



# Entwicklung eines Simulationssystems zur Exploration geeigneter Kinematiken für die robotisierte Ultraschallbildgebung

Design of a Simulation Framework for the Exploration of  
Kinematic Structures for Robotic Ultrasound Imaging

## Bachelorarbeit

im Rahmen des Bachelorstudiengangs  
**Medizinische Ingenieurwissenschaft**  
der Universität zu Lübeck

vorgelegt von  
**Tolga-Can Çallar**

ausgegeben und betreut von  
Prof. Dr. Elmar Rückert

mit Unterstützung durch  
Sven Böttger, Dipl.-Inf.



## **Erklärung**

Hiermit erkläre ich an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne die Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel selbständig verfasst habe; die aus anderen Quellen direkt oder indirekt übernommenen Daten und Konzepte sind unter Angabe des Literaturzitats gekennzeichnet.

---

(Tolga-Can Çallar)

Lübeck, den 11. November 2018



**Kurzfassung** Der diagnostische Ultraschall ist als flexibles, schnelles und nichtinvasives Verfahren ein etablierter Bestandteil der klinischen Praxis. Verglichen mit anderen Bildgebungsmodalitäten ist der diagnostische Erfolg jedoch in hohem Maße nutzerabhängig. Aufgrund der ungleich verteilten Verfügbarkeit qualifizierten medizinischen Personals wird das Potenzial der Ultraschallbildgebung oftmals nicht ausgeschöpft. Dieser Problematik haben sich in den letzten drei Jahrzehnten mehrere Forschungsgruppen angenommen und das Fundament für die robotergestützte Ultraschallbildgebung gelegt. Trotz der Vielzahl der bisherigen Fortschritte auf diesem Gebiet existiert heutzutage kein Robotersystem, das für den klinischen Alltag von Nutzen wäre. Ein entscheidender Grund hierfür sind Mängel des kinematischen Design, aufgrund derer viele funktionale Anforderungen der Ultraschallbildgebung nicht erfüllt werden können. Somit stellt die kinematische Optimierung eine der größten Aufgaben für die robotisierte Ultraschallbildgebung dar. Als Beitrag zur Lösung dieser Aufgabe wurde im Rahmen dieser Arbeit ein Simulationssystem entwickelt, mit dem beliebige kinematische Designs hinsichtlich ihrer Eignung für die Ultraschallbildgebung analysiert und validiert werden können.



**Abstract** As an versatile, fast and innocuous imaging technique, medical ultrasound is well-established in clinical practise. In comparison to other imaging techniques, diagnostic success is highly user-dependent. Due to limited access to qualified medical personnel, the potential of medical ultrasound has not been exploited fully. Over the last three decades, this problem has been addressed by several research groups, that established the field of robotic ultrasound imaging. Although numerous findings have been made, to this day there is no robotic system fit for widespread clinical use. A significant reason for this has been an insufficient kinematic design. Therefore kinematic optimization is one of the main tasks in the field of robotic ultrasound imaging. In this thesis we present a simulation framework, that can be utilized to explore the fitness of a certain kinematic structure concerning ultrasound imaging



# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1	Motivation . . . . .	1
1.2	Aufgabenstellung . . . . .	2
<b>2</b>	<b>Grundlagen</b>	<b>5</b>
2.1	Stand der Technik . . . . .	5
<b>3</b>	<b>Material und Methoden</b>	<b>7</b>
3.1	Konzept . . . . .	7
3.2	Softwaretools . . . . .	8
3.2.1	UMTRI Human Shape . . . . .	8
3.2.2	Blender . . . . .	10
3.2.3	MeshLab . . . . .	13
3.2.4	V-REP . . . . .	14
3.3	Anforderungsanalyse . . . . .	14
3.3.1	Anthropometrie . . . . .	14
3.3.2	Funktionale Anforderungen . . . . .	17
3.4	Modellierung der Simulationsobjekte . . . . .	18
3.4.1	Phantommodellierung . . . . .	18
3.5	Simulation . . . . .	20
3.5.1	Performance-Test . . . . .	20
3.5.2	Simulationssetup . . . . .	25
<b>4</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>29</b>
<b>5</b>	<b>Diskussion</b>	<b>35</b>
<b>6</b>	<b>Ausblick</b>	<b>37</b>



# 1 Einleitung

## 1.1 Motivation

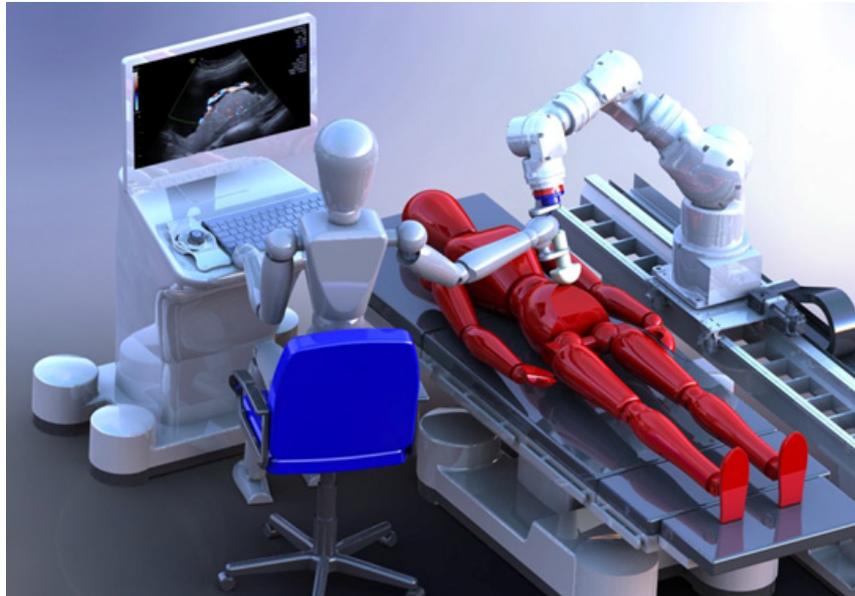
Der diagnostische Ultraschall ist seit Jahrzehnten aufgrund der schnellen Bildakquise, Flexibilität und Unschädlichkeit als Bildgebungsmodalität in der klinischen Praxis fest etabliert und schon seit geraumer Zeit Gegenstand einer Vielzahl wissenschaftlicher Bemühungen [CTV<sup>+</sup>18]. Ein entscheidender Faktor, der bislang bei der Weiterentwicklung des Ultraschalls auf konzeptioneller Ebene vernachlässigt wurde, ist die Rolle des Nutzers.

Während die Bildgenerierung anderer moderner bildgebender Verfahren weitestgehend automatisiert ist, basiert diese bei der Ultraschallbildgebung vollständig auf der physischen Manipulation der Ultraschallsonde durch den Sonographen. Die Positionierung, Orientierung und Anpresskraft der Sonde wird dabei vom Sonographen ausschließlich auf Grundlage seiner anatomischen Kenntnis und räumlichen Vorstellungskraft bestimmt. Somit steht der diagnostische Erfolg in hauptsächlicher Abhängigkeit zu der individuellen Geschicklichkeit, Fachkenntnis und Erfahrung des untersuchenden Arztes - dem Bottleneck des medizinischen Ultraschalls.

Die negativen Effekte der Nutzerabhängigkeit zeigen sich auf mehreren Ebenen. Aus Sicht des Sonographen bedeuten Ultraschalluntersuchungen eine hohe körperliche Belastung. Die im Rahmen eines konventionellen Ultraschallscans an den Untersucher gestellten Anforderungen hinsichtlich Kraft und Bewegungsumfang sind immens. So müssen zeitweise bis zu 70 N gemessen an der Sonde über eine Entfernung von 1 m unter unergonomischen Bedingungen aufgebracht werden [BCK10]. In Verbindung mit der Repetitivität und Häufigkeit, mit welcher Ultraschalluntersuchungen durchgeführt werden, klagen zwischen 65% und 91% aller Sonographen über Schmerzen während einer Untersuchung. Dieses Phänomen betrifft vor allem erfahrene, ältere Sonographen, welche infolge der Überbelastung über längere Zeit pausieren müssen [RMLB02]. An erster Stelle jedoch steht die Bildgenerierung unter dem Einfluss einer inter- und auch intrapersonellen Varianz bei der Durchführung der Ultraschalldiagnose; die bei einem gewöhnlichen Ultraschallscan generierten Bilder sind in Abhängigkeit von Fähigkeit oder persönlicher Präferenz der Nutzer sowie weiterer unbeeinflussbarer Faktoren nur bis zu einem gewissen Grad reproduzierbar und unterliegen teilweise gravierenden qualitativen Schwankungen. Im Falle mangelhaft geeigneter Bilddaten resultieren daraus ernstzunehmende Schwierigkeiten bei der diagnostischen Evaluierung. Aufgrund der Ungleichverteilung personeller Ressourcen wirkt sich dieser Umstand in Form zeitlicher und räumlicher Bindung an qualifizierte Experten negativ auf den Erfolg der Ultraschalldiagnostik aus.

Sollte es möglich sein, die Funktion der physischen Nutzerinteraktion innerhalb des klinischen Prozesses der Ultraschallbildgebung durch ein robotisiertes System zu ergänzen oder gar zu

substituieren, so würde dies die vollständige Ausschöpfung des Potenzials des diagnostischen Ultraschalls ermöglichen.



**Abbildung 1.1:** Anwendungsszenario eines robotergestützten 3D-Ultraschall-Systems, *CMSysLab, Belgrad* [PLD14]

## 1.2 Aufgabenstellung

Es existieren bisher verschiedene Forschungsprojekte auf dem Gebiet des robotisierten Ultraschalls sowie eine Vielzahl bereits realisierter Robotersysteme mit einem variierenden Grad technologischer Reife. Allen ist gemein, dass sie nur einer begrenzten Menge an Teilaspekten der manuellen Sonographie gerecht werden. Die funktionalen Kapazitäten sind zumeist angewiesen auf einen Grad physischer Interaktion oder beschränken sich auf die Untersuchung bestimmter Körperregionen. Darüber hinaus basieren die verfügbaren Systeme oftmals auf spezialangefertigten kinematischen Komponenten, die ein finanzielles Hindernis für die weitflächige klinische Nutzung darstellen. Eine generalisierte Lösung, um die Gesamtheit der Anwendungen der manuellen Sonographie im klinischen Umfeld zu realisieren, scheint noch nicht gefunden zu sein. Die Ursache hierfür liegt in den noch nicht hinreichend verstandenen Beziehungen zwischen der kinematischen Topologie und Dimensionierung eines Roboters einerseits und den spezifischen klinischen Anforderungen an Arbeitsraum, Dexterität und Multifunktionalität andererseits. Aus diesem Grund ist es notwendig, auf der Ebene des kinematischen Designs robotisierter Ultraschallsysteme eine neue Herangehensweise zu wählen.

Entscheidende Anforderungen an das Design einer Kinematik sind unter anderem möglichst niedrige Produktionskosten und angemessene mechatronische Eigenschaften wie beispielsweise eine gute Steifigkeit oder Stellungsgenauigkeit. Wichtiger noch ist ein günstiges Verhältnis zwischen

der Beweglichkeit und dem Arbeitsraum einer Kinematik. Dieses Verhältnis kann für gewöhnlich mithilfe einer geometrischer Betrachtung des Arbeitsraumes und verschiedener Performanceindices beschrieben werden. Im medizinischen Kontext gestaltet sich die Arbeitsraumanalyse einer kinematischen Struktur jedoch nach grundlegend anderen Vorgaben als ansonsten üblich. Eine exakte Definition des Arbeitsraumes wie bei industriellen Anwendungen ist nicht möglich, aufgrund der Anzahl an variablen Einflussgrößen, wie beispielsweise der vorliegenden Patientenanatomien und -positionen. Für das Design einer robotisierten Applikation zu therapeutischen beziehungsweise diagnostischen Zwecken ist zudem stets nur ein Teilvolumen des gesamten Arbeitsraumes einer Kinematik von Bedeutung. Innerhalb dieses Teilvolumens befinden sich aufgrund von anatomischen Gegebenheiten eine Vielzahl von Hindernissen und Zielregionen mit räumlich un stetig verteilten Dexteritätsanforderungen. Aus diesem Grund sind übliche Bewertungsindizes wie die *Manipulabilität* [Yos85], die nur begrenzt anwendbar und nicht geeignet zur Bewertung der Performance eines Sonographie-Roboters.

Ziel dieser Arbeit ist in erster Linie die Konzeption eines Simulationssystems, mit dessen Hilfe beliebige Kinematiken unter variablen Parametern hinsichtlich ihrer klinischen Nutzbarkeit als Basis für ein robotisiertes Ultraschallsystem getestet werden können. Damit wird die Grundlage für einen kinematischen Optimierungsprozess geschaffen, der die Suche nach geeigneten Robotergeometrien für die Ultraschallbilgebung ermöglicht. Ergänzend hierzu werden erste Simulationsergebnisse und Erkenntnisse vorgestellt, die für das optimale kinematische Design relevant sind. In den folgenden Abschnitten werden der Designprozess und die Funktionsweise des Simulationsframeworks detailliert beschrieben. Dazu werden zunächst die zugrundeliegenden Konzepte und verwendeten Tools betrachtet. Anschließend erfolgt die Präsentation und Analyse der Simulationsergebnisse.



## 2 Grundlagen

### 2.1 Stand der Technik

Technologische Erkenntnisse aus dem Gebiet der Robotik werden bereits seit den 1990er Jahren zur Überwindung der physiologischen Begrenzungen des medizinischen Ultraschalls eingesetzt. Die bisher eingesetzten beziehungsweise entwickelten Systeme sind von unterschiedlicher kinematischer Struktur und Vollständigkeit. Neben seriellen und parallelen Kinematiken mit translatorischen sowie rotatorischen Freiheitsgraden existiert auch eine Reihe von Kinematiken, die ausschließlich die Orientierungsänderung des Endeffektors zulassen.

Eines der frühesten Beispiele für eine Kinematik, die einen gewissen Grad der klinischen Reife erreicht hat, ist das Projekt (*Hippocrates*, [PDD<sup>+</sup>99]). Das Ziel war das automatisierte Ultraschall-Gefäßscreening und wurde mithilfe eines Industrieroboters (*PA-10, Mitsubishi Heavy Industry*) auf Basis einer 6-DOF-Kinematik mit einer durchschnittlichen Linklänge von 30 cm umgesetzt. Im Rahmen einer Machbarkeitsstudie zur klinischen Anwendbarkeit wurden mehrere sicherheitstechnische Modifizierungen am Roboter vorgenommen. Das Projekt wurde nach einer finalen klinischen Validierung beendet.

Zu den aktuelleren wissenschaftlichen Bemühungen auf Grundlage einer seriellen Kinematik gehören die Forschungsprojekte, die die Einsatzmöglichkeiten verschiedener Modelle des 7-DOF Industrieroboters *LBR iiwa* (Kuka Robotics) austesten [CPK14].

Nichtsdestrotz konnte bis heute kein robotisiertes Ultraschallsystem die technologischen und klinischen Anforderungen erfüllen, um den Sprung zur Kommerzialisierung und weitläufigen klinischen Anwendung schaffen.



