE, Lutz-Peter ; PETERHANS, Matthias ; WEBER, Stefan: A navigation system for percutaneous needle interventions based on PET/CT images: design, workflow and error analysis of soft tissue and bone punctures. In: *Computer aided surgery : official journal of the International Society for Computer Aided Surgery* 16 (2011), Nr. 5, S. 203–219. <http://dx.doi.org/10.3109/10929088.2011.597566>. – DOI 10.3109/10929088.2011.597566
- [54] KÄGEBEIN, Urte ; GODENSCHWEGER, Frank ; STUCHT, Daniel ; DANISHAD, K. ; ZAITSEV, Maxim ; SPECK, Oliver: Entwicklung einer Echtzeitnadelführung unter Nutzung des optischen Moiré Phase Trackingsystems am 3T wide-bore System, 2013
- [55] RUIDA CHENG ; EVAN S. MCCREEDY ; ALFRED LUK ; BRAD J. WOOD ; MATTHEW J. MCAULIFFE: RFA Simulation and Treatment Planning with a Haptic Device. (2006). <https://mipav.cit.nih.gov/pubwiki/images/7/7c/RfaSimulationHapticDevice2006.pdf>
- [56] FÄRBER, Matthias ; HUMMEL, Friedhelm ; GERLOFF, Christian ; HANDELS, Heinz: Virtual Reality Simulator for the Training of Lumbar Punctures. In: *Methods of information in medicine* 48 (2009), 06, S. 493–501. <http://dx.doi.org/10.3414/ME0566>. – DOI 10.3414/ME0566
- [57] RA, J. B. ; KWON, S. M. ; KIM, J. K. ; YI, J. ; KIM, K. H. ; PARK, H. W. ; KYUNG, K.-U. ; KWON, D.-S. ; KANG, H. S. ; KWON, S. T. ; JIANG, L. ; ZENG, J. ; GEARY, K. ; MUN, S. K.: Spine Needle Biopsy Simulator Using Visual and Force Feedback. In: *Computer Aided Surgery* 7 (2002), Nr. 6, 353–363. <http://dx.doi.org/10.3109/10929080209146524>. – DOI 10.3109/10929080209146524. – PMID: 12731098
- [58] VILLARD, Caroline ; SOLER, Luc ; GANGI, Afshin: Radiofrequency ablation of hepatic tumors: simulation, planning, and contribution of virtual reality and haptics. In: *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 8 (2005), Nr. 4, S. 215–227. <http://dx.doi.org/10.1080/10255840500289988>. – DOI 10.1080/10255840500289988. – ISSN 1025–5842



- [59] NI, Dong ; CHAN, Wing-Yin ; QIN, Jing ; QU, Yingge ; CHUI, Yim-Pan ; HO, Simon ; HENG, Pheng-Ann: An Ultrasound-Guided Organ Biopsy Simulation with 6DOF Haptic Feedback, 2008, S. 551–9
- [60] SHAMS, Ramtin ; HARTLEY, Richard ; NAVAB, Nassir: Real-Time Simulation of Medical Ultrasound from CT Images. In: METAXAS, Dimitris (Hrsg.) ; AXEL, Leon (Hrsg.) ; FICHTINGER, Gabor (Hrsg.) ; SZÉKELY, Gábor (Hrsg.): *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2008*. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, 2008. – ISBN 978–3–540–85990–1, S. 734–741
- [61] FOREST, Clément ; COMAS, Olivier ; VAYSIÈRE, Christophe ; SOLER, Luc ; MARESCAUX, Jacques: Ultrasound and needle insertion simulators built on real patient-based data. In: *Studies in health technology and informatics* 125 (2007), 02, S. 136–9
- [62] VIDAL, Franck P. ; VILLARD, Pierre-Frédéric ; HOLBREY, Richard ; JOHN, Nigel W. ; BELLO, Fernando ; BULPITT, Andrew ; GOULD, Derek A.: Developing an immersive ultrasound guided needle puncture simulator. In: *Studies in health technology and informatics* 142 (2009), S. 398–400
- [63] VIDAL, Franck ; CHALMERS, Nicholas ; GOULD, Derek A. ; HEALEY, A. E. ; JOHN, N. W.: Developing a needle guidance virtual environment with patient specific data and force feedback, 2005
- [64] MASTMEYER, Andre ; WILMS, Matthias ; FORTMEIER, Dirk ; SCHRÖDER, Julian ; HANDELS, Heinz: Real-Time Ultrasound Simulation for Training of US-Guided Needle Insertion in Breathing Virtual Patients. In: *Studies in health technology and informatics* 220 (2016), 01, S. 219–26. <http://dx.doi.org/10.3233/978-1-61499-625-5-219>. – DOI 10.3233/978-1-61499-625-5-219
- [65] VILLARD, P.-F. ; VIDAL, F. P. ; AP CENYDD, L. ; HOLBREY, R. ; PISHARODY, S. ; JOHNSON, S. ; BULPITT, A. ; JOHN, N. W. ; BELLO, F. ; GOULD, D.: Interventional radiology virtual simulator for liver biopsy. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* (2013), S. 1–13. <http://dx.doi.org/10.1007/s11548-013-0929-0>. – DOI 10.1007/s11548-013-0929-0. – ISSN 1861–6410
- [66] CHENTANEZ, Nuttapong ; ALTEROVITZ, Ron ; RITCHIE, Daniel ; CHO, Lita ; HAUSER, Kris K. ; GOLDBERG, Ken ; SHEWCHUK, Jonathan R. ; O’BRIEN, James F.: Interactive simulation of surgical needle insertion and steering. In: *ACM Transactions on Graphics* 28 (2009), Nr. 3, S. 1–10. <http://dx.doi.org/10.1145/1531326.1531394>. – DOI 10.1145/1531326.1531394. – ISSN 0730–0301

