



OTTO VON GUERICKE  
UNIVERSITÄT  
MAGDEBURG

INF

FAKULTÄT FÜR  
INFORMATIK

Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

**Fakultät für Informatik**

Institut für Simulation und Graphik

# Abschlussarbeit

zur Erlangung des akademischen Grades  
Master of Science (M.Sc.)

## Intraoperative Augmented Reality Visualisierung einer automatisierten Pfadplanung für perkutane Interventionen

Autor:

Lovis Schwenderling

Erstgutachter:

Prof. Dr. Christian Hansen

Zweitgutachter:

Dr. Patrick Saalfeld

Betreuer:

M.Sc. Florian Heinrich

Onlineversion

Magdeburg, 2021



# Eidesstaatliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Masterarbeit selbstständig und ausschließlich unter Verwendung der angegebenen Literatur und Hilfsmittel angefertigt habe.

Die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Stellen sind als solche kenntlich gemacht.

Die Arbeit wurde bisher in gleicher oder ähnlicher Form weder einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt oder noch anderweitig veröffentlicht.

---

Unterschrift

---

Datum



# Kurzfassung

Perkutane Interventionen resultieren, bedingt durch kleine Traumata, oft in weniger Schmerzen und einer schnelleren Genesung, als offene Verfahren. Problematisch für die Durchführung ist dabei jedoch ein verändertes visuelles und haptisches Feedback. Mit einer Zugangsplanung ist eine Verringerung von Komplikationsrisiken möglich. Dies kann jedoch viel Zeit in Anspruch nehmen und ist abhängig von der Erfahrung der durchführenden Person. Eine automatisierte Pfadplanung ermöglicht eine schnelle und konsistente Bestimmung von Zugangsdaten. Um eine Pfadwahl im Interventionsraum zur Berücksichtigung der individuellen Situation zu erlauben, wurde eine Darstellung der Pfadplanungsergebnisse mit projektorbasierter Augmented Reality untersucht. Basierend auf einer bedingungs-basierten Pfadplanung erfolgte die Darstellung möglicher Einstichpunkte mit einer Farbkodierung direkt auf der Hautoberfläche. Eine zusätzliche Anzeige der Zielposition sollte die Pfadentscheidung weiter unterstützen. Im Rahmen von zwei Studien wurden verschiedene Aspekte zur Darstellung der Einstichpunkte und des Ziels näher untersucht. Dabei konnte gezeigt werden, dass eine Darstellung aller möglichen Einstichpunkte mit einer Bewertung der Güte die Wahl von sicheren Pfaden unterstützt. Als Farbkodierung wurde dabei die Verwendung einer sequentiellen grünen Skala mit diskreten Abstufungen zur Anzeige aller möglichen Einstichpunkte am besten bewertet. Eine Kombination mit einer aufprojizierten Zielvisualisierung zusätzlich zu einer medizinischen Schichtbilddarstellung ermöglichte die Evaluierung des resultierenden Einstichs für jeden Oberflächenpunkt. Insgesamt konnte gezeigt werden, dass eine Darstellung einer automatisierten Pfadplanung direkt auf der Hautoberfläche eine Pfadwahl vor allem für unerfahrene Nutzende erleichtern kann. Dafür ist eine Anzeige aller Einstichpfade mit Wertung in Kombination mit einer Zielvisualisierung zu bevorzugen.



# Abstract

Percutaneous interventions often result in less pain and faster recovery, as they cause smaller trauma than open procedures. However, altered visual and haptic feedback can cause difficulties during the procedure. With access path planning, a reduction in complication risks is possible. However, this may be timeconsuming and depends on the experience of the person performing the procedure. Automated pathway planning allows for a quick and consistent determination of access paths. However, individual preferences cannot be taken into account. To this end, a display of path planning results using projector-based augmented reality was explored to enable a insertion point selection in the intervention room. Based on condition-based path planning, a visualization of possible puncture points was designed with color coding directly on the skin surface. An additional display of the target position was intended to further support the path selection. In two studies, different aspects of the visualization of insertion points and target structures were investigated. It was shown that a visualization of all possible puncture points with an evaluation of the quality supports the selection of safe access paths. As color coding, the use of a sequential green scale with discrete levels to display all possible puncture points was rated best. A combination with a projected target visualization in addition to a medical slice view allowed evaluation of the resulting insertion for each surface point. Overall, it was shown that displaying the results of an automated path planning directly on the skin surface can facilitate path selection, especially for inexperienced users. For this purpose, a display of all puncture paths with a rating of the displayed points in combination with a target visualization is preferable.



# Inhaltsverzeichnis

|          |  |           |
|----------|--|-----------|
| <b>1</b> | <b>Einführung</b>  | <b>1</b>  |
| 1.1      | Motivation und Zielsetzung . . . . .                                 | 1         |
| 1.2      | Gliederung der Arbeit . . . . .                                      | 2         |
| <b>2</b> | <b>Grundlagen</b>  | <b>3</b>  |
| 2.1      | Augmented Reality . . . . .  | 3         |
| 2.1.1    | Modalitäten und Anwendungsbereiche von Augmented Reality . . . . .   | 3         |
| 2.1.2    | Tracking . . . . .   | 6         |
| 2.2      | Planung von perkutanen Interventionen . . . . .                      | 9         |
| 2.2.1    | Perkutane Interventionen . . . . .                                   | 9         |
| 2.2.2    | Hintergrund und Prozess der Pfadplanung . . . . .                    | 10        |
| 2.2.3    | Automatisierte Planung von Zugangspfaden . . . . .                   | 12        |
| 2.3      | Verwandte Arbeiten . . . . .   | 13        |
| 2.3.1    | Bedingungsbasierter Ansatz der automatisierten Pfadplanung . . . . . | 13        |
| 2.3.2    | Visualisierung von Einstichstellen . . . . .                         | 16        |
| 2.3.3    | Visualisierung von Zielstrukturen . . . . .                          | 19        |
| 2.4      | Wissenschaftliche Vorarbeit . . . . .                                | 22        |
| 2.5      | Zusammenfassung . . . . .  | 24        |
| <b>3</b> | <b>Konzeption</b>  | <b>25</b> |
| 3.1      | Anforderungsanalyse . . . . .  | 25        |
| 3.1.1    | Projektgrundlage . . . . .   | 25        |
| 3.1.2    | Funktionale Anforderungen . . . . .                                  | 26        |
| 3.1.3    | Nichtfunktionale Anforderungen . . . . .                             | 27        |
| 3.2      | Konzeption der Rahmenbedingungen . . . . .                           | 30        |
| 3.2.1    | Wahl der Modalität . . . . .   | 31        |
| 3.2.2    | Wahl des Nadeltrackings . . . . .                                    | 33        |
| 3.2.3    | Wahl des Head-Trackings . . . . .                                    | 35        |
| 3.3      | Konzeption der automatisierten Pfadplanung . . . . .                 | 36        |
| 3.3.1    | Evaluierung bestehender Bedingungen . . . . .                        | 36        |
| 3.3.2    | Ergänzung weiterer Bedingungen . . . . .                             | 37        |
| 3.3.3    | Fazit . . . . .  | 38        |
| 3.4      | Konzeption der Einstichpunktvisualisierung . . . . .                 | 38        |
| 3.4.1    | Visualisierungsansätze . . . . .                                     | 39        |
| 3.4.2    | Design der Farbskalen . . . . .                                      | 40        |
| 3.4.3    | Interaktion zur Pfadwahl . . . . .                                   | 45        |
| 3.4.4    | Fazit . . . . .  | 45        |
| 3.5      | Konzeption der Zielvisualisierung . . . . .                          | 46        |
| 3.5.1    | Zieldarstellung auf der Haut . . . . .                               | 46        |
| 3.5.2    | Zieldarstellung unterhalb der Haut . . . . .                         | 49        |
| 3.5.3    | Zielvisualisierung oberhalb der Haut . . . . .                       | 51        |
| 3.5.4    | Fazit . . . . .  | 52        |
| 3.6      | Zusammenfassung . . . . .  | 53        |

|          |  |            |
|----------|--|------------|
| <b>4</b> | <b>Realisierung</b>  | <b>55</b>  |
| 4.1      | Rahmenbedingungen . . . . .  | 55         |
| 4.1.1    | Entwicklungsumgebung und Anatomie-Modelle . . . . .                        | 55         |
| 4.1.2    | Projektoren . . . . .  | 55         |
| 4.1.3    | Headtracking . . . . .   | 56         |
| 4.1.4    | Nadeltracking . . . . .  | 57         |
| 4.2      | Umsetzung der Pfadplanung . . . . .  | 57         |
| 4.2.1    | Realisierung in der Vorarbeit . . . . .                                    | 58         |
| 4.2.2    | Bedingung: Einstichwinkelbeschränkung . . . . .                            | 61         |
| 4.3      | Umsetzung der Einstichpunktvisualisierung . . . . .                        | 62         |
| 4.3.1    | Ermittlung und Kategorisierung der Pfadgütewertes . . . . .                | 62         |
| 4.3.2    | Definition der Farbskala und Ermittlung der Farbwerte . . . . .            | 62         |
| 4.3.3    | Berechnung der Visualisierung . . . . .                                    | 63         |
| 4.4      | Umsetzung der Zielvisualisierung . . . . .                                 | 65         |
| 4.4.1    | Konzept 1: 3D-Modell . . . . .   | 65         |
| 4.4.2    | Konzept 2: Ring . . . . .  | 66         |
| 4.4.3    | Konzept 3: Positions-Pin . . . . .   | 67         |
| 4.4.4    | Standard-Visualisierung: Medizinische Schichtbilddarstellung . . . . .     | 68         |
| 4.5      | Zusammenfassung . . . . .  | 70         |
| <b>5</b> | <b>Evaluierung</b>   | <b>71</b>  |
| 5.1      | Evaluierung der Einstichpunktvisualisierung . . . . .                      | 71         |
| 5.1.1    | Design der Studie . . . . .  | 71         |
| 5.1.2    | Ergebnisse . . . . .   | 75         |
| 5.1.3    | Diskussion . . . . .   | 83         |
| 5.1.4    | Schlussfolgerungen für die Hauptstudie . . . . .                           | 85         |
| 5.2      | Evaluierung der Kombination von Einstich- und Zielvisualisierung . . . . . | 86         |
| 5.2.1    | Design der Studie . . . . .  | 86         |
| 5.2.2    | Ergebnisse . . . . .   | 90         |
| 5.2.3    | Diskussion . . . . .   | 99         |
| 5.2.4    | Schlussfolgerungen . . . . .   | 102        |
| 5.3      | Auswertung der Anforderungsanalyse . . . . .                               | 103        |
| 5.3.1    | Rahmenbedingungen . . . . .  | 103        |
| 5.3.2    | Anforderungen an die Pfadberechnung . . . . .                              | 106        |
| 5.3.3    | Anforderungen an die Visualisierungen . . . . .                            | 106        |
| 5.4      | Zusammenfassung . . . . .  | 108        |
| <b>6</b> | <b>Abschluss</b>   | <b>109</b> |
| 6.1      | Zusammenfassung und Fazit . . . . .  | 109        |
| 6.2      | Ausblick . . . . .   | 110        |
|          | <b>Anhang</b>  | <b>111</b> |
| A.       | Übersicht über alle in der Hauptstudie gezeichneten Bereiche . . . . .     | 113        |
|          | <b>Literaturverzeichnis</b>  | <b>117</b> |

# Abkürzungsverzeichnis

|               |   |
|---------------|---|
| <b>AR</b>     | Augmented Reality (Erweiterte Realität) |
| <b>CT</b>     | Computertomographie                     |
| <b>EM</b>     | Elektromagnetisch                       |
| <b>HMD</b>    | Head-Mounted Displays                   |
| <b>IR</b>     | Infrarot                                |
| <b>MPR</b>    | Multiplanare Reformation                |
| <b>MRT</b>    | Magnetresonanztomografie                |
| <b>OST-AR</b> | Optical-See-Through Augmented Reality   |
| <b>P-AR</b>   | Projektorbasierte Augmented Reality     |
| <b>PET</b>    | Positronen-Emissions-Tomographie        |
| <b>RFA</b>    | Radiofrequenzablation                   |
| <b>SLAM</b>   | Simultaneous Localization and Mapping   |
| <b>VR</b>     | Virtual Reality (Virtuelle Realität)    |
| <b>VST-AR</b> | Video-See-Through Augmented Reality     |
| <b>US</b>     | Ultraschall                             |



# Abbildungsverzeichnis

|      |  |    |
|------|--|----|
| 2.1  | Darstellung des Mixed-Reality-Kontinuums nach Milgram et al.. . . . .  | 3  |
| 2.2  | Darstellung der drei verschiedenen AR-Modalitäten für eine Nadelnavigation. . .  | 4  |
| 2.3  | Perkutane Durchführung einer Mikrowellenablation an der Leber. . . . .   | 9  |
| 2.4  | Visualisierungsansätze automatisierter Pfadplanungen in den Schichtbilddaten. .  | 17 |
| 2.5  | Visualisierungsansätze automatisierter Pfadplanungen mit 3D-Objekten. . . . .  | 17 |
| 2.6  | Farbkodierungen bei der Visualisierung automatisierter Pfadplanungen. . . . .  | 18 |
| 2.7  | Visualisierungsansätze automatisierter Pfadplanungen mit Darstellung der Zu-<br>gangspfade. . . . .  | 18 |
| 2.8  | Ansätze zur Zielvisualisierung in den Schichtbilddaten. . . . .  | 19 |
| 2.9  | Ansätze zur Zielvisualisierung als 3D-Modell. . . . .  | 20 |
| 2.10 | Varianten zur Oberflächendarstellungen bei Zielvisualisierungen. . . . .   | 20 |
| 2.11 | Ansätze zur Zielvisualisierung als Projektion auf die Oberfläche. . . . .  | 21 |
| 2.12 | Kodierung der Zielposition mit Hilfe von Navigationsvisualisierungen. . . . .  | 21 |
| 2.13 | Darstellungen der verschiedenen Abstufungen die im Rahmen der Vorarbeit eva-<br>luiert wurden. . . . .   | 22 |
|      |  |    |
| 3.1  | Beispiele für die verschiedenen betrachteten Farbskalenvarianten. . . . .  | 40 |
| 3.2  | Übersicht über die Darstellung der Farbskalen. . . . .   | 43 |
| 3.3  | Übersicht über die näher betrachteten sequentiellen Farbskalen. . . . .  | 43 |
| 3.4  | Übersicht über die näher betrachteten divergenter Farbskalen. . . . .  | 44 |
| 3.5  | Übersicht über die näher betrachteten Mehrkomponentenfarbskalen. . . . .   | 45 |
| 3.6  | Darstellung der medizinischen Schichtdaten mit integriertem Volumenrendering.  | 46 |
| 3.7  | Darstellung der drei betrachteten Varianten für die Platzierung der Kodierung<br>auf der Haut. . . . .   | 47 |
| 3.8  | Darstellung der drei betrachteten Varianten für die Platzierung der Tiefenkodierung.   | 48 |
| 3.9  | Visualisierungskonzepte für die Zieldarstellung auf der Haut. . . . .  | 49 |
| 3.10 | Visualisierungskonzepte für eine Darstellung unterhalb der Haut. . . . .   | 50 |
| 3.11 | Visualisierungskonzepte für die Zieldarstellung oberhalb der Haut. . . . .   | 52 |
|      |  |    |
| 4.1  | Übersicht über den technischen Aufbau, der im Rahmen der Hauptstudie verwen-<br>det wurde. . . . .   | 56 |
| 4.2  | Darstellung der Abtastung der Oberfläche. . . . .  | 59 |
| 4.3  | Schematische Übersicht über die Parameter der Winkelbedingung. . . . .   | 61 |
| 4.4  | Übersicht über alle implementierten Farbskalen. . . . .  | 64 |
| 4.5  | Darstellung des 3D-Modells mit der Einstichvisualisierung in Unity und mit der<br>Projektion. . . . .  | 65 |
| 4.6  | Darstellung des Rings mit der Einstichvisualisierung in Unity und mit der Pro-<br>jektion. . . . .   | 66 |
| 4.7  | Darstellung des Positions-Pins mit der Einstichvisualisierung in Unity und mit<br>der Projektion. . . . .  | 67 |
| 4.8  | Darstellung der Standard-Visualisierung in Unity, der zugehörigen Einstichvisua-<br>lisierung ohne Zieldarstellung und die Ansicht im Studienaufbau. . . . . | 68 |

|      |   |     |
|------|---|-----|
| 5.1  | Darstellung der blau-blauen Grundfarbskala als Kreis zur Evaluierung der intuitiven Farbwahrnehmung. . . . .  | 72  |
| 5.2  | Abbildung der diskreten Ausprägung der blau-blauen Grundskala mit farbiger Gegenpoldarstellung als Beispiel für die Abbildungen im zweiten Abschnitt der Vorstudie. . . . .                                       | 73  |
| 5.3  | Effekte der Grundfarbskalen auf die Fehleranzahl bei der Farbzuoordnung. . . . .  | 76  |
| 5.4  | Effekte der zwölf betrachteten Ausprägungen der Grundfarbskalen auf die subjektive Sicherheit bei der Wahrnehmung von möglichen Einstichbereichen. . . . .  | 78  |
| 5.5  | Effekte der zwölf betrachteten Ausprägungen der Grundfarbskalen auf die subjektive Sicherheit bei der Wahrnehmung von nicht möglichen Einstichbereichen. . . . .  | 79  |
| 5.6  | Effekte der zwölf betrachteten Ausprägungen der Grundfarbskalen auf die Fehleranzahl bei der Punktunterscheidung. . . . .   | 80  |
| 5.7  | Häufigkeit mit der die zwölf betrachteten Ausprägungen der Grundfarbskalen als beste Skala im Hinblick auf Ästhetik, Erkennbarkeit unsicherer Bereiche und Erkennbarkeit sicherer Bereiche gewählt wurde. . . . . | 81  |
| 5.8  | Häufigkeit mit der die zwölf betrachteten Ausprägungen der Grundfarbskalen als beste Skala im Hinblick auf die Erkennbarkeit auf der Haut und alle Aspekte gewählt wurde. . . . .                                 | 82  |
| 5.9  | Häufigkeit mit der die Farbskalenkomponenten in den Gegenüberstellungen gewählt wurden. . . . .   | 83  |
| 5.10 | Darstellung der diskreten blau-roten Skala mit farbiger Gegenpoldarstellung. . . . .  | 83  |
| 5.11 | Übersicht über die drei betrachteten Varianten der Einstichvisualisierung. . . . .  | 87  |
| 5.12 | Darstellung der Interaktion mit der Einstichvisualisierung. . . . .   | 88  |
| 5.13 | Schematischer Ablauf der Studienaufgaben für jede Zielvisualisierung. . . . .   | 89  |
| 5.14 | Beispiel für einen gekennzeichneten Bereich als Streudiagramm. . . . .  | 91  |
| 5.15 | Darstellung der Effekte der drei Varianten der Einstichvisualisierung. . . . .  | 93  |
| 5.16 | Darstellung der Effekte der vier Zielvisualisierungen. . . . .  | 94  |
| 5.17 | Darstellung der Interaktionseffekte. . . . .  | 96  |
| 5.18 | Darstellung der prozentualen Anteile der Kategorien in den gezeichneten Bereichen. . . . .  | 97  |
| 5.19 | Beispiele für die Erkennung der Nadelposition. . . . .  | 106 |

# Tabellenverzeichnis

|     |   |     |
|-----|---|-----|
| 2.1 | Übersicht über verschiedene harte Bedingungen die im Rahmen einer automatisierten Pfadplanung Anwendung finden. . . . .                     | 14  |
| 2.2 | Übersicht über verschiedene weiche Bedingungen die im Rahmen einer automatisierten Pfadplanung Anwendung finden. . . . .                    | 15  |
| 3.1 | Funktionale Anforderungen. . . . .  | 26  |
| 3.2 | Nichtfunktionale Anforderungen. . . . .   | 28  |
| 4.1 | Kategorien des Pfadgütewertes mit den zugehörigen RGB-Tupeln der Grundfarbskalen. . . . .   | 62  |
| 4.2 | Übersicht über die Komponenten und Bezeichnungen der zwölf verschiedenen Farbskalen. . . . .  | 63  |
| 5.1 | Übersicht über die Einschätzung des Hintergrundwissens zu verschiedenen Themenbereichen, die von den Teilnehmenden angegeben wurde. . . . . | 75  |
| 5.2 | RGB-Tupel der im Rahmen der Hauptstudie für die Einstichvisualisierung verwendete Farbskala. . . . .  | 86  |
| 5.3 | Zusammenfassung der ANOVA-Ergebnisse ( $\alpha < .05$ ). . . . .  | 92  |
| 5.4 | Prozentuale Überschneidung des Bereichszeichnens mit der Einstichvisualisierung. . . . .  | 98  |
| 5.5 | Auswertung der funktionalen Anforderungen. . . . .  | 104 |
| 5.6 | Auswertung der nichtfunktionalen Anforderungen. . . . .   | 105 |



# 1 Einführung

## 1.1 Motivation und Zielsetzung

Mit der Erfindung des "Lichtleiters", einem Vorläufer des Endoskops, Anfang des 19. Jahrhunderts wurde es erstmals ermöglicht, durch eine schmale Öffnung das Innere des Körpers zu erforschen. Bis zum Beginn des 20. Jahrhunderts erfolgten unter anderem endoskopische Untersuchungen des Magens oder der Blase [1]. 1901 wurde die erste laparoskopische Untersuchung der Bauchhöhle vorgenommen, bei der das Endoskop durch einen kleinen Einschnitt eingeführt wurde. In den folgenden Jahrzehnten wurde das überwiegend in der Gynäkologie genutzte Verfahren stetig weiterentwickelt. 1983 erfolgte die erste laparoskopisch durchgeführte Blinddarmoperation, 1987 die erste laparoskopische Gallenblasenentfernung, die in den folgenden Jahren rasch zu einer Alternative für die herkömmliche offene Operation wurde [1]. 1986 wurde der Begriff "minimal-invasiv" geprägt, mit dem Interventionen bezeichnet werden, die durch einen sehr kleinen oder gar keinen Einschnitt in der Haut durchgeführt werden können [2]. Heute ersetzen minimal-invasive Verfahren an vielen Stellen offene Operationen, da durch die kleineren Traumata weniger Schmerzen entstehen und eine schnellere Genesung erzielt werden kann [3]. Neben den unmittelbaren Vorteilen für die behandelten Personen, resultieren aus den kürzeren Klinikaufenthalten auch geringere Kosten für das Gesundheitssystem.

Herausfordernd für die durchführenden Ärzte und Ärztinnen ist bei minimal-invasiven Interventionen das, gegenüber anderen operativen Eingriffen veränderte, visuelle und haptische Feedback. Strukturen sind weder direkt sichtbar, noch tastbar, sondern müssen basierend auf medizinischen Bildgebungsverfahren und endoskopischen Kameraaufnahmen identifiziert werden [4]. Besonders herausfordernd ist dies bei perkutanen Interventionen. Bei diesen wird eine Nadel durch die Haut eingestochen, etwa um eine Gewebeprobe zu entnehmen [5]. Eine endoskopische Sichtkontrolle ist bei diesem Zugang nicht möglich. Durch exakte Planungen des Einstichpfades der Interventionsnadel kann die Wahrscheinlichkeit von Komplikationen, etwa durch die Verletzung von Risikostrukturen, verringert werden [6]. Dabei ist der Erfolg der Planung abhängig von der Erfahrung der durchführenden Person und kann, je nach Qualitätsanforderungen und Fallkomplexität, viel Zeit in Anspruch nehmen [7].

Um dem zu begegnen wurden bereits verschiedene Ansätze für eine automatisierte Pfadplanung vorgestellt und evaluiert. In vielen Fällen konnten dabei sicherere Ergebnisse als bei einer manuellen Pfadplanung erzielt werden. Problematisch ist jedoch, dass individuelle Vorlieben, situationsbedingte Gegebenheiten und Vorerfahrungen nicht berücksichtigt werden können [8]. Eine fehlende Nachvollziehbarkeit der Planung kann sich darüber hinaus negativ auf die Akzeptanz der Konzepte auswirken. Dem kann durch eine Anzeige einer Vorauswahl an sicheren Optionen entgegengewirkt werden, aus denen der finale Einstichpfad von den durchführenden Ärzten und Ärztinnen gewählt wird. Um eine optimale Einschätzung der Pfad-Eignung zu ermöglichen, wäre eine Darstellung im Interventionsraums direkt auf der Haut von Vorteil. Dadurch können auch Probleme bei der Übertragung des Einstichpunktes auf die Haut vermieden werden. Diese können bei einer separaten Visualisierung der Pfadplanung entstehen und etwa Ungenauigkeiten oder einen erhöhten kognitiven Aufwand beinhalten [9]. Die Nutzung von Augmented Reality (AR) kann hier durch eine Darstellung der Punkte direkt auf der Haut eine einfache Pfadplanung und Umsetzung ermöglichen.

Im Rahmen einer wissenschaftlichen Vorarbeit konnte gezeigt werden, dass eine Nutzung von AR zur Anzeige der Ergebnisse einer automatisierten Pfadplanung mit anschließendem navigierten Einstich möglich ist. Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, verschiedene Parameter für die Visualisierung der Pfade auf der Haut zu ermitteln. Dabei soll näher betrachtet werden, wie die Einstichpunkte gut dargestellt werden können, und welche Menge an Informationen über die Pfade dabei bevorzugt wird. Ergänzend soll untersucht werden, in welcher Form eine Darstellung des Ziels die Visualisierung der Pfade unterstützen kann. Dies wurde unter der folgenden Fragestellung zusammengefasst:

Mit welchen Komponenten kann eine intraoperative AR-Darstellung einer automatisierten Pfadplanung umgesetzt werden?

## 1.2 Gliederung der Arbeit

Zur Erarbeitung dieser Fragestellung ist die vorliegende Arbeit in folgende Kapitel unterteilt:

Im **Grundlagen**-Kapitel werden zunächst die erforderlichen technischen und medizinischen Hintergrundinformationen, etwa zu AR oder perkutanen Interventionen, erarbeitet. Im Unterkapitel *Verwandte Arbeiten* werden anschließend Herangehensweisen und Ergebnisse aus ähnlichen Forschungsarbeiten vorgestellt.

In der **Konzeption** werden verschiedene Konzepte zur Evaluierung der Fragestellung erarbeitet. Dafür erfolgt im ersten Schritt eine Anforderungsanalyse. Anschließend werden Umsetzungsmöglichkeiten für die technischen Rahmenbedingungen, die automatisierte Pfadplanung sowie die Einstich- und Zielvisualisierung diskutiert.

Im Rahmen der **Realisierung** wird die Umsetzung der vorangehend erarbeiteten Konzepte beschrieben und der technische Aufbau erläutert. Über die aus der wissenschaftlichen Vorarbeit übernommenen Implementierungen wird ein kurzer Überblick gegeben, um ein einfaches Verständnis der vorgenommenen Erweiterungen zu ermöglichen.

Im Kapitel **Evaluierung** werden die Designs und Ergebnisse einer Vor- und Hauptstudie vorgestellt und diskutiert. Darüber hinaus wird eine Auswertung der Anforderungsanalyse, die im Rahmen der Konzeption erarbeitet wurde, vorgenommen.

Abschließend erfolgt eine Zusammenfassung und Auswertung der Arbeit im Hinblick auf die eingangs definierte Fragestellung. Ergänzend werden weitere Forschungsrichtungen aufgezeigt.

## 2 Grundlagen

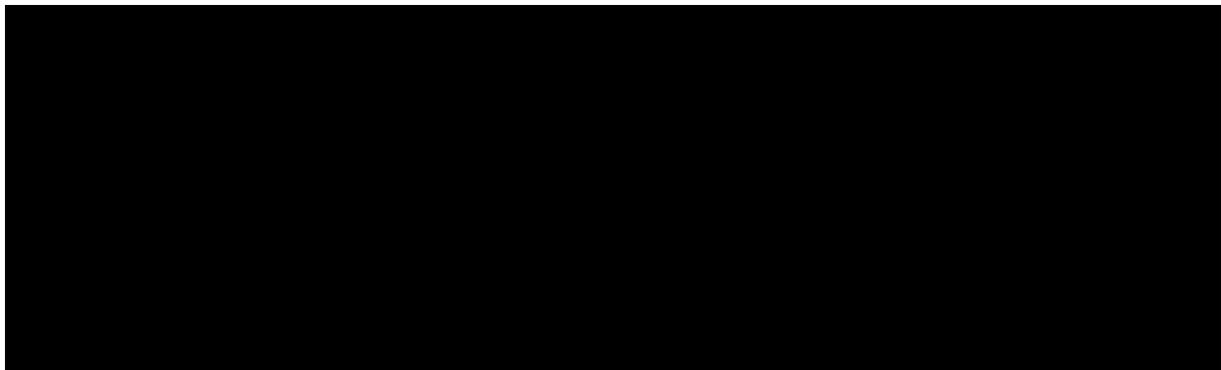
### 2.1 Augmented Reality

Mit Augmented Reality (AR, zu Deutsch: erweiterte Realität), wird ein Bereich auf dem in Abbildung 2.1 dargestellten Mixed-Reality-Kontinuum bezeichnet. Es beschreibt eine Ergänzung der Realität um virtuelle Inhalte, wobei der reale Anteil den virtuellen überwiegt [10]. Während visuelle Anwendungen am weitesten verbreitet sind, kann AR für alle Sinneswahrnehmungen vorgenommen werden [11, S. 21], zum Beispiel auch für Hören [12], Riechen und Schmecken [13] oder auch Kombinationen mehrerer Komponenten [14]. Im Rahmen dieser Arbeit liegt der Fokus auf visuellen AR-Anwendungen, die im Nachhinein näher beschrieben werden. AR definiert sich nach Azuma über drei Grundelemente: Kombination von Realität und Virtualität, Interaktivität in Echtzeit und Registrierung zwischen den virtuellen und den realen Inhalten [15].

Nachfolgend wird ein Überblick über verschiedene, zum Verständnis der Arbeit notwendige, Aspekte von AR gegeben. Dies beinhaltet eine Erläuterung der verschiedenen Arten und Anwendungen von AR mit Beispielen, sowie die Beschreibung von Vor- und Nachteilen einzelner Ansätze. Darüber hinaus wird Tracking als wichtiger Bestandteil von AR für die Registrierung und oft auch die Interaktivität, betrachtet

#### 2.1.1 Modalitäten und Anwendungsbereiche von Augmented Reality

In den folgenden Unterkapiteln werden drei verschiedene Modalitäten von visueller AR näher betrachtet: Video-See-Through AR (VST-AR), Optical-See-Through AR (OST-AR) und projektorbasierte AR (P-AR). Für jede AR-Form werden darüber hinaus einige Anwendungen vorgestellt. In Abbildung 2.2 sind Beispiele für die einzelnen Modalitäten dargestellt.



**Abbildung 2.1:** Darstellung des Mixed-Reality-Kontinuums nach Milgram et al.. AR wird zwischen der wirklichen Realität und der virtuellen Realität (VR) eingeordnet. Entnommen aus [16].



**Abbildung 2.2:** Darstellung der drei verschiedenen AR-Modalitäten für eine Nadelnavigation, a) VST-AR mit einer mobilen Tablet-Anwendung, b) Monoskopische P-AR, c) OST-AR mit der Microsoft HoloLens mit der Nutzersicht im kleinen Bild. Darstellungen mit Anpassungen übernommen von [9].

### Video-See-Through Augmented Reality

VST-AR bezeichnet eine Form der AR, bei der die reale Umgebung als Video dargestellt wird, das um die virtuellen Inhalte erweitert wurde. Dafür werden zunächst Kameraaufnahmen der Realität erstellt, in die im nächsten Schritt die virtuellen Inhalte gerendert werden. Das resultierende Bild wird anschließend dargestellt, wobei eine Wahrnehmung der AR-Inhalte nur durch das Display möglich ist [11, S.316-319]. Es existiert eine Vielzahl an unterschiedlichen Darstellungsmöglichkeiten für VST-AR. Grundsätzlich kann zwischen stationären (z.B. Monitore) und handheld (z.B. Smartphones oder Tablets) Geräten, sowie Head-Mounted Displays (HMDs, umgangssprachlich oft auch als AR-Brillen bezeichnet) unterschieden werden. Bei Ausgabe mit handheld und stationären Displays ist die Kamera in der Regel weit von den Augen der betrachtenden Person entfernt, was den Realitätseindruck schmälert. Bei HMDs ist das Problem meist wegen besserer Kameraplatzierung nahe der Augen geringer [17].

Da die Videoaufnahmen zunächst um die virtuellen Inhalte angereichert werden müssen, entsteht eine Latenz zwischen der AR-Darstellung und der Realität [18]. Dies ermöglicht es, einen umfangreichen Einfluss auf die Realitätsdarstellung zu nehmen. So kann etwa eine gegenseitige Verdeckung oder Schattenwurf von virtuellen und realen Objekten umgesetzt werden [19, 20]. Der Einfluss von Umgebungsparametern, wie etwa der Beleuchtung, ist gering. Andererseits wirken sich individuelle Displayparameter, wie etwa die Auflösung oder Farbrepräsentation, auf die Darstellung der Inhalte aus [11, S.316-319]. Objekte können frei im Raum positioniert werden. Dafür ist eine geometrische Registrierung der virtuellen Inhalte mit der realen Umgebung erforderlich, damit das Objekt für die betrachtende Person perspektivisch korrekt erscheint. Eine photometrische Registrierung (Anpassung der Lichtverhältnisse) ist in VST-AR möglich und kann zur Erhöhung der Immersion genutzt werden [21].

Nachfolgend wird eine kurze Übersicht über einige Beispiele aus verschiedenen Lebensbereichen gegeben. VST-AR findet häufig Anwendung in Form von Apps für Tablets und Smartphones, wodurch sich aufgrund der weiten Verbreitung viele Zugangsmöglichkeiten bietet. Im Bildungsbereich können dadurch Unterrichtsinhalte interessanter und erlebbarer gestaltet werden, etwa im Physikunterricht [22] oder auch im Anatomiekurs im Medizinstudium [23]. Im Unterhaltungsbereich haben Spiele wie "Pokémon GO"<sup>1</sup> oder "Harry Potter: Wizards Unite"<sup>2</sup> VST-AR in die breite Öffentlichkeit gebracht. Im medizinischen Bereich kann VST-AR gut in Arbeitsabläufe integriert werden, die über Kamerabilder arbeiten. Dazu zählen beispielsweise die Laparoskopie [24], robotischen Interventionen [25] oder bei der Nutzung von chirurgischen Mikroskopen [26].

<sup>1</sup>Niantic. Pokémon GO, 2016. <https://www.pokemongo.com/>. Zugriff: 07.01.2021

<sup>2</sup>Niantic. Harry Potter: Wizards Unite, 2019. <https://www.harrypotterwizardsunite.com/>. Zugriff: 07.01.2021

## Optical-See-Through Augmented Reality

Für OST-AR erfolgt die Darstellung der virtuellen Inhalte mit Displays, durch die die reale Welt weiterhin direkt gesehen werden kann [11, S. 321f.]. Am weitesten verbreitet sind dabei verschiedene Formen von HMDs, die unter Nutzung von Lichtleitern [27], Prismen, [28] und Spiegeln [29] arbeiten. Auch Retinalbrillen, die eine Projektion der virtuellen Objekte direkt auf die Netzhaut ermöglichen, finden Anwendung [30]. Neben HMDs ist auch eine Darstellung mit stationären Displays möglich. Hierbei erfolgt eine Projektion der virtuellen Inhalte auf semireflektierende Oberflächen, durch die die Realität weiterhin zu sehen ist [31].

Die Registrierungsanforderungen entsprechen denen von VST-AR. Während eine freie Platzierung der Objekte im Raum durch eine geometrische Registrierung gewährleistet werden kann, stellt eine photometrische Registrierung aufgrund der Unveränderlichkeit der Realitätsabbildung besondere Herausforderungen [32]. Dies resultiert in Einschränkungen in der Darstellung durch die Umgebungsparameter. Sehr helle Lichtverhältnisse erschweren Wahrnehmung der virtuellen Inhalte. Bedingt durch die derzeit bestehenden Displayarchitekturen werden darüber hinaus dunkle Farben transparenter dargestellt als helle, eine Anzeige von schwarz ist nicht möglich [11, S. 323]. Da die AR-Inhalte immer überlagert dargestellt werden, ist eine gegenseitige Verdeckung von virtuellen und realen Komponenten nur eingeschränkt möglich. Phantomobjekte können jedoch eine Verdeckung durch reale Objekte simulieren [33].

Im Vergleich zu VST-AR bietet OST-AR den Vorteil, dass die Realität ohne Videoaufnahme wahrgenommen werden kann. Dies vereinfacht eine Anwendung in sicherheitsrelevanten Bereichen [19]. So wird OST-AR etwa in der industriellen Fertigung zur Vermittlung von Prozessabläufen und Fertigungsanweisungen genutzt [34] und dient im medizinischen Kontext zum Beispiel als Unterstützung bei der robotergestützten Chirurgie [35]. Aufgrund der geringeren Verfügbarkeit findet OST-AR allgemein weniger Anwendung als VST-AR und ist eher in spezialisierten Ausbildungsbereichen wie etwa dem Training von medizinischen Notfällen zu finden [36].

## Projektorbasierte Augmented Reality

P-AR ist eine Variante von räumlicher AR, bei der keine Displays verwendet werden, sondern die Darstellung der virtuellen Inhalte als Projektion auf Gegenstände erfolgt [37, S. 87 ff.]. Dies kann sowohl mit Mono-, als auch Stereoprojektoren erfolgen. Bei letzteren werden separate Bilder für beide Augen erzeugt, die durch Stereoausgabeverfahren korrekt zugeordnet werden müssen [11, S. 202 ff.] Als Projektionsfläche kann dabei zum Beispiel die Haut eines Patienten oder eine Werkbank dienen. Diese Oberflächen sind in der Regel nicht für Projektionen optimiert, was eine Verzerrung der Inhalte bewirkt. Eine Kalibrierung der Projektionen basierend auf einem Modell der Projektionsfläche ermöglicht dabei eine Kompensation [38]. Zur Modellerstellung können beispielsweise Tiefenkameras genutzt werden [39]. Streifenprojektion [40] kommt darüber hinaus oft bei Projektor-Kamerasystemen zum Einsatz, die auch eine radiometrische Kompensation ermöglichen. Dabei wird die Farbdarstellung der Projektion an das Originalbild angenähert [41].

Während sich bei P-AR keine Einschränkungen durch die Displayplatzierung ergeben, sind alle Visualisierungen an die Projektionsoberfläche gebunden. Eine freie Platzierung der virtuellen Inhalte im Raum ist nicht möglich [37, S. 89]. Für Visualisierungen die unter- oder oberhalb der Projektionsoberfläche liegen, muss die Augenposition der betrachtenden Person bekannt sein, um eine perspektivisch korrekte Darstellung zu ermöglichen [37, S. 88]. In der Regel kann dabei nur für einen Nutzer eine korrekte Darstellung erfolgen [42], wobei Mehrprojektorensysteme eine

Ausweitung ermöglichen können [43]. Die Bestimmung der Blickposition kann über ein Head-Tracking mit Augenkalibrierung implementiert werden [44], oder über eine direkte Verfolgung der Augenbewegungen [45]. Analog zu OST-AR sind dunkle Farben mit P-AR schlechter darzustellen als helle und erscheinen transparent. Durch sehr helle Umgebungen kann die Wahrnehmung der Projektion erschwert werden [11, S. 323]. Darüber hinaus ist eine Verdeckung der Inhalte, etwa durch Hände bei Interaktionen über der Projektionsfläche, möglich. Durch Nutzung von Mehrprojektorsystemen kann dieses Problem reduziert werden [46].

Ähnlich wie bei OST-AR ergibt sich bei P-AR der Vorteil des freien Blickfeldes, insbesondere auch für die Umgebung. Dass ein Ausfall der AR-Darstellung keinen Einfluss auf die Realitätswahrnehmung hat, trägt darüber hinaus zur Eignung von P-AR auch in sicherheitskritischen Bereichen bei. Dies kann etwa die Anzeige von notwendigen Arbeitsschritten in Fertigungsprozessen sein [47]. In medizinischen Anwendungen wird häufig der Körper als Projektionsoberfläche genutzt, sowohl für anatomische Strukturen [48], als auch für Navigationshinweise direkt am Nadeleinstichpunkt [49]. Im Entertainment wird mit P-AR jede Oberfläche zum Spielfeld und kann so den gesamten Raum mit einbeziehen [39].

### 2.1.2 Tracking

Tracking stellt einen wichtigen Bestandteil von AR dar, der vor allem für die Registrierung im Raum, häufig aber auch für die Interaktivität benötigt wird. Es bezeichnet die "die kontinuierliche Bestimmung der Lage und Position eines Objekts" [11, S. 124]. Nachfolgend werden ausschließlich Trackingverfahren im Innenbereich betrachtet. Outdoor-Verfahren wie etwa satellitengestütztes Tracking (GPS etc.) oder Magnetometer sind im Nutzungsrahmen zu ungenau oder können in Gebäuden nicht zuverlässig genutzt werden [50, S. 55 ff.].

Grundlegend wird auch zwischen inside-out und outside-in Tracking unterschieden. Bei inside-out Verfahren trägt das Objekt, dessen Position bestimmt werden soll, Sensoren und verfolgt feste Punkt in der Umgebung, um die Position im Raum zu bestimmen. Beim outside-in Tracking sind die Sensoren im Raum verteilt und verfolgen das Objekt [51, Kap. 3].

Häufig werden auch verschiedene Trackingverfahren miteinander kombiniert. Dies dient dem Ausgleich von Nachteilen, sowie der Ergänzung von Informationen [11, S. 144 f.].

### Akustisches Tracking

Beim akustischen Tracking erfolgt eine Betrachtung der Parameter von Ultraschallwellen. Grundlegend können zwei Verfahren unterschieden werden: Die Messung der Laufzeit des Signals, sowie der Ermittlung der Phase. Anschließend erfolgt eine Umrechnung von Zeit zu Distanz basierend auf der Schallgeschwindigkeit [52, S. 32 ff.]. Die Anzahl an benötigten Sendern und Empfängern ist dabei abhängig von der Anzahl an Freiheitsgraden die ermittelt werden soll. Zur Ermittlung der Translation alleine wird ein Verhältnis von 3:1 benötigt, zur Bestimmung von Translation und Rotation von 3:3. Ob mehr Sender oder mehr Empfänger verwendet werden ist dabei unerheblich [11, S. 125].

Größter Vorteil des akustischen Trackings sind die geringen Kosten. Nachteilig wirkt sich die starke Umgebungsabhängigkeit (empfindlich gegen über Temperatur- und Luftdruckschwankungen, sowie lauten Umgebungen) und die line-of-sight Problematik aus [51, Kap. 3].

Anwendung im medizinischen Bereich findet akustisches Tracking etwa bei der Verfolgung von Nadelspitzen bei der Behandlung von Brustkrebs [53].

## Elektromagnetisches Tracking

Elektromagnetisches (EM) Tracking basiert auf der Erzeugung eines künstlichen lokalen Magnetfeldes bekannter Form und Stärke [50, S. 53 f.]. Die Position und Rotation der Sensoren innerhalb dieses Feldes wird mittels drei orthogonal angeordneter Spulen gemessen. Je nach Art des Verfahrens wird ein statisches oder dynamisches Magnetfeld erzeugt. Bei einem dynamischen Ansatz wird der Induktionsstrom in den Spulen gemessen [52, S. 44], bei statischen Feldern fließt durch die Senserspulen ein bekannter Strom, der durch Bewegungen im Magnetfeld verändert wird [11, S. 126].

Vorteil des EM-Trackings ist, dass sich keine line-of-sight Probleme ergeben. Negativ wirkt sich Kabelgebundenheit aus, die, zusammen mit der abnehmenden Stärke des Magnetfeldes, zu einem kleinen Arbeitsbereich führt. Darüber hinaus ist EM-Tracking empfindlich gegenüber Störungen des Magnetfeldes, die durch ferromagnetische beziehungsweise leitende Materialien hervorgerufen werden können. Eine Anwendung im Rahmen einer Magnetresonanztomografie (MRT) ist generell nicht möglich [51, Kap. 3].

In medizinischen Anwendungen wird EM-Tracking beispielsweise bei laparoskopischen Operationen zur Bestimmung der Laparoskopposition und -rotation verwendet [54].

## Inertialtracking

Inertialtracking basiert auf zwei unterschiedlichen Sensoren, die zusammen ein Trägheitsnavigationssystem darstellen [11, S. 126]. Diese sind weit verbreitet und beispielsweise in Smartphones integriert [51, Kap. 3]. Lineare Beschleunigungssensoren messen die Beschleunigung entlang einer Achse, rotatorische Beschleunigungssensoren (Gyrosensoren) messen die Winkelbeschleunigung um eine Achse. Insgesamt werden somit für drei Achsen (sechs Freiheitsgrade) drei lineare und drei rotatorische Beschleunigungssensoren benötigt [52, S. 35].

Dabei kann die absolute Position der Sensoren nicht bestimmt werden, sondern nur Positionsveränderungen [50, S. 53]. Da nicht Position und Rotation gemessen werden, sondern die Beschleunigung, müssen die Messwerte zur Positionsrechnung zweimal integriert werden, und zur Rotationsermittlung einmal. Dadurch kommt es zu einer Fehlerakkumulation und einem Drifteffekt über die Nutzungsdauer der Sensoren [52, S. 40].

Inertialtracking eignet sich bei kurzen Einsätzen und ist aufgrund der hohen Updaterate in der Lage, schnelle Bewegungen gut nachzuverfolgen. Um die negativen Auswirkungen des Drifts insbesondere bei längeren Anwendungen auszugleichen, erfolgt oft eine Kombination mit anderen Trackingverfahren [51, Kap. 3].

Im medizinischen Rahmen erfolgt zum Beispiel eine Nutzung von Inertialsensoren zur Evaluierung von Schulter-Physiotherapien [55].

## Mechanisches Tracking

Mechanisches Tracking setzt eine starre Verbindung zum betrachteten Objekt voraus. Dies ist zum Beispiel bei Roboterarmen oder Force-Feedback-Geräten gegeben. Die Bewegung der einzelnen Gelenke wird gemessen und die Position und Rotation basierend auf der bekannten Armlänge und einem festen Startpunkt berechnet [50, S. 58]. Zur Messung der Bewegung in den Gelenken können verschiedene Sensoren verwendet werden. Bei Potentiometern erfolgt eine Umwandlung von Rotation/Verschiebung in Spannung. Dehnmessstreifen weisen abhängig von der Dehnung einen veränderten Widerstand auf [52, S. 47].

Vorteil des mechanischen Trackings sind hohe Präzision und Updateraten, sowie eine geringe Latenz. Durch die benötigten starren Verbindungen werden jedoch viele Anwendungen ausgeschlossen und es ergeben sich Bewegungseinschränkungen [51, Kap. 3].

Im medizinischen Bereich wird mechanisches Tracking zum Beispiel in Verbindung mit haptischem Feedback als Werkzeug für Ultraschall-Interventionen (US) eingesetzt [56].

### Optisches Tracking

Optisches Tracking bezeichnet die Nachverfolgung von Objekten mit Hilfe von Kameras. Es findet breite Anwendung in vielen medizinischen Bereich, auch da keine Beeinflussung durch Magnetfelder erfolgt. Es treten jedoch oft line-of-sight Probleme auf. Je nach Kamera kann es darüber hinaus zu einer Beeinflussung des Trackings durch das Umgebungslicht kommen [11, S. 131]. Optische Trackingverfahren lassen sich weiter in verschiedene Untergruppen unterteilen, die nachfolgend beschrieben werden.

**Markerbasiertes Tracking** lässt sich sowohl mit RGB-Kameras, als auch im infraroten Bereich (IR-Bereich) durchführen. Es bezeichnet das Verfolgen von bekannten, vorab definierten Markern. Diese können sowohl passiv (z.B. Bildmarker, retroreflektive IR-Marker) als auch aktiv (z.B. leuchtende Marker, IR-LEDs) sein. Je nach Marker und zu verfolgende Objekt können dabei die Befestigungsmöglichkeiten eingeschränkt sein [11, S. 131].

Für das Tracking mit Bildmarkern werden häufig schwarz-weiß-Muster, wie z.B. QR-Codes, für besseren Kontrast/ Sichtbarkeit verwendet [51, Kap. 3]. Die Position des Markers wird relativ zur Kamera ermittelt. Da RGB-Kameras für AR ohnehin schon oft integriert sind, etwa bei VST-AR, wird in diesen Fällen keine zusätzliche Hardware benötigt [51, Kap. 3]. Es existiert eine Vielzahl an Software für verschiedene Plattformen, die eine einfache Einbindung in viele Projekte ermöglicht. Auch die Marker sind schnell, einfach und kostengünstig zu erzeugen. Dadurch, dass sie eine Mindestgröße haben müssen, um verfolgt werden zu können, können sie jedoch störend im Sichtfeld sein. Darüber hinaus besteht eine starke Abhängigkeit vom Umgebungslicht [11, S. 136]. Bildmarkerbasiertes Tracking wird im medizinischen Bereich zum Beispiel zur Platzierung virtueller Objekte bei navigierten Operationen verwendet [57].

Werden retroreflektive, passiver Infrarot-Marker verwendet, besteht eine geringere Abhängigkeit vom Umgebungslicht als mit Bildmarkern und RGB-Kameras [50, S. 44]. Zur Positionsbestimmung im Raum sind mindestens zwei Kameras notwendig. Die Ermittlung der Position erfolgt mit Triangulation (Bestimmung der Koordinaten eines Markers basierend auf zwei Kamerabildern mit bekannter Distanz und Orientierung zueinander) [52, S. 61]. Die Anzahl an benötigten Markern ist abhängig von der erforderlichen Menge an Freiheitsgraden. Zur Bestimmung der Position wird ein Marker benötigt, zu Ermittlung von Position und Rotation werden drei Marker zu einer Marker-Geometrie zusammengesetzt [11, S. 131 ff.]. Tracking von Infrarotmarkern wird etwa bei AR-Anwendungen für US-gestützte Nadelinterventionen verwendet, um Bilddaten direkt im Blickfeld des Nutzers an der Ultraschallsonde platzieren zu können [58].

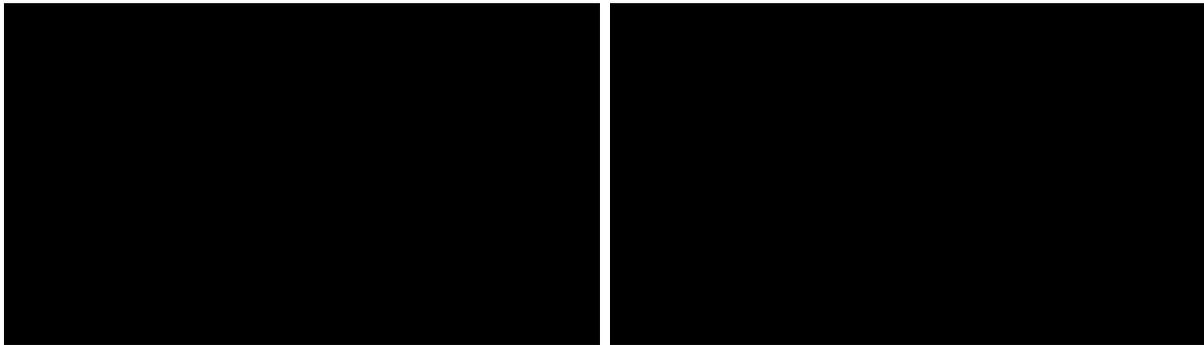
**Merkmalsbasiertes Tracking** basiert auf der Extraktion von Kanten oder markanten Punkten als natürliche Merkmale. Es wird sowohl zur Verfolgung von bekannten Objekten als auch zur Erstellung von Modellen verwendet [51, Kap. 3]. Letzteres dient der Ermittlung der Kameraposition im Raum, beispielsweise mittels *Simultaneous Localization and Mapping* (SLAM). Neben der Merkmalsextraktion mit RGB-Kameras ist auch eine Verwendung von Tiefenkameras alleine oder in Kombination möglich [11, S. 142]. Der SLAM-Algorithmus wird beispielsweise im medizinischen Rahmen zur Positionsverfolgung einer endoskopischen Kamera bei minimalinvasiven Operationen verwendet [59].

## 2.2 Planung von perkutanen Interventionen

Perkutan bedeutet "durch die Haut" (*per* als Vorsilbe für "durch" [60, S. 258] und *kutan*, "Die Haut betreffend" [60, S. 190]). Damit wird sowohl das Durchstechen der Haut, etwa mit einer Kanüle, aber auch die Aufnahme eines Stoffes durch die Haut (zum Beispiel von einer Salbe) [61] bezeichnet.

Perkutane Interventionen, teils auch als Nadelinterventionen bezeichnet, umfassen ein breites Spektrum an Nutzungsmöglichkeiten. Nachfolgend wird ein Überblick über Anwendungsbereiche und Pfadplanung perkutaner Interventionen geboten. Dabei wird eingegrenzt, welche Prozesse in der nachfolgenden Arbeit näher betrachtet werden.

### 2.2.1 Perkutane Interventionen



**Abbildung 2.3:** Perkutane Durchführung einer Mikrowellenablation an der Leber.

- a) Einstich der Nadel unter Nutzung einer Halterung. Es erfolgt eine Navigation basierend auf einem IR-Tracking passiver Marker, die rechts auf der Haut zu sehen sind.
- b) Pfadplanung für die dargestellte Intervention. Die gestrichelte gelbe Linie stellt den Zugangspfad dar, der pinke Kreis den Tumor und der orange den Sicherheitsbereich. Der grüne Ring ist einer anderen Planung zugeordnet. Beide Bilder entnommen aus [62].

Perkutane Interventionen sind eine Untergruppe der minimalinvasiven Interventionen. Minimalinvasive Verfahren sind von den konventionellen offenen Operationen abzugrenzen [63] und umfassen neben perkutanen Interventionen zum Beispiel auch die Laparoskopie [64]. Der Eingriff wird dabei so durchgeführt, dass Gewebeerletzungen minimiert werden können. Bei perkutanen Interventionen erfolgt der Zugang mit Nadeln oder nadelartigen Instrumenten, wie in Abbildung 2.3 a zu sehen. Perkutane Anwendungen sind daher weniger invasiv als andere minimalinvasive Ansätze, etwa die Laparoskopie [5].

Nachfolgend wird der Fokus auf Interventionen gelegt, bei denen eine Nadel mit Hilfe von Schichtbilddaten durch die Haut direkt in eine Zielstruktur eingebracht wird. Dies umfasst sowohl diagnostische als auch therapeutische Verfahren. Anwendungen, die nicht mit Bildgebungskontrolle durchgeführt werden, wie etwa Blutabnahmen oder intravenöse Injektionen, werden nicht betrachtet, da sie keine Einstichpfadplanung erfordern. Interventionen ohne direkten Einstich in das Ziel, wie zum Beispiel vaskulären Interventionen, unterscheiden sich in der Planung deutlich von den nachfolgend betrachteten Ansätzen und werden daher nicht näher betrachtet.

Im Bereich der Diagnostik nehmen Biopsien den größten Stellenwert bei perkutanen Interventionen ein. Als Biopsie wird eine Gewebeentnahme aus dem lebenden Körper bezeichnet [60, S. 45]. Sie dient zur Stellung oder auch Sicherung von Diagnosen und kann auch therapievorbereitend und -begleitend eingesetzt werden [65]. Bei einer perkutanen Durchführung erfolgt die Gewebeentnahme mittels hohler Nadeln. Am weitesten verbreitet sind dabei die Feinnadelaspirationsbiopsie (dünne, hohle Nadel) und Stanz- bzw. Schneidbiopsien (größere Nadel mit Schneidmechanismus) [66]. Diese Verfahren weisen, verglichen mit konventionellen offenen Verfahren, kleinere Wunden, weniger Komplikationen in der Wundheilung und kürzere Klinik-Aufenthalte auf [67]. Perkutane Biopsien werden beispielsweise an inneren Organen, wie Lunge [68], Leber [69] oder Nieren [70], Knochen [71] oder dem zentralen Nervensystem [72] durchgeführt. Neben Biopsien werden beispielsweise auch Fetalblutentnahmen aus der Nabelschnur im Mutterleib im Rahmen einer perkutanen Intervention durchgeführt [73].

Ein breiteres Anwendungsspektrum haben therapeutische perkutane Interventionen. Dies umfasst beispielsweise die Drainage von Flüssigkeitsansammlungen (etwa von Abszessen [74]), die lokale Verabreichung von Medikamenten (zum Beispiel in der periradikulären Therapie [75]), die von der intravenösen Gabe abzugrenzen ist, oder das Einbringen von Magensonden [76]. Die im Rahmen einer permanenten Brachytherapie verwendeten Strahlenquellen (Seeds) werden in der Regel ebenfalls mit einer Nadelintervention platziert [77, S. 54 ff]. Perkutane Tumorablationen können in verschiedenen Organen, zum Beispiel der Leber [78], den Nieren [79] oder der Lunge [80] durchgeführt werden. Es existieren verschiedene Techniken, die grob in zwei Gruppen unterteilt werden können: Chemische Ablation, etwa die Injektion von Ethanol [81], und energiebasierte Ablation, zum Beispiel Radiofrequenz- (RFA), Mikrowellen- oder Kryoablation [5]. Dabei ist zu beachten, dass Tumorablationen nicht nur perkutan durchgeführt werden, sondern unter anderem auch im Rahmen einer Laparoskopie erfolgen können [82].

### 2.2.2 Hintergrund und Prozess der Pfadplanung

Während perkutane Interventionen aufgrund der geringeren Komplikationen besser für die behandelten Personen sind, ist bei der Durchführung das veränderte Feedback von Nachteil. Ein Betasten von Strukturen ist nicht möglich und der Pfad der Nadel ist nicht sichtbar [4]. Die mögliche Verletzung anderer Strukturen ist dabei besonders problematisch, da dadurch teils lebensbedrohliche Komplikationen wie beispielsweise ein Pneumothorax entstehen können [83]. Auch wenn das Trauma durch eine Nadel geringer ist, als durch eine offene Wunde, kann es dennoch zu Blutungen, Infektionen und weiteren Problemen kommen, etwa bei der Verletzung von Risikostrukturen wie Blutgefäßen [84, S. 19].

Um dieses Risiko zu minimieren, können sichere Zugangspfade vorab geplant werden. Dies inkludiert eine Evaluierung der Therapieeignung und wie diese durchzuführen ist [5, 6]. Der Prozess wird dabei nachfolgend von der Positionierung unter Bildgebungskontrolle unterschieden. Mit Planung wird das Festlegen eines Pfades für eine Intervention bezeichnet, Bildgebungskontrolle ermöglicht gegebenenfalls eine interaktive/ intraoperative Anpassung des Pfades, betrachtet aber "on the fly"-Entscheidungen und keine konkrete Zugangsplanung. Ähnliche Planungsanforderungen wie an perkutane Interventionen finden sich auch bei der Planung von Bohrpfeifen, etwa für Cochlearimplantate [85].

Die Planung kann zu verschiedenen Zeitpunkten vor oder auch während der Intervention erfolgen. Präoperative Planung erfolgt im Vorfeld des Eingriffs und basiert auf diagnostischen Bilddaten, die teils Tage vor der Intervention aufgenommen wurden [86]. Dies führt zu einer eingeschränkten Reproduzierbarkeit der Bilder [87], da Organ- und Tumorverlagerungen und -verformungen zwischen Intervention und der Aufnahme der Diagnose-Bilder möglich sind [88]. Auch die Erzeugung derselben Aspiration und Patientenlagerung ist schwierig [89].

Intraoperative Planungsverfahren für perkutane Interventionen werden nach der American Brachytherapy Society in drei Arten unterschieden: Intraoperative Präplanung, Interaktive Planung und Dynamische Dosisberechnung [88]. Die **Interaktive Planung** hat die Prostata als häufigstes Anwendungsgebiet [88]. Es erfolgt eine schrittweise Anpassung der Basisplanung. Bei der Brachytherapie wird die Dosis basierend auf den zu erwartenden Seed-Positionen berechnet und nachfolgend die Nadelposition entsprechend angepasst [86]. Dies resultiert in besseren Ergebnissen im Hinblick auf die Dosisverteilung [90]. Für eine interaktive RFA-Planung erfolgt eine Simulation und Optimierung der Ablationszone während der Nadelpositionierung [89]. **Dynamische Dosisberechnung** bezeichnet eine permanente Echtzeit Dosis-Berechnungen und Optimierung der Seed-Positionierung, was eine Berücksichtigung von Verformungen erlaubt [88]. Darüber hinaus ermöglichen intraoperative Pfadberechnung von flexiblen Nadeln eine Anpassung des gekrümmten Nadelpfades, um Hindernisse zu umgehen und unerwünschte Verformungen der Nadel auszugleichen [91]. **Intraoperative Präplanung** stellt den Übergang zwischen prä- und intraoperativen Verfahren dar. Die Planung erfolgt direkt vor der Intervention und basiert auf Schichtbilddaten, die im Interventionssetup aufgenommen werden [92]. In der medizinischen Fachliteratur wird diese Form der Planung am häufigsten vorgestellt und wird daher nachfolgend näher betrachtet.

Die Planung kann auf verschiedenen Bildgebungsverfahren basieren. Je nach Anwendungsfall können zum Beispiel Computertomographie (CT), US, Fluoroskopie, MRT oder Protonenemissionstomographie (PET) genutzt werden [5, 93]. Nachfolgend wird spezifischer die Planung von Zugangspfaden basierend auf Schichtbilddaten betrachtet [94]. Dies wird anschließend als Pfadplanung bezeichnet, um eine Differenzierung von der allgemeinen Interventionsplanung zu ermöglichen.

Zur Planung in Schichtbilddaten (MRT oder CT) erfolgt ein Einzeichnen der Pfade in die Bilddaten (s. Abbildung 2.3 b). In der Regel wird dazu Ziel- und Einstichpunkt definiert, beziehungsweise eine Linie in die Schichtdaten gezeichnet [95, S. 556]. Dabei werden sowohl allgemeine als auch interventionsspezifische Planungskriterien betrachtet. Die wichtigste Bedingung ist, dass Risikostrukturen (größere Blutgefäße, andere Organe) und Knochen nicht durchstoßen oder verletzt werden dürfen [6]. Dies erweitert sich zur Vermeidung von Fissuren und Zysten, um Infektionen zu verhindern [93] [95, S. 531] [71, S. 74]. Darüber hinaus soll die Wahl des Pfades, wenn möglich, innerhalb einer Bildgebungsschicht oder innerhalb der Rotationsmöglichkeit der CT-Gantry erfolgen [96] [97, S. 187]. Allgemein sind senkrechte und horizontale Pfade leichter einzuhalten [69]. Die Orientierung, Größe und Form der Zielstruktur sollte bedacht werden [6] [95, S. 565] und kurze Pfade sind vor längeren zu bevorzugen [69] [97, S. 186]. Neben diesen Faktoren ist auch die Machbarkeit für den Patienten zu beachten [71, S. 35]. Interventionsspezifisch ergeben sich teils gesonderte Bedingungen, etwa die Vermeidung einiger Organe wie der Lunge (Pneumothorax) [93] [95, S. 531] oder dem Darm, der Bauchspeicheldrüse und den Gallengängen (Infektionsgefahr) [95, S. 565]. Bei Ablationen in der Leber ist eine ausreichende Pfadstrecke durch das verbleibende Lebergewebe erforderlich, um ein Verschließen der Wunde zu gewährleisten [69]. Zur Minimierung von Komplikationsrisiken sollten zudem bestimmte Zugangsrichtungen vor anderen bevorzugt werden [95, S. 565].

Nach Abschluss der Planung erfolgt die Übertragung des Einstichpunktes auf den Patienten [94]. Dafür kommen verschiedene Verfahren zum Einsatz. Anatomische Landmarken [96, 69] und im Schichtbild sichtbare Gegenstände wie Spritzen [98, 69], radioopake Gitter (CT/Fluoroskopie) [96, 68], im MRT sichtbare Gitter [6] oder auch Finger (MRT) [99] bieten einen Referenzpunkt zur manuellen Übertragung. Laser an Geräten helfen bei der Bestimmung der transversalen Bildebene [96, 6, 69]. Zusätzlich können die medizinischen Bilddaten während der Intervention eingesehen werden. Sie dienen als Orientierung zum Übertragen des Einstichpunktes und während der Platzierung der Nadel. Der Abschluss der Planung stellt auch die Schnittstelle für Navigations- [100] oder robotische Systeme [101] dar.

### 2.2.3 Automatisierte Planung von Zugangspfaden

Die manuelle Pfadplanung stellt einige Herausforderungen. Insbesondere bei hoher Fallkomplexität ist der Prozess schwierig und kann viel Zeit in Anspruch nehmen [102, 7]. Die Resultate sind abhängig vom Planenden [7, 103, 104], wobei sich geringe Erfahrung nachteilig auswirkt [105, 106] und ein langer Lernprozess vonnöten ist [107]. Die auf zweidimensionalen Schichtbildern basierende Planung wird als nicht intuitiv bezeichnet [107] und ist ein langsamer, iterativer Prozess [8]. Eine Evaluierung von Volumen und Formen von Zielstrukturen wird erschwert [108, 109, 104]. Zwar wird oft ein guter oder zumindest machbarer Pfad gefunden, aber nicht unbedingt der beste. Dies folgt auch daraus, dass Pfade außerhalb der Bildgebungsebenen oft von vorneherein ausgeschlossen werden [109, 7, 104].

