

# **Ein haptisches Display zur Simulation der Weichgewebepalpation**

zur Erlangung des akademischen Grades eines

## **Doktors der Ingenieurwissenschaften**

der Fakultät für Informatik  
des Karlsruher Instituts für Technologie (KIT)

**genehmigte**

### **Dissertation**

von

**Jan Hergenhan**

aus Wertheim

Tag der mündlichen Prüfung: 15. Juli 2016

Erster Gutachter: Prof. Dr.-Ing. Dr. h. c. Heinz Wörn

Zweiter Gutachter: Prof. Dr.-Ing. J. Marius Zöllner



## Kurzfassung

Die Palpation ist eines der ältesten und immer noch ein wichtiges Diagnoseverfahren in der Medizin. Durch Abtasten mit den Fingern und Händen untersuchen Ärzte Körpergewebe auf Struktur und Konsistenz. Die Palpation wird eingesetzt, um ohne bildgebende Verfahren die Größe von Lymphknoten und Organen abzuschätzen, anatomische Landmarken aufzufinden oder Weichgewebe auf Einschlüsse wie Adern oder Tumoren zu untersuchen.

Das Anlernen angehender Mediziner gestaltet sich oft schwierig, da zum Üben der Palpation geeignete Präparate notwendig sind. Ein Patient mit entsprechendem Krankheitsbild ist aus medizinischer Sicht zwar geeignet, das Abtasten rein zu Übungszwecken aus ethischen Gesichtspunkten jedoch fragwürdig. Tierische Präparate oder Nachbildungen aus Silikon verfügen häufig nicht über die entsprechenden mechanischen Eigenschaften, sodass der Trainingseffekt nicht optimal ist. Wünschenswert ist ein Trainingsgerät, das immer verfügbar ist, definierte Szenarien reproduzierbar generieren kann und gleichzeitig auswechselbare Aufgaben und Herausforderungen bietet.

Der Stand der Technik zeigt bereits eine Reihe von Geräten, die in der Lage sind, die bei der Palpation auftretenden haptischen Reize künstlich zu erzeugen. So ist die Rückkopplung von Kräften, die bei der aktiven Manipulation des Gewebes auftreten, über haptische Eingabegeräte bereits gut erforscht (kinästhetisches Feedback). Neben den Kräften an der Hand werden taktile Reize durch die Verformung der Fingerkuppe beim Kontakt mit dem Gewebe wahrgenommen. Spezialisierte Wiedergabegeräte, taktile Displays, können diese Reize teilweise reproduzieren. Allerdings wurde bislang keine Arbeit vorgestellt, mit der sowohl realistische Gegenkräfte als auch die lokale Deformation der Fingerkuppe beim Ausführen des Tastvorgangs vollkommen zufriedenstellend simuliert werden kann.

Diese Arbeit beschäftigt sich mit einem haptischen Display, welches die kinästhetische und taktile Rückkopplung in einem einzigen Gerät vereint. Dazu verfügt die neu entwickelte Hardware über sieben hexagonal angeordnete Pins. Jeder Pin der manipulierbaren Pin-Matrix ist auf einer Druckfeder gelagert. Zusätzlich kann über RC-Servos die Vorspannung der einzelnen Federn unabhängig voneinander erhöht werden. Auf der Pin-Matrix wird die gleiche Abtastbewegung ausgeführt wie auf dem zu untersuchenden Gewebe. Durch die Kompression der Federn wird dabei die Deformation des Gewebes simuliert. Ein harter Einschluss wird über die erhöhte Vorspannung einzelner Federn imitiert.

Aus dem Ziel, die Weichgewebepalpation möglichst realitätsnah abbilden zu können, erwachsen hohe Anforderungen an die Hardware. So dürfen während der Manipulation der Pin-Matrix keine parasitären Effekte wie wahrnehmbare Reibung an einzelnen Pins oder ein Verkanten der beweglichen Teile auftreten. Über eine Reihe von Funktionsprototypen wird das Zusammenspiel der einzelnen Bauteile bis hin zum Aufbau des haptischen Displays optimiert.

Für den Einsatz als Trainingsgerät ist eine virtuelle Umgebung notwendig, in der das tumorhafte Gewebe simuliert wird. Das haptische Display wird dazu in das quelloffene Haptik-Rahmenwerk CHAI3D eingebunden. Die neue Hardware und der Anwendungszweck führen zu weiteren speziellen Anforderungen. Die Pin-Matrix wird durch einen Avatar, der fortlaufend seine Form an die Eingaben des Benutzers anpasst, realitätsnah in der virtuellen Welt repräsentiert. Des Weiteren ist ein heterogenes deformierbares Gewebemodell notwendig. Die Interaktion zwischen den beiden verformbaren Objekten erzeugt aufgrund der hohen Zahl an Freiheitsgraden einen hohen Rechenaufwand. Jedoch muss diese Kollisions- und Kraftberechnung, das haptische Rendern, zur Vermeidung von Instabilitäten mit einer hohen Wiederholrate durchgeführt werden. Dieser Kompromiss wird in der vorliegenden Arbeit gelöst, indem sinnvolle Möglichkeiten zur Vereinfachung

des Problems ausgenutzt werden.

Um dem virtuellen Weichgewebe ein realitätsnahes physikalisches Verhalten zu verleihen, müssen die Parameter des zugrundeliegenden Feder-Masse-Modells passend gewählt werden. Zunächst wird die hohe Anzahl an Einstellmöglichkeiten sinnvoll reduziert, indem das Gewebe in verschiedene Zonen geteilt wird. Die Prüfung auf Tauglichkeit eines beliebig gewählten Parametersatzes kann mit einem in dieser Arbeit entwickelten Bewertungssystem durchgeführt werden. In Kombination mit einem genetischen Algorithmus können die Parameter zudem auf bestimmte Zielvorgaben hin optimiert werden.

Die Validierung des Konzepts der manipulierbaren Pin-Matrix erfolgt in einer Benutzerstudie mit Medizin-Doktoranden und Assistenzärzten, die eine realistische Zielgruppe für das haptische Display darstellen. Ihre Aufgabe besteht darin, mit dem haptischen Display virtuelle tumorhafte Gewebeprobe zu untersuchen. Mit dieser Evaluation wird nachgewiesen, dass die Wiedergabe von lokalen Kraftdifferenzen durch die einzelnen Pins zu einer signifikanten Verbesserung der Tumorlokalisierung führt. Die Probanden geben zudem an, dass die Bedienung des haptischen Displays sehr einfach zu erlernen sei.

---

## Vorwort

---

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Karlsruher Institut für Technologie (KIT) am Institut für Anthropomatik und Robotik (IAR) – Intelligente Prozessautomation und Robotik (IPR). Sie wurde im Rahmen der Forschergruppe 1321, dem Graduiertenkolleg 1126 und dem ebenfalls von der Deutschen Forschungsgemeinschaft geförderten Projekt zur „Kapazitiven Taktilem Näherungssensorik“ unterstützt.

Mein erster Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr.-Ing. Dr. h. c. Heinz Wörn, welcher mir die Durchführung der Promotion am IPR ermöglichte. Durch die vielen zur Verfügung gestellten Freiheiten konnte ich mich und meine Forschungen frei entwickeln.

Ebenso bedanke ich mich bei Herrn Prof. Dr.-Ing. J. Marius Zöllner für die Übernahme des Korreferats. Durch seine präzisen Fragen und sein Feedback trug er einen wichtigen Teil zur Qualität dieser Arbeit bei.

Ein herzlicher Dank geht an Christoph Ledermann für die vielen anregenden fachlichen und nichtfachlichen Diskussionen im Büro sowie – zusammen mit Jessica Hutzl – für das Korrekturlesen dieser Arbeit. Weiterhin danke ich Michael Mende, Jens Liedke und Julien Mintenbeck, die mir jederzeit meine Fragen zu Elektronik und Mechanik kompetent beantworten konnten. Ein großes Dankeschön geht an Stefan Escada und Hosam Alagi, die mir mit ihrer hervorragenden Forschungsarbeit in der Endphase den Rücken im Projekt freihalten konnten.

Ein besonderer Dank gilt meinen beiden Studenten Michael Uhl und Jacqueline Rutschke, die mit ihren Abschlussarbeiten einen wichtigen Beitrag zur Entwicklung der Hardware und der Software lieferten. Ebenso bedanke ich mich bei Martin Wagner für die Unterstützung bei der Vorbereitung und der Durchführung der Evaluation an der Uniklinik in Heidelberg.

Für die angenehme Arbeitsatmosphäre und wiederkehrenden erholsamen Stunden in der Kaffeepause, am Grill oder beim Sport danke ich den aktuellen und ehemaligen Mitarbeitern des Instituts, insbesondere Christoph, Michael, Ilshat, Julien, Jessica, Sergej, David, Andreas, Mirko und Tim.

Zuletzt gebührt mein besonderer Dank meiner Familie und insbesondere meinen Eltern. Euer uneingeschränktes Vertrauen, der notwendige Rückhalt und die ermutigenden Worte sind die Grundsteine für meinen bisherigen Weg.



---

# Inhaltsverzeichnis

---

<b>1 Einführung</b>	<b>1</b>
1.1 Motivation und Problemstellung . . . . .	1
1.2 Zielsetzung . . . . .	4
1.3 Durchführung . . . . .	4
<b>2 Grundlagen</b>	<b>7</b>
2.1 Somatosensorisches System . . . . .	7
2.2 Mechanorezeption . . . . .	8
2.3 Propriozeption . . . . .	11
2.4 Der Palpationsvorgang . . . . .	11
2.5 Tumorfhaftes Weichgewebe . . . . .	12
2.6 Mechanische Eigenschaften von Weichgewebe und Organen . . . . .	13
2.7 Schlussfolgerungen . . . . .	15
<b>3 Stand der Technik</b>	<b>17</b>
3.1 Haptische Eingabegeräte . . . . .	17
3.2 Taktile Displays . . . . .	19
3.3 Haptische Displays . . . . .	23
3.3.1 Festigkeitskontrollierende haptische Displays . . . . .	24
3.3.2 Deformationskontrollierende haptische Displays . . . . .	25
3.4 Bewertung der Systeme und Ableitung des Forschungsbedarfs . . . . .	28
<b>4 Untersuchung des Bedienungskonzepts mit einem taktilen Display</b>	<b>31</b>
4.1 Aufbau des taktilen Displays . . . . .	32
4.2 Steuerung des taktilen Displays . . . . .	32
4.2.1 Berechnung der Pinhöhen . . . . .	33
4.2.2 Simulation von Oberflächeneigenschaften . . . . .	35
4.3 Evaluation . . . . .	37
4.3.1 Untersuchung der beidhändigen Bedienung . . . . .	37
4.3.2 Untersuchung der Vibrationsmuster . . . . .	38
4.3.3 Ergebnisse . . . . .	40
4.4 Schlussfolgerungen aus den Untersuchungen mit dem taktilen Display . . . . .	40
<b>5 Entwicklung und Konstruktion des haptischen Displays</b>	<b>43</b>
5.1 Konzept des haptischen Displays . . . . .	43

5.2	Anforderungen an das haptische Display . . . . .	44
5.2.1	Allgemeine Anforderungen . . . . .	44
5.2.2	Ermitteln der Spezifikationen . . . . .	45
5.2.3	Zusammenfassung der Anforderungen an die Hardware . . . . .	49
5.3	Konstruktion des haptischen Displays . . . . .	50
5.3.1	Antriebskonzept . . . . .	50
5.3.2	Mechanischer Aufbau . . . . .	52
5.3.3	Elektronische Ansteuerung . . . . .	55
5.4	Objektive Evaluation des haptischen Displays . . . . .	56
<b>6</b>	<b>Entwicklung einer virtuellen Umgebung für das haptische Rendern</b>	<b>59</b>
6.1	Grundlagen und Stand der Technik zum haptischen Rendern . . . . .	59
6.2	Anforderungen an die virtuelle Umgebung . . . . .	64
6.3	Rahmenwerk zur Entwicklung der virtuellen Umgebung . . . . .	66
6.4	Aufbau und grundlegende Funktionsweise von CHAI3D . . . . .	67
6.5	Aufbau des virtuellen Weichgewebes mit dem GEL-Modul . . . . .	69
6.5.1	Betrachtung der Anforderungen . . . . .	70
6.5.2	Beschreibung der Feder-Masse-Modelle . . . . .	71
6.5.3	Wahl eines Feder-Masse-Modells für das virtuelle Weichgewebe . . . . .	72
6.6	Anbindung des haptischen Displays an CHAI3D . . . . .	74
6.7	Entwicklung eines speziellen Avatars für das haptische Display . . . . .	76
6.8	Weitere Anpassungen . . . . .	82
6.8.1	GUI . . . . .	82
6.8.2	Konfigurationsdateien . . . . .	82
6.8.3	FakeDevice . . . . .	83
6.9	Bewertung der virtuellen Umgebung hinsichtlich der Anforderungen . . . . .	83
<b>7</b>	<b>Parameteroptimierung für das Weichgewebemodell</b>	<b>87</b>
7.1	Motivation der algorithmischen Parametersuche . . . . .	87
7.2	Bewertungssystem für Parametersätze . . . . .	89
7.2.1	Datenaufzeichnung . . . . .	89
7.2.2	Datenauswertung . . . . .	90
7.2.3	Score-Berechnung . . . . .	92
7.3	Automatisierung der Parametersuche . . . . .	94
7.4	Ergebnisse . . . . .	97
7.5	Bewertung der Methoden zur Parametersuche . . . . .	99
<b>8</b>	<b>Evaluation</b>	<b>103</b>
8.1	Benutzerstudien basierend auf älteren Versionen von Hardware und Software . . . . .	103
8.1.1	Evaluation der fertiggestellten Hardware . . . . .	103
8.1.2	Evaluation der ersten Version der virtuellen Umgebung . . . . .	104
8.2	Ziele der abschließenden Evaluation . . . . .	106
8.3	Vorevaluation zur Optimierung der Durchführung . . . . .	107
8.3.1	Durchführung und Ergebnisse . . . . .	108
8.3.2	Schlussfolgerungen und Anpassungen . . . . .	108
8.4	Abschließende Benutzerstudie zur Evaluation des haptischen Displays . . . . .	109

---

8.5	Auswertung und Ergebnisse der Evaluation . . . . .	111
8.5.1	Auswertung der Versuchsdurchgänge . . . . .	111
8.5.2	Auswertung der Fragebögen . . . . .	114
8.6	Bewertung der Ergebnisse der Evaluation . . . . .	117
<b>9</b>	<b>Zusammenfassung und Ausblick</b>	<b>119</b>
	<b>Literatur</b>	<b>123</b>
	<b>Anhang</b>	<b>139</b>
<b>A</b>	<b>Zusätzliche Informationen</b>	<b>139</b>
A.1	Datenblätter Servos . . . . .	139
A.2	Datenblatt Servo-Controller . . . . .	140
A.3	Histogramme und Matrixplots . . . . .	140
A.4	Kraft über Eindringtiefe . . . . .	141
A.5	Konfiguration des genetischen Algorithmus . . . . .	142
	<b>Publikationen</b>	<b>143</b>



# KAPITEL 1

---

## Einführung

---

### 1.1 Motivation und Problemstellung

Die Palpation ist eines der ältesten Verfahren in der medizinischen Diagnostik. Der Begriff Palpation leitet sich vom lateinischen *palpare* („streicheln“) ab und beschreibt den Vorgang sehr gut: Der Arzt übt mit seinen Fingern und Händen wiederholt Druck in der zu untersuchenden Körperregion aus und versucht dabei, lokale Unterschiede in der Gewebedichte, also im Druckwiderstand zu ertasten. Auf diese Weise können Größe und Form von Organen oder Muskeln abgeschätzt werden, anatomische Landmarken wie bestimmte Knochenstrukturen aufgefunden werden, der Zustand eines Gewebes anhand seiner Konsistenz erkannt werden oder harte Einschlüsse in Weichgewebe entdeckt werden. Letzteres spielt bei der Erkennung von Tumoren in Brust-, Prostata- und Lebergewebe eine wichtige Rolle, da sich in diesen Geweben die Tumoren durch signifikant höhere Festigkeit deutlich von umliegenden Bereichen abzeichnen [Phi05]. Die Palpation ist ein Verfahren, das sehr häufig begleitend oder unterstützend zu anderen Verfahren eingesetzt wird. So kann z. B. vor dem Setzen einer Spritze die Körperregion auf eine günstige Stelle abgetastet werden. Bei offenen Operationen an Organen nutzt der Chirurg die Möglichkeit, durch Abtasten eine geeignete Stelle für einen Schnitt zu finden, um einerseits Verletzungen an Blutgefäßen unter der Oberfläche zu vermeiden und andererseits den tumorhaften Teil sicher zu entfernen [Bec14].

Die Palpation ist offensichtlich nur dann einsetzbar, wenn ein direkter Kontakt zwischen der Hand des Mediziners und der betroffenen Körperstelle möglich ist. Daher gibt es zwei sehr unterschiedliche Szenarien, in denen eine Simulation der Palpation sinnvoll ist. Das erste dieser Szenarien ist die minimal-invasive Chirurgie. Diese Operationstechnik, die sich in den neunziger Jahren des 20. Jahrhunderts immer mehr etabliert hat [Sem89], stellt eine große Einschränkung hinsichtlich der Palpation dar. Zur Schonung von gesundem Gewebe werden nur noch sehr kleine Einschnitte an der Bauchdecke vorgenommen, anstatt den Bauchraum großflächig offenzulegen (offene Chirurgie). Die stabförmigen, „laparoskopischen“ Instrumente, über die die Manipulation im Körperinneren durchgeführt wird, erlauben dem Chirurgen nur eine sehr eingeschränkte Rückkopplung über auftretende Kräfte. Es erfordert jahrelange Erfahrung, bis der Chirurg mit diesen Einschränkungen umgehen kann. Seit dem Jahr 2000 existiert mit dem da Vinci<sup>®</sup> Surgical System ein Robotersystem zur Unterstützung bei minimal-invasiven Operationen [Int16]. Dabei wird die Operation von einem Chirurgen an einer Steuerkonsole sitzend gesteuert, während ein Roboter die Manipulation des Gewebes vornimmt. Durch dieses System kommt es zur endgültigen haptischen Trennung zwischen Mediziner und Patient. Die Operation erfolgt auf Sicht und die Härte eines Gewebes kann nur optisch abgeschätzt werden.

Das andere Szenario ist das Training der Palpation. Erst die klinische Erfahrung ermöglicht dem Chirurgen, mit haptischen Informationen gesundes von krankhaftem Gewebe zu unterscheiden, was mit rein optischen Methoden nicht immer möglich ist [Cul12]. So können erfahrene Chirurgen tumorhaftes Gewebe deutlich besser diagnostizieren als Anfänger [Wan10]. Um angehenden Mediziner zu vermitteln, wie sich eine bestimmte Erkrankung anfühlt und wie diese zu diagnostizieren ist, sind geeignete Präparate unerlässlich. Am besten eignet sich Gewebe *in vivo*, also direkt am betroffenen Patienten. Jedoch ist es ethisch sehr fragwürdig, einen erkrankten Menschen wiederholt als „Trainingsgegenstand“ heranziehen zu müssen. Häufig werden in der Medizin tierische Präparate zu Übungszwecken herangezogen. Auch Untersuchungen an Gewebe *ex vivo* („außerhalb des Lebendigen“) werden durchgeführt. Allerdings verfügen tierisches oder auch totes Gewebe häufig nicht über die mechanischen Eigenschaften eines lebenden menschlichen Körpers [Car01], sodass der Trainingseffekt nicht optimal ist.

Eine weitere Möglichkeit bieten künstlich hergestellte Präparate. Diese sogenannten Phantome werden aus weichem Silikon gegossen und können zusätzlich harte Einschlüsse enthalten, die ertastet werden müssen [Ada76]. Die mechanischen Eigenschaften bleiben dabei auch über einen längeren Zeitraum stabil, wodurch sich Phantome auch zu Evaluationszwecken gut eignen. Ist ein Phantom dem Übenden allerdings bekannt (vor allem die Lage und die Form eines harten Einschlusses) nimmt der Trainingseffekt ab. Zudem erfordert jedes Trainingsszenario ein Phantom mit passenden Eigenschaften. Für ein umfassendes Training ist also auch eine größere Anzahl an Phantomen mit unterschiedlichen Eigenschaften notwendig.

Wünschenswert sind also Trainingsgeräte, die immer verfügbar sind, reproduzierbare Ergebnisse liefern, wechselbare Aufgaben und Herausforderungen bieten und eine automatisierte Auswertung erlauben. Industrie und Forschung beschäftigen sich seit einigen Jahren mit Operationssimulatoren (siehe Abbildungen 1.1 und 1.2), die über eine virtuelle Umgebung eben diese Vorgaben erfüllen. Ziel dieser Geräte ist es, ein möglichst realistisches Umfeld zu schaffen, in welchem erfahrene und unerfahrene Mediziner ihre Fähigkeiten verbessern können. Der Aufbau dieser Operationstrainer ist dabei jeweils vergleichbar: Über ein oder mehrere Eingabegeräte, die an die



**Abbildung 1.1:** Surgical Science LapSim Portable. Mit Erlaubnis von Surgical Science AB, Sweden [Sur16].



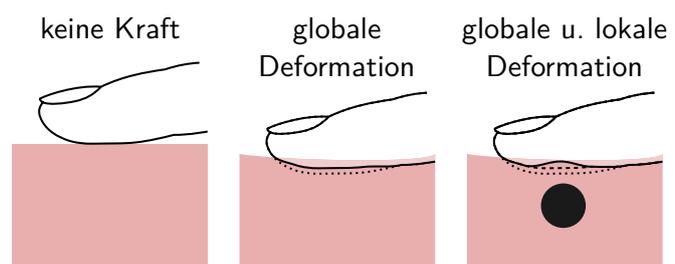
**Abbildung 1.2:** Moog Simodont® Dental Trainer. Aus [Sen16].

verwendeten Instrumente angelehnt sind, steuert der Chirurg einen Eingriff in einer virtuellen Umgebung. Häufig verfügen die Eingabegeräte über haptisches Feedback in drei oder sechs Dimensionen (Translation und evtl. Rotation). Dadurch werden Kräfte aus der virtuellen Umgebung an den übenden Chirurgen zurückgegeben, um über Interaktionskräfte am Gewebe oder über Kollisionen zu informieren. Die Palpation spielt allerdings bislang eine untergeordnete Rolle in diesen Trainingsgeräten.

Der Hauptgrund für fehlendes Palpationsfeedback ist die herausfordernde Umsetzung. Dafür gibt es mehrere Gründe:

- Haptik ist im Gegensatz zu Optik oder Akustik bidirektional. Die Interaktion mit der (virtuellen) Umgebung bewirkt eine Veränderung der Umgebung, die anschließend über Rezeptoren in der Haut und in den Muskeln wieder aufgenommen wird. Ein Bild oder ein Ton dagegen wird nur wahrgenommen. Über die haptische Rückkopplung an den Eingabegeräten wird die Bidirektionalität bereits umgesetzt. Allerdings kann mit diesen Geräten nur die kinästhetische Wahrnehmung, also die Wahrnehmung von Kräften über Muskeln oder Sehnen stimuliert werden.
- Die notwendige Wiederholrate ist bei haptischem Feedback bedeutend höher als bei visuellem Feedback. Um die Illusion eines bewegten Bildes zu erzeugen, sind bereits 30 Bilder pro Sekunde ausreichend. Im Gegensatz dazu sind für das haptische Feedback Raten ab 1000 Hz gebräuchlich.
- Bei der Palpation kommt es auf das Ertasten von Inhomogenitäten an. Diese wirken sich auf die Haut an den Fingerspitzen dadurch aus, dass es zu lokalen Deformationen kommt (siehe auch Abbildung 1.3). Diese Verformung der Haut wird über verschiedene Rezeptoren in der Haut registriert. Um diese Reize künstlich zu erzeugen, ist eine Vielzahl von Aktoren notwendig, die ihre Kraft auf einer sehr kleinen Fläche wiedergeben müssen. Die hohe Aktordichte steht allerdings der Bedienbarkeit der Eingabegeräte gegenüber. Die Rückkopplungseinheit darf den Arbeitsraum der Geräte nicht negativ beeinflussen.
- Das Berechnen der Interaktionskräfte ist bei der Palpation aufwändiger als bei der Interaktion eines einzelnen manipulierbaren Punkts in einer starren Umgebung. Da die Palpation an deformierbarem Weichgewebe eingesetzt wird, genügt zur Berechnung der Kräfte nicht eine einzelne Kollisionsprüfung. Es muss dagegen bei der Kollision der virtuellen Repräsentation des Fingers (*Avatar*) sowohl die Deformation des Fingers als auch des Objektes korrekt berechnet werden. Dadurch steigt der Aufwand des sogenannten haptischen Renderns beträchtlich.

In Summe führen diese Punkte dazu, dass die Palpation bislang – falls überhaupt – nur rudimentär in Operationssimulatoren umgesetzt ist.



**Abbildung 1.3:** Die globale und lokale Deformation der Fingerkuppe bei der Palpation eines tumorhaften Weichgewebes. Ausschnitt aus [Her15b, S. 292, Fig. 3].

## 1.2 Zielsetzung

Das Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung eines sogenannten haptischen Displays zur realistischen Simulation der Weichgewebepalpation. Als vorrangiges Einsatzgebiet wird das Training der Palpation angesehen. Die Hardware ist speziell auf den Einsatzzweck Palpationssimulation zugeschnitten und ist in der Lage, die auftretenden Kräfte wiederzugeben und somit die entsprechende Deformation der Fingerkuppe zu erzeugen. Zusätzlich wird für das Training eine virtuelle Umgebung entwickelt, in der ein deformierbares Weichgewebe mit harten Einschlüssen simuliert wird. Die physikalischen Eigenschaften des virtuellen Weichgewebes können vielfältig angepasst und die harten Einschlüsse unter anderem in Form, Größe und Position variiert werden. Anhand einer Benutzerstudie soll gezeigt werden, dass unerfahrene Probanden intuitiv mit dem Gesamtsystem umgehen können.

Aus der Zielsetzung ergeben sich verschiedene Anforderungen an die Hardware und die Software:

- Die aktive Fläche, die vom Benutzer abgetastet wird, muss groß genug für einen menschlichen Finger sein. Sie muss unterteilt sein, um ein differenziertes Feedback an verschiedenen Stellen des Fingers ausgeben zu können. Zudem muss der Benutzer die Fläche um etwa 1 cm nach unten drücken können. Dadurch kann der Bewegungsablauf einer Palpation direkt auf das haptische Display übertragen werden.
- Die Kraft, die der Benutzer für das Herunterdrücken der aktiven Fläche ausüben muss, soll realistisch sein. Gleichzeitig muss über ausreichend große Kraftdifferenzen die lokale Deformation der Fingerkuppe erzeugt werden.
- Die Eingaben des Benutzers über die aktive Fläche müssen mit ausreichend hoher Rate und Genauigkeit gemessen und in die virtuelle Umgebung übertragen werden.
- Das virtuelle Weichgewebe soll ein physikalisch sinnvolles Verhalten zeigen und sich realitätsnah deformieren lassen.
- Der Avatar, die virtuelle Repräsentation der Hardware, soll an die Form der aktiven Fläche des haptischen Displays angepasst werden. Die Interaktion des Avatars mit dem virtuellen Weichgewebe soll mit der für das haptische Rendern gebräuchlichen Rate von 1000 Hz ablaufen.
- Die in der virtuellen Umgebung berechneten Kräfte sollen vom haptischen Display verzögerungsfrei ausgegeben werden. Dabei spielt eine hohe Wiederholgenauigkeit eine große Rolle für die Qualität des haptischen Feedbacks. Ein Aufschwingen des Systems muss jederzeit vermieden werden. Parasitäre Effekte wie Reibung oder ein Stick-Slip-Effekte beweglicher Teile sollen minimiert werden.

## 1.3 Durchführung

Im Anschluss an die Motivation (Kapitel 1) folgt eine Zusammenfassung der physiologischen Grundlagen, die für diese Arbeit relevant sind (Kapitel 2). Kapitel 3 bietet einen Überblick über die wichtigsten Ergebnisse anderer Forschungsgruppen auf dem Gebiet des haptischen Feedbacks mit Fokus auf die Palpationssimulation sowie eine Bewertung ausgewählter Systeme. In Kapitel 4 wird das Bedienungskonzept für das haptische Display mit einem am Institut verfügbaren taktilen Display untersucht. Die Ergebnisse erlauben hilfreiche Schlüsse für die weitere Arbeit. Die Definition der Anforderungen an die Hardware wird in Kapitel 5 durchgeführt. Anschließend werden das Konzept und der mechanische Aufbau des haptischen Displays beschrieben. Kapitel 6 behandelt

die Simulationsumgebung für das haptische Display. Zunächst wird der Stand der Technik zum Thema haptisches Rendern erläutert, aus dem die Anforderungen an die Umsetzung der eigenen virtuellen Umgebung abgeleitet werden. Der Aufbau der virtuellen Umgebung im quelloffenen Rahmenwerk CHAI3D sowie die erforderlichen Anpassungen und Ergänzungen für das haptische Display werden hier detailliert dargelegt. Die Eigenschaften des virtuellen Weichgewebes werden mit einem in Kapitel 7 vorgestellten Verfahren ermittelt. Zusammen mit einem Bewertungssystem für Parametersätze wird ein globaler Optimierungsalgorithmus benutzt, um Vorgaben hinsichtlich des physikalischen Verhaltens zu erfüllen. In einer Benutzerstudie mit medizinischen Probanden (Kapitel 8) werden die vorgestellte Hardware und Software evaluiert. Kapitel 9 fasst die Ergebnisse dieser Arbeit zusammen und bietet einen Ausblick auf mögliche Weiterentwicklungen.



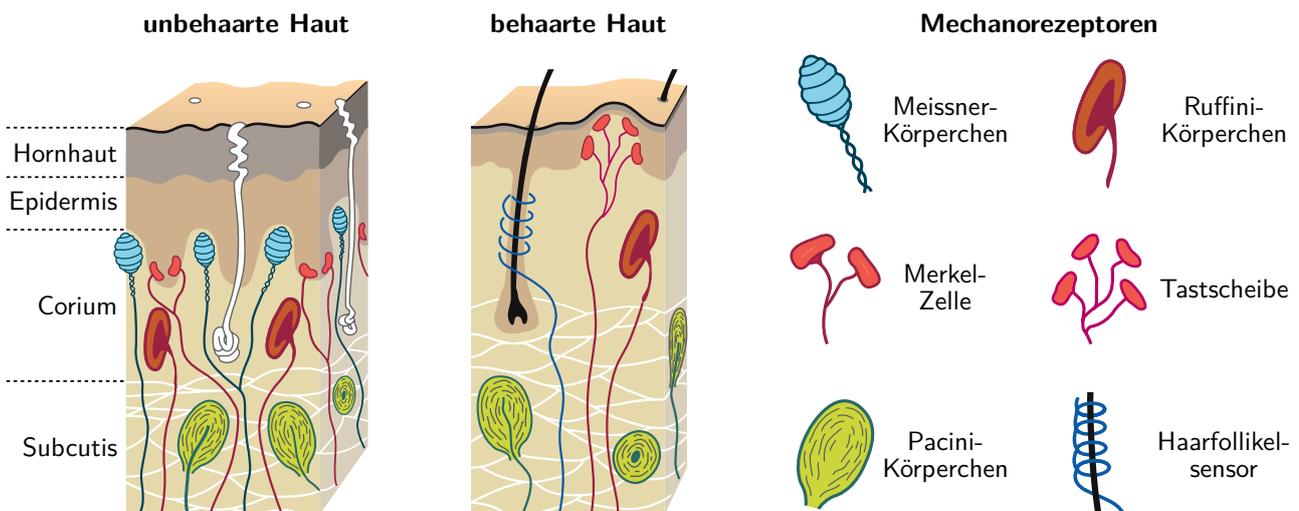
# KAPITEL 2

## Grundlagen

In diesem Kapitel werden die physiologischen und sensorischen Grundlagen der Haptik zusammengefasst. Auf die für die Palpation besonders relevanten Eigenschaften und Funktionen der Mechanorezeptoren wird detailliert eingegangen. Dies erlaubt schließlich einen genauen Einblick in die Abläufe während der Palpation. Ein kurzer Überblick über mechanische Eigenschaften von Weichgewebe bzw. Organen und Entstehung von tumorhaftem Gewebe sollen die Bedeutung der Palpation aufzeigen. Aus den vorgestellten Grundlagen werden abschließend die Anforderungen an haptische Systeme zum Palpationsfeedback aufgeführt.

### 2.1 Somatosensorisches System

Die Haut ist das größte Sinnesorgan des Menschen. Dabei ist der Tastsinn (Mechanorezeption) nur einer von fünf Bestandteilen des somatosensorischen Systems (von griechisch *soma*, *somatos*, „Leib“, „Körper“). Es umfasst weiterhin Nervenfasern und -endigungen für die Propriozeption (Bewegungs-, Kraft und Lagesinn), die Thermorezeption (Temperatursinn), die Nozizeption (Schmerzempfinden) und die Viszerozeption (Sinneswahrnehmung aus den Eingeweideorganen). Die Nervenfasern des somatosensorischen Systems verlaufen über das Rückenmark zum Zentralnervensystem, wobei der Tast- und der Bewegungssinn von den übrigen abgegrenzt sind



**Abbildung 2.1:** Mechanorezeptoren in der menschlichen behaarten und unbehaarten Haut. Graphisch angepasste Darstellung nach [Tre07, S. 308, Abb. 14.9].

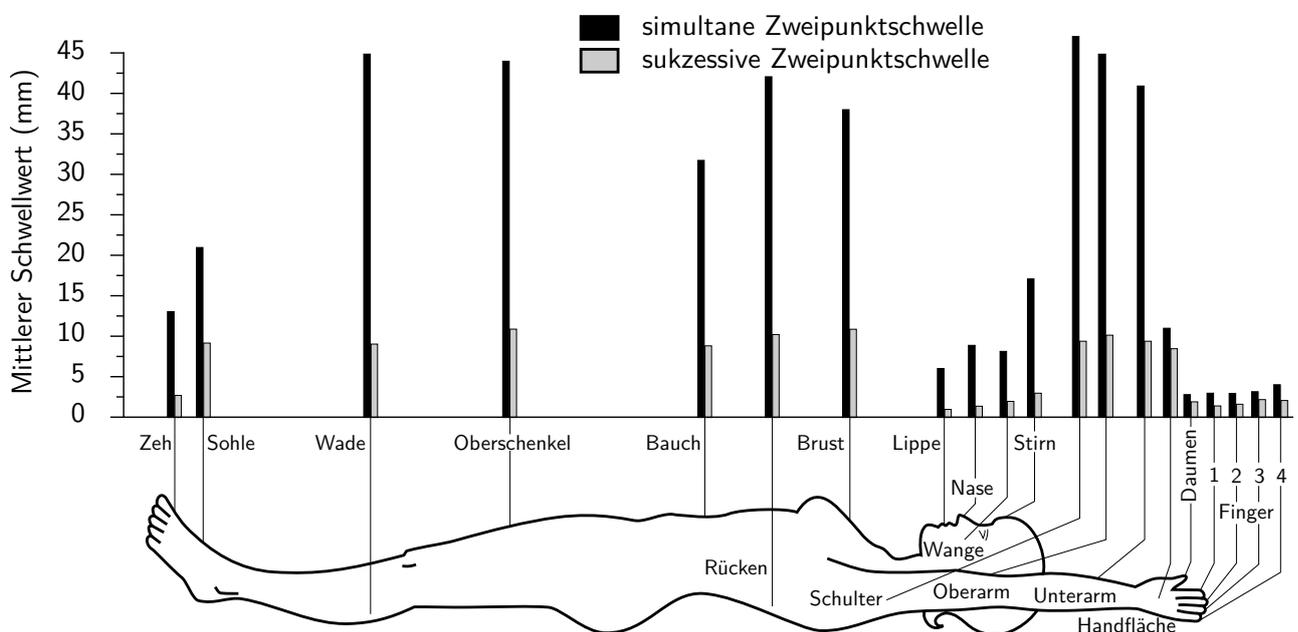
(lemniskales System). Die Signale werden über insgesamt vier Neurone geführt. Dabei enden die Neurone von Tast- und Bewegungssinn in korpuskulären Nervenendigungen. Sie werden Mechanorezeptoren genannt (siehe Abbildung 2.1). Das vierte Neuron endet im somatosensorischen Kortex in der Großhirnrinde. Dort erfolgen bereits einfache Verarbeitungsschritte der Signale (Mustererkennung, Richtungsdetektion) [Tre07].

## 2.2 Mechanorezeption

Die Mechanorezeption ermöglicht dem Menschen das Aufnehmen von taktilen Reizen. So können mit den Fingerspitzen Gegenstände mit hoher räumlicher Auflösung von  $< 1$  mm ertastet werden. Die Handinnenflächen weisen zudem eine hohe Empfindlichkeit für Vibrationen zwischen 100 Hz und 200 Hz auf, die sogar bei Schwingungsamplituden von 10 nm noch wahrgenommen werden. Die räumliche Unterscheidungsschwelle unterscheidet sich stark zwischen den einzelnen Körperregionen (siehe Abbildung 2.2). So können an den Händen und im Gesicht zwei statische Druckpunkte noch voneinander unterschieden werden, wenn diese nur wenige Millimeter voneinander entfernt liegen (simultane Zwei-Punkte-Diskriminationsschwelle, auch Zweipunktschwelle genannt). Am restlichen Körper dagegen müssen mehrere Zentimeter zwischen zwei Druckpunkten liegen, um als voneinander getrennt wahrgenommen zu werden. Bei dynamischen Reizen liegt die Wahrnehmungsschwelle an allen Körperteilen deutlich niedriger.

Die vier Mechanorezeptortypen des menschlichen Tastsinns lassen sich anhand von zwei Kriterien kategorisieren:

**Adaptionsgeschwindigkeit:** Die beiden langsam adaptierenden Mechanorezeptoren (engl. *slowly*



**Abbildung 2.2:** Wahrnehmungsschwellen an unterschiedlichen Körperstellen. Die simultane Zweipunktschwelle bezeichnet den minimalen Abstand, den zwei statische Punkte voneinander haben müssen, um als zwei Punkte wahrgenommen zu werden. Die sukzessive Zweipunktschwelle bezeichnet den minimalen wahrnehmbaren räumlichen Abstand zweier zeitlich aufeinanderfolgender punktförmiger Reize. Grafisch und sprachlich angepasste Darstellung nach [Led09, S. 1442, Figure 2], im Original aus [Wei68].

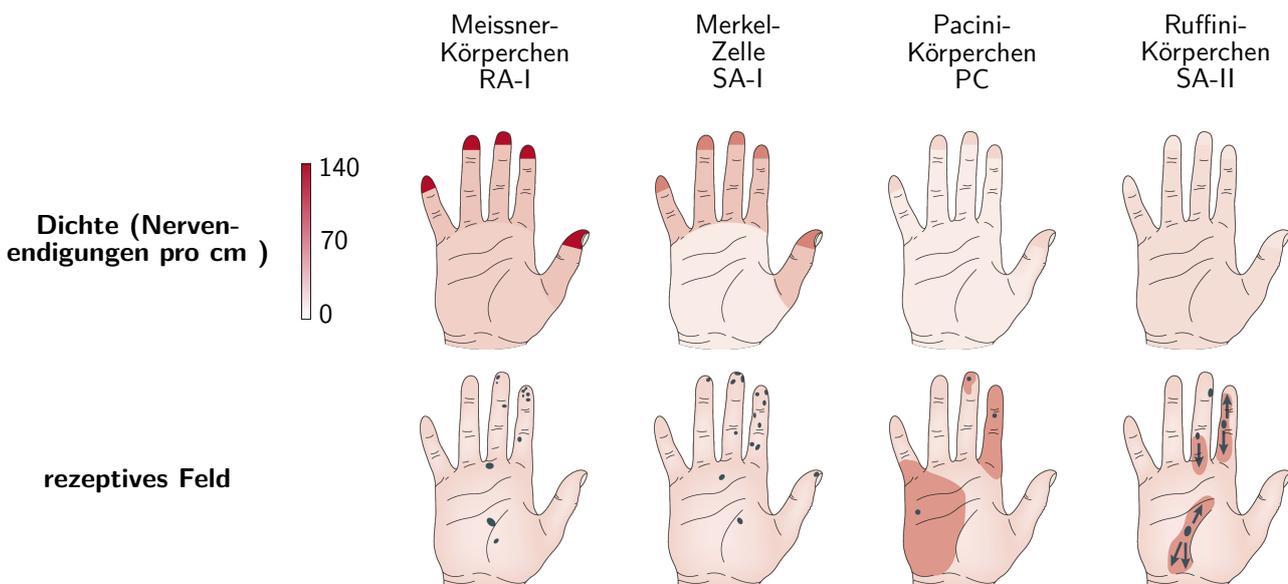
*adapting*) SA-I und SA-II reagieren als Proportional-Differential-Fühler auf statische Reize. Die von ihnen ausgesendeten Nervensignale sind also proportional zur Stärke der Anregung und werden auch bei unveränderlichen Reizen noch generiert. Die beiden schnell adaptierenden Mechanorezeptoren (engl. *rapidly adapting*) RA-I und RA-II (auch mit PC bezeichnet) reagieren nur auf Druckänderungen (reine Differentialfühler), weshalb die Anzahl der Nervensignale von der Geschwindigkeit des Reizes abhängen.

**Größe des rezeptiven Felds:** SA-I-Rezeptoren reagieren besonders fein auf senkrechte Druckreize. Sie haben kleine rezeptive Felder von 3 mm Durchmesser, nehmen also nur Stimuli in der direkten Umgebung wahr. Die ebenfalls nahe der Hautoberfläche liegenden RA-I-Rezeptoren weisen eine hohe Dichte an Nervenendigungen auf und verfügen über ein entsprechend kleines rezeptives Feld. Die SA-II-Rezeptoren sind sensitiv auf laterale Zugspannungen in der Haut. Ihr rezeptives Feld hat einen Durchmesser von etwa 3 cm. Die PC-Rezeptoren liegen in der Subcutis (vgl. Abbildung 2.1) und haben aufgrund ihrer hohen Empfindlichkeit auf Vibrationen ein großes rezeptives Feld. Abbildung 2.3 zeigt die Größen der jeweiligen rezeptiven Felder relativ zur Handfläche.

Die (mechanischen) Eigenschaften der vier Rezeptortypen werden im Folgenden beschrieben und in Tabelle 2.1 zusammengefasst.

**Merkel-Zellen (SA-I):** Die Merkel-Zellen weisen eine hohe Dichte von etwa  $100\text{ cm}^{-2}$  an der Fingerspitze auf. Sie reagieren proportional auf statische Reize senkrecht zur Haut. Mit einer räumlichen Auflösung von 0,5 mm erzeugen sie ein detailliertes „Bild“ von taktilen Reizen wie Ecken, Kanten oder Krümmungen und sind somit hauptverantwortlich für das Erfassen von Oberflächeneigenschaften und Formen. Dabei steigt die Sensitivität um das Zehnfache, wenn es sich um dynamische Stimuli handelt [Joh01].

**Meissner-Körperchen (RA-I):** Die Meissner-Körperchen weisen eine noch höhere Dichte von etwa  $150\text{ cm}^{-2}$  auf, reagieren aber sehr gleichförmig auf Reize innerhalb ihres rezeptiven Felds.



**Abbildung 2.3:** Dichte der Nervenendigungen und rezeptive Felder der Mechanorezeptoren an der unbehaarten Haut der menschlichen Hand. Sprachlich angepasste Darstellung nach [Joh09, S. 346, Table 1].

Dadurch ist die räumliche Auflösung gering. Die Meissner-Körperchen reagieren nur auf dynamische Reize. Sie ergeben ein sehr robustes Bild der Hautdeformation bei niedrigen Frequenzen und spielen eine große Rolle bei der Kontrolle von Greifkräften [Joh01].

**Pacini-Körperchen (PC):** Die Pacini-Körperchen weisen größere Abstände untereinander auf (etwa 350 pro Finger). Sie sind sehr sensitiv und reagieren bereits auf Hautbewegungen von 10 nm bei Frequenzen um 200 Hz [Ske13]. Dabei spielen die Lamellen des Fingerabdrucks eine wichtige Rolle: Durch laterale Bewegungen des Fingers über eine Oberfläche wird die Haut durch Stick-Slip-Effekte der Lamellen in Schwingung versetzt, die von den Pacini-Körperchen wahrgenommen werden [Sch09]. Niederfrequente Reize (< 50 Hz) werden stark gefiltert. Das rezeptive Feld eines Rezeptors kann sich auf die ganze Hand erstrecken, weshalb die räumliche Auflösung von Reizen kaum möglich ist.

**Ruffini-Körperchen (SA-II):** Auch die Ruffini-Körperchen weisen keine besonders hohe Innervationsdichte auf. Sie reagieren auf laterale Hautdehnungen, sind dabei aber weniger auf lokale und mehr auf globale Deformationen sensitiv (großes rezeptives Feld). Sie vermitteln auf diese Weise zusätzliche Bewegungsinformationen bei dynamischen Reizen. Des Weiteren tragen sie zum Lagesinn an der Hand bei. Über selektive Dehnung der Haut (und damit Stimulation der Ruffini-Körperchen) kann die Illusion einer Fingerbewegung erzeugt werden [Col96]. Für die Wahrnehmung der Richtung der Krafteinwirkung auf die Fingerkuppe sind vor allem SA-II-Rezeptoren rund um den Fingernagel verantwortlich [Bir09].

Aufgrund der hohen Innervationsdichte vor allem im menschlichen Finger werden durch einen einzelnen Reiz immer mehrere Rezeptoren und Rezeptortypen gleichzeitig angesprochen. Durch die neuronalen Vorgänge zur Reizweiterleitung kommt es dabei zu räumlichen und zeitlichen Summationsvorgängen. Es wird vermutet, dass diese Summationsmechanismen dem Ausgleich in der Empfindlichkeit einzelner Rezeptoren dienen [Hat13].

**Tabelle 2.1:** Eigenschaften der Mechanorezeptoren. Aus [Hat13; Tre07].

Typ	Nervenendigung	Reiz	Bandbreite (Hz)	räumliche Auflösung (mm)
SA-I	Merkel-Zelle	vertikaler Druck	statisch - 20	0,5
RA-I	Meissner-Körperchen	Geschwindigkeit	10 - 50	3-5
PC	Pacini-Körperchen	Vibration	40 - 1000	> 20
SA-II	Ruffini-Körperchen	laterale Zugspannung	statisch - 50	10

## 2.3 Propriozeption

Die Propriozeption vermittelt den Sinn für Lage, Bewegung und Kraft und erlaubt dem Menschen, auch ohne visuelle Überprüfung die Pose seiner Extremitäten zu kontrollieren. Für die Erfassung der Lage und Bewegung (Kinästhesie) sind **Muskelspindeln** verantwortlich. Diese sind parallel zu den Muskeln angeordnet und reagieren sowohl auf aktive als auch passive Längenzunahme des Muskels [Jon00]. Auch SA-II-Endigungen in den Gelenkkapseln tragen zum Lagesinn bei. Die Wahrnehmungsschwelle für passive Bewegungen ist bei Gelenken nahe des Körpers geringer als an körperfernen Gelenken ( $0,2^\circ$  bei  $0,3^\circ \text{ s}^{-1}$  an der Schulter vs.  $1,2^\circ$  bei  $12,5^\circ \text{ s}^{-1}$  am Finger [Tre07]).

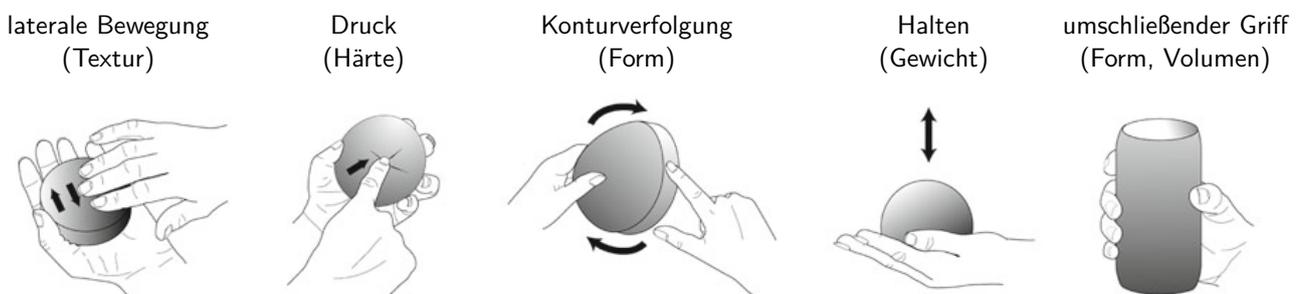
Die Wahrnehmung des Ausmaßes der Muskelkraft erfolgt über **Golgi-Sehnenorgane**. Diese sind in Serie zu den Muskelfasern am Übergang in die Sehne angeordnet. Bei passiven Bewegungen haben sie eine deutlich höhere Wahrnehmungsschwelle als die Muskelspindeln und bleiben entsprechend inaktiv. Erst bei aktiver Muskelkontraktion erzeugen sie Nervensignale. Da auch bei geringer Kraftausübung einzelne motorische Einheiten maximal kontrahieren, werden dadurch die in Serie zu den Fasern liegenden Golgi-Sehnenorgane aktiviert. Dies erklärt ihre niedrige Wahrnehmungsschwelle bei aktiven Bewegungen. Die Unterscheidungsschwelle liegt bei etwa 5 % der Ausgangskraft, die Anzahl der Nervensignale ist über mehrere Größenordnungen proportional zur Kraft [Tre07].

