

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

Bachelorarbeit



Entwicklung eines Registrierungskonzepts für laparoskopische
Augmented Reality

eingereicht: 2. September 2020

von: Tonia Mielke
geboren am 08. August 1997
in Wittingen

Kurzreferat

Das Nierenzellkarzinom ist der häufigste an der Niere lokalisierte maligne Tumor. Die einzige bekannte kurative Behandlungsform für diese Tumorart ist dessen chirurgische Entfernung. Bei Tumoren in frühen Stadien kann zur Erhaltung des größtmöglichen Teils der normal funktionierenden Niere eine Nierenteilresektion durchgeführt werden. Dabei soll bei vollständiger Resektion des Tumors möglichst viel gesundes Gewebe geschont werden. Daraus resultieren Herausforderungen, unter anderem bei der Reparatur von Schäden an der Niere nach der Tumorsektion. Bei diesen kann intraoperative Softwareunterstützung wie beispielsweise Augmented Reality hilfreich sein.

In dieser Arbeit wird ein Programm für die korrekte Positionierung und Ausrichtung der virtuellen Inhalte in dem realen Umfeld entwickelt, umgesetzt und evaluiert. Dabei handelt es sich um ein zweistufiges Registrierungskonzept, dessen erster Schritt eine initiale punkt-basierte Ausrichtung und eine oberflächenbasierte Registrierung umfasst. Der zweite Schritt besteht aus einer punkt-basierten Registrierung, die auf zuvor positionierten Markern basiert.

Das Registrierungskonzept wurde hinsichtlich Genauigkeit in Form des Target-Registration-Errors (TRE) und der Dauer in Form des Task-Completion-Times (TCT) evaluiert. Dazu wurde die initiale, auf anatomischen Landmarken basierende Registrierung (TRE: 11.83 ± 1.26 mm, TCT: 42.72 ± 2.78 s) mit der sekundären Registrierung (TRE: 11.36 ± 1.47 mm, TCT: 38.52 ± 2.08 s) verglichen. Es zeigte sich bei einer signifikanten Verringerung der Registrierungs-dauer keine signifikante Änderung der Genauigkeit. Zusätzlich konnte bei der Evaluierung einer Teilgruppe festgestellt werden, dass bei verbesserter Genauigkeit der initialen zur oberflächenbasierten Registrierung auch eine signifikante Verbesserung der Genauigkeit der sekundären Registrierung (TRE: 9.83 ± 1.42 mm) gegenüber der initialen Registrierung (TRE: 14.43 ± 1.30 mm) erreicht werden kann. Außerdem wurde eine Differenz des TREs zwischen der oberflächenbasierten (TRE: 9.01 ± 1.01 mm) und der sekundären Registrierung von 2.35 ± 0.96 mm festgestellt.

Abstract

Renal cell carcinoma is the most common malignant tumour located at the kidney. The only known curative treatment is the surgical removal of the tumor. If the tumor is detected in early stages, partial kidney resection can be performed to preserve as much of the normally functioning kidney as possible. This results in challenging tasks in, among other aspects, the repair of damage to the kidney after tumor resection. Intraoperative software support such as augmented reality can be helpful in meeting these challenges.

In this thesis a program for the correct positioning and alignment of virtual content in the real environment is developed, implemented and evaluated. This is a two-step registration concept, the first step of which consists of initial point based alignment and a surface based registration. The second step comprises of a point-based registration building on previously positioned markers.

The registration concept was evaluated with respect to accuracy in the form of the Target Registration Error (TRE) and duration in the form of the Task Completion Time (TCT). The initial registration based on anatomical landmarks (TRE: 11.83 ± 1.26 mm, TCT: 42.72 ± 2.78 s) was compared with the secondary registration (TRE: 11.36 ± 1.47 mm, TCT: 38.52 ± 2.08 s). A significant reduction in registration time was measured without there being a trade-off in the form of a significant change in accuracy. In addition, the evaluation of a subgroup showed that a significant improvement in the accuracy of the secondary registration (TRE: 9.83 ± 1.42 mm) compared to the initial registration (TRE: 14.43 ± 1.30 mm) can be achieved by improving accuracy from the initial to the surface-based registration. In addition, a difference in TREs between surface-based (TRE: 9.01 ± 1.01 mm) and secondary registration of 2.35 ± 0.96 mm was found.

Text der Aufgabenstellung im Original:



OTTO VON GUERICKE
UNIVERSITÄT
MAGDEBURG

EIT

FAKULTÄT FÜR
ELEKTROTECHNIK UND
INFORMATIONSTECHNIK

Bachelorarbeit

für Frau Tonia Mielke
(Matrikelnummer: 215169)

Thema: Entwicklung eines Registrierungskonzepts für laparoskopische Augmented Reality

Aufgabenstellung:

Für die Behandlung von Nierenkrebs werden zur Schonung von gesundem Gewebe minimalinvasive laparoskopische Nierenteilresektionen durchgeführt. Um den Chirurgen hierbei zu unterstützen, kann Augmented Reality verwendet werden. Dabei werden auf dem von dem Laparoskop aufgenommenen Bild semitransparent zusätzliche Inhalte, wie beispielsweise präoperative, aus Bildgebungsverfahren gewonnene Daten über die Anatomie, eingeblendet. Um diese Inhalte an der exakten Position verankern zu können, muss die richtige Transformation zwischen dem Koordinatensystem des Laparoscops und dem des virtuellen Inhalts gefunden werden. Diesen Vorgang nennt man Registrierung.

Es gibt dabei verschiedene Arten der interaktiven Registrierung, wo bei unterschiedlicher manueller Unterstützung des Anwenders die entsprechende Transformation bestimmt wird. Beispiele dafür sind die oberflächenbasierte Registrierung, die punktbasierte Registrierung, eine rein manuelle Registrierung oder eine Kombination aus den vorgenannten. Augmented Reality kann den Chirurgen bei unterschiedlichen Herausforderungen im Verlauf der Operation unterstützen. Es können beispielsweise bei dem Abklemmen der Arterien, bei der Identifizierung und Resektion des Tumors oder auch bei der Reparatur von Schäden an der Niere zusätzliche Informationen eingeblendet werden. In diesem Projekt soll bei der Reparatur von Schäden an der Niere, nachdem der Tumor reseziert wurde unterstützt werden, somit sind Gefäße bereits abgeklemmt und Gewebeschäden (Ischämie) können entstehen. Daher ist es sehr wichtig, dass der Workflow nicht gestört wird, also die Registrierung zu kritischen Zeitpunkten nicht zu zeitaufwendig ist und somit die Arbeitsabläufe der Operation behindert.

Das Ziel dieser Bachelorarbeit ist es, eine neue Vorgehensweise für die Registrierung zu implementieren. Diese soll zusätzlich im Rahmen einer eigens geplanten und durchgeführten Nutzerstudie evaluiert werden. Das neue Vorgehen soll den Zeitaufwand der Registrierung zu kritischen Zeitpunkten der Operation minimieren, ohne dabei die Genauigkeit zu beeinträchtigen. Um dies zu realisieren, wird eine Kombination der einzelnen Registrierungsmethoden verwendet, wobei zusätzliche Registrierungsverfahren hinzugefügt werden und die Durchführung an unterschiedlichen Zeitpunkten der Operation stattfindet.

Die Implementierung erfolgt auf Basis eines bestehenden auf Unity basierenden AR Prototypen. Dieser beinhaltet die Übertragung der Geräteposition (Laparoskop und Zeigestab) im Raum auf der virtuellen Szene sowie unterschiedliche Registrierungsmodi.

Magdeburg, den 14.07.2020

Tag der Ausgabe: 12.07.2020
Tag der Abgabe: 21. SEP. 2020
(Bearbeitungszeit 10 Wochen)

Erstprüfer: Jun.-Prof. Dr. Hansen
Zweitprüfer: Prof. Dr. Preim
Betreuer: Fabian Joeres

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

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

Eidesstattliche Erklärung

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

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

Magdeburg, den 2. September 2020

Tonia Mielke

In dieser Bachelorarbeit wird aus Gründen der besseren Lesbarkeit das generische Maskulinum verwendet. An dieser Stelle wird darauf hingewiesen, dass weibliche und anderweitige Geschlechteridentitäten ausdrücklich mitgemeint sind.

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	9
1.1 Motivation	9
1.2 Zielsetzung	10
1.3 Aufbau der Arbeit	10
2 Grundlagen	11
2.1 Medizinische Grundlagen	11
2.1.1 Anatomie der Niere	11
2.1.2 Nierenzellkarzinome	12
2.1.3 Chirurgische Behandlung Nierenzellkarzinom	13
2.2 Augmented Reality	13
2.3 Tracking	14
3 Stand der Technik	17
3.1 Manuelle Registrierung	17
3.2 Punktbasierte Registrierung	18
3.3 Oberflächenbasierte Registrierung	18
3.3.1 Algorithmus zur Transformationsbestimmung	19
3.3.2 Oberflächenrekonstruktion	20
3.4 Voxelbasierte Registrierung	21
3.5 Volumenbasierte Registrierung	21
4 Konzeption	22
4.1 Registrierungskonzept	22
4.1.1 Kriterien	22
4.1.2 Auswahl des Registrierungsverfahrens	22
4.1.3 Aufnahme der Oberfläche	24
4.1.4 Auswahl des Algorithmus	25
4.2 Iterative Closest Point Algorithmus	25
4.2.1 Auswahl der Punkte in beiden Meshes	25
4.2.2 Suche nach Punktpaaren	26
4.2.3 Gewichtung der Korrespondenzen	28
4.2.4 Ablehnung von Punktpaaren	28
4.2.5 Fehlerberechnung und Fehlerminimierung	29

5	Umsetzung	31
5.1	Technischer Prototyp	31
5.2	Registrierungskonzept	32
5.2.1	Initiale Ausrichtung	32
5.2.2	Oberflächenbasierte Registrierung	34
5.2.3	Markerpositionierung	35
5.2.4	Sekundäre Registrierung	36
5.3	Oberflächenbasierte Registrierung	37
5.3.1	Extraktion der Oberflächen	38
5.3.2	Suche nach korrespondierenden Punktpaaren	38
5.3.3	Fehlerminimierung zur Transformationsbestimmung	39
5.3.4	Fehlerbestimmung	41
5.3.5	Inverse Transformation	42
6	Evaluierung	43
6.1	Ziel und Fragestellung	43
6.2	Methodisches Vorgehen	43
6.2.1	Studiendesign	43
6.2.2	Erhebungsinstrumente	44
6.2.3	Stichprobe	44
6.2.4	Studienaufbau	45
6.3	Studiendurchführung	46
6.4	Ergebnisse	47
6.4.1	Exklusion von Daten	47
6.4.2	Demographie der Teilnehmenden	48
6.4.3	Vergleich initiale und sekundäre Registrierung	48
6.4.4	Vergleich oberflächenbasierte und sekundäre Registrierung	50
7	Diskussion	52
7.1	Diskussion der Ergebnisse	52
7.1.1	Betrachtung initiale und sekundäre Registrierung	52
7.1.2	Betrachtung oberflächenbasierte und sekundäre Registrierung	54
7.2	Allgemeine Diskussion	56
8	Abschluss	58
8.1	Zusammenfassung	58
8.2	Fazit	59
8.3	Ausblick	59
	Literaturverzeichnis	61

A Anhang	70
A.1 Ablauf des Registrierungskonzepts	70
A.2 Aufbau der Nutzeroberfläche	71
A.3 Position der Targetpoints für die Berechnung des TRE	72
A.4 Ground-Truth Daten Position Nierenphantom	73
A.5 Daten der Nutzerstudie	74

Symbolverzeichnis

a, A	Skalar, auch komplexwertig
\vec{a}, \vec{A}	Vektor, auch komplexwertig
E	Registrierungsfehler
R	Rotation
\vec{T}	Translation
\vec{n}	Normale
\mathbb{P}, \mathbb{Q}	Punktwolken
p, q	Punkte der Punktwolken \mathbb{P}, \mathbb{Q}

Abkürzungsverzeichnis

2D	Zweidimensional
3D	Dreidimensional
AR	Augmented Reality
df	Anzahl der Freiheitsgrade, engl. number of degrees of freedom
FLE	Fiducial Localization Error
GUI	Grafische Benutzeroberfläche, engl. graphical user interface
ICP	Iterative Closest Point Algorithmus
LP	Unterer Nierenpol, engl. Lower Pole
LPN	Laparoskopische partielle Nephrektomie, engl. Laparoscopic Partial Nephrectomy
OP	Operation
PN	Nierenteilresektion, engl. Partial Nephrectomy
RN	Nierenresektion, engl. Radical Nephrectomy
SD	Standardabweichung, engl. Standard Deviation
SE	Standardfehler, engl. Standard Error
TCT	Task Completion Time
TRE	Target Registration Error
UP	Oberer Nierenpol, engl. Upper Pole

Abbildungsverzeichnis

2.1	Anatomische Darstellung der Niere [4, S.10]	11
2.2	Realitäts-Virtualitäts-Kontinuum nach [19]	14
2.3	Bestandteile des optischen Trackingsystems [25]	15
4.1	Überblick über zweistufiges Registrierungskonzept	24
4.2	Vergleich der unterschiedlichen Suche nach korrespondierenden Punkten	26
4.3	2D k-d Unterteilung eines Punktsatzes und zugehöriger k-d-Baum	27
4.4	Verschiedene Kriterien für die Ablehnung von Punktpaaren	28
4.5	Punkt-zu-Punkt Fehler zwischen den Oberflächen \mathbb{P} und \mathbb{Q}	30
4.6	Punkt-zu-Ebenen Fehler zwischen den Oberflächen \mathbb{P} und \mathbb{Q}	30
5.1	Nutzeroberfläche zur Positionierung der Marker	33
5.2	Nutzeroberfläche zur initialen punktbasierter Registrierung	33
5.3	Benutzeroberfläche für die oberflächenbasierte Registrierung	34
5.4	Nutzeroberfläche für das Setzen der Marker	35
5.5	Nutzeroberfläche für die sekundäre Registrierung	36
5.6	Ablauf der primären Registrierung	37
5.7	Die Positionen des Nierenphantoms (Braun) und des virtuellen Modells (Gitter) während der unterschiedlichen Registrierungsschritte	42
6.1	Anordnung der Zugänge in der Phantombox	45
6.2	Aufbau des für die sekundäre Registrierung verwendete Markers	46
6.3	Trainingsaufgaben der Nutzerstudie [72]	47
6.4	Darstellung des mittleren TREs A1 der initialen Registrierung (IR) und der sekundären Registrierung (SR) und des jeweiligen Standardfehlers	49
6.5	Darstellung des mittleren TREs A2 der initialen Registrierung (IR) und der sekundären Registrierung (SR) und des jeweiligen Standardfehlers	49
6.6	Darstellung des mittleren TCTs der initialen Registrierung (IR) und der sekundären Registrierung (SR) und des jeweiligen Standardfehlers	50
6.7	Darstellung des mittleren TREs der oberflächenbasierten Registrierung (OR) und der sekundären Registrierung (SR) und des jeweiligen Standardfehlers	51
6.8	Darstellung der Differenz des TRE zwischen der oberflächenbasierten und der sekundären Registrierung	51

7.1 Fehler in der Markerpositionierung durch fehlerhafte oberflächenbasierte Registrierung	53
7.2 Für die Oberflächenaufnahme genutztes getracktes Instrument	55
A.1 Ablauf des Registrierungskonzepts	70
A.2 Aufbau der Nutzeroberfläche	71
A.3 Position der Targetpoints am unteren Nierenpol (LP)	72
A.4 Position der Targetpoints am oberen Nierenpol (UP)	72

Tabellenverzeichnis

6.1 Ergebnisse des gepaarten t-Tests für den Vergleich zwischen initialer und sekundärer Registrierung	50
7.1 Darstellung der Ergebnisse des TREs und der TCT für die verschiedenen Registrierungsmethoden	52
A.1 Positionen der Targetpoints am unteren (LP) und oberen Nierenpol (UP) im Verhältnis zum Schwerpunkt des Nierenmodells in mm, dabei entspricht x der Transversalachse, y der Sagittalachse und z der Longitudinalachse .	72
A.2 Daten für die Ground-Truth Berechnung für die Position des Nierenphantoms im Verhältnis zum Weltanker	73
A.3 Demographische Daten der Nutzerstudie	74
A.4 Werte des TCTs und TREs für die unterschiedlichen Registrierungsschritte (RS) für die Teilnehmenden 2 - 10	75
A.5 Werte des TCTs und TREs für die unterschiedlichen Registrierungsschritte (RS) für die Teilnehmenden 11 - 19	76

1 Einleitung

1.1 Motivation

Durch Fortschritte in der Bildgebung, chirurgischer Techniken und der früheren Erkennung von Tumoren wird die minimalinvasive laparoskopische Nierenteilresektion (LPN) eine immer häufigere Behandlungsform von Nierenzellkarzinomen [1](#).

Diese chirurgische Behandlung wird eingesetzt, um möglichst viel gesundes Gewebe zu schonen. Es treten bei dieser Operation unterschiedliche Herausforderungen auf, da zum einen der Tumor vollständig reseziert werden und zum anderen für die Nierenfunktion relevante Risikostrukturen erhalten bleiben müssen. Beispielsweise bei der Reparatur von Schäden an der Niere nach der Tumorsektion muss darauf geachtet werden, dass Arterien und Äste des Sammelsystems der Niere nicht verletzt werden. Dazu muss die Position, Stärke und der Abstand der Nähte für die Reparatur der Resektionsstelle entsprechend angepasst werden.

Eine Möglichkeit zur Unterstützung von Chirurgen ist die intraoperative Bereitstellung der Positionen dieser Risikostrukturen mithilfe von Augmented Reality (AR). Zur AR Unterstützung können dabei zum Beispiel präoperativ aus Bildgebungsverfahren gewonnene Daten über die Anatomie des Patienten semitransparent auf dem vom Laparoskop aufgenommenen Bild angezeigt werden.

Damit diese Daten an den korrespondierenden Positionen im chirurgischen Umfeld angezeigt werden können, muss eine sogenannte Registrierung durchgeführt werden. Eine Registrierung beschreibt die Transformation zwischen dem virtuellen Inhalt und dem Patienten, die zu der korrekten Verankerung des virtuellen Inhalts in dem realen Umfeld führt. Es gibt verschiedene Arten der interaktiven Registrierung, die unterschiedliche manuelle Unterstützung der Anwendenden benötigen.

Die Schwierigkeit liegt dabei darin, dass die Phase der Reparatur der Defekte der Niere, in der die Registrierung stattfinden soll, unter Zeitdruck steht. Die Ursachen dafür sind von der Strategie des Abklemmens der Arterien während der Operation abhängig. Bei abgeklemmten Arterien ist das umliegende Nierengewebe Ischämie, also Minderdurchblutung, ausgesetzt. Dadurch können, abhängig von der Dauer der Abklemmung, Gewebeschäden entstehen. Wenn die Arterien hingegen nicht abgeklemmt sind, können starke Blutungen auftreten. Auf Grund des daraus resultierenden Zeitdrucks können keine intraoperativen Bildgebungsverfahren durchgeführt werden, um die Navigation zu unterstützen. Darüber

hinaus ist es wichtig, dass durch die Registrierung die dem Zeitdruck unterliegenden Arbeitsabläufe nicht oder möglichst wenig gestört werden.

1.2 Zielsetzung

Ziel dieser Arbeit ist die Konzeption und Umsetzung einer neuen Vorgehensweise für die Registrierung von Augmented Reality Inhalten. Diese soll den Zeitaufwand für die Registrierung zu kritischen Zeitpunkten der Operation minimieren, ohne dabei die Genauigkeit zu beeinträchtigen.

Die Implementierung des Registrierungskonzepts soll anschließend im Rahmen einer Nutzerstudie hinsichtlich Genauigkeit und Registrierungsdauer evaluiert werden.

1.3 Aufbau der Arbeit

Die Arbeit wird in die folgenden Kapitel gegliedert:

In Kapitel [2](#) werden zum einen die medizinischen Grundlagen, insbesondere der Anatomie der Niere, des Nierenzellkarzinoms und dessen chirurgische Behandlung besprochen. Zum anderen werden die Grundlagen für AR und das Tracking erläutert.

Nachfolgend wird im Kapitel [3](#) der Stand der Technik im Bezug auf unterschiedliche Registrierungsverfahren vorgestellt.

Auf Basis dieser Grundlagen kann in dem Kapitel [4](#) ein Registrierungskonzept entwickelt werden, das bestmöglich die ebenfalls in diesem Kapitel vorgestellten Kriterien erfüllt. Dabei wird neben der Entwicklung des Konzepts auch die Auswahl und Anpassung eines Algorithmus für die Registrierung vorgestellt.

Die Umsetzung des somit definierten Registrierungskonzepts wird in dem Kapitel [5](#) beschrieben. Dabei werden sowohl die Verknüpfung der einzelnen Registrierungsschritte als auch die Implementierung eines neuen Registrierungsverfahrens erläutert.

In Kapitel [6](#) werden die Planung, Durchführung und die Ergebnisse der Nutzerstudie zur Evaluierung des Registrierungskonzepts vorgestellt.

Die daraus resultierenden Ergebnisse werden anschließend in dem Kapitel [7](#) diskutiert.

Das Kapitel [8](#) umfasst eine Zusammenfassung der Ergebnisse im Hinblick auf die Zielsetzung. Zusätzlich wird ein Ausblick auf mögliche weitere Entwicklungen gegeben.

2 Grundlagen

Im Folgenden wird ein Überblick über die für das Verständnis dieser Arbeit benötigten Grundlagen gegeben. Dabei wird auf die medizinischen Grundlagen zur Anatomie der Niere, der Nierenzellkarzinome und dessen chirurgische Behandlung eingegangen. Anschließend folgt ein Überblick über AR und Tracking.

2.1 Medizinische Grundlagen

2.1.1 Anatomie der Niere

Bei der Niere handelt es sich um ein paarig angelegtes, im Retroperitonealraum befindliches Ausscheidungsorgan, das den Harn bildet [2]. Die anatomischen Strukturen werden in Abbildung [2.1] dargestellt. Dabei ist die Niere eines Erwachsenen durchschnittlich 11 cm lang, 2.5 cm dick und 5 cm breit, wiegt zwischen 120 - 170 g und hat eine rötlich-bräunliche Färbung [3].



Abbildung 2.1: Anatomische Darstellung der Niere [4, S.10]

Die Aufgabe der Niere ist die Regulierung des Wasser-, Säure-Base- und Elektrolythaushaltes und zur Ausscheidung von harnpflichtigen Stoffwechselprodukten. Zusätzlich hat sie Einfluss auf die Hormonproduktion und den systemischen Blutdruck [2].

Die Niere ist von der Organkapsel, der Fettkapsel und dem Faszien sack umgeben und lässt sich in den oberen Pol, den unteren Pol, die Vorder- und Rückseite unterteilen [5]. Der Nierenhilus und das Nierenparenchym bilden die beiden Hauptstrukturen der Niere. [6]. Dabei handelt es sich beim Nierenparenchym um das funktionelle Nierengewebe, das aus der Rinde (Kortex) und dem Mark (Medula) besteht [6]. Hier findet die Blutfilterung statt und Urin wird produziert [7]. Die Rinde und das Mark des Nierenparenchyms bilden keine gleichmäßige Grenze, sondern greifen ineinander über [4]. Aus den Markparenchymzapfen (auch Markpyramide) entstehen Sammelrohre, durch die das Urin in kleine Kelche des Nierenkelchsystems gelangt.

Der Nierenhilus ist eine Einkerbung im medialen Rand der Niere [2]. Über diesen treten die Arteria und Vena Renalis in die Niere ein und der Harnleiter, durch den das im Nierenbeckenkelchsystem gesammelte Urin zur Blase transportiert wird, aus der Niere aus [6].

2.1.2 Nierenzellkarzinome

Tumore der Niere bilden bei Frauen mit 2.3% die 11. häufigste und bei Männern mit 3.6% die 9. häufigste Tumorlokalisation aller Krebsneuerkrankungen in Deutschland [8]. Dabei handelt es sich mit circa 95% bei der häufigsten Tumorart um das sogenannte Adenokarzinom oder auch Nierenzellkarzinom [9].

Nierenzellkarzinome entstehen überwiegend unilateral an einem Nierenpol [10]. Meistens entwickeln sie sich in der Nierenrinde, die Entstehung kann jedoch auch primär innerhalb der Niere sein [10]. Diagnostiziert werden die Nierenzellkarzinome oftmals bei Ultraschalluntersuchungen des Abdomens, wobei es sich häufig um einen Zufallsbefund handelt, da sie oft symptomlos sind [11]. Es kann jedoch ein paraneoplastisches Syndrom, also Begleitsymptome, dessen Ursache nicht der Tumor ist, in relativ frühen Stadien auftreten [11]. Die Größe des Tumors bei der Diagnose kann zwischen sehr kleinen Tumoren (< 2 cm) und Tumoren, die den gesamten Retroperitonealraum ausfüllen, liegen [10]. Die Unterscheidung, ob es sich bei dem Befund um eine Zyste oder einen Tumor handelt, kann zu 95% mithilfe des Ultraschalls getroffen werden [11].

Eine Heilung ist für Nierenzellkarzinome nur durch eine Nephrektomie möglich, wobei bei fortgeschrittenen Tumoren palliativ Strahlen- und Chemotherapie angewendet werden kann [11].