Der Ansatz der automatisierten Pfadplanung bietet eine schnellere und von den Fähigkeiten des durchführenden Arztes unbeeinflusste Planung [7]. Anwendungsmöglichkeiten bestehen dabei unabhängig vom Einsatzgebiet [108]. Insbesondere wenn ohnehin ein vordefinierter Pfad von Nöten ist, etwa im Rahmen einer robotischen Nadelplatzierung [101] oder in Kombination mit einer Nadelnavigation [110], kann so der Planungsprozess optimiert werden. Derzeit besteht noch eine fehlende Akzeptanz der automatisierten Pfadplanung da viele Verfahren zu langsam sind und teils wichtige Kriterien vernachlässigen [8].

Ansätze können in die Planung von linearen und nicht-linearen Zugangspfaden unterteilt werden. Ersteres beschreibt eine Automatisierung des vorangehend beschriebenen Planungsprozesses, basierend auf der Definition von einem Zielpunkt und einem Einstichpunkt. Letzteres findet etwa bei der Planung von Nahtpfaden beim Verschließen von Wunden [111] oder für aktiv und passiv biegbare Nadeln [112, 113, 114] Anwendung. Nachfolgend werden ausschließlich lineare Pfade betrachtet.

Zur automatisierten Berechnung von linearen Zugangspfaden wurde bereits eine Vielzahl an Ansätzen evaluiert. Am häufigsten ist die bedingungs-basierte Planung mit einer Definition von harten und weichen Bedingungen, die an den Pfad gestellt werden. Harte Bedingungen müssen erfüllt werden, damit ein Pfad überhaupt in Frage kommt. Weiche Bedingungen erlauben eine Bewertung von Pfaden ("Wie gut ist ein Pfad") [115]. Verschiedene bedingungs-basierte Ansätze werden in Abschnitt 2.3.1 näher betrachtet.

Ein ebenfalls häufig verwendeter Ansatz basiert auf der Zuweisung von Risikowerten und der Wahl des Weges mit den geringsten Kosten. Diese Verteilung kann dabei sowohl basierend auf denen einzelnen Voxeln erfolgen [7, 109] oder mit 3D-Modellen umgesetzt werden [106, 104, 110, 85, 116]. Auch eine Auswertung von Intensitäten in den Bilddaten kann in einigen Planungssituation angewendet werden [102].

Weitere Verfahren betrachten die Optimierung einzelner Parameter. Im Gegensatz zum bedingungs-basierten Ansatz wird nur ein Aspekt oder keine Kombination aus harten und weichen Bedingungen betrachtet. Dies inkludiert Optimierungen der Ablationszone [117, 118, 119], der Instrumentenplatzierung [120], des Abstands zu Risikostrukturen [121] oder auch der Minimierung von Einstichen und Verletzungen des gesunden Gewebes [122]. Einige Ansätze beschränken sich auch darauf nur Pfade durch Risikostrukturen auszuschließen [8, 101].

Darüber hinaus lassen sich die Ansätze hinsichtlich der Ergebnisse der Pfadplanung differenzieren. Häufig wird nur ein bester Pfad [118, 110, 85, 122, 120] oder eine Auswahl an guten Pfaden ermittelt [117, 105, 108, 123, 116]. Bei einer Berechnung von allen möglichen Pfaden werden diese oft mit einer Wertung der Pfade kombiniert [106, 7, 124]. Eine Übersicht über verschiedene Darstellungsformen von Einstichstellen findet sich in Abschnitt 2.3.2.

Auch im Hinblick auf die Interaktivität unterscheiden sich die Ansätze. Viele erlauben eine Auswahl aus mehreren Endpfaden [105, 108, 104, 116, 124, 125, 106]. Darüber hinaus ist ein unterschiedliches Maß an Vorgaben vor Start der Planung erforderlich: Von der Vorgabe von Einstichbereichen [7, 121, 120] und Startpunkten für die Optimierung [117, 110] über das Setzen von Sicherheitsabständen und Filterparametern [106, 121, 122, 109] bis hin zur vollständigen oder teilweise manuellen Segmentierung vor der Planung [115, 121, 120, 122].

## 2.3 Verwandte Arbeiten

Nachfolgend werden Ansätze in den drei Hauptbereichen dieser Arbeit näher betrachtet: Der bedingungs-basierten automatisierten Pfadplanung, der Visualisierung von automatisierten Pfadplanungen und der Darstellung von Zielstrukturen.

### 2.3.1 Bedingungs-basierter Ansatz der automatisierten Pfadplanung

In Abschnitt 2.2.3 wurde bereits eine allgemeine Übersicht zu bestehenden Ansätze der automatisierten Pfadplanung gegeben. An dieser Stelle soll nun spezifische auf verschiedene bedingungs-basierte Ansätze eingegangen werden. Eine Implementierung basierend auf verschiedenen Bedingungen wurde bereits in der Vorarbeit verwendet (s. Abschnitt 2.4).

Die bedingungs-basierte Pfadplanung ist ein häufig genutztes Verfahren, dass für verschiedene Interventionen betrachtet wurde. Es ist flexibel anpassbar und kann einfach erweitert werden [108]. Die Umsetzung kann sehr individuell erfolgen, unabhängig von verschiedenen Bildgebungs-modalitäten und Vorverarbeitungsschritten. Durch das breite Anwendungsfeld ergibt sich eine große Varietät an Bedingungen, die in allgemeine und interventionsspezifische Voraussetzungen unterteilt werden können. In Tabelle 2.1 wird eine Übersicht zu den verwendeten harten Bedingungen der nachfolgend vorgestellten Paper gegeben, in Tabelle 2.2 sind die weichen Anforderungen aufgeführt. Generell soll in jeder Pfadplanung das Ziel durch den Pfad getroffen werden. In der Regel wird dies nicht spezifisch als Bedingung formuliert, ist jedoch durch das Setzen des Zielpunktes inhärent. Nachfolgend werden verschiedene Ansätze näher beschrieben. Der Fokus wird dabei auf die Umsetzung gelegt, während die Bedingungen in der Tabelle dargestellt werden

Viele Arbeiten im Bereich der bedingungs-basierten Pfadplanung legen den Hauptfokus auf die Interventionsplanung für die Leber. Seitel et al. stellen einen Ansatz zur interaktiven Selektion von Zugangspfaden vor, bei denen der Arzt die finale Pfadentscheidung trifft. Basierend auf den Ergebnissen einer semiautomatischen Segmentierung werden zunächst die harten Bedingungen evaluiert, um mögliche Einstichbereiche zu bestimmen. Innerhalb dieser Zonen erfolgt eine Bewertung der Pfade mit Hilfe der weichen Bedingungen. Zur Unterstützung des Nutzers werden verschiedene Komponenten vorgestellt. Die Gewichtung der weichen Bedingungen ist individuell anpassbar. Wenn ein Pfad ausgewählt wird, können alle Einstichpunkte die in mindestens einer Kategorie besser und in keiner schlechter sind, zusätzlich dargestellt werden, um eine Übersicht der Auswahlmöglichkeiten zu bieten. Darüber hinaus wird das Finden von Pareto-optimalen Punkten ermöglicht (kein Punkt in dem Set ist besser in einem Parameter ohne schlechter in anderen zu sein). Eine Evaluierung erfolgte mit klinischen Fällen, bei denen Komplikationen aufgetreten sind. Es wurde überprüft, ob der gewählte Einstichpfad im Rahmen der Pfadplanung sich als geeignet herausgestellt hätte, was in der Regel nicht der Fall war. Des Weiteren wurde eine Evaluierung mit erfahrenen Radiologen vorgenommen [108, 125].

**Tabelle 2.1:** Übersicht über verschiedene harte Bedingungen die im Rahmen einer automatisierten Pfadplanung Anwendung finden.

| Bedingung   | Hintergrund   | Verwendung   |
|---|---|--|
| Vermeidung von Risikostrukturen und Knochen   | Durch die Verletzung von Risikostrukturen wie zum Beispiel Blutgefäßen oder anderen Organen kann es zu lebensbedrohlichen Komplikationen während und nach der Intervention kommen. Ein Durchstechen von Knochen ist in der Regel nicht möglich. | [105], [108], [125], [103], [115], [126], [123], [101], [118], [117], [124], [119], [121], [110] |
| Maximale Pfadlänge  | Der geplante Pfad darf nicht länger als die Nadel zur Durchführung der Intervention sein.   | [105], [108], [125], [103], [115], [126], [101], [124]   |
| Beschränkung des Winkels zwischen Ziel(-oberfläche) und Nadel   | Bei zu spitzem Winkel ( $<20^\circ$ ) kann es zu einem Abrutschen der Nadelspitze an der Leberoberfläche kommen oder nachfolgende Interventionsschritte können erschwert werden.  | [105], [108], [125], [103], [126], [110]   |
| Pfad muss ein Mindestmaß an gesundem Lebergewebe zwischen Ablationszone und Leberoberfläche inkludieren | Dies dient der Verschließung der Ablationszone zur Vermeidung von Blutungen, sowie der Stabilisierung der Nadel.  | [105], [108], [125], [103], [126]  |
| Beschränkung des Arbeitsbereiches durch Aufbauten im Interventionsraum (z.B. CT-Gantry)                 | Einige Einstichwinkel können aufgrund fehlender Erreichbarkeit durch den durchführenden Interventionisten nicht durchgeführt werden oder erzwingen eine unergonomische Körperhaltung.   | [105],[101]  |
| Keine Verletzung von Risikostrukturen durch Formveränderungen des Ablation-Werkzeuges                   | RFA-Nadeln können teilweise ausgeweitet werden, um die Ablationszone zu vergrößern. Daraus darf kein Risiko hervorgehen.  | [108], [125]   |
| Beschränkung der Einstichbereiche   | Ausschließen von Einstichpunkten auf dem Rücken oder der Kopfhaut wegen der Lagerung des Patienten oder aus ästhetischen Gründen  | [105], [115]   |

Villard et al. und Baegert et al. legen den Fokus auf die Optimierung der Ablationszone bei Leberinterventionen. Dafür wird eine Überprüfung der Sichtbarkeit des Tumors von jedem Abschnitt des Polygon-Netzes der Haut evaluiert und so eine oder mehrere zusammenhängende Einstichzonen ermittelt. Für jeden Bereich wird der optimale Pfad, ausgehend von einem zufällig gewählten Startpunkt, berechnet [118, 117]. In einem anderen Ansatz werden zunächst optimale Nekrosezonen ermittelt und anschließend nicht mögliche Einstichpfade ausgeschlossen [119]. Baegert et al. kombinieren die Minimierung des Ablationsvolumens mit weiteren Bedingungen, die basierend auf medizinischer Literatur und Expertenaussagen ermittelt wurden. Es werden individuelle Optimierungsfunktionen für die weichen Bedingungen genutzt, die dann einzeln gewichtet und anschließend addiert werden. Dies erfolgt in zwei Schritten: Zunächst werden Pfade

**Tabelle 2.2:** Übersicht über verschiedene weiche Bedingungen die im Rahmen einer automatisierten Pfadplanung Anwendung finden.

| Bedingung   | Hintergrund   | Verwendung   |
|---|---|--|
| Maximierung des Abstands zu Risikostrukturen                                | Je weiter entfernt ein Pfad von kritischen Strukturen ist, desto geringer ist das Risiko diese zu verletzen.  | [105], [108], [125], [103], [115], [126], [123], [124], [121], [110] |
| Minimierung der Pfadlänge   | Kürzere Pfade weisen eine höhere Präzision in der Durchführung, und damit ein geringeres Komplikationsrisiko und eine einfachere Durchführbarkeit, auf  | [105], [108], [125], [103], [115], [126], [123], [124]               |
| Optimierung der Nadelpositionierung basierend auf der Form der Zielstruktur | Durch eine Optimierung der Ausrichtung der Ablationszone können wiederholte Einstiche vermieden und somit der Interventionsablauf optimiert werden. Auch Anwendungen außerhalb der Ablation von Tumoren können davon profitieren. | [105], [103], [115], [118], [117], [119]                             |
| Minimierung des Winkels zwischen Pfad und Bildgebungsebene.                 | Je weiter der Pfad aus der transversalen Ebene heraus geneigt ist, desto schwerer ist eine Nachverfolgung im CT. Darüber hinaus wird eine Durchführung von Einstichen in dieser Ebene als einfacher empfunden.                    | [105], [108], [125], [126], [101], [124]                             |
| Minimierung von Kollisionsrisiken mit Gegenständen im Interventionsraum     | Kollisionen können bei robotischer Durchführung der geplanten Intervention auftreten und sowohl Equipment beschädigen, als auch Personen gefährden.   | [101]  |

gewählt, die nahe am Minimum erscheinen, anschließend erfolgt eine lokale Optimierung [103]. Die genutzten harten Bedingungen werden überwiegend aus einer Vorarbeit von Baegert et al. übernommen, bei der keine weichen Bedingungen betrachtet wurden. Bei der Planung basierend auf 3D-Modellen erfolgt die Definition des Pfades über einen Zielpunkt und einen Einstichpunkte. Der Pfad muss im Tumor enden, zur Bestimmung der Einstichbereiche werden die Abschnitte des Polygon-Netzes der Haut schrittweise evaluiert: nicht geeignete Anteile werden ausgeschlossen und teilweise geeignete Polygone weiter unterteilt, bis alle möglichen Abschnitte zur Einstichzone hinzugefügt wurden. Eine Evaluierung erfolgte mit rekonstruierten Fällen, für die die benötigte Zeit, das Ablationsvolumen, die Distanz zu Risikostrukturen und die Einstichtiefe evaluiert wurde. Ein formeller Vergleich wurde nicht gezogen [107].

Erweiterungen des Ansatzes von Baegert et al. [103] stellen Schumann et al. und Engel et al. vor. Schumann et al. nutzt für eine Planung einer perkutanen RFA die harten Bedingungen von Baegert et al. [103] und betrachtet zusätzlich ergonomische Parameter. Mit einem projektionsbasierten Ansatz werden für die einzelnen Bedingungen basierend auf Volumengrafiken der Patientenanatomie *constraint maps* generiert. Diese werden gewichtet kombiniert und valide Pfade extrahiert. Die Gewichtung erlaubt eine Bewertung der harten und weichen Bedingungen in einer gemeinsamen Funktion. Fokus der Planung liegt auf der Schnelligkeit der Berechnung, sowie einer hohen Interaktivität mit guter Einbindung in den Arbeitsablauf [105]. Engel et al. zeigen, dass durch die Nutzung einer automatisierten Pfadplanung die Sicherheit der behandelten Personen erhöht werden kann. Sie nutzen eine Implementierung basierend auf Sichtbarkeitsab-

fragen die hinsichtlich der CPU- und GPU-Nutzung optimiert sind. Eine Evaluierung erfolgte mit sechs Fällen bei denen der gewählte Pfad zu Komplikationen geführt hat. Drei der klinischen Punkte waren unzuverlässig, für alle Zugänge hätten sicherere Wege gewählt werden können, vor allem im Hinblick auf die Distanz zu Risikostrukturen. Die Laufzeit der Berechnung erwies sich in allen Fällen als kurz genug, um eine einfache Integration in den klinischen Arbeitsablauf zu erlauben [126].

Im Bereich der Neurochirurgie wird die lineare automatisierte Pfadplanung zur Ermittlung von Bohrpfeilen genutzt, etwa bei Cochlear Implantationen. Stenin et al. betrachtet die Berechnung von Zugangswegen innerhalb einer vorgegebenen Einstichzone. Die Pfadermittlung basiert auf dem Bohrradius und der Bohrungsicherheit, die als Grundlage zur Evaluierung des Abstandes zu Risikostrukturen genutzt werden. Da pro Intervention immer drei Bohrungen benötigt werden, erfolgt eine Ermittlung von Dreier-Sets [121]. Eilers et al. nutzen individuelle Risikowerte für verschiedene Strukturen. Nach dem Ausschluss von nicht möglichen Pfaden erfolgt eine zweifache Optimierung zur Maximierung der Abstände zu Risikostrukturen [110].

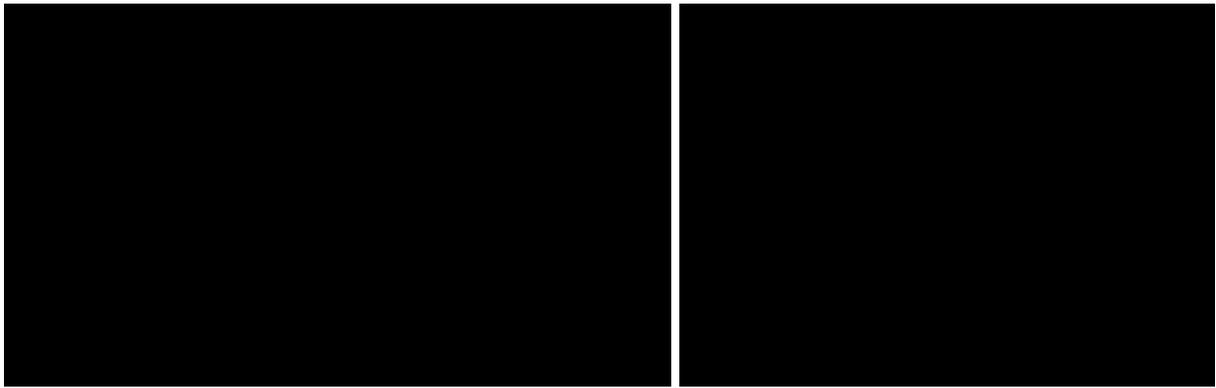
Essert et al. betrachten Pfade für Elektrodenplatzierungen bei Tiefenhirnstimulationen. Mit einer semiautomatischen Segmentierung werden 3D-Objekte von Einstichbereich, Ziel und Risikostrukturen erzeugt. Die harten und weichen Bedingungen werden in XML definiert und basieren auf einer Umfrage unter Fachpersonal. Für die harten Bedingungen erfolgt eine Evaluierung der Polygone der Einstichbereiche, die bei Bedarf in kleinere Abschnitte unterteilt werden. Anschließend werden für alle verbliebenen Einstichpunkte die weichen Bedingungen numerisch optimiert. Die Evaluierung erfolgte mit rekonstruierten Fällen, wobei ein Vergleich zwischen dem berechneten und dem gewählten Pfad gezogen wurde. Es zeigten sich ähnliche Ergebnisse, wobei die definierten Regeln in der automatisierten Pfadberechnung besser erfüllt wurden [115]. Navkar et al. haben verschiedene Einstichpunkte für die Neurochirurgie evaluiert. Mit einem auf 3D-Modellen basierenden Ansatz wird der am Besten zum Einstich geeignete Punkt des Polygon-Netzes der Haut bestimmt. Es wird eine Zugangsübersicht auf der Kopfhaut generiert, die eine Pfadwahl durch den Chirurgen erlaubt. Eine Evaluierung erfolgte mit zwei unterschiedlichen Fallbeschreibungen, sowie Befragungen von Neurochirurgen [123].

Ebert et al. stellen eine Pfadplanung für automatisierte Roboterinterventionen vor. Diese kommen bei post-mortem Gewebeentnahmen vor, bei denen geringere Sicherheitsanforderungen bestehen. Eine Automatisierung des Planungsprozesses soll dabei die Schnelligkeit und Genauigkeit der Durchführung erhöhen. Die Planung erfolgt basierend auf automatisiert segmentierten CT-Daten und berücksichtigt unter anderem zu vermeidende Strukturen [101].

### 2.3.2 Visualisierung von Einstichstellen

Bei der Betrachtung von Einstichpunktdarstellungen wird nachfolgend zwischen prä- und intraoperativen Ansätzen unterschieden. Intraoperativ erfolgt eine Pfadvisualisierung oft für eine Navigation [48]. Mehrere Pfade werden dabei nur dargestellt, wenn auch entsprechend viele Zugänge vorgeplant wurden. Diese dienen dann nicht als Auswahl, sondern werden jeweils einzeln ausgeführt [127]. Visualisierungen von Zielstrukturen können genutzt werden, um eine intraoperative manuelle Planung durchzuführen und werden in Abschnitt 2.3.3 diskutiert.

Präoperative Darstellungen erfolgen am Planungscomputer, meist vor Abschluss der Pfadplanung. Sie können weiter in 2D- und 3D-Darstellungen unterteilt werden. Für 2D-Visualisierungen ist eine Integration in die medizinischen Schichtbilddaten möglich. Schumann et al. stellen nicht valide Einstichpfade als dunkelrote Bereiche um die Haut dar (s. Abbildung 2.4 a) [8]. Khlebnikov et al. integrieren die berechneten sicheren Einstichpfade in die Schichtdaten. Dabei wird sowohl

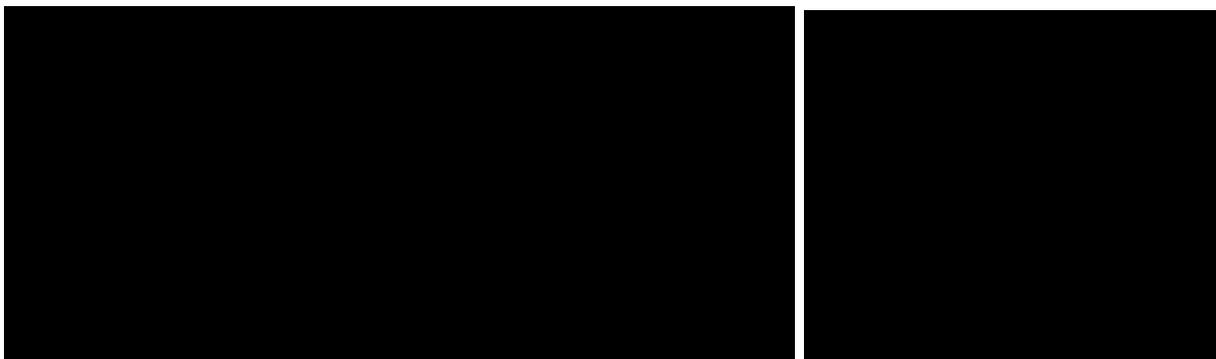


**Abbildung 2.4:** Visualisierungsansätze automatisierter Pfadplanungen in Schichtbilddaten.  
 a) Nicht mögliche Einstichbereiche sind in den Schichtbilddaten außerhalb der Haut rot markiert. In den kleinen Bildern ist der Zugangspfad dargestellt, der schräg durch zwei Bildgebungsschichten führt. Entnommen aus [8].  
 b) Darstellung sicherer Pfade (grüne Linien), sicherer Volumen (diffuse grüne Strahlen) und des Ziels (roter Punkt). Entnommen aus [106].

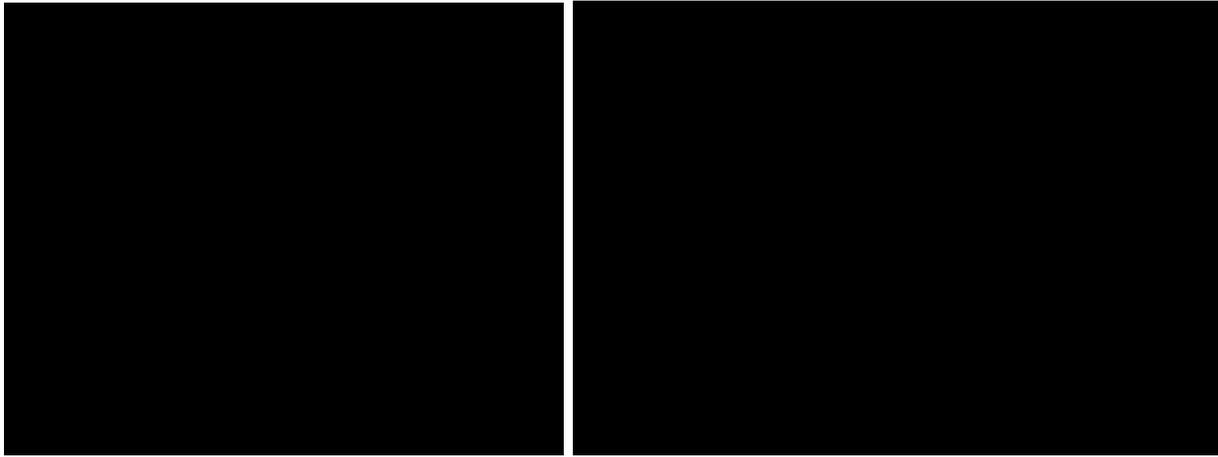
die Anzeige sicherer Pfade, als auch die Visualisierung sicherer Volumen, vorgestellt (s. Abbildung 2.4 b), wobei eine Kombination bevorzugt wurde [106]. Schumann et al. haben eine Darstellung der weichen Bedingungen unabhängig von den Schichtbilddaten gezeigt. Die Nutzung von Parallelen Koordinaten erlaubt detaillierte Filtermöglichkeiten [124].

Bei 3D-Darstellungen existieren Ansätze mit und ohne Wertung der Pfade. Baegert et al. stellen mögliche Einstichbereiche dar, indem die Haut an allen validen Einstichstellen transparent ist und den Blick auf unterliegende Strukturen freigibt (s. Abbildung 2.5 a links) [107]. In anderen Arbeiten wird dies mit der Visualisierung des besten Pfades kombiniert (s. Abbildung 2.5 a rechts) [118, 117]. Die Visualisierung von Navkar et al. erlaubt eine differenzierbare Darstellung verschiedener Kriterien. Mögliche und nicht mögliche Einstichzonen werden auf der Kopfhaut gekennzeichnet, wobei Risikostrukturen und deren Sicherheitsbereichen in Rottönen dargestellt werden (s. Abbildung 2.5 b) [123].

Zur Darstellung einer Wertung der Pfade werden oft Farbkodierungen genutzt. Essert et al. visualisieren die Einstichpunkte in einem Zwischenschritt der Planung. Dabei werden valide Einstichbereiche opak dargestellt und die nicht möglichen Zonen transparent [115].



**Abbildung 2.5:** Visualisierungsansätze automatisierter Pfadplanungen mit 3D-Objekten.  
 a) Mögliche Einstichpunkte sind transparent dargestellt, zusätzlich wird der beste Pfad visualisiert. Entnommen aus [118].  
 b) Separate Visualisierung von Risikostrukturen in Rot und Sicherheitsabständen in Grau. Entnommen aus [123].



**Abbildung 2.6:** Farbkodierungen bei der Visualisierung automatisierter Pfadplanungen.  
a) Ergänzung einer farbkodierten Visualisierung um die Darstellung möglicher besserer Punkte als den bereits gewählten. Entnommen aus [108].  
b) Darstellung der Wertung der Pfade durch eine rot-grüne Skala mit zusätzlichem hell-dunkel-Verlauf. Entnommen aus [103].

Seitel et al. nutzen eine Rot-Grün-Skala. Dazu ist eine Darstellung pareto-optimaler Punkte, sowie eine Visualisierungen von besseren Optionen, als der bereits gewählten, möglich. Auch eine Kombination beider Konzepte wurde vorgestellt (s. Abbildung 2.6 a) [108, 125].

Rot-grüne Farbskalen werden am häufigsten zur Darstellung der Punkte verwendet. Shamir et al. nutzen eine rot-gelb-grüne Skala zur Visualisierung von Einstichstellen auf der Kopfhaut, wobei Rot für unsichere Einstichpunkte steht [104]. Baegert et al. und Engel et al. schlagen eine redundante Farbskala vor, die neben einem rot-grün Kontrast auch einen Helligkeitsverlauf nutzen. Dabei werden dunkle, rote Farbtöne zur Kodierung von unsicheren Einstichstellen genutzt und helle grüne für gute Punkte (s. Abbildung 2.6 b) [103, 126]. Vaillant et al. dagegen stellen eine blaue Helligkeits-Skala. Sie wird zur Darstellung der Einstichpunkte auf der Hirn-Oberfläche genutzt, wobei gilt: Je heller das Blau desto sicherer der Einstich [109].



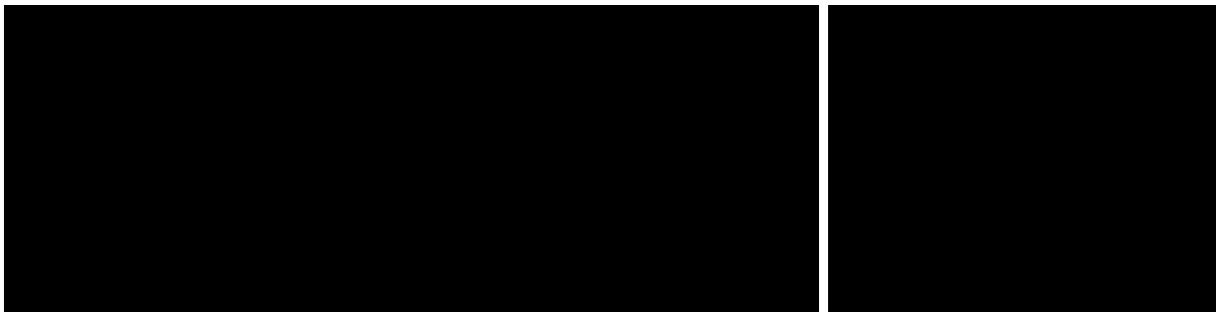
**Abbildung 2.7:** Visualisierungsansätze automatisierter Pfadplanungen mit Darstellung der Zugangspfade.  
a) Darstellung von Zugangspfaden als diffuse Strahlen mit Farbkodierung und 3D-Volumenrendering. Entnommen aus [106].  
b) Visualisierung von Einstichpfaden als Zylinder mit farbkodierten Deckflächen. Entnommen aus [121].

Neben der Visualisierung der Einstichpunkte gibt es auch Ansätze zur Darstellung der Einstichpfade selber. Khlebnikov et al. nutzen zur Visualisierung *Crepuscular Rays*, wie aus einem diffusen, farbigen Kegel bestehen (s. Abbildung 2.7 a). Als Farbskala wird eine rot-gelb-grüne Palette genutzt, bei der Rot für nicht mögliche Einstichstellen steht [106]. Stenin et al. und Becker et al. nutzen farbige Zylinder, um verschiedene mögliche Bohrpfade zu visualisieren. Es kommt eine rot-gelb-blaue Skala zur Anwendung, bei der Blau für gute Einstichbereiche steht. Bei Betrachtung der Enden der Zylinder ergibt sich eine Risikokarte durch die Überschneidung der Zylinder (s. Abbildung 2.7 a) [121, 120].

### 2.3.3 Visualisierung von Zielstrukturen

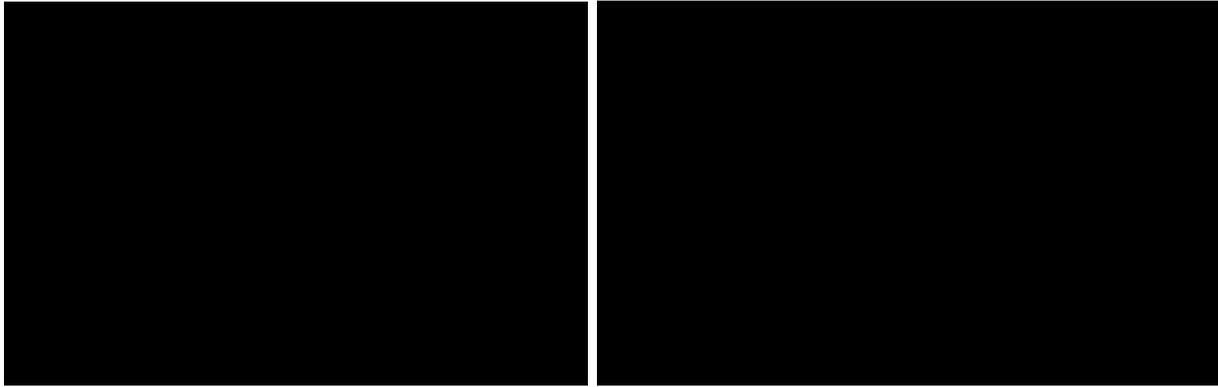
Als Visualisierung der Zielstrukturen wird nachfolgend die intraoperative Darstellung des Interventionsziels bezeichnet, beispielsweise von Tumoren oder Gefäßanomalien. Oft ist dies Teil eines Navigationssystems und stellt eine intraoperative Unterstützung dar. Ein Navigationssystem gibt zum Beispiel Informationen über die Einhaltung des vorgeplanten Pfades sowie über Risikostrukturen. Die Instrumentenkontrolle liegt weiterhin bei der durchführenden Fachperson. Zur Darstellung des Ziels kann sowohl eine Visualisierung der Struktur selbst genutzt werden, als auch eine Kodierung der Zielposition. Kenntnis von der Lage des Ziels ist aufgrund des veränderten visuellen und haptischen Feedbacks bei minimal invasiven Interventionen wichtig. Nachfolgend liegt der Fokus auf der intraoperativen Visualisierung der Zielposition. Anatomie-darstellungen, wie sie in der Lehre oder zur Vorplanung von Interventionen verwendet werden, werden hier nicht näher betrachtet, da die teilweise hochkomplexen Visualisierungen nur bedingt zum Einsatz während der Durchführung geeignet sind.

Klinische Praxis ist derzeit die Anzeige von Planungsdatensätzen, das heißt Schichtbilddaten mit gekennzeichnetem Zugangspfad, oder auch Nutzung von intraoperativer Bildgebung. Die Anzeige erfolgt meistens auf einem Monitor im Interventionsraum [94] und kann durch ein Hervorheben von Strukturen in den Schichtbilddaten ergänzt werden [128]. Mit AR ist eine Darstellung der Schichtbilder direkt im Sichtfeld möglich. Ärzte können so vermeiden den Blick vom Patienten abwenden zu müssen [129]. Die Möglichkeit das Ziel konkret hervorzuheben besteht auch hier. Kanithi et al. stellen ein US-Bild mit AR dar. Dabei wird das Ziel mit einem blauen Punkt markiert und der Zugangspfad mit einer grünen Linie visualisiert (s. Abbildung 2.8 a)) [130]. Eine Kombination mit 3D-Darstellungen ermöglicht eine Verbesserung der räumlichen Wahrnehmbarkeit. Burns et al. nutzen sowohl 2D Schichtbild- und Kameradaten als auch 3D Volumengrafiken (s. Abbildung 2.8 b) [131].



**Abbildung 2.8:** Ansätze zur Zielvisualisierung in den Schichtbilddaten.

- a) AR-Darstellung der Schichtbilddaten mit Visualisierung des Zugangspfades und des Ziels. Entnommen aus [130].
- b) Darstellung von Ziel- und Risikostrukturen während einer laparoskopischen Intervention. Entnommen aus [132].

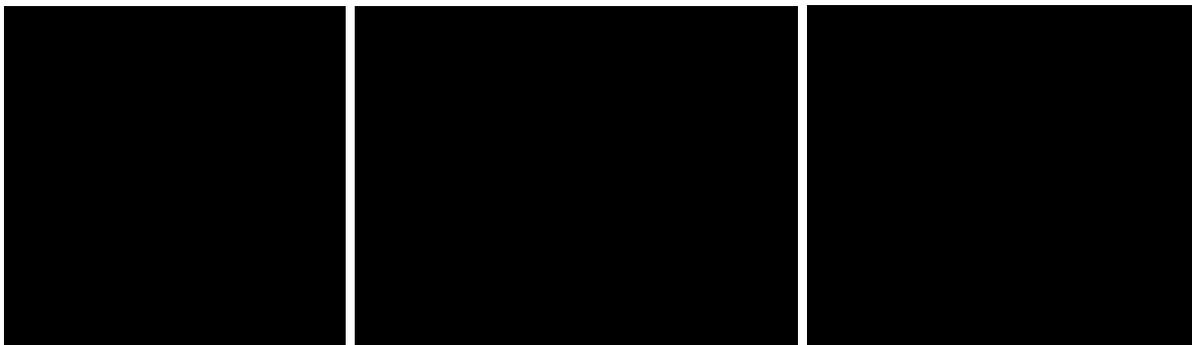


**Abbildung 2.9:** Ansätze zur Zielvisualisierung als 3D-Modell.

- a) Überlagerung eines opaken 3D-Modells mit schattierter Oberfläche. Entnommen aus [133].
- b) Ergänzung des Tumormodells mit umliegenden Risikostrukturen wie Blutgefäßen (Blau und Rot). Entnommen aus [134].

Beller et al. und Kleemann et al. verwenden intraoperative US-Bilder mit Navigationsanweisungen, ergänzt um dargestellte 3D-Objekten [135, 132]. Bourdel et al. stellen eine VST-AR-Visualisierung für laparoskopische Anwendungen vor, die für Tumore im Uterus verwendet wird (s. Abbildung 2.9 a) [133]. Ghaderi et al. nutzen ein Smartphone zur Visualisierung eines Tumor-3D-Modells [136]. P-AR erlaubt eine Darstellung sowohl auf der Haut [137], als auch auf der Organoberfläche [138]. Maruyama et al. nutzen einen OST-AR-Ansatz, um 3D-Modelle von Tumoren und Risikostrukturen darzustellen [139].

Die verschiedenen Ansätze unterscheiden sich dabei im Umfang der Visualisierung. Am häufigsten ist die Darstellung des Tumors alleine (s. Abbildung 2.9 a). Mehr Informationen bieten ergänzende Visualisierungen der umgebenden Strukturen. Gerard et al. kombinieren die Anzeige von Tumor und Risikostrukturen in einer VST-AR-Anwendung für alle Stadien einer Intervention (pre- bis postoperativ) [141, 140]. Hughes-Hallett et al. stellen das gesamte Organ, in dem die Zielstruktur liegt, als Überlagerung dar (s. Abbildung 2.9 b) [134]. Katayama et al. nutzen eine OST-AR-Anwendung, um Blutgefäße und Knochen der Extremitäten zu visualisieren [142]. Pessaux et al. stellen zur Unterstützung von Port-Platzierungen anatomische Strukturen des Thorax mit P-AR dar. Eine VST-AR-Anwendung wird während der Intervention zur Visualisierung des Tumors und der umgebenden Risikostrukturen genutzt [143].



**Abbildung 2.10:** Varianten zur Oberflächendarstellungen bei Zielvisualisierungen.

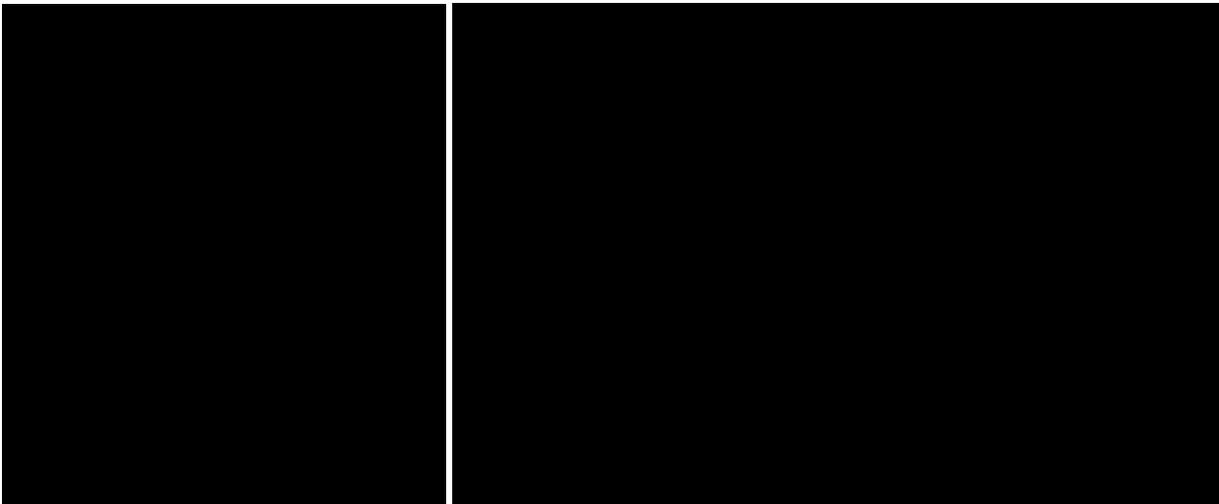
- a) Darstellung der Struktur als Drahtgitter-Modell. Entnommen aus [144].
- b) Kombination aus semitransparenter Darstellung und opaken Konturen. Entnommen aus [145].
- c) Darstellung mit einem "Virtual Windows". Entnommen aus [146].



**Abbildung 2.11:** Ansätze zur Zielvisualisierung als Projektion auf eine Oberfläche.

- a) Projektion von Tumorkontur (Grau) und Sicherheitsbereich (Blau) auf die Organoberfläche. Die Pfeile dienen der Umrandung. Entnommen aus [147].
- b) Darstellung einer Risikokarte zur Anzeige von nahen Risikostrukturen. Entnommen aus [148].

Häufig wird eine opake, beleuchtete Oberfläche für die Zieldarstellung verwendet [139]. Farben können dabei zur Kennzeichnung verschiedener Strukturen [149], von Resektionszonen [150] oder auch von Abständen genutzt werden [151]. Alternativen sind eine Darstellung als Drahtgittermodell (s. Abbildung 2.10 a) [152, 153, 144] oder eine Anpassung der Opazität abhängig von der Oberflächenorientierung [145]. Dabei erscheinen die Konturen beinahe opak, während die Innenflächen semitransparent dargestellt werden um Verdeckung zu reduzieren (s. Abbildung 2.10 b) [145]. Maurer Jr et al. haben einen Vergleich von drei verschiedenen Konzepten durchgeführt: Einer beleuchteten, opaken Oberfläche, einem Drahtgittermodell und einer Punktwolke [144]. Durch teilweise verdeckende Strukturen kann der Tiefeneindrucks gegenüber einer Überlagerungsdarstellung verbessert werden (s. Abbildung 2.10 c) [146].



**Abbildung 2.12:** Kodierung der Zielposition mit Hilfe von Navigationsvisualisierungen.

- a) Darstellung einer Pfadvisualisierung oberhalb der Haut. Die Orientierung der Visualisierung entspricht der notwendigen Nadelausrichtung zum Erreichen des Ziels. Eine Tiefenkodierung erfolgt nicht. Entnommen aus [154].
- b) Darstellung von zwei direkten Navigationsanweisungen. Oben: Die Orientierung der Nadel wird durch das kleine innere Fadenkreuz kodiert, die Tiefe durch den Füllstand der Gesamtdarstellung. Unten: Die Ausrichtung der Nadel erfolgt anhand des Pfeils, die Tiefe wird mit dem nebenstehenden Ladebalken visualisiert. Entnommen aus [155].

Einen abstrakteren Ansatz stellt die Visualisierung der Tumorlage auf der Haut- oder Organoberfläche dar. Chauvet et al. projizieren den Umriss des Tumors und des Sicherheitsbereiches auf die Oberfläche des Organs (s. Abbildung 2.11 a) [147]. Dabei erfolgt eine Ausrichtung der Visualisierung anhand der Instrumente [147]. Ergänzt wird dies durch einen markierten Einstichbereich, die *Tool Access Visualization*, die als roter Ring aus der Organoberfläche dargestellt ist und ebenfalls Rückschluss auf die Zielposition erlaubt [156, 147]. Hansen et al. stellen die Umriss nahe Risikostrukturen auf geplanten Resektionsebenen dar. Dabei werden mit verschiedenen Farbwerten unterschiedliche Strukturen visualisiert und mit Helligkeitsabstufungen der Abstand kodiert (s. Abbildung 2.11 b) [157, 148].

Neben Ansätzen die das Ziel selber visualisieren (durch 3D-Modelle oder Schichtdaten) erlauben auch Navigationsanweisungen, die das Ziel selber nicht darstellen, eine Interpretation von dessen Lage. Pfaddarstellungen visualisieren Zugangswege. Dies kann sowohl vom Einstichpunkt (beziehungsweise der Nadelspitze) bis zum Ziel erfolgen [158], als auch außerhalb des Körpers verbleiben (s. Abbildung 2.12 a) [154]. Bei direkten Navigationsanweisungen werden weder Pfad noch Ziel selber dargestellt [155]. Die Orientierung des Ziels ist ablesbar, wenn die Visualisierung bekannt ist (s. Abbildung 2.12 b). Zur intuitiven Gestaltung der Wahrnehmung kann eine Kombination mit Darstellung eines 3D-Modells erfolgen [159].

## 2.4 Wissenschaftliche Vorarbeit



**Abbildung 2.13:** Darstellungen der verschiedenen Abstufungen die im Rahmen der Vorarbeit evaluiert wurden.

Diese Arbeit wurde im Rahmen eines wissenschaftlichen Individualprojektes vorbereitet [160]. Dabei wurde eine automatisierte Pfadplanung mit einer intraoperativen Visualisierung der Einstichstellen entworfen. Im Rahmen einer Pilotstudie wurden verschiedene Ausprägungen der Darstellung evaluiert.

Die Umsetzung der Pfadplanung erfolgte bedingungs basiert mit zwei harten und zwei weichen, zusammengehörigen Bedingungen:

- Pfadlänge: maximale Pfadlänge und relative Pfadlänge (im Verhältnis zum kürzestmöglichen Pfad für das Ziel)
- Risikostruktur: keine Verletzung von, sowie maximaler Abstand zu Risikostrukturen

Die Bedingungen wurden nach zwei Kriterien gewählt: Der Häufigkeit in den verwandten Arbeiten und der Interventionsspezifität. Aus den weichen Bedingungen wurde für alle möglichen Einstichpunkte ein Pfadgütewert ermittelt, der eine Bewertung aller Pfade erlaubt. Der Pfadgütewert wurde in vier verschiedene Kategorien unterteilt, die als Basis für die Visualisierung dienten.

Die Darstellung erfolgte mit P-AR als Projektion direkt auf die Oberfläche des verwendeten Phantoms. Die Pfadgüte wurde dabei farbkodiert mit einer blau-roten, diskreten Skala visualisiert. Als Temperaturanalogie standen dabei rote Werte für gute Einstichpunkte. Die diskrete Skala repräsentierte die verschiedenen Kategorien der Pfadgüte.

Im Rahmen einer Pilotstudie wurden verschiedene Ausprägungen von Visualisierungen evaluiert. Diese sind in Abbildung 2.13 dargestellt. Ziel war es festzustellen, ob eine intraoperative Auswahl mehrerer Einstichpunkte zu einer Wahl von einem theoretisch nicht optimalen Pfad führt, da der gewählte besser erreichbar ist. Dafür wurden vier Abstufungen betrachtet:

- Darstellung aller Einstichpunkte, auch von nicht möglichen Pfaden
- Darstellung der Einstichpunkte der drei besten Kategorien
- Darstellung der Einstichpunkte der zwei besten Kategorien
- Darstellung des besten Einstichpunktes (Baseline)

Der Vergleich erfolgte anhand von Nadeleinstichen. Zunächst sollte ein Einstichpunkt durch Aufsetzen der Nadel auf die Oberfläche gewählt werden. Anschließend erfolgte die Durchführung eines navigierten Einstichs. Betrachtet wurde die finale Distanz zwischen Nadelspitze und Zielstruktur, die benötigten Gesamtzeit, die Pfadgüte des gewählten Pfades sowie die subjektiven Sicherheit sowohl bei der Pfadwahl als auch beim Einstich.

Aufgrund von starken Tracking Problemen ist es zu einer Verfälschung von Variablen, die mit dem Einstich zusammenhängen, gekommen. Betroffen davon waren die Distanz zwischen Nadelspitze und Ziel, die gemessene Zeit und die subjektive Sicherheit beim Einstich. Die Distanz, die Pfadgüte und die subjektive Sicherheit bei der Pfadwahl und beim Einstich schnitten bei der Darstellung von nur einem Einstichpunkt am Besten ab. Die Unterschiede waren jedoch nicht statistisch signifikant. Darüber hinaus gaben die Probanden im Rahmen der Abschlussbefragung das Gegenteil an, sie bevorzugten eine Darstellung von mehreren möglichen Einstichstellen.

Während keine statistisch signifikanten Unterschiede gezeigt werden konnten, haben sich interessante Erkenntnisse für weiterführende Untersuchungen ergeben. Durch fehlende Informationen über die Lage des Ziels waren die Probanden nicht in der Lage, die angezeigten Pfadinformationen effektiv zu hinterfragen. Darüber hinaus war die gewählte Testgruppe sehr klein und aufgrund des fehlenden medizinischen Hintergrundwissens nicht zu einer differenzierten Beurteilung der Visualisierung imstande.

## 2.5 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurden Grundlagen und verwandte Arbeiten betrachtet, die in der folgenden Entwicklung und Evaluierung relevant sind. Dies umfasst die Themengebiete AR, perkutane Interventionen, automatisierte Pfadplanung und deren Visualisierung, sowie die Darstellung von Zielstrukturen. Abschließend wurde die wissenschaftlichen Vorarbeit beschrieben.

Zunächst erfolgte eine Definition von AR als Abschnitt auf dem Mixed-Reality-Kontinuum. Beispiele von Anwendungsmöglichkeiten sowie eine Übersicht der Besonderheiten der verschiedenen Modalitäten, VST-AR, OST-AR und P-AR, wurden vorgestellt. Ergänzend wurden verschiedene Trackingverfahren beschrieben, die mit AR zusammen genutzt werden können.

Für die Betrachtung von perkutanen Interventionen erfolgte zunächst eine Begriffsdefinition als Untergruppe der minimalinvasiven Anwendungen, bei denen der Zugang zur Zielstruktur mit Nadeln oder nadelartigen Instrumenten erfolgt. Im Rahmen dieser Arbeit erfolgt eine Beschränkung auf den direkten Einstich in das Ziel, wofür verschiedene Beispiele aus dem diagnostischen und therapeutischen Bereich gegeben wurden. Der Prozess der Pfadplanung wurde erläutert, wobei verschiedene intraoperative Planungsverfahren genannt wurden. Darauf aufbauend erfolgte die Erläuterung verschiedener Verfahren zur automatisierten Pfadplanung. Im Rahmen der verwandten Arbeiten wurde spezifisch auf bedingungs-basierte Ansätze eingegangen, die am weitesten verbreitet sind. Dabei werden durch harte Bedingungen Pfade ausgeschlossen, die zum Beispiel Risikostrukturen verletzen. Mit den weichen Bedingungen wird eine Bewertung der verbliebenen Pfade erlaubt, etwa um den besten Pfad zu bestimmen [115].

Neben der Betrachtung der Pfadplanungsalgorithmen wurden auch verschiedene Ansätze zur Visualisierung der Ergebnisse beschrieben. Dabei wurden verwendete Methoden, wie etwa die Integration der Informationen in die Schichtbilddaten oder die Darstellung mit einer Farbkodierung, vorgestellt. Nachfolgend wurden verschiedene Visualisierungen zur Darstellung von Zielstrukturen beschrieben, die oft im Rahmen von Navigationsvisualisierungen zum Einsatz kommen. Verfahren wie die Überlagerung von 3D-Modellen oder Tumorkonturen wurden gezeigt und verschiedene Darstellungsmethoden vorgestellt.

Abschließend wurde ein Überblick über die Durchführung und die Ergebnisse der wissenschaftlichen Vorarbeit gegeben.

## 3 Konzeption

Nachfolgend wird, basierend auf den zuvor betrachteten Grundlagen, die Konzeption der im Rahmen der Arbeit entwickelten Anwendung erarbeitet. Dafür erfolgt zunächst eine Anforderungsanalyse und anschließend eine Betrachtung von vier Komponenten: Den technischen Rahmenbedingungen, der Pfadplanung, der Einstichpunktvisualisierung und der Zielvisualisierung.

### 3.1 Anforderungsanalyse

In diesem Abschnitt wird eine Übersicht über das Projekt gegeben und darauf basierend eine Anforderungsanalyse durchgeführt.

#### 3.1.1 Projektgrundlage

Ziel der Anwendung ist eine Darstellung von automatisch berechneten Einstichpunkten direkt auf der Haut. Dadurch soll eine intraoperative Wahl der Einstichstelle unter Berücksichtigung der individuellen Situation im Interventionsraum ermöglicht werden. Die Kernaufgaben der Anwendung lassen sich in zwei Gruppen unterteilen: Die Pfadplanung und die Pfaddarstellung. Im Rahmen dieser Arbeit soll ein Prototyp entworfen werden, der beide Aspekte umsetzt, wobei der Fokus auf der Pfaddarstellung liegt. Eine Evaluierung der Pfadplanung soll im Rahmen dieser Arbeit nicht erfolgen.

Der Prototyp soll zur Unterstützung von perkutanen Interventionen zum Einsatz kommen, ist jedoch noch nicht auf einen konkreten Anwendungsfall, wie etwa der Ablation von Lebertumoren, ausgelegt. Während zur Evaluierung ein medizinischer Bezug hergestellt werden soll, um eine Übertragbarkeit der Ergebnisse zu ermöglichen, soll die automatisierte Bestimmung von Einstichstellen zunächst interventionsunabhängig erfolgen. Die Planung soll basierend auf anatomischen 3D-Modellen umgesetzt werden, für die, unabhängig von der Struktur, ein allgemeiner Sicherheitsradius von 2 mm eingeplant wird.

Der Fokus der Arbeit liegt auf der prototypischen Visualisierung zur Unterstützung der Einstichpunktbestimmung. Diese setzt sich aus zwei Komponenten zusammen: Der Darstellung der Einstichstellen und der Zielvisualisierung. Die Einstichpunkte sollen im Rahmen einer AR-Visualisierung direkt auf der Haut dargestellt werden. Einstichbereiche, die einen sicheren Zugang ermöglichen, sollen gegenüber unsicheren Zonen abgrenzbar sein. Durch eine Darstellung der Güte von Einstichstellen soll es Nutzenden ermöglicht werden, den besten Pfad zu bestimmen. Die Zielvisualisierung soll die Einstichpunktdarstellung ergänzen. Eine Darstellung der Zielposition soll eine differenziertere Entscheidung bei der Pfadwahl ermöglichen.

Während der Anzeige der Visualisierungen soll ein Einstichpunkt gewählt werden können. Diese Interaktion dient als Schnittpunkt zu einer anschließenden Navigationsvisualisierung, die im Rahmen der Arbeit nicht betrachtet wird.

### 3.1.2 Funktionale Anforderungen

Nachfolgend werden die funktionalen Anforderungen an den Prototypen erarbeitet, die die Aufgaben des Systems festlegen. Eine Übersicht der Anforderungen ist in Tabelle 3.1 dargestellt.

**Tabelle 3.1:** Funktionale Anforderungen.

| Nr.                                      | Funktionale Anforderung                                    | Beschreibung   |
|--|--|--|
| <b>1.) Technische Rahmenbedingungen</b>  |  |  |
| F 1.1                                    | AR   | Perspektivisch korrekte Darstellung von Einstichpunkten und Zielstruktur direkt auf der Hautoberfläche                               |
| F 1.2                                    | Head-Tracking  | Verfolgung der Augenposition der betrachtenden Person zur Ermöglichung einer perspektivisch korrekten Darstellung                    |
| F 1.3                                    | Nadeltracking  | Verfolgung von Nadelposition und -rotation zur Ermöglichung einer Pfadwahl unter Nutzung des verfolgten Interaktionswerkzeuges       |
| F 1.4                                    | Registrierung  | Übertragung der Trackinginformationen in das Visualisierungs-Koordinatensystem   |
| <b>2.) Pfadplanung</b>                   |  |  |
| F 2.1                                    | Ausschluss von gefährlichen Einstichstellen                | Ermittlung von Einstichstellen die zu unsicher für einen Einstich sind, Ausschluss der Verletzung von Risikostrukturen im Besonderen |
| F 2.2                                    | Wertung von ungefährlichen Einstichstellen                 | Bewertung der Sicherheit für Pfade, die kein Sicherheitsrisiko darstellen  |
| <b>3.) Einstichstellenvisualisierung</b> |  |  |
| F 3.1                                    | Darstellung von gefährlichen Einstichstellen               | Visualisierung ob ein Einstich an betrachteter Stelle möglich ist, ohne ein Sicherheitsrisiko darzustellen                           |
| F 3.2                                    | Darstellung der Wertung von ungefährlichen Einstichstellen | Visualisierung wie sicher die zuvor ermittelten, nicht gefährlichen Einstichstellen, sind  |
| F 3.3                                    | Interaktion  | Ermöglichung einer Pfadwahl über eine Platzierung der Interventionsnadel auf der Visualisierung                                      |
| <b>4.) Zielvisualisierung</b>            |  |  |
| F 4.1                                    | Visualisierung der Zielposition                            | Darstellung der Position des Ziels als Ergänzung zur Einstichstellenvisualisierung   |

Hauptfokus der Arbeit sind zwei verschiedene Visualisierungen, die beide direkt auf dem Patienten dargestellt werden sollen. Dies soll gemäß der Aufgabenstellung als AR-Darstellung erfolgen (Anforderung F 1.1). Für die *technischen Rahmenbedingungen* ergeben sich aus der AR-Bedingung weitere Anforderungen: Ein Trackingsystem wird sowohl zur Bestimmung der Betrachterposition für eine perspektivisch korrekte Darstellung, als auch für eine Interaktion mit

der Visualisierung benötigt (Anforderungen F 1.2 und F 1.3). Weiterhin ist dafür eine Registrierung der Virtualität und Realität erforderlich, die auch ein gemeinsames Koordinatensystem für das Tracking und die Visualisierung umfasst (Anforderung F 1.4).

Grundlage für die Einstichpunktvisualisierung soll eine automatisierte Pfadplanung sein. Im Rahmen der wissenschaftlichen Vorarbeit (s. Abschnitt 2.4) wurde bereits eine Implementierung vorgestellt, die im Rahmen dieser Arbeit überprüft und gegebenenfalls erweitert werden soll. Grundsätzlich ergeben sich für die Pfadplanung zwei verschiedene Aufgaben: Die Bestimmung von nicht möglichen Einstichstellen (Anforderung F 2.1) und die Ermittlung eines Gütwertes dafür, wie sicher eine mögliche Einstichstelle ist (Anforderung F 2.2). Dadurch soll eine Bewertung der Pfade ermöglicht werden, die durch die Einstichstellenvisualisierung dargestellt werden kann.

Für die Einstichstellenvisualisierung ergibt sich eine direkte Verknüpfung mit der Pfadplanung, woraus auch eine Analogie in den Anforderungen folgt. Es soll eine Differenzierung von möglichen und nicht möglichen Einstichbereichen gewährleistet werden (Anforderung F 3.1), und eine Darstellung der Wertung der sicheren Pfade erfolgen (Anforderung F 3.2). Mit der Interventionsnadel soll eine Interaktion mit der Visualisierung erfolgen: Durch das Aufsetzen der Nadel auf der Haut soll der Einstichpfad gewählt werden (Anforderung F 3.3). Eine Einstichstellenvisualisierung wurde bereits in der Vorarbeit gezeigt, diese soll im Rahmen dieser Arbeit überprüft und gegebenenfalls erweitert werden.

Die Zielvisualisierung soll die Einstichpunktdarstellung ergänzen, um eine differenziertere Entscheidungsfindung zu ermöglichen (Anforderung F 4.1). Im Rahmen der Vorarbeit hatte sich die Problematik ergeben, dass Teilnehmer die Orientierung des Pfades bei der Pfadwahl nicht einschätzen konnten. Dies hatte die Konsequenz, dass die Pfadwahl ausschließlich basierend auf der Pfadgüte erfolgte, wodurch die Erreichbarkeit und Durchführbarkeit des Einstichs ignoriert wurde. Um dem zu begegnen soll die Zielposition dargestellt werden. Dies impliziert insbesondere auch eine Kodierung der Tiefe.

### 3.1.3 Nichtfunktionale Anforderungen

Nach der vorangehenden Betrachtung der funktionalen Anforderungen wird nun mit der Betrachtung der nichtfunktionalen Anforderungen die Umsetzung des Prototyps spezifiziert. Eine Übersicht der Anforderungen ist in Tabelle 3.2 dargestellt.

Einen wichtigen Anteil der nichtfunktionalen Anforderungen stellt die Gebrauchstauglichkeit dar. Sie wird definiert als "Das Ausmaß, in dem ein Produkt durch bestimmte Benutzer in einem bestimmten Nutzungskontext genutzt werden kann, um bestimmte Ziele effektiv, effizient und zufriedenstellend zu erreichen." [161]. Die drei Hauptpunkte, die sich damit ergeben sind Effektivität, Effizienz und Zufriedenstellung.

- Effektivität: Nutzende soll in der Lage sein das Ziel genau und vollständig zu erreichen (Anforderung NF 1.1)
- Effizienz: Der Aufwand unter dem das Ziel erreicht werden kann, soll in ein Verhältnis zur Genauigkeit und Vollständigkeit (Effektivität) gesetzt werden (Anforderung NF 1.2)
- Zufriedenstellung: Nutzende sollen dem Prototyp gegenüber positiv eingestellt sein und nicht dadurch beeinträchtigt werden (Anforderung NF 1.3)

Für die einzelnen Punkte werden nachfolgend Maßstäbe gesetzt, die im Rahmen der Arbeit erreicht werden sollen. Zur Definition des Referenzmaßes für die Effizienz wurden Evaluierungen der Zeit zur Bestimmung des Einstichpunktes nach erfolgter Planung herangezogen. Insgesamt lassen sich dazu sehr wenige Angaben finden. Rothgang et al. geben eine Dauer von weniger

als 60s zur Übertragung des Einstichpunktes im Rahmen von Tierversuchen für eine MRT-gestützte Intervention an, spezifizieren dies jedoch nicht näher für ebenfalls erfolgte klinische Studien [162]. Wacker et al. haben eine AR-Visualisierung in einer MRT-Umgebung vorgestellt. Im Rahmen von Tierversuchen konnte dabei eine durchschnittliche Dauer von 30s von der Anzeige der Darstellung im HMD bis zum Erreichen des Ziels gemessen werden. Dies schließt sowohl die Platzierung der Nadel auf der Haut, als auch den Einstich selbst mit ein. Für das Einstechen wurden dabei 11s benötigt. 19s können somit als Dauer der Wahl des Einstichpunktes ermittelt werden [163]. Dabei ist jedoch zu berücksichtigen, dass das Finden eines einzelnen Einstichpunktes, der im Rahmen einer AR-Visualisierung angezeigt wird, sich von der im Rahmen dieser Arbeit betrachteten Aufgabe unterscheidet. Darüber hinaus ist die Verwendung einer AR-Visualisierung derzeit noch kein Standard im klinischen Umfeld. Nachfolgend wird das Effizienzmaß dennoch in Anlehnung an die dort ermittelte Dauer angelehnt, um eine optimale Integration in den klinischen Ablauf zu ermöglichen.