### 3 Material und Methoden

Dieses Kapitel gibt einen Überblick darüber, auf Grundlage welcher Daten und Beobachtungen und mithilfe welcher Softwaretools das Simulationssystem konzipiert wurde. In einem weiteren Schritt wird auf die Funktionalität des Simulationssystems näher eingegangen und auf welche Weise dieses zur Lösung der Aufgabenstellung genutzt wurde.

#### 3.1 Konzept

Diese Arbeit verfolgt das Ziel, ein dynamisch anpassbares Simulationsframework für kinematische Strukturen zum Einsatz in der robotisierten Ultraschallbildgebung zu schaffen. Spezialisierte Simulationssysteme bieten den Vorteil einer hohen Genauigkeit bei der Nachbildung der Realität (*Simulation Fidelity* [BB04]). Unter der Voraussetzung eindeutig definierbarer Simulationsobjekte, kann nach einer gewissen Anzahl an Designiterationen ein optimales Simulationsergebnis erzielt werden. Dies ist beispielsweise der Fall bei Simulationen zur Validierung der Performance eines bestimmten kinematischen Designs hinsichtlich einer spezifischen Anwendung. Sobald das Anforderungsprofil jedoch Komponenten mit einem Grad an Variabilität aufweist, kann die ansonsten hohe *Simulation Fidelity* mit einem statischen Ansatz nicht mehr gewährleistet werden. Die robotisierte Ultraschallbildgebung ist ein solches Anwendungsbeispiel, das variable Anforderungen an das kinematische Design stellt. Aus diesem Grund sind das im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Simulationssystem und der dazugehörige Workflow auf die Eingliederung veränderlicher Parameter ausgerichtet.

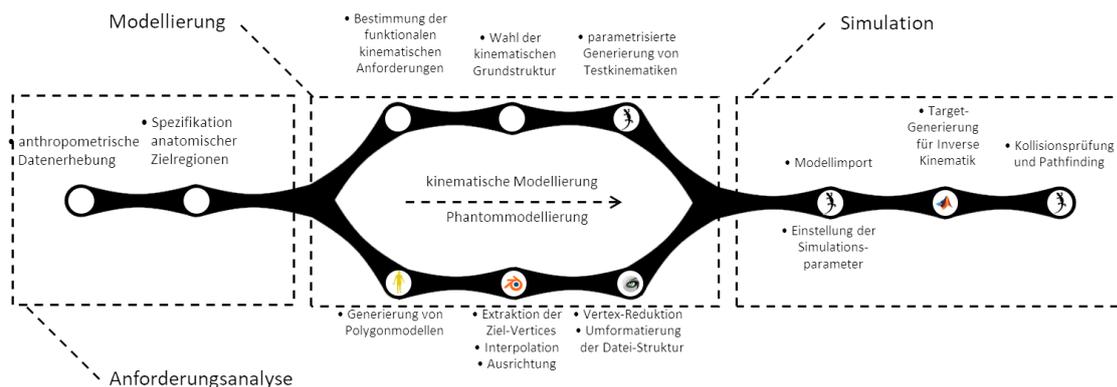


Abbildung 3.1: Workflow zur Illustration der Arbeitsschritte

Im Wesentlichen lässt sich das dem Simulationssystem zugrundeliegende Konzept als ein dreiphasiger Workflow verstehen (Abbildung 3.1). Jede dieser Phasen besteht aus aufeinander aufbauenden Teilprozessen, welche auf allen Ebenen des gesamten Systems Anpassungen zulassen:

- 1. Anforderungsanalyse:** Auf Grundlage von anthropometrischen sowie anatomischen Daten wird eine initiale Definition der für sonographische Anwendungen relevanten Körperregionen. Je nach erforderlicher Untersuchungsart können an dieser Stelle unterschiedliche Spezifikationen vorgenommen werden, wobei diese Arbeit die Regionen mit der größten statistischen Bedeutung für die Ultraschallbildgebung betrachtet.
- 2. Modellierung:** Zu Beginn dieser Phase findet eine Auftrennung des Workflows in zwei parallele Modellierungsprozesse statt. Auf der einen Seite erfolgt, ausgehend von den Annahmen der Phase 1, die Modellierung eines statistisch repräsentativen Körpermodells, anhand dessen die Eignung der Kinematiken bestimmt werden soll. Auf der anderen Seite findet die kinematische Modellierung statt. Hier wird eine gesonderte Anforderungsanalyse aus rein kinematischer Sicht durchgeführt. Deren Ergebnisse fließen in die nachfolgenden Schritte ein und werden bei der parametrisierten Generierung der Testkinematiken softwareseitig umgesetzt.
- 3. Simulationssetup:** In der finalen Phase der Pipeline werden die aus der Modellierungsphase resultierenden Modelle in die Simulationsumgebung integriert. Daraufhin folgt letztendlich Implementierung der eigentlichen Simulationssoftware, mit deren Hilfe die kinematische Performance ermittelt wird.

Auf Grundlage dieses Konzepts werden nachfolgend die verwendeten Materialien und eingesetzten Methoden vorgestellt.

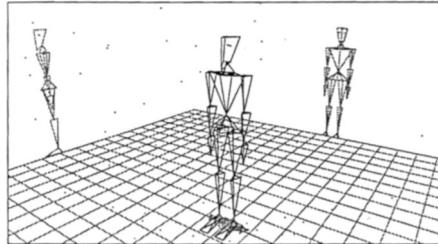
### 3.2 Softwaretools

Während der Entwicklung des Simulationssystems sind verschiedene Softwaretools zum Einsatz gekommen. Diese finden auf verschiedenen Ebenen des in Abbildung 3.1 dargestellten Workflows Verwendung und sind somit integrale Bestandteile des gesamten Simulationssystems. Aus diesem Grund ist es sinnvoll, die einzelnen Tools mit ihrem jeweiligen Funktionsumfang und ihrer Bedeutung innerhalb des Simulationssystems vorzustellen.

#### 3.2.1 UMTRI Human Shape

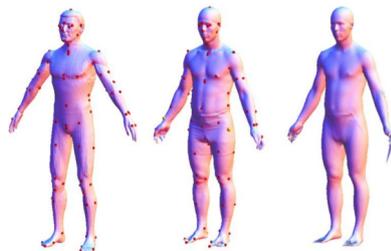
*Humanshape.org* [Umtb] ist ein Onlinetool zur Erstellung von dreidimensionalen, anthropometrisch korrekten Körpermodellen, welches vom University of Michigan Transportation Research Institute entwickelt und kostenfrei zur Verfügung gestellt wird [RRTP14]. Das Projekt baut auf dem Softwarepaket *Jack* (Siemens PLM) auf, welches zum Zwecke ergonomischer Analysen beim Design von Produkten und industriellen Arbeitsabläufen genutzt wird. Das zentrale Feature hierbei ist die Möglichkeit zur Erstellung parametrischer Menschenmodelle. Für eine Vielzahl von insbesondere medizinischen Anwendungen bietet *Jack* allerdings nicht die notwendige anatomische Genauigkeit.

Der Grund hierfür liegt darin, dass *Jack* zur Generierung der Polygonmodelle niedrigdimensionale Modelldefinitionen verwendet (Abbildung 3.2). Somit basieren die Modelle nur auf einigen wenigen, einfachen anthropometrischen Parametern, wie beispielsweise der Körperhöhe, Gewicht oder Gliedmaßenlänge. Für ergonomische Betrachtungen sind Menschenmodelle mit einem solchen Abstraktionsniveau ausreichend. Aufgrund der hohen anatomischen Variabilität von Patienten ist im medizinischen Kontext jedoch eine detailliertere, realistischere anatomische Repräsentation notwendig.



**Abbildung 3.2:** Modelldefinitionen innerhalb von *Jack* [PB88]

*Human Shape* erweitert die Modelldefinitionen von *Jack* indem der Grad der Parametrisierung der Menschenmodelle gesteigert wird. Durch die Definition charakteristischer anatomischer Landmarken wurden um die 94 der circa 12000 Vertices des modifizierten *Jack*-Templates parameterabhängig gemacht. Mithilfe von Ganzkörper-Laserscannern wurde im Rahmen von zwei anthropometrischen Studien eine statistische Datenbank von dreidimensionalen Körpermodellen erstellt, auf welchen selbige 94 Landmarken positioniert wurden. Die entstandenen Scans wurden verknüpft mit den biometrischen Daten der gescannten Versuchspersonen. Das *Jack*-Template wurde auf die jeweiligen Scans gefittet, sodass die Positionen der definierten Landmarken übereinstimmen.



**Abbildung 3.3:** *Jack*-Template (links), Scandaten (mittig), gefittetes Template (rechts) jeweils mit gesetzten Landmarken [RRTP14]

Die daraus entstandenen Polygonmodelle dienen als Bibliothek für einen Morphing-Algorithmus, der in Abhängigkeit von der Parametereingabe eine stufenlose Skalierung des Körpermodells ermöglicht.

Die Modellierung ist abhängig von 5 Parametern: Körpergröße, BMI, Alter, Geschlecht und Verhältnis von Oberkörper- zu Unterkörperlänge. Im Anschluss an die Parameterwahl stehen mehrere Exportfunktionen zur Verfügung. Neben dem Export des Polygonmodells als Wavefront-.obj-File oder STL-file ist ein Export der Landmarkenkoordinaten und Modelldimensionen möglich.

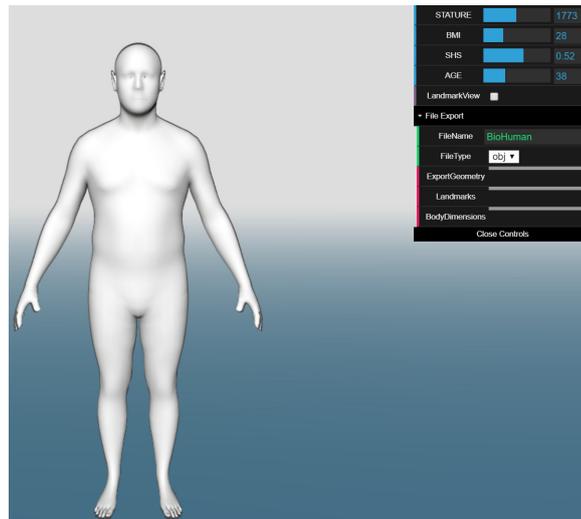


Abbildung 3.4: Interface von *Human Shape* für ein stehendes, männliches Modell [umta]

#### 3.2.2 Blender

*Blender* (Blender Foundation) ist ein freies 3D-Designsoftwarepaket. Bei der Anfertigung dieser Arbeit ist die Version 2.79b zum Einsatz gekommen.

Der Funktionsumfang umfasst unter anderem die Modellierung und Texturierung von dreidimensionalen Objekten. Diese Objekte werden repräsentiert als eine räumliche Anordnung miteinander verknüpfter Polygone (Polygonnetz). Die von *Blender* unterstützten Dateiformate zur Darstellung dreidimensionaler Objekte können allesamt als eine Form von codierten geometrischen Definitionen bezeichnet werden. *Wavefront Obj* (Wavefront Technologies) ist ein weit verbreitetes Mitglied dieser Format-Familie, welches aufgrund der guten Softwarekompatibilität im Rahmen dieser Arbeit vornehmlich eingesetzt wurde.

Da jeder Funktion von *Blender* eine Art Manipulation der Teilelemente des Polygonnetzes zugrunde liegt, ist zu Anfang eine nähere Betrachtung des Aufbaus von Polygonnetz-Definitionen am Beispiel eines vereinfachten *OBJ*-Formats sinnvoll.

Die Darstellung eines dreidimensionalen Objekts erfolgt wie eingangs angesprochen durch die Definition eines Polygonnetzes. Dieses Polygonnetz besteht aus mehreren Teilobjekten verschiedener Objekttypen. Zur minimalen Repräsentation eines geschlossenen Polygonnetzes mit entsprechenden Oberflächenschattierungen werden drei solcher Objekttypen benötigt: Eckpunkt (vertex), Eckpunkt-normale (vertex normal) und Fläche (face). Mithilfe der entsprechenden Befehle **v**, **vn** sowie **f** werden Objekte des jeweiligen Typs erstellt. Unter Angabe eines Datentriplets wird dann eine nähere Spezifikation der Teilobjekte vorgenommen (siehe Abbildung 3.5).

Im Falle von *vertices* gibt das Triplet mithilfe von drei kartesischen Koordinaten die Position eines Eckpunkts im dreidimensionalen Raum an; bei Vertex-Normalen wird die Vektorrichtung ebenfalls durch drei Koordinaten bestimmt. Die Spezifikationen der Faces sind letztendlich verantwortlich dafür, welche drei Vertices zusammen ein Flächenelement oder Teilpolygon bilden. Eine laufende Indizierung der einzelnen Vertices durch Parsing-Funktionalitäten der Bearbeitungsprogramme

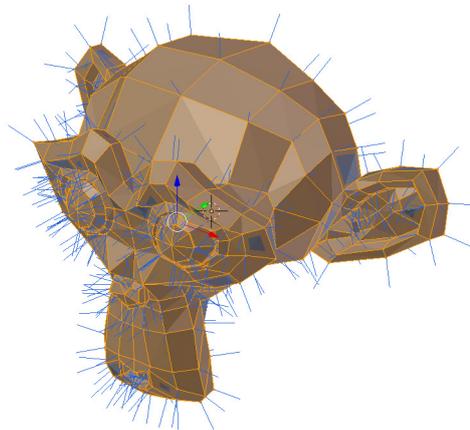
---

```

1  # Liste der Vertices
2  v    x    y    z
3  v    ...
4  ...
5
6  # Liste der Vertex-Normalvektoren
7  vn   x    y    z
8  vn   ...
9  ...
10
11 # Liste der polygonalen Flächenelemente
12 f    v1//vn1 v2//vn2 v3//vn3
13 f    ...
14 ...

```

---



**Abbildung 3.5:** vereinfachter Aufbau des OBJ-Dateiformats (oben) und Beispiel eines Polygonnetzes (*Suzanne*, Blender Foundation) mit Vertices, Vertex-Normalen, Faces und Shading (unten)

wie beispielsweise *Blender* oder *MeshLab* erlaubt dafür die Zuordnung und Auswahl der Vertices anhand deren Indizes. Auf diese Weise ist es schließlich möglich, ein dreidimensionales Objekt geometrisch zu definieren.

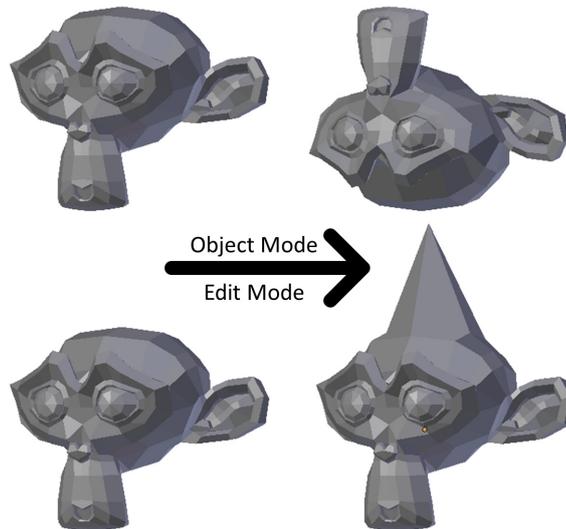
Diese Datenstruktur bildet den Rahmen für viele der im Rahmen dieser Arbeit genutzten sowie entwickelten Methoden.

