

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

Bachelorarbeit



Augmented-Reality-Unterstützung bei CT-gesteuerter
periradikulärer Therapie mit Hilfe der Microsoft HoloLens

eingereicht: 13. Mai 2019

von: Luisa Schwenderling
geboren am 11. Juni 1997
in Osnabrück

Kurzreferat

Die periradikuläre Therapie stellt eine Behandlungsmöglichkeit bei chronischen und akuten Rückenschmerzen dar, die auf eine Reizung der Spinalnervswurzeln zurückzuführen sind. Dabei wird eine Nadel an den Nervenwurzeln positioniert und es werden lokal Medikamente appliziert. Die korrekte Platzierung der Nadel ist dabei entscheidend für den Erfolg der Therapie. Eine Nadelnavigation kann dies unterstützen.

In dieser Arbeit wird eine prototypische Anwendung umgesetzt und evaluiert, die eine Augmented-Reality-Nadelnavigation für die Microsoft HoloLens zur Verfügung stellt. Dabei werden drei verschiedene Visualisierungskonzepte betrachtet: das Ebenen-, das Linien- und das ConeRing-Konzept.

Für die Evaluation der Anwendung wurden sechs verschiedener Faktoren betrachtet. Für den In-Plane-Fehler (IPE) und den Gesamtwinkelfehler haben sich deutlich größere Abweichungen gezeigt, als beim Out-of-Plane Fehler (OPE). Am schlechtesten abgeschnitten hat das Ebenenkonzept (Gesamtwinkelfehler: $6.752 \pm 0.80^\circ$, IPE: $6.01 \pm 0.79^\circ$, OPE: $1.58 \pm 0.21^\circ$), dann das Linienkonzept (Gesamtwinkelfehler: $4.45 \pm 0.75^\circ$, IPE: $4.45 \pm 0.75^\circ$, OPE: $1.52 \pm 0.23^\circ$) und am besten das ConeRing-Konzept (Gesamtwinkelfehler: $4.12 \pm 0.38^\circ$, IPE: $3.51 \pm 0.39^\circ$, OPE: $1.53 \pm 0.22^\circ$). Im Rahmen einer zweiten Evaluation konnte nachgewiesen werden, dass die Registrierung eine größere Genauigkeit ermöglicht. Hinsichtlich der Dauer und der subjektiven Sicherheit und Schwierigkeit zeigten sich signifikante Unterschiede. Das Ebenen-Konzept wurde deutlich schlechter bewertet, als die Konzepte Linie und ConeRing.

Abstract

Periradicular therapy is a treatment option for chronic and acute back pain caused by irritation of the spinal nerve roots. A needle is positioned at the nerve roots and medication is applied locally. The correct placement of the needle is decisive for the success of the therapy. Needle navigation can support this.

In this thesis, a prototype application is implemented and evaluated that provides augmented reality needle navigation for the Microsoft HoloLens. Three different visualization concepts are considered: the planes, the line and the cone ring concept.

Six different factors were considered for the evaluation of the application. For the in-plane error (IPE) and the total angle error, significantly larger deviations were found than for the out-of-plane error (OPE). The worst values occurred during use of concept planes (total angle error): $6.752 \pm 0.80^\circ$, IPE: $6.01 \pm 0.79^\circ$, OPE: $1.58 \pm 0.21^\circ$), then the line concept (total angle error: $4.45 \pm 0.75^\circ$, IPE: $4.45 \pm 0.75^\circ$, OPE: $1.52 \pm 0.23^\circ$) and best of all the ConeRing concept (total angle error): $4.12 \pm 0.38^\circ$, IPE: $3.51 \pm 0.39^\circ$, OPE: $1.53 \pm 0.22^\circ$). In a second evaluation, it was demonstrated that registration allows a greater accuracy. There were significant differences in duration, subjective safety and difficulty. The level concept was rated significantly worse than the line and cone ring concepts.

Aufgabenstellung:

Eidesstattliche Erklärung

Schwenderling, Luisa

Matrikelnummer: 212850

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 13. Mai 2019

Luisa Schwenderling

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	9
1.1	Motivation	9
1.2	Zielsetzung	10
1.3	Aufbau der Arbeit	10
2	Grundlagen	13
2.1	Medizinischer Hintergrund	13
2.1.1	Anatomie der Wirbelsäule	13
2.1.2	Radikulopathie	16
2.1.3	Periradikuläre Therapie	18
2.2	Augmented Reality	22
2.2.1	HoloLens	24
2.3	Verwandte Arbeiten	28
3	Konzeption	33
3.1	Registrierung	33
3.1.1	Manuelle Registrierung	33
3.1.2	Bildbasiertes optisches Tracking mit der HoloLens	35
3.1.3	Raum- und Objekterkennung	36
3.1.4	Externes Tracking	38
3.2	Interaktion	38
3.2.1	Interaktionskonzepte ohne externe Hardware	38
3.2.2	Interaktionskonzepte mit externer Hardware	40
3.3	Visualisierungskonzepte	42
3.3.1	Liniendarstellung	42
3.3.2	Ebenendarstellung	42
3.3.3	Erweiterte Techniken	43
4	Umsetzung	47
4.1	Anwendung auf der HoloLens	47
4.1.1	Kommunikation mit der Desktopanwendung	48
4.1.2	Registrierung - Rotationsbestimmung	48
4.1.3	Registrierung - Positionierung der Visualisierung	50

4.1.4	Orthogonalisierung der Ebenen und Initialisierung der Winkel- Ebene	51
4.1.5	Registrierung - einschrittige Rotationsbestimmung	51
4.1.6	Winkeldarstellung	53
4.1.7	Interaktion mit der Anwendung	55
4.2	Desktopanwendung	56
5	Evaluation	57
5.1	Studiendesign	57
5.1.1	Studienaufbau	58
5.1.2	Studienablauf	58
5.1.3	Auswertung der Studienblöcke	60
5.1.4	Modifikation der Anwendung	60
5.2	Darstellung der Ergebnisse	63
5.2.1	Winkelfehler	63
5.2.2	Dauer des Einstichs	64
5.2.3	Schwierigkeit und Sicherheit	65
5.2.4	Abschlussbefragung	65
5.3	Zweite Evaluation des IPE	67
5.3.1	Ablaufbeschreibung	67
5.3.2	Ergebnisdarstellung	67
5.4	Diskussion	68
5.4.1	Betrachtung der Winkelfehler	68
5.4.2	Betrachtung der Dauer des Einstichs	70
5.4.3	Subjektive Bewertung durch die Probanden	71
5.4.4	Eignung der Hardware	72
6	Abschluss	73
6.1	Zusammenfassung	73
6.2	Fazit	74
6.3	Ausblick	74
	Literaturverzeichnis	77
A	Anhang	85
A.1	PRT-Workflow	85
A.2	Programmablaufplan	87
A.3	Interfaceansichten in verschiedenen Programmabschnitten	88

Abkürzungsverzeichnis

HMD Headmounted display

AR Augmented Reality

DICOM Digital Imaging and Communications in Medicine

SDK Software Development Kit

UWP Universal Windows Platform

MRT Magnetresonanztomographie

CT Computertomographie

HWS Halswirbelsäule

BWS Brustwirbelsäule

LWS Lendenwirbelsäule

PRT periradikuläre Therapie

IPE In-plane error

OPE Out-of-plane error

SLAM Simultaneous-Localization-and-Mapping-Algorithm

IMU Inertiale Messeinheit

MTRA Medizinisch-technischen Radiologieassistenten

Abbildungsverzeichnis

2.1	Schematische Darstellung eines Wirbels mit Komponentenbeschriftung [8, S. 296]	14
2.2	Lehrbuchdarstellung des Rückenmarks mit den Nervenwurzeln im Spinalkanal [8, S. 205]	15
2.3	CT-Aufnahme einer periradikulären Therapie nach Kontrastmittelgabe [16, S. 8]	19
2.4	Interventionsraum mit CT-Scanner und zur Seite geschwenktem Bildschirm.	20
2.5	Beispiele zweier Spinalnadeln unterschiedlicher Länge und unterschiedlicher Durchmessers	21
2.6	Darstellung des Mixed-Reality-Kontinuums [21]	22
2.7	Darstellung der optischen Umgebungssensoren der HoloLens. 1: Tiefenkamera, 2: Graustufenkameras zum Umgebungsverständnis, 3: Lichtsensor, 4: 2MP Photo/ HD Video-Kamera [30]	24
2.8	Darstellung des Unity-Koordinatensystems mit der nachfolgend verwendeten Beschriftung der Achsen. Das linke Koordinatensystem stellt lokale Objektkoordinaten dar, das rechte das Weltkoordinatensystem. [38] .	26
3.1	Darstellung des medizinischen Koordinatensystems mit einer schematischen Patientenvisualisierung zur Orientierung. [59]	34
3.2	Beispiele für Single-Marker aus dem HoloLensARToolKit. a) Hiro-Marker, b) Kanji-Marker	37
3.3	Darstellung der Handbewegungen zur Gesteninteraktion mit der HoloLens.	40
3.4	Darstellung eines Konzeptes zur Ebenenvisualisierung	42
3.5	Beispiel für eine Schichtbildvisualisierung. Die Nadel wird mit der grünen Linie extrapoliert, Zielstrukturen sind gelb markiert. [68]	44
3.6	Darstellung verschiedener Beispiele einer Pfadvisualisierung. [46]	45
3.7	Darstellung verschiedener Beispiele einer Navigationsdarstellung. [49] .	46
4.1	Darstellung der Schritte zur Initialisierung der Winkelebene	52
4.2	Visualisierung der Ebenendarstellung im Rahmen der klinischen Anwendung	53
4.3	Visualisierung der Liniendarstellung im Rahmen der klinischen Anwendung	54
4.4	Visualisierung der ConeRing-Darstellung im Rahmen der klinischen Anwendung	55

5.1	Darstellung des Studienaufbaus mit HoloLens, Controller und Nadel. . .	58
5.2	Darstellung der gemessenen Distanzen an einem Steckschaumblock. Die roten Distanzen werden einmal pro Block ermittelt, die grünen für jeden Einstichpunkt auf der Oberseite und jeden Austrittspunkt auf der Unterseite.	60
5.3	Darstellung des absoluten Winkelfehlers (OPE und IPE)	63
5.4	Darstellung des Gesamtwinkelfehlers für die verschiedenen Konzepte . .	64
5.5	Darstellung der durchschnittlich Dauer eines Einstichs durch die Probanden	64
5.6	Darstellung der durchschnittlichen Beurteilung der Schwierigkeit und Sicherheit des Einstichs durch die Probanden	65
5.7	Vergleich zwischen dem durchschnittlichen IPE der Studie und der zweiten Evaluation	67
6.1	Visualisierung eines Schichtbildes mit Pfadplanung. Das im Mixed-Reality-Capture erzeugte Bild, stellt die Visualisierung deutlich schlechter dar, als sie tatsächlich war.	75
A.1	PRT-Ablaufplan: Vorbereitung der Punktion	85
A.2	PRT-Ablaufplan: Durchführung der eigentlichen Punktion	86
A.3	Programmablaufplan	87
A.4	Darstellung des Interfaces der klinischen Anwendung in verschiedenen Programmabschnitten.	88

Tabellenverzeichnis

5.1	Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse der Laborstudie	63
5.2	Plätzeverteilung des Abschlussrankings der Konzepte durch die Probanden	65
5.3	Darstellung der Ergebnisse der Evaluation	68

1 Einleitung

Die periradikuläre Therapie (PRT) ist eine Behandlungsmöglichkeit für Reizungen, beziehungsweise Entzündungen, an den Wurzeln der Spinalnerven. Diese entspringen direkt im Rückenmark und versorgen den Körper motorisch und sensorisch. Neben Schmerzen können diese Wirbelsäulensyndrome somit auch zu Bewegungseinschränkungen und Lähmungserscheinungen führen. Eine Reizung kann zum Beispiel in Folge von Bandscheibenvorfällen oder degenerativen Knochenveränderungen auftreten. Im Rahmen der PRT erfolgt eine minimalinvasive Applikation von Medikamenten lokal an der Nervenwurzel. Diese dienen der Schmerz- und Entzündungslinderung. Die dabei auftretenden Nachwirkungen und Risiken sind oft geringer, als etwa bei einer Operation zur Entfernung des Bandscheibenvorfalles.

1.1 Motivation

Im Rahmen der PRT ist die korrekte Positionierung der Injektionsnadel sowohl für den Erfolg der Therapie, als auch zur Vermeidung von, zum Teil lebensbedrohlichen, Komplikationen entscheidend. Derzeit ist dafür eine bildgestützte Nadelplatzierung auf der Basis von Computertomographie- (CT) oder Magnetresonanztomographiedaten (MRT) üblich [1, 2]. Vor Beginn der eigentlichen Intervention werden zunächst einschichtige Planungsdaten aufgenommen, die einen Querschnitt des betroffenen Wirbels zeigen. In diesem Datensatz wird durch den behandelnden Radiologen eine Pfadplanung vorgenommen, die die Einstichstelle und den Einstichwinkel darstellt. Während der Intervention ist das Schichtbild mit der Pfadplanung auf einem Bildschirm dargestellt. Die Nadelplatzierung wird im Laufe der Intervention mehrfach evaluiert. Zunächst wird dabei nur die Position der Nadel in einem weiteren Schichtbild betrachtet. Ist diese zufriedenstellend, wird mit Hilfe einer Kontrastmittelgabe überprüft, ob eine korrekte Verteilung der Medikamente erfolgt [3, 4].

Im Rahmen der PRT erfolgen in der Regel mindestens 3 Schichtaufnahmen zur Planung und Evaluation. Bei einer schwierigen Positionierung der Nadel können weitaus mehr Evaluationsaufnahmen notwendig sein. Für alle Bildgebungsmodalitäten sollte aus Gründen des Patientenwohls und der Kosten die Zahl an Aufnahmen möglichst gering gehalten werden. Insbesondere bei CT-gestützten Interventionen sollte auch die Kumulation der ionisierenden Strahlung bedacht werden.

Bei der bildgestützten Nadelplatzierung ist das Schichtbild frontal vor dem Radiologen

dargestellt. Es wird keine konkrete Navigation der Nadel zur Verfügung gestellt, sondern eine Orientierung mit anatomischem Kontext. Ein Navigationswerkzeug, das konkret den Einstichwinkel visualisiert, oder anderweitige Navigationshinweise liefert, kann die Wahrscheinlichkeit von sowohl direkten, auf einer Fehlplatzierung der Nadel basierenden, als auch indirekten, etwa aus der kummulierten Strahlung der CT-Aufnahmen, resultierenden Komplikationen senken [5]. Seit Einführung der PRT wurden verschiedene Navigationsmöglichkeiten entwickelt, die bereits auch im medizinischen Alltag zum Einsatz kommen [6]. Mit dem Bekanntwerden von Augmented Reality (AR, zu Deutsch: erweiterte Realität) werden auch zunehmend Einsatzmöglichkeiten im medizinischen Bereich erforscht [7]. Gerade auch für Navigationswerkzeuge bieten sich viele Möglichkeiten, die Realität mit Visualisierungen zu erweitern.

1.2 Zielsetzung

Im Rahmen dieser Arbeit soll überprüft werden, wie gut diese Unterstützung durch eine AR-Anwendung bereitgestellt werden kann. Speziell soll dabei die Microsoft HoloLens betrachtet werden. Diese ist ein Head-Mounted-Display (HMD), bei dem die Displays, die die AR-Inhalte darstellen, direkt am Kopf des Nutzers befestigt sind. Die Darstellung erfolgt als Überlagerung der Realität. Das HMD ist nicht MRT-kompatibel, weshalb eine Beschränkung auf CT-gestützte Interventionen erfolgt.

Es soll eine AR-Anwendung umgesetzt werden, die eine Winkelvisualisierung direkt am Einstichpunkt zur Verfügung stellt. Dafür soll zunächst eine Analyse des Workflows einer periradikulären Therapie umgesetzt werden. Darauf basierend soll eine Konzeption der Anwendung erfolgen. Die Implementation einer prototypischen Anwendung soll schließlich im Rahmen einer Laborstudie evaluiert werden. Dabei sollen auch verschiedene Visualisierungen betrachtet werden.

1.3 Aufbau der Arbeit

Die Arbeit gliedert sich in folgende Kapitel:

Im Kapitel *Grundlagen* werden dem Leser die medizinischen und technischen Grundlagen vermittelt. Dabei wird die Anatomie, Pathologie und Behandlung der betrachteten Wirbelsäulensyndrome näher erläutert und speziell auf die PRT eingegangen. Des Weiteren erfolgt eine Betrachtung des AR-Bereichs und der HoloLens im Spezifischen. Ein Kontext der Arbeit wird im Unterabschnitt *Verwandte Arbeiten* definiert.

Im Kapitel *Konzeption* werden verschiedene Möglichkeiten für die Umsetzung der AR-Anwendung diskutiert. Dies erfolgt auf Basis der vorangehend erläuterten verwandten Arbeiten und der Erkenntnisse aus der Betrachtung der PRT.

Im Kapitel *Umsetzung* wird die konkrete Implementierung der Anwendung beschrieben. Dabei wird auch erläutert, warum welche Konzepte aus dem vorangehenden Kapitel gewählt wurden.

Im Kapitel *Evaluation* erfolgt eine Beschreibung der Umsetzung der Laborstudie. Dies umfasst auch Änderungen, die an der Implementierung vorgenommen wurde. Des Weiteren werden die Ergebnisse dargelegt und diskutiert.

Im Kapitel *Abschluss* erfolgt eine Betrachtung der Arbeit im Kontext der Zielsetzung, sowie eine Beschreibung möglicher weiterer Arbeitsschritte.

2 Grundlagen

Nachfolgend werden die medizinischen und technischen Grundlagen, die für das Verständnis der nachfolgenden Arbeit benötigt werden, erläutert. Hinsichtlich der medizinischen Grundlagen wird der Leser zunächst mit dem anatomische Hintergrund bekannt gemacht, das Krankheitsbild der Radikulopathie wird erläutert und eine Übersicht über die Behandlungsoptionen gegeben. Anschließend wird spezifisch die periradikuläre Therapie betrachtet. Für die technischen Grundlagen erfolgt zunächst eine Betrachtung von AR im Allgemeinen und nachfolgend spezifischer im Hinblick auf die HoloLens. Dabei wird auch auf die Softwareentwicklung mit der HoloLens eingegangen.

2.1 Medizinischer Hintergrund

Im Rahmen der Arbeit fanden Hospitationen in der Neuroradiologie des Uniklinikums Magdeburg statt. Die dabei gewonnen Erkenntnisse wurden insbesondere im Rahmen der Ablaufbeschreibung eingebracht.

2.1.1 Anatomie der Wirbelsäule

Die Wirbelsäule des Menschen dient als vertikales Grundgerüst des Oberkörpers. Sie übernimmt vor allem eine stützende Funktion und schützt das Rückenmark [8, S. 294]. Um ein Gleichgewicht zwischen Flexibilität und Stabilität zu schaffen, ist die Wirbelsäule aus einzelnen knöchernen Segmenten zusammengesetzt. Der Mensch verfügt über 24 nicht verwachsene Wirbel (Vertebrae), zwischen denen die Zwischenwirbelscheiben liegen (Disci intervertebrales). [9, S. 248] Die Wirbelsäule wird in fünf Abschnitte gegliedert:

- Halswirbelsäule (HWS) mit 7 Zervikalwirbeln (Vertebrae cervicales)
- Brustwirbelsäule (BWS) mit 12 Thorakalwirbeln (Vertebrae thoracicae)
- Lendenwirbelsäule (LWS) mit 5 Lumbalwirbeln (Vertebrae lumbales)
- Kreuzbein (Os sacrum) mit 5, zum Kreuzbein verwachsenen, Sakralwirbeln (Vertebrae sacrales)
- Steißbein (Os coccygis) mit 4 - 5 Coccygealwirbeln

Ein Wirbel setzt sich grundlegend aus drei Komponenten zusammen: Dem Wirbelkörper (Corpus vertebrae), dem Wirbelbogen (Arcus vertebrae) dorsal vom Wirbelkörper, der das Wirbelloch (Foramen vertebrae) umschließt, und den Wirbelbogenfortsätzen (Processus arcus vertebrae). An der Verbindung des Wirbelkörpers und des Wirbelbogens, den Bogenwurzeln (Pediculi arcus vertebrae) verdünnt sich Letzterer auf der Ober- und Unterseite. Die so entstandenen Vertiefungen werden Incisura vertebralis superior (auf der Oberseite des Wirbels) beziehungsweise Incisura vertebralis inferior (auf der Unterseite des Wirbels) genannt. [9] Sie bilden die Foramen intervertebrale, die jeweils zwischen zwei Wirbeln liegen. Die verschiedenen Komponenten eines Wirbels sind auch in Abbildung 2.1 dargestellt.

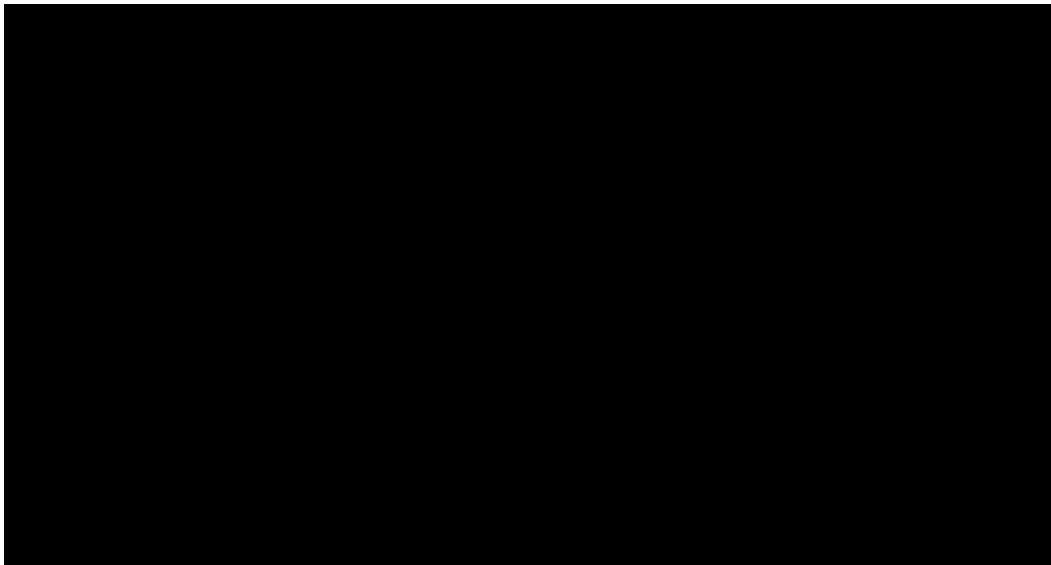


Abbildung 2.1: Schematische Darstellung eines Wirbels mit Komponentenbeschriftung [8, S. 296]

Die Flexibilität der Wirbelsäule wird über Bewegungssegmente erzeugt. Ein Segment besteht aus zwei Wirbeln, einer Zwischenwirbelscheibe, einem Paar Wirbelbogengelenke (Articulatio zygapophysialis, auch: Facettengelenke) und den muskulären und ligamentären Strukturen, die der Verbindung dienen.

Die Wirbellöcher aller Wirbel bilden den Wirbelkanal (Canalis vertebralis). Eine schematische Darstellung der Strukturen im Wirbelkanal erfolgt in Abbildung 2.2. Durch ihn verläuft das Rückenmark (Medulla spinalis). [9, S. 251]. Dort beginnen die Vorderwurzeln (Radix ventralis) und die Hinterwurzeln (Radix dorsalis), die die weiche Rückenmarkshaut (Pia mater spinalis) und den Subarachnoidalraum (Cavum subarachnoideale) durchqueren. Sie werden von der Spinnwebhaut (Arachnoidea spinalis) umschlossen [8, S. 205]. Aus der Vereinigung der Vorderwurzel und der Hinterwurzel entstehen die Spinalnerven (Nervi spinales), die durch die Foramen intervertebrale beidseitig der Wirbelsäule austreten [9, S. 206]. Sie werden dem peripheren Nervensys-

tem zugeordnet. Nach dem Durchtritt durch das Foramen intervertebrale spalten die Spinalnerven sich in jeweils vier Äste (Rami) auf, die verschiedene Aufgaben in der motorischen und sensiblen Versorgung, sowie der Verbindung zwischen dem animalischen und sympathischen vegetativen Nervensystem übernehmen [8, S- 189].

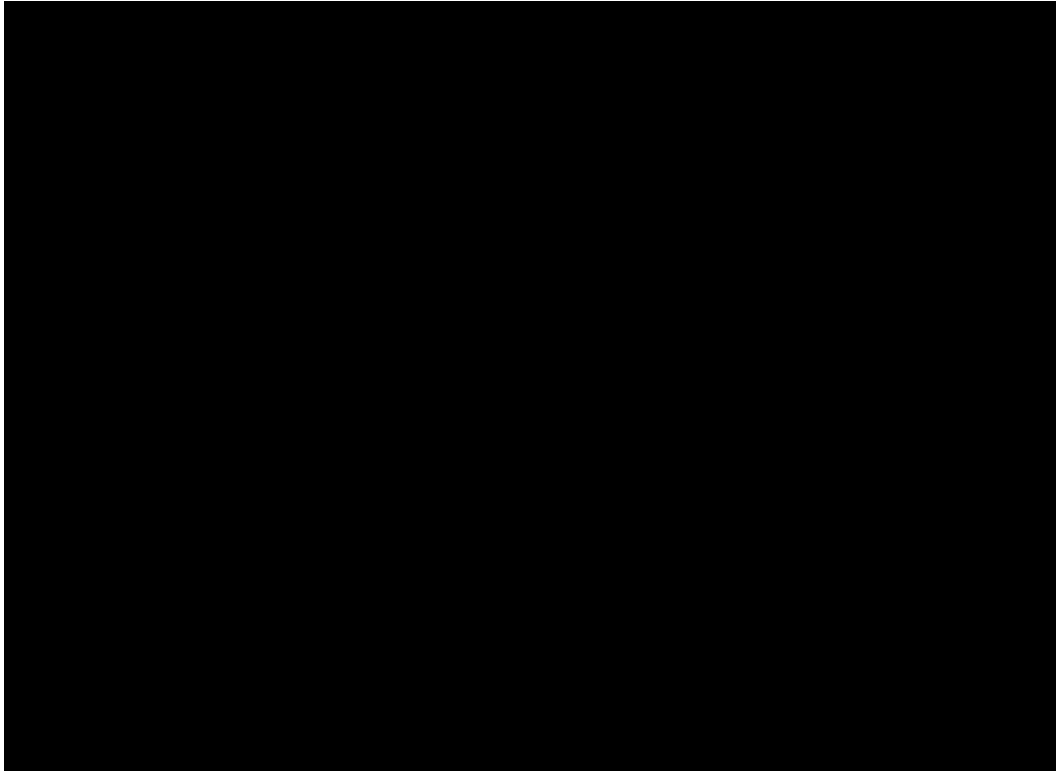


Abbildung 2.2: Lehrbuchdarstellung des Rückenmarks mit den Nervenwurzeln im Spinalkanal [8, S. 205]

Der Mensch verfügt über 31 bis 32 Spinalnervenpaare, abhängig davon, ob ein oder zwei Steißbeinnervenpaare vorliegen. Die Spinalnerven teilen sich, äquivalent zu den Abschnitten der Wirbelsäule, in fünf Untergruppen auf:

- 8 Halsnervenpaare (Zervikalnervenpaare), C1 bis C8
- 12 Brustnervenpaare (Thorakalnervenpaare), Th1 bis Th12
- 5 Lendennervenpaare (Lumbalnervenpaare), L1 bis L5
- 5 Kreuzbeinnervenpaare (Sakralnervenpaare), S1 bis S5
- 1 - 2 Steißbeinnervenpaare (Kokzygealnervenpaare)

Sie treten, bis auf den C1, durch das Foramen intervertebrale unterhalb (kaudal) des zugehörigen Wirbels aus. Bei etwa 95% der Menschen endet das Rückenmark in der Conusspitze bis zum zweiten Lendenwirbel [10]. Dies folgt aus der Tatsache, dass das

Wachstum des Rückenmarks noch in der embryonalen Phase hinter dem der Wirbelsäule zurückbleibt. Die Spinalnerven, die unterhalb der Conusspitze austreten, verlaufen deshalb zunächst noch durch den Wirbelkanal.

2.1.2 Radikulopathie

Mit Radikulopathie wird die Reizung beziehungsweise Schädigung von Nervenwurzeln bezeichnet. Entlang der Wirbelsäule kann dies an allen Spinalnerven auftreten, wobei die Nerven der LWS und HWS häufiger betroffen sind [3,4]. Abhängig von der Lokalisierung spricht man auch vom Lendenwirbelsäulen-, Halswirbelsäulen- oder Brustwirbelsäulensyndrom. Das Auftreten ist dabei im zervikothorakalen und im lumbosakralen Übergang am häufigsten, da in diesen Bereichen der Wirbelsäule sowohl eine starke dynamische, als auch statische Belastung auftritt [9, S. 263]. Wenn mehrere Nervenwurzeln betroffen sind, wird von poliradikulären Prozessen gesprochen [3].

Symptomatik

Bei einer Radikulopathie treten starke neuropathischen Schmerzen auf. Damit einhergehen können sensorische und motorische Ausfälle, bis hin zum Fehlen von Reflexen, auftreten.

Die Schmerzsymptomatik tritt in der Regel akut oder subakut auf, kann jedoch auch chronisch werden. Sie zeichnet sich durch einschießende Schmerzen aus, die, je nach betroffenem Spinalnerv, unterschiedlich ausstrahlen können [11]. Die Ausstrahlung der Schmerzen erfolgt entsprechend der Dermatome¹.