**Tabelle 3.2:** Nichtfunktionale Anforderungen.

| Nr.                              | Nichtfunktionale Anforderung  | Beschreibung  |
|----------------------------------|-------------------------------|---|
| <b>1.) Gebrauchstauglichkeit</b> |                               |   |
| NF 1.1                           | Effektivität                  | Es soll Nutzenden ermöglicht werden eine differenzierte Pfadwahl basierend auf Informationen über die Güte der Einstichstelle, der Lage des Ziels und der gegebenen Situation im Interventionsraum zu treffen. Für alle Aspekte soll eine gute Wahrnehmbarkeit beschrieben werden. Die erforderliche Genauigkeit der Pfaderkennung ist in NF 2.3 beschrieben. |
| NF 1.2                           | Effizienz                     | Es soll eine schnelle und intuitiv erfassbare Wahl eines sicheren und gut durchführbaren Pfades ermöglicht werden, für die nur wenig Training benötigt wird. Der Prozess der Pfadwahl soll in unter 20s erfolgen.   |
| NF 1.3                           | Zufriedenheit                 | Nutzende sollen durch die Anwendung während der Intervention nicht behindert werden und in subjektiven Nutzerbefragungen eine positive Grundeinstellung gegenüber der Anwendung deutlich machen.  |
| <b>2.) Performance</b>           |                               |   |
| NF 2.1                           | Robustheit                    | Die Anwendung soll stabil und fehlertolerant arbeiten, insbesondere auch bei längeren Laufzeiten mit wiederholten Pfadwahlen bzw. Einstichen.   |
| NF 2.2                           | Registrierungsgenauigkeit     | Die Registrierung zwischen virtuellen und realen Inhalten soll eine Darstellung ohne merkliche Verschiebung erlauben.   |
| NF 2.3                           | Genauigkeit der Pfaderkennung | Der durch die Nutzenden gewählte Pfad soll mit einer Abweichung von maximal 2mm erkannt werden.   |
| NF 2.4                           | Performance                   | Darstellung und Interaktion mit der Anwendung sollen in Echtzeit ermöglicht werden.   |

*Fortsetzung auf der nächsten Seite*

Tabelle 3.2 – Fortsetzung von vorheriger Seite

| Nr.                                   | Nichtfunktionale Anforderung                    | Beschreibung  |
|---------------------------------------|---|---|
| <b>3.) Klinische Anforderungen</b>    |   |   |
| NF 3.1                                | Sterilität                                      | Der technische Aufbau soll eine sterile Verwendung in der Interventionsumgebung ermöglichen.  |
| NF 3.2                                | Integrierbarkeit in Interventionsablauf         | Die Visualisierung der automatisierten Pfadplanung soll gut in den klinischen Arbeitsablauf einer Intervention integriert werden können.  |
| NF 3.3                                | Freier Zugang zum Patienten                     | Der technische Aufbau soll die Nutzenden hinsichtlich der Sichtbarkeit und des Zugangs zum Patienten möglichst wenig einschränken.  |
| <b>4.) Automatisierte Pfadplanung</b> |   |   |
| NF 4.1                                | Interventions-spezifität                        | Die Anwendung soll nicht spezifisch für eine Interventionsart geplant werden, sondern vielfältige Verwendungsmöglichkeiten erlauben.  |
| NF 4.2                                | Erweiterbarkeit                                 | Die Erweiterung der Pfadplanung zur Betrachtung noch nicht integrierter Sicherheitsaspekte soll möglichst einfach vorgenommen werden können.  |
| NF 4.3                                | Bedingungs- und Pfadgütewert                    | Berechnung eines Gütewertes für alle Einstichpunkte und Bedingungen, sowie eines Pfadgütewertes für jeden Einstichpfad basierend auf allen zugehörigen Bedingungs-gütewerten.   |
| <b>5.) Visualisierungen</b>           |   |   |
| NF 5.1                                | Farbgebung                                      | Für die Visualisierungen sollen konsistente und gut wahrnehmbare Farbpaletten gewählt werden, die insbesondere auch zur Wahrnehmung mit Farbsehschwächen geeignet sind.   |
| NF 5.2                                | Verdeckung                                      | Die Visualisierungen sollen die Sichtbarkeit des Arbeitsbereiches erhalten. Nutzende sollen die Verdeckung des Zielbereiches im Rahmen einer Befragung als nicht störend empfinden.   |
| NF 5.3                                | Gegenseitige Beeinflussung der Visualisierungen | Beide Visualisierungen sollen miteinander harmonieren, gut differenzierbar sein und sich nicht gegenseitig negativ beeinflussen. Nutzende sollen im Rahmen einer Evaluierung ein schnelles Verständnis zeigen und in der Lage sein, beide Visualisierungen gut zu interpretieren und zu differenzieren. |

Unter dem Punkt Performance werden verschiedenen Genauigkeitsaspekte, die Robustheit und die Performance der Anwendung selber zusammengefasst. Robustheit (Anforderung NF 2.1) betrachtet die Toleranz gegenüber Fehlern und fehlerhaften Eingaben. Der Prototyp soll spezifisch auch mehrfache Pfadwahlen über einen längeren Zeitraum hinweg unterstützen, ohne dass ein Neustart der Anwendung notwendig ist. Die Performance betrachtet die Echtzeitanforderung an das System (Anforderung NF 2.4). Diese folgt aus der Umsetzung als AR-Visualisierung. Nach Azuma soll die Interaktion mit einem AR-System in Echtzeit erfolgen können [15]. Darüber hinaus würde eine nicht flüssige Darstellung und Interaktion auch erheblich die Gebrauchstauglichkeit der Anwendung beeinflussen. Die Registrierungsgenauigkeit (Anforderung NF 2.2) betrachtet die Exaktheit der Überlagerung der realen und virtuellen Inhalte. Im Rahmen dieser Arbeit erfolgt keine separate quantitative Analyse dieses Aspektes, wenngleich die Genauigkeit basierend auf Landmarken qualitativ überprüft wird. Die Genauigkeit der Pfaderkennung

(Anforderung NF 2.3) ist von der Registrierungsgenauigkeit sowie dem Nadeltracking und der Nadelkalibrierung abhängig. Sie evaluiert, ob tatsächlich der Pfad, auf dessen Visualisierung die Nadel platziert wird, auch vom System erkannt wird. Die erforderliche Genauigkeit wird basierend auf dem Sicherheitsradius der Risikostrukturen ermittelt, der in den Rahmenbedingungen als 2 mm festgelegt wurde (s. Abschnitt 3.1.1).

Die klinischen Anforderungen an den Prototyp ergeben sich aus der Umgebung in der die Anwendung eingesetzt werden soll. Die Anwendung muss einen sterilen Einsatz erlauben, um keine Infektionsgefahr darzustellen (Anforderung NF 3.1). Gute Integrierbarkeit in den Ablauf (Anforderung 3.2) und freier Patientenzugang (Anforderung NF 3.2) sind beide notwendig, um weiterhin eine effektive und effiziente Durchführung der Intervention zu erlauben. Final soll die Berechnung der Zugangspfade auf den Schichtbilddaten basieren, die direkt vor dem Eingriff erhoben werden. Dafür ist eine ausreichend schnelle Evaluierung notwendig, die, neben der Pfadermittlung selbst, auch die Vorverarbeitungsschritte der Rohdaten beinhaltet. Hier kann beispielsweise eine Segmentierung der Daten erforderlich sein. Auch die Berechnung der Visualisierung darf nicht zu viel Zeit in Anspruch nehmen, um eine reibungslose Integration in den klinischen Ablauf zu ermöglichen. Diese Anforderungen werden im Rahmen dieser Arbeit nicht näher evaluiert da zunächst die Eignung der Visualisierung selbst betrachtet werden soll. Sie sollten jedoch in der Konzeption berücksichtigt werden.

Auch die Pfadplanung steht nicht im Fokus der Arbeit und wird nicht primär evaluiert. Dennoch bestehen Anforderungen an die Umsetzung, die eingehalten werden sollen, um eine gute Basis für die Visualisierungen zu legen und eine einfache Erweiterung in einem späteren Projekt zu erlauben. Wie in den Rahmenbedingungen spezifiziert ist die Anwendung nicht für eine spezifische Intervention geplant, sondern soll zunächst allgemein eingesetzt werden können und gut anpassbar sein. Daraus ergibt sich die Anforderung, zunächst keine interventionsspezifische Planung umzusetzen (Anforderung NF 4.1), sowie neue Bedingungen einfach ergänzen zu können (Anforderung NF 4.2), um eine schnelle Anpassbarkeit an verschiedene Interventionen zu ermöglichen. Da die Einstichstellenvisualisierung für jeden Einstichpunkt anzeigen soll, wie gut der zugehörige Pfad ist, soll für jeden Pfad jeweils für jede Bedingung ein Gütwert ermittelt werden (Anforderung NF 4.3). Diese sollen miteinander direkt vergleichbar sein und zu einem Pfadgütwert zusammengefasst werden können, der die Güte des Pfades unter Berücksichtigung aller Bedingungen repräsentiert.

Es sollen zwei verschiedene Visualisierungen in die Anwendung integriert werden. Für beide soll eine konsistente Farbgebung ausgewählt werden, die gut im Interventionskontext wahrnehmbar ist und sich insbesondere auch für Farbsehschwächen eignet (Anforderung NF 5.1). Der Interventionsbereich soll möglichst wenig verdeckt werden, um Visual Cluttering (zu viele und unübersichtlich angeordnete Objekte) und Sichteinschränkungen zu vermeiden (Anforderung NF 5.2). Da zwei separate Visualisierungen verwendet werden, sollen diese sich nicht gegenseitig negativ beeinflussen, Informationen von beiden Visualisierungen müssen gut erkennbar sein (Anforderung NF 5.3).

## 3.2 Konzeption der Rahmenbedingungen

Unter den *Rahmenbedingungen* werden nachfolgend die Art der AR, das Nadel- und das Head-Tracking zusammengefasst. Die spezifischen Anforderungen ergeben sich dabei aus der Einsatzart, dem Einsatzort und der Abhängigkeit der verschiedenen Komponenten. Bei der Durchführung perkutaner Interventionen ist ein medizinisches Umfeld gegeben, in der Regel in der Radiologie, bei dem eine möglichst geringe Einschränkung des gewohnten Arbeitsablaufes wichtig ist. Nachfolgend werden verschiedene Ansätze für die drei Komponenten vorgestellt und diskutiert.

### 3.2.1 Wahl der Modalität

Die Nutzung von AR ist durch die Aufgabenstellung vorgegeben und soll eine Darstellung der Einstichpunkte direkt auf der Haut ermöglichen. Wie in Abschnitt 2.1.1 betrachtet, lassen sich drei AR-Modalitäten unterscheiden: P-AR, VST-AR und OST-AR. Verschiedene Ausführungsformen dieser Gruppen können dabei die allgemeinen Vor- und Nachteile abschwächen oder verstärken. Im Rahmen der wissenschaftlichen Vorarbeit wurde P-AR mit einem Mehrprojektorsystem verwendet, um die Visualisierung direkt auf die Haut zu projizieren. Da die Darstellung aller Informationen innerhalb der Projektionsebene erfolgen sollte und somit keine Bestimmung der Augenposition notwendig war, ergaben sich für P-AR verglichen mit VST-AR und OST-AR die geringsten Einschränkungen in der Bewegungsfreiheit und Ergonomie. Im Rahmen dieser Arbeit können sich Elemente der Zieldarstellung jedoch auch ober- oder unterhalb der Projektionsebene befinden. Nachfolgend wird daher eine Übersicht über verschiedene mögliche Ansätze zur Darstellung gegeben und ihre Eignung im gegebenen Anwendungsfall diskutiert.

Für eine gute Integration in eine medizinische Umgebung ist es von besonderer Wichtigkeit, dass die Realität immer gut wahrnehmbar ist, um schnell auf unvorhersehbare Situationen reagieren zu können. Für VST-AR ergibt sich dabei eine Einschränkung der Darstellungsqualität, etwa durch die Auflösung oder die Latenz der Visualisierung [164, 19]. Bei Ausfall des Displays entfällt auch die Realitätsdarstellung. Bei der Verwendung von HMDs führt dies dazu, dass die Umgebung nicht mehr gesehen werden kann. Für OST-AR ergibt sich oft eine Abdunklung der Realität und eine Einschränkung des Sichtfeldes durch das Display [15]. Die geringste Einschränkung in dieser Hinsicht ergibt sich für P-AR [19]. Die Verwendung einer Stereoprojektion würde die Verwendung einer 3D-Brille erfordern, die jedoch aufgrund der geringeren Größe und leichteren Bauweise in der Regel weniger Einschränkungen der Realitätswahrnehmung nach sich ziehen, als OST-AR-Displays. Neben der Sichtbarkeit der Realität sind auch verschiedene Darstellungsaspekte zu betrachten. Handheld Displays erschweren eine korrekte Wahrnehmung der AR-Visualisierung durch eine fehlende Übereinstimmung beim Blick- und Kamerawinkel, oft noch verstärkt durch einen impliziten Zoom der Aufnahme [164]. VST-AR unterscheidet sich hinsichtlich der möglichen Beeinflussung der Realitätsdarstellung deutlich von OST-AR und P-AR [19]. Insbesondere ist eine gegenseitige Verdeckung von realen und virtuellen Anteilen nur eingeschränkt möglich wenn die AR-Visualisierung als Überlagerungsdarstellung erfolgt, wie es bei OST-AR und P-AR der Fall ist [37, S. 75]. Im gegebenen Kontext kann dies zu einer schlechteren Sichtbarkeit des Zielbereichs führen.

Für eine effiziente Nutzung der AR-Visualisierung ist eine gute Sichtbarkeit der Darstellung erforderlich. OST-AR und P-AR sind eingeschränkt, was Anzeige dunkler Farben angeht und stark abhängig vom Umgebungslicht. Darüber hinaus wird bei P-AR die Farbdarstellung auch von der Farbe der Projektionsfläche, in diesem Kontext Haut, beeinflusst [164]. Bei handheld VST-AR-Displays kommt es durch die in der Regel eher geringe Größe oft zu einem Abschneiden der Visualisierung [164]. Bei Verwendung von P-AR ist die Visualisierung auf die Projektionsfläche beschränkt, Elemente außerhalb des Projektionsbereiches können nicht repräsentiert werden. Für eine Darstellung von Objekten ober- oder unterhalb der Oberfläche ist ein Tracking der Augenposition notwendig, um eine perspektivisch korrekte Darstellung zu ermöglichen [165].

Neben der Sichtbarkeit der Umgebung und der Visualisierung muss auch der Zugang zum Patienten zu jedem Zeitpunkt gewährleistet sein. Dabei sollte auch darauf geachtet werden, dass der gewohnte Arbeitsablauf, inklusive der regulär eingenommenen Position, möglichst wenig eingeschränkt wird. Bei kabelgebundenen Displays kann dies, je nach Kabelreichweite, unter Umständen ein Problem darstellen. Zudem können sich durch die Kabel Gefährdungen von

anderen Personen, etwa durch Stolpern, ergeben oder Gegenstände beschädigt werden. Bei Nutzung von P-AR kann es beim Patientenzugang zu einer Verdeckung der Projektionsfläche durch die Personen oder anderer Gegenstände kommen [37, S. 88]. Durch eine Berücksichtigung von Arbeitsabläufen und einer optimierten Projektorplatzierung oder Nutzung von mehreren Projektoren kann dieses Problem minimiert werden.

Ein weiteres Problem kann die Kompatibilität mit den verwendeten Bildgebungsverfahren darstellen. Viele kommerziell erhältliche AR-Systeme, gerade im Bereich der HMDs, sind nicht als MRT-kompatibel ausgewiesen. Um dies zu umgehen kann eine Darstellung der Visualisierung etwa über Spiegelsysteme [49] oder MRT-kompatible Displays [129] ermöglicht werden. Neben der Kompatibilität ist auch die Verfügbarkeit zu beachten. Während handheld Displays günstig und weit verbreitet sind [165], sind viele HMDs und Projektor-Kamera-Systeme teuer und müssen teils aufwendig kalibriert werden [19].

Bei HMDS wirkt sich eine schlechte Ergonomie von ungleichmäßig austarieren und schweren Konstruktionen insbesondere bei langer Tragedauer negativ aus [37, S. 75]. Eine hohe Beanspruchung der Augen bedingt durch die unnatürliche Fokusebene [166] und eine Einschränkung des Blickfeldes erschweren die Wahrnehmung der Visualisierung [164]. Darüber hinaus wird meist die peripheren Sicht eingeschränkt, was zu einem Tunneleffekt führen kann [37, S. 75]. Bei handheld VST-AR-Displays ist in der Regel eine Hand zum Arbeiten blockiert [165], wogegen stationäre Displays oft nicht richtig im Sichtfeld oder im Weg sind [9]. Die geringste Einschränkung hinsichtlich der Ergonomie haben P-AR-Anwendungen, da hier keine Platzierung eines Displays im Sichtfeld erforderlich ist [37, S. 85].

Neben der Modalität stellt sich auch die Frage einer stereoskopischen oder monoskopischen Darstellung. Stereo-Darstellungen ermöglichen eine sehr gute Tiefenwahrnehmung, die mit rein piktorialen Tiefenhinweisen nur schwer zu generieren ist [44]. Nachteilig sind erhöhte Kosten und eine geringere Verfügbarkeit. Des Weiteren wird eine 3D-Brille benötigt. Verglichen mit HMDs werden 3D-Brillen für die stereoskopische Darstellung von Visualisierungen jedoch oft als weniger einschränkend wahrgenommen, da sie deutlich leichter gebaut sind. Es besteht eine Beschränkung der Nutzerzahl, da stereoskopische Visualisierungen nur für eine begrenzte Menge an Personen generiert werden können [43]. Im Falle einer Darstellung von Inhalten unter- oder oberhalb der Projektionsfläche ergibt sich diese Beschränkung jedoch auch aus der dann erforderlichen perspektivisch korrekten Darstellung. Eine stereoskopische Anzeige ist für P-AR überflüssig, wenn nur Oberflächenparametern verändert werden [37, S. 75].

## Fazit

Bei der Verwendung von AR im medizinischen Kontext ist eine permanente gute Wahrnehmbarkeit der Realität wichtig. Bei der Nutzung von VST-AR kann diese nicht immer gewährleistet werden, etwa durch die Latenz und Auflösung der Darstellung oder wenn es zum Ausfall des Displays kommt. Bei OST-AR wirkt sich hier die Abdunklung der Umgebung negativ aus. In beiden Fällen muss ein Display zwischen der betrachtenden Person und Arbeitsbereich platziert werden, was die freie Sicht auf und unter Umständen auch den Zugang zum Patienten einschränken kann. In dieser Hinsicht ist die Verwendung von monoskopischer P-AR am Besten von den betrachteten Modalitäten geeignet, da auch die Nutzung von 3D-Brillen vermieden werden kann. P-AR eignet sich auch hinsichtlich der Kompatibilität zu verschiedenen Bildgebungsverfahren und ergonomischen Aspekten gut zum Einsatz in klinischer Umgebung. Nachteilig bei der Verwendung von P-AR ist die Einschränkung der Darstellungsmöglichkeiten. Dunkle Farben und helle Umgebungen senken die Sichtbarkeit der Projektion, dies muss bei der Konzeption der Visualisierungen berücksichtigt werden. Die Positionierung der Projektoren sollte so erfolgen, dass die Verdeckung der Visualisierung durch die Nutzenden minimiert wird.

### 3.2.2 Wahl des Nadeltrackings

Eine Verfolgung der Instrumentenposition ist zur interaktiven Nutzung der Visualisierung mit der Nadel notwendig. Zur Wahl der Einstichstelle ist eine Bestimmung der Position und Rotation der Nadelspitze mit hoher Genauigkeit erforderlich. Im Rahmen der wissenschaftlichen Vorarbeit erfolgte dies mit einem markerbasierten optischen IR-Trackingsystem. Dies hatte sich in vorangegangenen Projekten bereits als geeignet und ausreichend genau erwiesen. Während der Studie traten jedoch bei der Einstichnavigation starke Sichtbarkeits-Probleme auf. Nachfolgend soll diskutiert werden, wie dieser Problematik begegnet werden kann. Dafür werden sowohl andere Trackingsysteme betrachtet, als auch eine Optimierung des verwendeten Ansatzes. Darüber hinaus wird auch die Ergänzung des Nadeltrackings um ein Head-Tracking beachtet, dass in Abschnitt 3.2.3 weiterführend erläutert wird.

In Abschnitt 2.1.2 wurden fünf verschiedene Trackingansätze vorgestellt: Akkustisches, EM-, Inertial-, Mechanisches und Optisches Tracking. Einige dieser Methoden lassen sich durch die gegebene Situation bereits von vorneherein ausschließen. Mechanisches Tracking erfordert steife Verbindungen zwischen den einzelnen verfolgten Gelenken, die im gegebenen Kontext nicht vorhanden sind [50, S. 58]. Für ein Inertialtracking ist aufgrund von langsamen Bewegungen und teils langen Anwendungen eine hohe Ungenauigkeit durch Drift zu erwarten [52, S. 40]. Akkustisches Tracking ist wegen der Empfindlichkeit gegen Hintergrundgeräusche und möglichen Verdeckungen, die die Genauigkeit beeinflussen können, nur bedingt zum Einsatz im Interventionsraum geeignet [51, Kap. 3]. Die verbliebenen Ansätze, EM- und optisches Tracking, werden nachfolgend genauer diskutiert.

Neben optischem Tracking ist EM-Tracking die primär genutzte Methode im medizinischen Bereich [167]. Verschiedene Systeme werden im klinischen Kontext eingesetzt, wie zum Beispiel das EM-Tracking-System *Aurora* von NDI<sup>1</sup>. Sorriento et al. haben 2019 einen detaillierten Vergleich zwischen kommerziell erhältlichen Systemen vorgestellt [168]. Vorteil des EM-Trackings ist, dass eine genaue Verfolgung der Nadelspitze auch ohne Sichtbarkeit der Marker möglich ist. Die Sensoren sind sehr klein und erzeugen so eine geringe Verdeckung und Ablenkung [169]. Sie lassen sich dadurch gut auch mit kleinen Instrumenten verwenden. Der Trackingbereich wird jedoch durch verschiedene Aspekte begrenzt: Die Kabelgebundenheit kann ein Problem dabei bereiten, den Patienten von allen Seiten zu erreichen [51, Kap. 3]. Darüber hinaus wird der Arbeitsbereich durch die Form des Magnetfeldes eingeschränkt. Dies weist eine abnehmende Stärke an den Rändern auf [169] und kann durch ferromagnetische, beziehungsweise leitende Materialien gestört werden [51, Kap. 3].

Für das optische Tracking werden die Unterbereiche näher betrachtet. Merkmalsbasiertes Tracking ist aufgrund von Ungenauigkeit und Fehleranfälligkeit zur Bestimmung der Position der Nadelspitze ungeeignet [11, S 131]. Tracking im sichtbaren Bereich wird aufgrund der starken Abhängigkeit vom Umgebungslicht ausgeschlossen [50, S. 44]. In dunklen Umgebungen ist eine sichere Verfolgung des Markers nicht möglich, in hellen Umgebungen ist jedoch die P-AR-Visualisierung nur schwer sichtbar.

Im medizinischen Umfeld sind IR-Trackingsysteme für passive Marker weit verbreitet und werden zum Beispiel auch für Navigationssysteme wie das CAS-One<sup>®</sup> IR genutzt<sup>2</sup>. Es existieren verschiedene kommerzielle Angebote, wie etwa die Polaris-Reihe von NDI<sup>3</sup>. 2019 wurde von Sorriento et al. eine Übersicht an kommerziell erhältlichen Systemen vorgestellt [168]. Optisches IR-Tracking von passiven Markern wird als genauer und zuverlässiger als EM-Trackingsysteme

<sup>1</sup>Northern Digital Inc.. EM-Trakingsystem Aurora. <https://www.ndigital.com/products/aurora/>. Zugriff: 07.04.2021

<sup>2</sup>CASCINATION AG. CAS-One IR. <https://www.cascination.com/de/quality-ablation>. Zugriff: 07.04.2021

<sup>3</sup>Northern Digital Inc.. Produktübersicht, 2021. <https://www.ndigital.com/products/>. Zugriff: 07.04.2021

angesehen [170, 169] und ist bereits gut in verschiedene medizinische Arbeitsabläufe integriert. Es ist unabhängig vom Umgebungslicht und kann auch in dunklen Umgebungen, die für eine gute Sichtbarkeit der P-AR-Darstellung notwendig sind, erfolgen [50, S. 44]. Passive Marker sind günstiger als aktive Ansätze. Sie müssen nicht mit Strom versorgt werden, sind allerdings anfälliger für Interferenzprobleme [168]. Die Marker dürfen nicht verdeckt werden und müssen groß genug sein, um erkannt zu werden. Dies führt zu einer veränderten Handhabung der Werkzeuge und einer erhöhten Verdeckung des Arbeitsbereiches. Sie können nicht direkt an der Spitze der Nadel befestigt werden, weshalb zum Tracking starre Werkzeuge erforderlich sind, die zunächst kalibriert werden müssen [169]. Verformungen der Nadel führen zu Fehlern in der Positionserkennung aufgrund der getroffenen Annahmen über die Relation zwischen Nadelspitze und verfolgtem Marker. Neben Instrumenten, die bereits mit Markern ausgestattet sind, gibt es auch kommerziell erhältliche Adapter, um eine einfache Einbindung etablierter Werkzeuge zu ermöglichen<sup>4</sup>.

Bei Weiterverwendung eines optischen Trackingsystems sollten verschiedene Parameter zur Verbesserung des Trackings berücksichtigt werden. Über die Positionierung der Kamera kann das Nadel-Kamera-Verhältnis und daraus resultierend das Nadeltracking optimiert werden. Dies kann basierend auf den Herstellerangaben, sowie in einem interaktiven Prozess erfolgen. Diese Optimierung ist unter Laborbedingungen möglich, kann jedoch im Interventionsrahmen nur eingeschränkt durchgeführt werden. Über eine Berücksichtigung der Kameraposition in der Planung können kritische Einstichpositionen ausgeschlossen werden. Im Rahmen dieser Arbeit ist darüber hinaus auch eine Berücksichtigung der Problematik im Studiendesign möglich. Da der Fokus auf der Evaluierung der Visualisierungen liegt, und das Tracking an dieser Stelle in erster Linie zur Evaluierung der Fragestellung dient, ist ein entsprechendes Design der Studienaufgaben an dieser Stelle sinnvoll. Eine Optimierung des Trackings kann in einem späteren Schritt der Prototyp-Entwicklung angeschlossen werden.

Eine Alternative zu einem einzelnen Trackingsystem ist die Kombination von verschiedenen Ansätzen. Auf diese Art können zum Beispiel Sichtbarkeits-Probleme durch EM-Tracking verringert werden, wobei weiterhin der größere Arbeitsbereich des optischen Trackings genutzt werden kann. Ein Beispiel dafür wurde durch Vaccarella et al. vorgestellt, die optisches und EM-Tracking zum gegenseitigen Nachteilsausgleich gemeinsam genutzt haben [167]. Durch die Kombination von zwei optischen Trackingsystemen können durch verschiedene Blickwinkel und eine größere Bereichsabdeckung Sichtbarkeits-Probleme verringert werden. Gerade bei IR-Trackingsystemen kann es jedoch zu Interferenz-Problemen kommen, die das Tracking negativ beeinflussen (Zittern, Ungenauigkeiten oder kompletten Trackingverlust). Es existieren verschiedene Ansätze für Multi-Kamerasystemen mit verschiedenen optischen Tracking-Ansätzen [171], die jedoch im medizinischen Kontext kaum Anwendung finden. Durch die Kombination von zwei Trackingsystemen zur Verfolgung von einem Objekt stellen sich erhöhte Anforderungen an die Registrierung und die Datenverarbeitung, die in einer höheren Fehleranfälligkeit verglichen mit einem einzelnen Trackingsystem resultieren können. Hinzu kommen deutlich höhere Kosten, sodass dieser Ansatz nicht zur Verbesserung des Nadeltrackings geeignet ist. Die Kombination von zwei verschiedenen Trackingsystemen wird jedoch hinsichtlich des Head-Trackings näher betrachtet und wird dort weiter diskutiert (s. Abschnitt 3.2.3).

---

<sup>4</sup>Brainlab AG. Brainlab Produktkatalog für Neurochirurgie, 2018.  
[https://www.brainlab.com/wp-content/uploads/2018/07/NS\\_TS\\_EN\\_Product-Catalog-Neurosurgery\\_Nov17\\_Rev3.pdf](https://www.brainlab.com/wp-content/uploads/2018/07/NS_TS_EN_Product-Catalog-Neurosurgery_Nov17_Rev3.pdf). Zugriff: 16.04.2021

## Fazit

Im medizinischen Kontext sind vor allem EM-Tracking und optisches IR-Tracking verbreitet. RGB-Tracking ist aufgrund der dunklen Umgebung, die für eine optimale Darstellung der P-AR erforderlich ist, nicht geeignet. Beim EM-Tracking treten keine Sichtbarkeitsprobleme auf, jedoch ist der Arbeitsbereich durch die Größe des Magnetfeldes und die Kabelgebundenheit stark eingeschränkt. Insgesamt wird optisches IR-Tracking als genauer und robuster angesehen und daher auch im Rahmen dieser Arbeit weiter verwendet.

Zur Reduzierung der in der Vorarbeit aufgetretenen Sichtbarkeitsproblemen ist eine Optimierung der Kameraposition notwendig. Darüber hinaus ist eine sorgfältige Überprüfung der Interferenzen mit dem nachfolgend beschriebenen Head-Tracking erforderlich.

### 3.2.3 Wahl des Head-Trackings

Zur Bestimmung einer perspektivisch korrekten Visualisierung muss die Augenposition der betrachtenden Person im Raum bekannt sein. Da die Blickrichtung für die perspektivisch korrekte Darstellung nicht relevant ist, kann dies über ein Tracking der Kopfposition erfolgen, die Nutzung einer Blickerfassung ist nicht erforderlich. Nachfolgend wird daher zusammenfassend von einem *Head-Tracking* gesprochen. Mit einer Augenkalibrierung kann die statische Beziehung zwischen der verfolgten Kopfposition und der Lage der Augen bestimmt werden. Verglichen mit dem Nadeltracking ist für das Head-Tracking eine geringere Genauigkeit erforderlich und es besteht eine höhere Fehlertoleranz. Darüber hinaus ist keine Rotationsbestimmung notwendig, da ausschließlich die Position der Augen zur Bestimmung der perspektivisch korrekten Darstellung benötigt wird. Die erforderlichen Trackingvolumen beziehungsweise -bereiche unterscheiden sich voneinander, für das Head-Tracking muss ein größerer Bereich abgedeckt werden. Grundsätzlich muss zunächst eine Entscheidung erfolgen, ob zwei verschiedene Trackingsysteme oder ein gemeinsames genutzt werden sollen.

Getrennte Trackingsysteme ziehen höhere Kosten und einen erhöhten Registrierungsaufwand nach sich, dafür können die benötigten Trackingbereiche individuell angepasst und optimiert werden, ohne Kompromisse schließen zu müssen. Nicht optische Trackingsysteme sind für ein Head-Tracking überwiegend ungeeignet. Ebenso wie für das Nadeltracking, kommt Mechanisches Tracking aufgrund der fehlenden starren Verbindungen zum zu verfolgenden Objekt nicht in Frage und akustisches Tracking wird wegen der Temperatur- und Geräuschempfindlichkeit ausgeschlossen. EM-Tracking ist aufgrund der Kabelgebundenheit und des geringen Bewegungsradius nicht einsetzbar. Die Verwendung von Inertialtracking wäre prinzipiell möglich, wird jedoch aufgrund des zu erwartenden Drifts bei den sich über einen längeren Zeitraum hinweg stark akkumulierenden Messfehlern bei den Kopfbewegungen ausgeschlossen. Für ein optisches Trackingsystem besteht die Möglichkeit einen günstigeren Ansatz mit geringerer Genauigkeit zu verwenden. In anderen Projekten hat sich die Nutzung des Trackings der HTC VIVE VR-Anwendungen in Hinblick auf Performance und Genauigkeit als geeignet erwiesen [44]. Bei der Nutzung eines IR-Nadeltrackings ist hier jedoch eine Evaluierung der möglichen Interferenzen notwendig, da das VIVE-Tracking ebenfalls im IR-Bereich arbeitet. Wechselwirkungen können gegebenenfalls durch eine gute Platzierung der verwendeten IR-Emitter minimiert werden.

Für ein geteiltes Trackingsystem stellt sich die größte Herausforderung in der Abdeckung des Einstichbereichs und des Kopf-Bewegungsradius mit dem Trackingvolumen. Dafür sind keine Interferenzprobleme zu erwarten und weder Kosten- noch Registrierungsaufwand erhöhen sich. Da weniger Systeme verwendet werden, besteht ein geringeres Fehlerpotenzial.

## Fazit

Aus Kosten- und Performance-Gründen, sowie zur Minimierung von Interferenzen ist ein gemeinsames Trackingsystem sowohl für die Verfolgung der Nadel- als auch der Kopfposition am besten geeignet. Problematisch ist hier jedoch, den Trackingbereich ausreichend groß zu gestalten, sodass für beide Komponenten eine zuverlässige Nachverfolgung ermöglicht werden kann. Im Zuge der Implementierung der Anwendung wurde zunächst ein gemeinsames Trackingsystem umgesetzt. Dabei wurden verschiedene Kamerapositionen evaluiert. Während ein zuverlässiges Nadeltracking in der Regel gewährleistet werden konnte, ergab sich für das Headtracking nur noch ein sehr kleiner Bewegungsraum. Darüber hinaus war keine sichere Verfolgung der Kopfposition für große Menschen möglich. Aus diesem Grund wurde das Head-Tracking anschließend mit einem VIVE-Trackingsystem umgesetzt. Dabei konnte durch eine passende Platzierung der Kamera fürs Nadeltracking und die Verwendung von kompatiblen Basisstationen, eine Vermeidung von Interferenzen sichergestellt werden. Dies ist in Abschnitt 4.1.3 näher beschrieben.

## 3.3 Konzeption der automatisierten Pfadplanung

Nachfolgend wird die Konzeption der automatisierten Pfadplanung, die als Basis für die Visualisierungen dient, vorgestellt. Im Rahmen der wissenschaftlichen Vorarbeit wurden je zwei harte und weiche Bedingungen umgesetzt (s. Abschnitt 2.4). Nachfolgend soll die Eignung der bestehenden Anforderungen evaluiert, sowie mögliche Erweiterungen diskutiert werden. Dafür werden Aspekte betrachtet, die bereits im Grundlagenteil vorgestellt wurden: Die Anforderungen an Pfadentscheidungen im medizinischen Rahmen (s. Abschnitt 2.2.2), sowie die Bedingungen von anderen Ansätzen für automatisierte Pfadplanung (s. Abschnitt 2.3.1).

### 3.3.1 Evaluierung bestehender Bedingungen

Im Rahmen der Vorarbeit wurden als harte Bedingungen die Vermeidung von Risikostrukturen und die Begrenzung der Pfadlänge umgesetzt. Pfade auszuschließen, die Risikostrukturen verletzen würden, ist die Hauptbedingung der medizinischen Einstichpunktwahl und wird in allen betrachteten Ansätzen der bedingungsbasierten automatisierten Pfadplanung umgesetzt (s. Tabelle 2.1). Die Bedingung kommt unabhängig von der Intervention zum Einsatz, wobei die betrachteten Risikostrukturen individuell unterschiedlich sein können. Aufgrund der Relevanz und Verbreitung dieser Bedingung ist eine Beibehaltung sinnvoll. Eine unterschiedlich starke Gewichtung basierend auf dem Risiko einer Verletzung könnte eine sinnvolle Erweiterung sein, um eine bessere Anpassung an die individuellen Interventionen zu ermöglichen. Dies erfordert jedoch zunächst eine Evaluierung mit Ärzten und Ärztinnen und würde über den Rahmen der Arbeit hinausgehen. Die maximale Pfadlänge ist ebenfalls eine unabdingbare und interventionsunabhängige Bedingung, da ein Einstich nicht tiefer als die Länge der Nadel erfolgen kann. Dieser Aspekt wird, nach der Vermeidung von Risikostrukturen, am zweithäufigsten im Rahmen einer bedingungsbasierten Pfadplanung betrachtet und sollte ebenfalls beibehalten werden.

Als weiche Bedingungen wurden im Rahmen der Vorarbeit die Maximierung des Abstandes zu Risikostrukturen sowie die Minimierung der Pfadlänge umgesetzt. Ersteres ist die häufigste weiche Bedingung in anderen bedingungsbasierten Planungsansätzen (s. Tabelle 2.2). Für die manuelle Pfadplanung wird eher zu einer Vermeidung von Risikostrukturen, statt zum Maximieren des Abstandes geraten, wobei hier allgemein Pfade mit geringen Risiken bevorzugt werden sollen [95, S. 565]. Eine Beibehaltung dieser Bedingung ist daher sinnvoll. Die Minimierung der

Pfadlänge ist auch in verwandten Arbeiten oft als Bedingung implementiert und wird auch in der manuellen Pfadplanung erwähnt. Navkar et al. gaben jedoch zu bedenken, dass der kürzeste Pfad nicht auch der beste sein muss [123]. Im Rahmen dieser Anwendung kann es eine Redundanz mit der Zielvisualisierung ergeben, die auch ein Abschätzen der Pfadlänge ermöglicht. Zunächst erscheint es jedoch, auch aufgrund der Häufigkeit der Bedingung, sinnvoll diese beizubehalten.

### 3.3.2 Ergänzung weiterer Bedingungen

Weitere, nicht interventionsspezifische Bedingungen, die in verwandten Arbeiten betrachtet wurden, berücksichtigen die Beschränkung des Arbeitsbereiches durch verschiedene Aspekte. Eine Berücksichtigung von Aufbauten im Interventionsraum ermöglicht einen Ausschluss von Einstichstellen, die nicht erreichbar sind. Im Rahmen der manuellen Planung wird dies nicht explizit als Entscheidungsfaktor erwähnt und auch eine Berücksichtigung in der automatisierten Pfadplanung erfolgt nur selten (s. Tabelle 2.1). Die Bedingung betrachtet einen Aspekt, der durch die Ermöglichung einer Pfadwahl im Interventionsraum abgedeckt werden soll. Mit dieser kann eine individuelle Einschätzung von zugänglichen und nicht erreichbaren Pfaden getroffen werden. Eine Umsetzung dieses Pfadplanungsaspektes wäre somit nicht sinnvoll und wird auch im Rahmen der nachfolgend diskutierten weichen Bedingungen nicht weiter evaluiert.

Sowohl im Rahmen von manueller als auch automatisierter Planung betrachtet, wird das Ausschließen von Einstichbereichen aus ästhetischen Gründen oder aufgrund der Patientenlagerung. Während allgemein bei automatisierter Pfadplanung oft Einstichbereiche vorgegeben werden (s. Abschnitt 2.2.3), kommt dieser Aspekt in der bedingungs-basierten Pfadplanung selten zur Anwendung (s. Tabelle 2.1). Im Rahmen der Vorarbeit wurde diese Bedingung implizit umgesetzt, da ein Einstich nicht in allen Bereichen des verwendeten Phantoms möglich war. Dies erfolgte jedoch nicht als Aspekt der Pfadplanung selbst, sondern im Rahmen der Studiendurchführung. Dabei ergab sich eine hohe Redundanz mit den Bereichen, die durch die Vermeidung von Risikostrukturen sowie die maximale Pfadlänge ausgeschlossen wurden. Eine Berücksichtigung der Patientenlagerung bei der Pfadberechnung ist eine sinnvolle Einschränkung der möglichen Einstichbereich, die auch in einer Verringerung des Rechenaufwandes resultiert. Diese ist jedoch auch interventionsspezifisch und wird daher nicht im Rahmen dieser Arbeit integriert.

Weitere bereits betrachtete Bedingungen, wie die Beschränkung des Winkel zwischen Nadel und Organoberfläche, einer Mindestlänge des Pfades im Organ oder eine Beachtung von Formveränderungen der Interventionswerkzeuge werden ausgeschlossen, da sie interventionsspezifisch sind und somit Anforderung NF 4.1 verletzen.

Neben den Bedingungen, die auch im Rahmen von verwandten Arbeiten oder der manuellen Pfadplanung Anwendung finden, ist auch eine Berücksichtigung von Trackingbereichen sinnvoll. Durch einen Ausschluss von Nadelneigungen, die Sichtbarkeits-Probleme verursachen können, kann auch im Anschluss an die Pfadfindung eine sichere Navigation gewährleistet werden. Dafür muss die Position der Kamera relativ zum Patienten, sowie deren Trackingvolumen bekannt sein. In einem veränderlichen Aufbau kann die Bedingung erst nach der Kameraregistrierung berechnet werden. Dies erfordert entweder eine ausreichend schnelle Berechnung, oder eine nachträgliche Modifikation der Güteparameter. Im Rahmen dieser Arbeit ist eine Umsetzung dieser Bedingung sinnvoll, um eine ungestörte Evaluierung der Visualisierungen zu ermöglichen.

Eine sowohl in der automatisierten als auch der manuellen Pfadplanung oft erwähnte Bedingung betrachtet Optimierungen beim Einstichwinkel. Eine Minimierung des Winkels zwischen Pfad und Bildgebungsebene vereinfacht die Bildgebungskontrolle beim Einstich. Dies hat eine geringere Relevanz, wenn die Orientierung der Bildgebungsebene zur Navigation irrelevant ist, etwa wenn Multiplanare Reformation (MPR) zum Einsatz kommt. Senkrechte oder horizontale Pfade sind beim Einstich leichter einzuhalten und deswegen zu bevorzugen [69]. Fraglich ist, ob entsprechende Pfade intuitiv bevorzugt werden, oder ob eine Unterstützung in der Planung sinnvoll ist. Darüber hinaus gewährleistet eine Bevorzugung von Pfaden in der Bildgebungsebene auch ein besseres Tracking. In dem Kontext ist eine Umsetzung im Rahmen dieser Arbeit eine sinnvolle Ergänzung.

Eine Optimierung der Nadelposition in der Zielstruktur kommt oft bei Ablationen, aber auch bei Biopsien zum Einsatz. Diese Bedingung ist stark von der individuellen Intervention abhängig und wird daher, trotz der Häufigkeit in den verwandten Arbeiten und der manuellen Planung, nicht weiter betrachtet.

Im Rahmen der Vorarbeit erfolgte eine Verrechnung aller betrachteten Bedingungsgütwerte zu einem Pfadgütwert indem jeweils der kleinste Wert für jeden Einstichpunkt bestimmt wurde. Ebenfalls betrachtet wurde eine Multiplikation als Zusammenfassung. Da alle Bedingungswerte jedoch zwischen 0 und 1 liegen, führte dies zu einer zu starken Bestrafung vor allem auch von guten Pfaden. Über eine gewichtete Berechnung wäre es möglich einzelne Parameter verstärkt zu betrachten. Hier ist jedoch ebenfalls eine Verschiebung der Werte zu berücksichtigen, die zum Beispiel dazu führen kann, dass eigentlich unsichere Einstichstellen besser bewertet werden [105]. Durch die Nutzung des jeweils kleinsten Bedingungsgütwertes wird sichergestellt, dass unsichere Einstichstellen unverfälscht dargestellt werden können.

#### 3.3.3 Fazit

Die in der wissenschaftlichen Vorarbeit umgesetzten harten und weichen Bedingungen hinsichtlich des Abstandes zu Risikostrukturen und der Pfadlänge, erfüllen alle definierten Anforderungen. Sie sind am häufigsten in verwandten Arbeiten umgesetzt und werden auch weiterhin beibehalten. Interventionsspezifische Bedingungen werden gemäß der Anforderung NF 4.1 ausgeschlossen. Im gegebenen Kontext ist eine Beschränkung des Einstichbereiches zur Minimierung von Sichtbarkeitsproblemen sinnvoll. Dies kann gut mit einer Berücksichtigung der Bildgebungsebenen als weicher Bedingung kombiniert werden.

### 3.4 Konzeption der Einstichpunktvisualisierung

Die Darstellung der Einstichpunkte direkt auf der Haut soll den Nutzenden ermöglichen, bei der Pfadwahl auch die Durchführbarkeit des Einstichs hinsichtlich der Ergonomie und Erreichbarkeit evaluieren zu können. Dafür wird nachfolgend ein Konzept für eine Visualisierung erarbeitet, die für jeden Punkt auf der Haut das Ergebnis der Pfadplanung darstellt. Dabei sind zwei verschiedene Informationstypen zugleich zu kodieren: Ob ein Einstich überhaupt möglich ist, und wie gut, beziehungsweise sicher ein möglicher Einstichpunkt ist. Dies soll unter Berücksichtigung der spezifischen Eigenheiten von P-AR erfolgen und eine gute Erkennbarkeit der Visualisierung auf der Haut gewährleisten. Nachfolgend werden verschiedene Konzepte zur Darstellung der Einstichpunkte diskutiert.

### 3.4.1 Visualisierungsansätze

Grundsätzlich ist sowohl eine univariate als auch multivariate Punktdarstellung möglich. Im Rahmen der Vorarbeit wurde eine univariate Darstellung umgesetzt, die auf der Visualisierung des Pfadgütewertes für jeden Einstichpunkt basierte. Eine multivariate Darstellung der einzelnen Bedingungs-gütewerte erlaubt eine differenziertere Betrachtung der einzelnen Parameter. Dadurch wird ein tieferes Verständnis der zugrundeliegenden Pfadplanung erlaubt und die Gewichtung der verschiedenen Bedingungen gemäß eigener Präferenzen und Erfahrung ermöglicht.

Ein verbreiteter Ansatz für multivariate Darstellungen sind Glyphen. Glyphen sind kleine Visualisierungen, die ein oder mehrere Attribute darstellen. Dabei können sowohl einzelne Zeichen, als auch mehrere zusammengehörige Objekte verwendet werden [172]. Nachteilig bei Glyphen ist die Beschränkung der Anzahl an Parametern die dargestellt werden kann. Mit steigender Anzahl an kodierten Aspekten steigt auch die Komplexität des Glyphs, wodurch das intuitive Verständnis und die Sichtbarkeit der Informationen sinkt. Da eine Mindestgröße des Glyphen zur Erkennbarkeit erforderlich ist, würde im gegebenen Kontext die Auflösung der Pfadvisualisierung stark eingeschränkt werden. Im Rahmen dieser Arbeit wird ein Glyphen-Konzept für die Einstichstellenvisualisierung daher nicht weiter betrachtet.

Eine weitere Möglichkeit für eine multivariate Visualisierung wäre, die Gütewerte der einzelnen Bedingungen mit jeweils einem Farbkanal des verwendeten Farbraums darzustellen. Im RGB-Farbmodell wäre beispielsweise die Verwendung von Rot für den Abstand zu Risikostrukturen und Blau für die Pfadlänge möglich. In dem so erzeugten "false color"-Bild sind herausstechende Werte gut unterscheidbar, während stark zusammenhängende Werte ein Grau erzeugen [173]. Nachteilig ist die Beschränkung der Anzahl an Parametern die dargestellt werden können. Während bei der derzeit gegebenen Anzahl an Bedingungen der Pfadplanung eine Nutzung möglich ist, kann eine Erweiterung mit dieser Visualisierung nicht umgesetzt werden. Problematisch ist auch die separate Betrachtung der einzelnen Parameter [174]. Da durch die "false color"-Bilder oft eine uneindeutige und nicht rasch interpretierbare Visualisierung erzeugt wird, wird eine Verwendung im Kontext dieser Arbeit ausgeschlossen.

Viele andere Formen der multivariaten Datenvisualisierung eignen sich nicht für eine Darstellung auf der Haut, wie etwa die von Schumann et al. verwendeten Parallelen Koordinaten [124]. Mit diesen werden die Parameter mit Hilfe mehrerer senkrechter Achsen dargestellt, die keine direkte Übertragung der Einstichposition ermöglichen. Nachfolgend wird daher der Fokus auf univariate Darstellungsformen gelegt. Dabei erfolgt eine Visualisierung des Pfadgütewertes nach der Verrechnung der einzelnen Bedingungs-gütewerte. Verglichen mit multivariaten Darstellung ist die Bestimmung von besonders guten Punkten weniger komplex, dies geht jedoch auf Kosten der detaillierten Aufschlüsselung der Parameter.

Eine Möglichkeit zur univariaten Darstellung ist die Verwendung von Mustern. Van Wijk haben die Nutzung von verschiedenen Texturen in Kombination mit Farbe zur Darstellung von Skalar- und Vektorfeldern vorgestellt [175]. Diese finden viel Anwendung im Bereich der Strömungsvisualisierung, da sie sich insbesondere auch zur Darstellung von Vektorfeldern eignen [176]. Sie können eine gute Unterscheidbarkeit von sicheren und unsicheren Einstichbereichen ermöglichen, wobei dies stark von der gewählten Textur abhängig ist [177, Kap. 6]. Sequentielle Informationen können über die Variation der Dichte oder Größe des Musters dargestellt werden. Alternativ ist eine Einteilung in Kategorien mit Verwendung von jeweils verschiedenen Texturen möglich. Nachteilig ist eine mögliche Verfälschung der Oberflächenstruktur. Darüber hinaus sind kleine Lücken in der Visualisierung, je nach verwendetem Muster, schwierig zu erkennen und könnten als Teil der Textur angesehen werden, sodass es zu Einstichen in nicht sicheren Bereichen kommen kann. Dies könnte über eine Umrandung von Einstichbereichen vermieden werden [177, Kap. 6].

Die Nutzung von eingekreisten Bereichen ohne zusätzliche Darstellung von Farben oder Texturen ist aufgrund der vielen überlappenden und ineinander liegenden Bereiche als alleinige Visualisierung ungeeignet. Die Verwendung von Mustern als Gütekriterium alleine ist weniger intuitiv, dies kann jedoch durch eine Kombination mit einer Farbnutzung verbessert werden. Problematisch ist im gegebenen Kontext vor allem die Sichtbarkeit der Textur im Rahmen der AR-Visualisierung, für die eine ausreichend hohe Auflösung gewährleistet werden muss. Daneben kann es besonders durch unruhige Muster auch schnell zu Visual Cluttering kommen. Im Rahmen dieser Arbeit wird daher eine gleichmäßigere Visualisierung bevorzugt.

Am Verbreitetsten und Intuitivsten ist eine farbkodierte Repräsentation der Güte. Auch im Rahmen der wissenschaftlichen Vorarbeit wurde dieser Visualisierungstyp umgesetzt. Die Interpretation von Farben, um festzustellen ob etwas gut oder schlecht ist, ist eine alltägliche Aufgabe, etwa bei Ampeln [178]. Sie erfolgt basierend auf einem intuitiven Verständnis und erlernten (ggf. kulturell unterschiedlichen) Aspekten. Als deckende Fläche ist die Anfälligkeit für eine Missinterpretation von kleinen Ausschnitten geringer, als bei Verwendung einer Textur. Die Güte der Farbkodierung steht und fällt jedoch mit der verwendeten Farbskala, verschiedene Optionen dafür werden im Anschluss näher diskutiert.

### 3.4.2 Design der Farbskalen

Nachfolgend wird zwischen drei verschiedenen Farbskalengruppen unterschieden. Bei *Einkomponentenskalen* erfolgt die Kodierung durch die Veränderung eines einzelnen Darstellungsparameters des Farbmodells [179]. Das kann beispielsweise der Farbwert oder die Helligkeit sein. Ein Beispiel dafür ist in Abbildung 3.1 a) dargestellt. Nachfolgend werden spezifisch vor allem sequentielle Skalen betrachtet, bei denen der Helligkeitswert verändert wird. *Divergente Farbskalen* sind auch als "doppelendige" Skalen bekannt. Sie bezeichnen eine Farbpalette, die aus zwei sequentiellen Farbskalen besteht, die über einen gemeinsamen Mittelpunktfarbwert verbunden werden [180]. Ein Beispiel dafür ist in Abbildung 3.1 b) dargestellt. *Redundante Farbskalen* nutzen mehr als einen Darstellungsparameter des Farbmodells zur Visualisierung eines Wertes, zum Beispiel eine Kombination aus Helligkeit und Farbwert [174]. Ein Beispiel dafür ist in Abbildung 3.1 c) zu sehen.



**Abbildung 3.1:** Beispiele für die verschiedenen betrachteten Farbskalenvarianten: Einkomponentenskala (links), divergente Skala (Mitte) und redundante Skala (rechts).

#### Eingrenzung der betrachteten Farbskalen

Bei dem Design von Farbskalen sind, neben der Ästhetik, verschiedene Aspekte zu betrachten. Die Skala muss die Daten korrekt repräsentieren. Der wahrgenommene Abstand muss dem tatsächlichen Abstand in den Daten entsprechen [179]. Im Kontext dieser Arbeit besteht die Sondersituation, dass zwei verschiedene Datentypen gegeben sind: einmal die nominale Information, ob ein Einstich möglich ist oder nicht, und einmal die quantitative Einstufung der Pfadgüte. Die Darstellung von nominalen Daten sollte mit einer kategorischen Farbskala erfolgen (verschiedene Farbwerte bei gleicher Sättigung und Helligkeit), wogegen für quantitative Daten eher sequentielle Skalen geeignet sind [181, Kap. 10]. Fraglich ist an dieser Stelle, ob eine gemeinsame Darstellung beider Informationen in einer Farbskala möglich ist. Eine Aufteilung in zwei Farbskalen wird dadurch erschwert, dass es verschiedene Abstufungen der einen nominalen Information

gibt, aber nicht der anderen. Grundsätzlich ließe sich eine derartige Skala als eine Variante einer divergenten Farbskala betrachten, bei der der Farbmittelpunkt die Einteilung in nominale Informationen darstellte (Einstich möglich oder nicht). Die möglichen Einstichbereiche könnten dann über die verschiedenen Abstufungen die Pfadgüte kodiert werden. Eine Alternative wäre, nur die möglichen Einstichbereiche zu kodieren. Dies würde in einer einzelnen Skala zur Darstellung der Pfadgüte resultieren, während nicht valide Einstichbereiche nicht separat dargestellt werden. Das Nichtvorhandensein einer Visualisierung kennzeichnet dann nicht mögliche Einstichstellen. Beide Varianten eignen sich theoretisch zur Darstellung der Einstichpunkte. Im Rahmen dieser Arbeit ist deshalb eine Evaluierung beider Aspekte sinnvoll.

Für die Wahl der Farbskala ist eine Betrachtung der zu bewältigenden Aufgaben wichtig. Tominski et al. haben in ihrem aufgabenbasierten Ansatz zur Farbskalenwahl drei Hauptidentifikatoren zur Klassifizierung der Aufgaben betrachtet [182]:

- Betrachtung von einzelnen Werten vs. Betrachtung von Sets (kontinuierliche vs. diskrete Farbskala)
- Finden von Datencharakteristiken vs. Vergleich von Daten (mehrere unabhängige Farbskalen mit spezifischen Akzentuierungen vs. eine globale Farbpalette)
- Ein unbekanntes Muster in den Daten entdecken vs. Eine bekannte Struktur finden (Farbskala die alle Datencharakteristiken darstellt vs. eine, die nur die relevanten Bereiche darstellt)

Übertragen auf den Kontext der Anwendung ergeben sich folgende Schlüsse: Der erste Punkt nach Tominski et al. ist nicht eindeutig beschreibbar und eine Umsetzung in beiden Kategorien ist möglich. Eine kontinuierliche Farbskala hat den Vorteil, dass der beste Punkt bestimmt werden kann und ein detaillierter Vergleich zwischen zwei Punkten ermöglicht wird. Eine diskrete Darstellung dagegen ermöglicht einen schnelleren Vergleich gerade von weiter auseinander liegenden Punkten und eine deutliche Abgrenzung von eher unsicheren und eher sicheren Bereichen. Im Rahmen dieser Anwendung ist somit ein Vergleich von kontinuierlichen und diskreten Farbskalen sinnvoll. Für den zweiten Punkt wird ein Vergleich von Daten betrachtet, woraus sich die Notwendigkeit einer globalen Farbskala ergibt. Dies wurde auch bereits im vorangehenden Absatz diskutiert. Beim dritten Aspekt handelt es sich um eine Kombination aus beiden Aspekten. Während vor allem eine Evaluierung aller Punkte ermöglicht werden soll, soll auch der beste Bereich spezifisch gut erkennbar sein. Es ist folglich eine Farbskala erforderlich, die alle Datencharakteristiken darstellt, wobei ein guter Bereich klar bestimmbar sein soll.

Wichtig für das Design der Farbskala ist auch eine Berücksichtigung des Visualisierungskontextes. Eine Verwendung von Helligkeitsabstufungen eignet sich nicht, wenn beleuchtete Objekte dargestellt werden, da es zu einer gegenseitigen Beeinflussung mit resultierender möglicher Fehlinterpretation kommen kann [180]. Dadurch dass die Einstichstellenvisualisierung mit P-AR direkt auf der Hautoberfläche dargestellt wird und somit eine reale Beleuchtung des Körpers erfolgt, ist keine Schattierung notwendig, um eine realistische Wahrnehmung des Körpers zu ermöglichen. Jedoch kann es bei Verwendung einer kontinuierlichen Skala mit verschiedenen Helligkeitsabstufungen auch zu einem Pseudo-3D-Effekt kommen, der zu einem verfälschten Oberflächeneindruck führt. Dies kann auch durch die verwendeten Farben verstärkt werden, da etwa Rot als näher wahrgenommen wird, als Blau [174]. Auch die wahrgenommene Größe ist abhängig von der Farbe. Abhängig vom kulturellen und fachlichen Kontext können bestehende Assoziation sowohl zu einer Unterstützung der Wahrnehmbarkeit einer Skala führen, als auch sich negativ auf diese auswirken [174]. Beispielsweise ist im Rahmen dieser Arbeit eine Verwendung von einer Skala, bei der Grün für schlecht und Rot für gut steht, ungeeignet. Auch zu

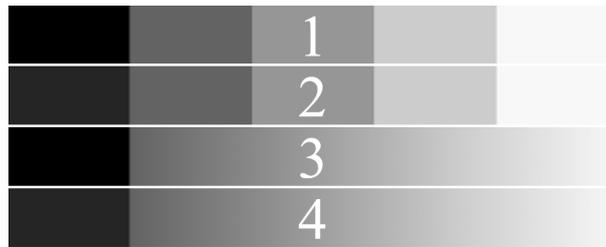
beachten ist, ob einige Farben bereits einer anderen Nutzung zugeordnet wurden. Da die Einstichstellenvisualisierung der Startpunkt des Visualisierungsdesigns im Rahmen des Prototyps ist, ist dies nicht gegeben.

Für eine gute Wahrnehmbarkeit der Skala sind verschiedene Aspekte zu beachten. Im Kontext von P-AR sind dunkle Farben in der Projektion schlechter sichtbar als helle (s. Abschnitt 2.1.1). Durch die Projektion auf Haut ist es möglich, dass Farben sehr ähnlich zum Hautton schlechter differenzierbar sind. Di Donato et al. haben eine Evaluierung der Textlesbarkeit von verschiedenen Schriftfarben bei Projektion auf verschiedenen Untergründen durchgeführt [165]. Der farblich ähnlichste Untergrund zu Haut war Holz, die dabei ermittelten Ergebnisse werden bei der näheren Betrachtung der einzelnen Farben aufgeführt. Neben der Sichtbarkeit von einzelnen Farbwerten ist auch die Wahrnehmbarkeit der projizierten Farben spezifisch zu überprüfen, da diese sich von Displaydarstellungen unterscheiden kann [174]. Helligkeits- und Sättigungsabstufungen eignen sich besser für die Wahrnehmung einer Ordnung, wobei dunklere Farben als Repräsentation für höhere Werte wahrgenommen werden [183]. Anders als bei Farbwertänderungen, die gegenüber anderen Personen verzerrt gesehen werden, ist auch bei Vorhandensein einer Farbschwäche eine gute Wahrnehmbarkeit gewährleistet [184]. Diese kommen bei etwa 4% der Bevölkerung vor, wobei oft eine Rot-Grün-Schwäche vorliegt [183].

Bei den in Abschnitt 2.3.2 vorgestellten verwandten Arbeiten wurden divergente, sequentielle und redundante Farbskalen verwendet. Als Farben wurde dabei überwiegend Grün, Rot und Blau genutzt, die auch nachfolgend betrachtet werden. Diese Begrenzung erfolgt, da die in den verwandten Arbeiten genutzten Farben bereits im gegebenen Kontext verwendet und im Rahmen der Ausarbeitungen nicht kritisiert wurden. Gelb, beziehungsweise ein Gelb-Orange, diente in einigen Fällen als Zwischenschritt zur Repräsentation von Mittelwerten. Eine rein gelbe Skala wird jedoch aufgrund von zu wenig differenzierbaren Abstufungen nicht untersucht. Für alle anschließend näher betrachteten Farbskalen wurde sowohl eine Variante mit einem Grauwert, als auch einem Gelbton als hellstem Punkt betrachtet. Beides fand auch in den verwandten Arbeiten Anwendung.

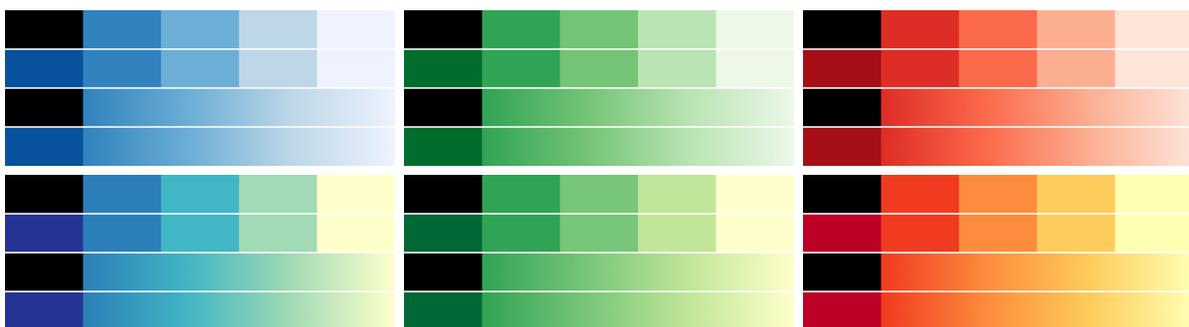
#### **Diskussion der Vorauswahl**

Zur Erstellung der nachfolgend betrachteten Skalen wurde ColorBrewer genutzt [185]. Dabei wird jeweils eine diskrete und eine kontinuierliche Version der Skala vorgestellt, sowie jeweils eine Variante mit und ohne farbigem Gegenpol. Für jede betrachtete Farbskala ergeben sich damit vier Ausprägungen: Diskret mit und ohne farbigem Gegenpol, sowie kontinuierlich mit und ohne farbigem Gegenpol. In Abbildung 3.2 ist eine Erläuterung der nachfolgend verwendeten Darstellung am Beispiel eines Graustufenbildes zu sehen. Für die diskreten Skalen wurden jeweils eine Abstufung für nicht mögliche Einstichstellen und vier für valide Punkte betrachtet. Diese Anzahl hat sich als Kompromiss zwischen einer zu feinen Auflösung der Farbstufen, unter der die Differenzierbarkeit leiden würde, und einer zu groben Aufteilung, die einen negativen Einfluss auf die Genauigkeit hätte, ergeben. Darüber hinaus erfolgte für alle Farbskalen eine Evaluierung der Eignung für Farbschwächen. Dabei kam eine Simulation für drei verschiedene Ausprägungen zum Einsatz: Protanopia (Rot), Deutanopia (Grün), Tritanopia (Blau). Es ist jedoch zu beachten, dass diese auf generischen Modellen beruht, Farbschwächen aber für die Betroffenen sehr individuell verschieden sind [184]. Die Simulationen wurden daher nur als Annäherung an die tatsächliche Wahrnehmung verwendet, um die grundlegende Eignung der Skalen zu überprüfen.



**Abbildung 3.2:** Übersicht über die Darstellung der Farbskalen. In den oberen zwei Reihen werden jeweils die diskreten Ausprägungen der Farbskala dargestellt (1 und 2), in den unteren beiden Reihen die kontinuierlichen (3 und 4). Innerhalb dieser Abstufungen ist die erste Skala jeweils ohne farbigen Gegenpol (1 und 3) und die zweite mit (2 und 4).

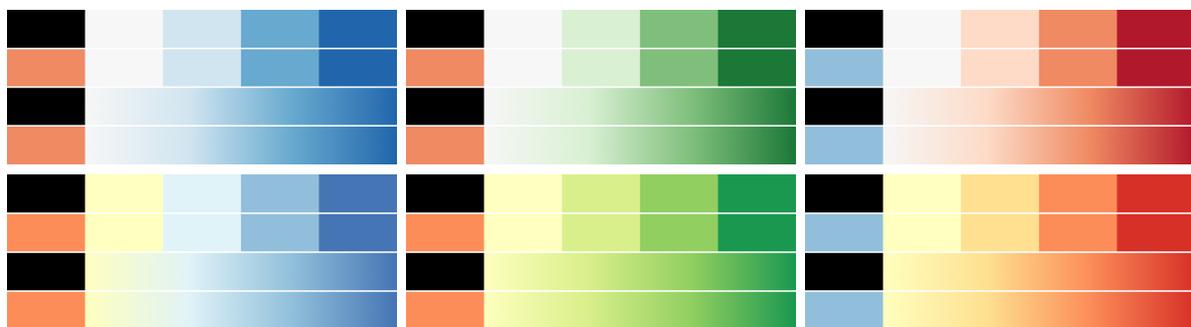
Die betrachteten sequentiellen Skalen sind in Abbildung 3.3 dargestellt. Hierbei werden Farbpaletten betrachtet, die keine verschiedenen Farbwerte beinhalten. Für die Visualisierung von nicht möglichen Einstichstellen werden diese daher als eine Ausprägung der möglichen Einstichstellen betrachtet. Dadurch sind diese Bereiche schlechter von den validen Einstichoptionen unterscheidbar, die Kategorisierung der Daten wird nicht repräsentiert. Es kann jedoch auch sein, dass mögliche aber unsichere Einstichstellen vermehrt vermieden werden, da sie visuell näher an den gefährlichen Bereichen sind. In den verwandten Arbeiten wurde eine sequentielle blaue Skala von Vaillant et al. verwendet [109]. Di Donato et al. zeigten, dass blaue Schrift auf einem holzfarbenen Untergrund nur schwer lesbar ist [165]. Blau ist als Komplementärfarbe zur Haut dahingehend allerdings gut abzugrenzen. Rot wird als Warnfarbe assoziiert. Dies kann sich sowohl als hilfreich, durch eine schnellere Beachtung der Visualisierung, als auch als störend, da hier nicht nur schlechte Werte kodiert werden, erweisen. Nach der Evaluierung zur Lesbarkeit auf Holz von Di Donato et al. ist roter Text mittelgut erkennbar [165]. Vor allem die verschiedenen Helligkeitsstufen können jedoch sehr ähnlich zur Hautfarbe sein. Im Gegensatz zu Rot ist Grün positiv konnotiert und nach der Evaluierung von Di Donato et al. bei Projektion auf Holz sehr gut lesbar [165]. Allgemein werden die sequentiellen Skalen hier mit dem hellen Wert als bestem Punkt dargestellt, da dies eine gute Wahrnehmung in der Projektion unterstützt [11, S. 323]. Allgemein werden jedoch eher dunklere Töne mit höheren (besseren) Werten assoziiert [183]. Anschließend erfolgt die Betrachtung von verschiedenen divergenten Farbskalen, bei denen dunkle Werte bessere Einstichstellen kodieren.