2.1.3 Chirurgische Behandlung Nierenzellkarzinom

Eine Nierenresektion ist die einzig bekannte kurative Behandlungsform für Nierenzellkarzinome [12]. Dabei ist für T1- und T2-Primärtumore nach TNM-Klassifikation eine Nierenteilresektion (auch partielle Nephrektomie; PN) anstatt einer radikalen Nephrektomie (RN) der Standard, falls dies technisch realisierbar ist [13]. Bei der PN werden im Gegensatz zur RN, bei der die gesamte Niere entfernt wird, nur das Nierenzellkarzinom entfernt, wobei der größtmögliche Teil der normal funktionierenden Niere intakt gelassen wird [14]. Dabei können die gleichen onkologischen Ergebnisse erzielt werden [15]. Somit ist die Krebs bedingte Überlebensrate identisch, jedoch können durch PN die Nierenfunktion erhalten werden und eine Verbesserung der langfristigen kardialen Morbidität sowie eine Verbesserung der Gesamtmorbidität erreicht werden [16].

Schon bei der RN können durch laparoskopische Eingriffe verbesserte Ergebnisse in Bezug auf postoperative Schmerzen, Kosmetik, Länge des stationären Aufenthalts und Blutverlust erreicht werden [15]. Daher ist die Einführung der laparoskopischen Nierenteilresektion (LPN) naheliegend. Jedoch bringt die LPN neben den potentiellen Verbesserungen auch Schwierigkeiten mit sich. Beispielsweise haben Chirurgen bei möglichst geringer Schädigung von gesundem Gewebe nur ein sehr limitiertes Sichtfeld [1]. Auch die Tiefenwahrnehmung geht durch die monokulare Bildaufnahme verloren [17]. Zusätzlich fehlt das direkte Tastempfinden. Durch diesen Verlust des haptischen Feedbacks können beispielsweise Gewebearten nur schwerer voneinander differenziert und der Puls nicht mehr gespürt werden [17].

Um Chirurgen bei diesen Schwierigkeiten zu entlasten, kann eine Computerunterstützung in Form von AR verwendet werden. Dabei können beispielsweise präoperative Daten in dem realen Umfeld während der Operation visualisiert werden.

2.2 Augmented Reality

Unter AR versteht man die computergestützte Erweiterung der Realität in Echtzeit [18]. Die chirurgische AR basiert dabei oftmals auf präoperativen Bilddaten. Da die Realität dabei nur um einzelne virtuelle Objekte ergänzt wird, befindet sich AR im in Abbildung 2.2 dargestellten Realitäts-Virtualitäts-Kontinuum nach Paul Milgram et al., 1994 [19] näher bei der Realität und lässt sich der gemischten Realität zuordnen. Im Kontrast zu Virtual Reality kann der Nutzer die reale Welt noch sehen, die virtuellen Objekte werden dabei an den realen ausgerichtet und koexistieren mit diesen [20]. Somit verschmilzt die Realität mit der Virtualität.

Um die virtuellen Inhalte an der korrekten Position anzeigen zu können, müssen die entsprechenden Freiheitsgrade zwischen den virtuellen Daten und dem realen Umfeld bestimmt werden. Neben dieser Positionsbestimmung und daraus folgenden Verankerung

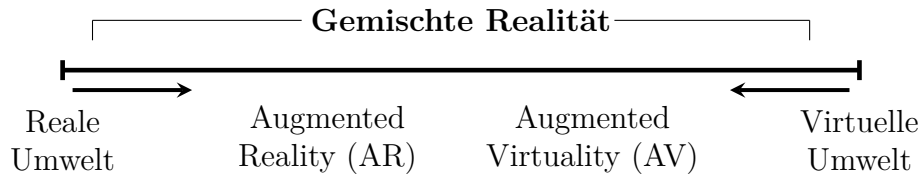


Abbildung 2.2: Realitäts-Virtualitäts-Kontinuum nach [19]

der virtuellen Objekte in der Realität muss auch die Position des Betrachters in Echtzeit getrackt werden. Dies resultiert daraus, dass die Visualisierung des virtuellen Inhalts vom Blickpunkt des Betrachters abhängig ist [21].

Anschließend müssen die virtuellen Inhalte perspektivisch korrekt in der realen Umgebung dargestellt werden. Dafür gibt es drei verschiedene Möglichkeiten:

Die erste Möglichkeit besteht in der Projektion. Die Daten werden auf die reale Zielstruktur projiziert, sodass diese selbst als Bildschirm dient [22]. Im medizinischen Kontext können so anatomische Informationen auf die Haut eines Patienten projiziert werden.

Die zweite Visualisierungsmöglichkeit ist das Video See-Through [23]. Die reale Umgebung wird mittels einer Videokamera aufgenommen und in Form eines Videos in Echtzeit dargestellt und simultan erweitert. So können perspektivisch korrekt zusätzliche Inhalte in der betrachteten Szene auf einem Bildschirm dargestellt werden.

Das optische See-Through bildet die letzte Visualisierungsmöglichkeit [22]. Dafür muss kein Video aufgenommen werden, sondern die Realität kann direkt durch eine semitransparente, vor der Szene platzierte Fläche hindurch wahrgenommen werden. Auf dieser Fläche werden zusätzlich die virtuellen Inhalte dargestellt, sodass diese sich mit der realen Umwelt überlagern. Ein Beispiel hierfür sind Datenbrillen, sogenannte Head-Mounted-Displays.

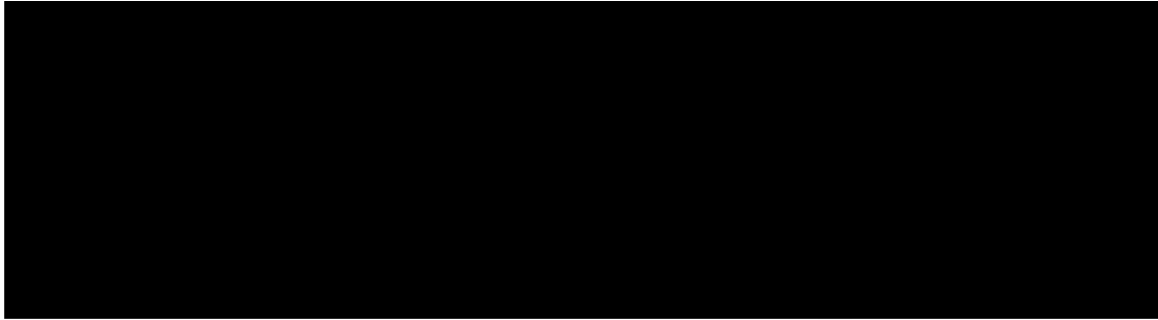
In dem in dieser Arbeit behandelten Anwendungskontext kann während der Operation die relevante Umgebung ausschließlich mithilfe einer Kamera in Form eines Laparoscops auf einem Bildschirm betrachtet werden. Somit dient das Video als reale Umwelt und das Video-See-Through ist eine sinnvolle Möglichkeit, um die AR Inhalte zu visualisieren.

2.3 Tracking

Um die AR Inhalte in dem Video-See-Through korrekt rendern zu können, muss dauerhaft die Position und Orientierung der Kamera und somit der Blickpunkt des Betrachters so genau wie möglich bestimmt werden [24]. Diesen Vorgang nennt man Tracking. Es muss folglich für jeden Zeitpunkt die Transformation zwischen Kamerakoordinatensystem und dem Koordinatensystem des virtuellen Raums bekannt sein.

Da auch die Positionen und Orientierungen von chirurgischen Instrumenten in der Anwendung von Bedeutung sein können, können diese ebenfalls getrackt werden.

Eine Möglichkeit für das Tracking bietet das, in Abbildung 2.3 dargestellte, optische Tracking. Dieses besteht aus zwei kalibrierten Kameras, die mit einem infrarot emittierenden System verbunden sind (siehe Abbildung 2.3a) und aus Markern, die an den zu trackenden Elementen befestigt sind [17]. Dabei sind die Marker in vordefinierten Geometrien ausgerichtet, sodass verschiedene getrackte Elemente unterschieden werden können [22]. Durch Triangulierung der von beiden Kameras erkannten Positionen können die 3D Positionen der Marker im Raum bestimmt werden.



(a) Optische Trackingkameras

(b) Passive optische Marker

Abbildung 2.3: Bestandteile des optischen Trackingsystems [25]

Verschiedene optische Trackingsysteme unterscheiden sich oftmals durch die Art der Marker. Es wird zwischen aktiven Markern wie LEDs und passiven Markern wie beispielsweise den in Abbildung 2.3b dargestellten retroreflektierenden Kugeln unterschieden [26].

Eine andere mögliche Variation des optischen Trackings ist das sogenannte inside-out Tracking. Im Gegensatz zum zuvor vorgestellten outside-in Tracking (Kameras zeigen von außen auf das getrackte Objekt) wird hier die Kamera mit dem getrackten Objekt verbunden und observiert Marker aus der Umgebung, wodurch die Position der Kamera bestimmt wird.

Vorteil des optischen Trackings ist die sehr hohe Genauigkeit [22]. Diese wird jedoch dadurch verschlechtert, dass die Marker aufgrund ihrer Größe oftmals nicht direkt an der zu trackenden Position befestigt werden können, sondern an einem anderen Ende des Gerätes. Dadurch wird eine Kalibrierung notwendig, die zu Ungenauigkeiten führen kann [22]. Zusätzlich ist eine dauerhafte freie Sichtlinie zwischen Kameras und Markern notwendig, diese ist im chirurgischen Umfeld schwierig realisierbar [17].

Die Problematik der Notwendigkeit einer freien Sichtlinie kann durch elektromagnetisches Tracking überwunden werden. Diese Form der Positionsbestimmung wird durch einen Feldgenerator zur Erzeugung eines Magnetfeldes, der in der Nähe des Patienten positioniert wird, und elektromagnetischen Sensoren realisiert [17]. Durch das magnetische Feld wird ein Strom mit unterschiedlichen Spannungen in den Sensoren induziert. Dadurch können deren Positionen berechnet werden.

Da die Marker deutlich kleiner sind als die des optischen Trackings, können sie direkt an der zu trackenden Stelle befestigt werden, sodass keine weitere Kalibrierung notwendig ist und auch flexible chirurgische Instrumente getrackt werden können [22]. Jedoch ist die Genauigkeit des elektromagnetischen Trackings geringer als die des optischen Trackings. Zusätzlich ist das Tracking sehr empfindlich gegenüber Störungen, wenn sich beispielsweise magnetische Objekte im Bereich des magnetischen Feldes befinden [26].

Eine weitere Trackingalternative ist das mechanische Tracking. Der zu trackende Punkt ist dabei mechanisch durch einen beweglichen Arm mit dem Referenzpunkt verbunden. Die rotatorischen und translatorischen Parameter der Transformation können mithilfe von Sensoren wie Potentiometern und dem von jedem Gelenk gebildeten Winkel bestimmt werden. Dadurch ist eine hohe Genauigkeit möglich [22]. Jedoch ist die Bewegungsfreiheit durch die Freiheitsgrade und die Größe des Arms beschränkt, wodurch das Arbeitsvolumen klein ist [27].

Bei dem akustischen Tracking werden Ultraschallwellen für die Positionsbestimmung verwendet. Dabei werden entweder Phasen- oder Laufzeitunterschiede von Schallwellen genutzt [24]. Es werden jeweils durch Sender (Lautsprechern) Schallwellen emittiert und von Empfängern (Mikrofonen) aufgenommen.

Bei den Phasenkoherenz-Trackern wird die Differenz der Phase einer Referenzschalwelle und der emittierten Schallwelle verglichen, diese Differenz repräsentiert Bewegung, sodass ein initialer Wert aktualisiert werden kann [27].

Bei den Time-of-Flight-Trackern wird die Zeit, die zwischen dem Entsenden und Empfangen der periodischen Schallimpulse liegt, zur Berechnung der Entfernung verwendet. Dabei werden drei Sender und drei Empfänger für die Bestimmung der sechs Freiheitsgrade benötigt [27].

Der entscheidende Nachteil dieser Methode ist, dass sie nicht zuverlässig funktioniert, wenn sich Hindernisse zwischen den Sendern und Empfängern befinden und somit kein Tracking innerhalb eines Körpers möglich ist [28].

3 Stand der Technik

Ein wichtiges Kriterium für AR in der Chirurgie ist die Genauigkeit [22]. Diese steht in Abhängigkeit zur Bestimmung der Position der virtuellen Daten in der Realität, also der präoperativen Daten im Frame des AR Displays [17]. Den Vorgang, der zur Bestimmung der Freiheitsgrade und somit zur optimale Abbildung der realen und virtuellen Modelle aufeinander führt, nennt man Registrierung. Dabei werden die unterschiedlichen Daten so in einem einzelnen Koordinatensystem ausgerichtet, dass die räumliche Lage von korrespondierenden Punkten exakt übereinstimmt [29].

Es gibt unterschiedliche Arten der Registrierungsverfahren. Diese unterscheiden sich in den verwendeten Merkmalen und durch die erforderlichen Nutzerinteraktion. Das Spektrum der Interaktivität reicht dabei von rein manuellen bis zu fast vollständig automatisierten Verfahren. Es lässt sich zwischen manueller, punktbasierter, oberflächenbasierter und volumenbasierter Registrierung unterscheiden. Registrierungsverfahren können rigide oder nicht rigide sein. Bei rigiden Verfahren wird die Abbildung der Modelle allein durch Rotation, Translation und Skalierung bestimmt. Bei nicht rigiden Verfahren kommt die Komponente der Verformung hinzu, da das Modell als nicht starr angenommen wird. Im Rahmen dieses Projekts werden die Modelle als starr angenommen, sodass Verformungen vernachlässigt werden können.

Nachfolgend wird der Stand der Technik für Registrierungsverfahren von AR Inhalten betrachtet. Dabei werden manuelle, punktbasierte, oberflächenbasierte, voxelbasierte und volumenbasierte Methoden vorgestellt.

3.1 Manuelle Registrierung

Bei der rein manuellen Registrierung werden die Freiheitsgrade ausschließlich durch den Nutzer bestimmt. Dabei kann beispielsweise ein transparentes Modell mithilfe verschiedener Input-Möglichkeiten verschoben werden.

Es gibt vielfältige Möglichkeiten für die Eingabe zur Anpassung von Freiheitsgraden. Beispielsweise kann die Tastatur verwendet werden, um mittels verschiedener Tasten die Freiheitsgrade individuell anzupassen. Bei einem Multitouch Display können Bewegungen eines Fingers oder mehrerer Finger in bestimmter Relation zueinander unterschiedliche intuitive Eingaben ermöglichen. Mithilfe einer Maus kann Translation mittels Drag-and-Drop

und Rotation mittels einer auf dem Bildschirm angezeigten Rollkugel realisiert werden [24]. Auch Gesten oder Spracheingaben können als manueller Input verwendet werden. Eine weitere Möglichkeit bieten auch bereits in den Workflow integrierte, getrackte chirurgische Instrumente, die durch gezielte Bewegungen den virtuellen Inhalt an der gewünschten Stelle verankern können. [30]

Manuelle Registrierungsverfahren werden meistens in klinischen Studien eingesetzt, da sie leicht zu implementieren, leicht zu zertifizieren und robust sind [5]. Diese Registrierungsverfahren haben zusätzlich den Vorteil, dass Modifikationen in Echtzeit möglich sind [17]. Zusätzlich wird der Kontakt mit dem Organ vermieden, sodass Sterilität bewahrt werden kann [31].

3.2 Punktbasierte Registrierung

Bei der punktbasierten Registrierung werden einzelne Punkte des virtuellen Modells in der Realität ausgewählt. Dazu werden intrinsische oder extrinsische Marker am virtuellen Modell selektiert und den korrespondierenden Markern in der Realität zugeordnet. Die Zuordnung kann dabei entweder durch einen getrackten Zeigestab oder auch besonders bei extrinsischen Markern durch bildgebende Verfahren erfolgen. Es wird die Transformation bestimmt, die die quadratischen Abstände zwischen korrespondierenden Markern minimiert. Für diese eindeutige Zuordnung werden mindestens drei Marker benötigt, wobei mehr Marker die Genauigkeit erhöhen können. Das Verfahren nähert sich iterativ dem besten Ergebnis.

Es können auch noch manuelle Anteile zu dieser Form der Registrierung hinzugefügt werden. Dafür kann zum Beispiel nur ein einzelner Marker gesetzt werden, durch den die translatorischen Parameter ermittelt werden. Die Rotation wird anschließend mithilfe einer Rollkugel realisiert [32].

Punktbasierte Methoden werden vor allem dann angewendet, wenn es sich um starre Strukturen handelt [17]. Das chirurgische Ziel sollte in einer relativ unbeweglichen Position innerhalb der OP sein und sich zwischen präoperativem und intraoperativem Zustand kaum bewegen [29].

Im Gegensatz zur manuellen Registrierung sind hier keine Echtzeitanpassungen möglich, da der Markerauswahlprozess und dessen Verarbeitung zu zeitaufwendig ist [17].

3.3 Oberflächenbasierte Registrierung

Bei der oberflächenbasierten Registrierung wird versucht, den Abstand zwischen zwei Oberflächen zu minimieren, die als Punktwolken dargestellt werden.

Die oberflächenbasierte Registrierung wird vor allem angewendet, wenn keine intuitiv identifizierbaren anatomischen Marker vorhanden sind und das Anbringen extrinsischer Marker nicht möglich ist [33].

3.3.1 Algorithmus zur Transformationsbestimmung

Bei den häufigsten Methoden für die Bestimmung der sechs Freiheitsgrade der Transformation bei der oberflächenbasierten Registrierung handelt es sich um sogenannte distanzbasierte und wahrscheinlichkeitsbasierte Ansätze.

Bei den distanzbasierten Algorithmen werden innerhalb der Punktwolken korrespondierende Punkte identifiziert und die Transformation gesucht, die zur Minimierung der quadratischen Abstände der Punktpaare führt [34]. Die bekanntesten Algorithmen hierbei sind der Head-and-Hat und der Iterative Closest Point Algorithmus [35].

Der von Pelizzari et al. [36] vorgestellte Head-and-Hat Algorithmus war einer der ersten distanzbasierten Registrierungsalgorithmen. Es werden zwei äquivalente Flächen als Head (Kopf) und Hat (Hut) deklariert. Der Hat wird iterativ transformiert, bis die beste Übereinstimmung auf dem Head gefunden ist. Dabei werden nicht unbedingt die nächsten Punkte aus den Punktwolken als Punktpaar gewählt, sondern der Punkt des Hats mit dem Punkt des Heads, der auf der Bahn vom Hatpunkt zum Schwerpunkt des Heads liegt. Dieser Algorithmus ist jedoch aufgrund der Punktpaarbestimmung hauptsächlich für kugelförmige Objekte geeignet [37].

Eine flexiblere Methode wurde von Besl and McKay [38] vorgestellt, der Iterative Closest Point Algorithmus (ICP). Dieser ist ein zweistufiges Verfahren, das aus der Suche nach dem nächsten Punktpaar und der Suche nach der besten Transformation, die den Abstand zwischen den Punktepaaren minimiert, besteht. Die Suche wird beendet, wenn ein lokales Minimum gefunden wird [39]. Dabei hängt die Qualität von der initialen Transformation und der Verteilung der Punkte und Regionen ab [40]. Dieser Algorithmus bietet den Vorteil, sehr gute Registrierungsergebnisse bei einer geringen Rechenzeit zu liefern [41].

Wahrscheinlichkeitsbasierte Methoden haben zusätzlich die Möglichkeit, Unsicherheiten wie Rauschen oder Ausreißer zu modellieren, da keine direkten Punktpaare festgelegt werden [42]. Beispiele hierfür sind der Coherent Point Drift und die Normal Distribution Transform. Der Coherent Point Drift ist eine probabilistische Methode mit einer sehr hohen Registrierungsgenauigkeit [43]. Die Punkte einer der beiden Punktwolken werden als Schwerpunkte eines Gaußschen Mischmodells dargestellt. Diese wird dann auf die Datenpunkte der anderen Wolke registriert. Dafür wird iterativ die Transformation gesucht, die die Wahrscheinlichkeit der Übereinstimmung aller Punktpaare maximiert [44]. Dadurch hat diese Methode eine sehr hohe Robustheit gegenüber Ausreißern und Rauschen, jedoch auch eine sehr hohe Laufzeit [41].

Ein anderer probabilistischer Algorithmus, der eine wesentlich geringere Laufzeit hat, ist die Normal Distribution Transform. Die Oberfläche wird in Zellen unterteilt und jeder der Zellen eine Normalverteilung zugewiesen. Diese modelliert die Wahrscheinlichkeit der Messung eines Punktes [45]. Die Modellierung als Gaußsche Verteilung als Annäherung an die realen Daten ermöglicht, dass es eine relativ kleine Anzahl an Verteilungen im Gegensatz zur vollständigen Punktwolke gibt [46]. Dadurch ist dieser Algorithmus insbesondere für große Datenmengen sehr schnell, hat jedoch eine geringe Registrierungsgenauigkeit [47].

3.3.2 Oberflächenrekonstruktion

Für die Aufnahme der Punktwolke zur Beschreibung der Oberfläche gibt es verschiedene Möglichkeiten. Generell kann bei der dafür notwendigen Oberflächenrekonstruktion zwischen taktilen und optischen Verfahren unterschieden werden.

Bei den taktilen Verfahren wird die Organoberfläche mit einem getrackten chirurgischen Instrument abgefahren [48]. Dabei können die in Abschnitt 2.3 beschriebenen Trackingverfahren zur Positionsbestimmung des Instruments verwendet werden. Dadurch können diskrete Punkte auf der Oberfläche aufgenommen und durch sukzessives Abfahren der Oberfläche deren Topologie erfasst werden.

Bei optischen Verfahren hingegen wird die Oberfläche mittels des vom Laparoskop aufgenommenen Bildes rekonstruiert. Dabei kann zwischen aktiven und passiven Verfahren unterschieden werden [49].

Bei aktiven Verfahren werden lediglich das von dem Laparoskop aufgenommene Bild und vorhandene Lichtquellen benötigt [50]. Dabei wird die Rekonstruktion der Oberfläche durch die Identifikation von korrespondierenden Punkten auf mehreren Bildern ermöglicht. Diese können dabei entweder von zwei Kameras in bekanntem Abstand (Stereo-Kamerasysteme) oder von einer Kamera, die an unterschiedlichen Blickpunkten positioniert wird (Structure-from-Motion), aufgenommen werden. Die 3D-Positionen können mithilfe der intrinsischen und extrinsischen Kameraparameter und den Positionen in den jeweils aufgenommenen Bildern trianguliert werden.

Für die passiven Rekonstruktionsverfahren wird zusätzlich kontrolliertes Licht in die Szene eingebracht [49]. Dafür kann beispielsweise strukturiertes Licht verwendet werden, um die Tiefeninformationen der Bildpunkte erhalten zu können. Mittels einer externen Lichtquelle, die in den Bauchraum eingeführt wird, kann ein Muster mit einer bekannten Geometrie auf die Organoberfläche projiziert werden [50]. Die 3D-Positionen können dann entweder über ein Stereo-Laparoskop oder durch das Tracken des Laparoscops und des Projektors trianguliert werden [51]. Eine andere aktive Methode ist die Time-of-Flight Oberflächenrekonstruktion. Dabei hilft eine spezielle Kamera die Tiefeninformationen in Echtzeit zu generieren [49]. Die Organoberfläche wird mit nahem Infrarotlicht angestrahlt.

Die Tiefeninformationen können darauf hin entweder durch Zeitmessung zwischen Senden und Empfangen des Lichtimpulses (Pulse-Runtime-Method) oder mithilfe der Phase von amplitudenorientiertem Infrarotlicht (Pulse-Shift-Determination) ermittelt werden [50].

3.4 **Voxelbasierte Registrierung**

Bei voxelbasierten Verfahren werden im Gegensatz zu den zuvor vorgestellten Verfahren bildbasierte Features anstatt modellbasierte Features verwendet [40]. Als Ähnlichkeitsmaße können Voxeligenschaften wie Intensitätsdifferenzen, Varianzen der Intensitätsdifferenzen, Intensitätsverhältnisse und mutual Information verwendet werden [40].

Die bildbasierten Features werden durch Filterung erreicht, da die Bilder nicht notwendigerweise eine direkte Korrespondenz haben. Es sollten jedoch einfache Operationen auf dem Bild ausreichend sein, um die korrespondierenden Informationen zu erhalten.

Voxelbasierte Registrierungsverfahren können gute Ergebnisse liefern, wenn keine charakteristischen Marker vorhanden sind [52].

3.5 **Volumenbasierte Registrierung**

Bei volumenbasierten Verfahren können die gesamten präoperativ gewonnenen Daten genutzt werden [22]. Sie können entweder durch die Lokalisierung von Landmarken oder den Werten von Voxeln durchgeführt werden.

Für volumenbasierte Ansätze wird zusätzliche intraoperative 3D-Bildgebung benötigt [22]. Im Rahmen dieses Projekts beschränkt sich die bildgebende Einheit auf das Laparoskop, sodass diese Registrierungsart vernachlässigt werden kann.

4 Konzeption

Nachfolgend wird auf Basis der zuvor erläuterten Grundlagen ein Registrierungskonzept entworfen. Dabei werden zu Beginn die Kriterien festgelegt und die Registrierungsverfahren hinsichtlich dieser untersucht. Anschließend wird der für die Registrierung benötigte Algorithmus vorgestellt und mögliche Anpassungen des Algorithmus diskutiert.

Dabei ist zu beachten, dass für das Tracking des Laparoscops ein optisches Tracking verwendet wird, da es sich aufgrund der hohen Genauigkeit dieser Trackingmethode um den klinischen Standard handelt.