## 2.4 Der Palpationsvorgang

Die oben gezeigten physiologischen Beschaffenheiten des menschlichen Körpers bilden die Grundlage für die Exploration von unbekanntem Gegenständen. In [Led09] wird ein Satz von Bewegungsprimitiven definiert, die zum Erfassen von physikalischen Eigenschaften intuitiv angewendet werden (siehe Abbildung 2.4). Ein hervorstechendes Merkmal eines Objekts ist seine Oberflächenbeschaffenheit. Um die Textur zu erfassen, werden laterale Bewegungen über die Objektoberfläche durchgeführt. Vibrationen (Rauheit) und Scherkräfte (Reibung) werden über die PC- und SA-II-Rezeptoren aufgenommen. Für die Palpation spielen Oberflächenbeschaffenheiten eine untergeordnete Rolle.

Zum Ertasten der genauen Form eines Objekts werden die Kanten mit dem Finger nachgezeichnet. Durch lokale Deformation der Fingerkuppe können über die SA-I-Rezeptoren Krümmungen sehr gut erfasst werden. Die Lage- und Bewegungssensorik trägt weitere Informationen bei. Die Konturverfolgung wird bei der Palpation von Knochenstrukturen zum Auffinden von anatomischen Landmarken angewendet.

Der umschließende Griff erlaubt eine grobe Abschätzung der Form bzw. des Volumens. Zusammen mit dem freien Halten kann auf diese Weise das Gewicht des Objekts über Hautdeformation



**Abbildung 2.4:** Explorationsstrategien und die entsprechenden Objekteigenschaften. Sprachlich angepasste Darstellung nach [Led09, S. 1446, Figure 6], im Original aus [Led87].

wahrgenommen werden. Für eine genauere Bestimmung werden Auf- und Abbewegungen durchgeführt, die den Kraft- und Bewegungssinn stimulieren.

Bei der Untersuchung von Organen spielt vor allem das Abschätzen von Härte bzw. Nachgiebigkeit eine große Rolle. Dazu wird mit einem oder mehreren Fingern senkrechter Druck auf das Objekt ausgeübt. Über den Kraftsinn kann die auszuübende Kraft für eine bestimmte Eindringtiefe reguliert werden. Durch den Druck kommt es zu einer Deformation der Fingerkuppe, die über SA-I- und SA-II-Rezeptoren wahrgenommen wird. Beim Suchen von lokalen Verhärtungen kommt den Merkel-Zellen mit ihrer hohen räumlichen Auflösung eine besondere Rolle zu. So zeichnen sich Inhomogenitäten durch zusätzliche lokale Deformationen ab, die über diese Rezeptoren erfasst und lokalisiert werden [Pei98]. Den größten Einfluss auf die Tumorerkennungsrate haben die Tiefe des Tumors und die Härte des umliegenden Gewebes. Dagegen spielt die Größe des Tumors (zwischen 6 mm und 12 mm) keine Rolle [Gwi14].

Das Zusammenspiel verschiedener Wahrnehmungskanäle bei der Palaption wurde von FAKHOURY et al. [Fak14] untersucht. Dazu wurden elf Phantome mit unterschiedlicher Härte aber gleichem Aussehen gefertigt. Diese wurden von den Probanden mit einem Stab als Werkzeug (kinästhetisches Feedback) bei direkter Sicht, indirekter Sicht oder ohne Sicht abgetastet. In einem weiteren Szenario wurde nur ein Video eines Abtastprozesses gezeigt. Ein Ergebnis war, dass die indirekte Sicht beim Tasten mit Werkzeug eine bessere Unterscheidung der Gewebehärte erlaubt, als das Tasten ohne Sicht oder rein visuelles Feedback. Passendes visuelles Feedback trägt also positiv zur Einschätzung des Gewebezustands bei. Zusätzlich wurde untersucht, wie groß der Vorteil der direkten Berührung des Phantoms mit dem Finger gegenüber dem Abtasten mit Werkzeug ist. Die Unterscheidungsrate war selbst im Fall ohne Sicht deutlich besser als alle Szenarien mit Werkzeug. Dies zeigt, dass taktiler Feedback selbst bei der Unterscheidung homogener Körper einen positiven Einfluss auf die Wahrnehmung hat. Die sinnvolle Kombination aus visuellem, kinästhetischem und taktiler Feedback wird von den Autoren als optimal angesehen.

## 2.5 Tumorhaftes Weichgewebe

Der Zusammenhang zwischen tumorhaftem Weichgewebe und der Palpation erschließt sich nicht auf den ersten Blick. Daher wird an dieser Stelle ein kurzer Überblick über die Eigenschaften, Entstehung und Therapie von tumorhaftem Gewebe gegeben.

Ein Tumor (im Plural Tumoren) bedeutet nach dem lateinischen Wortsinn eine Wucherung, also die Zunahme des Volumens eines Gewebes. In medizinischem Kontext wird damit unkontrolliertes Zellwachstum beschrieben (Neoplasie). Dieses kann gutartig (benigne) oder bösartig (maligne) sein. Während gutartige Tumoren während des Wachstums das umliegende Gewebe verdrängen, wachsen bösartige Tumoren in umgebendes Gewebe hinein und führen zu einer Zerstörung [Mut07]. Zusätzlich können maligne Tumoren Metastasen erzeugen, indem sich Tumorzellen ablösen und durch Transport über das Blut an einer anderen Stelle des Körpers ansammeln. Die Leber als stark durchblutetes Organ ist bei Primärtumoren im Verdauungstrakt häufig von Metastasen betroffen [Nag06].

Zur Diagnose von Tumoren in inneren Organen werden bildgebende Verfahren wie Computertomographie (CT), Magnetresonanztomographie (MRT) oder Sonographie (umgangssprachlich Ultraschall genannt) eingesetzt. Tumorzellen weisen eine erhöhte Kern-Plasma-Relation auf [Mut07], wodurch sie sich durch erhöhte Dichte vom umliegenden Gewebe unterscheiden. Dadurch können sie mit den genannten Verfahren sichtbar gemacht werden. Durch die Verwendung von Kontrastmitteln, die sich in den Tumorzellen ansammeln, können die betroffenen Gebie-

te zusätzlich hervorgehoben werden. Bei bestimmten Typen von Tumoren ist es möglich, auch ohne (laparoskopische) Operationen die Dignität (also Gut- oder Bösartigkeit) festzustellen. Die Tumorthherapie erfolgt neben Chemotherapie und Bestrahlung durch die operative Entfernung (Resektion). Bei unklarem Befund oder eindeutig bösartigen Tumoren sollte eine Operationen durchgeführt werden [Nag06].

Die Leber ist nach der Lunge das weltweit am häufigsten von Krebs betroffene Organ mit jährlich 745 000 Todesfällen [Wor15], wovon der Großteil durch Leberzellkarzinome verursacht wird. Die Therapie von Lebertumoren erfolgt durch eine teilweise Leberresektion. Die Leber lässt sich in acht funktionelle Untereinheiten (Lebersegmente) unterteilen [Cou57]. Jedes dieser Segmente wird von einem Ast der Pfortadervene mit nährstoffreichem Blut aus den Bauchorganen und sauerstoffreichem Blut aus einem Ast der Leberarterie versorgt. Aufgrund dieser Untereinheiten und der guten Regenerationsfähigkeiten des Organs [Lip11] können einzelne oder mehrere Segmente operativ entfernt werden, wenn diese von bösartigen Tumoren befallen sind.

Die große Herausforderung liegt bei der Lokalisation des Tumors bzw. der Identifikation der einzelnen Segmente während der Operation. Das Organ kann sich im Körperinneren bewegen und aufgrund der viskoelastischen Eigenschaften kommt es zudem zu Deformationen. Präoperative Aufnahmen mit den obengenannten Methoden erlauben generell eine grobe Orientierung, die nach Bewegung des Patienten allerdings hinfällig sein kann. Die Lokalisation erfolgt daher bei der offenen Chirurgie durch intraoperativen Ultraschall und komplementär dazu durch Palpation. Aufgrund der erhöhten Zelldichte sind Tumoren deutlich härter als das umliegende Gewebe, wodurch sie sowohl durch Sonografie als auch durch Abtasten gefunden werden können. Bei Operationen an der Bauchspeicheldrüse ist aufgrund der hohen Detektionsraten durch Sonographie und Palpation von mehr als 95 % häufig eine präoperative Lokalisationsdiagnostik nicht erforderlich [Man04; Rot07].

Die Palpation sowie die Sonographie kommen nicht nur intraoperativ bei der Leberresektion zum Einsatz sondern werden auch bei der Untersuchung auf Brustkrebs eingesetzt. Das sogenannte Mammakarzinom ist in Europa die am häufigsten auftretende Krebserkrankung [Lip11]. Auch Erkrankungen der Schilddrüse werden mit diesen Methoden untersucht.

Eine besondere Bedeutung kommt der Palpation bei der Entfernung von Lungentumoren zu. Da aufgrund von Luftbläschen in der ansonsten erschlafften Lunge Schwierigkeiten bei der Sonografie auftreten können, ist die Palpation hier das verlässlichere Verfahren [McC07].

## 2.6 Mechanische Eigenschaften von Weichgewebe und Organen

Für eine realistische Simulation der Weichgewebepalpation sind Informationen über die mechanischen Eigenschaften des Gewebes notwendig. Die Literatur bietet in dieser Hinsicht ein breites Spektrum an bereits durchgeführten Messungen an verschiedenen Geweben und Organen. Hintergrund dieser Messungen ist in der Regel die Bestimmung von Parametern für Gewebemodelle, die in unterschiedlichen Bereichen Anwendung finden. Von Interesse sind sowohl Belastungsgrenzen für Organe als auch die Reaktion auf die Einkopplung von periodischen oder statischen Kräften. Die Messungen werden an Gewebe von Menschen wie auch Tieren (in der Regel Schweine wegen der anatomischen Ähnlichkeiten im Bezug auf die Organe [Sne05]) in vivo und ex vivo durchgeführt. Dementsprechend unterschiedlich fallen die Messmethoden und Ergebnisse aus. In [Kas13] wird ein umfassender Überblick über Veröffentlichungen zur Charakterisierung von Weichgewebe aufgeführt. Eine grobe Übersicht bzw. wichtige Erkenntnisse werden im Folgenden zusammengefasst.

Weichgewebe weist in der Regel viskoelastisches Verhalten auf. Der elastische Anteil (vergleichbar mit einer Hooke'schen Feder) bewirkt, dass das Gewebe nach dem Einwirken einer Kraft in den Ausgangszustand zurückgeht. Der viskose Anteil (Newton'sche Dämpfung) führt dagegen zu einer irreversiblen Verformung. Zur Beschreibung des viskoelastischen Verhaltens werden Serien- bzw. Parallelschaltungen dieser beiden Komponenten benutzt (im einfachsten Fall das Maxwell-Modell bzw. das Kelvin-Voigt-Modell, siehe Abbildung 2.5). Mit diesen bzw. erweiterten Modellen können zeitabhängige Vorgänge wie Relaxation, Kriechen und Hysterese beschrieben werden.

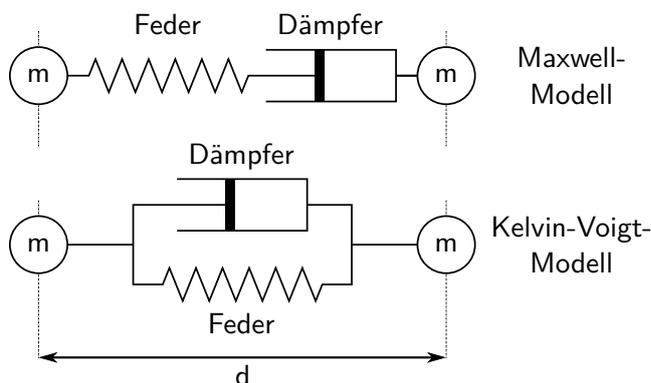
Eine weitere Eigenschaft des Gewebes ist das nichtlineare Verhältnis von Spannung  $\sigma$  und Dehnung  $\varepsilon$ . Die Dehnung bezeichnet die Verformung des Gewebes relativ zu dessen Ausgangsgröße. Die mechanische Spannung ist die Reaktion in Form einer Kraft relativ zur Druckfläche (Einheit Pascal,  $1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2$ ). In Abbildung 2.6 ist die Spannungsdehnungskurve einer Gewebeprobe einer Schweineleber zu sehen. Auffällig ist die sehr geringe Spannung zu Beginn der Kurve und der starke Anstieg der Spannung bei höherer Dehnung.

Zur Vergleichbarkeit von Messwerten wird häufig der (mittlere) Elastizitätsmodul  $E$  angegeben. Aus diesem kann die entsprechende Kraft bei einer bestimmten Dehnung berechnet werden:

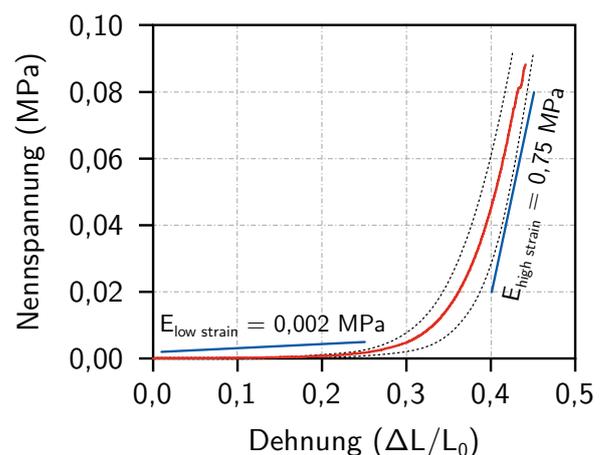
$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{F/A_0}{\Delta L/L_0} \quad \rightarrow \quad F = \frac{E \cdot A_0 \cdot \Delta L}{L_0} \quad (2.1)$$

Im Falle der Messungen von UMALE et al. [Uma12] wird ein 10 mm hoher Würfel um bis zu 4,5 mm zusammengedrückt, was einer Dehnung von 0,45 entspricht. Bei diesem Wert ergibt sich eine Spannung von ca. 0,08 MPa, was bei einer Fläche von  $100 \text{ mm}^2$  zu einem mittleren E-Modul von 0,18 MPa bzw. zu einer Kraft von 8 N führt.

CARTER et al. [Car01] führten in vivo-Messungen an menschlicher Leber durch. Dabei wurde während einem offenen chirurgischen Eingriff ein runder Stößel mit einem Durchmesser von 4,5 mm um maximal 5 mm in das Organ gedrückt. Dabei wurden E-Moduln von 0,27 MPa bei gesundem Gewebe und 0,74 MPa bei erkranktem Gewebe gemessen.



**Abbildung 2.5:** Modelle zur Beschreibung des viskoelastischen Verhaltens.



**Abbildung 2.6:** Mechanische Eigenschaften der Leber. Die Messung erfolgte an Schweineleber anhand mehrerer Gewebeprobe mit einer Größe von  $1 \text{ cm}^3$ . Nach Daten aus [Uma12].

## 2.7 Schlussfolgerungen

Aus den physiologischen Grundlagen lassen sich für haptische Systeme, die auf die Simulation der Palpation abzielen, folgende Anforderungen festhalten:

**taktiler Feedback:** Das System soll die globale und die lokale Deformation der Fingerkuppe erzeugen können. Die haptische Darstellung von Oberflächeneigenschaften spielt allerdings eine untergeordnete Rolle.

**kinästhetischer Feedback:** Die Sinne für Bewegung, Kraft und Lage sollen vom haptischen System angesprochen werden.

**Bewegungsablauf:** Der Bewegungsablauf bei der Palpation (positionieren, deformieren, fühlen bzw. sehen, evaluieren) soll auf das System übertragbar sein.

**Stimulation erst bei Berührung:** Der Kontakt zwischen Finger und Gewebe bzw. Gerät muss unterbrechbar sein (keine permanente Stimulation).

**keine störenden Einflüsse:** Aufgrund der hohen Sensitivität auf Vibrationen müssen abrupte bzw. stakkatohafte Bewegungen vermieden werden.

**visuelles Feedback:** Das visuelle Feedback über die Deformation des Gewebes soll möglichst realitätsnah umgesetzt werden.

**realistische Kräfte:** Aus in der Literatur angegebenen Werten für den E-Modul von Lebergewebe wird auf notwendige Kräfte in der Größenordnung von  $\approx 10$  N geschlossen.



# KAPITEL 3

---

## Stand der Technik

---

Aus den Grundlagen zur Physiologie wird ersichtlich, wie vielfältig die haptische Wahrnehmung ist. Daraus resultiert eine Vielzahl von Umsetzungen von haptischen Feedbacksystemen, die jeweils sehr unterschiedliche Ansätze und Ziele verfolgen. Ein System, das die Gesamtheit der haptischen Wahrnehmung stimulieren kann, existiert nicht und wird voraussichtlich aufgrund der Komplexität in naher Zukunft nicht erfolgreich erforscht werden.

In diesem Kapitel werden die für die Simulation der Palpation vielversprechendsten Forschungsarbeiten zusammengetragen und in verschiedene Kategorien gegliedert. Die Vor- und Nachteile der jeweiligen Ansätze werden aufgezeigt. Daraus entstehen die Anforderungen und Ansätze für die eigene Arbeit. Derzeit kristallisieren sich aus dem umfassenden Stand der Technik folgende Kategorien von haptischen Systemen heraus: a) Umsetzungen basierend auf haptischen Eingabegeräten, b) taktile Displays zur Simulation von Formen und Oberflächeneigenschaften, die mit haptischen Eingabegeräten kombiniert werden können und c) spezialisierte Lösungen für die Palpation, die untergliedert werden können in mobile Geräte, welche die Deformation der Fingerkuppe kontrollieren und stationäre Geräte, die Härteunterschiede in der abtastbaren Oberfläche darstellen. Auf Operationssimulatoren ohne haptisches Feedback wird nicht konkret eingegangen. Am Ende des Kapitels werden ausgewählte Arbeiten aus jeder Kategorie miteinander verglichen, um daraus den Forschungsbedarf für diese Arbeit abzuleiten.

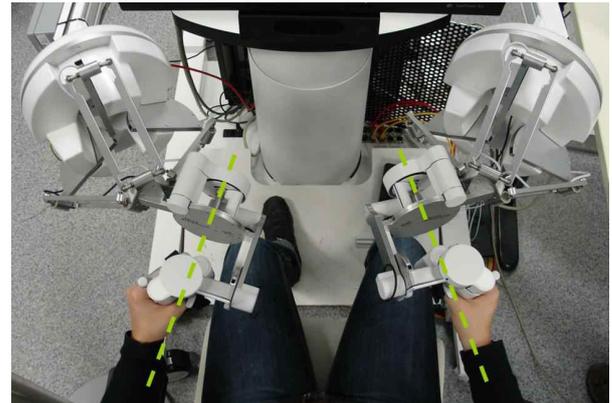
Der Stand der Technik zum Thema haptisches Rendern wird an passender Stelle in Kapitel 6 aufgeführt.

### 3.1 Haptische Eingabegeräte

Die haptische Interaktion mit virtuellen Umgebungen erlebte bereits im Jahr 1967 mit dem Project GROPE [Bro90] ihre Geburtsstunde. Jedoch dauerte es bis in die 90er Jahre, bis die Forschung auf diesem Gebiet relevante Fortschritte erzielen konnte. Ein Auslöser dafür war das erste kommerziell verfügbare haptische Eingabegerät, das von MASSIE et al. [Mas94] entwickelte SensAble® PHANToM (siehe Abbildung 3.1). Das PHANToM verfügte über drei aktiv über Motoren gesteuerte Freiheitsgrade. Der Benutzer verwendete das Gerät über einen am Ende der Kinematik angebrachten „Fingerhut“. Der Benutzer gab über seine Bewegung die Position des Avatars in der virtuellen Umgebung vor. Der Avatar, die Repräsentation des Fingers in der virtuellen Umgebung, wurde als ein punktförmiges Objekt angesehen, was die Berechnung von Kollisionen und Kräften stark vereinfachte (siehe Kapitel 6.1). Ausgehend vom kommerziellen Erfolg des PHANToM wurden weitere haptische Eingabegeräte entwickelt, die sich in Kinematik, Anzahl der (aktiven) Freiheitsgrade, darstellbaren Kräften, Größe des Arbeitsraums und Art der Regelung unterscheiden. Der



**Abbildung 3.1:** SensAble® PHANTOM. Aus [Fie16].



**Abbildung 3.2:** Force Dimension sigma.7 in doppelter Ausführung. Aus [Tob11, S. 3025, Fig. 5].

Großteil der kommerziell verfügbaren haptischen Eingabegeräte ist impedanzgesteuert. Dabei gibt der Benutzer über seine Bewegungen eine Position vor und erfährt als Ausgabe eine Kraft. Im Gegensatz dazu stehen admittanzgeregelter Systeme (z. B. HapticMaster [Van02]), die die Kraft des Benutzers messen und Positionen bzw. Geschwindigkeiten ausgeben. In [Col11; Kas13; Tal14] wird jeweils ein Überblick über aktuell verfügbare haptische Eingabegeräte gegeben. Moderne Eingabegeräte wie das Force Dimension sigma.7 [Tob11] (siehe Abbildung 3.2) bieten sieben aktive Freiheitsgrade (Translation, Rotation, Greifer) und können Kräfte bis zu 20 N ausüben.

Passend zum Aufkommen der minimal-invasiven Chirurgie Anfang der 90er Jahre, wurden haptische Eingabegeräte eingesetzt, um die fehlende haptische Interaktion durch die räumliche Trennung zu ersetzen [Sal97]. Von BURDEA et al. [Bur99] wurde ein Palpationstrainer auf Basis eines PHANTOM umgesetzt. Anwendungsgebiet war die Diagnose einer tumorhaften Prostata, die in einer virtuellen Umgebung simuliert wurde. Aufgrund von mangelnder Rechenleistung musste das mechanische Modell der deformierbaren Prostata stark vereinfacht werden. Gegenüber Silikonphantomen war die Leistung der Probanden bei Verwendung des Simulators signifikant schlechter. Als Grund dafür gaben die Autoren die ungenaue Berechnung der Kräfte aufgrund des vereinfachten Modells und die wenigen aktiven Freiheitsgrade des haptischen Eingabegeräts an.

Aktuelle Palpationstrainer auf Basis haptischer Eingabegeräte können auf komplexeres hapti-



**Abbildung 3.3:** Modifiziertes Phantom Omni als Eingabegerät für den Palpationstrainer von ULLRICH et al. [Ull12, S. 617, Fig. 1].

sches Rendern zurückgreifen. In der Arbeit von ULLRICH et al. [Ull12] wurde ein Palpationstrainer für virtuelle Umgebungen aufgebaut, der über zwei Phantom Omni [Geo16a] bedient wurde (siehe Abbildung 3.3). Statt dem üblichen Stift für die Eingabe wurde eine zusätzliche Plattform angebracht, auf welche der Benutzer ein oder zwei Finger auflegen konnte. Das haptische Rendern erfolgte über einen eigenen Ansatz, der sowohl normale als auch laterale Palpation erlaubte. Die entwickelten Algorithmen orientierten sich laut den Autoren am God-Object-Algorithmus [Zil95] (siehe auch Kapitel 6.1). Bei der Berechnung wurde ausgehend von der aktuellen Orientierung des Fingers ein Strahl in das Gewebe geschickt, das als ein FEM-Mesh aufgebaut war. Kollidierte der Strahl mit einem oder mehreren Objekten, wurde die Kraft anhand der Normale an der äußersten Schicht berechnet. Die Dynamikberechnung erfolgte mit 25 Hz, die Kollisionsdetektion mit 120 Hz, während die Haptik mit den erforderlichen 1000 Hz ausgegeben wurde. Um die Diskrepanz dazwischen zu überbrücken, wurden die ausgegebenen Kräfte linear interpoliert. Zusätzlich zu Gewebeeigenschaften konnten auch pulsierende Adern simuliert werden. Der Puls wurde von mehreren Punkten kugelförmig ausgestrahlt, was die Kollisions- und Kraftberechnung vereinfachte. Taktiler Feedback ist mit dem Ansatz dieser Arbeit nicht möglich, was von den Teilnehmern der durchgeführten Benutzerstudie teilweise bemängelt wurde.

Die Arbeit von JEON et al. [Jeo12] beschäftigt sich mit Augmented Reality Feedback. Die Idee dahinter war, ein Brustphantom mit einem haptischen Eingabegerät (Phantom Premium 1.5 High Force [Geo16b]) abzutasten, während der Tumor durch zusätzliche Kräfte aus dem Eingabegerät simuliert wurde. Um die Daten über dem Tumor zu gewinnen, wurden zwei in der Form identische Phantome benötigt, wovon eines einen harten Einschluss enthielt. Diese Phantome wurden mit Hilfe des haptischen Eingabegeräts auf identische Weise abgetastet. Aus der Differenz ergab sich der Einfluss des Tumors. Die Benutzerstudie verlief recht positiv, allerdings spielte eine negative Rolle, dass das System nicht in der Lage war, laterale Kräfte miteinzubeziehen.

Weitere Simulatoren zum Palpationstraining werden in [Col11] vorgestellt. Die rein auf haptischen Eingabegeräten basierenden Simulatoren haben jedoch den gemeinsamen Nachteil des fehlenden taktilen Feedbacks. Sogenannte taktile Displays sind bislang nicht kommerziell erhältlich und Gegenstand aktueller Forschung. Erst mit der Möglichkeit, lokale Deformationen an der Fingerkuppe zu erzeugen, kann das Palpationsfeedback realistisch gestaltet werden.

## 3.2 Taktile Displays

Als taktile Displays werden Geräte bezeichnet, die die Mechanorezeptoren in der Hand bzw. am Finger stimulieren. Der Großteil der entwickelten taktilen Displays basiert auf dem Prinzip der Pin-Matrix. Dabei sind auf einer Fläche vergleichbar mit der Größe der Fingerkuppe eine hohe Anzahl von mechanisch beweglichen Stiften (engl. *Pins*) angeordnet. Die Abstände zwischen benachbarten Pins liegen dabei möglichst unterhalb der Zweipunktschwelle von etwa 2 mm (siehe Abbildung 2.2, Seite 2.2). Dies soll den Eindruck einer kontinuierlichen Fläche vermitteln. Die Aktorik kann auf sehr unterschiedliche Arten realisiert werden. Ziel ist, die globale Form der Pin-Matrix so anzupassen, dass sie dem gewünschten taktilen Reiz möglichst genau entspricht. Taktile Displays, die als Form-Displays realisiert werden, sind in der Regel passive Geräte, die keine Signale vom Benutzer verarbeiten. Um zusätzlich zum taktilen auch den kinästhetischen Sinn anzusprechen, können die taktilen Displays mit haptischen Eingabegeräten kombiniert werden. Dies erfordert eine kleine Baugröße und ein geringes Gewicht seitens der taktilen Displays, um die Dynamik des haptischen Eingabegeräts möglichst wenig einzuschränken.

Das erste taktile Display wurde bereits in den 60er Jahren entwickelt [Lin66]. Es wurde ein-

gesetzt, um Blinden das Lesen von gedruckten Texten zu ermöglichen. Die Pin-Matrix bestand aus  $8 \times 12$  Pins, die über piezoelektrische Biegeelemente einzeln zum Vibrieren angeregt werden konnten. Über eine Matrix aus Photozellen wurden die Inhalte eingelesen.

Anfang der 90er Jahre wurden erste taktile Displays entwickelt, die aufgrund der geringen Baugröße nicht an einen stationären Einsatz gebunden waren. Das taktile Display von COHN et al. [Coh93] verfügte über 25 pneumatisch angetriebene Pins. Die Magnetventile wurden über PWM (Pulsweitenmodulation) angesteuert und erlauben Frequenzen von bis zu 7 Hz. Damit war die Wiedergabe und Erkennung von einfachen Symbolen möglich.

Wenige Jahre später wurde der Einsatz auf einem Eingabegerät für die Telemanipulation erprobt. In [How95] wurde ein taktiles Display mit  $6 \times 4$  Pins basierend auf Formgedächtnislegierung vorgestellt. Über elektrischen Strom heizen sich Drähte aus diesem speziellen Material auf und ziehen sich zusammen. Dadurch können auf engem Raum große Kräfte erzielt werden. Für Frequenzen von etwa 10 Hz musste das taktile Display stark belüftet werden, um den reversiblen Prozess zu beschleunigen. Für reproduzierbare Positionierung wurden aufgrund von starken Hystereseeffekten Positionssensoren benötigt.

Bereits damals wurde eine weitere große Herausforderung bei der Kombination von haptischem Eingabegerät und taktilem Display festgestellt: Da das taktile Display sich am Kontaktpunkt zwischen Finger und haptischem Eingabegerät befindet, werden sämtliche Kräfte zwischen Eingabegerät und Benutzer auf das taktile Display übertragen. Gegen diesen Widerstand muss das taktile Display arbeiten und zusätzlich die Kräfte zur eigentlichen Stimulation der Mechanorezeptoren aufbringen.

Basierend auf piezoelektrischen Biegeelementen wurde von KIM et al. [Kim07] ein taktiles Display zum Einsatz auf einem haptischen Eingabegerät (PHANToM) entwickelt. Das taktile Display verfügte über  $6 \times 8$  Pins, die sich allerdings nur reihenweise ansteuern ließen. Mit Spannungen von bis zu 60 V konnten die acht Pin-Reihen maximal 1 mm ausgelenkt werden und dabei eine Kraft von 0,5 N pro Reihe erzeugen. Die Antwortzeiten wurden mit „im Bereich von 1 ms“ angegeben. Für realistisches Feedback basierte das haptische Rendern nicht auf Punkt- sondern auf Flächenkontakten. Um entsprechend hohe Frequenzen zu erreichen, verwendeten die Autoren ein stark vereinfachtes Feder-Masse-Modell, bei dem Deformationen iterativ durch das virtuelle Weichgewebe „wandern“. Einschränkungen beim Feedback ergaben sich durch die zeilenweise Ansteuerung. So erzeugte die Pin-Matrix bei Bewegungen parallel oder orthogonal zu den Reihen ein jeweils völlig unterschiedliches Gefühl. Eine andere Version des Bimorph-Displays bot  $5 \times 6$  einzeln ansteuerbare Pins [Kyu06]. Allerdings waren Amplitude (0,7 mm) und Kraft (0,06 N) deutlich geringer, weshalb das Feedback über die Vibration einzelner Pins statt über die Form erfolgte.

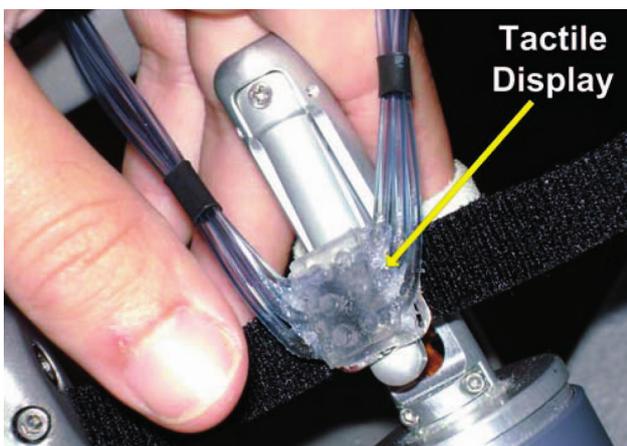
SANTOS-CARRERAS et al. [San10] entwickelten ein sehr kompaktes taktiles Display mit pneumatischem Antrieb, das in einem haptischen Eingabegerät (Force Dimension omega.3 [For16b]) integriert werden konnte. Das Display verfügte über lediglich fünf Pins in kreuzförmiger Anordnung. Ziel der Arbeit war, dem Chirurgen die Richtung einer pulsierenden Ader anzuzeigen. Dazu wurden die fünf Kammern des aus PDMS (Polydimethylsiloxan) gegossenen taktilen Displays über PWM-gesteuerte Ventile aufgeblasen. Die Frequenz wurde auf 5 Hz beschränkt, was für die Darstellung einer pulsierenden Ader ausreichend ist. Die von den Autoren durchgeführte Evaluation ergab eine Erkennungsrate von 98 %. Allerdings ist dieses taktile Display für die Darstellung komplexerer Strukturen ungeeignet.

Ebenfalls über Pneumatik wurde ein taktiles Display zur Erweiterung der da Vinci-Konsole betrieben [Kin09] (siehe Abbildung 3.4). Das ebenfalls aus PDMS gefertigte taktile Display verfügte

über  $2 \times 3$  Pins auf einer Fläche von  $18 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$  bei einem Gewicht von  $< 1 \text{ g}$ . Mit zwei dieser taktilen Displays wurden an der Spitze des Greifers aufgenommene taktile Signale wiedergegeben. Die Autoren konnten mit diesem System zeigen, dass auch im Umgang mit dem da Vinci-Roboter erfahrene Chirurgen bei Standardübungen von taktilen Feedback profitieren. Für die Simulation von komplexeren Aufgaben ist das System auch aufgrund der mangelnden Krafrückkopplung des da Vinci-Systems nicht geeignet.

Die Idee, die Abmessungen des taktilen Displays kompakt zu halten, indem die Antriebseinheit ausgelagert wird, wurde auch mit Gleichstrommotoren umgesetzt. SARAKOGLU et al. [Sar12] entwickelten ein taktilen Display mit  $4 \times 4$  Pins, die einen Mittenabstand von  $2 \text{ mm}$  aufwiesen. Der Antrieb erfolgte über Gleichstrommotoren, die über Seilzüge an den einzelnen federgelagerten Pins ziehen. Dadurch konnte eine Amplitude von  $2 \text{ mm}$ , eine Kraft von maximal  $1,8 \text{ N}$  und eine Frequenz von  $19 \text{ Hz}$  erreicht werden. Ein zusätzliches Vibrationsmodul unter der Pin-Matrix erweiterte die Möglichkeiten des Feedbacks um globale Vibrationen. Das Gehäuse mit den Motoren war über einen etwa  $1 \text{ m}$  langen, die Seilzüge führenden Schlauch mit dem taktilen Display verbunden, das auf einem Force Dimension omega.7 [For16d] montiert werden konnte. Mit dem Gesamtsystem wurde ein mit einem Kraftsensor ausgestatteter Kuka Leichtbauroboter erfolgreich zur Konturverfolgung eingesetzt. Versuche zur Palpation von Weichgewebe wurden von den Autoren allerdings nicht durchgeführt.

Palpationsfeedback war dagegen das Ziel von ROKE et al. [Rok12], die einen sehr ähnlichen Ansatz für die Aktorik wählten. Das taktilen Display verfügte über  $4 \times 4$  Pins mit einem Mittenabstand von  $2,5 \text{ mm}$ , einer Amplitude von  $2,5 \text{ mm}$  bei einer Frequenz von  $9 \text{ Hz}$ . Die RC-Servos befanden sich in einem separaten Gehäuse, die Aktuierung der Pins erfolgte über Nylon-Schnüre. Das taktilen Display wurde an einem haptischen Eingabegerät mit drei Freiheitsgraden (Novint Falcon [Nov12]) befestigt (siehe Abbildung 3.5). Die Daten für das taktilen Display lieferte ein kamerabasierter Sensor mit einer deformierbaren Halbkugel. In einer Benutzerstudie [Rok13] sollten Probanden über das haptische System Silikonphantome (Größe:  $20 \text{ cm} \times 9 \text{ cm} \times 4 \text{ cm}$ ) mit  $25 \text{ mm}$  großen Einschlüssen telepalpieren. Die Ergebnisse mit aktiviertem taktilen Feedback waren dabei signifikant besser als mit rein kinästhetischem Feedback. So konnten  $91 \%$  der Einschlüsse korrekt lokalisiert werden (Abweichung  $< 20 \text{ mm}$ ). Obwohl der Sensor im Vergleich zum menschlichen Finger in doppeltem



**Abbildung 3.4:** Pneumatisches taktilen Display, montiert an der da Vinci-Steuerkonsole. Aus [Kin09, S. 53, Fig. 1].



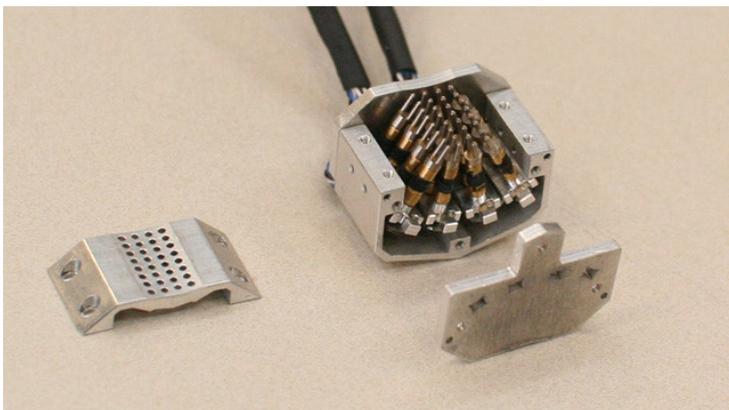
**Abbildung 3.5:** Taktilen Display mit Seilzügen, montiert auf einem haptischen Eingabegerät. Aus [Rok12, S. 1444, Fig. 3].

Maßstab aufgebaut war, wurden zum Abtasten nur Kräfte bis maximal 5 N zugelassen. Von den Benutzern wurden im Schnitt sogar nur gut 2 N am haptischen Eingabegerät ausgeübt. Es muss daher davon ausgegangen werden, dass das taktile Feedback wesentlich dominanter als das kinästhetische Feedback wahrgenommen wird. Inwiefern sich das Palpationsfeedback in diesem Fall realistisch anfühlt, ist fraglich.

Der Einsatz von Ultraschall-Linearaktoren basierend auf dem piezoelektrischen Prinzip ermöglicht Pin-Matrix-Displays mit kompakten Abmessungen (siehe Abbildung 3.6). In [Kim09] wurde ein taktiles Display mit  $8 \times 4$  paarweise aktuierten Pins entwickelt. Über die Linearaktoren konnte eine Amplitude von 0,5 mm bei einer Frequenz von 20 Hz realisiert werden. Dabei lag die Gesamtgröße bei etwa  $16 \text{ mm} \times 24 \text{ mm} \times 20 \text{ mm}$ . Dadurch konnte das taktile Display in ein System mit einem haptischen Handschuh und in eine Computermaus integriert werden. Versuche, die über die Erkennung von einfachen Mustern hinausgehen, wurden allerdings nicht durchgeführt.

Ein noch kompakteres Display wurde von Koo et al. [Koo08] auf Basis von Blasen aus dielektrischen Elastomeren entwickelt. Dielektrische Elastomere können durch das Anlegen einer hohen Spannung (mehrere Kilovolt) ihre Fläche stark vergrößern. Durch eine kreisförmige Begrenzung bilden sich somit Halbkugeln aus. Die Autoren konstruierten ein wie ein Fingerhut tragbares taktiles Display mit  $4 \times 5$  Pins (siehe Abbildung 3.7). Bei einem Durchmesser von 2 mm pro Blase konnte bei einer Spannung von 2,5 kV eine Auslenkung von 0,2 mm bei Frequenzen von bis zu 100 Hz realisiert werden. Die Kraft pro Zelle betrug allerdings nur 0,01 N, wodurch das taktile Feedback bei Verwendung eines zusätzlichen haptischen Eingabegeräts vermutlich unterginge.

Einen völlig anderen, nicht-mechanischen Ansatz für taktile Displays stellt die Elektrostimulation dar. Dabei werden nicht die Mechanorezeptoren in der Haut selbst stimuliert, sondern die elektrischen Nervensignale direkt in den Nervenfasern erzeugt. Dabei liegt die Schwierigkeit in der selektiven Stimulation von zu bestimmten Mechanorezeptor-Typen gehörenden Nervenfasern. In [Kaj04] wurden für die selektive Stimulation folgende Annahmen getroffen: Die Fasern zu SA-I- und PC-Rezeptoren liegen parallel zur Haut, wobei letztere tiefer liegen, Fasern zu RA-I-Rezeptoren liegen (zumindest abschnittsweise) senkrecht zur Haut. Über anodische oder kathodische Ströme über mehrere auf der Haut aufliegende Elektroden können bestimmte darunter liegende Bereiche stimuliert werden. Dadurch können verschiedene Gefühle erzeugt werden. Der Vorteil



**Abbildung 3.6:** Taktiles Display mit Ultraschall-Linearaktoren. Aus [Kim09, S. 70, Figure 2].



**Abbildung 3.7:** Taktiles Display aus dielektrischen Elastomeren in Form eines „Fingerhuts“. Ausschnitt von [Koo08, S. 50, Fig. 1].

dieser Technik liegt darin, dass theoretisch eine Platine mit einer Elektrodenmatrix ausreichend für umfassendes taktilen Feedback ist. Diese ist entsprechend klein und leicht und kann problemlos in haptische Eingabegeräte integriert werden. In der praktischen Anwendung gibt es jedoch einige nicht vernachlässigbare Probleme: Die erforderlichen Spannungen für die elektrische Stimulation sind von Benutzer zu Benutzer unterschiedlich. Durch Schweißbildung kann sich diese auch während der Anwendung verändern. Dadurch können neben Nervenfasern zu Mechanorezeptoren auch die offenen Nervenenden der Nozizeption stimuliert werden. Das taktilen Feedback verwandelt sich unvermittelt in eine Schmerzwahrnehmung, was die allgemeine Akzeptanz dieser Displays verringert. Eine Möglichkeit, dieses Problem zu umgehen, sind Elektroden mit Mikronadeln [Her12; Kit14]. Diese durchdringen ohne Schmerzen zu verursachen die oberste Hautschicht, was zu einem stabileren elektrischen Kontakt führt. Ein weiteres Problem ist, dass die Mechanorezeptoren weiterhin Nervensignale aussenden, die sich mit den künstlichen erzeugten Signalen vermischen. Dadurch kann es gerade beim Einsatz auf haptischen Eingabegeräten zu unvorhersehbaren Ergebnissen kommen.

In [Sat10] wurde ein elektrotaktilen Display mit  $3 \times 5$  Elektroden auf einem Phantom Omni eingesetzt. In verschiedenen Szenarien wurde der Einfluss der elektrotaktilen Stimulation untersucht. So wurde festgestellt, dass bei gemischtem taktilen und kinästhetischem Feedback bei der Formerkennung das taktilen Feedback dominierend ist. Konträr dazu spielte bei der Konturverfolgung das rein kinästhetische Feedback eine größere Rolle. Versuche mit deformierbaren Objekten wurden nicht durchgeführt.

Die Übersicht über taktilen Displays zeigt viele vielversprechende Ansätze (siehe auch [Ish14] für weitere Ausprägungen). So lassen sich auf sehr unterschiedlichen Wegen taktilen Displays realisieren, die sich zum Einsatz in Kombination mit haptischen Eingabegeräten eignen, um für die Palpation notwendiges taktilen und kinästhetisches Feedback zu vereinen. Die meisten Ansätze haben allerdings Defizite bezüglich der realisierbaren Kräfte und Frequenzen. So ist der Ansatz, ein haptisches Eingabegerät um ein taktilen Display zu erweitern, trotz seiner sehr universellen Verwendungsmöglichkeiten bei der Teleoperation nur bedingt für realistisches Palpationsfeedback geeignet.

### 3.3 Haptische Displays

Neben der Kombination von taktilen Display und haptischem Eingabegerät gibt es eine Reihe von Ansätzen, die bereits nativ taktilen und kinästhetische Stimulation vereinen. Durch erhöhte Spezialisierung auf bestimmte Einsatzzwecke können die sogenannten haptischen Displays ein deutlich realistischeres Palpationsfeedback erzeugen.

Analog zu den taktilen Displays existieren auch haptische Displays, die als Pin-Matrix aufgebaut sind. Der entscheidende Unterschied ist die Möglichkeit, Kräfte auszugeben und auf Benutzereingaben zu reagieren. Ein erster Ansatz in diese Richtung wurde von IWATA et al. [Iwa01] mit FEELEX demonstriert. Die erste Version wurde für das Abtasten mit der ganzen Hand entwickelt. Sie verfügte über  $6 \times 6$  großflächige „Pins“ mit einem Abstand von 4 cm, die unter einer Gummimatte angeordnet wurden. Angetrieben von Gleichstrommotoren über einen Schraubenmechanismus konnte eine Auslenkung von 8 cm erreicht werden. Über Dehnungsmesstreifen unter der Gummimatte konnten die Interaktionskräfte gemessen werden. Eine kleinere Version wurde aus 23 servogetriebenen Pins auf einer Fläche von  $3 \text{ cm} \times 3 \text{ cm}$  aufgebaut. Die Kraft auf die Pins konnte über die Motorströme ermittelt werden. Für die Palpationsevaluation wurde diese Version allerdings nicht genutzt.

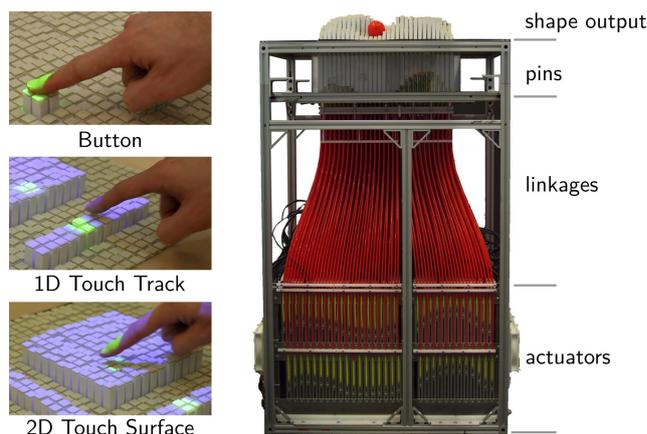
Eine „extreme“ Version der Pin-Matrix wurde von FOLLMER et al. [Fol13] entwickelt. Mit inFORM wurde eine haptische Interaktionsmatrix mit  $30 \times 30$  Pins auf  $38 \text{ cm} \times 38 \text{ cm}$  konstruiert (siehe Abbildung 3.8). Jeder Pin konnte über einen separaten Motor um  $10 \text{ cm}$  ausgelenkt werden und dabei eine Kraft von  $1 \text{ N}$  ausüben. Die Pin-Matrix war sensitiv auf Benutzereingaben. Das Gerät eignete sich somit prinzipiell für Palpationsfeedback an der ganzen Hand, wurde in diesem Bereich bislang aber nicht eingesetzt.

### 3.3.1 Festigkeitskontrollierende haptische Displays

Unter diesem etwas sperrigen Begriff werden haptische Displays zusammengefasst, die sich die Eigenschaft von bestimmten Stoffen zunutze machen, unter bestimmten Bedingungen ihre Festigkeit zu verändern. In diese Kategorie fallen haptische Displays basierend auf elektro- oder magnetorheologischen Fluiden. Diese Flüssigkeiten verändern durch Anlegen eines elektrischen bzw. magnetischen Feldes ihre mechanischen Eigenschaften. Sie werden z. B. in adaptiven Stoßdämpfern eingesetzt.

LIU et al. [Liu05] entwickelten ein elektrorheologisches Display, das über  $5 \times 5$  Elektroden mit einer Kantenlänge von  $11 \text{ mm}$  kontrolliert wurde. Die elektrorheologische Flüssigkeit, die die Elektroden umgab, besteht aus einer Suspension aus einem dielektrischen Öl und festen Partikeln mit einer Größe im Mikrometer-Bereich. Abgedeckt wurde die Flüssigkeit mit einem flexiblen leitfähigen Material, das als Gegenelektrode diente. Durch Anlegen von Spannungen im Bereich von mehreren Kilovolt veränderte sich die Konsistenz des elektrorheologischen Fluids und erlaubte lokal um etwa  $1,5 \text{ N}$  erhöhte Gegenkräfte.

SGAMBELLURI et al. [Sga08] demonstrierten mehrere haptische Displays auf Basis magnetorheologischer Fluide. Diese bestehen aus Wasser- oder Öl-basierten Suspensionen mit magnetisch polarisierbaren Partikeln. Durch Erzeugen eines magnetischen Feldes (Größenordnung  $0,1 \text{ T}$ ) verändern sich die mechanischen Eigenschaften des Fluids hin zu höherer Viskosität. Aufgrund der geschlossenen Feldlinien sind bei magnetorheologischen Displays keine abdeckenden Elektroden notwendig. Mit diesem Prinzip konnte ein Display der Größe  $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$  auf  $4 \times 4$  Spulen reali-



**Abbildung 3.8:** Haptische Pin-Matrix mit 900 Aktoren und die zugehörige Mechanik. Zusammengesetzt aus (links) [Fol13, S. 420, Figure 2] (Ausschnitt) und (rechts) [Fol13, S. 424, Figure 10] (Schrift und Ausschnitt angepasst), mit Erlaubnis der Tangible Media Group, MIT Media Lab.



**Abbildung 3.9:** Haptisches Display basierend auf einem magnetorheologischen Fluid. Ausschnitt von [Sga08, S. 170, Fig. 7.15].

siert werden. Ein weiteres Display bestand aus einem zylinderförmigen Behältnis umgeben von 72 Spulen.

Während sich mit rheologischen Fluiden prinzipiell die Eigenschaften von tumorhaftem Weichgewebe sehr gut nachbilden lassen, sind die Stoffe im Umgang alles andere als unproblematisch. SGAMBELLURI et al. [Sga08] werden in ihren Veröffentlichungen immer mit Gummihandschuhen gezeigt, die die Hände vor dem klebrigen Fluid schützen sollen (siehe Abbildung 3.9). Ein Einsatz in medizinischem Kontext ist daher schwer vorstellbar. Des Weiteren lassen sich mit den notwendigen Feldstärken und den entsprechend groß dimensionierten Elektroden bzw. Spulen kleinere Verhärtungen nicht erzeugen.

Ein weiterer Stoff, der durch Umgebungsänderungen seine Eigenschaften stark verändert, ist feingranuläres Pulver wie zum Beispiel gemahlener Kaffee. Durch das Erzeugen eines Unterdrucks verklumpen die einzelnen Partikel und erhöhen so den mechanischen Widerstand. Dieses Prinzip wurde bereits erfolgreich für einen Universalgreifer angewendet [Bro10].