- [67] DANG, T. ; ANNASWAMY, T. M. ; SRINIVASAN, M. A.: Development and evaluation of an epidural injection simulator with force feedback for medical training. In: *Studies in health technology and informatics* 81 (2001), S. 97–102
- [68] GANNI, Sandeep ; LI, Meng ; BOTDEN, Sanne M. B. I. ; NAYAK, Samir R. ; GANNI, Bhaskar R. ; RUTKOWSKI, Anne-Francoise ; GOOSSENS, Richard H. M. ; JAKIMOWICZ, Jack: Virtual Operating Room Simulation Setup (VORSS) for Procedural Training in Minimally Invasive Surgery – a Pilot Study. In: *Indian Journal of Surgery* (2020). <http://dx.doi.org/10.1007/s12262-020-02131-z>. – DOI 10.1007/s12262-020-02131-z. – ISSN 0972-2068
- [69] CHHEANG, Vuthea ; SAALFELD, Patrick ; HUBER, Tobias ; HUETTL, Florentine ; KNEIST, Werner ; PREIM, Bernhard ; HANSEN, Christian: Collaborative Virtual Reality for Laparoscopic Liver Surgery Training. (2019), 10
- [70] 3D SYSTEMS: *Touch / 3D Systems*. <https://de.3dsystems.com/haptics-devices/touch>. Version: 2016
- [71] JARILLO-SILVA, A. ; DOMÍNGUEZ-RAMÍREZ, Omar ; PARRA-VEGA, V. ; ORDAZ, P.: PHANToM OMNI Haptic Device: Kinematic and Manipulability. (2009), 09, S. 193–198. <http://dx.doi.org/10.1109/CERMA.2009.55>. – DOI 10.1109/CERMA.2009.55. ISBN 978-0-7695-3799-3
- [72] GEOMAGIC: Omni Device Guide. (2013). [https://s3.amazonaws.com/dl.3dsystems.com/binaries/Sensable/UserGuide/Omni\\_Device\\_Guide.pdf](https://s3.amazonaws.com/dl.3dsystems.com/binaries/Sensable/UserGuide/Omni_Device_Guide.pdf)
- [73] TENGG-KOBLIGK, H. von ; WEBER, T. F. ; RENGIER, F. ; BÖCKLER, D. ; SCHUMACHER, H. ; KAUCZOR, H-U: Aktuelle Bildnachverarbeitung der aortalen CTA und MRA. In: *Der Radiologe* 47 (2007), Nr. 11, S. 1003–1011. <http://dx.doi.org/10.1007/s00117-007-1583-8>. – DOI 10.1007/s00117-007-1583-8. – ISSN 0033-832X
- [74] NAM, Taek K. ; PARK, Yong S. ; BYUN, Jun S. ; PARK, Seung W. ; KWON, Jeong T.: Use of Three-Dimensional Curved-Multiplanar Reconstruction Images for Sylvian Dissection in Microsurgery of Middle Cerebral Artery Aneurysms. In: *Yonsei Medical Journal* 58 (2017), Nr. 1, S. 241–247. <http://dx.doi.org/10.3349/ymj.2017.58.1.241>. – DOI 10.3349/ymj.2017.58.1.241. – ISSN 0513-5796
- [75] TECHNOLOGIES, Unity: *Unity - Unity*. <https://unity.com/de>. Version: 12.08.2020
- [76] NIEHORSTER, Diederick C. ; LI, Li ; LAPPE, Markus: The Accuracy and Precision of Position and Orientation Tracking in the HTC Vive Virtual Reality System for Scientific Research. In: *i-Perception* 8 (2017), Nr. 3, S. 2041669517708205. <http://dx.doi.org/10.1177/2041669517708205>