4.1 Registrierungskonzept

4.1.1 Kriterien

In diesem Projekt soll AR dazu dienen, Chirurgen bei der Reparatur von Schäden an der Niere nach der Tumorsektion zu unterstützen. Somit muss die Registrierung durchgeführt werden, wenn bereits die Gefäße abgeklemmt sind oder Blutungen auftreten können. Daher sollte die Registrierung den Workflow zu diesem kritischen Zeitpunkt der Operation nicht stören. Der Zeitaufwand muss also minimal sein. Jedoch darf dabei nicht die Genauigkeit beeinträchtigt werden.

4.1.2 Auswahl des Registrierungsverfahrens

Die manuelle Registrierung kann abhängig von der erforderlichen Nutzerinteraktion den Workflow negativ beeinträchtigen [22]. Zusätzlich wird viel kognitive Leistung der Nutzenden gefordert, wodurch die Qualität der Ergebnisse von dessen Performance abhängig ist [5].

Die punkt-basierte Registrierung bietet den Vorteil, dass es meist intuitiver ist charakteristische Marker auszuwählen, als sechs Freiheitsgrade manuell zu manipulieren [53]. Durch diese teilweise Automatisierung können die Interaktionszeiten reduziert werden [39]. Ein Nachteil dieser Registrierungsmethode ist die Abhängigkeit von der Identifikation von Markern. Insbesondere bei der markerlosen Zuordnung kann bei der Niere das Ausmachen

von spezifischen intrinsischen Markern schwierig sein, da die relativen Positionen zu externen Strukturen dynamisch sind [29]. Dadurch kann die Zuordnung ungenau sein und Feinjustierung erfordern [33].

Bei der oberflächenbasierten Registrierung kann die Registrierungsgenauigkeit verbessert werden, da Oberflächen oftmals besser unterscheidbar sind als einzelne Landmarken [39]. Für die Registrierung werden jedoch geometrisch unterschiedliche Oberflächen benötigt, da es bei rotationssymmetrischen Objekten viele Möglichkeiten gibt, den Abstand zwischen den Punktwolken zu minimieren [1]. Dadurch ist es möglich, dass der Algorithmus in einem inkorrekten lokalen Minimum stoppt. Dies kann jedoch durch einen guten Startwert verhindert werden.

Dadurch, dass die präoperativen Daten und das laparoskopische Bild wenige gemeinsame Eigenschaften teilen, ist es bei der voxelbasierten Registrierung schwierig, diese Gemeinsamkeiten im Sichtfeld zu lokalisieren [54]. Aus diesem Grund wurde sich gegen die inhaltsbasierte Registrierung entschieden.

Insbesondere die punktbasierte und oberflächenbasierte Registrierung bieten somit Vorteile, aber auch Nachteile. Um die Vorteile optimal nutzen und die Nachteile bestmöglich reduzieren zu können, wurde sich für eine Kombination dieser Registrierungsmethoden entschieden.

Die oberflächenbasierte Registrierung bietet bei einer markerlosen Registrierung die höchste Genauigkeit, benötigt jedoch eine gute Initialisierung. Diese kann in Form von einer groben Registrierung, die manuell oder punktbasiert durchgeführt wird, realisiert werden. Allerdings besitzt diese Registrierung den Nachteil, zeitintensiv zu sein. Damit dies nicht den Workflow zu kritischen Zeitpunkten stört, wird die Registrierung, wie in Abbildung 4.1 dargestellt, in zwei Stufen unterteilt.

Die erste Stufe findet in der Phase der intraoperativen Planung statt. Zu diesem Zeitpunkt ist es möglich, ungeachtet vom Zeitaufwand eine möglichst genaue Registrierung zu realisieren. Somit ist eine wie in Abbildung 4.1a dargestellte oberflächenbasierte Registrierung mit einer Vorregistrierung möglich. Die initiale Ausrichtung wird dabei mithilfe einer punktbasierten Registrierung mit intrinsischen Markern durchgeführt.

Auf Basis dieser Registrierung können Punkte gleichzeitig sowohl auf dem virtuellen als auch auf dem realen Modell definiert und markiert werden (siehe Abbildung 4.1b). Diese Punkte dienen anschließend, nach der Tumorsektion und somit zum eigentlichen Registrierungszeitpunkt, als Marker für eine punktbasierte Registrierung (siehe Abbildung 4.1c). Da diese nicht von anatomischen Landmarken abhängig, sondern durch exakte Punkte definiert ist, kann eine genaue Registrierung möglich werden. Zusätzlich kann der Zeitaufwand minimiert werden, da die Marker intuitiver identifizierbar sind.

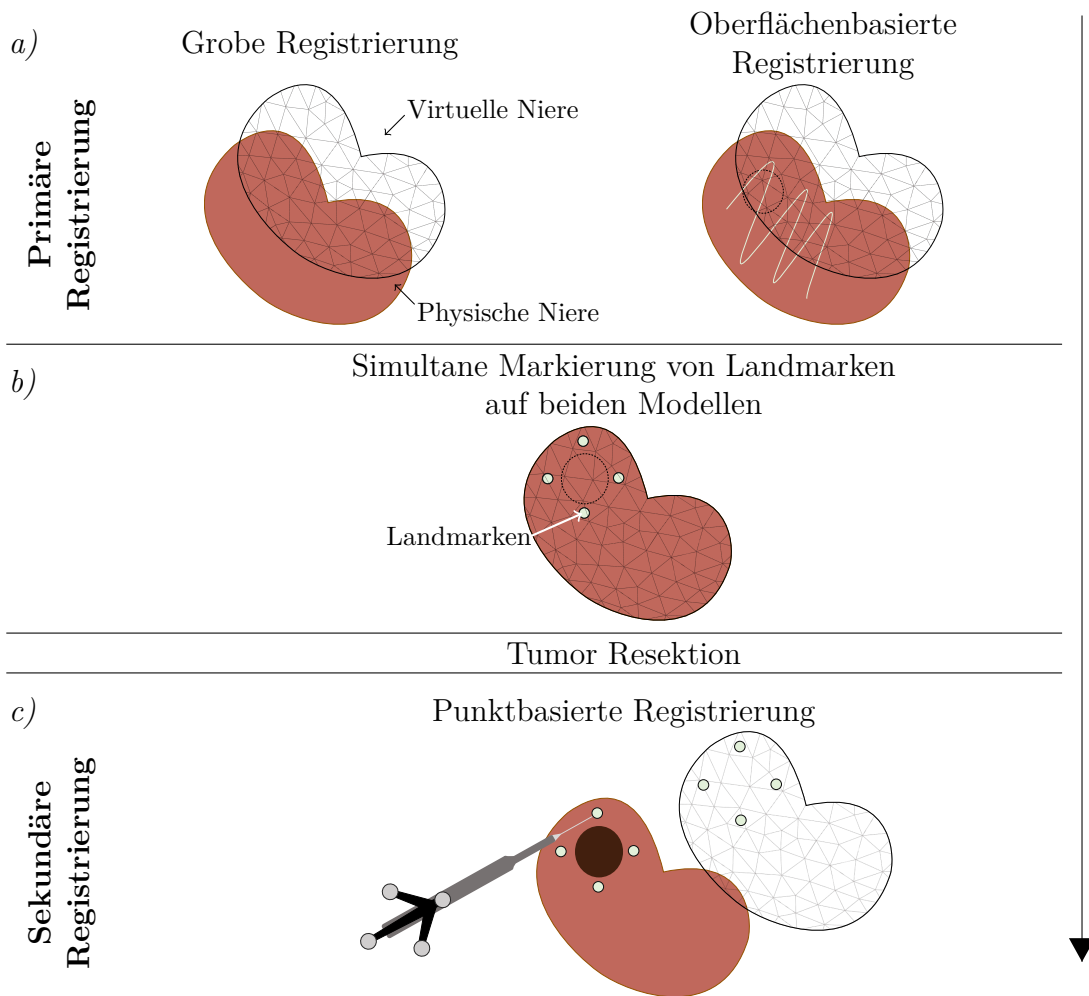


Abbildung 4.1: Überblick über zweistufiges Registrierungskonzept

Für die Markierung der Punkte können beispielsweise die von Wild et al. [55] vorgestellten fluoreszierenden Marker verwendet werden. Diese können mithilfe eines Fibrinklebers auf der Organoberfläche befestigt werden. Die fluoreszierenden Marker bieten gegenüber herkömmlichen invasiven Nadelmarkern den Vorteil, besser im Sichtfeld lokalisierbar zu sein, das Gewebe nicht zu verletzen und nach der Operation nicht entfernt werden zu müssen, da sie biologisch abbaubar sind [56].

4.1.3 Aufnahme der Oberfläche

Für die oberflächenbasierte Registrierung müssen die Punktwolken, die die Oberfläche beschreiben, rekonstruiert werden. Dazu können, wie in Abschnitt 3.3.2 beschrieben, unterschiedliche Verfahren verwendet werden.

Da für das Tracking des Laparoscops, um die AR Inhalte zu rendern, bereits ein optisches Trackingsystem vorhanden ist, wird dieses auch genutzt, um ein taktiles Aufnahmeverfahren zu realisieren.

4.1.4 Auswahl des Algorithmus

Für die oberflächenbasierte Registrierung können wie bereits in Abschnitt [3.3.1](#) beschrieben verschiedene Algorithmen verwendet werden. Das Ziel ist es, einen Algorithmus zu finden, der eine sehr hohe Registrierungsgenauigkeit liefert, dabei jedoch eine kurze Rechenzeit benötigt, um den Vorgang der Registrierung möglichst kurz halten zu können.

Aufgrund der Flexibilität des ICPs, der eine genaue Anpassung an die Anwendung ermöglicht, und das sehr gute Verhältnis zwischen Genauigkeit und Rechenzeit wurde sich für die Implementierung dieses Algorithmus entschieden.

4.2 Iterative Closest Point Algorithmus

Da es sich bei dem ICP um einen sehr anpassbaren Algorithmus handelt, können unterschiedliche Variationen verwendet werden, dessen grundlegende Funktionsweisen identisch sind. Die wichtigsten Variationen bestehen dabei aus [57](#):

1. Auswahl der Punkte in beiden Meshes
2. Kriterien für das Finden der korrespondierenden Punkte
3. Gewichtung der Punktpaare
4. Ablehnung von Ausreißerpunktpaaren
5. Fehlerberechnung der aktuellen Transformation und Fehlerminimierung

Diese Aspekte werden im Folgenden analysiert, um die optimale Variation des ICP für diesen Anwendungsfall zu bestimmen.

4.2.1 Auswahl der Punkte in beiden Meshes

Es gibt unterschiedliche Möglichkeiten, Punkte aus den beiden Oberflächen Meshes auszuwählen, die als Grundlage für die Registrierung dienen.

Zum einen könnten alle verfügbaren Punkte für die Registrierung verwendet werden [38](#). Zum anderen können einheitliche [58](#) oder sich zufällig in jedem Iterationsschritt ändernde Untermenge für die Registrierung genutzt werden [59](#).

Durch die taktile Punktaufnahme und den limitierten Zugang zur Niere während der Operation kann nur eine geringe Anzahl an Punkten aufgenommen werden. Es handelt sich somit ohnehin um eine Untermenge an Punkten, die die Oberfläche der Niere repräsentieren. Um diese nicht weiter zu limitieren, werden alle aufgenommenen Punkte für die Registrierung verwendet.

Für die Punktwolke zur Beschreibung der virtuellen Niere werden die Positionen der

Vertices des Meshmodells verwendet. Eine Auswahl der Untermenge dieser Punkte würde einen weiteren Zeitaufwand mit sich ziehen. Da die Ergebnisse durch eine Auswahl einer Untermenge nicht signifikant verbessert werden können [57] werden auch für die Punktwolke der Oberfläche des virtuellen Modells alle Punkte für die Registrierung verwendet.

4.2.2 Suche nach Punktpaaren

Der erste Schritt des ICP besteht darin, korrespondierende Punktpaare aus den Punktwolken $\mathbb{P} = \{p_1, p_2, \dots, p_n\}$ und $\mathbb{Q} = \{q_1, q_2, \dots, q_n\}$ zu identifizieren, zwischen denen der Abstand minimiert wird, um die Oberflächen bestmöglich zu überlagern.

Dabei gibt es grundsätzlich zwei Methoden, korrespondierende Punkte zu finden. Bei der ersten Methode handelt es sich um das in Abbildung 4.2a dargestellte Normal Shooting. Hier wird für jeden Punkt p die Oberflächennormale n gebildet. Das Punktpaar besteht dann aus diesem Punkt p und dem Punkt, an dem n die Oberfläche \mathbb{Q} schneidet.

Die andere Methode ist das in Abbildung 4.2b dargestellte Nächste-Nachbar-Suche. Dabei wird für jeden Punkt p der Punkt aus \mathbb{Q} mit dem geringsten Abstand gesucht.

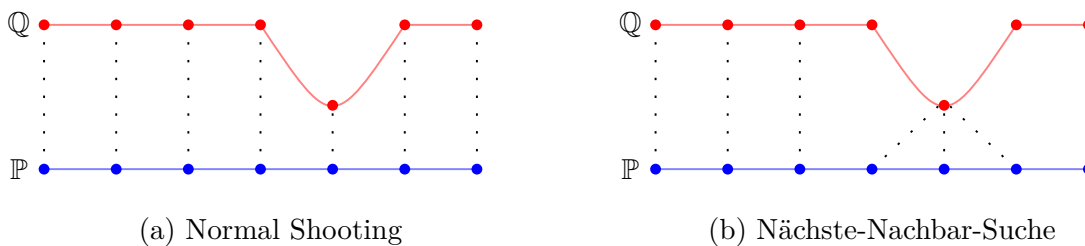


Abbildung 4.2: Vergleich der unterschiedlichen Suche nach korrespondierenden Punkten

Das Normal Shooting ist zwar schneller, jedoch ist die Nächste-Nachbar-Suche bei komplexen Geometrien robuster [57], sodass sich für letztere Methode entschieden wurde.

Um den nächsten Nachbarn zu finden, gibt es verschiedene Möglichkeiten.

Die einfachste Methode ist eine sogenannte Brute Force Search. Es wird der Abstand zwischen p und allen Punkten in \mathbb{Q} berechnet und der Punkt q mit dem geringsten Abstand ausgewählt. Somit ist die Suchdauer für jeden Punkt p linear von der Anzahl an Punkten in \mathbb{Q} abhängig [60], was bei großen Punktwolken unpraktikabel ist.

Eine weitere Möglichkeit bildet ein sogenannter kd-Baum [61]. Dieser wird in Abbildung 4.3 dargestellt. Für die Suche nach dem nächsten Nachbarn wird \mathbb{Q} in Gruppen unterteilt, sodass möglichst viele Punkte aus der Suche ausgeschlossen werden können, wodurch die Anzahl an Distanzenberechnungen reduziert wird. Die Gruppierung wird mithilfe eines sogenannten Binary-Space-Partitionings durchgeführt, durch die ein Binärbaum, der sogenannte kd-Baum, entsteht.

In 2D erfolgt diese Gruppierung, indem der Median der ersten Koordinate aller Punkte aus \mathbb{Q} bestimmt wird. Dieser Punkt bildet dann die sogenannte Wurzel des Baums und dient zur ersten Unterteilung. Es entstehen zwei Gruppen: Alle Punkte, deren erste Koordinate kleiner ist als die des Medians, bilden die erste Gruppe. Die restlichen Punkte bilden die zweite Gruppe. Diese Subgruppen werden dann anhand des Medians der zweiten Koordinate erneut unterteilt. Dieser Vorgang wird so lange wiederholt, bis sich nur noch eine bestimmte Anzahl an Punkten in einer Subgruppe befinden, diese wird dann Leaf oder auch Blatt genannt.

In 3D werden Gruppen gebildet, indem \mathbb{Q} nacheinander durch Flächen unterteilt wird, die orthogonal zu den x -, y - und z -Achse sind.

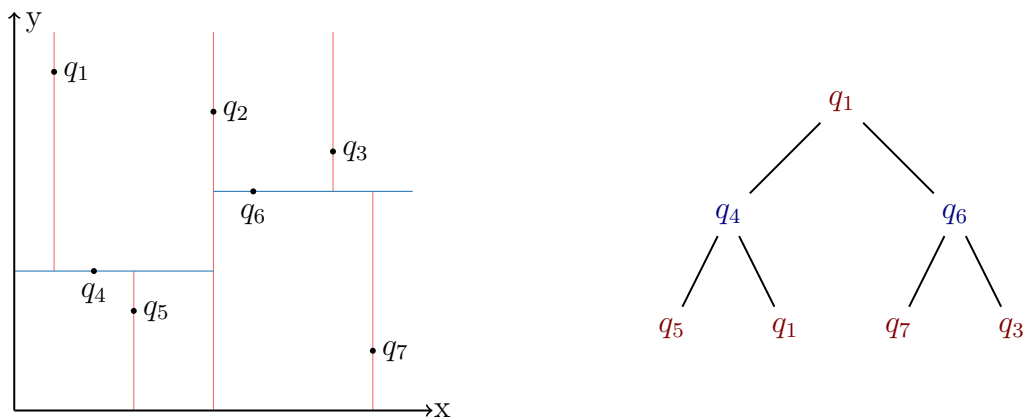


Abbildung 4.3: 2D k-d Unterteilung eines Punktsatzes und zugehöriger k-d-Baum

Durch den kd-Baum kann anschließend mit folgendem Vorgehen für den Punkt p der nächste Nachbar ermittelt werden.

1. Suche nach dem Blatt, dem p angehört, indem von der Wurzel aus an jedem Knoten das Unterteilungskriterium auf p angewendet und somit entschieden wird auf welcher Seite der Unterteilungsfläche sich p befindet.
2. Berechnung der Distanz zwischen p und allen Punkten q innerhalb des Blattes. Auswahl des Punktes mit der geringsten Distanz als aktuell besten Punkt.
3. Ermittlung, ob es noch einen näheren Punkt in einem anderen Blatt geben könnte, indem überprüft wird, ob sich der übergeordnete Knoten innerhalb der der Distanz d , zwischen p und den aktuellen besten Punkt befindet .
 - Übergeordneter Knoten innerhalb der Distanz: Dieser Seitenast muss auch durchsucht werden. Dazu wird das gleiche rekursive Vorgehen verwendet und bei dem Auffinden eines Punktes mit einer geringeren Distanz als d dieser als aktuell bester gewählt und d aktualisiert.
 - Übergeordneter Knoten außerhalb der Distanz: Die anderen von diesem Knoten abgehenden Zweige können ignoriert werden.

4. Dieses Vorgehen wird so lange wiederholt, bis die Abstände zu allen relevanten Punkten aus \mathbb{Q} zu p bestimmt wurden und somit der aktuell beste Punkt als nächster Nachbar festgelegt werden kann.

Es gibt Variationen dieses Vorgehens. Beispielsweise kann nicht nur der nächste Punkt, sondern die k -nächsten Punkte bestimmt werden, indem k -Anzahl an aktuell besten Punkte gespeichert werden. Des Weiteren kann die Suche vereinfacht werden, indem nur nach dem ungefähr nächsten Nachbarn gesucht wird, der dem nächsten Punkt im zugehörigen Blatt entspricht.

Da für die Registrierung nur der nächste Nachbar des gesuchten Punktes ermittelt werden muss, wurde sich für einen normalen kd-Baum entschieden.

4.2.3 Gewichtung der Korrespondenzen

Eine weitere Variation des ICP Algorithmus besteht in der Gewichtung der einzelnen Punktpaare. Diese können entweder alle gleich oder anhand der Zuverlässigkeit des Paares gewichtet werden. Somit könnten Paare geringer gewichtet werden, wenn sie eine große Punkt-zu-Punkt Distanz aufweisen oder die Normalen inkompatibel sind [62].

Jedoch erhöhen diese Gewichtungen die Komplexität des Algorithmus stark, ohne dabei die Genauigkeit signifikant zu verbessern [57]. Somit wird eine konstante Gewichtung für alle Punktpaare angewendet.

4.2.4 Ablehnung von Punktpaaren

Eine andere Methode neben der Gewichtung der Punktpaare, um das Finden der korrekten Transformation durch Erhöhung der Sicherheit korrekter Punktpaare zu ermöglichen, ist die Ablehnung von bestimmten Punktpaaren.

Möglichkeiten wären dafür beispielsweise die Ablehnung von Punktpaaren, deren Punkte in den Rändern der Oberflächen sind (siehe Abbildung 4.4a) oder die Ablehnung von Punktpaaren, deren Punkte weiter als eine gegebene Distanz voneinander entfernt sind (siehe Abbildung 4.4b).

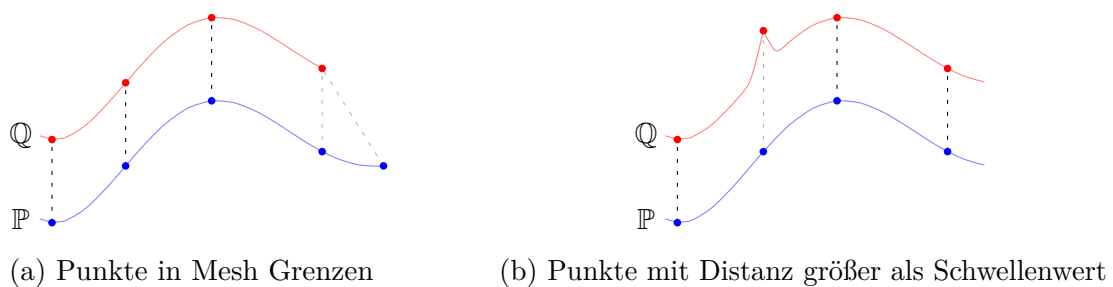


Abbildung 4.4: Verschiedene Kriterien für die Ablehnung von Punktpaaren

Die Ablehnung von Punktpaaren, deren Punkte sich an den Rändern der Oberflächen befindet, ist bei sich nur teilweise überlappenden Oberflächen sinnvoll [57]. Wenn hier die Oberfläche \mathbb{P} größer ist, entstehen sonst falsche Korrespondenzen mit den Randpunkten von \mathbb{Q} , da es keinen korrespondierenden Punkt auf den Oberflächen gibt, sodass der nächste Punkt der Randpunkt von \mathbb{Q} ist.

In der beschriebenen Anwendung wird es sich jedoch bei der kleineren Punktwolke um \mathbb{P} handeln, sodass für jeden der Punkte ein korrespondierender Punkt gefunden werden kann und die Ablehnung von Punktpaaren, die Randpunkte beinhalten, nicht notwendig ist.

Im Gegensatz dazu ist die Ablehnung von Punktpaaren, deren Distanz größer als ein bestimmter Grenzwert ist, nicht nur für teilweise überlagernde Oberflächen nutzbar. Diese Methode ermöglicht es, Ausreißer zu identifizieren, da deren Entfernung zum nächsten Nachbarn groß ist.

Durch die manuelle Aufnahme der Nierenoberfläche können solche Ausreißer beispielsweise durch verspätetes Stoppen der Punktaufnahme entstehen, sodass Punkte aufgenommen werden, die nicht die Nierenoberfläche repräsentieren. Damit durch diese Punkte nicht die Genauigkeit der Registrierung beeinträchtigt wird, wird die Ablehnung der Punktpaare implementiert.

4.2.5 Fehlerberechnung und Fehlerminimierung

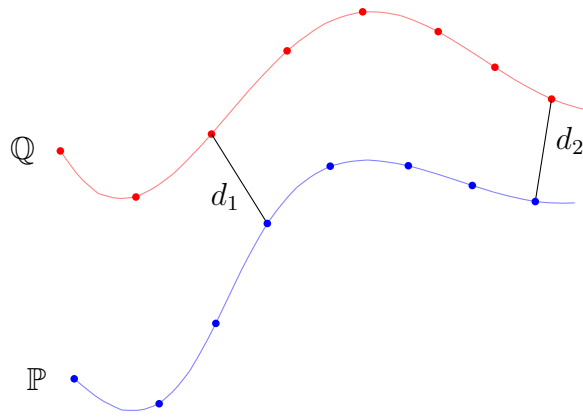
Es muss eine objektive Funktion bestimmt werden, die in jedem Iterationsschritt minimiert wird. Die erste Möglichkeit dazu ist die Punkt-zu-Punkt Minimierung. Hier werden die quadratischen Abstände zwischen den Daten und den Modellpunkten minimiert (siehe Abbildung [4.5]). Der zu minimierende Fehler lässt sich entsprechend Formel [4.1] berechnen.

$$E = \sum_{i=1}^N \left\| R p_i + \vec{T} - q_i \right\|^2 \quad (4.1)$$

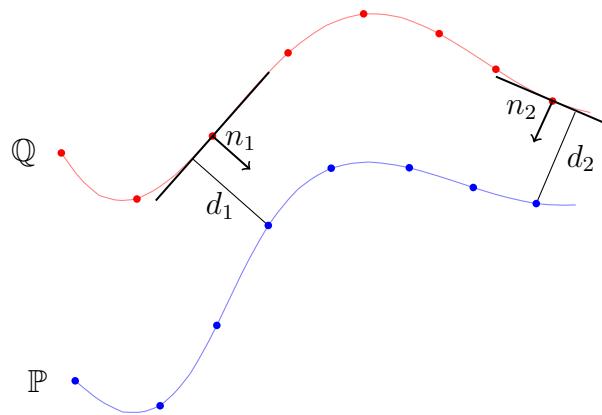
Dabei beschreiben p_i und q_i die korrespondierenden Punkte der Punktvolken \mathbb{P} und \mathbb{Q} , \vec{T} die Translation und R die Rotation. Physikalisch kann dies als gesamte potenzielle Energie von Federn, die zwischen den Punkten angebracht sind, visualisiert werden [63].