*Blender* bietet die Möglichkeit zur Objektbearbeitung mittels verschiedener Modi, welche Polygonmanipulation auf unterschiedlichen Ebenen zulassen. Die Modi, die primär eingesetzt wurden sind der sogenannte *Edit Mode* und *Object Mode*.

Im *Edit Mode* ist es möglich, elementare Modifikationen an vorliegenden Objekten vorzunehmen. So stehen Tools zur Verfügung, mit deren Hilfe einzelne Vertices oder Faces direkt editiert werden können. Dabei sind Funktionen zur Veränderung der Mesh-Topologie sowie -Textur vorhanden. Der *Object Mode* setzt im Gegensatz dazu auf einem niedrigeren Abstraktionsniveau an. Bearbeitun-

gen in diesem Modus wirken sich nicht auf einzelne ausgewählte Komponenten des Polygonnetzes, sondern auf das gesamte Objekt aus. Dieser Modus wird beispielsweise für Kongruenztransformationen und globale Modifizierungen des Polygonnetzes eingesetzt.

Anhand von Abbildung 3.6 werden die Funktionsweisen der Modi *Object Mode* und *Edit Mode* illustriert.

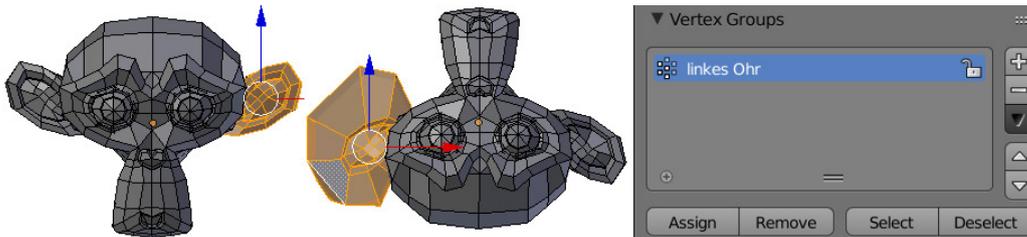


**Abbildung 3.6:** Beispiele grundlegender Funktionen der Bearbeitungsmodi: Rotation (oben) und Vertex-Deformation (unten)

Nachfolgend werden zwei Modellierungsfunktionen von *Blender* beschrieben, die integrale Bestandteile der Modellierungsphase (Abbildung 3.1) des vorgestellten Workflows sind.

#### 3.2.2.1 Vertex-Gruppen

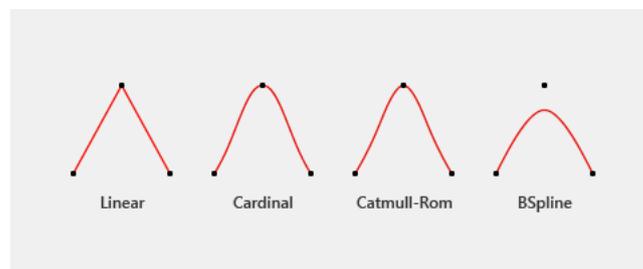
*Vertex-Gruppen* werden dazu verwendet, um Vertices eines Polygonnetzes zu markieren. Im *Edit Mode* kann eine beliebige Auswahl von Vertices vorgenommen und hervorgehoben werden. Nun besteht die Möglichkeit, die ausgewählten Vertices zu gruppieren und unter einem frei wählbaren Tag zusammenzufassen. Auf diese Weise lassen sich Polygonnetze in bestimmte Teilregionen unterteilen, wobei die Parzellierung lediglich anhand der Vertexindices definiert ist. Somit sind *Vertex-Gruppen* unabhängig von Objekttransformationen und können für die lokale Deformation und Texturierung an Objekten eingesetzt werden. Dadurch ist die gleichzeitige Bearbeitung homologer Vertexregionen voneinander abgeleiteter Polygonnetze mit demselben Netzaufbau möglich. Von dieser Funktionalität wurde in erster Linie bei der Erstellung des statistischen Körpermodells Gebrauch gemacht.



**Abbildung 3.7:** Erstellung einer Vertex-Gruppe in *Blender*; die Gruppe *linkes Ohr* wird nicht beeinflusst durch Objektduplizierungen oder- deformationen

### 3.2.2.2 Shape Keys

Die *Shape-Keys*-Funktionalität kann grundsätzlich als eine objekt-globale Vertexdeformation verstanden werden, bei der die aktuelle Vertexformation (Vertex Gruppe) einer frei wählbare Zielformation angenähert wird (*Morph target animation*). Innerhalb von *Blender* müssen dazu eine Ausgangsformation *Basis* von Vertices und mindestens eine Zielformation *Key* definiert werden. Dabei gilt die Bedingung, dass sämtliche Formationen aus derselben Anzahl an Vertices bestehen. Das Morphing der *Basis* in Richtung *Key* erfolgt durch die Interpolation der Position homologer Vertices, wobei die Stärke des Morphingeffekts prozentual variiert werden kann, sodass dem *Key* mehr oder weniger Gewicht bei der Interpolation zugeteilt wird.



**Abbildung 3.8:** Arten der möglichen Interpolationen

Abbildung 3.8 veranschaulicht die verschiedenen Interpolationen, die in Verbindung mit der *Shape-Keys*-Funktion verwendet werden können. In dieser Arbeit wurde ausschließlich die lineare Interpolation eingesetzt.

### 3.2.3 MeshLab

*MeshLab* (ISTI / CNR) ist eine open-source Toolbox zur Verarbeitung und Analyse von Polygonnetzen und wird fortlaufend weiterentwickelt [CCC<sup>+</sup>08]. In dieser Arbeit wurde die Version 2016.12 eingesetzt. Funktional ist *MeshLab* auf die Vor- und Nachbearbeitung von dreidimensionalen Modellen ausgerichtet und bietet mehrere Werkzeuge zur Umstrukturierung von Polygonnetzen an. Eine Gruppe von verfügbaren Werkzeugen sind die Filter zur Simplifizierung und Neuberechnung von Polygonnetzen.

### 3.2.4 V-REP

V-REP (Coppelia Robotics GmbH, Zürich Schweiz) bietet ein flexibles und vielseitiges Framework zur Simulation einer Vielzahl von robotisierten und mechatronischen Systemen. Das in dieser Arbeit entwickelte Simulationssystem wurde zu großen Teilen in der Version V-REP PRO EDU V3.5.0 rev4 entworfen.

V-REP stellt eine Reihe von Funktionalitäten zur Verfügung, die die kinematischen Simulationen dieser Arbeit ermöglicht haben. Viele dieser Funktionen werden nachfolgend im Rahmen der Implementierung des Performance Tests näher erläutert. Daher soll dieser Abschnitt einen grundlegenden Überblick über die Funktionsweise von V-REP geben [RSF13].

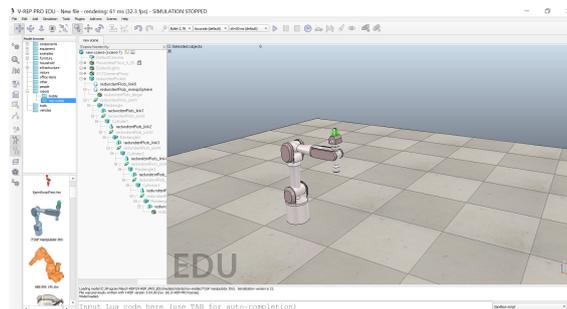


Abbildung 3.9: Benutzeroberfläche von V-REP

Die Simulationsumgebung von V-REP verfügt über mehrere Programmierschnittstellen, mithilfe derer die Simulation gesteuert werden kann. Somit ist die Aufteilung einzelner Simulationsvorgänge auf mehrere externe Kontrollelemente möglich, um eine hohe Simulationsgeschwindigkeit und -auflösung zu erreichen. In dieser Arbeit wurde ausschließlich die interne *Regular API*, eine modifizierte Version der Scriptingsprache Lua, eingesetzt. Über diese API können sämtliche in einer Szene (Abbildung 3.9) befindlichen Objekte mithilfe von Scripts simuliert werden.

## 3.3 Anforderungsanalyse

Die Konzeption einer praktikablen Kinematik für einen Ultraschall-Roboter erfordert zunächst eine genaue Vorstellung von den Anforderungen, die auf ein solches robotisiertes System zur Ultraschallbildgebung zukommen. Klassischerweise steht die Zweckbestimmung der Kinematik an erster Stelle. Hiervon ausgehend werden im Nachfolgenden die Details weiterführender Anforderungsebenen entfaltet. Die dazugehörige Analyse wird dabei aus dem Blickwinkel kinematischer Designkriterien durchgeführt.

### 3.3.1 Anthropometrie

Im konventionellen Sinne, beispielsweise bei industriellen Anwendungen, liegt ein fest definiertes Set von Zielobjekten oder Targets vor, die innerhalb eines Zielvolumens auf bestimmte Weise vom Roboter erreicht werden müssen; die Arbeitsumgebung und -bedingungen des Roboters unterliegen

nur minimalen Schwankungen. So sind die Kinematiken industrieller Roboter speziell ausgelegt auf das Handling geometrisch genau beschriebener Objekte an einem ebenso genau beschriebenen Arbeitsplatz.

Die kinematischen Anforderungen in klinischen Anwendungsszenarien unterscheidet sich hier von fundamental. Hier wird das Zielvolumen ausschließlich durch die Anatomie des Patienten beschrieben. Da es sich bei der Patientenanatomie nicht um eine exakt definierbare Größe handelt, ist für die Bestimmung der Zielvolumens ein Ansatz notwendig, der die anatomische Variabilität berücksichtigt. Zu diesem Zweck wurde im Rahmen dieser Arbeit ein anthropometrischer Ansatz gewählt. Die Beschreibung und statistische Auswertung metrischer Merkmale des Menschen stellen die zentralen Aufgabenbereiche der Anthropometrie dar. Somit liefern Forschungsergebnisse auf diesem Gebiet eine geeignete Datengrundlage zur Bestimmung der Bandbreite des anatomischen Variationsspektrums.

Mit der *DINED Anthropometric Database* [din] steht eine umfassende anthropometrische Datenbank auf Grundlage der Forschungsarbeiten von MOLENBROEK ET AL. zur Verfügung. Das *DINED*-Projekt bietet Zugriff auf die Daten einer Vielzahl von multizentrisch durchgeführten anthropometrischen Studien in einem gemeinsamen Analysetool. Dadurch wird die statistische Evaluation anthropometrischer Parameter unter Zuhilfenahme kombinierter Datenbanken ermöglicht, auf Grundlage derer gültigere Aussagen zum morphologischen Spektrum getroffen werden können. Die Datenbanken unterscheiden sich hinsichtlich des Alters, Geschlechts oder der Nationalität der vermessenen Populationen oder des Zeitpunkts der Studiendurchführung.

Im Gegensatz zu konventionellen Datenbanken kann zudem eine Auswertung biometrischer Parameter vorgenommen werden, bei der mehrere Referenzpopulationen miteinander kombiniert werden können. Dies ist insofern von Bedeutung, als dass die isolierte Betrachtung einzelner Bevölkerungsgruppen nicht zwangsläufig einen allgemeingültigen Schluss zulässt.

Eine möglichst hohe *Simulation Fidelity* erfordert eine repräsentative Modellierung der Patientenanatomien. Mithilfe der durch *DINED* zur Verfügung stehenden Werkzeuge wurde dazu unter Verwendung mehrerer Datenbank eine Analyse des anatomischen Variationsspektrums durchgeführt. Der in dieser Arbeit verfolgte Ansatz besteht darin, einen Ausschnitt der anatomischen Bandbreite zu ermitteln, in dem ein möglichst hoher Anteil der Population enthalten ist. Dazu wurde die statistische Region of Interest auf den Bereich zwischen dem 5. und 95. Perzentil festgelegt. Die Auswahl der hierbei analysierbaren Größen ist entsprechend der durch die Modellierungssoftware *Human Shape* verwendeten Parameter (Unterabschnitt 3.2.1) begrenzt. Wie bereits erwähnt, spielt das Zielvolumen die entscheidende Rolle für das kinematische Design. Aus diesem Grund beschränkt sich die anthropometrische Auswertung auf die Körpergröße und den BMI, da diese den größten Einfluss auf das Körpervolumen haben [WJKG71].

Über den Zeitraum von 1986 bis 2016 wurden im Rahmen von *DINED* eine Reihe von anthropometrischen Studien an der niederländischen Bevölkerung durchgeführt. Die Perzentilgrenzen aus Abbildung 3.10 für die Körpergröße basieren auf einer kombinierten Datenbank, die das Ergebnis einer Interpolation von mehreren *DINED*-Studien ist. Insgesamt besteht die hier erstellte kombinierte Population aus acht Teilpopulationen, deren Mitglieder eine Altersspanne von 17 bis über 60 Jahren umfassen. Die Größe der vermessenen Populationen beträgt jeweils etwa 500 Personen mit einer ausgeglichen Geschlechterverteilung. Mangels weiterer verfügbarer Messdaten basieren die ermittelten Perzentilgrenzen für den BMI auf einer Einzelstudie an chilenischen Arbeitern aus dem

populations	Chilean workers 18–99, mixed		Kombinierte Population	
	P5	P95	P5	P95
measures				
Body Mass Index (BMI) (kg/m <sup>2</sup> )	20	34		
Stature (mm)			1541	1912

Abbildung 3.10: BMI (links) und Körpergröße (rechts) nach Perzentilen [din]

Jahre 2016.

Die Modellierung des Patientenmodells in Unterabschnitt 3.4.1 wurde entsprechend der in Abbildung 3.10 aufgeführten anthropometrischen Grenzwerte durchgeführt.

### 3.3.1.1 Anatomische Zielregionen

Die Menge der anatomischen Strukturen, die durch die Ultraschallbildgebung visualisiert werden können, umfasst nahezu sämtliche Organsysteme. Wie im Abschnitt 2.1 bereits angemerkt wurde, sind die bisherigen kinematischen Designs meist auf die Untersuchung einiger bestimmter anatomischer Strukturen ausgerichtet.

Günstigstenfalls sollte es die kinematische Struktur es zulassen, sämtliche diagnostischen Ultraschallanwendungen durchzuführen. In Anbetracht der räumlichen Ausdehnung der menschlichen Anatomie, wäre die praktische Umsetzung dieses Ziels technisch problematisch. Gegenstand dieses Kapitels ist aus diesem Grund die Spezifikation der einer Untermenge der gesamten Ultraschallanwendungen, die durch eine Roboterkinematik ausführbar sein sollte. Als prinzipiell nicht-invasive Bildgebungsmodalität kann die Ultraschallbildgebung etwaige diagnostische Zielstrukturen ausschließlich über den Kontakt mit der Körperoberfläche visualisieren. Infolgedessen wurden die zur Darstellung bestimmter Organe abgescannten Oberflächenareale auf Basis, der in der medizinischen Lehrliteratur beschriebenen anatomischen Landmarken ermittelt.