//dx.doi.org/10.1177/2041669517708205. – DOI 10.1177/2041669517708205. –  
ISSN 2041–6695

- [77] *SteamVR*. <https://store.steampowered.com/steamvr>. Version: 12.08.2020
- [78] *VRTK - Virtual Reality Toolkit*. <https://vrtoolkit.readme.io/>. Version: 2020. –  
[Online; Stand 4. August 2020]
- [79] *VIVE™ / Discover Virtual Reality Beyond Imagination*. <https://images.app.goo.gl/sDgYwbZNLTMbijP4A>. Version: 19.08.2020. – aufgerufen am 18.08.20 um 22:00 Uhr
- [80] WEIHUSEN, Andreas ; RITTER, Felix ; PEREIRA, Philippe ; HELMBERGER, Thomas ;  
HOFFMANN, Ralf-Thorsten ; PEITGEN, Heinz-Otto: Towards a Workflow Oriented  
Software Assistance for the Radiofrequency Ablation ., 2006, S. 507–513
- [81] *3D Systems Openhaptics® Unity Plugin | Integration | Unity Asset  
Store*. [https://assetstore.unity.com/packages/tools/integration/  
3d-systems-openhaptics-unity-plugin-134024](https://assetstore.unity.com/packages/tools/integration/3d-systems-openhaptics-unity-plugin-134024). Version: 19.08.2020
- [82] CHRISTEN, Martin: Ray tracing on GPU. In: *Diploma Thesis (Computer Science)*  
(2005), 02
- [83] WIKIPEDIA: *Raytracing* — *Wikipedia, Die freie Enzyklopädie*. <https://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Raytracing&oldid=201066654>.  
Version: 2020. – [Online; Stand 21. Juli 2020]
- [84] STIMULATE, Forschungscampus: *Evaluationsvideo - Prototyp eines VR - Operations-  
raumes für das MRT gestützte finden der Einstichstellen für Biopsie - oder Ablations-  
nadel bei Leberinterventionen*. [https://www.youtube.com/watch?v=rxQD58A74Zo&  
t=2s](https://www.youtube.com/watch?v=rxQD58A74Zo&t=2s). – Hochgeladen am 30.06.2020
- [85] *Likert-Skala*. <https://blog.hubspot.de/service/likert-skala>. – Aufgerufen am  
11.07.2020
- [86] HUBER, Dominik J. ; MUELLER, Edgar ; HEUBES, Peter: Oblique magnetic resonance  
imaging of normal structures. (1985)