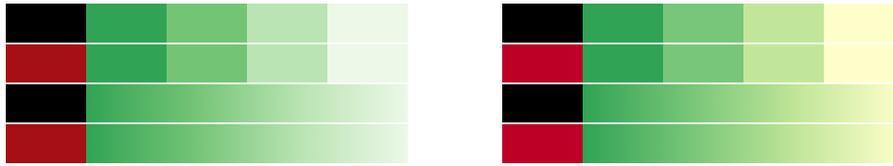
**Abbildung 3.3:** Übersicht über die näher betrachteten sequentiellen Farbskalen. In der ersten Zeile ist jeweils die Version mit Grau als hellstem Wert dargestellt, in der zweiten mit Gelb.

Für die divergenten Skalen werden die nicht möglichen Einstichstellen als eine Ausprägung der Skala ohne Abstufungen betrachtet, und die validen Einstichpunkte als sequentielle Skala bis zum konträren Extrempunkt. Da vorangehend bereits die verschiedenen möglichen sequentiellen Skalen diskutiert wurden, wird nachfolgend der Fokus auf die Gegenüberstellung der Farben gelegt. Die betrachteten Farbskalen sind in Abbildung 3.4 dargestellt. Blau-rote Farbpaletten haben zwei widersprüchliche Zuordnungen. Als Temperaturanalogie besteht mit Rot für warm und Blau für kalt eine positive Assoziation für Rot. Diese Ausprägung wurde im Rahmen der Vorarbeit genutzt und hat sich dort als praktikabel erwiesen. Auch im Rahmen von anderen Visualisierungen, etwa auf Karten, kommt die Skala zum Einsatz und wird auch aufgrund der geringen Anfälligkeit für Farbsehschwächen zur Nutzung empfohlen [180]. Dadurch dass keine Abstufungen von Blau betrachtet werden, können in der Projektion schlecht sichtbare dunkle Farbtöne vermieden werden. Das Gegenteil dieser Skala nutzt die negative Konnotation von Rot, um die nicht möglichen Einstichbereiche kenntlich zu machen. Blau ist jedoch weniger stark mit gut assoziiert, als beispielsweise Grün. Dennoch findet diese Skala Anwendung in mehreren verwandten Arbeiten [121, 120]. Rot-grüne Skalen gehören zu den häufigsten und intuitivsten Farbskalen, wenn Rot für schlecht und Grün für gut steht. Problematisch ist hier jedoch eine schlechte Wahrnehmbarkeit der Farbunterschiede bei einer Rot-Grün-Schwäche, weshalb allgemein von einer Nutzung abgeraten wird [183]. Dennoch finden sich viele verschiedenen Variationen in den verwandten Arbeiten [108, 125, 104, 106]. Eine Kodierung von Rot als gut und Grün als schlecht wird aufgrund des stark gegenteiligen kulturellen Verständnisses nicht betrachtet. Für blau-grüne Skalen ist eine Zuordnung für Grün als gut und Blau als kalt (schlecht) möglich. Durch die Ähnlichkeit von Blau und Grün besteht eine geringere Differenzierbarkeit als bei den Skalen mit rotem Extrempunkt. Aufgrund der dadurch entstehenden Ähnlichkeit zu den sequentiellen Skalen werden diese Ausprägungen nicht separat als divergente Skalen evaluiert.

Divergente rot-grüne Skalen weisen eine hohe Intuitivität auf und sind prinzipiell eine sehr gute Farbskala, die jedoch bei einer Rot-Grün-Schwäche nicht oder nur schlecht nutzbar ist. Mittels einer redundanten Skala kann dieser Problematik begegnet werden. Eine Nutzung von sowohl Farbwert- als auch Helligkeitsveränderungen wurde auch in einigen verwandten Arbeiten betrachtet [103, 126]. In Abbildung 3.5 ist die im Kontext dieser Arbeit verwendete Farbpalette dargestellt. Für die Darstellung möglicher Einstichpunkte wurden die ersten vier Abstufungen einer sequentielle grünen Farbskala von ColorBrewer gewählt [185]. Für nicht valide Einstichstellen wurde die fünfte Abstufung einer analog aufgebauten roten Skala gewählt. Mit einer Simulation verschiedener Farbsehschwächen wurde anschließend sichergestellt, dass die Farbskala bei Rot-Grün-Schwäche als eine sequentielle Skala wahrnehmbar ist. Die Verwendung einer redundanten Skala ist prinzipiell auch für alle anderen divergenten Skalen möglich. Die Motivation an dieser Stelle liegt jedoch auf der Ermöglichung einer rot-grünen Farbskala auch für



**Abbildung 3.4:** Übersicht über die näher betrachteten divergenter Farbskalen. In der ersten Zeile ist jeweils die Version mit Grau als hellstem Wert dargestellt, in der zweiten mit Gelb.



**Abbildung 3.5:** Übersicht über die näher betrachteten Mehrkomponentenfarbskalen. Links ist die Version mit Grau als hellstem Wert dargestellt, rechts mit Gelb.

Farbsehschwächen, um die Vorteile der Skala nutzen zu können. Bei den anderen betrachteten Farbskalen ergibt sich dieser Nachteil nicht.

Abschließend wurde für alle betrachteten Skalen evaluiert, ob eine Darstellung mit Grau oder Gelb als hellstem Punkt besser wahrnehmbar ist. Nach Beurteilungen der Ansichten mit einer Simulation von Farbsehschwächen wurde die Grau-Variante als besser differenzierbar beurteilt. Verglichen mit der gelben Skala traten dort auch weniger Farbwertverzerrungen auf. Insgesamt erscheinen die gelben Farbtöne auffälliger als die grauen. Bei den divergenten Farbskalen, wo diese schlechte Werte repräsentieren, kann dies zu Verwirrung führen.

### 3.4.3 Interaktion zur Pfadwahl

Die Pfadwahl soll durch eine Interaktion direkt mit der Einstichvisualisierung erfolgen, indem die Interventionsnadel auf der Einstichstelle platziert wird. Dabei soll eine unlimitierte Anzahl an Wiederholungen ermöglicht werden. Die Wahl der Einstichstelle kann entweder über die reine Platzierung der Nadel auf der Oberfläche erfolgen, oder mit einem interaktiven Bestätigen des Punktes umgesetzt werden. Letzteres erfordert eine zusätzliche Interaktion und einen zusätzlichen Schritt, um die Pfadwahl rückgängig zu machen. Ohne interaktive Bestätigung kann es jedoch unter Umständen zu einer versehentlichen Pfadwahl kommen. Dies kann über eine gut sichtbare Darstellung des gewählten Pfades jedoch minimiert werden.

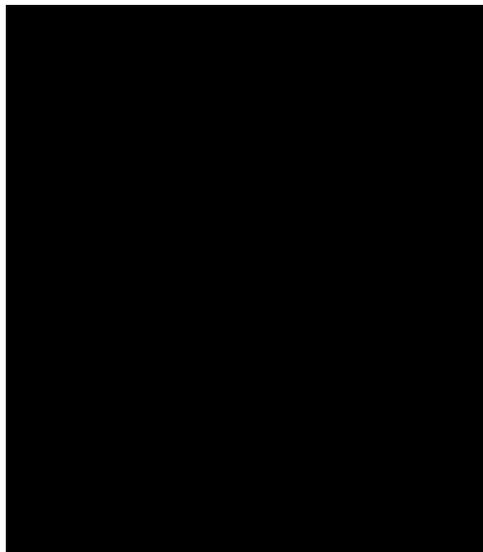
### 3.4.4 Fazit

Eine Beibehaltung des Darstellungskonzepts aus der wissenschaftlichen Vorarbeit, bei der die einzelnen Einstichstellen farbkodiert direkt auf der Oberfläche visualisiert werden, ermöglicht eine intuitive Erfassung der Informationen und wird vor anderen uni- oder multivariaten Darstellungen bevorzugt. Basierend auf dem Kontext der Visualisierung und der zu bewältigenden Aufgabe wird eine globale Farbskala, bei der gute Bereiche klar differenzierbar sind, gesucht. Basierend auf dem Aufgabendesign war jedoch unklar, ob eine Darstellung diskret oder kontinuierlich erfolgen sollte. Auch ob eine Visualisierung mit oder ohne farbigem Gegenpol zu bevorzugen ist, ließ sich nicht eindeutig beantworten. Diese Komponenten sollen daher im Rahmen einer Studie näher betrachtet und evaluiert werden. Basierend auf den Darstellungen der Pfadplanung in den verwandten Arbeiten wurden drei Hauptfarben bestimmt, aus denen sich die Farbskalen zusammensetzen sollen: Grün, Blau und Rot. Diese Grundfarbskalen sollen jeweils in verschiedenen Ausprägungen (kontinuierlich/ diskret, farbige/ keine Darstellung des Gegenpols) miteinander verglichen werden. Dabei soll die Betrachtung von Einkomponenten-, divergenten und redundanten Skalen Rückschlüsse auf den zu bevorzugenden Skalentypen erlauben. Als divergente Farbskala wird die bereits in der wissenschaftlichen Vorarbeit verwendete Temperaturskala betrachtet. Um die Vorteile einer Ampelskala nutzen zu können, aber die Wahrnehmbarkeit bei Farbsehschwächen zu erhalten, wird diese als redundante Skala umgesetzt. Eine blaue Einkomponentenskala wird als Komplementärfarbe zur Haut gewählt.

## 3.5 Konzeption der Zielvisualisierung

Mit der Zieldarstellung soll eine differenzierte Evaluierung der Einstichstellenvisualisierung ermöglicht werden. Sie erlaubt es, die Einstichrichtung beziehungsweise den Einstichwinkel einzuschätzen. Es soll nicht die Zielposition dargestellt werden, um eine Navigation eines Nadeleinstichs zu ermöglichen. Wichtig ist, dass die Zielvisualisierung von der Einstichstellendarstellung gut differenzierbar ist und gegenseitige Verdeckung minimiert wird.

Bei der Durchführung von Interventionen dient in der Regel eine Darstellung der medizinischen Schichtbilddaten auf einem Bildschirm im Interventionsraum als Orientierung und Zieldarstellung. Die zweidimensionalen Schnittbilder werden teils mit weiterführenden Informationen, wie etwa 3D-Modellen oder Ergebnissen aus der funktionellen Bildgebung, ergänzt (s. Abbildung 3.6) [186]. Dabei handelt es sich nicht um eine AR-Darstellung, wie sie für die Zielvisualisierung implementiert werden soll. Sie kann jedoch als sinnvolle Ergänzung genutzt werden, da so weiterhin die gewohnten Informationen zur Verfügung gestellt werden. Eine Schichtbilddarstellung mit P-AR wird nicht umgesetzt, da dies mit den vorab definierten Rahmenbedingungen nicht in ausreichender Genauigkeit möglich ist.

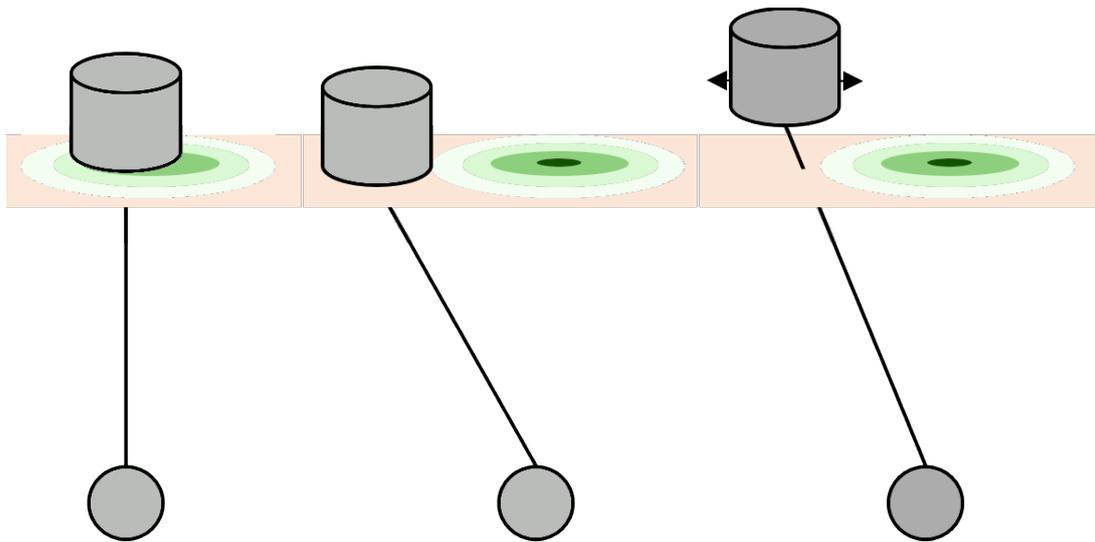


**Abbildung 3.6:** Darstellung der medizinischen Schichtdaten mit integriertem Volumenrendering [187].

Nachfolgend erfolgt eine Unterteilung möglicher Konzepte zur Zielvisualisierung in drei Kategorien: Darstellungen direkt auf der Hautebene, sowie Visualisierungen unter und über der Haut.

### 3.5.1 Zieldarstellung auf der Haut

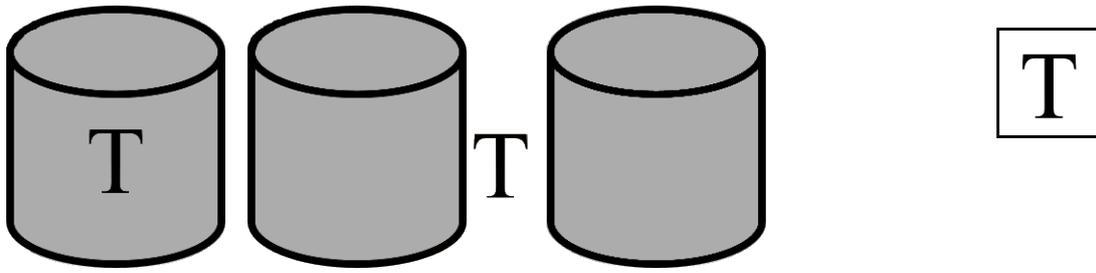
Eine Visualisierung auf der Haut bezeichnet eine Darstellung des Ziels direkt flach auf der Projektionsoberfläche, also in derselben Ebene wie die Einstichpunktdarstellung. Dadurch ist keine Verfolgung der Augenposition erforderlich. Es können Probleme mit Trackingungenauigkeiten oder -ausfall vermieden werden und es besteht eine geringere Einschränkung der Bewegungsfreiheit (etwa durch das Trackingvolumen). Andererseits gehen bei der Transformation der Position auf eine zweidimensionale Fläche Informationen verloren, sodass eine Kodierung der Tiefeninformation erfolgen muss. Da sich Einstich- und Zielvisualisierung in der selben Ebene befinden, kann es darüber hinaus auch zu einer gegenseitigen Verdeckung kommen. Dies



**Abbildung 3.7:** Darstellung der drei betrachteten Varianten für die Platzierung der Kodierung auf der Haut: Senkrecht über dem Ziel (links), immer außerhalb der Einstichvisualisierungen (Mitte) oder verschiebbar (rechts). Die Einstichvisualisierung ist in Grünstufen dargestellt, die Zielvisualisierung als Zylinder und das Ziel als Kugel.

wird dadurch verstärkt, dass sich das Ziel, bedingt durch die Pfadlängenbeschränkung, immer in der Nähe der Einstichpunktdarstellung befindet. Über Modifikationen der Größe und Positionierung der Einstichpunktvisualisierung besteht die Möglichkeit dieses Problem zu verringern.

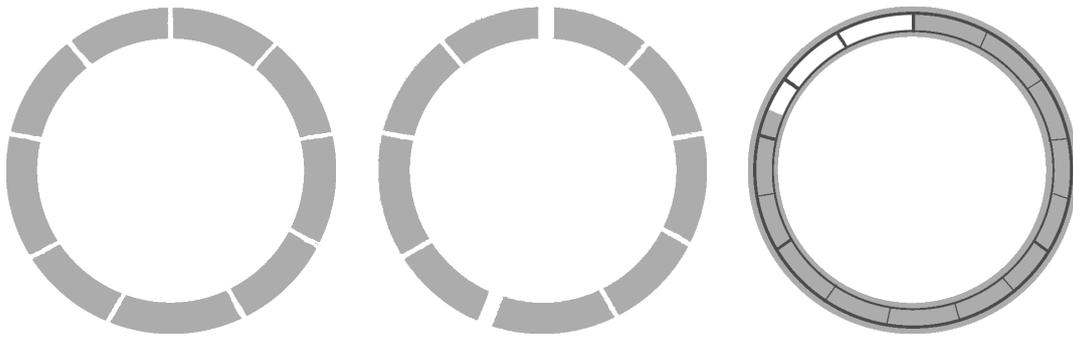
Durch die zweidimensionale Darstellung stellt sich die Frage, wie die dreidimensionalen Informationen kodiert werden sollen. In Abbildung 3.7 wird ein Überblick über die Positionierungsmöglichkeiten gegeben. In verwandten Arbeiten, bei denen eine Projektion der Tumorumrisse auf die Organoberfläche erfolgte, wurde diese zum Werkzeug hin ausgerichtet, um direkten Zugang zu erlauben [147, 156]. Im Rahmen der Einstichstellenvisualisierung wird die Nadel jedoch zunächst zur Pfadwahl verwendet und erst nachdem diese abgeschlossen ist, zum Einstich. Eine sich stets bewegende Zielvisualisierung könnte an diese Stelle ablenkend und verwirrend sein. Darüber hinaus soll die Darstellung in diesem Kontext auch nur einen Eindruck davon geben, wo das Ziel ist und nicht, wie bei Chauvet et al. und Collins et al. der Fall, einen akkuraten Zugang zum Ziel erlauben [147, 156]. Da in der gegebenen Verwendung auch nicht der Blickpunkt des Instrumentes eingenommen wird, kann diese Platzierung auch zu Fehlannahmen führen. Eine Alternative zu der echtzeitveränderlichen Orientierung an der Nadel wäre eine interaktive Platzierung zu Beginn der Pfadwahl. Dies ermöglicht es, eine gegenseitige Verdeckung der Visualisierungen zu vermeiden. Die Zieldarstellung kann so individuell optimal platziert werden, dafür wird jedoch ein gesonderter Arbeitsschritt benötigt. Eine sichere Vermeidung wäre auch mit einer Platzierung der Zielvisualisierung immer außerhalb des Einstichbereiches möglich. Dies kann jedoch in einer Platzierung der Darstellung resultieren, die für die Nutzung nicht optimal ist. Jeder der vorangehend genannten Ansätze erfordert eine Kodierung von allen drei Raumrichtungen. Eine Alternative wäre eine Darstellung senkrecht über dem Ziels, sodass nur die Tiefeninformation separat kodiert werden muss. Die zweidimensionale Positionierung des Ziels ist schnell und intuitiv verständlich, ohne dass weitere Arbeitsschritte erforderlich sind. Nachteilig ist die erhöhte Gefahr von Verdeckung, die aufgrund der Nähe von Ziel und Einstichpunktdarstellung zueinander zu erwarten ist. Dies kann durch eine Anpassung der Zielvisualisierung minimiert werden. Aufgrund der Intuitivität und der Vermeidung zusätzlicher Arbeitsschritte, wird nachfolgend primär diese Positionierung der Darstellung betrachtet.



**Abbildung 3.8:** Darstellung der drei betrachteten Varianten für die Platzierung der Tiefenkodierung (T). Diese kann in die Darstellung des Objektes integriert werden (links), direkt daneben dargestellt werden (Mitte) oder räumlich getrennt visualisiert werden (rechts) In allen Fällen ist sowohl eine Darstellung als Zahl oder eine Kodierung in Form eines Glyphs möglich.

Eine Visualisierung der Tiefeninformation kann grundsätzlich auf drei verschiedene Arten erfolgen: direkt neben, räumlich getrennt von und integriert in die Zielvisualisierung (s. Abbildung 3.8). Eine Darstellung der Kodierung direkt neben der Zielvisualisierung würde eine höhere Verdeckung im direkten Umfeld erzeugen. In Randbereichen wäre durch optimierte Platzierung ein Umgehen des Problems möglich, indem eine Positionierung außerhalb des Einstichbereiches erfolgt. Im Rahmen einer räumlich getrennten Kodierung kann dies ebenfalls umgesetzt werden, indem die Tiefeninformation immer so nah wie möglich an der Zielvisualisierung dargestellt wird. Durch das Trennen der Darstellung kann es jedoch zu einem höheren kognitiven Aufwand oder einem Übersehen der Informationen kommen. Eine Visualisierung der Tiefe kann etwa durch einen Glyphen oder eine Zahl erfolgen, wobei eine Evaluierung der Lesbarkeit erforderlich ist. Eine Integration der Information direkt in die zweidimensionale Positionsdarstellung erfordert eine Mindestgröße der Visualisierung, die wiederum in einer höheren Verdeckung resultiert. Auch hier kann die Darstellung einer Zahl oder die Nutzung eines Glyphs erfolgen. Das genaue Konzept der Tiefendarstellung ist stark abhängig von der verwendeten Visualisierung zur Darstellung der zweidimensionalen Position. Daher werden konkrete Umsetzungsmöglichkeiten nachfolgend in Verbindung mit den jeweiligen Konzepten diskutiert.

Eine Visualisierungsmöglichkeit ist die Darstellung einer gefüllten Form gerade über dem Ziel. Diese kann als abstrakte Form, etwa einem Kreis, sehr klein gestaltet werden und dadurch wenig verdecken. Dies schränkt jedoch auch die Optionen zur Tiefenkodierung ein. Eine zu kleine Visualisierung kann zudem übersehen werden. Eine Flächenprojektion des Tumors auf die Hautoberfläche als Risikomap ermöglicht eine genauere Aussage über die Tumororientierung und -ausdehnung [157, 148]. Die Tiefenkodierung erfolgt bei den Risikokarten basierend auf der Farbdarstellung der Bereiche. Eine Farbnutzung kann zu Verwechslungen führen und wäre generell anfällig für Visual Cluttering. Darüber hinaus kann es gerade bei größeren Läsionen zu einer sehr weitreichenden Verdeckung kommen. Insgesamt eignen sich Risikokarten daher nicht zur Zieldarstellung im Kontext mit der Einstichstellenvisualisierung. Mit einer Navigationsvisualisierung auf der Haut kann sowohl eine Platzierung direkt oberhalb des Ziels, als auch eine separate Positionskodierung in allen drei Raumrichtungen ermöglicht werden. Damit ist sowohl eine Platzierung immer außerhalb des Einstichbereiches möglich, wie auch eine interaktive Positionierung bei zu starker Verdeckung. Viele Navigationsvisualisierungen auf der Haut stellen die Tiefe des Ziels jedoch erst im Zuge des Einstichs dar, sodass eine Designänderung zum Ablesen der Tiefe notwendig ist. Mewes et al. nutzen einen Ladebalken, der sich mit dem Einführen der Nadel füllt, und einen Pfeil, der den Einstichwinkel der Nadel darstellt [49] (s. Abbildung 2.12b). Die Darstellung der Tiefe vor dem Einstich kann über ein Füllen des Ladebalkens relativ zur maximalen Einstichtiefe, die aus der Pfadplanung bekannt ist, realisiert werden. Durch eine Markierung von Abschnitten ist ein rasches Ablesen möglich. Allgemein sind Visualisierungen mit direkten



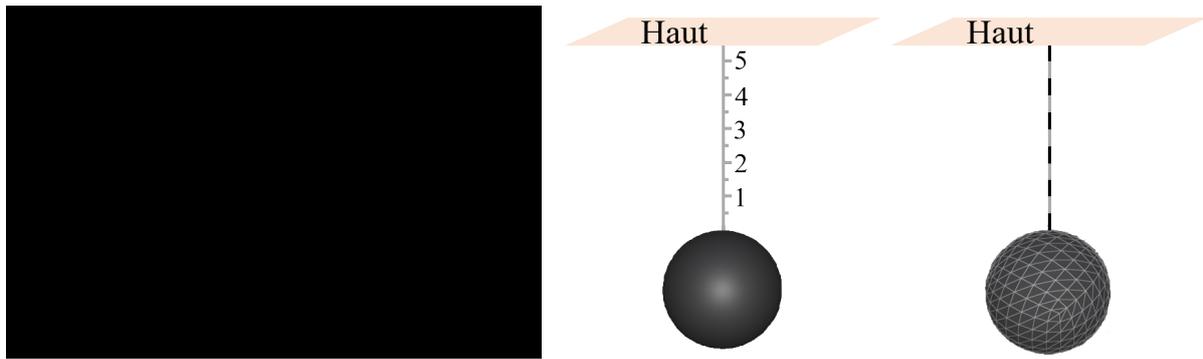
**Abbildung 3.9:** Visualisierungskonzepte für die Zieldarstellung auf der Haut. Darstellung der Position des Ziels mit einem Ring auf der Haut. Die Tiefe kann durch die Anzahl der Abschnitte dargestellt werden (links), wobei eine Gruppierung die Lesbarkeit erleichtern kann (Mitte). Eine Alternative ist die Verwendung eines Ladebalkens im inneren des Rings (rechts).

Navigationshinweisen, wie sie bei Darstellungen in der Hautebene überwiegend verbreitet sind, jedoch nicht zur Erkennung der Zielposition optimiert.

Durch die Nutzung einer nicht gefüllten Form, nachfolgend als Ring bezeichnet, ist eine Verringerung der Verdeckung von größeren Formen durch Transparenz in der Mitte der Darstellung möglich. Dabei können ebenso abstrakte Strukturen oder auch die Umrisse des Tumors verwendet werden [147]. Durch eine größere Darstellung kann eine gute Sichtbarkeit gewährleistet werden, und eine Integration von Informationen wird ermöglicht. Dies erfordert jedoch, wie auch bei den geschlossenen Formen, mehr Verdeckung von der Einstichvisualisierung als eine Tiefenkodierung außerhalb des Einstichbereichs. Durch eine Unterteilung des Rings in Abschnitte wird eine schnelle Auffassung ermöglicht, ob das Ziel eher tiefer (viele kleine Abschnitte) oder höher (weniger große Abschnitte) liegt. Eine exakte Einschätzung ist, bedingt durch das erforderliche Abzählen, jedoch langwierig und fehleranfällig. Durch eine Gruppierung der Abschnitte in Fünfergruppen kann dem begegnet werden. Fraglich ist, welche Länge jeweils durch einen Ringabschnitt kodiert wird. Dies beschränkt auch die Genauigkeit der Aussage die getroffen werden kann. Eine Alternative, die eine schnelle Ablesbarkeit der absoluten Tiefe erlaubt, wäre die Integration eines Ladebalkens in den Ring. Basierend auf der maximal möglichen Einstichtiefe, die aus der Pfadplanung bekannt ist, wird ein schnelles und intuitives Verständnis der relativen Tiefe ermöglicht. Durch eine Unterteilung des Ladebalkens in Abschnitte kann auch ein schnelles Ablesen des absoluten Wertes gewährleistet werden. Anders als bei der Unterteilung des gesamten Rings in Abschnitte, ist auch eine Darstellung von Bruchteilen der Abschnittslängen möglich. Da der Ladebalken in den Ring integriert wird, ist jedoch eine breitere Darstellung notwendig.

### 3.5.2 Zieldarstellung unterhalb der Haut

Für eine Zielvisualisierung unter der Haut erfolgt eine Darstellung von Objekten unterhalb der Projektionsebene. Da eine Visualisierung an der Zielposition erfolgt, ist eine Tiefenkodierung wie vorangehend betrachtet nicht notwendig, dafür ist eine Unterstützung der Tiefenwahrnehmung zu gewährleisten. Für eine perspektivisch korrekte Darstellung ist darüber hinaus ein Head-Tracking notwendig, wodurch auch Bewegungsparallaxe als Tiefenhinweise genutzt werden können [44]. Die Einstichstellenvizualisierung wird nie von der Zieldarstellung verdeckt, da diese sich unterhalb in einer anderen Ebene befindet. Es kann jedoch zu einer Verdeckung der Zielvisualisierung durch die Einstichbereiche kommen.



**Abbildung 3.10:** Visualisierungskonzepte für eine Darstellung unterhalb der Haut. Der Tumor kann auf verschiedene Arten dargestellt werden, zum Beispiel als schattiertes Objekt (Mitte) oder als Drahtgittermodell (rechts). Die Verwendung von Hilfslinien ermöglicht eine Unterstützung der Tiefenwahrnehmung (links, entnommen aus [44]). Diese kann zum Beispiel als ein Lineal (Mitte) oder in Form einer schwarz-weißen Skala umgesetzt werden, um die Bestimmung der Tiefe in Zentimetern zu ermöglichen.

Um dies zu minimieren, werden nachfolgend verschiedene Möglichkeiten betrachtet, mit denen der Blick auf die unterliegenden Strukturen freigegeben werden kann. Verschiedene Ansätze wurden auch in Abschnitt 2.3.3 beschrieben. In vielen Fällen wird die Struktur als Überlagerung dargestellt, die Oberfläche ist komplett transparent. Dies ist für die Einstichbereiche nicht möglich, da diese immer sichtbar sein sollen. Einen Kompromiss könnte eine semitransparente Darstellung ermöglichen, wobei eine gute Wahrnehmbarkeit der Visualisierung sichergestellt werden muss. Eine opake Darstellung der Einstichbereiche dient auf der anderen Seite auch als Oberflächenerhaltung, für die in anderen Arbeiten eine Verbesserung der räumlichen Wahrnehmung von unterliegenden Strukturen gezeigt wurde [146].

Da bedingt durch die monoskopische Projektion keine stereoskopische Wahrnehmung der Visualisierung möglich ist, ist die Verwendung von Tiefenhinweisen erforderlich. Die perspektivisch korrekte Darstellung mit Bewegungsparallaxen kann dabei durch weitere Aspekte ergänzt werden. Tiefenhinweise, die primär relative Informationen geben, beispielsweise Schattierungen oder Schattenwurf, entfallen, da eine absolute Einschätzung des Abstandes zur Oberfläche benötigt wird. Die Verwendung einer Farbdarstellungen, etwa bei Pseudo-Chroma-Depth-Rendering [188], wird vermieden, um zu bunte Darstellungen in Kombination mit der Einstichpunktdarstellung zu vermeiden. Eine absolute Einschätzung der Tiefe ermöglichen Hilfslinien zur Oberfläche. In Kombination mit Labeln oder anderen Abstandsmarkierungen kann eine gute Ablesbarkeit gewährleistet werden. Heinrich et al. haben Hilfslinien zum Boden als Tiefenhinweis für P-AR evaluiert (s. Abbildung 3.10) [44]. Dabei hat das Konzept gegenüber Phong Shading, Pseudo-Chroma-Depth-Rendering, einem virtuellen Spiegel und einer Kodierung der Tiefe in den Silhouetten der Modelle am besten abgeschnitten [44]. Im gegebenen Kontext ist eine Orientierung der Hilfestellung zur Hautoberfläche jedoch sinnvoller als zum "Boden".

Auch die Darstellung des Zielobjektes kann einen Einfluss auf die Tiefenwahrnehmung haben. Einige davon sind in Abbildung 3.10 dargestellt. Am verbreitetsten ist die Darstellung eines beleuchteten, opaken Objekts. Farblich sollte dies gut von den Einstichbereichen differenzierbar sein. Weiß oder helle Grautöne sind gut in der Projektion sichtbar, ohne eine zu bunte Visualisierung zu erzeugen. Eine abstraktere Darstellung der Objekte, etwa mit einem Drahtgittermodell oder einer Punktwolke, kann eine bessere Differenzierbarkeit von der Einstichstellenvisualisierung ermöglichen. Im klinischen Rahmen kann diese Ansicht jedoch aufgrund der geringen Verbreitung ungewohnt und irritierend sein.

Das Ziel selbst kann mit verschiedenen Modellen dargestellt werden. Ein abstraktes Objekt, wie etwa eine Kugel, vermittelt ausschließlich die Position als relevante Information. Mit einer Darstellung eines 3D-Modell des Tumors besteht die Möglichkeit, auch die Form der Struktur zu evaluieren. Dies kann zum Beispiel Einfluss auf die gewünschte Einstichrichtung für eine Optimierung des Ablationsvolumens haben. Eine zusätzliche Darstellung des Kontextes, also umgebenden Risikostrukturen, gibt weitere wichtige Informationen zur Pfadevaluierung. Durch die resultierende hohe Anzahl an Visualisierungen ist jedoch die Gefahr von Visual Cluttering hoch. Zudem würde auch die Verdeckung durch die Einstichstellenvisualisierung dazu führen, dass große Teile einer Kontextvisualisierung nicht sichtbar sind, daher wird dies nachfolgend ausgeschlossen.

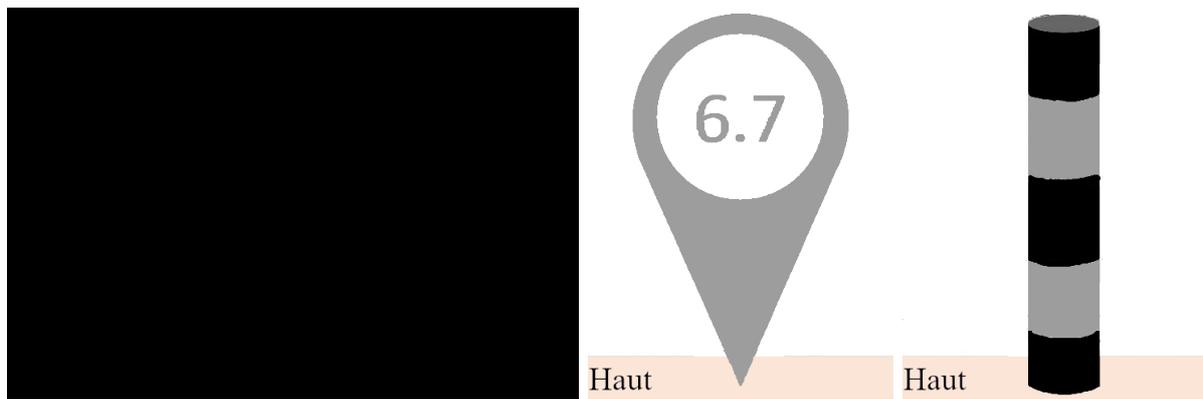
Neben einer Darstellung des Zielobjektes ist auch die Nutzung einer Navigationsvisualisierung unterhalb der Haut möglich. Hierbei sind insbesondere Pfadvisualisierungen relevant. Diese können dabei so ausgerichtet werden, dass eine Verdeckung minimiert wird und zumindest der Schnittpunkt mit der Haut und die Orientierung immer gut sichtbar sind. Auch eine interaktive Platzierung ist denkbar. Eine Kombination mit einer Tumordarstellung wäre ebenfalls möglich und weist starke Ähnlichkeit zu den bereits betrachteten Hilfslinien auf. Dabei wäre jedoch eine Orientierung zu jedem Oberflächenpunkt möglich, nicht nur direkt nach oben wie es bisher diskutiert wurde.

### 3.5.3 Zielvisualisierung oberhalb der Haut

Die letzte Gruppe der Zielvisualisierungen wird oberhalb der Haut platziert. Basis für diese Umsetzung waren Positions-Pins wie sie in Kartenvisualisierungen, etwa von Google Maps, genutzt werden. Ein Beispiel dafür ist in Abbildung 3.11 dargestellt. Im Rahmen von Karten sind Positions-Pins weit verbreitet und werden gut verstanden, jedoch ist keine Nutzung im medizinischen Kontext bekannt. Vorteilhaft ist der kleine Kontaktpunkt zur Oberfläche hin, wodurch die Verdeckung der Einstichinformationen minimiert wird. Auch die Zielvisualisierung ist jederzeit sichtbar. Problematisch dagegen ist eine deutliche Separierung der Visualisierung vom eigentlichen Ziel. Eine Alternative zum Positions-Pin, die auch bereits im klinischen Kontext evaluiert wurde, ist eine Verwendung von Pfadvisualisierungen (s. Abbildung 2.12 a). Eine Pfaddarstellung oberhalb der Haut als Nadel-Orientierungshilfe lässt auch Rückschlüsse auf das Ziel zu [154]. Generell kann auch ein Stab verwendet werden, dessen Länge die Tiefe repräsentiert (s. Abbildung 3.11).

Für die Übertragung der Zielposition lassen sich grundsätzlich dieselben Fragestellungen und Möglichkeiten anwenden, wie auch bei der Visualisierung auf der Haut: Es ist eine Projektion gerade nach oben möglich, eine Orientierung am genutzten Werkzeug sowie eine Platzierung immer außerhalb der Einstichvisualisierung. Für eine Anwendung des Positions-Pins eignet sich eine Darstellung gerade über dem Ziel am Besten, da eine Integration der anderen Positionsinformationen nur schwer umgesetzt werden kann. Die Navigationsvisualisierung dagegen eignet sich eher für eine separate Darstellung, da über die Rotation gut eine Kodierung der Positionsinformationen erfolgen kann.

Da die Darstellung nicht in der Projektionsebene erfolgt, ist es möglich die Tiefenkodierung direkt neben der Visualisierung darzustellen, ohne die Verdeckung stark zu erhöhen. Für den Positions-Pin ist eine Integration der Tiefe durch eine Verwendung als Glyph oder mit Darstellung des Abstands zur Tiefenstruktur als Zahl im Inneren des Pins möglich. Dafür ist eine Evaluierung der Lesbarkeit in der Projektion und insbesondere auch mit dem Bewegungsparallax notwendig. Für die Pfaddarstellung kann eine Tiefenkodierung äquivalent zu den bereits diskutierten Hilfslinien über die Länge der Visualisierung mit Labeln oder Abstandsmarkierungen erfolgen.



**Abbildung 3.11:** Visualisierungskonzepte für die Zieldarstellung oberhalb der Haut. Positionspins finden Anwendung als Markierungen in Kartenansichten (links) [189]. Eine Tiefenanzeige kann als Zahl integriert werden (Mitte). Eine Alternative ist eine Darstellung als Stab, bei dem die Länge die Tiefe des Ziels repräsentiert (rechts).

### 3.5.4 Fazit

Für die Zieldarstellung wird jeweils ein Konzept über, auf und unter der Haut gewählt, um Rückschluss auf die bestmögliche Platzierung der Zieldarstellung zu erhalten. Auf der Haut kann über einen Ring die Verdeckung gering gehalten werden, während das Ladebalken-Konzept eine genaue Tiefenrepräsentation ermöglicht. Unterhalb der Haut kann über eine Darstellung als Drahtgittermodell eine gute Differenzierung von der Einstichvisualisierung umgesetzt werden. Eine Hilfslinie ohne Zahlen ist aufgrund der Beweglichkeit der Visualisierung für die perspektivisch korrekte Darstellung besser geeignet. Oberhalb der Haut ermöglicht der Positionspin eine direkte Ablesbarkeit der Tiefe und eine intuitive Positionsdarstellung, die bereits aus anderen Lebenssituationen bekannt ist. Für die Darstellung wird die Verwendung von Farben vermieden, um, vor allem in Kombination mit der Einstichvisualisierung, eine zu bunte Projektion zu vermeiden.

## 3.6 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurden verschiedene Konzepte zur Umsetzung der technischen Rahmenbedingungen, der automatisierten Pfadplanung sowie der Einstichpunktdarstellung und Zielvisualisierung erarbeitet. Als Grundlage wurde dabei zunächst eine Anforderungsanalyse durchgeführt, in der die umzusetzende Anwendung mit funktionalen und nichtfunktionalen Anforderungen spezifiziert wurde.

Anschließend wurde die Eignung möglicher AR-Modalitäten diskutiert. Aufgrund der permanenten guten Wahrnehmbarkeit der Realität und der geringen Einschränkung im medizinischen Arbeitsablauf, wurde P-AR zur Darstellung der Visualisierungen gewählt. Verschiedene Trackingmethoden für die Verfolgung von Nadel- und Kopfbewegungen wurden unter Berücksichtigung der gegenseitigen Beeinflussung und der AR-Modalität betrachtet. Insgesamt wurde die gemeinsame Nutzung eines optischen IR-Trackings für die Bestimmung der Kopfposition und Nadelposition und -rotation bevorzugt. Dies konnte jedoch aufgrund eines zu kleinen Trackingvolumens nicht umgesetzt werden. Stattdessen wurde der Einsatz eines VIVE-Trackings für die Verfolgung der Kopfbewegung beschlossen.

Für die automatisierte Pfadplanung wurde zunächst die Beibehaltung der im Rahmen der Vorarbeit verwendeten Bedingungen diskutiert. Da diese alle gestellten Anforderungen erfüllten und auch in den verwandten Arbeiten häufig verwendet wurden, wurde die weitere Nutzung beschlossen. Anschließend erfolgte die Diskussion möglicher ergänzender Parameter. Hier wurden viele Bedingungen der verwandten Arbeiten ausgeschlossen, da sie auf spezifische Interventionen ausgerichtet waren. Zur Unterstützung des Nadeltrackings wurde letztendlich die Verwendung von Winkelbeschränkungen entschieden.

In Hinblick auf die Einstichpunktvisualisierung wurden zunächst verschiedene uni- und multivariate Visualisierungsansätze betrachtet. Basierend auf den Anforderungen und dem Kontext der Visualisierung wurde ein Beibehalten des Visualisierungsansatzes aus der wissenschaftlichen Vorarbeit entschieden. Für die farbkodierte Darstellung wurden anschließend verschiedene Farbskalen diskutiert. Basierend auf einer Analyse der zu bewältigenden Aufgaben und des Kontextes, sowie in verwandten Arbeiten verwendeten Ansätzen, wurden mehrere Optionen herausgearbeitet, die im Rahmen einer Studie evaluiert werden sollen.

Die betrachteten Konzepte für die Zielvisualisierung wurden in drei Gruppen aufgeteilt: Darstellungen auf der Haut, sowie oberhalb und unterhalb der Projektionsebene. Basierend auf verwandten Arbeiten und unter Berücksichtigung des Konzeptes für die Einstichvisualisierung und die technischen Rahmenbedingungen wurde für jede dieser drei Kategorien eine Visualisierung gewählt. Auch diese sollen im Rahmen einer Studie miteinander verglichen werden.



## 4 Realisierung

Nachfolgend wird beschrieben, wie vorangehend erarbeitete Konzepte umgesetzt wurden. Dabei erfolgt, wie auch im vorigen Kapitel, eine Unterteilung in Rahmenbedingungen, Pfadplanung, Einstichvisualisierung und Zieldarstellung.

### 4.1 Rahmenbedingungen

In diesem Abschnitt wird ein Überblick zur Umsetzung der technischen Rahmenbedingungen gegeben. Dies umfasst, neben den verwendeten Trackingverfahren, auch den Projektor-Aufbau und die zur Anwendung gekommenen Modelle, sowie die Entwicklungsumgebung. Eine Abbildung des gesamten Aufbaus ist in Abbildung 4.1 dargestellt.

#### 4.1.1 Entwicklungsumgebung und Anatomie-Modelle

Als Entwicklungsumgebung wurde die Spiele-Engine Unity<sup>1</sup> mit Visual Studio 2019<sup>2</sup> und C# als Programmiersprache genutzt. Dabei kam für die Hauptanwendung die Unity-Version 2019.3.x zum Einsatz und für die separat laufende Anwendung für die Standard-Visualisierung die Version 2019.2.x. Die unterschiedlichen Versionen ergaben sich dabei aus der für die Standard-Visualisierung verwendeten Fremdsoftware.

Die verwendeten Modelle von Organen, Knochen- und Knorpelstrukturen sowie Blutgefäßen wurden von einer Datenbank für anatomische Strukturen heruntergeladen<sup>3</sup> [190].

#### 4.1.2 Projektoren

Die Darstellung der P-AR-Inhalte erfolgte mit einem Projektor-System mit drei monoskopischen Projektoren (Barco F22WU-XGA<sup>4</sup>) auf einem Torso-Phantom, was zu einer Verzerrung der Projektion führte. Um diese zu korrigieren wurde zunächst mit der Software *ProjectionTools*<sup>5</sup> und den aktiven LED-Markern<sup>6</sup>, die im Torso-Phantom verbaut sind, eine photogrammetrische Aufnahme der Oberfläche erzeugt. Diese lag innerhalb des Koordinatensystems der Projektoren, das nachfolgend als Weltkoordinatensystem verwendet wurde.

---

<sup>1</sup>Unity Technologies. Unity. <https://unity.com/>. Zugriff: 28.05.2021

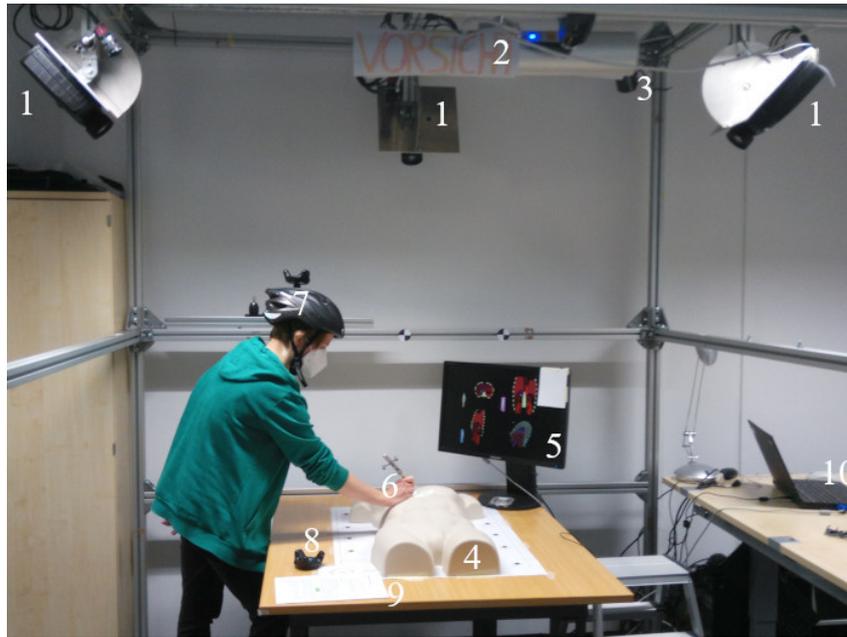
<sup>2</sup>Microsoft Corporation. Visual Studio 2019. <https://visualstudio.microsoft.com/>. Zugriff: 28.05.2021

<sup>3</sup>The Database Center for Life Science. BodyParts3D, <https://lifesciencedb.jp/bp3d/>. Zugriff: 31.05.2021.

<sup>4</sup>Barco. Modellreihe F22, 2019. <https://www.barco.com/de/product/f22-series>. Zugriff: 28.05.2021

<sup>5</sup>domeprojection.com. ProjectionTools. <https://www.domeprojection.com/products/projection-tools/>.  
Zugriff: 28.05.2021

<sup>6</sup>domeprojection.com. Active LED Markers. <https://www.domeprojection.com/products/led-markers/>.  
Zugriff: 31.05.2021.



**Abbildung 4.1:** Übersicht über den technischen Aufbau, der im Rahmen der Hauptstudie verwendet wurde. 1: Projektoren, 2: optische IR-Trackingkamera, 3: Basisstation für das VIVE-Tracking (1/2), 4: Torso-Phantom, 5: Bildschirm zur Darstellung der Schichtbilddaten, 6: Interventionsnadel mit passiver Tracking-Geometrie aus retroreflektiven Markern, 7: Helm mit VIVE-Tracker zur Bestimmung der Kopfposition, 8: VIVE-Tracker zur Registrierung, 9: Versuchsinstruktionen, 10: Arbeitsbereich der Versuchsleitung.

Während der Laufzeit des Programms wurde die Szene durch eine virtuelle Kamera in eine Textur der Auflösung 2048x2048 px gerendert. Unter Nutzung des Programms *Spout*<sup>7</sup> wurde diese der Anwendung *Dyn Warp*<sup>8</sup> zur Verfügung gestellt. Basierend auf den Konfigurationsdaten, die bei Erstellung des Oberflächenscans erzeugt wurden, erfolgte eine Korrektur der Verzerrung der Projektion. Die korrigierten Texturen wurden anschließend über die Projektoren ausgegeben.

### 4.1.3 Headtracking

Die Implementierung des Headtrackings erfolgte mit dem Trackingsystem der HTC VIVE VR-Anwendungen. Der Tracking-Raum wurde mit zwei Basisstationen<sup>9</sup> aufgespannt, die an gegenüberliegenden Ecken im Gestell des Projektor-Kamera-Systems befestigt sind. Es wurden VIVE Tracker<sup>10</sup> verwendet, die über eine 1/4"-Kameraschraube an diversen Gegenständen befestigt werden können. Über eine Nutzung des Software Development Kits (SDK) *Open VR*<sup>11</sup> wurde eine Verwendung der VIVE Tracker unabhängig vom VR-Display ermöglicht.

<sup>7</sup>Spout. <https://spout.zeal.co/>. Zugriff: 28.05.2021

<sup>8</sup>In der Version nicht mehr online verfügbar. Dieselbe Funktionalität wird zur Verfügung gestellt durch ein neues Unity-Plugin. domeprojection.com. Unity Plugin. <https://www.domeprojection.com/products/unity-plugin/>. Zugriff: 31.05.2021.

<sup>9</sup>Valve Corporation. VALVE INDEX Basisstationen. <https://www.valvesoftware.com/de/index/base-stations>. Zugriff: 07.06.2021.

<sup>10</sup>HTC Corporation. VIVE Tracker. <https://www.vive.com/de/accessory/vive-tracker/>. Zugriff: 28.05.2021

<sup>11</sup>OpenVR SDK. <https://github.com/ValveSoftware/openvr>. 28.05.2021

Bei Programmstart erfolgte eine Registrierung des VIVE-Koordinatensystems mit dem Weltkoordinatensystem der Projektoren. Dafür wurde ein VIVE Tracker (Registrierungstracker) im Ursprung des Weltkoordinatensystems auf dem Tisch platziert und der Nullpunkt des VIVE-Koordinatensystems auf den Registrierungstracker gelegt, sowie die Rotation gleichgesetzt. Bei Bedarf konnte diese Registrierung im Programmverlauf wiederholt werden. Da das VIVE-Koordinatensystem Inkonsistenzen zwischen verschiedenen Durchläufen gezeigt hat, war eine Durchführung der Registrierung bei jedem Programmstart notwendig.

Die Nachverfolgung der Kopfposition erfolgte mit einem VIVE-Tracker (Kopftracker), der auf einem Fahrradhelm befestigt war (s. Abbildung 4.1). Mit der Position des Kopftrackers im Weltkoordinatensystem wurde die Lage der virtuellen Kamera bestimmt, die zur Berechnung der Projektionstextur verwendet wurde. Da sich der Kopftracker auf dem Helm oberhalb der Blickposition befindet, ist eine Augenkalibrierung notwendig. Diese wurde nach dem Programmstart durchgeführt. Der Registrierungstracker wurde direkt vor den Augen platziert und die Relation zwischen Kopf- und Registrierungstracker gespeichert. Anschließend wurde die virtuelle Kamera an der Augenposition platziert.

#### 4.1.4 Nadeltracking

Das Nadeltracking erfolgte mit einem optischen IR-Tracking von passiven Markern. Es wurde die Trackingkamera *fusionTrack 500*<sup>12</sup> (nachfolgend als *fusionTrack* bezeichnet) verwendet. Der verwendete Marker (*MS3-02-001*) entsprach der Geometrie 3<sup>13</sup>, wie sie auch bei Atracsys eigenen Produkten<sup>14</sup> verwendet wird. Diese sind bereits in der Schnittstelle zur Kamera (*fusionTrack SDK x64*) definiert. Der Marker wurde über eine Schraubverbindung befestigt.

Zur Anbindung an Unity wurde eine TCP-Netzwerkschnittstelle, die in Vorarbeiten in der Arbeitsgruppe erstellt wurde, genutzt. Sie ermöglichte eine Übertragung der Positionsdaten von der Kameraschnittstelle an die Unityanwendung. Nach Positionierung der Kamera erfolgte eine Registrierung zwischen dem Trackingkoordinatensystem der *fusionTrack* und dem Weltkoordinatensystem der Projektoren. Dafür wurde eine benutzerdefinierte Registrierungsgeometrie verwendet, die im Ursprung des Weltkoordinatensystems platziert wurde. Neue Geometrien können als Konfigurationsdatei dem *fusionTrack* SDK hinzugefügt werden. Der Ursprung des *fusionTrack*-Koordinatensystems wurde auf den Registrierungsmarker gelegt und die Rotation gleichgesetzt. Sofern die Kameraposition nicht verändert wird, kann die ermittelte Registrierung über mehrere Programmstarts hinweg verwendet werden.

## 4.2 Umsetzung der Pfadplanung

Nachfolgend wird eine Übersicht über die Implementierung der automatisierten Pfadplanung gegeben. Die Grundlage der Umsetzung wurde bereits im Rahmen der wissenschaftlichen Vorarbeit gelegt. Diese wurde übernommen und erweitert. Da die Kenntnis der bereits vorab bestehenden Implementierung zum Verständnis der in dieser Arbeit vorgenommenen Änderungen notwendig ist, wird diese nachfolgend separat beschrieben.

---

<sup>12</sup>Atracsys LLC. *fusionTrack 500*. <https://www.atracsys-measurement.com/products/fusiontrack-500/>.  
Zugriff: 29.05.2021

<sup>13</sup>Als Geometrie werden in diesem Kontext feste Konstruktionen aus mehreren retroreflektiven Kugeln bezeichnet, die als passive Marker für ein optisches IR-Tracking verwendet werden können.

<sup>14</sup>Atracsys LLC. Passive IR-Marker. <https://www.atracsys-measurement.com/products/passive-accessories-2/>.  
Zugriff: 29.05.2021

### 4.2.1 Realisierung in der Vorarbeit

Anschließend wird zunächst die Umsetzung in der Vorarbeit beschrieben. Kleinere Änderungen die vorgenommen wurden, sind bei den einzelnen Unterpunkten angemerkt, größere Erweiterungen werden separat aufgeführt.

#### Abtasten der Oberfläche

Grundlage der Pfadberechnung war eine Abtastung der Oberfläche, um die Sichtbarkeit und Distanz zu überprüfen. Hierfür wurde Raycasting<sup>15</sup> verwendet, das durch die Unity Physics-Engine<sup>16</sup> zur Verfügung gestellt wird. Dabei wird ein Strahl mit einem Startpunkt und einer Richtung definiert. Durch eine zusätzliche Angabe von Länge und Objekt-Ebenen können die auszuwertenden Strukturen gefiltert werden. Trifft der Strahl auf ein Objekt, können verschiedene Informationen zu diesem Punkt ermittelt werden. Dazu zählen etwa die zurückgelegte Distanz, die Position im Weltkoordinatensystem oder der Name des getroffenen Objektes. Beim einfachen Raycasting wird die Evaluierung nach einem Treffer abgebrochen, verdeckte Objekte werden nicht ausgewertet.

Das Abtasten der Oberfläche erfolgte in mehreren Schritten. Zunächst wurde die Sichtbarkeit der Haut überprüft, um unnötige Rechenschritte zu vermeiden. Dafür wurde jeweils ein einzelner Strahl, der sämtliche inneren Strukturen ignoriert, vom Ziel senkrecht nach oben gesandt wird. Dieser Schritt diente zugleich auch der Ermittlung der Distanz vom jeweiligen Zielpunkt gerade nach oben zur Oberfläche, die für die Evaluierung der Pfadlänge benötigt wurde. Anschließend wurde schrittweise das Abtastungsraster definiert. Der Prozess ist in Abbildung 4.2 schematisch dargestellt. Zunächst erfolgte die Ermittlung des Startpunktes in der oberen linken Ecke des Gitters. Dafür wurde der Hautabstand bei einem Winkel von  $-90^\circ$  um die Längsachse bestimmt. Basierend auf diesem Abstand und der maximalen Pfadlänge wurde eine Annäherung an den Eckpunkt ermittelt und durch Abtastung mit einem einzelnen Strahl auf den tatsächlichen Schnittpunkt mit der Oberfläche gesetzt. Auch in diesem Schritt wurden die inneren Strukturen zunächst ignoriert. Ausgehend vom Startpunkt erfolgte die Abtastung der Oberfläche entlang der Längsachse mit dem spezifizierten Punktabstand. Die Auflösung des Gitters wurde in der vorliegenden Arbeit auf 0.4 mm (0.3 mm in der Vorstudie) gesetzt und ist an das verwendete Torso-Phantom angepasst. Für diese Punkte erfolgte jeweils ein Raycasting zur Evaluierung der Pfadbedingungen. Dabei wurden sowohl die inneren Strukturen als auch die Oberfläche betrachtet. Sobald die evaluierte Pfadlänge größer als die definierte Maximaldistanz war, wurde mit einer Rotation von  $-90^\circ + \text{Winkelschritt}$  um die Längsachse ein neuer Startpunkt berechnet. Dabei folgte "Winkelschritt" aus dem Abstand der Oberfläche beim alten Startpunkt und der Auflösung des Gitters. Anschließend erfolgte wieder die Abtastung vom obersten bis zum untersten Punkt und eine Wiederholung des gesamten Prozesses, bis zu einem Winkel von  $+90^\circ$  um die Längsachse. In der Implementierung der Vorstudie wurde als Optimierung der Sichtbarkeit der Visualisierung auf Fotos eine höhere Auflösung gewählt. Diese war bei der direkten Betrachtung der Projektion nicht notwendig und wurde aufgrund des deutlich erhöhten Rechenaufwandes später reduziert. Wegen der Unregelmäßigkeiten in der Oberfläche konnte es zu einer lokalen Verzerrung des Abtastungsgitters kommen, die bei ausreichend hoher Auflösung keinen sichtbaren Effekt hatte.

---

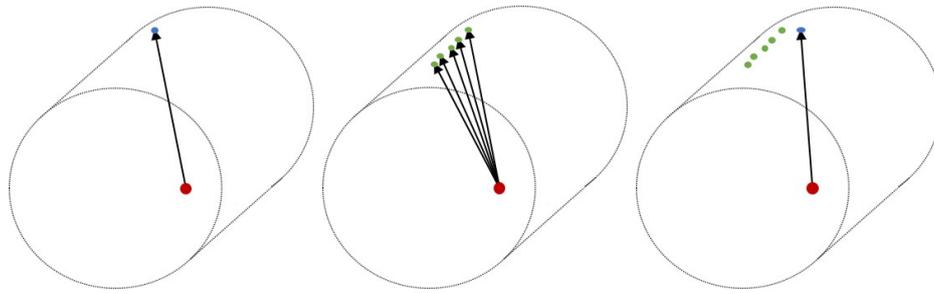
<sup>15</sup>Unity Dokumentation: Physics.Raycast.

<https://docs.unity3d.com/2019.3/Documentation/ScriptReference/Physics.Raycast.html>.

Zugriff: 29.05.2021

<sup>16</sup>Unity Manual: Physics. <https://docs.unity3d.com/2019.3/Documentation/Manual/PhysicsSection.html>.

Zugriff: 29.05.2021



**Abbildung 4.2:** Darstellung der Abtastung der Oberfläche. Links: Bestimmung des Startpunktes für einen Rotationswinkel um die Längsachse. Mitte: Abtastung der Punkte entlang der Längsachse bei gleichbleibender Rotation. Rechts: Bestimmung des nächsten Startpunktes. Blaue Punkte dienen ausschließlich zur Definition des Abtastungsgitters und ignorieren innenliegende Strukturen. Für grüne Punkte erfolgt eine Evaluierung der Pfadbedingungen.

### Bedingung: Distanz zu Risikostrukturen

*Harte Bedingung: Keine Verletzung von Risikostrukturen*

Bei der verwendeten Raycasting-Strategie wurde immer nur das erste Objekt, das die Strahlen treffen, ausgewertet. Dabei konnten sowohl Organe als auch die Oberfläche getroffen werden. Handelte es sich um letzteres, so ist die harte Bedingung erfüllt. Nur in diesem Fall wurden die nachfolgenden Bedingungen evaluiert. Strahlen, die auf kein Objekt getroffen sind, etwa durch die Längenbegrenzung, wurden ebenfalls nicht ausgewertet.

*Weiche Bedingung: Abstand zu Risikostrukturen*

Die Evaluierung der weichen Bedingung erfolgte unter Nutzung der Funktion *OverlapCapsule*<sup>17</sup>. Durch zwei Punkte und einen Radius wurde eine Kapsel definiert und alle überlappenden Objekte ermittelt. Für jeden Einstichpfad der alle harten Bedingungen erfüllt hat, wurden schrittweise mehrere Kapseln definiert, wobei der Radius vom kleinsten betrachteten Abstand bis zum größten erhöht wurde. Dabei wurde für geringere Distanzen eine kleinere Schrittweite verwendet, um dort eine höhere Genauigkeit zu ermöglichen. Der kleinste betrachtete Abstand ermöglichte die Definition eines Sicherheitsbereiches und wurde für diese Arbeit auf 2 mm gesetzt, wie in den Rahmenbedingungen definiert (s. Abschnitt 3.1.3). Wenn eine Überlappung der Kapsel mit einem Objekt aufgetreten ist, wird die Überprüfung beendet und der Radius der Kapsel, bei dem die Kollision aufgetreten ist, zwischengespeichert. Nach Erreichen des Maximalabstandes wurde die Überprüfung abgebrochen. Wie auch der Vorarbeit erfolgte eine Evaluierung bis hin zu 1 cm. Dieser Abstand wurde basierend auf der maximal geprüften Distanz, die Heinrich et al. in einer intraoperativen Abstandsvisualisierung verwendet haben, gewählt [191]. Abschließend wurde mit der linearen Abbildung  $[\text{Minimalabstand}, \text{Maximalabstand}] \rightarrow [0, 1]$  der Bedingungswert für den Abstand zu Risikostrukturen ermittelt.

<sup>17</sup>Unity Dokumentation: Physics.OverlapCapsule.  
<https://docs.unity3d.com/ScriptReference/Physics.OverlapCapsule.html>. Zugriff: 30.05.2021

## **Bedingung: Pfadlänge**

### *Harte Bedingung: Begrenzung der Pfadlänge*

Die Begrenzung der Pfadlänge erfolgte über eine Definition der Maximallänge für das Raycasting. War die Hautoberfläche weiter vom Ziel entfernt als die erlaubte Distanz, wurde der Punkt nicht mehr evaluiert. Die maximale Einstichtiefe wurde in der Vorarbeit anhand der verwendeten Nadel gesetzt. Da diese im Rahmen der vorliegenden Arbeit nicht zum Einsatz kam, wurde die Tiefe auf 15 cm gesetzt, um ein breiteres Spektrum an Zielen zu ermöglichen.

### *Weiche Bedingung: Bewertung der relativen Pfadlänge*

Für die Evaluierung der Pfadlänge wurde für jeden Einstichpfad, der alle harten Bedingungen erfüllt, der senkrechte Abstand zwischen Ziel und Oberfläche betrachtet. Dieser wurde, wie in Abschnitt 4.2.1 beschrieben, im Zuge des Raycastings ermittelt. Die Abbildung der Distanz auf das Intervall des Bedingungsgütewertes erfolgte basierend auf der Distanz senkrecht zur Oberfläche und der maximalen Pfadlänge:  $[\text{Maximallänge}, \text{Oberflächenabstand}] \rightarrow [0, 1]$ .

## **Speichern der Einstichpunkte**

Die Berechnung der Einstichpunkte erfolgte unabhängig von der Anzeige der Visualisierung. Dadurch können zeitaufwendigere Berechnungen, etwa bei sehr hohen Auflösungen des Abtastungsgitters, bei Bedarf über Nacht erfolgen. Da im Rahmen der Studien zur Evaluierung der Anwendung dieselben Ziele mehrfach verwendet wurden, konnten durch die Separierung auch unnötige Wiederholungen derselben Berechnungen vermieden werden.

Jedem Ziel wurde eine Ziel-ID zugeordnet, die zur Identifikation der zugehörigen Einstichpfade diente. Die Einstichpunkte wurden mit den Textur-Koordinaten, den einzelnen Bedingungsgütewerten, sowie der Position im Weltkoordinatensystem als Text-Datei gespeichert. Durch die Speicherung der Bedingungsgütewerte einzeln konnte eine nachträgliche Gewichtung der einzelnen Bedingungen erfolgen und Informationsverlust vermieden werden.

## **Zielberechnung**

Um eine Ermittlung von vergleichbaren Zielstrukturen für die Studienimplementierungen zu ermöglichen, wurde eine Anwendung geschrieben, die auf der Pfadberechnung basiert. Es wurde ein 3D-Gitter definiert, das alle potenziellen Ziele darstellt. Für jeden Punkt wurde zunächst überprüft, ob er innerhalb der gewünschten Struktur liegt. Anschließend wurde eine Pfadberechnung mit geringer Auflösung durchgeführt. Dabei wurde der Pfadgütewert analog zur in Abschnitt 4.3.1 beschriebenen Vorgehensweise berechnet. Nach Abschluss der Pfadberechnungen konnten die Ergebnisse nach der Verteilung der Pfade in den vier Gütekategorien (s. Abschnitt 4.3.1) gefiltert werden. Nach der Bestimmung einer Vorauswahl von Zielstrukturen mit ähnlichen Einstichpunktvisualisierungen, konnte eine Pfadberechnung mit höherer Auflösung erfolgen, um die konkrete Eignung zu bestimmen.

### 4.2.2 Bedingung: Einstichwinkelbeschränkung

Wie in Abschnitt 3.3.3 beschrieben, wurde ergänzend zu den Bedingungen der Vorarbeit, eine Evaluierung des Einstichwinkels betrachtet.