GENECOV et al. [Gen14] und STANLEY et al. [Sta15] verwenden dieses Prinzip für die Simulation von tumorhaftem Weichgewebe. In ihren Arbeiten präsentierten sie stationäre haptische Displays bestehend aus Silikonblasen, die mit Kaffeepulver gefüllt wurden. Durch Erzeugen eines Unterdrucks in der Blase verklumpte das Kaffeepulver und veränderte dadurch seine Steifigkeit. Zusätzlich konnte über externen Luftdruck die Festigkeit der Blase selbst variiert werden. Auf diese Weise war es möglich, Form und Härte des abzutastenden Objekts einzustellen. In [Gen14] wurde noch die Reproduzierbarkeit bemängelt, unter anderem, weil das Kaffeepulver sich in der Blase frei bewegen konnte und es zudem im Laufe der Zeit seine Eigenschaften veränderte. Daraus ergab sich ein unkontrollierbares Verhalten. In [Sta15] wurde der Fokus mehr darauf gelegt, zusätzlich auch die Form des abzutastenden Objekts vorgeben zu können. Dazu wurde eine  $3 \times 4$ -Matrix aus quadratischen Blasen verwendet (siehe Abbildung 3.10). Zusätzlich konnte die Matrix an sechs Punkten am Boden des Aufbaus „verankert“ werden. Dadurch ergaben sich weitere Möglichkeiten, die Form zu kontrollieren. Diese Technik eignet sich sehr gut zum Palpationstraining, auch wenn die Blasen unter Vakuum sich optisch abheben und somit ungewollt Hilfestellung geben. Zudem ist die räumliche Auflösung recht niedrig.

LI et al. [Li14] verwendeten ebenfalls Kaffee-gefüllte Silikonblasen. Ziel war der Einsatz von mehreren mobilen Einzelblasen, die sich zur Montage auf einem haptischen Eingabegerät eigneten. Um das Kaffeepulver nach dem Verklumpen wieder auflockern zu können, befand sich unter der Kaffee-gefüllten Kammer eine weitere druckregulierte Kammer. Wie auch in den zuvor gezeigten Arbeiten ließ sich die Steifigkeit des Aktuators sehr gut einstellen, allerdings bestand keine Kontrolle über die Position des entstehenden harten Einschlusses innerhalb der Blase.

Die Arbeit von TSIMERIS et al. [Tsi15] behandelt ein haptisches Display, bei dem eine Latex-Matte mit einer Größe von etwa  $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$  abgetastet werden kann. An der Matte waren 16 Neodym-Magnete befestigt, die über eine Anordnung von 16 Elektromagneten angezogen bzw. abgestoßen werden konnten. Auf diese Weise konnte die Härte der Latex-Matte lokal variiert werden. Das Gerät sollte laut den Autoren eingesetzt werden, um junge Mediziner an die Palpation heranzuführen. Das vermittelte Gefühl war laut einer Benutzerstudie jedoch noch zu uneindeutig.

### 3.3.2 Deformationskontrollierende haptische Displays

In diesem Abschnitt werden haptische Displays vorgestellt, die über bewegliche Platten die Deformation der Fingerkuppe kontrollieren. Über diese Technik kann das Verhältnis von ausgeübter Kraft zu Größe der Kontaktfläche gesteuert werden, welches zur Wahrnehmung von Festigkeit

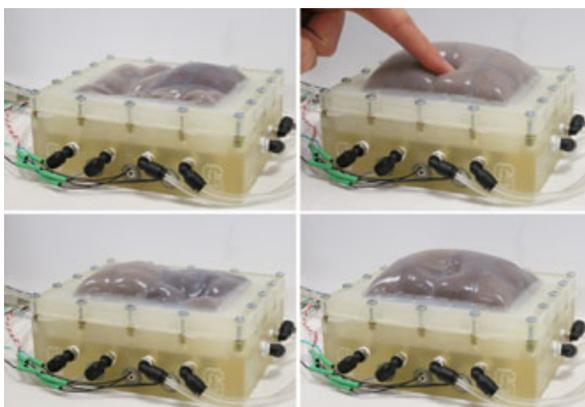
beiträgt.

YAZDIAN et al. [Yaz14] konstruierten ein haptisches Display, bei dem der Finger auf zwei beweglichen Platten aufgelegt wurde. Über zwei Servos konnten die beiden Platten gegeneinander geneigt werden. Auf diese Weise wurde die Größe der Fläche, die mit dem Finger berührt wird, verändert. Die beweglichen Platten waren auf einem eigens konstruierten haptischen Feedbacksystem mit einem Freiheitsgrad montiert, um zusätzlich eine Kraft ausgeben zu können. Über diesen kombinierten Mechanismus konnten unterschiedliche Härtegrade von Weichgewebe simuliert werden. Allerdings lassen sich Inhomogenitäten im Gewebe mit diesem Ansatz nur schwer darstellen.

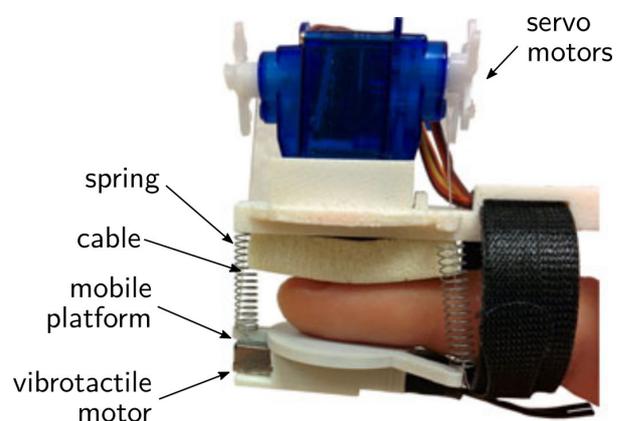
Ein vergleichbarer Ansatz wurde von SCILINGO et al. [Sci10] entwickelt. Hier wurde die Kontaktfläche über konzentrisch angeordnete Zylinder kontrolliert. Die inneren Zylinder standen dabei weiter hervor, wodurch sich die Form eines Kegelstumpfs ergab. Wurde eine Kraft auf das Display ausgeübt, schoben sich die Zylinder zusammen und die Kontaktfläche vergrößerte sich. Über Pneumatik konnte die Gegenkraft reguliert werden. Das Zylinder-Display war auf einem haptischen Eingabegerät mit drei Freiheitsgraden (Force Dimension delta.3 [For16a]) montiert. In einer Evaluation konnte gezeigt werden, dass über die alleinige Kontrolle der Kontaktfläche bereits eine gute Unterscheidung von verschiedenen Gewebehärten möglich war, und dass kinästhetisches Feedback die Ergebnisse aber noch verbesserte.

Ein aktueller Trend ist die Entwicklung von tragbaren bzw. mobilen Geräten für haptisches Feedback, die nicht an eine stationäre Konsole gebunden sind (*non-grounded haptic displays*). MINAMIZAWA et al. [Min07] konstruierten ein haptisches Display, bei dem ein Band über der Fingerkuppe von zwei Motoren auf dem Fingerrücken gespannt werden konnte. Durch gegenläufige Bewegungen der Motoren wurde eine Kraft senkrecht auf den Finger ausgeübt, durch gleichläufige Bewegungen wurden Scherkräfte erzeugt. Mit zwei dieser Systeme (an Daumen und Zeigefinger befestigt) konnte ein Gefühl von erhöhtem Gewicht beim Halten eines Styroporwürfels erzeugt werden. Je nach Winkel, in dem der Würfel gehalten wurde, wurden Scher- oder Normalkräfte erzeugt. Auf diese Weise könnte auch das Abtasten eines weichen Gegenstands simuliert werden.

PRATTICIZZO et al. [Pra13] zeigten ein haptisches Display zur Deformation der Fingerkuppe, das direkt am Finger bzw. auf dem Fingernagel getragen wird (vgl. Abbildung 3.11). Unterhalb des Fingers befand sich eine bewegliche Platte, die an drei Motoren aufgehängt war. Durch ent-



**Abbildung 3.10:** Haptisches Display aus kaffeefüllten Silikonblasen, in denen ein Unterdruck erzeugt werden kann. Ausschnitt aus [Sta15, S. 24, Fig. 4].



**Abbildung 3.11:** Haptisches Display mit einer beweglichen Platte unter dem Finger, die über Servos in angetrieben wird. Aus [Pac15, S. 280, Fig. 2(b)] (Schrift angepasst).

sprechende Ansteuerung der Motoren konnte die Platte in beliebige Winkel geneigt werden und so einen definierten Kraftvektor auf die Fingerkuppe ausüben. Die Gegenkraft zu der auf den Finger ausgeübten Kraft wurde über den Fingernagel abgeleitet und war dadurch nur schwach wahrnehmbar. Die Berechnung der Deformation des Finger basierte auf einem 6-dimensionalen Modell aus linearen Federn. In einer Evaluation wurde das haptische Display mit einem haptischen Eingabegerät (Force Dimension omega.6 [For16c]) verbunden. Es wurde untersucht, wie gut die Krümmungsradien von virtuellen Kugeln unterschieden werden können, die in einem zylindrischen Ausschnitt mit 3 cm Durchmesser abgetastet werden durften. Durch die zusätzliche kontrollierte Deformation des Fingers konnten auch größere Krümmungsradien noch voneinander unterschieden werden. Prinzipiell kann diese Technik auch zur Simulation der Palpation eingesetzt werden, kinästhetisches Feedback ist allerdings nur in Verbindung mit dem haptischen Eingabegerät möglich.

Ansätze mit dieser Kinematik wurden auch von anderen Forschungsgruppen entwickelt, wobei sich die Hardware nur in Details unterscheidet. PEREZ et al. [Per15] kombinierten ihren Ansatz mit einem zusätzlichen am Handgelenk befestigten Körper für optisches Tracking. Dadurch erfolgte die Steuerung einer virtuellen Hand in einer virtuellen Umgebung. Zur Berechnung der Deformation wurde ein FEM-Modell verwendet, das die stark nichtlinearen Eigenschaften der Haut berücksichtigte. Gleichzeitig wurde versucht, die bewegliche Platte über die Motoren entsprechend der virtuellen Repräsentation auszurichten. Eine Evaluation wurde allerdings nicht präsentiert.

Einen weiteren Ansatz für die Berechnung der Motorstellungen liefern die Arbeiten von PACCHIEROTTI et al. [Pac15] (siehe Abbildung 3.11). Mit zusätzlichen Federn um die Seilzüge war es möglich, den Kontakt zwischen Platte und Finger zu unterbrechen. Das erzeugte Feedback ergab sich aus vorherigen Messungen mit einem taktilen Sensor: Während sich der für die Teleoperation eingesetzte Sensor im haptischen Display befand, wurde eine Vielzahl von Plattenstellungen angefahren und sowohl die Aktor- als auch die Sensordaten aufgezeichnet. Über einen Mapping-Algorithmus wurden im Einsatz gemessene Daten mit den vorhandenen Daten abgeglichen und dann die entsprechende Motorkonfiguration angesteuert. Dadurch verschwand die Abhängigkeit von Deformationsmodellen für den Finger. In der subjektiven Evaluation wurde Probanden ein Video gezeigt, in dem der Sensor durch eine Metallplatte deformiert wurde, während das entsprechende Feedback am Finger des Probanden ausgegeben wurde. Die Probanden sollten auf einer Skala von null bis zehn angeben, wie gut die haptische Wiedergabe dem im Video gezeigten Szenario entsprach. Damit wurde untersucht, wie sich die Anzahl der Freiheitsgrade (eins bis drei) und die Auflösung der Datenbasis ( $3^\circ$  oder  $9^\circ$ ) auf die Qualität des Feedbacks auswirkten.

In einer erweiterten Version [Pac16] wurde das haptische Display um eine Vibrationseinheit ergänzt und der Algorithmus entsprechend angepasst. Des Weiteren wurde ein BioTac-Sensor [Syn15; Wet08] auf einem da Vinci-Instrument befestigt. Ziel der Evaluation war es, ein haptisches Phantom (60 mm Durchmesser, 11 mm Höhe, Plastikstäbchen mit 4 mm Durchmesser 1,5 mm unter der Oberfläche) abzutasten und dabei die Orientierung des Stäbchens festzustellen. Dabei schnitten die Probanden mithilfe des Deformationsfeedbacks signifikant besser ab ( $20^\circ$  Winkelfehler statt  $35^\circ$ ), während die Durchführungszeit und die aufgewendete Kraft kaum zurück gingen. Zusätzliches Vibrationsfeedback hatte kaum Einfluss. Allerdings schätzten die Probanden ihre Leistung mit jeder zusätzlichen Feedbackmodalität besser ein.

### 3.4 Bewertung der Systeme und Ableitung des Forschungsbedarfs

Basierend auf den Schlussfolgerungen aus Kapitel 2.7 werden die jeweils vielversprechendsten Systeme aus jeder Kategorie ausgewählt und miteinander verglichen. Tabelle 3.1 fasst die Stärken und Schwächen der Systeme zusammen.

- Das Erzeugen von globalen Deformationen durch das Ausüben von Kräften auf den Finger ist mit jedem der Systeme möglich. Im Gegensatz dazu steht das Erzeugen bzw. Kontrollieren lokaler Deformationen. Hier ist eine Pin-Matrix anderen Konzepten deutlich überlegen.
- Der Bewegungsablauf bei der Palpation kann auf alle genannten Systeme übertragen werden.
- Die bei der Palpation auftretenden Kräfte von  $\approx 10$  N können mit auf dem Finger montierten Systemen nicht wiedergegeben werden. Auch taktile Displays auf haptischen Eingabegeräten sind hier eingeschränkt, da beide Systeme die Kräfte bewältigen können müssen.
- Die Möglichkeit, den Kontakt zum Gerät zu unterbrechen, besteht bei allen Systemen.
- Eine hohe räumliche Auflösung des ausgegebenen Signals wird bei haptischen Displays mit festigkeitsändernden Stoffen nicht erreicht. Haptische Eingabegeräte können sehr präzise gesteuert werden. Die Kraft wirkt allerdings nur auf einen Punkt am Finger, der zudem davon abhängt, wie der Benutzer das Gerät hält.
- Die Reaktionszeiten sind bei allen Systemen kritisch zu betrachten. Bei Kaffee-gefüllten Silikonblasen muss während des Betriebs jedoch keine Bewegung über Aktoren durchgeführt werden.
- Visuelles Feedback ist bei allen Systemen entweder über eine virtuelle Umgebung, Kameras oder direkte Sicht gegeben.

Vollkommen zufriedenstellend ist also keiner der bisher vorgestellten Ansätze. Gerade die Wiedergabe von realistischen Kräften bei gleichzeitiger Darstellung von lokalen Deformationen wird bislang in keiner Arbeit erreicht.

Das im Rahmen dieser Arbeit entwickelte haptische Display soll die oben genannten Anforderungen möglichst umfänglich erfüllen. Dazu wird ein neues Konzept verwendet, das auf einer manipulierbaren Pin-Matrix mit einzeln kontrollierbaren Pins basiert. Auf dieser Pin-Matrix soll der Palpationsvorgang möglichst naturgetreu durchgeführt werden können. Dazu müssen bei der Manipulation ansteigende Gegenkräfte und lokale Kraftdifferenzen erzeugt werden. Ziel ist, in einem einzigen Gerät kinästhetisches und taktiles Feedback zu vereinen.

Das haptische Display wird voll auf den Einsatzzweck zugeschnitten: die Simulation der Weichgewebepalpation. Die Steuerung eines Werkzeugs in mehreren Freiheitsgraden ist zunächst nicht vorgesehen. Daher wird die entwickelte Hardware für den stationären Betrieb ausgelegt. Die Bedienung soll zweihändig erfolgen: Der Benutzer führt mit einer Hand die Tastbewegungen aus, während er mit der anderen Hand über eine Maus den Druckpunkt an einem virtuellen Gewebe bestimmt.

Das haptische Feedback wird in einer virtuellen Umgebung erzeugt, mit der der Benutzer über das haptische Display interagiert. Das abzutastende Objekt soll dabei ein realistisches physikalisches Verhalten zeigen. Über das visuelle Feedback der grafischen Benutzerschnittstelle erfährt der Benutzer weitere Unterstützung.

Im folgenden Kapitel wird zunächst die Eignung des zweihändigen Bedienkonzepts anhand eines taktilen Displays untersucht. Anschließend werden die Anforderungen an das haptische Display genau spezifiziert und die Entwicklung der Hardware beschrieben.

**Tabelle 3.1:** Bewertung ausgewählter Arbeiten aus den vier Kategorien bezüglich der Eignung für realistisches Palpationsfeedback. +: sehr geeignet/gut umgesetzt, o: bedingt geeignet/zufriedenstellend umgesetzt, -: nicht geeignet/nicht umgesetzt.

Kategorie Arbeit	Eingabegeräte [Ull12]	Kombination [Rok12]	Festigkeit [Sta15]	Deformation [Pac16]	eigene Arbeit [Her15b]
globale Deformation	+	+	+	+	+
lokale Deformation	-	+	o	o	+
Bewegungsablauf	+	+	+	+	+ <sup>a</sup>
realistische Kräfte	+	o	+	-	+
Kontakt unterbrechbar	+	+	+	+	+
räumliche Auflösung	- <sup>b</sup>	+	-	+	o
Reaktionszeit	o <sup>c</sup>	o	+ <sup>d</sup>	o	+
visuelles Feedback	+	+	+	+	+
Summe	3	6	5	4	7

*a* auf den reinen Tastvorgang mit dem Finger bezogen

*b* keine lokale Deformation

*c* eingeschränkt durch das haptische Rendern

*d* nicht notwendig, da während Benutzung konstante Konfiguration



# KAPITEL 4

---

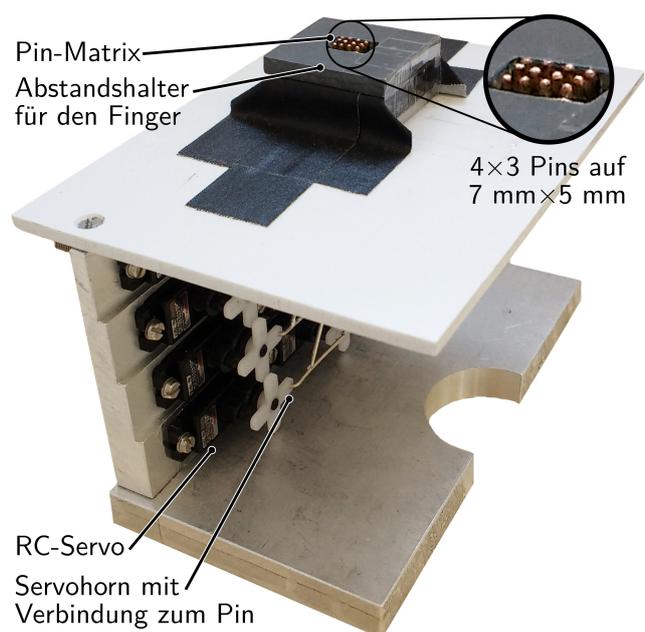
## Untersuchung des Bedienungskonzepts mit einem taktilen Display

---

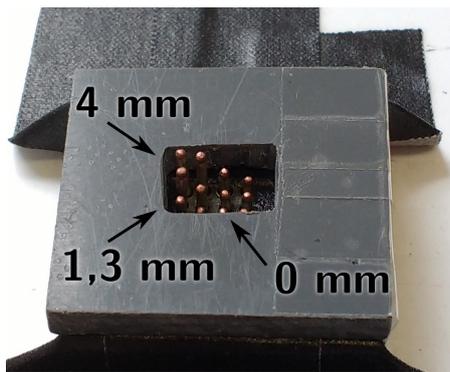
Vor Beginn der Konstruktion der Hardware wird untersucht, ob die für das haptische Display anvisierte zweihändige Bedienung die haptische Wahrnehmung einschränkt. Die Untersuchungen werden mit einem taktilen Display durchgeführt, das am Institut für Anthropomatik und Robotik (IAR) – Intelligente Prozessautomation und Robotik (IPR) aus einem vorangehenden Projekt zur Verfügung steht (siehe Abbildung 4.1).

Dieses taktile Display wurde eingesetzt, um die Daten einer 8 cm × 6 cm großen Sensor-Matrix mit zwölf einzelnen Kraftsensoren wiederzugeben. Die Steuerung des taktilen Displays erfolgte über eine einfache Kalibrierung der Sensordaten zu den entsprechenden Motorpositionen. Da es sich um eine reine Machbarkeitsstudie handelte, wurde keine tiefgehende Analyse des taktilen Feedbacks durchgeführt.

Für die Untersuchung des Bedienkonzepts muss daher zunächst eine Steuerung für das taktile Display implementiert werden, sodass über eine einfache Benutzerschnittstelle taktile Daten (z. B. Höhenkarten) abgetastet werden können. Die Pin-Matrix wird mit einem Finger abgetastet. Währenddessen wird mit der Maus kontinuierlich der Ausschnitt der Höhenkarte gewählt, der auf dem taktilen Display ausgegeben wird. In zwei Benutzerstudien wird überprüft, wie gut unerfahrene



**Abbildung 4.1:** Das taktile Display mit zwölf Pins, die von jeweils einem RC-Servo angetrieben werden.



**Abbildung 4.2:** Nahaufnahme der Pin-Matrix. Die Pins befinden sich in maximaler und minimaler Höhe (4 mm bzw. 0 mm) bzw. minimaler Höhe für taktilen Feedback (1,3 mm). Der Kunststoffrahmen dient als Abstandshalter und bewirkt, dass der Finger die passende Höhe relativ zur Pin-Matrix einnimmt.

Benutzer mit dieser Bedienung umgehen können. Darüber hinaus wird untersucht, ob durch die Wiedergabe von kontrollierten Vibrationen Oberflächeneigenschaften simuliert werden können. Die gesammelten Erfahrungen bei der praktischen Umsetzung des taktilen Feedbacks fließen in die Entwicklung der neuen Hardware ein.

#### 4.1 Aufbau des taktilen Displays

Das taktile Display verfügt über eine Matrix von  $4 \times 3$  aus Kupferdrähten gefertigten Pins auf einer Fläche von  $7 \text{ mm} \times 5 \text{ mm}$  (siehe Abbildung 4.2). Der Durchmesser der Pins und der Mittenabstand beträgt jeweils 1 mm. Jeder Pin wird von einem RC-Servo (Graupner Digital-Servo DES478BBMG, Datenblatt siehe Anhang A.1) angetrieben. Ein Servohorn mit einer Länge von 7 mm verbindet den Pin mit dem Motor. Die Pins laufen direkt unter dem oberen Ende durch eine Führung, wodurch die Rotationsbewegung der Servos in eine Linearbewegung übersetzt wird. Eine parallele Bewegung aller Pins kann über eine Amplitude von 4 mm garantiert werden. Die Winkelauflösung der Servos beträgt  $0,2^\circ$ , was für die Pinhöhe eine Auflösung von 0,03 mm bedeutet. Aus der Winkelgeschwindigkeit der Motoren von  $0,13 \text{ s}/40^\circ$  resultiert eine maximale Geschwindigkeit von 44 mm/s für die Pins.

Die Motoren sind an eine Servo-Controller-Platine (Pololou Mini Maestro 12-Channel USB Servo Controller, Datenblatt siehe Anhang A.2) angeschlossen und werden über ein Netzteil mit einer Spannung von 5 V versorgt. Die Platine ist über USB mit dem PC verbunden. Servos erhalten ihre Sollposition generell in Form eines PWM-Signals (Pulsweitenmodulation), genauer über die Pulsbreite, die in der Regel zwischen  $1000 \mu\text{s}$  und  $2000 \mu\text{s}$  liegt. Gewöhnlich werden Servos mit einer Frequenz von 50 Hz angesteuert, was einem Pulsabstand von 20 ms entspricht. Die im taktilen Display verbauten Digital-Servos können allerdings mit höheren Frequenzen betrieben werden. Sowohl der Servo-Controller als auch die Servos sollen (laut Datenblatt) mit einem Pulsabstand von 3 ms zurechtkommen. In der Praxis wird eine Periodenlänge von 4 ms als Minimum festgestellt und mit einem Oszilloskop verifiziert, was einer Frequenz von 250 Hz entspricht. Die Steuerung des taktilen Displays wird allerdings zunächst auf die Standardfrequenz von 50 Hz ausgelegt.

#### 4.2 Steuerung des taktilen Displays

Für die Untersuchung und Evaluation des Bedienkonzepts sind reproduzierbare Daten notwendig. Als Datenbasis für das taktile Display dienen daher Graustufenbilder. Diese werden anhand ihrer Farbwerte in Höhenkarten umgerechnet und können dann mit dem taktilen Display abgetastet werden.

Die in Matlab [The16] implementierte Software läuft nach dem in Abbildung 4.3 gezeigten Sche-

ma ab: Zuerst wählt der Benutzer ein Bild aus, aus dem die Höhenkarte generiert wird. Die Höhenkarte wird in der grafischen Benutzerschnittstelle (engl. *Graphical User Interface*, GUI) dargestellt (siehe Abbildung 4.4). Die Berechnung der Pinhöhen wird wie im folgenden Abschnitt beschrieben zyklisch durchgeführt. Die berechneten Sollstellungen der Servos werden anschließend an den Servo-Controller gesendet und die Bewegung der Servos ausgeführt. Jeder Schleifendurchlauf (im Folgenden als *Frame* bezeichnet) wird periodisch alle 20 ms ausgelöst.

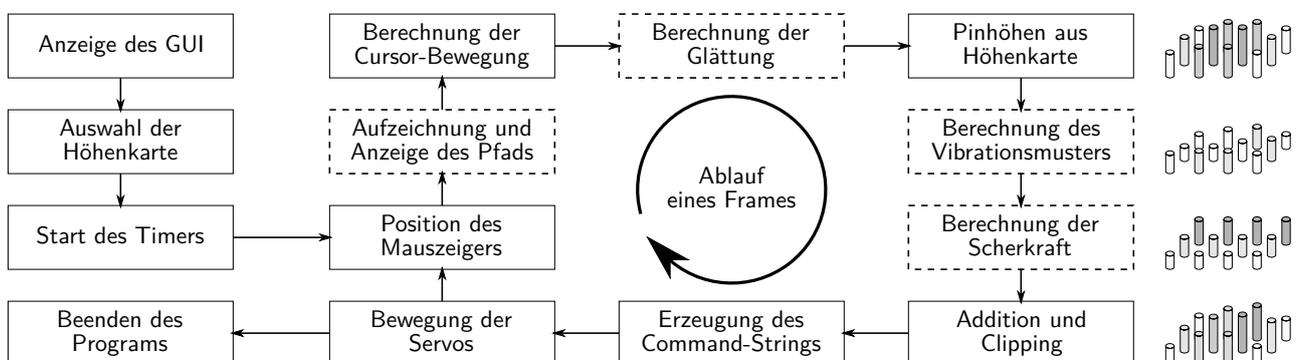
Neben der Berechnung der Pinhöhen enthält die Software noch weitere Funktionen. So kann das taktil Display um 90° gedreht werden, wodurch aus der 4 × 3-Matrix eine 3 × 4-Matrix wird. Über ein Kontrollkästchen im GUI wird dies der Software mitgeteilt, sodass alle von der Ausrichtung abhängigen Funktionen angepasst werden. Dieses Feature wird vor allem von Benutzern mit schmalen Fingern genutzt. Des Weiteren wird der Mauspfad aufgezeichnet und kann angezeigt bzw. ausgeblendet werden. Zudem kann eine Glättung der Höhenkarte erfolgen sowie eine Illusion von Scherkräften erzeugt werden. Beide Funktionen werden in [Her13b] und [Her15a] weiter ausgeführt. Zur Simulation von Oberflächeneigenschaften werden Vibrationsmuster berechnet und dem taktilen Signal hinzugefügt (siehe Abschnitt 4.2.2).

#### 4.2.1 Berechnung der Pinhöhen

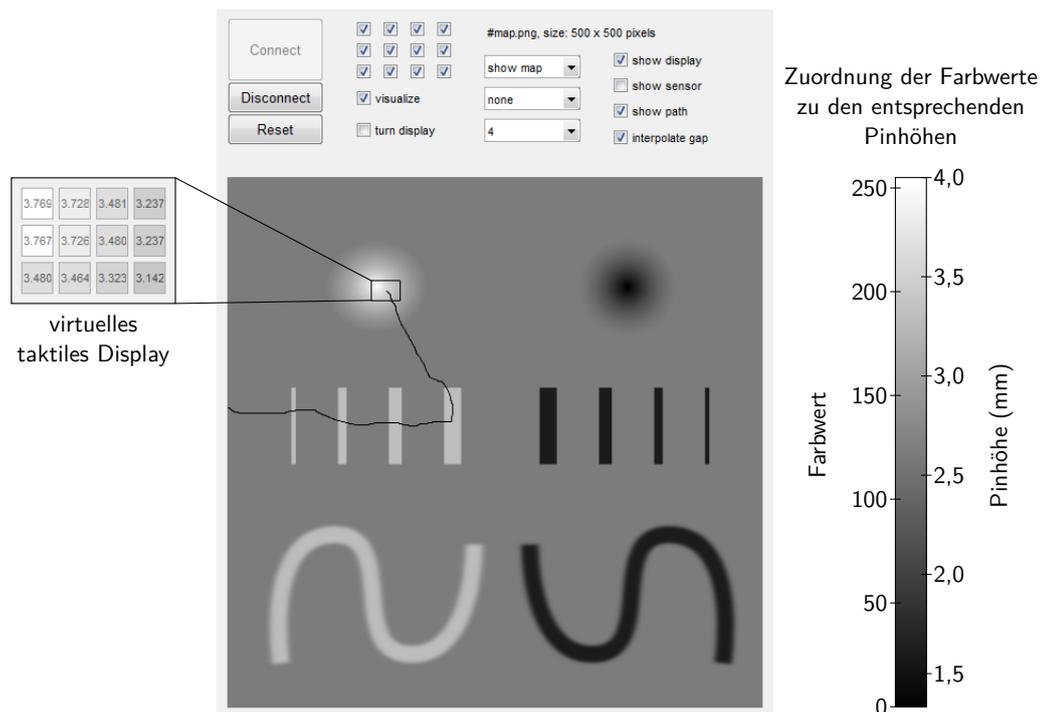
Der Ablauf zur Berechnung der Höhe jedes einzelnen Pins ist in Abbildung 4.5 dargestellt. Dabei wird der Position des Mauszeigers bzw. Cursors der entsprechende Ausschnitt der Höhenkarte zugeordnet. Basierend auf diesen Koordinaten und der Position jedes virtuellen Pins innerhalb des Rechtecks (entsprechend der Position des realen Pins in der Pin-Matrix) werden die Pixel bestimmt, die für die Berechnung in Frage kommen. Generell wird der Mittelwert der Pixelwerte berechnet, wobei auch teilweise Abdeckungen von virtuellem Pin und Pixel entsprechend berücksichtigt werden. Dies ist bei Bildern in niedriger Auflösung wichtig für fließende Bewegungen der Pins.

Für die Stimulation der Mechanorezeptoren ist die volle Amplitude der Pins von 4 mm nicht notwendig. Daher werden Pixelwerte von 0 (schwarz) bis 255 (weiß) nur auf einen Bereich von 1,3 mm bis 4 mm übertragen. Dies ist auch an der Farbskala in Abbildung 4.4 erkennbar. Eine Pinhöhe von 0 mm wird nur angesteuert, um einzelne Pins zu deaktivieren. Der Bereich zwischen 0 mm und 1,3 mm wird nicht benutzt. Abbildung 4.2 zeigt die Pins den drei verschiedenen Höhen.

Im Anschluss an die Berechnung der Pinhöhen werden die Zusatzfunktionen aktiv. Diese passen einzelne Pinhöhen an, um leichte Vibrationen oder Scherkräfte zu simulieren. Damit die Pins nicht über den erlaubten Bereich hinausfahren, werden Pinhöhen an der maximalen und minimalen



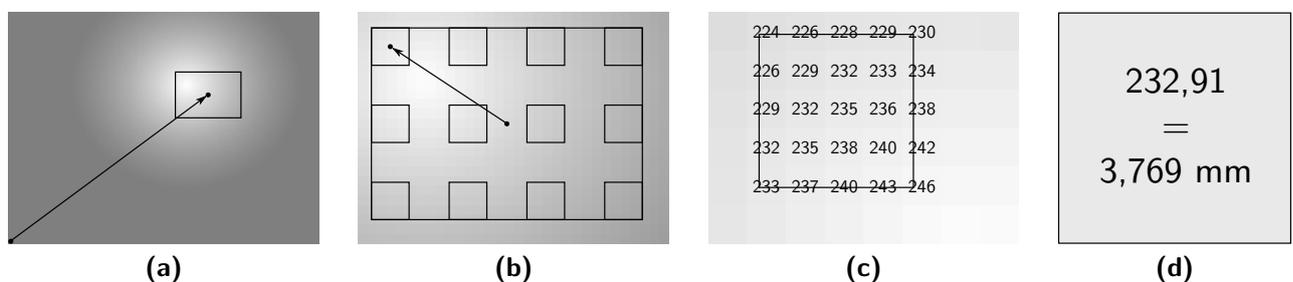
**Abbildung 4.3:** Überblick über den Ablauf zur Berechnung und Ausgabe der Pinhöhen innerhalb eines Frames. Optionale Schritte sind mit gestrichelten Kästen gekennzeichnet. Die jeweilige Pin-Matrix auf der rechten Seite zeigt ein mögliches Ergebnis des nebenstehenden Schrittes.



**Abbildung 4.4:** Das Matlab-GUI zeigt die Höhenkarte, den Mauspfad und den rechteckigen Cursor. Die Höhenkarte enthält einen Hügel und eine Senke (links bzw. rechts oben), mehrere Streifen mit einer Breite von 1 mm bis 4 mm und zwei Pfade. Im Fenster links werden die aktuellen Pinhöhen angezeigt. Die Legende rechts zeigt die Zuordnung der Farbwerte der Graustufenbilder zu den Pinhöhen.

Amplitude abgeschnitten. Anschließend werden die zwölf Höhenwerte über Kalibrierungsdaten in die entsprechenden Pulsbreiten für die Servos umgerechnet. Diese werden zusammen mit der Ausführungsanweisung per virtuellem COM-Port an die Servo-Controller-Platine gesendet.

Ein Frame dauert etwa 3 ms auf einem gewöhnlichen PC (Intel Core i5-3470, maximal 3,60 GHz, Windows 7 64-bit, Matlab 2015a). Die Steuersoftware läuft also ausreichend schnell, um die angestrebte Rate von 50 Hz sicher einzuhalten. Sie erlaubt sogar, die Spezifikationen der Servos auszureizen und die Frequenz auf 250 Hz zu erhöhen. Da die Rotationsgeschwindigkeit der Motoren begrenzt ist ( $\approx 0,9$  mm Pin-Bewegung in 20 ms), verbessert sich dadurch vor allem die Reaktionszeit von 20 ms auf 4 ms.



**Abbildung 4.5:** Berechnung der Pinhöhen aus den Daten der Höhenkarte: (a) Position des Cursors relativ zur Höhenkarte, (b) Position des virtuellen Pins innerhalb des Cursors, (c) Pixel, die für die Berechnung der Pinhöhe verwendet werden, (d) Umrechnung des Farbwerts in die entsprechende Pinhöhe.

In ersten Versuchen wird festgestellt, dass selbst bei der relativ niedrigen Wiederholrate von 50 Hz die Bewegungen der Pins unter dem Finger als flüssig wahrgenommen werden. Dies wird durch eine gewisse Trägheit der Servos begünstigt. Gerade beim Anfahren entfernter Stellungen ist der Motor häufig noch in Bewegung, wenn ein Zeitschritt endet. Wird das Richtungssignal nicht umgekehrt, setzt der Motor seine Bewegung fort und somit ergibt sich eine fließende Bewegung.

#### 4.2.2 Erzeugung von künstlichen Vibrationen zur Simulation von Oberflächeneigenschaften

Eine der größten Einschränkungen durch das Funktionsprinzip des taktilen Displays ist, dass der Finger passiv auf der Pin-Matrix aufliegt. Dies ist für den Benutzer kontraintuitiv, da üblicherweise der Finger zum Abtasten aktiv über eine Oberfläche bewegt wird. Bei der Bewegung des Fingers über eine Oberfläche entstehenden Vibrationen, die Informationen über die Beschaffenheit des Objekts enthalten (siehe Kapitel 2.2).

Um dem Benutzer das Gefühl einer Vibration zu vermitteln, kann jedem Pin in jedem Frame eine zusätzliche zufällige Bewegung zugewiesen werden. Bewegt sich dadurch jeder Pin in jedem Frame in eine zufällige Richtung, erzeugt dies neben dem taktilen Signal das Gefühl einer Vibration. Abhängig von der Varianz der Zufallsbewegungen kann der Eindruck kontrolliert werden.

Ein erweiterter Ansatz zur Vibrationserzeugung ist von „farbigem Rauschen“ aus der Signalverarbeitung inspiriert. Rauschen ist ein Signal, das über einen stochastischen Prozess erzeugt wird. Eine Farbe wird dem Rauschen in Abhängigkeit seines Leistungsspektrums  $P(f)$  zugewiesen, in Analogie zum sichtbaren Spektrum. Weißes Rauschen hat ein konstantes Leistungsdichtespektrum, wohingegen pinkes und braunes Rauschen proportional zu  $1/f$  bzw.  $1/f^2$  sind. Das Geräusch, das jedes dieser Signale erzeugt, klingt wie ein Zischen, allerdings dominiert je nach Spektrum eine andere Frequenz. Es wird daher angenommen, dass Zufallsbewegungen der Pins, die von der Gleichverteilung abweichen, sich unterschiedlich anfühlen.

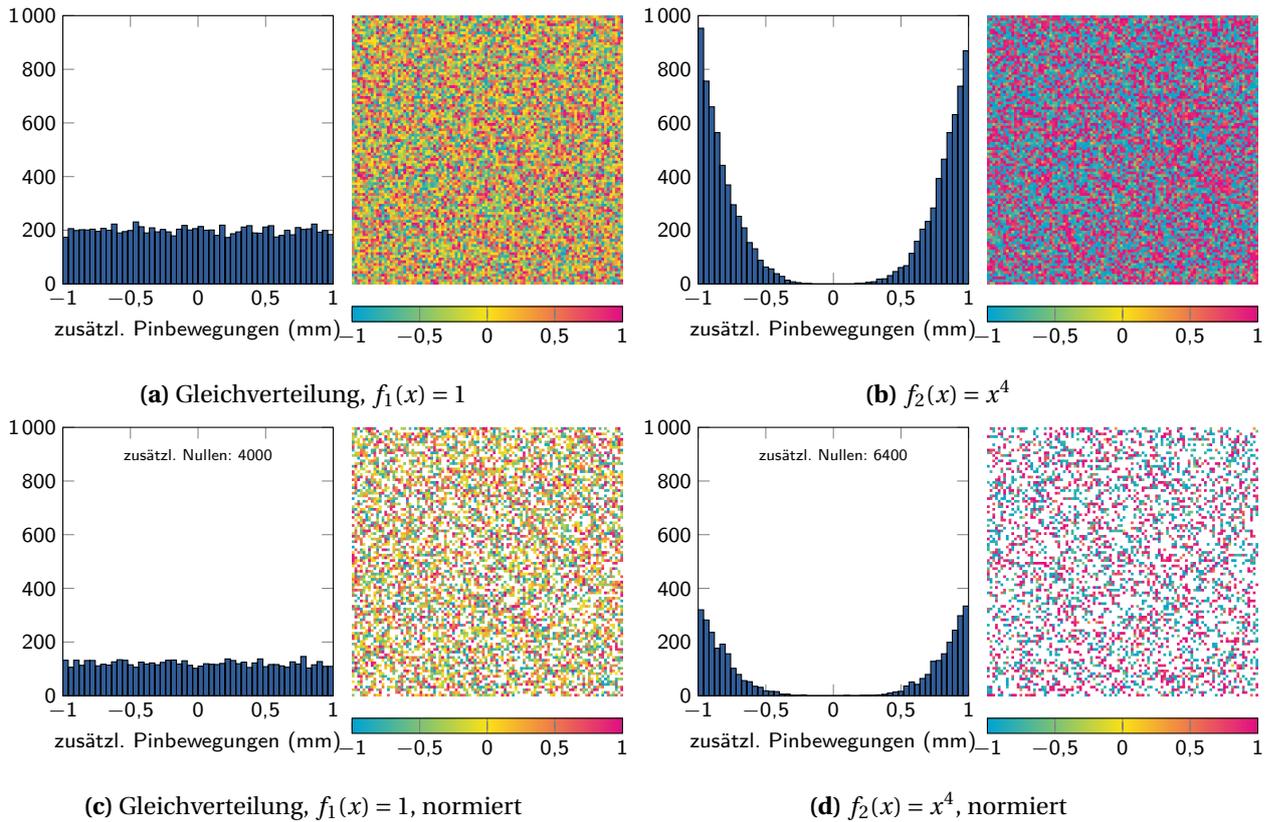
Anstelle von frequenzabhängigen Intensitäten kann beim taktilen Display die Häufigkeit des Auftretens bestimmter Amplituden bei der Zufallsbewegung gesteuert werden. Die Idee ist, verschiedene Vibrationsmuster zu generieren, bei denen die Häufigkeit bestimmter Amplituden durch eine Wahrscheinlichkeitsdichtefunktion (WDF) bestimmt wird. Abbildung 4.6(a) zeigt das Histogramm einer Gleichverteilung. Die Wahrscheinlichkeit und Häufigkeit ist für jede Amplitude gleich. Das Histogramm in Abbildung 4.6(b) zeigt eine Verteilung mit erhöhter Wahrscheinlichkeit für größere Pin-Bewegungen, während zusätzliche Bewegungen von 0 mm ausgeschlossen sind. Die Verteilung der Frequenzen folgt der Funktion  $f(x) = x^4$ . Auf der jeweils rechten Seite der beiden Abbildungen ist das Vibrationsmuster in Form einer Matrix mit 10 000 Samples gezeigt. Der Unterschied zwischen beiden Abbildungen ist offensichtlich: Der Matrixplot der Funktion  $x^4$  hat mehr rote und blaue Pixel ( $\pm 1$  mm) und dafür weniger gelbe Pixel (0 mm) als die Gleichverteilung.

Die Verteilungen der Amplituden werden über die Verwerfungsmethode erzeugt [Dev86]. Dabei wird aus einer WDF  $f(x)$  eine Verteilung erzeugt. Diese Funktion wird eingehüllt von einer Hilfsverteilung  $g(x)$ , die mit einer Konstante  $c$  multipliziert wird. Dabei muss  $f(x) \leq c \cdot g(x)$  gelten. Eine Zufallszahl  $x_i \in [-1,1]$  wird akzeptiert, wenn eine andere Zufallszahl  $u \in [0,1]$  die Bedingung  $u < f(x_i)/(c \cdot g(x_i))$  erfüllt, ansonsten wird sie verworfen. Dieser Vorgang wird wiederholt, bis die angestrebte Anzahl an Zufallszahlen erreicht ist. Für die beiden Funktionen

$$f_1(x) = 1, \quad \rightarrow \quad \Sigma_1 = 1/2 \quad (4.1)$$

$$f_2(x) = x^4, \quad \rightarrow \quad \Sigma_2 = 5/6 \quad (4.2)$$

gilt  $f_i : [-1,1] \rightarrow [0,1]$ , wodurch sich die Hilfsverteilung für die Verwerfungsmethode zu  $c \cdot g(x) = 1$



**Abbildung 4.6:** Histogramme und Matrixplots für die Gleichverteilung und die WDF  $f_2 = x^4$ . Für die Normierung wird der Intensitätsfaktor  $r = 0,3$  verwendet. Die Lücken in den beiden unteren Matrixplots stellen die zusätzlichen Nullen durch die Normierung dar.

vereinfacht. Auch wenn beide Funktionen achsensymmetrisch zu  $x = 0$  sind, unterscheidet sich der Mittelwert der Absolutbewegungen. Er kann über

$$\Sigma_i = \frac{\int_{-1}^1 |x| \cdot f_i(x) \cdot dx}{\int_{-1}^1 f_i(x) \cdot dx} = \frac{\text{Summe der absoluten Pin-Bewegungen}}{\text{Normierung von } f_i} \quad (4.3)$$

berechnet werden. Der Faktor  $\Sigma_i$  wird für die Normierung der jeweiligen Funktion verwendet. Um diese Normierung durchzuführen, wird eine bestimmte Anzahl an Samples in jeder Verteilung zufällig durch Samples mit dem Wert Null ersetzt. Dazu wird zuerst die Anzahl der Nullen mit

$$N_{\text{zeros}} = N_{\text{samples}} \cdot (1 - r / \Sigma_i), \quad r < \Sigma_i \quad (4.4)$$

berechnet, wobei  $r$  ein benutzerdefinierter Intensitätsfaktor ist.

Anschließend werden über die Verwerfungsmethode die übrigen Samples berechnet. Der Einfluss von  $r$  ist im Vergleich der Abbildungen 4.6(a) und 4.6(c) zu sehen: Die Gleichverteilung weist ein  $\Sigma$  von 0,5 auf. Durch die Reduktion auf  $r = 0,3$  werden 4000 der 10 000 Samples durch Nullen ersetzt. Aufgrund des größeren Normierungsfaktors  $\Sigma_2 = 0,833$  werden bei Funktion  $f_2$  entsprechend mehr Samples ersetzt (6400). Die normierten Funktionen in den Abbildungen 4.6(c) und 4.6(d) weisen nun die gleiche Intensität auf.

Durch die Normierung werden die absoluten zusätzlichen Pin-Bewegungen für alle Funktionen

angeglichen. Funktionen mit kleinem  $\Sigma$  ( $< 0,5$ ) bewirken, dass sich viele der Pins mit einer kleinen Amplitude bewegen. Dies erzeugt eine sehr feine Vibration. Im Gegensatz dazu bewirkt die Verwendung von z. B.  $f_2$ , dass nur drei oder vier Pins pro Frame eine Zusatzbewegung mit dafür größerer Amplitude ausführen. Ein solches Muster erzeugt ein leichtes Kribbeln.

Über vier Parameter können die Vibrationsmuster angepasst werden. Diese Parameter sind die WDF, der Intensitätsfaktor  $r$  (bzw. einfach gesagt: die Anzahl der durchschnittlich ruhenden Pins), die maximale Amplitude der zusätzlichen Bewegungen und die Frequenz. Die verschiedenen Vibrationsmuster werden wie die Höhenkarten über Graustufenbilder im GUI integriert, wobei den Farbwerten entsprechende Parametersätze zugewiesen werden müssen.

### 4.3 Evaluation

In einer ersten Benutzerstudien wird überprüft, inwiefern unerfahrenen Benutzer die Bedienung des taktilen Displays gelingt. In der zweiten Benutzerstudie wird evaluiert, ob die Vibrationsmuster den angedachten Zweck erfüllen und somit einen zweiten Informationskanal erlauben.

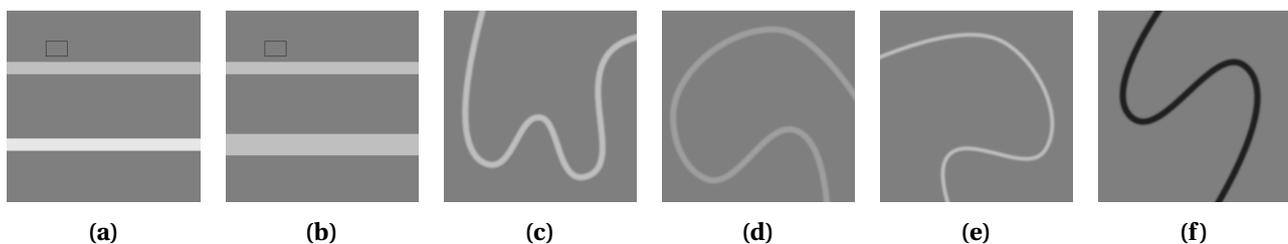
#### 4.3.1 Untersuchung der beidhändigen Bedienung

An der ersten Benutzerstudie sind sechs Teilnehmer (vier männlich, zwei weiblich) zwischen 24 und 29 Jahren beteiligt, die bislang keine Erfahrung mit dem taktilen Display haben. Ein Teilnehmer ist Linkshänder, verwendet jedoch wie alle anderen die rechte Hand für die Maus und die linke Hand für das Display. Vor der Untersuchung hat jeder Teilnehmer die Gelegenheit, sich etwa fünf Minuten an das taktile Display und die Bedienung zu gewöhnen. Anschließend wird festgelegt, welche Ausrichtung der Pin-Matrix für die folgenden Untersuchungen verwendet wird. Vier Benutzer entscheiden sich für das  $3 \times 4$ -Layout.

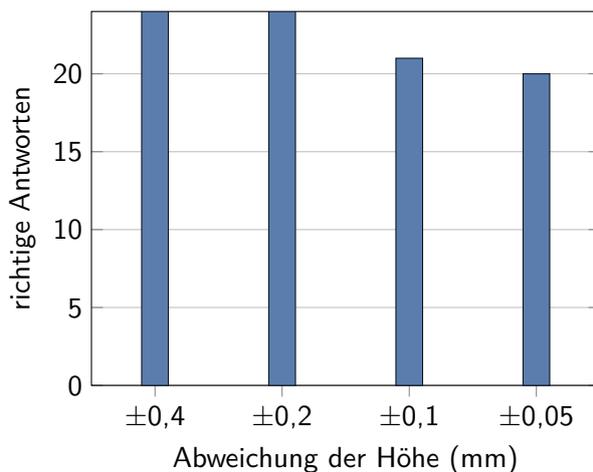
In den ersten beiden Tests werden zunächst Wahrnehmungsschwellen untersucht, um die Darstellungsgrenzen des taktilen Displays zu ermitteln. Dazu wird ein Streifen mit jeweils unterschiedlicher Breite bzw. Höhe mit einem Referenzstreifen (Breite 4 mm, Höhe 1 mm) verdeckt verglichen. Die Aufgabe der Teilnehmer besteht darin, auszusagen, welcher der beiden Streifen höher (Test 1) bzw. breiter (Test 2) ist.