Die andere Möglichkeit stellt die in Abbildung [4.6] dargestellte Punkt-zu-Ebenen Minimierung dar. Diese minimiert die Summe der Distanzen von Datenpunkten zu den Tangentenflächen des jeweiligen Punktpartners. Der Fehler wird durch Formel [4.2] dargestellt.

$$E = \sum_{i=1}^N \left[(R \cdot p_i + \vec{T} - q_i) \cdot \vec{n}_i \right]^2 \quad (4.2)$$

Abbildung 4.5: Punkt-zu-Punkt Fehler zwischen den Oberflächen \mathbb{P} und \mathbb{Q}

Dabei beschreibt \vec{n}_i die Normale des Punktes q_i . Physikalisch kann dies als gesamte potenzielle Energie von Federn, die sich auf der Tangentenfläche des zugehörigen Punktes frei bewegen können und an den Datenpunkten fixiert sind, visualisiert werden [64].

Abbildung 4.6: Punkt-zu-Ebenen Fehler zwischen den Oberflächen \mathbb{P} und \mathbb{Q}

Die Punkt-zu-Ebenen Minimierung bietet den Vorteil, dass sie weniger abhängig von falschen Punktpaaren ist [64]. Bei der Punkt-zu-Punkt Minimierung wird die Registrierung durch falsche Punktpaare stark verlangsamt, selbst wenn viele Punkte bereits mit ihrem idealen Punktpartner gepaart sind [64].

Bei der Punkt-zu-Ebenen Minimierung können flache Regionen aneinander vorbei gleiten [65]. Ein Punktpartner mit der gleichen Tangentenfläche wie der ideale Punktpartner ist für die Registrierung genauso gut wie der ideale Punktpartner an sich [64].

Da selbst bei kleinen Transformationsunterschieden der beiden Oberflächen viele Punkte nicht mit ihrem idealen Partner gepaart werden können, konvergiert die Punkt-zu-Oberflächen Minimierung oftmals schneller [65]. Aus diesem Grund wurde sich für die Implementierung der Punkt-zu-Ebenen Registrierung entschieden.

5 Umsetzung

Im Folgenden wird die Umsetzung des Registrierungskonzepts dargestellt. Diese besteht im Wesentlichen aus zwei Teilen. Zum einen müssen die unterschiedlichen Registrierungsschritte miteinander verknüpft werden, um das Registrierungskonzept zu bilden. Zum anderen muss die oberflächenbasierte Registrierung implementiert werden. Dies beinhaltet die Extraktion der beiden Oberflächen, die Suche nach korrespondierenden Punktpaaren, die Ablehnung von Ausreißer Punktpaaren, die Berechnung der Transformation und die des zugehörigen Fehlers.

5.1 Technischer Prototyp

Die Implementierung des Registrierungskonzepts erfolgt auf Basis des von Joeres et al. [30] implementierten AR-Prototypen in Unity 2018 (Unity Technologies, USA) .

Dieser Prototyp enthält zum einen die Übertragung der Gerätepositionen des Laparoscops und eines chirurgischen Instrumentes im Raum auf die virtuelle Szene, zum anderen eine Implementierung der punktbasierten Registrierung.

Für das Tracking werden an das Laparoskop und das chirurgische Instrument passive optische Trackingmarker angebracht, die mithilfe einer NDI Polaris Spectra Infrarot-trackingkamera getrackt werden (Northern Digital Inc., Kanada).

Die Position der an dem Instrument angebrachten Markern im Verhältnis zur Instrumentenspitze wird mithilfe der NDI Toolbox Software (Northern Digital Inc., Kanada) durch eine Pivotkalibrierung ermittelt.

Für die Darstellung der AR-Inhalte wird das von dem Laparoskop aufgenommene Bild gemeinsam mit der GUI auf einem Bildschirm angezeigt und mit den virtuellen Inhalten semitransparent überlagert. Für die Implementierung wurde als virtuelles Modell eine aus Computertomographie Datensätzen segmentiertes Oberflächenmesh verwendet. Bei dem Phantom handelt es sich um einen entsprechenden 3D-Druck dieser segmentierten Niere. Es wird ein Einstein Vision© 3.0 Laparoskop (B. Braun Melsungen AG, Deutschland) verwendet, um das Bild aufzunehmen.

5.2 Registrierungskonzept

Um das in Abschnitt [4.1.2](#) vorgestellte Registrierungskonzept realisieren zu können, müssen die unterschiedlichen Registrierungsverfahren miteinander verknüpft werden. Der Ablauf des Registrierungskonzepts wird in Anhang [A.1](#), Abbildung [A.1](#) dargestellt.

Für die Implementierung des Registrierungskonzepts wird zusätzlich die in Anhang [A.2](#), Abbildung [A.2](#) dargestellte Nutzeroberfläche entwickelt. Diese ermöglicht dem Nutzer nachzuvollziehen, in welchem Schritt der Registrierung er sich befindet. Des Weiteren wird durch Buttons die Navigation durch die unterschiedlichen Registrierungsstufen möglich. Neben der Interaktion über Buttons erhält der Nutzer auch die Möglichkeit, über zwei Fußpedale mit dem Programm zu kommunizieren. Das rechte Pedal dient dabei zur Navigation durch die Registrierungsschritte. Die einmalige Bedienung ermöglicht die Bestätigung eines Schrittes, zweifaches das Zurückkehren zu vorherigen Schritten. Das linke Pedal dient zur Punktaufnahme. Sobald dieses Pedal gedrückt wird, werden in den entsprechenden Schritten die Positionen des getrackten Instruments aufgezeichnet. Durch doppeltes Betätigen dieses Pedals können hingegen aufgenommene Punkte wieder gelöscht werden.

5.2.1 Initiale Ausrichtung

Die initiale Ausrichtung für die oberflächenbasierte Registrierung wird mithilfe einer punktbasierte Registrierung realisiert. Diese wird entsprechend der von Joeres et al. [30](#) beschriebenen Implementierung umgesetzt. Dabei wurden an diesem Prototypen Änderungen bezüglich der Punktaufnahme und der Nutzeroberfläche vorgenommen.

Die Registrierung besteht aus zwei Schritten. Da für die Registrierung anatomische Landmarken gewählt werden, müssen diese im ersten Schritt auf dem virtuellen Modell festgelegt werden. Dazu wird das Modell in der Planungsansicht angezeigt (siehe Abbildung [5.1](#)), sodass es mithilfe der Maus verschoben, rotiert und skaliert werden kann. Wenn die virtuelle Niere wie gewünscht ausgerichtet ist, können mittels der Maus Marker an beliebigen Positionen platziert werden.

Diese festgelegten Marker müssen im zweiten Schritt auf dem Phantom identifiziert werden. Dazu werden diese mit einem getrackten chirurgischen Instrument berührt. Da die Punkte in einer vorgegebenen Reihenfolge angetippt werden müssen, erhalten Nutzende ein in Abbildung [5.2](#) dargestelltes farbliches Feedback. Punkte, die noch nicht aufgenommen wurden, sind rot markiert, der Punkt, der gerade angetippt werden soll, ist blau markiert und bereits festgelegte Punkte sind grün markiert.

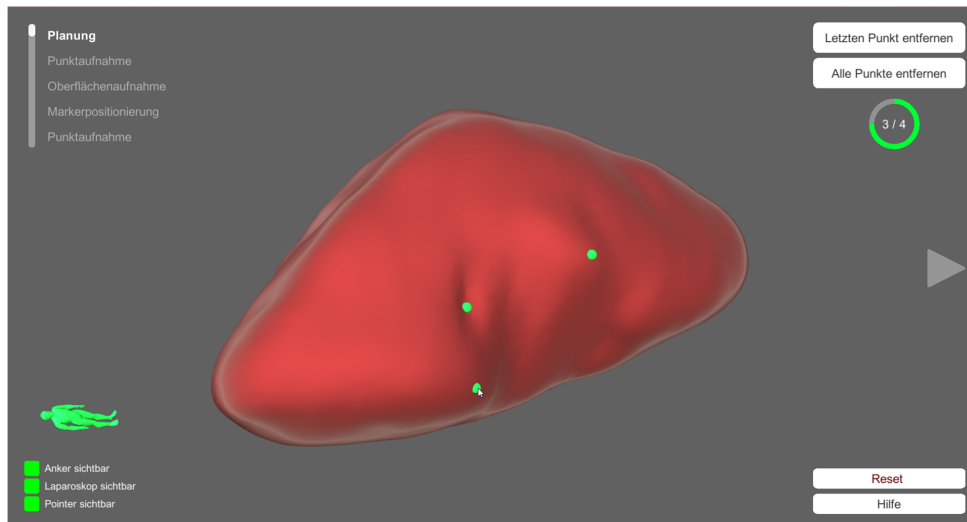


Abbildung 5.1: Nutzeroberfläche zur Positionierung der Marker

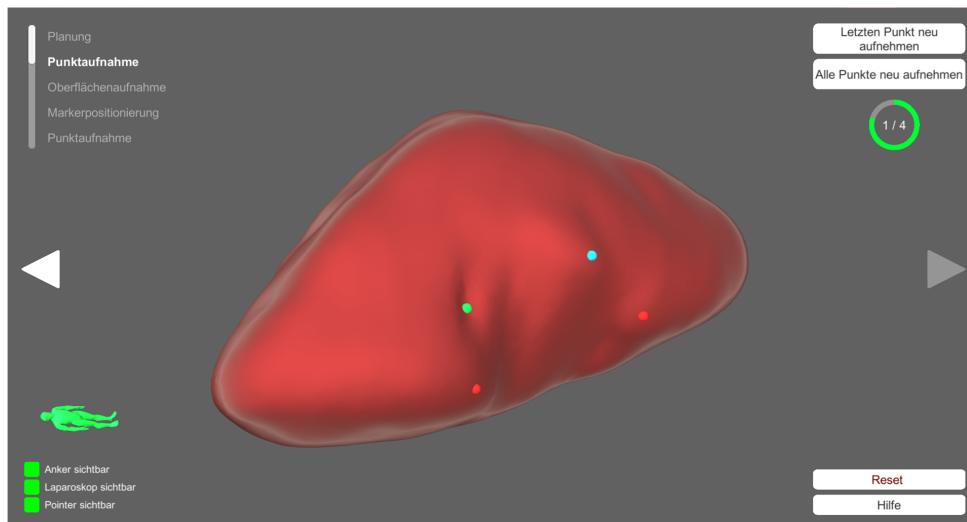


Abbildung 5.2: Nutzeroberfläche zur initialen punktbasieren Registrierung

Zur Aktivierung der Punktaufnahme muss das Fußpedal betätigt werden. Daraufhin wird über eine vorgegebene Anzahl an Frames die Position der Spitze des getrackten chirurgischen Instruments aufgenommen. Der Fortschritt der Aufnahme wird anhand eines Rings visualisiert. Dieser füllt sich über die Aufnahmedauer, sodass bei erfolgreicher Punktaufnahme der Ring vollständig gefüllt ist. Die Bewegung des Instruments muss innerhalb dieses Zeitraums geringer als ein vorgegebener Grenzwert sein, bei Überschreitung des Grenzwertes von 3 mm wird die Aufnahme neu gestartet. Bei erfolgreicher Aufnahme des Punktes wird der Mittelwert aus allen Positionen des Instruments, die über den Zeitraum aufgenommen wurden, gebildet.

Nach der Aufnahme der vier Punkte wird der Kabsch Algorithmus durchgeführt, um den durch Formel [5.1](#) beschriebenen quadratischen Abstand E zwischen den zu Beginn auf dem virtuellen Modell markierten und den auf dem Phantom definierten Punkten zu

minimieren [66].

$$E = \sum_{i=1}^N \left\| Rp_i + \vec{T} - q_i \right\|^2 \quad (5.1)$$

Um die rigide Transformation zu finden, die den Abstand zwischen den korrespondierenden Punkten minimieren, werden zuerst die Schwerpunkte der beiden Punktgruppen bestimmt und anschließend auf den Ursprung verschoben. Durch Singulärwertzerlegung kann die optimale Rotation R und anschließend die Translation T bestimmt werden.

Dadurch erfolgt eine initiale Ausrichtung.

Sowohl bei der Markerpositionierung als auch bei der Punktaufnahme haben Nutzende die Möglichkeit, über Buttons oder das linke Pedal gegebenenfalls Fehler zu korrigieren. Dabei können über die Buttons entweder alle oder ausschließlich der zuletzt positionierten bzw. aufgenommenen Punkt entfernt werden.

5.2.2 Oberflächenbasierte Registrierung

Auf die punktbasierte Registrierung folgt die oberflächenbasierte Registrierung. Die Beschreibung der Implementierung dieses Schritts folgt in Abschnitt [5.3].

Dabei wird die Oberflächenaufnahme mithilfe des linken Pedals realisiert. Während dieses gedrückt wird, werden die Positionen des chirurgischen Instruments aufgezeichnet. Dadurch können unterschiedliche Pfade aufgenommen werden, die die Oberfläche charakterisieren. Diese Pfade werden, wie in Abbildung [5.3] dargestellt, visualisiert. Dabei wird der gesamte abgefahrne Pfad durch eine Linie und die diskreten für die Registrierung verwendeten Punkte durch Würfel dargestellt.

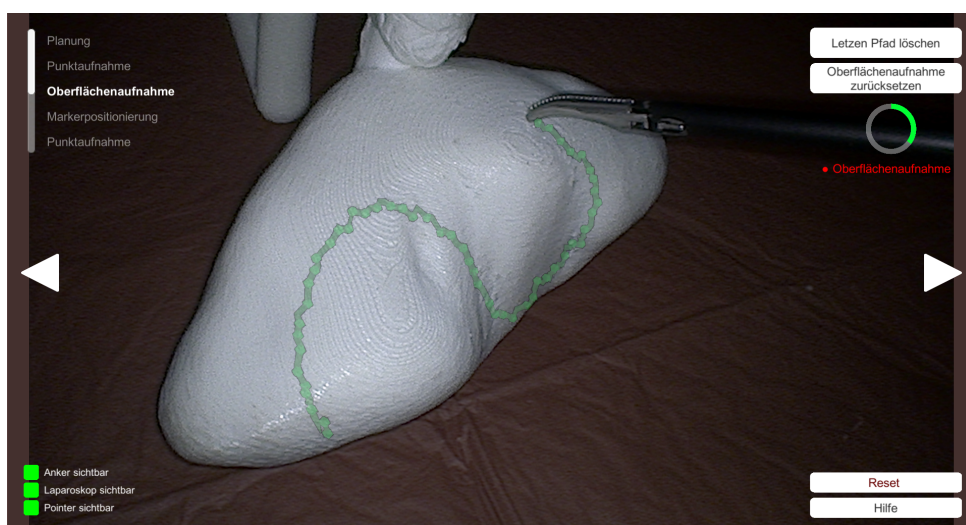


Abbildung 5.3: Benutzeroberfläche für die oberflächenbasierte Registrierung

Um die Oberflächenaufnahme zu korrigieren, können einzelne Pfade entfernt werden, indem das linke Pedal doppelt betätigt wird. Eine andere Möglichkeit für die Korrektur besteht in der Betätigung der entsprechenden Buttons, durch die einzelne Pfade gelöscht oder die gesamte Oberflächenaufnahme zurückgesetzt werden kann.

Um Nutzenden eine Rückmeldung über die Anzahl an aufgenommenen Punkten zu geben, wird erneut der sich füllende Ring verwendet. Dabei ist zu beachten, dass es bei der oberflächenbasierten Registrierung keine vorgegebene Anzahl an Punkten gibt, die aufgenommen werden müssen. Daher dient der Ring, der bei vollständiger Füllung die Aufnahme von 200 Punkten repräsentiert, lediglich als grobe Orientierung.

5.2.3 Markerpositionierung

Für die sekundäre punkt-basierte Registrierung sollen nicht wie bei der initialen Ausrichtung anatomische Landmarken gewählt, sondern die Punkte physisch auf der Niere markiert werden. Daher dient dieser Teil des Programms der Positionierung und Aufnahme der Marker.

Nach der oberflächenbasierten Registrierung kann angenommen werden, dass die virtuelle und die physische Niere sich bestmöglich überlagern. Dadurch wird es möglich, auf dem Phantom einen Punkt mit einem getrackten chirurgischen Instrument anzufahren und dabei gleichzeitig dessen Position auf dem virtuellen Modell zu erfassen. Somit können Marker beliebig auf dem Phantom befestigt und anschließend dessen Position aufgenommen werden. Die Punktaufnahme erfolgt dabei analog zu der während der initialen Registrierung, somit werden die auf dem Phantom befestigten Punkte mit der Instrumentenspitze berührt und zur Punktaufnahme das linke Pedal betätigt.

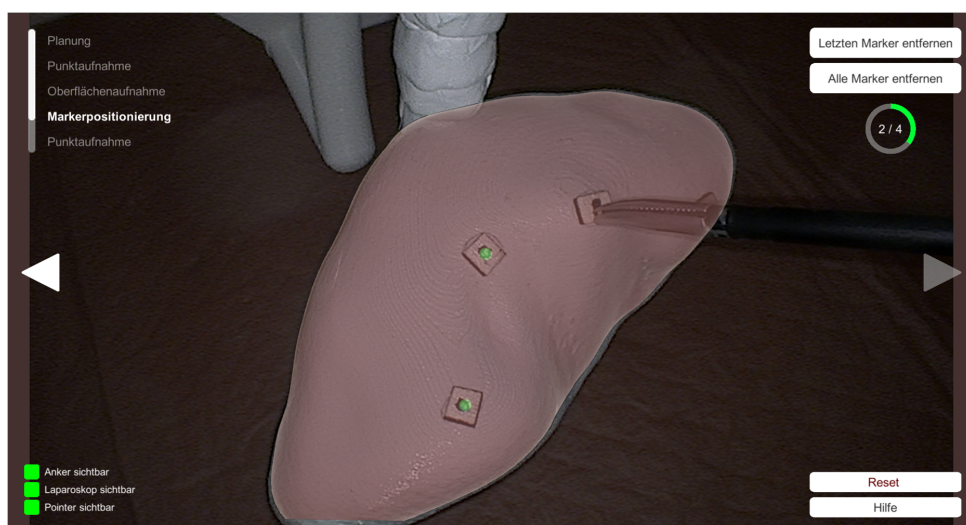


Abbildung 5.4: Nutzeroberfläche für das Setzen der Marker

Unter der Voraussetzung, dass nach der oberflächenbasierten Registrierung die physische

der virtuellen Nierenoberfläche entspricht, muss es sich bei aufgenommenen Punkten, die sich nicht exakt auf der Oberfläche befinden, um Messfehler handeln. Um diese Fehler zu eliminieren, wird für jeden aufgenommenen Punkt der nächste Punkt auf der Nierenoberfläche bestimmt. Dieser kann mittels eines kd-Baums mithilfe von *Math.NET Numerics* [67] bestimmt werden und dient als Position des Markers.

Die positionierten Marker werden, wie in Abbildung 5.4 dargestellt, visuell auf der Niere angezeigt, sodass Nutzende gegebenenfalls Fehler erkennen und korrigieren können.

Nach der Markerpositionierung ist die primäre Registrierung abgeschlossen, sodass die Operation fortgesetzt und die Tumorsektion durchgeführt werden kann. Bei diesen Schritten der Operation wird das Programm nicht benötigt.

5.2.4 Sekundäre Registrierung

Durch die Tumorsektion verformt und bewegt sich die Niere. Die Verformungen werden in dieser Arbeit vernachlässigt. Aufgrund der Bewegung muss jedoch eine erneute Registrierung durchgeführt werden, um das Modell entsprechend zu positionieren.

Das Grundprinzip dieser sekundären Registrierung ist identisch zu dem der in Abschnitt 5.2.1 beschriebenen initialen Ausrichtung. Die Niere wird, wie in Abbildung 5.5 dargestellt, in der Planungsansicht angezeigt. Dabei wird die Blickrichtung direkt an die, die vorher durch das Laparoskop gegeben war, angepasst. Dadurch ist der für die Registrierung relevante Teil der Niere sichtbar.

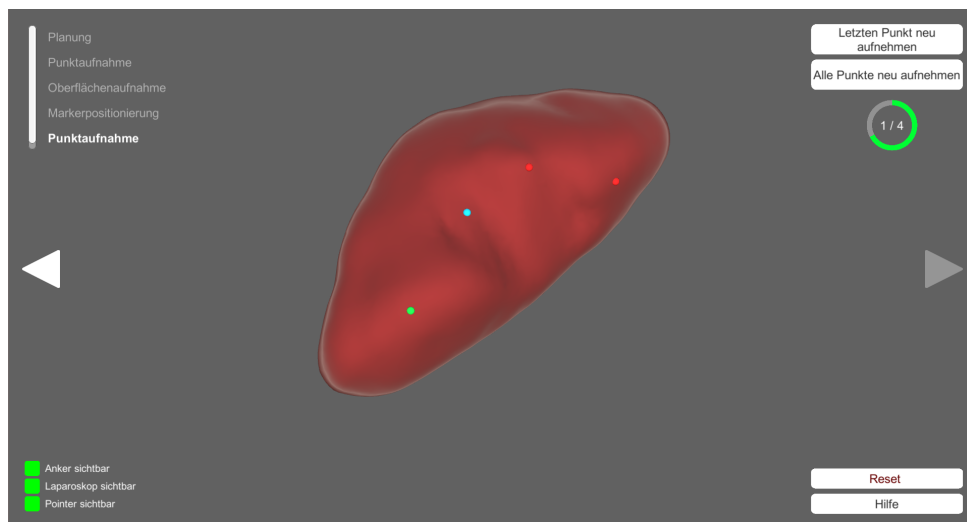


Abbildung 5.5: Nutzeroberfläche für die sekundäre Registrierung

Es muss erneut der auf dem Planungsbildschirm blau markierte Punkt aufgenommen werden, wobei es sich dabei um einen der zuvor positionierten Marker handelt. Nachdem alle vier Punkte mithilfe des linken Pedals aufgenommen wurden, werden die Abstände

zwischen den aufgenommenen und den auf dem virtuellen Modell definierten Punkten minimiert und das Modell ist erneut registriert.

Nach Abschluss der sekundären Registrierung wird auf dem Bildschirm das vom Laparoskop aufgenommene Bild angezeigt und semitransparent mit dem virtuellen Inhalt überlagert.

5.3 Oberflächenbasierte Registrierung

Nachfolgend wird die Umsetzung der oberflächenbasierten Registrierung beschrieben. Ein Überblick dieser wird in Abbildung 5.6 dargestellt.

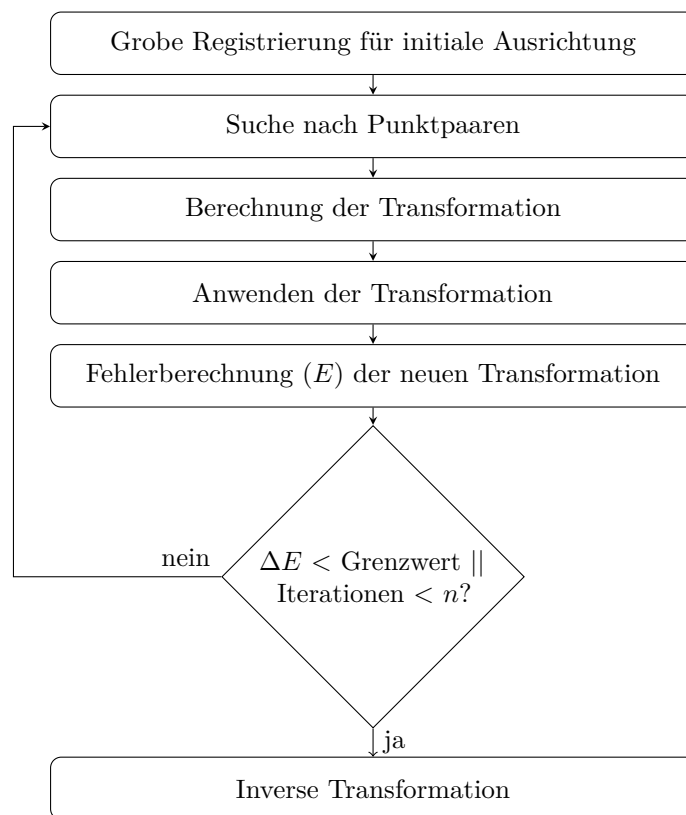


Abbildung 5.6: Ablauf der primären Registrierung

Als erster Schritt müssen die Punktwolken der beiden Oberflächen extrahiert werden. Anschließend werden iterativ korrespondierende Punkte bestimmt, die der Fehlerminimierung entsprechenden Transformation berechnet und angewendet werden, bis eins der Abbruchkriterien erfüllt ist. Dazu muss entweder die Änderung des Fehlers $\Delta E = E_{i-1} - E_i$ geringer als ein Schwellenwert sein oder eine maximale Anzahl n an Iterationen erreicht werden. Nach einer abschließenden inversen Transformation ist die oberflächenbasierte Registrierung beendet.

Für die Registrierung ist es dabei essentiell wichtig, bei welcher Punktwolke es sich um \mathbb{P} und bei welcher um \mathbb{Q} handelt. Es wird für jeden Punkt p aus \mathbb{P} der nächste Nachbar q in \mathbb{Q} bestimmt und der Abstand von p zur Tangentialfläche von q minimiert. Es handelt sich bei der Punktwolke zur Beschreibung der physischen Niere um den kleineren Datensatz, da diese manuell aufgenommen wird. Daher gibt es für jeden Punkt dieser Punktwolke einen korrespondierenden Punkt. Da das virtuelle Modell deutlich mehr Punkte umfasst, würden bei der Zuordnung eines Nachbars zu jedem Punkt falsche Korrespondenzen entstehen. Daher eignet sich diese Punktwolke zur Beschreibung der physischen Niere besser als die Punktwolke \mathbb{P} .