# A Anhang

## A.1 Ablaufplan der Anwendung

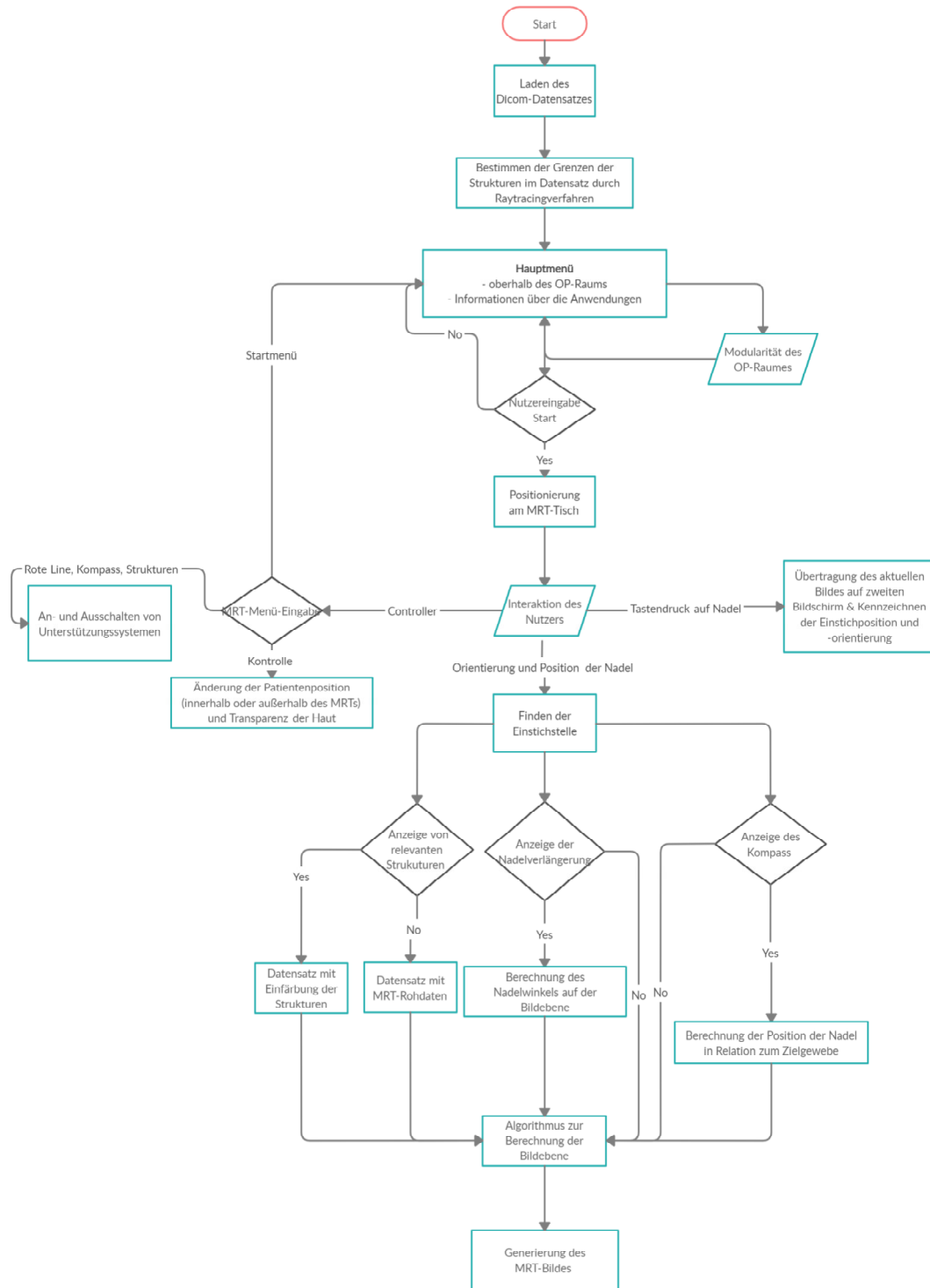


Abbildung A.1: Ablaufplan der Anwendung

## A.2 Fragebogen

### Fernevaluation eines neuen Ansatzes zum Finden der Einstichstelle und Positionierung bei einer Leberintervention in einem Virtual-Reality-MRT-Szenario

#### Seite 1

##### Vielen Dank für die Teilnahme an dieser Fernevaluierung.

Im Rahmen einer Bachelorarbeit in der Arbeitsgruppe Computerassistierte Chirurgie der Otto-von-Guericke Universität wurde ein Virtual Reality (VR) Operationsraum erstellt und dort ein neues Konzept für das Finden der Nadeleinstichstelle bei Leberablationen implementiert. Das Projekt steht in Kooperation mit Dr. Bennet Hensen und Prof. Dr. med. Frank Wacker der Medizinischen Hochschule Hannover.

Aufgrund der derzeitigen eingeschränkten Situation muss eine Fernevaluierung in Form eines Videos stattfinden. Ziel dieses Fragebogens ist es Erkenntnisse und Verbesserungsvorschläge für die Weiterentwicklung des VR OP-Raumes und eine Einschätzung des neuen Konzepts zu erlangen.

Mit der Teilnahme an dieser Studie erklären sie sich mit den AGBs und der Datenschutzerklärung der Plattform [umfrageonline.de](https://www.umfrageonline.de) einverstanden. Die Umfragedaten werden nicht an Dritte weitergegeben und können nur von den Erstellern der Umfrage oder den internen Systemadministratoren der enuvo GmbH – die Betreiberin von Umfrage Online – eingesehen werden. Nach Beendigung der Umfrage werden die Daten endgültig vom System gelöscht.

AGBs: <https://www.umfrageonline.com/agb>

Datenschutzerklärung: <https://www.umfrageonline.com/datenschutz>

Von Universitätsseite aus werden die anonymisierten Daten langfristig gespeichert. Es wird aber gewährleistet, dass sie auch nicht an Dritte weitergegeben werden und nur im Rahmen der Bachelorarbeit ausgewertet werden. Bei einer Veröffentlichung wird aus den Daten nicht hervorgehen, wer an dieser Untersuchung teilgenommen hat.

Zur Einschätzung der Ergebnisse werden allgemeine Daten zu ihrer Person erhoben, um die Ergebnisse besser einschätzen zu können.

Mit dem Klick auf WEITER geben Sie ihr Einverständnis und werden mit der Evaluierung beginnen.