Die Ergebnisse in Abbildung 4.8 zeigen, dass die Teilnehmer kaum Probleme haben, Höhenunterschiede festzustellen. Falsche Antworten ergeben sich erst bei Höhenunterschieden von weniger als 0,1 mm. Selbst nahe an der minimal darstellbaren Höhendifferenz von 0,03 mm sind noch 20 von 24 Antworten korrekt.

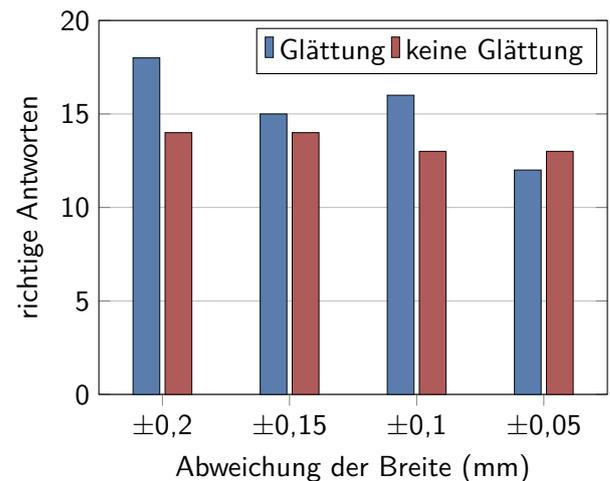
Die Unterscheidung der Breite bereitet den Teilnehmern größere Schwierigkeiten. In Abbildung 4.9 ist deutlich zu sehen, dass die Fehlerquote mit kleiner werdenden Unterschieden in der Breite steigt. Allerdings ist trotzdem die Hälfte der Antworten korrekt. Das Deaktivieren der



**Abbildung 4.7:** Höhenkarten für die erste Benutzerstudie: (a) Höhendifferenz, (b) Breitendifferenz, (c) Pfad 1 (Breite 4 mm, Höhe 1 mm), (d) Pfad 2 (Höhe 0,5 mm), (e) Pfad 3 (Breite 2,8 mm), (f) Pfad 4 (Höhe -1,5 mm)



**Abbildung 4.8:** Anzahl der richtigen Antworten in Test 1 von Benutzerstudie 1. Quote: 89 von 96 (92,7 %)



**Abbildung 4.9:** Anzahl der richtigen Antworten in Test 2 von Benutzerstudie 1. Quote: 61 bzw. 54 von 80 (76,3 % bzw. 67,5 %)

Glättungsfunktion verschlechtert das Ergebnis nur minimal.

Mit dem dritten Test wird die beidhändige Bedienung auf die Probe gestellt. Die Aufgabe besteht darin, einen ausgeblendeten Pfad nur über das taktil Feedback mit dem Mauszeiger nachzuzeichnen. Die Pfade sind in Abbildung 4.7(c)-(f) zu sehen. Die Zeit für die Bewältigung wird aufgezeichnet. Allerdings liegt der Fokus darauf, die Aufgabe korrekt durchzuführen.

Die Teilnehmer erzielen sehr gute Resultate. Jeder Teilnehmer kann jeden Pfad von Anfang bis Ende ohne zusätzliche Hilfe nachzeichnen. Die durchschnittliche Zeit aller Teilnehmer liegt bei 68,4 s. Trotz ansteigenden Schwierigkeitsgrads durch schmalere und flachere werdende Pfade werden die Teilnehmer im Laufe des Tests tendenziell schneller. Die Lernkurve scheint also sehr flach zu sein.

Zwei Tatsachen lassen darauf schließen, dass die Aufteilung von Feedback und Steuerung auf beide Hände die Benutzbarkeit des taktilen Displays nicht einschränkt: Kein Teilnehmer gibt Schwierigkeiten mit der Bedienung an und die Aufgaben in Test 3 werden problemlos bewältigt.

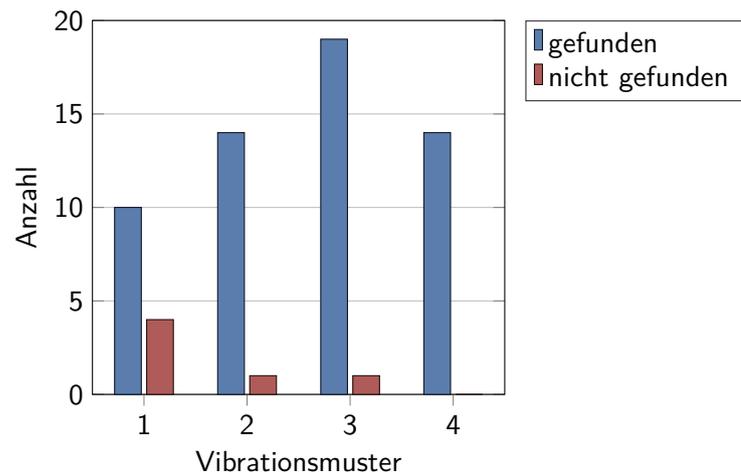
#### 4.3.2 Untersuchung der Vibrationsmuster

In der Nachbetrachtung der ersten Benutzerstudie wird festgestellt, dass die fixierte Position der Streifen und die Motorgeräusche den Teilnehmern in Test 1 und Test 2 möglicherweise zusätzliche Hinweise gegeben haben. In der zweiten Benutzerstudie wird daher auf randomisierte Positionen und das Tragen von Kopfhörern mit weißem Rauschen geachtet.

Die zweite Benutzerstudie wird mit sechs Teilnehmern durchgeführt (vier männlich, zwei weiblich, Alter zwischen 26 und 28 Jahren). Drei der Teilnehmer haben bereits Erfahrung mit dem taktilen Display. Alle Teilnehmer sind Rechtshänder und benutzen auch die rechte Hand für die Steuerung mit der Maus. Nur eine Person entscheidet sich für die 3 × 4-Ausrichtung.

Im ersten Test werden die Vibrationsmuster isoliert untersucht. Die Aufgabe besteht darin, ein verstecktes Rechteck auf der homogenen Höhenkarte zu finden, das sich nur durch sein Vibrationsmuster von der Umgebung unterscheidet. Die Rechtecke haben eine zufällige Position auf der Karte, die Größe beträgt  $\approx 11\%$  der Gesamtfläche, das Seitenverhältnis variiert. Die Teilnehmer tragen Kopfhörer mit weißem Rauschen um die Motorgeräusche zu maskieren. Die Zeit für das Auffinden eines Rechtecks beträgt maximal 60 s. Ist sich ein Teilnehmer sicher, das Rechteck gefun-

**Abbildung 4.10:** Anzahl der (nicht) gefundenen vibrierenden Rechtecke abhängig vom Vibrationsmuster (Test 1, Benutzerstudie 2). Die Gesamtzahl beträgt 63. Vibrationsmuster siehe Tabelle 4.1.



den zu haben, wird die Karte aufgedeckt und das Ergebnis gewertet. Jeder Teilnehmer absolviert zehn Durchgänge.

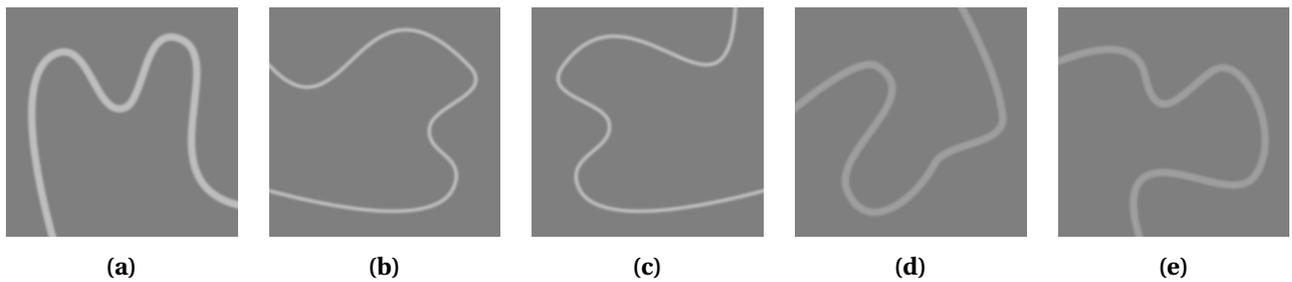
Die verwendeten Vibrationsmuster sind in Tabelle 4.1 aufgeführt und subjektiv nach ansteigender Intensität sortiert. Ein Vibrationsmuster ist schwächer als das der Umgebung, die anderen drei sind leicht bzw. deutlich stärker. Die Ergebnisse in Abbildung 4.10 zeigen: Rechtecke mit der stärksten Vibration werden problemlos von allen Teilnehmern in allen Fällen gefunden, Rechtecke mit schwachen Vibrationen nur in 71 % der Fälle. Die generelle Wahrnehmung und Unterscheidung der verschiedenen Vibrationsmuster ist also gut möglich.

Im zweiten Test der Benutzerstudie werden die Vibrationsmuster in Kombination mit Höhenkarten untersucht. Dazu werden wie in der vorangehenden Studie fünf Pfade nachgezeichnet (siehe Abbildung 4.11). Die Pfade 2 und 3 bzw. 4 und 5 weisen identische Parameter auf, sollten also einen vergleichbaren Schwierigkeitsgrad haben. Zusätzlich zur Höhenkarte wird das Umgebungsmuster aus Tabelle 4.1 ausgegeben. Bei den Pfaden 2 und 5 wechselt das Vibrationsmuster auf Muster 1 bzw. 3, sobald sich der Cursor auf dem Pfad befindet. Der Pfad zeichnet sich also neben der veränderten Höhe auch durch die veränderte Vibration ab. Im Anschluss an die jeweiligen Durchgänge werden die Teilnehmer befragt, wie sie Unterschiede wahrnehmen.

Beim Absolvieren der Aufgabe ergeben sich wie bei der ersten Benutzerstudie keine Probleme. Die Antworten zur Vibration fallen jedoch geteilt aus: Zwei Teilnehmer nehmen gar keinen Unterschied wahr, ein weiterer Teilnehmer kann zwar den Unterschied feststellen aber nicht sagen,

**Tabelle 4.1:** Vibrationsmuster für Test 1 („vibrierendes Rechteck“) sortiert nach zunehmender Stärke. Die weiteren Histogramme und Matrixplots finden sich in Anhang A.3.

Nummer	Funktion	$\Sigma$	Intensität $r$	Amplitude (mm)	Frequenz (Hz)
1	$f(x) = \exp(-x^2 \cdot \pi)$	0,31	0,15	$\pm 0,15$	25
Umgebung	$f(x) = \exp(-x^2 \cdot \pi)$	0,31	0,15	$\pm 0,2$	50
2	$f(x) = \exp(-x^2 \cdot \pi)$	0,31	0,3	$\pm 0,2$	50
3	$f(x) = x^4$	0,83	0,3	$\pm 0,2$	25
4	$f(x) = x^{20}$	0,95	0,3	$\pm 0,2$	50



**Abbildung 4.11:** Höhenkarten für Test 2 von Benutzerstudie 2: (a) Pfad 1 (Breite 4 mm, Höhe 1 mm), (b,c) Pfad 2 & 3 (Breite 2 mm), (d,e) Pfad 4 & 5 (Höhe 0,5 mm)

ob es eine Hilfe ist. Der Teilnehmer mit den besten Durchschnittszeiten gibt klar an, dass der Wechsel des Vibrationsmuster ablenkend für ihn ist. Dies spiegelt sich auch in den Zeiten wieder. Ein Teilnehmer dagegen, der aufgrund des schwachen Signals Probleme mit Pfad 4 hat, ist sehr erfreut über das zusätzliche Feedback.

#### 4.3.3 Ergebnisse

Die Ergebnisse der Benutzerstudien erlauben einen guten Einblick in die Fähigkeiten des taktilen Displays. Die psychophysikalischen Versuche ergeben gute Resultate und zeigen, dass mit der Pin-Matrix sehr geringe Unterschiede wahrgenommen werden können. Die Koordination von taktilen Feedback an der einen Hand und Steuerung der Maus mit der anderen Hand wird beim Abtasten der Pfade problemlos umgesetzt. Als besonders natürlich wird das Feedback jedoch nicht eingeschätzt, da der Finger permanent passiv auf dem taktilen Display aufliegt.

Durch die Verwendung der Vibrationsmuster soll eine Verbesserung erzielt werden, da die Passivität zum Teil kompensiert wird. Isoliert betrachtet können die Vibrationsmuster wahrgenommen und unterschieden werden. Eine geeignete Kombination von Vibrations- und Höhendaten bleibt dennoch schwierig, wie der letzte Test zeigt. Hier kommt es möglicherweise zu einer Überlastung des Wahrnehmungskanal bzw. gegenseitige Maskierung der beiden taktilen Signale.

Zumindest für durchgeführten Aufgaben lässt sich schließen, dass die Option auf zusätzliches Vibrationsfeedback die beste Lösung zu sein scheint. Aus den uneindeutigen Ergebnissen lässt sich auch ableiten, dass die taktile bzw. haptische Wahrnehmung sehr subjektiv ist. Signale, die von manchen Benutzern als störend empfunden werden, stellen für andere eine Unterstützung dar.

## 4.4 Schlussfolgerungen aus den Untersuchungen mit dem taktilen Display

Aus den Untersuchungen mit dem taktilen Display lassen sich für die Entwicklung des haptischen Displays folgende Schlüsse ziehen:

- Die Lücken zwischen den Pins werden von den Benutzern nicht negativ wahrgenommen. Bei der Untersuchung der Wahrnehmungsschwellen werden auch Differenzen erkannt, die unter dem Mittenabstand der Pins liegen. Für das haptische Display bedeutet dies, dass eine vollständig geschlossene Kontaktfläche für den Finger nicht notwendig ist.
- Servos sind für haptisches Feedback geeignet. Trotz der relativ niedrigen Frequenz im Vergleich zu haptischen Eingabegeräten (50 Hz vs. 1000 Hz) können zumindest für die Stimulation der Mechanorezeptoren keine Nachteile festgestellt werden. Die Bewegungen der Pins werden als flüssig wahrgenommen.

- Visuelles Feedback darf nicht unterschätzt werden. So ist z. B. das Einblenden des Mauspfads beim Nachzeichnen der Pfade eine gute Orientierungshilfe für die Teilnehmer. Durch die Nutzung eines weiteren Wahrnehmungskanals können gewisse Redundanzen erzeugt werden, die die unbewusste Aufnahme von Informationen erleichtern. Dazu müssen haptisches und visuelles Feedback gut aufeinander abgestimmt sein.
- Das Konzept für die beidhändige Bedienung stellt für keinen der bisherigen Benutzer eine Herausforderung dar. Jedoch stellt sich die Frage, ob es vor allem der kognitiven Leistungsfähigkeit des Menschen zuzurechnen ist, dass die Reize an der einen Hand sinnvoll mit der Bewegung der anderen Hand verknüpft werden können. Die (wenn auch flache) Lernkurve bei den entsprechenden Aufgaben lässt zumindest darauf schließen. Generell ist eine „beiläufige“ Verwendung des taktilen Displays nicht möglich.

Bezüglich des Abtastvorgangs besteht ein wesentlicher Unterschied zwischen dem taktilen und dem haptischen Display, da beide Geräte eine jeweils andere Explorationsstrategie ansprechen (vgl. Abbildung 2.4): Beim taktilen Display werden ohne Bewegung der Maus keine taktilen Signale ausgegeben. Die gleichzeitige Bedienung von taktilen Display und Maus ist notwendig und stellt erhöhte Anforderungen an die Koordination. Trotzdem kann sie von allen Benutzern bewältigt werden.

Für die Durchführung des Palpationsvorgangs wird dagegen nur das haptische Display allein benötigt. Die Maus wird erst dann benutzt, wenn der Ausgangspunkt für die Tastbewegung am virtuellen Gewebe verändert werden soll. Während der Benutzung der Maus wird keine Tastbewegung durchgeführt. Die Bedienung der beiden Geräte findet also wechselseitig mit beiden Händen statt aber nicht gleichzeitig.

Die beidhändige Bedienung sollte für das haptische Display keine Einschränkung hinsichtlich realitätsnahe Feedback darstellen, da die Maus nicht essentieller Bestandteil der Tastbewegung ist.



# KAPITEL 5

---

## Entwicklung und Konstruktion des haptischen Displays

---

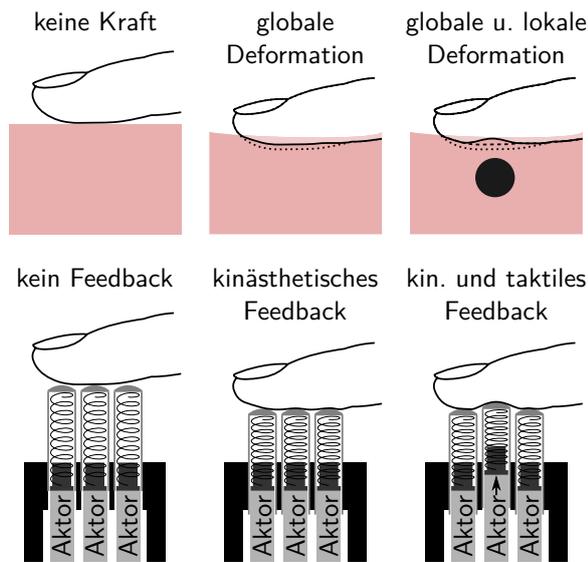
In diesem Kapitel wird die Entwicklung und Konstruktion des haptischen Displays vorgestellt. Ausgehend von den Schlussfolgerungen der vorangehenden Kapitel wird zunächst das auf einer manipulierbaren Pin-Matrix basierende Konzept erläutert. Die konkreten Anforderungen an das haptische Display ergeben sich aus Beobachtungen und Messungen und werden in Tabelle 5.1 zusammengetragen. Verschiedene Umsetzungsmöglichkeiten zum Erfüllen der Anforderungen werden gegeneinander abgewogen. Anschließend werden der mechanische Aufbau und die elektronische Ansteuerung des haptischen Displays erläutert. Eine objektive Evaluation der Hardware erfolgt anhand der Messung von Kräften und Kraftdifferenzen, die zeigen, dass das haptische Display die Vorgaben reproduzierbar erreicht.

### 5.1 Konzept des haptischen Displays

Die entscheidenden Kriterien für eine realitätsnahe Simulation der Palpation sind die Krafterückkopplung bei einer aktiven Bewegung des Fingers und die Kontrolle über die globale und vor allem lokale Deformation der Fingerkuppe. Wie bereits im Stand der Technik (Kapitel 3) gezeigt wird, sind taktile Displays bei der Erzeugung von lokalen Deformationen anderen Techniken deutlich überlegen. Über die einzelnen Pins ist es möglich, an verschiedenen Stellen an der Fingerkuppe unterschiedliche Kräfte auszugeben. Die Untersuchungen in Kapitel 4 zeigen, dass bereits sehr kleine Auslenkungen ausreichend sind, um Inhomogenitäten wahrnehmen zu können. Für das haptische Display wird daher von Beginn an angestrebt, das Konzept der Pin-Matrix aufzugreifen. Dabei soll ein eigenständiges Gerät entstehen, das ohne zusätzliches haptisches Eingabegerät sowohl Gegenkräfte (kinästhetisches Feedback) als auch lokale Kraftdifferenzen (taktiler Feedback) darstellen kann. Da auf diese Weise beide Teile der haptischen Wahrnehmung gemeinsam angesprochen werden, wurde das entwickelte Gerät „haptisches Display“ getauft.

Im Gegensatz zu taktilen Displays dürfen die Pins beim haptischen Display nicht starr sein, sondern müssen eine Manipulation durch den Benutzer erlauben. Um diese Manipulierbarkeit jederzeit zu gewährleisten, werden die Pins nicht fest mit ihren Aktoren verbunden, sondern liegen auf Druckfedern auf. Durch diesen Mechanismus ist eine Bewegung der Pins über den vollen Hub bei linear ansteigender Gegenkraft möglich. Um abweichend von der natürlichen Gegenkraft der Feder erhöhte Kräfte wiedergeben zu können, muss sich die Auflage der Feder entgegen der Bewegungsrichtung aktiv verschieben lassen. Durch die zusätzliche Kompression wird die Federkennlinie zu höheren Kräften hin verschoben, was bei konstanter Position des Pins in erhöhten Gegenkräften resultiert.

In Abbildung 5.1 ist dargestellt, wie sich mit diesem Konzept der Bewegungsablauf der Palpation



**Abbildung 5.1:** Die globale und lokale Deformation der Fingerkuppe bei der Palpation eines tumorhaften Weichgewebes (*oben*) wird mit einem haptischen Display auf Basis einer manipulierbaren Pin-Matrix simuliert (*unten*). Das kinästhetische Feedback wird durch Druckfedern erzeugt. Für zusätzliches taktiles Feedback kann jede Feder einzeln durch einen Aktor versteift werden, um lokal die Gegenkraft zu erhöhen. Aus [Her15b, S. 292, Fig. 3].

direkt auf das haptische Display übertragen lässt. Wie beim Abtasten eines Gewebes oder Phantoms drückt der Benutzer mit seinem Finger die Oberfläche nach unten und erfährt dabei eine ansteigende Kraft. Soll zusätzlich eine erhöhte Kraft an einer oder mehreren Stellen der Pin-Matrix ausgegeben werden, wird durch einen Aktor die Federbasis nach oben gedrückt um die Federkompression zu erhöhen. Um den Kontakt zum haptischen Display zu lösen, nimmt der Benutzer seinen Finger von der Pin-Matrix.

## 5.2 Anforderungen an das haptische Display

Die Anforderungen an das haptische Display bezüglich der Dimensionierung der Pin-Matrix ergeben sich aus den Untersuchungen mit dem taktilen Display, Beobachtungen und Erfahrungen. Zur Bestimmung der notwendigen Kräfte und Kraftdifferenzen werden an einem Silikonphantom mit eingegossenen Holzkugeln Kraft-Weg-Messungen durchgeführt. Diese Messungen geben Aufschluss darüber, wodurch sich ein harter Einschluss in einem ansonsten homogenen elastischen Körper abzeichnet. Die gesammelten Anforderungen werden in Tabelle 5.1 zusammengefasst.

### 5.2.1 Allgemeine Anforderungen

Aus den Untersuchungen mit dem taktilen Display ergibt sich unter anderem, dass die Pin-Matrix eine möglichst geschlossene Fläche ergeben soll bzw. die Abstände der Pins sollen bestenfalls unter der Zweipunktschwelle am Finger von etwa 2 mm liegen (vgl. Abbildung 2.2, Seite 8). Bei der Palpation ist im Gegensatz zum sanften Streichen über eine Oberfläche nicht nur ein kleiner Bereich der Fingerkuppe involviert. Daher muss die Pin-Matrix beim haptischen Display groß genug sein, um die Fingerkuppe vollständig aufnehmen zu können. Um die lokale Deformation möglichst hoch aufzulösen, ist eine hohe Anzahl an Pins erstrebenswert. Aufgrund der für das Konzept notwendigen Federn lassen sich die Pins beim haptischen Display allerdings nicht beliebig nahe nebeneinander positionieren. Die Antriebstechnik, Dimensionen und Unterbringung der Aktoren wirken sich ebenfalls auf den minimalen Abstand der Pins aus. Eine *hexagonale Anordnung von sieben Pins* stellt einen sinnvollen Kompromiss zwischen räumlicher Auflösung und Machbarkeit hinsichtlich der Konstruktion dar. Bei einer *nahezu runden Fläche mit einem Durchmesser von 2 cm* ergibt sich ein *Mittenabstand zwischen den Pins von 6,5 mm*. Eine quadratische Anordnung von neun Pins ist ebenfalls denkbar, stellt gegenüber der hexagonalen Anordnung aber keinen Vorteil

dar, da die Überlappung des Fingers mit den einzelnen Pins sehr inhomogen ausfallen kann.

Der Hub der Pins muss so groß ausfallen, dass eine realistische Manipulation möglich ist. Dieser ist stark von der verwendeten Antriebstechnik der Aktoren abhängig, soll aber nicht weniger als 8 mm betragen. Eine genauere Betrachtung folgt im nächsten Abschnitt. Die Antriebstechnik hat zudem einen starken Einfluss auf die Baugröße des haptischen Displays. Da allerdings im Gegensatz zu taktilen Displays kein Einsatz auf einem haptischen Eingabegerät notwendig ist, sind die finalen Abmessungen zweitrangig. Allerdings sollte die Bauhöhe bzw. die *Höhe der Pin-Matrix über dem Tisch zwischen 6 cm und 10 cm* betragen um einerseits einen stabilen Stand zu gewährleisten und andererseits eine angenehme Bedienung zu ermöglichen.

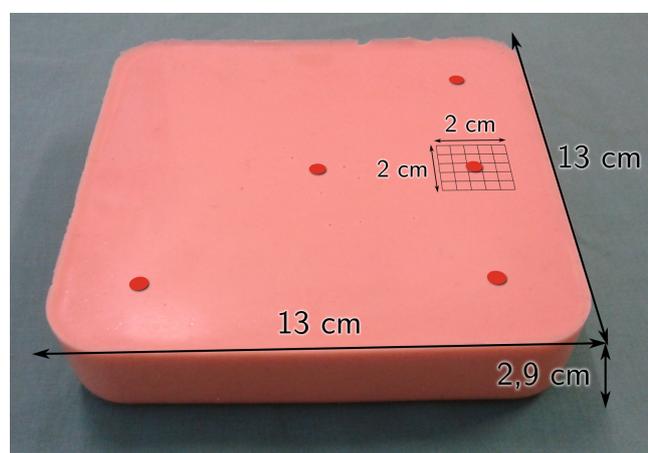
Die Aktoren, die die Federbasis nach oben drücken, müssen eine möglichst geringe Reaktionszeit auf Benutzereingaben aufweisen. Dazu ist eine hohe Ansteuerfrequenz nötig, um die Zeit bis zur Ausführung der Bewegung zu minimieren. Zudem muss der Aktor ausreichend hohe Beschleunigungen und Geschwindigkeiten aufbringen, um die Zielposition zügig zu erreichen und die entsprechende Gegenkraft zu erzeugen. Soll ein harter Einschluss sehr nahe an der Oberfläche simuliert werden, muss sich der Aktor bereits nach einem Bruchteil der Pinbewegung an seinem Endpunkt befinden. Ausgehend von einer Zeit von  $\approx 0,5$  s für die Ausführung einer Druckbewegung von 10 mm sollte der Aktor *maximal nach 100 ms jede beliebige Position erreichen* können. Die maximale Gegenkraft wird dann mit einer „Verspätung“ von 2 mm ausgegeben.

Bei der Bewegung der Pins soll der Benutzer neben den erhöhten Gegenkräften durch die Aktoren keine weiteren Unterschiede zwischen den Pins feststellen können. Dazu muss sichergestellt werden, dass die Pins sich möglichst gleichförmig bewegen können, also *keine Kraftdifferenzen durch Reibung, Verkanten oder Stick-Slip-Effekte während der Betätigung* auftreten.

Die Benutzung des haptischen Displays muss für den Benutzer ungefährlich sein. Bewegliche Teile, die den Finger einklemmen könnten oder scharfe Kanten bzw. hohe Temperaturen an der Pin-Matrix sollen vermieden werden. Kabel und andere störende Teile werden möglichst gut verborgen. Die Aktoren sollen während des Betriebs möglichst leise sein. Zudem ist darauf zu achten, die Kosten durch den Einkauf von Standardbauteilen niedrig zu halten und eine lange Lebensdauer bei geringem Wartungsaufwand zu realisieren.

### 5.2.2 Ermitteln der Spezifikationen durch die Vermessung eines haptischen Phantoms

Die in Kapitel 2.6 aufgeführten Literaturwerte zum Elastizitätsmodul von Lebergewebe geben lediglich Aufschluss über die generell auszuübenden Kräfte. Da für das haptische Display jedoch auch Angaben über lokale Kraftdifferenzen notwendig sind, werden eigene Messungen an einem



**Abbildung 5.2:** Das haptische Phantom. Der aus Silikon gegossene Grundkörper schließt an den mit roten Punkten gekennzeichneten Stellen Holzkugeln mit einem Durchmesser von 5 mm ein. Das Gitter rechts stellt den Bereich und die Abtastpunkte für die Kraft-Weg-Messungen dar. Aus [Her13a, S. 18, Abb. 1(a)].

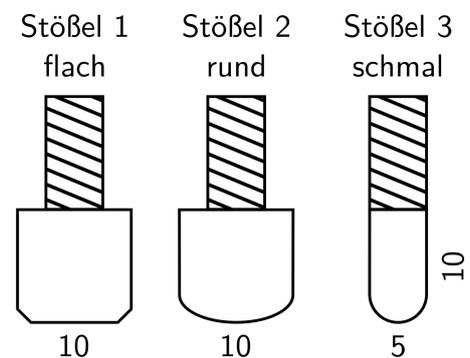
sogenannten haptischen Phantom durchgeführt. Das haptische Phantom (siehe Abbildung 5.2) wurde von medizinischen Projektpartnern gefertigt und soll tumorhaftes Weich- bzw. Lebergewebe imitieren. Es wurde eingesetzt, um zu untersuchen, inwiefern Erfahrung eine Rolle bei der Palpation spielt<sup>1</sup>. Gegenüber einem echten Organ hat es den Vorteil, dass es seine Eigenschaften über einen längeren Zeitraum nicht verliert. Daher eignet es sich gut für Vermessungen, aus denen die Spezifikationen für das haptische Display abgeleitet werden. Ziel der Messung ist, Kraftprofile aufzuzeichnen, die den Einfluss des harten Einschlusses auf die mechanischen Eigenschaften zeigen.

Das haptische Phantom wurde aus dem RTV2-Silikon SF00 gegossen, das eine Härte von 0 ShA bzw. 55 ShOO aufweist. Die Größe beträgt  $13\text{ cm} \times 13\text{ cm} \times 2,9\text{ cm}$ , das Gewicht 500 g. Die Herstellung erfolgte in drei Schritten. Zunächst wurde eine Grundschicht mit einer Höhe von 20 mm gegossen. Nach dem Aushärten wurden darauf fünf Holzkugeln mit einem Durchmesser von 5 mm fixiert. Ihre Positionen werden in Abbildung 5.2 durch die roten Punkte gekennzeichnet. Im Anschluss wurde eine weitere Silikonschicht mit einer Höhe von 9 mm auf die Grundschicht gegossen. Der oberste Punkt der Holzkugeln befindet sich also 4 mm unter der Oberfläche. Laut Aussage der Projektpartner sind „alle fünf Holzkugeln manuell gut palpabel“<sup>2</sup>. Dies kann durch Untersuchungen mit mehreren medizinisch unerfahrenen Personen bestätigt werden.

Die Vermessung des haptischen Phantoms erfolgt mit einem am Institut verfügbaren kartesischen Roboter (siehe Abbildung 5.3). An diesem Roboter sind ein Kraftsensor (Teda Huntleigh Model No. 1022) und ein Laser-Wegsensor (Allsens-Messtechnik AM 300-30) angebracht. Das Signal des auf Dehnungsmessstreifen basierenden Kraftsensors wird verstärkt und über eine National



**Abbildung 5.3:** Kartesischer Roboter für die Kraft-Weg-Messungen. Aus [Her13a, S. 18, Abb. 1(b)].



**Abbildung 5.4:** Die drei Stößel für die Kraft-Weg-Messungen. Maße in mm.

<sup>1</sup> Reiser, Silvano (MITI, Klinikum rechts der Isar, München): persönliche Mitteilung, 11. Juli 2012

<sup>2</sup> Schirren, Rebekka (MITI, Klinikum rechts der Isar, München): schriftliche Mitteilung, 19. Juli 2012

Instruments™ USB-Messkarte an den PC übertragen. Die Werte des Lasersensors werden direkt per RS232-Port aufgenommen. Über ein LabVIEW-Programm werden die Sensorwerte verarbeitet und gleichzeitig der Motor für die z-Achse (Faulhaber Minimotor SH) gesteuert.

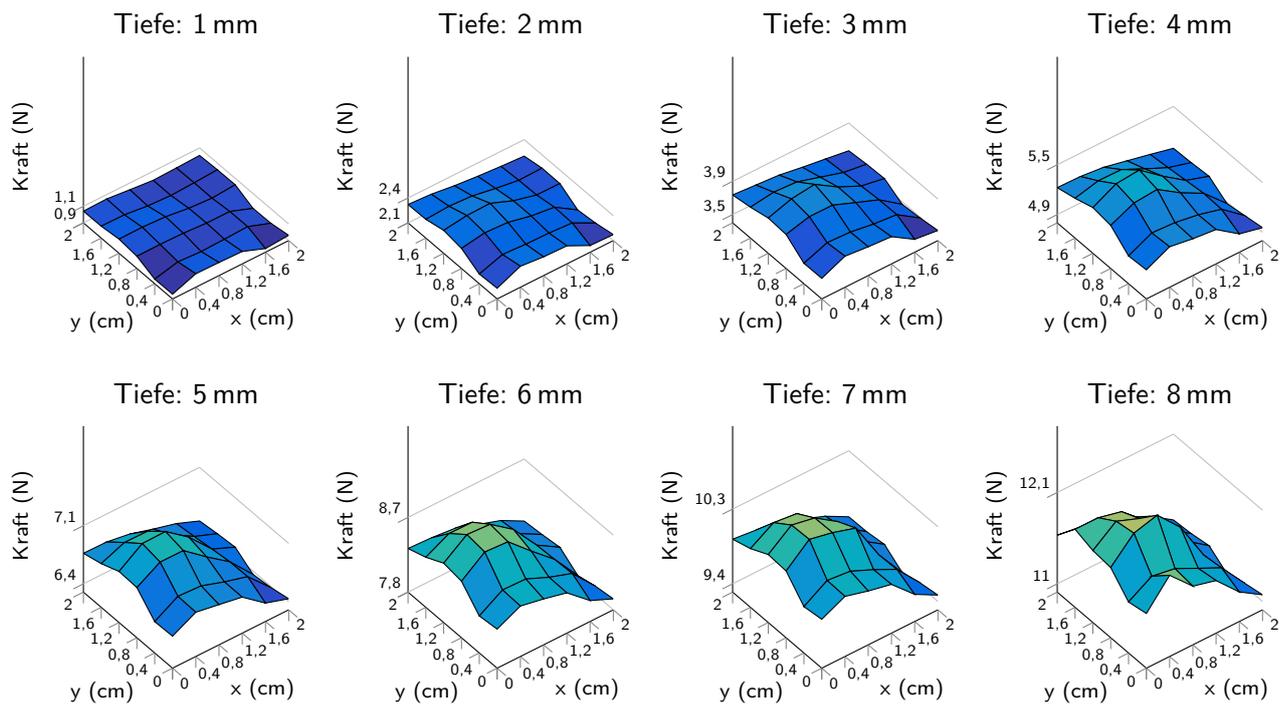
Der Kraftsensor verfügt an der Spitze über ein Gewinde, in das für die Messungen verschiedene Stößel (siehe Abbildung 5.4) geschraubt werden können. Die Stößel unterscheiden sich in Durchmesser und Form: Stößel 1 und 2 haben einen Durchmesser von 10 mm, Stößel 3 einen Durchmesser von 5 mm. Stößel 2 und 3 sind abgerundet, während Stößel 1 abgesehen von einer Fase flach ist. Durch die unterschiedlichen Stößel kann neben den Anforderungen für das haptische Display auch ermittelt werden, welche Form für einen taktilen Einpunktsensor am besten geeignet wäre.

Die Aufzeichnung von Kraft-Weg-Daten erfolgt an mehreren Stellen des Phantoms. Für die Bestimmung von Spezifikationen für das haptische Display sind vor allem die Bereiche rund um die Holzkugeln interessant. In einem Bereich von 20 mm × 20 mm, in deren Mitte sich eine Holzkugel befindet, wird an 36 Positionen in einem Gitter von 4 mm Kantenlänge eine Kraft-Weg-Messung durchgeführt (siehe Abbildung 5.2). Die Positionierung der Kraft-Weg-Messeinheit in x- und y-Richtung erfolgt manuell. Für eine genaue Kontrolle der Position werden der Lichtpunkt des Lasersensors und Millimeterpapier verwendet. Über den Motor an der z-Achse wird die Kraft-Weg-Messeinheit nach unten gefahren. Dabei wird der Stößel mit einer Geschwindigkeit von 1,1 mm/s um 10 mm vertikal in das Silikon gedrückt. Währenddessen werden 90 Kraft-Weg-Wertepaare aufgezeichnet. Die Messungen werden mit jedem der drei Stößel wiederholt.

Der Ausgangspunkt für die Messung befindet sich bei allen Positionen minimal oberhalb der Oberfläche. Da die Oberfläche des Phantoms nicht exakt parallel zur xy-Ebene ist, variiert der Abstand des Ausgangspunkts zur Oberfläche ( $\leq 1$  mm). Der Zeitpunkt des Kontakts zwischen Stößel und Phantom lässt sich während der Messung nicht zweifelsfrei bestimmen. Die Überprüfung mit bloßem Auge ist zu ungenau und das Ansteigen des Sensorwerts ist aufgrund von Rauschen nicht eindeutig. Daher wird bei der Auswertung in jeder der 36 Messungen jene Höhe als Nullpunkt definiert, bei der eine Kraft von 0,1 N auftritt. Dies entspricht einer Eindringtiefe von ca. 0,4 mm. Auf diese Weise kann zuverlässig ein gemeinsamer Nullpunkt für alle 36 Messungen gefunden werden.

In Abbildung 5.5 sind die Ergebnisse der Messreihe mit dem breiten abgerundeten Stößel 2 aufgetragen. Die Kraftprofile der beiden anderen Stößel finden sich in Anhang A.4. Jedes der acht Schaubilder zeigt ein Kraftprofil bei einer bestimmten Eindringtiefe. Bis zu einer Tiefe von 2 mm sind die gemessenen Kräfte an allen 36 Positionen noch sehr homogen. Bereits ab einer Eindringtiefe von 4 mm zeichnen sich in der Mitte der Messfläche erhöhte Kräfte ab. Hier ist der Einfluss der Holzkugel auf das Kraftprofil deutlich sichtbar. Die Kraftdifferenzen zwischen Messpunkten über bzw. neben der Kugel steigen mit zunehmender Eindringtiefe bis auf etwa 1 N an.

Abbildung 5.6 zeigt die Kraftprofile der drei Stößel bei einer Eindringtiefe von 6 mm. Wenig überraschend steigt die absolute Kraft mit der Fläche des Stößels an. Die absoluten Kraftdifferenzen sind in etwa vergleichbar, wobei sie im Falle des flachen Stößels mit  $> 1$  N am größten ausfällt. Der größte Unterschied ist die Form des Kraftprofils. Der schmale Stößel 3 „trifft“ mit seinem geringen Durchmesser die Kugel nur an wenigen Messpunkten, sodass sich ein sehr scharfes Kraftprofil ergibt. Für einen taktilen Sensor wäre diese Form gut geeignet, da direkt benachbarte Messpunkte bereits große Kraftdifferenzen aufweisen. Im Gegensatz dazu haben die beiden breiten Stößel einen deutlich größeren Wirkungsquerschnitt. Erhöhte Kräfte sind an mehreren benachbarten Messpunkten festzustellen. Das Kraftprofil des runden Stößels ist zudem deutlich „runder“ als das

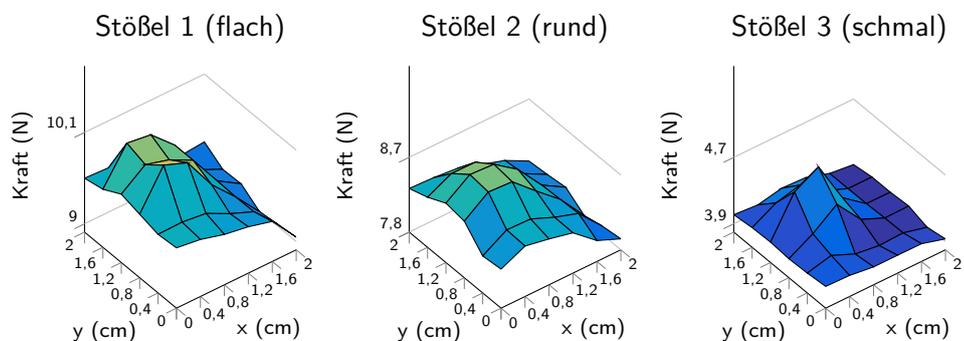


**Abbildung 5.5:** Kraftprofile von Stößel 2 in Abhängigkeit der Eindringtiefe. Die Skalierung der z-Achse ist in allen acht Schaubildern gleich, der Offset ist zur besseren Vergleichbarkeit an den jeweils niedrigsten Wert angepasst. An der z-Achse sind jeweils der höchste und der niedrigste Kraftwert aufgetragen. Grafisch und sprachlich angepasste Darstellung aus [Her14, S. 612, Fig. 4].

des flachen Stößels.

Der menschliche Finger ist bezüglich der Form am ehesten mit Stößel 2 zu vergleichen. Zwar hat die Fingerspitze in der Regel einen etwas größeren Durchmesser als der Stößel (16 mm bis 20 mm [Dan03]) jedoch ist der „stabile“ Teil – der Knochen und der Fingernagel – etwas schmaler. Wird bei der Palpation Druck auf das Gewebe ausgeübt, sind aufgrund der Deformation die Form und Größe von Finger und Stößel grob vergleichbar. Daher werden die Ergebnisse des runden Stößels für die Auslegung der Kräfte des haptischen Displays verwendet.

Aus diesen Ergebnissen ist abzulesen, dass für eine Eindringtiefe von 8 mm eine Kraft von 11 N bis 12 N aufzubringen ist. Dies entspricht einem E-Modul von 0,55 MPa, was im Vergleich mit den



**Abbildung 5.6:** Kraftprofile der Stößel 1-3 bei einer Eindringtiefe von 6 mm im Vergleich. Grafisch und sprachlich angepasste Darstellung aus [Her14, S. 612, Fig. 5].

in der Literatur angegebenen Werten generell gut übereinstimmt. Das haptische Phantom ist im Vergleich mit echten Organen als realistisch zu betrachten. Da die angegebenen Werte aber großen Schwankungen unterliegen und die Entwickler des Phantoms der Meinung sind, das verwendete Silikon sei etwas zu hart<sup>1</sup>, sollten die gemessenen Kräfte als Obergrenze betrachtet werden. Es wird daher für das haptische Display eine *maximale Gegenkraft von etwa 10 N* angestrebt.

Die Kraftdifferenzen bei höheren Eindringtiefen belaufen sich auf  $\approx 1$  N. Dabei ist allerdings zu beachten, dass die beiden entsprechenden Messpunkte recht weit auseinander liegen. Werden nur Messpunkte betrachtet, die innerhalb einer Fläche liegen, die der Fläche des Stößels entspricht, sind die Kraftdifferenzen etwas geringer. Daraus lässt sich ableiten, dass die Pins des haptischen Displays *Kraftdifferenzen im Bereich von 0,5 N bis 1 N* darstellen können sollten.

Der notwendige Hub der Pins lässt sich aus den hier gemessenen Daten nicht direkt ablesen. Bei der Beobachtung verschiedener Probanden bei der Palpation des haptischen Phantoms kann eine durchschnittliche Eindringtiefe von  $\approx 1$  cm abgeschätzt werden. Ein weiterer Hinweis ergibt sich aus der Arbeit von GWILLIAM et al. [Gwi10]. Hier wurden Probandenversuche mit haptischen Phantomen durchgeführt, die vom Aufbau und den Spezifikationen dem hier vorgestellten Phantom ähneln. Bei den Versuchen wurden die Phantome senkrecht auf die Finger mehrerer Probanden gedrückt, bis diese den Tumor fühlen konnten. Die notwendigen Eindringtiefen betragen bis zu 6 mm. Das entsprechende Phantom war allerdings etwas weicher als das hier vorgestellte Phantom (30 ShOO vs. 50 ShOO), die Kugel war größer (6,5 mm vs. 5 mm) und etwas weniger tief im Silikon eingegossen (3,5 mm vs. 4 mm). Um die Kugeln im haptischen Phantom per Palpation erkennen zu können, ist daher eine größere Eindringtiefe notwendig. Daher erscheint ein *Hub von 10 mm für die Pins* als angemessen.

### 5.2.3 Zusammenfassung der Anforderungen an die Hardware

In Tabelle 5.1 werden die in den beiden vorangegangenen Abschnitten definierten Anforderungen an das haptische Display zusammengefasst:

**Tabelle 5.1:** Anforderungen an das haptische Display, siehe auch [Uhl14].

Anforderung
H1 sieben Pins in hexagonalem Layout auf einer Fläche mit etwa 20 mm Durchmesser
H2 Hub der Pins von 10 mm
H3 Höhe der Pin-Matrix über dem Tisch von 6 cm bis 10 cm, generell kompakte Abmessungen
H4 maximale Gegenkraft der gesamten Pin-Matrix von $\geq 10$ N
H5 Kraftdifferenzen zwischen einzelnen Pins im Bereich von 0,5 N bis 1,0 N, in jeder Position einstellbar
H6 Reaktionszeit der Aktoren von $< 100$ ms zum Erreichen beliebiger Positionen
H7 möglichst glatte Bewegung der Pins ohne Stick-Slip-Effekte
H8 Sicherheit für den Benutzer (keine scharfen Kanten oder hohe Temperaturen)
H9 lange Lebensdauer, möglichst wartungsfrei, geringe Kosten durch Zukaufteile

<sup>1</sup> Fiolka, Adam (MITI, Klinikum rechts der Isar, München): schriftliche Mitteilung, 9. August 2012

### 5.3 Konstruktion des haptischen Displays

Die Konstruktion des haptischen Displays erfolgt im Rahmen einer während dieser Promotion betreuten Masterarbeit [Uhl14]. Details über die Bewertung der unterschiedlichen Lösungsmöglichkeiten bezüglich der Aktoren und den Aufbau der verschiedenen Funktionsprototypen bzw. einzelner Komponenten sind dieser Arbeit zu entnehmen. An dieser Stelle werden die wichtigsten Punkte aufgeführt.

Aus den Anforderungen H2, H4 und H5 lässt sich direkt ableiten, wie die verwendete Feder zu dimensionieren ist. Die Federkonstante  $D$  ergibt sich aus der Maximalkraft aller Pins, der notwendigen Kraftdifferenz und dem Hub zu

$$D = \frac{F}{s} = \frac{\frac{1}{7} \cdot 10 \text{ N} - 0,5 \text{ N}}{10 \text{ mm}} = 0,093 \text{ N/mm} \approx 0,1 \text{ N/mm} \quad (5.1)$$

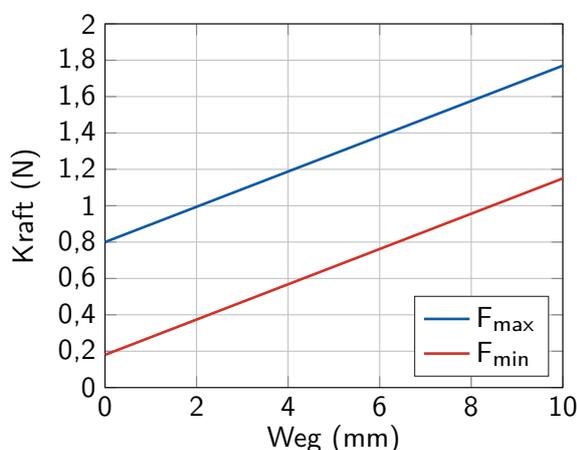
und die minimale Länge  $l_{\min}$  der Feder beträgt

$$l_{\min} = s_{\text{Hub}} + s_{\text{Vorspannung}} + \frac{F_{\text{diff}}}{D} = 10 \text{ mm} + 2 \text{ mm} + \frac{0,5 \text{ N}}{0,1 \text{ N/mm}} = 17 \text{ mm}. \quad (5.2)$$

Die verwendete Schraubenfeder (Gutekunst D-015A) hat eine Gesamtlänge von 23,3 mm und lässt sich um maximal 18,22 mm stauchen. Dabei wird eine Kraft von 1,77 N erzielt. Die Federkonstante beträgt also  $D = 0,097 \text{ N/mm}$ . Die Kraft, die ein Pin erzeugen kann, verteilt sich folgendermaßen: Durch den Hub des Pins von 10 mm wird eine Kraft von bis zu 0,97 N benötigt. Zudem wird die Feder mit 0,18 N vorgespannt, um bei der Rückbewegung in die Ausgangsposition Reibungskräfte überwinden zu können. Die übrigen 0,62 N werden durch den Aktor zur Darstellung der Kraftdifferenzen aufgebracht (siehe auch Abbildung 5.7). Alle Pins zusammen erzeugen eine maximale Gegenkraft von 12,39 N.

#### 5.3.1 Antriebskonzept

Als Antriebskonzept für die Federbasis werden verschiedene Techniken in Betracht gezogen. Die Anforderungen an die Aktoren sind sehr hoch, da sie sehr kompakte Abmessungen haben sollten. Im besten Fall weisen sie eine Höhe von wenigen Zentimetern auf und eine Breite vergleichbar mit dem Durchmesser eines Pins von 6,5 mm. Gleichzeitig wird ein Hub von 6 mm vorausgesetzt. Bei



**Abbildung 5.7:** Kraftbereich eines Pins. Die minimale Kraft ergibt sich aus der Federkennlinie und der Vorspannung der Feder um 0,18 N (rote Linie), die maximale Kraft aus der zusätzlichen Kraft durch den Aktor von 0,62 N (blaue Linie).

maximaler Auslenkung muss eine Kraft von ca. 1,78 N erzeugt werden. Dabei müssen innerhalb von 100 ms alle Positionen erreicht werden. In der Arbeit von UHL [Uhl14] werden drei Antriebskonzepte näher betrachtet und gegeneinander abgewogen: Linearmagnete, Schrittmotoren mit Spindel und RC-Servos. Dabei werden die Linearmagnete generell als geeignetste Technik eingeschätzt, dicht gefolgt von RC-Servos. Schrittmotoren mit entsprechenden Abmessungen sind mit einer Geschwindigkeit der angetriebenen Mutter von 50 mm/s recht langsam. Aufgrund der hohen Kosten im Vergleich zu den beiden anderen Antriebstechniken werden sie nicht weiter berücksichtigt.