Organ	Alternative methods of imaging	Ultimate role of diagnostic ultrasound
Pregnant uterus	X-ray/nuclear medicine	Sole investigative tool
Heart	X-ray/nuclear medicine	Most efficacious non-invasive technique
Abdomen		
Aorta	X-ray/CT	Most efficacious non-invasive technique ±sole investigative tool
Gall bladder	X-ray/nuclear medicine/CT	Most efficacious non-invasive technique, ± sole investigative tool
Masses	X-ray/nuclear medicine	Most efficacious non-invasive technique ±sole investigative tool
Eyeball	X-ray/CT	Sole investigative tool

Abbildung 3.11: Bewertung des klinischen Stellenwert der Ultraschallbildgebung je nach Anwendung [RB82]

In der klinischen Literatur sind die Anwendungsfelder und praktischen Untersuchungstechniken des Ultraschalls detailliert beschrieben. Durch LYONS (1982) wurde eine anwendungsspezifische Bewertung der Stellung der Ultraschallbildgebung im Vergleich zu alternativen Technologien vorgenommen. In Abbildung 3.11 [RB82] sind die Körperregionen aufgelistet, für welche die Ultraschallbildgebung als Diagnostikum mitunter am bedeutendsten oder gar alternativlos ist. Diese Auflistung gibt einen ersten Anhaltspunkt für die anatomischen Zielregionen des robotisierten Ultraschalls. Aufgrund des Alters dieser Publikation geben die darin enthaltenen Informationen den aktuellen Wissensstand jedoch nicht zur Gänze wieder. Zu den modernen Einsatzgebieten der Ultraschallbildgebung gehört die Durchführung der *EFAST*-Untersuchung, eines weitflächigen, schnellen Scans des Thorax und Abdomens bei Trauma-Patienten. Diese Anwendung erweitert den anatomischen Zielbereich um die gesamte Fläche des Brustkorbs. Dank technologischer Verbesserung ist die Bildqualität aktueller Ultraschallgeräte zudem zu Visualisierung der Nieren und Schilddrüse geeignet [CTV<sup>+</sup>18]. Zur Bestimmung der genauen anatomischen Begrenzungen der jeweiligen Anwendungsgebiete wurden medizinische Lehrvideos konsultiert. In Unterunterabschnitt 3.4.1.2 wurden, basierend auf diesen Materialien, die Zielregionen auf der Oberfläche eines Patientenmodells dargestellt.

#### 3.3.2 Funktionale Anforderungen

Die allgemeinen funktionalen Anforderungen an das kinematische Design wurden mithilfe des von SICILIANO beschriebenen Designprozesses bestimmt [SK16]. Dabei wurde die Anforderungsanalyse unter dem Gesichtspunkt eines simplen und finanziell günstigen kinematischen Aufbaus durchgeführt

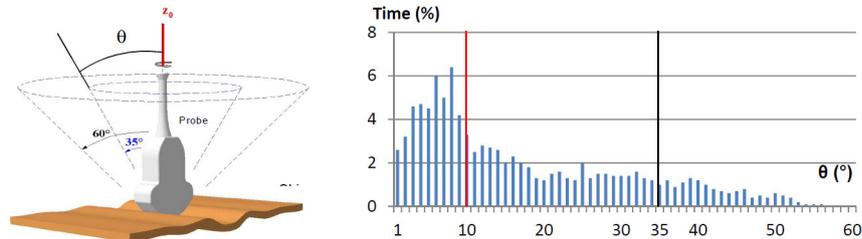
An erster Stelle steht die Festlegung einer zweckdienlichen kinematischen Topologie. Im Kontext der Ultraschallbildgebung ist eine mögliche Kinematik mit einer variablen Intensität mechanischer Belastungen von wenigen bis 70 N [BCK10] konfrontiert. Größtenteils ist und aus Gründen der Sicherheit sollte Kinematik jedoch nicht zu solch einer Kraftaufwendung in der Lage sein. Da ebenso nur eine vergleichsweise geringe Positionierungsgenauigkeit und Endeffektorbeschleunigung erforderlich sind, ist eine serielle Kinematik am geeignetsten. Hinsichtlich der Gelenktypen ist der ausschließliche Einsatz rotatorischer Gelenke sinnvoll.

Die optimale strukturelle Dimensionierung der kinematischen Kette ist grundsätzlich nur durch die Experimentation mit mehreren Designiterationen zu bestimmen. Im Sinne der Substitution der ärztlichen Interaktion in der Ultraschallbildgebung wäre jedoch als erster Ansatz eine Modellierung nach dem Vorbild der menschlichen Anatomie hilfreich (siehe Abbildung 3.23). Nach [GCC<sup>+</sup>89] beträgt die durchschnittliche maximale Greifdistanz eines Menschen 140 cm. Diese Länge wurde bei der kinematischen Modellierung als Richtwert angenommen. Um einen größtmöglichen Bewegungsumfang je Gelenk zu erhalten, sollten einzelne Gelenke mit einem seitlichen Versatz modelliert werden.

##### 3.3.2.1 Dexteritätsanforderungen

Während der Untersuchung einer bestimmten anatomischen Struktur befindet sich die Ultraschallsonde die meiste Zeit über in Kontakt mit einer annäherungsweise punktförmigen Auflagestelle auf

der Körperoberfläche des Patienten. So wird die Sonde nur für eine kurze Dauer translatiert und befindet sich über eine längere Zeitspanne in einer Phase der stetigen Reorientierung. Abbildung 3.12 zeigt die Ergebnisse einer Messung des Neigungswinkels der Ultraschallsonde im Laufe einer Untersuchung.



**Abbildung 3.12:** Kegelförmiger Arbeitsraum des Schallwandlers (links), statistische Messungen des Neigungswinkels [ENL<sup>+</sup>12]

Es wird deutlich, dass die Sonde mehrheitlich in einer Orientierung gehalten wird, die relativ nahe an der Oberflächennormalen liegt. Um eine möglichst große Bandbreite an Orientierung der Sonde zu ermöglichen, wird von einer hypothetischen Kinematik die Orientierbarkeit innerhalb eines 60°-Kegels gefordert. Hinsichtlich der technischen Umsetzung dieser Anforderung ist eine *entkoppelte* regionale kinematische Struktur sinnvoll, bei der die Positionierung getrennt von der Orientierung erfolgt (*Spherical Wrist*) [VWT86].

## 3.4 Modellierung der Simulationsobjekte

Basierend auf den Ergebnissen der Anforderungsanalyse wird im Nachfolgenden der Modellierungsprozess vorgestellt. Zunächst werden die Modelle eine Repräsentation der Patientenanatomie modelliert. Dies geschah auf Grundlage statistischer anatomischer Polygonmodelle, die mithilfe einer Reihe von 3D-Softwaretools bearbeitet und in ein Gesamtmodell integriert werden. Dieses virtuelle Test-Phantom fungiert dann innerhalb der Simulation als der Maßstab, anhand dessen die Performance der zu testenden Kinematiken ermittelt werden. Parallel dazu wird eine skriptbasierte parametrisierte Generierung mehrerer Testkinematiken durchgeführt. Nach der initialen Festlegung bestimmter kinematischer Grundparameter erfolgt somit eine automatische Erstellung einer Reihe von Testkinematiken, deren Performance anhand des virtuellen Phantoms durch die Simulation bestimmt wird.

### 3.4.1 Phantommodellierung

Der entscheidende Indikator für die Effektivität des Simulationssystem ist, wie repräsentativ die Modellannahmen für die realen Umstände sind. Aufbauend auf den in den Abschnitten "Anthropometrieüüd "Anatomische Zielregionenärerarbeiteten Modellanforderungen, wird in diesem Abschnitt vorgestellt, wie die anthropometrischen Perzentilgrenzen in einem dreidimensionalen Patientenmodell dargestellt wurden.

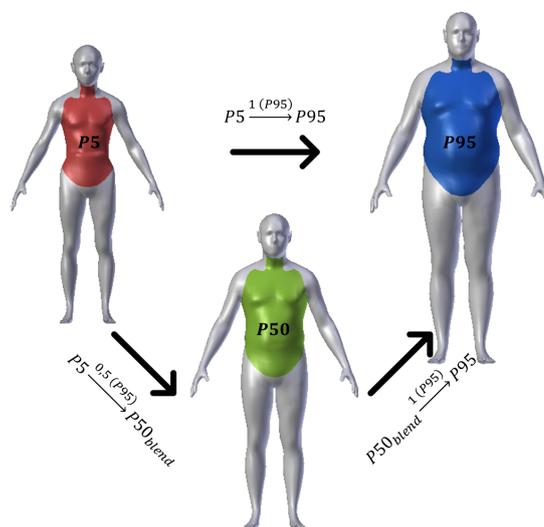
### 3.4.1.1 Generierung parametrisierter Polygonmodelle

Von der Möglichkeit zur parameterabhängigen Erstellung von Menschenmodellen in *Human Shape* wurde Gebrauch gemacht, um die in Unterabschnitt 3.3.1 definierten anatomischen Extrema auf realistische Weise zu modellieren. Hierzu wurde für das 5. Perzentil ein Modell mit einem BMI von 20 und einer Körpergröße von 1541 Millimetern generiert. Das Modell für das 95. Perzentil hat einen BMI von 34 bei einer Körpergröße von 1912 Millimetern. Beide Modelle wurden für die Weiterbearbeitung jeweils als OBJ-File exportiert.

### 3.4.1.2 Modellbearbeitung

In Analogie zu den Trainingsmodellen in der sonographischen Ausbildung erfolgt nun auf Basis der exportierten OBJ-Files die Modellierung eines *virtuellen Phantoms*. Dieses soll innerhalb der Simulationsumgebung die Aufgabe eines realen Patientenphantoms übernehmen und als Maßstab für die Performance der getesteten Kinematiken dienen. Hierfür ist eine Reihe von Modifikationen an den rohen OBJ-Files notwendig, die unter Verwendung der bereits vorgestellten 3D-Tools durchgeführt worden.

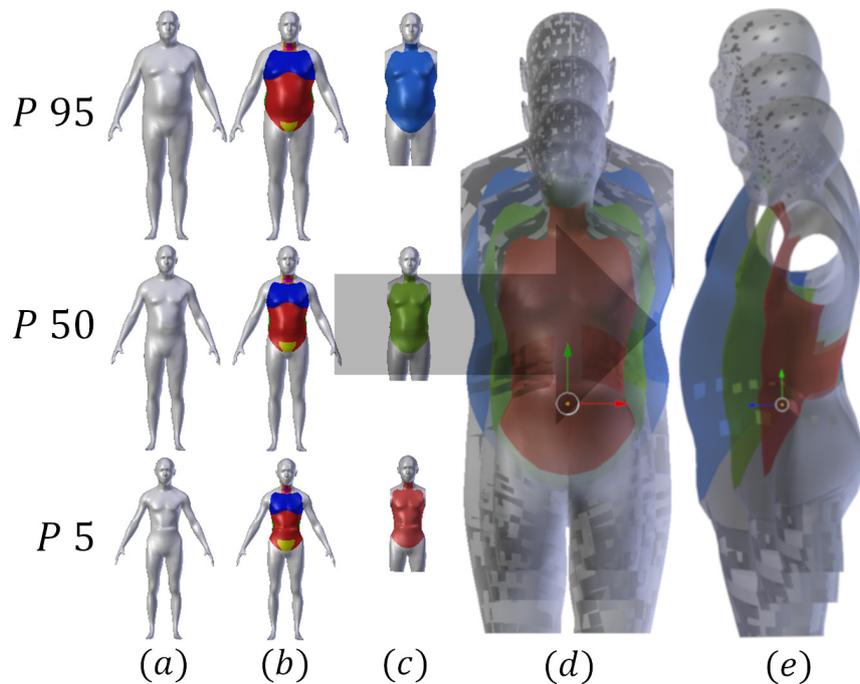
Zunächst wurde mithilfe der Shape-Keys-Funktionalität eine lineare Interpolation der generierten Modelle vorgenommen. Das Ergebnis hiervon (Abbildung 3.13) ist eine drittes, interpolationsbasiertes Modell zur Repräsentation des 50. Perzentils. Eine direkte Generierung anhand empirisch belegter Parameter wäre ebenso möglich gewesen. Anstatt dessen wurde diese Vorgehensweise gewählt, um die eine Möglichkeit zur schnellen Erweiterung des Grundmodells zu demonstrieren.



**Abbildung 3.13:** Interpolation der Körpermodelle mittels der Morphing-Funktion von *Blender*

Die vorliegenden Modelle wurden in Blender ähnlich einer Matroschka schalenartig und im Oberflächenmittelpunkt zentriert ausgerichtet. Hierdurch wird der Effekt eines annähernd kontinuierlichen

Phantomvolumens erzielt. Zudem vereinfacht dieser Schritt die Simulationsdurchführung, da alle Zielbereiche somit an einer Stelle versammelt sind. Um die reale Liegeposition zu modellieren, wurden die einzelnen Schalen an einer gedachte gemeinsamen Auflageebene positioniert.



**Abbildung 3.14:** Gestaltungsprozess des finalen Phantommodells: Ausgangsmodelle (a), Markierung der anatomischen Zielregionen (b), Extraktion der finalen Schichten (c), Zentrierung der Einzelschichten (d), Ausrichtung entlang einer gedachten Auflagefläche (e)

## 3.5 Simulation

Im Anschluss an die Anforderungsdefinition und Modellierung erfolgt an dieser Stelle die Integration und Synthese der einzelnen Simulationskomponenten innerhalb des Gesamtsystems. Dieser Schritt umfasst die Implementierung einer geeigneten Metrik zur Ermittlung der kinematischen Eignung sowie die Einstellung der Simulationsparameter. Zuletzt wird in diesem Abschnitt das Design der Versuchsreihe vorgestellt, auf dessen Grundlage die Simulationen durchgeführt wurden.

### 3.5.1 Performance-Test

Der verfolgte Ansatz zur Ermittlung der kinematischen Performance besteht in der Implementierung einer Gruppe von Prüfalgorithmen, die die funktionalen Aufgaben der Ultraschallbildgebung approximieren und von der zu testenden Kinematik ausführen lassen. Zu diesem Zweck wurden diverse Simulationskomponenten entwickelt, die nachfolgend vorgestellt werden.

Prinzipiell basiert die herkömmliche Ultraschallbildgebung darauf, dass durch Manipulationen des Arztes der Kontakt zwischen der Ultraschallsonde und einem Bereich auf der Körperoberfläche des Patienten hergestellt wird. Dieser Vorgang dient zur Lokalisation anatomischer Zielstrukturen und muss von einer möglichen Kinematik ausführbar sein. Darüber hinaus sind in einem gescannten Bereich mehrere Reorientierungen des Schallwandlers nötig (siehe Anforderungsanalyse). Innerhalb der Simulation wurde dies mithilfe eines Algorithmus zur kollisionsfreien Lösung der inversen Kinematik modelliert. Dieser Algorithmus überprüft unter Einhaltung gewisser Randbedingungen, ob eine bestimmte Zielstellung des Endeffektors ohne etwaige Kollisionen erreichbar ist (siehe Unterunterabschnitt 3.5.1.2).

### 3.5.1.1 Tip-Target-Generierung

Als Input für den Kollisionsalgorithmus wird die Spezifikation von Start- sowie Zielkonfigurationen benötigt, welche in V-REP durch Dummies repräsentiert werden.