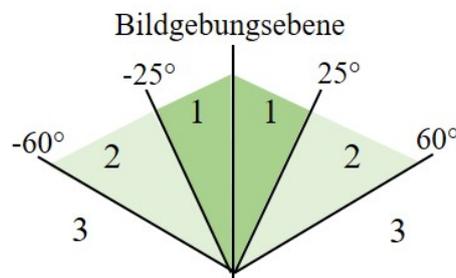
*Harte Bedingung: Ausschluss von Einstichwinkeln mit zu starker Neigung*

Einstichpfade mit einem Winkel von mehr als  $60^\circ$  zur Sagittalachse (nach vorne aus dem Körper heraus, bei einer liegenden Person senkrecht nach oben) wurden ausgeschlossen. Dies erfolgte basierend auf dem normierten Richtungsvektor des zu evaluierenden Pfades. Die maximale Neigung wurde dabei experimentell hinsichtlich der Sichtbarkeit der Tracker am Instrument für die optische Trackingkamera ermittelt. Die Evaluierung dieser harten Bedingung erfolgte vor den beiden vorangehend beschriebenen Parametern, um die Anzahl der durchgeführten Raycasts zu minimieren.

*Weiche Bedingung: Bevorzugung von Winkeln in der Bildgebungsebene*

Pfade, die innerhalb einer Bildgebungsebene lagen, wurden besser bewertet, als Pfade, für die mehrere Ebenen betrachtet werden mussten. Anders als bei der harten Bedingung wurde hier nur der Winkel zur Transversalebene betrachtet, nicht der Winkel zur Sagittalachse. Aus diesem Grund wurde der normierte Einstichvektor des Pfades zunächst in die Sagittalebene projiziert, ehe der Winkel zur Sagittalachse ermittelt wurde.

Die Abbildung auf das Intervall des Bedingungsgütewertes erfolgte in zwei Schritten und ist in Abbildung 4.3 dargestellt. Dadurch konnten zum Beispiel verstellbare Neigungen von CT-Gantrys berücksichtigt werden. Werte zwischen keiner Neigung und dem definierten maximal möglichen Neigungswinkel wurden sehr gut bewertet:  $[\text{Neigungswinkel}, 0] \rightarrow [0.9, 1]$ . Gemäß der im Jahr 2000 veröffentlichten Europäischen Richtlinien für Qualitätskriterien für Computertomografie beträgt der maximale Neigungswinkel der CT-Gantrys in der Regel  $\pm 25^\circ$  [192]. Dieser Wert wurde im Rahmen der vorliegenden Arbeit als Beispielwert verwendet. Daneben ist es aber auch möglich den Neigungswinkel auf null, etwa wenn die Gantry nicht verändert werden kann, oder den Maximalwinkel, zum Beispiel wenn eine MPR zum Einsatz kommt, zu setzen. Alle Werte zwischen dem Neigungswinkel und dem Maximalwinkel wurden anschließend auf den verbliebenen Bereich des Bedingungswert-Intervalls abgebildet:  $[\text{Maximalwinkel}, \text{Neigungswinkel}] \rightarrow [0, 0.9]$ .



**Abbildung 4.3:** Schematische Übersicht über die Parameter der Winkelbedingung. Der Bereich 1 wird auf einem Bedingungsgütewert zwischen 0.9 und 1 abgebildet und repräsentiert den Winkel in dem die Nadel noch in einer Ebene der Schichtbilder dargestellt werden kann. Bereich 2 wird auf 0 bis 0.9 abgebildet. Bereich 3 wird durch die harte Bedingung ausgeschlossen.

### 4.3 Umsetzung der Einstichpunktvisualisierung

Die Umsetzung der Einstichvisualisierung wurde grundlegend aus der Vorarbeit übernommen, wobei die verschiedenen Abstufungen der Darstellung nicht verwendet wurden. Der dort verwendete Ansatz sowie vorgenommene Erweiterungen werden nachfolgend beschrieben. Änderungen, die im Rahmen dieser Arbeit erfolgt sind, werden ergänzend erläutert.

#### 4.3.1 Ermittlung und Kategorisierung der Pfadgütewertes

Vor Erstellung der Visualisierung wurden zunächst die Bedingungsgütewerte, die im Zuge der Pfadberechnung in einem Textdokument gespeichert wurden, eingelesen. Die Zuweisung der Daten erfolgte über die Ziel-ID. Nach dem Einlesen der Daten wurde der Pfadgütewert für jeden Einstichpunkt ermittelt, indem jeweils der kleinste Wert bestimmt und zugewiesen wurde.

Bei der Erstellung der Visualisierung wurden Pfadgütewerte in vier Kategorien eingeordnet, um eine einfache Differenzierung von sicheren und unsicheren Pfaden zu ermöglichen. Die Aufteilung wurde gegenüber der Vorarbeit verändert. Dies folgte aus den vorgenommenen Ergänzungen der Pfadplanung und die Verwendung eines anderen Torso-Phantoms. Dabei wurde der Bereich für die vierte Kategorie von 0.9 - 1 auf 0.85 - 1 vergrößert, um für die Evaluierung mehr vergleichbare Ziele mit ausreichend großen Bereichen für alle Kategorien zur Verfügung zu haben. Die Kategorisierung ist in Tabelle 4.1 dargestellt. Kategorie 1 umfasste dabei unsichere Pfade, die etwa noch dicht an den Risikostrukturen liegen. Kategorie 2 beinhaltete Pfade, die weder besonders gut, noch besonders schlecht sind. Sichere Pfade waren in die Kategorien 3 und 4 eingeordnet, wobei die weitere Unterteilung eine gute Differenzierbarkeit der sichersten Pfade ermöglicht hat.

**Tabelle 4.1:** Kategorien des Pfadgütewertes mit den zugehörigen RGB-Tupeln der Grundfarbskalen.

|                            | <b>Kat. 0</b> | <b>Kat. 1</b> | <b>Kat. 2</b> | <b>Kat. 3</b> | <b>Kat. 4</b> |
|----------------------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|
| <b>Pfadgütewerte</b>       | -             | 0 - 0.2       | 0.2 - 0.6     | 0.6 - 0.85    | 0.85 - 1      |
| <b>RGB-Tupel blau-blau</b> | 8, 81, 156    | 49, 13, 189   | 107, 174, 214 | 189, 215, 231 | 239, 243, 255 |
| <b>RGB-Tupel blau-rot</b>  | 145, 191, 219 | 247, 247, 247 | 253, 219, 199 | 239, 138, 98  | 178, 24, 43   |
| <b>RGB-Tupel rot-grün</b>  | 165, 15, 21   | 49, 163, 84   | 116, 196, 118 | 186, 228, 179 | 237, 248, 233 |

#### 4.3.2 Definition der Farbskala und Ermittlung der Farbwerte

In der Vorarbeit wurde nur eine diskrete Farbskala mit farbigem Gegenpol implementiert. Für die Farbskala wurde ein Feld mit fünf zusammengehörigen RGB-Tupeln definiert. Im Rahmen dieser Arbeit wurden mehrere Skalen, sowohl mit als auch ohne farbigem Gegenpol, sowie diskret und kontinuierlich umgesetzt. Für alle diskreten Farbskalen wurde die grundlegende Umsetzung übernommen, wobei drei verschiedene Farbpaletten definiert wurden: Eine rot-grüne, eine blau-blaue und eine blau-rote. Die dabei verwendeten RGB-Tupel sind in Tabelle 4.1 einzusehen. Skalen ohne farbigem Gegenpol wurden nicht einzeln definiert, sondern nutzen dieselben Felder. Die

Umsetzung der kontinuierlichen Farbskalen erfolgte mit Hilfe eines Gradienten<sup>18</sup>, einer von Unity zur Verfügung gestellten Funktionalität, die zur Animation von Farben genutzt werden kann. Als Grundlage dienten die diskreten Farbskalen, wobei zwischen den vier Farbwerten für valide Einstichpunkte interpoliert wurde. Einzelne Farben über Abfrage eines Wertes zwischen 0 und 1 ermittelt werden, was eine direkte Auswertung des Pfadgütwertes ermöglicht hat. Für die Unterscheidbarkeit von möglichen und nicht validen Einstichbereichen wurde eine harte Trennung zwischen der ersten Farbe und der Gegenpoldarstellung erhalten.

Eine Übersicht über alle implementierten Farbskalen wird in Abbildung 4.4 gegeben, in Tabelle 4.2 wird die Zusammensetzung aus den einzelnen Komponenten dargestellt.

**Tabelle 4.2:** Übersicht über die Komponenten und Bezeichnungen der zwölf verschiedenen Farbskalen.

| Nicht mögliche Einstichbereiche | Mögliche Einstichbereiche | Diskret oder Kontinuierlich | Abkürzung |
|---------------------------------|---------------------------|-----------------------------|-----------|
| Nein                            | Blau                      | Diskret                     | NBD       |
| Blau                            | Blau                      | Diskret                     | BBD       |
| Nein                            | Blau                      | Kontinuierlich              | NBK       |
| Blau                            | Blau                      | Kontinuierlich              | BBK       |
| Nein                            | Rot                       | Diskret                     | NRD       |
| Blau                            | Rot                       | Diskret                     | BRD       |
| Nein                            | Rot                       | Kontinuierlich              | NRK       |
| Blau                            | Rot                       | Kontinuierlich              | BRK       |
| Nein                            | Grün                      | Diskret                     | NGD       |
| Rot                             | Grün                      | Diskret                     | RGD       |
| Nein                            | Grün                      | Kontinuierlich              | NGK       |
| Rot                             | Grün                      | Kontinuierlich              | RGK       |

### 4.3.3 Berechnung der Visualisierung

Die Einstichstellenvisualisierung wird mit Hilfe von Shadern erzeugt. Die Implementierung wurde aus der Vorarbeit übernommen, wobei einige Darstellungsparameter aufgrund des anderen Phantoms und der veränderten Farbskalen angepasst werden mussten. Verwendet wurde ein Vertex-and-Fragment-Shader, für den während der Laufzeit drei verschiedene Parameter gesetzt wurden: Die Textur-Koordinate, die gefärbt werden sollte, der Farbwert an der zu färbenden Stelle und die Farbe für nicht valide Einstichbereiche. Anhand dessen wurde eine Textur eingefärbt, die anschließend dargestellt werden konnte. Die Farbe für nicht valide Einstichstellen wurde einmalig bei Zuweisung der Farbskala definiert, sofern es sich um eine Skala mit farbigem Gegenpol handelte. Andernfalls wurde der Default-Wert, Schwarz, verwendet.

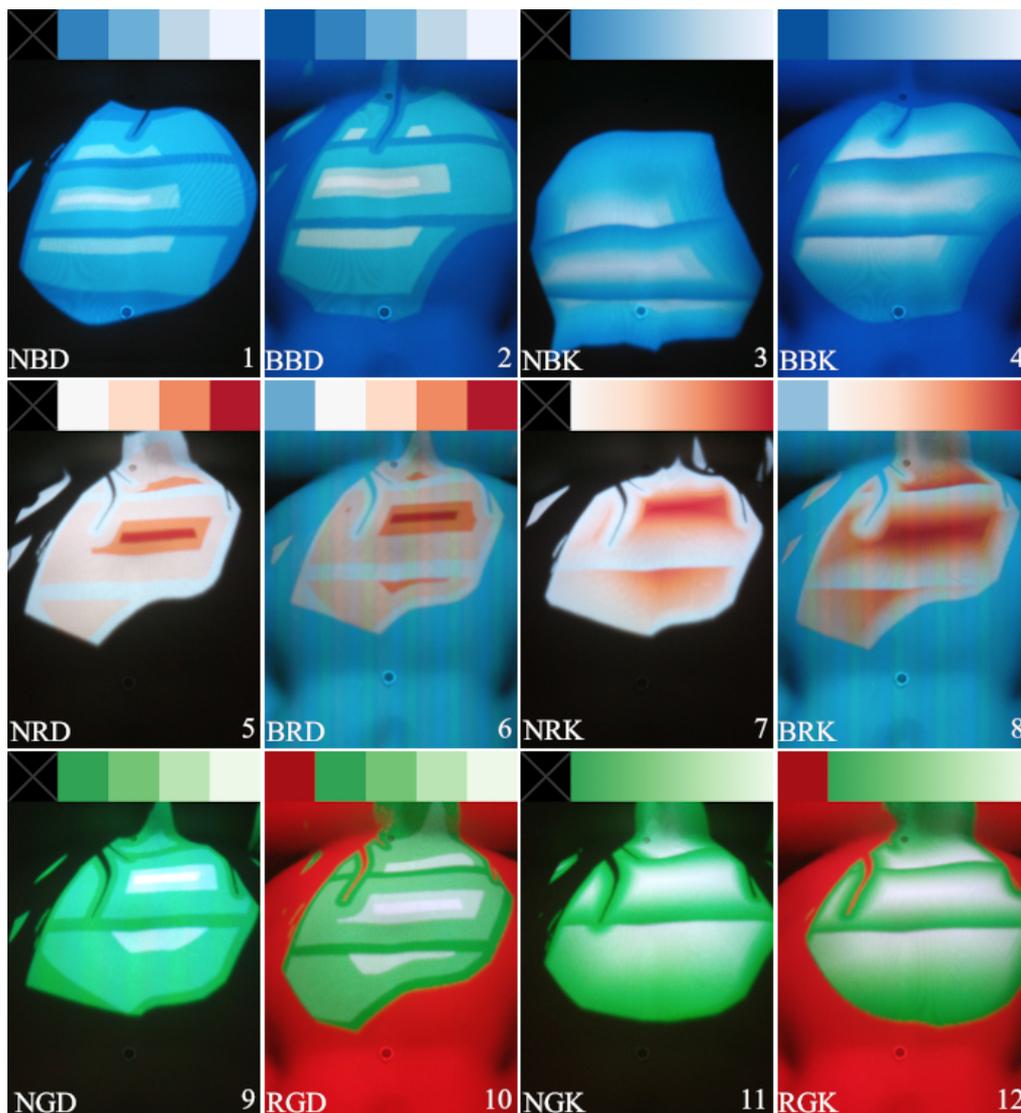
Zur Erzeugung der Visualisierung wurde an jeder Textur-Koordinate ein Punkt mit dem zugehörigen Farbwert gesetzt. Dabei wurde über eine Interpolation zwischen den Fragmenten ein weicher Übergang zur Umgebungsfarbe erzeugt. Die Größe der Punkte wurde dabei für die Auflösung des Abtastungsrasters, sowie dessen Verzerrung durch das verwendete Torso-Phantom

<sup>18</sup>Unity Dokumentation: Gradient.

<https://docs.unity3d.com/2019.3/Documentation/ScriptReference/Gradient.html>. Zugriff: 30.05.2021

optimiert, um eine gleichmäßige Farbdarstellung zu erzielen. Alle Punkte, denen noch keine Farbe für mögliche Einstichpunkte zugewiesen wurden, werden als nicht valide Einstichbereiche eingefärbt.

Nach Berechnung der Textur wurde diese dem Material der Oberfläche zugewiesen. Zur Darstellung musste dieses dabei einen Shader als Komponente haben, der eine Textur als Input akzeptiert. Im Rahmen dieser Arbeit wurde neben dieser opaken Darstellung darüber hinaus auch noch eine teils durchsichtige Oberfläche benötigt. Für diese wurde ein weiterer Shader implementiert, der schwarze Bereiche der zugewiesenen Textur transparent darstellt. Durch kleine Lücken zwischen den Punkten der Einstichvisualisierung wurde in den oberflächenerhaltenden Bereichen Semitransparenz erzeugt.



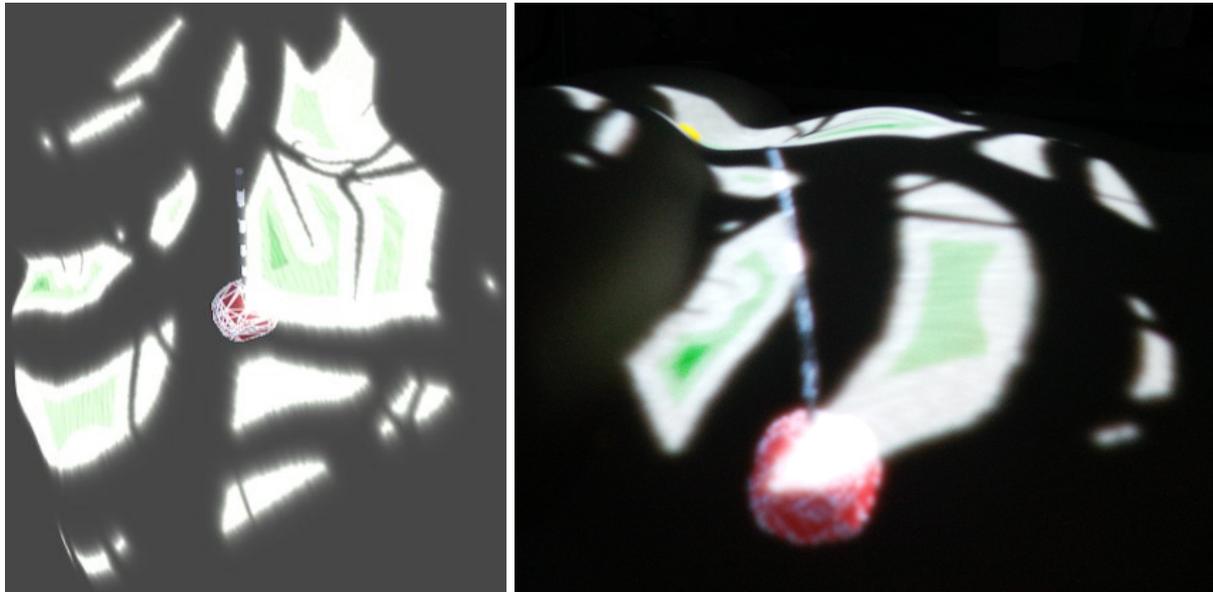
**Abbildung 4.4:** Übersicht über alle implementierten Farbskalen. In den Zeilen sind die drei Grundskalen dargestellt. (1. Zeile: blau-blau, 2. Zeile: blau-rot, 3. Zeile: rot-grün.)

In den Spalten sind die verschiedenen Darstellungsparameter aufgeführt. (1. Spalte: Diskret ohne farbigen Gegenpol, 2. Spalte: Diskret mit farbigen Gegenpol, 3. Spalte: Kontinuierlich ohne farbigen Gegenpol, 4. Spalte: Kontinuierlich mit farbigen Gegenpol.)

## 4.4 Umsetzung der Zielvisualisierung

Da in der Vorarbeit keine Zielvisualisierung integriert war, ist die nachfolgend beschriebene Umsetzung vollständig im Rahmen dieser Arbeit entstanden.

### 4.4.1 Konzept 1: 3D-Modell



**Abbildung 4.5:** Darstellung des 3D-Modells mit der Einstichvisualisierung in Unity (links) und mit der Projektion (rechts). Die Visualisierung setzt sich aus einem weißen Drahtgittermodell mit opaken, rot-braunen Flächen zwischen den Linien, sowie einer schwarz-weißen Referenzlinie zur Oberfläche zusammen. Bei dem rechten Bild ist zu beachten, dass das Foto leicht unscharf ist.

Beim ersten Konzept erfolgte die Darstellung des Ziels selbst als 3D-Drahtgittermodell mit einer Referenzlinie zur Oberfläche. Die Visualisierung ist in Abbildung 4.5 dargestellt. Als Modell wurde eine unregelmäßige Kugel mit vereinfachtem Polygonnetz verwendet. Die Form, Größe und Komplexität des Objektes wurde dabei hinsichtlich der guten Erkennbarkeit der einzelnen Polygone in P-AR gewählt und basierte nicht auf einer realen Zielstruktur.

Die Darstellung als Drahtgittermodell erfolgte unter Nutzung eines Geometry-Shaders. Die Implementierung wurde basierend auf einem Tutorial vorgenommen<sup>19</sup>. Für das Drahtgittermodell wurden die Polygone des Netzes mit Hilfe von Flat Shading ohne Krümmung dargestellt. Dafür wurde jedem Fragment eines Polygons dieselbe Flächennormale zugewiesen. Anschließend wurden die Kanten jedes Polygons eingefärbt. Dafür wurde der Abstand von jedem Fragment zur Kante des Polygons bestimmt und den Punkten innerhalb des definierten Abstandes zur Kante die Linien-Farbe zugewiesen. Die opaken Flächen zwischen den Linien wurden in einem dunklen Rot-Braun gefärbt, um gut von diesen differenzierbar zu sein. Die Linienfarbe wurde, analog zu den anderen Zielvisualisierungen, als Weiß gewählt, um eine gute Erkennbarkeit in der Projektion zu gewährleisten.

<sup>19</sup>Flat and Wireframe Shading.

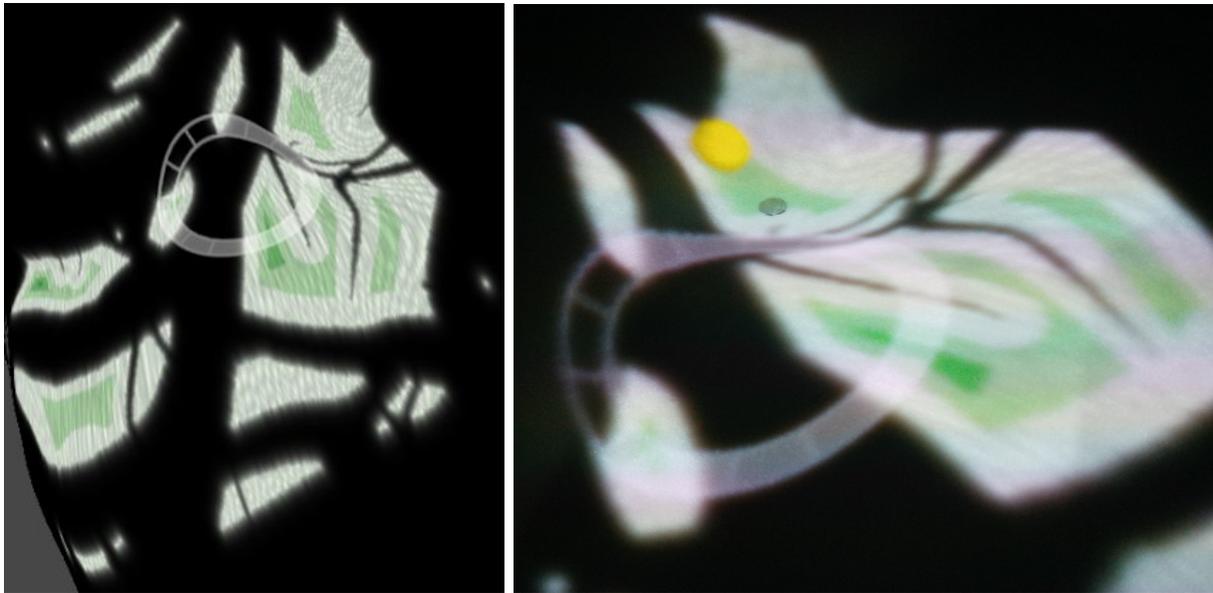
<https://catlikecoding.com/unity/tutorials/advanced-rendering/flat-and-wireframe-shading/>.

Zugriff: 14.04.2021

Für die Referenzlinie wurden von der Oberfläche aus bis zum Mittelpunkt des 3D-Modells alternierend in einem Abstand von 1 cm schwarze und weiße Zylinder dargestellt. Der Radius der Skala wurde als Kompromiss zwischen Sichtbarkeit und geringer Verdeckung gewählt und betrug 2.5 mm. Die Ausrichtung der Referenzlinie erfolgte an der Sagittalachse senkrecht nach oben. Zur Berechnung der Skala wurde zunächst der Startpunkt auf der Oberfläche über ein Raycasting bestimmt. Anschließend wurde von diesem Punkt aus in Richtung des Ziels die Linie aufgebaut.

Bei der Visualisierung des 3D-Modells musste die Darstellung der Einstichvisualisierung mit dem transparenten Oberflächenmaterial erfolgen, da die unterliegenden Strukturen sonst nicht gesehen werden konnten (s. Abschnitt 4.3.3). Während in Unity ein Unterschied erkennbar war, war dieser bei der Projektion der Visualisierung nicht sichtbar (s. Abbildung 4.5).

#### 4.4.2 Konzept 2: Ring



**Abbildung 4.6:** Darstellung des Rings mit der Einstichvisualisierung in Unity (links) und mit der Projektion (rechts). Die Visualisierung setzt sich aus der weißen Umrandung mit Abschnittsmarkierungen und einem hellgrauen Ladebalken, der die Tiefe darstellt, zusammen. Die Verzerrung des Rings ergibt sich aus der Oberflächenkrümmung des Phantoms. Bei der Betrachtung gerade von oben sieht der Ring korrekt aus. Bei dem rechten Bild ist zu beachten, dass das Foto leicht unscharf ist.

Für das zweite Konzept wurde ein Ring direkt auf der Oberfläche dargestellt, auf der auch die Einstichvisualisierung zu sehen ist. Die Visualisierung ist in Abbildung 3.9 dargestellt. Um sicherzustellen, dass der Ring exakt auf der Oberfläche liegt, wurde eine virtuelle Projektion verwendet.

Grundlage der Visualisierung waren Bilddateien der weißen Grundstruktur des Rings, sowie des hellgrauen Ladebalkens im Inneren. Das Grundgerüst des Rings bestand aus fünfzehn Abschnitten (entsprechend der maximalen Einstichtiefe). Die Tiefe des Ziels wurde über den Füllstand des Rings gekennzeichnet, wobei ein voll gefüllter Ring eine Tiefe von 15 cm dargestellt hat. Dafür wurde die radiale Füllfunktion der Image-Komponente von Unity verwendet, die ein Zuschneiden des Bildes in ein Kreissegment, basierend auf einem Wert zwischen null und eins, erlaubt.

Der Füllparameter wurde für jedes Ziel relativ zur maximalen Einstichtiefe ermittelt. Die Bilder waren unabhängig von der Oberfläche platziert und wurden nicht direkt gezeigt. Eine virtuelle Kamera hat die Darstellung in eine Textur gerendert. Diese wurde durch einen virtuellen Projektor<sup>20</sup> auf die Oberfläche projiziert. Durch eine additive Darstellung sollte die Sichtbarkeit der Einstichvisualisierung, wie auch die des Rings ermöglicht werden. Der Projektor wurde in einem festen Abstand entlang der Sagittalachse über dem Ziel platziert. Durch die Verwendung einer orthographischen Projektion wurde eine gleichmäßige Größe der Darstellung auch bei variierenden Abständen zwischen Projektor und Oberfläche sichergestellt.

Bei der Visualisierung des Rings musste die Darstellung der Einstichvisualisierung mit dem opaken Oberflächenmaterial erfolgen, da sonst keine Projektion des Ringes auf die Oberfläche erfolgen konnte (s. Abschnitt 4.3.3).

#### 4.4.3 Konzept 3: Positions-Pin



**Abbildung 4.7:** Darstellung des Positions-Pins mit der Einstichvisualisierung in Unity (links) und mit der Projektion (rechts). Die Visualisierung setzt sich aus einem weißen, immer zur betrachtenden Person orientierten, Positions-Pin und einer Zahl zur Tiefenangabe zusammen. Bei dem rechten Bild ist zu beachten, dass das Foto leicht unscharf ist.

Für das dritte Konzept wurde ein auf der Oberfläche stehender Positions-Pin zur Darstellung des Ziels verwendet. Grundlage der Visualisierung war eine Grafik, die einen weißen Positions-Pin mit einem transparenten Kreis im oberen Bereich dargestellt hat. Der Pin wurde entlang der Sagittalachse direkt oberhalb des Ziels auf der Oberfläche platziert, wobei der Punkt über ein Raycasting ermittelt wurde. Um eine permanente Sichtbarkeit der zweidimensionalen Grafik zu gewährleisten, wurde das Bild immer zu der virtuellen Kamera rotiert, die für die Berechnung der perspektivisch korrekten Darstellung verwendet wurde (s. Abschnitt 4.1.3). Die Spitze des Positions-Pins diente dabei als Pivot-Punkt für die Rotation, um eine Platzierung gerade über dem Ziel zu gewährleisten.

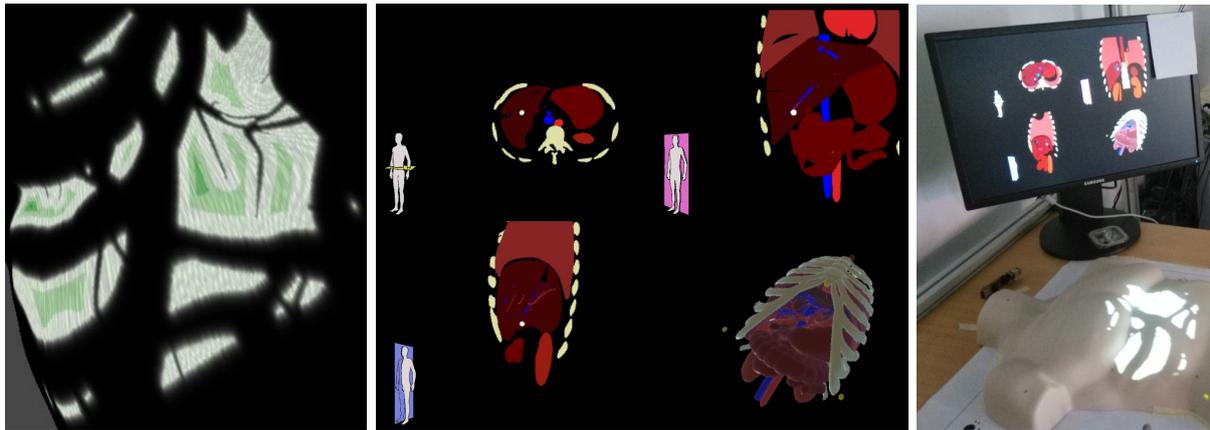
<sup>20</sup>Unity Manual: Projector.

<https://docs.unity3d.com/Manual/class-Projector.html>. Zugriff: 31.05.2021.

Die Tiefendarstellung erfolgte als Zentimeterangabe im oberen Teil des Positions-Pins. Die Ermittlung der Distanz wurde im Zuge des Raycastings zur Positionsbestimmung umgesetzt. Die Tiefe wurde auf eine Nachkommastelle gerundet und anschließend als weißer Text dargestellt.

Für den Positions-Pin konnte die Einstichvisualisierung sowohl mit dem transparenten als auch opaken Oberflächenmaterial dargestellt werden (s. Abschnitt 4.3.3).

#### 4.4.4 Standard-Visualisierung: Medizinische Schichtbilddarstellung



**Abbildung 4.8:** Darstellung der Standard-Visualisierung in Unity (Mitte), der zugehörigen Einstichvisualisierung ohne Zieldarstellung (links) und die Ansicht im Studienaufbau (rechts). Die Visualisierung setzt sich aus drei Schnittbildern (sagittale, transversale und frontale Ebene), sowie einer 3D-Darstellung zusammen.

Die Standard-Visualisierung wurde im Rahmen der Studienimplementierung entwickelt und diente ausschließlich zu Evaluierung der Visualisierung. Im eigentlichen Interventionskontext wird eine Darstellung der medizinischen Sichtbilddaten als gegeben angenommen. Darauf aufbauend wurde als Standard eine Visualisierung implementiert, die an der Ansicht von DICOM-Viewern orientiert ist. Es erfolgte keine Darstellung des Ziels mit P-AR. Eine Interaktion mit der Anwendung war dabei nicht möglich, es konnte nur die Schicht, in der das Ziel liegt, betrachtet werden. Um eine einfachere Zuordnung der anatomischen Strukturen zu ermöglichen, wurden diese eingefärbt (s. Abbildung 4.8). Das Ziel selber wurde, analog zu den anderen Zielvisualisierungen, weiß dargestellt und durch einen Kreis repräsentiert.

Die Implementierung der Standard-Visualisierung erfolgte in einer eigenen Anwendung, um eine Darstellung auf einem separaten Monitor zu ermöglichen. Die Visualisierung setzte sich aus drei Schichtbildern (sagittal, transversal und frontal), sowie einer 3D-Darstellung zusammen. Die Bildebenen waren durch Symbole gekennzeichnet (s. mittleres Bild in Abbildung 4.8), wobei die Farbkodierung der Schnittebenen analog zum RadiAnt Dicom Viewer<sup>21</sup> erfolgte. Eine vergleichbare Zuordnung ist auch in Abbildung 3.6 zu sehen.

Die Schnittansichten wurden durch eine Auftrennung der Polygonnetze erzeugt. Die Implementierung erfolgte auf Basis eines auf GitHub zur Verfügung gestellten Unity-Projektes<sup>22</sup>. Dieses ermöglicht eine Durchtrennung von Objekten basierend auf einer Linie die mit der Maus gezeichnet wird. Die Schnittflächen werden mit einem Triangulations-Algorithmus geschlossen,

<sup>21</sup>RadiAnt Dicom Viewer. <https://www.radiantviewer.com/>.  
Zugriff: 31.05.2021.

<sup>22</sup>Hugo Scurti. GitHub-Repository: Mesh-Cutter, 2019. <https://github.com/hugoscurti/mesh-cutter>.  
Zugriff: 31.05.2021.

anschließend können die zertrennten Objekte voneinander weg bewegt werden. Die bestehende Implementierung wurde so abgeändert, dass durch Angabe eines Punktes und einer anatomischen Ebene eine Schnittfläche definiert wird. Über die Zuweisung von verschiedenen Objekt-Ebenen erfolgte die Definition, welche Strukturen in welchem Schritt getrennt wurden. Für jedes Ziel wurden vier Anatomiemodelle, übereinstimmend mit dem in der Hauptanwendung zum Einsatz kommenden Aufbau, definiert. Jedes Modell war dabei einer der vier Ansichten, sagittal, transversal, frontal und 3D, zugeordnet. Die Schnittebene wurde basierend auf dieser Zuordnung und der Position des Ziels definiert.

Durch virtuelle Kameras wurden jeweils die Schnittansichten sowie die 3D-Ansicht in eine Textur gerendert. Durch die Platzierung einer schwarzen Fläche in festem Abstand zur Schnittebene wurde sichergestellt, dass nur Strukturen innerhalb einer Schicht gesehen werden können. In der Anwendung waren so nur die erzeugten Texturen sichtbar, nicht die Objekte selber.

Aufgrund der hohen Anzahl an Objekten die zertrennt wurden, war die Berechnung der Schnittbilder sehr zeitaufwendig. Neben der vorangehend vorgestellten Implementierung wurde auch ein weniger rechenintensiver Lösungsansatz basierend auf Shadern erprobt, der jedoch aufgrund der geschachtelten Modelle nicht verwendet werden konnte. Dabei wurde der Effekt einer Schnittansicht nachgestellt, indem Teile eines Objektes transparent gerendert wurden. Mit den inneren Flächen des Polygonnetzes konnte anschließend über eine diffuse Darstellung eine scheinbar ebene Schnittfläche erzeugt werden. Das Verfahren versagt jedoch, sobald verschiedene Objekte geschachtelt werden. Neben den vaskulären Strukturen gab es auch Artefakte in den Modellen, die das erschwert haben. Beim letztendlich gewählten Verfahren stellten geschachtelte Objekte kein Problem dar. Hier war jedoch die Unterscheidbarkeit von Schnittflächen der innenliegenden und der umgebenden Objekte nicht gegeben, da diese direkt übereinander lagen. Um dem zu begegnen wurde ein zeitversetztes Zerteilen von geschachtelten Strukturen implementiert. So konnten innere Objekte mit einem kleinen Versatz zur eigentlichen Schnittebene getrennt werden, um direkt überlagerte Schnittflächen zu vermeiden. Dennoch problematisch waren die Modellartefakte, die vereinzelt zum Versagen der Triangulation geführt haben. So entstanden einzelne, nicht gefärbte Dreiecke (s. mittleres Bild in Abbildung 4.8), die jedoch die Erkennbarkeit der Gesamtstruktur nicht beeinflusst haben.

Da zu dem verwendeten Torso-Phantom keine passende Anatomie verfügbar war, mussten andere Modelle verwendet werden. Dies führte dazu, dass die erkennbaren anatomischen Landmarken des Phantoms nicht mit der verwendeten Anatomie übereingestimmt haben. Um eine Übertragung der Schichtbilddaten dennoch zu ermöglichen, wurden Referenzpunkte an den Rippenbögen und der Spitze des Brustbeins ergänzt. Die dafür verwendeten gelben Kugeln waren sowohl in der Standard-Visualisierung zu sehen (s. 3D-Darstellung unten rechts im mittleren Bild in Abbildung 4.8), als auch in der Projektion (z.B. im rechten Bild in Abbildung 4.7). Die Farbe und Struktur der Referenzpunkte wurde so gewählt, dass die Einstichvisualisierung möglichst wenig beeinflusst wurde und eine Verwechslung vermieden werden konnte.

## 4.5 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde die Umsetzung der Anwendung, die als Basis zur Evaluierung der Fragestellung dient, beschrieben. Im ersten Schritt wurden die technischen Rahmenbedingungen betrachtet. Die Einbindung der Trackingmethoden für die Kopf- und Nadelverfolgung, sowie der Projektoren zur Darstellung der Visualisierungen wurde erläutert und die Registrierungsverfahren beschrieben. Anschließend wurde die Umsetzung der Pfadplanung vorgestellt, beginnend mit der bereits in der Vorarbeit erfolgten Implementierung, deren Kenntnis zum Verständnis der vorgenommenen Änderungen erforderlich war. Hinsichtlich der Einstichvisualisierungen wurden nur wenig Änderungen gegenüber der Vorarbeit vorgenommen. Diese wurden bei der Beschreibung der Implementierung hervorgehoben. Abschließend wurde die Umsetzung der Zielvisualisierung erläutert, die vollständig im Rahmen dieser Arbeit erfolgte. Für die Konzepte *3D-Modell*, *Ring* und *Positions-Pin* wurde die allgemeine Implementierung beschrieben. Zur Nutzung bei der Evaluierung in der Hauptstudie wurde zudem die *Standard*-Visualisierung umgesetzt, die eine medizinische Schichtbilddarstellung imitieren soll.

# 5 Evaluierung

Die Evaluierung der Fragestellung erfolgte in zwei Schritten. Im Rahmen einer Vorstudie wurden zunächst verschiedene Darstellungsparameter für die Einstichvisualisierung betrachtet. Diese kamen in der anschließenden Hauptstudie zur Anwendung, bei der eine Kombination aus Einstich- und Zieldarstellung untersucht wurde.

## 5.1 Evaluierung der Einstichpunktvisualisierung

Im Rahmen einer Vorstudie wurden die vorangehend erarbeiteten Farbskalen evaluiert. Dafür wurde eine explorative Design-Informationsstudie geplant, bei der der Fokus nicht auf dem Vergleich verschiedener konkreter Farbskalen lag, sondern auf der Evaluierung der Parameter. Es wurde die intuitive Wahrnehmung der Farbpalette, die Nutzerwahrnehmung der erarbeiteten Farbskalen und der Vergleich aller Komponenten betrachtet. Nachfolgend wird zunächst das Design und die Umsetzung der Studie beschrieben, anschließend die Ergebnisse präsentiert und abschließend diskutiert.

### 5.1.1 Design der Studie

Nach Evaluierung der pandemischen COVID-19-Situation im Zeitraum der geplanten Studiedurchführung, wurde die Durchführung einer Onlinestudie entschieden. Diese wurde als eine in drei Abschnitte gegliederte Umfrage gestaltet. Die einzelnen Kapitel mit den dort betrachteten Variablen werden nachfolgend beschrieben.

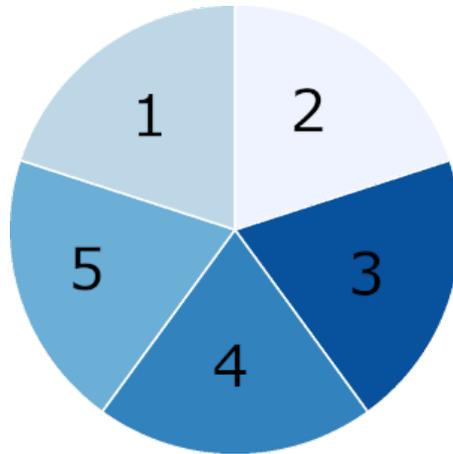
#### **Abschnitt 1: Intuitive Wahrnehmung der Farbpaletten**

Im ersten Abschnitt der Studie sollte die intuitive Wahrnehmung der Grundfarbskalen (blau-blau, blau-rot und rot-grün) evaluiert werden. Dafür wurden in randomisierter Reihenfolge die Farbpaletten dargestellt. Zunächst wurden die Teilnehmenden immer folgendermaßen über die grundlegende Aufteilung der Farbskalen informiert: *„Ein Abschnitt stellt dabei nicht mögliche Einstichpunkte dar. Vier Abschnitte stellen mögliche Einstichpunkte dar, die von unsicher bis sicher eingestuft werden können.“*. Anschließend wurde jeweils eine der Farbskalen als Kreis mit durchnummerierten Farben dargestellt (s. Abbildung 5.1), wobei die Anordnung und Orientierung der Farbabschnitte sowie die Nummerierung bei allen drei Skalen unterschiedlich war. Eine Darstellung als Kreis wurde gewählt, um die Ordnung innerhalb der Skala erhalten zu können, ohne die Aufgabe durch die Darstellung zweier Pole trivial zu machen. Durch die Nummerierung wurde eine eindeutige Adressierung der einzelnen Abschnitte ermöglicht. Zu jeder Farbskala sollten drei Fragen beantwortet werden:

- Welche Farbe stellt nicht mögliche Einstichstellen dar?
- Welche Farbe stellt die sichersten möglichen Einstichstellen dar?
- Welche Farbe stellt die unsichersten möglichen Einstichstellen dar?

Als Antwort sollte jeweils ein Zahlenwert zwischen eins und fünf, gemäß der durchnummerierten Farbabschnitte, angegeben werden. Abschließend hatten die Teilnehmenden bei jeder Skala die Möglichkeit, eigene Anmerkungen zu ergänzen. Die Reihenfolge der drei Grundfarbskalen wurde zwischen den Personen randomisiert.

Als unabhängige Variable wurden die drei Grundfarbskalen betrachtet. Als abhängige Variable wurde die *Fehleranzahl bei der Farbzuordnung* für die drei gestellten Fragen betrachtet.



**Abbildung 5.1:** Darstellung der blau-blauen Grundfarbskala als Kreis zur Evaluierung der intuitiven Farbwahrnehmung. Die Nummern ermöglichen einen Verweis auf die Abschnitte und sind für jede der drei Farbpaletten anders angeordnet. Auch die Farbabfolge ist jeweils unterschiedlich.

## Abschnitt 2: Nutzerwahrnehmung der einzelnen Farbskalen

Zu Beginn des zweiten Abschnittes wurde zunächst allgemein der nachfolgend verwendete Aufbau der einzelnen Farbskalen erläutert. Es wurde darauf hingewiesen, dass zwölf unterschiedliche Farbskalen evaluiert werden, die sich in Farbpalette, Darstellung des Gegenpols sowie kontinuierlicher oder diskreter Unterteilung unterscheiden. Die Teilnehmenden wurden gebeten, die Fragen immer nur für die aktuelle Skala zu beantworten und in diesem Abschnitt keine Vergleiche zwischen den Skalen zu ziehen.

Für jede der zwölf evaluierten Farbskalen (s. Abbildung 4.4) wurde anschließend die allgemeine Erläuterung spezifiziert. Erfolgte keine farbige Darstellung des Gegenpols, wurden die Teilnehmenden explizit darauf hingewiesen, dass schwarz dargestellte Abschnitte nicht Teil der Farbskala sind, sondern signalisieren, dass nicht mögliche Einstichbereiche nicht visualisiert werden. Zusätzlich wurde die Nutzungsintention kurz erklärt. Für jede Erklärung wurden zwei Bilder dargestellt (s. Abbildung 5.2): Eine Abbildung der Skala selbst mit nummerierten Farbwerten, wobei das linke Ende immer die nicht möglichen und das rechte Ende immer die sichersten Einstichbereiche darstellt, sowie ein Beispielbild. Dieses zeigt die Projektion der Skala auf einem Torso-Phantom.

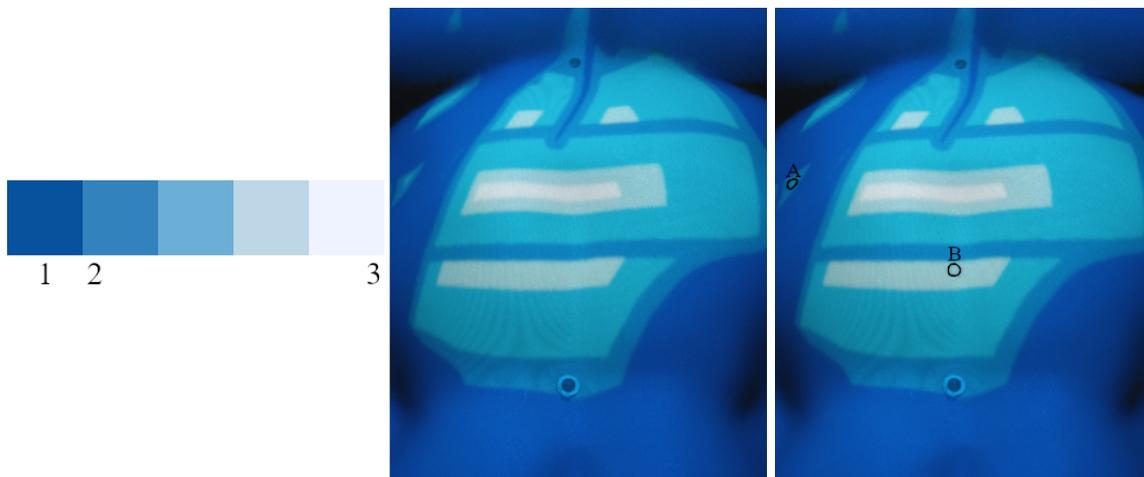
Nach der Erläuterung der Farbskala wurde den Teilnehmenden eine Abbildung mit zwei Markierungen gezeigt (s. Abbildung 5.2). Dabei sollte jeweils angegeben werden, welcher der beiden Punkte der sicherere Einstichpunkt ist, oder ob sie keinen Unterschied erkennen. Diese Aufgabe wurde zweimal durchgeführt, einmal mit Markierungen in verschiedenen Kategorien und einmal in derselben Kategorie. Dadurch sollte die Unterscheidbarkeit von verschiedenen dargestellten Punkten ermöglicht werden.

Anschließend wurden vier Fragen zur Evaluierung der subjektiven Sicherheit bei der Wahrnehmung der Farbskala gestellt:

- Wie sicher oder unsicher bist Du Dir beim Erkennen nicht möglicher Einstichpunkte?
- Wie sicher oder unsicher bist Du Dir beim Erkennen möglicher Einstichpunkte?
- Wie sicher oder unsicher bist Du Dir beim Erkennen besonders guter Einstichpunkte?
- Wie sicher oder unsicher bist Du Dir beim Erkennen von sicheren Einstichpunkten?

Jede dieser Fragen sollte auf einer 6-Punkt-Likert Skala mit den Kategorien "sehr unsicher", "unsicher", "eher unsicher", "eher sicher", "sicher" und "sehr sicher" beantwortet werden. Abschließend hatten die Teilnehmenden bei jeder Skala die Möglichkeit, eigene Anmerkungen zu ergänzen. Die Reihenfolge der Farbskalen wurde zwischen den Personen randomisiert.

Als unabhängige Variable dienten in diesem Abschnitt die zwölf unterschiedlichen Ausprägungen der drei betrachteten Grundfarbskalen. Als abhängige Variablen wurde die *Fehleranzahl bei der Punktunterscheidung* jeweils für Punkte in derselben und in verschiedenen Kategorien betrachtet, sowie die *Subjektive Sicherheit bei der Farbzuzuordnung* für nicht mögliche, mögliche, besonders gute und sichere Einstichpunkte.



**Abbildung 5.2:** Abbildung der diskreten Ausprägung der blau-blauen Grundskala mit farbiger Gegenpoldarstellung als Beispiel für die Abbildungen im zweiten Abschnitt der Vorstudie. Links ist die Skala mit nummerierten Farbwerten dargestellt, wobei 1 immer links den unsicheren Farbwert und 3 immer rechts den sichersten Wert kennzeichnet. Im mittleren Bild wird ein Foto der aufprojizierten Einstichvisualisierung mit der betrachteten Farbskala gezeigt. Rechts ist ein Beispiel für eine Punktunterscheidungsaufgabe mit der diskreten Ausprägung der blau-blauen Grundskala mit farbiger Gegenpoldarstellung. Die Punkte liegen in verschiedenen Kategorien.

### Abschnitt 3: Gegenüberstellung der Komponenten

Im letzten Abschnitt der Studie sollten die einzelnen Farbskalen und ihre Komponenten direkt miteinander verglichen werden. Dafür wurden zunächst alle betrachteten Möglichkeiten der Parameter einander gegenübergestellt. Folgende Optionen wurden betrachtet:

- Farbübergänge: Kontinuierlich und Diskret
- Darstellung möglicher Einstichstellen: Rot, Blau und Grün
- Darstellung nicht möglicher Einstichstellen: Rot, Blau, Grün und keine Darstellung

Alle Parameter wurden einander paarweise gegenübergestellt, wobei jeweils eine Option oder keine Präferenz gewählt werden konnte. Durch die abstrakte Gegenüberstellung der Komponenten alleine, ohne die zugehörigen Farbskalen, sollten auch Konzepte, die nicht miteinander verglichen wurden, betrachtet werden.

Danach wurden alle zwölf Farbskalen durchnummeriert und mit Beispielbildern zusammen dargestellt (s. Abbildung 4.4) und den Teilnehmenden fünf Fragen gestellt:

- Welche Skala findest Du am Effektivsten zur Bestimmung der besten (sichersten) Einstichbereiche?
- Welche Skala findest Du am Effektivsten zur Bestimmung der schlechten (unsicheren) Einstichbereiche?
- Welche Skala findest Du ästhetisch am Ansprechendsten?
- Welche Skala ist am Besten bei Projektion auf Haut erkennbar?
- Welche Skala findest Du insgesamt am Besten?

Als Antwort sollte jeweils ein Zahlenwert zwischen eins und zwölf, gemäß der durchnummerierten Farbskalen, angegeben werden. Hierzu hatten die Teilnehmenden wieder die Möglichkeit, eigene Anmerkungen zu ergänzen. Abschließend wurde gefragt, ob noch Anmerkungen zu den Farbskalen im Speziellen oder der Studie im Allgemeinen bestehen, und die Umfrage beendet.

Als unabhängige Variable im ersten Teil wurden die einzelnen Komponenten betrachtet, im zweiten die zwölf Farbskalen. Als abhängige Variable wurde jeweils die *Häufigkeit*, mit der eine Ausprägung gewählt wurde, evaluiert.

### Wahl der Teilnehmenden

Da im Rahmen der Vorstudie der Fokus auf der Evaluierung verschiedener Farbskalen liegt, und nicht auf der Einstichvisualisierung beziehungsweise deren Einsatzbereich selber, wurden keine Anwerbungsbeschränkungen für die Teilnehmenden erhoben. Die Einladungen zur Studie wurden daher mit Bitte um Weitergabe an Personen aus der Arbeitsumgebung sowie dem Familien- und Freundeskreis gesandt.

## Studienimplementierung

Für die Studie wurden, wie in Abschnitt 4.2.1 beschrieben, zwölf verschiedene Ziele berechnet. Dabei wurde der Fokus auf eine großflächige Darstellung der Einstichvisualisierung gelegt, bei der alle vier Kategorien gut sichtbar sind, und nicht auf die Realitätstreue. Für alle ermittelten Ziele wurde eine Pfadberechnung durchgeführt (s. Abschnitt 4.2).

Basierend auf den ermittelten Pfadgütwerten wurden anschließend die Punktpaare für die Punktunterscheidung im zweiten Abschnitt bestimmt. Für die Punkte in derselben Kategorie wurde jeweils ein Punkt mit einer Güte von 0.4 - 0.45 und einer mit einer Güte von 0.5 - 0.55 festgelegt, wobei darauf geachtet wurde, dass das Paar in der Darstellung durch andere Kategorien getrennt wurde. Für die Punkte in verschiedenen Kategorien wurden Punkte mit einer Pfadgüte von 0.3-0.4 und 0.7 - 0.8 gewählt.

Anschließend wurden Fotos von der Projektion der Einstichvisualisierung selber, sowie mit dargestellten Punktpaaren aufgenommen.

### 5.1.2 Ergebnisse

Nachfolgend wird eine Übersicht über die Vorverarbeitung und Auswertung der erhobenen Daten gegeben. Die Ergebnisse werden anschließend vorgestellt und diskutiert.

#### Teilnehmende

Die Studie wurde über einen Zeitraum von zwei Wochen durchgeführt. Insgesamt haben in der Zeit 46 Personen (22m, 23w, 1d; Alter: 21-63 Jahre, Median: 27 Jahre) an der vollen Umfrage teilgenommen. Eine teilnehmende Person hat dabei eine Rot-Grün-Schwäche angegeben.

Die Hintergründe der Teilnehmenden waren sehr divers hinsichtlich bestehenden Wissens zu AR, P-AR, Datenvisualisierung, Farbnutzung in Visualisierungen und Farbwahrnehmung. In Tabelle 5.1 ist dies näher aufgeführt. Bekannt waren die Bereiche meist aus privater Nutzung von Anwendungen sowie Kontakt bei der Arbeit oder dem Studium.

**Tabelle 5.1:** Übersicht über die Einschätzung des Hintergrundwissens zu verschiedenen Themenbereichen, die von den Teilnehmenden angegeben wurde.

|  | <b>Sehr wenig</b> | <b>Wenig</b> | <b>Medium</b> | <b>Gut</b> | <b>Sehr gut</b> |
|--|-------------------|--------------|---------------|------------|-----------------|
| <b>AR</b>                              | 11                | 7            | 7             | 13         | 8               |
| <b>P-AR</b>                            | 13                | 10           | 9             | 9          | 5               |
| <b>Datenvisualisierungen</b>           | 8                 | 6            | 14            | 12         | 6               |
| <b>Farbnutzung in Visualisierungen</b> | 8                 | 13           | 12            | 8          | 5               |
| <b>Farbwahrnehmung</b>                 | 2                 | 11           | 9             | 14         | 10              |

## Datenaufbereitung

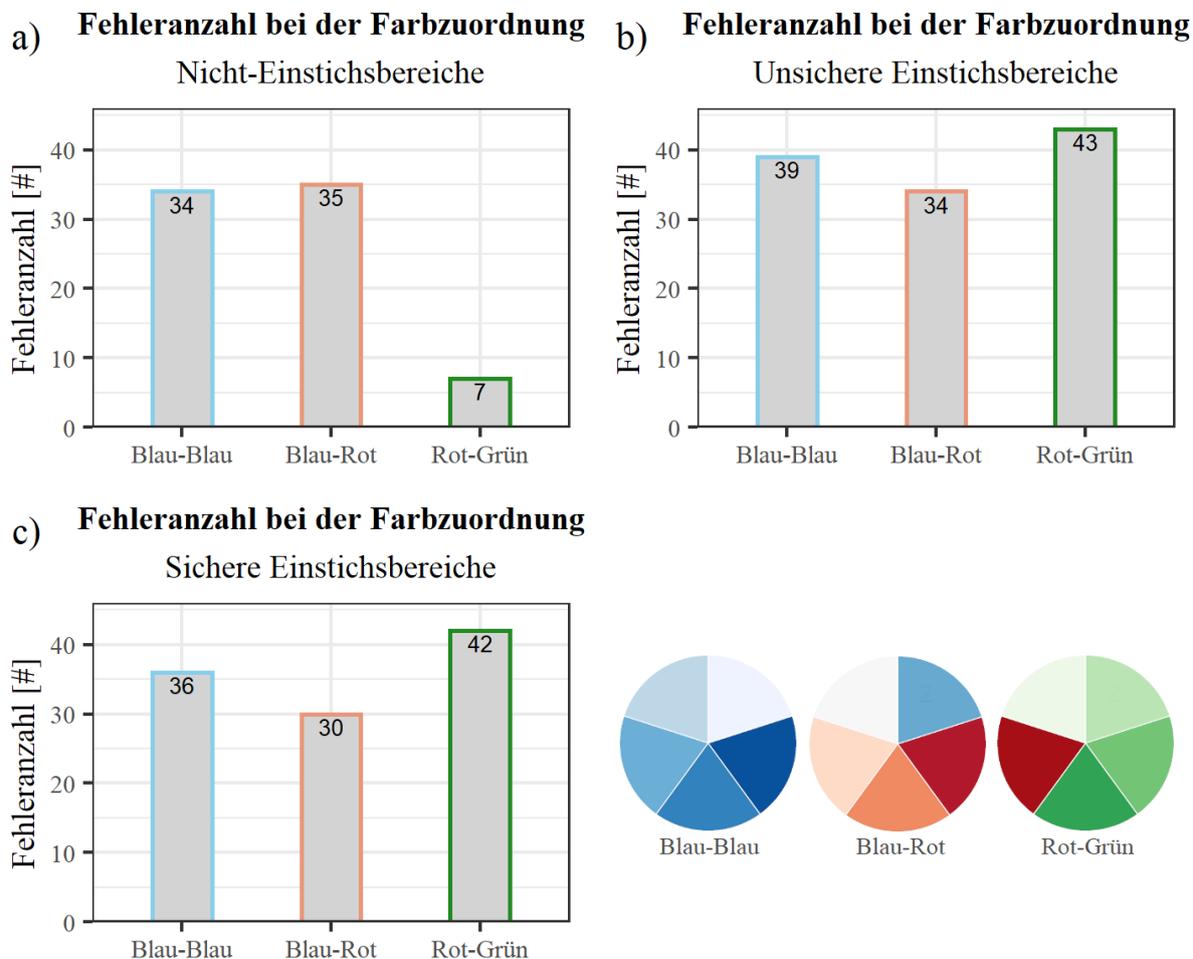
Für alle Variablen des ersten Abschnitts (intuitive Farbwahrnehmung) und der Punktunterscheidung im zweiten Teil (Nutzerwahrnehmung der einzelnen Farbskalen), wurde die Korrektheit der Antworten der Teilnehmenden ausgewertet und die Fehleranzahl ermittelt. Für die Gegenüberstellung der Komponenten aus dem dritten Abschnitt (Vergleich der Komponenten) wurde ermittelt, wie oft eine Option gewählt wurde.

## Auswertung und Interpretation der Ergebnisse

Nachfolgend werden abschnittsweise die Ergebnisse der Vorstudie vorgestellt. Die Auswertung erfolgt rein deskriptiv, da der Fokus der Studie darauf liegt, die beste Komponentenzusammensetzung zu finden, nicht die Beste der betrachteten Farbskalen.

### Abschnitt 1: Intuitive Wahrnehmung der Farbpaletten

Die Ergebnisse der Fehleranzahl für die Farbzuordnung von nicht möglichen, sicheren und unsicheren Bereichen sind in Abbildung 5.3 dargestellt.



**Abbildung 5.3:** Effekte der Grundfarbskalen auf die Fehleranzahl bei der Farbzuordnung für a) Nicht mögliche Einstichsbereiche, b) Unsichere Einstichsbereiche, c) Sichere Einstichsbereiche. Die verwendeten Farbskalen sind unten rechts zusätzlich dargestellt.

Für die blau-blaue und die rot-blaue Skala zeigen sich bei allen Farbzuoordnungen eher hohe Fehlerzahlen. Bei der rot-grünen Skala wurde die Farbe für nicht mögliche Einstichbereiche meistens korrekt zugeordnet, dafür ist die Zuordnung der sicheren und unsicheren Bereiche fast immer falsch.

Die gleichmäßig hohe Zahl bei der blau-blauen Skala kann darauf zurückzuführen sein, dass bei der sequentiellen Skala zwar eine Ordnung der Farbwerte wahrnehmbar ist, für die Farbpole aber keine intuitive Zuordnung für "richtig" oder "falsch" besteht. Wird ein Ende der Skala falsch zugeordnet, resultiert dies meist auch in einer nicht korrekten Zuweisung der anderen Optionen. Dies wurde auch mehrfach angemerkt. Darüber hinaus wurden die Abstufungen als schlecht unterscheidbar beschrieben.

Bei der rot-blauen Skala haben mehrere Teilnehmende angegeben, dass sie rot als unsichere Einstichstelle interpretieren. Sie waren der Meinung, dass das dunkelste Rot nicht mögliche Einstichstellen und durch die anderen beiden Rottöne die unsichereren Kategorien repräsentiert werden. Das ermöglicht eine einfachere Identifikation von weniger sicheren Bereichen, da diese farblich näher an den nicht möglichen Punkten sind. Konträr dazu steht, dass in der Regel kräftigere Farben mit positiveren Werten assoziiert werden [183]. Dies kann erklären, weshalb die geringste Fehleranzahl bei der Erkennung der sicheren Einstichbereiche, die durch den kräftigsten Farbton dargestellt wurden, aufgetreten ist.

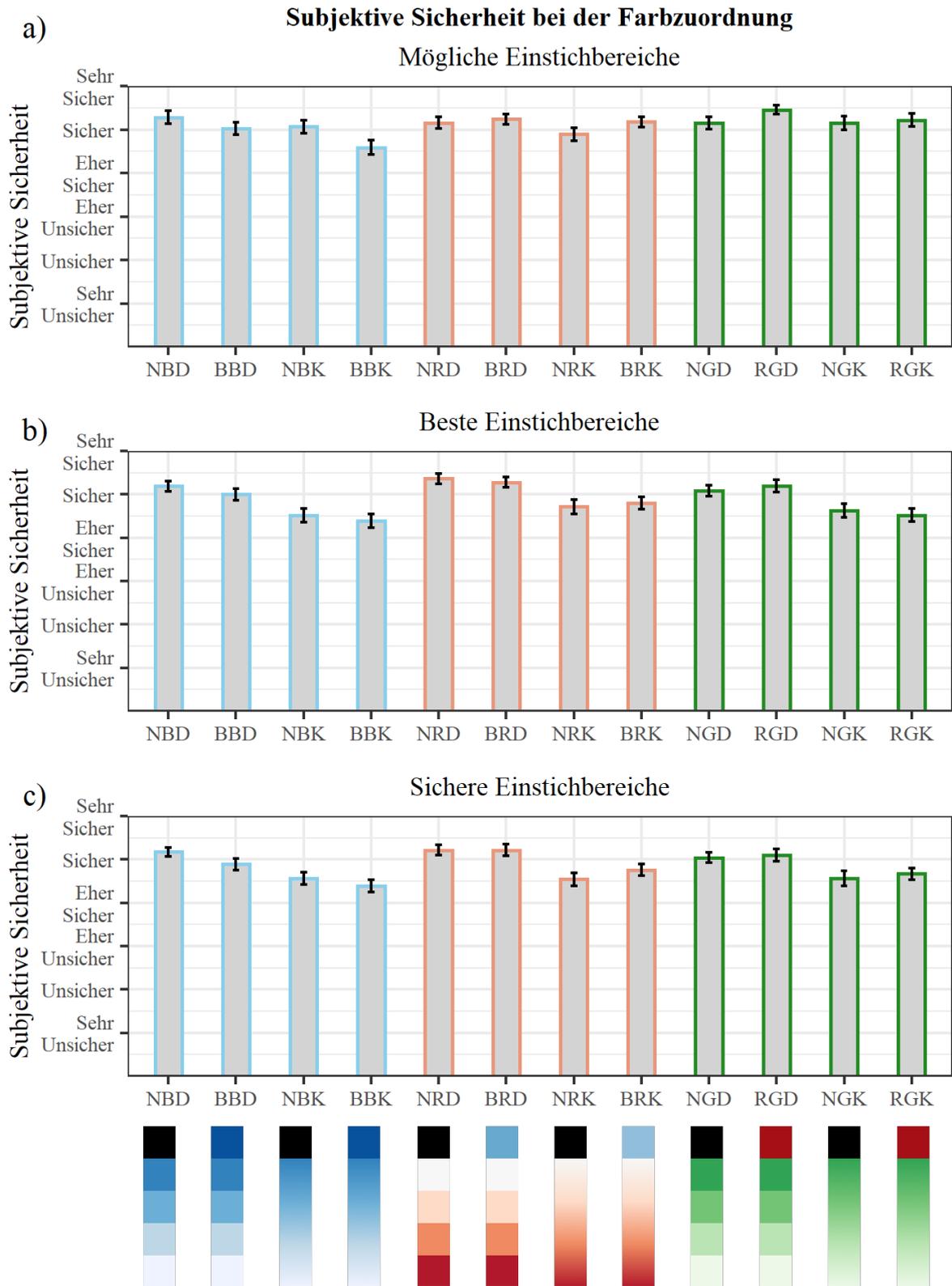
Auch bei der rot-grünen Skala zeigte sich, dass die Zuordnung rot = schlecht für viele Menschen sehr intuitiv ist. Die Farbzuoordnung von sicheren und unsicheren Bereichen dagegen erfolgte fast immer genau entgegengesetzt, das helle Ende (sicher) wurde den unsicheren Bereichen zugeordnet, und das dunkle Ende (unsicher) den sicheren. Viele Teilnehmende haben auch in den Anmerkungen angegeben, dass sie dunklere Farben eher mit sicheren Bereichen assoziieren. Dies wurde im zweiten Abschnitt unter anderem damit begründet, dass man bei einer Ampel ja auch bei grün gehen würde, nicht bei grau (bezogen auf den hellsten, grau-grünen, Farbwert).