Zusätzlich werden die Normalen von \mathbb{Q} für die Berechnung des Abstands von p zur Tangentialfläche von q benötigt. Diese lassen sich aus dem Oberflächenmesh der virtuellen Niere mit weniger Rechen- und Zeitaufwand bestimmen als aus den unabhängig voneinander aufgenommenen Punkten der physischen Nierenoberfläche. Somit stellt die physische Nierenoberfläche \mathbb{P} und die virtuelle Nierenoberfläche \mathbb{Q} dar.

5.3.1 Extraktion der Oberflächen

Bei der oberflächenbasierten Registrierung werden die korrespondierenden Oberflächen als Punktwolken beschrieben, somit müssen aus der virtuellen und der physischen Niere die Punkte, die die Oberfläche darstellen, bestimmt werden.

Für die virtuelle Niere ist dieser Schritt realisierbar, indem die Koordinaten der Knotenpunkte des Meshs, das die Oberfläche beschreibt, bestimmt werden.

Die Oberfläche des Phantoms wird taktil mithilfe eines getrackten chirurgischen Instruments aufgenommen. Um zu vermeiden, dass die Geschwindigkeit der Bewegung des getrackten Instrumentes sich auf die Anzahl der aufgenommenen Punkte auswirkt, werden nur Punkte aufgenommen, die sich in einem gewissen Mindestabstand zu ihrem Vorgänger befinden. Ohne diese Bedingung würden Oberflächenabschnitte, in denen das getrackte Instrument langsamer bewegt wurde, durch mehr Punkte repräsentiert und in der Registrierung somit stärker gewichtet werden.

Es können mithilfe der Instrumentenspitze unterschiedliche Pfade aufgenommen werden. Um das Instrument neu auszurichten und einen neuen Pfad aufnehmen zu können, kann die Oberflächenaufnahme beliebig oft unterbrochen und erneut begonnen werden.

5.3.2 Suche nach korrespondierenden Punktpaaren

Um korrespondierende Punktpaare zu identifizieren, wird mithilfe des *Accord.Net Frameworks* [68] ein kd-Baum der Punktwolke \mathbb{Q} erstellt. Dadurch kann zu jedem Punkt aus \mathbb{P} der nächste Nachbar identifiziert werden. Die Zuordnung erfolgt dabei in geordneten

Vektoren, sodass die Elemente des identischen Index korrespondieren, auch die Normalen werden in einem Vektor entsprechend geordnet, sodass diese Vektoren für die anschließende Fehlerminimierung und Bestimmung der Transformation verwendet werden können.

5.3.3 Fehlerminimierung zur Transformationsbestimmung

Das Ziel der Punkt-zu-Ebene Minimierung ist es die Punktwolke \mathbb{P} so zu transformieren, dass Gleichung 5.2 minimal wird. Die folgende Minimierung wurde von Chen und Medioni 69 vorgestellt.

$$E = \sum_{i=1}^N \left[(R \cdot p_i + \vec{T} - q_i) \cdot \vec{n}_i \right]^2 \quad (5.2)$$

Dabei gilt für die Punkte aus der Punktwolke \mathbb{P} , also der realen Niere $p_i = (p_{ix}, p_{iy}, p_{iz})^T$, für die Punkte der Punktwolke \mathbb{Q} , also die der virtuellen Niere $q_i = (q_{ix}, q_{iy}, q_{iz})^T$, für die Normalen von \mathbb{P} $n_i = (n_{ix}, n_{iy}, n_{iz})^T$ und für die Translation $\vec{T} = (T_x, T_y, T_z)^T$.

Die Rotation R lässt sich in Euler Winkeln beschreiben als:

$$R_x(\alpha) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) \\ 0 & \sin(\alpha) & \cos(\alpha) \end{bmatrix} \quad (5.3)$$

$$R_y(\beta) = \begin{bmatrix} \cos(\beta) & 0 & \sin(\beta) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\beta) & 0 & \cos(\beta) \end{bmatrix} \quad (5.4)$$

$$R_z(\gamma) = \begin{bmatrix} \cos(\gamma) & -\sin(\gamma) & 0 \\ \sin(\gamma) & \cos(\gamma) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.5)$$

Daraus lässt sich die Gesamtrotation unter Nutzung der x, y, z Konvention als $R_{xyz}(\alpha, \beta, \gamma) = R_z(\gamma)R_y(\beta)R_x(\alpha)$ beschreiben. Dadurch, dass eine initiale Ausrichtung mithilfe einer Pre-registrierung durchgeführt wird, können sehr kleine Winkel für die Rotation angenommen

und das Problem somit linearisiert werden. Für kleine Winkel ϕ gilt: $\cos(\phi) \approx 1$ und $\sin(\phi) \approx \phi$. Dadurch kann die Rotationsmatrix wie folgt vereinfacht werden.

$$R \approx \begin{bmatrix} 1 & \alpha\beta - \gamma & \beta + \alpha\gamma \\ \gamma & \alpha\beta\gamma + 1 & \beta\alpha - \gamma \\ -\beta & \alpha & 1 \end{bmatrix} \approx \begin{bmatrix} 1 & -\gamma & \beta \\ \gamma & 1 & -\gamma \\ -\beta & \alpha & 1 \end{bmatrix} \quad (5.6)$$

Mithilfe von Formel [5.6](#) und $c_i = p \times n$ und $\vec{r} = (\alpha \ \beta \ \gamma)^T$ kann Formel [5.2](#) wie folgt umgeschrieben werden:

$$E = \sum_{i=1}^N \left[(p_i - q_i) \cdot \vec{n}_i + \vec{T} \cdot \vec{n}_i + \vec{r} \cdot c_i \right]^2 \quad (5.7)$$

Um dieses kleinste Quadrate Problem zu lösen, können die jeweiligen partiellen Ableitungen der gesuchten Variablen mit null gleichgesetzt werden. Aus [5.7](#) lassen sich folgende partielle Ableitungen für die sechs Freiheitsgrade aufstellen.

$$\frac{\partial E}{\partial \alpha} = \sum_{i=1}^N 2c_{i,x} \left[(p_i - q_i) \cdot \vec{n}_i + \vec{T} \cdot \vec{n}_i + \vec{r} \cdot c_i \right] = 0 \quad (5.8)$$

$$\frac{\partial E}{\partial \beta} = \sum_{i=1}^N 2c_{i,y} \left[(p_i - q_i) \cdot \vec{n}_i + \vec{T} \cdot \vec{n}_i + \vec{r} \cdot c_i \right] = 0 \quad (5.9)$$

$$\frac{\partial E}{\partial \gamma} = \sum_{i=1}^N 2c_{i,z} \left[(p_i - q_i) \cdot \vec{n}_i + \vec{T} \cdot \vec{n}_i + \vec{r} \cdot c_i \right] = 0 \quad (5.10)$$

$$\frac{\partial E}{\partial T_x} = \sum_{i=1}^N 2n_{i,x} \left[(p_i - q_i) \cdot \vec{n}_i + \vec{T} \cdot \vec{n}_i + \vec{r} \cdot c_i \right] = 0 \quad (5.11)$$

$$\frac{\partial E}{\partial T_y} = \sum_{i=1}^N 2n_{i,y} \left[(p_i - q_i) \cdot \vec{n}_i + \vec{T} \cdot \vec{n}_i + \vec{r} \cdot c_i \right] = 0 \quad (5.12)$$

$$\frac{\partial E}{\partial T_z} = \sum_{i=1}^N 2n_{i,z} \left[(p_i - q_i) \cdot \vec{n}_i + \vec{T} \cdot \vec{n}_i + \vec{r} \cdot c_i \right] = 0 \quad (5.13)$$

Als Matrix lassen sich diese wie folgt darstellen:

$$\sum_{i=1}^N \begin{bmatrix} c_{i,x}c_{i,x} & c_{i,x}c_{i,y} & c_{i,x}c_{i,z} & c_{i,x}n_{i,x} & c_{i,x}n_{i,y} & c_{i,x}n_{i,z} \\ c_{i,y}c_{i,x} & c_{i,y}c_{i,y} & c_{i,y}c_{i,z} & c_{i,y}n_{i,x} & c_{i,y}n_{i,y} & c_{i,y}n_{i,z} \\ c_{i,z}c_{i,x} & c_{i,z}c_{i,y} & c_{i,z}c_{i,z} & c_{i,z}n_{i,x} & c_{i,z}n_{i,y} & c_{i,z}n_{i,z} \\ n_{i,x}c_{i,x} & n_{i,x}c_{i,y} & n_{i,x}c_{i,z} & n_{i,x}n_{i,x} & n_{i,x}n_{i,y} & n_{i,x}n_{i,z} \\ n_{i,y}c_{i,x} & n_{i,y}c_{i,y} & n_{i,y}c_{i,z} & n_{i,y}n_{i,x} & n_{i,y}n_{i,y} & n_{i,y}n_{i,z} \\ n_{i,z}c_{i,x} & n_{i,z}c_{i,y} & n_{i,z}c_{i,z} & n_{i,z}n_{i,x} & n_{i,z}n_{i,y} & n_{i,z}n_{i,z} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \alpha \\ \beta \\ \gamma \\ T_1 \\ T_2 \\ T_3 \end{bmatrix} = - \sum_{i=1}^N \begin{bmatrix} c_{i,x}(p_i-q_i) \cdot \vec{n}_i \\ c_{i,y}(p_i-q_i) \cdot \vec{n}_i \\ c_{i,z}(p_i-q_i) \cdot \vec{n}_i \\ n_{i,x}(p_i-q_i) \cdot \vec{n}_i \\ n_{i,y}(p_i-q_i) \cdot \vec{n}_i \\ n_{i,z}(p_i-q_i) \cdot \vec{n}_i \end{bmatrix} \quad (5.14)$$

Dadurch ist die Optimierungsaufgabe in der Form $Ax = b$ dargestellt, was mithilfe von Standardmethoden gelöst werden kann. Mit *Math.NET Numerics* [67] kann diese Gleichung durch eine QR-Zerlegung gelöst werden.

Die sich daraus ergebenden Transformationen werden anschließend auf \mathbb{P} angewendet.

5.3.4 Fehlerbestimmung

Da es sich bei dem ICP um ein iteratives Verfahren handelt, muss nach jedem Iterationsschritt bestimmt werden, ob das Abbruchkriterium erreicht worden ist oder der Iterationsschritt erneut durchgeführt werden muss. Als Abbruchkriterien dienen dabei zum einen die Änderung der Punkt-zu-Ebenen Distanz und zum anderen eine maximale Anzahl an Iterationsschritten. Als maximale Anzahl an Iterationen wurde 100 (vgl. [70]) gewählt. Zur Berechnung der Änderung der Punkt-zu-Ebenen Distanz wird der Fehler der neuen Transformation nach Formel [5.2] berechnet und die Differenz zu dem der vorherigen Transformation bestimmt. Dieser Wert wird mit einem durch den Nutzer gewählten Grenzwert abgeglichen.

Wenn keins der Abbruchkriterien erfüllt ist, muss eine weitere Registrierung durchgeführt werden, somit werden die in Abschnitt [5.3.2](#) und [5.3.3](#) beschriebenen Schritte erneut durchgeführt. Dabei ist jedoch zu beachten, dass der kd-Baum nur einmalig aufgestellt werden muss, da die Punktwolke \mathbb{Q} , die durch diesen beschrieben wird, statisch ist, sodass der kd-Baum zu jedem Iterationsschritt identisch ist. Somit werden lediglich die Nachbarn für jeden transformierten Punkt in \mathbb{P} und eine neue Transformation zur Fehlerminimierung bestimmt.

Wenn die Fehleränderung ΔE jedoch kleiner ist als der Schwellenwert oder die Anzahl an maximalen Iterationen erreicht wird, wird die Registrierung beendet. Um diese abzuschließen, muss als letzter Schritt eine inverse Transformation angewendet werden.

5.3.5 Inverse Transformation

Durch den ICP wird iterativ die Punktwolke \mathbb{P} , also die Punktwolke, die die physische Niere beschreibt, so verschoben, dass sie sich bestmöglich mit \mathbb{Q} überlagert.

Bei vollendeter Registrierung ist somit, wie in Abbildung [5.7b](#) dargestellt, die Position der beiden Punktwolken die Ausgangsposition des virtuellen Nierenmodells (siehe Abbildung [5.7a](#)). Jedoch soll die virtuelle Niere an die Position der physischen Niere verschoben werden (siehe Abbildung [5.7c](#)).

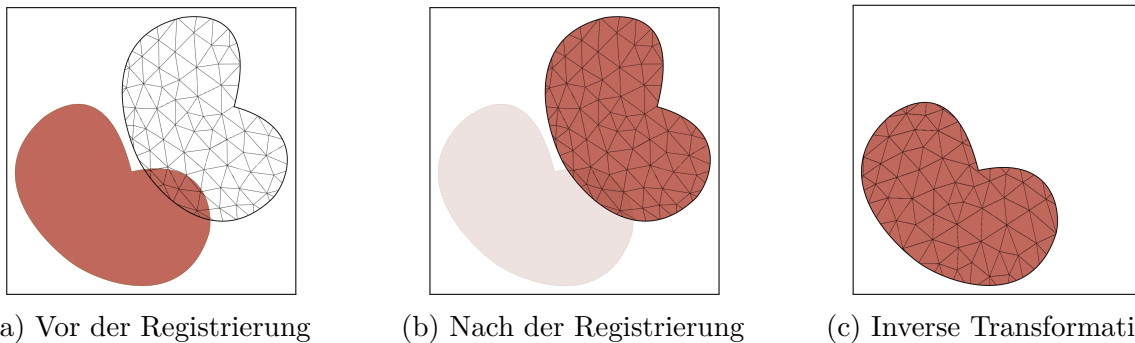


Abbildung 5.7: Die Positionen des Nierenphantoms (Braun) und des virtuellen Modells (Gitter) während der unterschiedlichen Registrierungsschritte

Um diese Verschiebung zu realisieren, muss die inverse Transformation bestimmt und anschließend auf beide Punktwolken angewendet werden. Dazu werden vor der ersten Transformation von \mathbb{P} dessen Position und Rotation aufgenommen. Diese können mit der aktuellen Transformation abgeglichen und somit die gesamt auf \mathbb{P} angewendete Translation und Rotation bestimmt werden. Durch die Transformation entsprechend der inversen dieser Werte werden beide Punktwolken an die initiale Position von \mathbb{P} verschoben, also Position der Aufnahme der Punktwolke der physischen Niere. Die Registrierung ist somit abgeschlossen.

6 Evaluierung

Nachfolgend wird die Evaluierung des Registrierungskonzepts beschrieben. Dazu werden zunächst die zu untersuchenden Kriterien und die Methoden vorgestellt. Anschließend folgt eine Darstellung der Ergebnisse.

6.1 Ziel und Fragestellung

Um das zweistufige Registrierungskonzept zu evaluieren, wurde eine Nutzerstudie durchgeführt. Dabei wurde das zweistufige Registrierungskonzept mit der punktbasierten Registrierung hinsichtlich der Genauigkeit und der Registrierungsdauer verglichen. Zusätzlich wird die Genauigkeit innerhalb des Registrierungskonzepts zwischen der oberflächenbasierten und der sekundären punktbasierten Registrierung gegenübergestellt.

6.2 Methodisches Vorgehen

6.2.1 Studiendesign

Die Nutzerstudie wurde in einem within-subject Design getestet. Dabei wurden die punktbasierte Registrierung, die als Vergleich dienen sollte und die zweistufige Registrierung zusammenhängend durchgeführt, da es sich bei der punktbasierten Registrierung um den initialen Registrierungsschritt handelte.

Die unabhängigen Variablen der Studie waren die jeweiligen Registrierungsverfahren. Diese wurden immer in der in Abschnitt [4.1.2](#) vorgestellten Reihenfolge durchgeführt.

Es wurden die beiden abhängigen Variablen der Genauigkeit und der Dauer zwischen der initialen und der sekundären punktbasierten Registrierung und die abhängige Variable der Genauigkeit zwischen oberflächenbasierter und sekundärer Registrierung untersucht.

Dabei wurde die Genauigkeit in Form des mittleren Target-Registration-Errors (TRE) bestimmt. Dieser beschreibt die Distanz, die nach der Registrierung zwischen zwei korrespondierenden Punkten liegt, die nicht für die Registrierung verwendet wurden [71](#).

Die Registrierungsdauer wurde mithilfe des Task-Completion-Time (TCT) gemessen. Dieser beschreibt die Zeit, die für die Durchführung der Registrierung benötigt wird. Dabei konnte die Dauer für die Positionierung der Marker auf dem virtuellen Modell

vernachlässigt werden, da davon ausgegangen werden kann, dass dieser Schritt vor dem kritischen Zeitraum der Operation durchgeführt werden kann. Es wurde nur die Dauer des Registrierungsverfahrens zu kritischen Zeitpunkten der Operation gesucht, somit reichte die Aufnahme der Dauer der Punktaufnahme aus.

Der Unterschied der Genauigkeit zwischen der oberflächenbasierten und der sekundären Registrierung konnte erneut über den TRE angegeben werden.

6.2.2 Erhebungsinstrumente

Die Aufnahme des TREs erfolgte mittels Punkten, die am virtuellen Modell verankert werden. Diese waren entsprechend eines Targets, also dem für die Operation relevanten Bereich an der Niere positioniert. Das Target befand sich jeweils an einem Nierenpol. Die Positionierung der Punkte wird in Anhang [A.3](#) beschrieben, wobei die Punkte für den unteren Nierenpol in Abbildung [A.3](#) und die des oberen Nierenpols in Abbildung [A.4](#) dargestellt werden. Die exakten Positionen im Bezug zum Schwerpunkt des Nierenmodells sind Tabelle [A.1](#) zu entnehmen.

Nach erfolgter Registrierung wurde der euklidische Abstand zwischen den korrespondierenden Targetpoints berechnet und der mittlere TRE bestimmt. Dabei wurde die Ground-Truth über die Position des Nierenphantoms experimentell bestimmt. Dazu wurde eine wiederholte oberflächenbasierte Registrierung unter möglichst optimalen Bedingungen durchgeführt. Für die Oberflächenaufnahme wurde ein starres Instrument verwendet, dessen Verhältnis zwischen den Markern und der Spitze durch eine Pivotkalibrierung bekannt war. Die Werte, die die Position und Ausrichtung des Phantoms im Verhältnis zum Weltanker beschreiben, wurden aus den Ergebnissen von fünf Registrierungen gemittelt. Die Ergebnisse dieser Registrierungen werden in der Tabelle [A.2](#) des Anhangs [A.4](#) dargestellt.

Der TCT beschreibt die Dauer der Punktaufnahme. Dazu mussten Nutzende vor der Punktaufnahme mithilfe des Pedals die Zeitaufnahme starten. Damit keine Verzögerungen durch verspätete Bestätigung der Punktaufnahme entstehen, wurde die Zeitaufnahme automatisch nach der Aufnahme des vierten Punkts gestoppt.

6.2.3 Stichprobe

An der Nutzerstudie haben 19 Probanden teilgenommen. Dabei war das Inklusionskriterium ein medizinischer Hintergrund in Form eines Medizinstudiums, wobei das Physikum bereits abgeschlossen sein sollte. Die Teilnehmenden wurden mit 20€ für ihren Zeitaufwand entschädigt.

6.2.4 Studienaufbau

Für die Durchführung des Programms wurde das Nierenphantom innerhalb einer Box positioniert. Das Nierenphantom war starr mit einem optischen Marker verbunden, der für das Programm als Weltanker diente. Da dieser Anker für die Trackingkamera sichtbar sein musste, wurde er durch ein Loch an der Rückseite der Box nach außen geführt.

Diese Box hatte, wie in Abbildung 6.1 dargestellt, sechs verschiedene Zugänge, über die das Laparoskop und das getrackte Instrument eingeführt werden konnten.

Dadurch konnten die Registrierungen an den unterschiedlichen Nierenpolen realisiert

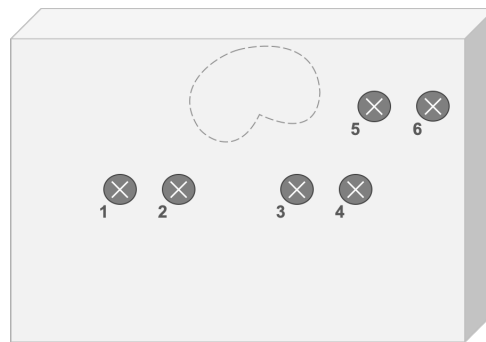


Abbildung 6.1: Anordnung der Zugänge in der Phantombox

werden. Für eine Registrierung am oberen Nierenpol wurden dabei die Zugänge 1 für das Laparoskop und 3 für das chirurgische Instrument verwendet. Für die Durchführung am unteren Pol dienten der Zugang 3 für das Laparoskop und 5 für das Instrument.

Während der Durchführung sollte die Bewegung der Niere durch die Tumorsektion simuliert werden. Da das Phantom innerhalb der Box nicht beweglich war, wurden stattdessen die Instrumente bewegt, um einen veränderten Blickwinkel auf das Phantom abzubilden. Dazu wurden nach der primären Registrierung und der Markerpositionierung, also dem Zeitpunkt, an dem die Tumorsektion stattfinden würde, die Instrumente in die jeweils rechts befindlichen Zugänge verschoben. Somit befanden sich die Instrumente für den unteren Nierenpol in den Zugängen 2 und 4 und für den oberen Nierenpol in den Zugängen 4 und 6.

Für die Durchführung der Registrierung an den unterschiedlichen Nierenpolen wurde jeweils der andere Pol mit einem Tuch abgedeckt. Dies sollte zum einen den begrenzten Zugang zur Niere, der bei der laparoskopischen Operation herrscht, abbilden und zum anderen Trainingseffekte vermeiden.

Bei der Abdeckung der Niere musste jedoch darauf geachtet werden, dass mindestens 28% der Nierenoberfläche für die Registrierung zugänglich sind. Dies ist notwendig, damit ausreichend geometrisch unterschiedliche Oberflächen zur Verfügung stehen, um eine robuste oberflächenbasierte Registrierung zu ermöglichen [1].

Für die sekundäre Registrierung mussten physisch Punkte auf der Niere markiert werden. Dazu wurden kleine Holzplättchen verwendet, an deren Unterseite sich eine ablösbare Klebekugel befand. Dadurch war es möglich, die in Abbildung 6.2 dargestellten Marker an beliebigen Positionen zu befestigen. Um die Lokalisierungsgenauigkeit zu erhöhen, wurde zusätzlich ein exakter Punkt auf der Oberseite der Platte markiert, der für die Registrierung dienen sollte.



Abbildung 6.2: Aufbau des für die sekundäre Registrierung verwendete Markers

6.3 Studiendurchführung

Die aus einer Einführung in die Thematik, einem kurzen Training und der dreimaligen Ausführung des Registrierungsprogramms bestehende Studiendurchführung dauerte pro Teilnehmenden circa 60 Minuten.

Zu Beginn der Nutzerstudie wurden die Teilnehmenden begrüßt und gebeten die Einverständniserklärung zu unterschreiben. Daraufhin wurden die demographischen Daten der Teilnehmenden aufgezeichnet.

Anschließend wurde eine Einführung in die Thematik der AR und der Registrierung sowie ein initialer Überblick über den Aufbau des Registrierungskonzepts gegeben.

Laparoskopische Vorerfahrungen waren kein Auswahlkriterium der Nutzerstudie. Um eine Einarbeitung im Umgang mit dem Laparoskop und dem Instrument zu ermöglichen und Verbesserungen in der Handhabung während der Durchführung des Registrierungskonzepts zu vermeiden, wurde zu Beginn der Studie ein kurzes Training durchgeführt.

Das Training bestand aus zwei Aufgaben. Die erste Aufgabe war das „Bean Drop“ 72 (siehe Abbildung 6.3a). Hierbei wurden mithilfe des chirurgischen Instruments fünf Bohnen einzeln aus einem Behälter genommen. Diese mussten in ein 15 cm entferntes erhöhtes Gefäß platziert werden. Dabei wurde mit der linken Hand das Laparoskop gehalten, um ein geeignetes Sichtfeld zu schaffen. Diese Aufgabe sollte dazu dienen, die zweihändige Video-Augen-Hand Koordination zu stärken.

Die zweite Aufgabe war das in Abbildung 6.3b dargestellte „Checkerboard Drill“ 72. In der hier angewendeten Variation mussten neun Holzzahlen auf die jeweils zugehörigen Felder gelegt werden. Diese waren in einem Schachbrettmuster auf einer geraden Fläche ausgerichtet. Diese Aufgabe sollte dazu dienen, das räumliche Verständnis und die motorischen Fähigkeiten zu verbessern.

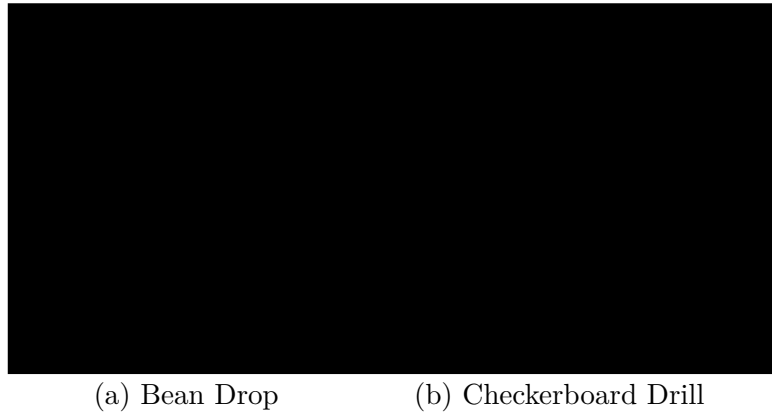


Abbildung 6.3: Trainingsaufgaben der Nutzerstudie [72]

Es wurden drei Registrierungsdurchgänge durchgeführt, um sicherzustellen dass Nutzende mit dem Programmablauf vertraut sind. Bei der ersten Durchführung erhielten die Teilnehmenden eine Schritt-für-Schritt Anleitung. In der darauf folgenden zweiten Testregistrierung hatten die Teilnehmenden die Möglichkeit, Fragen zu stellen. Diese beiden Testregistrierungen wurden an dem selben Nierenpol durchgeführt.