Die Menge der Startkonfigurationen wird durch die Menge der möglichen Stellungen des Endeffektors (*Tip*) beschrieben. Um die Position und Orientierung des Endeffektors für den Motion Planning Algorithmus zugänglich zu machen, wird ein Dummy an der erwarteten äußersten Stelle der Ultraschallsonde im Adaptermodell platziert (*Tip-Dummy*).

Die zu testenden Zielkonfigurationen wurden anhand der Summe aller Vertices des virtuellen

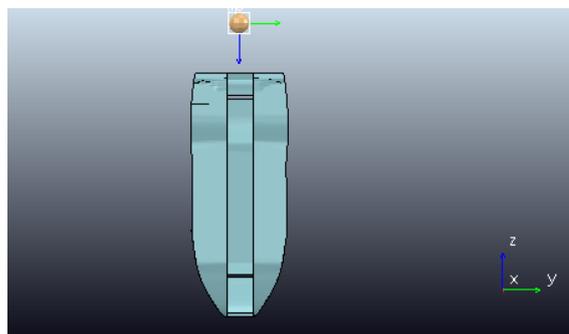
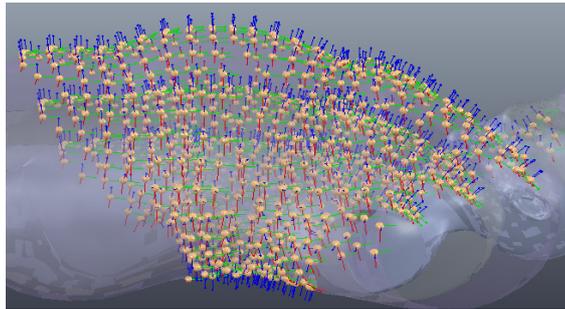


Abbildung 3.15: Sondenadapter [Thi18] mit Tip-Dummy

Phantoms definiert, die Teil der anatomischen Zielregion sind. Zu diesem Zweck wurde ein selbstgeschriebenes MATLAB-Skript eingesetzt, mit dessen Hilfe die in den OBJ-Files enthaltenen Positionen und Orientierungen eingelesen und als in der Programmiersprache *Lua* verwendbare Arrays ausgegeben werden. Da die Orientierungen der Vertices im OBJ-Format als Richtungsvektoren gespeichert werden, ist eine Konversion der Orientierungsdarstellung für die Nutzung in *V-REP* notwendig. Hierfür wird die globale z-Achse  $(0, 0, 1)$  als Referenzvektor gewählt und die Rotation der Vertexnormalen gegenüber diesem Referenzvektor mithilfe der MATLAB-Funktionen `vrotvec`, `vrotvec2mat` und `rotm2eul` als Array von Euler-Winkel-Triplets dargestellt. Dieser Prozess wurde für die Zielregionen der einzelnen Schichten des virtuellen Phantoms durchgeführt, wozu die Vertexgruppen der Zielregionen als separate OBJ-Files aus dem Gesamtmodell extrahiert wurden.

Die nun für jede Schicht erhaltenen zwei Arrays für die Vertexpositionen und Vertexorientierungen

wurden in ein Non-Threaded Child Script pro Schicht eingefügt. Mit Beginn der Simulation generieren diese Child Scripts, beginnend mit der P95-Schicht, für alle Vertices einen *Target-Dummy*, der normal zur Oberfläche der jeweiligen Schicht ausgerichtet ist. Dadurch wird im weiteren Verlauf der Simulation ein senkrechter Basis-Approach des Endeffektors gewährleistet (siehe Unterunterabschnitt 3.5.1.2). Die generierten Dummies werden durch V-REP automatisch indiziert, sodass eine Referenzierung einzelner Targets anhand des Dummy-Index möglich ist.



**Abbildung 3.16:** Ausschnitt einer Seitenansicht des Virtuellen Phantoms. Erkennbar sind die an den Vertices der Phantomschichten generierten Target-Dummies mit einer oberflächennormalen Ausrichtung.

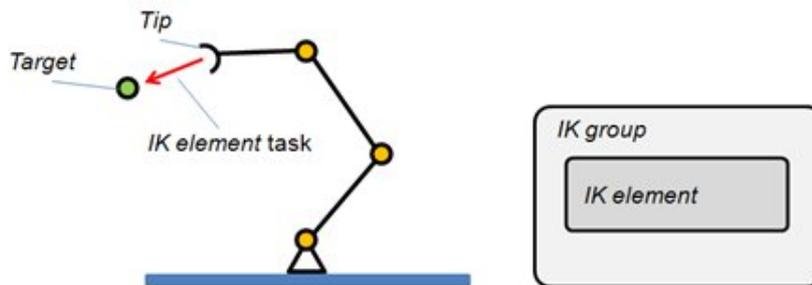
Die ursprünglichen Polygonnetze der Schichten des virtuellen Phantoms bestanden jeweils aus mehr als 1000 Vertices. Hinsichtlich der Rechenleistung stellt der hohe Vertexcount an und für sich kein Problem im Rahmen der statischen Simulation des virtuellen Phantoms dar. Jedoch wird bei der Target-Generierung für jedes Vertex ein Dummy zur Simulation hinzugefügt, wodurch die in den folgenden Abschnitten vorgestellte Kollisionsprüfung und Bahnplanung stark verlangsamt wird. Aus diesem Grund wurde mithilfe von MeshLab eine Polygondezimierung durchgeführt, sodass das finale virtuelle Phantom aus insgesamt 1533 Vertices beziehungsweise Testpunkten besteht.

#### 3.5.1.2 Bestimmung der lokalen Dexterität

Die generierten Target-Dummies dienen als Testpunkte, anhand derer die lokale Dexterität einer Kinematik auf der Körperoberfläche eines Patienten simuliert werden kann. Idealerweise lässt sich die Ultraschallsonde durch eine Roboterkinematik ebenso gut wie durch einen Arzt auf dem Patienten positionieren und orientieren (Abschnitt 3.3). Um dies zu überprüfen, wurde ein Algorithmus auf Basis des in V-REP integrierten *IK Calculation Module* eingesetzt. Rückwärtsrechnungen in V-REP erfordern die Erstellung einer *IK-Group*, in der die Elemente, anhand welcher die inverse Kinematik gelöst werden soll, aufgelistet sind (*Tip-Target-Beziehung*). Es wurde eine IK-Group, bestehend aus dem Tip-Dummy (Abbildung 3.15) und einem *Platzhalter-Dummy*, gebildet, wobei der Platzhalter-Dummy repräsentativ für sämtliche Target-Dummies (Abbildung 3.16) steht. Der Algorithmus wird innerhalb einer for-Schleife ausgeführt. Pro Schleifendurchlauf wird die Stellung jeweils eines Target-Dummys abgefragt, in welche Der Platzhalter-Dummy befördert wird. Nun wird mithilfe des internen *IK Calculation Module* ein Suchlauf für kinematische Konfigurationen gestartet, in denen die Stellung des Tip-Dummys am Endeffektor mit der des jeweiligen Target-Dummys beziehungsweise Platzhalter-Dummys übereinstimmt. Bei der Lösung der inversen

Kinematik müssen zuvor jedoch einige Randbedingungen berücksichtigt werden.

Zum einen ist es für ein realistisches Ergebnis erforderlich, lediglich die Lösungen der Rück-



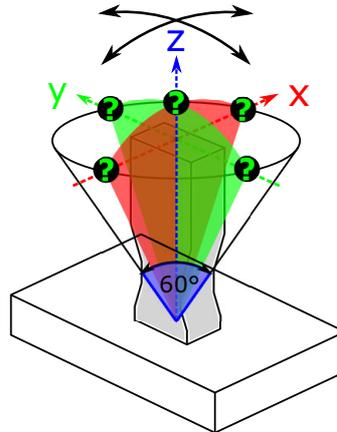
**Abbildung 3.17:** Abstrakte Darstellung der Lösung einer inversen Kinematik in V-REP

wärtsrechnung zuzulassen, die zu keiner Kollision führen. Dabei gilt es zu beachten, dass sowohl Kollisionen mit dem virtuellen Phantom und der restlichen Umgebung als auch Selbstkollisionen der Kinematik unzulässig sind. Während des Durchlaufs der Schleife wird die Kollidierbarkeit der einzelnen Schichten des virtuellen Phantoms sukzessive deaktiviert, sobald alle Target-Dummies der jeweiligen Schicht abgefragt wurden. Dies ist insofern notwendig, als dass ansonsten nach Abfertigung einer oberen Schicht kein Target einer unteren Schicht mehr kollisionsfrei erreichbar wäre.

Zum anderen ist die Auswahl der Orientierungseinschränkungen notwendig. Hierüber wird bestimmt, wieviele Koordinatenachsen des Tip-Dummies mit denen der Target-Dummies zusammenfallen müssen. Dies ermöglicht die Lösung der Rückwärtsrechnung auch dann, wenn alle modellierten Kinematiken der Versuchsreihe über ein Spherical Wrist mit einem letzten Torsionsgelenk verfügen, ist strenggenommen lediglich die Übereinstimmung der mit z-Achse beziehungsweise Oberflächennormalen erforderlich. Im Falle nicht unterbestimmter Orientierungseinschränkungen würde die aus der Rückwärtsrechnung resultierende Orientierung der Ultraschallsonde zu einem gewissen Grad dem Zufall unterliegen. Aus Gründen der Reproduzierbarkeit der Simulation wurden deshalb alle Orientierungseinschränkungen aktiviert.

Wie zu Beginn des Abschnitts angesprochen, ist es von Interesse, mit welcher lokalen Dexterität die eine Kinematik Manipulationen der Ultraschallsonde auf dem Körper des Patienten durchführen kann. Der Grad der Dexterität ist prinzipiell eine kontinuierliche Größe, die mit in einer Simulation nicht vollständig erfasst werden kann. Zur Ermittlung jener lokalen Dexterität wurde deshalb ein abstraktes Modell der in Unterabschnitt 3.3.2 geforderten Orientierbarkeit der Ultraschallsonde erstellt.

In Abbildung 3.18 wird das der Modellannahme zugrundeliegende Prinzip veranschaulicht. Das kontinuierliche Kegelvolumen, in dem die Orientierung der Ultraschallsonde stattfindet, wurde in fünf Bereiche diskretisiert, die in der Rückwärtsrechnung und Bahnplanung (Unterabschnitt 3.5.1.3) an jedem Targetpunkt als Zielorientierungen für den Endeffektor gelten. Hierfür wurden im IK-Algorithmus pro Schleifendurchlauf vier weitere Zielkonfigurationen in Form von Transformationsmatrizen hinzugefügt. Diese sind abgeleitet von den Transformationsmatrizen der Target-Dummies und unterscheiden sich von diesen lediglich im Rotationsteil entsprechend einer



**Abbildung 3.18:** Während der Dexteritätsprüfung getestete Orientierungsmöglichkeiten des Schallwandlers an einem möglichen Zielpunkt

zusätzlichen Rotation von  $\pm 30^\circ$  um die x- beziehungsweise y-Achse. Auf dieser Grundlage werden an jedem Target-Dummy 5 Orientierungen getestet.

Der beschriebene Algorithmus wurde in Form eines *Threaded Child Scripts* einem Dummy hinzugefügt.

#### 3.5.1.3 Bahnplanung

Für die vollständige Simulation der dreidimensionalen Bewegungen der getesteten Kinematiken genügt die Durchführung einer kollisionsfreien inversen Kinematik nicht. Eine solche Betrachtung ist jedoch notwendig, um die tatsächliche kinematische Arbeitsweise abschätzen zu können. Die in V-REP als Plugin enthaltene *Open Motion Planning Library* [SMK12] stellt zu diesem Zweck eine Reihe von Algorithmen zur Bahnplanung zur Verfügung. In dieser Arbeit ist der Suchalgorithmus *KPIECE1* zum Einsatz gekommen. Nach der Definition von Konfigurationsräumen für jedes Gelenk der Kinematik wird durch *KPIECE1*, basierend auf einer Baumstruktur, ein diskretisierter Suchlauf in den Gelenkräumen gestartet (*Sample Based Tree Planner*). Dabei wird, unter Berücksichtigung von möglichen Kollisionen, das Sampling der Gelenkräume möglichst in Richtung der Zielkonfiguration entwickelt. Die letztendlich ermittelte Bahn ist das Ergebnis der Verbindung der validen Samples aus den Gelenkräumen. In dieser Arbeit wurden pro Zielkonfiguration 6 Suchläufe gestartet, von denen jeweils der Kürzeste zur Bewegung der Kinematik ausgewählt wurde.

#### 3.5.1.4 Scoring

Als letzter Bestandteil der Performance-Metrik wurde eine Funktion zur metrischen sowie visuellen Evaluation der Testkinematiken entwickelt. Für jeden getesteten Target-Dummy wird die Anzahl der kollisionslos annehmbaren Orientierungen übergeben. In Abhängigkeit davon, wie viele Orientierungen möglich waren, wird die Stelle des Dummies farblich markiert, sodass die

lokale Dexterität direkt am Phantommodell erkennbar ist. Zudem wird am Ende der Simulation ausgegeben, mit welcher Häufigkeit eine bestimmte Anzahl von Orientierungen möglich war.

### 3.5.2 Simulationssetup

Dieser Arbeitsschritt umfasst die den Import und die räumliche Positionierung aller benötigten Simulationsobjekte sowie eine Reihe kleiner abschließender Modellmodifikationen mittels V-REP.

Nach der Erstellung einer leeren Szene in V-REP erfolgt das gesamte Simulationssetup durch die Ausführung eines selbsterstellten Lua-Skripts (*Szenen-Generator*), dessen Funktionsweise an dieser Stelle erläutert werden soll:

Der *Szenen-Generator* hat die automatisierte Generierung der Basisumgebung zusammen mit der jeweiligen Testkinematik zur Aufgabe und wurde als ein Add-on in V-REP realisiert. Somit ist die Ausführung direkt über die Benutzeroberfläche mithilfe des programminterne API möglich.

Die erste Phase der Skriptausführung ist verantwortlich für das Setup des virtuellen Phantoms. Hier wird das Schicht-Modell geladen und im Koordinatenursprung der Szene platziert. Die Simulationsszene wird zudem ergänzt durch ein künstliches Hindernis, welches sich dorsal zum Phantom in die Sagittalebene hinein ausdehnt (Abbildung 3.19). Diese Modellannahme ist notwendig, um unzulässige Bewegungen des Roboters unter dem Patienten während der Simulation zu verhindern. Darüber hinaus wird die automatische Einstellung der Parameter für die inverse Kinematik und Kollisionsprüfung vorgenommen.