Linearmagnete erscheinen aufgrund der Translationsbewegung, der hohen Maximalkraft und des geringen Durchmessers sehr gut für das haptische Display geeignet, weshalb ihre Eigenschaften näher untersucht werden. Linearmagnete bestehen aus einer Spule und einem Tauchkern, der bei Anlegen eines Stroms in die Spule gezogen wird. Um Druckkräfte auszuüben, wird an den Tauchkern in Zugrichtung ein Stab aus nicht-ferromagnetischem Material angebracht, der bei der Zugbewegung rückseitig aus der Spule geschoben wird. Die Kraft, die ein Zugmagnet aufbringen kann, die sogenannte Reluktanzkraft, berechnet sich näherungsweise aus

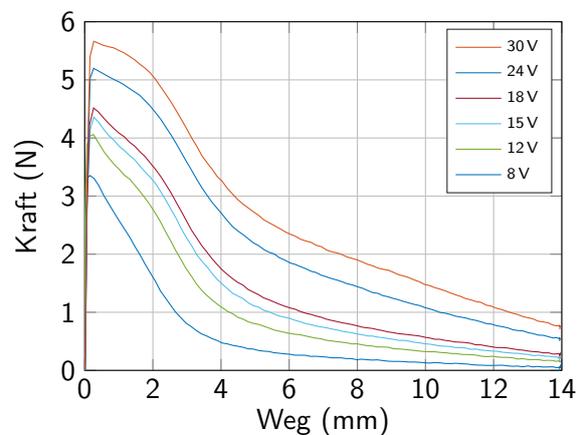
$$F_{\text{Re}} = \frac{1}{2} \mu_0 A \left( \frac{NI}{l} \right)^2. \quad (5.3)$$

Dabei ist  $A$  der innere Querschnitt der Spule,  $N$  die Windungszahl,  $I$  die Stromstärke und  $l$  die Länge des Luftspalts, also der Abstand der Mitte der Spule zur Mitte des Tauchkerns. Die größte Kraft wird ausgeübt, wenn der Tauchkern mittig in der Spule liegt. Der Druckstab ist in diesem Zustand maximal ausgelenkt. Wird der Tauchkern durch eine Kraft aus der Spule gedrückt, lässt die Gegenkraft des Linearmagneten immer weiter nach und geht proportional zum Quadrat des Abstands gegen Null.

Für den Einsatz im haptischen Display werden zwei unterschiedlich dimensionierte Linearmagnete untersucht (ITS-LZ 1335 und ITS-LZ 1642 von RED Magnetics®, siehe Abbildung 5.8). Dazu werden an beiden Linearmagneten Kraft-Weg-Messungen bei Spannungen zwischen 5 V und 30 V beginnend bei maximaler Auslenkung durchgeführt. Es soll überprüft werden, ob bei einem Weg von 6 mm noch eine Kraft von 1,15 N aufgebracht werden kann. Der kleinere der beiden



**Abbildung 5.8:** Die beiden Linearmagnete ITS-LZ 1642 (links) und ITS-LZ 1335 (rechts).



**Abbildung 5.9:** Ergebnisse der Kraftmessung am größeren der beiden Linearmagnete (ITS-LZ 1642) bei verschiedenen Spannungen.

Linearmagnete (ITS-LZ 1335) ist allerdings auch mit Spannungen weit oberhalb der Spezifikation von 12 V zu schwach. Der größere (ITS-LZ 1642) benötigt für diese Kraft eine Spannung von ca. 18 V (siehe Abbildung 5.9). Allerdings steigt die Temperatur der Linearmagnete während den Messungen stark an (70 °C nach sechs Minuten Betrieb bei 12 V), sodass zwischen einzelnen Messungen Abkühlphasen notwendig sind.

Im haptischen Display sollen mehrerer dieser Aktoren auf engem Bauraum betrieben werden. Die hohe Wärmeentwicklung im Betrieb erfordert eine aktive Kühlung. Allerdings muss diese so angebracht werden, dass die warme Luft vom Benutzer weggeführt wird (Anforderung H8). Zudem ist ein dauerhafter Betrieb der Linearmagnete außerhalb der Spezifikationen über einen längeren Zeitraum der Lebensdauer nicht zuträglich (Anforderung H9). Vor allem aber sind die Abmessungen der Linearmagnete nicht optimal: Selbst für den schmaleren der beiden Linearmagnete (Durchmesser 11 mm) ist eine Konstruktion zur Umlenkung der Kräfte notwendig, wenn die geforderten Maße der Pin-Matrix nicht deutlich überschritten werden sollen. Mit steigendem Abstand der beiden Hebel, an denen die Kräfte wirken, steigt das Risiko, dass der Pin oder der Verbindungszyylinder verkanten. Hinzu kommt die ungünstige Kraftentfaltung, die sich auch mit anderen Geometrien des Tauchkerns (siehe [Uhl14]) nicht wesentlich verbessert lässt und eine Regelung der Spannung über einen größeren Bereich erfordert. Folglich wird das Antriebskonzept verworfen. Die gewünschte Baugröße lässt sich mit Linearmotoren nicht mit den erforderlichen Kräften vereinen.

Aufgrund der positiven Erfahrungen beim Einsatz im taktilen Display werden auch beim haptischen Display RC-Servos verwendet. Die Servos führen eine Rotationsbewegung aus, erforderlich ist wie beim taktilen Display eine Translationsbewegung. Mit Hilfe eines längeren Servohorns kann die Rotationsbewegung über wenige Grad für die notwendigen 6 mm als nahezu linear angenommen werden. Da die Servos liegend angeordnet werden müssen (mit der Drehachse parallel zur Grundplatte), verbrauchen diese sehr viel Platz in der Breite, was bei sieben zu betreibenden Pins problematisch ist. Das ohnehin verlängerte Servohorn steuert diesem Problem zwar entgegen, reduziert jedoch bei konstantem Drehmoment die Kraft, die an der Spitze aufgebracht werden kann. Die Servos müssen daher entsprechend dimensioniert sein.

Die verwendeten Servos (Graupner Digital-Servo DES476BB, Datenblatt siehe Anhang A.1) können die erforderlichen Kräfte aufbringen und halten: Sie weisen ein Stellmoment von 18 Ncm auf, was in Verbindung mit dem Servohorn (im finalen Aufbau 37 mm) eine theoretische Kraft von 4,8 N ergibt. Dies ist deutlich mehr als die maximal notwendige Kraft von 1,77 N (Anforderungen H4 und H5). Auch die Geschwindigkeit der Servos ist ausreichend hoch. Für einen Hub des Verbindungszyinders von 6 mm ist eine Drehbewegung um 9,3° notwendig. Mit einer Stellzeit von 0,11 s/40° wird die Endposition theoretisch nach 26 ms erreicht. Die maximale Ansteuerfrequenz der Servos beträgt 250 Hz, wodurch die Reaktionszeit um 4 ms auf 30 ms ansteigt. Anforderung H6 kann somit erfüllt werden.

### 5.3.2 Mechanischer Aufbau

Vor dem finalen Aufbau des haptischen Displays mit sieben Pins wird der mechanische Aufbau anhand mehrerer Funktionsprototypen mit einem Pin getestet. Der Fokus der Entwicklung liegt darauf, die angestrebten Kräfte reproduzierbar wiedergeben zu können. Um dies zu erreichen, müssen alle Bauteile möglichst reibungsfrei geführt werden und eine saubere Kraftübertragung zwischen Servo und Verbindungszyylinder muss gewährleistet sein (Anforderung H7). Um die Qualität der Mechanik überprüfen zu können, werden an allen Funktionsprototypen Kraftmessungen mit dem kartesischen Roboter (siehe Abbildung 5.10) durchgeführt. Ziel ist, dass der gemessene

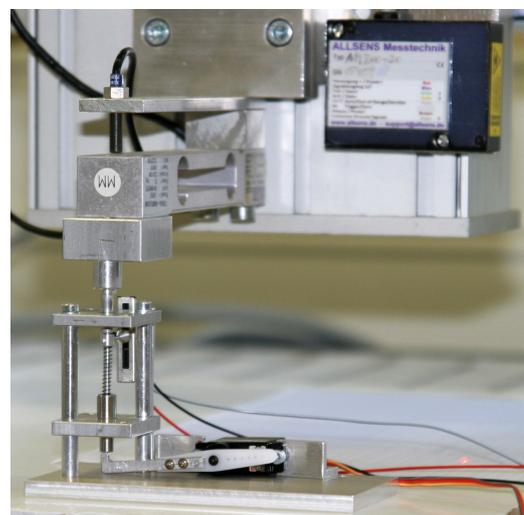
Kraft-Weg-Verlauf möglichst genau der bekannten Federkennlinie entspricht. Weitere Details zu den einzelnen Funktionsprototypen und den jeweiligen Verbesserungen sind der Arbeit von UHL [Uhl14] zu entnehmen. Im Folgenden wird der finale Prototyp beschrieben (siehe Abbildung 5.11).

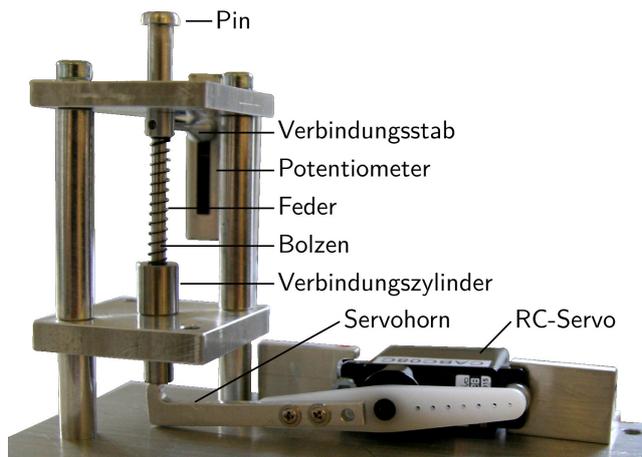
Der Pin hat auf der Oberseite einen verbreiterten Kopf mit einer abgerundeten Kante. Die Breite beträgt 6,4 mm. Durch einen Abstand zu benachbarten Pins im vollen Aufbau von 6,5 mm entsteht zwischen zwei Pins eine Lücke von 0,2 mm. Dies bewirkt, dass die Pins sich nicht berühren, gleichzeitig aber die Pin-Matrix als geschlossen wahrgenommen wird. Um den Pin (und den Verbindungszylinder) sauber zu führen und seitliche Bewegungen zu vermeiden, werden wartungsfreie Kunststoffgleitlager eingesetzt (COM-KU<sup>®</sup>/s, LHG-GleitlagerKomponenten). Diese sind in zwei parallele Aluminiumplatten eingepresst. Der verbreiterte Kopf und die Auflagefläche für die Feder stellen einen jeweils mechanischen Endanschlag dar, wodurch die Bewegung des Pins auf genau 10 mm begrenzt wird. Aufgrund der beidseitigen Begrenzung muss der Pin aus zwei Teilen bestehen. Der obere Teil kann über ein Gewinde unterhalb der Gleitfläche vom Bolzen getrennt werden.

Die Feder wird zwischen der oberen Auflagefläche und dem Verbindungszylinder eingespannt. Der Abstand ist so gewählt, dass die Feder im Ausgangszustand um 0,18 N vorgespannt ist. Dies ist notwendig, um den Pin aus jeder Position gegen die Reibungskräfte in die Ausgangsstellung drücken zu können. Um ein Ausknicken der Feder zu vermeiden, wird sie von einem am Pin angebrachten Aluminiumbolzen geführt. Der Bolzen wird in einer Bohrung im Verbindungszylinder geführt. Sie ist genau so tief, dass die Feder beim Aufsetzen des Bolzens am Ende der Bohrung ihre maximal erlaubte Kompression erreicht. Um die Reibung zwischen Bohrung und Bolzen zu minimieren, wird der Verbindungszylinder aus Stahl gefertigt. Der Reibungskoeffizient zwischen Stahl und Aluminium beträgt nur ein Fünftel des Koeffizienten zwischen zwei Aluminiumteilen. Der Verbindungszylinder ist im Bereich der Federauflage verbreitert und wird in seiner Bewegung nach unten von der mittleren Aluminiumplatte begrenzt. Die Unterseite des Verbindungszylinders ist halbkugelförmig ausgehöhlt und sitzt lose auf der halbrunden Oberseite des Servohorns auf. Dadurch wird der Rotationsbewegung des Servos Rechnung getragen. Der Servo ist auf der Seite liegend mit dem passenden Abstand zum Pin montiert.

Da das haptische Display auch als Eingabegerät dient, muss jederzeit eine Messung der ausgeübten Kraft bzw. der aktuellen Pinhöhe durchgeführt werden. Dehnungsmessstreifen können nicht verwendet werden, da die beweglichen Bauteile geführt sind und daher eine Anbringung

**Abbildung 5.10:** Messung der Gegenkraft am finalen Funktionsprototyp mit dem kartesischen Roboter aus Abbildung 5.3; exemplarisch für alle durchgeführten Kraftmessungen am haptischen Display und den Prototypen.





**Abbildung 5.11:** Der finale Funktionsprototyp zeigt den vollständigen mechanischen Aufbau für einen Pin. Für das haptische Display wird diese Konstruktion siebenfach in sternförmiger Anordnung aufgebaut. Sprachlich angepasste Darstellung aus [Her15b, S. 293, Fig. 5].

und Verkabelung nicht möglich sind. (Piezoelektrische) Kraftsensoren unter den Motoren sind bei senkrecht unter den Pins montierten Aktoren eine Lösung, bei den seitlich liegend montierten Servos jedoch nicht praktikabel. Die Messung des Betriebsstroms der Servos ist zu ungenau.

Aufgrund dieser Einschränkungen wird eine Positionsmessung mit Hilfe von Linearpotentiometern durchgeführt. Die Potentiometer (ALPS RDC1022A05) werden nach einer möglichst geringen Betätigungskraft ausgewählt, um die Vorspannung der Federn nicht zusätzlich erhöhen zu müssen. Bei Messungen ergeben sich Kräfte von  $< 0,03 \text{ N}$ . Das Potentiometer wird in der Nähe des Pins parallel zur Manipulationsrichtung angebracht. Über einen schmalen Verbindungsstab werden der Pin und der Schieber des Potentiometers miteinander verbunden. Zur Befestigung ist am Pin an der oberen Federauflage eine Bohrung angebracht, zu der um  $90^\circ$  versetzt eine Madenschraube eingesetzt wird.

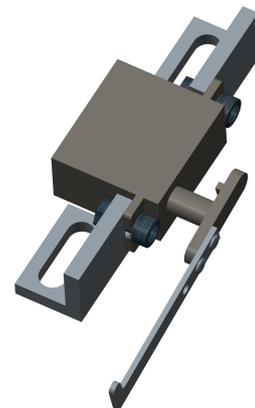
Mit dem finalen Prototyp wird bei den Kraftmessungen das gewünschte Ergebnis erzielt: Bei wiederholten Messungen mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten werden reproduzierbar die gewünschten Kräfte am Pin aufgebracht. Auch bei Messungen, bei denen der Pin gehalten wird, während der Servo den Verbindungszyylinder bewegt, werden die angestrebten Kräfte gemessen. Zudem erweist sich die Vorspannung der Feder um  $0,18 \text{ N}$  als ausreichend, um den Pin ausschließlich



(a) Baugruppe aus Pin, Feder und Verbindungszyylinder.



(b) Baugruppe aus Linearpotentiometer und Verbindungsstab.



(c) Baugruppe aus Servo und Halterung.

**Abbildung 5.12:** CAD-Zeichnungen der Baugruppen, die jeweils in siebenfacher Ausführung im haptischen Display verbaut werden.

mit der Kraft der Feder zurück in die Ausgangsposition bringen zu können.

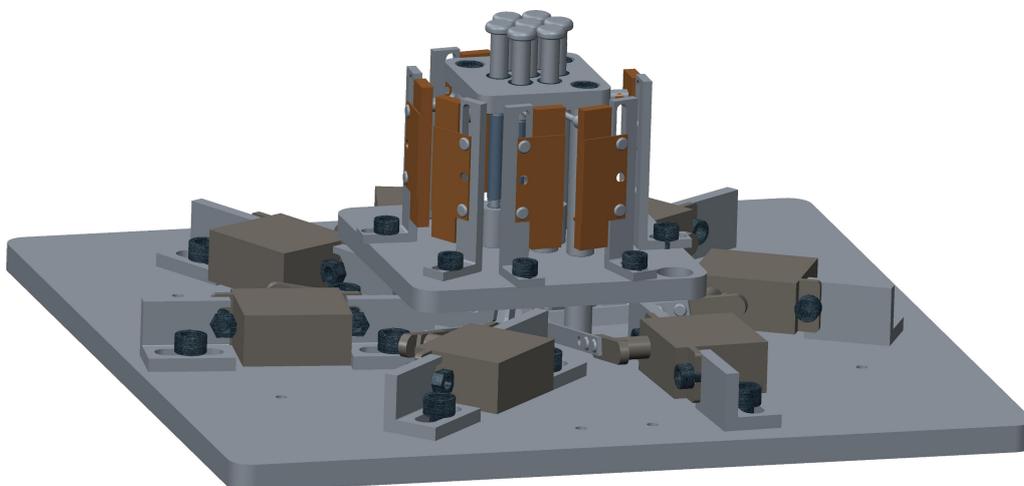
Der finale Prototyp besteht abgesehen von der Grundstruktur aus drei Baugruppen (siehe Abbildung 5.12): der Einheit aus teilbarem Pin, Feder und Verbindungszyylinder, dem Potentiometer und dem Servo mitsamt seiner Halterung. Diese drei Baugruppen werden für jeden Pin benötigt und sind im haptischen Display jeweils siebenmal vorhanden. In der Mitte des Aufbaus befinden sich die sieben Pins, die durch entsprechende Bohrungen und Gleitlager in hexagonaler Anordnung von der Grundstruktur geführt werden. Um die Pin-Matrix herum werden die anderen Baugruppen angeordnet. Problematisch ist dabei der Pin in der Mitte: Die Größe des Spalts zwischen den oberen Federauflagen zweier Pins beträgt nur 1,5 mm. In diesem Spalt muss sich der Verbindungsstab (Durchmesser 1 mm) vom Potentiometer zum mittleren Pin frei bewegen können. Dies erfordert eine exakte Platzierung des entsprechenden Potentiometers.

Auf der Unterseite müssen die Servos so angeordnet werden, dass die Abstände zum entsprechenden Verbindungszyylinder eingehalten werden und keine Kollisionen zwischen den Servohörnern auftreten können. Daraus ergibt sich die sternförmige Anordnung aller Komponenten, die zu einer Grundfläche von 18 cm × 18 cm führt (siehe Abbildung 5.13). Durch die liegende Anbringung der Servos neben der Pin-Matrix wird die Anforderung H3 an die Bauhöhe mit 8 cm erfüllt. Um die Servos vor dem Benutzer zu verbergen, wird auf Höhe der mittleren Aluminiumplatte eine runde Handauflage angebracht. Die Kabel für die Potentiometer und die Servomotoren werden unterhalb dieser Platte zur Rückseite zu den entsprechenden Steuerplatinen geführt.

### 5.3.3 Elektronische Ansteuerung

Zusätzlich zum mechanischen Aufbau verfügt das haptische Display über zwei Steuerplatinen zum Auslesen der Potentiometer und Ansteuern der Servos. Als Servo-Controller wird wie beim taktilen Display der Pololou Mini Maestro 12-Channel USB Servo Controller verwendet (Datenblatt siehe Anhang A.2). Der Servo-Controller wird mit einer Frequenz von 250 Hz betrieben. Die Stromversorgung der Servos erfolgt über ein Netzteil mit einer Spannung von 5 V und einer Stromstärke von 1 A.

Das Auslesen der Potentiometer erfolgt über eine Entwicklerplatine von Texas Instruments (TI MSP430F5529 USB LaunchPad, im Folgenden als „LaunchPad“ bezeichnet, Datenblätter siehe [Tex16]). Das LaunchPad verfügt über einen MSP430F5529-Mikrocontroller mit einem



**Abbildung 5.13:** CAD-Zeichnung des vollen Aufbaus ohne Abdeckplatte für die Servos.

12 bit-Analog-Digital-Wandler mit 14 Eingangskanälen. Dieser wird für das Auslesen der Potentiometerspannungen genutzt. Die Stromversorgung des LaunchPads erfolgt über die USB-Verbindung. Auf der Platine erfolgt eine Wandlung der Spannung von 5 V auf 3,3 V zur Versorgung des Mikrocontrollers. Diese Spannung dient auch als Referenzspannung für den Analog-Digital-Wandler und wird entsprechend für die Versorgung der Potentiometer genutzt. Das Rauschen der 3,3 V-Versorgungsspannung fällt mit 10 mV sehr gering aus.

Allerdings ist das gewandelte Signal der Potentiometerspannungen etwas verrauscht. Bei fester Position des Schiebers des Potentiometers schwanken die vier niedrigstwertigen Bits. Von der angegebenen Auflösung von 12 bit können ohne Filter nur 8 bit genutzt werden. Die Ortsauflösung der Potentiometer sinkt dadurch von theoretischen

$$\Delta d = \frac{22 \text{ mm}}{2^{12}} = 5 \mu\text{m} \quad (5.4)$$

auf 86  $\mu\text{m}$ . Für den Betrieb des haptischen Displays ist diese Auflösung ausreichend, zumal die Servos eine Schrittweite von ca. 130  $\mu\text{m}$  aufweisen. Beim haptischen Rendern (siehe Kapitel 6) wirkt sich eine größere Schrittweite allerdings negativ aus. Aus diesem Grund wird das Signal über eine RC-Filterschaltung geglättet. Dazu wird die Spannung aus dem Spannungsteiler über einen 1  $\mu\text{F}$ -Kondensator mit der Masse verbunden. Da das Rauschen zudem proportional zur Spannung ist, werden die Potentiometer so angebracht, dass sie in einem niedrigen Widerstandsbereich von etwa 2 k $\Omega$  bis 3 k $\Omega$  betrieben werden. So kann das Rauschen um den Faktor vier reduziert werden.

Das Programm auf dem Mikrocontroller läuft zyklisch mit einer Rate von 1000 Hz ab. Der Mikrocontroller läuft mit einer Taktfrequenz von 8 MHz, entsprechend wird nach 8000 Takten ein Zeitsignal ausgelöst. In jedem Zeitschritt von 1 ms findet die Wandlung der Potentiometerspannungen und die Übertragung der Daten an den PC statt. Die Abtastzeit für jeden der sieben Eingangskanäle des Analog-Digital-Wandlers beträgt 128 Takte, zusätzlich werden für die Wandlung weitere 13 Takte benötigt. Dies entspricht einer Zeit von 17,6  $\mu\text{s}$ . Auch mit längeren Abtastzeiten kann keine Verbesserung des Signals erzielt werden. Nach Angaben des Benutzerhandbuchs [Tex15b, Kapitel 28.2.5.3] ist bei einem Lastwiderstand von 10 k $\Omega$  eine Zeit von 3,5  $\mu\text{s}$  für eine Auflösung von 12 bit ausreichend. Nach der Wandlung werden die Werte aus den Registern ausgelesen. Für die Übertragung wird jeder 12 bit-Wert auf zwei Bytes aufgeteilt.

Die Datenübertragung erfolgt über die USB-Verbindung. Das LaunchPad wird in die Klasse der Kommunikationsgeräte eingeordnet (Communications Device Class, CDC). Der Device-Deskriptor und die Erweiterung des Standard-Treibers für diese Geräteklasse wird mit dem von Texas Instruments bereitgestellten USB-API-Stack erstellt [Tex15a]. Am PC erscheint das LaunchPad entsprechend an einem virtuellen COM-Port. Im Gegensatz zu der standardmäßigen Kommunikation über UART (Universal Asynchronous Receiver Transmitter) ist die Verbindung nicht auf 115 200 Bd limitiert. Auf diese Weise können die Daten zuverlässig mit der Rate von 1000 Hz an den PC übertragen werden.

## 5.4 Objektive Evaluation des haptischen Displays

Der mechanische Aufbau des haptischen Displays wird von Beginn an auf die Anforderungen H1 und H2 ausgelegt. Die Pins können vom Benutzer um 10 mm nach unten bewegt werden. Die Köpfe der Pins haben einen Durchmesser von 6,4 mm und einen Mittenabstand von 6,5 mm, was bei hexagonalem Layout zu einer nahezu runden Fläche führt. Die hexagonale Pin-Matrix ist von Spitze zu Spitze 19,3 mm lang und von Kante zu Kante 17,6 mm breit. Um je nach Größe

des Fingers die Pin-Matrix möglichst vollständig abzudecken, kann das haptische Display um 90° gedreht werden. Bei normalen und breiten Finger wird die normale Orientierung mit zwei Pins vorne gewählt, bei schmalen Fingern bietet sich die alternative Orientierung mit einem Pin vorne an. Die Bauhöhe des gesamten haptischen Displays beträgt 8 cm. Die Anforderung H1, H2 und H3 werden somit voll erfüllt.

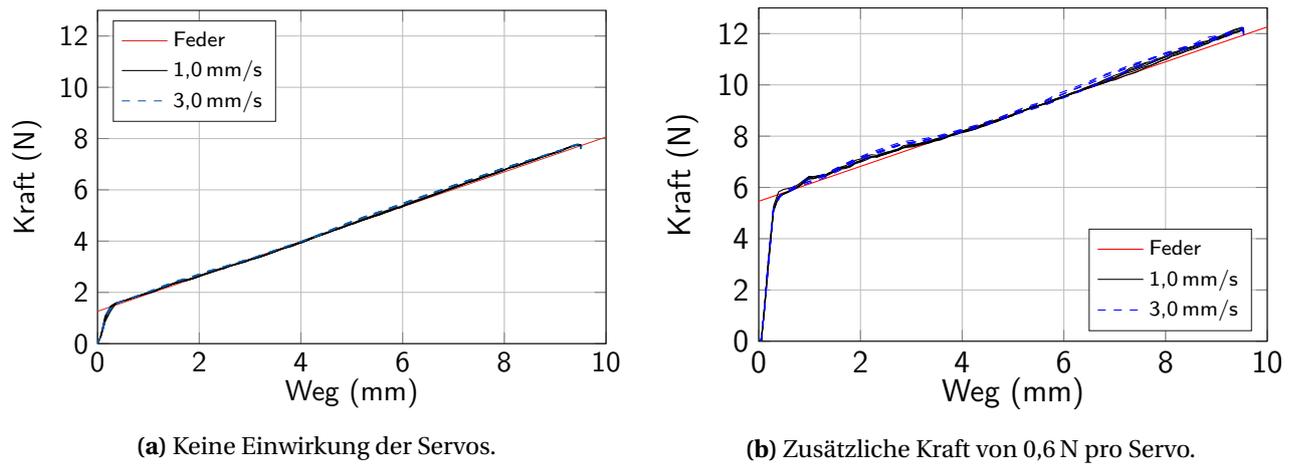
In der Konstruktionsphase wird zudem darauf geachtet, die Kosten der einzelnen Komponenten durch die Verwendung von Standardbauteilen (Servos, Linearpotentiometer, Federn, Gleitlager) gering zu halten. Allerdings ist der Fertigungsaufwand für die einzelnen Aluminiumteile (insbesondere Pin, Bolzen und Verbindungszyylinder) recht hoch. In ca. zwei Jahren Betrieb sind bislang keine Defekte aufgetreten. Ein Austausch von Komponenten musste auch nicht durchgeführt werden. Abgesehen von gelegentlichem Säubern der Gleitflächen der Pins und Überprüfen der Kalibrierung der Servos und Potentiometer ist keine weitere Wartung des haptischen Displays notwendig. Die wünschenswerten Anforderungen H9 werden somit größtenteils erfüllt.

Durch die Anbringung der Handauflage können die Servos vollständig und die Kabel größtenteils vom Benutzer verborgen werden. Die einzigen beweglichen Teile in Reichweite sind die Pins selbst. Die Verbindungsstäbe werden durch die Rückseiten der Potentiometer gut abgeschirmt. Etwas ungünstig ist die generelle Positionierung der Potentiometer rund um die Pin-Matrix, die – wie oben beschrieben – unumgänglich ist. Benutzer mit kleinen Händen müssen ihre ungenutzten Finger eventuell etwas weiter abspreizen um nicht in Kontakt mit den Potentiometern zu kommen. Eine Gefahr geht davon jedoch nicht aus. Die Servos bleiben während des Betriebs ausreichend kühl, sodass keine aktive Kühlung notwendig ist und auch keine hohen Temperaturen im Bereich der Pin-Matrix auftreten können. Allerdings verursachen die Servos sowohl bei der Bewegung als auch unter Belastung deutlich hörbare Geräusche. Das haptische Display kann also gefahrlos betrieben werden, die Nachteile (Position der Potentiometer und Motorgeräusche) sind prinzipbedingt und lassen sich nicht gänzlich vermeiden. Die Anforderungen H8 sind somit ebenfalls größtenteils erfüllt.

Zur Verifikation der Anforderungen H4, H5 und H7 werden auch am haptischen Display Kraftmessungen mit einzelnen Pins und allen Pins zusammen durchgeführt. In Abbildung 5.14(a) werden die Ergebnisse der Messungen ohne Einwirkung der Servos gezeigt. Dabei ist festzustellen, dass die gemessenen Kräfte sehr gut den vorher berechneten Werten entsprechen. Auch die Abweichungen der zehn Messungen untereinander sind minimal. Der Sprung auf 1,26 N bei 0 mm entsteht durch die konstruktionsbedingte Vorspannung der Federn. In Abbildung 5.14(b) wird die maximale Gegenkraft durch die Servos erzeugt. Auch hier sind die Abweichungen der Messungen von der erwarteten Kennlinie und untereinander sehr gering. Dadurch wird gezeigt, dass die Servos bei jeder Position der Pins die Verbindungszyylinder in die erforderliche Höhe bewegen können. Die gestellten Anforderungen H4, H5 und H7 werden daher erfüllt.

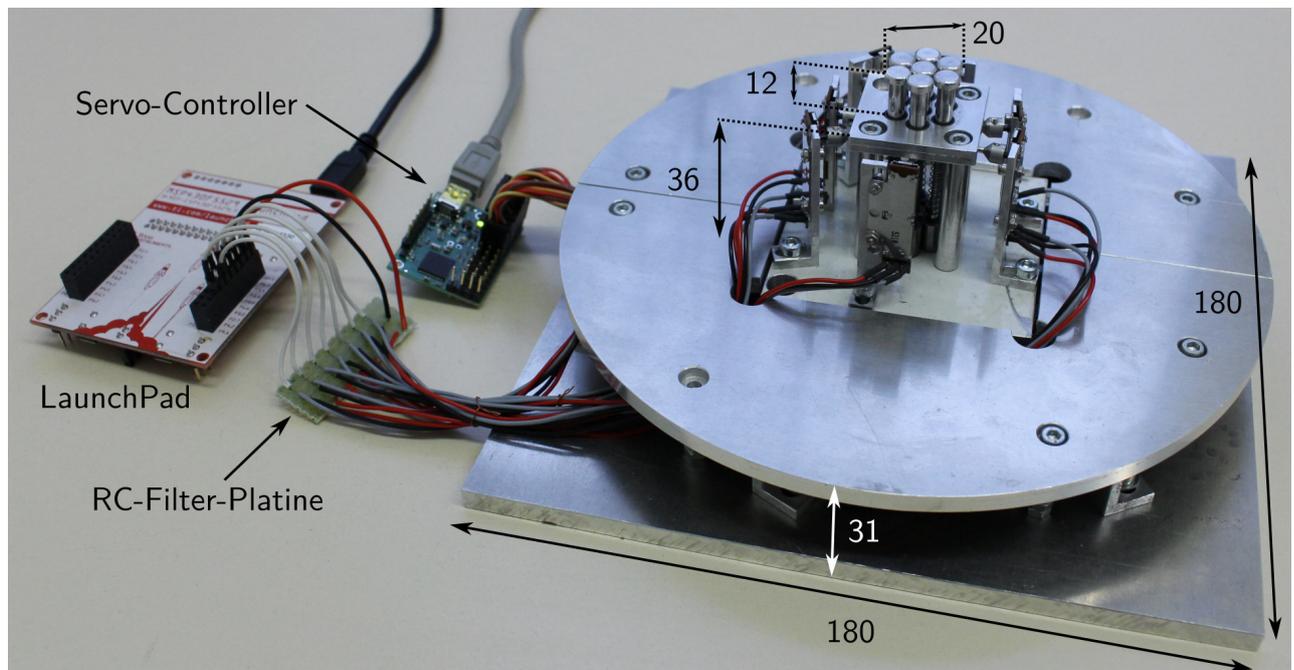
Um die Reaktionszeit der Servos zu überprüfen, wird mit einer „Hochgeschwindigkeitskamera“ (GoPro Hero 4 Black, 240 Bilder pro Sekunde) die Bewegung des Verbindungszyinders aufgenommen. Durch Auszählen der Einzelbilder, in denen eine Bewegung stattfindet, kann auf die Zeit rückgeschlossen werden. Der Servo wird per direktem Befehl von der Ausgangsstellung in die höchste Position gefahren. Sowohl bei entlastetem als auch bei voll belastetem Pin ist die Bewegung nach 13 Einzelbildern abgeschlossen. Dies entspricht einer Zeit von 58 ms, wenn die Verzögerung von vier Millisekunden durch die Ansteuerung mit 250 Hz noch berücksichtigt wird. Damit wird Anforderung H6 problemlos erfüllt.

Die notwendigen Anforderungen an die Hardware können von dem in dieser Arbeit entwickelten und konstruierten haptischen Display erfüllt werden. Lediglich hinsichtlich wünschenswerter Ei-



**Abbildung 5.14:** Kraftmessungen am haptischen Display bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten. Die rote Linie zeigt die Federkennlinie und damit den geforderten Verlauf der Kräfte (vgl. Abbildung 5.7).

enschaften, wie einfacher Fertigung, kompakten Abmessungen und niedrigen Betriebsgeräuschen müssen geringe Abstriche in Kauf genommen werden. Die Kraftmessungen mit dem kartesischen Roboter zeigen deutlich, dass die einzelnen Pins die Kräfte reproduzierbar und zuverlässig ausgeben können.



**Abbildung 5.15:** Das haptische Display. Maße in Millimetern. Sprachlich angepasste Darstellung aus [Her16, S. 31, Figure 2].

# KAPITEL 6

---

## Entwicklung einer virtuellen Umgebung für das haptische Rendern

---

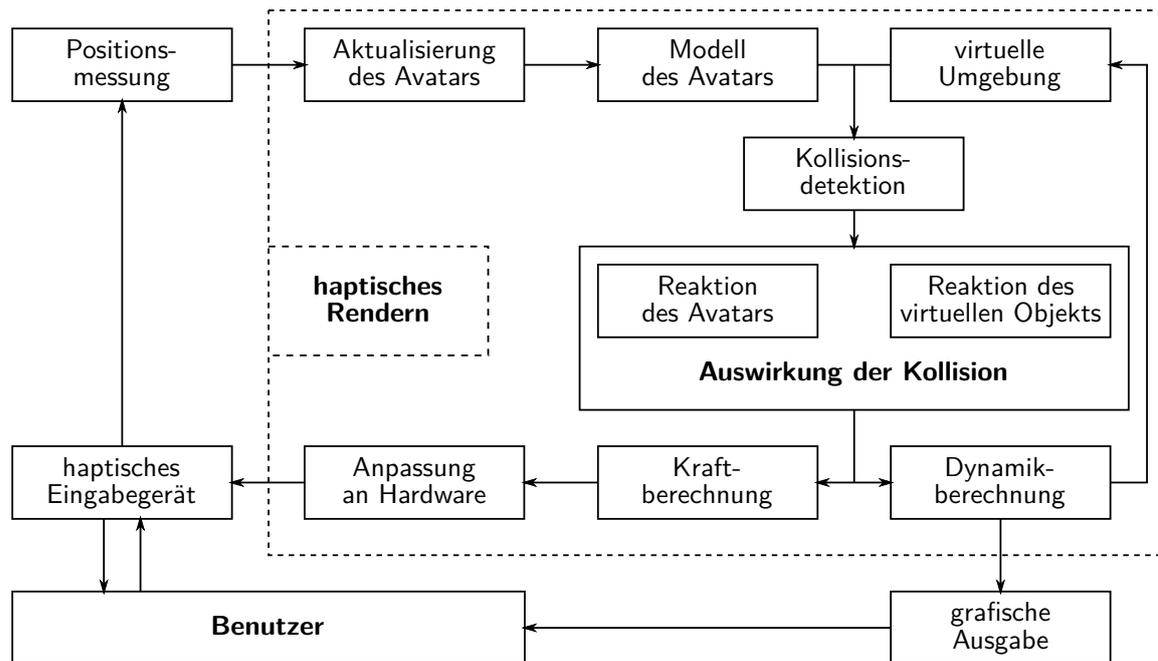
Neben der Hardware, also dem haptischen Display, wird auch entsprechende Software für die Ansteuerung benötigt. Daher wird eine virtuelle Umgebung entwickelt, in der das Abtasten des Weichgewebes über das haptische Display durchgeführt werden kann. Dies erfordert die Kommunikation zwischen der Hardware und der Software, über die einerseits die Bewegungen des Benutzers in die virtuelle Welt übertragen werden und andererseits die berechneten Kräfte zurückgegeben werden. Die Berechnung der Interaktion zwischen dem Avatar, also die Repräsentation der Hardware in der virtuellen Umgebung, und dem virtuellen Weichgewebe wird als haptisches Rendern bezeichnet. In diesem Kapitel werden zunächst die Grundlagen zum haptischen Rendern erläutert und für diese Arbeit relevante Ergebnisse anderer Forschungsgruppen vorgestellt.

Zentraler Bestandteil dieses Kapitels ist die Entwicklung der Software. Die Implementierung erfolgt über das quelloffene Rahmenwerk CHAI3D, das die grundlegenden Funktionen für den Aufbau einer virtuellen Umgebung und das haptische und grafische Rendern zur Verfügung stellt. Für die Interaktion mit dem haptischen Display sind Anpassungen und Erweiterungen des Rahmenwerks notwendig. Es wird ein spezieller Avatar entwickelt, der ausgehend von den gemessenen Pinhöhen seine Form anpasst, um die Pin-Matrix realitätsnah zu repräsentieren. Über angepasste Algorithmen werden die Kräfte zwischen dem Avatar und dem virtuellen Weichgewebe berechnet. Diese Kräfte werden einerseits verwendet, um die Deformation des Gewebes zu simulieren und andererseits an die Servos des haptischen Displays zurückgegeben. Über eine intuitiv bedienbare grafische Schnittstelle kann der Benutzer den Avatar mit der Maus an den gewünschten Ausgangspunkt für den Tastvorgang setzen.

### 6.1 Grundlagen und Stand der Technik zum haptischen Rendern

Haptisches Rendern bezeichnet den Prozess, aus einer virtuellen Umgebung sensorische (in diesem Fall haptische) Stimuli zu gewinnen und zu übertragen. Das haptische Rendern umfasst mehrere Bestandteile, die ineinander greifen. In Abbildung 6.1 sind die Zusammenhänge für ein impedanzgeregeltes haptisches Eingabegerät aufgezeigt.

Der erste Schritt ist das Auslesen von Positionsinformationen über das haptische Eingabegerät, um den Avatar entsprechend aktualisieren zu können. Durch die neue Position kommt es möglicherweise zu Kollisionen innerhalb der virtuellen Umgebung, die über entsprechende Algorithmen ermittelt werden. Ist das Ergebnis der Kollisionsprüfung positiv, müssen die Auswirkungen auf Avatar und Objekt berechnet werden. Zwischen Avatar und virtuellem Objekt wirken Kräfte, die einerseits zu Bewegungen innerhalb der virtuellen Umgebung führen und andererseits an den Benutzer ausgegeben werden sollen. Diese Kräfte müssen eventuell zuvor an die Spezifikationen



**Abbildung 6.1:** Überblick über Zusammenhänge der einzelnen Komponenten beim haptischen Rendern. Eigene Darstellung nach [Wan14, S. 7, Fig. 1.4].

des haptischen Eingabegeräts angepasst werden. Parallel dazu findet in der Regel auch ein grafisches Rendern statt, um dem Benutzer visuelle Information aus der virtuellen Umgebung zu übermitteln.

Im Unterschied zur realen Welt ist die virtuelle Welt digital. Aus einer kontinuierlichen Bewegung wird daher in der virtuellen Umgebung eine Aneinanderreihung von Positionen zu bestimmten diskreten Zeitschritten. Die Positionen unterliegen zudem einem Quantisierungsrauschen. Aus diesen Einschränkungen ergeben sich mehrere Probleme: Bewegt der Benutzer in der realen Welt seinen Finger in Richtung eines Objekts, kommt es zu einem bestimmten Zeitpunkt zu einer Kollision. Dabei treten ohne Verzögerung Kraft und Gegenkraft mit den entsprechenden Auswirkungen auf (siehe Abbildung 6.2a). Bewegt sich dagegen der Avatar schrittweise auf ein virtuelles Objekt zu, wird er zwischen zwei Zeitschritten das Objekt penetrieren (6.2b). Der genaue Zeitpunkt der Kollision kann nicht bestimmt werden.

Ein simpler Algorithmus zur Berechnung der Kraft auf den Avatar ist das Potentialfeld-Modell: Bewegt sich der Avatar beispielsweise entlang der  $x$ -Achse und  $x \geq x_0$  beschreibt die Oberfläche des Objekts, dann lässt sich die Kraft über

$$F = \begin{cases} 0 & \text{für } x < x_0 \\ K \cdot (x - x_0) & \text{für } x \geq x_0 \end{cases} \quad (6.1)$$

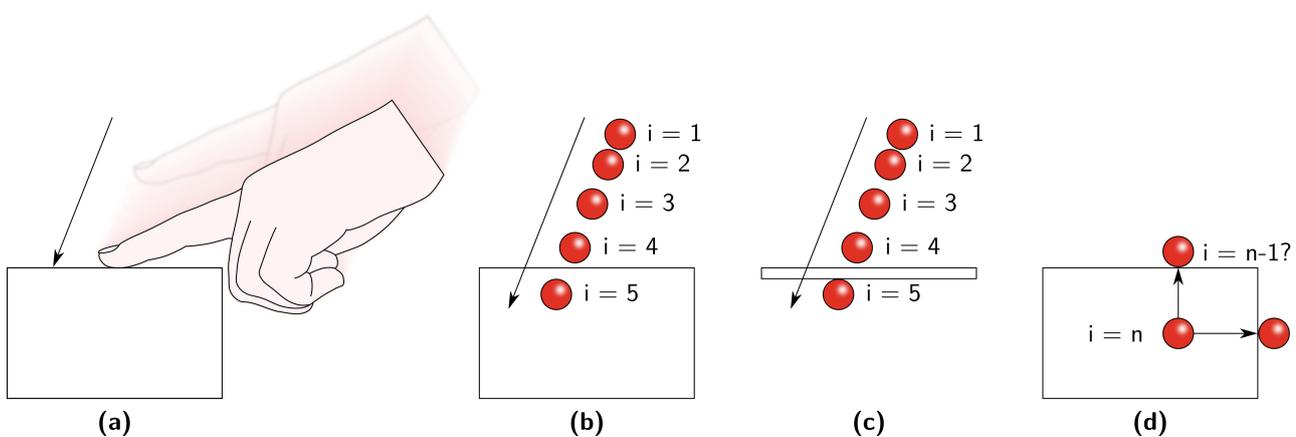
berechnen. Dabei ist  $K$  die Steifigkeit des Objekts. Auf den vorher frei beweglichen Avatar sollte also eine Kraft wirken, die ihn wieder aus dem Objekt drückt, sobald er in dieses eindringt. Diese Kraft wird allerdings erst mit einer Verzögerung ausgegeben, die der Periodendauer des haptischen Renderns entspricht.

Bei sehr dünnen Objekten kann es dazu kommen, dass die Kollision gar nicht festgestellt wird, da der Avatar in einem Zeitschritt vollständig das Objekt durchquert (6.2c). Bei mehrdimensionalen

Bewegungen kann ohne Rückverfolgung der Bewegung zudem nicht zweifelsfrei bestimmt werden, in welche Richtung eine Kraft wirken soll (6.2d).

Um diese Probleme zu vermeiden werden mehrere Maßnahmen angewendet. Durch eine hohe Wiederholrate der Render-Schleife erfolgt auch die Aktualisierung der Position und die Prüfung auf Kollisionen entsprechend häufig. Dadurch sinkt die Wahrscheinlichkeit für unbemerktes Durchdringen von Objekten und auch die Eindringtiefe beim ersten Kontakt fällt weniger groß aus. Die Position der Kollision kann also deutlich genauer bestimmt werden. Dies wirkt sich auch positiv auf die Stabilität der Wiedergabe aus: Die Kraft auf den Avatar steigt mit der Penetrationstiefe (siehe Gleichung (6.1)). Durch entsprechend hohe Kraft am Eingabegerät soll die Position des Avatars korrigiert werden. Dies bewirkt möglicherweise, dass der Benutzer den Avatar unbeabsichtigt wieder aus dem Objekt bewegt, weil er die entsprechende Gegenkraft nicht rechtzeitig aufbringen kann. Befindet sich der Avatar wieder außerhalb des Objekts, verschwindet die Gegenkraft abrupt, während der Benutzer noch seinen Arm beschleunigt. Der Avatar wird wieder in das Objekt eindringen und die Kraft am Eingabegerät wird abrupt wieder ausgegeben. Dieser sich wiederholende Prozess führt zu Schwingungen bzw. Vibrationen. Eine verkürzte Periodendauer kann zumindest die Amplitude dieser Schwingungen verringern. Allerdings steigt mit einer Erhöhung der Rate für das haptische Rendern auch der Rechenaufwand. In der Literatur wird eine Frequenz von 1000 Hz für das haptische Rendern als guter Kompromiss angesehen [Sal04]. Im Gegensatz dazu ist für das grafische Rendern eine Rate von nur 30 Hz ausreichend.

Gegen die Durchdringung von dünnen Objekten helfen sogenannte Proxy-basierte Algorithmen, die es ermöglichen, die Bewegung des Avatars zurückzuverfolgen. Der von ZILLES et al. [Zil95] entwickelte *God-Object*-Algorithmus und eine Weiterentwicklung durch RUSPINI et al. [Rus97] (*Finger-Proxy*-Algorithmus) verwenden dazu ein weiteres virtuelles Objekt, den Proxy (engl. Stellvertreter) bzw. das God-Object (siehe Abbildung 6.3(a)). Dieser befindet sich im freien Raum generell an der gleichen Position, wie der Avatar. Bei der Kollisionsprüfung wird berechnet, ob sich zwischen der Position des Proxys und der aktualisierten Avatarposition eine Objektoberfläche befindet. Fällt die Kollisionsprüfung negativ aus, wird auch der Proxy an die Position des Avatars bewegt. Im Falle einer positiven Kollisionsprüfung bewegt sich der Proxy nur bis zur Oberfläche des Objekts. Der Avatar und der Proxy sind durch eine virtuelle Hooke'sche Feder miteinander verbunden. Der Kraftvektor, der sich aus Richtung und Ausdehnung der Feder ergibt, ist gleich der

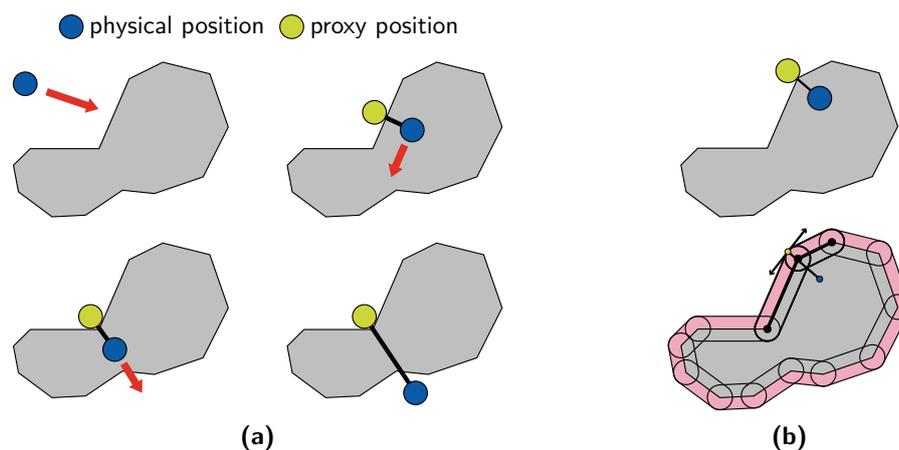


**Abbildung 6.2:** (a) Die kontinuierliche Bewegung der Hand endet an Oberfläche des Objekts. (b) Der Avatar penetriert zwischen zwei Zeitschritten das Objekt. (c) Durchdringung eines dünnen Objekts zwischen zwei Zeitschritten (*pop-through*). (d) Problem der Rückverfolgung nach der Penetration.