## **Abschnitt 2: Nutzerwahrnehmung der einzelnen Farbskalen**

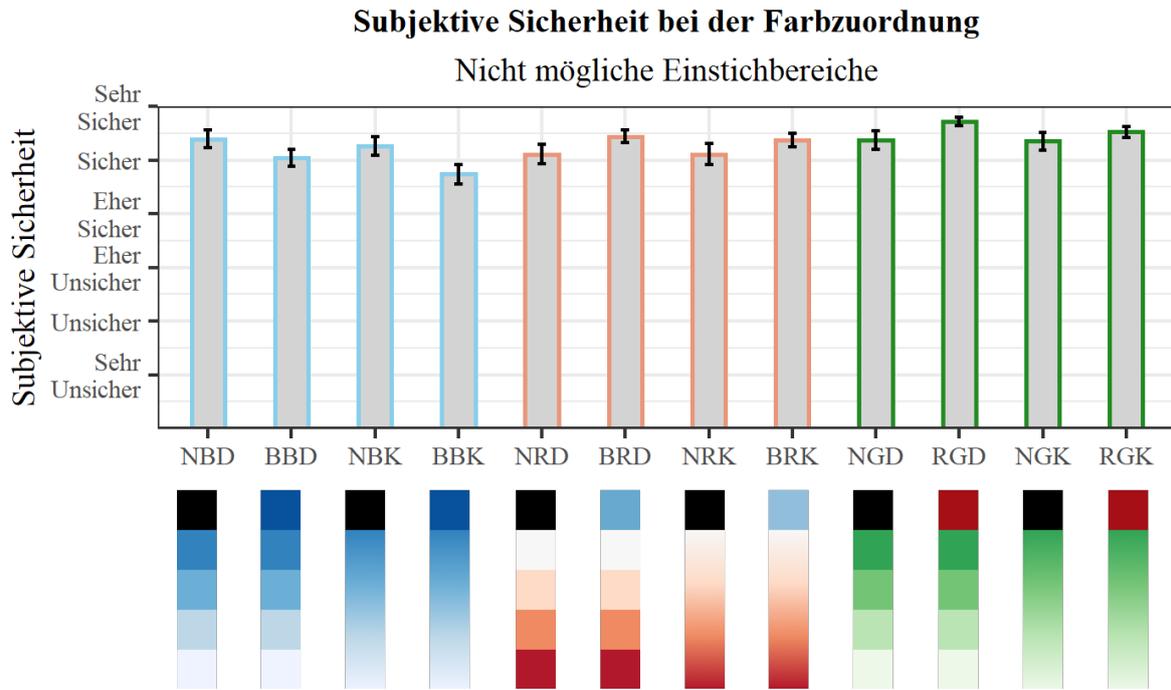
Die Ergebnisse für die subjektive Sicherheit bei der Einordnung von nicht möglichen Einstichbereichen sind in Abbildung 5.5 dargestellt, die für die Wahrnehmung von möglichen, sicheren und den besten Bereichen in Abbildung 5.4. Die Effekte der Farbskalen auf die Fehleranzahl bei den Punktunterscheidungen sind in Abbildung 5.6 zu sehen.

Bei allen Farbskalen waren sich die Teilnehmenden überwiegend sicher bis sehr sicher hinsichtlich der Zuordnung von nicht möglichen Einstichbereichen. Auffällig ist, dass für die blau-rotten und rot-grünen Skalen die Darstellung mit farbigem Gegenpol ein wenig besser bewertet wird, bei den blau-blauen Skalen dagegen die Versionen ohne Darstellung der nicht möglichen Einstichbereiche. Dies lässt darauf schließen, dass eine Darstellung des farbigem Gegenpols als Fortführung einer sequentiellen Skala eher ungeeignet ist. Am besten schneidet die diskrete rot-grüne Skala mit Darstellung des farbigem Gegenpols ab, am schlechtesten die kontinuierliche blau-blaue Skala mit Gegenpoldarstellung. Ein klar von den möglichen Einstichbereichen unterscheidbarer Gegenpol scheint somit bevorzugt zu werden.

Bei der Zuordnung von möglichen Einstichbereichen waren sich die Teilnehmenden allgemein sicher. Die Verteilung ist hier ausgeglichener als bei der Erkennung nicht valider Bereiche. Für die blau-rotten und rot-grünen Skalen schneiden wieder die Darstellungen mit farbigem Gegenpol ein wenig besser ab, als ohne.



**Abbildung 5.4:** Effekte der zwölf betrachteten Ausprägungen der Grundfarbskalen auf die subjektive Sicherheit bei der Wahrnehmung von a) Möglichen Einstichbereichen, b) Besten Einstichbereichen, c) Sicheren Einstichbereichen. Zur einfacheren Zuordnung der Abkürzung sind die jeweiligen Farbskalen zusätzlich dargestellt.

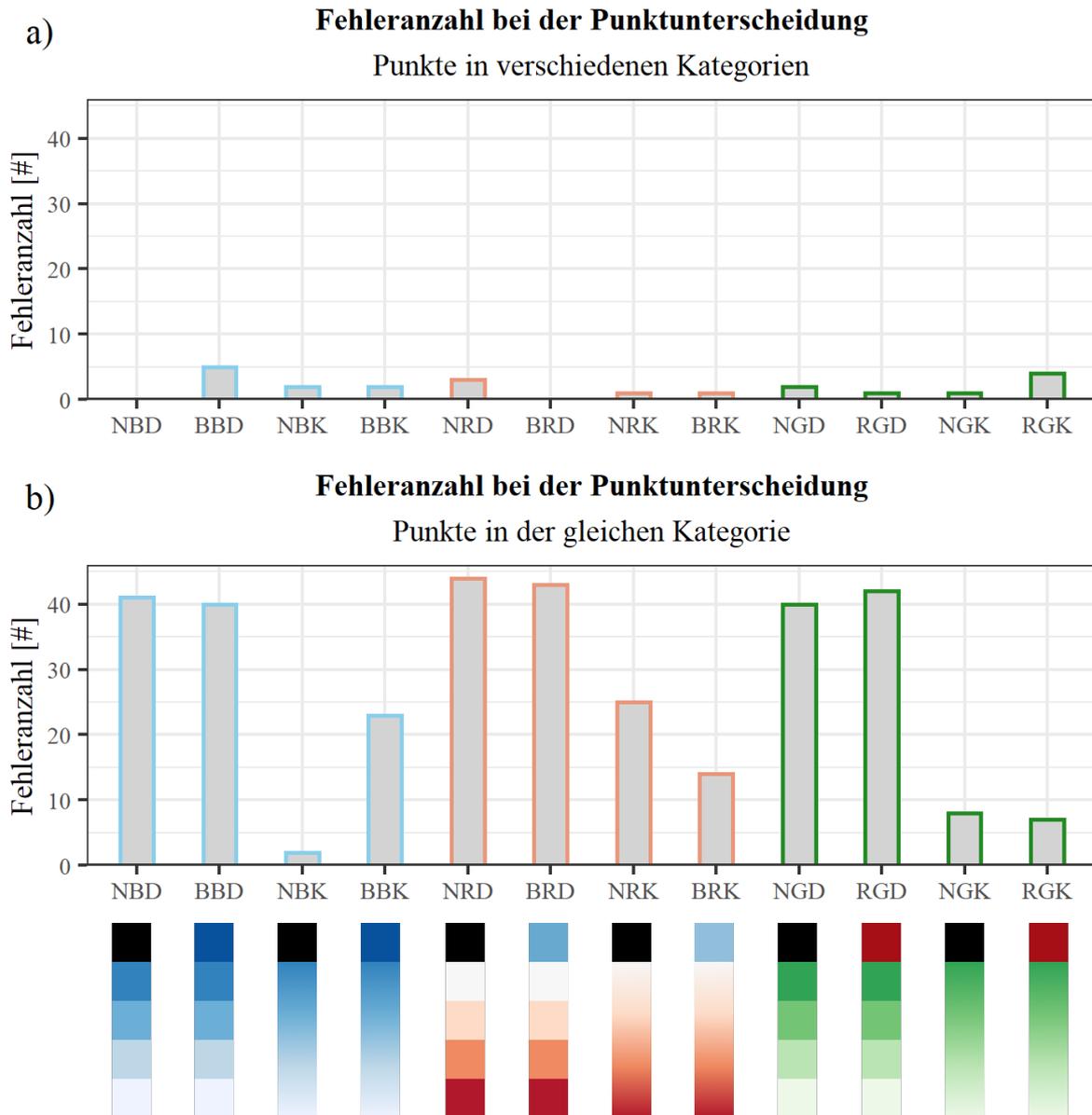


**Abbildung 5.5:** Effekte der zwölf betrachteten Ausprägungen der Grundfarbskalen auf die subjektive Sicherheit bei der Wahrnehmung von nicht möglichen Einstichbereichen. Zur einfacheren Zuordnung der Abkürzung sind die jeweiligen Farbskalen zusätzlich dargestellt.

Für die Wahrnehmung der besten und der sicheren Einstichstellen zeigen sich ähnliche Verteilungen. Die diskreten Ausprägungen der Skalen werden hier im Schnitt als sicher bewertet, die kontinuierlichen Varianten als eher sicher bis sicher. Am besten schneiden die blau-rotten Skalen mit und ohne farbigem Gegenpol ab. Zu dieser Grundskala wurde im Allgemeinen öfter angemerkt, dass in rote Bereiche einzustechen unintuitiv ist und ein ungutes Gefühl erzeugt, da rot mit falsch assoziiert wird. Zugleich wurde mehrfach angegeben, dass die Temperaturanalogie gut verständlich ist und die Skala nach einer Eingewöhnungszeit sehr effektiv ist.

Für die rot-grünen Skalen wurde häufig angemerkt, dass die Reihenfolge der Grüntöne für die möglichen Einstichbereiche nicht intuitiv ist. Mehrere Teilnehmende gaben an, dass sie eine entgegengesetzte Anordnung bevorzugen würden. Dies stimmt mit den Ergebnissen aus dem ersten Abschnitt der Studie überein. Die blau-blaue Skala mit Gegenpoldarstellung wird bei allen betrachteten Aspekten zur subjektiven Sicherheit als am schlechtesten bewertet. Zusammen mit der fehlenden klaren Abgrenzung der nicht möglichen Einstichstellen kann dies daraus resultieren, dass die Teilnehmenden angegeben haben, sich allgemein bei diskreten Darstellungen sicherer zu sein.

Die Fehleranzahl bei der Punktunterscheidung mit Markierungen in verschiedenen Kategorien ist für alle Skalen sehr gering. In den aufgetretenen Fehlern ist kein Muster erkennbar, dass auf einen der Parameter der Farbskalen rückschließen lässt. Es ist daher wahrscheinlich, dass die aufgetretenen Fehler sich eher auf die jeweiligen Aufgabenbilder zurückführen lassen.

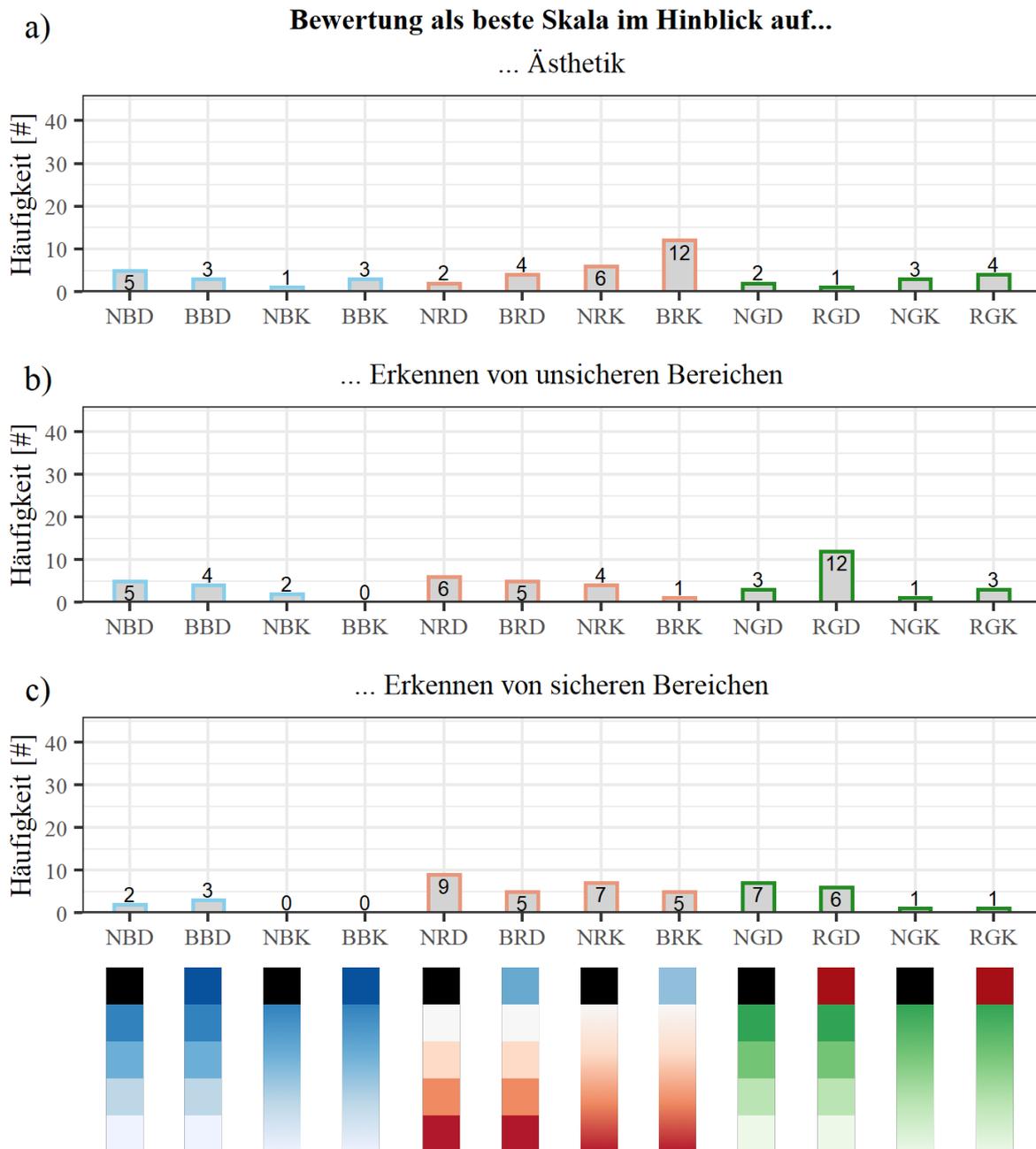


**Abbildung 5.6:** Effekte der zwölf betrachteten Ausprägungen der Grundfarbskalen auf die Fehleranzahl bei der Punktunterscheidung für a) Punkte in verschiedenen Kategorien, b) Punkte in derselben Kategorie. Zur einfacheren Zuordnung der Abkürzung sind die jeweiligen Farbskalen zusätzlich dargestellt.

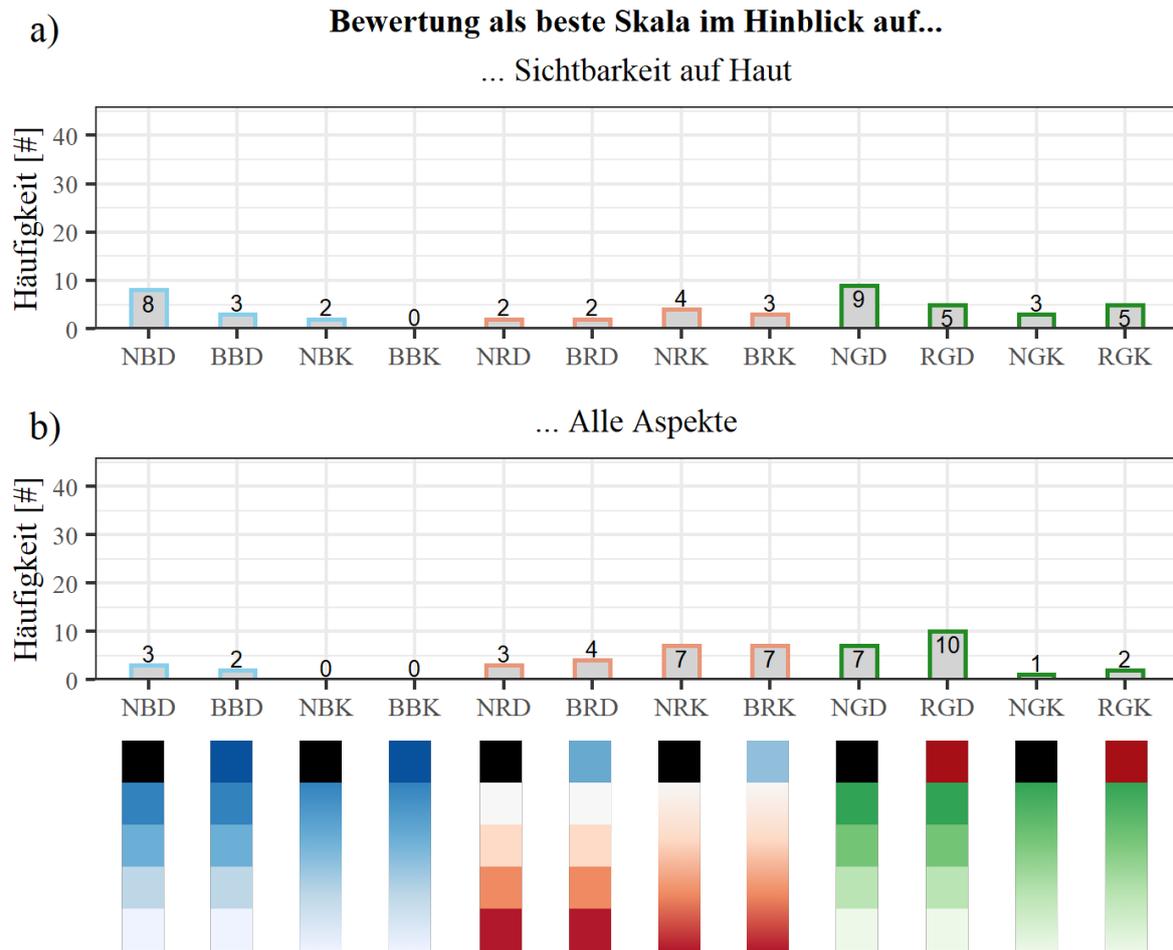
Bei der Punktunterscheidung mit Markierungen in derselben Kategorie sind bei den kontinuierlichen Farbskalen deutlich weniger Fehler aufgetreten, als bei den diskreten. Dieses Ergebnis war zu erwarten, da für die diskrete Darstellung kein Unterschied zwischen den Punkten erkennbar war. Dennoch haben die Teilnehmenden angegeben, sich mit dieser Darstellung sicherer gefühlt zu haben. Dies wurde damit begründet, dass es ihnen durch die klar abgegrenzten Bereiche einfacher gefallen ist, auch entferntere liegende Punkte miteinander zu vergleichen. Mit der kontinuierlichen Darstellung fiel dies dagegen schwer.

### Abschnitt 3: Gegenüberstellung der Komponenten

Die Ergebnisse des direkten Vergleichs der Farbskalen hinsichtlich der Ästhetik und der Erkennbarkeit von sicheren und unsicheren Bereichen sind in Abbildung 5.7 dargestellt. In Abbildung 5.8 sind die Resultate für die Erkennbarkeit auf der Haut und die Wahl der besten Skala im Hinblick auf alle Aspekte zu sehen. Die Gegenüberstellung der Komponenten ist in Abbildung 5.9 visualisiert.

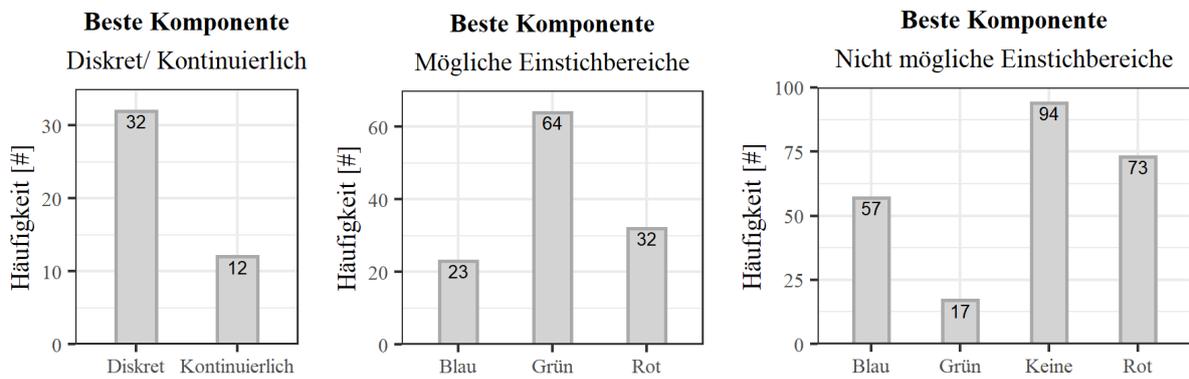


**Abbildung 5.7:** Häufigkeit mit der die zwölf betrachteten Ausprägungen der Grundfarbskalen als beste Skala im Hinblick auf die a) Ästhetik, b) Erkennbarkeit unsicherer Bereiche, c) Erkennbarkeit sicherer Bereiche gewählt wurden. Zur einfacheren Zuordnung der Abkürzung sind die jeweiligen Farbskalen zusätzlich dargestellt.



**Abbildung 5.8:** Häufigkeit mit der die zwölf betrachteten Ausprägungen der Grundfarbskalen als beste Skala im Hinblick auf a) Erkennbarkeit auf der Haut, d) Alle Aspekte gewählt wurde. Zur einfacheren Zuordnung der Abkürzung sind die jeweiligen Farbskalen zusätzlich dargestellt.

Im Hinblick auf die direkten Vergleiche der Farbskalen waren sich die Teilnehmenden meist eher uneinig. Bei Betrachtung der Ästhetik wurde die blau-rote, kontinuierliche Skala mit farbigem Gegenpol am besten bewertet. Auch beim Erkennen von sicheren Bereichen wurden die blau-roten Skalen für gut befunden, zusammen mit den diskreten Ausprägungen der rot-grünen Farbskala. Hierbei ergibt sich ein etwas anderes Bild, als bei der subjektiven Sicherheit der Zuordnung im zweiten Abschnitt. Dies kann darauf zurückzuführen sein, dass jeweils nur eine Skala gewählt werden konnte. Beim Erkennen von unsicheren Bereichen schneidet die diskrete rot-grüne Skala mit farbiger Darstellung des Gegenpols am besten ab, übereinstimmend mit den Ergebnissen aus dem ersten und zweiten Abschnitt. Für die Sichtbarkeit auf der Haut werden jeweils diskrete Skalen ohne Darstellung des Gegenpols am besten bewertet: die blau-blaue und die rot-grüne. Teilnehmende gaben auch allgemein an, dass sie befürchten, dass eine rote Skala nicht gut auf der Haut erkennbar ist. Hinsichtlich einer kontinuierlichen Darstellung wurde vereinzelt angegeben, dass ein Pseudo-3D-Effekt ein Problem darstellen könnte. Als beste Farbskala wurde die diskrete rot-grüne Skala mit farbiger Darstellung des Gegenpols angegeben, übereinstimmend mit den vorherigen Ergebnissen. Am zweithäufigsten wurden drei verschiedene Skalen ausgewählt, davon zwei die kontinuierlichen Ausprägungen der blau-roten Skala. Allgemein wurde die kontinuierliche Darstellung jedoch als eher schlecht bewertet. Möglich ist, dass einige Teilnehmenden die Skala am besten fanden, die sie auch am schönsten fanden.

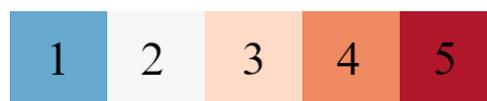


**Abbildung 5.9:** Häufigkeit mit der die Komponenten in den Gegenüberstellungen a) Kontinuierlich/Diskret, b) Farbe für mögliche Einstichbereiche, c) Farbe für nicht mögliche Einstichbereiche gewählt wurden.

Bei der Gegenüberstellung der Komponenten zeigt sich für den Vergleich von diskreten und kontinuierlichen Ausprägungen ein klares Ergebnis für die diskrete Darstellung. Dies stimmt mit den Anmerkungen der Teilnehmenden überein und lässt sich dort auf eine höhere Sicherheit bei der Interpretation der Kategorien, sowie einer ruhigeren Abbildung zurückführen. Für die Darstellung von möglichen Einstichbereichen wird Grün deutlich bevorzugt. Dies wurde oft zusammen mit der Anmerkung eingebracht, dass jedoch die Reihenfolge der Grüntöne in der rot-grünen Skala umgedreht werden sollte. Die stark positive Assoziation von Grün scheint hier von Vorteil zu sein. Zur Anzeige von nicht möglichen Einstichbereichen ergibt sich ein weniger klares Bild. Allgemein wird es bevorzugt, den farbigen Gegenpol nicht darzustellen. Dies stimmt nicht eindeutig mit den vorangehenden Ergebnissen überein, wurde jedoch von einigen Teilnehmenden dadurch begründet, dass das Gesamtbild dadurch ruhiger erscheint. Als zweitbestes Ergebnisse schneidet rot zur Darstellung nicht valider Einstichbereiche ab, auch hier zeigt sich die gute intuitive Wahrnehmung der Ampelskala.

### 5.1.3 Diskussion

Bei der Evaluierung der intuitiven Farbwahrnehmung haben einige Teilnehmende, insbesondere bei der blau-roten Skala, die Farbskala in entgegengesetzter Richtung gelesen. Die beabsichtigte Lesart ist in Abbildung 5.10 dargestellt und beschrieben. Wie die Skala stattdessen oft wahrgenommen wurde, war mit Farbe 1 als Repräsentation für die sichersten Einstichstellen (Farben 1-4 für mögliche Punkte) und Farbe 5 für nicht mögliche Einstichbereiche. Dazu wurde vereinzelt die Begründung angegeben, dass auf diese Art die unsichereren Abstufungen der möglichen Einstichstellen besser erkennbar sind und durch den roten Farbton stärker vermieden werden. Die visuelle Nähe zwischen unsicheren und nicht möglichen Einstichbereichen war auch eine der Motivationen für die blau-blaue Skala, wurde dort jedoch eher als verwirrend und unklar wahrgenommen. Es ist möglich, dass dies bei einer divergenten Skala durch eine klare Zuordnung der Pole nicht auftreten würde.



**Abbildung 5.10:** Darstellung der diskreten blau-roten Skala mit farbiger Gegenpoldarstellung. In der korrekten Lesart stellt die Farbe 1 (blau) nicht mögliche Einstichstellen dar, die Farben 2-5 stehen für valide Einstichstellen.

Bei der Farbzuzuordnung im ersten Abschnitt (Intuitive Farbwahrnehmung) ist auch zu berücksichtigen, dass die drei betrachteten Variablen innerhalb einer Skala voneinander abhängen. Wurde der eine Pol der Skala falsch zugeordnet, so resultiert daraus eine höhere Fehlerwahrscheinlichkeit für die Zuweisung der anderen Abschnitte. In weiterführenden Studien kann dem durch eine Veränderung des Studiendesigns begegnet werden, etwa mit einem Between-Subject-Design, bei dem jeder Proband nur eine Farbe pro Skala zuordnet.

Einige Personen haben angemerkt, dass ihnen der Unterschied zwischen den "möglichen", "besten" und den "sicheren" Punkten nicht klar war. Durch diese drei Abstufungen sollten ursprünglich verschiedene Kategorien abgefragt, und ermittelt werden, ob alle Abstufungen gut wahrgenommen werden konnten. In weiteren Studien sollten hier deutlichere Formulierungen verwendet werden. Darüber hinaus wurde auch vereinzelt angemerkt, dass die Teilnehmenden gerne einzelne Farbskalen anders bewertet hätten, nachdem sie alle Optionen kennengelernt haben. Dieser (Lern-)Effekt sollte jedoch über die Randomisierung der Reihenfolge der Farbskalen in der Studie kompensiert werden.

Die Fotos der Einstichvisualisierung die als Nutzungsbeispiel sowie als Grundlage für die Punktunterscheidung verwendet wurden, geben die wirkliche Ansicht der Anwendung nur eingeschränkt wieder. Während die Haut des Phantoms auf den Abbildungen schwarz wirkt, ist es bei einem direkten Betrachten noch ohne Probleme möglich, die eigentliche Hautfarbe zu erkennen. Das Umgebungslicht kann auf den Fotos aufgrund der Helligkeit der Projektion jedoch nicht dargestellt werden. Zu bedenken ist auch allgemein, dass im Rahmen dieser Studie eine Evaluierung von Farbskalen mit nicht kalibrierten Ausgabegeräten durchgeführt wurde. Darüber hinaus stimmt die Anzeige auf Bildschirmen nicht mit der eigentlichen Darstellung der Visualisierung, als Projektion, überein. Dadurch ist anzunehmen, dass Farbskalen anders dargestellt und wahrgenommen wurden, als im Design beabsichtigt. Im Zuge dieser Studie wurde dieses Risiko jedoch als vertretbar eingestuft, da der Fokus darauf lag, Erkenntnisse über die Zusammensetzung und Darstellungsparameter der Farbskala zu gewinnen, und nicht eine generelle Vorhersage über die Eignung einer der spezifisch betrachteten Skalen zu treffen. Es wurde angenommen, dass das grundlegende Verständnis nicht durch verzerrte Farbdarstellungen beeinflusst werden würde. In weiterführenden Studien sollte dennoch eine Evaluierung der final bestimmten Farbskala hinsichtlich der Wahrnehmung in der Projektion erfolgen. Hier ist auch zu berücksichtigen, dass die Darstellung der Einstichvisualisierung auf der Haut erfolgt. Hier könnte eine radiometrische Kompensation erfolgen, um die korrekte Darstellung der Farbskala zu gewährleisten. In aufbauenden Studien sollte hier die Notwendigkeit dafür, sowie die Eignung der finalen Farbskala auf verschiedenen Hauttönen überprüft werden.

Zu den blau-roten Skalen wurde mehrfach angemerkt, dass der Einstich in einen roten Bereich unintuitiv ist. Zugleich wurde jedoch auch angegeben, dass die Temperaturanalogie schlüssig ist und die Skala nach einer Eingewöhnungszeit gut verwendet werden kann. Fraglich ist hier, ob eine nicht intuitive Farbskala dennoch den Entscheidungsprozess bei der Pfadwahl negativ beeinflussen kann. Dies sollte bei Verwendung einer nicht intuitiven Farbskala in weiterführenden Studien untersucht werden.

Der größte Kritikpunkt in den Anmerkungen betraf die rot-grüne und die blau-blaue Skala. Hier wurde oft beschrieben, dass die entgegengesetzte Anordnung der Farbwerte, mit dem dunkelsten Wert als besten Punkt, intuitiver wäre. Darüber hinaus fiel es den Teilnehmenden schwerer, helle Stufen zu differenzieren, als dunkle. Dies ist von besonderem Interesse, da die diskrete rot-grüne Skala mit farbigem Gegenpol sich dennoch in vielen Bereichen als beste Farbskala erwiesen hat. Auch im Komponentenvergleich hat Grün deutlich als bevorzugte Darstellungsfarbe für mögliche Einstichbereiche abgeschnitten. Problematisch an der Umkehrung der Farbanordnung für die möglichen Bereiche ist jedoch, dass die Wahrnehmung mit Farbsehschwächen als

sequentielle Skala dann nicht mehr möglich ist. Eine Möglichkeit wäre, statt eines dunklen Rot-Tons ein helles Rot darzustellen. Der Kontrast zwischen einem hellen Rot und einem hellen Grau-Grün wäre jedoch geringer. Durch eine Überlagerung mit einer Textur könnte ebenfalls die Wahrnehmung auch mit Farbsehschwächen gewährleistet werden. Dies würde jedoch eine unruhigere Visualisierung erzeugen. Eine weitere Alternative ist die Verwendung der Skala ohne farbigen Gegenpol. Diese Version hat ebenfalls überwiegend gut in allen Variablen abgeschnitten. Zudem hat sich im direkten Vergleich der Komponenten gezeigt, dass eine Darstellung ohne farbigen Gegenpol insgesamt bevorzugt wird. Laut Anmerkungen der Teilnehmenden wird dies als ruhiger und weniger ablenkend empfunden. Eine Umsetzung der diskreten rot-grünen Skala ohne Darstellung der nicht möglichen Einstichbereiche ist also für weiterführende Studien empfehlenswert.

Insgesamt wurde eine diskrete Darstellung der Farbskalen bevorzugt. Bei der Zuordnung von nahe beieinander liegenden Punkten hat sich eine kontinuierliche Anzeige jedoch als vorteilhaft erwiesen. Hilfreich könnte hier eine Kombination sein, bei der die unsicheren Kategorien diskret dargestellt werden, die sicheren Bereiche jedoch kontinuierlich. Dies würde sowohl eine schnelle Identifikation von Bereichen ermöglichen, als auch das Bestimmen des besten Punktes.

#### **5.1.4 Schlussfolgerungen für die Hauptstudie**

Als beste der betrachteten Farbskalen hat sich die diskrete rot-grüne Grundskala mit farbiger Gegenpoldarstellung erwiesen. Vorangehend konnten Konzepte erarbeitet werden, die dem größten Kritikpunkt der Teilnehmenden, die Farbanordnung für die sicheren Bereiche, begegnen. Basierend darauf wird als Farbskala für die Hauptstudie eine diskrete Skala mit den Grün-Tönen der rot-grünen-Grundskala in umgekehrter Reihenfolge umgesetzt. Eine farbige Darstellung nicht möglicher Einstichbereiche erfolgt nicht, um die Wahrnehmbarkeit mit Farbsehschwächen bei der veränderten Anordnung zu erhalten. Da eine Kombination aus kontinuierlichen und diskreten Bereichen nicht im Rahmen der Vorstudie betrachtet wurde, kommt dies nicht in der Hauptstudie zur Anwendung, sondern sollte zunächst separat evaluiert werden.

## 5.2 Evaluierung der Kombination von Einstich- und Zielvisualisierung

Im Rahmen einer Nutzerstudie wurden die im vorangehenden Kapitel erarbeiteten Konzepte für die Zielvisualisierung in Kombination mit der Einstichvisualisierung evaluiert.

### 5.2.1 Design der Studie

Neben den vier Zielvisualisierungen werden drei Varianten der Einstichdarstellung betrachtet. Dabei sollte ermittelt werden, ob eine Darstellung der Einstichvisualisierung zusammen mit der Zielvisualisierung bevorzugt wird, und ob eine reine Anzeige möglicher Einstichpunkte oder eine Visualisierung der Güte der Pfade besser ist. Details zum Design und zur Umsetzung der Studie werden im Nachfolgenden beschrieben.

#### Zielvisualisierungen

Im Rahmen dieser Studie wurden folgende vier Zielvisualisierungen, die in Abschnitt 4.4 beschrieben sind, miteinander verglichen:

- *Standard*: Schichtbilddarstellung
- *Positions-Pin*: Positions-Pin und Schichtbilddarstellung
- *Ring*: Ring und Schichtbilddarstellung
- *3D-Objekt*: 3D-Objekt und Schichtbilddarstellung

Details zur Implementierung der einzelnen Visualisierungen sind in Abschnitt 4.4 nachzulesen.

#### Einstichvisualisierungen

In der Hauptstudie kommen für die Einstichvisualisierung die im Rahmen der Vorstudie gewonnenen Erkenntnisse zum Einsatz. Als Skala wurde somit eine grüne Skala ohne farbigen Gegenpol verwendet, bei der die dunklen Farbtöne bessere Werte darstellen. Die RGB-Tupel sind in Tabelle 5.2 dargestellt.

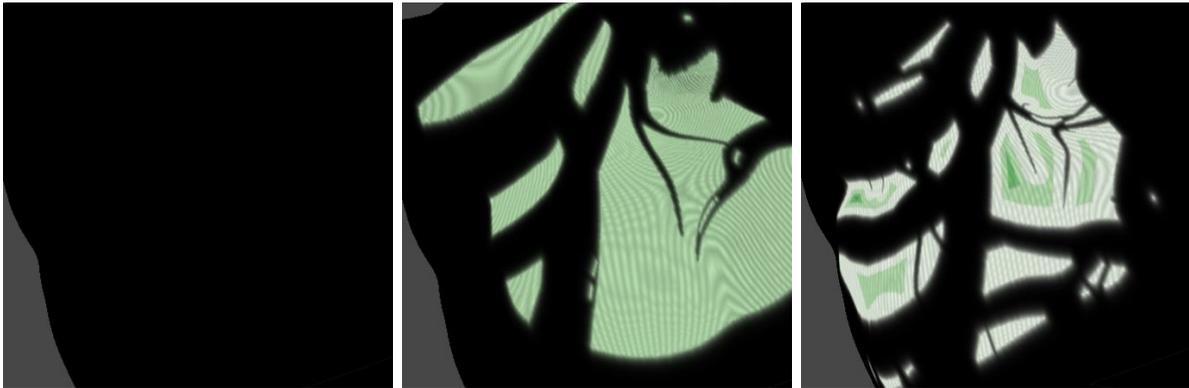
**Tabelle 5.2:** RGB-Tupel der im Rahmen der Hauptstudie für die Einstichvisualisierung verwendete Farbskala.

|           | Kat. 0 | Kat. 1        | Kat. 2        | Kat. 3        | Kat. 4      |
|-----------|--------|---------------|---------------|---------------|-------------|
| RGB-Tupel | -      | 237, 248, 233 | 186, 228, 179 | 116, 196, 118 | 49, 163, 84 |

Es wurden drei verschiedene Abstufungen der Einstichvisualisierung miteinander verglichen, die in Abbildung 5.11 dargestellt sind. Folgende Varianten wurden betrachtet:

- *Keine Darstellung*: Die Einstichvisualisierung wird nicht dargestellt
- *Flächen-Darstellung*: Der gesamte Bereich der Einstichvisualisierung wird in einer Farbe dargestellt, die verschiedenen Kategorien sind nicht unterscheidbar.
- *Volle Darstellung*: Die Einstichvisualisierung wird, wie in Abschnitt 4.3 beschrieben, voll umgesetzt.

Zur Darstellung der Flächenvisualisierung wird bei der Generierung der Textur einheitlich der Farbwertwert der Kategorie 2 verwendet (s. Tabelle 5.2).



**Abbildung 5.11:** Übersicht über die drei betrachteten Varianten der Einstichvisualisierung. a) Keine Darstellung, b) Flächen-Darstellung, c) Volle Darstellung.

## Studienaufbau

Der technische Aufbau wurde wie in Abschnitt 4.1 beschrieben verwendet und ist in Abbildung 4.1 dargestellt.

Insgesamt wurden fünfzehn Ziele definiert. Diese waren in drei Zeichenziele und zwölf Punktziele unterteilt, die den nachfolgend beschriebenen Aufgabentypen zugeordnet wurden. Dabei wurde darauf geachtet, dass alle Kategorien repräsentiert werden. Anders als bei der Vorstudie wurden Ziele gewählt, die nur eine kleine Anzahl an Punkten mit hohen Pfadgütewerten haben, um eine komplexere Einstichvisualisierung zu gewährleisten.

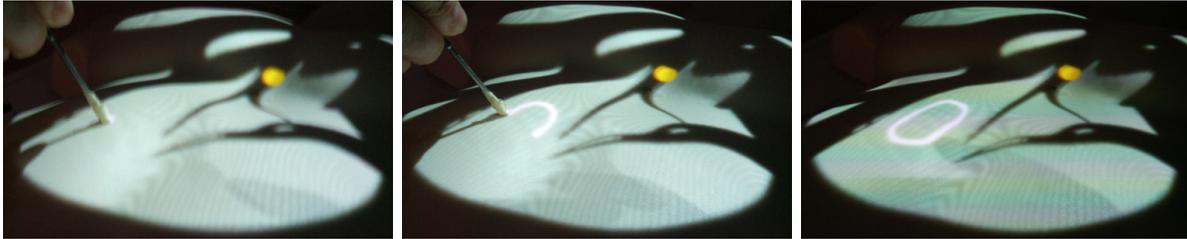
## Aufgabenstellung

Im Rahmen der Studie wurden zwei verschiedene Aufgaben betrachtet: Die *Punktwahl* und das *Bereichszeichnen*. Für beide wurde eine mit optischem IR-Tracking verfolgte Nadel als Interaktionswerkzeug genutzt. Beim Aufsetzen auf der Oberfläche des Phantoms, wurde der Schnittpunkt weiß dargestellt. Auf diese Art konnten sowohl einzelne Punkte markiert, als auch Linien gezeichnet werden, in dem die Nadel über die Oberfläche gezogen wurde.

Das Zeichnen wurde mit einem Shader umgesetzt, der eine Textur an der Stelle einfärbt, wo die Nadel die Oberfläche berührt. Diese Textur wurde direkt über der Einstichvisualisierung dargestellt, sodass mit der Nadel auf der Darstellung gezeichnet werden konnte. Die Farbe der Linie wurde als Weiß gewählt, um möglichst wenig Interferenzen mit der Einstichvisualisierung zu erzeugen. Die konnte Textur jederzeit zurückgesetzt werden, wobei die Zeichnung auf der Oberfläche und die gespeicherten Berührungspunkte gelöscht wurden.

Bei der *Punktwahl* sollten die Teilnehmenden, basierend auf der Einstich- und Zielvisualisierung, einen einzelnen Einstichpunkt wählen. Mit dieser Aufgabe sollte die Auswirkung der angezeigten Visualisierungen auf die Pfadentscheidung evaluiert werden. Dafür wurde die Nadel an einem Punkt auf dem Phantom platziert. Dieser Prozess konnte bei Bedarf mehrfach wiederholt werden, bis der Proband das Signal zur Beendigung der Aufgabe gegeben hat.

Beim *Bereichszeichnen* sollte ein Bereich gekennzeichnet werden, in dem die Teilnehmenden einen Einstich durchführen würden. Damit sollte untersucht werden, wie sich die Wahrnehmung sicherer Bereiche abhängig von den angezeigten Visualisierungen ändert. Dafür wurde mit der Nadel eine Linie auf der Oberfläche gezeichnet. Die Teilnehmenden wurden instruiert, nur einen einzigen Bereich zu kennzeichnen, wobei es keine Vorgaben zur Größe oder Form gab. Bei Bedarf konnte der Bereich gelöscht und neu gezeichnet werden.



**Abbildung 5.12:** Darstellung der Interaktion mit der Einstichvisualisierung. a) Beim Aufsetzen der Nadel auf die Oberfläche wird am Berührungspunkt ein Punkt auf der Oberfläche dargestellt. b) Indem die Nadel über die Oberfläche gezogen wird, kann eine Linie gezeichnet werden. c) Die eingezeichnete Form bleibt bestehen bis die Textur zurückgesetzt wird.

### Wahl der Teilnehmenden

Während der Studie waren die Interpretation von Schichtbilddaten erforderlich. Daher war es von Vorteil, wenn die Teilnehmenden damit vertraut waren, beziehungsweise allgemein über medizinisches Hintergrundwissen verfügten. Da keine Kenntnis einer spezifischen Intervention erforderlich war, sondern Wissen, dass bereits im vorklinischen Teil des Medizinstudiums erworben wird, wurden Medizinstudierende eingeladen.

Darüber hinaus wurde aufgrund der Vereinfachung der Visualisierung gegenüber einer Schichtbilddarstellung, etwa durch die Einfärbung der anatomischen Strukturen, angenommen, dass eine Bewältigung der Aufgaben auch ohne medizinisches Wissen möglich sei. Ergänzend wurden daher Mitarbeitende der Arbeitsgruppe eingeladen. Bei Teilnehmenden ohne medizinischen Hintergrund fiel jedoch auf, dass Erfahrung in der Interpretation von medizinischen Schichtbilddaten erforderlich ist, weshalb die Teilnahme während der Durchführung der Studie auf Medizinstudierende beschränkt wurde.

### Betrachtete Variablen

Als unabhängige Variablen wurden die vier verschiedenen Zielvisualisierungen und die drei Abstufungen der Einstichvisualisierung betrachtet.

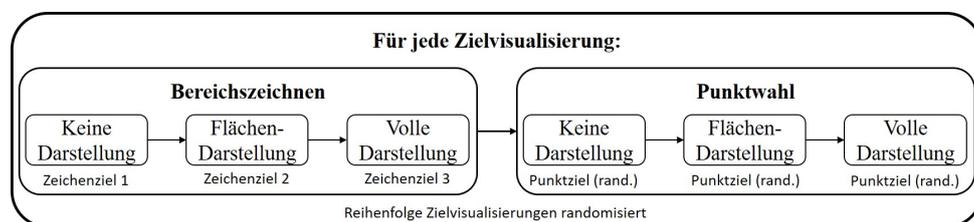
Als abhängige Variablen wurden für die Punktwahl-Aufgabe die *Dauer*, die aufsummierte *Kopfbewegung* und die gewählten *Pfadgütewert* evaluiert. Für das Bereichszeichnen wurde die *Dauer* und die *Kopfbewegung* betrachtet, sowie der auf der Oberfläche eingezeichnete Bereich. Für diesen wurde die *Überschneidung* mit den *Kategorien der Einstichvisualisierung* ausgewertet.

*Kopfbewegung* und *Dauer* wurden jeweils vom Start der Aufgabe durch die Versuchsleitung bis hin zum Endsignal der Teilnehmenden gemessen. Der *Pfadgütewert* wurde vom letzte Berührungspunkt zwischen Torsophantom und Nadel vor dem Abschlussignal gespeichert. Die Punktwahl konnte somit vor Abschluss der Aufgabe beliebig oft wiederholt werden. Der *Pfadgütewert* diente dabei der Evaluierung der Sicherheit der Pfade, die gewählt wurden. Ein höherer Pfadgütewert wurde als sicherer Pfad interpretiert. Für die eingezeichneten Bereiche wurden in jedem Frame, in dem die Nadel auf der Oberfläche aufgesetzt ist, die Texturkoordinaten der Berührungspunkte gespeichert. Um die Vergleichbarkeit der gezeichneten Bereiche zu gewährleisten, erfolgte die Auswertung immer nur innerhalb einer Variante der Einstichvisualisierungen. Jeder Abstufung der Darstellung wurde ein Ziel zugewiesen, für das die Probanden jeweils einmal für jede Zielvisualisierung einen Bereich gekennzeichnet haben.

## Ablauf

Vor Beginn der Studie wurde zunächst das schriftliche Einverständnis zur Teilnahme sowie zu den einzuhaltenden Hygienevorschriften (erforderlich wegen der COVID-19 Pandemie) eingeholt. Anschließend wurden demografische Informationen (Alter, Geschlecht, Fachsemester und Größe) erhoben.

Danach wurden die Visualisierungen und Aufgaben im Rahmen einer Trainingsanwendung erläutert. Zunächst wurde die Einstichdarstellung und deren Abstufungen betrachtet. Die Teilnehmenden wurden darüber informiert, dass Grundlage für die Visualisierung eine automatisierte Pfadplanung mit verschiedenen Parametern, wie zum Beispiel dem Abstand zu Risikostrukturen, ist. Sie wurden dazu aufgefordert, die dargestellten Informationen kritisch zu hinterfragen. Dann erfolgte die Erklärung und Anzeige aller Zielvisualisierungen. Es wurde explizit darauf hingewiesen, dass die anatomischen Landmarken des Torso-Phantoms nicht mit der visualisierten Anatomie übereinstimmen und stattdessen auf die Referenzobjekte verwiesen. Für das *3D-Objekt* und den *Ring* wurde spezifisch erläutert, dass es sich nicht um direkte Navigationsvisualisierungen handelt und durch die Konzepte kein Einstichpfad (durch die Referenzlinie des *3D-Objektes*) oder Einstichbereich (durch das Innere des *Rings*) vorgegeben wird. Anschließend wurden die Aufgaben erläutert. Dafür wurde zunächst die Interaktion mit der Visualisierung erklärt und die Möglichkeit geboten, sich mit dem Zeichnen auf der Oberfläche vertraut zu machen. Bei der Erläuterung des Bereichszeichnens und der Punktwahl wurden die Teilnehmenden erneut dazu aufgefordert, die dargestellte Einstichvisualisierung mit Hilfe der Zielvisualisierung und des medizinischen Hintergrundwissens kritisch zu hinterfragen. Sowohl das Bereichszeichnen, als auch die Punktwahl konnte mehrfach ausprobiert werden, um sich mit der Interaktion vertraut zu machen. Danach wurde das Training mit einer Erläuterung des Studienablaufs beendet.



**Abbildung 5.13:** Schematischer Ablauf der Studienaufgaben für jede Zielvisualisierung.

Anschließend wurde mit der eigentlichen Studie begonnen. Für jede Zielvisualisierung wurden beide Aufgaben je dreimal, jeweils einmal mit jeder Variante der Einstichvisualisierungen, durchgeführt. Dabei erfolgte immer zuerst das Bereichszeichnen, dann die Punktwahl. Eine Übersicht des Ablaufs für jede Zielvisualisierung ist in Abbildung 5.13 dargestellt. Dabei wurde die

Reihenfolge der Konzepte für die Zieldarstellung zwischen den Personen randomisiert. Für die Einstichdarstellung wurde immer die Reihenfolge *Keine Darstellung*, *Flächendarstellung* und *Volle Darstellung* eingehalten. Durch diese Anordnung sollte vermieden werden, dass Teilnehmende versuchen Mehrinformationen, die zum Beispiel in der Flächendarstellung gegenüber keiner Anzeige der Visualisierung vorhanden waren, zwischen den Aufgaben zu übertragen. Für die Punktwahl wurden die zwölf Punktziele zwischen den Personen randomisiert. Für das Bereichszeichnen wurde jeder Variante der Einstichvisualisierung ein festes Zeichenziel zugewiesen, dass in dieser Konstellation für die gesamte Studie verwendet wurde. Damit sollte die direkte Vergleichbarkeit der gezeichneten Bereiche zwischen den verschiedenen Zielvisualisierungen sichergestellt werden.

In einigen Fällen hat während der Durchführung der Aufgabe das Tracking versagt. Für die Versuchsleitung war dies meist etwa eine halbe Minute vor dem vollständigen Ausfall erkennbar, sodass jeweils die laufende Aufgabe beendet werden konnte. Anschließend wurde der aktuelle Stand gespeichert, die Anwendung neu gestartet und die Studie am selben Punkt fortgesetzt.

Nach der Absolvierung aller Aufgaben wurde eine Abschlussbefragung durchgeführt, in der separat auf die Einstich- und Zielvisualisierungen eingegangen wurde.

### 5.2.2 Ergebnisse

In diesem Abschnitt wird die Auswertung der Daten mit der erfolgten Vorverarbeitung beschrieben. Anschließend werden die Ergebnisse vorgestellt und diskutiert.

#### Teilnehmende

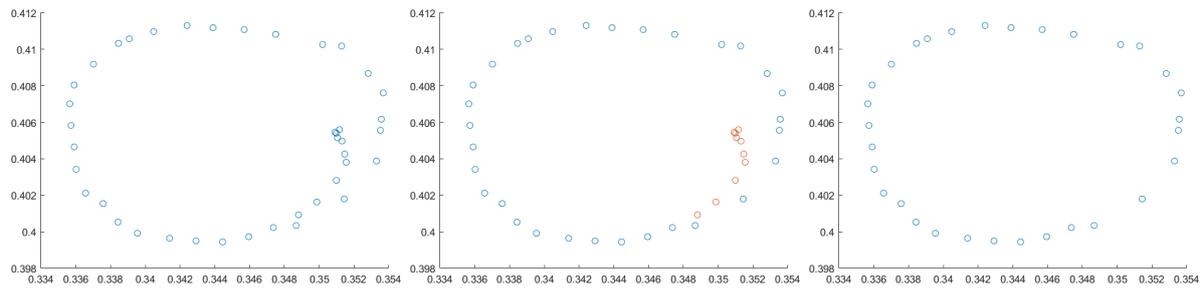
An der Studie haben 21 Personen teilgenommen. Dabei wurden nur die Daten von Medizinstudierenden ausgewertet. Bei zwei weiteren Personen war eine Auswertung der Datensätze aufgrund eines Implementierungsfehlers beim Speichern sowie sehr starken Trackingproblemen nicht möglich. Diese konnten anschließend behoben werden.

Für die verbliebenen 13 Personen (7w, 6m) ergab sich eine Altersspanne von 23-30 Jahre (Median: 25 Jahre) teilgenommen. Diese befanden sich im 6.-13. Fachsemester (Median 10) und waren zwischen 1.64 m und 1.94 m groß (Median 1.74 m).

#### Datenaufbereitung

Vor der Auswertung erfolgte eine Aufbereitung der aufgenommenen Texturkoordinaten des Bereichszeichnens, um Artefakte zu entfernen, die etwa durch einzelne Trackingaussetzer erzeugt wurden. Darüber hinaus sind beim Aufsetzen und Abheben der Nadel oft kleine Linien, die nicht mehr zur eigentlichen Bereichskennzeichnung gehören, entstanden (s. Abbildung 5.14). Um Datenpunkte innerhalb des gekennzeichneten Bereichs zu entfernen, wurde die konvexe Hülle der Punkte ermittelt und die entsprechenden Randpunkte gespeichert. Artefakte außerhalb des Bereiches wurden manuell entfernt, um eine Verzerrung der gekennzeichneten Fläche zu vermeiden. Dasselbe Verfahren wurde auch auf die einzelnen Kategorien der drei Einstichvisualisierungen für die Bereichszeichnen-Aufgabe angewendet. Aufgrund der teils stark konkaven Form der Abschnitte mussten diese in mehrere Strukturen unterteilt werden, um die Berechnung der konvexen Hülle zu ermöglichen. Nach der Bestimmung der Randpunkte der Bereiche wurde die Fläche der

Überschneidung zwischen den gezeichneten Bereichen und den Kategorien der Einstichvisualisierung bestimmt und der Anteil von der Gesamtfläche des gekennzeichneten Bereichs ermittelt. Die gesamte Vorverarbeitung erfolgte mit MATLAB<sup>1</sup>.



**Abbildung 5.14:** Beispiel für einen gekennzeichneten Bereich als Streudiagramm. a) Ausgangsdatensatz, b) Beim Aufsetzen und Abheben der Nadel wurden oft kleine Linien die nicht zum eigentlichen Bereich gehören (hier in rot gekennzeichnet) erzeugt, c) Resultierende Datenpunkte nach Entfernung der Artefakte.

### Auswertung der Daten

Zur Auswertung der *Dauer* und *Kopfbewegung* für beide Aufgaben, sowie des *Pfadgütewertes* wurde auf jeweils eine zweifaktorielle Varianzanalyse angewendet. Die Ergebnisse für die Einstichvisualisierung sind in Abbildung 5.15 dargestellt, die für die Zielvisualisierung in Abbildung 5.16. Abbildung 5.17 zeigt die Interaktion zwischen den betrachteten unabhängigen Variablen. Die statistischen Parameter der Varianzanalyse sind in Tabelle 5.3 dargestellt.

Die Auswertung der Überschneidung der gezeichneten Bereiche mit den vier Kategorien der Einstichvisualisierung erfolgte separat, da hier aufgrund der verschiedenen Ziele ein Vergleich nur innerhalb der Varianten der Darstellung möglich ist. In Tabelle 5.4 sind die Ergebnisse für das Bereichszeichnen dargestellt. In Abbildung 5.18 werden die prozentualen Anteile zusätzlich visualisiert. Eine Übersicht über alle gezeichneten Bereiche, geordnet nach Einstichvisualisierungen und Proband, ist im Anhang, Abschnitt A, einzusehen.

### Interpretation der Ergebnisse

Für keine der Variablen hat sich eine signifikante Interaktion zwischen den unabhängigen Variablen gezeigt. Eine individuelle Auswertung der Haupteffekte ist somit möglich und wird nachfolgend näher betrachtet. In Abbildung 5.17 zeigen sich jedoch mehrere disordinale und semi-disordinale Wechselwirkungen. Dies kann durch eine hohe Datenvarianz bedingt sein und bei Wiederholung der Studie mit einer größeren Teilnehmerzahl nicht mehr auftreten. Auf Unregelmäßigkeiten in den Interaktions-Graphen wird bei den entsprechenden Variablen eingegangen.

### Dauer und Kopfbewegung bei der Punktwahl

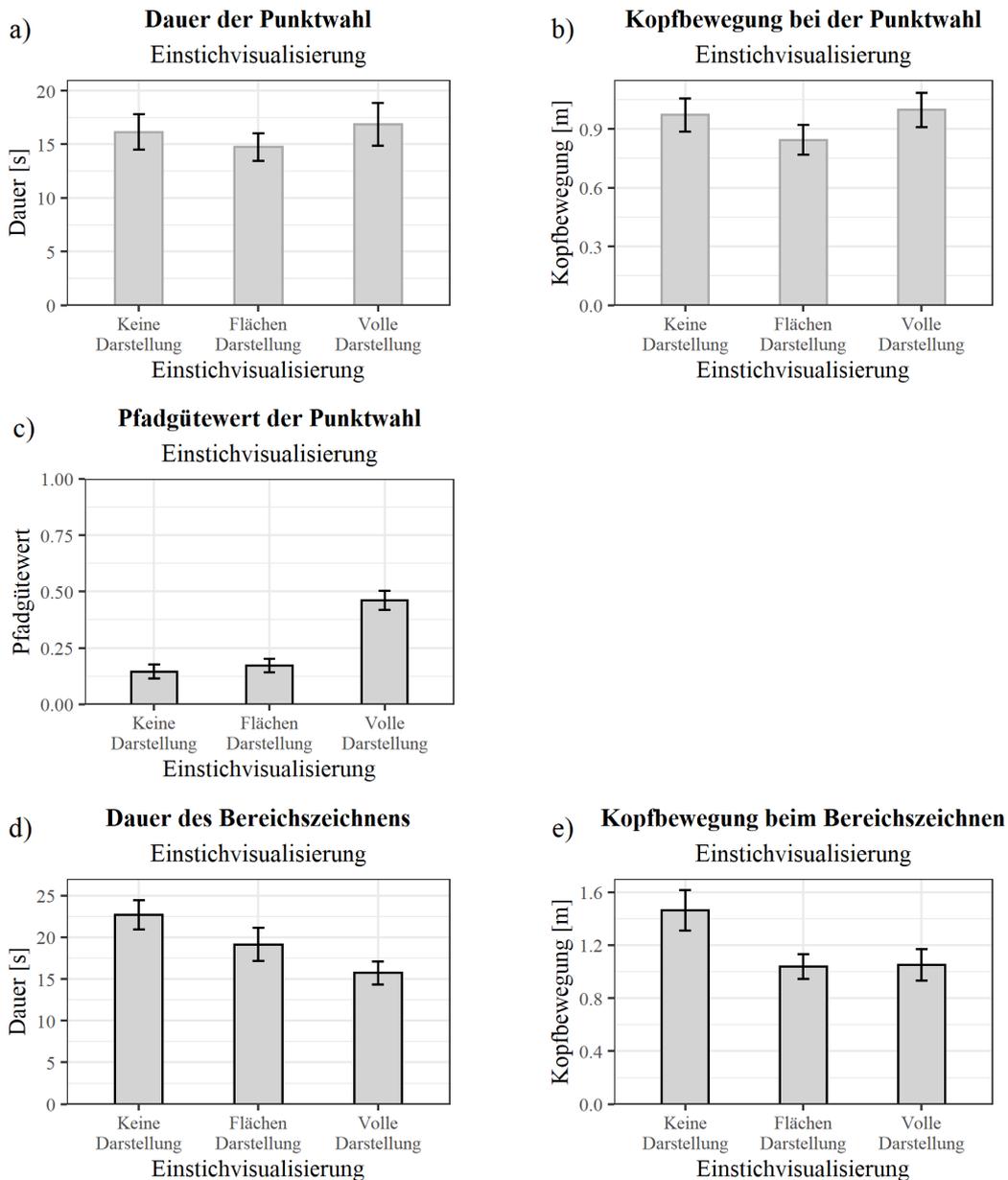
Für die *Dauer* und die *Kopfbewegung bei der Punktwahl* zeigen sich keine statistisch signifikanten Ergebnisse. Für beide Variablen ergeben sich ähnliche Verteilungen. Dies kann darauf zurückzuführen sein, dass die *Kopfbewegung* während der Aufgabe auch von der *Dauer* beeinflusst wird. Insgesamt zeigt sich somit, dass die Punktwahl mit der *vollen Darstellung* der Einstichvisualisierung nicht schneller war, aber in der Regel in höheren *Pfadgütewerten*, also sichereren Pfaden, resultierte.

<sup>1</sup>MathWorks: MATLAB. <https://de.mathworks.com/products/matlab.html>. Zugriff: 07.06.2021

**Tabelle 5.3:** Zusammenfassung der ANOVA-Ergebnisse ( $\alpha < .05$ ). Für die signifikanten Ergebnisse wird die Effektstärke mit angegeben.

| Variable                                | Effekt                                | df | F     | p      | Sig | $\eta^2$ | Effekt |
|---|---------------------------------------|----|-------|--------|-----|----------|--------|
| <b>Dauer<br/>Pfadwahl</b>               | Haupteffekt<br>Zielvisualisierung     | 3  | 1.27  | 0.29   | -   | -        | -      |
|   | Haupteffekt<br>Einstichvisualisierung | 2  | 0.41  | 0.66   | -   | -        | -      |
|   | Interaktionseffekt                    | 6  | 0.26  | 0.95   | -   | -        | -      |
| <b>Kopfbewegung<br/>Pfadwahl</b>        | Haupteffekt<br>Zielvisualisierung     | 3  | 3.1   | 0.03   | *   | 0.061    | medium |
|   | Haupteffekt<br>Einstichvisualisierung | 2  | 0.99  | 0.38   | -   | -        | -      |
|   | Interaktionseffekt                    | 6  | 0.07  | 1      | -   | -        | -      |
| <b>Pfadgütewert</b>                     | Haupteffekt<br>Zielvisualisierung     | 3  | 1.82  | 0.15   | -   | -        | -      |
|   | Haupteffekt<br>Einstichvisualisierung | 2  | 24.38 | <0.001 | *** | 0.253    | large  |
|   | Interaktionseffekt                    | 6  | 0.06  | 1      | -   | -        | -      |
| <b>Dauer<br/>Bereichszeichen</b>        | Haupteffekt<br>Zielvisualisierung     | 3  | 0.31  | 0.82   | -   | -        | -      |
|   | Haupteffekt<br>Einstichvisualisierung | 2  | 3.92  | 0.02   | *   | 0.052    | small  |
|   | Interaktionseffekt                    | 6  | 0.36  | 0.9    | -   | -        | -      |
| <b>Kopfbewegung<br/>Bereichszeichen</b> | Haupteffekt<br>Zielvisualisierung     | 3  | 1.35  | 0.26   | -   | -        | -      |
|   | Haupteffekt<br>Einstichvisualisierung | 2  | 3.73  | 0.03   | *   | 0.05     | small  |
|   | Interaktionseffekt                    | 6  | 0.36  | 0.9    | -   | -        | -      |

Auch bei der Betrachtung der Unterschiede für die Zielvisualisierungen ergeben sich für die *Dauer* und die *Kopfbewegung bei Punktwahl* jeweils ähnliche Verteilungen. Dabei sind die Konzepte ober- und unterhalb der Projektionsfläche, *Positions-Pin* und *3D-Objekt*, jeweils etwas langsamer. Für die *Kopfbewegung bei der Punktwahl* haben sich auch statistisch signifikante Ergebnisse mit einer mittleren Effektstärke gezeigt, wobei die Teilnehmenden sich bei der Anzeige des *3D-Objektes* am meisten und beim *Ring* am wenigsten bewegt haben. Dies kann darauf zurückzuführen sein, dass für die Elemente außerhalb der Projektionsoberfläche vermehrt das Bewegungsparallax als Tiefenhinweis genutzt wurde, um die Position der Objekte korrekt einschätzen zu können. Besonders für das *3D-Objekt* war dies wichtig. Der zweite Tiefenhinweis der dort gegeben wurde, die Referenzlinie zur Oberfläche, hat zusätzlich Zeit zum Abzählen der Abschnitte erfordert, um eine exakte Tiefe zu bestimmen, wogegen diese beim *Positions-Pin* als Zahl angegeben war. Beim *Ring* war das Abzählen der Abschnitte auch erforderlich, wirkte sich hier jedoch weniger deutlich auf die *Dauer* gegenüber der *Kopfbewegung* aus.