Sensorischen Ausfälle zeigen sich in der Regel durch Kribbeln und Sensibilitätsstörungen entlang des zugehörigen Dermatoms. Die motorischen Ausfallerscheinungen betreffen in erster Linie die Kennmuskulatur², die somit einen wichtigen Anteil in der Lokalisierung der Radikulopathie haben.

Entstehung

Die häufigsten Gründe für die Entstehung einer Radikulopathie an den Spinalnerven sind Bandscheibenvorfälle und degenerativ-knöchernen Veränderungen.

Ein Bandscheibenvorfall (Diskusprolaps, Diskushernie) betrifft vor allem jüngere Patienten [4] und ist die häufigste Ursache bei lumbaler Radikulopathie [3]. Dabei führt

¹Als Dermatome wird der Hautbezirk bezeichnet, der durch einen bestimmten Spinalnerv versorgt wird. Dabei sind die Dermatome nicht scharf abgegrenzt sondern überlappend angeordnet, es besteht eine Versorgung durch mehrere Spinalnerven.

²Als Kennmuskel wird ein Muskel bezeichnet, dessen motorische Versorgung ausschließlich durch einen Spinalnerven erfolgt. Ein Ausfall in der Kennmuskulatur lässt sich somit gut auf den zugehörigen Nerv zurückführen. Eine Überprüfung der Kennmuskelfunktion ist beispielsweise das Testen des Patellarsehnenreflexes. [9, S. 377]

eine Ausdehnung des Vorfalls in dorsale Richtung zu einer Verengung des Foramen intervertebrale, wodurch eine Nervenreizung entstehen kann.

Bei knöchernen Veränderungen als Ursache für Radiokulopathie, kommt es ebenfalls zu einer Verengung der Foramen intervertebrale und dadurch zu einer Nervenreizung. Dies tritt vor allem bei älteren Patienten auf [4] und kann eine Folge von Fehlbelastungen der Wirbelsäule sein [9, S. 262].

Neben den vorangehend genannten Faktoren können auch lokale Raumforderungen, wie etwa Tumore, Hämatome und entzündliche Veränderungen Gründe für Radikulopathie sein.

Diagnostik

Zunächst wird eine Anamnese erhoben, um verschiedene mögliche Ursachen identifizieren zu können. Anschließend erfolgt eine klinisch-neurologische Untersuchung, bei der unter anderem die Kennmuskulatur, die Beweglichkeit und die Klopfschmerzhaftigkeit betrachtet wird. In der neuroorthopädischen Untersuchung erfolgt eine weitere Spezifizierung der Beweglichkeits- und Klopfschmerzbestimmung [3]. Während von routinemäßiger Bildgebung bei LWS-Syndromen abgeraten wird [3], wird bei der HWS eine Bildgebung empfohlen, wenn die klinische Untersuchung auf eine zervikale Radiokulopathie hindeutet. Auf Grund der besseren Weichteildarstellung wird die Nutzung eines MRTs angeraten [4].

Behandlungsoptionen

Grundstein der Behandlung ist zunächst eine Aufklärung und Beratung des Patienten [3]. Darauf aufbauend wird zwischen konservativen und operativen Verfahren unterschieden. Die konservativen Verfahren umfassen eine medikamentöse Therapie, die durch Physio-, Ergo- und Verhaltenstherapien ergänzt wird. Eine Physiotherapie ist dabei insbesondere bei chronischem und subakutem Auftreten empfehlenswert. Eine Rücken- beziehungsweise Nackenschule kann einem Wiederkehren der Symptome vorbeugen [4]. Eine Verhaltenstherapie wird häufig ergänzend zu einer medikamentösen und einer Physiotherapie verschrieben und wirkt insbesondere einer Chronifizierung entgegen. Dabei soll über Aufklärung und Verhaltensschulung des Patienten eine bessere Schmerzbewältigung und höheres Funktionsniveau erreicht werden. Eine medikamentöse Therapie dient in erster Linie einer Verringerung des Schmerzes über Schmerzmittel (Analgetika). Die Wahl der Medikamente ist dabei auch davon abhängig, ob die Schmerzen akut, subakut oder chronisch sind. Dabei wird zwischen opioiden und nicht-opioiden Analgetika unterschieden. Auf Grund der Nebenwirkungen werden zunächst nicht-opioide Schmerzmittel empfohlen. Zu den medikamentösen Therapien zählen auch die lokalen Injektionsbehandlungen, bei denen die Medikamente direkt an die Nervenwurzel

gegeben werden. Die periradikuläre Therapie als Zielintervention dieser Arbeit, wird nachfolgend im Detail beschrieben. Bei infektiösen Radikulopathien kann zudem eine antibiotische Behandlung notwendig sein [3]. Des Weiteren ist eine lokale Gabe von Muskelrelaxanzien möglich, wenn begleitende Muskelverspannungen sich durch eine Schmerzmittelgabe nicht bessern [4].

Eine operative Therapie kommt insbesondere und zwangsweise bei auftretenden Lähmungserscheinungen zum Einsatz, wenn ein Bandscheibenvorfall die Ursache ist. Dafür wird in der Regel die Entfernung des Vorfalls vorgenommen. Dies kann durch eine Stabilisierungsoperation oder das Einsetzen einer künstlichen Bandscheibe ergänzt werden.

2.1.3 Periradikuläre Therapie

Die periradikuläre Therapie (PRT) ist eine lokale Injektionstherapie, bei der Analgetika und Steroide direkt an die Nervenwurzel appliziert werden. Sie wird als konservative Therapie eingeordnet. Die PRT wird auch als Neuroforameninfiltration oder Spinalnervenanalgesie bezeichnet.

Das Ziel der PRT ist die Schmerzreduktion [4], wodurch dem Körper die Möglichkeit gegeben werden kann, zum Beispiel einen Bandscheibenvorfall selbst abzubauen, ohne dass die Schmerzbelastung vorhanden ist. Falls eine zusätzliche Gabe von Steroiden erfolgt, dient dies in erster Linie der Entzündungshemmung [12].

In verschiedenen Studien konnte ein Nachlassen des Schmerzes bei 70% [2] beziehungsweise 66% [13] der Patienten nachgewiesen werden. Dabei zeigte sich im zweiten Fall eine durchschnittliche Verbesserung des Wertes auf der Visuellen Analogskala³ um 3.2 Punkte (Von 6.5 Punkte auf 3.3) nach zwei Wochen. Insgesamt wird die Evidenzlage für die PRT in den Leitlinien für lumbale und zervikale Radikulopathie noch als gering eingestuft [3, 4].

Eine PRT wird in der Regel bildgestützt durchgeführt. Dabei ist sowohl die Verwendung von MRT- [1], als auch CT-Verfahren [2, 13, 15–17], wie bei Abbildung 2.3, üblich. Es ist bei ausreichender Erfahrung des Arztes ebenfalls möglich, die Intervention ausschließlich mit Hilfe anatomischer Landmarken (bei den meisten Personen können die Dornfortsätze der Wirbel durch die Haut ertastet (gesehen) werden) und den zuvor aufgenommenen Bilddaten der Diagnostik durchzuführen.

Bei der Intervention werden verschiedene Lokalanästhetika verabreicht [15, 17]. Des Weiteren können Steroide als Entzündungs- und Immunsystemhemmer eingesetzt werden [2, 13, 15–17].

³ Die Visuelle Analogskala ist ein Hilfswerkzeug, um zu bestimmen, wie stark die Schmerzen eines Patienten sind [14].

Die Durchführung einer PRT ist nicht möglich, wenn höhergradige Lähmungen bestehen, die eine sofortige Operation erfordern. Auch akute Infektionen, Blutgerinnungsstörungen und Allergien auf die Medikamente sind Kontraindikationen.

Bei einer Fehlplatzierung der Nadel kann es zur Punktierung von Risikostrukturen, zum Beispiel Arterien, kommen. Des Weiteren können Lähmungen entstehen [16]. Moser et al. haben im Rahmen einer Navigationsevaluation, die unter Abschnitt 2.3 näher betrachtet wird, auch eine Betrachtung des Platzierungsfehlers bei einer CT-gestützten PRT ohne Navigation vorgenommen [5]. In einer Phantomstudie wurde ein durchschnittlicher Abstand von 3.5 mm zwischen Zielstruktur und Nadelspitze ermittelt.

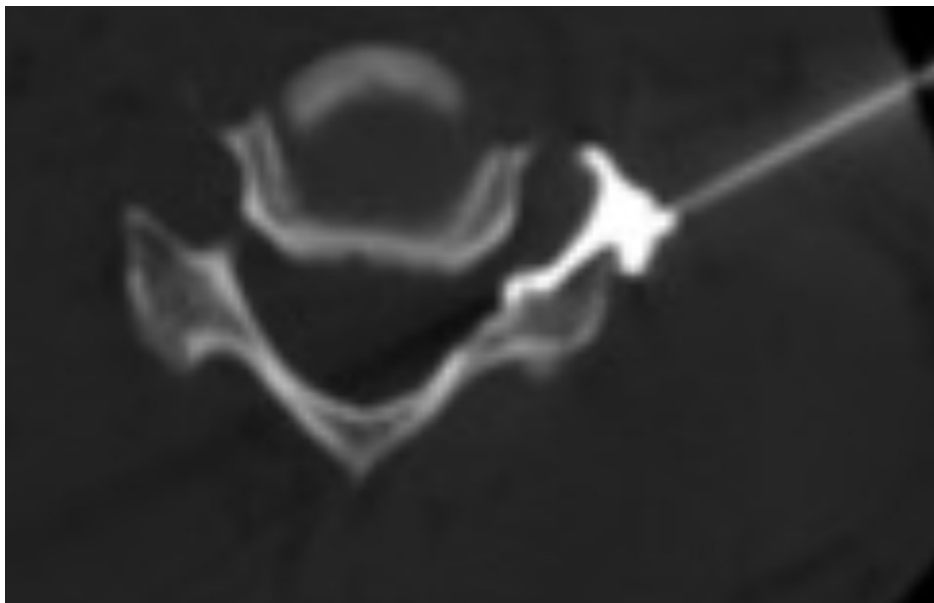


Abbildung 2.3: CT-Aufnahme einer periradikulären Therapie nach Kontrastmittelgabe [16, S. 8]

Der Ablauf einer Facettengelenksinfiltration ist der PRT ähnlich. Ziel sind in dem Falle jedoch nicht die Foramen intervertebrae, sondern die Kapseln der Facettengelenke. Der Einsatz erfolgt insbesondere bei arthrotischen Veränderung.

Ablaufbeschreibung

Die nachfolgende Interventionsbeschreibung entspricht dem Ablauf der zervikalen PRT, die während einer Hospitation in der Neuroradiologie des Universitätsklinikums Magdeburg durchgeführt wurden. Wenn von den durchführenden Radiologen Anmerkungen zu einem abweichenden Verfahren bei lumbalen Punktionen gemacht wurden, so sind diese an den zugehörigen Punkten eingefügt. Im Anhang ist zudem ein Ablaufplan der Infiltration hinterlegt. Dabei erfolgte eine Unterteilung in die Vorbereitung (Abbildung A.1) und die eigentliche Punktion (Abbildung A.1).

Die Patienten, an denen die Intervention durchgeführt werden soll, werden in der Regel aus der Diagnostik mit MRT- oder CT-Daten überwiesen. Vor Beginn der Behandlung erfolgt eine Validierung der Indikationen durch den behandelnden Chirurgen. Ist diese unsicher, so erfolgt die Konsultation eines zweiten Arztes (im Falle der Hospitation erfolgte speziell die Konsultation des Oberarztes). Falls die Indikationen als nicht gegeben eingestuft werden, wird die Behandlung nicht durchgeführt. Die Dauer dieses Abschnittes ist stark von der Eindeutigkeit der Indikationen abhängig.

Während der Interventionsraum und der CT-Scanner für die Intervention vorbereitet werden, erfolgt die Aufklärung des Patienten durch den behandelnden Radiologen. Die Abbildungen 2.4 wurden in dieser Phase aufgenommen. Anschließend wird der Patient in den Raum geleitet und gebeten, sich entsprechend der Lokalisierung der Infiltration zu entkleiden. Die Lagerung des Patienten erfolgt abhängig davon, ob eine lumbale oder zervikale Intervention durchgeführt werden soll. Für eine zervikale Infiltration wird der Kopf in einer Schablone nach unten sehend gelagert, so dass der Nacken gut zugänglich und gerade ist. Die Arme liegen seitlich auf dem Tisch. Für eine lumbale Punktion wird in der Regel der Bauch erhöht gelagert, um die Lumballordose auszugleichen und die einzelnen Foramen einfacher zugänglich zu machen. Anschließend erfolgt die Platzierung eines Drahtes, der später als Referenz in den CT-Aufnahmen dient. Bei lumbalen Punktionen erfolgt dies in der Regel mittig auf der Wirbelsäule, bei zervikalen Interventionen neben der Wirbelsäule auf der betroffenen Seite. Dieser Abschnitt hat etwa zehn Minuten in Anspruch genommen.



(a) Ansicht im Raum

(b) Ansicht aus dem Kontrollraum heraus

Abbildung 2.4: Interventionsraum mit CT-Scanner und zur Seite geschwenktem Bildschirm.

Nach der korrekten Lagerung und Absicherung des Patienten wird eine Planungsaufnahme gemacht. Diese wird so gewählt, dass die gesamte HWS ab dem Atlas dargestellt wird, so wie ein Teil der BWS. Anhand der Planungsdaten wird die Lokalisierung der Schichtaufnahme geplant. Da die Wirbel bei der HWS nicht immer klar zu erkennen sind, kann es dazu kommen, dass mehrere Planungsaufnahmen vorgenommen werden müssen. Dieses Problem tritt bei lumbalen Infiltrationen in der Regel nicht auf. Bei der

Hospitation erfolgte die Auswahl durch den medizinisch-technischen Radiologieassistenten (MTRA) mit anschließender Validierung durch den behandelnden Radiologen. Nach der Aufnahme eines Schichtbildes (Breite 1,2 - 2,4 cm, Transversalebene) erfolgt die konkrete Pfadplanung. Dafür werden durch den Radiologen zwei Linien definiert, von denen die erste vom Referenzdraht bis zur Einstichstelle geht und die zweite von der Einstichstelle bis zum Zielforamen. Dieser Abschnitt hat etwa fünf Minuten gedauert. Ist die Pfadplanung abgeschlossen, erfolgt die Vorbereitung der Punktion. Dies impliziert die Darstellung der Schichtaufnahme inklusive der Pfadplanung auf einem Bildschirm im Interventionsraum, sowie die Vorbereitung des Arztes und des Patienten. Es wird ein steriler Bereich um die Einstichstelle erzeugt. Der Bildschirm wird so verschoben, dass der Arzt von seiner Position neben dem Patienten eine gute Sicht darauf hat. Die Vorbereitung der Punktion erfolgte jeweils in unter fünf Minuten.

Die Punktion besteht aus der eigentlichen Intervention, bei der der Radiologe die Nadel mit Hilfe der Planungsaufnahme platziert, und der Validierung der Platzierung. Bei zervikalen Interventionen wird die Nadel oft aus der Transversalebene herausgeneigt, um die Krümmung der HWS auszugleichen. Während der Punktion wird die Navigation unter anderem auch durch Atembewegungen erschwert, was dazu führt, dass die Radiologen oftmals während der Intervention nur wenig auf die Planungsaufnahmen achten. Um die Platzierung zu validieren, wird ein erneutes Schichtbild aufgenommen und es erfolgt eine Besprechung über Notwendigkeit beziehungsweise die Gestaltung einer Korrektur. Diese wird, sofern notwendig, durchgeführt und erneut validiert. Während der Hospitation war jeweils eine Korrektur notwendig, was zu einer Abschnittsdauer von fünf Minuten geführt hat. Mit zunehmender Anzahl von Korrekturen verlängert sich die benötigte Zeit.



Abbildung 2.5: Beispiele zweier Spinalnadeln unterschiedlicher Länge und unterschiedlicher Durchmessers

Die Einstichtiefe ist dabei abhängig vom Body Mass Index des Patienten. Brummett et al. haben diesen Zusammenhang untersucht und dabei für lumbale Interventionen eine durchschnittliche Einstichtiefe zwischen 6.3cm (für untergewichtige Personen) und 12.2cm (für stark übergewichtige Personen) festgestellt [18]. Für normalgewichtige Personen werden 7.5cm angegeben, die nachfolgend als Basis verwendet werden. Basierend

darauf werden in der Regel Nadeln von einer Länge zwischen 10 und 15cm verwendet [19]. In Abbildung 2.5 sind einige Beispiele für die Nadeln, die im Rahmen einer PRT genutzt werden, dargestellt. In der Regel handelt es sich um 22 Gauge Nadeln [16], es sind jedoch auch andere Nadeldurchmesser möglich.

Anschließend wird eine weitere Validierung mit einer Kontrastmittelgabe vorgenommen. Dadurch soll auch die Ausbreitung des Medikamentes nachgestellt und überprüft werden. Das Kontrastmittel wird durch den MTRA vorbereitet, die Injektion erfolgt anschließend durch den Radiologen. Erneut erfolgt eine Korrekturbesprechung. Falls notwendig, wird die Punktion korrigiert. In beiden Interventionen während der Hospitation war keine Korrektur nach der Kontrastmittelgabe notwendig, sodass für diesen Abschnitt jeweils weniger als fünf Minuten benötigt wurden.

Die Medikamentengabe erfolgt äquivalent zur Kontrastmittelgabe. Danach wird die Nadel entnommen und die sterile Abdeckung entsorgt. Der Referenzdraht wird entfernt, der Patient wird versorgt und in ein Bett verlagert. Die Lagerung erfolgt dabei so, dass das Medikament in Richtung der Nervenwurzel läuft. Anschließend wird der Patient auf Station gebracht und dort weiter versorgt. Der Abschluss der Intervention benötigt zwischen fünf und zehn Minuten.

2.2 Augmented Reality

AR stellt eine Zwischenebene von Virtualität und Realität dar. Sie ist damit Teil des Mixed-Reality-Kontinuums nach Milgram et al. (1994), das in Abbildung 2.6 dargestellt ist [20].

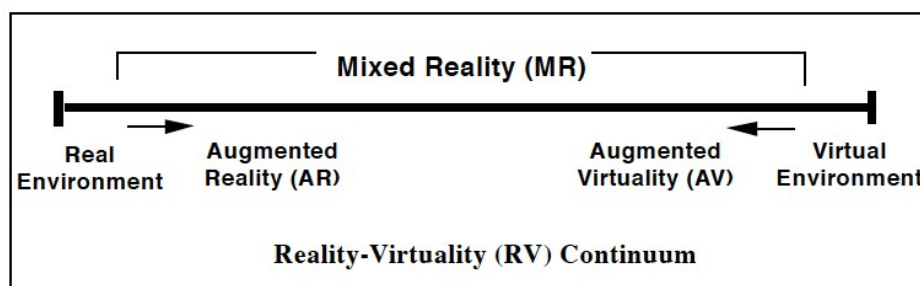


Abbildung 2.6: Darstellung des Mixed-Reality-Kontinuums [21]

AR kann die Erweiterung der Realität in allen Wahrnehmungsbereichen bezeichnen. Neben Visualisierungen umfasst das zum Beispiel auch Töne und Gerüche [22, S 12]. Im visuellen Bereich kann grundlegend zwischen See-Through- und Projektorbaiserten Anwendungen unterschieden werden.

Bei See-Through-AR wird die Erweiterung der Realität durch ein Display, auf dem die Darstellung der virtuellen Objekte erfolgt, wahrgenommen. Dabei kann zwischen zwei

Varianten weiter unterschieden werden: Video-See-Through- und Optical-See-Through-AR [23, S. 124].

Bei einer Video-See-Through-Anwendung erfolgt eine visuelle Aufnahme der Umwelt durch Kameras. In der anschließenden Verarbeitung der Bilder werden die virtuellen Attribute ergänzt. Dies erfolgt dabei unter Berücksichtigung von gegenseitiger Verdeckung. Es kann jedoch zum Verlust von Tiefeninformationen kommen. Die Umsetzung von Video-See-Through-AR erfolgt insbesondere mit Head-Mounted- und Handheld-Displays [23, S. 124].

Head-Mounted Displays (HMD) werden am Kopf getragen [24, S. 142]. Die Displays liegen dadurch direkt vor den Augen des Nutzers. Durch die Form des HMD wird verhindert, dass die Umgebung periphär wahrgenommen werden kann.

Als Handheld Displays können zum Beispiel Smartphones oder Tablets verwendet werden [24, S. 249]. Die Umgebung wird durch die Kamera des Gerätes aufgenommen und das Bild wird entsprechend um die virtuellen Objekte erweitert. Anders als bei den HMDs ist dabei eine freie Positionierung möglich. Des Weiteren wird die Umgebung weniger verdeckt und kann weiter wahrgenommen werden.

Für Optical-See-Through-AR werden semitransparente Displays verwendet. Diese erlauben sowohl das visuelle Wahrnehmen der Umwelt, als auch die Darstellung virtueller Elemente [24, S. 248]. Da das Display am Kopf des Anwenders befestigt ist, ergibt sich keine Einschränkung bezüglich der Blickrichtung, theoretisch können die virtuellen Objekte von allen Seiten betrachtet werden. In der Regel ergeben sich jedoch durch die Sichtfelder der Geräte und Kabelgebundenheit Einschränkungen. Des Weiteren können virtuelle Elemente nicht durch reale Objekte verdeckt, sondern nur überlagert werden⁴. Beispiel für HMD Optical-See-Through-Geräte sind die Meta2⁵ oder die Microsoft HoloLens beziehungsweise die HoloLens 2⁶. Optical-See-Through-AR kann zudem auch mit einem fest installierten Display verwendet werden. In dem Fall ist die Blickrichtung entscheidend für eine (korrekte) AR-Sicht [25].

Bei projektorbasierten Anwendungen erfolgt eine Projektion der AR-Elemente auf die Zielstruktur [24, S. 249]. Der Nutzer ist somit nicht auf ein Display angewiesen. Die Anwendung muss auf die Projektionsfläche angepasst werden, das Erzeugen neuer dreidimensionaler Strukturen ist erschwert.

Im Zuge dieser Arbeit soll die Wahrnehmung der Realität möglichst wenig eingeschränkt oder verändert werden. Aus diesem Grund wird eine Optical-See-Through-Lösung verwendet. Des Weiteren wird eine große Bewegungsfreiheit für die Anwender benötigt. Dies schließt sämtliche kabel- oder standortgebundenen Geräte aus.

⁴Eine Nachstellung der Verdeckung durch reale Objekte kann unter Umständen erzeugt werden, in dem Modelle der Umgebung bereitgestellt werden.

⁵<https://meta.reality.news/>; [Aufruf: 28.04.2019]

⁶<https://www.microsoft.com/en-us/hololens>; [Aufruf: 28.04.2019]

2.2.1 HoloLens

Basierend auf den vorangehend erläuterten Anforderungen an des HMD wurde die Microsoft HoloLens, nachfolgend als HoloLens bezeichnet, verwendet. Diese ist ein Optical-See-Through-HMD. Der Release erfolgte am 30.03.2016 [26] für die Entwickler-Version. Seit 2010 wurde, aufbauend auf der X-Box-Erweiterung Kinect, unter dem Namen "Projekt Baraboo" an der HoloLens gearbeitet [27]. Seit dem Release wurden mehrere große Software-Updates veröffentlicht. Das Letzte erfolgte im Oktober 2018, bei dem etwa das Hauptmenü und das Starten und Beenden von Anwendungen modifiziert wurde [28].

Am 24. Februar 2019 erfolgte die Ankündigung der HoloLens 2 auf dem GSMA Mobile World Congress in Barcelona (Spanien) [29]. Diese soll einige der Hauptprobleme der HoloLens, insbesondere das kleine Sichtfeld, verbessert haben. Die HoloLens 2 ist jedoch noch nicht erhältlich und wird daher in dieser Arbeit nicht näher betrachtet.

Hardware

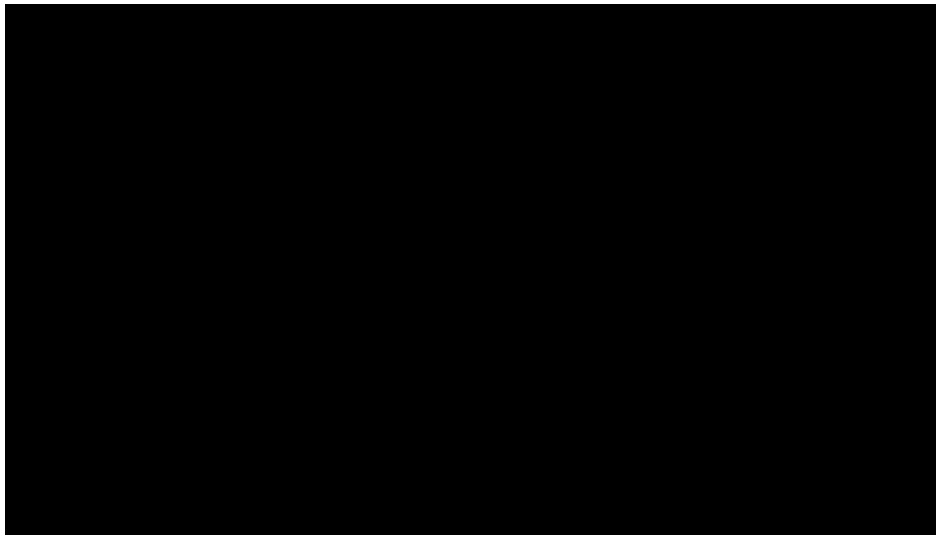


Abbildung 2.7: Darstellung der optischen Umgebungssensoren der HoloLens. 1: Tiefenkamera, 2: Graustufenkameras zum Umgebungsverständnis, 3: Lichtsensor, 4: 2MP Photo/ HD Video-Kamera [30]

Die interne Hardware, die Displays sowie ein Großteil der Sensoren sind im vorderen Bereich der HoloLens lokalisiert. Neben den in Abbildung 2.7 dargestellten optischen Sensoren, verfügt die HoloLens auch über eine inertielle Messeinheit⁷ (IMU).

Die HoloLens verwendet holographische See-Through-Waveguide-Linsen, die in drei Schichten unterteilt sind (RGB). Die Bilder werden auf die Linsen projiziert, wobei eine holographische Auflösung von 2.3M Lichtpunkten erreicht wird. Für eine optimierte

⁷Die IMU setzt sich aus einem Gyroskop, einem Magnetometer und einem Accelerometer zusammen

personenbezogene Darstellung kann eine Kalibrierung durchgeführt werden, bei der eine Berechnung des Augenabstandes durchgeführt wird. Neben dem See-Through-Konzept, dass eine direkte visuelle Wahrnehmung der Realität ermöglicht, sind auch die Lautsprecher der HoloLens darauf ausgelegt, die Umgebungsgeräusche zu ergänzen, jedoch nicht zu verdecken [31]. Dabei erfolgt die Modellierung der Geräusche so, dass eine räumliche Zuordnung zu den zugehörigen Hologrammen erfolgen kann (Spatial Sound) [30].

Die HoloLens verfügt über ein breites Spektrum an Sensoren, die in der Abbildung 2.7 dargestellt werden.

Auf Basis der Umgebungserkennungskameras wird ein "Simultaneous Localization and Mapping"-Algorithmus (SLAM) durchgeführt. Dies impliziert das Erstellen eines Modells der Umwelt und die Lokalisierung des Gerätes darin. Dafür werden zunächst die Sensordaten der Umgebungserkennungskameras, der IMU und der Tiefenkamera aufgenommen [30, 32]. Auf Basis dieser Daten wird eine Merkmalsextraktion durchgeführt. Die bestimmten Raumdaten werden mit dem bestehenden Modell des Raumes abgeglichen und dieses gegebenenfalls modifiziert. Bei der HoloLens erfolgt der Prozess mit jedem Frame. Bei Versagen des Raumtrackings erfolgt eine Blockierung aller Anwendungen, bis wieder eine Orientierung vorgenommen werden kann. Das Durchführen des SLAM-Algorithmus wird bei der HoloLens als Spatial Mapping bezeichnet und kann auch aus nutzerspezifischen Anwendungen heraus genutzt werden.

Die Tiefenkamera wird des Weiteren auch zur Erkennung von Handgesten genutzt [30]. Eine Übersicht über die Gesten, die zur Interaktion mit der HoloLens genutzt werden können, wird in der Abbildung 3.3 im Abschnitt 3.2.1 geboten.

Mit Hilfe von vier Mikrophone kann eine Sprachinteraktion mit der HoloLens erfolgen. Diese ist unter Punkt 3.2.1 näher beschrieben. Dabei findet eine Richtungsfilterung statt, sodass die Erkennung der Sprachbefehle der Person, die die HoloLens trägt, besser ist, als für Umstehende.

Entwicklung für die HoloLens und Software-Toolkits

Die HoloLens läuft mit einer eigenen Version von Windows 10 als Betriebssystem [33]. Die Anwendungen sollen dabei entsprechend der Vorgaben der Universal-Windows-Plattform (UWP) erstellt werden. Alle UWP-Apps sind grundsätzlich auf der HoloLens lauffähig [34].

Für die Entwicklung mit der HoloLens wird die Verwendung der Gameengine Unity, derzeit in der Version 2018.3, empfohlen [35]. Dabei muss das Projekt zunächst korrekt konfiguriert werden. Das nachfolgend beschriebene Mixed-Reality-Toolkit stellt ein Utility-Skript zur Verfügung, das die Konfiguration übernimmt. Nach dem Export aus Unity und dem Erstellen mit Visual Studio kann die Anwendung entweder auf

der HoloLens installiert werden, oder in einem Emulator laufen [36]. Unity verwendet ein linkshändiges Koordinatensystem. Bei nachfolgenden Achsenbezeichnungen gilt jeweils die in Abbildung 2.8 dargestellt Konfiguration. Eine Alternative zu Unity ist die Entwicklung mit DirectX [37].