Bei Rückfragen wenden Sie sich bitte an: [julian.alpers@ovgu.de](mailto:julian.alpers@ovgu.de)

## Seite 2

Evaluieren Sie anhand des Videos einen neuen Ansatz für die MRT-gestützte Positionierung einer Nadel bei Leberinterventionen samt zusätzlichen Funktionen. Darüber hinaus beurteilen Sie bitte den Virtual-Reality-Aufbau und alle integrierten Funktionen. Der gesamte Aufbau ist im Rahmen einer Bachelorarbeit entstanden.

### Kurze Erläuterung des neuen Ansatzes:

Bei der gängigen Methode zum Finden der Einstichstelle muss ein Finger (oder eine wassergefüllte Spritze) iterativ auf dem Körper vorgeschoben werden, bis er im Schichtbild des MRT zu sehen ist. Dabei müssen die anzuzeigenden Schichten während der Planung bestimmt und/oder während der Intervention manuell angepasst werden. Die Orientierung wird an der richtigen Position mithilfe von Landmarken in den umliegenden Schichten so abgeschätzt, dass die Nadel zum Zielgewebe zeigt.

Der neue, mehr interaktive Ansatz bedient sich der Orientierung und Position der Nadel, die mit (optischen) Markern getrackt wird. Anhand dieser Daten wird die Bildebene des MRTs laufzeitecht während der Intervention automatisch angepasst. So liegt die Nadel immer in der Ebene des angezeigten Schichtbilds. Da sich auf diese Weise der Nadelpfad, die umliegenden Strukturen und die Zielstruktur gleichzeitig visualisieren lassen, soll der Ansatz helfen, die korrekte Orientierung der Nadel einfacher und schneller zu bestimmen.

## Seite 3

Angabe von persönlichen Daten zur Beurteilung der Ergebnisse. Diese Daten werden anonymisiert behandelt. Sie lassen keine Rückschlüsse auf eine konkrete Person zu.

**Alter? \***

Jahre

**Geschlecht \***

- weiblich
- männlich
- divers
- 

**Sind Sie Medizinstudent? \***

- ja
- nein

**Falls Sie kein Medizinstudent sind: Welche ärztliche Fachrichtung haben Sie?**

**Wie viel Jahre Berufserfahrung haben Sie? \***

 Jahre

**Haben Sie Erfahrung mit: \***

	Ja	Nein
Medizinischer Software	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Betrachtung von Schichtbildern	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Nadelinterventionen	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Virtual Reality	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

**Seite 4**

Beurteilen Sie anhand der folgenden Fragen den Aufbau und die Umsetzung des virtuellen Operationsraumes.



**Virtual-Reality-Szene \***

	sehr positives Feedback/ ja	positives Feedback/ eher ja	neutrales Feedback	negatives Feedback/ eher nein	sehr negatives Feedback / nein
Wie würden Sie die allgemein die gesehene Szene beurteilen?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Wie realistisch (Inventar, Aufbau etc.) beurteilen die den Raum?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Wie hilfreich ist die Modularität der Position des Arztes/der Ärztin?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Wie hilfreich ist die Modularität des Anästhesiegeräts?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Wie beurteilen sie die Realitätsnähe des Szenarios/Setups?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Sehen Sie generell eine Zukunft in Virtual Reality als medizinische Anwendung?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

**In welchem Anwendungsbereich sehen Sie eher eine Zukunft mit diesem Setup (haptisches Feedbackgerät, VR, MRT-Nachbau etc.)**

**Trainingssimulation: Risikofreies Erlernen und Trainieren der Intervention abseits des Klinikalltags**

**MockUp-Raum: Raum für Konzeptentwicklungen und Visualisierung von Ideen \***

Trainingssimulation  MockUp-Raum

**Welche konkreten Szenarien würden Sie sich bei einer (Trainings-) Simulation wünschen?**

**Weitere Ideen/ Anmerkungen:**

**Seite 5**

Beurteilen Sie das Konzept, die MRT-Bildebene anhand der Orientierung und Position der Nadel auszurichten. Sehen Sie dabei die Umsetzung im VR OP-Raum als visuellen Prototypen an, um sich die Idee besser vorstellen zu können.

**Nadelnavigation \***

	sehr positives Feedback/ ja	positives Feedback/ eher ja	neutrales Feedback/ eher nein	negatives Feedback/ eher nein	sehr negatives Feedback/ / nein
Ist der vorgestellte Ansatz verständlich?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Wie hilfreich ist die Ausrichtung der Bildebene entlang der Nadelorientierung?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Ist die erzeugte Bildebene nachvollziehbar?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Schätzen Sie die automatische/ Algorithmus basierte Ausrichtung der Bildebene <b>schneller</b> ein im Gegensatz zur manuellen Variante?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Schätzen Sie die automatische/ Algorithmus basierte Ausrichtung der Bildebene <b>flexibler</b> ein im Gegensatz zur manuellen Variante?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Schätzen Sie die automatische/ Algorithmus basierte Ausrichtung der Bildebene <b>intuitiver</b> ein im Gegensatz zur manuellen Variante?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Der Ansatz könnte besonders hilfreich sein beim Finden der <b>Einstichstelle/Nadelposition</b> ?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Der Ansatz könnte besonders hilfreich sein beim Finden der <b>Nadelorientierung/ des Nadelwinkels</b> ?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Sehen sie Potential diese Technik im Operationsaal einzusetzen?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