Kraft, die auf das haptische Eingabegerät ausgegeben wird. In jedem Zeitschritt wird die Ausdehnung der Feder minimiert, indem der Proxy entlang der Oberfläche des Objekts iterativ an eine energetisch günstigere Position bewegt wird. Auf diese Weise kann das Durchdringen von dünnen Objekten vollständig vermieden werden. Zudem ist die Berechnung der Kraft auch bei komplexeren Objekten möglich. Der Finger-Proxy-Algorithmus erweitert den God-Object-Algorithmus um einen Hüllkörper um das Objekt (siehe Abbildung 6.3(b)). Dadurch kann verhindert werden, dass der Proxy durch Rundungs- oder Quantisierungsfehler bei der Positionsberechnung in das Objekt eindringt.

Die Komplexität des haptischen Renderns ergibt sich aus der Anzahl der zu berücksichtigenden Freiheitsgrade. Für die Berechnung der Kräfte zwischen den Backen eines Greifers oder den Hebeln einer Schere ist nur ein Freiheitsgrad notwendig. Für die Interaktion über ein haptisches Eingabegerät mit rein translationalen Bewegungen werden drei Freiheitsgrade benötigt. Der Avatar ist in diesem Fall punkt- bzw. kugelförmig, um die Kollisionsdetektion möglichst einfach zu gestalten. Die Objekte in der virtuellen Umgebung sind in der Regel als Dreiecksgitter (engl. *Mesh*) aufgebaut. Die Kollisionsberechnung reduziert sich entsprechend auf eine Abstandsberechnung von einem Punkt zu einer oder mehreren Ebenen.

Deutlich aufwändiger wird die Berechnung bei stabförmigen Objekten (fünf Freiheitsgrade), die an mehreren Stellen mit einem oder mehreren Objekten kollidieren können. Hier lässt sich die Kollisionsberechnung über ein Ray-Tracing-Verfahren lösen, bei dem ausgehend vom Objekt ein unendlicher Strahl in beide Richtungen ausgesendet wird [Bas97]. Bei nicht vereinfachten Formen müssen sechs Freiheitsgrade untersucht werden. Dieser Fall tritt auf, wenn auch der Avatar aus einem gewöhnlichen Polygon-Mesh aufgebaut ist. Aufgrund der hohen Anzahl an möglichen Kollisionspunkten steigt der Berechnungsaufwand deutlich an. Zur Berechnung der Kollisionen und der minimalen Kraft wird z. B. analog zum God-Object-Algorithmus die Energie zwischen Ziel und Proxy nach dem Gauss'schen Prinzip des kleinsten Zwangs minimiert [Ort07]. Eine weitere Möglichkeit zur Berechnung der Kollisionspunkte stellt die Anwendung von Hüllkörper-Hierarchien (engl. *Bounding Volume Hierarchy*, BVH) in Form von Quadern oder Kugeln dar [Wan14]. Auch



**Abbildung 6.3:** (a) Lösen des Penetrationsproblems durch einen Proxy (bzw. ein God-Object), der auf der Oberfläche des Objekts verbleibt. (b) Erweiterung durch den Finger-Proxy-Algorithmus. Das Objekt erhält eine zusätzliche Hülle mit einem definierten Abstand, um ein Eindringen durch Rundungsfehler zu verhindern. Zusammengesetzt aus (links) [Rus97, S. 346, Figure 1] und (rechts) [Rus97, S. 347, Figure 3] (beide farblich angepasst).

über Voxel-Gitter, die das Mesh in eine diskrete Form überführen, lassen sich die Berechnungen beschleunigen [Cha11].

Eine weitere große Herausforderung beim haptischen Rendern stellen deformierbare Objekte dar. Diese haben keine feste Struktur wie rigide Objekte sondern ändern zusätzlich zu Position und Orientierung auch ihre Form abhängig von den Interaktionskräften. Neben der Bewegung des Avatars kommt es nun auch zu komplexen Bewegungen des Objekts, die berechnet werden müssen und zudem zu deutlich aufwändigeren Kollisionsprüfungen führen. Dadurch erhöht sich der Berechnungsaufwand, was das Einhalten der gewünschten Rate deutlich erschwert. Analog zum Rendern von sechs Freiheitsgraden werden daher auch zur Berechnung der Deformation vereinfachende Verfahren eingesetzt. So können die deformierbaren Objekte mit simplen Feder-Masse-Modellen aufgebaut werden. Bei einer Kollision wirken auf die Massepunkte Kräfte, die zu einer Beschleunigung und schließlich zu einer Deformation führen. Ein etwas erweitertes Modell wurde von CONTI et al. [Con03b] vorgestellt. Hier wird ein inneres Skelett verwendet, das aus wenigen, dafür physikalisch korrekt berechneten Federn und Kugeln aufgebaut ist. Dieses Skelett kollidiert mit dem Avatar und deformiert sich entsprechend. Um die grobe Struktur des Skeletts zu verbergen, wird zusätzlich eine äußere deformierbare Hülle aus physikalisch simpleren Federn und Massepunkten aufgespannt, die mit dem Skelett verbunden ist und sich entsprechend bewegt.

Physikalisch aufwändigere Modelle werden mit der Finite Element Methode (FEM) umgesetzt, bei der die Modelle aus Tetraedern aufgebaut werden. Über aufwändige kontinuumsmechanische Berechnungen werden die Kräfte zwischen den Tetraedern übertragen und somit globale Deformation des Objekts ermittelt [Cha13]. Die Zahl der verwendeten Tetraeder wird in der Regel eher klein gehalten (in der Größenordnung von 1000). Da die vollständige Berechnung in der Regel trotzdem länger als 1 ms dauert, kommt bei FEM-Modellen häufig das sogenannte Multi-Rate-Rendering zum Einsatz. Dabei laufen die Berechnungen für Kollision, Deformation und haptisches Rendern in eigenen Threads mit unterschiedlicher Aktualisierungsrate. Während das haptische Rendern weiterhin mit der erforderlichen Rate von 1000 Hz abläuft, wird das exakte Modell des Objekts nur unregelmäßig aktualisiert (10 bis 100 mal pro Sekunde). Die Zwischenschritte werden über stark vereinfachte Modelle approximiert. Eine weitere Möglichkeit bietet das Berechnen der Deformation auf Grafikkarten (GPU). Diese sind für parallelisierbare Anwendungen ein Vielfaches schneller als der Hauptprozessor (CPU) und können die FEM-Berechnungen entsprechend beschleunigen [Cou10; Shi13].

Ein besonders komplexes Szenario stellt das haptische Rendern des Kontakts von zwei deformierbaren geometrisch komplexen Objekten dar. BARBIČ et al. [Bar08] stellen einen CPU-basierten Ansatz vor, der die notwendige Rate einhält, indem die Komplexität der Berechnung reduziert wird, wenn die beiden Objekte an vielen Punkten kollidieren. Das vom Benutzer über ein haptisches Eingabegerät mit sechs Freiheitsgraden gesteuerte Objekt wird von einer Hülle aus Punkten mit Normalen zum Inneren des Objekts repräsentiert. Das andere Objekt wird über ein vorzeichenbehaftetes Abstandsfeld dargestellt. Sowohl die Punkthülle als auch das Abstandsfeld werden im Vorfeld generiert. Die Kollisionsprüfung und Kraftberechnung erfolgen, indem die als hierarchische Baumstruktur aufgebaute Punkthülle auf Überlappung mit dem Abstandsfeld überprüft wird. Zur Beschleunigung der Berechnung wird a) die Ebene angepasst, bis zu der die Hüllkörper-Hierarchie durchsucht wird, b) der früheste mögliche Zeitpunkt des Kontakts eines Punkts mit dem Abstandsfeld approximiert und c) ein stark vereinfachtes Deformationsmodell für beide Körper verwendet. Auf diese Weise können Kraft und Momente bei der Kollision von Objekten aus mehr als 100 000 Punkten berechnet werden. Allerdings sind beide Objekte jeweils homogen und weisen keine lokalen Differenzen in der Steifigkeit auf.

## 6.2 Anforderungen an die virtuelle Umgebung

Zur Benutzung des haptischen Displays werden Daten benötigt, die entweder durch einen entsprechenden Sensor bereitgestellt werden oder über die Simulation der haptischen Eigenschaften eines Objekts berechnet werden. Im Anwendungsszenario Palpationstraining liegt der Fokus auf reproduzierbaren Szenarien, die Anpassungen hinsichtlich des Schwierigkeitsgrades erlauben. Für diesen Zweck ist eine virtuelle Umgebung inklusive der Simulation eines deformierbaren Weichgewebes mit entsprechenden harten Einschlüssen besser geeignet.

Wie bereits in Kapitel 2.4 beschrieben spielt das visuelle Feedback eine nicht unwesentliche Rolle bei realitätsnahem haptischem Feedback. Das Weichgewebe in der virtuellen Umgebung sollte daher physikalisch realistische Parameter aufweisen. Dies bedingt, dass das virtuelle Gewebe nicht statisch ist, sondern sich unter dem Einfluss des Avatars entsprechend verformen lässt. Um einen harten Einschluss (den Tumor) zu simulieren, muss das Gewebe zudem heterogen aufgebaut sein, damit auch lokale Kraftdifferenzen erzeugt werden können. Für realistisches haptisches Feedback sollen außerdem die viskoelastischen Eigenschaften von Weichgewebe (siehe Kapitel 2.6) zumindest näherungsweise umgesetzt werden. Dabei muss allerdings berücksichtigt werden, inwiefern diese Eigenschaften mit dem haptischen Display dargestellt werden können (Kraftbereich eines Pins, Abbildung 5.7).

Das virtuelle Weichgewebe muss ausreichend dimensioniert werden, sowohl bezüglich der Fläche als auch der Höhe. Die Pin-Matrix des haptischen Displays weist eine Fläche von  $247 \text{ mm}^2$  auf. Für ein sinnvolles Trainingsszenario sollte mindestens die 30-fache Fläche angestrebt werden, um die Suche nach harten Einschlüssen realitätsnah zu gestalten. Dies entspricht einer Fläche von etwa  $85 \text{ mm} \times 85 \text{ mm}$ . Des Weiteren muss das virtuelle Weichgewebe so hoch sein, dass der Hub der Pins von 10 mm zu sinnvollen Ergebnissen bei der Kraftberechnung führt. Vorläufige Untersuchungen ergeben, dass dafür eine Höhe von 15 mm ausreichend sein sollte.

Aus der angepassten Hardware zur Krafterückkopplung beim Palpationsvorgang ergeben sich weitere Vorgaben. Neben der generellen Einbindung der Hardware zum Auslesen der Pin-Höhen und Ansteuern der Servos muss die spezielle Konstruktion des haptischen Displays berücksichtigt werden. Im Gegensatz zu haptischen Eingabegeräten ist ein punkt- bzw. kugelförmiger Avatar für das haptische Display nicht ausreichend. Da über die Pin-Matrix eine Interaktionsfläche für den Benutzer realisiert wird, sollte der Avatar entsprechend gestaltet werden. Der Avatar muss also mindestens aus mehreren Kontaktpunkten, besser noch aus einer geschlossenen Fläche in Form eines Dreiecksgitters aufgebaut werden. Dies erfordert eine Anpassung der Algorithmen zur Kollisionsdetektion.

Das haptische Rendern der Interaktion zwischen Avatar und virtuellem Gewebe muss zur Vermeidung von Instabilitäten mit einer Rate von 1000 Hz ablaufen. Dies beinhaltet die Kollisionsdetektion für zwei nicht-primitive Objekte, die Dynamikberechnung für die Deformation des Gewebes und die Berechnung der Kräfte auf das haptische Display. Die meisten der vorgestellten Ansätze zum Erreichen der haptischen Rate umfassen parallelisierbare Berechnungen auf Grafikkarten bzw. das Multi-Rate-Rendering in mehreren Threads. Beide Konzepte sind also auf spezielle Hardware angewiesen. Da das haptische Display im Gegensatz zu haptischen Eingabegeräten portabel ist, erscheint ein gewöhnliches Laptop (keine dedizierte GPU, zwei physikalische CPU-Kerne) als Zielsystem für die virtuelle Umgebung sinnvoll.

Die Stabilität des haptischen Renderns bzw. der Kraftausgabe muss jederzeit gewährleistet sein. In einem früheren Entwicklungsstadium der Software wird in einer Benutzerstudie festgestellt (siehe Kapitel 8.1.2, Seite 104), dass ohne Begrenzung der Geschwindigkeit der Servos bzw. der

Verbindungszyylinder bei manchen Benutzern Oszillationen auftreten können. Diese müssen für ein realistisches haptisches Feedback unterbunden werden.

Zusätzlich zu diesen zwingenden Anforderungen gibt es weitere wünschenswerte Kriterien. So soll die Bedienung für den Benutzer so einfach wie möglich gestaltet werden. Die Steuerung mit der Maus, die zur Positionierung des Ausgangspunkts für einen Tastvorgang notwendig ist, wird daher ähnlich wie im GUI des taktilen Displays (siehe Abbildung 4.4) umgesetzt. Aufgrund der dreidimensionalen Umgebung im Falle der Weichgewebesimulation sind jedoch einige Unterschiede zu berücksichtigen. Das GUI selbst sollte zudem optisch ansprechend gestaltet werden, um den Eindruck der Palpation eines inneren Organs zu verstärken

Die Parameter, welche im Weichgewebemodell verwendet werden, sollen im Vorfeld über einen Optimierungsalgorithmus ermittelt werden (siehe Kapitel 7). Sie sollen daher von außerhalb des Programms über Konfigurationsdateien eingestellt werden können. Dieses Vorgehen erlaubt darüber hinaus eine recht einfache Anpassung des Trainingsszenarios z. B. während der Evaluation oder zu Demonstrationszwecken. Weiterhin sollen für die Beschleunigung der Parametersuche mehrere Instanzen des Programms parallel laufen können, sofern mehrere physikalische Kerne bzw. Threads vorhanden sind.

In Tabelle 6.1 sind die an die virtuelle Umgebung gestellten Anforderungen zusammengefasst. Eine besondere Herausforderung stellt die Kombination der Anforderungen V1, V3 und V5 dar. Wie im Stand der Technik gezeigt, existieren bereits sehr gute Ansätze für Multi-Objekt-Kollisionen für das haptische Rendern, auch in Verbindung mit deformierbaren Objekten [Bar08]. Ebenso zeigt die Arbeit von CHAN et al. [Cha13], dass über einen Multi-Rate-Ansatz eine sehr realistische Gewebedeformation in Kombination mit haptischem Rendern erfolgen kann. Der Avatar für das haptische Display und das virtuelle Weichgewebe weisen nicht die geometrische Komplexität der in den beiden Arbeiten verwendeten Objekte auf. Die Tatsache, dass das virtuelle Weichgewebe jedoch keinen homogenen Körper darstellt, da ein harter Einschluss simuliert werden muss, erfordert ein

**Tabelle 6.1:** Anforderungen an die virtuelle Umgebung (Ansteuerung der Hardware, GUI, haptisches Rendern, Weichgewebesimulation).

Anforderung
V1 deformierbares virtuelles Weichgewebemodell mit viskoelastischen Eigenschaften
V2 Abmessungen des virtuellen Weichgewebes von 85 mm × 85 mm × 15 mm
V3 Frequenz von 1000 Hz für das haptische Rendern inklusive Deformationsberechnung bei gleichzeitigem Verzicht auf „spezielle“ Hardware (Grafikkarten und CPUs mit mehr als zwei physikalischen Kernen, Zielsystem Laptop)
V4 Einbinden des haptischen Displays (Auslesen der Potentiometer, Ansteuern der Servos)
V5 an die Pin-Matrix des haptischen Displays angepasster Avatar und entsprechende Algorithmen zur Kollisionsdetektion mit dem deformierbaren Weichgewebe
V6 Vermeiden von Instabilitäten bei der Weichgewebesimulation und der haptischen Rückkopplung
V7 Verwenden von Konfigurationsdateien für die Parameter von Weichgewebe und Tumor
V8 Ermöglichen des parallelen Ausführens mehrerer Instanzen des Programms
V9 Unterstützung des Benutzers durch intuitive Bedienung und übersichtliches GUI

effizientes Verfahren zur Berechnung der aus der Kollision resultierenden Kräfte. Dies lässt sich nur realisieren, indem sich bietende Vereinfachungen zur Reduktion des Berechnungsaufwands ausgenutzt werden. Der Anspruch ist nicht, die Interaktion des verformbaren Avatars mit dem deformierbaren Weichgewebe physikalisch exakt darzustellen. Das Ziel ist, ein virtuelles Weichgewebemodell zu erzeugen, das realitätsnahe physikalische Eigenschaften aufweist, sodass sich aus der Kollisions- und Dynamikberechnung entsprechende Kräfte und Bewegungen für das haptische und das visuelle Feedback ableiten lassen. Somit soll dem Benutzer ein möglichst realistisches Gefühl des Ab tastens von Weichgewebe geboten werden.

### 6.3 Rahmenwerk zur Entwicklung der virtuellen Umgebung

Für die Entwicklung von virtuellen Umgebungen mit grafischem und haptischem Rendern existieren mehrere Rahmenwerke. Für eine detaillierte Gegenüberstellung sei auf [Tal14] und [Kad11] verwiesen. Generell können zwei Kategorien unterschieden werden: Herstellerspezifische Rahmenwerke, die nur mit den entsprechenden Eingabegeräten funktionieren (z. B. Sensable<sup>®</sup> OpenHaptics<sup>®</sup> Toolkit [Geo15]) und generische Rahmenwerke (z. B. H3DAPI [Sen12], CHAI3D [CHA16]). Die Rahmenwerke unterscheiden sich in der Verfügbarkeit des Quellcodes, der verwendeten Programmiersprache, der zugrundeliegenden Lizenz, der Möglichkeit zum plattformübergreifenden Einsatz, dem Umfang der Dokumentation, den unterstützten Geräten und der Hardwareabstraktionsschicht (high-level/low-level).

Für die Entwicklung der Ansteuerung des haptischen Displays und der virtuellen Umgebung mit der Weichgewebesimulation fiel die Entscheidung auf CHAI3D. Dies hat mehrere Gründe: So ist das Rahmenwerk quelloffen und sehr modular aufgebaut, sodass Anpassungen und Erweiterungen ohne größere Hindernisse implementiert werden können. Es existiert zusätzlich zur nativen Unterstützung vieler kommerzieller haptischer Eingabegeräte eine Vorlage für die Integration von neu entwickelter Hardware. Eine große Auswahl an Beispielprogrammen erlaubt den einfachen Einstieg in die Entwicklung. Es existiert ein Modul für das haptische Rendern von deformierbaren Objekten (*GEL Dynamics Engine*, Stanford University). Zudem verfügt das Institut über zwei Eingabegeräte der Firma Force Dimension, deren Gründer an der Entwicklung von CHAI3D beteiligt sind. Daher konnten bereits einige praktische Erfahrungen mit CHAI3D-basierten Anwendungen gesammelt werden. Demgegenüber steht eine zumindest noch zu Beginn der Arbeit teilweise unvollständige Dokumentation der einzelnen Funktionen, vor allem des GEL-Moduls.

CHAI3D wurde von CONTI et al. [Con03a] mit dem Ziel entwickelt, sowohl high-level- als auch low-level-Programmierung von Haptik-Anwendungen zu vereinfachen. So soll einerseits eine schnelle Implementierung neuer Anwendungen ermöglicht werden, andererseits ist der Zugriff auf z. B. Kontrollalgorithmen für Eingabegeräte gegeben. Die Bibliotheken sind in C++ geschrieben, quelloffen und stehen unter BSD-Lizenz. Für das grafische Rendern wird OpenGL 2.1 eingesetzt.

Zu Beginn der Arbeit war die offizielle Version von CHAI3D (2.0.0) bereits fünf Jahre alt. Als Grundlage für diese Arbeit dient eine inoffizielle Version 3.0.0 von CHAI3D. Diese ist über die Webseite der „Experimental Haptics“-Vorlesung der Stanford University verfügbar, an der einige Entwickler von CHAI3D beteiligt sind [Cha14]. Im Laufe der Arbeiten an der virtuellen Umgebung wurden in kurzer Abfolge die Versionen 3.0.0 und 3.1.1 offiziell veröffentlicht. An dem hauptsächlich verwendeten GEL-Modul gibt es nur marginale Änderungen.

## 6.4 Aufbau und grundlegende Funktionsweise von CHAI3D

Im Folgenden wird zunächst der strukturelle Aufbau von CHAI3D vorgestellt. Daran schließt sich eine Beschreibung des Ablaufs eines in CHAI3D erstellten Programms an. Die dafür notwendigen *high-level*-Komponenten werden in Abbildung 6.4 dargestellt. Diese Objekte und Funktionen sind in CHAI3D bereits implementiert.

Die in dieser Arbeit durchgeführten Erweiterungen des Rahmenwerks spielen sich hauptsächlich „unter der Oberfläche“ ab (*low-level*) und werden in den folgenden Abschnitten näher erläutert. Zur besseren Übertragbarkeit der Begriffe auf das Rahmenwerk wird in den Abbildungen auf eine Übersetzung der Objekt- bzw. Klassennamen verzichtet. Nicht offensichtliche, davon abweichende Bezeichnungen im Text werden entsprechend gekennzeichnet. Für einen ersten Eindruck der Interaktion aller entwickelten Komponenten sei auf Abbildung 6.10 (Seite 81) verwiesen.

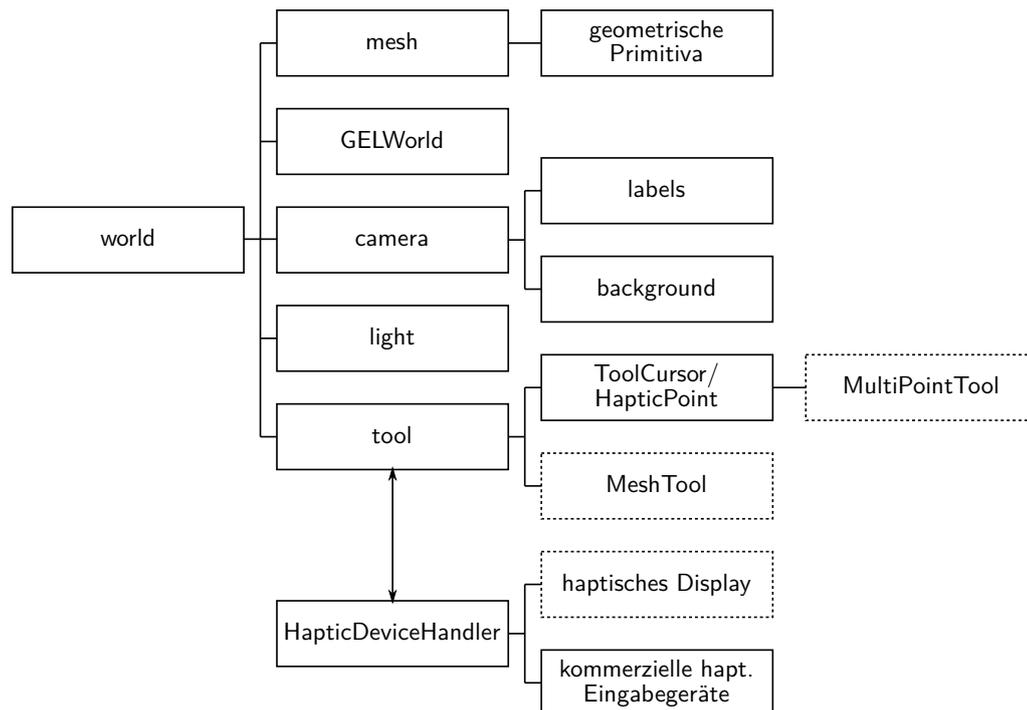
In CHAI3D bilden Knoten bzw. Objekte (Klassen, die ihre Eigenschaften von einer Basisklasse `cGenericObject` erben) die fundamentalen Bausteine für alle Inhalte der virtuellen Szene. Das Welt-Objekt dient als Wurzelknoten eines Szenengraphs, an den weitere Objekte als Kindknoten angehängt werden, die wiederum weitere Kindknoten haben können. Bei einem Szenengraph ist die Position jedes Objekts in einem Knoten im Koordinatensystem des Elternknotens angegeben. Auf diese Weise werden Rotationen und Translationen ausgehend von einem Knoten an alle Nachfahren weitergegeben.

Die Welt und ihre Kindknoten bestimmen, welche Inhalte gezeichnet werden und wie sie gerendert werden. Die Basisklasse `cGenericObject` selbst wird nicht gezeichnet, sondern vererbt nur ihre Eigenschaften an die Kindklassen. Jegliche Form von Inhalten für die Szene wird durch eine bestimmte Unterklasse repräsentiert. Manche Unterklassen (z. B. Materialeigenschaften) zeichnen selbst keine Inhalte, verändern aber das Verhalten ihrer Nachfahren. Das grafische Rendern erfolgt in CHAI3D über OpenGL, einer plattform-, hardware- und programmiersprachenunabhängigen Schnittstelle für 2D- und 3D-Anwendungen. Zum Rendern der Szene werden die Position und der Blickwinkel einer Kamera in der Welt ausgewertet und alle in der Szene enthaltenen Objekte gezeichnet.

Eine Anwendung in CHAI3D läuft in zwei Phasen ab: Einer Initialisierungsphase, in der der Szenengraph aufgebaut wird (siehe Abbildung 6.4), und in einer Ausführungsphase, in der die in Abbildung 6.1 dargestellte Schleife zum haptischen Rendern abläuft. Zu Beginn wird OpenGL initialisiert und ein Fenster für das Programm geöffnet. Anschließend wird das Welt-Objekt generiert und die Kamera und Lichtquellen an den Wurzelknoten angehängt.

Im nächsten Schritt wird nach verfügbaren haptischen Eingabegeräten gesucht. CHAI3D bietet für gängige kommerzielle Eingabegeräte von Geomagic [Geo16a], Force Dimension [For16d] und Novint [Nov12] bereits Klassen für die Anbindung. Zusätzlich existiert ein Template für das Hinzufügen weiterer Geräte, wie dem haptischen Display. In jeder dieser Klassen sind Methoden definiert, wie die entsprechenden Eingabegeräte am PC zu finden bzw. anzusprechen sind. Der sogenannte `HapticDeviceHandler` sucht in der Initialisierungsphase alle hinterlegten Klassen ab und stellt im Erfolgsfall Pointer zu den entsprechenden Klassen zur Verfügung.

Anschließend wird der Avatar (im Sprachgebrauch von CHAI3D „Tool“ genannt) generiert. Diesem wird der Pointer zum ersten freien haptischen Eingabegerät zugewiesen und die Verbindung zur Hardware aufgebaut. Wird kein Eingabegerät gefunden, kann der Avatar auch nicht gesteuert werden. In älteren Versionen von CHAI3D stand eine Klasse mit einem virtuellen haptischen Eingabegerät zur Verfügung (`Virtual Haptic Device`). Über dieses konnte der Avatar über ein zusätzliches Fenster mit der Maus gesteuert werden. In dieser Arbeit wird ein sogenanntes `FakeDevice`



**Abbildung 6.4:** Überblick über den Aufbau von CHAI3D. Gezeigt sind die im Szenengraph direkt an den Wurzelknoten angehängten Kindknoten. Gestrichelte Kästen bedeuten Änderungen bzw. Neuerungen gegenüber dem Ursprungszustand von CHAI3D.

entwickelt, das eine vergleichbare Funktionalität aufweist (siehe Kapitel 6.8.3).

Für Tools bietet CHAI3D eine Basisklasse (`cGenericTool`) und weitere Unterklassen. Das primitivste dieser Tools ist der `ToolCursor`, der aus einem einzelnen `HapticPoint`, quasi einem Interaktionspunkt, besteht. Weitere Klassen bieten z. B. die Möglichkeit, einen Greifer zu steuern (bestehend aus zwei `HapticPoints`). Die im Rahmen dieser Arbeit entstandenen Tools, das `MultiPointTool` [Rut15] (bestehend aus sieben hexagonal angeordneten `HapticPoints`) und das `MeshTool` (siehe Kapitel 6.7) sind weitere Unterklassen. Die Klasse des `HapticPoints` verfügt über zwei Kollisions- und Kraftberechnungsalgorithmen: den Finger-Proxy-Algorithmus für die Kollision mit Objekten in der Szene und den Potentialfeldalgorithmus, über den sich haptische Effekte wie Reibung oder Stick-Slip darstellen lassen.

Im nächsten Schritt werden die sichtbaren und fühlbaren Objekte in die Szene eingefügt. CHAI3D bietet verschiedene Möglichkeiten, wie diese Objekte aufgebaut werden können. Generell handelt es sich bei den Objekten immer um rigide Dreiecksgitter (Mesh). Im einfachsten Fall werden geometrische Primitiva generiert (Kugeln, Quader, Zylinder), denen verschiedene Eigenschaften wie Größe, Farbe, Material, Textur, Steifigkeit oder haptische Effekte zugeordnet werden können. Für deformierbare Objekte wird das GEL-Modul verwendet, das in Kapitel 6.5 ausführlicher beschrieben wird. Zu den generierten Objekten wird für die Kollisionsdetektion über einen Algorithmus ein Hüllkörper erzeugt, in der Regel ein achsenparalleler Quader (*axis-aligned bounding box*, AABB).

Für das GUI können anschließend noch Elemente zur Anzeige von Werten (Kräfte, Frequenzen, Positionen) in Form von Text oder Widgets an den Szenengraph angehängt werden. Ebenso kann ein Hintergrundbild für die virtuelle Umgebung eingeblendet werden.

Zum Abschluss der Initialisierungsphase wird ein neuer Thread mit hoher Priorität für das haptische Rendern gestartet, in dem die Schleife zur Berechnung von Kollisionen und Kräften

abläuft. Parallel dazu läuft das grafische Rendern ab. Wird das Fenster geschlossen bzw. eine interne Funktion zum Schließen aufgerufen, wird die Verbindung zum haptischen Eingabegerät getrennt und das Programm beendet.

Mit Beginn der Ausführungsphase wird erstmals ein Bild für den Benutzer gerendert. Zudem erhält er Zugriff auf die Bewegung des Tools über das Eingabegerät. Die Haptik-Schleife wird, wie oben beschrieben, so lange ausgeführt, bis das Programm beendet wird. Die Berechnung wird mit voller Geschwindigkeit ausgeführt. Sofern sich also kein zeitlich regelmäßig stattfindendes Ereignis (z. B. das Warten auf Daten eines Eingabegeräts) in der Schleife befindet, ist die Ausführungsrate in der Regel nicht konstant.

Im Falle von rein statischen virtuellen Szenen stellt dies kein Problem dar. Falls sich in der Szene bewegliche Objekte befinden, muss zu Beginn jedes Durchlaufs eine Zeitmessung durchgeführt werden, damit für Dynamikberechnungen das Zeitintervall bekannt ist. CHAI3D stellt dafür eine Klasse `cPrecisionClock` zur Verfügung. Für die Dynamikberechnung von deformierbaren Objekten ist zudem ein Zeitintervall von  $\leq 1$  ms wichtig (siehe Kapitel 6.5). Sollte das Zeitintervall bei der Messung zu groß ausfallen, wird es auf diesen Wert festgelegt. Dies hat zur Folge, dass die Szene in „Zeitlupe“ abläuft, was möglichst vermieden werden sollte.

Auf die Zeitmessung folgt die Berechnung der globalen Positionen aller Objekte ausgehend vom Wurzelknoten. Bei Objekten des GEL-Moduls werden zudem die externen Kräfte aus dem vorangegangenen Durchlauf der Schleife zurückgesetzt. Anschließend wird die Position des Tools aktualisiert. Dazu werden die aktuelle Position und Rotation des haptischen Eingabegerätes ausgelesen und in das Koordinatensystem des Welt-Objekts transformiert.

Mit den aktualisierten Positionen des Tools und den Objekten in der virtuellen Szene wird die Berechnung der Interaktionskräfte gestartet. Dazu wird mit dem Finger-Proxy-Algorithmus auf Kollisionen geprüft. Daraus ergibt sich die Kraft zwischen dem durch die Benutzereingabe vorgegebenen Zielpunkt und dem Proxy. Bei beweglichen oder deformierbaren Objekten wird mit dieser Kraft die Reaktion des Objekts berechnet und entsprechend eine neue Position, Rotation und Form bestimmt. Zum Abschluss eines Durchlaufs der Haptik-Schleife wird die berechnete Kraft auf das haptische Eingabegerät ausgegeben.

## 6.5 Aufbau des virtuellen Weichgewebes mit dem GEL-Modul

Wie bereits angedeutet lassen sich mit den „Bordmitteln“ von CHAI3D keine deformierbaren Objekte realisieren. Über das GEL Dynamics Engine-Modul werden allerdings zusätzliche Klassen für Objekte bestehend aus Feder-Masse-Modellen bereitgestellt. Das GEL-Modul basiert auf der Arbeit von CONTI et al. [Con03b]. Es enthält zwei unterschiedliche Feder-Masse-Modelle: das *Skeleton Model* und das *MassParticle Model*. Die ursprüngliche Idee dahinter ist eine Verbindung der beiden Modelle. Dabei bildet das *Skeleton Model* die innere stabile Struktur eines Objekts, während das *MassParticle Model* für die äußere Hülle verwendet wird, die mit dem Skelett über Federn verbunden ist. Die beiden Modelle unterscheiden sich grundlegend in ihrer physikalischen Komplexität.

Der strukturelle Aufbau des GEL-Moduls orientiert sich an den CHAI3D-Klassen (siehe Abbildung 6.5). Als Basis dient ein Wurzelknoten (`GELWorld`), der an das Welt-Objekt angehängt wird. An diesem Wurzelknoten hängen `GELMeshes`, die die Feder-Masse-Modelle und entsprechende Mesh-Objekte für das grafische Rendern enthalten.

Eine weitergehende Integration des GEL-Moduls existiert allerdings nicht. Abweichungen vom Szenengraph in Abbildung 6.4 werden direkt in den wenigen zu Verfügung stehenden Beispielan-

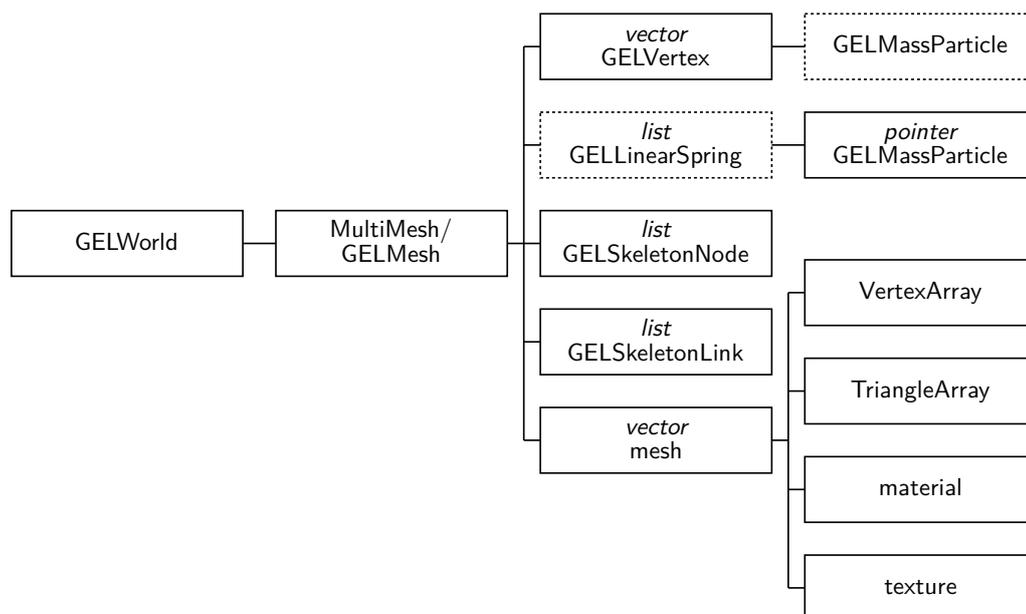
wendungen implementiert. So gibt es weder in CHAI3D noch im GEL-Modul einen Kollisionsdetektor für die deformierbaren Objekte. Die Interaktion des Avatars mit einem GEL-Objekt wird über einen simplen Algorithmus berechnet: Da sowohl der aus HapticPoints bestehende Avatar als auch die Knotenpunkte des Feder-Masse-Gitters von Kugeln repräsentiert werden, kann aus der Richtung und der Länge des Vektors zwischen den Kugelzentren die Überlappung beider Kugeln berechnet werden. Eine Iteration über alle Knotenpunkte ergibt in Verbindung mit einem einstellbaren Steifigkeitsfaktor die Interaktionskraft zwischen Tool und Objekt. Kann ein Objekt gut durch Kugeln repräsentiert werden (z. B. schlauchförmige Objekte), wird mit dieser Methode ein realitätsnahes haptisches Feedback erzielt. Eine ebene Oberfläche lässt sich dagegen nur mit sehr vielen sich überlappenden Kugeln annähern.

### 6.5.1 Betrachtung der Anforderungen

Hinsichtlich der gestellten Anforderung V1 eignen sich die beiden Feder-Masse-Modelle generell gut. So sind diese Modelle bezüglich der Berechnung der Dynamik recht einfach und können daher (im Gegensatz zu FEM-Modellen) in einem Durchlauf der Haptik-Schleife durchgeführt werden. Dadurch, dass jeder einzelnen Feder und jedem einzelnen Knoten eigene Eigenschaften zugewiesen werden können, ist auch der Aufbau eines heterogenen Körpers möglich.

Der Aufbau des virtuellen Weichgewebes soll in Form eines Quaders mit quadratischer Grundfläche erfolgen (siehe Anforderung V2). Dazu wird ein regelmäßiges Gitter von raumfüllenden Elementarzellen verwendet. An den Eckpunkten der Elementarzelle sitzen die Massen, die Kanten werden durch die Federn repräsentiert. Im einfachsten Fall wird eine würfelförmige Elementarzelle verwendet. Alternativ kann auch eine Kombination aus Tetraedern und Oktaedern verwendet werden.

Hinsichtlich des realitätsnahen haptischen und des grafischen Renderns sollten die Gitterabstände des virtuellen Weichgewebes ausreichend klein sein. Die Kollisionsdetektion und Kraftberechnung geht bei den in dieser Arbeit entwickelten Tools jeweils nur von den Gitterpunkten,



**Abbildung 6.5:** Der Aufbau der GEL Dynamics Engine. Überblick über die für diese Arbeit relevanten Klassen. Gestrichelte Kästen bedeuten Änderungen gegenüber dem Ursprungszustand des Moduls.

nicht von den Kanten des deformierbaren Objekts aus: Für das MultiPointTool kommt der oben beschriebene Ansatz der Kugelüberlappung zum Einsatz. Das in Kapitel 6.7 beschriebene MeshTool interagiert ebenfalls nur mit den Gitterpunkten. Durch die Verwendung des Gitters wird die kontinuierliche Oberfläche des Objekts also letztendlich quantisiert. Bei zu großen Abständen der Gitterpunkte (bzw. einer zu geringen Flächendichte der Gitterpunkte) werden die Kräfte entsprechend inhomogen auf den Avatar übertragen. Eine hohe Flächendichte ist also wünschenswert. Da der Berechnungsaufwand aber mit der Anzahl der Gitterpunkte linear ansteigt, wird durch Anforderung V3 die Maximalzahl der Gitterpunkte bzw. durch die angestrebte Größe (V2) die Dichte begrenzt. Bei einer Richtgröße von 4000 Gitterpunkten für das gesamte Objekt ergibt sich ein Gitterabstand von 3 mm ( $28 \times 28 \times 5$  Gitterpunkte).

### 6.5.2 Beschreibung der Feder-Masse-Modelle

Die beiden Feder-Masse-Modelle im GEL-Modul weisen eine unterschiedliche physikalische Komplexität auf. Dies wirkt sich deutlich auf die globalen Eigenschaften der aus diesen Modellen aufgebauten Objekte aus. Im Folgenden werden die beiden Modell kurz beschrieben, um anschließend die Auswahl des simpleren MassParticle-Modells zu begründen.

#### MassParticle Model

Das MassParticle-Modell setzt sich zusammen aus GELMassParticles und GELLinearSprings. Die MassParticles (im Folgenden „Massepunkte“) stellen Punkte ohne räumliche Ausdehnung dar, die als physikalische Eigenschaft eine Masse und eine Dämpfungskonstante für Translationen besitzen. Die Massepunkte werden über LinearSprings (im Folgenden „Federn“) miteinander verbunden. Diese Federn haben sehr einfache physikalische Eigenschaften, bestehend aus der initialen Länge und einer Federkonstante.

Die stark vereinfachten physikalischen Eigenschaften haben folgende Auswirkungen: Die Massepunkte haben drei translatorische Freiheitsgrade, aber keine Rotationsfreiheitsgrade. Die Federn haben ebenfalls drei Translationsfreiheitsgrade und nur zwei für die Rotation. Die Verformung der Feder findet nur in einer Dimension statt, ansonsten ist die Feder steif. Biegungen und Torsion treten nicht auf. Werden drei Massepunkte über zwei Federn miteinander verbunden, stellt der mittlere Massepunkt ein reibungsfreies Kugelgelenk dar.

Wird mit dem MassParticle-Modell ein Gitter mit regelmäßigen Elementarzellen aufgebaut, müssen diese Eigenschaften berücksichtigt werden. Eine hexaedrische Anordnung bestehend aus acht Massepunkten und zwölf Federn weist nach Gleichung 6.2 neben jeweils drei Freiheitsgraden für Translation und Rotation noch sechs weitere Freiheitsgrade für Verdrehungen auf (ausgehend von nicht dehnbaren Federn). Die Folge ist, dass einzelne Lagen eines so aufgebauten Gitters irreversibel gegeneinander verschoben werden können und ohne äußere Kräfte kein elastischer Körper realisiert werden kann. Tetraedrische (vier Ecken, sechs Kanten) und oktaedrische (sechs Ecken, zwölf Kanten) Elementarzellen sind dagegen bezüglich Verdrehungen stabil.

$$3 \cdot n_{\text{Ecken}} - n_{\text{Kanten}} = n_{\text{Translation}} + n_{\text{Rotation}} + n_{\text{Verdrehung}} = 6 + n_{\text{Verdrehung}} \quad (6.2)$$

Die Dynamikberechnung des Objekts erfolgt über die Berechnung der Bewegung jedes einzelnen Massepunkts. Dazu wird zunächst über alle Federn eines GELMeshes iteriert, um die internen Kräfte zu ermitteln. Dabei wird der Abstand  $|\vec{s}_1 - \vec{s}_0|$  der beiden zugehörigen Massepunkte berechnet, ebenso wie die Differenz der beiden Geschwindigkeitsvektoren  $\vec{v}_1 - \vec{v}_0$ . Die auf die Feder wirkende Kraft berechnet sich nach dem Kelvin-Modell, bei dem eine Feder  $D$  und ein Dämpfungszyylinder  $\eta$

parallel liegen (siehe Abbildung 2.5, Seite 14).

$$F = D \cdot (|\vec{s}_1 - \vec{s}_0| - s_{\text{init}}) + \eta \cdot (\vec{v}_1 - \vec{v}_0) \cdot \frac{\vec{s}_1 - \vec{s}_0}{|\vec{s}_1 - \vec{s}_0|} \quad (6.3)$$

Diese Kraft wird mit dem normierten Richtungsvektor zwischen beiden Massepunkten multipliziert und jeweils (positiv bzw. negativ) zur Kraft  $\vec{F}_{\text{intern}}$  der beiden Massepunkte addiert. An die Berechnung der internen Kräfte schließt sich die iterative Berechnung der neuen Positionen aller Massepunkte an (explizites Euler-Verfahren, siehe [Mül08]). Die Kraft  $\vec{F}_{\text{extern}}$  setzt sich dabei zusammen aus der Kraft, die durch die Kollision eines Massepunkts mit dem Avatar entsteht, und der Gravitation, die optional aktiviert werden kann.

$$\begin{aligned} \vec{s}_{\text{next}} &= \vec{s} + \vec{v} \cdot t + \vec{a} \cdot t^2 \\ \vec{a} &= \frac{1}{m} (\vec{F}_{\text{intern}} + \vec{F}_{\text{extern}}) \end{aligned} \quad (6.4)$$

### Skeleton Model

Das Skeleton-Modell setzt sich zusammen aus GELSkeletonNodes und GELSkeletonLinks. Hierbei handelt es sich um massebehaftete Kugeln (Nodes), die über Federelemente (Links) verbunden sind. Die Nodes weisen eine physikalische Ausdehnung auf und verfügen über Dämpfungsfaktoren für Translation und Rotation. Die Links werden beschrieben durch ihre initiale Länge (Abstand der beiden Nodes zum Zeitpunkt der Erzeugung) und Federkonstanten für Zug, Biegung und Torsion.

Im Gegensatz zum MassParticle-Modell sind hier die Nodes und die Links fest miteinander verbunden. Dadurch sind die Freiheitsgrade eingeschränkt und es kommt folglich nicht zu einer reibungslosen Bewegung der Links an den Knotenpunkten. Werden auf ein Node Kräfte aufgebracht, entstehen entsprechende Kräfte und Momente an den verbundenen Links, die auf benachbarte Nodes weitergegeben werden. Ein aus dem Skeleton-Modell aufgebautes Objekt ist daher stabil bezüglich reibungsfreien Verdrehungen.

Die Dynamikberechnung läuft analog zum MassParticle-Modell ab, ist aber um die Berechnung der Momente erweitert, da Biegung und Torsion der Links bzw. Drehbewegungen der Nodes berücksichtigt werden. Eine ausführliche Beschreibung findet sich in [Con03b].

### 6.5.3 Wahl eines Feder-Masse-Modells für das virtuelle Weichgewebe

Die beiden vorgestellten Feder-Masse-Modelle sind beide grundsätzlich in der Lage, viskoelastische heterogene Objekte aufzubauen. Dabei lässt sich mit dem Skeleton-Modell aufgrund der umfangreicheren Parameter ein genaueres physikalisches Verhalten modellieren. Allerdings haben die zusätzlichen Parameter ihren Preis: Die Berechnung der Deformation bzw. der Dynamik des Systems ist deutlich aufwändiger und kostet somit bei gleicher Anzahl an Gitterpunkten und Verbindungselementen deutlich mehr Rechenzeit.

Das verwendete Feder-Masse-Modell muss es erlauben, die Kollision, Deformation und Bewegung des Objekts mit einer entsprechenden Knotenanzahl innerhalb von 1 ms zu berechnen (inklusive allen weiteren Schritten der Haptik-Schleife). In ersten Versuchen mit einem einfachen hexaedrischen Gitter mit  $20 \times 20 \times 5$  Gitterpunkten (2000 Nodes und 5400 Links) wird festgestellt, dass die Berechnung des aus dem Skeleton-Modell aufgebauten Objekts nicht mehr stabil ist. Das für die explizite Euler-Integration verwendete Zeitintervall von 1 ms ist zu groß, sodass durch

Rundungs- und Quantisierungsfehler zusätzliche Energie in das System eingebracht wird und das Objekt bei Kontakt mit dem Avatar förmlich „explodiert“.

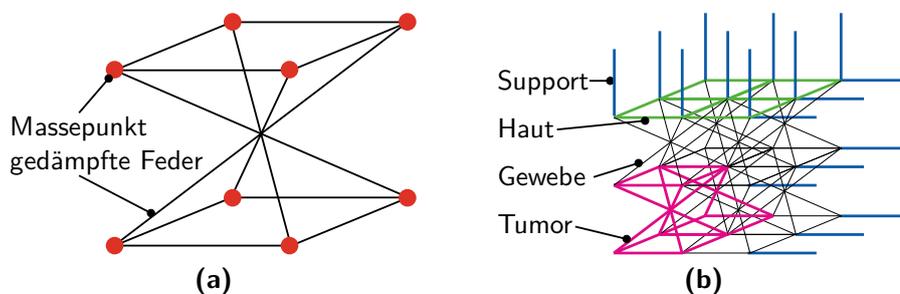
Darüber hinaus wird bereits bei 2000 Knoten die Zeitvorgabe von 1 ms überschritten. Das Skeleton-Modell eignet sich daher nicht für das angestrebte Ziel.

Die Wahl des Feder-Masse-Modells zum Aufbau des virtuellen Weichgewebes fällt also zwangsläufig auf das MassParticle-Modell. Versuche zeigen, dass mit diesem Modell die Berechnungen für die angestrebte Knotenzahl ( $28 \times 28 \times 5$  Gitterpunkte) ausreichend schnell ablaufen. Allerdings müssen Maßnahmen ergriffen werden, um die Nachteile durch die stark vereinfachte physikalische Beschreibung auszugleichen. Zunächst werden die beiden zugehörigen Klassen dahingehend verändert, dass die Dämpfungseigenschaften in die Klasse der Federn übertragen wird. Dies entspricht besser dem Kelvin-Voigt-Modell und erlaubt zudem, dass alle Massepunkte des Gewebes gleich definiert werden können.

Zur Korrektur der irreversiblen Verformungen durch instabile Elementarzellen wird eine äußere Haltestruktur verwendet. Diese besteht aus fixierten Massepunkten (Ankern), die sich rund um das Gewebe befinden. Jedem Massepunkt an der Oberfläche des Gewebes steht ein Anker gegenüber. Die Verbindung erfolgt über Federn (siehe Abbildung 6.6(b)). Damit das Tool nicht mit der Haltestruktur interagiert, werden die entsprechenden Massepunkte in einem separaten GELMesh gespeichert, das nicht bei der Kollisionsprüfung berücksichtigt wird. Die Haltestruktur erlaubt zudem, dass keine Massepunkte des Gewebes fixiert werden müssen. Mit dieser Maßnahme wird sichergestellt, dass das virtuelle Gewebe nach der Deformation wieder in den Ausgangszustand zurückkehrt (elastisches Verhalten). Abhängig von den Parametern für Federhärte und Dämpfung der Verbindungsfedern kann zudem das viskose Verhalten modelliert werden (siehe Kapitel 7).