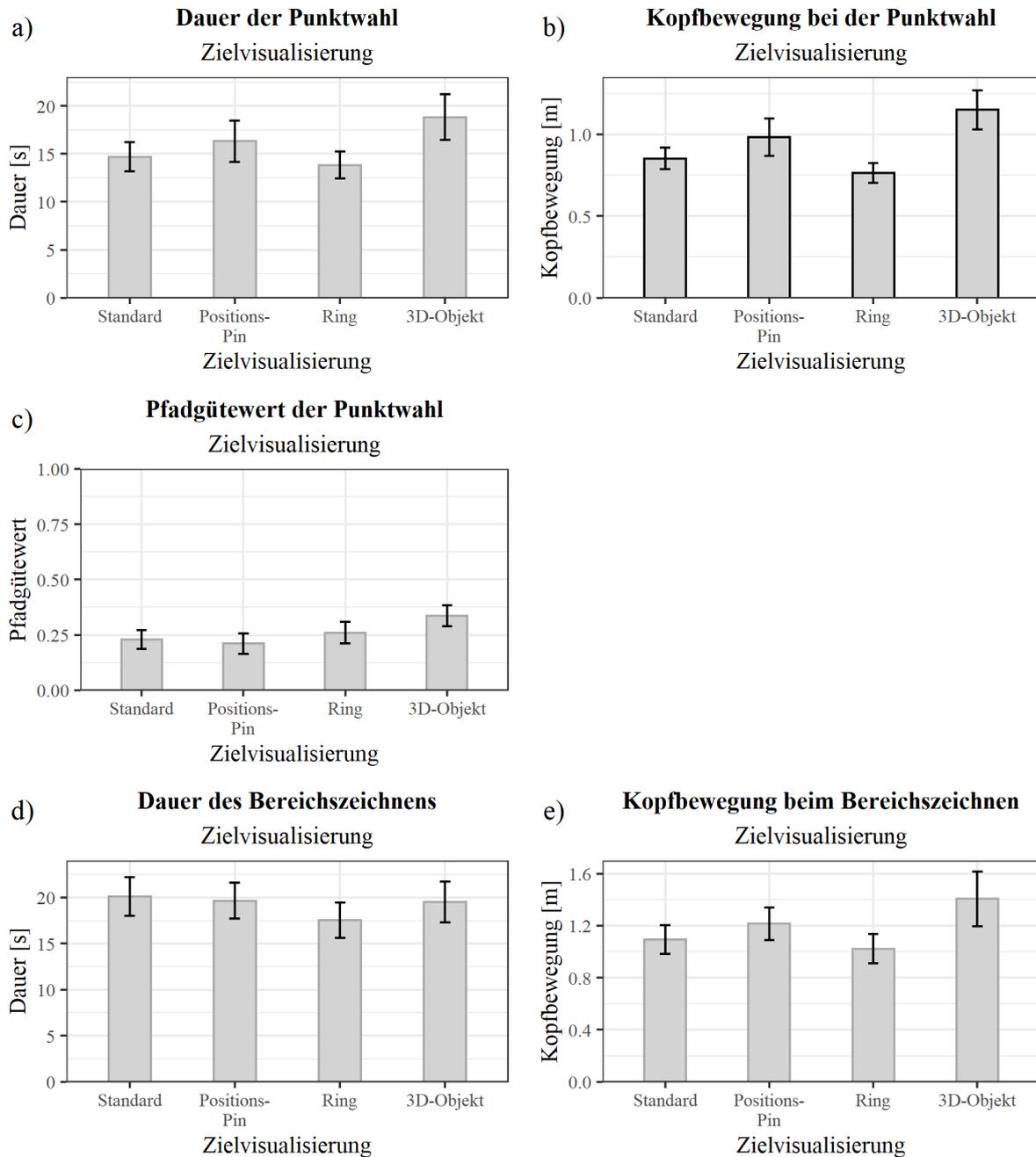


**Abbildung 5.15:** Effekte der drei Varianten der Einstichvisualisierung auf die a) Dauer der Punktwahl, b) Kopfbewegung bei der Punktwahl, c) Pfadgütewert der Punktwahl, d) Dauer des Bereichszeichnens, e) Kopfbewegung beim Bereichszeichnen. Schwarze Umrandungen der Balken kennzeichnen signifikante Ergebnisse bei der zweifaktoriellen Varianzanalyse.

### Pfadgüte bei der Punktwahlaufgabe

Bei der *Punktwahlaufgabe* haben sich für die *Pfadgüte* der gewählten Pfade statistisch signifikante Ergebnisse und eine große Effektstärke gezeigt. In der Darstellung der Ergebnisse zeigt sich, dass bei der *vollen Darstellung* der Einstichvisualisierung insgesamt bessere Pfade gewählt wurden, als bei den anderen beiden Varianten. Dabei fällt auf, dass der *Pfadgütewert* insgesamt unter 0.5 liegt, was der dritten Kategorie entspricht. Das lässt darauf schließen, dass die Teilnehmenden sich zwar an der Einstichvisualisierung orientiert haben, aber nicht ausschließlich die besten Pfade gewählt haben. Dies ist allgemein auch bei der Studiendurchführung aufgefallen. Der Aufforderung während der Erklärungen zu den Visualisierungen folgend, wurden

vor allem die Schichtbilddarstellung oder auch anatomische Landmarken mit in die Entscheidungsfindung einbezogen. Dies wurde durchweg auch in der Abschlussbefragung angegeben. Hier wurde die Einstichvisualisierung als hilfreich empfunden, um eine bestehende Pfadentscheidung zu validieren. Die Entscheidung wurde nicht alleinig basierend auf der Einstichpunktdarstellung getroffen.



**Abbildung 5.16:** Effekte der vier Zielvisualisierungen auf die a) Dauer der Punktwahl, b) Kopfbewegung bei der Punktwahl, c) Pfadgütwert der Punktwahl, d) Dauer des Bereichszeichnens, e) Kopfbewegung beim Bereichszeichnen. Schwarze Umrandungen der Balken kennzeichnen signifikante Ergebnisse bei der zweifaktoriellen Varianzanalyse.

Der durchschnittliche *Pfadgütewert*, der für die *Flächen-Darstellung* gewählt wurde, ist ähnlich klein wie der bei *keiner Darstellung*. Das kann darauf zurückzuführen sein, dass die *Flächen-Darstellung* nicht berücksichtigt wurde. Auch möglich ist, dass, bedingt durch die fehlende Darstellung der Wertung, Pfade vor allem in niedrigen Kategorien platziert wurden. Die *Flächendarstellung* wurde insgesamt in der Abschlussbefragung als deutlich weniger hilfreich, verglichen mit der *vollen Darstellung*, bezeichnet. Begründet wurde dies mit fehlender Nachvollziehbarkeit. Dies lässt darauf schließen, dass die Visualisierung der Wertung auch zu einem besseren Verständnis der zugrundeliegenden Pfadplanung beiträgt. Hinsichtlich des Vergleichs der verschiedenen Zielvisualisierungen ergeben sich für den *Pfadgütewert* keine signifikanten Unterschiede. Im Schnitt wurden mit dem *3D-Objekt* sicherere Pfade gewählt und mit dem *Positions-Pin* die unsichersten. Insgesamt lässt das darauf schließen, dass die Pfadentscheidung eher basierend auf der Einstichvisualisierung als auf der Zielvisualisierung getroffen wurde. Im Rahmen der Abschlussbefragung wurde jedoch häufig angegeben, dass eine der Zielvisualisierungen als Ergänzung bevorzugt wird. Dabei wurde am häufigsten das *3D-Objekt* als hilfreich empfunden, was mit den Ergebnissen für den *Pfadgütewert* übereinstimmt.

### Dauer und Kopfbewegung beim Bereichszeichnen

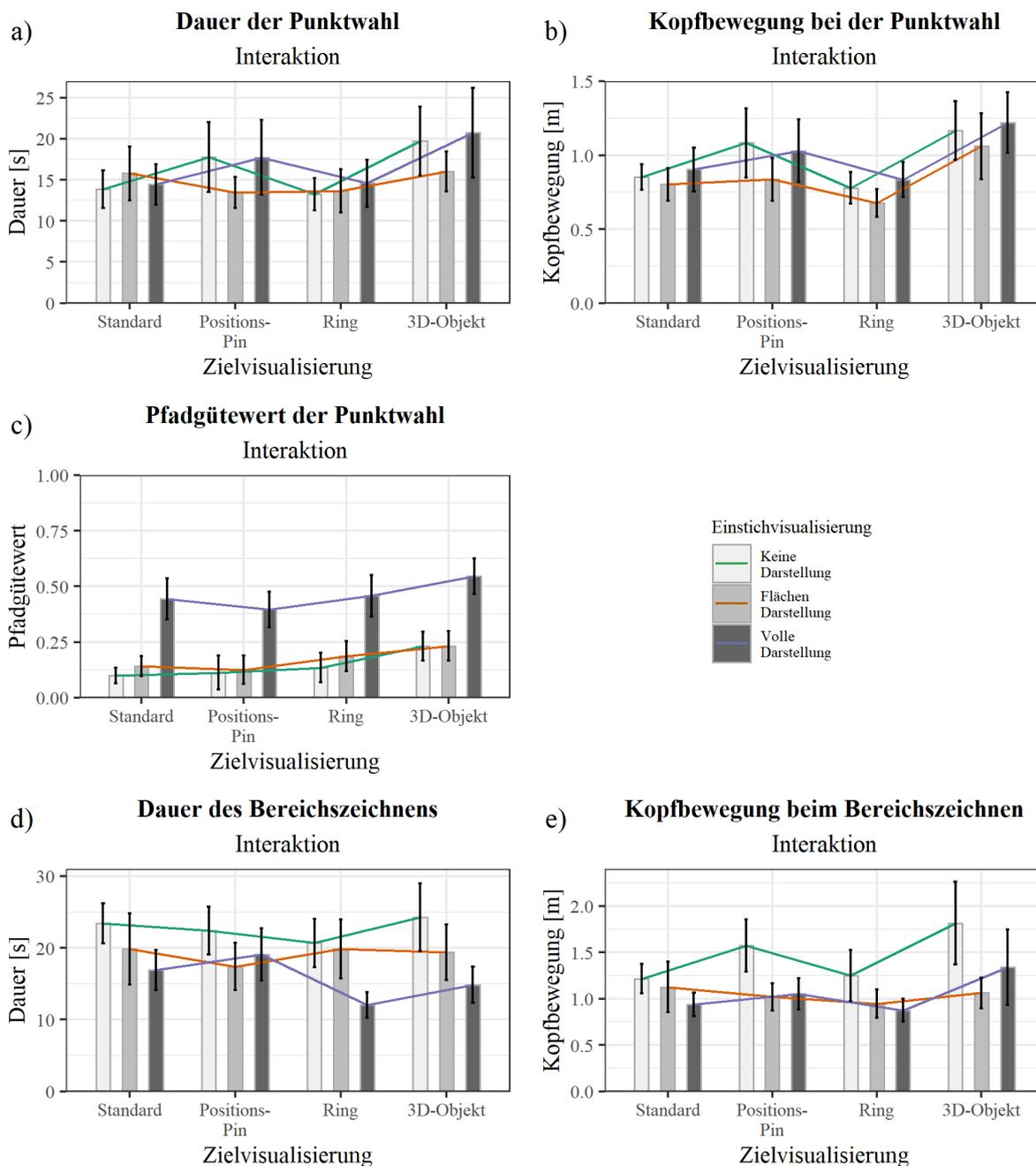
Für die *Dauer* und *Kopfbewegung beim Bereichszeichnen* waren die Ergebnisse für die Einstichpunktdarstellung statistisch signifikant mit einer kleinen Effektstärke. Hier haben die Teilnehmenden mit *keiner Darstellung* der Einstichvisualisierung am längsten gebraucht und am meisten den Kopf bewegt. Dies kann darauf zurückzuführen sein, dass mehr Zeit benötigt wurde, um die Entscheidung für einen Bereich zu treffen. Während die Teilnehmenden mit der *vollen Darstellung* am schnellsten waren, zeigen sich bei der *Kopfbewegung* kaum Unterschiede zwischen der *Flächen-* und der *vollen Darstellung*, trotz der längeren Dauer. Dies kann dadurch erklärt werden, dass die Zielvisualisierungen mit der *Flächen-Darstellung* besser zu sehen waren und deswegen weniger *Kopfbewegungen* erforderlich waren. Das könnte unter anderem aus der ruhigeren da einfarbigen Einstichvisualisierung folgen.

Für das Bereichszeichnen wurde mit dem *Ring* die Aufgabe am schnellsten absolviert, während alle anderen Konzepte etwa gleichauf liegen. Im Rahmen der Studiendurchführung ist aufgefallen, dass die Teilnehmenden häufig einen Bereich im Inneren des Rings gekennzeichnet haben. Auch in der Abschlussbefragung wurde angegeben, dass der Ring dazu verleitet, in dem eingekreisten Bereich zu arbeiten. Dies könnte auch ein Grund dafür sein, dass die Aufgabe mit diesem Konzept schneller absolviert wird. Auch beim *Bereichszeichnen* wurde beim *3D-Objekt* der Kopf am meisten bewegt. Wie bereits vorangehend beschrieben lässt sich dies vermutlich auf die auf die Verdeckung der Referenzskala und das Bewegungsparallax als erforderlichen Tiefenhinweis zurückführen. Bei Betrachtung der Interaktions-Graphen zeigt sich hier, dass die *Kopfbewegung* bei fehlender Darstellung der Einstichvisualisierung deutlich höher war, als bei den anderen Varianten. Dies kann daraus folgen, dass die Teilnehmenden hier allgemein unsicherer waren und sich aus diesem Grund mehr auf die angezeigten Zielvisualisierungen verlassen. Auch hier ist erkennbar, dass die Kopfbewegung bei Konzepten außerhalb der Projektionsfläche höher ist, als beim *Ring* und der *Standard-Methode*. Anders als bei der Auswertung der Haupteffekte, zeigt sich hier keine Ähnlichkeit zu der *Dauer des Bereichszeichnens*. Bei der Betrachtung der *Dauer des Bereichszeichnens* ist in den Interaktions-Graphen kein Muster erkennbar.

### Überschneidung der gezeichneten Bereiche

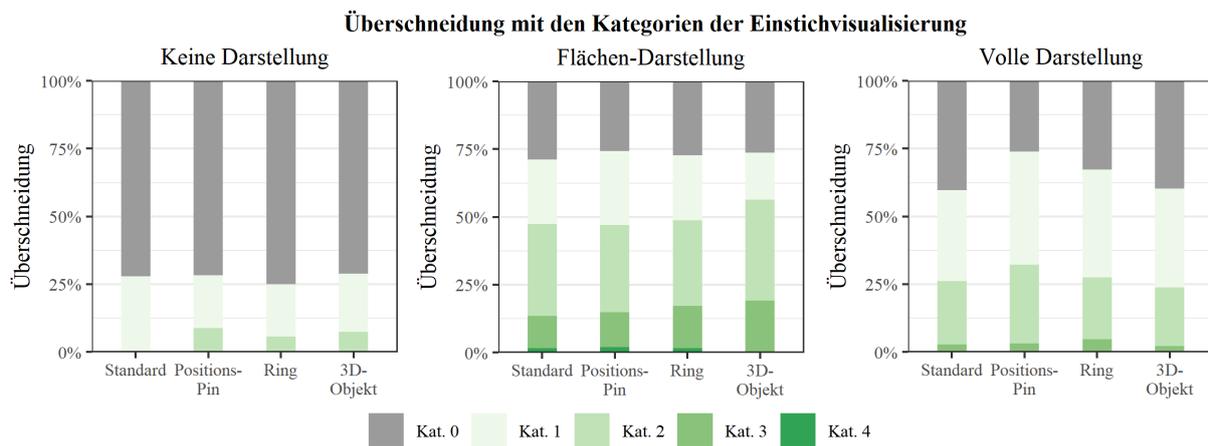
Für die Überschneidung der eingezeichneten Bereiche erfolgt kein Vergleich zwischen den Varianten der Einstichvisualisierungen, da hier verschiedene Ziele und daraus resultierend verschiedene Einstichdarstellungen als Grundlage genutzt wurden. Für diese ist jeweils die Verteilung der Kategorien auf der Oberfläche unterschiedlich, sodass eine Vergleichbarkeit nicht gegeben ist. Insgesamt sind die Standardabweichungen sehr hoch. Dies kann daraus resultieren, dass alle Personen

sehr verschiedene Ansätze hatten und etwa verschieden große Bereiche gezeichnet haben. Einige Personen haben die Einstichvisualisierung größtenteils ignoriert und alleine basierend auf im Studium erlerntem Wissen die Bereiche bestimmt, wogegen andere Teilnehmende sich laut eigener Aussage ausschließlich auf die Visualisierung verlassen haben.



**Abbildung 5.17:** Interaktionseffekte auf die a) Dauer der Punktwahl, b) Kopfbewegung bei der Punktwahl, c) Pfadgütwert der Punktwahl, d) Dauer des Bereichszeichnens, e) Kopfbewegung beim Bereichszeichnen.

Insgesamt fällt auf, dass die Überschneidung mit den Kategorien 1 und 2 größer ist, als mit den Kategorien 3 und 4. Dies lässt sich darauf zurückführen, dass der Anteil der höheren Abstufungen in der Visualisierung kleiner war. Die eingezeichneten Bereiche waren oft größer, als die Fläche der Kategorien 3 und 4, was auch eine geringere Überschneidung bewirkte.



**Abbildung 5.18:** Darstellung der prozentualen Anteile der Kategorien in den gezeichneten Bereichen, geordnet nach den Varianten der Einstichvisualisierung. Kategorie 0 repräsentiert nicht mögliche Einstichbereiche.

Bei *keiner Darstellung* der Einstichvisualisierung weisen die Bereiche die meiste Überschneidung mit Kategorie 1 auf, wogegen es fast keine Übereinstimmung mit Kategorie 3 und 4 gibt. Insgesamt liegt nur etwa ein Viertel bis ein Drittel der markierten Zonen in der Einstichpunktdarstellung. Auffällig ist, dass der Bereich bei der *Standard*-Visualisierung fast nur in Kategorie 1 liegt, während die anderen Zielvisualisierungskonzepte höhere Anteile in der zweiten Kategorie haben. Dies kann ein Hinweis darauf sein, dass eine Zieldarstellung auf dem Phantom selber auch die Bestimmung möglicher Einstichbereiche unterstützt.

Die geringste Überschneidung mit der Einstichvisualisierung insgesamt liegt beim *Ring* vor. Dies kann damit zusammenhängen, dass mehrere Teilnehmende bevorzugt Bereiche innerhalb des *Rings* gekennzeichnet haben, der jedoch in der Regel nicht vollständig auf den Einstichbereichen lag. Dies ist sowohl während der Studiendurchführung aufgefallen, als auch von einigen Personen in der Abschlussbefragung thematisiert worden. Da der Effekt bei den anderen Varianten der Einstichvisualisierung nicht zu sehen ist, ist es möglich, dass vor allem der *Ring* als Referenz für das Bereichszeichnen genommen wurde, wenn keine anderen Informationen zur Verfügung standen. Bei Betrachtung der eingezeichneten Bereiche (s. Anhang, Abschnitt A) fällt auf, dass diese kaum Bezug zur Einstichvisualisierung zeigen, was sich darauf zurückführen lässt, dass sie während der Studiendurchführung nicht bekannt war. Auch die Überschneidung der gekennzeichneten Abschnitte zwischen den Zielvisualisierungen ist gering. Ein möglicher Grund dafür ist, dass die Darstellung des Ziels Einfluss darauf hat, welche Bereiche als sicher wahrgenommen werden.

Für die *Flächen-Darstellung* liegt die meiste Überschneidung in der Kategorie 2 vor, danach in Kategorie 1, 3 und 4. Für die *Standard*-Visualisierung ist hier der Gesamtanteil am geringsten und für den *Positions-Pin* am größten. Auch dies kann wieder darauf hinweisen, dass die Zielvisualisierung bei der Bestimmung sicherer Einstichbereiche hilfreich ist. Da alle Werte relativ hoch sind, ist es auch möglich, dass die Einstichvisualisierung für das zugeordnete Ziel besonders "einfach" war, in dem Sinne, dass die Überschneidung zwischen den Bereichen, in denen die Probanden bevorzugt einstechen wollten, und der Visualisierung durch Zufall hoch war. Werden die durch die Probanden eingezeichneten Bereiche betrachtet (s. Anhang, Abschnitt A), fällt auf, dass hier ein Bezug zu der Einstichvisualisierung besteht. Es sind häufige Überschneidungen zu sehen, darüber hinaus folgen die Formen oft den zugrundeliegenden Kategorien. Auch die Bereiche, die für die verschiedenen Zielvisualisierungen gewählt wurden, sind ähnlich. Daraus lässt sich schließen, dass die Einstichvisualisierung bei der Bestimmung sicherer Bereiche wichtiger war, als die Zielvisualisierung.

**Tabelle 5.4:** Prozentuale Überschneidung zwischen den eingezeichneten Bereichen für die einzelnen Zielvisualisierungen und den vier Kategorien der Einstichvisualisierung für die drei Varianten der Einstichvisualisierung. Mittelwerte und Standardabweichungen werden angegeben.

| Ziel-visualisierung        | Anteil Kat. [%] 1 | Anteil Kat. 2 [%] | Anteil Kat. 3 [%] | Anteil Kat. 4 [%] | Summe der Anteile [%] |
|----------------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-----------------------|
| <b>Keine Darstellung</b>   |                   |                   |                   |                   |                       |
| <b>Standard</b>            | 27.82±19.41       | 0.05±0.18         | 0±0               | 0±0               | 27.88±19.48           |
| <b>Positions-Pin</b>       | 19.6±20.15        | 8.38±18.99        | 0.4±0.93          | 0.01±0.03         | 28.38±28.88           |
| <b>Ring</b>                | 19.24±15.61       | 5.59±11.21        | 0.1±0.34          | 0±0               | 24.93±22.29           |
| <b>3D-Objekt</b>           | 21.57±17.13       | 7.34±9.87         | 0.03±0.07         | 0±0               | 28.94±20.79           |
| <b>Flächen-Darstellung</b> |                   |                   |                   |                   |                       |
| <b>Standard</b>            | 23.75±18.39       | 33.91±22.07       | 11.88±11.13       | 1.64±3.56         | 71.18±29.21           |
| <b>Positions-Pin</b>       | 27.25±12.76       | 32.09±16.66       | 12.85±11.51       | 2.02±5.43         | 74.21±18.92           |
| <b>Ring</b>                | 24.03±14.98       | 31.61±15.41       | 15.51±12          | 1.59±3.31         | 72.74±25.91           |
| <b>3D-Objekt</b>           | 17.37±15.88       | 37.21±21.39       | 18.8±16.51        | 0.27±0.92         | 73.64±32.52           |
| <b>Volle Darstellung</b>   |                   |                   |                   |                   |                       |
| <b>Standard</b>            | 33.49±24.13       | 23.41±20.32       | 2.73±4.57         | 0±0               | 59.64±42.90           |
| <b>Positions-Pin</b>       | 41.89±23.66       | 29.05±16.86       | 3.06±4.2          | 0±0               | 73.99±36.07           |
| <b>Ring</b>                | 39.9±21.08        | 22.83±17          | 4.48±7.41         | 0.15±0.49         | 67.35±34.23           |
| <b>3D-Objekt</b>           | 36.54±23.17       | 21.47±16.86       | 2.1±3.37          | 0.16±0.55         | 60.27±40.02           |

Bei der *vollen Darstellung* weist erneut die *Standard*-Methode die geringste Überschneidung mit der Einstichvisualisierung auf, wobei hier das *3D-Objekt* eine ähnliche Verteilung zeigt. Hier könnte sich die Verdeckung der Referenzskala zur Oberfläche negativ ausgewirkt haben. Am Besten hat der *Positions-Pin* abgeschnitten. Im Rahmen der Abschlussbefragung wurde mehrfach angegeben, dass es besonders leicht fiel, die Zielposition mit einem einzelnen Referenzpunkt direkt auf der Oberfläche zu bestimmen. Dies wurde als eindeutiger bezeichnet, als der größere Bereich des Rings. Gleichzeitig war die Verdeckung der Einstichvisualisierung gering. Bei Betrachtung der eingezeichneten Bereiche (s. Anhang, Abschnitt A) ist zu sehen, dass ein Bezug zur Einstichvisualisierung besteht. Jedoch ist auch erkennbar, dass viele Teilnehmenden nicht den besten Bereich gekennzeichnet haben. Auch bei der Studiendurchführung ist aufgefallen, dass nicht ausschließlich der angezeigten Wertung gefolgt wurde. Dies kann darauf zurückzuführen sein, dass, wie im Rahmen der Einweisung erbeten, die dargestellte Visualisierung kritisch hinterfragt und die angezeigten Informationen mit eigenem Wissen ergänzt wurden. Es ist auch möglich, dass der beste Bereich nicht gut ersichtlich war (da seitlich zwischen den Rippen positioniert), oder eine unergonomische Einstichposition erfordert hätte.

### 5.2.3 Diskussion

Für die Einstichvisualisierung konnte gezeigt werden, dass eine *volle Darstellung* von den Teilnehmenden bevorzugt wird und bessere Ergebnisse erzeugt, als die anderen Varianten. Die Farbskala wurde als gut verständlich bezeichnet. Dabei wurden besonders oft die Vorteile für junge und unerfahrene Ärzte und Ärztinnen hervorgehoben, die dadurch beim Erlernen und der Durchführung der Planung unterstützt werden können. In weiterführenden Studien sollte jedoch auch betrachtet werden, wie und ob erfahrene Radiologen und Radiologinnen von der Anwendung profitieren können. Für die *Flächen-Darstellung* könnte näher untersucht werden, ob eine invertierte Visualisierung, also nur die Kennzeichnung nicht möglicher Einstichbereiche, besser abschneiden würde. Dies wurde von Schumann et al. für eine Darstellung in den medizinischen Schichtbilddaten umgesetzt [8]. Vorteil ist hierbei, dass der Einstichbereich nicht verdeckt wird. Auf der anderen Seite hat nur eine Person in der Abschlussbefragung Schwierigkeiten angegeben, den Arbeitsbereich trotz der Visualisierung zu erkennen. Durch die insgesamt höhere Verdeckung bei der Anzeige von nicht möglichen Einstichbereichen ist die Erkennbarkeit von Strukturen unter der Haut, etwa Zielvisualisierungen, schlechter. Für eine Darstellung des Ziels auf der Haut dagegen ist die gegenseitige Verdeckung mit der Einstichvisualisierung und eine Anzeige von Risikostrukturen auf der Oberfläche weniger problematisch. Darüber hinaus wäre eine Verwendung als "Virtual Window" zur Verbesserung der räumlichen Einordnung von unterliegenden Strukturen möglich [146]. Die *volle Darstellung* der Einstichpunktdarstellung wurde auch als sehr suggestiv bezeichnet. Die *Flächen-Darstellung* wurde dagegen als weniger ablenkend, aber auch weniger hilfreich empfunden. Hier wurde mehrfach eine Möglichkeit gewünscht, die Visualisierung ein- und ausblenden zu können. Damit könnte auch sichergestellt werden, dass der Einstichbereich in kritischen Phasen der Intervention gut zu sehen ist.

Was häufig negativ angemerkt wurde, war die fehlende Übereinstimmung von anatomischen Landmarken und der gezeigten Anatomie, beziehungsweise den resultierenden Einstichstellen. Häufig wurde die Projektion als zusätzliche Referenzhilfe verwendet. Gerade Teilnehmende, die schon über Hintergrundwissen zur Durchführung von perkutanen Interventionen an der Leber verfügten, hatten Schwierigkeiten damit, nicht die Rippen zur Platzierung der Einstichpunkte verwenden zu können. In weiterführenden Studien sollte in jedem Fall eine zum Phantom passende Anatomie verwendet werden. Darüber hinaus sollte das Ertasten von anatomischen Landmarken, wie den Rippen, ermöglicht werden. Neben der unpassenden Anatomie wurde auch oft die fehlende Interaktion mit der Schichtbilddarstellung negativ angemerkt. Mehrere Teilnehmenden hätten gerne die umliegenden Schichten ebenfalls betrachtet, um eine detailliertere Pfadentscheidung treffen zu können. Im klinischen Kontext der Anwendung wäre dies in jedem Fall gegeben und sollte auch in weiterführenden Studien inkludiert werden. Über das Betrachten der verschiedenen Schichten hinaus wäre auch eine Anwendung einer MPR, sodass immer die volle Nadel in einer Bildebene zu sehen ist, interessant.

Bei der Studiendurchführung ist aufgefallen, dass die Teilnehmenden bei der Anzeige der Ringvisualisierung dazu neigten, Einstichbereiche und -punkte im Inneren des Kreises zu setzen. Dies wurde auch vereinzelt im Rahmen der Abschlussbefragung angemerkt. Die Teilnehmenden wurden im Vorfeld der Studie explizit darauf hingewiesen, dass das Innere des *Rings* keine Einstichempfehlung darstellt, sondern nur der Zieldarstellung dient. Es ist jedoch möglich, dass unterbewusst die Bereiche innerhalb des Kreises hervorgehoben wurden. Eine andere Möglichkeit ist, dass besonders kurze Pfade bevorzugt gewählt wurden, insbesondere wenn keine anderen Informationen verfügbar waren (*Keine Darstellung* der Einstichvisualisierung). Eine Evaluierung der jeweils gewählten Pfadlängen könnte darüber in weiterführenden Studien Aufschluss geben. Unabhängig davon kann auch die Nutzung einer geschlossenen Form in Betracht gezogen werden, wobei hier eine Evaluierung der Verdeckung der Einstichvisualisierung erfolgen sollte.

Für den *Ring* und das *3D-Objekt* sind teilweise Probleme mit gegenseitiger Verdeckung zwischen den Visualisierungen aufgetreten. Es wurde mehrfach angemerkt, dass der *Ring* nur schlecht von der Einstichvisualisierung zu unterscheiden war. Teilnehmende haben sich etwa eine farbige Darstellung gewünscht. Diese wurde nicht umgesetzt, um eine zu bunte Visualisierung zu vermeiden. In zukünftigen Studien können verschiedene Farbkodierungen betrachtet werden. Darüber hinaus kann die Sichtbarkeit des *Rings* erhöht werden, in dem auf eine projektionsbasierte Darstellung, die ein Teil der unterliegenden Informationen erhält, verzichtet wird. Dadurch würde jedoch die Sichtbarkeit der Einstichvisualisierung im Bereich des *Rings* reduziert werden. Hinsichtlich des *3D-Objektes* hat vor allem die Verdeckung der Referenzlinie zur Oberfläche Probleme bereitet. Wenn diese sich hinter der Einstichvisualisierung befunden hat, war kein einfaches Abzählen der dahinterliegenden Abschnitte mehr möglich, sondern die Kopfposition musste zunächst verändert werden. Auch beim *Ring* konnten die genaue Tiefe nicht schnell bestimmt werden. Beim *Positions-Pin* dagegen fiel es einigen Teilnehmenden schwer sich die Tiefe anhand der Zahl vorzustellen. Hier wäre eine Kombination der Angabe als Zahl mit der Referenzlinie des *3D-Objektes* möglich. Dies würde sowohl einen Eindruck der Tiefe, als auch die Kenntnis der konkreten Distanz zur Oberfläche ermöglichen. Fraglich ist hier jedoch auch, wie wichtig eine genaue Angabe der Tiefe letztendlich ist. Mehrere Teilnehmende haben angegeben, gar nicht oder nur wenig auf die projizierten Tiefenhinweise geachtet zu haben und alle Informationen zur Tiefe des Ziels stattdessen aus den Schichtbilddaten bezogen zu haben. Als relevanter wurde stattdessen die Distanz vom gewählten Einstichpunkt zur Zielstruktur empfunden. Hier kann eine interaktiv platzierbare Referenzlinie oder auch eine Kombination mit einer Visualisierung des Nadelpfades hilfreich sein.

Alle Teilnehmenden haben hervorgehoben, dass ein Vorhandensein der Schichtbildvisualisierung wichtig ist. Üblicherweise wurde zunächst anhand der medizinischen Bilddaten einen Zugangspfad bestimmt und dieser anschließend mithilfe der Projektion validiert. Dabei wurde hervorgehoben, dass dies die Übertragung des Einstichpunktes auf die Haut deutlich vereinfacht. Besonders wichtig war die Schichtbilddarstellung dabei für die Evaluierung von Risikostrukturen, sie wurde jedoch auch als kognitiv herausfordernd bezeichnet. In weiterführenden Untersuchungen könnte betrachtet werden, inwiefern eine Projektion von umgebenden Organen und Gefäßen bei der Pfadwahl unterstützen kann. Teilweise wurde auch die Einstichvisualisierung als eine Karte der unterliegenden Strukturen verwendet. Über eine Darstellung der Risikostrukturen auf der Oberfläche, vergleichbar mit Risikokarten, könnte dies unterstützt werden. Dabei ist jedoch die Verzerrung der Abbildung bedingt durch die Position des Ziels zu beachten. In einigen Fällen wurde die Schichtbilddarstellung alleine bevorzugt, da dies der bekannte Visualisierungsansatz ist. Die Akzeptanz ergänzender Visualisierungen sollte hier besonders auch mit erfahreneren Ärzten und Ärztinnen näher evaluiert werden. Allgemein ist hier zunächst eine Eingewöhnungszeit erforderlich.

Im Rahmen der Abschlussbefragung wurde mehrfach geäußert, dass eine Anzeige einer Legende hilfreich gewesen wäre. Für die Farbskala der Einstichvisualisierung stand eine Abbildung der Kategorien zur Verfügung, die jedoch kaum genutzt wurde. Für eine klinische Anwendung kann eine Integration einer Erklärung in die medizinischen Schichtbilddaten von Interesse sein, um die Darstellung von Text auf dem Körper zu vermeiden. In diesem Kontext ist auch wichtig, dass die Resultate der Pfadplanung nachvollziehbar für die Nutzenden sind. Die verschiedenen Bedingungen sollten bekannt sein. Darüber hinaus kann eine Visualisierung der Unsicherheit der Planung bei der Einschätzung der Validität helfen. Hier sollte auch eine Evaluierung der Bedingungen im klinischen Kontext erfolgen. In dieser Arbeit wurde für die harte Winkelbedingung der Winkel zur senkrechten Nadelposition evaluiert. In einer praktischen Anwendung wäre eine Berücksichtigung der Kameraposition von Vorteil.

Aufgrund von Registrierungsungenauigkeiten gab es einen leichten Versatz von weniger als 1 mm zwischen der realen und der virtuellen Nadelspitze. Es ist möglich, dass dies dazu geführt hat, dass die erkannten Punkte und Bereiche nicht exakt mit der Wahl der Teilnehmenden übereinstimmten. Da für die Interaktion jedoch eine visuelle Rückmeldung über die erkannte Nadelposition gegeben wurde und dies auch von den Teilnehmenden genutzt wurde, ist unwahrscheinlich, dass dies einen Effekt auf die Ergebnisse hatte. In weiterführenden Studien sollte dennoch eine höhere Registrierungsgenauigkeit angestrebt werden. Während der Studie ist es auch mehrfach zu Ausfällen des Nadeltrackings gekommen, die einen Neustart der Anwendung erforderlich gemacht haben. Dies wurde in der Implementierung berücksichtigt, sodass eine nahtlose Wiederaufnahme der unterbrochenen Studiendurchführung erfolgen konnte. In weiterführenden Untersuchungen sollte dies dennoch verhindert werden.

Wie bereits vorangegangen erwähnt, ist eine starke Abhängigkeit zwischen *Kopfbewegung* und *Dauer* aufgefallen. In weiteren Studien sollte entweder eine der Variablen nicht separat aufgenommen, oder die Unabhängigkeit durch ein verändertes Studiendesign sichergestellt werden. Im Rahmen dieser Arbeit erfolgte eine getrennte Betrachtung, um die Nutzung des Bewegungsparallax als Tiefenhinweis evaluieren zu können.

Die Interaktion mit der Einstichvisualisierung hat einigen Teilnehmenden Probleme bereitet. Um ein konstant gutes Nadeltracking zu gewährleisten, sollte die Nadel möglichst senkrecht auf die Oberfläche aufgesetzt werden. Viele Teilnehmende empfanden dies als unintuitiv und hätten das Werkzeug lieber entsprechend des Einstichwinkels rotiert. Wenn eine Evaluierung der Punktwahl mit dem Einstich zusammen erfolgt, sollte dieses Problem jedoch nicht mehr auftreten. Negativ angemerkt wurde auch die teilweise schlechte Unterscheidbarkeit der Zielvisualisierung und der gezeichneten Linien auf der Oberfläche. Beide wurden weiß dargestellt, was teilweise als verwirrend empfunden wurde. Durch eine Färbung der Interaktionslinien kann dieses Problem in Zukunft vermieden werden. In einigen Fällen sind, insbesondere in Hinblick auf die Interaktion, auch Probleme mit Verdeckung der Projektion aufgetreten. Während der Aufgaben standen die Teilnehmenden meist zwischen dem linken Projektor in Abbildung 4.1 und der Projektionsfläche. Erfolgte die Interaktion auf der Seite des Phantoms, war das visuelle Feedback aus diesem Grund nicht immer sichtbar. Dies hat dazu geführt, dass Probanden für einzelne Aufgaben länger benötigt oder sich, zur Reduktion der Verdeckung, mehr bewegt haben. Im Rahmen einer klinischen Anwendung ist eine ausführliche Evaluierung der Arbeitsposition und der Umgebung des Interventionsraums erforderlich, um eine verdeckungsfreie Darstellung der Visualisierung gewährleisten zu können.

Hinsichtlich des Bereichszeichnens ist zu berücksichtigen, dass durch die Auswertung basierend auf den Texturkoordinaten eine Verzerrung der Fläche erfolgt. Da im Rahmen dieser Evaluierung nur die Überschneidung von Flächen in dem selben Koordinatensystem betrachtet wurde, wirkt sich dies nicht auf diese Arbeit aus. In weiterführenden Untersuchungen kann es jedoch interessant sein, konkrete Flächeninhalte oder Positionierungen auf der Phantomoberfläche zu betrachten. Diese Informationen können mit den gespeicherten Daten bei Bedarf auch in weiteren Schritten generiert werden. Bei der Auswertung der Anteile der Einstichvisualisierung in den eingezeichneten Bereichen ist auch zu beachten, dass die Kategorien 3 und 4 in der Regel nicht groß, sondern oft kleiner als die gekennzeichneten Zonen waren. Hier kann eine Auswertung des Anteils der Kategorien die durch die Bereiche eingeschlossen werden, weitere Informationen zur Verfügung stellen.

Für das Bereichszeichnen wäre ein Vergleich insbesondere auch zwischen den Varianten der Einstichvisualisierung interessant. Im gewählten Studiendesign ist dies aufgrund der fehlenden Vergleichbarkeit der Ziele nicht möglich. In weiterführenden Untersuchungen könnte ein Vergleich der Ziele zwischen den verschiedenen Zielvisualisierungen erfolgen. Auch eine Gestaltung als Between-Subject-Design-Studie wäre möglich. Für die Varianten der Einstichvi-

sualisierung wurde immer dieselbe Reihenfolge betrachtet. Dadurch sollte versucht werden zu verhindern, dass Teilnehmende Informationen zwischen den Darstellungen übertragen. Dies ist jedoch anfällig für eine Verfälschung der Ergebnisse durch einen Lerneffekt. Auch hier wäre eine Umsetzung als Between-Subject-Design-Studie eine Möglichkeit, um dem zu begegnen.

#### 5.2.4 Schlussfolgerungen

Hinsichtlich der Einstichvisualisierung hat sich gezeigt, dass eine volle Darstellung aller Einstichpunkte mit zugehöriger Wertung dazu führt, dass eher sicherere Pfade gewählt wurden, als ohne Visualisierung oder ohne Anzeige der Wertung. Darüber hinaus wird diese Darstellung von den meisten Teilnehmenden bevorzugt. Insbesondere die Vorteile für junge und unerfahrene Ärzte und Ärztinnen wurden mehrfach hervorgehoben.

Die Anzeige einer projizierten Zielvisualisierung zusätzlich zu einer medizinischen Schichtbild-darstellung wurde insgesamt bevorzugt. Hier zeigen sich jedoch keine signifikanten Unterschiede in der Sicherheit der gewählten Pfade. Dabei wurde die Darstellung als *3D-Objekt* knapp gegenüber den anderen Konzepten bevorzugt. Es wurden jedoch auch mehrere Schwachstellen der Visualisierung ersichtlich, etwa die vermehrten erforderlichen Kopfbewegungen und die längere Dauer zur Aufgabenbewältigung. Hier sind weitere Untersuchungen zur Bestimmung einer optimalen Repräsentation des Ziels erforderlich. Trotz der Bevorzugung der zusätzlichen Darstellung der Zielstrukturen in der Projektion war es Konsens unter den Teilnehmenden, dass eine Anzeige der medizinischen Schichtbilddarstellung immer erforderlich ist.

## 5.3 Auswertung der Anforderungsanalyse

Nachfolgend wird betrachtet, ob die in Abschnitt 3.1 erarbeiteten funktionalen und nichtfunktionalen Anforderungen bei der Umsetzung erfüllt wurden. Eine Übersicht dieser Auswertung wird in Tabelle 5.5 und Tabelle 5.6 dargestellt.

### 5.3.1 Rahmenbedingungen

An die technischen Rahmenbedingungen wurden folgende Anforderungen gestellt: Die Darstellung soll mit AR erfolgen (Anforderung F 1.1), die Augenposition der betrachtenden Person sowie die Nadelposition und -rotation soll bestimmt werden (Anforderung F 1.2 und F 1.3) und eine Registrierung aller Trackingkoordinatensysteme zum Visualisierungskoordinatensystem soll erfolgen (Anforderung F 1.4). Hinsichtlich der Tracking- und Visualisierungsansätze wurden im Rahmen der Konzeption verschiedene Optionen diskutiert. Umgesetzt wurde eine P-AR-Anwendung mit optischem IR-Nadeltracking und einer Bestimmung der Kopfposition mit Hilfe von VIVE-Trackern. Die Registrierungen erfolgten mit dem Projektorsystem als Weltkoordinatensystem. Alle funktionalen Anforderungen sind somit erfüllt.

Für die nichtfunktionalen Anforderungen sind drei Untergruppen zu betrachten: Die Gebrauchstauglichkeit (Effektivität, Effizienz und Zufriedenheit), die Performance (Robustheit, Registrierungsgenauigkeit, Genauigkeit der Pfaderkennung und Performance) und die klinischen Anforderungen (Sterilität, Integrierbarkeit in den Interventionsablauf und Freier Zugang zum Patienten). Letztere werden im Rahmen dieser Arbeit nicht evaluiert.

Für die Effektivität (Anforderung NF 1.1) sollte es den Nutzenden ermöglicht werden, basierend auf der Einstichstellenvisualisierung und der Zieldarstellung eine differenzierte Pfadwahl zu treffen. Die Teilnehmenden waren in der Lage einen Pfad zu bestimmen und auszuwählen. In der Hauptstudie hat sich gezeigt, dass die Anzeige der vollen Einstichvisualisierung dabei in der Wahl sicherer Pfade resultiert. Für die Zielvisualisierungen zeigten sich kleine Unterschiede in den gewählten Sicherheiten. In der Abschlussbefragung hat ein Großteil der Probanden angegeben, dass die Visualisierungen bei der Pfadwahl hilfreich waren. Die Bedingung kann somit als erfüllt betrachtet werden. Für die Effizienz (Anforderung NF 1.2) sollte eine Pfadwahl in weniger als 20 s ermöglicht werden. Bei der Auswertung der Dauer der Punktwahl in der Hauptstudie wurde diese Bedingung für die Varianten der Einstichvisualisierung und den Vergleich der Zielvisualisierungen erfüllt. Hierbei ist zu berücksichtigen, dass die Dauer für die gesamte Aufgabe gemessen wurde, dies beinhaltete auch die Auswertung der medizinischen Schichtbilddaten. Hinsichtlich der Zufriedenheit (Anforderung NF 1.3) haben fast alle Teilnehmenden die Einstichstellenvisualisierung und die Zielvisualisierungen auf dem Phantom als hilfreich bezeichnet. Die Anforderung wird somit als erfüllt betrachtet.

Für die Robustheit (Anforderung NF 2.1) sollte spezifisch eine mehrfache Wiederholung der Pfadwahl ermöglicht werden. Dies wurde im Rahmen der Hauptstudie durch mehrere Personen eingesetzt und war ohne Programmneustart möglich. Die Anforderung ist somit erfüllt. Im Hinblick auf die Registrierungsgenauigkeit (Anforderung NF 2.2) sollte keine merkliche Verschiebung zwischen virtuellen und realen Inhalten bestehen. Wie in Abbildung 5.19 zu sehen, bestand eine Verschiebung zwischen der Position an der die Nadelspitze aufgesetzt wurde und der an der zugehörige Punkt gezeichnet wurde. Diese Bedingung konnte somit nicht erfüllt werden. Ergänzend dazu wurde eine spezifische Genauigkeit an die Erkennung der Pfadwahl gestellt (Anforderung NF 2.3). Die Abweichung unterschied sich dabei je nach betrachtetem Bereich der Puppe. Im Umfeld der Einstichvisualisierung betrug die Differenz zwischen Nadelspitze und erkanntem Punkt unter 1 mm (s. Abbildung 5.19 a). In Randbereichen, etwa am Bein war die Abweichung größer und betrug bis zu 3 mm (s. Abbildung 5.19 b). Die Bedingung ist somit

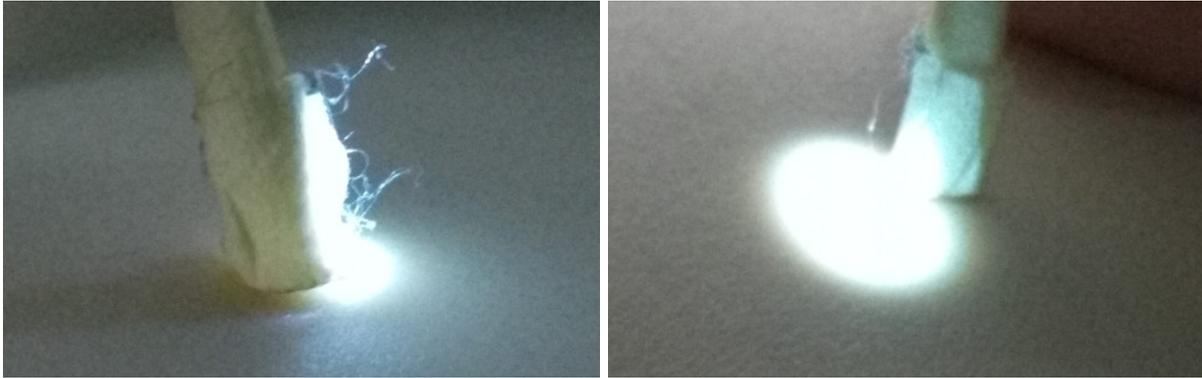
teilweise erfüllt. An das System wurde die Anforderung gestellt, dass Darstellung und Interaktion mit der Visualisierung in Echtzeit möglich sein sollen (Anforderung NF 2.3). Während der Laufzeit der Aufgaben sind keine Verzögerungen aufgetreten. Während der Berechnung der Visualisierung war jedoch jeweils für etwa 5 s keine Interaktion mit der Anwendung möglich. Die Anforderung wurde somit teilweise erfüllt.

**Tabelle 5.5:** Auswertung der funktionalen Anforderungen.

| Nr.                                      | Funktionale Anforderung                                    | Erfüllung | Begründung   |
|--|--|-----------|--|
| <b>1.) Technische Rahmenbedingungen</b>  |  |           |  |
| F 1.1                                    | AR   | erfüllt   | Die Anwendung wurde mit P-AR umgesetzt   |
| F 1.2                                    | Head-Tracking  | erfüllt   | Zur Verfolgung der Kopfposition wurde ein VIVE-Tracking verwendet  |
| F 1.3                                    | Nadeltracking  | erfüllt   | Die Nadelposition- und rotation wurde mit einem optischen IR-Tracking von passiven Markern bestimmt  |
| F 1.4                                    | Registrierung  | erfüllt   | Die Trackingsysteme wurden mit dem Projektor-Koordinatensystem registriert   |
| <b>2.) Pfadplanung</b>                   |  |           |  |
| F 2.1                                    | Ausschluss von gefährlichen Einstichstellen                | erfüllt   | Pfade die Risikostrukturen verletzen, zu lang sind oder zu spitze Einstichwinkel aufweisen wurden ausgeschlossen                             |
| F 2.2                                    | Wertung von ungefährlichen Einstichstellen                 | erfüllt   | Der Abstand zu Risikostrukturen, die Pfadlänge und der Winkel zur Bildgebungsebene wurde als Grundlage zur Bewertung der Pfade verwendet     |
| <b>3.) Einstichstellenvisualisierung</b> |  |           |  |
| F 3.1                                    | Darstellung von gefährlichen Einstichstellen               | erfüllt   | Nicht mögliche Einstichstellen werden nicht separat visualisiert und sind dadurch von validen, aufprojizierten Punkten zu unterscheiden      |
| F 3.2                                    | Darstellung der Wertung von ungefährlichen Einstichstellen | erfüllt   | Die Bewertung der Pfade wird farbkodiert auf der Oberfläche dargestellt  |
| F 3.3                                    | Interaktion  | erfüllt   | Mit der Interventionsnadel können Einstichpunkte gewählt werden, über Markierungen auf der Oberfläche wird eine visuelle Rückmeldung gegeben |
| <b>4.) Zielvisualisierung</b>            |  |           |  |
| F 4.1                                    | Visualisierung der Zielposition                            | erfüllt   | Es wurden drei Konzepte zu Kombination mit einer Schichtbilddarstellung erarbeitet, die die Lage des Ziels darstellen                        |

**Tabelle 5.6:** Auswertung der nichtfunktionalen Anforderungen, die im Rahmen dieser Arbeit evaluiert werden sollten.

| Nr.                              | Nichtfunktionale Anforderung                          | Erfüllung            | Begründung   |
|----------------------------------|---|----------------------|--|
| <b>1.) Gebrauchstauglichkeit</b> |   |                      |  |
| NF 1.1                           | Effektivität  | erfüllt              | Teilnehmende waren in der Lage mit der Anwendung sichere Pfade zu bestimmen und auszuwählen.   |
| NF 1.2                           | Effizienz   | erfüllt              | Die Pfadwahl erfolgte für alle Varianten der Einstichvisualisierung und die Konzepte der Zielvisualisierung in unter 20 s.                     |
| NF 1.3                           | Zufriedenheit   | erfüllt              | Teilnehmende empfanden die Anwendung als hilfreich und haben eine positive Grundeinstellung geäußert.  |
| <b>2.) Performance</b>           |   |                      |  |
| NF 2.1                           | Robustheit  | erfüllt              | Es konnten innerhalb der Anwendung mehrere Pfade gewählt und die vorherige Auswahl zurückgesetzt werden.                                       |
| NF 2.2                           | Registrierungs-<br>genauigkeit                        | nicht<br>erfüllt     | Eine Verschiebung zwischen realen und virtuellen Inhalten war bei der Interaktion mit der Visualisierung erkennbar.                            |
| NF 2.3                           | Genauigkeit der<br>Pfaderkennung                      | teilweise<br>erfüllt | Im Einstichbereich betrug die Abweichung weniger als 2 mm, außerhalb jedoch mehr.  |
| NF 2.4                           | Performance   | teilweise<br>erfüllt | Während der Aufgaben war eine Interaktion in Echtzeit möglich. Bei der Erzeugung der Einstichvisualisierungen traten jedoch Verzögerungen auf. |
| <b>5.) Visualisierungen</b>      |   |                      |  |
| NF 5.1                           | Farbgebung  | erfüllt              | Die Teilnehmenden gaben an, die verschiedenen Bereiche gut unterscheiden zu können   |
| NF 5.2                           | Verdeckung  | erfüllt              | Die Mehrheit der Teilnehmenden gab an durch die Visualisierungen keine Verdeckung wahrgenommen zu haben.                                       |
| NF 5.3                           | Gegenseitige<br>Beeinflussung der<br>Visualisierungen | teilweise<br>erfüllt | Für den <i>Ring</i> und das <i>3D-Objekt</i> wurden einige Schwierigkeiten bei der Differenzierung der Visualisierungen beschrieben.           |



**Abbildung 5.19:** Beispiel für die Erkennung der Nadelposition im Bereich der Einstichvisualisierung (links) und am Beinansatz des Phantoms (rechts). Der weiße Punkt kennzeichnet die erkannte Position der Nadelspitze. Die Nadel ist mit Kreppklebeband umwickelt, um nicht auf der Oberfläche zu kratzen.

### 5.3.2 Anforderungen an die Pfadberechnung

Als funktionale Anforderungen wurde an die Pfadplanung gestellt, dass gefährliche Einstichstellen ausgeschlossen werden sollen (Anforderung F 2.1) und eine Wertung für sichere Einstichstellen (Anforderung F 2.2) ermittelt werden soll. Im Rahmen der Konzeption wurden verschiedene Bedingungen diskutiert, die dafür erforderlich sind. Mit der resultierenden Umsetzung werden Risikostrukturen, zu lange Pfade und Einstichwinkel, die kein zuverlässiges Tracking erlauben, vermieden. Eine Wertung wurde im Hinblick auf den Abstand zu Risikostrukturen, die Pfadlänge und den Winkel zur Einstichebene betrachtet. Die funktionalen Anforderungen an die Pfadplanung sind somit erfüllt.

Die nichtfunktionalen Anforderungen an die Pfadplanung werden im Rahmen dieser Arbeit nicht evaluiert. Alle genannten Aspekte wurden jedoch im Rahmen der Konzeption und Bedingung berücksichtigt und umgesetzt. Im Hinblick auf die Integrierbarkeit in den klinischen Arbeitsablauf ist zu beachten, dass die derzeitige Implementierung der Pfadplanung sehr rechenintensiv ist und, abhängig von der gewählten Intensität, mehrere Stunden benötigen kann. Zur Berechnung der Ziele der Hauptstudie wurden jeweils zwischen anderthalb und drei Stunden benötigt. Auch für die Kategorisierung der Pfadgütewerte und die Bedingungen ist zu beachten, dass diese noch nicht mit Ärzten und Ärztinnen evaluiert wurden.

### 5.3.3 Anforderungen an die Visualisierungen

An die Einstichvisualisierung wurden drei funktionale Anforderungen gestellt: Unsichere Einstichstellen sollen markiert werden (Anforderung F 3.1), die Wertung der sicheren Einstichbereiche soll dargestellt werden (Anforderung F 3.2) und eine Interaktion mit der Visualisierung soll mit der Interventionsnadel möglich sein. Im Rahmen der Konzeption wurden verschiedene Darstellungsoptionen diskutiert. In der Vorstudie erfolgte die Evaluierung mehrerer Farbskalen für die Darstellung der möglichen und nicht möglichen Einstichbereiche. Basierend darauf wurde eine Einstichvisualisierung erarbeitet, die für alle möglichen Einstichpfade die Pfadgütewerte farbkodiert darstellt. Nicht valide Einstichbereiche sind dadurch gekennzeichnet, dass sie, anders als mögliche Punkte, nicht dargestellt werden. Durch Aufsetzen der Nadel auf die Oberfläche kann ein Einstichpunkt gewählt werden, dies wurde auch im Rahmen der Hauptstudie eingesetzt. Die funktionalen Anforderungen an die Einstichvisualisierung sind daher erfüllt.

Es wurde eine funktionale Anforderung an die Zielvisualisierung gestellt: Diese soll die Zielposition darstellen (Anforderung F 4.1). Dafür wurden verschiedene Konzepte erarbeitet und umgesetzt, die alle die Anforderung erfüllen.

An beide Visualisierungen wurden drei nichtfunktionale Anforderungen gestellt. Die Farbgebung sollte eine gute Wahrnehmbarkeit (Anforderung NF 5.1), insbesondere auch bei Farbschwächen, ermöglichen. Dies wurde bei der Konzeption berücksichtigt und mit Simulationen überprüft. Die Anforderung wird als erfüllt betrachtet, wobei eine weitere Untersuchung mit Personen bei denen eine Farbschwäche vorhanden ist, empfehlenswert wäre. Der Arbeitsbereich sollte weder durch die Einstich- noch die Zielvisualisierung verdeckt werden (Anforderung NF 5.2). Nur ein Proband gab im Rahmen der Abschlussbefragung an, den Einstichbereich aufgrund der Visualisierungen nicht richtig gesehen zu haben, alle anderen haben keine Verdeckung wahrgenommen. Die Anforderung wurde somit erfüllt. Die beiden Visualisierungen sollten sich nicht gegenseitig beeinflussen oder verdecken. Bei den Konzepten *Ring* und *3D-Objekt* sind wurde hier Probleme bei der Differenzierbarkeit oder Erkennbarkeit von Visualisierungskomponenten angemerkt. Die Bedingung wurde somit teilweise erfüllt.

## 5.4 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde die Evaluierung, mit der die anfangs spezifizierte Fragestellung beantwortet werden soll, beschrieben. Dafür wurden zwei Studien durchgeführt, deren Design, Umsetzung und Ergebnisse vorangehend vorgestellt und diskutiert wurden.

Im Rahmen einer Vorstudie wurden verschiedene Farbskalen zur Darstellung der Einstichpunktvisualisierung im Rahmen einer Onlineumfrage evaluiert. Dabei erwies sich im Hinblick auf intuitive Wahrnehmung, Sicherheit bei der Farbuordnung und dem Vergleich aller betrachteten Variationen der Farbskalen eine diskrete, rot-grüne Skala als am Besten. Aufgrund von Anmerkungen der Teilnehmenden und einer Evaluierung der einzelnen Komponenten der Farbskalen, wurden für die Verwendung in der Hauptstudie Modifikationen vorgenommen. Die Abfolge der Grüntöne wurde invertiert und eine Darstellung des farbigen Gegenpols nicht umgesetzt.

In der Hauptstudie wurden verschiedene Kombinationen aus vier unterschiedlichen Zielvisualisierungen und drei Varianten der Einstichvisualisierung betrachtet. Dabei zeigte sich, dass eine aufprojizierte Zielvisualisierung zusätzlich zu einer Schichtbilddarstellung als hilfreich empfunden wird, jedoch keine signifikante Auswirkung auf die Ergebnisse der Pfadwahl hatte. Eine volle Darstellung der Einstichvisualisierung, bei der die Güte der Pfade in Kategorien erkennbar ist, wurde deutlich bevorzugt und resultierte in einer Pfadwahl mit geringerem Risiko.

Abschließend wurden die Erfüllung der im Rahmen der Konzeption erarbeiteten funktionalen und nichtfunktionalen Anforderungen evaluiert. Alle funktionalen Anforderungen konnten umgesetzt werden. Die nichtfunktionalen Anforderungen konnten teilweise nicht oder nicht vollständig erfüllt werden.

## 6 Abschluss

In der vorliegenden Arbeit sollten verschiedene Parameter für die Visualisierung einer automatisierten Pfadplanung auf der Haut untersucht werden. Der Fokus sollte dabei vor allem auf der Darstellung der Einstichpunkte sowie des Ziels liegen. Konkret wurde folgende Fragestellung bearbeitet:

Mit welchen Komponenten kann eine intraoperative AR-Darstellung einer automatisierten Pfadplanung umgesetzt werden?

Als Grundlage diente dabei eine wissenschaftliche Vorarbeit, die sich mit der Visualisierung von automatisiert berechneten Einstichstellen mit P-AR beschäftigt hat.

### 6.1 Zusammenfassung und Fazit

Zur Beantwortung dieser Fragestellung wurden zunächst Grundlagen zu den Themen AR, perkutane Interventionen, automatisierte Pfadplanungen sowie deren Visualisierung und die Darstellung von Zielstrukturen erarbeitet. Zur Evaluierung möglicher Lösungsansätze wurden verschiedene verwandte Arbeiten näher betrachtet. Die Umsetzung und Ergebnisse der wissenschaftliche Vorarbeit wurden kurz erläutert.

Darauf aufbauend wurde eine Anforderungsanalyse durchgeführt, um die erforderlichen Komponenten einer Anwendung zur Beantwortung der Fragestellung zu analysieren. Dabei wurden eine Darstellung der Einstichpunkte und eine Zielvisualisierung als erforderliche Komponenten definiert. Mögliche Lösungsansätze zur Erfüllung der Anforderungen wurden anschließend diskutiert. Hinsichtlich der technischen Rahmenbedingungen wurde eine Anzeige mit P-AR beschlossen, um möglichst wenig in den klinischen Arbeitsablauf einzugreifen und Sicherheitsrisiken zu minimieren. Durch eine Kombination von einem VIVE-Tracking zur Bestimmung der Kopfposition mit einem optischen IR-Nadeltracking soll eine hohe Genauigkeit bei der Verfolgung der Nadelposition und -rotation ermöglicht werden, ohne den Bewegungsradius stark einzuschränken. Für die automatisierte Pfadplanung wurden die in der Vorarbeit implementierten Bedingungen, die Vermeidung von Risikostrukturen und die Begrenzung der Pfadlänge, übernommen, da diese alle Anforderungen erfüllen. Ergänzen wurde die Integration einer Winkelbeschränkung beschlossen. In Hinblick auf die Einstichpunktvisualisierung wurden zunächst verschiedene uni- und multivariate Visualisierungsansätze betrachtet. Für eine farbkodierte Darstellung wurden anschließend verschiedene Farbskalen diskutiert und mehrere Optionen herausgearbeitet, die im Rahmen einer Studie evaluiert wurden. Die Konzepte für die Zielvisualisierung wurden in drei Gruppen aufgeteilt: Darstellungen auf der Haut, sowie oberhalb und unterhalb der Projektionsebene. Verschiedene Darstellungsparameter wurden diskutiert und für jede Kategorie eine Visualisierung gewählt, die im Rahmen einer Studie verglichen wurden.

Im Kapitel "Realisierung" wurde anschließend die Umsetzung der vorangehend erarbeiteten Konzepte beschrieben. Dabei wurden auch Implementierungen aus der Vorarbeit betrachtet, die zum Verständnis der Gesamtanwendung erforderlich sind.

Die Evaluierung der Fragestellung erfolgte in zwei Schritten. Im Rahmen einer Vorstudie wurden verschiedene Farbskalen miteinander verglichen. Dabei wurden kontinuierliche und diskrete Darstellungen, Visualisierungen mit und ohne farbige Darstellung nicht möglicher Bereiche, sowie drei verschiedene Grundfarbskalen miteinander verglichen. Dabei wurde eine diskrete, sequentielle grüne Skala ohne farbige Darstellung des Gegenpols erarbeitet. In der anschließenden Hauptstudie wurde die vorangehend bestimmte Farbskala in einer Evaluierung von Kombinationen aus verschiedenen Zielvisualisierungen und Varianten der Einstichvisualisierung verwendet. Dabei konnte gezeigt werden, dass eine volle Darstellung aller Einstichpunkte mit zugehöriger Wertung dazu führt, dass Probanden sicherere Pfade wählen, als ohne Visualisierung oder ohne Anzeige der Wertung. Die Anzeige einer projizierten Zielvisualisierung zusätzlich zu einer medizinischen Schichtbilddarstellung wurde insgesamt bevorzugt, jedoch sind hier weitere Untersuchungen zur Bestimmung einer optimalen Repräsentation des Ziels erforderlich.

Zur Beantwortung der Fragestellung lassen sich somit folgende Schlüsse ziehen: Die Visualisierung der Einstichpunkte sollte unter Darstellung aller möglichen Pfade erfolgen, wobei eine Anzeige der Wertung bei der Identifizierung sicherer Einstichstellen unterstützt. Diese kann farbkodiert visualisiert werden, wobei eine diskrete Darstellung eine gute Abgrenzbarkeit von Bereichen ermöglicht. Eine grüne Skala bei der unsichere Bereich hellgrau und sichere Einstichpunkte dunkelgrün dargestellt werden, ermöglicht eine schnelle und intuitive Auffassung der Visualisierung. Durch die Projektion einer Zielvisualisierung kann eine Validierung der gezeigten Einstichpunktdarstellung ermöglicht werden. Eine zusätzliche Anzeige der medizinischen Schichtbilddaten ist jedoch unabdingbar.

## 6.2 Ausblick

Im Rahmen der Diskussionen in der Evaluierung wurde bereits eine Vielzahl weiterer Forschungsrichtungen hinsichtlich der Details der Visualisierungen aufgezeigt. Nachfolgend wird der Fokus mehr auf die nächsten Schritte im Gesamtbild der Anwendung gelegt.

Zunächst sollte eine ausführliche Evaluierung der Pfadplanung hinsichtlich der klinischen Eignung erfolgen. Dabei kann zum Beispiel die Korrektheit, die Performance und die Integrierbarkeit in die klinische Umgebung betrachtet werden. Auch die Kategorisierung der Pfadgüte und Evaluierung der Bedingungsütewerte sollte gemeinsam mit Ärztinnen und Ärzten evaluiert werden. Die Geschwindigkeit der Pfadplanung ist für eine reibungslose Verwendung wichtig. In anderen Ansätzen zur automatisierten Pfadplanung wurden für eine Evaluierung beispielsweise rekonstruierte Interventionen betrachtet. Dabei wurden die berechneten Pfade mit den durchgeführten Zugängen verglichen [115]. Weitere Evaluierungsansätze sind in Abschnitt 2.3.1 beschrieben.