Die finale Registrierung wurde an dem anderen Nierenpol durchgeführt. Dabei wurden die für die Auswertung benötigten Variablen aufgezeichnet und in einer Log-Datei gespeichert.

6.4 Ergebnisse

Im Folgenden werden die in der Nutzerstudie gewonnenen Ergebnisse dargestellt. Die aufgenommenen Daten können zusätzlich dem Anhang [A.5] entnommen werden. Dabei werden die demographischen Daten in Tabelle [A.3] und die aufgenommenen Daten des TREs und TCTs in den Tabellen [A.4] und [A.5] dargelegt.

6.4.1 Exklusion von Daten

Aufgrund einer Änderung der Studiendurchführung nach der ersten Teilnehmerin konnten die dabei aufgenommenen Werte nicht für die Auswertung verwendet werden.

Die Verwendung von anatomischen Landmarken als initialen Registrierungsschritt der oberflächenbasierten Registrierung ist verbreitet (beispielsweise [73], [74], [75]). Dabei dient die oberflächenbasierte Registrierung als Verfeinerung dieser initialen Ausrichtung. Wie zum Beispiel durch Serej et al. [76] gezeigt wird, ist somit eine Verbesserung der Genauigkeit von der punktbasierten Registrierung zu der oberflächenbasierten Registrierung zu erwarten. In der Studie hat sich jedoch gezeigt, dass bei sechs Teilnehmenden der mittlere TRE nach der punktbasierten geringer als nach der oberflächenbasierten Registrierung

war. Die Genauigkeit hat somit zwischen diesen Schritten abgenommen.

Da die Ergebnisse dieser sechs Teilnehmenden nicht denen entsprechen, die durch die Literatur erwartet werden können, werden sie für eine Teilevaluierung des TREs zwischen der initialen und der sekundären Registrierung ausgeschlossen. Die Auswertung des TREs zwischen der Initialen und der sekundären Registrierung wird somit zum einen für alle 18 Teilnehmenden (A1) und zum anderen für die 12 Teilnehmenden, bei denen die oberflächenbasierte Registrierung zu einer Verbesserung des TREs geführt hat (A2) durchgeführt.

6.4.2 Demographie der Teilnehmenden

Für die Auswertung wurden die Daten von 18 Teilnehmende verwendet. Davon waren fünf männlich und 13 weiblich. Sie waren zwischen 21 und 27 Jahren alt (Median = 23.5 Jahre). Es handelte sich bei allen Teilnehmenden um Medizinstudierende zwischen dem vierten und fünften Studienjahr (9 im vierten Studienjahr, 9 im fünften Studienjahr). 12 der Teilnehmenden hatten bereits Vorerfahrungen in der Laparoskopie. Davon hatten vier ausschließlich am Trainer oder Simulator, zwei ausschließlich im OP und sechs sowohl am Trainer als auch im OP Erfahrungen gesammelt. Diese Teilnehmenden hatten zwischen 0.2 und 14 Stunden laparoskopische Vorerfahrung (Median = 3 Stunden).

Bei Teilauswertung A2 werden die Daten von 12 Teilnehmenden analysiert. Davon waren 4 männlich und 8 weiblich. Es handelt sich um Studierende im vierten und fünften Studienjahr (7 im vierten, 5 im fünften Studienjahr). Von den Teilnehmenden hatten 9 Vorerfahrungen am Trainer (vier Teilnehmende), im OP (ein Teilnehmender) oder an beiden vorgenannten (drei Teilnehmende) von zwischen 0.5 und 14 Stunden (Median = 3 Stunden).

6.4.3 Vergleich initiale und sekundäre Registrierung

Nachfolgend werden die Ergebnisse der Nutzerstudie und der statistischen Auswertung für den Vergleich der initialen und sekundären Registrierung hinsichtlich der Genauigkeit und der Dauer dargestellt.

Target-Registration-Error

Für die erste Auswertung (A1) des TREs für alle Teilnehmenden wird der mittlere TRE der initialen und der sekundären Registrierung in Abbildung 6.6 dargestellt.

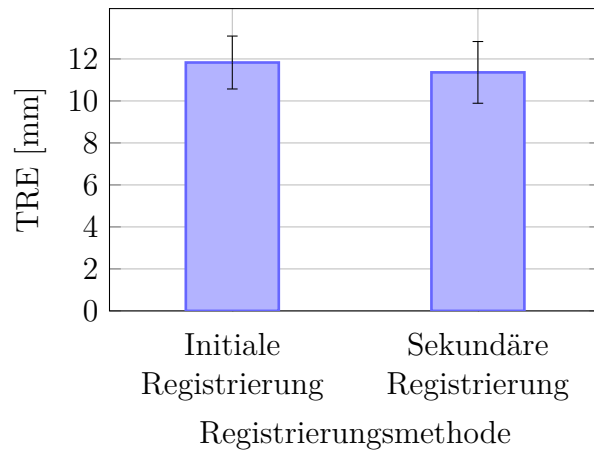


Abbildung 6.4: Darstellung des mittleren TREs A1 der initialen Registrierung (IR) und der sekundären Registrierung (SR) und des jeweiligen Standardfehlers

Der mittlere TRE der initialen punktbasieren Registrierung liegt dabei bei 11.83 ± 1.26 mm. Bei der sekundären Registrierung liegt der mittlere TRE bei 11.36 ± 1.47 mm. Der Tabelle [6.1](#) lässt sich entnehmen, dass es mit $T(17) = 0.251$ und $p = 0.402$ keinen signifikanten Unterschied zwischen dem mittleren TRE der initialen und der sekundären Registrierung gibt. Die Effektstärke beträgt $d = 0.06$.

Der mittlere TRE der zweiten Auswertung (A2) wird in [Abbildung 6.5](#) dargestellt.

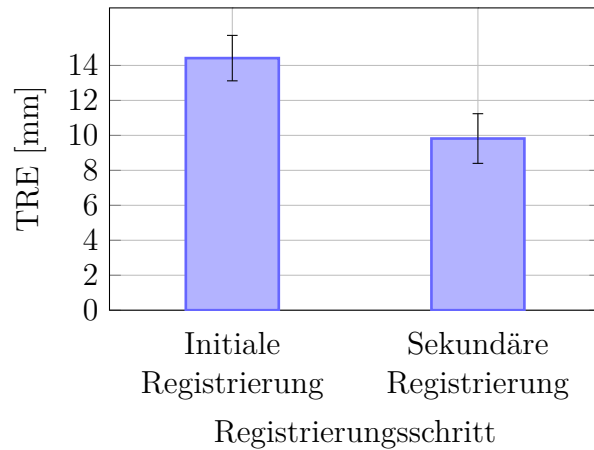


Abbildung 6.5: Darstellung des mittleren TREs A2 der initialen Registrierung (IR) und der sekundären Registrierung (SR) und des jeweiligen Standardfehlers

Dabei beträgt nach der Exklusion der Daten der mittlere TRE der initialen Registrierung 14.43 ± 1.30 mm. Der mittlere TRE der sekundären Registrierung beträgt 9.83 ± 1.42 mm. Somit ergibt sich mit $T = 4.00$ und $p = 0.001$ ein signifikanter Unterschied mit der Effektstärke $d = 1.15$.

Task Completion Time

Im Folgenden wird der mittlere TCT der initialen und der sekundären Registrierung verglichen.

Bei der initialen Registrierung konnte die Punktaufnahme im Mittel in 42.72 ± 2.78 s realisiert werden. Bei der sekundären Registrierung beträgt der TCT hingegen 38.52 ± 2.08 s.

Die in Tabelle 6.1 dargestellten Ergebnisse von $T(17) = 1.803$ und $p = 0.045$ zeigen, dass die Dauer bei der sekundären Registrierung signifikant niedriger ist als bei der initialen Registrierung. Es ergibt sich ein mittlerer Effekt ($d = 0.41$).

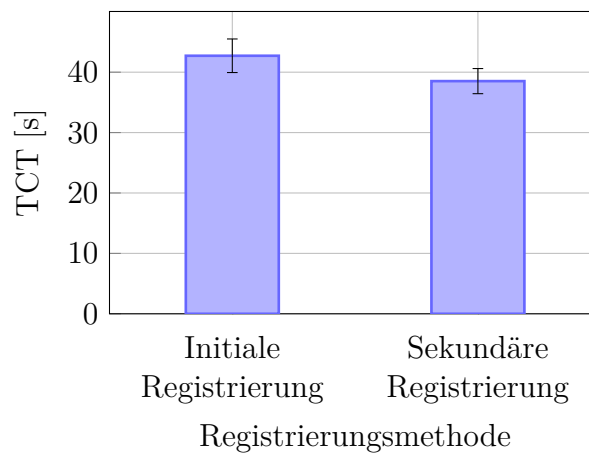


Abbildung 6.6: Darstellung des mittleren TCTs der initialen Registrierung (IR) und der sekundären Registrierung (SR) und des jeweiligen Standardfehlers

Tabelle 6.1: Ergebnisse des gepaarten t-Tests für den Vergleich zwischen initialer und sekundärer Registrierung

	Differenz	SD	SE	T	df	p
TRE A1	0.471 mm	7.947 mm	1.873 mm	0.251	17	0.402
TRE A2	4.498 mm	3.984 mm	1.150 mm	3.00	11	0.001
TCT	4.200 s	9.884 s	0.581 s	1.803	17	0.045

6.4.4 Vergleich oberflächenbasierte und sekundäre Registrierung

Der mittlere TRE der oberflächenbasierten und der sekundären Registrierung wird in Abbildung 6.7 dargestellt. Mit der oberflächenbasierten Registrierung konnte ein mittlerer TRE von 9.01 ± 1.01 mm und mit der sekundären Registrierung ein mittlerer TRE von

11.36 ± 1.47 mm erreicht werden.

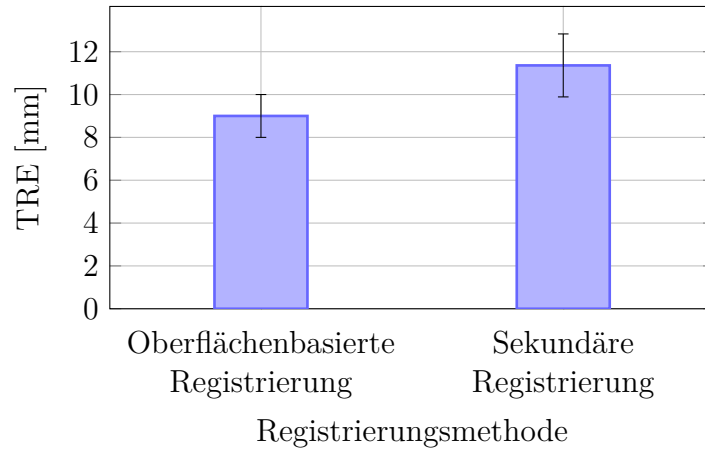


Abbildung 6.7: Darstellung des mittleren TREs der oberflächenbasierten Registrierung (OR) und der sekundären Registrierung (SR) und des jeweiligen Standardfehlers

Die Differenz des TREs, die in Abbildung [6.8](#) dargestellt wird, lag zwischen dem oberflächenbasierten und dem sekundären Registrierungsverfahren im Mittel bei 2.35 ± 0.96 mm.

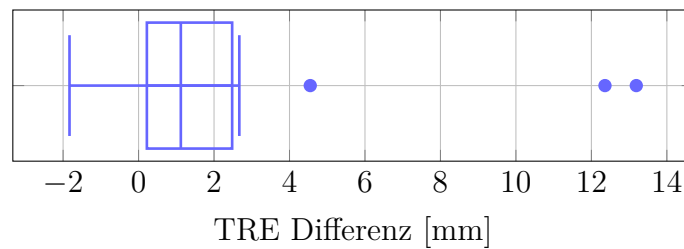


Abbildung 6.8: Darstellung der Differenz des TRE zwischen der oberflächenbasierten und der sekundären Registrierung

7 Diskussion

7.1 Diskussion der Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Nutzerstudie diskutiert. Für den Vergleich zwischen der initialen Registrierung und der sekundären Registrierung werden die beiden Auswertungen des TREs und des TCTs betrachtet. Zusätzlich wird die Genauigkeit in Form des TREs zwischen der oberflächenbasierten und der sekundären Registrierung analysiert.

Eine Übersicht über die Ergebnisse der Nutzerstudie wird in Tabelle [7.1](#) dargestellt.

Tabelle 7.1: Darstellung der Ergebnisse des TREs und der TCT für die verschiedenen Registrierungsmethoden

	Methode	Mittelwerte
TRE A1	IA	11.83 ± 1.26 mm
	OR	9.01 ± 1.01 mm
	SR	11.36 ± 1.47 mm
TRE A2	IA	14.43 ± 1.30 mm
	SR	9.83 ± 1.42 mm
TCT	IA	42.72 ± 2.78 s
	SR	38.52 ± 2.08 s

7.1.1 Betrachtung initiale und sekundäre Registrierung

Betrachtung Target Registration Error

In der Auswertung A1 konnte kein signifikanter Unterschied zwischen dem TRE der initialen und der sekundären Registrierung festgestellt werden.

Im Gegensatz dazu konnte in der Auswertung A2 ein signifikanter Unterschied der TREs von durchschnittlich 4.60 mm festgestellt werden.

Ein möglicher Grund für den signifikanten Unterschied der Genauigkeiten beider Registrierungsschritte in A2 könnte der Fehler bei der Lokalisierung der Marker sein. Dieser wird

auch Fiducial Localization Error (FLE) genannt. Der FLE ist die Hauptursache für die Ungenauigkeit von der punkt-basierte Registrierung [77]. Bei der initialen Registrierung werden die Referenzpunkte für die Registrierung alleinig an anatomisch oder geometrischen Landmarken festgelegt. Dabei kann es schwierig sein, einen Punkt, der auf dem virtuellen Modell definiert wurde, exakt auf dem Phantom zu lokalisieren. Bei der sekundären Registrierung sind die Marker physisch festgelegt. Der für die Registrierung notwendige Punkt ist somit intuitiv erkennbar. Dadurch kann dieser möglicherweise genauer mit der Instrumentenspitze lokalisiert werden, wodurch der FLE und somit auch der TRE geringer werden.

Die Diskrepanz der Verhältnisse zwischen der initialen und der sekundären Registrierung in A1 und A2 ist durch die Abhängigkeit zwischen der oberflächenbasierten und der sekundären Registrierung zu begründen.

Die Positionierung der Marker für die sekundäre Registrierung auf dem virtuellen Modell erfolgt, indem die Punkte auf dem physischen Modell berührt werden (siehe Abbildung 7.1a). Wie in Abbildung 7.1b dargestellt werden dadurch bei einer fehlerhaften oberflächenbasierten Registrierung die Marker an der falschen Stelle am virtuellen Modell verankert. Die Markerpositionen auf dem Phantom korrespondieren nicht mit denen des virtuellen Modells. Somit entsteht selbst bei exakter Punktaufnahme, also einem minimalen FLE der sekundären Registrierung, der gleiche Fehler wie bei der oberflächenbasierten Registrierung. Das Eliminieren von als fehlerhaft angenommenen oberflächenbasierten Registrierungen verhindert somit die Abhängigkeit der sekundären Registrierung von auf dem virtuellen Modell ungenau positionierten Markern. Dadurch kann der TRE der sekundären Registrierung reduziert werden.

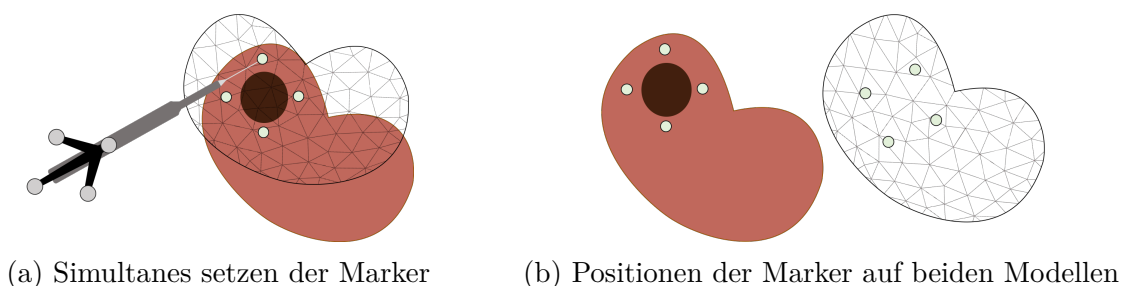


Abbildung 7.1: Fehler in der Markerpositionierung durch fehlerhafte oberflächenbasierte Registrierung

Betrachtung Task Completion Time

In der Nutzerstudie konnte ein signifikanter Unterschied in der Dauer der Punktaufnahme zwischen der initialen und der sekundären Registrierung festgestellt werden. Dabei waren

Teilnehmende bei der sekundären Registrierung im Mittel 4.20 s schneller als bei der initialen Registrierung.

Ein Grund für die schnellere Punktaufnahme könnte dabei die Dauer zur Identifikation der Punkte sein. Bei den anatomischen Landmarken musste teilweise das angezeigte virtuelle Modell in der Planungsansicht angepasst werden, um die genaue Lage des Markers identifizieren zu können.

Eine weitere Erklärung für die erhöhte Geschwindigkeit könnte die Distanz zwischen den Markern sein. Da bei der initialen Registrierung markante anatomische Positionen gewählt werden müssen, liegen diese oftmals weit voneinander entfernt. Dadurch, dass die Marker bei der sekundären Registrierung an beliebigen Positionen befestigt werden können, erfolgt oftmals eine konzentriertere Positionierung. Die Dauer, die benötigt wird, um das Instrument von einem zum nächsten Marker zu bewegen, kann dadurch reduziert werden.

Zusätzlich ist aufgefallen, dass zwei Teilnehmende in der Planungsphase der initialen Registrierung Punkte auswählten, die nicht mit der Spitze des Instruments erreichbar waren. Somit musste zur Planungsphase zurückgekehrt werden, um entsprechende Marker neu zu platzieren. Bei der sekundären Registrierung hingegen wird die Zugänglichkeit der Punkte durch die vorhergehende physische Platzierung der Marker gewährleistet. Dieser bei der initialen Registrierung zusätzlich entstandene Zeitaufwand ist zwar nicht in die Daten eingeflossen, da nur die Dauer, die für die tatsächliche Punktaufnahme benötigt wurde betrachtet wurde, ist für den Workflow jedoch relevant und sollte deswegen nicht außer Acht gelassen werden.

7.1.2 Betrachtung oberflächenbasierte und sekundäre Registrierung

Bei dem Vergleich der oberflächenbasierten mit der sekundären Registrierung hat sich gezeigt, dass der TRE der sekundären Registrierung durchschnittlichen 2.35 mm höher ist als bei der oberflächenbasierten Registrierung.

Diese Differenz könnte darauf zurückzuführen sein, dass trotz intuitiv erkennbarer Marker die Instrumentenspitze nicht direkt den darauf markierten Punkt berührt oder sich während der Punktaufnahme leicht bewegt hat.

In Abbildung [6.8](#) können zusätzlich Ausreißer erkannt werden. Diese könnten sich möglicherweise durch das Antippen in der falschen Reihenfolge erklären lassen, wodurch nicht korrespondierende Punkte gepaart werden. Es ist auch sichtbar, dass in einigen Daten eine Verkleinerung des TREs durch die sekundäre Registrierung resultiert. Hierbei handelt es sich jedoch nicht um eine systematische Verbesserung, sondern um eine zufällige Abweichung der oberflächenbasierten Registrierung, durch die das Modell näher an der

Soll-Position positioniert wurde.

Der Median der Differenz des TREs von 1.12 mm, der unabhängiger von Ausreißern ist als der Mittelwert, zeigt, dass sich die Registrierungsgenauigkeit durch den zusätzlichen Schritt nach der oberflächenbasierten Registrierung nicht stark verschlechtert. Somit könnten unter der Annahme, dass durch die oberflächenbasierte Registrierung ein sehr niedriger TRE erreicht wird, auch mit der sekundären Registrierung sehr gute Ergebnisse erzielt werden.

Jedoch ist im Rahmen der Nutzerstudie aufgefallen, dass sich bei sechs der 18 Teilnehmenden der TRE nach der initialen Registrierung durch die oberflächenbasierte Registrierung vergrößert hat. Die wahrscheinlichste Ursache für diese Verschlechterung der Genauigkeit liegt in der Oberflächenaufnahme.

Die Oberfläche wird mithilfe eines wie in Abbildung 7.2 dargestellten getrackten Instru-

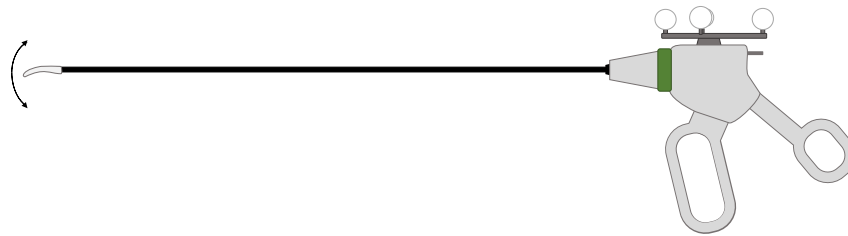


Abbildung 7.2: Für die Oberflächenaufnahme genutztes getracktes Instrument

mentes aufgenommen. Da sich jedoch der Marker für das optische Tracking an dem Griff befindet, können Ungenauigkeiten bei dem Tracking der Instrumentenspitze auftreten. Der Offset zwischen der Instrumentenspitze und dem Marker wird mittels einer Pivotkalibrierung bestimmt. Dazu wird die Spitze des Instruments an einem Punkt fixiert und der Griff, an dem sich die Marker befinden, darum herum rotiert. Dadurch, dass das Instrument jedoch nicht starr ist, sondern die einzelnen Bestandteile etwas Spielraum in verschiedene Richtungen haben, können bereits Fehler in dieser Kalibrierung auftreten.

Die Verschiebung der Instrumentenspitze im Verhältnis zum Marker kann nicht nur bei der Kalibrierung, sondern auch bei der Punktaufnahme während der Ausführung des Programms auftreten. Gerade wenn die Instrumentenspitze auf eine Oberfläche gedrückt wird, verformt sich das Instrument unter dieser Belastung und die Punktaufnahme wird ungenau.

Die Problematik des exakten Trackings der Instrumentenspitze könnte durch andere Trackingmethoden überwunden werden. Wie in 2.3 beschrieben, könnte beispielsweise durch elektromagnetisches Tracking direkt die Position der Spitze bestimmt und die Fehlerquelle der Instrumentenverformung eliminiert werden.

Eine zusätzliche Schwierigkeit stellt die Form der Instrumentenspitze dar. Diese ist gebogen und nur die Position der Spitze ist bekannt. Insbesondere bei schrägen Oberflächen muss

darauf geachtet werden, das Instrument entsprechend zu drehen, sodass die Oberfläche genau durch die Spitze und nicht durch einen anderen Teil des Instruments berührt wird. Dieser Fehler wirkt sich möglicherweise bei der Oberflächenaufnahme stärker aus als bei der Punktaufnahme. Denn bei der punktbasierten Registrierung müssen Nutzende die Instrumentenspitze für mehrere Sekunden an der gleichen Stelle halten. Dadurch können Fehler in der Positionierung der Instrumentenspitze besser erkannt und gegebenenfalls korrigiert werden. Bei der Oberflächenaufnahme hingegen werden deutlich mehr Punkte erfasst, wodurch es schwieriger wird, auf die Aufnahmequalität bei der Aufnahme jedes einzelnen Punkts zu achten.

Die in [4.1.3](#) beschriebenen optischen Aufnahmeverfahren bieten den Vorteil weniger nutzerabhängig zu sein, wodurch Fehler reduziert werden könnten.

Durch Anpassung der Oberflächenaufnahme entweder durch eine andere Methode zum Tracking der Instrumentenspitze oder ein optisches Rekonstruktionsverfahren könnten somit die Ergebnisse der oberflächenbasierten Registrierung verbessert werden. Daraus könnte auch eine Verbesserung der davon abhängigen sekundären Registrierung resultieren.

7.2 Allgemeine Diskussion

In der vorliegenden Arbeit sind verschiedene Limitationen zu beachten, die im Folgenden diskutiert werden.

Es gilt zu beachten, dass bei der Entwicklung und Evaluierung des Registrierungskonzepts Verformungen der Niere vernachlässigt wurden, die durch die Gewebeentfernung aufgrund der Tumorsektion auftreten können. Es wird angenommen, dass aufgrund der Positionierung der Marker nahe des chirurgischen Zielbereichs die Verformungen gering sind.

Neben den Verformungen, die aus der Tumorsektion resultieren wird jedoch auch durch das starre Modell, das in der Studie verwendet wird, die Verformbarkeit unter Belastung der Niere vernachlässigt. Diese spielt insbesondere bei der taktilen Oberflächenaufnahme eine Rolle, da hier durch die Berührungen der Nierenoberfläche mit dem Instrumente Gewebeerformungen auftreten können, die die Oberflächenaufnahme verfälschen.

Zusätzlich können durch die andere Textur des Nierenphantoms im Vergleich zu der einer realen Niere die Marker der sekundären Registrierung nicht vollständig realitätsgetreue Marker abbilden. Dadurch können sich Limitationen hinsichtlich der Übertragbarkeit für die Lokalisierung dieser Marker ergeben.