**Weitere Ideen/ Anmerkungen:**

**Seite 6**

Beurteilen Sie die Ideen der zusätzlichen Funktionen zur Unterstützung der Einstichstelle. Sehen Sie die Umsetzung in dem VR OP-Raum als Prototypen an, um sich die Konzepte besser vorstellen zu können.

**Zusätzliche Funktionen \***

	sehr positives Feedback/ ja	positives Feedback/ eher ja	neutrales Feedback	negatives Feedback/ eher nein	sehr negatives Feedback/ nein
Wie hilfreich ist die Screenshot-Funktion?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Wie hilfreich ist das farbliche Kennzeichnen von relevanten Strukturen?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Wie hilfreich ist die rote Linie als Andeutung des Pfades?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Wie hilfreich ist der Kompass zum Zielgewebe?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Wie hilfreich ist die Überprüfung der Injektion anhand des transparenten Modells?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

**Welche technische Unterstützung würden Sie zusätzlich oder ersatzweise als hilfreich einschätzen?**

**Weitere Ideen/ Anmerkungen:**

**» Umleitung auf Schlussseite von Umfrage Online**

### A.3 ausgefüllter Fragebogen

Fernevaluation eines neuen Ansatzes zum Finden der Einstichstelle und Positionierung bei einer Leberintervention in einem Virtual-Reality-MRT-Szenario

1. Alter? \*

Anzahl Teilnehmer: 9

- 34
- 28
- 22
- 21
- 51
- 40
- 24
- 50
- 25

2. Geschlecht \*

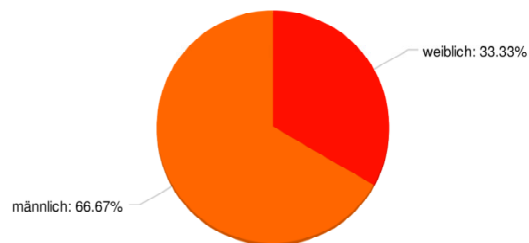
Anzahl Teilnehmer: 9

3 (33.3%): weiblich

6 (66.7%): männlich

- (0.0%): divers

- (0.0%): Andere

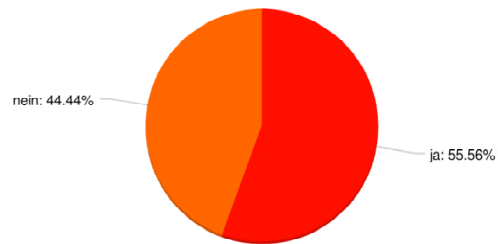


3. Sind Sie Medizinstudent? \*

Anzahl Teilnehmer: 9

5 (55.6%): ja

4 (44.4%): nein



4. Falls Sie kein Medizinstudent sind: Welche ärztliche Fachrichtung haben Sie?

Anzahl Teilnehmer: 3

- Radiologie
- Radiologie
- Radiologe

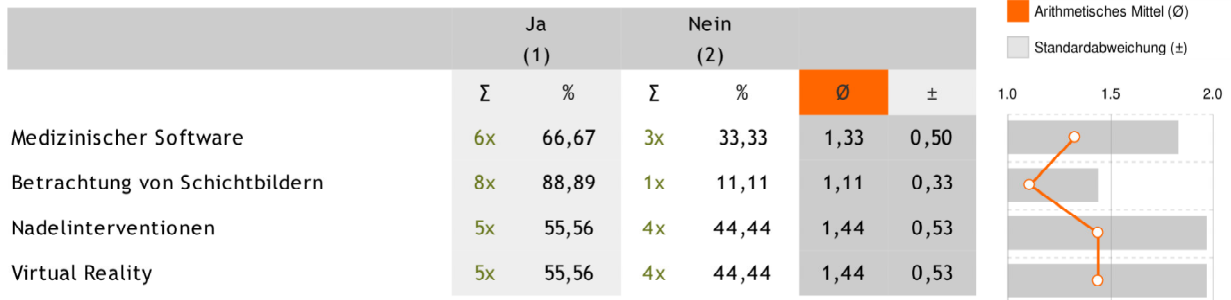
5. Wie viel Jahre Berufserfahrung haben Sie? \*