Auch ist eine Betrachtung der eigentlichen Nutzergruppe von großer Wichtigkeit. Weitere Evaluierungen sollten mit Ärzten und Ärztinnen verschiedenen Erfahrungsgrades erfolgen, um die klinische Eignung zu überprüfen. Dabei sollten sowohl die Visualisierung selbst, als auch verschiedene Darstellungsparameter betrachtet werden. Dies ermöglicht es, den Fokus der Anwendung etwa auf die Lehre, beziehungsweise den Einsatz insbesondere bei unerfahrenen Ärzten und Ärztinnen, zu legen. Diese könnten beispielsweise von mehr visualisierten Informationen über die zugrundeliegende Anatomie profitieren, während diese von erfahreneren Radiologen und Radiologinnen als störend empfunden werden könnte. In diesem Kontext sollte auch eine optimale Darstellung der Zielstrukturen sowie weitere mögliche Ergänzungen der Einstichvisualisierung näher evaluiert werden.

Darüber hinaus können auch verschiedene Aspekte zur Ergänzung der Anwendung näher betrachtet werden. In der wissenschaftlichen Vorarbeit wurde die Einstichvisualisierung mit einer Navigationsdarstellung kombiniert. Dies ist auch für eine weiterführende Betrachtung interessant, um eine hohe Genauigkeit auch beim Einstich zu gewährleisten. Hier wäre eine Kombination sowohl mit direkten Navigationsvisualisierungen [155], als auch mit Pfaddarstellungen denkbar [154].

Um eine hohe Genauigkeit in praktischen Anwendungen zu gewährleisten, sollte auch eine Berücksichtigung der Atemverschiebung implementiert werden. Während der Atembewegungen können sich innere Strukturen um mehr als 1 cm verschieben [193], was die Wahrscheinlichkeit des Erfolgs der Intervention verringert. Dem kann zum Beispiel über eine Nachverfolgung und darauf basierende Kompensation der Atmung entgegengesetzt werden [194]. Eine Kombination solcher Verfahren mit der Visualisierung der automatisierten Pfadplanung kann weiterführend ebenfalls betrachtet werden.

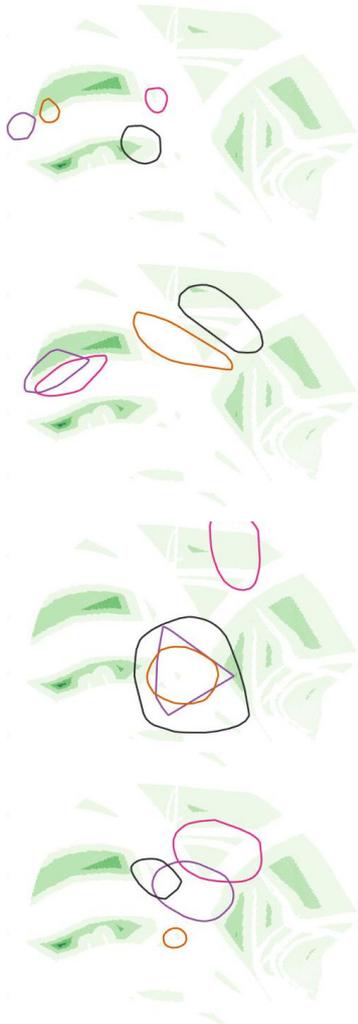


# Anhang

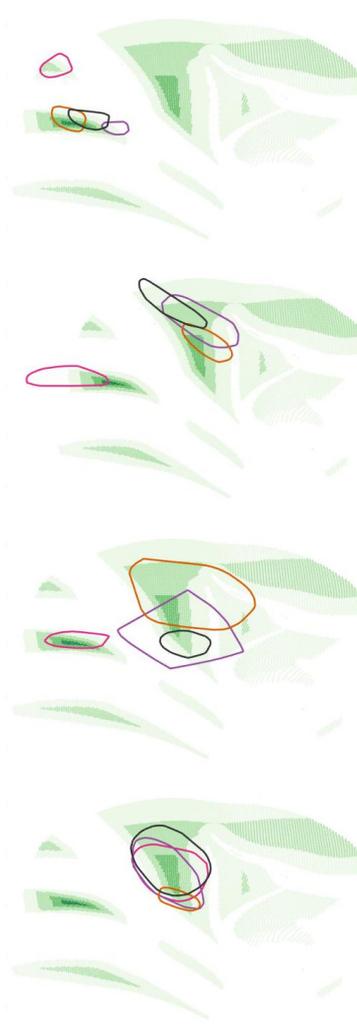
## A. Übersicht über alle in der Hauptstudie gezeichneten Bereiche

Nachfolgend sind alle im Rahmen der Hauptstudie eingezeichneten Bereiche dargestellt. Diese sind nach den Varianten der Einstichvisualisierung geordnet. In jeder Abbildung sind vier Bereiche zu sehen, einer für jede Zielvisualisierung. Eine Zuordnung ist über die Farbkodierung möglich: Standard - pink, Positions-Pin - lila, Ring - orange und 3D-Objekt - anthrazit.

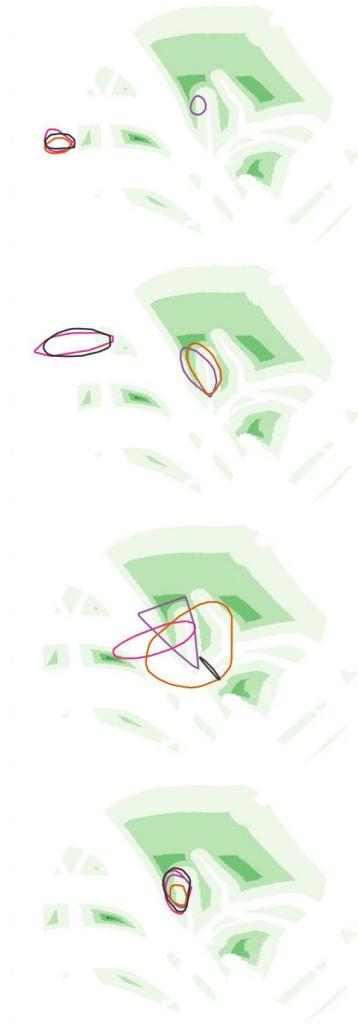
**Keine Darstellung  
Einstichvisualisierung**



**Flächen-Darstellung  
Einstichvisualisierung**



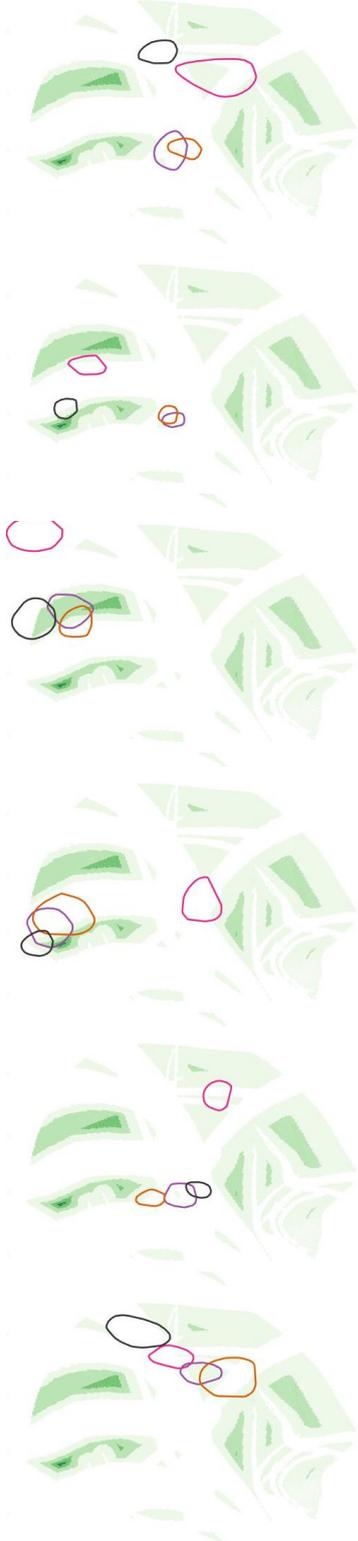
**Volle Darstellung  
Einstichvisualisierung**



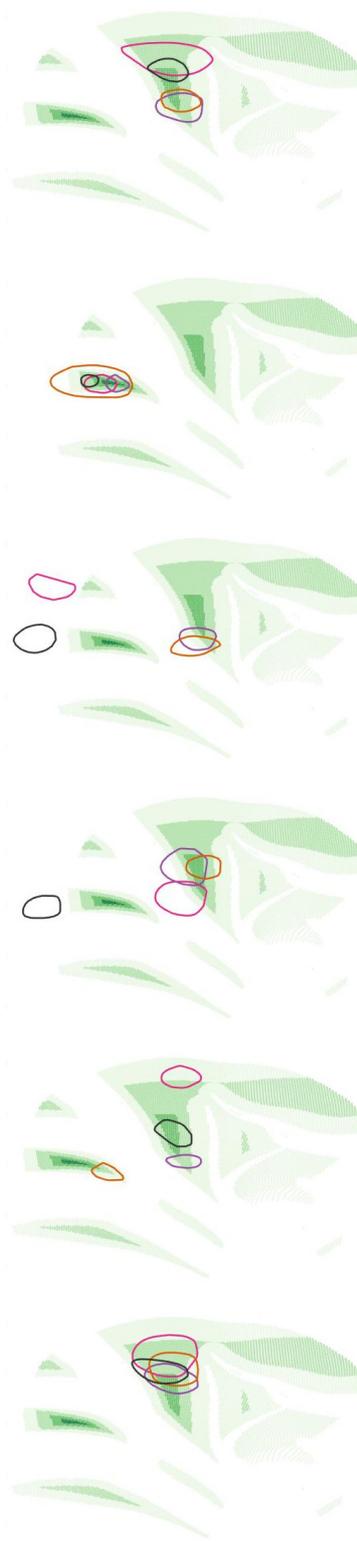
*Fortsetzung auf der nächsten Seite*

Übersicht über alle gezeichneten Bereiche – *Fortsetzung von vorheriger Seite*

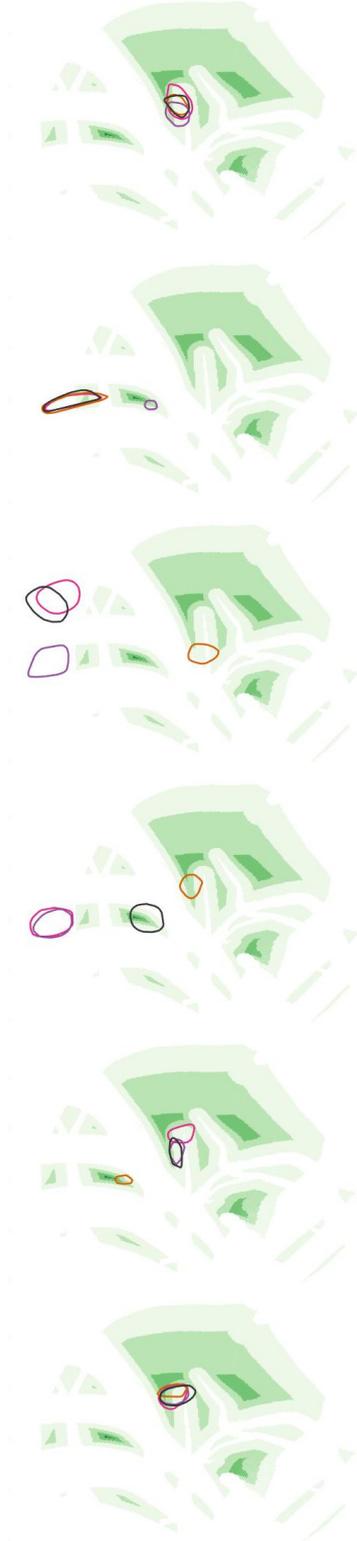
**Keine Darstellung  
Einstichvisualisierung**



**Flächen-Darstellung  
Einstichvisualisierung**



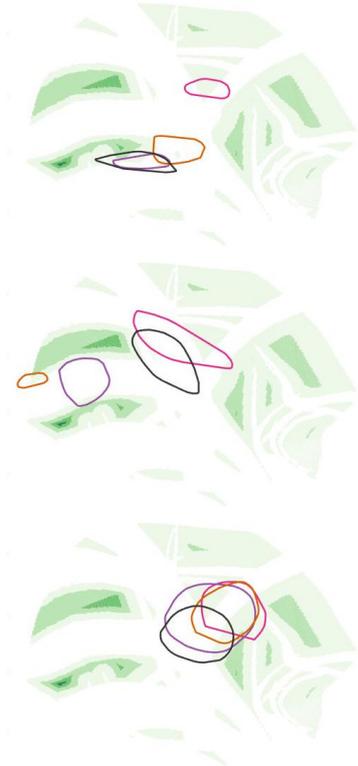
**Volle Darstellung  
Einstichvisualisierung**



*Fortsetzung auf der nächsten Seite*

Übersicht über alle gezeichneten Bereiche – *Fortsetzung von vorheriger Seite*

**Keine Darstellung  
Einstichvisualisierung**



**Flächen-Darstellung  
Einstichvisualisierung**



**Volle Darstellung  
Einstichvisualisierung**





# Literaturverzeichnis

- [1] Shelley Jane Spaner and Garth Loren Warnock. A brief history of endoscopy, laparoscopy, and laparoscopic surgery. *Journal of Laparoendoscopic & Advanced Surgical Techniques*, 7(6):369–373, 1997.
- [2] Sally Frampton and Roger L Kneebone. John Wickham’s new surgery: ‘minimally invasive therapy’, innovation, and approaches to medical practice in twentieth-century Britain. *Social History of Medicine*, 30(3):544–566, 2017.
- [3] Adam R Roumm, Laura Pizzi, Neil I Goldfarb, and Herbert Cohn. Minimally invasive: minimally reimbursed? an examination of six laparoscopic surgical procedures. *Surgical Innovation*, 12(3):261–287, 2005.
- [4] Henk G. Stassen, Jenny Dankelman, Kees A. Grimbergen, and Dirk W. Meijer. Man-machine aspects of minimally invasive surgery. *Annual Reviews in Control*, 25:111–122, 2001.
- [5] Muneeb Ahmed, Luigi Solbiati, Christopher L. Brace, David J. Breen, Matthew R. Callstrom, J. William Charboneau, Min-Hua Chen, Byung Ihn Choi, Thierry De Baère, Gerald D. Dodd III, et al. Image-guided tumor ablation: standardization of terminology and reporting criteria—a 10-year update. *Radiology*, 273(1):241–260, 2014.
- [6] Stephan Clasen and Philippe L. Pereira. Magnetic resonance guidance for radiofrequency ablation of liver tumors. *Journal of Magnetic Resonance Imaging: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, 27(2):421–433, 2008.
- [7] Reuben R. Shamir, Leo Joskowicz, Luca Antiga, Roberto I. Foroni, and Yigal Shoshan. Trajectory planning method for reduced patient risk in image-guided neurosurgery: concept and preliminary results. In *Medical Imaging 2010: Visualization, Image-Guided Procedures, and Modeling*, volume 7625, page 76250I. International Society for Optics and Photonics, 2010.
- [8] Christian Schumann, Jennifer Bieberstein, Stefan Braunewell, Matthias Niethammer, and Heinz-Otto Peitgen. Visualization support for the planning of hepatic needle placement. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 7(2):191–197, 2012.
- [9] Florian Heinrich, Luisa Schwenderling, Fabian Joeres, Kai Lawonn, and Christian Hansen. Comparison of Augmented Reality Display Techniques to Support Medical Needle Insertion. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 26(12):3568–3575, 2020.
- [10] David Drascic and Paul Milgram. Perceptual issues in augmented reality. In *Stereoscopic displays and virtual reality systems III*, volume 2653, pages 123–134. International Society for Optics and Photonics, 1996.
- [11] Ralf Dörner, Wolfgang Broll, Paul Grimm, and Bernhard Jung. *Virtual und Augmented Reality (VR/AR). Grundlagen und Methoden der Virtuellen und Augmentierten Realität*. Springer, 2. edition, 2019.

- [12] Emmanouel Rovithis, Andreas Floros, Nikos Moustakas, Konstantinos Vogklis, and Lily Kotsira. Bridging Audio and Augmented Reality towards a New Generation of Serious Audio-Only Games. *Electronic Journal of e-Learning*, 17(2):144–156, 2019.
- [13] Erika Kerruish. Arranging sensations: smell and taste in augmented and virtual reality. *The Senses and Society*, 14(1):31–45, 2019.
- [14] João M.F. Rodrigues, Célia M.Q. Ramos, João A.R. Pereira, João D.P. Sardo, and Pedro J.S. Cardoso. Mobile Five Senses Augmented Reality System: Technology Acceptance Study. *IEEE Access*, 7:163022–163033, 2019.
- [15] Ronald T. Azuma. A survey of augmented reality. *Presence: Teleoperators & Virtual Environments*, 6(4):355–385, 1997.
- [16] Paul Milgram, Haruo Takemura, Akira Utsumi, and Fumio Kishino. Augmented reality: A class of displays on the reality-virtuality continuum. In *Telemanipulator and telepresence technologies*, volume 2351, pages 282–292. International Society for Optics and Photonics, 1995.
- [17] Alex Hill, Jacob Schiefer, Jeff Wilson, Brian Davidson, Maribeth Gandy, and Blair MacIntyre. Virtual transparency: Introducing parallax view into video see-through AR. In *2011 10th IEEE International Symposium on Mixed and Augmented Reality*, pages 239–240. IEEE, 2011.
- [18] Tobias Sielhorst, Wu Sa, Ali Khamene, Frank Sauer, and Nassir Navab. Measurement of absolute latency for video see through augmented reality. In *2007 6th IEEE and ACM International Symposium on Mixed and Augmented Reality*, pages 215–220. IEEE, 2007.
- [19] D.W.F. Van Krevelen and Ronald Poelman. A survey of augmented reality technologies, applications and limitations. *International journal of virtual reality*, 9(2):1–20, 2010.
- [20] Mark Billinghurst, Adrian Clark, and Gun Lee. A survey of augmented reality. *Found. Trends Hum.-Comput. Interact.*, 8(2–3):73–272, 2015.
- [21] Masayuki Kanbara and Naokazu Yokoya. Geometric and photometric registration for real-time augmented reality. In *Proceedings. International Symposium on Mixed and Augmented Reality*, pages 279–280. IEEE, 2002.
- [22] Nak-Jun Sung, Jun Ma, Yoo-Joo Choi, and Min Hong. Real-Time Augmented Reality Physics Simulator for Education. *Applied Sciences*, 9(19):4019, 2019.
- [23] Sevda Küçük, Samet Kapakin, and Yüksel Gökteş. Learning anatomy via mobile augmented reality: Effects on achievement and cognitive load. *Anatomical sciences education*, 9(5):411–421, 2016.
- [24] Osamu Ukimura and Inderbir S. Gill. Image-fusion, augmented reality, and predictive surgical navigation. *Urologic Clinics*, 36(2):115–123, 2009.
- [25] Li-Ming Su, Balazs P. Vagvolgyi, Rahul Agarwal, Carol E. Reiley, Russell H. Taylor, and Gregory D. Hager. Augmented reality during robot-assisted laparoscopic partial nephrectomy: toward real-time 3D-CT to stereoscopic video registration. *Urology*, 73(4):896–900, 2009.
- [26] Ivan Cabrilo, Karl Schaller, and Philippe Bijlenga. Augmented reality-assisted bypass surgery: embracing minimal invasiveness. *World neurosurgery*, 83(4):596–602, 2015.
- [27] Bernard C. Kress and William J. Cummings. Optical architecture of Hololens mixed reality headset. In *Digital Optical Technologies 2017*, volume 10335, page 103350K. International Society for Optics and Photonics, 2017.

- 
- [28] Dewen Cheng, Yongtian Wang, Hong Hua, and Jose Sasian. Design of a wide-angle, lightweight head-mounted display using free-form optics tiling. *Optics letters*, 36(11): 2098–2100, 2011.
- [29] Kazuki Otao, Yuta Itoh, Kazuki Takazawa, Hiroyuki Osonoe, and Yoichi Ochiai. Air mounted eyepiece: Optical see-through HMD design with aerial optical functions. In *Proceedings of the 9th Augmented Human International Conference*, pages 1–7, 2018.
- [30] Changwon Jang, Kiseung Bang, Seokil Moon, Jonghyun Kim, Seungjae Lee, and Byoungho Lee. Retinal 3D: augmented reality near-eye display via pupil-tracked light field projection on retina. *ACM Transactions on Graphics (TOG)*, 36(6):1–13, 2017.
- [31] Alex Olwal, Christoffer Lindfors, Jonny Gustafsson, Torsten Kjellberg, and Lars Mattsson. ASTOR: An autostereoscopic optical see-through augmented reality system. In *Fourth IEEE and ACM International Symposium on Mixed and Augmented Reality (ISMAR'05)*, pages 24–27. IEEE, 2005.
- [32] Oliver Bimber, Anselm Grundhofer, Gordon Wetzstein, and Sebastian Knodel. Consistent illumination within optical see-through augmented environments. In *The Second IEEE and ACM International Symposium on Mixed and Augmented Reality, 2003. Proceedings.*, pages 198–207. IEEE, 2003.
- [33] David E. Breen, Ross T. Whitaker, Eric Rose, and Mihran Tuceryan. Interactive occlusion and automatic object placement for augmented reality. In *Computer Graphics Forum*, volume 15, pages 11–22. Wiley Online Library, 1996.
- [34] Roberto Pierdicca, Emanuele Frontoni, Rama Pollini, Matteo Trani, and Lorenzo Verdini. The use of augmented reality glasses for the application in industry 4.0. In *International Conference on Augmented Reality, Virtual Reality and Computer Graphics*, pages 389–401. Springer, 2017.
- [35] Long Qian, Anton Deguet, and Peter Kazanzides. ARssist: augmented reality on a head-mounted display for the first assistant in robotic surgery. *Healthcare technology letters*, 5(5):194–200, 2018.
- [36] Ehsan Azimi, Alexander Winkler, Emerson Tucker, Long Qian, Manyu Sharma, Jayfus Doswell, Nassir Navab, and Peter Kazanzides. Evaluation of optical see-through head-mounted displays in training for critical care and trauma. In *2018 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces (VR)*, pages 1–9. IEEE, 2018.
- [37] Oliver Bimber and Ramesh Raskar. *Spatial augmented reality: merging real and virtual worlds*. CRC press, 2005.
- [38] Hanhoon Park, Moon-Hyun Lee, Sang-Jun Kim, and Jong-Il Park. Surface-independent direct-projected augmented reality. In *Asian Conference on Computer Vision*, pages 892–901. Springer, 2006.
- [39] Brett Jones, Rajinder Sodhi, Michael Murdock, Ravish Mehra, Hrvoje Benko, Andrew Wilson, Eyal Ofek, Blair MacIntyre, Nikunj Raghuvanshi, and Lior Shapira. RoomAlive: magical experiences enabled by scalable, adaptive projector-camera units. In *Proceedings of the 27th annual ACM symposium on User interface software and technology*, pages 637–644, 2014.
- [40] Sai Siva Gorthi and Pramod Rastogi. Fringe projection techniques: whither we are? *Optics and lasers in engineering*, 48(ARTICLE):133–140, 2010.

- [41] Tai-Hsiang Huang and Homer Chen. Radiometric compensation for ubiquitous projection. In *2013 Asia-Pacific Signal and Information Processing Association Annual Summit and Conference*, pages 1–7. IEEE, 2013.
- [42] Susanne Schmidt, Frank Steinicke, Andrew Irlitti, and Bruce H. Thomas. Floor-projected guidance cues for collaborative exploration of spatial augmented reality setups. In *Proceedings of the 2018 ACM International Conference on Interactive Surfaces and Spaces*, pages 279–289, 2018.
- [43] Alexander Kulik, André Kunert, Stephan Beck, Roman Reichel, Roland Blach, Armin Zink, and Bernd Froehlich. C1x6: a stereoscopic six-user display for co-located collaboration in shared virtual environments. *ACM Transactions on Graphics (TOG)*, 30(6):1–12, 2011.
- [44] Florian Heinrich, Kai Bornemann, Kai Lawonn, and Christian Hansen. Depth perception in projective augmented reality: An evaluation of advanced visualization techniques. In *25th ACM Symposium on Virtual Reality Software and Technology*, pages 1–11, 2019.
- [45] Hrvoje Benko, Ricardo Jota, and Andrew Wilson. MirageTable: freehand interaction on a projected augmented reality tabletop. In *Proceedings of the SIGCHI conference on human factors in computing systems*, pages 199–208, 2012.
- [46] Tat-Jen Cham, James M. Rehg, Rahul Sukthankar, and Gita Sukthankar. Shadow elimination and occluder light suppression for multi-projector displays. In *2003 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, 2003. Proceedings.*, volume 2, pages II–513. IEEE, 2003.
- [47] Ashish Doshi, Ross T. Smith, Bruce H. Thomas, and Con Bouras. Use of projector based augmented reality to improve manual spot-welding precision and accuracy for automotive manufacturing. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 89(5-8):1279–1293, 2017.
- [48] Rong Wen, Chee-Kong Chui, Sim-Heng Ong, Kah-Bin Lim, and Stephen Kin-Yong Chang. Projection-based visual guidance for robot-aided RF needle insertion. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 8(6):1015–1025, 2013.
- [49] André Mewes, Florian Heinrich, Bennet Hensen, Frank Wacker, Kai Lawonn, and Christian Hansen. Concepts for augmented reality visualisation to support needle guidance inside the MRI. *Healthcare technology letters*, 5(5):172–176, 2018.
- [50] Marcus Tönnis. *Augmented reality: Einblicke in die erweiterte Realität*. Springer-Verlag, 2010.
- [51] Dieter Schmalstieg and Tobias Hollerer. *Augmented reality: principles and practice*. Addison-Wesley Professional, 2016.
- [52] Gary Bishop, Greg Welch, and B. Danette Allen. Tracking: Beyond 15 minutes of thought. *SIGGRAPH Course Pack*, 11, 2001.
- [53] Lu Lan, Yan Xia, Rui Li, Kaiming Liu, Jieying Mai, Jennifer Anne Medley, Samilia Obeng-Gyasi, Linda K Han, Pu Wang, and Ji-Xin Cheng. A fiber optoacoustic guide with augmented reality for precision breast-conserving surgery. *Light: Science & Applications*, 7(1):1–11, 2018.
- [54] Xinyang Liu, Sukryool Kang, Emmanuel Wilson, Craig A Peters, Timothy D Kane, and Raj Shekhar. Evaluation of electromagnetic tracking for stereoscopic augmented reality laparoscopic visualization. In *Workshop on Clinical Image-Based Procedures*, pages 84–91. Springer, 2014.

- 
- [55] David M Burns, Nathan Leung, Michael Hardisty, Cari M Whyne, Patrick Henry, and Stewart McLachlin. Shoulder physiotherapy exercise recognition: machine learning the inertial signals from a smartwatch. *Physiological measurement*, 39(7):075007, 2018.
- [56] Clément Forest, Olivier Comas, Christophe Vaysière, Luc Soler, and Jacques Marescaux. Ultrasound and needle insertion simulators built on real patient-based data. *Studies in health technology and informatics*, 125:136–139, 2007.
- [57] David García-Mato, Rafael Moreta-Martínez, Mónica García-Sevilla, Santiago Ochandiano, Roberto García-Leal, Rubén Pérez-Mañanes, José A Calvo-Haro, José I Salmerón, and Javier Pascau. Augmented reality visualization for craniostomosis surgery. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization*, pages 1–8, 2020.
- [58] Christoph Rüger, Markus A Feufel, Simon Moosburner, Christopher Özbek, Johann Pratschke, and Igor M Sauer. Ultrasound in augmented reality: a mixed-methods evaluation of head-mounted displays in image-guided interventions. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 15(11):1895–1905, 2020.
- [59] Long Chen, Wen Tang, and Nigel W. John. Real-time geometry-aware augmented reality in minimally invasive surgery. *Healthcare Technology Letters*, 4(5):163–167, 2017.
- [60] Anna-Maria Seitz and Andrea Kurz. *Medizinische Fachwörter von A - Z*. Elsevier, 2019.
- [61] Rebecca M. Law, Mai A. Ngo, and Howard I. Maibach. Twenty clinically pertinent factors/observations for percutaneous absorption in humans. *American journal of clinical dermatology*, 21(1):85–95, 2020.
- [62] Jan Schaible, Lukas Lürken, Philipp Wiggermann, Niklas Verloh, Ingo Einspieler, Florian Zeman, Andreas G Schreyer, Reto Bale, Christian Stroszczynski, and Lukas Beyer. Primary efficacy of percutaneous microwave ablation of malignant liver tumors: comparison of stereotactic and conventional manual guidance. *Scientific reports*, 10(1):1–8, 2020.
- [63] S. Nahum Goldberg, Clement J. Grassi, John F. Cardella, J. William Charboneau, Gerald D. Dodd, Damian E. Dupuy, Debra Gervais, Alice R. Gillams, Robert A. Kane, Fred T. Lee Jr, et al. Image-guided tumor ablation: standardization of terminology and reporting criteria. *Radiology*, 235(3):728–739, 2005.
- [64] B. Jaffray. Minimally invasive surgery. *Archives of disease in childhood*, 90(5):537–542, 2005.
- [65] Sanjay Gupta, Michael J. Wallace, John F. Cardella, Sanjoy Kundu, Donald L. Miller, and Steven C. Rose. Quality improvement guidelines for percutaneous needle biopsy. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 21(7):969–975, 2010.
- [66] P. Hilgard and G. Gerken. Leberbiopsie und Laparoskopie in der Hepatologie. *Der Gastroenterologe*, 4(3):241–254, 2009.
- [67] Florian Pohlig, Chlodwig Kirchhoff, Ulrich Lenze, Johannes Schauwecker, Rainer Burgkart, Hans Rechl, and Ruediger von Eisenhart-Rothe. Percutaneous core needle biopsy versus open biopsy in diagnostics of bone and soft tissue sarcoma: a retrospective study. *European journal of medical research*, 17(1):1–5, 2012.
- [68] Yoshiharu Ohno, Hiroto Hatabu, Daisuke Takenaka, Takanori Higashino, Hirokazu Watanabe, Chiho Ohbayashi, and Kazuro Sugimura. CT-guided transthoracic needle aspiration biopsy of small ( $\leq 20$  mm) solitary pulmonary nodules. *American Journal of Roentgenology*, 180(6):1665–1669, 2003.

- [69] J. Kettenbach, M. Blum, K. El-RaBadi, H. Langenberger, B. Happel, J. Berger, and A. Bassalamah. Perkutane leberbiopsie. *Der Radiologe*, 45(1):44–54, 2005.
- [70] Jonathan J. Hogan, Michaela Mocanu, and Jeffrey S. Berns. The native kidney biopsy: update and evidence for best practice. *Clinical Journal of the American Society of Nephrology*, 11(2):354–362, 2016.
- [71] V. Baert, Harry K. Genant, and George Y. El-Khoury. *Imaging in percutaneous musculoskeletal interventions*. Springer Science & Business Media, 2010.
- [72] Derek R. Johnson, Brian P. O’Neill, Paul A. Decker, Matt L. Kosel, Giuseppe Lanzino, and Julie E. Hammack. Mortality and discharge to home after closed brain biopsy: analysis of 3523 cases from the State of California, 2003-2009. *World Neurosurgery*, 79(1):110–115, 2013.
- [73] Catherine A. Bigelow, Christina M. Cinelli, Sarah E. Little, Carol B. Benson, Mary C. Frates, and Louise E. Wilkins-Haug. Percutaneous umbilical blood sampling: current trends and outcomes. *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology*, 200:98–101, 2016.
- [74] Michael J. Wallace, Kenneth W. Chin, Thomas B. Fletcher, Curtis W. Bakal, John F. Cardella, Clement J. Grassi, John D. Grizzard, Alan D. Kaye, David C. Kushner, Paul A. Larson, et al. Quality improvement guidelines for percutaneous drainage/aspiration of abscess and fluid collections. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 21(4): 431–435, 2010.
- [75] Martin G Mack, Marc Regier, and Christopher Herzog. Facetteninfiltration und periradikuläre Therapie. *Der Radiologe*, 60(2):132–137, 2020.
- [76] Amanda J. Stiglick, Mark O. Baerlocher, Murray Asch, Andrew Myers, and C.S. Ho. Percutaneous feeding tubes. *Canadian Family Physician*, 54(9):1255–1257, 2008.
- [77] Phillip M. Devlin. *Brachytherapy: applications and techniques*. Springer Publishing Company, 2015.
- [78] Yasunori Minami and Masatoshi Kudo. Radiofrequency ablation of hepatocellular carcinoma: current status. *World journal of radiology*, 2(11):417, 2010.
- [79] Hein Van Poppel, Frank Becker, Jeffrey A. Cadeddu, Inderbir S. Gill, Gunther Janetschek, Michael A.S. Jewett, M. Pilar Laguna, Michael Marberger, Francesco Montorsi, Thomas J. Polascik, et al. Treatment of localised renal cell carcinoma. *European urology*, 60(4):662–672, 2011.
- [80] Damian E. Dupuy, Ronald J. Zagoria, Wallace Akerley, William W. Mayo-Smith, Peter V. Kavanagh, and Howard Safran. Percutaneous radiofrequency ablation of malignancies in the lung. *American Journal of Roentgenology*, 174(1):57–59, 2000.
- [81] Yon Mi Sung, Dongil Choi, Hyo K. Lim, Won Jae Lee, Seung Hoon Kim, Min Ju Kim, Seung Woon Paik, Byung Chul Yoo, Kwang Cheol Koh, Joon Hyoek Lee, et al. Long-term results of percutaneous ethanol injection for the treatment of hepatocellular carcinoma in korea. *Korean Journal of Radiology*, 7(3):187–192, 2006.
- [82] Till Herbold, Roger Wahba, Christopher Bangard, Münevver Demir, Uta Drebber, and Dirk L Stippel. The laparoscopic approach for radiofrequency ablation of hepatocellular carcinoma—indication, technique and results. *Langenbeck’s archives of surgery*, 398(1): 47–53, 2013.

- 
- [83] Carole J. Dennie, Frederick R. Matzinger, J. Robert Marriner, and Donna E. Maziak. Transthoracic needle biopsy of the lung: results of early discharge in 506 outpatients. *Radiology*, 219(1):247–251, 2001.
- [84] Ronald S. Arellano. *Non-vascular interventional radiology of the abdomen*. Springer Science & Business Media, 2011.
- [85] Jack H. Noble, Omid Majdani, Robert F. Labadie, Benoit Dawant, and J. Michael Fitzpatrick. Automatic determination of optimal linear drilling trajectories for cochlear access accounting for drill-positioning error. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 6(3):281–290, 2010.
- [86] Ranran Li, Zhang Ying, Yuan Yuan, Qi Lin, Jianjian Dai, Ruicai Xu, Baocheng Geng, and Mingyong Han. Comparison of two iodine-125 brachytherapy implant techniques for the treatment of lung tumor: Preplanning and intraoperative planning. *Brachytherapy*, 18(1): 87–94, 2019.
- [87] Thomas R. Niedermayr, Paul L. Nguyen, Yonina R. Murciano-Goroff, Konstantin A. Kovtun, Emily Neubauer Sugar, Daniel W. Cail, Desmond A. O’Farrell, Jorgen L. Hansen, Robert A. Cormack, Ivan Buzurovic, et al. Placement of empty catheters for an HDR-emulating LDR prostate brachytherapy technique: comparison to standard intraoperative planning. *Brachytherapy*, 13(4):375–379, 2014.
- [88] Subir Nag, Jay P. Ciezki, Robert Cormack, Stephen Doggett, Keith DeWyngaert, Gregory K. Edmundson, Richard G. Stock, Nelson N. Stone, Yan Yu, Michael J. Zelefsky, et al. Intraoperative planning and evaluation of permanent prostate brachytherapy: report of the American Brachytherapy Society. *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, 51(5):1422–1430, 2001.
- [89] Rong Wen, Chin-Boon Chng, Chee-Kong Chui, Kah-Bin Lim, Sim-Heng Ong, and Stephen Kin-Yong Chang. Robot-assisted RF ablation with interactive planning and mixed reality guidance. In *2012 IEEE/SICE International Symposium on System Integration (SII)*, pages 31–36. IEEE, 2012.
- [90] Nelson N. Stone, Suzanne Hong, Yeh-Chi Lo, Victor Howard, and Richard G. Stock. Comparison of intraoperative dosimetric implant representation with postimplant dosimetry in patients receiving prostate brachytherapy. *Brachytherapy*, 2(1):17–25, 2003.
- [91] M.C. Bernardes, Bruno Vilhena Adorno, Philippe Poinet, and G.A. Borges. Robot-assisted automatic insertion of steerable needles with closed-loop imaging feedback and intraoperative trajectory replanning. *Mechatronics*, 23(6):630–645, 2013.
- [92] Alfredo Polo, Carl Salembier, Jack Venselaar, Peter Hoskin, PROBATE group of the GEC ESTRO, et al. Review of intraoperative imaging and planning techniques in permanent seed prostate brachytherapy. *Radiotherapy and Oncology*, 94(1):12–23, 2010.
- [93] TaeBong Chung. Fine needle aspiration of the solitary pulmonary nodule. In *Seminars in Thoracic and Cardiovascular Surgery*, volume 14, pages 275–280. Elsevier, 2002.
- [94] Julian Alpers, Christian Hansen, Kristina Imeen Ringe, and Christian Rieder. CT-Based Navigation Guidance for Liver Tumor Ablation. In *VCBM*, pages 83–92, 2017.
- [95] Krishna Kandarpa and Lindsay Machan. *Handbook of interventional radiologic procedures*. Lippincott Williams & Wilkins, 2011.

- [96] Maarten M. Arnolli, Nevan C. Hanumara, Michel Franken, Dannis M. Brouwer, and Ivo A.M.J. Broeders. An overview of systems for CT-and MRI-guided percutaneous needle placement in the thorax and abdomen. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 11(4):458–475, 2015.
- [97] Marina Obradov and Jan LMA Gielen. *Image-guided Intra-and Extra-articular Musculoskeletal Interventions: An Illustrated Practical Guide*. Springer, 2018.
- [98] G. Nöldge, G.M. Richter, L. Grenacher, M. Brado, and G.W. Kauffmann. CT-gesteuerte Punktionen. *Der Radiologe*, 36(9):683–691, 1996.
- [99] Rüdiger Hoffmann, Christoph Thomas, Hansjörg Rempp, Diethard Schmidt, Philippe L Pereira, Claus D Claussen, and Stephan Clasen. Performing MR-guided biopsies in clinical routine: factors that influence accuracy and procedure time. *European radiology*, 22(3): 663–671, 2012.
- [100] J. Alpers, B. Hensen, F. Wacker, C. Rieder, and C. Hansen. MRI-Guided Liver Tumor Ablation - A Workflow Design Prototype. In *Proceedings of the Annual Meeting of the German Society of Computer- and Robot-Assisted Surgery (CURAC)*, pages 165–170, 2019.
- [101] Lars C. Ebert, Martin Fürst, Wolfgang Ptacek, Thomas D. Ruder, Dominic Gascho, Wolf Schweitzer, Michael J. Thali, and Patricia M. Flach. Automatic entry point planning for robotic post-mortem CT-based needle placement. *Forensic science, medicine, and pathology*, 12(3):336–342, 2016.
- [102] Christoph Vogelbacher, Miriam H.A. Bauer, Christoph Kappus, Bernd Freisleben, and Christopher Nimsky. Computerassistierte Trajektorienplanung für tiefe Hirnsimulation und Stereoelektroenzephalographie. In *CURAC*, pages 239–243, 2013.
- [103] Claire Baegert, Caroline Villard, Pascal Schreck, and Luc Soler. Multi-criteria trajectory planning for hepatic radiofrequency ablation. In *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pages 676–684. Springer, 2007.
- [104] Reuben R. Shamir, Idit Tamir, Elad Dabool, Leo Joskowicz, and Yigal Shoshan. A method for planning safe trajectories in image-guided keyhole neurosurgery. In *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pages 457–464. Springer, 2010.
- [105] Christian Schumann, Jennifer Bieberstein, Christoph Trumm, Diethard Schmidt, Philipp Bruners, Matthias Niethammer, Ralf T. Hoffmann, Andreas H. Mahnken, Philippe L. Pereira, and Heinz-Otto Peitgen. Fast automatic path proposal computation for hepatic needle placement. In *Medical Imaging 2010: Visualization, Image-Guided Procedures, and Modeling*, volume 7625, page 76251J. International Society for Optics and Photonics, 2010.
- [106] Rostislav Khlebnikov, Bernhard Kainz, Judith Muehl, and Dieter Schmalstieg. Crepuscular rays for tumor accessibility planning. *IEEE transactions on visualization and computer graphics*, 17(12):2163–2172, 2011.
- [107] Claire Baegert, Caroline Villard, Pascal Schreck, and Luc Soler. Precise determination of regions of interest for hepatic RFA planning. In *Medical Imaging 2007: Visualization and Image-Guided Procedures*, volume 6509, page 650923. International Society for Optics and Photonics, 2007.
- [108] Alexander Seitel, Markus Engel, Christof M. Sommer, Boris A. Radeleff, Caroline Essert-Villard, Claire Baegert, Markus Fangerau, Klaus H. Fritzsche, Kwong Yung, Hans-Peter Meinzer, et al. Computer-assisted trajectory planning for percutaneous needle insertions. *Medical physics*, 38(6Part1):3246–3259, 2011.

- 
- [109] Marc Vaillant, Christos Davatzikos, Russell H. Taylor, and R Nick Bryan. A path-planning algorithm for image-guided neurosurgery. In *CVRMed-MRCAS'97*, pages 467–476. Springer, 1997.
- [110] H. Eilers, S. Baron, T. Ortmaier, B. Heimann, C. Baier, Th. S. Rau, M. Leinung, and O. Majdani. Navigated, robot assisted drilling of a minimally invasive cochlear access. In *2009 IEEE International Conference on Mechatronics*, pages 1–6. IEEE, 2009.
- [111] Russell C. Jackson and M. Cenk Çavuşoğlu. Needle path planning for autonomous robotic surgical suturing. In *2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1669–1675. IEEE, 2013.
- [112] Laurence Vancamberg, Anis Sahbani, Serge Muller, and Guillaume Morel. Needle path planning method for digital breast tomosynthesis biopsy based on probabilistic techniques. In *International Workshop on Digital Mammography*, pages 15–22. Springer, 2010.
- [113] Gustaaf J. Vrooijink, Momen Abayazid, Sachin Patil, Ron Alterovitz, and Sarthak Misra. Needle path planning and steering in a three-dimensional non-static environment using two-dimensional ultrasound images. *The International journal of robotics research*, 33(10):1361–1374, 2014.
- [114] L. Frasson, S.Y. Ko., A. Turner, T. Parittotokkaporn, Julian F. Vincent, and F. Rodriguez y Baena. STING: a soft-tissue intervention and neurosurgical guide to access deep brain lesions through curved trajectories. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 224(6):775–788, 2010.
- [115] Caroline Essert, Claire Haegelen, Florent Lalys, Alexandre Abadie, and Pierre Jannin. Automatic computation of electrode trajectories for deep brain stimulation: a hybrid symbolic and numerical approach. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 7(4):517–532, 2012.
- [116] Ellen J.L. Brunenberg, Anna Vilanova, Veerle Visser-Vandewalle, Yasin Temel, Linda Ackermans, Bram Platel, and Bart M. ter Haar Romeny. Automatic trajectory planning for deep brain stimulation: a feasibility study. In *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pages 584–592. Springer, 2007.
- [117] Claire Baegert, Caroline Villard, Pascal Schreck, Luc Soler, and Afshin Gangi. Trajectory optimization for the planning of percutaneous radiofrequency ablation of hepatic tumors. *Computer Aided Surgery*, 12(2):82–90, 2007.
- [118] Caroline Villard, Claire Baegert, Pascal Schreck, Luc Soler, and Afshin Gangi. Optimal trajectories computation within regions of interest for hepatic RFA planning. In *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pages 49–56. Springer, 2005.
- [119] Caroline Villard, Luc Soler, Nicolas Papier, Vincent Agnus, Afshin Gangi, Didier Mutter, and Jacques Marescaux. RF-Sim: a treatment planning tool for radiofrequency ablation of hepatic tumors. In *Proceedings on Seventh International Conference on Information Visualization, 2003. IV 2003.*, pages 561–566. IEEE, 2003.
- [120] Meike Becker, Stefan Hansen, Stefan Wesarg, and Georgios Sakas. Path planning for multi-port lateral skull base surgery based on first clinical experiences. In *Workshop on Clinical Image-Based Procedures*, pages 23–30. Springer, 2013.
- [121] Igor Stenin, Stefan Hansen, Meike Becker, Georgios Sakas, Dieter Fellner, Thomas Klenzner, and Jörg Schipper. Minimally invasive multiport surgery of the lateral skull base. *BioMed research international*, 2014, 2014.

- [122] Ziv Yaniv, Patrick Cheng, Emmanuel Wilson, Teo Popa, David Lindisch, Enrique Campos-Nanez, Hernan Abeledo, Vance Watson, Kevin Cleary, and Filip Banovac. Needle-based interventions with the image-guided surgery toolkit (IGSTK): From phantoms to clinical trials. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 57(4):922–933, 2009.
- [123] Nikhil V. Navkar, Nikolaos V. Tsekos, Jason R. Stafford, Jeffrey S. Weinberg, and Zhigang Deng. Visualization and planning of neurosurgical interventions with straight access. In *International Conference on Information Processing in Computer-Assisted Interventions*, pages 1–11. Springer, 2010.
- [124] C. Schumann, C. Rieder, S. Haase, H. Hahn, and T. Preusser. Interactive access path exploration for planning of needle-based interventions. *Roboter-Assistenten werden sensitiv.*, page 103, 2013.
- [125] Alexander Seitel, Kwong Yung, Markus Engel, Markus Fangerau, Anja Groch, Michael Müller, Hans-Peter Meinzer, and Lena Maier-Hein. Effiziente Planung von Zugangswegen für sichere Nadelinsertionen. In *Bildverarbeitung für die Medizin 2011*, pages 199–203. Springer, 2011.
- [126] Markus Engel, Alexander Seitel, Markus Fangerau, Boris A. Radeleff, Christof M. Sommer, Caroline Essert-Villard, Claire Baegert, Hans-Peter Meinzer, and Lena Maier-Hein. Schnelle Zugangsplanung für die perkutane Punktion der leber. In *Bildverarbeitung für die Medizin*, pages 216–220, 2010.
- [127] Yuichiro Abe, Shigenobu Sato, Koji Kato, Takahiko Hyakumachi, Yasushi Yanagibashi, Manabu Ito, and Kuniyoshi Abumi. A novel 3D guidance system using augmented reality for percutaneous vertebroplasty. *Journal of Neurosurgery: Spine*, 19(4):492–501, 2013.
- [128] Elisee Ilunga-Mbuyamba, Juan Gabriel Avina-Cervantes, Dirk Lindner, Felix Arlt, Jean Fulbert Ituna-Yudonago, and Claire Chalopin. Patient-specific model-based segmentation of brain tumors in 3D intraoperative ultrasound images. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 13(3):331–342, 2018.
- [129] Jan Fritz, Paweena U-Thainual, Tamas Ungi, Aaron J. Flammang, Nathan B. Cho, Gabor Fichtinger, Iulian I. Iordachita, and John A. Carrino. Augmented reality visualization with image overlay for MRI-guided intervention: accuracy for lumbar spinal procedures with a 1.5-T MRI system. *American Journal of Roentgenology*, 198(3):W266–W273, 2012.
- [130] Praveen Kumar Kanithi, Jyotirmoy Chatterjee, and Debdoot Sheet. Immersive augmented reality system for assisting needle positioning during ultrasound guided intervention. In *Proceedings of the Tenth Indian Conference on Computer Vision, Graphics and Image Processing*, pages 1–8, 2016.
- [131] Michael Burns, Martin Haidacher, Wolfgang Wein, Ivan Viola, and M. Eduard Gröller. Feature emphasis and contextual cutaways for multimodal medical visualization. In *EuroVis*, volume 7, pages 275–282, 2007.
- [132] Markus Kleemann, Steffen Deichmann, Hamed Esnaashari, Armin Besirevic, Osama Shahin, Hans-Peter Bruch, and Tilman Laubert. Laparoscopic navigated liver resection: technical aspects and clinical practice in benign liver tumors. *Case reports in surgery*, 2012, 2012.
- [133] Nicolas Bourdel, Toby Collins, Daniel Pizarro, Adrien Bartoli, David Da Ines, Bruno Pereira, and Michel Canis. Augmented reality in gynecologic surgery: evaluation of potential benefits for myomectomy in an experimental uterine model. *Surgical endoscopy*, 31(1): 456–461, 2017.

- 
- [134] Archie Hughes-Hallett, Erik K. Mayer, Hani J. Marcus, Thomas P. Cundy, Philip J. Pratt, Ara W. Darzi, and Justin A. Vale. Augmented reality partial nephrectomy: examining the current status and future perspectives. *Urology*, 83(2):266–273, 2014.
- [135] Siegfried Beller, Michael Hünnerbein, Sebastian Eulenstein, Thomas Lange, and Peter M. Schlag. Feasibility of navigated resection of liver tumors using multiplanar visualization of intraoperative 3-dimensional ultrasound data. *Annals of surgery*, 246(2):288, 2007.
- [136] Mohammad Ali Ghaderi, Mehrdad Heydarzadeh, Mehrdad Nourani, Gopal Gupta, and Lakshman Tamil. Augmented reality for breast tumors visualization. In *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pages 4391–4394. IEEE, 2016.
- [137] Mehran Mahvash and Leila Besharati Tabrizi. A novel augmented reality system of image projection for image-guided neurosurgery. *Acta neurochirurgica*, 155(5):943–947, 2013.
- [138] Philip Edgcumbe, Rohit Singla, Philip Pratt, Caitlin Schneider, Christopher Nguan, and Robert Rohling. Follow the light: projector-based augmented reality intracorporeal system for laparoscopic surgery. *Journal of Medical Imaging*, 5(2):021216, 2018.
- [139] Keisuke Maruyama, Eiju Watanabe, Taichi Kin, Kuniaki Saito, Atsushi Kumakiri, Akio Noguchi, Motoo Nagane, and Yoshiaki Shiokawa. Smart glasses for neurosurgical navigation by augmented reality. *Operative Neurosurgery*, 15(5):551–556, 2018.
- [140] Ian J. Gerard, Marta Kersten-Oertel, Simon Drouin, Jeffery A. Hall, Kevin Petrecca, Dante De Nigris, Tal Arbel, and D. Louis Collins. Improving patient specific neurosurgical models with intraoperative ultrasound and augmented reality visualizations in a neuronavigation environment. In *Workshop on Clinical Image-Based Procedures*, pages 28–35. Springer, 2015.
- [141] Ian J. Gerard, Marta Kersten-Oertel, Simon Drouin, Jeffery A. Hall, Kevin Petrecca, Dante De Nigris, Daniel A. Di Giovanni, Tal Arbel, and D. Louis Collins. Combining intraoperative ultrasound brain shift correction and augmented reality visualizations: a pilot study of eight cases. *Journal of Medical Imaging*, 5(2):021210, 2018.
- [142] Misato Katayama, Koichi Ueda, Daisuke Mitsuno, and Hiromi Kino. Intraoperative 3-dimensional projection of blood vessels on body surface using an augmented reality system. *Plastic and Reconstructive Surgery Global Open*, 8(8), 2020.
- [143] Patrick Pessaux, Michele Diana, Luc Soler, Tullio Piardi, Didier Mutter, and Jacques Marescaux. Towards cybernetic surgery: robotic and augmented reality-assisted liver segmentectomy. *Langenbeck’s archives of surgery*, 400(3):381–385, 2015.
- [144] Calvin R. Maurer Jr, Frank Sauer, Bo Hu, Benedicte Bascle, Bernhard Geiger, Fabian Wenzel, Filippo Recchi, Torsten Rohlfing, Christopher R. Brown, Robert J. Bakos, et al. Augmented-reality visualization of brain structures with stereo and kinetic depth cues: system description and initial evaluation with head phantom. In *Medical Imaging 2001: Visualization, Display, and Image-Guided Procedures*, volume 4319, pages 445–456. International Society for Optics and Photonics, 2001.
- [145] Barbara Carl, Miriam Bopp, Benjamin Saß, Benjamin Voellger, and Christopher Nimsky. Implementation of augmented reality support in spine surgery. *European Spine Journal*, 28(7):1697–1711, 2019.
- [146] Christoph Bichlmeier, Tobias Sielhorst, Sandro M Heining, and Nassir Navab. Improving depth perception in medical AR. In *Bildverarbeitung für die Medizin 2007*, pages 217–221. Springer, 2007.

- [147] Pauline Chauvet, Toby Collins, Clement Debize, Lorraine Novais-Gameiro, Bruno Pereira, Adrien Bartoli, Michel Canis, and Nicolas Bourdel. Augmented reality in a tumor resection model. *Surgical endoscopy*, 32(3):1192–1201, 2018.
- [148] Christian Hansen, Stephan Zidowitz, Felix Ritter, Christoph Lange, Karl Oldhafer, and Horst K. Hahn. Risk maps for liver surgery. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 8(3):419–428, 2013.
- [149] David Low, Cheng Kiang Lee, Lee Lian Tay Dip, Wai Hoe Ng, Beng Ti Ang, and Ivan Ng. Augmented reality neurosurgical planning and navigation for surgical excision of parasagittal, falx and convexity meningiomas. *British journal of neurosurgery*, 24(1):69–74, 2010.
- [150] Masahiko Nakamoto, Osamu Ukimura, Inderbir S. Gill, Arul Mahadevan, Tsuneharu Miki, Makoto Hashizume, and Yoshinobu Sato. Realtime organ tracking for endoscopic augmented reality visualization using miniature wireless magnetic tracker. In *International Workshop on Medical Imaging and Virtual Reality*, pages 359–366. Springer, 2008.
- [151] Marta Kersten-Oertel, Sean Jy-Shyang Chen, Simon Drouin, David S. Sinclair, and D. Louis Collins. Augmented reality visualization for guidance in neurovascular surgery. In *MMVR*, pages 225–229, 2012.
- [152] Philip Edgcumbe, Rohit Singla, Philip Pratt, Caitlin Schneider, Christopher Nguan, and Robert Rohling. Augmented reality imaging for robot-assisted partial nephrectomy surgery. In *International Conference on Medical Imaging and Augmented Reality*, pages 139–150. Springer, 2016.
- [153] Rohit Singla, Philip Edgcumbe, Philip Pratt, Christopher Nguan, and Robert Rohling. Intra-operative ultrasound-based augmented reality guidance for laparoscopic surgery. *Healthcare technology letters*, 4(5):204–209, 2017.
- [154] Florian Heinrich, Luisa Schwenderling, Mathias Becker, Martin Skalej, and Christian Hansen. HoloInjection: augmented reality support for CT-guided spinal needle injections. *Healthcare technology letters*, 6(6):165–171, 2019.
- [155] Florian Heinrich, Fabian Joeres, Kai Lawonn, and Christian Hansen. Comparison of projective augmented reality concepts to support medical needle insertion. *IEEE transactions on visualization and computer graphics*, 25(6):2157–2167, 2019.
- [156] Toby Collins, Pauline Chauvet, Clément Debize, Daniel Pizarro, Adrien Bartoli, Michel Canis, and Nicolas Bourdel. A system for augmented reality guided laparoscopic tumour resection with quantitative ex-vivo user evaluation. In *International Workshop on Computer-Assisted and Robotic Endoscopy*, pages 114–126. Springer, 2016.
- [157] Christian Hansen, Stephan Zidowitz, Andrea Schenk, K.-J. Oldhafer, H. Lang, and H.-O. Peitgen. Risk maps for navigation in liver surgery. In *Medical Imaging 2010: Visualization, Image-Guided Procedures, and Modeling*, volume 7625, page 762528. International Society for Optics and Photonics, 2010.
- [158] Timur Kuzhagaliyev, Neil T. Clancy, Mirek Janatka, Kevin Tchaka, Francisco Vasconcelos, Matthew J. Clarkson, Kurinchi Gurusamy, David J. Hawkes, Brian Davidson, and Danail Stoyanov. Augmented reality needle ablation guidance tool for irreversible electroporation in the pancreas. In *Medical Imaging 2018: Image-Guided Procedures, Robotic Interventions, and Modeling*, volume 10576, page 1057613. International Society for Optics and Photonics, 2018.

- 
- [159] Nicolas C. Buchs, Francesco Volonte, François Pugin, Christian Toso, Matteo Fusaglia, Kate Gavaghan, Pietro E. Majno, Matthias Peterhans, Stefan Weber, and Philippe Morel. Augmented environments for the targeting of hepatic lesions during image-guided robotic liver surgery. *Journal of surgical research*, 184(2):825–831, 2013.
- [160] L. Schwenderling. Projektorbasierte Visualisierung von Einstichstellen zur intraoperativen Unterstützung der Pfadwahl bei nadelbasierten Interventionen, 2020. Abschlussbericht wissenschaftliches Individualprojekt.
- [161] DIN EN ISO 9241-11:1999-01 Ergonomische Anforderungen für Bürotätigkeiten mit Bildschirmgeräten - Teil 11: Anforderungen an die Gebrauchstauglichkeit – Leitsätze (ISO 9241-11:1998) Deutsche Fassung EN ISO 9241-11:1998.
- [162] Eva Rothgang, Wesley D. Gilson, Frank Wacker, Joachim Hornegger, Christine H. Lorenz, and Clifford R. Weiss. Rapid freehand MR-guided percutaneous needle interventions: An image-based approach to improve workflow and feasibility. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 37(5):1202–1212, 2013.
- [163] Frank K. Wacker, Sebastian Vogt, Ali Khamene, John A. Jesberger, Sherif G. Nour, Daniel R. Elgort, Frank Sauer, Jeffrey L. Duerk, and Jonathan S. Lewin. An augmented reality system for MR image-guided needle biopsy: initial results in a swine model. *Radiology*, 238(2):497–504, 2006.
- [164] Ernst Kruijff, J. Edward Swan, and Steven Feiner. Perceptual issues in augmented reality revisited. In *2010 IEEE International Symposium on Mixed and Augmented Reality*, pages 3–12. IEEE, 2010.
- [165] Michele Di Donato, Michele Fiorentino, Antonio E. Uva, Michele Gattullo, and Giuseppe Monno. Text legibility for projected Augmented Reality on industrial workbenches. *Computers in Industry*, 70:70–78, 2015.
- [166] Ronald Azuma, Yohan Baillot, Reinhold Behringer, Steven Feiner, Simon Julier, and Blair MacIntyre. Recent advances in augmented reality. *IEEE computer graphics and applications*, 21(6):34–47, 2001.
- [167] Alberto Vaccarella, Elena De Momi, Andinet Enquobahrie, and Giancarlo Ferrigno. Unscented Kalman filter based sensor fusion for robust optical and electromagnetic tracking in surgical navigation. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 62(7):2067–2081, 2013.
- [168] Angela Sorriento, Maria Bianca Porfido, Stefano Mazzoleni, Giuseppe Calvosa, Miria Tenucci, Gastone Ciuti, and Paolo Dario. Optical and electromagnetic tracking systems for biomedical applications: a critical review on potentialities and limitations. *IEEE reviews in biomedical engineering*, 13:212–232, 2019.
- [169] Neil D. Glossop. Advantages of optical compared with electromagnetic tracking. *JBJS*, 91(Supplement\_1):23–28, 2009.
- [170] Florian Kral, Elisabeth J. Puschban, Herbert Riechelmann, and Wolfgang Freysinger. Comparison of optical and electromagnetic tracking for navigated lateral skull base surgery. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 9(2):247–252, 2013.
- [171] Ergys Ristani, Francesco Solera, Roger Zou, Rita Cucchiara, and Carlo Tomasi. Performance measures and a data set for multi-target, multi-camera tracking. In *European conference on computer vision*, pages 17–35. Springer, 2016.

- [172] Rita Borgo, Johannes Kehrler, David H.S. Chung, Eamonn Maguire, Robert S. Laramee, Helwig Hauser, Matthew Ward, and Min Chen. Glyph-based Visualization: Foundations, Design Guidelines, Techniques and Applications. In *Eurographics (STARs)*, pages 39–63, 2013.
- [173] Penny L Rheingans. Task-based color scale design. In *28th AIPR Workshop: 3D Visualization for Data Exploration and Decision Making*, volume 3905, pages 35–43. International Society for Optics and Photonics, 2000.
- [174] Samuel Silva, Beatriz Sousa Santos, and Joaquim Madeira. Using color in visualization: A survey. *Computers & Graphics*, 35(2):320–333, 2011.
- [175] Jarke J. Van Wijk. Spot noise texture synthesis for data visualization. In *Proceedings of the 18th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*, pages 309–318, 1991.
- [176] Roxana Bujack and Ariane Middel. State of the art in flow visualization in the environmental sciences. *Environmental Earth Sciences*, 79(2):1–10, 2020.
- [177] Colin Ware. *Information visualization: perception for design*. Morgan Kaufmann, 2013.
- [178] Sandrine Gil and Ludovic Le Bigot. Seeing life through positive-tinted glasses: color-meaning associations. *PloS one*, 9(8):e104291, 2014.
- [179] Samuel Silva, Joaquim Madeira, and Beatriz Sousa Santos. There is more to color scales than meets the eye: a review on the use of color in visualization. In *2007 11th International Conference Information Visualization (IV'07)*, pages 943–950. IEEE, 2007.
- [180] Kenneth Moreland. Diverging color maps for scientific visualization. In *International Symposium on Visual Computing*, pages 92–103. Springer, 2009.
- [181] Tamara Munzner. *Visualization analysis and design*. CRC press, 2014.
- [182] Christian Tominski, Georg Fuchs, and Heidrun Schumann. Task-driven color coding. In *2008 12th International Conference Information Visualisation*, pages 373–380. IEEE, 2008.
- [183] Cynthia A. Brewer. Color use guidelines for mapping. *Visualization in modern cartography*, 1994:123–148, 1994.
- [184] David R. Flatla and Carl Gutwin. "So that's what you see" building understanding with personalized simulations of colour vision deficiency. In *Proceedings of the 14th international ACM SIGACCESS conference on Computers and accessibility*, pages 167–174, 2012.
- [185] Cynthia Brewer, Mark Harrower, and The Pennsylvania State University. COLORBREWER 2.0 color advice for cartography, 2013. URL <https://colorbrewer2.org/#>. Zugriff: 12.04.2021.
- [186] Alper H. Duran, Munevver N. Duran, Irfan Masood, Lynsey M. Maciolek, and Huda Husain. The additional diagnostic value of the three-dimensional volume rendering imaging in routine radiology practice. *Cureus*, 11(9), 2019.
- [187] Deepak K. Jha, Puspinder Khera, Suryanarayanan Bhaskar, and Mayank Garg. Three-dimensional volume rendering: an underutilized tool in neurosurgery. *World neurosurgery*, 130:485–492, 2019.
- [188] Marta Kersten-Oertel, Sean Jy-Shyang Chen, and D. Louis Collins. An evaluation of depth enhancing perceptual cues for vascular volume visualization in neurosurgery. *IEEE transactions on visualization and computer graphics*, 20(3):391–403, 2013.

- 
- [189] Google. Kartenausschnitt Forschungscampus STIMULATE in Magdeburg, 2021. URL <https://www.google.de/maps/place/Forschungscampus+STIMULATE/@52.1410436,11.6556749,17z/data=!4m5!3m4!1s0x47af5f4d16ed321d:0x1cc98e2b38054c1d!8m2!3d52.1409131!4d11.6550037>. Zugriff: 12.04.2021.
- [190] Nobutaka Mitsuhashi, Kaori Fujieda, Takuro Tamura, Shoko Kawamoto, Toshihisa Takagi, and Kousaku Okubo. BodyParts3D: 3D structure database for anatomical concepts. *Nucleic acids research*, 37(suppl\_1):D782–D785, 2009.
- [191] Florian Heinrich, Gerd Schmidt, Florian Jungmann, and Christian Hansen. Augmented Reality Visualisation Concepts to Support Intraoperative Distance Estimation. In *25th ACM Symposium on Virtual Reality Software and Technology, VRST '19*. Association for Computing Machinery, 2019.
- [192] G. Bongartz, S.J. Golding, A.G. Jurik, M. Leonardi, J. van Meerten, E.v.P. and Geleijns, K.A. Jessen, W. Panzer, P.C. Shrimpton, and G. Tosi. European guidelines on quality criteria for computed tomography, chapter 1, general principles associated with good imaging technique: Technical, clinical and physical parameters, 2000. URL <http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/mainindex.htm>.
- [193] Yvette Seppenwoolde, Hiroki Shirato, Kei Kitamura, Shinichi Shimizu, Marcel Van Herk, Joos V Lebesque, and Kazuo Miyasaka. Precise and real-time measurement of 3D tumor motion in lung due to breathing and heartbeat, measured during radiotherapy. *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, 53(4):822–834, 2002.
- [194] Lai-Lei Ting, Ho-Chiao Chuang, Chia-Chun Kuo, Li-An Jian, Ming-Yuan Huang, Ai-Ho Liao, Der-Chi Tien, Shiu-Chen Jeng, and Jeng-Fong Chiou. Tracking and compensation of respiration pattern by an automatic compensation system. *Medical physics*, 44(6):2077–2095, 2017.