Als Elementarzelle wird eine würfelförmige Anordnung verwendet, bei der die senkrechten Verbindungen durch diagonale Verbindungen ersetzt werden (siehe Abbildung 6.6(a)). Dadurch wird der „Kartenhauseffekt“, bei dem einzelne Ebenen trotz der Haltestruktur eher zur Seite umklappen anstatt die Kräfte senkrecht nach unten zu übertragen, erfolgreich unterbunden. Das Tetraeder/Oktaeder-Modell erweist sich nach zahlreichen Versuchen als nicht tauglich. Problematisch ist hierbei die bereits erwähnte Stabilität gegenüber Verdrehungen. Durch die Einwirkung einer Kraft kann es passieren, dass eine ganze Ebene unter die darunterliegende Ebene gedrückt wird. Dadurch wird wieder ein stabiler Zustand erreicht, der trotz der Haltestruktur irreversibel ist. Es bleibt also nach der Interaktion mit dem Tool eine Vertiefung im virtuellen Gewebe.

Zur Simulation eines harten Einschlusses werden die physikalischen Eigenschaften einzelner Federn verändert (siehe Abbildung 6.6(b)). Dazu wird ein Algorithmus entwickelt, der alle Federn



**Abbildung 6.6:** (a) Acht Massepunkte und zwölf gedämpfte Federn bilden eine Elementarzelle. Sprachlich angepasste Darstellung aus [Her16, S. 33, Figure 6]. (b) Globaler Aufbau des Weichgewebes mit vier verschiedenen Federtypen.

in einem vorgegebenen kugelförmigen oder achsenparallelen quaderförmigen Bereich findet und deren Eigenschaften verändert. Dadurch kann über Konfigurationsdateien die Form, Position, Größe und Härte des harten Einschlusses definiert werden.

## 6.6 Anbindung des haptischen Displays an CHAI3D

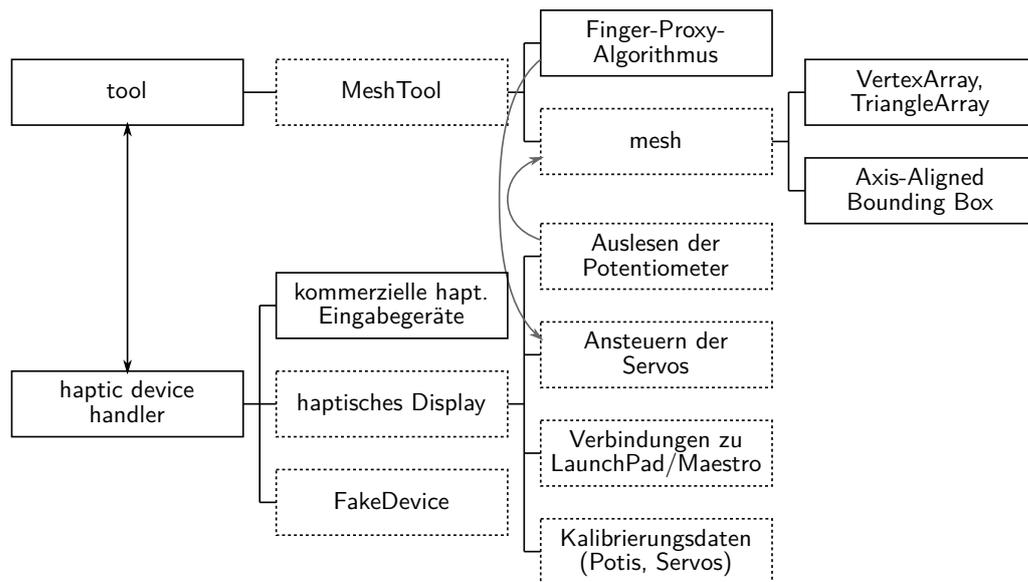
Um das haptische Display an CHAI3D anzubinden, wird das zur Verfügung gestellte Template `cMyCustomDevice` benutzt. Diese Klasse erbt die wichtigsten Funktionen von einer Basisklasse für Eingabegeräte (`cGenericHapticDevice`) und enthält eine Beschreibung der zu definierenden Methoden. Das Einbinden erfolgte im Rahmen der Bachelorarbeit von RUTSCHKE [Rut15]. Die wichtigsten Punkte und darüber hinaus gehende Erweiterungen werden hier beschrieben. Abbildung 6.7 zeigt einzelne wichtige Methoden der Klasse und deren Interaktion mit dem Avatar.

Zur Definition des haptischen Displays müssen im Template die Spezifikationen eingetragen werden. Darunter fallen Zahlenwerte für maximale Kräfte, Dämpfungswerte oder die Größe des Arbeitsraums und weitere Informationen über die Hardware wie z. B. ob das Gerät beidhändig benutzt werden kann oder ob zusätzliche Knöpfe für die Eingabe existieren. Zusätzlich werden hier die Kalibrierungsdaten für die Potentiometer und die Servos hinterlegt.

Die Kalibrierung erfolgt jeweils manuell. Im Falle der Potentiometer werden für alle sieben Pins die Digitalwerte in Ausgangsstellung (Pinhöhe von 0 mm) und bei maximalem Hub (Pinhöhe von 10 mm) ausgelesen. Prinzipiell ist es möglich, bei jedem Programmstart eine Kalibrierung durchzuführen (eine Vorlage dafür existiert bereits im Template), allerdings sind die Werte über längere Zeiträume stabil. Die Servos werden mit Hilfe der vom Hersteller des Servocontrollers mitgelieferten Software [Pol16] kalibriert. Dazu werden alle Servos über die Software manuell in die Position bewegt, bei der die Verbindungszyylinder genau auf der Aluminiumplatte aufsetzen. Die entsprechenden Steuersignale dienen als untere Schranke. Anschließend werden die Verbindungszyylinder über die Servos erst so weit nach oben bewegt, dass der Bolzen Kontakt zum Ende der Bohrung hat und dann wieder minimal nach unten bewegt. Die Verbindungszyylinder werden nun noch so ausgerichtet, dass sie alle auf der gleichen Höhe stehen. Dies definiert die obere Schranke. Die Positionen zwischen oberer und unterer Schranke werden sowohl bei den Potentiometern als auch bei den Servos linear interpoliert.

Im nächsten Schritt werden Methoden definiert, mit denen überprüft werden kann, ob das Gerät am PC verfügbar ist, und wie eine Verbindung aufgebaut wird. Im Falle des haptischen Displays müssen dazu die Verbindungen zum LaunchPad und zum Servocontroller über jeweils einen virtuellen COM-Port hergestellt werden. Diese werden über die Funktion `CreateFile` der Windows-FileAPI erzeugt [Mic16]. Der Zugriff auf die so erstellten Objekte erfolgt über jeweils ein Handle. Bei erfolgreicher Verbindung werden Timeouts und Steuerungseigenschaften für die serielle Kommunikation gesetzt. Können anschließend erfolgreich Daten vom LaunchPad empfangen werden, gilt das haptische Display als bereit. Zum Trennen der Verbindung werden die Handles zu den seriellen Schnittstellen geschlossen. Zuvor werden die Servos in die Ausgangsposition gefahren, um die Federn zu entspannen.

Nach Aufbau der Verbindung zum LaunchPad ist es möglich, die gesendeten Daten über die Potentiometer auszulesen. Das LaunchPad sendet in regelmäßigen Abständen von 1 ms Daten. Im Regelfall erfolgt die Abarbeitung der Haptik-Schleife in kürzerer Zeit, sodass auf die Daten gewartet wird. Daraus ergibt sich die feste Frequenz der Haptik-Schleife. Sollten Verzögerungen auftreten, werden die Daten in einen Puffer geschrieben, der nach dem *first in first out*-Prinzip ausgelesen wird. Daten, die nicht sofort abgearbeitet werden, werden also nicht verworfen. Dadurch treten



**Abbildung 6.7:** Zusammenspiel zwischen Tool und haptischem Display. Überblick über einzelne Attribute und Methoden der zugehörigen Klassen. Nicht gestrichelte Kästen bedeuten native Funktionen von CHAI3D.

allerdings Latenzen bei der Eingabe auf, was durch ausreichend schnelle Bearbeitung der Haptik-Schleife vermieden werden muss.

Das LaunchPad sendet die Daten in Form eines 64 byte langen Strings. Dieser enthält jeweils vier gleiche Blöcke mit zwei eindeutigen Bytes zur Markierung des Anfangs und 14 Bytes mit den Daten der sieben Potentiometer aufgeteilt in jeweils zwei Bytes. Dieses Format wurde ursprünglich gewählt, da bei der Verwendung des UART Probleme bei Paketen mit einer Größe von weniger als 64 byte auftraten. Bei Verwendung des TI-USB-API-Stacks treten diese Probleme nicht mehr auf. Der String wird nach dem Empfang zerlegt, indem zunächst der Beginn der Daten gesucht wird. Anschließend werden die nieder- und höherwertigen Bits zusammengesetzt. Die eingeleseenen Werte der Potentiometer werden zudem noch mit einem Binomialfilter ( $N = 4$ ) geglättet, um das noch vorhandene Rauschen weiter zu unterdrücken. Dazu müssen entsprechen die vier vorangehenden Wertesepette gespeichert werden. Der aktuelle Wert ergibt sich aus

$$m_p(t) = \sum_{i=0}^N w_i x(t-i), \quad p = 1 \dots 7, \quad (6.5)$$

mit  $w_0 = \frac{1}{16}$ ,  $w_1 = \frac{4}{16}$ ,  $w_2 = \frac{6}{16}$ ,  $w_3 = \frac{4}{16}$ ,  $w_4 = \frac{1}{16}$ .

Über die Kalibrierungsdaten der Potentiometer können die entsprechenden Pinhöhen berechnet werden. Über die bekannte Federkennlinie ergibt sich zudem die Kraft, die der Benutzer gerade auf den Pin ausübt.

Zusätzlich zu den Pinhöhen wird für die Steuerung des Avatars noch die Position in  $x$ - und  $y$ -Richtung benötigt. Diese wird über die Maussteuerung vorgegeben. Der Benutzer klickt dazu in das OpenGL-Fenster und zieht den Mauszeiger an eine bestimmte Position. Die Bewegung der Maus wird auf die  $xy$ -Ebene projiziert und in globale Koordinaten des Welt-Objekts abhängig vom Blickwinkel der Kamera umgerechnet. Die neue Position wird jeweils in der Datenstruktur der Klasse des haptischen Displays eingetragen. Der Avatar bewegt sich dadurch parallel zur Maus und

parallel zur Oberfläche des virtuellen Weichgewebes durch die Szene. Diese Maßnahme erlaubt eine sehr intuitive Bedienung (Anforderung V9). Die Position in  $z$ -Richtung ist dabei fest, da diese durch die Pin-Matrix gesteuert wird. Durch einen Rechtsklick und die entsprechende Bewegung des Mauszeigers kann der  $z$ -Wert aber ebenfalls eingestellt werden, was aber nur für Testzwecke notwendig ist.

Sind die Pinhöhen und die durch die Maus festgelegte Position aktualisiert, kann die Kollisionsprüfung durchgeführt werden (siehe Kapitel 6.7). Die Kräfte, die sich dabei ergeben, müssen anschließend auf das haptische Display übertragen werden. Die für jeden Pin berechnete Kraft stellt eine Sollkraft dar. Von dieser Kraft wird die Kraft abgezogen, die der Benutzer bereits auf den Pin ausübt. Die Differenz wird durch den entsprechenden Servo aufgebracht. Jeder Pin und der entsprechende Servo werden jeweils separat ausgelesen bzw. angesteuert um Kraftdifferenzen zwischen den Pins darstellen zu können.

Die Kräfte werden prinzipbedingt immer mit einer gewissen Verzögerung ausgegeben. Dies wird verursacht durch die quantisierten Zeitintervalle und vor allem durch die Trägheit der Servos. Die Kraft, die zu einem bestimmten Zeitpunkt an den Pins anliegt, ist nicht exakt bekannt (außer bei ruhenden Servos), da die Stellungen der Servos nicht gemessen werden. Dadurch kann es zu Instabilitäten kommen, bei denen die Servos wiederholt die Verbindungszyylinder auf- und abwärts bewegen. Um diese Schwingungen zu vermeiden, wird bei der Steuerung der Servos eine Trajektorienplanung eingesetzt, die deren maximale Geschwindigkeit berücksichtigt. Insgesamt wird dadurch zwar die Zeit verlängert, bis der Servo in seine erlaubte Maximalstellung bewegt wird, allerdings kann das Aufschwingen dadurch effektiv unterbunden werden (Anforderung V6).

Nach der Berechnung der neuen Positionen der Verbindungszyylinder werden mit Hilfe der Kalibrierungsdaten die Stellungen der Servos ermittelt. Dabei werden Über- bzw. Unterschreitungen der oberen bzw. unteren Grenze entsprechend abgeschnitten. Zur Ansteuerung der Servos werden die Stellungen zu einem Befehlsstring umgewandelt. Dieser wird über den virtuellen COM-Port an den Servocontroller übertragen. Die ersten vier Bytes des Befehlsstrings enthalten die Anweisung, dass die sieben dem Befehl anhängenden Pulsbreiten (in Form von 14 Bytes) als PWM-Signal an die sieben Ausgänge mit den Servos gesendet werden sollen.

## 6.7 Entwicklung eines speziellen Avatars für das haptische Display

Die Pin-Matrix des haptischen Displays kann über die in CHAI3D verfügbaren Avatare nicht realistisch repräsentiert werden. Erste Versuche mit sieben HapticPoints in entsprechender Anordnung führen zwar zu brauchbaren Ergebnissen (siehe Evaluation, Kapitel 8.1.2), allerdings nur in Verbindung mit statischen Objekten. Mit dem in dieser Arbeit entwickelten Avatar soll die Kontaktfläche zwischen dem Finger des Benutzers und der Pin-Matrix repräsentiert werden. Er soll sowohl eine durchgängige Fläche zur Interaktion mit dem Weichgewebe bieten als auch die Form des Fingers abbilden.

Der Avatar, das sogenannte MeshTool, wird aus einem Dreiecksgitter aufgebaut, dessen Form in Abhängigkeit der Pinhöhen laufend aktualisiert wird. Zudem wird ein Kollisionsdetektor entwickelt, mit dem die Kräfte zwischen MeshTool und Weichgewebe übertragen werden. Diese Kräfte werden einerseits für die Dynamikberechnung des Weichgewebes verwendet und andererseits dem Benutzer über das haptische Display zurückgegeben.

Abbildung 6.7 zeigt einzelne wichtige Bestandteile der Klasse und die Interaktion mit der Hardware-Klasse. Die folgende Beschreibung wird anhand der Aufrufreihenfolge der Methoden im Programm durchgeführt.

### generateMesh

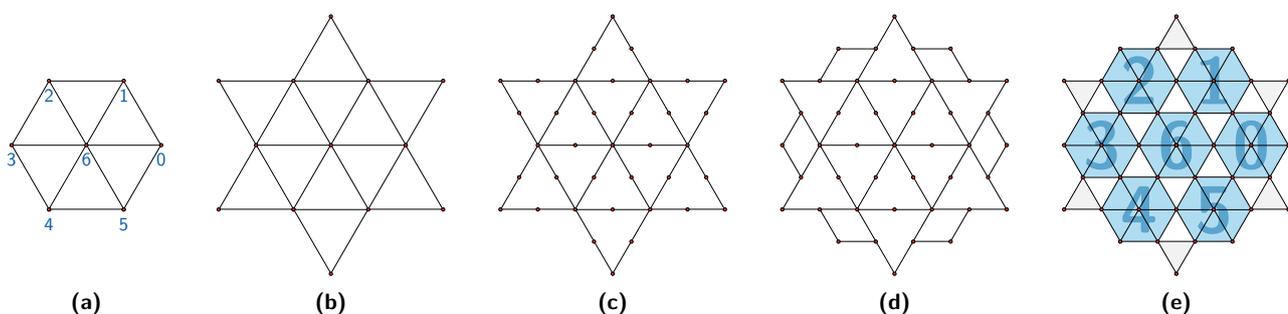
Der erste Schritt besteht darin, das MeshTool zu generieren. Dazu werden im Konstruktor der Klasse `cToolMesh` drei Meshes erzeugt. Das erste Mesh repräsentiert den Avatar und wird im jedem Durchlauf der Haptik-Schleife aktualisiert. Die beiden anderen Meshes dienen als Vorlage in der Aktualisierungsphase. Das eine repräsentiert die Pin-Matrix in der normalen Ausrichtung, das andere stellt die um  $90^\circ$  gedrehte Ausrichtung dar.

In der Funktion `generateMesh` werden die  $x$ - und  $y$ -Positionen der einzelnen Vertices (also die Eckpunkte der Dreiecke) der beiden Vorlagen-Meshes berechnet. Die einzelnen Schritte werden in Abbildung 6.8 dargestellt. Ausgangspunkt ist ein Sechseck mit sieben Vertices mit einem Abstand von 6,5 mm (a). Die sechs gleichseitigen Dreiecke werden nach außen gespiegelt, wodurch sich mit sechs weiteren Vertices eine Sternform ergibt (b). Anschließend werden alle Liniensegmente unterteilt, indem in der Mitte jeweils ein weiterer Vertex gesetzt wird (c). Für ein vollständiges größeres Sechseck müssen noch sechs weitere Vertices zwischen den Sternspitzen berechnet werden (d). Die Vertices an den Sternspitzen werden anschließend verworfen (e). Dadurch ergeben sich insgesamt 37 Vertices, die in das `VertexArray` des jeweiligen Meshes eingetragen werden. Anschließend werden diese zu insgesamt 54 Dreiecken verbunden, die in das jeweilige `TriangleArray` eingetragen werden. Diese bilden die Grundfläche des MeshTools. Zusätzlich dazu werden 18 weitere Vertices senkrecht oberhalb der Vertices am äußeren Rand mit einem Abstand von 4 mm erzeugt (erkennbar in Abbildung 6.9(d)). Dadurch können die Seitenflächen gebildet werden, die aus 36 weiteren Dreiecken bestehen.

Im Anschluss an das Erzeugen werden dem MeshTool Materialeigenschaften (Aussehen, Steifigkeit), ein AABB-Kollisionsdetektor zum Aufbau der Hüllkörperhierarchie und ein Pointer zum Finger-Proxy-Algorithmus zugewiesen.

### getParticles

Die Massepunkte, mit denen das MeshTool kollidieren kann, werden nach dem Aufbau des virtuellen Weichgewebes dem MeshTool in Form von Pointern übergeben. Dabei handelt es sich um alle Massepunkte aus der obersten Schicht sowie alle Massepunkte, die mit dem Tumor verbunden sind. Andere Massepunkte kommen nicht mit dem Tool in Kontakt. Für den Kollisionsdetektor müssen über jeden Massepunkt weitere Informationen bereitgehalten werden, die aus Gründen der Kompatibilität nicht in der Klasse `cGELMassParticle` selbst abgelegt werden sollen. In der Klasse des MeshTools wird daher eine Struktur für diese Informationen generiert. Für jeden Massepunkt



**Abbildung 6.8:** Die fünf Schritte zeigen die Entstehung der Grundfläche des MeshTools bei normaler Orientierung der Pin-Matrix. (a) Mitten der Pins, (b) Erweiterung der Fläche, (c) Halbieren der Liniensegmente, (d) Erweiterung zwischen den Sternspitzen, (e) Verwerfen der Sternspitzen. Die blau markierten Dreiecke in (e) werden den entsprechenden Pins zugeordnet.

wird eine Struktur erzeugt, initialisiert und in einem vector abgelegt.

computeMesh/arrangeMesh

Die Funktion computeMesh stößt die Aktualisierung des MeshTools an. Diese wird in der Haptik-Schleife nach der Aktualisierung der globalen Positionen aller Objekte in der Szene ausgeführt. Dazu werden zunächst die Pinhöhen aus der Datenstruktur der Klasse des haptischen Eingabegeräts (bzw. des FakeDevices, siehe Kapitel 6.8.3) ausgelesen. Diese werden der Funktion arrangeMesh übergeben, in welcher der eigentliche Vorgang abläuft. Abbildung 6.9 bildet die Anpassung der Form ab.

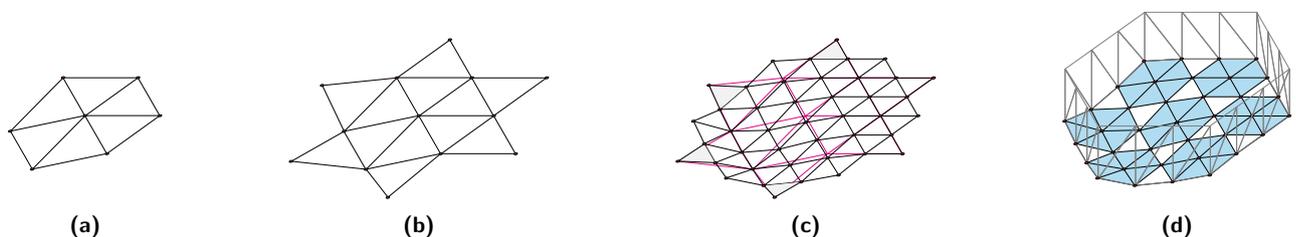
Ziel der Funktion ist, einerseits die Position des MeshTools anhand der über die Maus vorgegebenen Position anzupassen und andererseits über die Pinhöhen die Form des Fingers auf der Pin-Matrix zu approximieren. Dazu werden zunächst die  $z$ -Werte der Vertices berechnet. Die Positionen der sieben Pins sind bekannt und werden in ein Sechseck übertragen (a). Anschließend wird die Höhe der Sternspitzen bestimmt. Da der Finger auf der Pin-Matrix eine nach oben abgerundete Form aufweist, sollen die Sternspitzen nicht nach unten zeigen. Die Höhe  $h_{i,\text{Stern}}$  wird über

$$h_{i,\text{Stern}} = \frac{h_i + h_{i+1}}{2} + \left| h_6 - \frac{h_i + h_{i+1}}{2} \right| \cdot \frac{1}{2} \quad i = 0 \dots 5 \quad (6.6)$$

berechnet. Sie ergibt sich aus den Höhen der beiden angrenzenden Pins ( $h_i$  und  $h_{i+1}$ ) sowie der Höhe des mittleren Pins  $h_6$ .

Anschließend wird der Loop-Algorithmus zur Unterteilung von Dreiecksgittern einmal angewendet [Loo87]. Dabei wird jedes Dreieck in vier Dreiecke unterteilt und  $z$ -Werte der Vertices durch eine Spline-Interpolation geglättet. Daraus resultieren die  $z$ -Werte aller Vertices der Grundfläche. Diese Werte werden mit den  $x$ - und  $y$ -Werten aus dem entsprechenden Vorlage-Mesh vereint und zur globalen Position addiert. Die Werte im VertexArray werden entsprechend überschrieben, wodurch sich auch die Dreiecke aktualisieren.

Die Vertices an der oberen Kante der Seitenflächen werden ebenfalls aktualisiert. Es wird dabei darauf geachtet, dass diese entweder den Mindestabstand von 4 mm einhalten (aus optischen Gründen) oder den Wert  $z = 0$  nicht unterschreiten. Dadurch wird sichergestellt, dass die obere Begrenzung des MeshTools immer höher liegt, als die Massepunkte des virtuellen Weichgewebes. Im letzten Schritt wird die Hüllkörperhierarchie des aktualisierten Meshs neu berechnet.



**Abbildung 6.9:** Die vier Schritte zeigen die Aktualisierung der Form des MeshTools. (a) sieben Pinhöhen als Ausgangspunkt, (b) Extrapolation der Sternspitzen, (c) Anwenden des Loop-Subdivision-Algorithmus [Loo87], die rosa Struktur zeigt das Gitter aus Schritt (b), (d) Aktualisierung der Seitenflächen. Die  $x$ - und  $y$ -Werte des mittleren Vertex entsprechen der über die Maussteuerung vorgegebenen Position des Avatars.

calculateForce

Die Funktion `calculateForce` enthält den Kollisionsdetektor für das `MeshTool`, aus dem letztendlich auch die Kräfte auf die einzelnen Massepunkte sowie die sieben Pins hervorgehen. Sie wird nach der Aktualisierung des `MeshTools` ausgeführt. Die Grundidee des Kollisionsdetektors ist, dass alle Massepunkte des in `getParticles` übergebenen `vectors` einzeln mit dem Mesh des `MeshTools` kollidieren.

In einer Iterationsschleife über alle diese Massepunkte wird zunächst überprüft, ob ein Kontakt zwischen einem bestimmten Massepunkt und dem Mesh besteht. Dazu wird ausgehend von diesem Massepunkt ein Liniensegment mit einer Länge von 1 m [sic] senkrecht nach unten (negative  $z$ -Richtung) gebildet und eine Kollisionsprüfung über die Hüllkörperhierarchie des `MeshTools` durchgeführt. Fällt diese Kollisionsprüfung negativ aus, ist der Massepunkt frei und wird in diesem Durchlauf nicht weiter berücksichtigt.

Bei positiver Kollisionsprüfung muss weiter unterschieden werden, ob der Massepunkt seitlich oder von unten in das Mesh eingedrungen ist. Davon hängt ab, ob der Massepunkt mit den Dreiecken der Seiten- oder der Grundfläche kollidiert ist. In beiden Fällen wird der Massepunkt so lange mit den Seiten- bzw. Grundflächen kollidieren, bis dieser wieder frei wird. Ein direkter Wechsel zwischen den beiden Zuständen ist nicht möglich.

Diese Maßnahme bewirkt, dass Massepunkte generell sowohl nach unten gedrückt als auch zur Seite geschoben werden können. Außerdem kann die Berechnung der Kollisionsprüfung durch die Trennung in folgenden Durchläufen schneller durchgeführt werden. Angesichts einer angestrebten Rate von 1000 Hz ist dies ein deutlicher Vorteil.

Nach der Bestimmung der Penetrationsrichtung wird für den Massepunkt eine genaue Kollisionsprüfung mit dem Finger-Proxy-Algorithmus durchgeführt. Die entsprechende Klasse muss für diesen Zweck dahingehend modifiziert werden, dass nur Kollisionen mit dem `MeshTool` durchgeführt werden und nicht mit allen Objekten der virtuellen Szene. Zur Durchführung wird neben der Zielposition (die aktuelle Position des Massepunkts) eine Position für den Proxy benötigt. Generell wird der Proxy des Avatars (bei normaler Anwendung des Algorithmus) in jedem Durchlauf der Haptik-Schleife einmal erneuert. Bei starren Objekten liegt der Proxy immer auf mindestens einem Dreieck auf und kann nicht in das Innere eindringen. Bei deformierbaren Objekten kann dies jedoch passieren und führt zu falschen Ergebnissen.

Daher wird bei Kollisionen mit der Grundfläche grundsätzlich ein Punkt 1 m senkrecht unterhalb des Massepunkts verwendet. Der Grund dafür ist, dass ein Berechnungsschritt des Finger-Proxy-Algorithmus sehr einfach ist (Kollision mit einem (weiteren) Dreieck des Meshs). Im Gegensatz dazu ist der Aufwand wesentlich größer, die globale Position des Proxys aus der Veränderung der globalen Position des `MeshTools`, der Bewegung des Massepunkts und vor allem der Aktualisierung des `MeshTools` zu berechnen.

Die Dreiecke der Seitenflächen dagegen werden nur durch Positionsveränderungen beeinflusst. Zudem ist hier die Richtung der Penetration nicht eindeutig (sechs mögliche Richtungen, siehe Abbildung 6.2(d)). Hier ergibt das Speichern und Aktualisieren des Proxys Sinn und kann aus der Relativbewegung von Massepunkt und `MeshTool` leicht berechnet werden.

Nach dem beschriebenen Setzen des initialen Proxys wird der Algorithmus gestartet. In bis zu drei Schritten wird die Position des Proxys auf der Oberfläche des Meshs dem Zielpunkt angenähert. Im Anschluss hat der Proxy Kontakt mit mindestens einem und maximal drei Dreiecken. Aufgrund der in der Regel konvexen Form des `MeshTools` ist der Kontakt mit nur einem Dreieck am wahrscheinlichsten. Der Finger-Proxy-Algorithmus gibt die Kraft zwischen Zielpunkt und Proxy zurück.

Zudem werden Informationen über die Kollisionspunkte gespeichert.

Die Kraft wird einerseits als externe Kraft des Massepunkts für die Dynamikberechnung verwendet und andererseits auf das haptische Display ausgegeben. Für Letzteres muss zunächst der entsprechende Pin bestimmt werden. Hat der Proxy Kontakt zu mehr als einem Dreieck, wird die Kraft durch die Anzahl entsprechende dividiert und die Funktion `assignForce` entsprechend für jedes Dreieck durchgeführt.

`assignForce`

Die Zuordnung der Kraft zu einem Pin in Abhängigkeit des Kollisionspunkts erfolgt in der Funktion `assignForce`. Dazu werden die Informationen über die Kollisionspunkte ausgelesen. Die meisten Dreiecke der Grundfläche sind einem bestimmten Pin zugewiesen (blau markierte Dreiecke in Abbildung 6.8). Findet die Kollision des Proxys mit einem dieser Dreiecke statt, wird die berechnete Kraft (nur der  $z$ -Wert) zum entsprechenden Pin aufaddiert. Die weiß markierten Dreiecke werden allen begrenzenden Pins zugewiesen. Die Kraft kann allerdings nicht einfach durch die entsprechende Anzahl (zwei oder drei) geteilt und verteilt werden, da dadurch die Kraft auf die Pins bei Bewegung des Proxys über die Grundfläche sprunghaft wechselt.

Stattdessen wird die Aufteilung der Kraft abhängig von der Position des Kollisionspunkts auf der Dreiecksfläche bestimmt. Über baryzentrische Koordinaten kann berechnet werden, wie groß der Anteil der Kraft ist, die zu dem jeweiligen angrenzenden Pin addiert wird. Generell gilt: Je geringer der Abstand des Kollisionspunkts zur Kante eines Dreiecks, desto größer der Anteil für den angrenzenden Pin. Bewegt sich ein Massepunkt entlang der Grundfläche, erfolgt durch diese Maßnahme ein fließender Übergang der Kraft von einem auf den benachbarten Pin.

`scaleForce/applyForce`

Nach der Iteration über alle Massepunkte sind die Interaktionskräfte zwischen dem virtuellen Weichgewebe und dem MeshTool bekannt bzw. entsprechenden Pins und Massepunkten zugewiesen. Anschließend wird die Dynamikberechnung durchgeführt und die Kräfte werden an das haptische Display gesendet. Vorher kann ein Skalierungsfaktor auf alle sieben Pinkräfte angewendet werden. Dieser wird einmalig in der Initialisierungsphase (über die Konfigurationsdatei) so angepasst, dass der Kraftbereich der Pins optimal ausgenutzt wird. Dieser Schritt ist notwendig, da die berechneten Kräfte um etwa eine Größenordnung zu klein sind (siehe Kapitel 7). Anschließend werden wie im vorangegangenen Abschnitt beschrieben die Stellungen der Servos berechnet und übertragen.

In Abbildung 6.10 ist die komplette Interaktion zwischen der Hardware und CHAI3D sowie der Einfluss der Benutzereingaben auf die Kollisions- und Dynamikberechnung und somit das grafische und haptische Rendern aufgezeichnet.

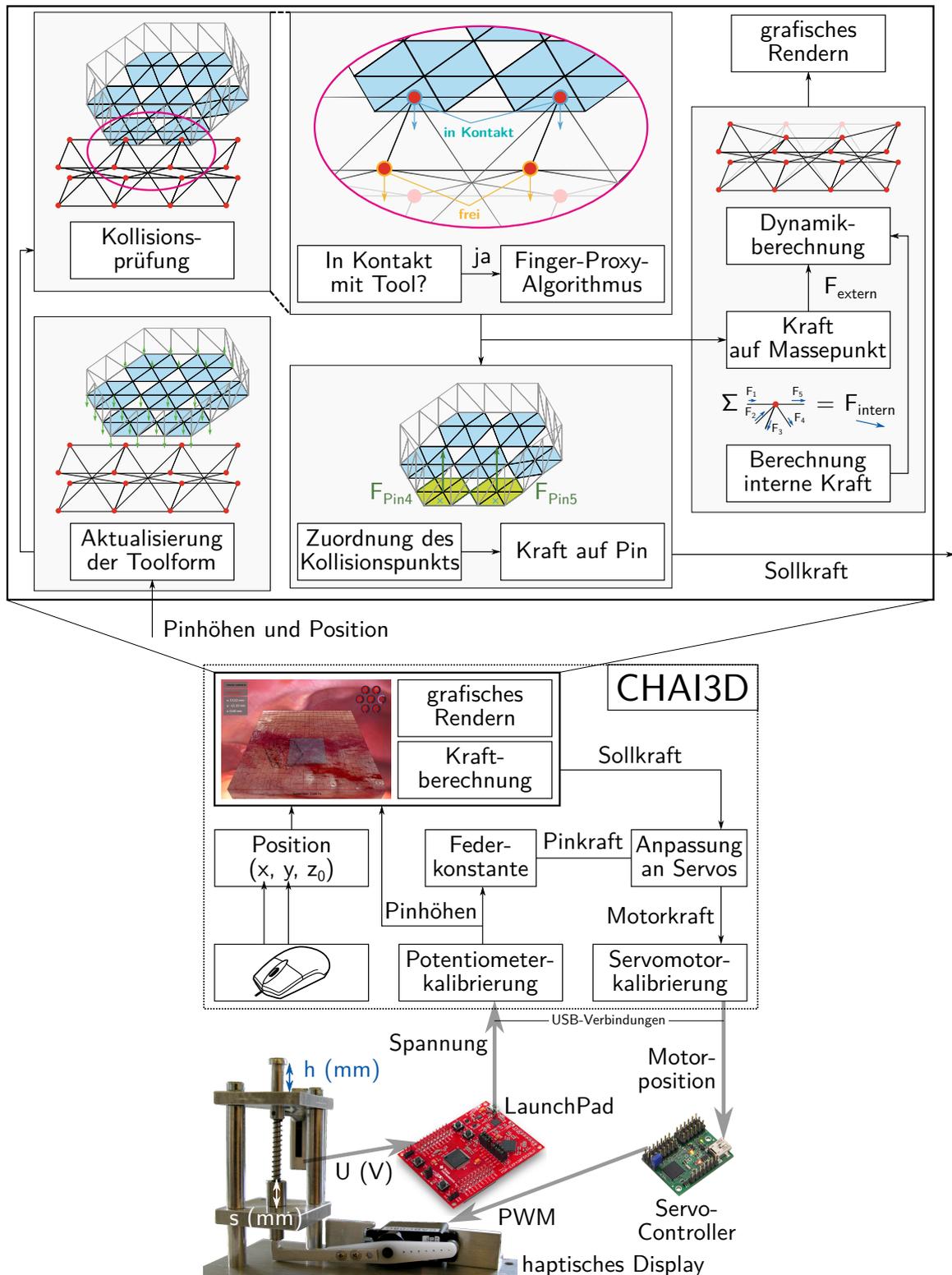


Abbildung 6.10: Interaktion zwischen haptischem Display und CHAI3D.

## 6.8 Weitere Anpassungen

### 6.8.1 GUI

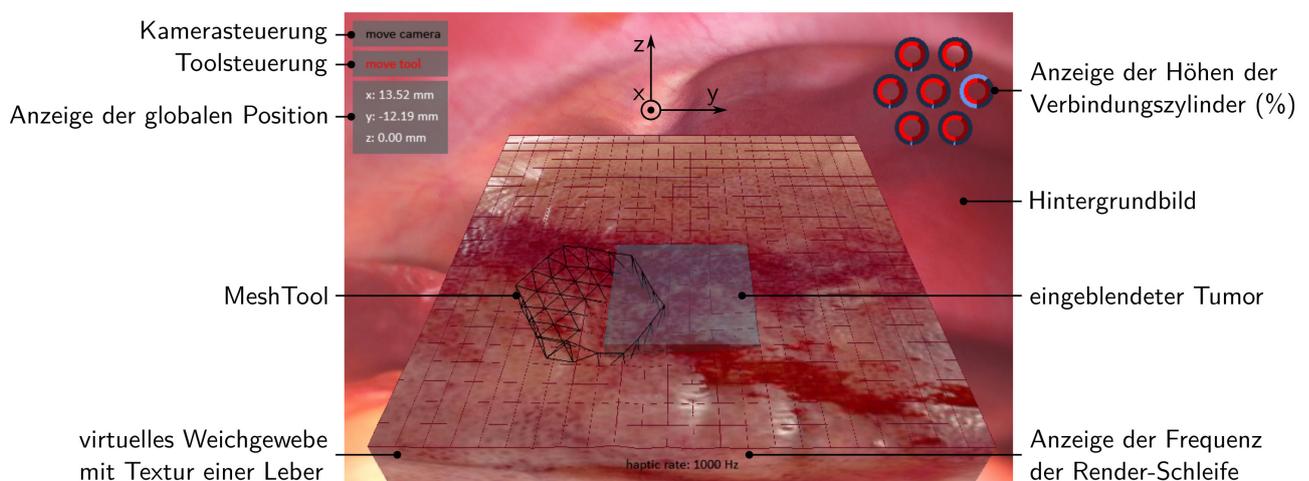
Als grafische Benutzerschnittstelle dient das zu Beginn initialisierte Fenster (siehe Abbildung 6.11). Darin sind Anzeigen für die haptische Rate, die aktuelle Position und die Höhe der Verbindungszylinder untergebracht. Der Benutzer kann über die beschriebene Maussteuerung die Position des MeshTools auswählen, von der ausgehend ein Tastvorgang ausgeführt wird. Zudem besteht die Möglichkeit, die Kamera zu steuern, um Blickwinkel und Zoom zu verändern. Dies wird ebenfalls über die Maus realisiert. Um Komplikationen bei der Steuerung zu vermeiden, muss die Kontrolle über Avatar oder Kamera im GUI entsprechend umgeschaltet werden.

Für einen besseren optischen Eindruck wird ein Hintergrundbild aus dem Bauchraum verwendet. Für das virtuelle Weichgewebe, das die zentrale Position im Fenster einnimmt, wird eine Textur verwendet. Diese bildet die Oberfläche einer Leber ab. Bei der Deformation des Weichgewebes werden neben den Massepunkten auch die Positionen der Vertices des entsprechenden Meshs aktualisiert. Die Textur wird also dementsprechend verzerrt.

### 6.8.2 Konfigurationsdateien

Über Konfigurationsdateien können diverse Parameter der virtuellen Umgebung eingestellt werden. Diese werden in der Initialisierungsphase eingelesen. Die Einstellmöglichkeiten für das Weichgewebe betreffen die Anzahl der Massepunkte, den Gitterabstand des quaderförmigen Objekts sowie jeweils zwei Parameter für die vier Federtypen. Ebenso kann eingestellt werden, ob ein Tumor simuliert wird. Die Tumoren selbst werden über Form, Position, Größe und eventuell abweichende Federparameter definiert. Des Weiteren kann die Skalierung der Kraft von außen festgelegt werden. Ebenso ist es möglich, die Bilder für Hintergrund und Textur vorzugeben.

Für die Optimierung der Parameter im folgenden Kapitel können zudem Bewegungsprofile für das MeshTool verwendet werden. Diese enthalten die Koordinaten der jeweils anzufahrenden Punkte und die dafür zur Verfügung stehenden Zeitintervalle in Millisekunden. Um zudem das Ausführen mehrerer Instanzen zu ermöglichen, kann beim Ausführen des Programms ein String als Kommandozeilenparameter übergeben werden. Dadurch wird der Dateiname einer bestimmten



**Abbildung 6.11:** Grafische Benutzerschnittstelle von CHAI3D. Zur Orientierung ist das in CHAI3D verwendete Koordinatensystem eingezeichnet: Die Oberfläche des Weichgewebes ist parallel zur  $xy$ -Ebene, die  $z$ -Achse zeigt nach oben.

Parameterkonfigurationsdatei vorgegeben. Die Datei, die zur Datenaufzeichnung verwendet wird, erhält dann ebenfalls einen eindeutigen Dateinamen.

### 6.8.3 FakeDevice

Zusätzlich zum haptischen Display wird eine weitere Klasse implementiert, die in Abwesenheit des haptischen Displays durch den HapticDeviceHandler mit dem Tool verbunden wird. Dabei handelt es sich um ein rein virtuelles Eingabegerät, das sich nur über die Maus bzw. in Konfigurationsdateien hinterlegte Bewegungsprofile steuern lässt. Das sogenannte FakeDevice simuliert gewissermaßen das haptische Display, indem beide Klassen eine identische Datenstruktur zum Ablegen der Positionen und Kräfte aufweisen. Allerdings werden keine Verbindungen zur Hardware hergestellt. Dadurch entfällt das Warten auf Daten vom LaunchPad. Die Haptik-Schleife läuft entsprechend mit höherer Frequenz.

Um den Eigenschaften des haptischen Displays möglichst nahe zu kommen, wird das übrige Rauschen der übertragenen und gefilterten Pinhöhen simuliert. Dazu werden bei jedem Durchlauf aus einer Normalverteilung ( $\mu = 0$ ,  $\sigma^2 = 7,7 \cdot 10^{-6} \text{ m}$ ) sieben Zufallszahlen generiert. Diese werden bei der Aktualisierung des MeshTools als aktuelle Pinhöhe verwendet. Die Werte der Normalverteilung entsprechen dem verbliebenen Rauschen der Pinhöhen nach Anwendung des Binomialfilters (siehe Kapitel 6.6).

Der Haupteinsatzzweck des FakeDevice ist die Optimierung der Weichgewebeparameter (siehe Kapitel 7). Da nicht auf die Hardware zugegriffen werden muss, können die Berechnungen an einem separaten PC ablaufen. Durch die erhöhte Frequenz laufen die Berechnungen schneller ab. Besonders wichtig ist das FakeDevice für die Ausführung mehrerer paralleler Instanzen des Programms (Anforderung V8). Dies ist mit der Klasse für das haptische Display selbst bei angeschlossener Hardware nicht möglich.

## 6.9 Bewertung der virtuellen Umgebung hinsichtlich der Anforderungen

Die Anforderungen V7 und V8 werden bereits mit den Anpassungen im vorherigen Abschnitt erfüllt: Konfigurationsdateien erlauben den externen Zugriff auf die Parameter und in Verbindung mit dem FakeDevice können mehrere Instanzen parallel gestartet werden.

Das GUI ist sehr einfach gehalten, um den Benutzer nicht von der wesentlichen Aufgabe abzulenken: dem Abtasten des virtuellen Weichgewebes. Das Weichgewebe ist im GUI prominent platziert und kann über entsprechende Texturen optisch realitätsnah gestaltet werden (von der Quaderform abgesehen). Die Maussteuerung ist so implementiert, dass sie sehr intuitiv eingesetzt werden kann. In der Evaluation wird gezeigt, dass die Benutzer mit dieser Lösung sehr gut umgehen können (siehe Tabelle 8.3, Seite 116). Anforderung V9 wird daher als erfüllt angesehen.

Das Einbinden des haptischen Displays erfolgt über eine Klasse zur Beschreibung der Spezifikationen und Methoden zum Ansprechen der Hardware. Die im Template aufgeführten Anweisungen werden umgesetzt. Das haptische Display kann mit CHAI3D verbunden werden, wodurch die Potentiometerspannungen ausgelesen und die Servostellungen gesetzt werden können. Die Steuerung des Avatars ist dadurch problemlos möglich (Anforderung V4).

Auch der Avatar selbst wird neu entwickelt. Das MeshTool repräsentiert einerseits die Pin-Matrix in der virtuellen Umgebung und verfügt andererseits über einen Kollisionsdetektor für die Interaktion mit dem virtuellen Weichgewebe. Die gemessenen Pinhöhen werden verwendet, um in jedem Durchlauf der Haptik-Schleife die Form des MeshTools zu aktualisieren. Dadurch wird die Form des Fingers angenähert. Die berechneten Kräfte können entsprechenden Pins zugewiesen und anschließend auf die Hardware übertragen werden (Anforderung V5).

Das Erfüllen der Anforderungen V2 und V3 wird bereits seit Beginn als große Herausforderung gesehen. So ist eine hohe räumliche Auflösung (bzw. geringe Gitterabstände) des virtuellen Weichgewebes wünschenswert, gleichzeitig muss die Forderung nach einer Rate von 1000 Hz für das haptische Rendern erfüllt werden.

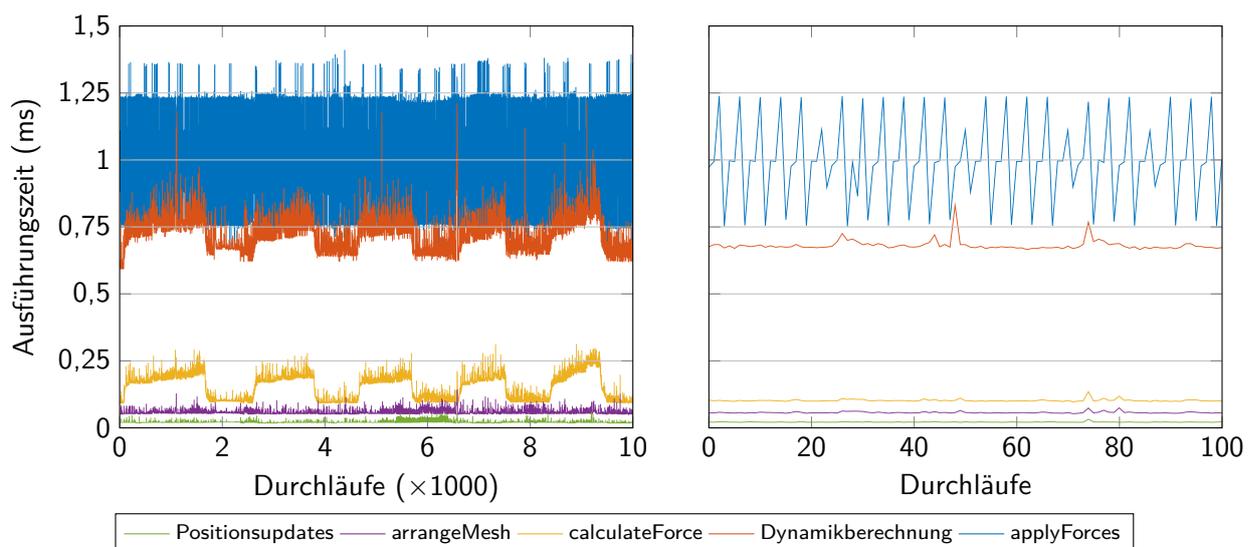
Die objektive Evaluation erfolgt über eine Zeitmessung einzelner Funktionsaufrufe in der Haptik-Schleife. Die Messung wird mit einem Gewebe aus  $24 \times 24 \times 5$  Massepunkten mit einem Tumor in der Mitte durchgeführt. Während der Messung von insgesamt 30 s werden wiederholt Tastvorgänge ausgeführt. Der verwendete PC (Intel Core i5-3470, maximal 3,60 GHz, Windows 7 64-bit) ist leicht höher getaktet, als das als Zielsystem angesehene Laptop (Intel Core i5-3340M, maximal 3,40 GHz).

Die Messwerte in Tabelle 6.2 zeigen, dass die Berechnung der Dynamik den größten Zeitaufwand verursacht. Mehr als die Hälfte der zur Verfügung stehenden Zeit wird hier verbraucht. Daran ist erkennbar, dass eine Erhöhung der Knotenzahl sehr kostspielig ist. Aufgrund dessen hat das Gewebe nur eine Größe von  $69 \text{ mm} \times 69 \text{ mm} \times 12 \text{ mm}$  bei 3 mm Gitterabstand. Anforderung V2 kann also nicht voll erfüllt werden.

Die Messwerte in Abbildung 6.12 zeigen sehr stark schwankende Werte. Der periodisch ansteigende Zeitaufwand für die Funktion `calculateForce` (linke Seite) entsteht durch die Tastvorgänge des Benutzers. Da der Avatar in der Ausgangshöhe keinen Kontakt zum Weichgewebe hat, läuft die Kollisionsprüfung entsprechend schneller ab.

Kritischer ist dagegen das periodische Springen der Funktion `applyForces` etwa alle 4 ms (rechte Seite). In dieser Funktion erfolgt die Kommunikation mit der Hardware. Die Daten des LaunchPads werden in jedem Durchlauf ausgelesen, wobei sich durch das regelmäßige Signal des LaunchPads die durchschnittliche Periodenlänge von 1 ms ergibt (siehe auch Tabelle 6.2). Vermutlich ist die Kommunikation mit dem Servocontroller, die im Abstand von 4 ms durchgeführt wird, für die Verzögerungen verantwortlich. Die Zeitmessung mit dem FakeDevice zeigt diese Auffälligkeiten offensichtlich nicht, da hier die Funktion `applyForces` keinen Code ausführt.

Die Verzögerung kann in diesem Fall innerhalb eines Durchlaufs der Haptik-Schleife wieder eingeholt werden. Allerdings wird diese dann nicht mit einer festen Periodenlänge durchgeführt.



**Abbildung 6.12:** Messung der Ausführungszeit einzelner Funktionsaufrufe in der Haptik-Schleife. Die Werte sind jeweils addiert. Links ist der Verlauf einer Messung über 10 s gezeigt, die rechte Seite zeigt einen 100 ms langen Ausschnitt (Durchlauf 2000 bis Durchlauf 2100).

**Tabelle 6.2:** Mittelwerte und Standardabweichungen der Berechnungszeit einzelner Funktionen in der Haptik-Schleife. Die Messung läuft für 30 s Messung während regelmäßig Tastvorgänge am Tumor durchgeführt werden. Alle Zeiten in  $\mu\text{s}$ .

Gerät	Positionen	arrangeMesh	calculateForce	Dynamik	applyForce	gesamt
hapt. Display	$21,6 \pm 4,8$	$36,0 \pm 6,1$	$99 \pm 54$	$566 \pm 40$	$271 \pm 169$	$1000 \pm 154$
FakeDevice	$20,1 \pm 3,1$	$33,7 \pm 5,5$	$94 \pm 57$	$563 \pm 31$	$0,30 \pm 0,26$	$716 \pm 70$

Bisher können bezüglich des haptischen Feedbacks keine Probleme durch die Verzögerungen festgestellt werden. Allerdings kosten diese Zeit, die für die Berechnung größerer Knotenzahlen verwendet werden könnte.