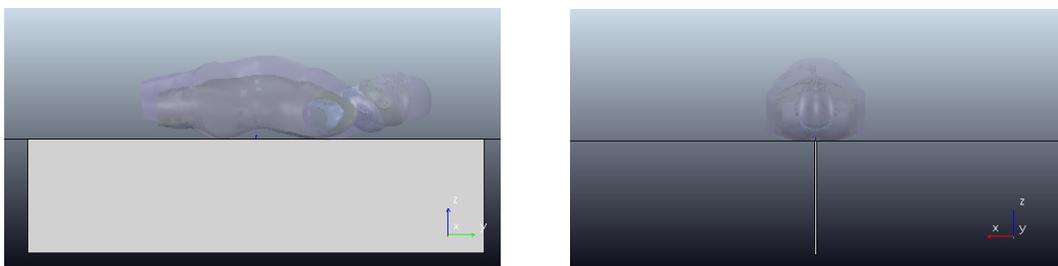


Abbildung 3.19: künstliches Kollisionshindernis unter dem virtuellen Phantom

Die zweite Phase besteht in der automatisierten Generierung der Testkinematik anhand von DH-Parametern. Diese parametrisierte kinematische Modellierung ermöglicht es, in mit geringem Aufwand eine große Menge an Kinematiken zu generieren. Zusätzlich werden die für die inverse Kinematik benötigten Dummies an der Kinematik platziert. Zuletzt erfolgt der Import des Sondenadapter [Thi18], der linear zum letzten Link am Flansch ausgerichtet wird.

#### 3.5.2.1 Erstellung der Versuchsreihe

Als kinematischer Referenzpunkt für die weiteren durchgeführten Simulationen wurde der Industrieroboter *LBR4+* (Kuka Robotics) zur Versuchsreihe hinzugefügt. Die kinematische Struktur

dieses Roboters unterscheidet sich nur geringfügig von der des bekannteren Modells *iiwa*. Die Unterschiede zwischen diesen Modellen sind für die Zwecke der Simulation umso vernachlässigbarer, als da keine dynamischen Betrachtungen gemacht werden.

Die Entwicklung geeigneter Testkinematiken richtete sich nach der Fragestellung, welche Zusammenhänge zwischen der kinematischen Komplexität und Performanz bestehen. Die simulierten Kinematiken verfügen über dieselbe Grundstruktur, welche in Abschnitt 3.3 gefordert wurde, und unterscheiden sich somit nicht in der Länge der kinematischen Kette oder Auswahl der Gelenktypen; es wurde lediglich die Anzahl der Gelenke variiert, sodass die Versuchsreihe aus einer 6-DOF, 7-DOF und 8-DOF Kinematik besteht. In den folgenden Abbildungen werden die Testkinematiken der Versuchsreihe anhand ihrer DH-Parameter und schematischen Skizzen gezeigt.

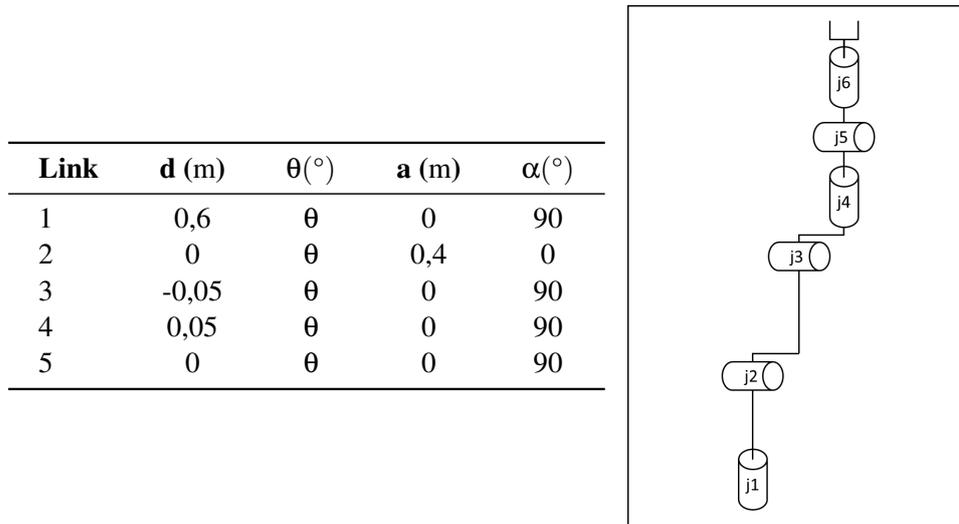


Abbildung 3.20: DH-Parameter (links) und kinematische Skizze der 6-DOF Kinematik (rechts)

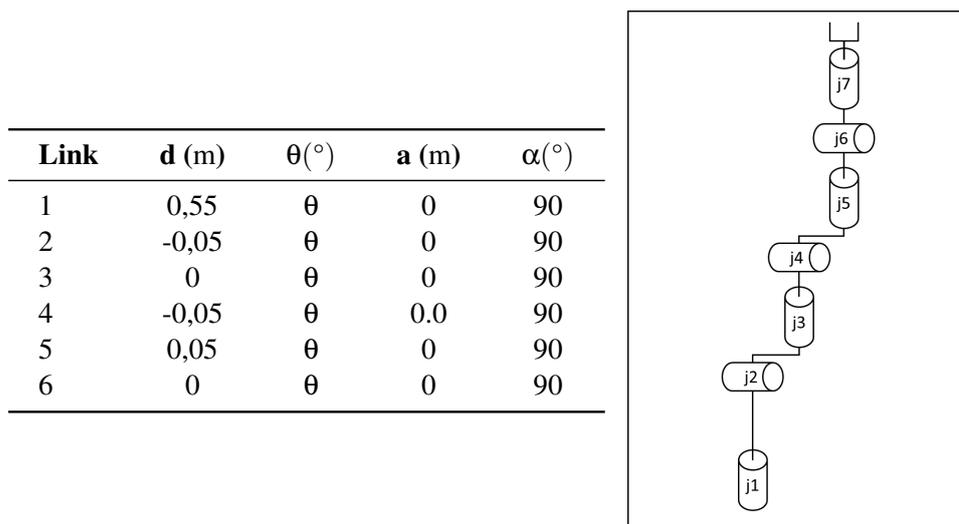
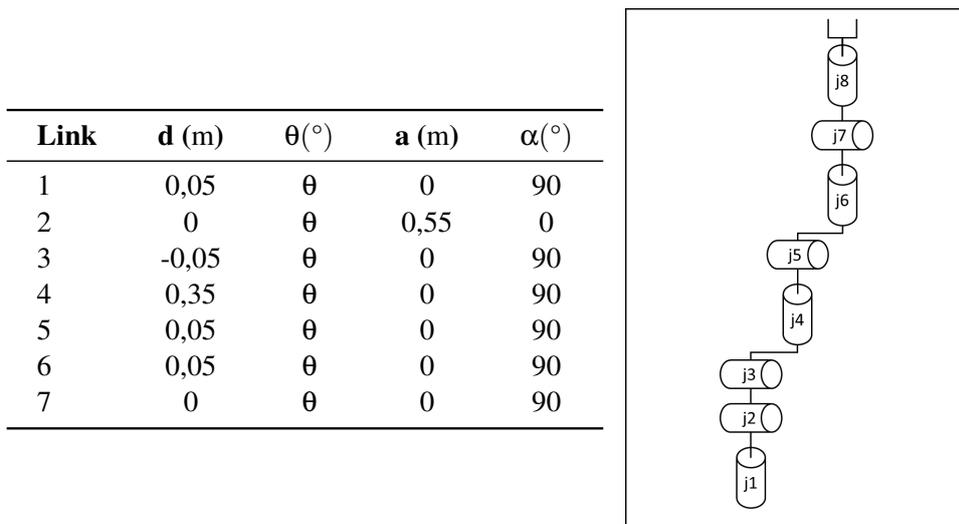
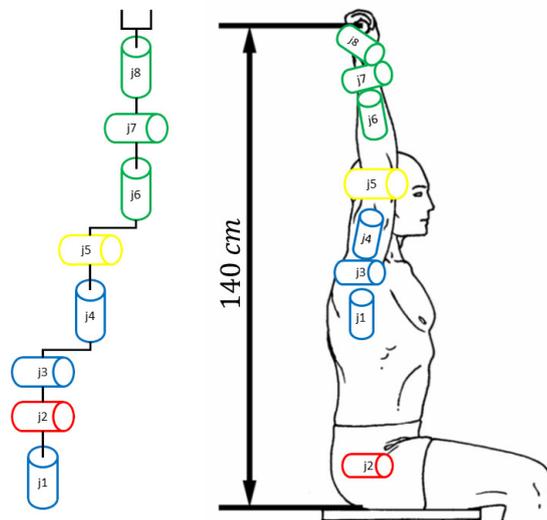


Abbildung 3.21: DH-Parameter (links) und kinematische Skizze der 7-DOF Kinematik (rechts)



**Abbildung 3.22:** DH-Parameter (links) und kinematische Skizze der 8-DOF Kinematik (rechts)

Die Besonderheit der 8-DOF Kinematik liegt in der kinematischen Redundanz. Die Aufnahme dieser unkonventionellen kinematischen Struktur soll die Frage beantworten, ob eine gesteigerte Redundanz mit einer ebenso gesteigerten kinematischen Leistung einhergeht. Designvorbild bei der Konzeption dieser Kinematik war die anatomische Morphologie eines Arztes während der Durchführung einer Ultraschalluntersuchung. Weitverbreitete Kinematiken mit sieben Freiheitsgraden nähern mit ihrer Gelenkigkeit die anatomische Beschaffenheit der oberen menschlichen Extremität an, sodass sich für jedes anatomische Gelenk ein Pendant in der Kinematik finden lässt. Im Bewegungsablauf während einer Ultraschalluntersuchung kommt jedoch ein weiterer Grad der Beweglichkeit zum Einsatz: Die Distanz zwischen dem Arzt und Patienten wird durch ein *Hinüberlehnen* überbrückt, um ansonsten schwer erreichbare Bereiche zu untersuchen. Abbildung 3.23 zeigt, welche Gelenke analog zur menschlichen Anatomie modelliert wurden.



**Abbildung 3.23:** Strukturelle Analogie zwischen der 8-DOF Kinematik und der Anatomie eines sitzenden Menschen

## 4 Ergebnisse

Aus der Durchführung der Simulationen sind für jede getestete Kinematik sowohl numerische Messwerte als auch visuelle Repräsentationen der lokalen Dexteritätsverteilung entstanden. Somit sind pro Testkinematik jeweils Daten zur Häufigkeitsverteilung sowie zur räumlichen Verteilung der Dexteritätsniveaus verfügbar. Zur Darstellung der Häufigkeitsverteilung wurden Balkendiagramme verwendet. Mithilfe dieser wird gezeigt, wieviele Targets mit einer bestimmten Anzahl an gültigen Endeffektor-Orientierungen von der jeweiligen Kinematik erreicht werden konnten. Um die Vergleichbarkeit der Kinematiken zu vereinfachen wurde zudem ein genereller Dexteritätsscore eingeführt, der auf Grundlage der im Mittel erreichbaren Orientierungen gebildet wird. Als weitere Bewertungsmetrik wurde zudem die Standardabweichung von Dexteritätsscore eingesetzt, um die Homogenität der Dexteritätsverteilung aufzuzeigen.

Im Kontext der Ultraschallbildgebung spielt außerdem die ortsabhängige Dexteritätsverteilung eine wichtige Rolle. Zu diesem Zweck wurden farbcodierte Visualisierungen der lokalen Dexteritätsniveaus erstellt. In Ergänzung zur Darstellung der Häufigkeitsverteilung der Dexterität bilden die nachfolgenden Ergebnisse die Basis für eine tiefgehende kinematische Evaluation.

In Abbildung 4.1 und Abbildung 4.2 werden die Simulationsergebnisse des LBR4+ dargestellt. Für Kinematik des 7-DOF Roboters wurde durch die Simulation ein durchschnittlicher Dexteritätsscore von 2,111 ermittelt. Die Verteilung der Dexteritätsniveaus ist bei einer Streuung von 2,1497 relativ heterogen. Geringfügig mehr als ein Drittel der Targets konnte in vier bis fünf Orientierungen erreicht werden. 42% der Targets konnten nicht erreicht werden.

Die räumliche Verteilung zeigt einen scharf abgegrenzten Bereich hoher Dexterität, der sich mehrheitlich auf der dem Roboter abgewandten Hälfte des virtuellen Phantoms befindet. Abgesehen von dieser klar definierbaren Region, wurde keine weitere nennenswerte Dexterität verzeichnet.

Abbildung 4.3 und Abbildung 4.4 zeigen die Ergebnisse der selbstgestellten 6-DOF Kinematik. Dieser wurde ein Dexteritätsscore von 3,3655 bei einer Streuung von 2,0381 zugewiesen. 55% der Targets wurden mit der innerhalb der Simulation bestmöglichen Dexterität erreicht. Der Anteil der nicht-erreichten Targets beträgt 18%. Die verbleibenden Dexteritätsniveaus sind annähernd gleichverteilt.

Hinsichtlich der räumlichen Dexteritätsverteilung wurden große Teile des Thorax und Abdomens mit vollständiger Dexterität erreicht. Die der Kinematik abgewandte Seite des Phantoms konnte schlecht bis gar nicht erreicht werden. Für die 7-DOF zeigt sich ein nahezu identisches Bild (siehe Abbildung 4.5 und Abbildung 4.6)

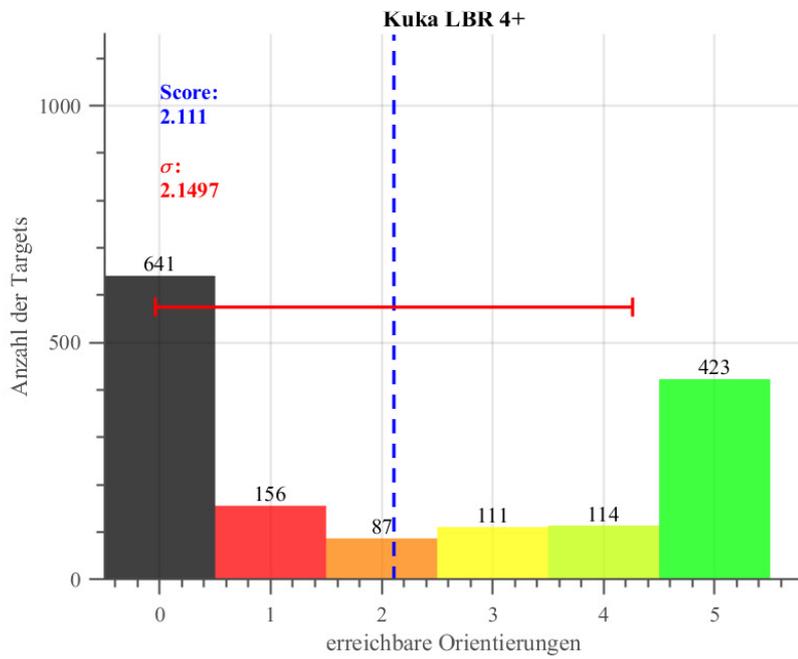
Mit einem Dexteritätsscore von 4,1286 und einer Streuung von 1,5583 wurde die 8-DOF durch das Simulationssystem als performanteste Kinematik der Versuchsreihe bewertet. An 71% der überprüften Targets konnte die 8-DOF Kinematik einen perfekten Score erzielen. Die verbleibenden Dexteritätsniveaus sind annähernd gleichverteilt. Bei Betrachtung der räumlichen Verteilung lässt