Des Weiteren sind zusätzliche, aus dem Aufbau der Nutzerstudie resultierende Begrenzungen hervorzuheben.

Für die Registrierung werden zwei Bildschirme verwendet. Auf dem linken Bildschirm wird alleinig das vom Laparoskop aufgenommene Bild angezeigt. Auf dem rechten Bildschirm

wird das Registrierungsprogramm dargestellt. Insbesondere bei der Punktaufnahme der initialen und sekundären Registrierung muss somit zum einen auf dem linken Bildschirm die Position der Instrumentenspitze lokalisiert und zum anderen die Aufnahmedauer auf dem rechten Bildschirm erfasst werden. Dadurch ist es schwierig, während der gesamten Punktaufnahme die Position der Instrumentenspitze zu kontrollieren und leichtes Abrutschen von der exakten Position kann teilweise nicht erkannt und somit nicht korrigiert werden.

Da die Instrumente nicht in den Zugängen der Box fixiert sind oder durch diese stabilisiert werden, müssen sie durchgängig durch die Nutzenden stabil positioniert werden und es kann zu unerwünschten Positionsänderungen kommen. Diesen Fehler würde es in der praktischen Anwendung nicht geben.

Eine weitere Begrenzung dieser Arbeit war durch die Kamerakalibrierung des Laparoscops gegeben. Bei der Überlagerung des laparoskopischen Bildes durch den virtuellen Inhalt ist aufgefallen, dass die virtuelle Niere abhängig vom Blickwinkel verschoben positioniert wird. Diese Verschiebungen können sich vermutlich auf die Parameter der Kamerakalibrierung zurückführen lassen.

Daraus resultiert, dass selbst bei Positionierung des virtuellen Modells an den Ground-Truth Daten, abhängig von der Orientierung des Laparoscops der virtuelle Inhalt nicht optimal den realen Inhalt überlagert. Diese visuelle Verschiebung würde somit die intraoperative AR Unterstützung erschweren. Zusätzlich wurde dadurch das visuelle Feedback bei der Studie eingeschränkt. Es war schwierig für Nutzende zu erkennen, ob die durchgeführte Registrierung genau war oder eine erneute Durchführung sinnvoll sein könnte. Somit hätten durch das korrekte Anzeigen der virtuellen Inhalte und daraus resultierende Korrekturen fehlerhafter Registrierungen möglicherweise andere Ergebnisse in der Studie erzielt werden können.

Diese Arbeit behandelt keine qualitative Bewertung des Registrierungskonzepts. Die Integrierbarkeit des Registrierungskonzepts in die Arbeitsabläufe der LPN kann somit nicht bewertet werden. Dies beinhaltet auch die Evaluierung, ob die Verbesserung der Registrierungsdauer um 4.20 s einen relevanten Unterschied während der Operation bedeutet, durch den die zusätzlichen Schritte, die diese Registrierung beinhaltet, gerechtfertigt werden.

Trotz der zuvor genannten Begrenzungen dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass das entwickelte Registrierungskonzept Potential gegenüber den einzelnen herkömmlichen Registrierungsverfahren haben kann.

Denn obwohl die Integrierbarkeit in den Workflow noch evaluiert werden muss, kann das Ziel, den Zeitaufwand zu kritischen Zeitpunkten der LPN zu minimieren, ohne die Genauigkeit zu beeinträchtigen, erreicht werden. Darüber hinaus wird die Genauigkeit nicht nur nicht eingeschränkt, sondern kann unter der Voraussetzung einer guten oberflächenbasierten Registrierung, sogar verbessert werden.

8 Abschluss

Das Ziel dieser Bachelorarbeit ist die Konzeption, Entwicklung und Evaluierung eines Registrierungskonzepts für eine Augmented Reality Unterstützung bei der laparoskopischen Nierenteilresektion. Die dafür benötigten Schritte und die im Rahmen dieser Arbeit gewonnenen Erkenntnisse werden im Folgenden zusammengefasst. Abschließend wird möglicher weiterer Forschungsbedarf vorgestellt.

8.1 Zusammenfassung

Zu Beginn dieser Arbeit wurden die medizinisch und technisch relevanten Grundlagen erläutert. Zusätzlich wurde auf den Stand der Technik unterschiedlicher Registrierungsverfahren eingegangen.

Basierend auf diesen Grundlagen wurde eine Kombination verschiedener Registrierungsmethoden realisiert. Es wurde ein zweistufiges Registrierungskonzept entwickelt, dessen Schritte zu unterschiedlichen Zeitpunkten der Operation stattfinden. Das Konzept besteht aus einer primären Registrierung während der intraoperativen Planungsphase und einer sekundären Registrierung, die im Anschluss an die Tumorresektion unter Zeitdruck durchgeführt wird.

Bei der primären Registrierung liegt die Priorität auf einer hohen Genauigkeit. Realisiert wurde daher eine oberflächenbasierte Registrierung mit einer vorhergehenden initialen Registrierung. Um die Punktwolke für die oberflächenbasierte Registrierung zu generieren, wurde ein taktiles Aufnahmeverfahren verwendet. Der Abstand zwischen der so definierten Punktwolke und der des virtuellen Modells wurde daraufhin mithilfe eines ICP Algorithmus iterativ minimiert. Die initiale Überlagerung erfolgte durch eine punktbasierte auf anatomischen Landmarken basierende Registrierung.

Durch die zweiteilige primäre Registrierung können Marker für die sekundäre Registrierung simultan auf dem virtuellen und dem physischen Modell positioniert werden. Durch eine punktbasierte Registrierung können auf diesen Markern basierend die virtuellen Inhalte entsprechend der aus der Tumorresektion resultierenden Lageveränderung neu ausgerichtet werden.

Das entwickelte Registrierungskonzept wurde durch eine Nutzerstudie mit Medizinstudierenden evaluiert. Die Beurteilung erfolgte hinsichtlich der Genauigkeit in Form des TREs

und der Registrierungsdauer in Form des TCTs. Verglichen wurden die initiale punktba-sierte Registrierung mit der sekundären Registrierung. Dabei wurde bei gleichbleibender Genauigkeit eine signifikante Verringerung der Registrierungsdauer festgestellt. Weiterhin wurde der Zusammenhang der Genauigkeit der oberflächenbasierten und der sekundären Registrierung untersucht. Festgestellt wurde dabei eine schwache Verringerung der Ge-nauigkeit zwischen den beiden Registrierungsschritten. Aus einer oberflächenbasierten Registrierung mit hoher Genauigkeit resultierte anschließend eine genaue sekundäre Regis-trierung. Daher wurden gesondert die Ergebnisse von Teilnehmenden mit einer genauen oberflächenbasierten Registrierung betrachtet. In dieser Teilgruppe konnte eine signifikante Verbesserung der Genauigkeit zwischen der initialen punkt-basierten und der sekundären Registrierung nachgewiesen werden.

8.2 Fazit

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein zweistufiges Registrierungskonzept entwickelt, durch das nach der Tumorresektion bei der laparoskopischen Nierenteilresektion eine zeitsparende Registrierung der virtuellen Inhalte ermöglicht wird. Dadurch, dass die Genauigkeit der sekundären Registrierung abhängig von der Genauigkeit der im primären Schritt durchge-führten oberflächenbasierten Registrierung ist, ist die Qualität des ersten Schrittes von großer Bedeutung. Durch eine genaue oberflächenbasierte Registrierung kann somit trotz des Zeitdrucks nach der Tumorresektion eine erneute Registrierung mit hoher Genauigkeit und einer geringen Dauer durchgeführt werden. Diese kann anschließend als Basis für eine Augmented Reality Unterstützung für die Reparatur von Schäden an der Niere dienen.

8.3 Ausblick

Um die unter anderem in Abschnitt [7.2](#) vorgestellten Probleme zu behandeln, könnten zukünftig folgende Arbeitsschritte durchgeführt werden.

Um die Genauigkeit des zweistufigen Registrierungskonzepts zu optimieren, sollten Verbes-
serungen an der oberflächenbasierten Registrierung untersucht werden. Dies ist aufgrund
der Abhängigkeit der Genauigkeit der sekundären Registrierung von der Genauigkeit der
oberflächenbasierten Registrierung notwendig. Dabei sollte insbesondere auf das Aufnah-
meverfahren der Punktwolke, die die Niere repräsentiert, eingegangen werden.

Um das taktile Aufnahmeverfahren zu verbessern, könnten entweder ein stabileres chirurgi-
sches Instrument verwendet oder die Spitze des Instruments mit einer anderen Trackingme-
thode lokalisiert werden. Zusätzlich könnten andere Oberflächenrekonstruktionsverfahren

wie optische Verfahren im Bezug auf ihren Einfluss auf die Registrierungsgenauigkeit getestet werden.

Ein weiterer nächster sinnvoller Schritt wäre die qualitative Evaluierung des Registrierungskonzepts. Dabei sollte die Anwendbarkeit im Operationskontext im Rahmen einer Nutzerstudie mit medizinischem Fachpersonal, das Erfahrungen in der LPN hat, untersucht werden. Daraus könnten Erkenntnisse über die klinische Anwendbarkeit und die Integrierbarkeit in den Workflow resultieren. Zusätzlich könnte dadurch die Usability unter Bewertung des User Interfaces und der erforderlichen Interaktionen evaluiert werden.

Bei einer Folgestudie könnte eine Anpassung des Versuchsaufbaus sinnvoll sein. Durch ein realitätsgetreueres Nierenmodell könnten Verformungen beachtet und andere, praxistauglicherer Marker für die sekundäre Registrierung getestet werden.

Aufbauend auf den Erkenntnissen dieser Arbeit könnte ein nächster wichtiger Schritt die Visualisierung der virtuellen Daten für die AR Computerunterstützung für die LPN sein. Besonders berücksichtigt werden sollten eine exakte Kamerakalibrierung, die ein besseres visuelles Feedback für Nutzende und eine optimale Darstellung der Ergebnisse ermöglicht. Darüber hinaus sollte ermittelt werden, wie die intraoperativ benötigten Daten bestmöglich dargestellt werden können, sodass Chirurgen intuitiv Risikostrukturen erkennen und Operationsschritte darauf anpassen kann.

Literaturverzeichnis

- [1] BENINCASA, Anne B. ; CLEMENTS, Logan W. ; HERRELL, S. D. ; GALLOWAY, Robert L.: Feasibility study for image-guided kidney surgery: Assessment of required intraoperative surface for accurate physical to image space registrations. In: *Medical Physics* 35 (2008), Nr. 9, 4251-4261. <http://dx.doi.org/10.1118/1.2969064>. – DOI 10.1118/1.2969064
- [2] BACHMANN, S.: *Anatomie*. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, 2010. – 503–524 S. http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-69483-0_11, http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-69483-0_11 – ISBN 978–3–540–69483–0
- [3] KELLER, Christine K. ; GEBERTH, Steffen K.: *Die normale Niere*. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, 2010. – 1–12 S. http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-10213-4_1, http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-10213-4_1 – ISBN 978–3–642–10213–4
- [4] NOWACK, Rainer (Hrsg.) ; BIRCK, Rainer (Hrsg.) ; WEINREICH, Thomas (Hrsg.): *Die gesunde Nierenfunktion*. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, 2009. – 9–22 S. http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-72323-3_2, http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-72323-3_2 – ISBN 978–3–540–72323–3
- [5] DETMER, Felicitas ; HETTIG, Julian ; SCHINDELE, Daniel ; SCHOSTAK, Martin ; HANSEN, Christian: Virtual and Augmented Reality Systems for Renal Interventions: A Systematic Review. In: *IEEE reviews in biomedical engineering* PP (2017), 09. <http://dx.doi.org/10.1109/RBME.2017.2749527>. – DOI 10.1109/RBME.2017.2749527
- [6] KLINGELE, M. ; KLINGELE, Matthias (Hrsg.) ; BRODMANN, Doreen (Hrsg.): *Einführung in die Nephrologie und Nierenersatzverfahren: Für Pflegende, Medizinstudenten und Assistenzärzte*. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, 2017. – 1–17 S. http://dx.doi.org/10.1007/978-3-662-54583-6_1, http://dx.doi.org/10.1007/978-3-662-54583-6_1 – ISBN 978–3–662–54583–6
- [7] SHAMBAUGH, E.M. ; (U.S.), SEER Program (National Cancer I.: *SEER Program: Self Instructional Manual for Cancer Registrars*. The Institute, 1999 (NIH publication Bd. 4). <https://books.google.de/books?id=h8shAQAAMAAJ>

- [8] ROBERT KOCH-INSTITUT AND GESELLSCHAFT DER EPIDEMIOLOGISCHEN KREBSREGISTER IN DEUTSCHLAND E.V.: Krebs in Deutschland 2015/2016. (2019). <http://dx.doi.org/http://dx.doi.org/10.25646/5977>. – DOI <http://dx.doi.org/10.25646/5977>
- [9] DEUTSCHE KREBSGESELLSCHAFT: *Nierenkrebs Definition und Häufigkeit*. <https://www.krebsgesellschaft.de/onko-internetportal/basis-informationen-krebs/krebsarten/nierenkrebs/definition-und-haeufigkeit.html>. Version: März 2020
- [10] AULITZKY, W. E. ; BECK, J. ; HUBER, C.: Nierenzellkarzinom. Version: 2010. <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-79725-8-55> In: *Die Onkologie*. Springer Berlin Heidelberg, 2010. – DOI 10.1007/978-3-540-79725-8-55, 1087–1103
- [11] GASSER, Thomas: *Basiswissen Urologie*. Springer Berlin Heidelberg, 2011. – 173–184 S. http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-21135-5_12. http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-21135-5_12
- [12] DRUCKER, Beverly J.: Renal cell carcinoma: Current status and future prospects. In: *Cancer Treatment Reviews* 31 (2005), Nr. 7, 536 - 545. <http://dx.doi.org/https://doi.org/10.1016/j.ctrv.2005.07.009>. – DOI <https://doi.org/10.1016/j.ctrv.2005.07.009>. – ISSN 0305–7372
- [13] DEUTSCHE KREBSGESELLSCHAFT E.V.: *Leitlinienprogramm Onkologie | S3-Leitlinie Nierenzellkarzinom*. https://www.leitlinienprogramm-onkologie.de/fileadmin/user_upload/Downloads/Leitlinien/Nierenzellkarzinom/LL_Nierenzell_Langversion_1.2.pdf. Version: April 2017
- [14] LAI, T C. ; MA, WK ; YIU, MK: Partial nephrectomy for T1 renal cancer can achieve an equivalent oncological outcome to radical nephrectomy with better renal preservation: the way to go. In: *Hong Kong medical journal = Xianggang yi xue za zhi* 22 (2016), February, Nr. 1, 39–45. <http://dx.doi.org/10.12809/hkmj144482>. – DOI 10.12809/hkmj144482. – ISSN 1024–2708
- [15] STOLZENBURG, Jens-Uwe ; TÜRK, Ingolf A. ; LIATSIKOS, Evangelos N.: Lymphadenektomie. Version: 2011. https://doi.org/10.1007/978-3-642-10379-7_2 In: *Laparoskopische und roboterassistierte Chirurgie in der Urologie*. Springer Berlin Heidelberg, 2011, 165–181
- [16] SUN, Maxine ; TRINH, Quoc-Dien ; BIANCHI, Marco ; HANSEN, Jens ; HANNA, Nawar ; ABDOLLAH, Firas ; SHARIAT, Shahrokh F. ; BRIGANTI, Alberto ; MONTORSI, Francesco ; PERROTTE, Paul ; KARAKIEWICZ, Pierre I.: A Non-Cancer-Related Survival Benefit Is Associated With Partial Nephrectomy. In: *European Urology* 61

- (2012), Nr. 4, 725 - 731. <http://dx.doi.org/https://doi.org/10.1016/j.eururo.2011.11.047>. – DOI <https://doi.org/10.1016/j.eururo.2011.11.047>. – ISSN 0302–2838
- [17] NICOLAU, Stéphane ; SOLER, Luc ; MUTTER, Didier ; MARESCAUX, Jacques: Augmented reality in laparoscopic surgical oncology. In: *Surgical oncology* 20 (2011), 09, S. 189–201. <http://dx.doi.org/10.1016/j.suronc.2011.07.002>. – DOI 10.1016/j.suronc.2011.07.002
- [18] TÖNNIS, Markus: *Augmented Reality Einblicke in die Erweiterte Realität*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2010. – ISBN 978–3–642–14178–2
- [19] MILGRAM, Paul ; TAKEMURA, Haruo ; UTSUMI, Akira ; KISHINO, Fumio: Augmented reality: a class of displays on the reality-virtuality continuum. In: DAS, Hari (Hrsg.): *Telemanipulator and Telepresence Technologies* Bd. 2351 International Society for Optics and Photonics, SPIE, 1995, 282 – 292
- [20] AZUMA, Ronald ; BAILLOT, Yohan ; BEHRINGER, Reinhold ; FEINER, Steven ; JULIER, Simon ; MACINTYRE, Blair: Recent advances in augmented reality. IEEE Comput Graphics Appl. In: *Computer Graphics and Applications, IEEE* 21 (2001), 12, S. 34 – 47. <http://dx.doi.org/10.1109/38.963459>. – DOI 10.1109/38.963459
- [21] DÖRNER, Ralf (Hrsg.) ; BROLL, Wolfgang (Hrsg.) ; GRIMM, Paul (Hrsg.) ; JUNG, Bernhard (Hrsg.): *Virtual und Augmented Reality (VR/AR)*. Springer Berlin Heidelberg, 2019. <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-662-58861-1>. <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-662-58861-1>
- [22] BERNHARDT, Sylvain ; NICOLAU, Stéphane A. ; SOLER, Luc ; DOIGNON, Christophe: The status of augmented reality in laparoscopic surgery as of 2016. In: *Medical Image Analysis* 37 (2017), 66 - 90. <http://dx.doi.org/https://doi.org/10.1016/j.media.2017.01.007>. – DOI <https://doi.org/10.1016/j.media.2017.01.007>. – ISSN 1361–8415
- [23] BROLL, Wolfgang: Augmentierte Realität. Version: 2019. <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-662-58861-1-8>. In: DÖRNER, Ralf (Hrsg.) ; BROLL, Wolfgang (Hrsg.) ; GRIMM, Paul (Hrsg.) ; JUNG, Bernhard (Hrsg.): *Virtual und Augmented Reality (VR/AR): Grundlagen und Methoden der Virtuellen und Augmentierten Realität*. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, 2019. – DOI 10.1007/978–3–662–58861–1–8. – ISBN 978–3–662–58861–1, 315–356
- [24] DÖRNER, Ralf ; GEIGER, Christian ; OPPERMAN, Leif ; PAELKE, Volker ; DÖRNER, Ralf (Hrsg.) ; BROLL, Wolfgang (Hrsg.) ; GRIMM, Paul (Hrsg.) ; JUNG, Bernhard

- (Hrsg.): *Interaktionen in Virtuellen Welten*. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, 2013. – 157–193 S. <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-28903-3-6>
<http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-28903-3-6>
- [25] NORTHERN DIGITAL INC.: *NDI Optical Measurement Systems*, 2020 (Zugriff: 25.07.2020). <https://www.ndigital.com/medical/products/>
- [26] BIRKFELLNER, Wolfgang ; HUMMEL, Johann ; WILSON, Emmanuel ; CLEARY, Kevin: Tracking Devices. Version: 2008. <http://dx.doi.org/10.1007/978-0-387-73858-1-2> In: *Image-Guided Interventions*. Springer US, 2008. – DOI 10.1007/978-0-387-73858-1-2, 23–44
- [27] BHATNAGAR, Devesh K.: Position trackers for Head Mounted Display systems: A survey. In: *University of North Carolina, Chapel Hill TR93* 10 (1993)
- [28] LANGØ, T. ; TANGEN, G. A. ; MÅRVIK, R. ; YSTGAARD, B. ; YAVUZ, Y. ; KASPERSEN, J. H. ; SOLBERG, O. V. ; HERNES, T. A. N.: Navigation in laparoscopy – prototype research platform for improved image-guided surgery. In: *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies* 17 (2008), Nr. 1, 17-33. <http://dx.doi.org/10.1080/13645700701797879>. – DOI 10.1080/13645700701797879
- [29] ALTAMAR, Hernan O. ; ONG, Rowena E. ; GLISSON, Courtenay L. ; VIPRAKASIT, Davis P. ; MIGA, Michael I. ; HERRELL, Stanley D. ; GALLOWAY, Robert L.: Kidney Deformation and Intraprocedural Registration: A Study of Elements of Image-Guided Kidney Surgery. In: *Journal of Endourology* 25 (2011), Nr. 3, 511-517. <http://dx.doi.org/10.1089/end.2010.0249>. – DOI 10.1089/end.2010.0249. – PMID: 21142942
- [30] JOERES, Fabian ; HEINRICH, Florian ; SCHOTT, Danny ; HANSEN, Christian: Towards natural 3D interaction for laparoscopic augmented reality registration. In: *Proceedings of the combined AE-CAI / CARE / OR 2.0 MICCAI 2020 workshop* (conditionally accepted)
- [31] THOMPSON, Stephen ; TOTZ, Johannes ; SONG, Yi ; JOHNSEN, Stian ; STOYANOV, Danail ; OURSELIN, Sébastien ; GURUSAMY, Kurinchi ; SCHNEIDER, Crispin ; DAVIDSON, Brian ; HAWKES, David ; CLARKSON, Matthew J.: Accuracy validation of an image guided laparoscopy system for liver resection. In: III, Robert J. W. (Hrsg.) ; YANIV, Ziv R. (Hrsg.): *Medical Imaging 2015: Image-Guided Procedures, Robotic Interventions, and Modeling* Bd. 9415 International Society for Optics and Photonics, SPIE, 2015, 52 – 63
- [32] PRATT, Philip ; MAYER, Erik ; VALE, Justin ; COHEN, Daniel ; EDWARDS, Eddie ; DARZI, Ara ; YANG, Guang-Zhong: An effective visualisation and registration system for image-guided robotic partial nephrectomy. In: *J Robotic Surg* (2012), S.