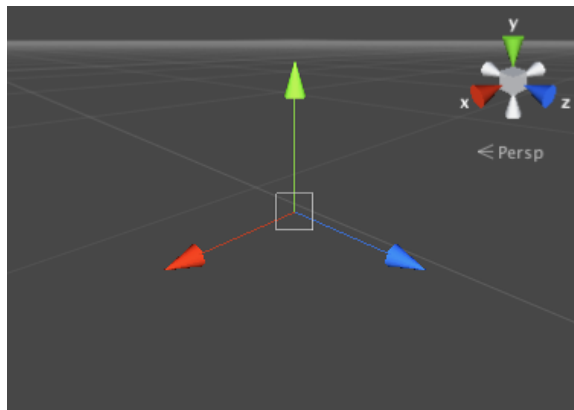


Abbildung 2.8: Darstellung des Unity-Koordinatensystems mit der nachfolgend verwendeten Beschriftung der Achsen. Das linke Koordinatensystem stellt lokale Objektkoordinaten dar, das rechte das Weltkoordinatensystem. [38]

Vuforia Augmented Reality, nachfolgend als Vuforia bezeichnet, ist ein SDK, das im gesamten AR-Bereich auf vielen Plattformen Verwendung findet. Seit der Unityversion 2017.2 ist Vuforia in Unity integriert und kann auch für die Entwicklung mit der HoloLens genutzt werden [39]. Die Nutzung von Vuforia muss in den Projektkonfigurationen ausgewählt werden. Falls nicht vorhanden, erfolgt anschließend die Installation des SDK. Vuforia stellt verschiedene optische Trackingverfahren auf Basis von Kamerabilddaten zur Verfügung. Dabei wird nach Bildmarker-, Objekt- und VuMark-Tracking unterschieden. Für die Verwendung von Vuforia in einem Projekt wird ein Lizenzschlüssel benötigt. Dieser kann im Vuforia Developer Portal⁸ erstellt werden. Dafür wird im Unterpunkt License Manager ein neues Projekt angelegt.

Bei der Verwendung von Vuforia mit der HoloLens spielt das extended Tracking eine besondere Rolle. Grundsätzlich wird dabei das Markertracking auf eine Erkennung der Umgebung ausgeweitet, wodurch dem Marker im Raum eine feste Position zugewiesen werden kann. Dies ermöglicht eine konstante Darstellung der durch Tracking platzierten AR-Inhalte, auch wenn es zu einer Verdeckung des Markers kommt. Bei der HoloLens wird die Position des Markers in die Raumerkennung integriert, wenn das extended Tracking aktiviert ist.

Ein *Objekttracking* wird auf Basis eines 3D-Modells des zu trackenden Objektes umgesetzt, das mit Hilfe des Vuforia Object Scanners erstellt werden kann. Die Daten müssen im Vuforia Developer Portal registriert und anschließend in Unity integriert werden [40].

⁸<https://developer.vuforia.com/>, [Aufruf: 27.04.2019]

Für ein *Bildmarkertracking* werden drei verschiedene Methoden zur Verfügung gestellt [40]:

- Image Targets - planare Marker, die prinzipiell aus jedem beliebigen Bild, das in digitaler Form vorliegt, erstellt werden können
- Multi Targets - eine Kombinationen aus mehreren Image Targets
- Cylinder Target - ein Image Target, das auf die Oberfläche eines Zylinders gebracht wurde

VuMarks sind eine Sonderform der Bildmarkern, die sowohl Informationen codieren, als auch als Grundlage für AR-Inhalte genutzt werden [40].

Image Targets können nur wenig geneigt werden, bis sie nicht mehr erkannt werden können. Multi- und Zylindertargets können dagegen aus verschiedenen Perspektiven getrackt werden. Allen Bildmarkern ist gemein, dass sie zunächst im Vuforia Developer Portal registriert werden müssen. Im Bereich Target Manager kann eine Datenbank für ein Projekt angelegt werden. Dieser kann mehrere Marker enthalten, beim Erstellen wird der Nutzer zunächst gefragt, welcher Typ erstellt werden soll. In dem angelegten Bild werden die Features in dem Bild bestimmt und es erfolgt eine Einstufung, wie gut das Bild getrackt werden kann. Nach dem Anlegen eines oder mehrerer Marker kann der Nutzer die Projekt-Datenbank herunterladen und in das zugehörige Unityprojekt integrieren.

Das **Mixed Reality Toolkit**⁹ ist eine Zusammenstellung verschiedener Komponenten, die zur Entwicklung von AR-Anwendungen mit der HoloLens und anderen Geräten genutzt werden können. Es ist ein von Microsoft unterstütztes Open-Source-Projekt, das auf die Verwendung mit Unity ausgelegt ist. Das ToolKit umfasst unter anderem Komponenten zum Spatial Mapping, zur Interaktion (Sprach- und Gesteninput, sowie Gazeunterstützung), sowie verschiedene Materialien und Texturen. Nach der Ankündigung der HoloLens 2 wurde eine neue Version des Toolkits veröffentlicht, das unter anderem auch das Hand- und Augentracking des neuen Gerätes unterstützt.

Das **HoloLensARToolKit v0.2**¹⁰ ist eine von Long Qian bereitgestellte Version des ARToolKit v5.3.2¹¹, durch die eine Verwendung mit UWP-Anwendungen (inklusive der HoloLens) unterstützt wird. Es wird ein optisches Bildmarkertracking mit verschiedenen vordefinierten Markern (siehe Abbildung 3.2) zur Verfügung gestellt.

Speziell für die HoloLens wurde zur Verbesserung eines Trackings auf Basis des HoloLensARToolKit v0.2 auch eine Kalibrierung¹² zur Verfügung gestellt.

⁹<https://github.com/Microsoft/MixedRealityToolkit-Unity>; [Aufruf: 27.04.2019]

¹⁰<https://github.com/qian256/HoloLensARToolKit>; HoloLens with ARToolKit v0.2; Long Qian; 2019; [Aufruf: 25.03.2019]

¹¹<https://github.com/artoolkit/artoolkit5>; ARToolKit v5.x; Philip Lamb; 2017; [Aufruf: 25.03.2019]

¹²<https://github.com/qian256/HoloLensCamCalib>; HoloLens Camera Calibration ; Long Qian; 2018;

Einsatz im medizinischen Umfeld

Eine Zulassung der HoloLens für medizinische Anwendungen am Patienten erfolgte bisher nur für eine Anwendung in den USA. OpenSight von Novarad¹³ ist eine AR-Anwendung, die durch die Food and Drug Administration für die Operationsplanung zugelassen wurde. Es ermöglicht eine interaktive Darstellung von 2D-, 3D- und 4D-Datensätzen als Überlagerung auf der Haut des Patienten [41].

In der Lehre wird die HoloLens genutzt, um den klassischen Anatomieunterricht mit AR-Elementen zu ergänzen. Dadurch soll das räumliche Verständnis von anatomischen Strukturen gefördert werden. Wish-Baratz et al. stellen die Anwendung HoloAnatomy¹⁴ vor, die in einer Kooperation von medizinischen, informatischen und wissenschaftlichen Fachbereichen entwickelt wurde [42]. Es wird die gesamte zu erlernende weibliche und männliche Anatomie in holographischer Form dargestellt. Ab Sommer 2019 soll an der Cleveland Clinic der erste Jahrgang mit der HoloLens-Anwendung unterrichtet werden [43], nachdem Probedurchläufe mit anderen Studenten positive Ergebnisse zeigten.

Unter Punkt 2.3 werden verschiedene Arbeiten, die sich mit Einsatzmöglichkeiten der HoloLens im Bereich der Nadelnavigation beschäftigen, vorgestellt.

2.3 Verwandte Arbeiten

Nachfolgend erfolgt eine Darstellung verschiedener Ansätze im Bereich der Nadelnavigation. Zunächst wird dabei ein Kontext über die allgemeine Verwendung von AR im Bezug auf Nadelnavigtionen gegeben. Speziell werden dabei auch Konzepte betrachtet, die konkret die HoloLens nutzen, oder speziell für Wirbelsäulenpunktionen konzipiert wurden.

Eine intuitive Möglichkeit für die Visualisierung von Zugangswegen stellt die Visualisierung des konkreten Pfades dar. Seitel et al. nutzen einen monitorbasierten Ansatz, bei dem die Darstellung einer Kameraaufnahme der Intervention mit der momentanen Nadelposition überlagert mit einer AR-Nadel erfolgt [44]. Diese gibt die optimale Nadelposition vor, sodass der Nutzer die reale Nadel entsprechend anpassen kann.

Eine Alternative zu den dargestellten, monitorbasierten Systemen stellte eine Verwendung von HMDs dar. Kuzhagaliyev et al. haben ein optisches Infrarot-Tracking genutzt, um basierend auf der aktuellen Position und Rotation der Nadel Navigationshinweise geben zu können [45]. Das System ist auf eine Verwendung im Rahmen einer minimalinvasiven Therapie von Pankreastumoren ausgelegt, die unter Ultraschallkontrolle

[Aufruf: 27.04.2019]

¹³<https://www.novarad.net/products/opensight/>; [Aufruf: 27.04.2019]

¹⁴<https://www.microsoft.com/en-us/p/holoanatomy/9nblggh4ntd3?activetab=pivot:overviewtab>; [Aufruf: 27.04.2019]

durchgeführt wird. Als Pfadvisualisierung wurden drei Komponenten verwendet: Eine Linie zeigt den Pfad vom Einstich- zum Endpunkt. Eine weitere Linie ist entsprechend der NanoKnife-Nadel positioniert und rotiert. Weitere Rückmeldung bietet ein Dreieck, das den Winkel zwischen geplantem Pfad und der Nadel darstellt. Des Weiteren kann eine Darstellung der Ultraschallbilder im direkten Umfeld der Sonde erfolgen.

Verschiedene Visualisierungsmethoden wurden durch Chan et al. betrachtet und hinsichtlich der Eignung zur Pfaddarstellung evaluiert [46]. Diese werden im Abschnitt 3.3 näher betrachtet.

Anstatt der Visualisierung eines Pfades kann eine Unterstützung in der Nadelplatzierung auch über konkrete Navigationshinweise vorgenommen werden. Gavaghan et al. haben unter Nutzung eines mobilen Bildüberlagerungssystems eine Fadenkreuznavigation vorgestellt [47]. Krempien et al. haben als Navigation für eine Brachy-Therapie eine projektorbasierte AR-Anwendung vorgestellt [48]. In beiden Fällen wird durch die Visualisierung sowohl das Finden des Einstichwinkels, als auch der Einstichtiefe unterstützt. Eine Evaluation verschiedener Konzepte wurde durch Heinrich et al. vorgenommen und wird im Abschnitt 3.3 hinsichtlich verschiedener Visualisierungskonzepte betrachtet [49]. Neben einer Visualisierung des Zugangspfades oder dem Bereitstellen konkreter Navigationsanweisungen, können Nadelnavigtionen auch im Rahmen einer Überlagerung mit den Daten aus verschiedenen Bildgebungsmodalitäten realisiert werden. Dabei ist auch eine Kennzeichnung des geplanten Zugangspfades möglich. Zudem ist die Verwendung einer dreidimensionalen Repräsentation der Anatomie des Patienten möglich.

Das et al. haben dies im Rahmen einer AR-Anwendung für CT-gestützte Interventionen im Abdomen umgesetzt. Im Rahmen der Evaluation wurde die Differenz zwischen Nadelspitze und Zielstruktur mit CT- und Ultraschallaufnahmen bestimmt. Dabei war die Nadelplatzierung in allen Fällen erfolgreich.

Fritz et al. haben ein MRT-kompatibles AR-System für Wirbelsäulenpunktionen unter MRT-Kontrolle evaluiert [25]. Mittels eines semitransparenten Spiegels werden dabei Bilddaten von einem LCD-Display als Überlagerung dargestellt [50]. Es werden verschiedene lumbale Punktionen betrachtet, unter anderem auch Facettengelenksinfiltrationen. Es wurde ein Bildüberlagerungs-AR-System verwendet, das ein MRT-Bild mit Schichtplanung darstellt. Als Pfadvisualisierung wurde dabei eine Linie vom Einstich- bis zum Zielpunkt gewählt. In der Evaluation wurde ein durchschnittlicher Winkelfehler von $1.6 \pm 1.0^\circ$ bestimmt.

Die bereits unter Punkt 2.2.1 vorgestellte Anwendung OpenSights wurde durch Gibby et al. zur Umsetzung einer CT-gestützten Nadelnavigation verwendet. Dafür wurden CT-Aufnahmen eines Wirbelsäulenphantoms erstellt und verschiedene Zugangspfade geplant. Anschließend erfolgte die Darstellung des Datensatzes mit OpenSights auf der HoloLens. Mehrere Nadeln wurden entsprechend der dargestellten Pfade platziert,

anschließend erfolgte eine Evaluierung mit Hilfe eines erneuten CT-Scans. Es ergab sich ein durchschnittlicher Fehler von 4.69 mm in mediolateraler und 4.48 mm in craniocaudaler Richtung [51].

Im Rahmen einer Multiuser-Anwendung wurde durch Huang et al. eine Navigationsunterstützung vorgestellt [52]. Dabei wurden in einer opaquen Box diverse Gegenstände dargestellt, die Ziele für eine Punktion mit einer Biopsienadel zur Verfügung stellen. Die Registrierung des virtuellen Modells mit der realen Box wurde über ein Bildmarkertracking mit manueller Korrektur vorgenommen. Neben der Darstellung des Inhalts der Box wurde eine Linie zur Pfadvisualisierung angezeigt. Die Ziele konnten durch alle Nutzer getroffen werden.

Eine AR-Unterstützung für Facettengelenksinfiltrationen wurde durch Agten et al. mit der HoloLens umgesetzt [53]. Dafür wurde ein Wirbelsäulenphantom verwendet, das von undurchsichtigem Agar umschlossen war. Über drei Markierungen wurde eine holographische Repräsentation manuell an die Position und Rotation des Phantoms angepasst. Statt einer Pfaddarstellung erfolgte ausschließlich die Visualisierung der anatomischen Struktur. 97.5% der Probanden konnten mit der Visualisierung die Nadel korrekt am Facettengelenk platzieren.

Eine Proof of Concept-Anwendung für die Nutzung der HoloLens im Rahmen verschiedener Wirbelsäulenpunktionen wurde durch Deib et al. durchgeführt [54]. Dabei wurden die Schichtbildaufnahmen inklusive der Pfadplanung als Visualisierung dargestellt. Alle betrachteten Interventionen an der LWS konnten korrekt durchgeführt werden.

Die Unterstützung einer Nadelnavigation ist auch im Rahmen einer Exploration des Einstichpfades möglich. Lin et al. haben mit HoloNeedle ein AR-gestütztes Nadelexplorationswerkzeug entwickelt, das besonders auf flexiblere Nadeln ausgelegt ist [55]. Über das Tracking der Nadel wird deren Position bestimmt und eine virtuelle Repräsentation platziert. Mittels der Nutzung einer verformungssensitiven Nadel wird die virtuelle Nadel an eine mögliche Verformung der realen Nadel angeglichen und eine Extrapolation ermöglicht. In Form eines monitorbasierten Systems haben Heinrich et al. weitere Varianten der Nadelexploration vorgestellt [56].

Das System SimpliCT¹⁵ nutzt ein Laser-System zur Darstellung des korrekten Einstichpfades. Die Lasereinheit ist dabei an der Front des CT-Scanners montiert, und kann um den Patienten rotiert werden. Die Einstellung erfolgt so, dass der Laserstrahl dem Einstichwinkel entspricht und auf den Einstichpunkt ausgerichtet wird. Die Nadel wird so ausgerichtet, dass sie mit dem Laser übereinstimmt. SimpliCT kann, neben dem CT auch für die Positronenemissionstomographie und Angio Labs benutzt werden. In einer Evaluation durch Krombach et al. betrug der durchschnittliche Winkelfehler bei der Nadelplatzierung 1.4 ° [6]. Moser et al. haben ein vergleichbares Lasernavi-

¹⁵https://neorad.no/products_1/simpliCT_for_ct_and_pet_ct/; [Aufruf: 27.04.2019]

gationssystem evaluiert und eine Winkelgenauigkeit von $0.4 \pm 0.5^\circ$ festgestellt [5]. SimpliCT wird im klinischen Alltag zur Navigation bei Eingriffen wie der PRT oder Facettengelenksinfiltration genutzt [57].

Wiercigroch et al. haben ein Navigationswerkzeug entwickelt und dabei speziell eine Facettengelenksinfiltration betrachtet [58]. Es ermöglicht die Voreinstellung eines Winkels (der aus der vorangegangenen Pfadplanung bekannt ist) mit einem feststellbaren Winkelmesser. Das Navigationswerkzeug wird anschließend auf dem Rücken des Patienten an der Einstichstelle platziert. In einer Führungsschiene am Winkelmesser wird die Nadel platziert und der Einstich erfolgt. Dadurch konnte ein durchschnittlicher Winkel-Fehler von $3.98 \pm 2.09^\circ$ ($2.31 \pm 1.69^\circ$ In-Plane und $3.09 \pm 1.98^\circ$ Out-of-Plane) erreicht werden.

3 Konzeption

Nachfolgend werden die Herausforderungen, die sich für die Implementationen einer Winkeldarstellung für die PRT ergeben, basierend auf den Grundlagen herausgearbeitet. Anschließend werden verschiedene Konzepte zur Lösung vorgestellt. Dabei wird das Finden der korrekten Rotation der Visualisierung betrachtet. Für die Platzierung der Visualisierung wurde durch Radiologen vorab die Vorgabe einer manuellen Positionierung aufgestellt. Diese wurde umgesetzt, nachfolgend werden somit keine Konzepte für die Platzierung der Visualisierung betrachtet.

3.1 Registrierung

Im Rahmen der Anwendung ist eine Registrierung von verschiedenen Koordinatensystemen notwendig. Das medizinische Koordinatensystem (Abbildung 3.1) setzt sich aus der longitudinalen (Längsachse), transversalen (Querachse) und sagittalen Achse zusammen. Diese Achsen sind dabei lokal, also von der Lage des Patienten abhängig. Liegt der Patient, wie im CT, wird das gesamte Koordinatensystem entsprechend um 90° gedreht.

Die im Rahmen der CT-Aufnahmen der PRT erzeugten Bilddaten (abgesehen von der ersten Planungsaufnahme) liegen in der Transversalebene des Patienten. Da die Informationen aus dem DICOM-Datensatz keinen Rückschluss auf die Orientierung im Raum erlauben, ist eine entsprechende Registrierung notwendig, um die Visualisierung korrekt anzeigen zu können.

Die Patienten liegen während der Intervention auf dem Tisch des CT-Scanners. Sie werden ausschließlich entlang ihrer Längsachse verschoben, es findet keine Rotation statt. Die Orientierung des Tisches entspricht der des CT-Scanners, der Patient ist so im Verhältnis zum CT rotiert wie der Tisch. Die Transversalebene kann folglich als parallel zur Front angenommen werden. Eine Registrierung des Patienten-Koordinatensystems mit dem der HoloLens kann über ein oder mehrere Referenzobjekt erfolgen, deren Rotation an die des CT-Scanners angeglichen wird. Objekte, die der Rotation der Gantry entsprechen, werden nachfolgend als CT-Referenz bezeichnet.

3.1.1 Manuelle Registrierung

Für die manuelle Registrierung kann die CT-Referenz an die Front des CT-Scanners angeglichen werden. Dadurch ist eine gute Bestimmung der Rotationen um die transversale

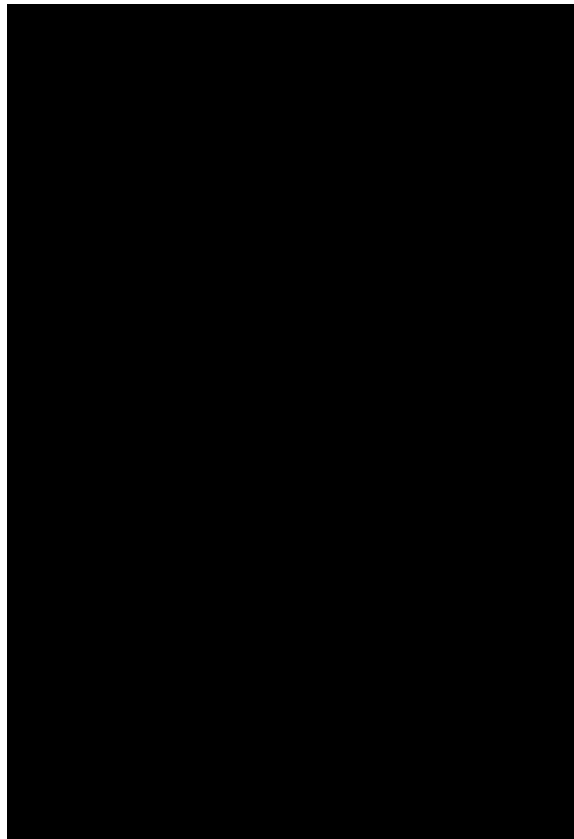


Abbildung 3.1: Darstellung des medizinischen Koordinatensystems mit einer schematischen Patientenvisualisierung zur Orientierung. [59]

und sagittale Achse möglich. Die Evaluation der Rotation um die Längsachse ist jedoch erschwert. In diesem Fall kann sich eine zweiseitige Initialisierung anbieten, bei der für den Boden ebenfalls ein Referenzobjekt (Boden-Referenz) bestimmt wird. Die Rotation der Schichtbild-Ebene ergibt sich in dem Falle aus der transversalen und sagittalen Rotation der CT-Referenz und der longitudinalen Rotation der Boden-Referenz.

Die Referenzobjekte können verschiedenen Formen haben. Die simpelsten Formen stellen eine Ebene oder ein flacher Quader dar, die sich insbesondere für den Boden anbieten. Bei der CT-Referenz ist es möglich, dass durch eine Wölbung der Front (oder Teilen der Front) ein genauer Abgleich erschwert ist. Dies tritt nicht bei allen CT-Scannern auf, beziehungsweise ist bei weiteren nicht relevant, da es alternative, ebene Flächen gibt. Ist die Rotationsbestimmung mit einer ebenen Startreferenz durch eine gebogene Front erschwert, könnte stattdessen auch ein virtuelles Abbild des gesamten Scanners verwendet werden. Da jedoch verschiedene CT-Scanner existieren, die sich auch in der Form unterscheiden, müssten verschiedene Modelle angeboten werden.

Der Vorteil einer manuellen Registrierung ist, dass, neben der HoloLens und gegebenenfalls dem Interaktionswerkzeug, keine weitere Hardware benötigt wird. Sie kann in jedem Interventionsraum durchgeführt werden, unabhängig von der Einrichtung und den Lichtverhältnissen. Sie ist nicht von Trackingmarkern jeglicher Art abhängig.

Auf der anderen Seite basiert die manuelle Registrierung ausschließlich auf dem, was der Nutzer als richtig erkennt. Wird die Registrierung unsauber ausgeführt, was etwa auch bei einer unzureichenden Kalibrierung der HoloLens der Fall sein kann, wirkt sich der Fehler auch auf den angezeigten Winkel aus. Des Weiteren kann das manuelle Rotieren der Ebenen mit einer sorgfältigen Validierung auch länger dauern, als etwa eine einschrittige Registrierung mit einem optischen Marker.

3.1.2 Bildbasiertes optisches Tracking mit der HoloLens

Ein bildbasiertes optisches Tracking kann zur Bestimmung der Rotation und Position eines Objektes verwendet werden, indem dies entweder direkt oder indirekt getrackt wird. Nachfolgend wird konkret auf Verfahren eingegangen, die mit der Nutzung der Frontkamera der HoloLens möglich sind und somit keine externe Hardware benötigen. Eine Beschreibung anderer Verfahren mit externem Tracking erfolgt unter Punkt 3.1.4. Ein indirektes Tracking erfolgt durch die Platzierung eines Markers auf dem Objekt, dessen Position und/oder Rotation bestimmt werden soll. Die beiden in Betracht gezogenen Verfahren verwenden zweidimensionale Bildmarker, die zur Nutzung ausgedruckt oder auf einem Bildschirm angezeigt werden können. Sie wurden gewählt, da für beide eine sichere Implementation für die HoloLens umgesetzt werden kann. Wichtig ist dass die Darstellung der Marker in korrekter Form und Größe erfolgt, da dies sonst zu einer fehlerhaften Erkennung insbesondere bei der Position führen kann. Um dies zu gewährleisten, müssen die Marker zusammen mit der Anwendung bereitgestellt werden. Zur Bestimmung der Boden-Referenz kann der Marker auf dem Boden platziert werden, zur Bestimmung der CT-Referenz an der Frontseite des CT-Scanners. Neben den verfahrensbedingten Unterschieden in der Genauigkeit des Trackings, auf die nachfolgend noch eingegangen wird, ist für eine korrekte Rotationsbestimmung auch die exakte Positionierung der Marker entscheidend. Diese ist auf gewölbten Oberflächen, wie sie etwa bei CT-Scannern auftreten können, deutlich erschwert. Auch auf ebenen Untergründen kann es zu einer Rotation um den Normalenvektor des Markers kommen. Durch eine zweischrittige Registrierung, etwa in dem zwei Marker getrackt werden oder eine Kombination mit einem anderen Verfahren erfolgt, kann ein Ausgleich möglicher Positionierungsfehler erfolgen. Im Gegensatz zu der Validierung der manuellen Registrierung kann die korrekte Platzierung des Markers, und damit auch die der Referenzobjekte, durch mehrere Personen erfolgen, wodurch Fehleinschätzungen ausgeglichen werden können.

Sofern es in der medizinischen Umgebung möglich ist, kann ein Marker auch über mehrere Interventionen hinweg verwendet werden. Dadurch kann sich eine Zeitersparnis gegenüber der manuellen Registrierung ergeben.

Für ein korrektes Tracking sind gute Lichtverhältnisse von Nöten. Bei CT-Scannern sind

diese in der Regel gegeben oder können für die Initialisierungsphase erzeugt werden. Es wurden zwei verschiedene Verfahren in Betracht gezogen: das ARToolKit und das SDK Vuforia Augmented Reality. Beide bieten explizit auch für die HoloLens ausgelegte Trackingverfahren mit Bildmarkern.

Vuforia Augmented Reality SDK

Eine Platzierung von Objekten auf Basis eines Trackings mit Vuforia wurde bereits in verschiedenen Forschungsarbeiten vorgestellt [35,60]. Eine gute Genauigkeit hinsichtlich Positionierung und Rotation konnte auch bei der Verwendung in vorangegangenen Projekten bestätigt werden.

Die Unterstützung für eine Entwicklung mit der HoloLens und die Verfügbarkeit verschiedener Beispiele vereinfacht den Aufbau eines neuen, aber auch die Integration in ein bestehendes Projekt.

Die Bildmarker, die mit einer Vuforia-Anwendung getrackt werden können, können nicht ohne eine Neuinstallation des Programms geändert werden. Ein Wechsel des Markers oder auch der Größe des verwendeten Markers ist somit in einer klinischen Anwendung nicht möglich. Dies bedeutet auch, dass alle notwendigen Marker in der korrekten Größe zur Verfügung gestellt werden müssen.

HoloLensARToolKit

Durch das HoloLensARToolKit wird unter anderem auch ein optisches, bildmarkerbasiertes Tracking zur Verfügung gestellt. Anders als bei Vuforia, wo jedes registrierte und als hinreichend erkennbar eingestufte Bild als Bildmarker verwendet werden kann, ist dies für bereits vorgegebene Marker umgesetzt, unter anderem für die in Abbildung 3.2 dargestellten Hiro- und Kanji-Marker. Ebenso wie bei Vuforia ist eine Übereinstimmung der Größe des getrackten Markers mit der im Code festgelegten Größe essentiell für die korrekte Darstellung der Referenzobjekte.

In vorangegangenen Projekten hat sich für das Tracking mit dem HoloLensARToolKit eine gute Rotationserkennung, für die Positionierung jedoch eine Abweichung im Bereich mehrerer Zentimeter ergeben. Nach Azimi et al. ermöglicht eine Kalibrierung eine Korrektur des Trackings [61]. Eine mögliche Kalibrierung wird dabei mit dem HoloLensARToolKit zur Verfügung gestellt. Obwohl eine Verbesserung erkennbar war, blieb es jedoch bei einer Abweichung zwischen ein und zwei Zentimetern.

3.1.3 Raum- und Objekterkennung

Um den CT-Scanner an sich zu tracken, kann das Objekttracking von Vuforia verwendet werden. Zu berücksichtigen ist dabei, dass CT-Scanner verschiedenen Typs in der



Abbildung 3.2: Beispiele für Single-Marker aus dem HoloLensARToolKit. a) Hiro-Marker, b) Kanji-Marker

Regel unterschiedliche Formen aufweisen. Dadurch ist es notwendig, verschiedene 3D-Modelle zur Verfügung zu stellen, und diese bei Bedarf auch zu aktualisieren. Es ist zu erwarten, dass das Objekttracking von Vuforia eine geringere Genauigkeit aufweist, als die vorangehend beschriebenen Trackingvarianten.

Des Weiteren kann eine Objekterkennung auf der Umgebungserkennung der HoloLens basieren. Zur Registrierung des CT-Scanners müssen zunächst die bestehenden Kriterien erweitert werden. Auch dann kann es jedoch dazu kommen, dass der CT-Scanner als Wand erkannt wird. Verstärkt werden kann dies durch eine ungünstige Positionierung der HoloLens beim Scannen des Raumes oder einen (durch andere Geräte) teilweise verdeckten CT-Scanner. Des Weiteren ergibt sich auch hier die Problematik, dass es sich von der Form her unterscheidende CT-Scanner gibt. Einfacher definierbare Kriterien könnten sich für den Tisch des CT-Scanners ergeben.