#### 4 Ergebnisse

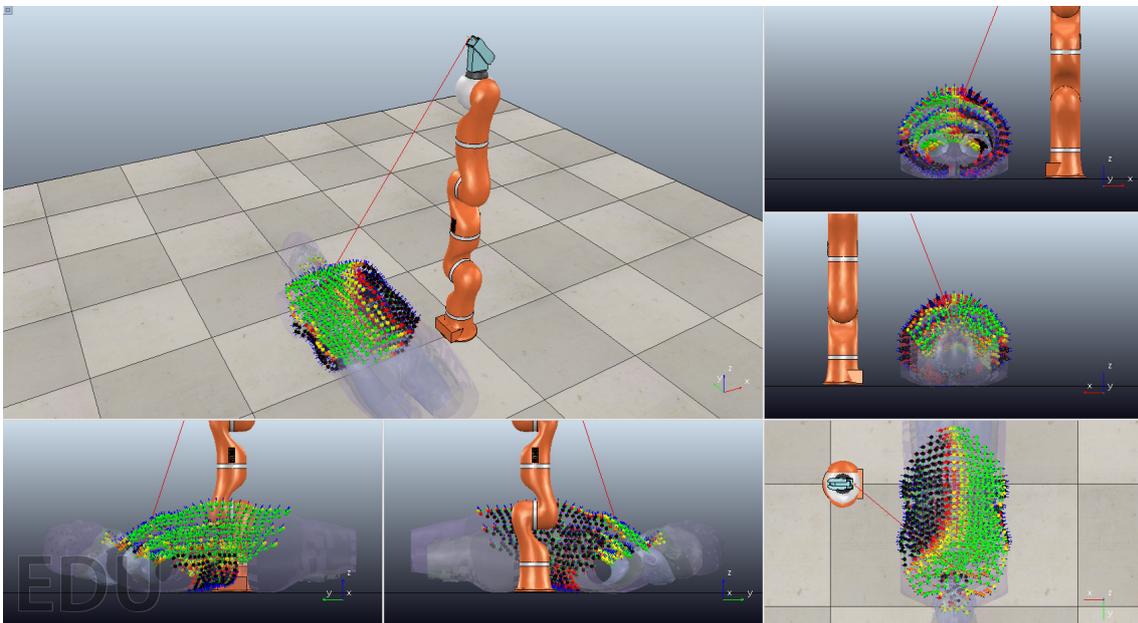
---

sich eine weitreichende und zudem symmetrische Verteilung eines lokalen Dexteritätsniveaus von 5 erkennen. In Nähe zur Auflagefläche beginnt die Dexterität abzunehmen.

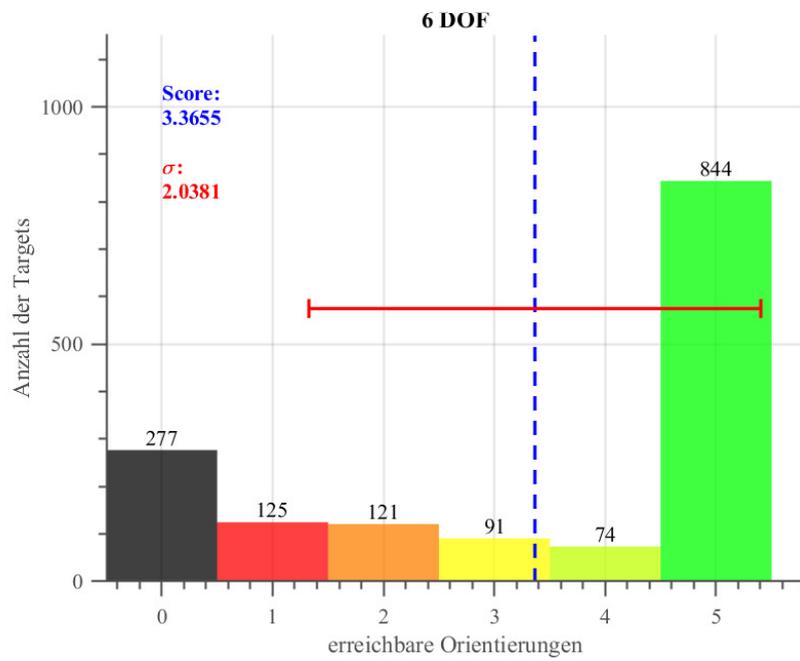
Auf den folgenden Seiten sind die Visualisierungen der vorgestellten Ergebnisse abgebildet.



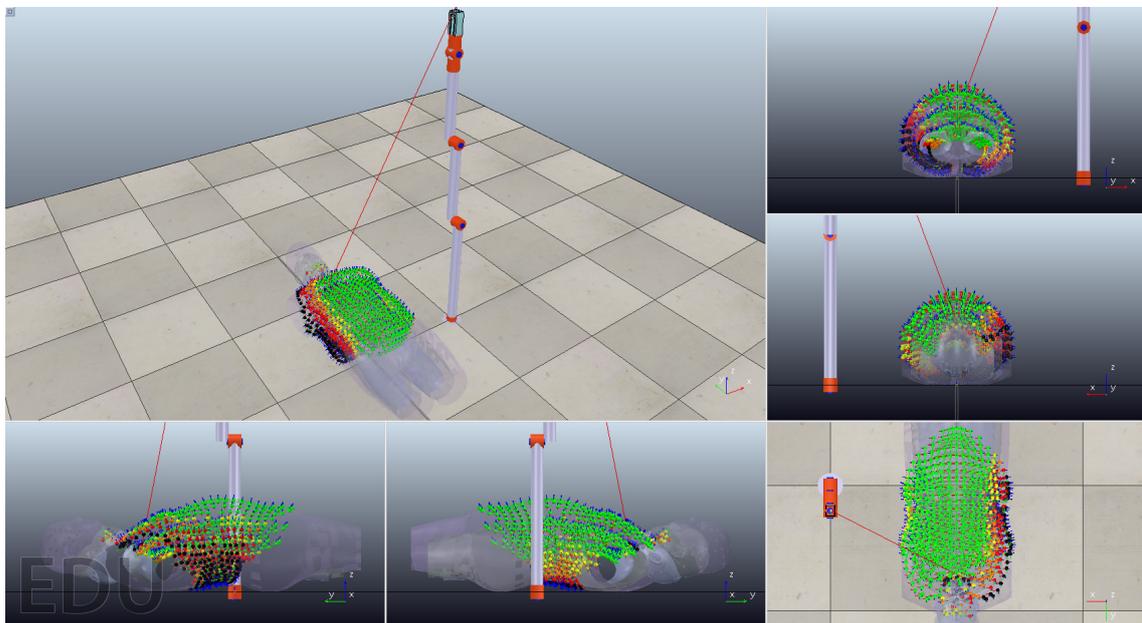
**Abbildung 4.1:** Häufigkeitsverteilung der Dexteritätsniveaus für den KUKA LBR 4+



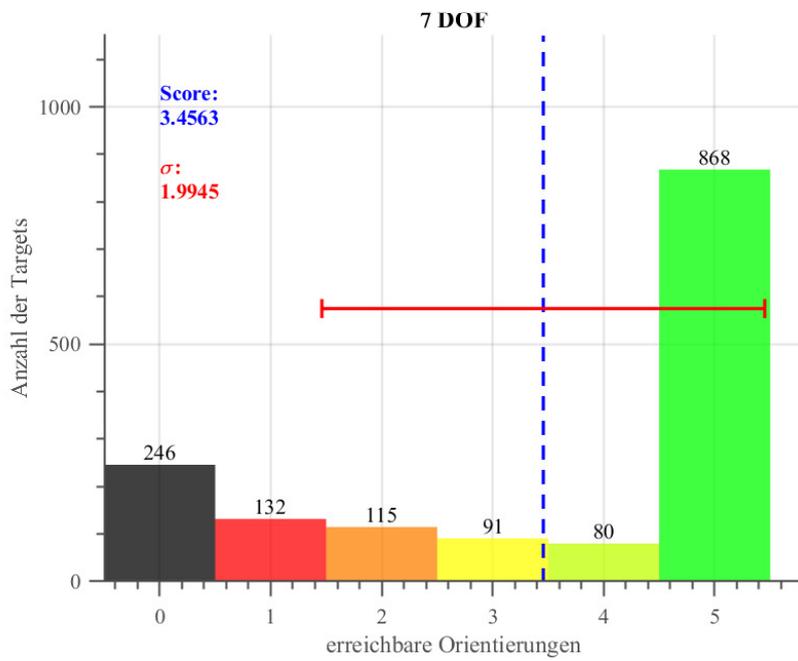
**Abbildung 4.2:** Räumliche Verteilung der lokalen Dexterität des LBR4+ in verschiedenen Ansichten



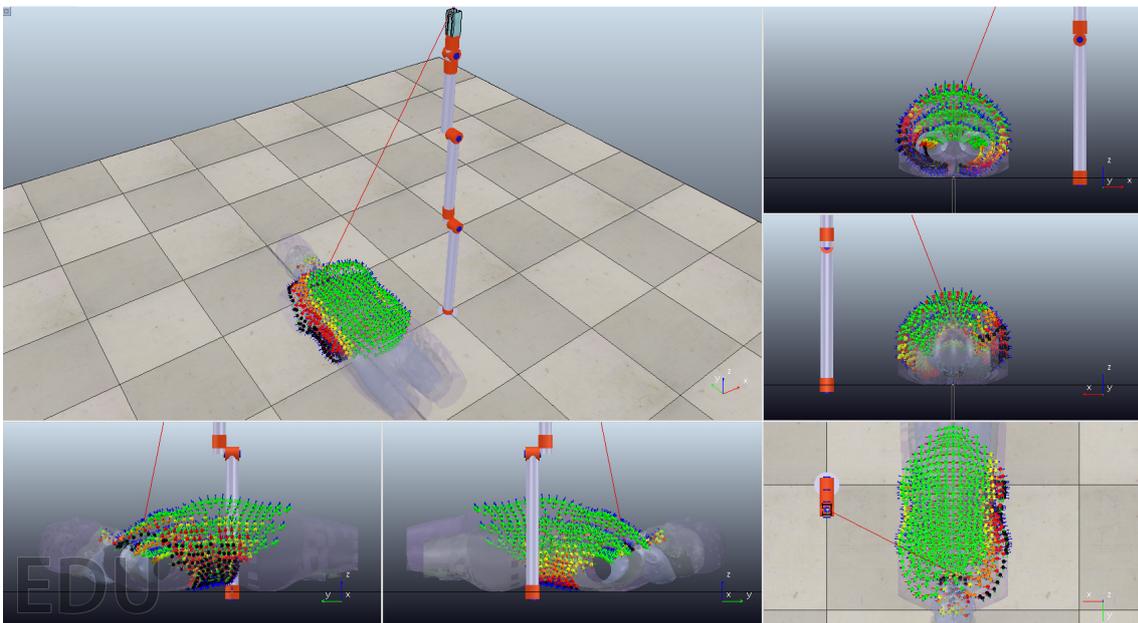
**Abbildung 4.3:** Häufigkeitsverteilung der Dexteritätsniveaus für die 6-DOF-Kinematik



**Abbildung 4.4:** Räumliche Verteilung der lokalen Dexterität der 6-DOF Kinematik in verschiedenen Ansichten



**Abbildung 4.5:** Häufigkeitsverteilung der Dexteritätsniveaus für die 7-DOF-Kinematik



**Abbildung 4.6:** Räumliche Verteilung der lokalen Dexterität der 7-DOF Kinematik in verschiedenen Ansichten

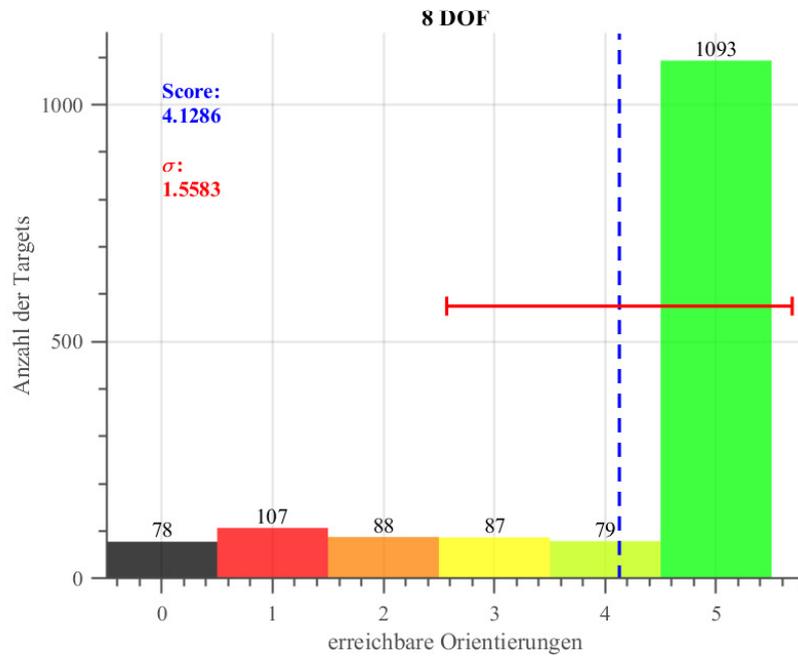


Abbildung 4.7: Häufigkeitsverteilung der Dexteritätsniveaus für die 8-DOF-Kinematik

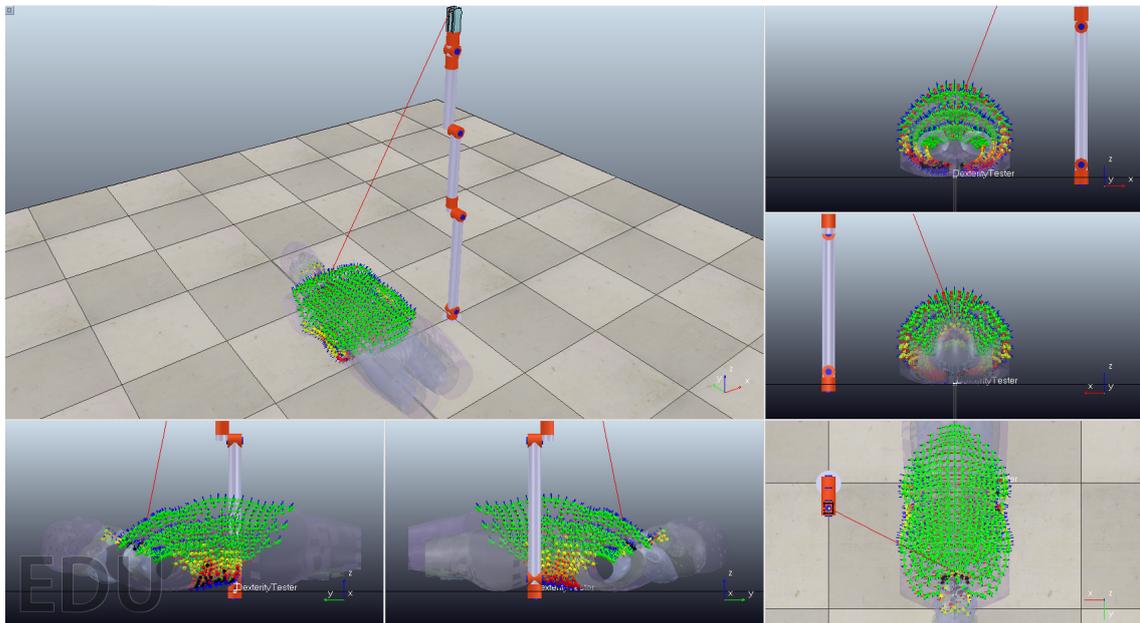


Abbildung 4.8: Räumliche Verteilung der lokalen Dexterität der 8-DOF Kinematik in verschiedenen Ansichten

## 5 Diskussion

So ist es durchaus denkbar, dass in Abhängigkeit vom Einsatzzweck eine im Allgemeinen niedrig performante

Das Simulationssystem wurde konzipiert, um eine objektive Bewertung von Kinematiken hinsichtlich ihrer Anwendbarkeit zur robotergestützten Ultraschallbildgebung vornehmen zu können. Eine solche objektive Bewertung ist notwendig, da die Beziehung zwischen kinematischem Design und kinematischer Performance nicht intuitiv ersichtlich ist.