Anzahl Teilnehmer: 9

- 6
- 4
- 0
- 0
- 21
- 16
- 0
- 20
- 0

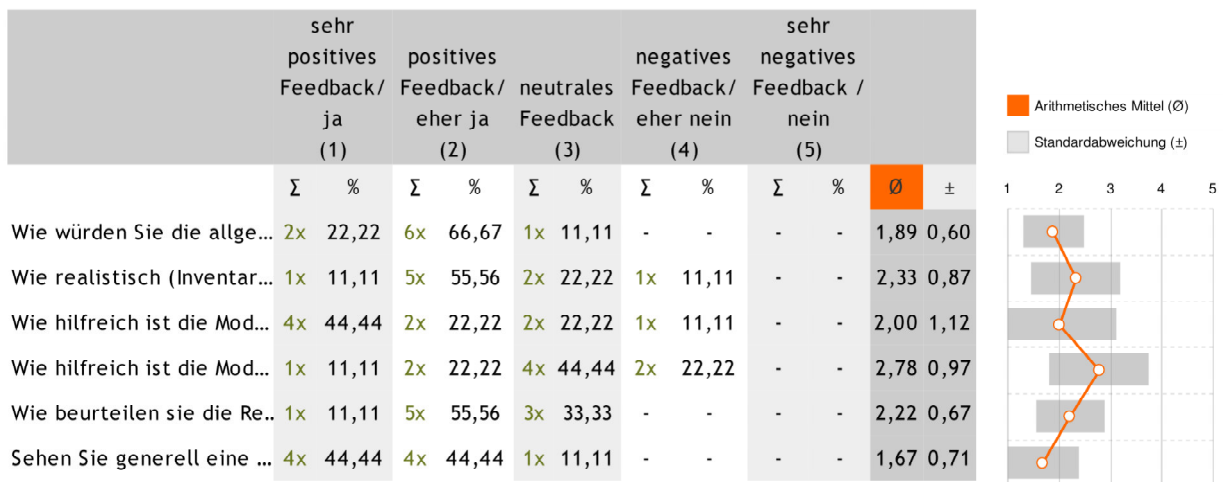
6. Haben Sie Erfahrung mit: \*

Anzahl Teilnehmer: 9



7. Virtual-Reality-Szene \*

Anzahl Teilnehmer: 9



8. In welchem Anwendungsbereich sehen Sie eher eine Zukunft mit diesem Setup (haptisches Feedbackgerät, VR, MRT-Nachbau etc.)

Trainingssimulation: Risikofreies Erlernen und Trainieren der Intervention abseits des Klinikalltags

MockUp-Raum: Raum für Konzeptentwicklungen und Visualisierung von Ideen \*

Anzahl Teilnehmer: 9

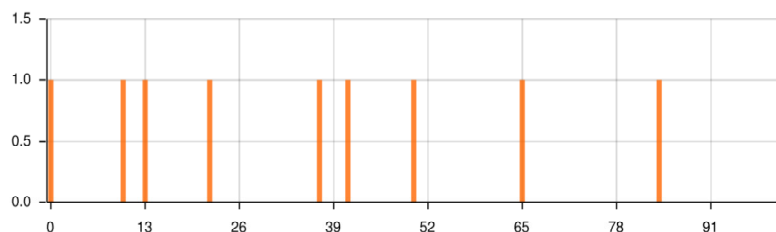
0 = Trainingssimulation

100 = MockUp-Raum

Arithmetisches Mittel: 35,78

Mittlere absolute Abweichung: 21,80

Standardabweichung: 27,53



9. Welche konkreten Szenarien würden Sie sich bei einer (Trainings-) Simulation wünschen?

Anzahl Teilnehmer: 2

- Patienten lagern
- Einstichstelle finden
- Steril machen
- Echtzeitintervention und Steuern des MRTs
- Anzeige von Thermometriedaten und Interpretation

Weitere Interventionen neben perkutaner Leberablation (Niere, Lunge, Prostata, Gehirn)

- Feine Operationen tief im Patienten, wo man von außen nichts erkennen kann durchspielen.
- Notfallsituationen am Unfallort, um erste Reaktionen zu üben.