Die Bestimmung der Rotation des Bodens kann sowohl direkt, aus den Daten der Raumerkennung, oder indirekt, über die Platzierung eines Referenzobjektes, erfolgen. Es kann dazu kommen, dass der Boden, der durch die Raumerkennung eingefügt wird, als schräg im Raum liegend erkannt wird. In diesem Fall sollte die Rotation des Referenzobjektes innerhalb der Bodenebene separat bestimmt werden.

Für die Bestimmung der Bodenrotation ergibt sich der Vorteil, dass die Erkennung ohne weitere Hardware, aber auch ohne weitere Materialien vorgenommen werden kann. Dadurch muss kein Marker platziert beziehungsweise entfernt werden und es kann sich kein hygienisches Problem ergeben. Für eine korrekte Raumerkennung muss genügend Zeit eingeplant werden, um die Wahrscheinlichkeit für Artefakte und unvollständige Darstellung zu senken.

3.1.4 Externes Tracking

Ein externes Tracking ermöglicht die Nutzung vielfältigerer Trackingmethoden, als sie mit der HoloLens alleine möglich sind. Dafür wird zusätzliche Hardware zum Tracken verwendet, die Daten werden an die HoloLens übertragen, und dort verarbeitet. Die Übermittlung muss dabei über ein lokales Netzwerk oder eine Bluetooth-Verbindung erfolgen, da eine Laufzeit-Datenübertragung über den USB-Anschluss der HoloLens nicht möglich ist.

Beim Einsatz externer Hardware zum Tracken können, neben den vorangehend erwähnten Bildmarkern, auch andere passive oder aktive Marker verwendet werden. Passive Marker sind in der Regel mit retroreflektiven Materialien beschichtet. Die Trackingkamera sendet Lichtsignale im Infrarotbereich aus, und misst die Reflexion. Aktive Marker verfügen über eine Leuchtdiode, die Infrarotlicht emittiert, das von der Trackingkamera gemessen wird. Beide Markerformen können am CT-Scanner oder auf dem Boden befestigt werden, und so zur Bestimmung der Rotation und Position der Referenzobjekte genutzt werden. Mit einem infrarotbasierten Trackingverfahren kann eine sehr große Genauigkeit erreicht werden, insbesondere auch bei Hardware, die bereits für den Einsatz im medizinischen Umfeld zugelassen ist (etwa eine Genauigkeit von 0.09mm (bei einer Entfernung von unter 2m zwischen Kamera und Marker) bei der fusionTrack von Atracsys).

Ein externes Tracking kann neben der Registrierung auch für ein Nadeltracking verwendet werden. Dafür wird eine Nadel mit passiven Markern für ein optisches Tracking versehen. Für einen Teil der nachfolgend beschriebenen Visualisierungen ist die Kenntnis der aktuellen Nadelposition und -rotation notwendig.

3.2 Interaktion

Im Verlauf der Anwendung sind, auch abhängig vom gewählten Registrierungskonzept, verschiedene Interaktionen notwendig. Für die manuelle Registrierung muss eine Steuerung der Referenzobjekte möglich sein. Bei einer automatischen Bestimmung der Rotationen (beziehungsweise der Referenzobjekte) genügen Verifikationen der einzelnen Schritte.

Nachfolgend werden verschiedene Interaktionsmöglichkeiten betrachtet, die mit der HoloLens verwendet werden können. Dies schließt Möglichkeiten mit und ohne externer Hardware mit ein.

3.2.1 Interaktionskonzepte ohne externe Hardware

Die HoloLens bietet von externer Hardware unabhängige Interaktionsmöglichkeiten, die auch zur Navigation durch das Startmenü und die eigenen Anwendungen genutzt

werden. Zum einen ist dies die Sprachinteraktion, zum anderen die Gesteninteraktion. Der allgemeine Vorteil einer Interaktion ohne zusätzlicher Hardware liegt darin, dass die Hände frei sind. Gerade in einer medizinischen Umgebung besteht keine Gefahr der Infektionsübertragung durch die Geräte und keine ausfallbedingten Unsicherheiten.

Sprachinteraktion mit der HoloLens

Bei der Entwicklung mit der HoloLens werden verschiedene Möglichkeiten geboten, eine Sprachinteraktion umzusetzen, etwa mit dem Mixed Reality Toolkit. Dabei können Begriffe mit verschiedenen Aktionen verknüpft werden.

Die Sprachinteraktion hat den Vorteil, dass natürlichsprachige Begriffe aus der englischen Sprache verwendet werden können, die für unerfahrene Anwender meist einfacher anzuwenden sind, als etwa Gesten die zunächst erlernt werden müssen. Diese werden bei der Programmierung festgelegt und können nach der Installation des Programms nicht mehr verändert werden. Abhängig von Komplexität und Anzahl der Begriffe kann eine Befehlsübersicht erforderlich sein. Die Spracherkennung ist nicht für jede Person gleich verlässlich. Der Erfolg ist stark von der Aussprache der Befehle abhängig, wird aber auch durch andere Faktoren beeinflusst.

Eine Steuerung für die manuelle Registrierung kann bei einer Sprachinteraktion über Befehle erfolgen, die das Referenzobjekt um eine vordefinierte Distanz entlang einer Achse verschieben, beziehungsweise um eine Achse rotieren. Dafür wären insgesamt 12 Befehle notwendig (6 für die Translationen, 6 für die Rotationen). Eine manuelle Initialisierung würde viel Zeit in Anspruch nehmen, was durch das für viele Nutzer ungewohnte Interaktionskonzept noch erschwert werden würde.

Gesteninteraktion mit der HoloLens

Die HoloLens erkennt verschiedene Gesten. Die Gebräuchlichsten sind in Abbildung 3.3 dargestellt. Ein Teil kann auch zur Interaktion in Programmen verwendet werden. Am Häufigsten verwendet werden dabei das 'Tippen' und das 'Tippen und Halten' (wobei letzteres ein verlängertes Tippen ist). Die 'Blüte' wird zum Verlassen eines Programmes genutzt und kann innerhalb einer Applikation nicht mit weiteren Funktionen verknüpft werden.

Die Bestimmung der Platzierung könnte dabei erfolgen, indem das Objekt mit einem 'Tippen und Halten' gegriffen und anschließend im Raum verschoben wird. Eine grobe Platzierung kann dadurch gut ermöglicht werden, für eine Feinabstimmung ist das Konzept jedoch ungeeignet. Diese könnte anschließend über eine zweite Steuerung mit einer anderen Umsetzung zwischen der Hand- und der Objektbewegung erfolgen. Die grobe Bestimmung der Rotation kann ebenfalls direkt mit dem Objekt erfolgen. Dafür sollten Griffpunkte definiert werden, damit die Rotation unabhängig von einer

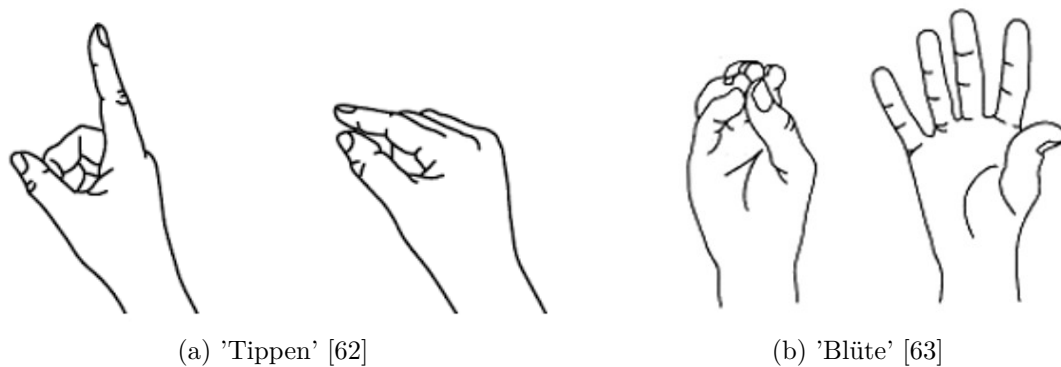


Abbildung 3.3: Darstellung der Handbewegungen zur Gesteninteraktion mit der HoloLens.

Translation durchgeführt werden kann. Eine Feinabstimmung kann äquivalent zur Platzierung erfolgen.

Die Gesten müssen durch den Anwender zunächst erlernt werden und werden bei verschiedenen Menschen unterschiedlich gut erkannt. Beim 'Tippen und Halten' kann es dazu kommen, dass das Objekt verloren wird. Insbesondere können Schwierigkeiten durch den eingeschränkten Bereich entstehen, in dem Gesten durch die HoloLens erkannt werden. Bewegt sich eine Hand aus diesem Bereich heraus, die ein Objekt 'hält', wird dieses an der Austrittsstelle abgelegt.

Je nach Anwendungssituation kann sich ein Platzproblem für die Gestenanwendung ergeben, etwa bei der Intervention selber, wenn der Anwender auch auf den sterilen Einstichbereich achten muss.

3.2.2 Interaktionskonzepte mit externer Hardware

Als externe Hardware zur Interaktion können verschiedene Bluetooth-Eingabegeräte genutzt werden. Betrachtet werden nachfolgend die Nutzung einer Bluetooth-Tastatur und eines bluetoothfähigen Xbox-Controllers.

Allgemein ist bei der Verwendung von externer Hardware eine feinere Steuerung als bei den vorangehend vorgestellten Konzepten möglich. Auf der anderen Seite besteht bei externer Hardware der Nachteil, dass ein zusätzlicher Gegenstand an den Patienten gebracht wird. Obgleich die Sterilität bei einer Intervention in der Radiologie eine geringere Rolle spielt, als in einer offenen Operation, besteht dennoch das Risiko der Infektionsübertragung.

Interaktion über eine Bluetoothtastatur

Bei einer Bluetoothtastatur können alle Tasten zur Interaktion verwendet werden. Insbesondere Steuerungselemente wie die Pfeiltasten lassen sich dabei auch mit den Inputachsen von Unity verbinden, was einen intuitiveren Umgang ermöglicht. Davon abgesehen muss die Tastenbelegung ebenso dokumentiert werden, wie es bei der Verwendung von Sprachbefehlen der Fall ist. Bei der Verwendung einer Tastatur ist deren Größe und Unhandlichkeit zu bedenken. Die Interaktion erfolgt in der Regel ohne Abstellmöglichkeit für die Tastatur, da der Anwender sich zur Verifikation um die Referenzobjekte herum bewegen können muss.

Interaktion über einen XBox-Controller

Ein weiteres mögliches Eingabebegegerät ist ein bluetoothfähiger XBox-Controller. Für die manuelle Verschiebung und Rotation bietet sich die Verwendung der Joysticks an, die, ähnlich wie die Pfeiltasten der Tastatur, eine intuitive Steuerung der Objekte ermöglicht. Dadurch, dass insgesamt weniger Tasten zur Verfügung stehen, als bei der Tastatur, kann es dazu kommen, dass in verschiedenen Programmabschnitten verschiedene Zuweisungen notwendig sind, was für den Anwender verwirrend sein kann. Eine Dokumentation der Tastenbelegung kann dem entgegen wirken.

Der Controller ermöglicht eine ebenso genaue Eingabe wie die Tastatur, ist jedoch handlicher und kleiner.

Erweiterte Interaktionskonzepte

Im Rahmen der Nutzung externer Hardware kann auch eine Gaze-Interaktion umgesetzt werden. Für das Eyetracking muss eine Erweiterung der HoloLens-Hardware¹ vorgenommen werden. Eine Evaluation eines Eyetracking-basierten Gaze-Inputs in einer Virtual Reality-Umgebung wurde durch Blattgerste et al. vorgenommen [64]. Sie konnten eine gute Eignung für Selektionsaufgaben feststellen. Zur Positions- und Rotationsbestimmung ist der Gaze-Input jedoch nicht geeignet.

Eine Alternative stellt die Verwendung einer Fußinteraktion dar. Diese kann auf verschiedene Arten umgesetzt werden, etwa mit drucksensitiven Fußsohlen [65] oder am Fuß befestigten Sensoren [66]. Hatscher et al. stellen eine Kombination einer Fußinteraktion mit einem Eyetracking vor, die auf einem traktilen Fußboden basiert [67].

Generell eignen sich sowohl die Fuß- als auch die Gaze-Interaktion eher für Selektionsaufgaben, die im Rahmen des Programms auftreten. Dies kann beispielsweise die Wahl der Visualisierung sein. Im Hinblick auf die Bestimmung der Position und Rotation der

¹Eine Übersicht der unterstützten Eyetracker wird durch Microsoft zur Verfügung gestellt und kann hier eingesehen werden: <https://support.microsoft.com/en-gb/help/4043921/windows-10-get-started-eye-control>; [Aufruf 08.05.2019]

Referenzobjekte ist die Steuerung, insbesondere im Vergleich zur Tastatur oder dem Controller, zu grob und aufwendig.

3.3 Visualisierungskonzepte

Die Visualisierung des Pfades, der dargestellt werden soll, kann auf verschiedene Weisen erfolgen. Im Vordergrund steht dabei die Unterstützung bei der Winkelfindung. Nachfolgend werden dazu verschiedene Konzepte beschrieben.

3.3.1 Liniendarstellung

Die Darstellung eines Pfades durch eine Linie ist eine grundlegende und intuitive Visualisierungsform. Dabei wird ausschließlich der Zugangspfad visualisiert, es werden keine weiterführenden Informationen gezeigt. Dadurch ergibt sich der Vorteil, dass das Konzept wenig ablenkend wirkt. Es weist eine geringe Verdeckung auf und ist intuitiv verständlich. Auf der anderen Seite werden keine weiterführenden Navigationshinweise oder Kontextdarstellungen geboten. Wie in Abbildung 3.5 dargestellt, werden Linien auch oft zur Anzeige von Nadelextrapolationen genutzt.

Chan et al. haben eine Liniendarstellung hinsichtlich der Rotationsbestimmung positiv bewertet [46].

3.3.2 Ebenendarstellung

Für diese Darstellung wird vorausgesetzt, dass für die Referenzobjekte Ebenen verwendet werden. Während der Initialisierung sollen drei Ebenen erzeugt werden: Eine CT-Ebene, eine Boden-Ebene und eine Winkel-Ebene (Siehe Abbildung 3.4). Der Schnittpunkt aller Objekte stellt den Einstichpunkt dar, die Schnittgerade zwischen der CT- und der Winkelebene repräsentiert den Interventionspfad.

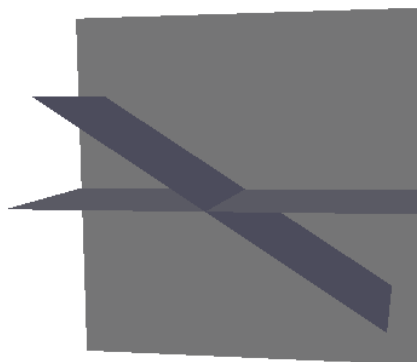


Abbildung 3.4: Darstellung eines Konzeptes zur Ebenenvisualisierung

Durch die zusätzliche Darstellung der CT- und Boden-Ebene, wird dem Radiologen eine permanente Verifikation der Rotation der Visualisierung erlaubt. Insbesondere unerwünschte Rotationen, die bei einer Fehlfunktion im Programm nach der Initialisierung auftreten könnten, können schnell erkannt werden. Diese Verifikation sollte durch den Arzt auch sofort nach der Initialisierung erfolgen. Wie in Abschnitt 2.1 erwähnt, kann es, insbesondere bei zervikalen Interventionen, notwendig sein, die Nadel aus der CT-Ebene heraus zu neigen, um die stärkere Krümmung der Wirbelsäule auszugleichen. Da die Winkalebene die korrekte Neigung über den geplanten Pfad hinaus darstellt, wird der Radiologe auch in diesem Fall bei der Winkelfindung unterstützt. Die Größe der Ebenendarstellung birgt den Nachteil, dass ein großer Bereich des sterilen Arbeitsbereichs verdeckt wird. Auch bei der Verwendung von (semi-)transparenten Objekten kann es zu Sichtbehinderungen kommen.

Eine Ergänzung der Ebenendarstellung stellt eine gleichzeitige Nutzung mit der Liniendarstellung dar, wodurch die Schnittgerade der Winkel- und CT-Ebene verstärkt hervorgehoben wird. Des Weiteren kann auf der CT-Ebene auch das Schichtbild mit der Pfadplanung dargestellt werden. Dies ermöglicht dem Radiologen eine erweiterte Validierung der angezeigten Visualisierung.

3.3.3 Erweiterte Techniken

Die beiden vorangehend vorgestellten Konzepte ergeben sich aus der bisherigen Konzeption der Anwendung. Darüber hinaus sollen weitere Visualisierungen zur Verfügung gestellt werden. Verschiedene Möglichkeiten dafür werden nachfolgend beschrieben.

Schichtbildvisualisierungen

Zur Visualisierung des Pfades kann auch das Schichtbild selbst verwendet werden. Durch die vorangegangene Registrierung erfolgt die Darstellung des CT-Schichtbildes direkt am Interventionspunkt und ermöglicht dem Arzt so, auf Basis der gewohnten Bildinformationen zu arbeiten. Fritz et al. haben eine Darstellung eines Schichtbildes mit einem Bildüberlagerungssystem zur Navigation bei MRT-Interventionen genutzt [25]. Die Nutzung eines HMD kann dafür einen uneingeschränkten Zugang zum Patienten ermöglichen.

Zusätzlich kann eine Ergänzung des Schichtbildes mit weiteren Visualisierungen erfolgen. Das et al. haben dieses Konzept für ein HMD in Verbindung mit einem Nadeltracking genutzt. Das Tracking der Nadel ermöglicht eine virtuelle Anzeige der Nadel selbst, aber auch die Darstellung des extrapolierten Einstichverlaufs. Des Weiteren werden Zielstrukturen hervorgehoben [68].

Für eine vollständige Darstellung der Schichtbilder ist eine Anzeige der gesamten CT-Ebene notwendig, wodurch es zu Verdeckung kommen kann. Die Visualisierung des

Schichtbildes in der Transversalebene unterscheidet sich von der gewohnten Darstellung auf dem Bildschirm, der frontal vor dem Interventionisten ist. Werden die Bilddaten direkt in der Ebene, in der sie auch aufgenommen wurden, dargestellt, ist dies von der Seite aus schwerer zu sehen.

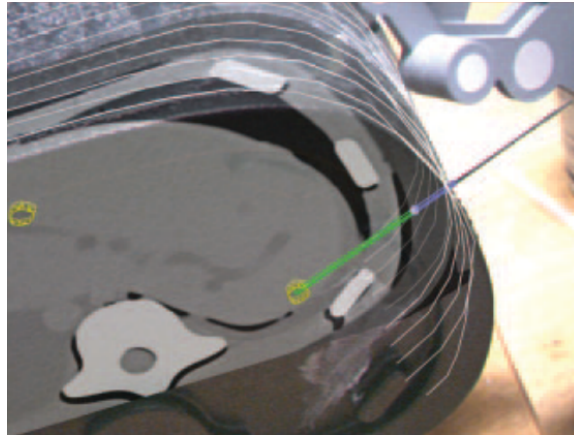


Abbildung 3.5: Beispiel für eine Schichtbildvisualisierung. Die Nadel wird mit der grünen Linie extrapoliert, Zielstrukturen sind gelb markiert. [68]

Pfadvisualisierungen

Eine Pfadvisualisierung stellt den Pfad an sich da. Eine Ergänzung durch eine Kontextdarstellung ist möglich, steht aber nicht im Vordergrund und wird im konkreten Fall auch nicht betrachtet. Es werden keine konkreten Navigationshinweise gegeben, es ist die Aufgabe des Anwenders, die Rotation und Position der Visualisierung zu erkennen und in die korrekte Platzierung der Nadel umzusetzen. Die bereits betrachteten Konzepte der Ebenen- und Liniendarstellung können beide als Pfadvisualisierungen angesehen werden. Nachfolgend werden weitere Darstellungsformen vorgestellt.

Als ein 'Ghostobject' wird ein virtuelles Abbild der Interventionsnadel bezeichnet. Es wird an der Einstichstelle eingeblendet und ist so rotiert, dass es die Nadel in der perfekten Einstich-Rotation repräsentiert. Der Anwender muss dann die reale Nadel exakt mit der virtuellen abstimmen, ehe er mit dem Einstich beginnt. Das Ghostobject an sich zeigt nur die korrekte Position und Rotation vor dem Einstich. Danach kann das dünne Nadelende weiterhin als Orientierung dienen. Bei den in Abbildung 2.5 dargestellten Nadeln unterscheidet sich das Ghostobject nur durch den Griff am Kopf der Nadel von der Linienvisualisierung. Durch Chan et al. wurde das Ghostobject hinsichtlich der Rotationsbestimmung positiv bewertet [46].

Der 'Strip' ist eine kegelförmige Struktur, deren Spitze auf dem Einstichpunkt steht [69]. Die Symmetrieachse des Kegels stellt den optimal geplanten Pfad da. Die Darstellung wird so rotiert, dass diese Linie korrekt ist. Der Anwender kann die Rotation der Nadel innerhalb der Visualisierung noch in einem geringen Maß variieren. Auf der einen Seite

ermöglicht dies eine Individualisierung des Einstiches, ohne durch negatives Feedback irritiert zu werden. Auf der anderen Seite ist dadurch jedoch auch die konkrete Pfadangabe ungenauer, da die Einordnung der Mittellinie durch die subjektive Wahrnehmung verfälscht werden kann. Als eine Sonderform des Strip kann der 'Crepuscular Ray' angesehen werden. Er zeichnet sich durch die diffuse Darstellung, äquivalent zu den namensgebenden Sonnenstrahlen, aus. Crepuscular Ray wurden ursprünglich vorgestellt, um Pfadplanungen zu unterstützen und zu visualisieren [70]. Bei Chan et al. wurde das Konzept auch zur Visualisierung eines bekannten Pfades vorgestellt [46]. Durch die diffuse Darstellung kann verdeutlicht werden, dass es sich lediglich um eine Winkelempfehlung handelt, der Radiologe diesen jedoch nach seinem Ermessen anpassen kann. Beide Konzepte wurden hinsichtlich der Rotationsbestimmung als schlechter als etwa die Liniendarstellung eingestuft.

Eine weitere Ergänzung des 'Strips' haben Chan et al. vorgenommen [46]. Als 'ConeRing' wird nachfolgend die durch sie entworfene Visualisierung bezeichnet, die sich aus einem diffusen, semitransparenten Strip im unteren Bereich und einem Ringkomplex im oberen Teil zusammensetzt. Sie zeichnet sich durch eine sehr gute Unterstützung insbesondere bei der korrekten Winkelfindung aus, wo auch der Schwerpunkt der HoloLens-Anwendung liegen soll. Wie in der Abbildung 3.6 zu erkennen ist, ist der Kopf der Nadel, für die die Visualisierung entworfen wurde, größer, als der der Nadel, die für die PRT verwendet wird. Eine Anpassung der Ringgröße ist somit notwendig. Die Bewertung durch Chan et al. hinsichtlich der Rotationsbestimmung war durchgehend positiv.

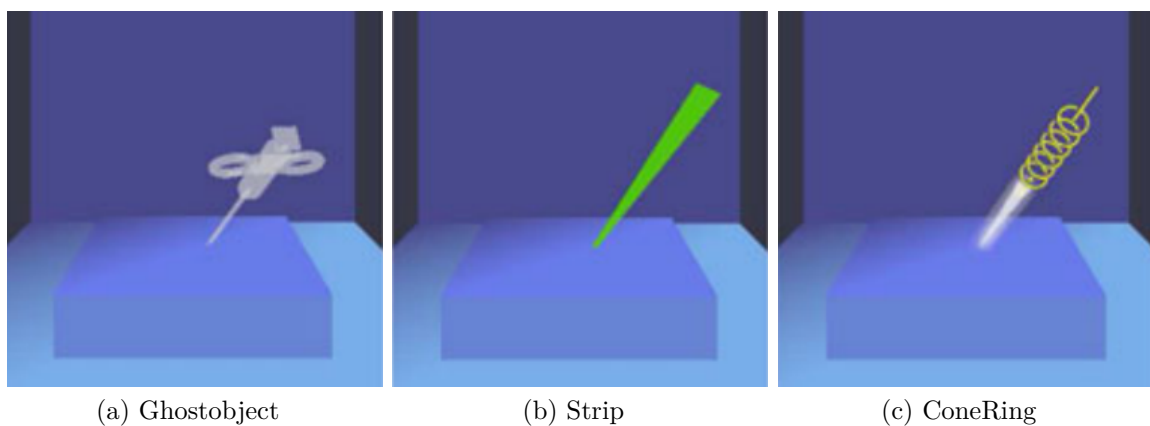


Abbildung 3.6: Darstellung verschiedener Beispiele einer Pfadvisualisierung. [46]

Navigationsdarstellung

Statt des vollständigen Pfades kann auch eine Navigation zur korrekten Nadelposition dargestellt werden. Dabei ist eine Information über die derzeitige Nadelposition und -rotation notwendig. Diese kann zum Beispiel über ein Nadeltracking ermittelt werden. Heinrich et al. betrachten verschiedene Beispiele für navigationsbasierte Visualisierungen. Die Umsetzung erfolgte dabei mit einem projektorbasierten AR-System. Neben dem korrekten Winkel erfolgt eine zusätzliche Codierung der Tiefe. Verschiedene Konzepte, die durch Heinrich et al. evaluiert wurden, sind in Abbildung 3.7 dargestellt [49].

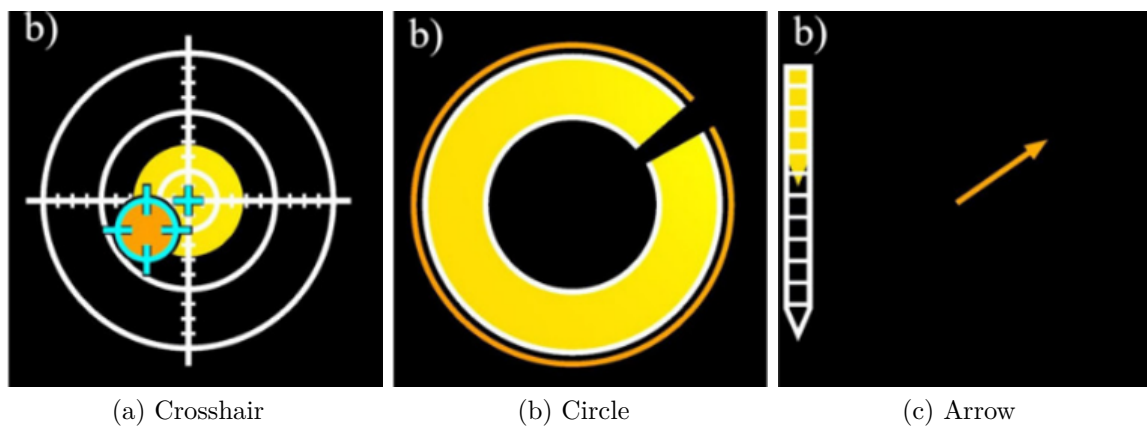


Abbildung 3.7: Darstellung verschiedener Beispiele einer Navigationsdarstellung. [49]

Der Vorteil der Navigation liegt darin, dass eine konkrete Handlungsanweisung vorliegt, die auch durch unerfahrenere Radiologen gut umgesetzt werden kann. Das Verfahren ist unabhängiger von der subjektiven Wahrnehmung des Verhältnisses zwischen virtueller Visualisierung und realer Nadel. Auf der anderen Seite kann dies für einen erfahrenen Radiologen, der bei einer zervikalen Intervention bewusst die Nadel aus der CT-Ebene heraus neigt, störend sein. Bei der Umsetzung mit projektorbasierten AR-Systemen ist die Visualisierung auf der Hautoberfläche des Patienten lokalisiert. Dadurch kann es zu Verdeckung kommen. Des Weiteren muss mit einem HMD wie der HoloLens eine andere Platzierung, etwa auf Basis des Raumtrackings, erfolgen, um den Effekt nachstellen zu können.

4 Umsetzung

Als Grundlage für die Visualisierung dienen DICOM-Datensätze. Wie in Abschnitt 2.1 beschrieben, wird dort durch den Radiologen ein Pfad eingezeichnet, der zur Orientierung bei der Punktion dient. Dieser Pfad wird als Annotation in den Metadaten des DICOM-Datensatz gespeichert. Mit Hilfe eines Skripts können die Pfadinformationen ausgelesen werden. Dafür werden die Metadaten nach einem regulären Ausdruck durchsucht, mit dem die Start- und Endpunkte der Pfadlinien definiert werden. Beim Auslesen werden zwei Pfadlinien erzeugt, die sich jeweils über einen Start- und einen Endpunkt, sowie eine Länge definieren. Der Startpunkt der ersten Pfadlinie entspricht der Position des auf dem Rücken des Patienten fixierten Referenzdrahtes. Der Endpunkt der ersten, beziehungsweise der Beginn der zweiten Linie markiert die Einstichstelle. Die zweite Pfadlinie endet in dem Foramen, das infiltriert werden soll.

Da die Übermittlung eines gesamten DICOM-Datensatzes an die HoloLens sehr zeit-
aufwendig und unsicher wäre, ist es ressourcenschonender, wenn das Auslesen der
Pfad-Daten mittels einer Desktopanwendung erfolgt. Dadurch ergibt sich auch der
Vorteil, dass die Vorverarbeitung mit einer leistungsstärkeren Hardware erfolgen kann,
als es bei der HoloLens der Fall wäre. Wie eingangs bereits beschrieben, definieren die
Pfadlinien sich über zwei Punkte und eine Länge, es sind zudem also auch erheblich
weniger Daten zu übermitteln, als beim Senden eines gesamten DICOM-Datensatzes.
Des Weiteren ergibt sich kein Sicherheitsproblem hinsichtlich der personenbezogenen
Daten, da die Pfaddaten keinen Rückschluss auf andere medizinische Daten zulassen.