Die Kinematik des LBR4+ diente in der Versuchsreihe als Referenzobjekt. Anhand von Abbildung 4.1 wird deutlich, dass ein hoher Grad kinematischer Redundanz nicht zwangsläufig mit einer weiträumig hohen Dexterität einhergeht. Der Vergleich mit den Simulationsergebnissen der 6-DOF Kinematik demonstriert eindrucklich, dass zusätzliche Freiheitsgrade nicht immer gerechtfertigt sind. Die theoretischen Nachteile einer sechssachsigen Kinematik gegenüber einer siebenachsigen konnten durch strukturelle Eigenschaften kompensiert werden. Dazu gehören unter anderem eine größere Länge der kinematischen Kette als auch eine kontinuierliche Gelenkbeweglichkeit durch die Schulterversätze. Diese strukturellen Details sind vergleichsweise kostengünstig zu realisieren, wodurch entsprechend gestaltete wenig-achsige Kinematiken eine ernstzunehmende Option für den klinischen Gebrauch darstellen. Bei Betrachtung der Ergebnisse der 7-DOF Kinematik ist eine nur minimale Verbesserung der Performance gegenüber der 6-DOF Kinematik erkennbar. Daraus lässt sich im Einklang mit den Beobachtungen des LBR4+ ableiten, dass ein siebter Freiheitsgrad allein keinen Nutzen bietet.

Die 8-DOF Kinematik hat den besten Score der gesamten Versuchsreihe erzielt. Auffällig hierbei ist, dass die getesteten Targets, überspitzt ausgedrückt, entweder mit voller Dexterität oder überhaupt nicht erreicht wurden. Dies mag daran liegen, dass sich ein Teil der Zielregion in direkter Nähe zur Auflagefläche befindet und es somit an diesen Stellen prinzipiell zur Kollision kommen muss. In diesem Fall wäre der Anteil schlecht erreichbarer Targets vermutlich nur eine Folge der Modellierung der Kollisionsumgebung. Interessant ist aber, dass der weitere Freiheitsgrad durch das basisnahe Gelenk, effektiv zu der Erreichbarkeit, der dem Roboter abgewandten Seite des Patienten beigetragen hat. Somit konnte trotz der dezentrierten Lage der Kinematik eine nahezu symmetrische, hohe Dexteritätsverteilung erzielt werden.



## 6 Ausblick

Die ersten Ergebnisse, die gesammelt werden konnten, haben das Potenzial des vorgestellten Simulationssystems unter Beweis gestellt. Ein Großteil der im Rahmen dieser Arbeit angestellten Bemühungen diente zur allgemeinen Konzeption und Entwicklung des Simulationssystems, weswegen nur eine begrenzte Menge der Einsatzmöglichkeiten dieses Tools erkundet werden konnte. Mit ausreichender Rechenzeit und -leistung ist mithilfe des vorliegenden Simulationssystems die Durchführung einer Vielzahl von Versuchsreihen möglich, die wertvolle Erkenntnisse für das Forschungsgebiet der robotisierten Ultraschallbildgebung liefern würden.

Eine naheliegende potenzielle Anwendungsmöglichkeit wäre es, einen kinematischen Optimierungsprozess auf Basis des Simulationssystems durchzuführen. Die integrierten Metriken könnten beispielsweise als eine Art des Selektionsdrucks in Verbindung mit einem genetischen Algorithmus dazu eingesetzt werden, um das kinematische Design je nach Anwendung zu optimieren. Nicht zuletzt stellt anwendungsabhängige Anpassbarkeit des Simulationssystems einen entscheidenden Vorteil bei der Entwicklung spezialisierter Kinematiken dar. Durch Variationen der Zielbereiche und sonstigen Randbedingungen ist die Gestaltung und Validierung verschiedenartiger Kinematiken möglich.



## Abbildungsverzeichnis

1.1	Anwendungsszenario eines robotergestützten 3D-Ultraschall-Systems, <i>CMSysLab, Belgrad</i> [PLD14] . . . . .	2
3.1	Workflow zur Illustration der Arbeitsschritte . . . . .	7
3.2	Modelldefinitionen innerhalb von <i>Jack</i> [PB88] . . . . .	9
3.3	<i>Jack</i> -Template (links), Scandaten (mittig), gefittetes Template (rechts) jeweils mit gesetzten Landmarken [RRTP14] . . . . .	9
3.4	Interface von <i>Human Shape</i> für ein stehendes, männliches Modell [umta] . . . . .	10
3.5	vereinfachter Aufbau des OBJ-Dateiformats (oben) und Beispiel eines Polygonnetzes ( <i>Suzanne</i> , Blender Foundation) mit Vertices, Vertex-Normalen, Faces und Shading (unten) . . . . .	11
3.6	Beispiele grundlegender Funktionen der Bearbeitungsmodi: Rotation (oben) und Vertex-Deformation (unten) . . . . .	12
3.7	Erstellung einer Vertex-Gruppe in <i>Blender</i> ; die Gruppe <i>linkes Ohr</i> wird nicht beeinflusst durch Objektduplizierungen oder- deformationen . . . . .	13
3.8	Arten der möglichen Interpolationen . . . . .	13
3.9	Benutzeroberfläche von V-REP . . . . .	14
3.10	BMI (links) und Körpergröße (rechts) nach Perzentilen [din] . . . . .	16
3.11	Bewertung des klinischen Stellenwert der Ultraschallbildgebung je nach Anwendung [RB82] . . . . .	16
3.12	Kegelförmiger Arbeitsraum des Schallwandlers (links), statistische Messungen des Neigungswinkels [ENL <sup>+</sup> 12] . . . . .	18
3.13	Interpolation der Körpermodelle mittels der Morphing-Funktion von <i>Blender</i> . . . . .	19
3.14	Gestaltungsprozess des finalen Phantommodells: Ausgangsmodelle (a), Markierung der anatomischen Zielregionen (b), Extraktion des finalen Schichten (c), Zentrierung der Einzelschichten (d), Ausrichtung entlang einer gedachten Auflagefläche (e) . . . . .	20
3.15	Sondenadapter [Thi18] mit Tip-Dummy . . . . .	21
3.16	Ausschnitt einer Seitenansicht des Virtuellen Phantoms. Erkennbar sind die an den Vertices der Phantomschichten generierten Target-Dummies mit einer oberflächen-normalen Ausrichtung. . . . .	22
3.17	Abstrakte Darstellung der Lösung einer inversen Kinematik in V-REP . . . . .	23
3.18	Während der Dexteritätsprüfung getestete Orientierungsmöglichkeiten des Schallwandlers an einem möglichen Zielpunkt . . . . .	24
3.19	künstliches Kollisionshindernis unter dem virtuellen Phantom . . . . .	25
3.20	DH-Parameter (links) und kinematische Skizze der 6-DOF Kinematik (rechts) . . . . .	26
3.21	DH-Parameter (links) und kinematische Skizze der 7-DOF Kinematik (rechts) . . . . .	26
3.22	DH-Parameter (links) und kinematische Skizze der 8-DOF Kinematik (rechts) . . . . .	27

3.23	Strukturelle Analogie zwischen der 8-DOF Kinematik und der Anatomie eines sitzenden Menschen . . . . .	28
4.1	Häufigkeitsverteilung der Dexteritätsniveaus für den KUKA LBR 4+ . . . . .	31
4.2	Räumliche Verteilung der lokalen Dexterität des LBR4+ in verschiedenen Ansichten	31
4.3	Häufigkeitsverteilung der Dexteritätsniveaus für die 6-DOF-Kinematik . . . . .	32
4.4	Räumliche Verteilung der lokalen Dexterität der 6-DOF Kinematik in verschiedenen Ansichten . . . . .	32
4.5	Häufigkeitsverteilung der Dexteritätsniveaus für die 7-DOF-Kinematik . . . . .	33
4.6	Räumliche Verteilung der lokalen Dexterität der 7-DOF Kinematik in verschiedenen Ansichten . . . . .	33
4.7	Häufigkeitsverteilung der Dexteritätsniveaus für die 8-DOF-Kinematik . . . . .	34
4.8	Räumliche Verteilung der lokalen Dexterität der 8-DOF Kinematik in verschiedenen Ansichten . . . . .	34

## Literaturverzeichnis

- [BB04] BEAUBIEN, Jeffrey M. ; BAKER, David P.: The use of simulation for training teamwork skills in health care: how low can you go? In: *BMJ Quality & Safety* 13 (2004), Nr. suppl 1, S. i51–i56
- [BCK10] BURNETT, David R. ; CAMPBELL-KYUREGHYAN, Naira H.: Quantification of scan-specific ergonomic risk-factors in medical sonography. In: *International Journal of Industrial Ergonomics* 40 (2010), Nr. 3, S. 306–314
- [CCC<sup>+</sup>08] CIGNONI, Paolo ; CALLIERI, Marco ; CORSINI, Massimiliano ; DELLEPIANE, Matteo ; GANOVELLI, Fabio ; RANZUGLIA, Guido: MeshLab: an Open-Source Mesh Processing Tool. In: SCARANO, Vittorio (Hrsg.) ; CHIARA, Rosario D. (Hrsg.) ; ERRA, Ugo (Hrsg.): *Eurographics Italian Chapter Conference*, The Eurographics Association, 2008. – ISBN 978–3–905673–68–5
- [CPK14] CONTI, François ; PARK, Jaeheung ; KHATIB, Oussama: Interface design and control strategies for a robot assisted ultrasonic examination system. In: *Experimental Robotics* Springer, 2014, S. 97–113
- [CTV<sup>+</sup>18] CREDITT, Angela ; TOZER, Jordan ; VITTO, Michael ; JOYCE, Michael ; TAYLOR, Lindsay: *Clinical Ultrasound*. Springer, 2018
- [din] *DINED anthropometric database*. <https://www.dined.nl/en>
- [ENL<sup>+</sup>12] ESSOMBA, Terence ; NOUAILLE, Laurence ; LARIBI, Med A. ; POISSON, Gérard ; ZEGHLOUL, Said: Design Process of a Robotized Tele-Echography System. In: *Applied Mechanics and Materials* Bd. 162 Trans Tech Publ, 2012, S. 384–393
- [GCC<sup>+</sup>89] GORDON, Claire C. ; CHURCHILL, Thomas ; CLAUSER, Charles E. ; BRADTMILLER, Bruce ; MCCONVILLE, John T.: Anthropometric survey of US army personnel: methods and summary statistics 1988 / Anthropology Research Project Inc Yellow Springs OH. 1989. – Forschungsbericht
- [PB88] PHILLIPS, Cary B. ; BADLER, Norman I.: Jack: A toolkit for manipulating articulated figures. In: *Proceedings of the 1st annual ACM SIGGRAPH symposium on User Interface Software* ACM, 1988, S. 221–229
- [PDD<sup>+</sup>99] PIERROT, François ; DOMBRE, Etienne ; DÉGOULANGE, Eric ; URBAIN, Loïc ; CARON, Pierre ; BOUDET, Sylvie ; GARIÉPY, Jérôme ; MÉGNIEN, Jean-Louis: Hippocrate: A safe robot arm for medical applications with force feedback. In: *Medical Image Analysis* 3 (1999), Nr. 3, S. 285–300

- [PLD14] PETROVIC, PB ; LUKIC, N ; DANILOV, I: Robot-Assisted 3D Medical Sonography. In: *New Trends in Medical and Service Robots*. Springer, 2014, S. 45–61
- [RB82] REPACHOLI, Michael H. ; BENWELL, Deirdre A.: *Essentials of Medical Ultrasound: A Practical Introduction to the Principles, Techniques, and Biomedical Applications*. Springer Science & Business Media, 1982
- [RMLB02] RUSSO, Andre ; MURPHY, Carmel ; LESSOWAY, Victoria ; BERKOWITZ, Jonathan: The prevalence of musculoskeletal symptoms among British Columbia sonographers. In: *Applied Ergonomics* 33 (2002), Nr. 5, S. 385–393
- [RRTP14] REED, Matthew P. ; RASCHKE, Ulrich ; TIRUMALI, Rishi ; PARKINSON, Matthew B.: Developing and implementing parametric human body shape models in ergonomics software. In: *Proceedings of the 3rd international digital human modeling conference, Tokyo, 2014*
- [RSF13] ROHMER, Eric ; SINGH, Surya P. ; FREESE, Marc: V-REP: A versatile and scalable robot simulation framework. In: *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2013 IEEE/RSJ International Conference on IEEE*, 2013, S. 1321–1326
- [SK16] SICILIANO, Bruno ; KHATIB, Oussama: *Springer handbook of robotics*. Springer, 2016
- [§MK12] ŞUCAN, Ioan A. ; MOLL, Mark ; KAVRAKI, Lydia E.: The Open Motion Planning Library. In: *IEEE Robotics & Automation Magazine* 19 (2012), December, Nr. 4, S. 72–82. <http://dx.doi.org/10.1109/MRA.2012.2205651>. – DOI 10.1109/MRA.2012.2205651. – <http://ompl.kavrakilab.org>
- [Thi18] THIEDE, Clara: Construction of a universal mounting adapter for various types of ultrasound probes on a robot ange (using CAD and 3D printing) / Universität Lübeck. Version: 2018. ArticleFilewillbeuploadedtillAug.2019 (Patentpending). 2018. – B.Sc. Thesis
- [umta] *online male standing model*. <http://adultshape.org/standingmale/>
- [Umtb] UMTRI: *UMTRI Body Shape Modeler*. <http://www.humanshape.org/>
- [VWT86] VIJAYKUMAR, R ; WALDRON, KJ\_ ; TSAI, MJ: Geometric optimization of serial chain manipulator structures for working volume and dexterity. In: *The International Journal of Robotics Research* 5 (1986), Nr. 2, S. 91–103
- [WJKG71] WAKAT, Diane K. ; JOHNSON, Robert E. ; KRZYWICKI, Harry J. ; GERBER, Lowell I.: Correlation between body volume and body mass in men. In: *The American journal of clinical nutrition* 24 (1971), Nr. 11, S. 1308–1312
- [Yos85] YOSHIKAWA, Tsuneo: Manipulability and redundancy control of robotic mechanisms. In: *Robotics and Automation. Proceedings. 1985 IEEE International Conference on Bd. 2 IEEE*, 1985, S. 1004–1009