10. Weitere Ideen/ Anmerkungen:

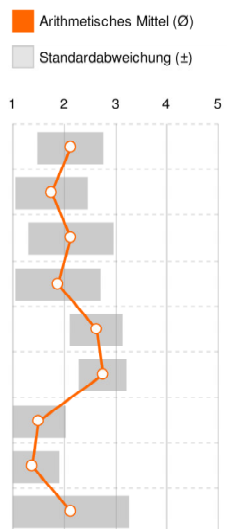
Anzahl Teilnehmer: 1

- VR kann man gut anwenden, um 3D Bilder eines Patienten und dessen Leiden anzusehen. Das hilft vllt. bei der Abwägung, wie vorgegangen werden muss.
- Wichtig finde ich immer, dass man nicht nur das Bild im VR hat, sondern auch in der Realität sieht und seine Bewegungen überprüfen kann. Ich würde bei einer echten OP keinem VR System vertrauen mir perfekt die Umgebung zu zeigen.
- Die Brillen sind auch meist schwer, was auf Dauer schwierig wird.

11. Nadelnavigation \*

Anzahl Teilnehmer: 8

	sehr positives Feedback/ ja (1)		positives Feedback/ eher ja (2)		neutrales Feedback (3)		negatives Feedback/ eher nein (4)		sehr negatives Feedback / nein (5)		Ø	±	1	2	3	4	5
	Σ	%	Σ	%	Σ	%	Σ	%	Σ	%							
Ist der vorgestellte Ansatz...	1x	12,50	5x	62,50	2x	25,00	-	-	-	-	2,13	0,64					
Wie hilfreich ist die Ausr...	3x	37,50	4x	50,00	1x	12,50	-	-	-	-	1,75	0,71					
Ist die erzeugte Bildeben...	1x	12,50	6x	75,00	-	-	1x	12,50	-	-	2,13	0,83					
Schätzen Sie die automa...	3x	37,50	3x	37,50	2x	25,00	-	-	-	-	1,88	0,83					
Schätzen Sie die automa...	-	-	3x	37,50	5x	62,50	-	-	-	-	2,63	0,52					
Schätzen Sie die automa...	-	-	2x	25,00	6x	75,00	-	-	-	-	2,75	0,46					
Der Ansatz könnte beson...	4x	50,00	4x	50,00	-	-	-	-	-	-	1,50	0,53					
Der Ansatz könnte beson...	5x	62,50	3x	37,50	-	-	-	-	-	-	1,38	0,52					
Sehen sie Potential dies...	3x	37,50	2x	25,00	2x	25,00	1x	12,50	-	-	2,13	1,13					





12. Weitere Ideen/ Anmerkungen:

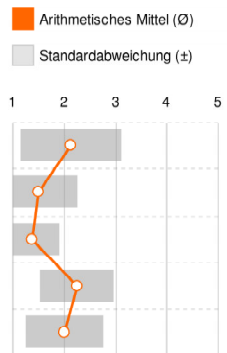
Anzahl Teilnehmer: 1

- Das Ganze scheint während einer MRT Messung zu passieren, was aber eine ziemlich laute Umgebung ist und unbequem darin zu arbeiten. Für einen kurzen Moment und zur Markierung der Stelle ok, aber ich kann mir nicht vorstellen, wie das bei einer OP funktionieren soll.

13. Zusätzliche Funktionen \*

Anzahl Teilnehmer: 8

	sehr positives Feedback/ ja (1)		positives Feedback/ eher ja (2)		neutrales Feedback (3)		negatives Feedback/ eher nein (4)		sehr negatives Feedback / nein (5)		Ø	±	1	2	3	4	5	
	Σ	%	Σ	%	Σ	%	Σ	%	Σ	%								
Wie hilfreich ist die Scre...	2x	25,00	4x	50,00	1x	12,50	1x	12,50	-	-	2,13	0,99						
Wie hilfreich ist das farb...	5x	62,50	2x	25,00	1x	12,50	-	-	-	-	1,50	0,76						
Wie hilfreich ist die rote...	5x	62,50	3x	37,50	-	-	-	-	-	-	1,38	0,52						
Wie hilfreich ist der Kom...	1x	12,50	4x	50,00	3x	37,50	-	-	-	-	2,25	0,71						
Wie hilfreich ist die Über...	2x	25,00	4x	50,00	2x	25,00	-	-	-	-	2,00	0,76						



14. Welche technische Unterstützung würden Sie zusätzlich oder ersatzweise als hilfreich einschätzen?

Anzahl Teilnehmer: 1

- Alles, was mit der Lokalisation der Nadel und dessen Anschauung hilft, finde ich gut.  
Der Kompass könnte kleiner sein. Wenn man ihn einmal gesehen hat, weiß man, wo was ist.

15. Weitere Ideen/ Anmerkungen:

Anzahl Teilnehmer: 1

- Ich möchte anmerken, dass auch die Position des Arztes immer vom Patienten ausgehend angegeben wird, sowie Richtungen auf dem MRT Bild. Ich glaube gesehen zu haben, dass die Position des Arztes falsch herum war, nämlich Arzt nach links vom Patienten rechts war... Kann aber auch sein, dass ich mich verguckt habe.