4.1 Anwendung auf der HoloLens

Nachfolgend soll zunächst ein Überblick über den Programmablauf gegeben werden. Im
Anhang ist dazu ergänzend ein Ablaufplan hinterlegt (Abbildung A.3).

Nach dem Start der Anwendung erfolgt zunächst eine Sendeaufforderung bezüglich der
Pfaddaten. Sobald diese angekommen sind, beginnt die Registrierung. Diese ist in drei
Schritte unterteilt, die nacheinander durchlaufen werden: Die Rotationsbestimmung für
die Bodenebene und für die CT-Ebene, sowie die Positionsbestimmung.

Nach Abschluss der Initialisierung erfolgt die Anzeige einer Visualisierung. Der Nutzer
kann dabei zwischen verschiedenen Darstellungen wechseln und auch mehrere zugleich
anzeigen. Über ein Menü können Teile der Registrierung manuell wiederholt werden,
sowie die Position der Visualisierung nachträglich verbessert werden.

4.1.1 Kommunikation mit der Desktopanwendung

Wie unter Punkt 4.2 beschrieben, versendet die Desktopanwendung ein Datenpaket, das die Start- und Endpunkte zweier Linien und deren Länge enthält. Die Anwendung auf der HoloLens verfügt über einen Skript, welches ankommende UDP-Pakete empfängt und verarbeitet. Hierfür wird zunächst sichergestellt, dass es sich um ein Liniendatenpaket¹ handelt. Dies erfolgt mittels des Auslesens einer Paket-ID. Ist diese korrekt, so erfolgt das Auslesen des gesamten Pakets. Anschließend werden aus den übermittelten Daten zwei Linien erzeugt. Es muss sichergestellt werden, dass die Linien bis zur ersten Abfrage einer ihrer Funktionen erzeugt worden sind. Dies wiederum erfordert das Vorhandensein von Daten. Aus diesem Grund steht ganz zu Beginn der HoloLens-Anwendung eine Aufforderung, dass der Nutzer die benötigten Liniendaten übermitteln soll. Ehe dies nicht erfolgt ist, kann die Applikation nicht fortgesetzt werden.

4.1.2 Registrierung - Rotationsbestimmung

Als Referenzobjekte werden nachfolgend Ebenen genutzt. Dies ermöglicht zum einen einen guten Abgleich mit den darzustellenden Strukturen, zum anderen aber auch eine bessere Sichtbarkeit der aktuellen Rotation des Objektes, als etwa ein Würfel sie bieten würde. Um diese Orientierung weiter zu verbessern, wird in die obere linken Ecke jeder Ebene zudem ein Koordinatensystem eingefügt, das die Rotation zusätzlich visualisiert. Die Bestimmung der Rotation erfolgt zweischrittig. Für die automatische Initialisierung wurden für die beiden Ebenen jeweils verschiedene Konzepte gewählt, die anschließend näher erläutert werden. Zusätzlich ist für beide Ebenen einzeln auch eine manuelle Bestimmung möglich. Diese Umsetzung erfolgte, um eine Initialisierung zu ermöglichen, die von der Form des CT-Scanners und dem Raum, in dem die Intervention stattfindet, unabhängig ist. Des Weiteren dient sie als Alternative, falls die automatische Bestimmung einer oder beider Ebenen versagt. Eine Implementierung als einziges Konzept erfolgte nicht, da die manuelle Bestimmung langsamer und ungenauer als die nachfolgend erläuterten automatischen Konzepte ist.

Die Ebene, die manuell initialisiert werden soll, wird einen Meter vor und einen halben Meter unter der aktuellen Position der HoloLens erzeugt. Die Bodenebene ist dabei nicht rotiert, die CT-Ebene um 90 °ins Senkrechte gedreht, so dass sie zum Nutzer orientiert ist. Anschließend kann das Objekt frei verschoben und rotiert werden. Dafür werden verschiedene Empfindlichkeitsgrade bei den Bewegungen geboten, die sowohl eine grobe Orientierung als auch eine präzise Feineinstellung von Position und Rotation ermöglichen. Ein Zurücksetzen der Ebenen zur Ursprungsposition und -rotation ist jederzeit möglich.

¹Eine Erläuterung der verwendeten Datenpakete erfolgt unter Punkt 4.2

Bei beiden gewählten Konzepten für die automatische Initialisierung kann es zu Ungenauigkeiten und Ausfällen kommen. Aus diesem Grund können die Ebenen nach der Erzeugung, falls notwendig, jeweils korrigiert werden. Dabei ist keine Translation der Ebenen möglich, sondern nur eine Rotation. Ein Zurücksetzen der Ebenen bringt diese dabei in die Position und Rotation, die sie zu Beginn der manuellen Änderung inne hatten. Falls es zu einem nur schwer korrigierbaren Fehler bei der Ebenengenerierung kommt, wird nach einer automatischen Initialisierung auch die Möglichkeit geboten, die Ebenen manuell neu zu platzieren. Eine erneute automatische Platzierung ist nur bei Neustart des Programms möglich.

Boden-Ebene

Für die Bestimmung der Boden-Ebene wurde die Raumerkennung genutzt. Dies bietet den Vorteil, dass kein Marker auf dem Boden platziert werden muss, was aus hygienischen Gründen problematisch sein könnte. Die Erkennung der groben Raumstruktur erfolgt durch die HoloLens innerhalb weniger Sekunden. In diesem Zeitrahmen werden noch keine Feinheiten erkannt und es können Artefakte auftreten, die jedoch eine Bodenerkennung in der Regel nicht behindern. Die Raumerkennung wird durch die Nutzung des Raum-Caches unterstützt, wodurch die Nutzung deutlich schneller und genauer als eine manuelle Registrierung ist. Des Weiteren wird keine externe Hardware benötigt.

Die Umsetzung erfolgt dabei mit Hilfe des Mixed Reality Toolkits (Siehe Punkt 2.2.1). Die dort vorangelegten Funktionen und Komponenten für die Raumerkennung umfassen Definitionen für die Erkennung von Boden, Wänden, Decke, Tischen und so weiter, die mit Hilfe von Ebenen dargestellt werden können. Dies erfolgt in mehreren Schritten. Im Spatial Mapping wird zunächst der Raum, in dem die HoloLens sich befindet, gescannt. Dabei wird auch auf den Raum-Cache, in dem sich das bisher durch die HoloLens angelegte Model des Raums befindet, zugegriffen. Im Spatial Processing werden die aufgenommenen Daten verarbeitet. Dabei wird das erzeugte Mesh geglättet und in Kategorien eingeteilt. Alle Mesh-Fragmente, die zugeordnet werden konnten, werden anschließend durch Ebenen ersetzt.

Für die Bodenerkennung werden nicht alle Komponenten des vorangelegten Spatial Processings benötigt. Alle als vertikal erkannten Bereiche des Meshs werden ausgeschlossen. Für die horizontalen Anteile erfolgt eine Einstufung nach der Höhe, wobei die tiefste erkannte Fläche den Boden bildet. Folglich werden alle höhergelegenen horizontalen Flächen ebenfalls ausgeschlossen. Für die ausgeschlossenen Flächen werden keine Ebenen erzeugt. Die Bodenebene als Referenzobjekt entspricht nicht der Ebene, die erzeugt wird, um den gesamten Boden darzustellen. Sie wird als Quadrat mit 30 cm Kantenlänge auf ihr aufliegend erzeugt. Dadurch kann der Nutzer die Ebene

leichter manuell nachjustieren. Zudem werden Komplikation vermieden, die auftreten können, wenn nicht eine sondern mehrere Bodenplatten erkannt wurden. Zur Erzeugung der Referenz-Bodenebene wird zunächst die Position und Rotation des neu erzeugten Objektes mit der Ebene aus dem Spatial Processing gleichgesetzt. Anschließend erfolgt eine Verschiebung der Referenz-Ebene auf dem Boden, sodass sie in einem Abstand von 2 m vor dem Nutzer erscheint und zu ihm orientiert ist.

Im Anschluss an die automatische Initialisierung der Bodenebene ist, bei Bedarf, auch eine manuelle Korrektur der Ebene möglich, die äquivalent zu der manuellen Initialisierung umgesetzt wurde.

CT-Ebene

Für die Bestimmung der CT-Ebene erfolgte eine Umsetzung eines Bildmarkertrackings mit Vuforia. Eine Nutzung der Raumerkennung wurde ausgeschlossen, da eine sichere Abgrenzung des CT-Scanners von den Wänden des Interventionsraumes ist auch bei der Definition neuer Bedingungen unwahrscheinlich ist. Auf Grund der möglichen verschiedenen Formen wurde auch die Nutzung eines Objekttrackings mit Vuforia ausgeschlossen. Eine ausschließlich manuelle Platzierung wurde auf Grund mangelnder Genauigkeit und Schnelligkeit nicht umgesetzt. Ein externes Tracking hätte die Nutzung externe Hardware impliziert und wurde daher ebenfalls ausgeschlossen. Ein Bildmarker ist von der Form des CT-Scanners relativ unabhängig, sofern er ausreichend gut befestigt werden kann. Auf Grund der höheren Genauigkeit des Trackings im Vergleich zum HoloLensARToolKit, die in vorangegangenen Projekten aufgefallen war, ist die Wahl auf eine Umsetzung mit Vuforia gefallen.

Um einen Bildmarker tracken zu können, muss dieser zunächst im Developer Portal von Vuforia einer Datenbank hinzugefügt werden. Diese kann anschließend heruntergeladen werden. In einem für die Nutzung von Vuforia mit der HoloLens vorkonfigurierten Unityprojekt wird ein ImageTarget-Objekt erzeugt, und diesem der gewünschte Marker als Material zugewiesen. Um ein Objekt zu platzieren, wenn der Marker getrackt wurde, kann dies entweder ein Kind des Markers sein, oder in einem Skript instanziiert werden. Auch nach der automatischen Initialisierung der CT-Ebene kann eine manuelle Korrektur erfolgen. Die Umsetzung entspricht dabei der Umsetzung der manuellen Initialisierung.

4.1.3 Registrierung - Positionierung der Visualisierung

Die Bestimmung der korrekten Position am Einstichpunkt erfolgt nach der Rotationsbestimmung. Dem Wunsch der Radiologen entsprechend erfolgt sie manuell. Nach der Initialisierung der Boden- und CT-Ebene wird ein Objekt erzeugt, das durch den Anwender platziert werden kann. Dabei dient der Referenzdraht auf dem Rücken des Patienten als Orientierung für die transversale und sagittale Achse. Als Objekt wurde

eine Kugel gewählt, da diese keine Rückschlüsse auf die (für die Platzierung irrelevante) Rotation des Objektes zulässt.

Wenn die Kugel durch den Arzt platziert worden ist, wird die Einstichposition berechnet. Dies geschieht auf Basis der Position der Drahtreferenz. Die Verbindung zwischen der Drahtreferenz und dem Einstichpunkt stellt die erste Pfadlinie dar. Die Berechnung des Punktes erfolgt, indem der Richtungsvektor, multipliziert mit der Länge der Pfadlinie, zur Position der Drahtreferenz addiert wird. Auf die Einstichposition werden die zuvor erzeugten Ebenen platziert.

Nach der Platzierung erfolgt eine erneute Verifikation der Platzierung durch den Anwender. Falls notwendig, kann eine Korrektur vorgenommen werden, anderenfalls wird die nachfolgend beschriebene Orthogonalisierung gestartet.

4.1.4 Orthogonalisierung der Ebenen und Initialisierung der Winkel-Ebene

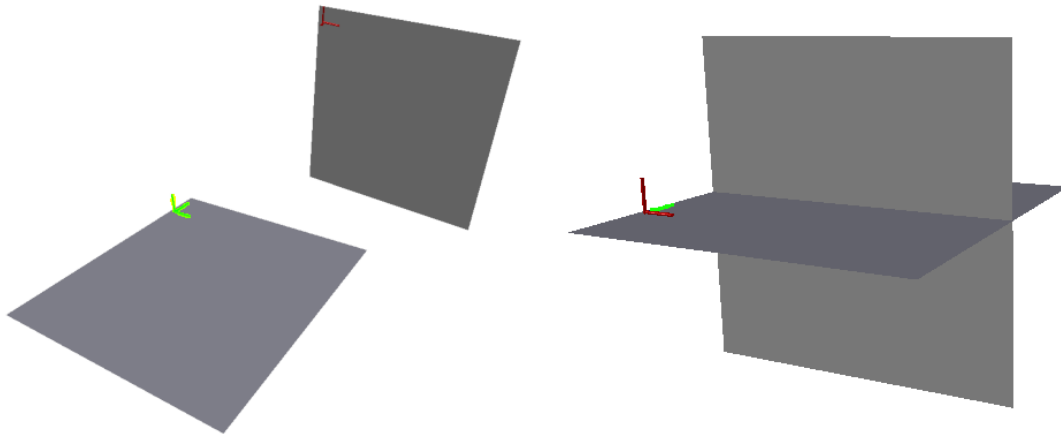
Die Winkalebene soll orthogonal zu den beiden anderen Ebenen erzeugt werden. Damit dies möglich ist, muss zunächst die Orthogonalität der CT- zur Bodenebene sichergestellt, beziehungsweise erzeugt, werden. Eine Übersicht ist dafür in Abbildung 4.1 dargestellt. Wie in der Konzeption beschrieben, dient die Bodenebene in erster Linie zur Sicherstellung der korrekten longitudinalen Rotation. Die CT-Ebene gibt die Rotationen um die transversale und sagittale Achse vor. Wird die Konstellation statt mit den medizinischen Achsen mit den lokalen Achsen der virtuellen Objekte betrachtet, ergibt sich folgendes Bild: Die Rotation um die Z-Achse der CT-Ebene wird an die Bodenebene angepasst. Wenn dies abgeschlossen ist, ist die Z-Achse der Ebenen somit parallel zur longitudinalen Achse. Die Rotationen der Bodenebene um die X- und Y-Achse werden an die der CT-Ebene angepasst. Danach ist die lokale X-Rotationsachse der Ebenen parallel zur transversalen Achse und die lokale Y-Rotationsachse der Objekte parallel zur sagittalen. Durch diesen Prozess wird zum einen die Registrierung der Visualisierung abgeschlossen, zum anderen wird die Orthogonalität der CT-Ebene zur Bodenebene gewährleistet. Nach der Erzeugung der Winkalebene orthogonal zu den beiden anderen Ebenen wird sie relativ zur Bodenebene rotiert.

4.1.5 Registrierung - einschrittige Rotationsbestimmung

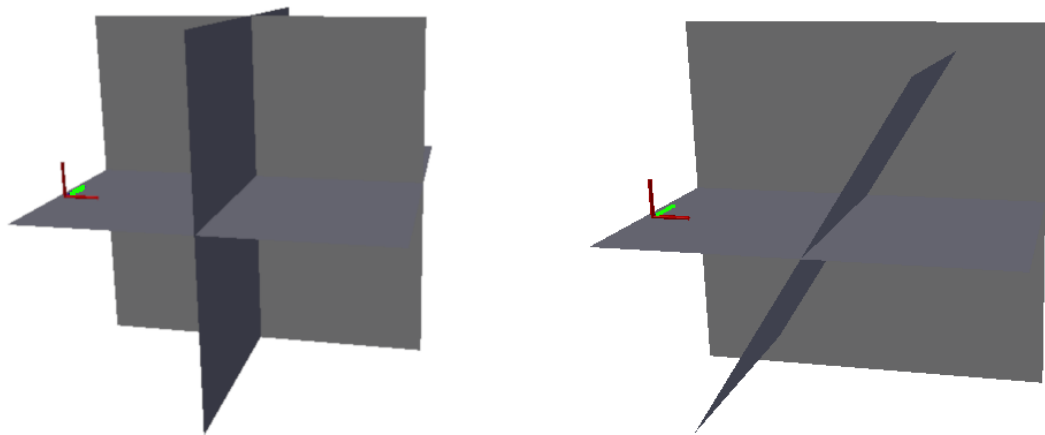
Nach Abschluss der zweischrittigen Rotationsbestimmung wurde zudem eine einschrittige Variante umgesetzt. Diese basiert auf einem Bildmarkertracking mit Vuforia, äquivalent zur Bestimmung der CT-Ebene. Nach der Bestimmung des Referenzobjektes (nachfolgend Tisch-Ebene genannt), kann direkt die Erzeugung der Winkalebene erfolgen. Die Rotation erfolgt relativ zur Tisch-Ebene.

Die Platzierung des Markers erfolgt dabei auf der Liege des CT-Scanners. Durch eine Platzierung in einer Ecke kann dies mit sehr großer Genauigkeit in allen Freiheits-

graden vorgenommen werden. Der Vorteil, der sich dadurch ergibt, ist die höhere Schnelligkeit. Zudem ist ein Wiederholen der Initialisierung möglich. Nachteilig ist, dass der Marker für jeden Patienten neu platziert werden muss, da eine Reinigung des Tisches nach jedem Patienten erforderlich ist. Des Weiteren müssen zunächst noch die Platzierungsmöglichkeiten auf dem Tisch genauer evaluiert werden.



(a) Ausgangsposition und -rotation der Ebenen (b) Orthogonalisierung der CT- und Bodenebene



(c) Instanziierung der Winkelebene

(d) Rotation der Winkelebene

Abbildung 4.1: Darstellung der Schritte zur Initialisierung der Winkelebene

4.1.6 Winkeldarstellung

Von den vorgestellten Konzepten wurden drei Visualisierungen umgesetzt. Neben den grundlegenden Konzepten, die sich auch aus der Initialisierung ergeben (Ebenendarstellung und Liniendarstellung), wurde eine dritte Darstellung implementiert. Dabei wurden die Navigations- und Schichtbildvisualisierungen nicht berücksichtigt.

Eine Navigationsdarstellung hätte ein externes Tracking erfordert. Des Weiteren wäre eine Abbildung auf der Hautoberfläche des Patienten durch die Ungenauigkeiten der Raumerkennung unzuverlässig gewesen, was zu verstärkter Verdeckung und ungenauer Winkeldarstellung führen würde.

Die Schichtbildvisualisierung wurde auf Grund der schwierigen Sichtbarkeit von der Position der Ärzte aus nicht verwendet.

Ebenendarstellung

Die Ebenendarstellung wird umgesetzt, in dem alle Ebenen auf dem Einstichpunkt positioniert werden. Daraus ergibt sich, bei nicht geneigter Winkalebene, ein Orthogonalsystem, dessen Ursprungspunkt mit dem unter Abschnitt 4.1.3 bestimmten Einstichspunkt übereinstimmt. Mit Neigung der Winkalebene, wie in Abschnitt 4.1.4 beschrieben, wird die Visualisierung vervollständigt. Der konkrete Pfad wird, wie in Abbildung 4.2 dargestellt, durch die Schnittgerade von Winkel- und CT-Ebene beschrieben. Eine darüber hinausgehende Darstellung des Winkels ermöglicht dem Radiologen eine zusätzliche Unterstützung bei der Winkelfindung, sollte es notwendig sein, die Nadel aus der CT-Plane herauszuneigen, da der Winkel auch neben dem konkreten Pfad noch dargestellt wird. Die Ebenen sind semitransparent gestaltet, um eine geringstmögliche Verdeckung sicherzustellen.

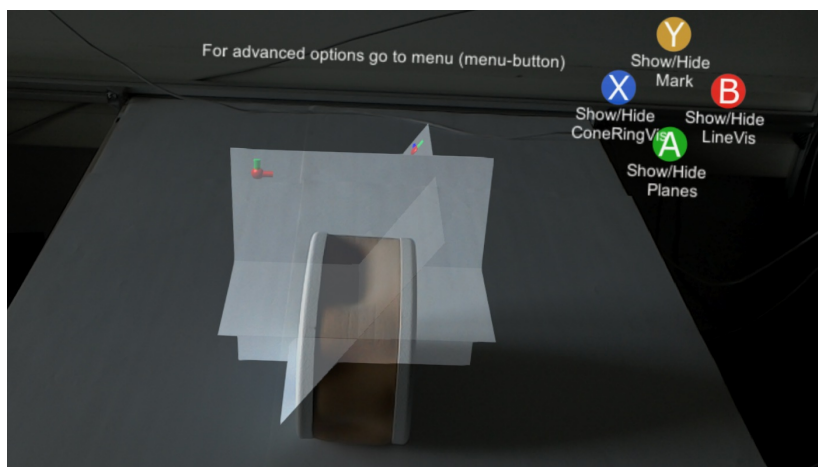


Abbildung 4.2: Visualisierung der Ebenendarstellung im Rahmen der klinischen Anwendung

Liniendarstellung

Die Liniendarstellung visualisiert nur den Winkel, in dem die Nadel eingestochen werden soll (siehe Abbildung 4.3). Dadurch wird eine minimale Verdeckung gewährleistet, da die Linie nur wenig dicker als die Nadel ist.

Für die Liniendarstellung wird die Linie an der Position des Einstichpunktes erzeugt. Ihre Rotation wird an die der Winkelebene angeglichen. Damit die Linie direkt oberhalb der Haut beginnt, liegt ihr Pivotpunkt am unteren Ende der Linie.

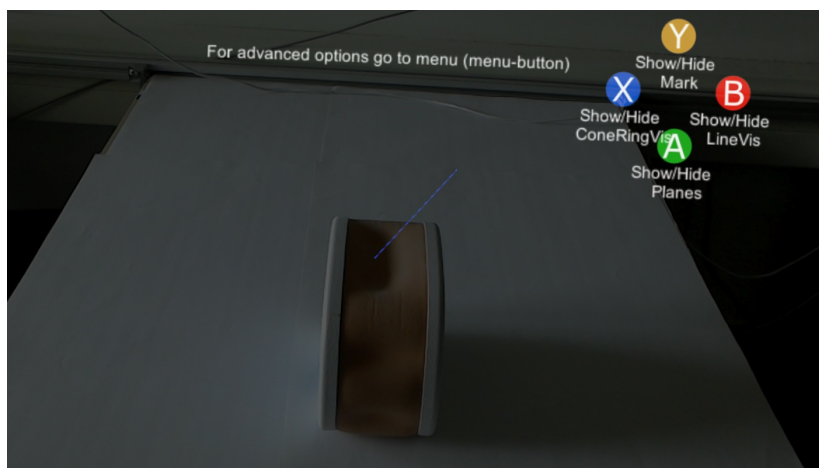


Abbildung 4.3: Visualisierung der Liniendarstellung im Rahmen der klinischen Anwendung

ConeRingdarstellung

Auf Grund der guten Beurteilung hinsichtlich der Rotationsbestimmung wurde als dritte Visualisierung ConeRing nach Chan et al. gewählt.

Die Grundkörper, ein äußerer und ein innerer Kegel, sowie die Ringstruktur, wurden zunächst in Blender² erzeugt und anschließend mit verschiedenen Texturen belegt, um den diffusen Effekt der Visualisierung nachzustellen. Wie in Abbildung 4.4 dargestellt, wurden die beiden Kegel semitransparent gestaltet, um die Sicht auf die Nadel bei der Intervention nicht zu verdecken.

Der Pivotpunkt der ConeRing-Visualisierung liegt an der Spitze der beiden Kegel und somit am Einstichpunkt. Äquivalent zur Liniendarstellung wird dadurch die korrekte Platzierung direkt auf der Haut gewährleistet.

²Blender ist eine Software, die unter anderem die Modellierung 3D-Objekten ermöglicht. Darüber hinaus werden Funktionen zur Erzeugung von Grafiken und Animationen zur Verfügung gestellt. <https://www.blender.org/> [Aufruf: 09.05.2019]

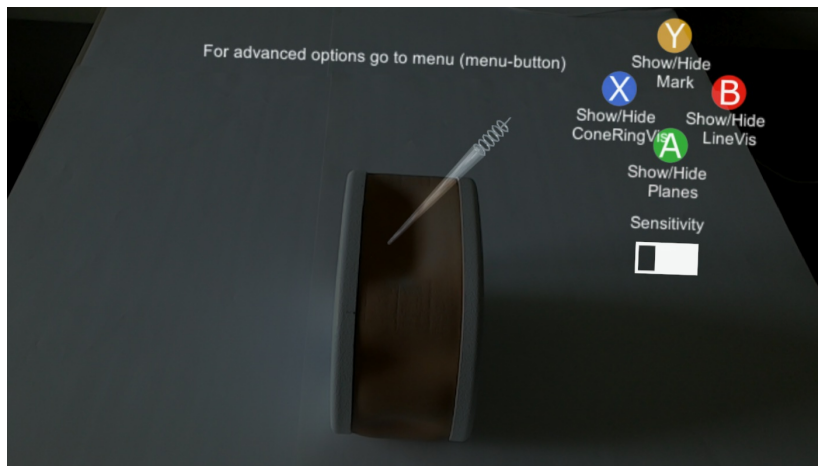


Abbildung 4.4: Visualisierung der ConeRing-Darstellung im Rahmen der klinischen Anwendung

4.1.7 Interaktion mit der Anwendung

Für die korrekte Platzierung der Referenzobjekte ist eine feine Steuerung unabdingbar. Eine Steuerung mit Hilfe von Gesten- oder Sprachinteraktion wurde aus diesem Grund ausgeschlossen. Aus vorangehenden Projekten war bekannt, dass eine Steuerung mit der Tastatur zwar eine gute Feinabstimmung bietet, die Handhabung jedoch komplex und oft unintuitiv ist.

Der Xbox-Controller ist kleiner und handlicher als eine Tastatur. Die Joysticks ermöglichen eine intuitive Steuerung für jeweils zwei Freiheitsgrade (Linker Joystick - Translation, rechter Joystick - Rotation). Für die beiden verbliebenen Achsen ist eine Ergänzung durch das DPad (Translation) und die Trigger (Rotation) notwendig. Da die Anzahl der Funktionen, die auf Knopfdruck hin durchgeführt werden sollen (siehe Abschnitt 4.1), größer ist, als die Anzahl der Knöpfe eines Controllers, ist es notwendig, einen Teil von ihnen doppelt zu belegen. Dies ist bei den ABXY-Knöpfen der Fall. Aus diesem Grund wird eine Übersicht über die jeweilige Belegung in jedem Programmabschnitt angezeigt. Das Interface in verschiedenen Programmabschnitten ist in der Abbildung A.4 im Anhang dargestellt.

Die Verknüpfung der Controllersteuerung mit der HoloLens erfolgt über Bluetooth. Ein frei verfügbares Unity-Asset³ ermöglicht eine problemlose Nutzung der Input-Achsen von Unity. Dadurch kann eine Steuerung basierend auf den lokalen Objektachsen realisiert werden.

³ <https://assetstore.unity.com/packages/tools/input-management/xbox-controller-input-for-hololens-70068>; [Aufruf: 28.04.2019]

4.2 Desktopanwendung

Mit der Desktopanwendung sollen im wesentlichen zwei Aufgaben ausgeführt werden: das Auslesen der benötigten Annotationen aus den DICOM-Datensätzen und das Senden der Daten zur HoloLens.

Das Skript zum Auslesen der Metadaten wurde gestellt. Das Auslesen erfolgt automatisch mit der Auswahl der Datensätze durch einen Dialog. In diesem wird der Nutzer aufgefordert, den Ordner im Dateisystem zu wählen, in dem die DICOM-Daten liegen. Diese werden bei Bestätigung ausgelesen. Wenn nach dem Auslesen des ausgewählten Dateordners keine Pfaddaten vorliegen, ist es nicht möglich, eines der nachfolgend beschriebenen Netzwerkpakete zur HoloLens zu schicken.

Die Übermittlung der Daten an die HoloLens erfolgt über ein lokales Netzwerk. Dafür muss die IP-Adresse der HoloLens bekannt sein. Für diese wird zunächst ein Eingabefeld zur Verfügung gestellt.

Unmittelbar nach dem Start der HoloLens-Applikation erfolgt zunächst eine Aufforderung an den Nutzer, die Daten zu senden. Solange dies nicht geschehen ist, kann die Anwendung nicht fortgeführt werden. Erst wenn die Daten bei der HoloLens angekommen sind, wird dort die Initialisierung gestartet.

Das Senden neuer Daten erfolgt immer als Paket aus zwei Pfadlinien und der Paket-ID. Die ID dient dabei der Identifizierung der Daten durch die Anwendung auf der HoloLens. Die Pfadliniengenerierung erfolgt nur, wenn die richtige ID ausgelesen wurde. Für die Pfadlinien sind jeweils die Start- und Endpunkte sowie die Länge angegeben. Die Serialisierung erfolgt in folgender Reihenfolge: die ID, die drei Komponenten des Startpunkt-Vektors, die Komponenten des Endpunkt-Vektors und die Länge der ersten Linie, sowie selbiges für die zweite Linie. Bei der Deserialisierung werden aus den Komponenten der Punkte jeweils wieder Vektoren erzeugt.

5 Evaluation

Die Evaluation der Anwendung erfolgte im Rahmen einer Laborstudie. Die Probanden sollten mit Hilfe einer Visualisierung in einen Steckschaumblock einstechen. Dafür musste die Pfaddarstellung zunächst platziert werden, anschließend erfolgte die Positionierung, Ausrichtung und das Einstechen der Nadel. Es sollten mehrere Initialisierungen vorgenommen werden, bei denen ein Bildmarker getrackt werden sollte. Als Probanden haben 21 Medizinstudierende an der Studie teilgenommen.

Dabei wurden folgende Fragestellungen betrachtet:

- Welche der implementierten Visualisierungen eignet sich am Besten für die Winkelfindung?
- Wie ist die Unterstützung der Anwendung für die Winkelfindung grundsätzlich hinsichtlich der Winkelfehler einzuordnen?