- 23–31. <http://dx.doi.org/10.1007/s11701-011-0334-z> – DOI 10.1007/s11701-011-0334-z
- [33] RÖHL, Sebastian: *Intraoperative Modellierung und Registrierung für ein laparoskopisches Assistenzsystem*. KIT Scientific Publishing, 2013. – 52–57 S. – ISBN 9783731501046
- [34] ZHU, Hao ; GUO, Bin ; ZOU, Ke ; LI, Yongfu ; YUEN, Ka-Veng ; MIHAYLOVA, Lyudmila ; LEUNG, Henry: A Review of Point Set Registration: From Pairwise Registration to Groupwise Registration. In: *Sensors* 19 (2019), 03, S. 1191. <http://dx.doi.org/10.3390/s19051191> – DOI 10.3390/s19051191
- [35] RADHAKRISHNAN, Vineeth: *Registration and Segmentation of Multimodality Images for Post Processing of Skeleton in Preclinical Oncology Studies*, 2016
- [36] PELIZZARI, CA ; CHEN, GT ; SPELBRING, DR ; WEICHSELBAUM, RR ; CHEN, CT: Accurate three-dimensional registration of CT, PET, and/or MR images of the brain. In: *Journal of computer assisted tomography* 13 (1989), Nr. 1, 20–26. <http://dx.doi.org/10.1097/00004728-198901000-00004> – DOI 10.1097/00004728-198901000-00004. – ISSN 0363-8715
- [37] PETERS, Terry ; CLEARY, Kevin: *Image-Guided Interventions - Technology and Applications*. Berlin Heidelberg : Springer Science & Business Media, 2008. – ISBN 978-0-387-73858-1
- [38] BESL, Paul ; MCKAY, H.D.: A method for registration of 3-D shapes. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell*. In: *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on* 14 (1992), 03, S. 239–256. <http://dx.doi.org/10.1109/34.121791> – DOI 10.1109/34.121791
- [39] HILL, Derek L G. ; BATCHELOR, Philipp G. ; HOLDEN, Mark ; HAWKES, David J.: Medical image registration. In: *Physics in Medicine and Biology* 46 (2001), feb, Nr. 3, R1–R45. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/46/3/201> – DOI 10.1088/0031-9155/46/3/201
- [40] TOENNIES, Klaus D.: *Guide To Medical Image Analysis*. Springer-Verlag London Limited, 2012. – 299–332 S. – ISBN 978-1-4471-2750-5
- [41] JAUER, Philipp: *Physikalisch Motivierte Punktwolkenregistrierung*, Universität zu Lübeck, dissertation, 2018
- [42] SIMPSON, IJA ; WOOLRICH, MW ; SCHNABEL, Julia: *Probabilistic segmentation propagation from uncertainty in registration*, 2011

- [43] JAUER, Philipp ; KUHLEMANN, Ivo ; BRUDER, Ralf ; SCHWEIKARD, Achim ; ERNST, Floris: Efficient Registration of High-Resolution Feature Enhanced Point Clouds. In: *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 41 (2019), S. 1102–1115
- [44] MYRONENKO, Andriy ; SONG, Xubo: Point Set Registration: Coherent Point Drift. In: *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence* 32 (2010), 12, S. 2262–75. <http://dx.doi.org/10.1109/TPAMI.2010.46> – DOI 10.1109/TPAMI.2010.46
- [45] BIBER, Peter ; STRASSER, Wolfgang: The Normal Distributions Transform: A New Approach to Laser Scan Matching, 2003. – ISBN 0–7803–7860–1, S. 2743 – 2748 vol.3
- [46] ZAGANIDIS, Anestis ; MAGNUSSON, Martin ; DUCKETT, Tom ; CIELNIAK, Grzegorz: Semantic-assisted 3D Normal Distributions Transform for scan registration in environments with limited structure. In: *Proceedings of the IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 2017, S. 4064–4069
- [47] SHI, Xiuying ; PENG, Jianjun ; LI, Jiping ; YAN, Pitao ; GONG, Hangyu: The Iterative Closest Point Registration Algorithm Based on the Normal Distribution Transformation. In: *Procedia Computer Science* 147 (2019), 181 - 190. <http://dx.doi.org/https://doi.org/10.1016/j.procs.2019.01.219>. – DOI <https://doi.org/10.1016/j.procs.2019.01.219>. – ISSN 1877–0509. – 2018 International Conference on Identification, Information and Knowledge in the Internet of Things
- [48] HUGHES-HALLETT, Archie ; MAYER, Erik K. ; MARCUS, Hani J. ; CUNDY, Thomas P. ; PRATT, Philip J. ; DARZI, Ara W. ; VALE, Justin A.: Augmented Reality Partial Nephrectomy: Examining the Current Status and Future Perspectives. In: *Urology* 83 (2014), Nr. 2, 266 - 273. <http://dx.doi.org/https://doi.org/10.1016/j.urology.2013.08.049>. – DOI <https://doi.org/10.1016/j.urology.2013.08.049>. – ISSN 0090–4295
- [49] MIROTA, Daniel J. ; ISHII, Masaru ; HAGER, Gregory D.: Vision-Based Navigation in Image-Guided Interventions. In: *Annual Review of Biomedical Engineering* 13 (2011), Nr. 1, 297-319. <http://dx.doi.org/10.1146/annurev-bioeng-071910-124757>. – DOI 10.1146/annurev-bioeng-071910-124757. – PMID: 21568713
- [50] REICHARD, JDaniel: *Bildbasierte Weichgeweberegistrierung in der Laparoskopie*, Karlsruher Instituts für Technologie (KIT), dissertation, 2017
- [51] EDGCUMBE, Philip ; PRATT, Philip ; YANG, Guang-Zhong ; NGUAN, Christopher ; ROHLING, Robert: Pico Lantern: Surface reconstruction and augmented reality in laparoscopic surgery using a pick-up laser projector. In: *Medical Image Analysis* 25

- (2015), Nr. 1, 95 - 102. <http://dx.doi.org/https://doi.org/10.1016/j.media.2015.04.008> – DOI <https://doi.org/10.1016/j.media.2015.04.008>. – ISSN 1361–8415
- [52] HARTKENS, Thomas ; HILL, Derek ; D. CASTELLANO-SMITH, Andy ; J. HAWKES, David ; R. MAURER JR, Calvin ; J. MARTIN, Alastair ; A. HALL, Walter ; LIU, Hongxi ; L. TRUWIT, Charles: Using Points and Surfaces to Improve Voxel-Based Non-rigid Registration. 2 (2002), 9, S. 565–572
- [53] ROBU, Maria ; RAMALHINHO, João ; THOMPSON, Stephen ; GURUSAMY, Kurinchi ; DAVIDSON, Brian ; HAWKES, David ; STOYANOV, Danail ; CLARKSON, Matt: Global rigid registration of CT to video in laparoscopic liver surgery. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 13 (2018), 05. <http://dx.doi.org/10.1007/s11548-018-1781-z> – DOI 10.1007/s11548–018–1781–z
- [54] MAIER-HEIN, Lena ; SPEIDEL, Stefanie ; STENAU, Esther ; CHEN, Elvis ; MA, Burton: *Mixed and Augmented Reality in Medicine*. Boca Raton, Fla : CRC Press, 2018. – 29–45 S. <http://dx.doi.org/10.1201/9781315157702-3> <http://dx.doi.org/10.1201/9781315157702-3> – ISBN 978–1–351–65442–5
- [55] WILD, Esther ; TEBER, Dogu ; SCHMID, Daniel ; SIMPFENDÖRFER, Tobias ; MÜLLER, Michael ; KENNGOTT, Hannes ; MAIER-HEIN, Lena: Robuste intraoperative Registrierung mit fluoreszierenden Markern für die computergestützte Laparoskopie. In: TOLXDORFF, Thomas (Hrsg.) ; DESERNO, Thomas M. (Hrsg.) ; HANDELS, Heinz (Hrsg.) ; MEINZER, Hans-Peter (Hrsg.): *Bildverarbeitung für die Medizin 2016 - Algorithmen - Systeme - Anwendungen, Proceedings des Workshops vom 13. bis 15. März 2016 in Berlin*, Springer, 2016 (Informatik Aktuell), 74–79
- [56] WILD, Esther ; TEBER, Dogu ; SCHMID, Daniel ; SIMPFENDÖRFER, Tobias ; MÜLLER, Michael ; BARANSKI, Ann-Christin ; KENNGOTT, Hannes ; KOPKA, Klaus ; MAIER-HEIN, Lena: Robust augmented reality guidance with fluorescent markers in laparoscopic surgery. In: *Int. J. Comput. Assist. Radiol. Surg.* 11 (2016), Nr. 6, 899–907. <http://dx.doi.org/10.1007/s11548-016-1385-4> – DOI 10.1007/s11548–016–1385–4
- [57] RUSINKIEWICZ, Szymon ; LEVOY, Marc: Efficient variants of the ICP algorithm. In: *Proceedings third international conference on 3-D digital imaging and modeling IEEE*, 2001, S. 145–152
- [58] TURK, Greg ; LEVOY, Marc: Zippered polygon meshes from range images. In: *Proceedings of the 21st annual conference on Computer graphics and interactive techniques*, 1994, S. 311–318

- [59] MASUDA, T. ; SAKAUE, K. ; YOKOYA, N.: Registration and integration of multiple range images for 3-D model construction. In: *Proceedings of 13th International Conference on Pattern Recognition* Bd. 1, 1996, S. 879–883 vol.1
- [60] NUCHTER, Andreas ; LINGEMANN, Kai ; HERTZBERG, Joachim: Cached kd tree search for ICP algorithms. In: *Sixth International Conference on 3-D Digital Imaging and Modeling (3DIM 2007)* IEEE, 2007, S. 419–426
- [61] BENTLEY, J.: Multidimensional binary search trees used for associative searching. In: *Commun. ACM* 18 (1975), S. 509–517
- [62] GODIN, Guy ; RIOUX, Marc ; BARIBEAU, Rejean: Three-dimensional registration using range and intensity information. In: EL-HAKIM, Sabry F. (Hrsg.): *Videometrics III* Bd. 2350 International Society for Optics and Photonics, SPIE, 1994, 279 – 290
- [63] STODDART, Andrew J. ; HILTON, Adrian: Registration of multiple point sets. In: *Proceedings of 13th International Conference on Pattern Recognition* Bd. 2 IEEE, 1996, S. 40–44
- [64] PULLI, K.: Multiview registration for large data sets. In: *Second International Conference on 3-D Digital Imaging and Modeling (Cat. No.PR00062)*, 1999, S. 160–168
- [65] LOW, Kok-Lim: Linear least-squares optimization for point-to-plane icp surface registration. In: *Chapel Hill, University of North Carolina* 4 (2004), Nr. 10, S. 1–3
- [66] HORN, Berthold: Closed-Form Solution of Absolute Orientation Using Unit Quaternions. In: *Journal of the Optical Society A* 4 (1987), 04, S. 629–642. <http://dx.doi.org/10.1364/JOSAA.4.000629> – DOI 10.1364/JOSAA.4.000629
- [67] *Math.NET Numerics*. : *Math.NET Numerics*, 2020 (Zugriff: 16.05.2020). <https://github.com/mathnet/mathnet-numeric>
- [68] SOUZA, C. R.: *The Accord.NET Framework*,. São Carlos, Brazil, 2014. <http://accord-framework.net/>
- [69] CHEN, Y. ; MEDIONI, G.: Object modeling by registration of multiple range images. In: *Proceedings. 1991 IEEE International Conference on Robotics and Automation* (1991), S. 2724–2729 vol.3
- [70] SASAMA, Toshihiko ; SATO, Yoshinobu ; NAKAJIMA, Yoshikazu ; NISHII, Takashi ; YONENOBU, Kazuo ; TAMURA, Shinichi ; OCHI, Takahiro: Accuracy Evaluation of Surface-Based Registration Methods in a Computer Navigation System for Hip Surgery Performed Through a Posterolateral Approach. In: *Computer Aided Surgery* 6 (2001), 01, S. 195 – 203. <http://dx.doi.org/10.1002/igs.10011> – DOI 10.1002/igs.10011

- [71] MOGHARI, Mehdi H. ; MA, Burton ; ABOLMAESUMI, Purang: A Theoretical Comparison of Different Target Registration Error Estimators. In: METAXAS, Dimitris (Hrsg.) ; AXEL, Leon (Hrsg.) ; FICHTINGER, Gabor (Hrsg.) ; SZÉKELY, Gábor (Hrsg.): *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2008*. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, 2008. – ISBN 978-3-540-85990-1, S. 1032–1040
- [72] SCOTT, Daniel J. ; BERGEN, Patricia C. ; REGE, Robert V. ; LAYCOCK, Royce ; TESHAY, Seifu T. ; VALENTINE, R.James ; EUHUS, David M. ; JEYARAJAH, D.Rohan ; THOMPSON, William M. ; JONES, Daniel B.: Laparoscopic training on bench models: better and more cost effective than operating room experience? In: *Journal of the American College of Surgeons* 191 (2000), Nr. 3, 272 - 283. [http://dx.doi.org/https://doi.org/10.1016/S1072-7515\(00\)00339-2](http://dx.doi.org/https://doi.org/10.1016/S1072-7515(00)00339-2) – DOI [https://doi.org/10.1016/S1072-7515\(00\)00339-2](https://doi.org/10.1016/S1072-7515(00)00339-2). – ISSN 1072-7515
- [73] SASAMA, Toshihiko ; SATO, Yoshinobu ; NAKAJIMA, Yoshikazu ; NISHII, Takashi ; YONENOBU, Kazuo ; TAMURA, Shinichi ; OCHI, Takahiro: Accuracy Evaluation of Surface-Based Registration Methods in a Computer Navigation System for Hip Surgery Performed Through a Posterolateral Approach. In: *Computer Aided Surgery* 6 (2001), 01, S. 195 – 203. <http://dx.doi.org/10.1002/igs.10011> – DOI 10.1002/igs.10011
- [74] GLOZMAN, Daniel ; SHOHAM, Moshe ; FISCHER, Anath: A Surface-Matching Technique for Robot-Assisted Registration. In: *Computer Aided Surgery* 6 (2001), 01, S. 259 – 269. <http://dx.doi.org/10.1002/igs.10015>. – DOI 10.1002/igs.10015
- [75] CASH, David M. ; MIGA, Michael I. ; GLASGOW, Sean C. ; DAWANT, Benoit M. ; CLEMENTS, Logan W. ; CAO, Zhujiang ; GALLOWAY, Robert L. ; CHAPMAN, William C.: Concepts and Preliminary Data Toward the Realization of Image-guided Liver Surgery. In: *Journal of Gastrointestinal Surgery* 11 (2007), April, Nr. 7, 844–859. <http://dx.doi.org/10.1007/s11605-007-0090-6> – DOI 10.1007/s11605-007-0090-6
- [76] SEREJ, Nasim ; AHMADIAN, Alireza ; MOHAGHEGHI, Saeed ; SADRHOSEINI, Seyed: A projected landmark method for reduction of registration error in image-guided surgery systems. In: *International journal of computer assisted radiology and surgery* 10 (2014), 05. <http://dx.doi.org/10.1007/s11548-014-1075-z> – DOI 10.1007/s11548-014-1075-z
- [77] DENG, Zhi: Towards estimating fiducial localization error of point-based registration in image-guided neurosurgery. In: *Bio-medical materials and engineering* 26 (2015), 09, S. 943–949. <http://dx.doi.org/10.3233/BME-151388> – DOI 10.3233/BME-151388

A Anhang

A.1 Ablauf des Registrierungskonzepts

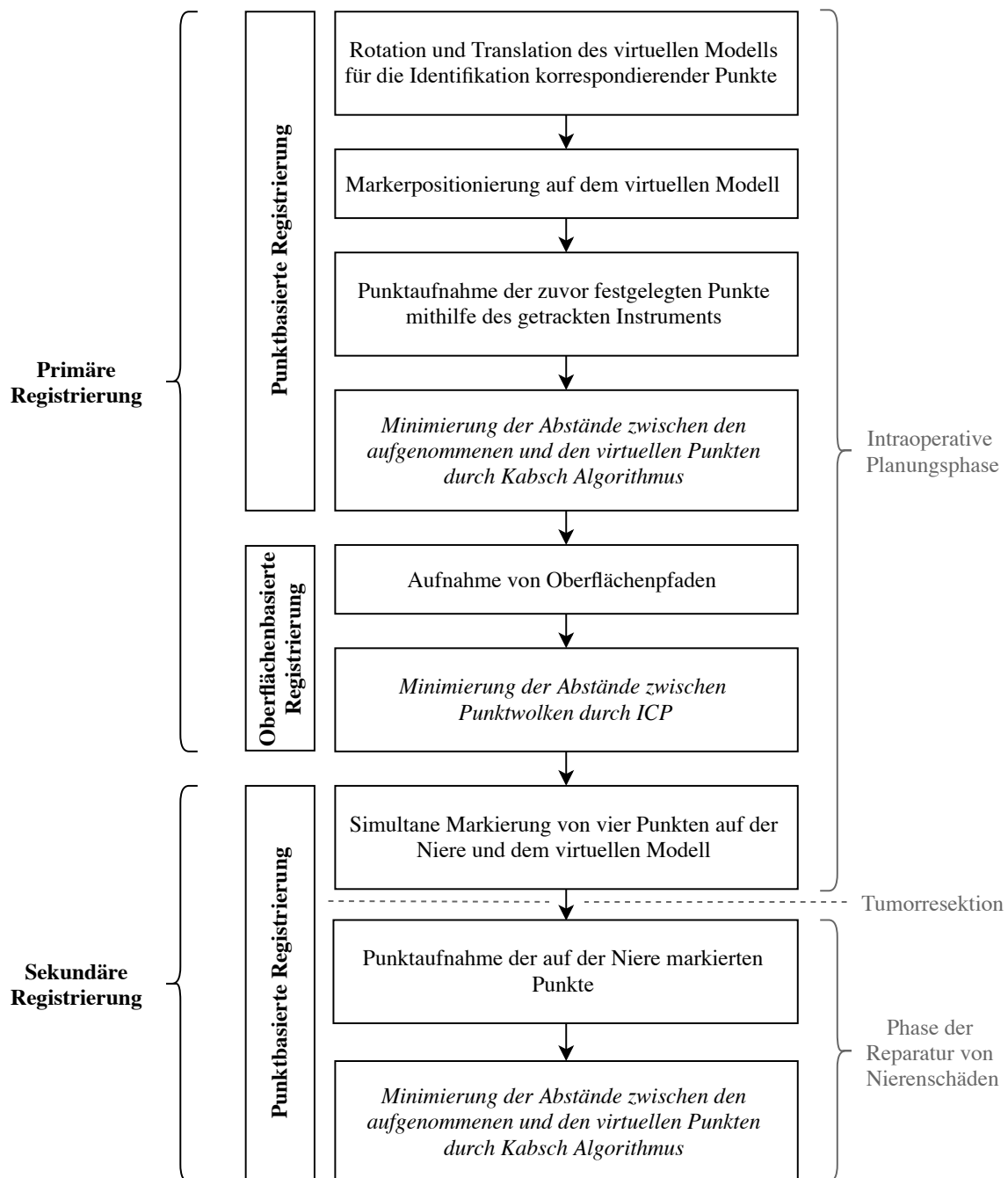


Abbildung A.1: Ablauf des Registrierungskonzepts

A.2 Aufbau der Nutzeroberfläche

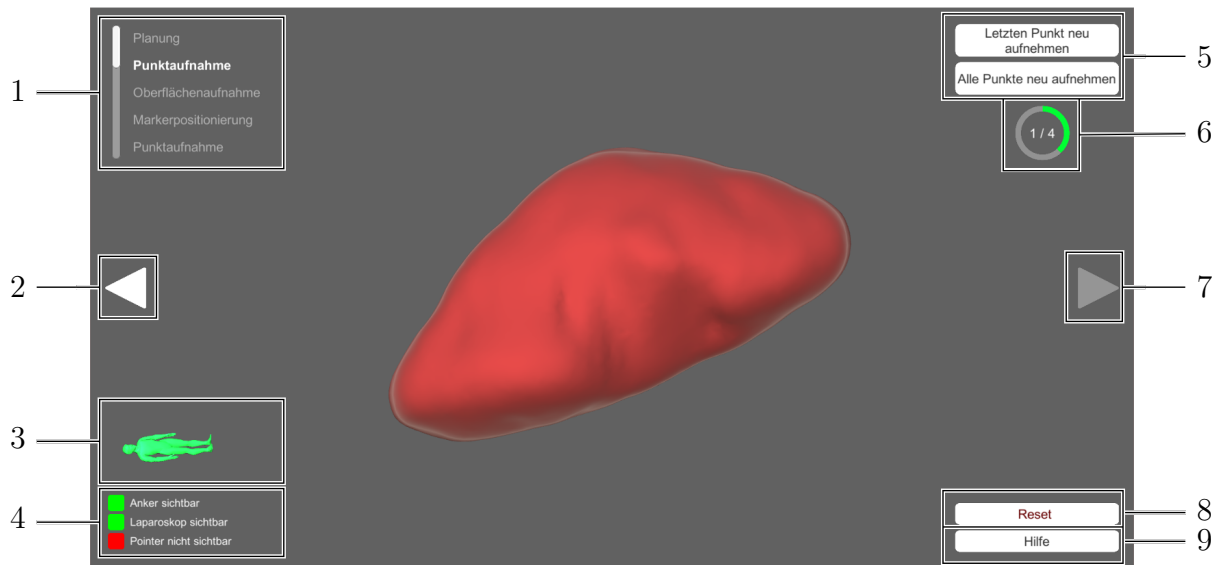


Abbildung A.2: Aufbau der Nutzeroberfläche

- 1 Statusleiste
- 2 Zurück-Button
- 3 Orientierungsfigur
- 4 Sichtbarkeit Marker für optisches Tracking
- 5 Reistrierungsschrittabhängige Buttons
- 6 Fortschrittsring für Punkt-/Oberflächenaufnahme
- 7 Weiter-Button
- 8 Reset-Button
- 9 Hilfe-Button

A.3 Position der Targetpoints für die Berechnung des TRE

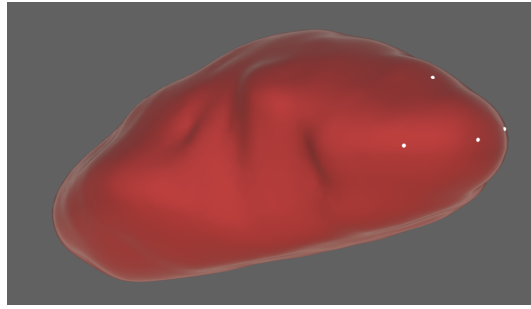


Abbildung A.3: Position der Targetpoints am unteren Nierenpol (LP)

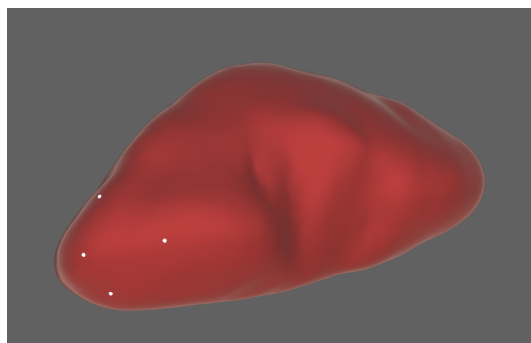


Abbildung A.4: Position der Targetpoints am oberen Nierenpol (UP)

Tabelle A.1: Positionen der Targetpoints am unteren (LP) und oberen Nierenpol (UP) im Verhältnis zum Schwerpunkt des Nierenmodells in mm, dabei entspricht x der Transversalachse, y der Sagittalachse und z der Longitudinalachse

Pol	Nr.	Position [mm]		
		x	y	z
LP	1	1,35	9,24	-54,85
	2	-10,86	16,91	-44,00
	3	10,83	18,84	-40,63
	4	11,69	3,68	-54,23
UP	1	-27,82	-0,90	51,73
	2	-16,17	7,21	47,86
	3	-33,15	11,28	37,19
	4	-31,06	-8,84	42,27

A.4 Ground-Truth Daten Position Nierenphantom

Tabelle A.2: Daten für die Ground-Truth Berechnung für die Position des Nierenphantoms im Verhältnis zum Weltanker

Registrierung	Translation [mm]			Rotation [°]		
	x	y	z	x	y	z
1	3,30	-34,32	-26,44	1,94	-93,42	-1,78
2	4,37	-34,60	-26,61	1,52	-96,50	-0,80
3	2,75	-33,86	-26,33	1,62	-92,72	-1,78
4	4,25	-34,16	-27,10	1,30	-95,42	1,06
5	3,89	-34,41	-27,07	1,83	-95,65	0,86
Mittelwert	3,71	-34,27	-26,71	1,64	-94,74	-0,49

A.5 Daten der Nutzerstudie

Tabelle A.3: Demographische Daten der Nutzerstudie

Nr.	Age	Sex	Händigkeit	Sehschwäche	Semester	Erfahrung [h]	
						Trainer	OP
2	25	w	rechts	nein	10	0	0
3	23	w	rechts	nein	9	3	1
4	25	w	rechts	nein	10	1,5	0
5	27	w	rechts	nein	10	0	0
6	24	w	rechts	nein	10	1,5	12,5
7	23	w	rechts	nein	8	1	0
8	23	w	rechts	nein	10	0	0
9	24	m	rechts	nein	8	0	0
10	23	m	rechts	nein	10	0	0
11	25	w	rechts	nein	11	2	10
12	23	m	rechts	nein	9	3	0
13	22	w	rechts	-0,5	8	0	0,2
14	25	w	rechts	nein	8	0,5	0
15	21	w	rechts	nein	8	0	0
16	22	m	rechts	nein	8	0	1
17	25	w	rechts	nein	10	1	6
18	25	w	rechts	nein	8	1	2
19	23	m	rechts	nein	11	3	2

Tabelle A.4: Werte des TCTs und TREs für die unterschiedlichen Registrierungsschritte (RS) für die Teilnehmenden 2 - 10

Nr.	Pol	RS	TCT [s]	TRE [mm]			
				1	2	3	4
2	LP	IA	30,67	14,03	16,27	7,03	16,44
		ICP		10,10	12,85	12,08	8,27
		SR		19,89	13,67	14,36	13,19
3	LP	IA	24,64	18,10	22,79	8,24	13,35
		ICP		7,71	9,23	8,62	7,06
		SR		36,53	5,29	5,90	4,47
4	UP	IA	66,71	8,57	5,94	9,48	10,54
		ICP		4,78	4,96	4,65	4,67
		SR		42,18	4,40	4,88	4,40
5	LP	IA	56,30	5,05	3,65	3,85	5,90
		ICP		4,02	2,05	6,14	6,77
		SR		34,31	3,64	5,45	6,70
6	UP	IA	33,08	8,13	7,94	5,68	9,13
		ICP		2,74	6,15	5,85	1,77
		SR		40,93	5,00	7,34	5,68
7	LP	IA	50,13	19,22	28,63	15,69	15,55
		ICP		7,28	7,86	9,74	7,91
		SR		47,61	8,20	8,78	11,18
8	UP	IA	57,41	11,41	9,94	8,46	11,88
		ICP		13,95	12,60	11,05	14,38
		SR		51,17	17,30	15,00	12,18
9	LP	IA	38,62	16,48	9,10	15,42	23,81
		ICP		4,23	3,68	6,13	6,25
		SR		33,19	5,67	5,69	8,12
10	UP	IA	43,85	6,58	8,00	6,85	4,97
		ICP		15,71	16,47	18,91	14,68
		SR		47,16	15,06	15,13	18,06

Tabelle A.5: Werte des TCTs und TREs für die unterschiedlichen Registrierungsschritte (RS) für die Teilnehmenden 11 - 19

Nr.	Pol	RS	TCT [s]	TRE [mm]			
				1	2	3	4
12	UP	IA	50,66	13,97	12,13	14,10	13,65
		ICP		8,31	7,44	8,20	7,85
		SR		40,63	10,34	11,89	7,70
13	LP	IA	24,82	7,45	4,58	6,77	9,28
		ICP		8,81	9,70	11,08	8,25
		SR		29,81	10,94	12,12	11,67
14	UP	IA	44,60	17,92	27,86	22,13	13,16
		ICP		10,93	10,22	12,19	11,73
		SR		54,99	11,10	10,80	11,79
15	LP	IA	36,39	8,49	9,39	9,45	7,95
		ICP		4,90	5,46	3,46	4,90
		SR		33,82	4,55	5,99	4,04
16	UP	IA	37,69	18,94	26,33	14,10	13,41
		ICP		9,28	17,43	19,75	19,51
		SR		36,21	19,68	19,17	17,96
17	LP	IA	37,30	4,81	4,78	3,59	6,65
		ICP		9,92	8,65	11,64	11,32
		SR		31,12	10,56	4,72	12,43
18	UP	IA	32,85	6,00	9,95	2,81	6,21
		ICP		18,15	16,11	14,29	15,68
		SR		29,93	31,73	27,21	23,14
19	LP	IA	54,70	11,84	11,50	11,71	12,23
		ICP		4,28	3,20	6,97	6,14
		SR		47,42	9,42	4,16	11,50