Dabei werden, neben der Gesamtabweichung, folgende Winkel spezifischer betrachtet: Mit IPE wird die Differenz zwischen dem Soll- und dem Ist-Winkel innerhalb der Computertomographie (CT)-Ebene bezeichnet. Der Soll-Winkel entspricht dabei dem, in dem die Visualisierung rotiert ist. Der OPE bezeichnet den Winkel, um den die Nadel aus der CT-Ebene herausgeneigt ist. Im Optimalfall sollte dieser 0° betragen, die Nadel also nur innerhalb der CT-Ebene rotiert sein.

5.1 Studiendesign

Als unabhängige Variable wurden die drei verschiedenen Visualisierungen untersucht. Gemäß eines within Studiendesign erfolgten mehrere Einstiche durch die Versuchspersonen. Dabei wurden die dargestellten Winkel und die Reihenfolge der Visualisierungen randomisiert.

Als abhängige Variablen ergaben sich folgende Parameter:

- Der In-Plane-Fehler (IPE)
- Der Out-of-plane-Fehler (OPE)
- Die für den Einstich benötigte Zeit
- Die subjektive Schwierigkeit der Winkelfindung
- Die subjektive Sicherheit, den korrekten Winkel gefunden zu haben

5.1.1 Studienaufbau

Für die Studie wurden verschiedene Komponenten benötigt. Als Hardware wurde die HoloLens und ein Xbox-Controller verwendet. Als Einstichmaterial erfolgte die Nutzung von Blumensteckschaum, um die Einstich- und Austrittspunkte der jeweiligen Interventionen nach der Durchführung der eigentlichen Studie ausmessen zu können. Der Steckschaum wurde durch eine Halterung auf einer Platte fixiert. Auf dieser wurde der Marker für die Initialisierung befestigt, um eine feste Relation zwischen Marker und Steckschaumblöcken zu gewährleisten. Eine Übersicht über die Komponenten ist in Abbildung 5.1 dargestellt.



Abbildung 5.1: Darstellung des Studienaufbaus mit HoloLens, Controller und Nadel.

Für jeden Probanden wurden drei Studienblöcke mit drei Einstichpunkten vorbereitet, die im Laufe der Studie ausgetauscht wurden.

5.1.2 Studienablauf

Die Durchführung der Studie mit einem Probanden dauerte 45 Minuten. Dies umfasste, neben dem nachfolgend beschriebenen Ablauf, auch eine Einführung in die Handhabung der HoloLens und die Controllersteuerung, sowie die Kalibrierung der HoloLens passend zum Pupillenabstand des Probanden.

Anschließend wurde die Studienanwendung gestartet. Sie begann mit einem Training, das dazu diente, den Probanden mit dem Programmablauf, der Steuerung, der HoloLens und den verwendeten Visualisierungen bekannt zu machen. In den Versuchsaufbau wurde ein Trainingsblock eingesetzt, der für mehrere Probanden verwendet wurde. Dafür wurde zunächst die Rotationsinitialisierung und dann die Positionsbestimmung mit Erklärungen durchlaufen. Nach der Bestätigung der Position konnte mittels der ABXY-Knöpfe, zwischen den verschiedenen Visualisierungen gewechselt werden, ähnlich zu der Umsetzung in der klinischen Version der Anwendung. Es wurden alle Visualisierungen

erläutert und der Proband lernte den Ablauf eines Einstichs kennen. Dieser erfolgte jeweils nach dem Bestätigen der Position und bestand aus dem Ansetzen der Nadel am Einstichpunkt, dem Ausrichten anhand der Visualisierung und schließlich dem Einstich. Die Tiefe für das Einstechen wurde dabei durch eine Markierung an der Nadel vorgegeben. Anschließend wurde die Nadel wieder herausgezogen.

Mit dem Knopf X konnte das Training beendet werden. Es erfolgte der Austausch des Trainingsblocks durch den ersten Studienblock des Probanden. Anschließend wurde der erste Abschnitt gestartet. Ein Abschnitt bestand aus einer Rotationsbestimmung mittels eines Markertrackings und drei Einstichen, für die jeweils eine Positionsbestimmung erfolgte. Am Anfang eines Einstiches erfolgte das Senden der Pfaddaten von der Desktopanwendung an die HoloLens. Die Sollwerte wurden jeweils durch die Desktopanwendung in einer Logdatei gespeichert. Bis die Daten angekommen waren, wurde ein Wartebildschirm angezeigt. Anschließend erfolgte die Positionsbestimmung und das Einstechen der Nadel. Ein Einstich wurde nach dem Herausziehen der Nadel durch den Probanden beendet. Anschließend wurden zwei Fragen zur Schwierigkeit und Sicherheit gestellt. Das Beenden des Einstichs führte entweder zum Beginn eines neuen Einstichs (also dem Wartebildschirm für die Daten), oder zu der Startaufforderung, die einem neuen Abschnitt voraus ging. Während des Einstichs wurde die Zeit ab dem Ansetzen der Nadel bis zum vollständigen Herausziehen gemessen. Dies umfasste auch das Rotieren der Nadel entsprechend der Visualisierung und den eigentlichen Einstich. Die Zeitmessung erfolgte mit Hilfe der Desktopanwendung, die Dauer wurde zusammen mit den Sollwinkeln in der probandenspezifischen Logdatei gespeichert.

Die Schwierigkeit und Sicherheit werden nach jedem Einstich abgefragt:

- Wie einfach oder schwierig fand der Proband es, den richtigen Winkel zu finden?
- Wie sicher oder unsicher war der Proband sich, dass er den richtige Winkel getroffen hat?

Die Bewertung erfolgt auf einer Skala von eins bis sechs, wobei eins für sehr einfach (sehr sicher) und sechs für sehr schwierig (sehr unsicher) steht. Die Zahlen wurden notiert.

Wird der dritte Einstich des dritten Abschnitts beendet, bleibt der Bildschirm schwarz. Abschließend wurden den Probanden offene Fragen zur Anwendung und der Hardware gestellt. Des Weiteren wurden sie aufgefordert, ein Ranking der Konzepte zu erstellen.

Folgende Fragen werden den Probanden gestellt:

- Könnte eine Kombination der verwendeten Konzepte in der Winkelfindung unterstützen? Welche Kombinationen würden sich dafür eignen?
- War bei einem oder mehreren der Konzepte die Verdeckung der Einstichstelle ein Problem? Bei welchem Konzept?
- Wie war der Tragekomfort der HoloLens (Gewicht, Druckstellen etc.)? Gab es Probleme mit Kopfschmerzen oder Schwindel? Ist es vorstellbar, die HoloLens während einer Intervention zu tragen (Zeitraumen 10 . 15 Minuten)?
- Wie würde der Proband die Steuerung bewerten?

5.1.3 Auswertung der Studienblöcke

Die Istwerte wurden im Anschluss an die Studie bestimmt. Dafür wurden die verwendeten Steckschaumblocke entsprechend Abbildung 5.2 ausgemessen. Analog zur Berechnung der Ein- und Austrittspunkte unter Punkt 5.1.4 konnte aus den Koordinaten der beiden Punkte der Einstichwinkel im Verhältnis zur Schichtebene berechnet werden. Dabei erfolgte die Betrachtung der IPE und der OPE separat.

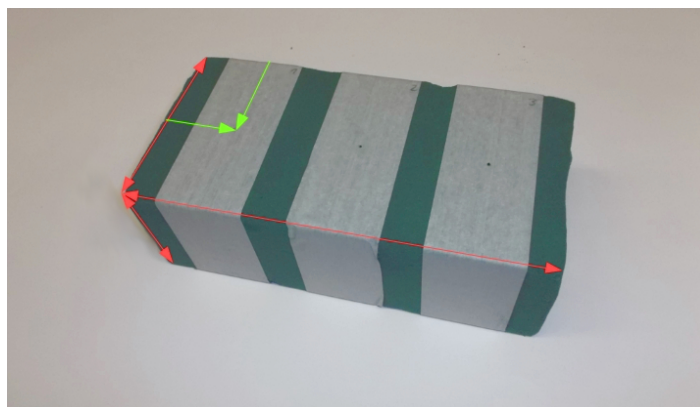


Abbildung 5.2: Darstellung der gemessenen Distanzen an einem Steckschaumblock. Die roten Distanzen werden einmal pro Block ermittelt, die grünen für jeden Einstichpunkt auf der Oberseite und jeden Austrittspunkt auf der Unterseite.

5.1.4 Modifikation der Anwendung

Auf Grund des abweichenden Ablaufs und der unterschiedlichen Anforderungen ist in einigen Bereichen eine Modifikation der Anwendung notwendig. Dafür wird nachfolgend zwischen einer klinischen Version (Umsetzung wie unter Punkt 4.1 beschrieben) und der Studienversion (Abweichungen in der Implementierungen sind nachfolgend beschrieben) unterschieden.

Anwendung auf der HoloLens

Die Studienanwendung auf der HoloLens lässt sich in zwei Abschnitte unterteilen, von denen einer mehrfach wiederholt wird. Der erste ist das Training. Dieses entspricht dabei grundlegend dem Ablauf in der unter Abschnitt 4 beschriebenen klinischen Anwendung. Er unterscheidet sich jedoch in der Rotationsbestimmung: Es wird eine einschrittige, trackingbasierte Initialisierung verwendet. Eine manuelle Rotationsbestimmung ist nur als Korrektur möglich, sollte jedoch vermieden werden. Dies erfolgt, um die Probanden bestmöglich vergleichen zu können. Durch den Marker, der, relativ zum Einstichobjekt, für jeden Marker in der selben Position ist, wird sichergestellt, dass dieselben Ausgangsbedingungen für alle Probanden vorliegen. Zugleich ist durch die sorgfältig validierte Platzierung und Fixierung des Markers die Korrektheit der Rotation um alle Freiheitsgrade sichergestellt, sodass eine einschrittige Initialisierung verwendet werden kann.

Im letzten Abschnitt des Trainings kann, analog zur klinischen Version, zwischen den verschiedenen Visualisierungen gewechselt werden. Ein Aufruf des Menüs und damit einhergehend auch eine nachträgliche Anpassung der Positionierung oder ein Neustart des Trainings ist nicht möglich. Des Weiteren ist der Knopf X nicht mit dem Zeigen/Verstecken der Drahtreferenz belegt (diese wird automatisch nach der Initialisierung gelöscht), sondern mit dem Beenden des Trainings. Dies aktiviert zunächst das Skript, das die nachfolgenden Abschnitte koordiniert, und deaktiviert dann das Trainingskript. Im Handlingskript wird der aktuelle Status der Anwendung gespeichert, also in welcher Wiederholung der drei Studienabschnitte und bei welchem der drei Einstiche der Proband sich gerade befindet. Abhängig vom aktuellen Zustand erfolgt im Handlingskript auch der Start der nächsten Einheit.

Während der eigentlichen Studie kann nicht zwischen verschiedenen Visualisierungen gewählt werden. Jeder Einstich zeigt genau eine Visualisierung und in jedem Abschnitt tritt jede Darstellung genau einmal auf. Die jeweilige Visualisierung wird dabei statt der Winkelebene erzeugt und rotiert. Welche Visualisierung gezeigt wird, ist in dem Datenpaket kodiert, das von der Desktopanwendung aus gesendet wird.

Mit den Datenpaketen der Studienversion wird nur eine Pfadlinie ermittelt, die direkt den korrekten Einstichpfad darstellt. Es findet nach der Platzierung der Drahtreferenz keine Verschiebung entlang dieser Linie statt, der Einstichpunkt entspricht der Position der Referenz.

Desktopanwendung

Die Pfadbestimmung erfolgt in der Studienversion nicht auf Basis von DICOM-Daten. Stattdessen wurden vorab zehn verschiedene Winkel berechnet, basierend auf den Maßen der Steckschaumblöcken, die in der Studie verwendet wurden (22 cmx11 cmx8 cm). Es wurden zehn Pfade bestimmt, die jeweils den Winkel zwischen der Nadel und der Schichtebene beschreiben (10 °, 15 °, 20 °, 25 °, 30 °, jeweils zum Probanden hin und von ihm weg geneigt). Da für die Pfadliniengenerierung zwei Punkte benötigt werden, wird der Einstichpunkt als (0,0,0) aufgefasst, und der berechnete Austrittspunkt im Verhältnis dazu als (x, -8, 0), wobei x für die Länge der Gegenkathete zugehörig zu dem jeweiligen Winkel, steht. Die Auswahl des Winkels für einen Einstich erfolgte zufällig. Für jeden Abschnitt wird jede Darstellung einmal benötigt. Bei drei Darstellungen ergeben sich 6 Permutationen. Die Auswahl daraus erfolgt zufällig. Die Reihenfolge wird über einen Abschnitt hinweg gespeichert und entsprechend des aktuellen Einstichs gesendet.

Analog zur klinischen Version der Anwendung erfolgt das Versenden der Daten ebenfalls als Paket. Dabei werden folgende Daten serialisiert: Die Studien-Paket-ID, der Anfangs- und Endpunkt der Pfadlinie (wie vorangehend beschrieben) und die ID der anzuzeigenden Visualisierung (1 - Ebenen, 2 - Linie, 3 - ConeRing).

Des Weiteren werden die Daten zum Winkel, sowie die Zeit zwischen Ansetzen und Herausziehen der Nadel mit der Desktopanwendung gespeichert und in eine Logdatei geschrieben.

5.2 Darstellung der Ergebnisse

Im Folgenden sind die Ergebnisse der durchgeführten Studie und der statistischen Auswertung dargelegt. Die Ergebnisse der Varianzanalysen sind in Tabelle 5.1 dargestellt.

Tabelle 5.1: Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse der Laborstudie

Metrik	DF	F	p	η^2	Sig	Effekt
IPE	161	3.57	0.030	0.04	x	Schwach
OPE	161	0.03	0.975	0.00		-
Gesamtwinkel	162	4.047	0.019	0.048	x	Schwach
Dauer	161	6.972	0.001	0.080	x	Mittel
Schwierigkeit	161	37.15	<0.001	0.316	x	Groß
Sicherheit	161	24.27	<0.001	0.232	x	Groß

5.2.1 Winkelfehler

Im Folgenden werden die Studienergebnisse für den IPE und OPE beschrieben. Eine grafische Darstellung der jeweiligen Werte erfolgt in Abbildung 5.3. Anschließend erfolgt die Beschreibung des Gesamtwinkelfehlers mit einer Visualisierung in Abbildung 5.4.

Bei Betrachtung des IPE werden Unterschiede zwischen den Konzepten deutlich. Für die Ebenen ergibt sich eine Abweichung von $6.01 \pm 0.79^\circ$, für die Linienvisualisierung lagen die Werte bei $4.45 \pm 0.75^\circ$ und für ConeRing bei $3.51 \pm 0.39^\circ$. Betrachtet wurde dabei jeweils der absolute Winkelfehler. Durch eine Varianzanalyse konnte eine Signifikanz ($p < 0.05$) mit mittlerer Effektstärke ($\eta^2 = 0.04$) festgestellt werden.

Die Werte des OPE weisen dagegen keine signifikanten Unterschiede auf. Für die Ebenendarstellung ergab sich eine durchschnittliche Abweichung von $1.58 \pm 0.21^\circ$, für die Linie von $1.52 \pm 0.23^\circ$ und für ConeRing von $1.53 \pm 0.22^\circ$. Es war kein Effekt festzustellen.

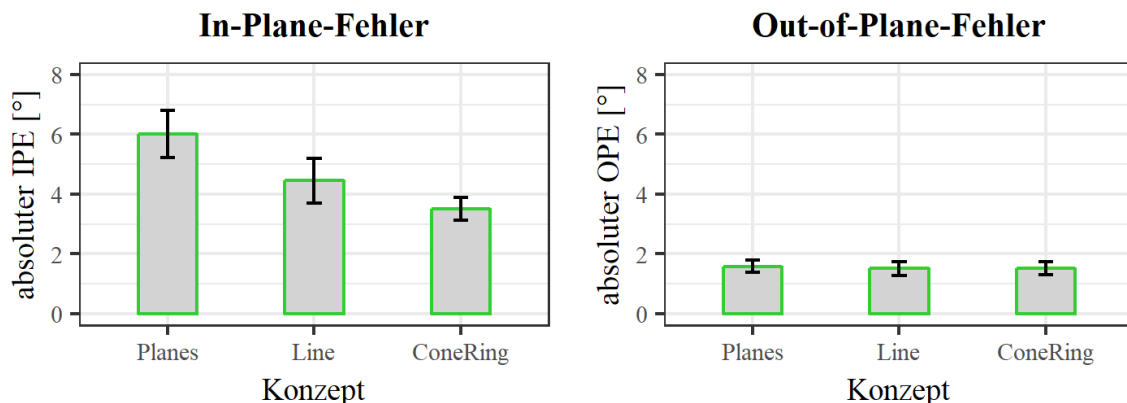


Abbildung 5.3: Darstellung des absoluten Winkelfehlers (OPE und IPE)

Hinsichtlich des Gesamtwinkelfehlers unterschieden sich die Werte für die Ebenenvisualisierung deutlich von denen für ConeRing und die Linie. Durch die Varianzanalyse konnte eine Signifikanz ($p < 0.05$) mit mittlerer Effektstärke ($\eta^2 = 0.048$) festgestellt werden. Für die Ebenen ergab sich eine Abweichung von $6.75 \pm 0.80^\circ$, für die Linie von $4.94 \pm 0.59^\circ$ und für ConeRing $4.12 \pm 0.38^\circ$.

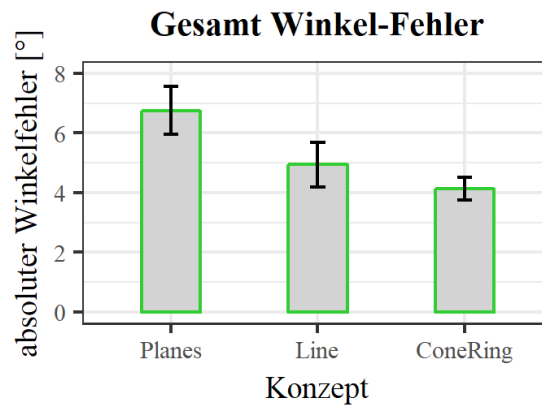


Abbildung 5.4: Darstellung des Gesamtwinkelfehlers für die verschiedenen Konzepte

5.2.2 Dauer des Einstichs

Die mittlere Dauer, die von den Probanden für die jeweiligen Konzepte benötigt wurde, ist in Abbildung 5.5 dargestellt. Mit dem Ebenen-Konzept wurden durchschnittlich 16.10 ± 1.42 s benötigt. Die Linien- und ConeRing-Darstellungen unterschieden sich nur im Millisekundenbereich (Linie: 11.10 ± 0.80 s, ConeRing: 11.37 ± 0.88 s). Es ergab sich ein signifikanter Unterschied ($p < 0.01$) und ein mittlerer Effekt hinsichtlich der Zeit ($\eta^2 = 0.08$).

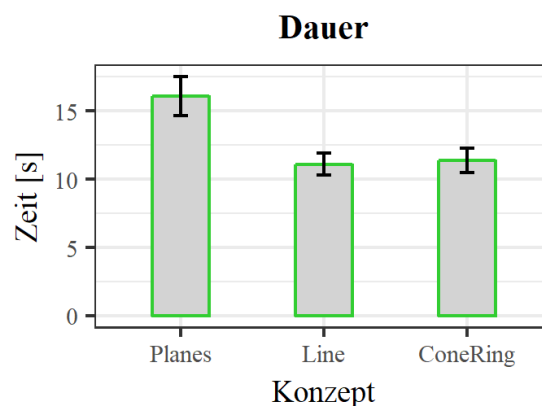


Abbildung 5.5: Darstellung der durchschnittlich Dauer eines Einstichs durch die Probanden

5.2.3 Schwierigkeit und Sicherheit

Im Folgenden erfolgt eine Betrachtung der Bewertung der Schwierigkeit und Sicherheit durch die Probanden mit einer graphischen Darstellung in Abbildung 5.6.

Für die Schwierigkeit ergeben sich signifikante Unterschiede ($p < 0.001$). Dabei liegt die mittlere Einstufung der Ebenendarstellung bei 3.94 ± 0.16 , was einer Einstufung von "Eher Schwierig" entspricht. Für die Linien- und ConeRing-Visualisierung ergibt sich jeweils eine Einstufung zwischen "Einfach" und "Eher Einfach" (Linie: 2.57 ± 0.12 , ConeRing: 2.5 ± 0.12). Die Effektstärke ist hoch ($\eta^2 = 0.32$).

Hinsichtlich der Bewertung der Sicherheit ergeben sich ebenfalls signifikante Unterschiede ($p < 0.001$). Der durchschnittliche Wert für die Ebenen liegt hier bei "Eher Sicher" (2.83 ± 0.15). Für die Konzepte Linie und ConeRing erfolgte eine mittlere Einordnung bei "Einfach" (Linie: 1.75 ± 0.11 , ConeRing: 1.70 ± 0.12). Die Effektstärke ist ebenfalls hoch ($\eta^2 = 0.23$).

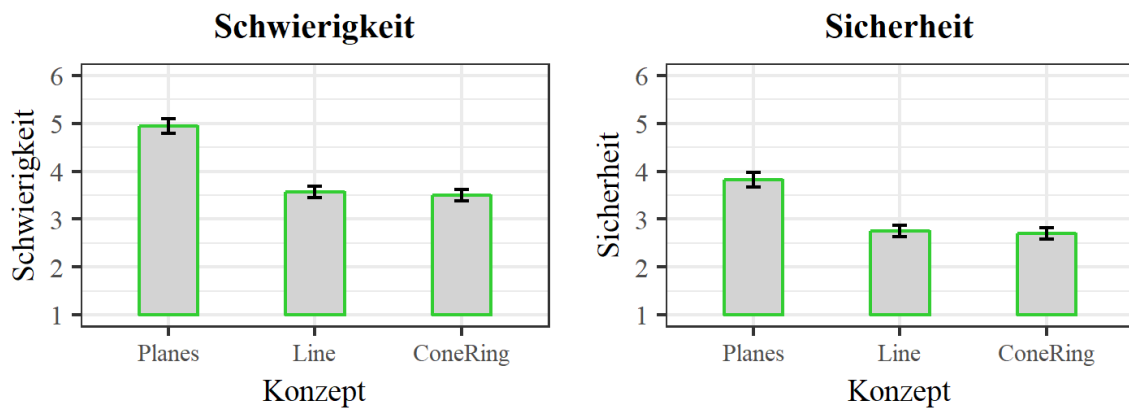


Abbildung 5.6: Darstellung der durchschnittlichen Beurteilung der Schwierigkeit und Sicherheit des Einstichs durch die Probanden

5.2.4 Abschlussbefragung

Als Teil der Abschlussbefragung sollte jeder Proband ein Ranking der Konzepte erstellen. In Tabelle 5.2 ist die Plätzeverteilung dargestellt.

Tabelle 5.2: Plätzeverteilung des Abschlussrankings der Konzepte durch die Probanden

Konzept	1. Platz	2. Platz	3. Platz
Line	13	7	1
ConeRing	8	12	1
Ebenen	0	2	19

Es fällt auf, dass die Ebenen von 90% der Teilnehmern (19 von 21) als das schlechteste der drei Konzepte eingestuft wurden. Dies stimmt mit den Ergebnissen, die vorangehend

diskutiert wurden, überein. Die Linie wurde von 62% (13 von 21) der Teilnehmer als das beste Konzept bewertet. Dabei ergibt sich, im Vergleich zu den vorangehend präsentierten Ergebnissen, ein deutlicherer Unterschied zum Konzept ConeRing, dass 38% (8 von 21) der Probanden als bestes Konzept eingestuft haben.

Bezüglich der *Kombination von Konzepten* haben 43% (9 von 21) der Probanden angegeben, dass sie sich dadurch keine Verbesserung vorstellen können. Als Begründung dafür wurde vor allem angegeben, dass nicht mehr Informationen benötigt werden würden. Eine zusätzliche Darstellung würde in dem Fall nur ablenkend wirken. Die weiteren Versuchsteilnehmer haben eine Kombination von Linie und ConeRing, sowie von Linie und den Ebenen als etwa gleich gut eingestuft, eine Kombination von ConeRing und den Ebenen aber eher abgelehnt. Des Weiteren wurde mehrfach angemerkt, dass ein Wechsel zwischen verschiedenen Konzepten (wie er in der Studie während des Trainings verwendet wurde) hilfreich sein könnte. In der klinischen Version ist diese Variante umgesetzt.

Eine *Verdeckung durch die Konzepte* wurde von 57% bemerkt. Diese betraf in der Regel weniger die Einstichstelle, als eine Verdeckung der Nadel. Sie trat größtenteils bei der Ebenendarstellung auf, insbesondere bei Winkeln, die zum Probanden hin geneigt waren. Für das Konzept ConeRing trat eine Verdeckung der Einstichstelle auf, wenn der Winkel mit der Blickrichtung des Probanden auf die Einstichstelle übereinstimmte und die Visualisierung somit "von oben" gesehen wurde. Dies wurde aber durch die Versuchsteilnehmer als eher positiv und hilfreich bei der Winkelfindung eingestuft.

Für die HoloLens wurden drei Faktoren betrachtet. Den allgemeinen Tragekomfort haben 62% (13 von 21) der Probanden als unangenehm oder eher unangenehm bezeichnet und dabei insbesondere das Gewicht und die Entstehung von Druckstellen kritisiert. Bei zwei Probanden war eine korrekte Anpassung der HoloLens an die Kopfform nicht ausreichend möglich, eine weitere Person konnte die HoloLens nicht gut in Verbindung mit der Brille nutzen. Kopfschmerzen oder Übelkeit sind bei einer Person im geringen Ausmaß aufgetreten. Bis auf einen Versuchsteilnehmer konnten sich alle Probanden vorstellen, die HoloLens für die Dauer einer PRT zu tragen und diese dort zu nutzen. Des Weiteren wurde das kleine Sichtfeld und die Verschiebung von Objekten, wenn die HoloLens sich bewegt, kritisiert.

Die Steuerung wurde durch alle Probanden positiv bewertet. Personen, die nicht zuvor mit Controllern vertraut waren, benötigten eine kurze Einarbeitungszeit. Die Abstufungen in der Sensitivität wurden durch viele Probanden als wichtig hervorgehoben, teilweise wurden weitere Abstufungen gewünscht. Eine Person würde eine fest installierte Steuerung (mit denselben Kontrolloptionen) bevorzugen.

5.3 Zweite Evaluation des IPE

Im Rahmen der Auswertung der durchgeführten Studie ist der, insbesondere im Verhältnis zum OPE, große IPE aufgefallen. Um sicherzustellen, dass die Abweichung im Bereich des IPE nicht auf die Anzeige eines falschen Winkels zurückzuführen sind, wurde eine weitere Evaluation durchgeführt. Bei dieser sollte bestimmt werden, welche Genauigkeit theoretisch hätte erreicht werden können.

5.3.1 Ablaufbeschreibung

Zunächst wurde eine Platzierung der Visualisierung über ein Markertracking vorgenommen. Anschließend positioniert sich der Proband seitlich von der Darstellung. Die CT-Ebene befindet sich dadurch frontal vor ihm. Anschließend wurden dem Probanden alle zehn möglichen Winkel randomisiert gezeigt. Mit Hilfe eines Winkelmessers sollten jeweils die Winkel zwischen der angezeigten Visualisierung und der Grundfläche bestimmt werden.

Die Visualisierung erfolgte dabei ausschließlich mit der Linienvisualisierung, um das Ablesen des Winkels zu erleichtern. Die zweite Evaluation wurde mit acht Probanden ohne medizinischen Hintergrund durchgeführt.

5.3.2 Ergebnisdarstellung

Für den im Rahmen der zweiten Evaluation bestimmten IPE ergibt sich ein durchschnittlicher Wert von $0.76 \pm 0.11^\circ$. Im Vergleich dazu betrug die durchschnittliche Abweichung bei Betrachtung der Linienvisualisierung in der Studie $4.45 \pm 0.75^\circ$. In der Abbildung 5.7 sind die beiden Evaluationen für den IPE mit der Linienvisualisierung dargestellt.

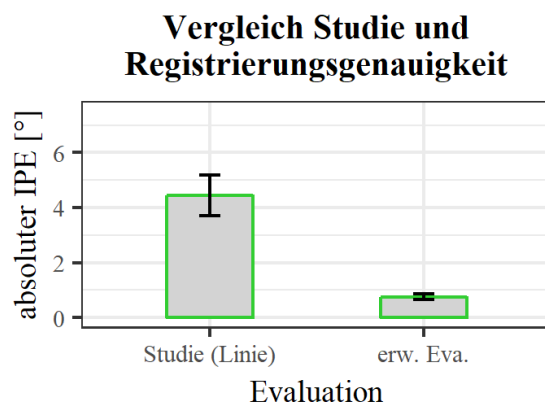


Abbildung 5.7: Vergleich zwischen dem durchschnittlichen IPE der Studie und der zweiten Evaluation

5.4 Diskussion

Nachfolgend werden die Ergebnisse der Studie diskutiert und in einen Kontext mit den unter Abschnitt 2.3 vorgestellten Arbeiten gebracht. Dafür erfolgt zunächst die Betrachtung des OPE und IPE, sowie der benötigten Dauer. Anschließend werden die Erkenntnisse betrachtet, die im Rahmen der Probandenbefragungen gewonnen wurden. Eine Übersicht über die Ergebnisse der Laborstudie und der Evaluation der Registrierungsgenauigkeit ist in Tabelle 5.3 dargestellt.

Tabelle 5.3: Darstellung der Ergebnisse der Evaluation

Metrik	Ebenen	Linie	ConeRing
IPE	$6.01 \pm 0.79^\circ$	$4.45 \pm 0.75^\circ$	$3.51 \pm 0.39^\circ$
OPE	$1.58 \pm 0.21^\circ$	$1.52 \pm 0.23^\circ$	$1.53 \pm 0.22^\circ$
Gesamtwinkel	$6.75 \pm 0.80^\circ$	$4.94 \pm 0.59^\circ$	$4.12 \pm 0.38^\circ$
Abstand Zielstruktur	8.82 mm	6.46 mm	5.39 mm
Dauer	$16.10 \pm 1.42\text{s}$	$11.10 \pm 0.80\text{s}$	$11.37 \pm 0.88\text{s}$
Schwierigkeit	3.94 ± 0.16	2.57 ± 0.12	2.5 ± 0.12
Sicherheit	2.83 ± 0.15	1.75 ± 0.11	1.70 ± 0.12

5.4.1 Betrachtung der Winkelfehler

Für den OPE sind keine signifikanten Unterschiede zwischen den unterschiedlichen Konzepten aufgetreten. Die Differenz zwischen Ziel und Nadelspitze würde bei Betrachtung des Gesamtwinkels und einer durchschnittlichen Einstichtiefe von 7.5 cm für alle Visualisierungen über 5 mm betragen (siehe Tabelle 5.3).

Für den IPE konnten Unterschiede zwischen den drei betrachteten Konzepten gezeigt werden. Die Ebenen weisen dabei die größte Abweichung auf. Bei allen Visualisierungen ist die ermittelte Distanz von der Nadelspitze zur Zielstruktur deutlich größer als der von Moser et al. ermittelte Wert (3.5 mm) im Rahmen einer bildgestützten PRT ohne Nadelnavigation [5]. Alle Darstellungen würden somit keine Verbesserung bei der Nadelplatzierung bieten. Für die Ebenen könnte das Ergebnis zum Teil darauf zurückzuführen sein, dass der Pfad schlecht sichtbar ist, wenn der Proband exakt mittig vor der Einstichstelle steht. Insbesondere bei einem Winkel, der zum Nutzer hingeneigt ist, ist ein leicht schräger Blickwinkel erforderlich, um die CT-Ebene und damit auch die Schnittgerade gut zu erkennen. Das Ergebnis des Gesamtwinkelfehlers entspricht qualitativ dem des IPE. Dies ist darauf zurückzuführen, dass hinsichtlich des OPE kaum Unterschiede zwischen den Konzepten aufgetreten sind.

Auffällig ist der große Unterschied zwischen dem OPE und IPE. Aus diesem Grund wurde eine zweite Evaluierung des IPEs durchgeführt, bei der sichergestellt werden sollte, dass die Ungenauigkeit nicht auf einer fehlerhaften Anzeige basierte. Dabei wurde

ermittelt, dass die Anzeige des Winkels für den IPE eine Genauigkeit von $0.76 \pm 0.11^\circ$ zulässt. Dies führt zu der Annahme, dass ein Großteil der Abweichung des IPE auf einen Einstich- und nicht einen Registrierungsfehler zurückzuführen ist. Für das Programm ergibt sich damit die Fragestellung, wie der Nutzer besser im Pfadfindungsprozess unterstützt werden kann, um den menschlichen Fehler zu reduzieren.

Ein möglicher Grund für die große Differenz zwischen OPE und IPE, die im Rahmen der eigentlichen Studie aufgetreten ist, kann die Blickrichtung sein. Alle Probanden standen so, dass der Winkel innerhalb der Schichtebene zu ihnen hin oder von ihnen weg geneigt war. Dadurch war ein OPE, also eine Neigung der Nadel aus der Ebene heraus, gut erkennbar. Die zur korrekten Erkennung des IPE erforderliche Tiefenwahrnehmung ist dagegen durch die Überlagerungsdarstellung mit der HoloLens erschwert. Beim Konzept ConeRing hatte der Proband eine spezifische Position für den Kopf der Nadel vorgegeben. Dies könnte eine bessere Wahrnehmung der Relation zwischen der Visualisierung und der Nadel geboten haben, als etwa die reine Linie. Dies würde erklären, weshalb ConeRing den geringsten IPE aufweist. Im Rahmen der zweiten Evaluation ist aufgefallen, dass die Breite der Linie beim Winkelmesser zwischen Anfang und Ende eine Differenz von etwa 3° ausgemacht hat. Dies kann ebenfalls zu Fehlern in der Ausrichtung der Nadel geführt haben. Neben der Möglichkeit, die Linie schmaler zu machen, könnte auch das Zentrum zusätzlich hervorgehoben werden, um eine möglichst genaue Platzierung zu ermöglichen.

Im Rahmen der zweiten Evaluation konnte nachgewiesen werden, dass der Winkel besser erkannt wird, wenn die Darstellung frontal vor den Probanden erfolgt. Dies ist im Rahmen einer PRT jedoch nicht möglich, da der Radiologe an der Seite des Patienten bleiben muss. Eine seitliche Betrachtung des Winkels, soweit sie von dieser Position aus möglich ist, könnte jedoch auch bereits zu einer deutlichen Verbesserung führen. Im Zuge eines Positionswechsel kann es dazu kommen, dass die Visualisierungen driften, also eine ungewünschte Translation in eine unbekannte Richtung entsteht. Die Nadel kann in diesem Fall nicht mehr direkt an die Visualisierung angeglichen werden, sondern muss parallel ausgerichtet werden. Um dies zu verringern kann zum Beispiel ein dauerhafte trackingbasierte Platzierung vorgenommen werden, wie sie von Frantz et al. vorgestellt wurde [60].

Neben der Beachtung eines möglichen Driftens der Visualisierung sind auch die allgemeinen Einschränkungen der HoloLens zu beachten. Das kleine Blickfeld hat bei einigen Probanden dazu geführt, dass sie teilweise nicht die gesamte Visualisierung sehen konnten. Des Weiteren befindet sich die Visualisierung verhältnismäßig nah an der HoloLens, der empfohlene Mindestabstand von Hologrammen von etwa einem Meter wird unterschritten. Je näher die Visualisierung am Nutzer ist, desto schwerer fällt es diesem, sie zu fokussieren.

Im Kontext der im Abschnitt 2.3 vorgestellten Navigationsanwendungen ergeben sich für den OPE geringere und für den Gesamtfehler und den IPE deutlich größere Abweichungen, als bei dem Navigationswerkzeug von Wiercigroch et al. (IPE: $2.31 \pm 1.69^\circ$, OPE: $3.09 \pm 1.98^\circ$, [58]). Dabei ergibt sich durch die Nutzung der HoloLens der Vorteil, dass im Rahmen der Registrierung kein zusätzlicher Patientenkontakt hergestellt werden muss. Dadurch kann das Infektionsrisiko gesenkt werden und es kann nicht zu Materialunverträglichkeiten beim Patienten kommen. Des Weiteren ist eine genauere Registrierung möglich, wodurch die Lage der CT-Ebene exakter bestimmt werden kann. Dies zeigt sich insbesondere auch in Bezug auf den OPE.

Im Vergleich zu den Evaluationen des SimpliCT-Systems liegen der Gesamtfehler deutlich über den durch Krombach et al. (1.4° , [6]) und Moser et al. ($0.4 \pm 0.5^\circ$, [5]) bestimmten Werten. Bei der Nutzung der HoloLens ergibt sich jedoch der Vorteil der größeren Bewegungsfreiheit für den Radiologen. Für die Verwendung von SimpliCT muss der Patient so positioniert sein, dass der an der Front des CT-Scanners platzierte Laser innerhalb der CT-Ebene auf die Einstichstelle gerichtet werden kann. Dadurch ist es nicht möglich, den Patienten vollständig aus der Gantry herauszufahren.

Der im Rahmen der Studie ermittelte Gesamtfehler und IPE ist jeweils deutlich schlechter, als in den betrachteten verwandten Arbeiten. Im Rahmen der zweiten Evaluation konnte jedoch gezeigt werden, dass die Registrierung eine höhere Genauigkeit zulassen würde.

5.4.2 Betrachtung der Dauer des Einstichs

Bei der Dauer des Einstichs zeigte sich ein Unterschied von etwa fünf Sekunden zwischen den Ebenen und den anderen beiden Konzepten. Bereits während der Studie ist aufgefallen, dass die Probanden, gerade im ersten Durchlauf, bei den Ebenen deutlich mehr Zeit zum Finden der Nadelposition benötigt haben. Insbesondere wurden auch mehrfach Anmerkungen dazu gemacht, wenn Winkel zu den Teilnehmern hin geneigt waren.

Ein Grund dafür könnte ein, dass die Ebenen mehr Informationen darstellen, als die anderen beiden Konzepte. Der Pfad an sich sticht damit weniger heraus und wird weniger schnell wahrgenommen. Sowohl bei der Linie als auch bei ConeRing dagegen wird vor allem der Winkel an sich angezeigt und sticht somit mehr heraus.

Ein Weiterer Faktor kann die bereits im vorangegangenen Abschnitt erläuterte erschwerte Sichtbarkeit des Pfades sein. Die Probanden haben sich oft mehrfach zu beiden Seiten orientiert, ehe sie die Nadel eingestochen haben. Diese Verzögerung kann noch durch die leichte, bewegungsbedingte Verschiebung der Visualisierung verstärkt worden sein. Auch die Verdeckung der Nadel, die durch einige Probanden angemerkt wurde, könnte dazu geführt haben, dass die Probanden länger für die Winkelfindung benötigt haben.

5.4.3 Subjektive Bewertung durch die Probanden

Nachfolgend werden die Ergebnisse der Befragungen bezüglich der Schwierigkeit und Sicherheit, sowie die Aussagen aus der Abschlussbefragung betrachtet.

Keines der Konzepte wurde hinsichtlich der Schwierigkeit im Mittel als einfach eingestuft. Dies könnte darauf zurückzuführen sein, dass die Bildüberlagerung der HoloLens die korrekte Tiefenwahrnehmung erschwert. Dass Objekte, die theoretisch vor der Visualisierung sind, diese trotzdem nicht verdecken, ist insbesondere für Nutzer, die die HoloLens noch nicht kennen, zunächst eine Herausforderung. Die Einstufung der Sicherheit war allgemein besser als die der Schwierigkeit, hier wurden nur die Ebenen eher negativ bewertet.

Ebenso wie in den vorangehend betrachteten Variablen schneidet die Ebenenvisualisierung hinsichtlich der empfundenen Schwierigkeit und Sicherheit deutlich schlechter ab, als die Linien- und ConeRing-Visualisierung. Dies könnte, ebenso wie bei der Zeit, auch auf die geringere Sichtbarkeit des Winkels zurückzuführen sein. Dies betrifft sowohl die Selbst- und Nadelverdeckung, als auch die erschwerte Wahrnehmung des Pfades selbst. Des Weiteren gab es bei einigen Probanden auch nach dem Training noch Unsicherheiten, wie die Pfaddarstellung durch die Ebenen zu interpretieren ist. Zwischen den Konzepten ConeRing und Linie ist kein deutlicher Unterschied auszumachen.

Im Gegensatz dazu schneidet die Linienvisualisierung im Ranking besser ab, als die ConeRing-Darstellung. Hierbei ist zu beachten, dass kein Platz doppelt vergeben werden durfte, einige Probanden die beiden Konzepte aber als gleich gut bezeichnet hatten. Als Vorteil der Linie wurde oft genannt, dass sie in einem intuitiven Konzept nur den Winkel darstellt. In Bezug auf ConeRing wurde die gute Ausrichtbarkeit der Nadel zu Beginn des Einstichs basierend auf der Ringstruktur genannt. Des Weiteren wurde es positiv aufgefasst, dass die Pfadvorgabe durch die diffuse Struktur des unteren Parts weniger hart war, als bei der Linie. Basierend darauf wäre eine mögliche Erklärung für die bessere Einstufung des ConeRing-Konzeptes in Bezug auf die Sicherheit als im Ranking, dass die Probanden sich beim Einstich sicherer gefühlt haben, da sie durch kleine Bewegungen nicht sofort die Nadel aus der Visualisierung heraus bewegen, wie es bei der Linie der Fall ist. Eine höhere Sicherheit bei den Teilnehmern kann als positiv aufgefasst werden. Dabei muss jedoch auch bedacht werden, dass es nur einen korrekten (schmalen) Pfad gibt und eine Visualisierung, die mehr Interpretationsspielraum lässt, somit auch zu größeren Fehlern führen kann. Im Rahmen der zweiten Evaluation ist aufgefallen, dass die Breite der Linie dazu führt.

Die Ebenen wurden durch die meisten Probanden im Ranking als das schlechteste Konzept eingestuft. Dies stimmt mit den vorangehend diskutierten Ergebnissen überein. Die Ebenen schneiden somit in allen betrachteten Punkten als das schlechteste Konzept ab. Eine Alternative, die durch einige Probanden auch befürwortet wurde, wäre die

Kombination der Ebenen (oder auch nur der CT-Ebene) mit der Linienvisualisierung. Dies würde eine schnellere und sicherere Erkennung des Pfades gewährleisten und dennoch die Vorteile der Ebene bieten.

Bei den Probanden, die eine Kombination befürwortet haben, wurden meistens die Verbindungen mit der Linie bevorzugt. Dies könnte darauf zurückzuführen sein, dass die Linie in der jeweiligen Visualisierung nur zusätzlich den Pfad hervorhebt, aber keine weiteren Informationen einbringt.

5.4.4 Eignung der Hardware

Im Rahmen der Abschlussbewertung wurde der Tragekomfort der HoloLens durch die meisten Probanden als eher negativ bewertet. Dennoch konnten sich fast alle eine Nutzung im Rahmen einer PRT vorstellen. Die Eignung der HoloLens hinsichtlich der Nutzung im klinischen Alltag muss jedoch zunächst noch ausführlich evaluiert werden und ist derzeit mangels Zulassung nicht möglich. Weitere grundlegende Probleme der HoloLens, die bereits erwähnt wurden, sind der auftretende Drift und die Unterschreitung der empfohlenen Entfernung von Hologrammen. Im Rahmen der Studie ist auch aufgefallen, dass gerade Probanden mit einer Sehschwäche auch Probleme bei der Tiefenwahrnehmung mit der HoloLens haben. Unter Umständen konnte dies durch die Nutzung der angepassten Sehhilfe verbessert werden. Es ist möglich, dass mit der HoloLens 2 einige der aufgeführten Probleme gelöst werden, derzeit sind jedoch noch nicht genügend Informationen dazu bekannt, um sichere Aussagen diesbezüglich treffen zu können.

Die Steuerung wurde insgesamt als positiv bewertet. Die Eignung für den klinischen Alltag ist jedoch fraglich und muss zunächst noch evaluiert werden.

6 Abschluss

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein Prototyp für eine Pfadvisualisierung im Rahmen einer PRT konzipiert, entwickelt und evaluiert. Die einzelnen Schritte werden nachfolgend zusammengefasst und hinsichtlich der Zielstellung diskutiert. Anschließend erfolgt eine Betrachtung möglicher zukünftiger Arbeitsschritte.

6.1 Zusammenfassung

Es erfolgte zunächst eine Erarbeitung der im Rahmen der Zielstellung relevanten medizinischen und technischen Grundlagen. Dafür wurde der anatomische und pathologische Hintergrund einer Radikulopathie erläutert. Anschließend wurde ein Überblick über die therapeutischen Ansätze gegeben und die diesem Rahmen auch die PRT näher erläutert. Eine Workflowanalyse wurde basierend auf einer Hospitation in der Neuroradiologie im Uniklinikum Magdeburg vorgenommen. Im Rahmen der technischen Grundlagen erfolgte eine Darlegung verschiedener AR-Varianten. Speziell wurde die HoloLens näher vorgestellt und im medizinischen Kontext betrachtet. Unter Verwandte Arbeiten wurden verschiedene Anwendungen zur Nadelnavigation betrachtet.

Basierend auf den zuvor erarbeiteten Grundlagen wurde anschließend die Konzeption der Anwendung vorgenommen. Dafür erfolgte zunächst eine Definition der benötigten Komponenten für die Registrierung der Visualisierung: Die Boden- und CT-Referenz werden zur Bestimmung der korrekten Rotation der Visualisierung benötigt. Mit der Startreferenz wird die Position der Visualisierung bestimmt. Verschiedene Herangehensweisen für die einzelnen Komponenten wurden vorgestellt und diskutiert. Des Weiteren wurden verschiedene Visualisierungsmethoden betrachtet.

Im Rahmen der Umsetzung wurden einige der Konzepte ausgewählt und konkret ausgearbeitet. Für die Bodenreferenz wurde eine Bestimmung basierend auf dem Spatial Mapping der HoloLens umgesetzt. Für die CT-Referenz erfolgt die Bestimmung mit Hilfe eines optischen Bildmarkertrackings, das mit Vuforia umgesetzt wurde. Als Absicherung für einen möglichen Ausfall der Verfahren ist in beiden Fällen auch eine manuelle Bestimmung der Referenzen möglich. Die Positionierung der Startreferenz erfolgt immer manuell. Es wurden drei Visualisierungen ausgewählt, um den Pfad darzustellen: Die Ebenenvisualisierung, die Linie und die ConeRing-Darstellung.

In der Evaluation wurden die drei gewählten Konzepte hinsichtlich verschiedener Faktoren betrachtet: Der IPE, der OPE, der Gesamtwinkelfehler, die Dauer eines Einstichs,

die subjektive Schwierigkeit der Winkelfindung und die subjektive Sicherheit der Probanden, den richtigen Winkel getroffen zu haben. Die Ebenen haben in allen betrachteten Faktoren am schlechtesten abgeschnitten, die Konzepte ConeRing und Linie haben sich dabei als etwa gleich gut erwiesen. Auf Grund des hohen IPEs, der im Rahmen der Studie festgestellt wurde, erfolgte die Durchführung einer erweiterten Evaluation. Dabei konnte nachgewiesen werden, dass durch die Registrierung geringere Abweichungen möglich wären, als in der Studie bestimmt wurden.

6.2 Fazit

Im Rahmen dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass die Anwendung grundlegend für eine Nadelnavigation im Rahmen einer PRT geeignet ist. Die im Rahmen der Laborstudie ermittelten Werte für den OPE sind besser, als vergleichbare Navigationssysteme. Der Gesamtwinkelfehler und der IPE weisen eine größere Abweichung auf, es konnte jedoch gezeigt werden, dass dies nicht auf Fehler in der Registrierung zurückzuführen ist. Insgesamt ist die Anwendung derzeit für eine Nutzung bei der PRT noch zu unsicher. Dies liegt unter anderem daran, dass die korrekte Erkennung des Winkels vom Blickwinkel abhängig ist. Dessen Änderung wiederum führt zu einer Verschiebung der Visualisierung, was eine exakte Platzierung erschwert.

Hinsichtlich der betrachteten Visualisierungen haben die ConeRing- und die Linien-darstellung die besten Ergebnisse erzielt und sind deutlich gegenüber den Ebenen zu bevorzugen. Da es in der Evaluation kaum Unterschiede zwischen den beiden Konzepten gab, bietet es sich an, weiterhin eine Wahlmöglichkeit zu bieten. Dadurch ist es dem Nutzer möglich, die jeweils bevorzugte Darstellung zu nutzen. Nicht in die Wahlmöglichkeit mit eingeschlossen werden sollte die Ebenenvisualisierung. In der jetzigen Form ist sie nicht zur Unterstützung der PRT geeignet. Ebenfalls erhalten bleiben sollte die Möglichkeit, die Konzepte in Kombination zu nutzen.

6.3 Ausblick

Nachfolgend werden verschiedene Vorschläge für zukünftige Überarbeitungen der Anwendung beschrieben. Ein Teil davon beschäftigt sich dabei konkret mit der Lösung der unter Punkt 6.2 herausgestellten Probleme, aber auch darüber hinausgehende Ideen werden betrachtet.

Grundsätzlich könnten weitere Evaluationen erfolgen, die insbesondere auch den Einfluss des Blickwinkels auf den IPE und OPE betrachten. Dadurch könnte eine optimale Blickrichtung bestimmt werden, in der beide Winkel gut erkannt werden können. Alternativ könnte über eine Modifikation der Platzierung zu einem dauerhaften Tracking eine Verringerung des Drifts der Visualisierungen erzielt werden.

Bezüglich der genutzten Visualisierungen könnte zunächst eine Modifikation der Ebenen erfolgen. Die CT-Ebene könnte zur Darstellung des Schichtbildes, auf dem die Pfadplanung basiert, genutzt werden. Eine versuchsweise Implementation dazu ist in Abbildung 6.1 dargestellt. Dabei sollte eine zusätzliche Visualisierung des eigentlichen Pfades möglich sein. Eine Schichtbilddarstellung würde auch eine Modifikation der Desktop-Anwendung erfordern. Des Weiteren könnte die Auswahl der Visualisierungen um eine Ghostobject-Darstellung ergänzt werden. Ähnlich wie bei ConeRing würde dadurch eine bessere Evaluierung der Position des Kopfes der Nadel ermöglicht werden. Die Vorteile der Linie würden dennoch erhalten bleiben. Auch die Linie und ConeRing können mit einer schmalen Kennzeichnung des exakten Pfades noch erweitert werden.

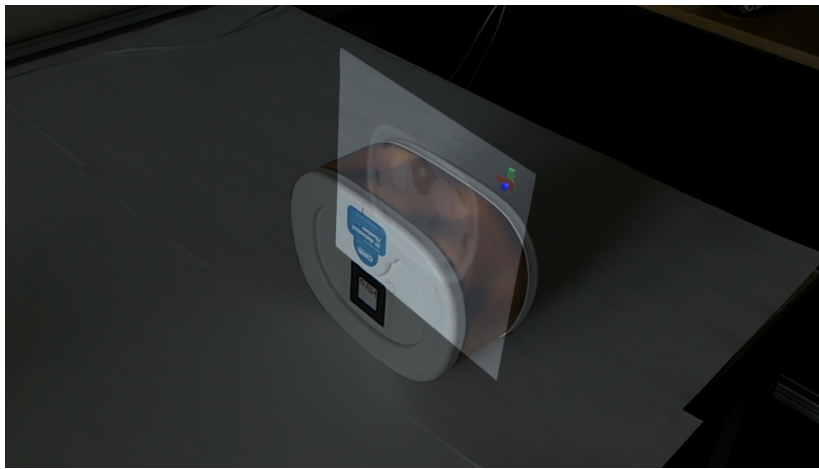


Abbildung 6.1: Visualisierung eines Schichtbildes mit Pfadplanung. Das im Mixed-Reality-Capture erzeugte Bild, stellt die Visualisierung deutlich schlechter dar, als sie tatsächlich war.

Grundsätzlich lässt sich die Anwendung auch für die Navigation von Nadeln außerhalb der PRT nutzen. In diesem Fall kann es erforderlich sein, dass nicht nur ein Zugangspfad visualisiert wird. Unabhängig von einer gleichzeitigen Darstellung mehrerer Pfade, sollte die Möglichkeit, den Pfad bei laufendem Programm zu wechseln, in der klinischen Version, ebenso wie in der Studienversion, umgesetzt werden.

Bezüglich des Desktopsenders sollte für die klinische Version ein Broadcasting umgesetzt werden. Im Moment muss die IP-Adresse der HoloLens manuell eingetragen werden. Im klinischen Alltag ist dies eher nicht umsetzbar.

Hinsichtlich der Eignung der Hardware könnten Evaluationen hinsichtlich der spezifischen Eignung durchgeführt werden, die zum Beispiel die Unterschreitung des empfohlenen Mindestabstands oder die Nutzung mit Sehschwächen näher betrachtet.

Literaturverzeichnis

- [1] LEWIN, Jonathan S. ; THOMAS, Christoph ; PEREIRA, Phillipe L. ; CLASEN, Stephan ; CLAUSSEN, Claus D. ; FRITZ, Jan: Freehand Real-Time MRI-Guided Lumbar Spinal Injection Procedures at 1.5 T: Feasibility, Accuracy, and Safety. In: *American Journal of Roentgenology* 192 (2009), Nr. 4, S. W161–W167. <http://dx.doi.org/10.2214/ajr.08.1569>. – DOI 10.2214/ajr.08.1569. – ISSN 0361–803X
- [2] ZENNARO, Hélène ; DOUSSET, Vincent ; VIAUD, Brigitte ; ALLARD, Michèle ; DEHAIS, Joel ; SÉNÉGAS, Jacques ; CAILLÉ, Jean M.: Periganglionic foraminal steroid injections performed under CT control. In: *American Journal of Neuroradiology* 19 (1998), Nr. 2, S. 349–352. – ISSN 01956108
- [3] GLOCKER, F: AWMF Leitlinie: Lumbale Radikulopathie. In: *Deutsche Gesellschaft für Neurologie* (2018)
- [4] POHL, Marcus ; BACK, Tobias ; LEIMERT, Mario ; SEIFERT, Jens ; STOFFEL, Michael ; AMELUNG, Rena I. ; DODD, Nicola ; GIBSON, Birgitta ; LINN, Jennifer ; LOCHER, Hermann u. a.: Zervikale Radikulopathie. In: *Aktuelle Neurologie* 45 (2018), Nr. 05, S. 349–369
- [5] MOSER, Carsten ; BECKER, Jan ; DELI, Martin ; BUSCH, Martin ; BOEHME, Marc ; GROENEMEYER, Dietrich H.: A novel Laser Navigation System reduces radiation exposure and improves accuracy and workflow of CT-guided spinal interventions: A prospective, randomized, controlled, clinical trial in comparison to conventional freehand puncture. In: *European Journal of Radiology* 82 (2013), Nr. 4, S. 627–632. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejrad.2012.10.028>. – DOI 10.1016/j.ejrad.2012.10.028. – ISSN 0720048X
- [6] KROMBACH, G. A. ; SCHMITZ-RODE, T. ; WEIN, B. B. ; MEYER, J. ; WILDBERGER, J. E. ; BRABANT, K. ; GÜNTHER, R. W.: Potential of a new laser target system for percutaneous CT-guided nerve blocks: Technical note. In: *Neuroradiology* 42 (2000), Nr. 11, S. 838–841. <http://dx.doi.org/10.1007/s002340000433>. – DOI 10.1007/s002340000433. – ISSN 00283940
- [7] SHUHAIBER, Jeffrey H.: Augmented reality in surgery. In: *Archives of surgery* 139 (2004), Nr. 2, S. 170–174

- [8] FALLER, Adolf ; SCHÜNKE, Michael ; SCHÜNKE, Gabriela: *Der Körper des Menschen: Einführung in Bau und Funktion*. G. Thieme, 1967
- [9] AUMÜLLER, Gerhard ; AUST, Gabriela ; DOLL, Andreas ; ENGELE, Jürgen ; KIRSCH, Joachim ; MENSE, Siegfried ; REISSIG, D ; SALVETTER, J ; SCHMIDT, W ; SCHMITZ, F u. a.: Duale Reihe Anatomie. In: *Stuttgard: Georg Thieme Verlag* (2007), S. 118
- [10] REIMANN, Arthur F. ; ANSON, Barry J.: Vertebral level of termination of the spinal cord with report of a case of sacral cord. In: *The Anatomical Record* 88 (1944), Nr. 1, S. 127–138
- [11] OTTENJANN, Henrike: Welche Schmerzarten gibt es und wie unterscheiden sie sich? <https://www.nervenschmerz-ratgeber.de/wissen/schmerzarten-nozizeptiv-neuropathisch/>, 2018. – [Zugriff: 31.03.2019]
- [12] WOICIECHOWSKY, Christian: *Periradikuläre Therapie (PRT)*. <http://www.kreuzschmerzen.org/behandlungsmethoden/minimalinvasive-techniken/periradikulaere-therapie-prt.html>, 2019. – [Zugriff: 04.05.2019]
- [13] CYTEVAL, Catherine ; THOMAS, Eric ; DECOUX, Eric ; SARRABERE, Marie P. ; COTTIN, Alain ; BLOTMAN, Francis ; TAOUREL, Patrice: Cervical Radiculopathy: Open Study on Percutaneous Periradicular Foraminal Steroid Infiltration Performed under CT Control in 30 Patients. In: *American Journal of Neuroradiology* 25 (2004), Nr. 3, S. 441–445. – ISSN 01956108
- [14] CRICHTON, Nicola: Visual analogue scale (VAS). In: *J Clin Nurs* 10 (2001), Nr. 5, S. 706–6
- [15] LAUDA, Fernando Luiz G. ; DE CAMARGO, Maurício F. ; LAUDA, Fernando V.: Evaluation of facet, sacral and foraminal infiltrations in the treatment of low back pain. In: *Coluna/ Columna* 16 (2017), Nr. 2, S. 153–168. <http://dx.doi.org/10.1590/S1808-185120171602163165>. – DOI 10.1590/S1808-185120171602163165. – ISSN 18081851
- [16] POTTECHER, P ; LOFFROY, R ; ESTIVALET, L ; LEFEVRE, P H. ; DEMONDION, X: Cervical foraminal infiltration under CT guidance : Risk or not Risk ! (2014)
- [17] WEINER, Bradley K. ; FRASER, Robert D.: Foraminal Injection for Lateral Lumbar Disc Herniation. In: *The Journal of Bone and Joint Surgery* 79 (2003), Nr. 5, S. 804–807. <http://dx.doi.org/10.1302/0301-620x.79b5.7636>. – DOI 10.1302/0301-620x.79b5.7636. – ISSN 0301620X

-
- [18] BRUMMETT, Chad M. ; WILLIAMS, Bryan S. ; HURLEY, Robert W. ; ERDEK, Michael A.: A prospective, observational study of the relationship between body mass index and depth of the epidural space during lumbar transforaminal epidural steroid injection. In: *Regional anesthesia and pain medicine* 34 (2009), Nr. 2, S. 100
- [19] BOCHUM, Viktoria K.: *Injection treatment of the lumbar spine*. <https://www.viktoriaclinic-bochum.de/en/services/spine-therapy/minimally-invasive-nonsurgical/injection-therapy-of-the-lumbar-spine/injection-treatment-of-the-lumbar-spine.php>, 2019. – [Zugriff: 06.05.2019]
- [20] YUEN, Steve Chi-Yin ; YAOYUNYONG, Gallayanee ; JOHNSON, Erik: Augmented reality: An overview and five directions for AR in education. In: *Journal of Educational Technology Development and Exchange (JETDE)* 4 (2011), Nr. 1, S. 11
- [21] BILLINGHURST, Mark: *What is Mixed Reality?* <https://medium.com/@marknb00/what-is-mixed-reality-60e5cc284330>, 2017. – [Zugriff: 07.05.2019]
- [22] CRAIG, Alan B.: *Understanding augmented reality: Concepts and applications*. Newnes, 2013
- [23] FURHT, Borko: *Handbook of augmented reality*. Springer Science & Business Media, 2011
- [24] DÖRNER, Ralf ; BROLL, Wolfgang ; GRIMM, Paul ; JUNG, Bernhard: *Virtual und augmented reality (VR/AR): Grundlagen und Methoden der Virtuellen und Augmentierten Realität*. Springer-Verlag, 2014
- [25] FRITZ, Jan ; U-THAINUAL, Paweena ; UNGI, Tamas ; FLAMMANG, Aaron J. ; CHO, Nathan B. ; FICHTINGER, Gabor ; IORDACHITA, Iulian I. ; CARRINO, John A.: Augmented reality visualization with image overlay for MRI-guided intervention: Accuracy for lumbar spinal procedures with a 1.5-T MRI system. In: *American Journal of Roentgenology* 198 (2012), Nr. 3, S. 266–273. <http://dx.doi.org/10.2214/AJR.11.6918>. – DOI 10.2214/AJR.11.6918. – ISBN 0361–803X
- [26] ZELLER, Matt ; BRAY, Brandon: *Release notes - March 2016*. <https://docs.microsoft.com/en-us/windows/mixed-reality/release-notes-march-2016>, 2016. – [Zugriff: 17.04.2019]
- [27] HEMPEL, Jessi: *Project HoloLens: Our Exclusive Hands-On With Microsoft's Holographic Goggles*. <https://www.wired.com/2015/01/microsoft-hands-on/>, 2015. – [Zugriff: 27.04.2019]

- [28] ANTIC, Miles: *Mixed Reality Headset Microsoft HoloLens gets major Software Update.* <https://www.realitytechnologies.com/mixed-reality-headset-microsoft-hololens-gets-major-software-update/>, 2018. – [Zugriff: 27.04.2019]
- [29] WONG, Raymon: *Microsoft Hololens 2 ushers in the next generation of augmented reality.* <https://mashable.com/article/microsoft-hololens-2-mwc-2019/?europe=true>, 2019. – [Zugriff: 27.04.2019]
- [30] VALORIANI, Matteo: *Etna dev 2016 - Introduction to Mixed Reality with HoloLens.* <https://www.slideshare.net/MatteoValoriani/etna-dev-2016-introduction-to-mixed-reality-with-hololens>, 2016. – [Zugriff: 18.04.2019]
- [31] KARTHIKA, Ms S. ; PRAVEENA, P ; GOKILAMANI, M: International Journal of Computer Science and Mobile Computing HOLOLENS. In: *International Journal of Computer Science and Mobile Computing* 6 (2017), Nr. 2, 41–50. www.ijcsmc.com
- [32] JAKL, Andreas: *Basics of AR: SLAM – Simultaneous Localization and Mapping.* <https://www.andreasjakl.com/basics-of-ar-slam-simultaneous-localization-and-mapping/>, 2018. – [Zugriff: 18.04.2019]
- [33] DECKER, Jeanie: *What's new in Microsoft HoloLens.* <https://docs.microsoft.com/en-us/hololens/hololens-whats-new>, 2018. – [Zugriff: 27.04.2019]
- [34] TURNER, Alex ; SCHONNING, Nick ; ZELLER, Matt ; COWLEY, Eliot ; MIGNONE, Tome: *App model.* <https://docs.microsoft.com/en-us/windows/mixed-reality/app-model>, 2018. – [Zugriff: 27.04.2019]
- [35] MILLER, Jack ; IGLESIAS PENA, Mariangely ; WINER, Eliot ; EVANS, Gabriel ; MACALLISTER, Anastacia: Evaluating the Microsoft HoloLens through an augmented reality assembly application. In: *Degraded Environments: Sensing, Processing, and Display 2017* 10197 (2017), S. 101970V. <http://dx.doi.org/10.1117/12.2262626>. – DOI 10.1117/12.2262626
- [36] TURNER, Alex ; MCCULLOCH, Jesse ; ZELLER, Matt ; COWLEY, Eliot ; NERREU, Arturo: *Unity development overview.* <https://docs.microsoft.com/en-us/windows/mixed-reality/unity-development-overview>, 2018. – [Zugriff: 27.04.2019]
- [37] HUDDLESTON, Max: *How to create your first HoloLens app with Unity.* <https://medium.freecodecamp.org/>

-
- how-to-create-your-first-hololens-app-with-unity-1afa364843d4, 2018. – [Zugriff: 27.04.2019]
- [38] TECHNOLOGIES, Unity: *Transforms*. <https://docs.unity3d.com/560/Documentation/Manual/Transforms.html>, 2017. – [Zugriff: 09.05.2019]
- [39] WHITE, Chris ; TURNER, Alex ; MCCULLOCH, Jesse ; COWLEY, Eliot ; SCHONNING, Nick ; BRAY, Brandon: *Using Vuforia Engine with Unity*. <https://docs.microsoft.com/en-us/windows/mixed-reality/vuforia-development-overview>, 2018. – [Zugriff: 27.04.2019]
- [40] VUFORIA: *Vuforia Engine Features*. <https://library.vuforia.com/content/vuforia-library/en/features/overview.html>, 2018. – [Zugriff: 27.04.2019]
- [41] ROHMAN, Melissa: *FDA approves first Microsoft HoloLens augmented reality system for surgical use*. <https://www.healthimaging.com/topics/advanced-visualization/fda-approves-augmented-reality-system-microsoft-hololens>, 2018. – [Zugriff: 27.04.2019]
- [42] WISH-BARATZ, Susanne ; GUBATINA, Ariel P. ; ENTERLINE, Rebecca ; GRISWOLD, Mark A.: A new supplement to gross anatomy dissection: HoloAnatomy. In: *Medical Education* (2019), medu.13845. <http://dx.doi.org/10.1111/medu.13845>. – DOI 10.1111/medu.13845. – ISSN 0308-0110
- [43] ENGINEERING, Case S.: *HoloAnatomy app earns another top honor*. <http://engineering.case.edu/news/holoanatomy-app-earns-another-top-honor>, 2017. – [Zugriff: 27.04.2019]
- [44] SEITEL, Alexander ; BELLEMANN, Nadine ; HAFEZI, Mohammadreza ; FRANZ, Alfred M. ; SERVATIUS, Mark ; SAFFARI, Arash ; KILGUS, Thomas ; SCHLEMMER, Heinz-Peter ; MEHRABI, Arianeb ; RADELEFF, Boris A. u. a.: Towards markerless navigation for percutaneous needle insertions. In: *International journal of computer assisted radiology and surgery* 11 (2016), Nr. 1, S. 107–117
- [45] HAWKES, David J. ; KUZHAGALIYEV, Timur ; CLANCY, Neil T. ; DAVIDSON, Brian ; VASCONCELOS, Francisco ; TCHAKA, Kevin ; JANATKA, Mirek ; STOYANOV, Danail ; CLARKSON, Matthew J. ; GURUSAMY, Kurinchi: Augmented reality needle ablation guidance tool for irreversible electroporation in the pancreas. (2018), S. 30. <http://dx.doi.org/10.1117/12.2293671>. – DOI 10.1117/12.2293671. – ISBN 9781510616417

- [46] CHAN, Wing Y. ; HENG, Pheng A.: Visualization of needle access pathway and a five-DoF evaluation. In: *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* 18 (2014), Nr. 2, S. 643–653. <http://dx.doi.org/10.1109/JBHI.2013.2275741>. – DOI 10.1109/JBHI.2013.2275741. – ISBN 2168–2194
- [47] GAVAGHAN, Kate ; OLIVEIRA-SANTOS, Thiago ; PETERHANS, Matthias ; REYES, Mauricio ; KIM, H ; ANDEREGG, Sylvain ; WEBER, Stefan: Evaluation of a portable image overlay projector for the visualisation of surgical navigation data: phantom studies. In: *International journal of computer assisted radiology and surgery* 7 (2012), Nr. 4, S. 547–556
- [48] KREMPIEN, Robert ; HOPPE, Harald ; KAHRS, Lüder ; DAEUBER, Sascha ; SCHORR, Oliver ; EGGERS, Georg ; BISCHOF, Marc ; MUNTER, Marc W. ; DEBUS, Juergen ; HARMS, Wolfgang: Projector-based augmented reality for intuitive intraoperative guidance in image-guided 3D interstitial brachytherapy. In: *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics* 70 (2008), Nr. 3, S. 944–952
- [49] HEINRICH, Florian ; JOERES, Fabian ; LAWONN, Kai ; HANSEN, Christian: Comparison of Projective Augmented Reality Concepts to Support Medical Needle Insertion Pre-print version Comparison of Projective Augmented Reality Concepts to Support Medical Needle Insertion. (2019)
- [50] FISCHER, Gregory S. ; DYER, Eva ; CSOMA, Csaba ; DEGUET, Anton ; FICHTINGER, Gabor: Validation system of MR image overlay and other needle insertion techniques. In: *Studies in health technology and informatics* 125 (2007), 130–5. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17377250>. – ISSN 0926–9630
- [51] GIBBY, Jacob T. ; SWENSON, Samuel A. ; CVETKO, Steve ; RAO, Raj ; JAVAN, Ramin: Head-mounted display augmented reality to guide pedicle screw placement utilizing computed tomography. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 14 (2019), Nr. 3, 525–535. <http://dx.doi.org/10.1007/s11548-018-1814-7>. – DOI 10.1007/s11548-018-1814-7. – ISSN 18616429
- [52] HUANG, Lawrence ; COLLINS, Scott ; KOBAYASHI, Leo ; MERCK, Derek ; SGOUROS LAWRENCE HUANG, Thomas ; SGOUROS, Tom: Shared visualizations and guided procedure simulation in augmented reality with Microsoft HoloLens. (2019), Nr. 8, 1095112. <http://dx.doi.org/10.1117/12.2511321>. – DOI 10.1117/12.2511321
- [53] AGTEN, Christoph A. ; DENNLER, Cyrill ; ROSSKOPF, Andrea B. ; JABERG, Laurenz ; PFIRRMANN, Christian W. ; FARSHAD, Mazda: Augmented Reality-Guided Lumbar Facet Joint Injections. In: *Investigative Radiology* 53 (2018),

-
- Nr. 8, S. 495–498. <http://dx.doi.org/10.1097/RLI.0000000000000478>. – DOI 10.1097/RLI.0000000000000478. – ISBN 0000000000000000
- [54] DEIB, Gerard ; JOHNSON, Alex ; UNBERATH, Mathias ; YU, Kevin ; ANDRESS, Sebastian ; QIAN, Long ; OSGOOD, Gregory ; NAVAB, Nassir ; HUI, Ferdinand ; GAILLOUD, Philippe: Image guided percutaneous spine procedures using an optical see-through head mounted display: Proof of concept and rationale. In: *Journal of NeuroInterventional Surgery* 10 (2018), Nr. 12, S. 1187–1191
- [55] DANIEL, Bruce L. ; SIU, Alexa F. ; CUTKOSKY, Mark R. ; LIN, Michael A. ; BAE, Jung H.: HoloNeedle: Augmented Reality Guidance System for Needle Placement Investigating the Advantages of Three-Dimensional Needle Shape Reconstruction. In: *IEEE Robotics and Automation Letters* 3 (2018), Nr. 4, S. 4156–4162. <http://dx.doi.org/10.1109/lra.2018.2863381>. – DOI 10.1109/lra.2018.2863381. – ISSN 2377–3766
- [56] HEINRICH, Florian ; SCHMIDT, Gerd ; BORNEMANN, Kai ; ROETHE, Anna L. ; ESSAYED, Walid I. ; HANSEN, Christian: Visualization concepts to improve spatial perception for instrument navigation in image-guided surgery. (2019), S. 77
- [57] BALE, Reto ; WIDMANN, Gerlig: Navigated CT-guided interventions. In: *Minimally Invasive Therapy and Allied Technologies* 16 (2007), Nr. 4, S. 196–204. <http://dx.doi.org/10.1080/13645700701520578>. – DOI 10.1080/13645700701520578. – ISSN 13645706
- [58] WIERCIGROCH, Julia ; BAUM, Zachary ; UNGI, Tamas ; FRITZ, Jan ; FICHTINGER, Gabor ; SURGERY, Percutaneous: Validation of a low-cost adjustable , handheld needle guide for spine interventions. (2019), S. 1–6
- [59] VOSS, Rainer: *Körperachsen und Körperebenen*. <https://viamedici.thieme.de/lernmodule/anatomie/k%C3%B6rperachsen+und+k%C3%B6rperebenen>, 2018. – [Zugriff: 09.05.2019]
- [60] FRANTZ, Taylor ; JANSEN, Bart ; DUERINCK, Johnny ; VANDEMEULEBROUCKE, Jef: Augmenting Microsoft’s HoloLens with vuforia tracking for neuronavigation. In: *Healthcare Technology Letters* (2018). <http://dx.doi.org/10.1049/htl.2018.5079>. – DOI 10.1049/htl.2018.5079. – ISBN 0000000000
- [61] AZIMI, Ehsan ; QIAN, Long ; NAVAB, Nassir ; KAZANZIDES, Peter: Alignment of the Virtual Scene to the 3D Display Space of a Mixed Reality Head-Mounted Display. (2017)

- [62] SHENHAV, Maya ; BLYTHE, Michael ; SPARKMAN, Maggie: *Power BI for Mixed Reality app (Preview)*. <https://docs.microsoft.com/en-us/power-bi/consumer/mobile/mobile-mixed-reality-app>, 2018. – [Zugriff: 09.05.2019]
- [63] KLINT, Lars: *Gestures*. https://www.syncfusion.com/ebooks/hololens_succinctly/gestures, 2018. – [Zugriff: 09.05.2019]
- [64] BLATTGERSTE, Jonas ; RENNER, Patrick ; PFEIFFER, Thies: Advantages of eye-gaze over head-gaze-based selection in virtual and augmented reality under varying field of views. In: *Proceedings of the Workshop on Communication by Gaze Interaction* ACM, 2018, S. 1
- [65] SOLOVJOVA, Alina ; LABSCH, Dominic ; HATSCHER, Benjamin ; FRITZSCHE, Markus ; HANSEN, Christian: Plantar pressure-based gestures for medical image manipulation. In: *Mensch und Computer 2018-Tagungsband* (2018)
- [66] HATSCHER, Benjamin ; LUZ, Maria ; HANSEN, Christian: Foot interaction concepts to support radiological interventions. In: *i-com 17* (2018), Nr. 1, S. 3–13
- [67] HATSCHER, Benjamin ; LUZ, Maria ; NACKE, Lennart E. ; ELKMANN, Norbert ; MÜLLER, Veit ; HANSEN, Christian: GazeTap: towards hands-free interaction in the operating room. In: *Proceedings of the 19th ACM International Conference on Multimodal Interaction* ACM, 2017, S. 243–251
- [68] DAS, Marco ; SAUER, Frank ; SCHOEPF, U J. ; KHAMENE, Ali ; VOGT, Sebastian K. ; SCHALLER, Stefan ; KIKINIS, Ron ; VANSONNENBERG, Eric ; SILVERMAN, Stuart G.: Augmented reality visualization for CT-guided interventions: system description, feasibility, and initial evaluation in an abdominal phantom. In: *Radiology* 240 (2006), Nr. 1, S. 230–235
- [69] CHAN, Wing Y. ; QIN, Jing ; CHUI, Yim P. ; HENG, Pheng A.: A serious game for learning ultrasound-guided needle placement skills. In: *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* 16 (2012), Nr. 6, S. 1032–1042
- [70] KHLEBNIKOV, Rostislav ; KAINZ, Bernhard ; MUEHL, Judith ; SCHMALSTIEG, Dieter: Crepuscular rays for tumor accessibility planning. In: *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 17 (2011), Nr. 12, S. 2163–2172

A Anhang

A.1 PRT-Workflow

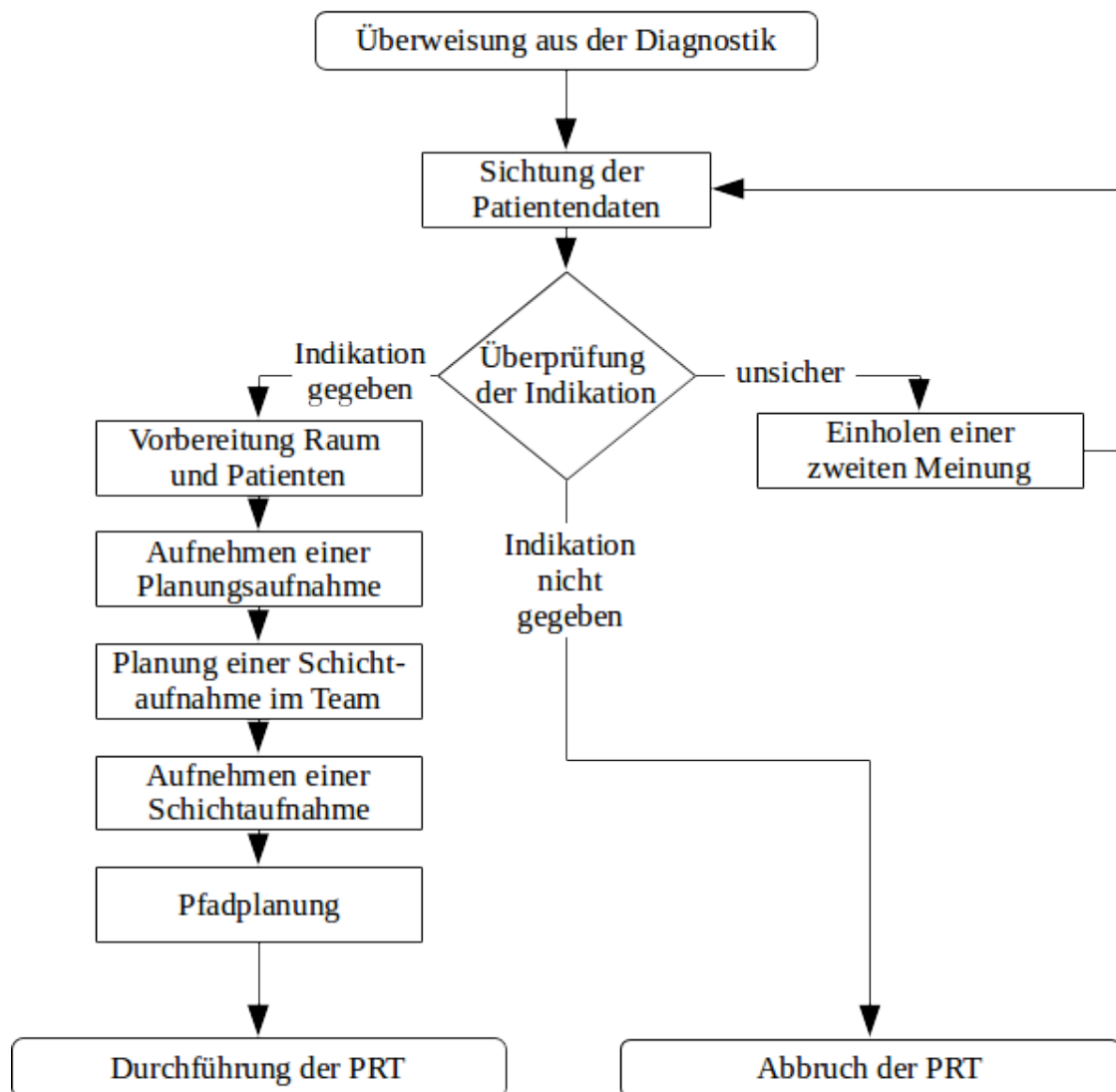


Abbildung A.1: PRT-Ablaufplan: Vorbereitung der Punktion

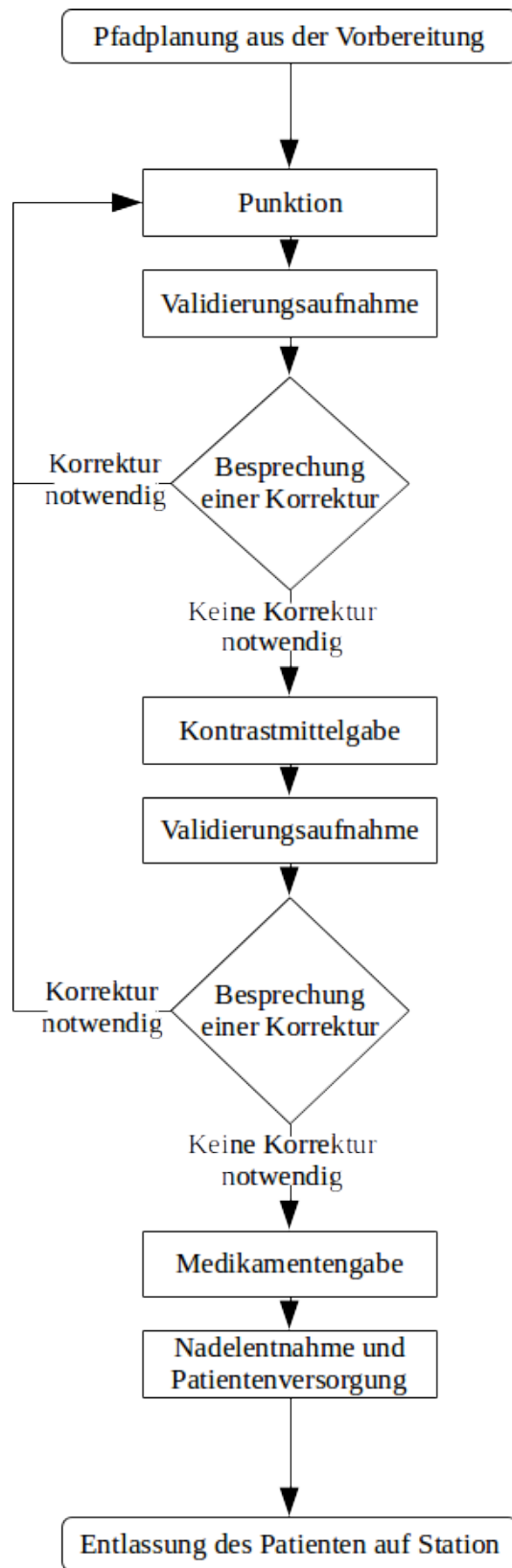


Abbildung A.2: PRT-Ablaufplan: Durchführung der eigentlichen Punktion

A.2 Programmablaufplan

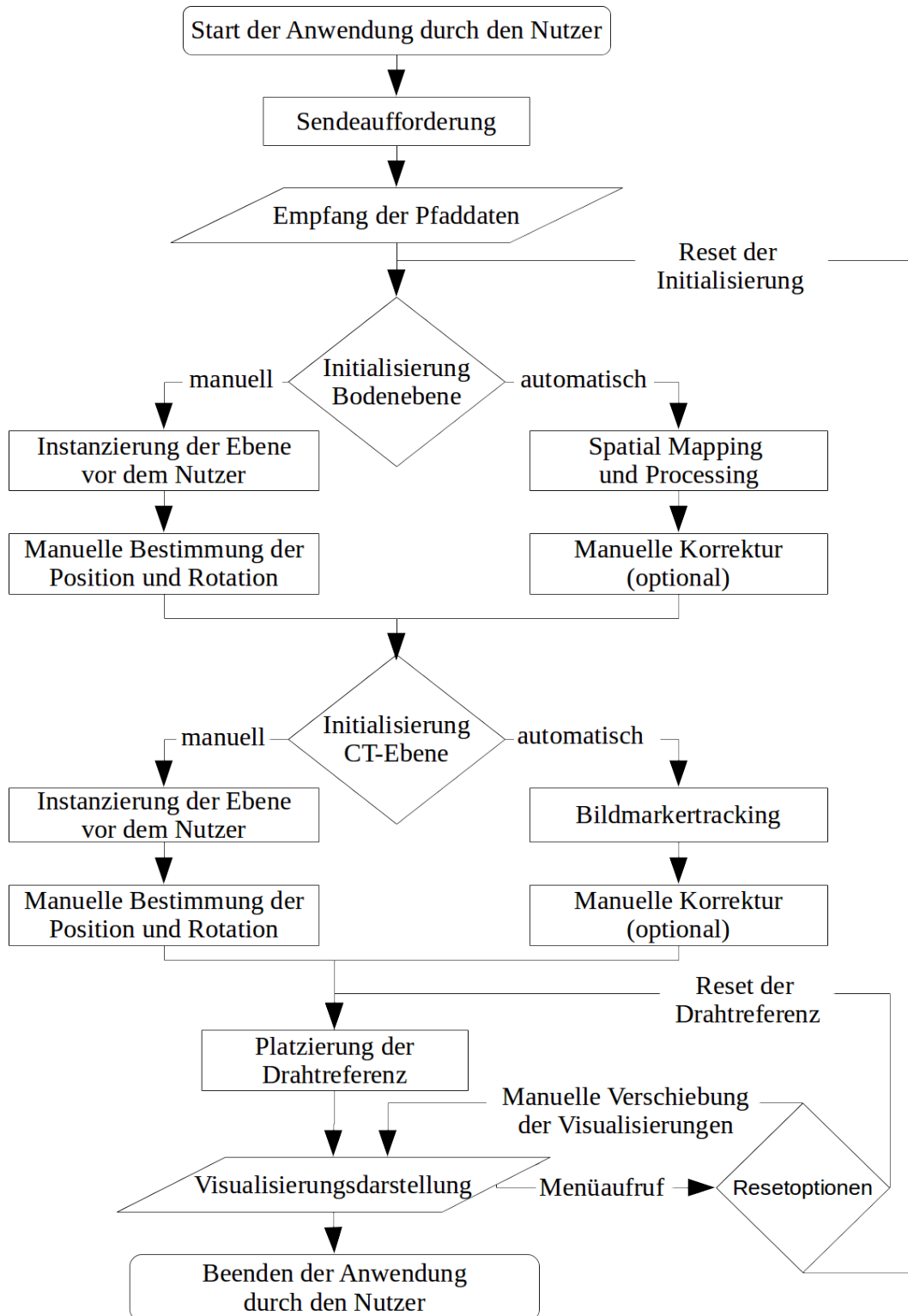
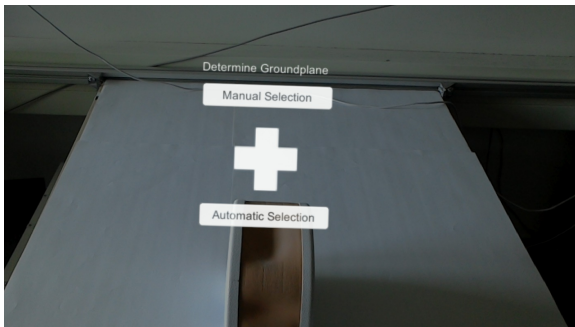


Abbildung A.3: Programmablaufplan

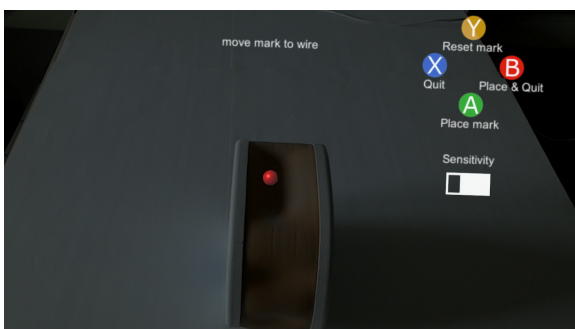
A.3 Interfaceansichten in verschiedenen Programmabschnitten



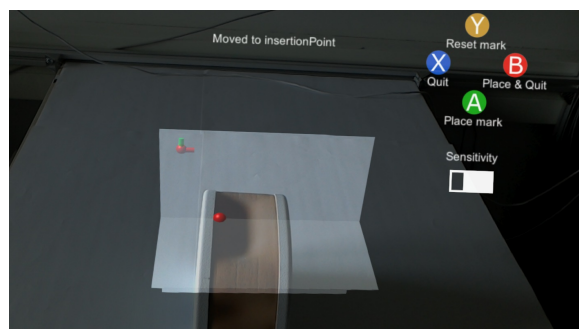
(a) Wahl zwischen manueller und automatischer Registrierung



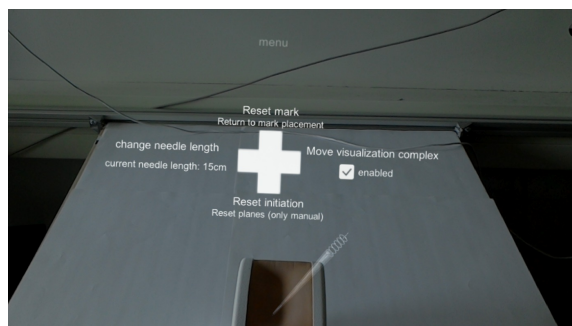
(b) Manuelle Registrierung der CT-Ebene



(c) Verschieben der Startreferenz



(d) Verifizieren der Startreferenz



(e) Reset-Menü bei der Visualisierungswahl

Abbildung A.4: Darstellung des Interfaces der klinischen Anwendung in verschiedenen Programmabschnitten.