Anforderung V3 kann somit zwar erfüllt werden, die Rate von 1000 Hz wird auch auf dem Zielsystem erreicht. Allerdings sind die Periodenlängen nicht konstant. Positiv ist das Ergebnis der Funktionen zur Aktualisierung des MeshTools und zur Kollisions- und Kraftberechnung. Diese laufen auch unter Kontaktbedingungen schnell genug ab, um der Dynamikberechnung ausreichend Spielraum zu lassen.

Bezüglich Anforderung V1 kann bis hierhin keine finale Aussage gemacht werden. Generell kann mit dem GEL-Modul das deformierbare virtuelle Weichgewebe aufgebaut werden. Die physikalischen Eigenschaften erhält es jedoch erst über die Definition der Feder- und Dämpfungskonstanten der einzelnen Verbindungselemente. Die Berechnung und Optimierung dieser Werte wird im nächsten Kapitel behandelt.



# KAPITEL 7

---

## Parameteroptimierung für das Weichgewebemodell

---

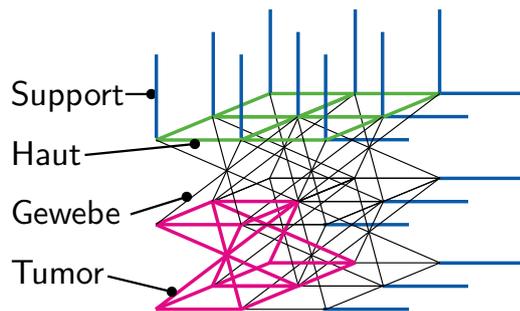
Mit dem in Kapitel 6 vorgestellten GEL-Modul kann ein deformierbares virtuelles Weichgewebe aufgebaut werden. Die Parameter aller Massepunkte und Verbindungselemente können individuell eingestellt werden. Für physikalisch sinnvolle globale Eigenschaften des Weichgewebemodells ist jedoch eine sorgfältige Auswahl von Parametern notwendig. In diesem Kapitel wird beschrieben, wie Parametersätze für das Weichgewebemodell nach objektiven Kriterien getestet und bewertet werden können. Darüber hinaus wird eine Möglichkeit vorgestellt, die Suche nach geeigneten Parametersätzen über die Vorgabe von gewünschten Eigenschaften mit einem Optimierungsalgorithmus zu automatisieren.

### 7.1 Motivation der algorithmischen Parametersuche

Das virtuelle Weichgewebe besteht aus insgesamt  $24 \cdot 24 \cdot 5 = 2880$  Massepunkten und entsprechend 7824 gedämpften Federn als Verbindungselemente. Dazu kommen 1632 weitere Verbindungselemente für die Haltestruktur (und 1632 weitere Massepunkte als Anker, deren Eigenschaften aufgrund der Fixierung nicht relevant sind). Neben der Position bzw. der initialen Länge, die bereits beim Aufbau des virtuellen Gewebes festgelegt werden, kann für jeden Massepunkt die Masse und für jedes Verbindungselement ein Feder- und ein Dämpfungsparameter gesetzt werden. Allein die schiere Menge an Einstellmöglichkeiten lässt erahnen, dass Versuch und Irrtum in absehbarer Zeit zu keiner vernünftigen Lösung führen, dem virtuellen Weichgewebe sinnvolle globale Eigenschaften zu verleihen.

Um die Anzahl der einstellbaren Parameter deutlich zu reduzieren, werden zwei Maßnahmen getroffen: (a) Alle Massepunkte haben die gleiche Masse (10 g, empirisch festgelegt). (b) Die Federn werden in vier Kategorien eingeordnet, abhängig von deren Position bzw. Funktion (siehe Abbildung 7.1): Das **Gewebe** wird grundsätzlich homogen aus der in Abbildung 6.6(a) gezeigten Elementarzelle aufgebaut. Federn an der Oberseite des virtuellen Gewebes werden als **Haut** klassifiziert. Des Weiteren werden die Federn abgegrenzt, die den **Tumor** im Gewebe simulieren. Dazu kommen die Federn der **Haltestruktur**. Dadurch reduzieren sich die einstellbaren Parameter auf vier Federkonstanten und vier Dämpfungskonstanten. Die Massen der Massepunkte müssen nicht berücksichtigt werden. Mit dieser Vereinfachung lassen sich bereits manuell Parameter ermitteln, die es erlauben, das virtuelle Gewebe mit dem Avatar abzutasten, ohne dass es zu Instabilitäten durch die explizite Euler-Integration kommt.

Das virtuelle Weichgewebe dient nicht allein dem visuellen Feedback. Durch die Interaktion mit dem Avatar bildet es die Grundlage für die beim haptischen Rendern berechneten Kräfte. Aufgrund dessen ist neben dem viskoelastischen Verhalten wichtig, dass der Tumor sich durch



**Abbildung 7.1:** Globaler Aufbau des Weichgewebes mit vier verschiedenen Federtypen: homogenes Gewebe, Federn an der Oberseite, ausgewählte Federn zur Simulation des Tumors und Haltestruktur (Support).

entsprechende Kraftdifferenzen vom umliegenden Gewebe abgrenzt.

Um einen Parametersatz in der virtuellen Umgebung manuell zu testen, wird dieser über die Konfigurationsdatei geladen. Anschließend werden mit dem haptischen Display Tastvorgänge durchgeführt und subjektiv bestimmt, ob das Verhalten des Weichgewebes den Ansprüchen genügt und ob der Tumor im Gewebe fühlbar ist. Dieses Verfahren ist allerdings weder effektiv noch objektiv. Für die Bewertung eines Parametersatzes müssen daher objektive Kriterien zur Beurteilung gefunden werden. Dabei sollen die Randbedingungen (z. B. die durchgeführten Bewegungen des Avatars) für alle Untersuchungen gleich sein. Die in Kapitel 6.8.2 eingeführten Bewegungsprofile dienen diesem Zweck. Über die Konfigurationsdateien können zudem die Eigenschaften des Tumors immer gleich gewählt werden.

Die Kriterien sollen Aufschluss über die Eigenschaften des virtuellen Gewebes geben. Grundlage dafür sind Messungen, die in der virtuellen Umgebung durchgeführt werden (Kräfte auf den Avatar, Auslenkung bestimmter Massepunkte). Aus diesen Daten lassen sich Aussagen über das viskoelastische Verhalten oder Kraftdifferenzen an verschiedenen Stellen des Avatars treffen. Zudem muss festgestellt werden, ob Instabilitäten auftreten und ob die Deformation des Gewebes reversibel ist. Die Auswertung soll automatisch erfolgen, um subjektive Einflüsse zu vermeiden.

Des Weiteren soll eine Bewertung jedes Parametersatzes erfolgen, um ein Maß zur Vergleichbarkeit zu generieren. Das Bewertungssystem soll zudem flexibel sein. Über entsprechende Vorgaben von Zielwerten kann die Eignung für die Darstellung von verschiedenen Gewebe- oder Tumoreigenschaften überprüft werden.

Die Parameter zur Einstellung der Eigenschaften weisen keine offensichtlichen Zusammenhänge auf. Zwar ist z. B. davon auszugehen, dass Federn, die den Tumor repräsentieren, härter ausgelegt werden sollten, als Federn des umliegenden Gewebes. Sinnvolle Zusammenhänge für alle acht Parameter lassen sich allerdings nicht herleiten. Der Suchraum weist also acht Dimensionen auf. Die Dimensionen sollten sich durch physikalisch motivierte Abschätzungen auf bestimmte Bereiche eingrenzen lassen. Es ist jedoch davon auszugehen, dass der Suchraum aufgrund des unvorhersehbaren Zusammenspiels der acht Parameter mehrere lokale Optima aufweist. Neben dem reinen Verhalten des Feder-Masse-Modells muss auch die Interaktion mit dem Dreiecksgitter des MeshTools berücksichtigt werden.

Der Zeitaufwand für die Suche von geeigneten Parametersätzen soll in vertretbarem Rahmen bleiben. Die Suche wird zwar prinzipiell im Vorfeld des Einsatzes in der virtuellen Umgebung ablaufen, allerdings soll sich diese möglichst nicht über mehrere Tage ziehen. Zeitaufwändig ist vor allem die Durchführung der Kraft- und Positionsmessung in der virtuellen Umgebung. Dazu muss wie beschrieben der Parametersatz geladen und das Bewegungsprofil ausgeführt werden. Die Bewegung sollte daher nur so lange andauern, bis alle notwendigen Daten zur Auswertung aufgezeichnet sind. Zur Beschleunigung der Parametersuche soll zudem ausgenutzt werden, dass

mehrere Instanzen des Programms parallel ausgeführt werden können.

In Tabelle 7.1 werden die Ziele der Parametersuche zusammengefasst. Die Anforderungen P1, P2 und P3 betreffen die gewünschten Eigenschaften des virtuellen Weichgewebes. Die Anforderungen hinsichtlich der Auswertung und Bewertung von einzelnen Parametersätzen werden in den Anforderungen P4 und P5 zusammengefasst. P6 stellt ein wichtiges Kriterium für die Auswahl des Optimierungsalgorithmus dar.

**Tabelle 7.1:** Anforderungen an die Parametersuche.

Anforderung
P1 viskoelastisches Verhalten des virtuellen Weichgewebes
P2 ansteigende Kräfte, fühlbare Kraftdifferenzen, passender Kraftbereich
P3 keine Instabilitäten oder irreversible Zustände nach Deformation
P4 objektive Kriterien zur Bewertung eines Parametersatzes
P5 flexible Vorgabe von Zielwerten zur Suche bestimmter Eigenschaften
P6 vertretbare Berechnungszeit für die Parametersuche (Stunden statt Tage)

## 7.2 Bewertungssystem für Parametersätze

Die Bewertung eines Parametersatzes erfolgt in drei Schritten: der Aufzeichnung von Daten in der virtuellen Umgebung, der Auswertung der Daten und der Bewertung der Ergebnisse (Score-Berechnung).

### 7.2.1 Datenaufzeichnung

Der Ausgangspunkt für die Bewertung eines Parametersatzes ist die Datenaufnahme. Diese erfolgt in der virtuellen Umgebung, während der Avatar ein vorgegebenes Bewegungsprofil abfährt. Das Bewegungsprofil wird in der Initialisierungsphase zusammen mit dem Parametersatz über die Konfigurationsdateien geladen.

Das Bewegungsprofil ist angepasst an den Tastvorgang bei der Palpation: Zunächst wird die Ausgangsposition gewählt. Dabei wird der Avatar so platziert, dass eine gedachte Linie zwischen Pin 0 und Pin 3 etwa auf der Kante des definierten Tumors liegt. Dadurch liegen die Dreiecke des MeshTools, die den Pins 4 und 5 zugeordnet werden, ausschließlich auf dem Tumor. Die gegenüberliegenden Dreiecke der Pins 1 und 2 liegen ausschließlich auf dem Weichgewebe auf. Dieses Vorgehen hat den Vorteil, dass nur eine Druckbewegung ausgeführt werden muss, um die Eigenschaften von Tumor und Gewebe zu ermitteln, wodurch Zeit gespart wird.

Im Anschluss an die Platzierung in der  $xy$ -Ebene erfolgt die Druckbewegung. Der Zielpunkt liegt 9 mm unterhalb der Ausgangsposition und wird nach 500 ms erreicht. Dies entspricht der bei Probanden beobachteten Bewegung beim Abtasten den haptischen Phantoms. An die Druckbewegung schließt sich eine ebenfalls 500 ms lange Haltephase an. Diese entspricht weniger der beobachteten Bewegung, ist aber notwendig, um das viskoelastische Verhalten (konkret das Kriechen) des virtuellen Gewebes untersuchen zu können.

Nach der Haltephase wird der Avatar wieder an die Ausgangsposition gesetzt. Eine langsame Aufwärtsbewegung ist nicht notwendig, da in der Praxis das Gewebe nach der Kompression entspannt wird, ohne dabei auf die Kräfte des Gewebes zu achten. Zur Untersuchung des elastischen

Verhaltens (Relaxation) wird weitere 5 s gewartet, bevor das Programm beendet wird. In dieser Zeit sollte sich das virtuelle Gewebe größtenteils zurück in den Ursprungszustand bewegen.

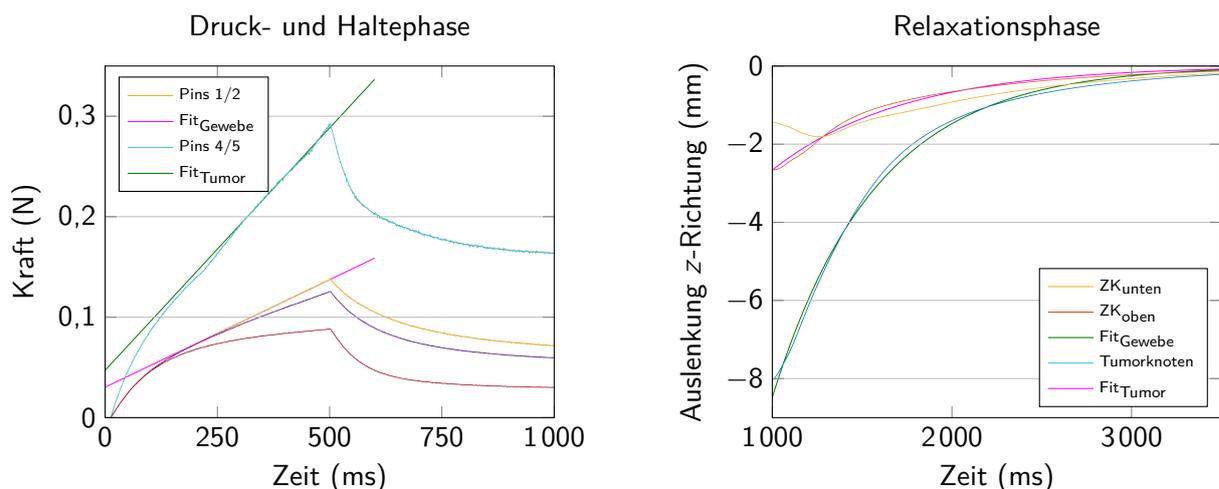
Während das Programm läuft, werden mit jedem Durchlauf der Haptik-Schleife bestimmte Kräfte und Positionen aufgezeichnet. Dazu gehören die Kräfte auf alle sieben Pins (vor der optionalen Skalierung bei der Ausgabe) sowie die Auslenkungen bestimmter Massepunkte. Zur Untersuchung der Relaxation werden die Auslenkungen der Massepunkte an der Oberfläche verwendet, die mit dem Tumor zugeordneten Federn verbunden sind, und Kontakt zum Avatar haben. Zudem wird über die Auslenkung des zentralen Massepunkts auf der Oberseite untersucht, ob die Interaktion zwischen Avatar und virtuellem Gewebe zu der erwarteten Deformation führt. Aus der Auslenkung des zentralen Knotens auf der Unterseite ergeben sich weitere Informationen über das viskoelastische Verhalten.

### 7.2.2 Datenauswertung

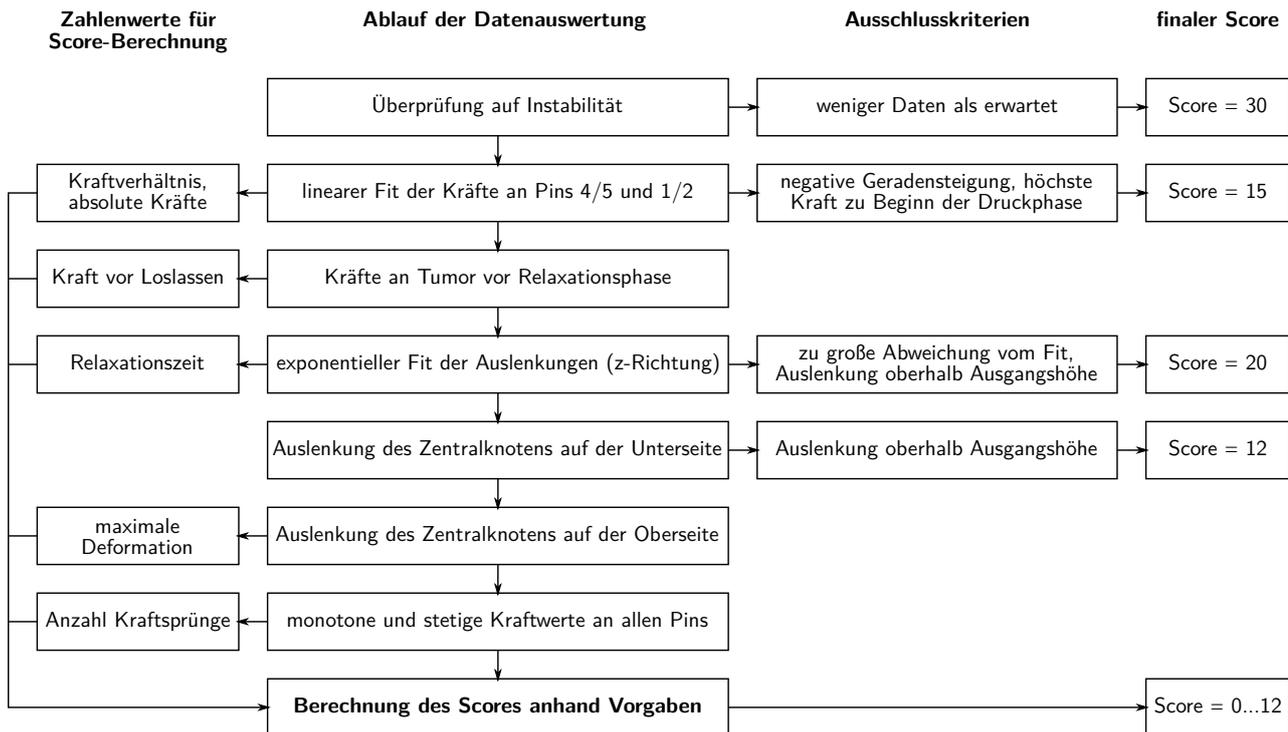
In Abbildung 7.2 ist das Ergebnis einer erfolgreichen Datenaufzeichnung zu sehen. In der Druck- und Haltephase (links) werden die Kräfte ausgewertet, die auf die Pins wirken. In der Relaxationsphase (rechts) werden dagegen die Auslenkungen einzelner Knoten betrachtet.

Der Ablauf der Funktion zur Auswertung der aufgezeichneten Daten und die Bewertung des Parametersatzes wird in Abbildung 7.3 dargestellt. Das Ergebnis dieser Funktion ist eine Bewertungszahl („Score“), anhand derer sich die Eignung eines Parametersatzes ablesen lässt. Dabei ist 0 der bestmögliche Wert. Während der Auswertung wird auf bestimmte Ausschlusskriterien geprüft. Wird eines dieser Kriterien erfüllt, wird die weitere Auswertung abgebrochen und ein fester Score vergeben. Der Wert hängt davon ab, wie schwerwiegend der Fehler ist. So wird z. B. das Auftreten von Instabilitäten als Indiz für einen besonders schlechten Parametersatz angesehen. Diese Werte werden empirisch festgelegt. Wird kein Ausschlusskriterium erfüllt, wird schließlich der Score abhängig von den berechneten Eigenschaften und den Vorgaben berechnet (siehe Kapitel 7.2.3).

Die Auswertung erfolgt in Matlab [The16]. Zur Übertragung der Daten aus CHAI3D werden diese in Textdateien gespeichert. Die Prüfung auf Instabilitäten wird bereits in CHAI3D durchge-



**Abbildung 7.2:** Auswertung eines Datensatzes. *links:* Druck- und Haltephase (jeweils 500 ms). Der lineare Fit für das Gewebe erfolgt an den Pins 1 und 2, der Fit für den Tumor an den Pins 4 und 5. *rechts:* anschließende Relaxationsphase (gezeigt sind nur die ersten 2,5 s), ZK = Zentralknoten. Exponentieller Fit für Gewebe und Tumor.



**Abbildung 7.3:** Ablauf der Bewertung eines Parametersatzes. Neben der Berechnung von Zahlenwerten für die Score-Berechnung (nach links) erfolgt eine Prüfung auf verschiedene Ausschlusskriterien (nach rechts). Wird eines der Kriterien erfüllt, wird die weitere Auswertung abgebrochen und der Parametersatz erhält einen definierten Score. Läuft die Auswertung bis zum Ende, wird die Score-Berechnung durchgeführt.

führt: Bewegen sich die beobachteten Massepunkte weit über realistische Auslenkungen hinaus (Auslenkung > 10 m), wird das Programm und somit Datenaufzeichnung abgebrochen. Für die Auswertungsfunktion ist dies an einer reduzierten Datenmenge zu erkennen.

Zur Bestimmung der absoluten Kräfte und relativen Kraftdifferenzen werden die gemessenen Kräfte an den entsprechenden Pins ausgewertet. Pin 4 und Pin 5 liegen auf dem Tumor, Pin 1 und Pin 2 auf dem Gewebe. Aufgrund der Symmetrie des Avatars und des Szenarios werden an den Pins 4 und 5, den Pins 0 und 3 bzw. den Pins 1 und 2 jeweils nahezu identische Werte gemessen. Diese drei Gruppen werden in Abbildung 7.2 daher jeweils zusammengefasst aufgeführt.

Bei der Auswertung der Kräfte wird ein linearer Fit mit den Werten der letzten 300 ms der Druckphase durchgeführt (siehe auch Abbildung 7.2). Die beiden Geradensteigungen müssen positiv ausfallen (Ausschlusskriterium). Über die Geradengleichungen werden die Kräfte am Ende der Druckphase bestimmt. Daraus ergeben sich die Zahlenwerte für relative und absolute Kräfte. Die Kräfte müssen zum Ende der Druckphase ihr Maximum erreichen (Ausschlusskriterium).

Der Tumor soll nicht nur während der Druckphase sondern auch in einem deformierten Zustand des virtuellen Gewebes fühlbar sein. Dazu wird die Kraft auf die Pins 4 und 5 am Ende der Haltephase ermittelt, indem der Mittelwert über die letzten 100 ms gebildet wird (Zahlenwert „verbleibende Kraft“).

Anschließend werden die Bewegungen der Massepunkte ausgewertet. Zur Untersuchung der Relaxation wird ein exponentieller Fit an die Auslenkung in z-Richtung bestimmter Massepunkte gelegt. Aus der Bewegung der Tumorknoten ergibt sich der Zahlenwert für die Relaxationszeit.

Diese ist hier definiert als die Zeit, die benötigt wird, um auf 5 % der ursprünglichen Auslenkung zurückzugehen. Sollte sich die Bewegung der Massepunkte nicht oder nur schlecht mit einem exponentiellen Fit beschreiben lassen, stellt dies ein Ausschlusskriterium dar. Dieses Problem tritt auf, wenn Auslenkungen in den positiven Bereich bzw. ungleichmäßige Bewegungen auftreten, die auf nicht-viskoelastisches Verhalten schließen lassen. Bei Massepunkten auf der Unterseite ist dieses Verhalten weniger kritisch, da dort die Auslenkungen generell recht gering sind. Der entsprechende Score fällt daher niedriger aus. Die maximale Auslenkung des Zentralknotens auf der Oberseite geht ebenfalls in die Score-Berechnung ein.

Im letzten Auswertungsschritt wird untersucht, ob Sprünge in den Kraftwerten aller Pins zu verzeichnen sind. Diese ergeben sich, wenn Massepunkte sich während der Druckphase über die Grundfläche des Avatars hinaus bewegen – sozusagen vom MeshTool abrutschen. Grund dafür sind die internen Kräfte des virtuellen Weichgewebes. Die Massepunkte werden nicht nur durch die Interaktion mit dem Avatar nach unten ausgelenkt, sondern auch von benachbarten Massepunkten zur Seite gezogen. Bei Bewegungen innerhalb der Grundfläche des MeshTools bewirkt die die Berechnung der baryzentrischen Koordinaten in der Funktion `assignForces` (siehe Kapitel 6.7, Seite 76) einen fließenden Übergang der Kräfte. An der Außenseite dagegen wirkt abrupt keine Kraft mehr zwischen Avatar (bzw. entsprechendem Pin) und dem Massepunkt. Dieser Nachteil entsteht durch die Quantisierung der Oberfläche des virtuellen Gewebes. Beobachtungen zeigen, dass diese Sprünge nur bei wenigen Parametersätzen auftreten. Zur Berücksichtigung fließt daher die Anzahl der „Kraftsprünge“ in die Score-Berechnung ein. Sie führen daher zu einem höheren Score, also schlechterer Eignung.

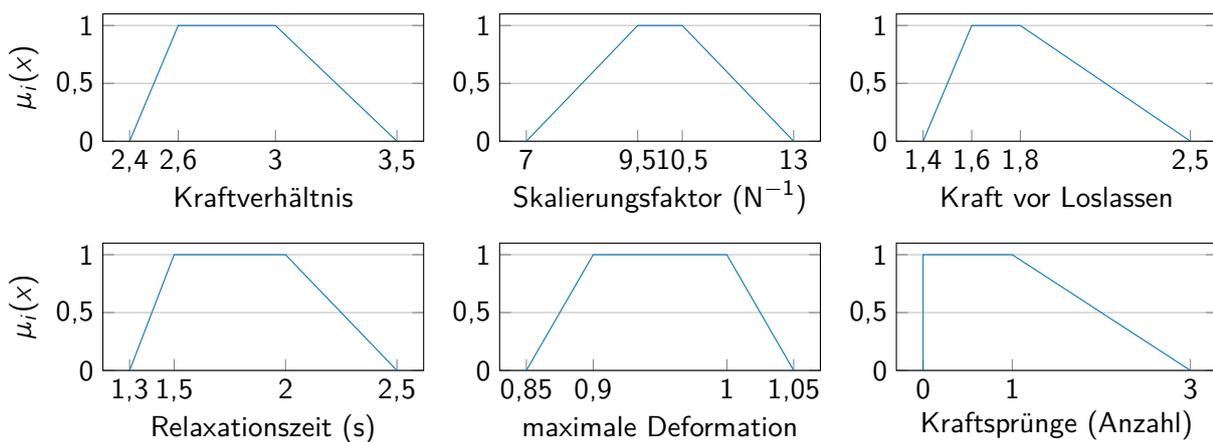
### 7.2.3 Score-Berechnung

Das Ziel der Score-Berechnung ist, die berechneten Zahlenwerte und die Vorgaben zu den Eigenschaften des virtuellen Weichgewebes zu einer einzigen Zahl zu vereinen. Das Vorgehen ist inspiriert von unscharfen Mengen bzw. Fuzzy-Sets [Zad65]. Im Gegensatz zu scharfen Mengen, bei denen eine Bedingung entweder erfüllt wird oder nicht erfüllt wird, erlauben die unscharfen Mengen „Graubereiche“.

Eine unscharfe Menge  $\tilde{A}$  wird durch die charakteristische Funktion  $\mu_A : \mathbb{R} \rightarrow [0,1]$  definiert. Für  $x \in \mathbb{R}$  bezeichnet  $\mu_A(x)$  den Grad des Enthaltenseins von  $x$  in  $\tilde{A}$ . Bezogen auf die Score-Berechnung bedeutet das Ergebnis  $\mu_A(x) = 1$ , dass der Wert  $x$  optimal ist.  $\mu_A(x) = 0$  entspricht dagegen einem Ausschlusskriterium. Die gewünschten Eigenschaften werden durch jeweils vier Werte bzw. zwei Intervalle vorgegeben: Der Kern  $K(\tilde{A}) = \{x | \mu_A(x) = 1\}$  bezeichnet das Intervall  $[k_l, k_r]$  der optimalen Werte, der Träger  $C(\tilde{A}) = \{x | \mu_A(x) > 0\}$  das Intervall  $[c_l, c_r]$  der tolerierten Werte. Dabei gilt  $c_l < k_l \leq k_r < c_r$  [Goo98].

Die vier Werte für jede Kategorie sind prinzipiell frei wählbar. In Abbildung 7.4 ist eine beispielhafte Auswahl gezeigt. Die sechs Kategorien, die am Ende der Auswertungsfunktion zu einem Score verrechnet werden, beschreiben die Eigenschaften des virtuellen Weichgewebes und die fühlbaren Kraftdifferenzen. Die Zahlenwerte für die Vorgaben lassen sich physikalisch motivieren bzw. werden empirisch über Versuch und Irrtum ermittelt. Ein ähnliches Verfahren wurde in [Wee13] angewendet.

**Kraftverhältnis:** Damit wird das Verhältnis der auszuübenden Kraft am Tumor im Vergleich zur Kraft am Gewebe bei maximaler Eindringtiefe bezeichnet ( $F_{\text{Tumor}}/F_{\text{Gewebe}}$ ). Um mit dem haptischen Display den Unterschied möglichst deutlich darstellen zu können, sollte das gemessene Kraftverhältnis etwa dem darstellbaren Kraftverhältnis entsprechen (siehe Abbil-



**Abbildung 7.4:** Die Vorgabe der Eigenschaften erfolgt über die Definition von Zugehörigkeitsfunktionen  $\mu_i$  für die sechs Kategorien. Ein Parametersatz, der diese Vorgabe erfüllt, ist in Tabelle 7.2 (1) zu finden.

dung 5.7, Seite 50). Dieses liegt zwischen

$$1 + \frac{F_{\text{Motor}}}{F_{\text{Pin,min}} + F_{\text{Vorsp.}}} = 1 + \frac{0,62 \text{ N}}{0 \text{ N} + 0,18 \text{ N}} = 4,44 \quad \text{und} \quad (7.1)$$

$$1 + \frac{F_{\text{Motor}}}{F_{\text{Pin,max}} + F_{\text{Vorsp.}}} = 1 + \frac{0,62 \text{ N}}{0,97 \text{ N} + 0,18 \text{ N}} = 1,54.$$

**Skalierungsfaktor:** Der Skalierungsfaktor ist der Kehrwert der maximal am Gewebe gemessenen Kraft ( $F_{\text{Gewebe}}^{-1}$ ). Er wird in CHAI3D nach der Berechnung der Kräfte zwischen Avatar und Gewebe angewendet. Über die Skalierung der Kräfte wird sichergestellt, dass der Kraftbereich des haptischen Displays optimal ausgenutzt wird. Bei einer physikalisch korrekten Simulation des Weichgewebes sollte dieser Wert 1 betragen. Zur Reduktion der Parameter werden jedoch die Massen der Massepunkte auf 10 g festgelegt. Die Feder- und Dämpfungsparameter werden relativ dazu angepasst, weshalb die Skalierung der Kräfte notwendig ist. Der Skalierungsfaktor sollte möglichst gering ausfallen, da das Rauschen der Kraftwerte ebenfalls skaliert wird.

**Kraft vor Loslassen:** Wie beschrieben soll der Tumor auch bei deformiertem Gewebe fühlbar sein. Dies ist der Fall, wenn die am Ende der Haltephase gemessene Kraft größer ist als die maximale Kraft am Gewebe.

**Relaxationszeit:** Die Relaxationszeit bestimmt das viskoelastische Verhalten des virtuellen Weichgewebes. Wird das Gewebe wiederholt abgetastet, sollte der Ausgangszustand des Gewebes jeweils gleich sein. Durch lange Relaxationszeiten erhöht sich entsprechend die Wartezeit, bis dieser Zustand wieder erreicht wird. Zu geringe Relaxationszeiten bergen allerdings die Gefahr, dass das Gewebe zu elastisch ist, wodurch es Schwingungen vergleichbar mit einer Gummimembran kommt.

**maximale Deformation:** Über diesen Wert wird sichergestellt, dass das virtuelle Weichgewebe bei der Interaktion mit dem Avatar tatsächlich deformiert wird. Es ist möglich, dass sich in den übrigen Kategorien sinnvolle Werte ergeben, obwohl das virtuelle Gewebe nahezu statisch ist. Der beobachtete Massepunkt sollte daher um mindestens 85 % des Höchstwerts im Bewegungsprofil (9 mm) ausgelenkt werden.

**Kraftsprünge:** Die Anzahl der Kraftsprünge sollte möglichst gering sein, um die Qualität des haptischen Feedbacks nicht zu mindern. Für die Parametersuche können allerdings niedrige Werte toleriert werden. Aufgrund der Symmetrie des Avatars treten die Kraftsprünge meist paarweise an gegenüberliegenden Pins auf.

Über die Zugehörigkeitsfunktionen  $\mu_i$  ergeben sich aus den ausgewerteten Daten sechs Eignungswerte. Die Zusammenfassung erfolgt prinzipiell über eine multiplikative Konjunktion der sechs Zugehörigkeitswerte ( $1 - \prod_{i=1}^6 \mu_i(x_i)$ ). Diese ergibt einen Wert 1, sobald eine Kategorie nicht erfüllt wird und der Parametersatz scheidet aus. In der Praxis zeigt sich, dass die „Schwere des Versagens“ wichtig für die weitere Parametersuche ist. Die Berechnung des Scores erfolgt daher über eine erweiterte Formel:

$$\text{Score} = 2 \cdot \left( \sum_{i=1}^6 \begin{cases} 1 & \text{für } \mu_i(x_i) = 0 \\ 0 & \text{für } \mu_i(x_i) > 0 \end{cases} + 1 - \prod_{i=1}^6 \begin{cases} 1 & \text{für } \mu_i(x_i) = 0 \\ \mu_i(x_i) & \text{für } \mu_i(x_i) > 0 \end{cases} \right) \quad (7.2)$$

Mit dieser Formel erfolgt eine Aufteilung abhängig vom Zugehörigkeitswert: Nicht erfüllte Vorgaben ( $\mu_i(x_i) = 0$ ) werden gezählt und zum Produkt der übrigen Zugehörigkeitswerte addiert. Die Skalierung mit dem Faktor 2 dient dem Angleichen an die fest vergebenen Werte bei Ausschlusskriterien. Der Minimalwert und somit Bestwert ist 0, der Maximalwert 12. Bei einer Sortierung nach diesem Score bilden sich Stufen, die abhängig von der Anzahl der nicht erfüllten Vorgaben sind. Innerhalb dieser Stufen wird weiter nach der Eignung des Parametersatzes sortiert.

### 7.3 Automatisierung der Parametersuche

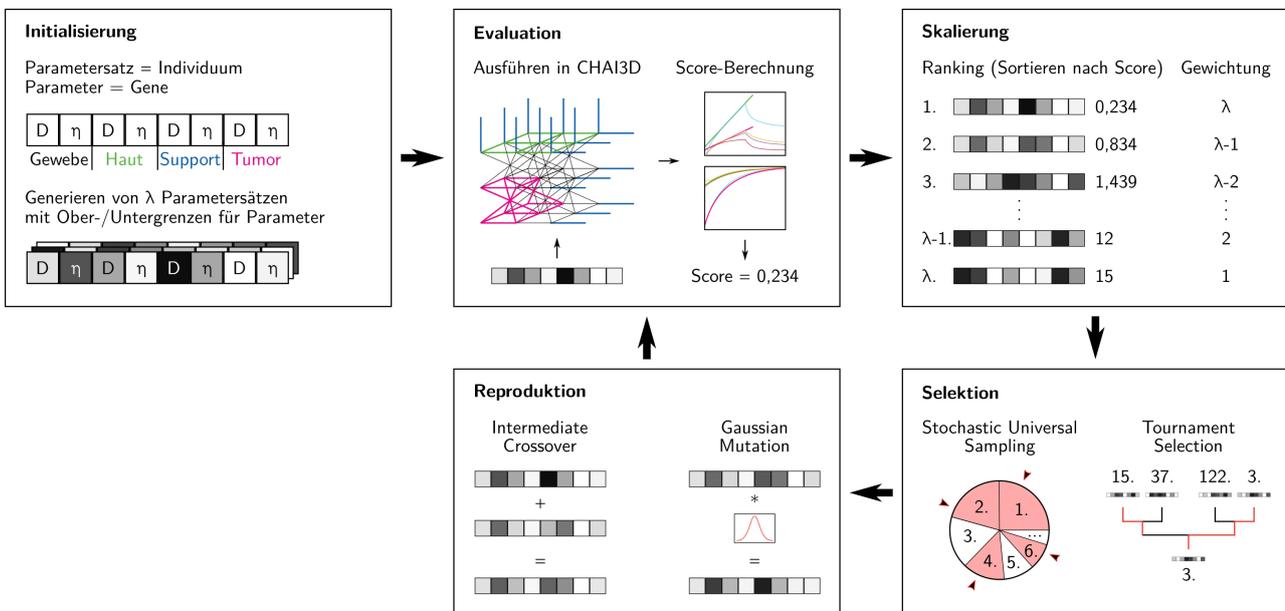
Mit der Möglichkeit, Parametersätze miteinander zu vergleichen, kann die Suche nach geeigneten Lösungen mit Hilfe eines Optimierungsalgorithmus erfolgen. Mit diesen Algorithmen wird das globale Minimum bzw. Maximum einer Zielfunktion gesucht. Der Wertebereich der Zielfunktion stellt den Suchraum dar. Im Falle der Parametersuche entspricht die Zielfunktion der Score-Berechnung, in der über die Auswertung der Parameter und den Vorgaben ein Eignungswert berechnet wird. Die Zielfunktion lässt sich nicht als konkrete Formel formulieren, sodass auch keine Ableitung gebildet werden kann. Zudem ist der Zusammenhang zwischen den Parametern und dem Ergebnis nicht linear, unter anderem weil bei der Aufzeichnung der Daten die Interaktion zwischen dem Gewebemodell und dem MeshTool einfließt. Es wird außerdem davon ausgegangen, dass die Zielfunktion multimodal ist. Lokale Optimierungsalgorithmen wie Gradientenanstieg oder Downhill-Simplex [Nel65] scheiden somit für die Parametersuche aus.

Aufgrund dieser Voraussetzungen wird ein heuristischer globaler Ansatz als Lösung vorgeschlagen. Mit heuristischen Optimierungsalgorithmen wie evolutionäre bzw. genetische Algorithmen [Hol75], Simulated Annealing [Kir83] oder Partikelschwarmoptimierung [Ken95] können Lösungen für Zielfunktionen mit komplexen Eigenschaften gefunden werden. Dabei wird in geringer Zeit (im Vergleich zu Brute-Force-Ansätzen) eine sinnvolle Lösung gefunden. Ob diese Lösung auch das globale Optimum darstellt, ist in der Regel nicht bekannt.

Die Wahl für einen Optimierungsalgorithmus fällt auf den genetischen Algorithmus. Dieser ist bereits in Matlab über die Global Optimization Toolbox implementiert. Diese Toolbox bietet eine große Auswahl an Einstellungsmöglichkeiten für die genetischen Operatoren, die zur weiteren Verfeinerung der Parametersuche verwendet werden können. Zudem ist der genetische Algorithmus inhärent parallelisierbar, da die Auswertung der Zielfunktion an einzelnen Punkten des Suchraums unabhängig erfolgt. Bei der langen Durchführungszeit der Datenaufzeichnung

relativ zur Ausführung des Algorithmus selbst ist dies von großem Vorteil.

Ein genetischer Algorithmus untersucht eine Zielfunktion (Fitness-Funktion genannt) mit einer Population von Individuen. Die Individuen setzen sich aus Genen zusammen, die verschiedene Ausprägungen annehmen können (Allele). Traditionell werden binäre Gene verwendet, die bestimmte Eigenschaften der Zielfunktion codieren. Nach dem Generieren einer Startpopulation werden in einer Schleife die genetischen Operatoren Evaluation, Skalierung, Selektion und Reproduktion ausgeführt, bis ein Abbruchkriterium erreicht wird. In der Evaluation wird die Fitness-Funktion ausgeführt, die jedes Individuum bewertet. Anhand des Scores stellt der Skalierungsoperator eine Reihenfolge der Individuen auf und skaliert die individuellen Scores relativ zur Summe aller Scores. Der Selektionsoperator wählt nach probabilistischen Methoden Individuen als Eltern aus. Der Selektionsdruck, der ein Maß für die Auswahlwahrscheinlichkeit geeigneter bzw. ungeeigneter Individuen darstellt, kann über verschiedene Verfahren an das Problem angepasst werden. In der Reproduktionsphase werden die Individuen der nächsten Generation (Kinder) erzeugt. Bei der Rekombination werden die Gene der Eltern miteinander kombiniert. Dazu wird die Kette der Gene beider Eltern an einer oder mehreren Stellen aufgebrochen und die Segmente wechselseitig vereint. Dadurch werden die Allele der Eltern an die Kinder weitergegeben. Zusammenhängende Allele, die für eine hohe Fitness verantwortlich sind (Schemata), sollen sich auf diese Weise in der Population vermehren [Hol75]. Um neue Allele in die Population einzubringen wird der Mutationsoperator verwendet. Dabei werden mit einer bestimmten Wahrscheinlichkeit Gene invertiert (bei binärer Darstellung). Über die Rekombination wird erreicht, dass sich Individuen in einem (lokalen) Minimum der Fitness-Funktion ansammeln. Die Mutation wirkt dem entgegen und sorgt für die weitere Exploration des Suchgebiets. Das Verhältnis der beiden Operatoren stellt einen Kompromiss zwischen der schnellen Konvergenz zu einer Lösung und dem weitläufigen Absuchen des Suchraums dar. Bei genetischen Algorithmen spielt die Rekombination die dominante Rolle.



**Abbildung 7.5:** Ablauf des verwendeten genetischen Algorithmus. Die Gene bestehen aus dem Logarithmus zur Basis 10 der Feder- und Dämpfungsparameter  $D$  und  $\eta$ . Verwendet werden reelle Werte, die nur bei der Initialisierung begrenzt sind. Die beiden Selektionsoperatoren kommen nicht gleichzeitig zum Einsatz. Eigene Darstellung nach [Wei09, S. 142, Figure 3.1].

Im Vergleich zum traditionellen genetischen Algorithmus werden für die Parametersuche einige Anpassungen vorgenommen, die eher Evolutionsstrategien zugerechnet werden – wobei die Grenzen in der Literatur fließend sind [Hei94]. Der Ablauf des verwendeten Algorithmus ist in Abbildung 7.5 dargestellt. Die Konfiguration des Algorithmus ist in Anhang A.5 zu finden.

Die Parametersätze stellen die Individuen der Population dar. Jedes Individuum hat acht Gene. Diese enthalten die reellwertigen Zehnerpotenzen der Feder- und Dämpfungsparameter von Gewebe, Haut, Tumor und Haltestruktur. Statt Werten zwischen z. B. 0,01 und 10, werden also Werte zwischen  $-2$  und  $1$  untersucht. Die logarithmische Darstellung wird gewählt, um die Größenordnungen der Parameter auf einer linearen Skala abzubilden. Damit wird dem verwendeten Rekombinationsoperator Rechnung getragen, der das (gewichtete) arithmetische Mittel der Eltern bildet. Zudem spielen für die Eigenschaften des Weichgewebes die Größenordnungen der Parameter eine größere Rolle als die absoluten Werte.

Bei der **Initialisierung** werden  $\lambda = 200$  Parametersätze generiert. Die jeweiligen Allele werden durch Zufallszahlen bestimmt. Dabei sind für die einzelnen Gene Ober- und Untergrenzen definiert (siehe Tabelle A.4). Diese werden empirisch aus vorangehenden Parametersuchen bestimmt und stellen die grobe Eingrenzung eines Bereichs des Suchraums dar, innerhalb dessen geeignete Lösungen zu erwarten sind.

Im Anschluss an die Initialisierung findet die **Evaluation** der Population statt. Dazu wird für alle Parametersätze die Score-Berechnung durchgeführt. Für jeden Parametersatz wird eine Konfigurationsdatei mit den acht Werten (absolute Zahlen) erstellt. Jedes Individuum erhält eine eindeutige Kennung, sodass die Konfigurationsdatei und die Textdatei mit den aufgezeichneten Daten entsprechend zugeordnet werden können. Das Ergebnis der Evaluation sind die Fitness-Werte (Scores) aller Parametersätze der Generation.

Diese werden vom **Skalierungsoperator** verwendet, um eine Rangliste der Parametersätze aufzustellen. Aus dieser Rangliste ergeben sich die Wahrscheinlichkeiten für die anschließende Selektion. Alternativ zur Sortierung kann die Skalierung proportional zu den Scores erfolgen, was allerdings in frühen Generationen zu einer starken Bevorteilung (Bias) einzelner Individuen führen kann [Bäc96]. Generell erhält der Parametersatz mit dem niedrigsten Score die höchste Wahrscheinlichkeit, zur Gruppe der Eltern ausgewählt zu werden.

Die **Selektion** der Eltern kann mit mehreren Verfahren erfolgen. Die Anzahl der benötigten Eltern  $\mu$  ergibt sich aus der Anzahl der durchgeführten Rekombinationen (je zwei Eltern) und Mutationen (je ein Elter). Die Auswahl erfolgt mit dem Stochastic Uniform Sampling oder der Turniererlektion. Beide Verfahren haben zum Ziel, besser bewertete Parametersätze bevorzugt auszuwählen, dabei aber schlechter bewertete zur Erhaltung der Diversität nicht auszuschließen. Beim Stochastic Universal Sampling werden dazu Kreissegmente gebildet, deren Größen der Skalierung entsprechen – vergleichbar mit einem Rouletterad. Dann werden  $\mu$  äquidistante Kugeln geworfen und die entsprechenden Individuen (teilweise auch mehrfach) ausgewählt.

Bei der Turniererlektion wird eine bestimmte Anzahl  $q$  an Individuen ausgewählt, wovon das bestbewertete als Elter verwendet wird. Dieser Vorgang wird wiederholt, bis die Anzahl  $\mu$  erreicht ist. Je höher die Turniergröße  $q$ , desto geringer ist die Wahrscheinlichkeit für schlecht bewertete Individuen, als Sieger aus dem Turnier hervorzugehen. Bei der bisherigen Parametersuche zeigen sich beide Selektionsverfahren als geeignet.

Durch die Verwendung reeller Werte unterscheidet sich die **Reproduktion** deutlich vom traditionellen genetischen Algorithmus. Beim Intermediate Crossover wird davon ausgegangen, dass sich zwischen zwei zur Reproduktion gewählten Individuen ein besseres finden lässt. Das Kind befindet sich entsprechend auf der achtdimensionalen Linie zwischen den beiden Eltern. Die genaue

Position wird über eine Zufallszahl bestimmt. Aufgrund dieses Operators ergibt die logarithmische Darstellung der Parameter mehr Sinn als die Verwendung absoluter Werte. Der Mittelwert über mehrere Größenordnungen hinweg ergäbe eine Bevorzugung höherer Werte.

Zusätzlich zur Rekombination wird die Mutation verwendet. Bei der Gauß'schen Mutation wird zu jedem Allel des ausgewählten Individuums ein mit einer Zufallszahl aus der Normalverteilung ( $\mu = 0$ ,  $\sigma = 1$ ) skaliertes Faktor addiert. Der Faktor ergibt sich aus der Differenz der initialen Ober- und Untergrenzen. Der Wert von  $\sigma$  geht mit steigender Anzahl der Generationen gegen 0. Damit wird erreicht, dass die Exploration des Suchraums zu Beginn sehr weitläufig ausfällt und bei späteren Generationen die Mutation auf immer engere Bereiche eingegrenzt wird, um schnellere Konvergenz zu erreichen.

Zusätzlich zur Rekombination werden die besten zehn Parametersätze (Elite) in die nächste Generation übernommen. Damit wird garantiert, dass der jeweils beste Fitness-Wert über alle Generationen hinweg monoton absinkt.

Die Schleife über die vier Operatoren wird ausgeführt, bis ein Abbruchkriterium erreicht wird. Dies ist der Fall, wenn ein Individuum mit einem Score von 0 gefunden wird (globales Minimum) oder die Anzahl der maximalen Generationen (hier 400) erreicht wird. Die Matlab-Toolbox verfügt über eine Anzeige über den Verlauf der Best- und Mittelwerte der einzelnen Generationen. Die Suche kann auch manuell abgebrochen werden, wenn z. B. erkennbar ist, dass über 100 Generationen keine Verbesserung erzielt wird.

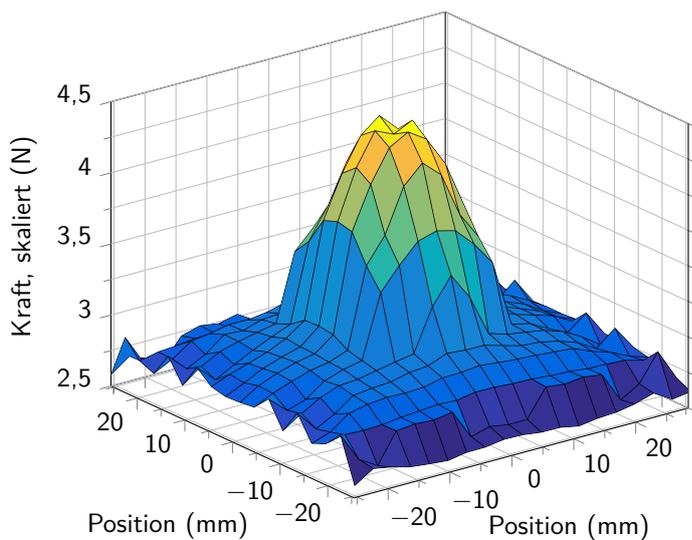
## 7.4 Ergebnisse

In Tabelle 7.2 sind einige beispielhafte Parametersätze gezeigt. Die jeweiligen Vorgaben unterscheiden sich mit dem Ziel, sehr unterschiedliche Eigenschaften des virtuellen Weichgewebes zu generieren. Beim Vergleich der einzelnen Zeilen fällt auf, dass die Werte für  $D_{\text{Haut}}$  und  $D_{\text{Tumor}}$  sowie  $\eta_{\text{Support}}$  jeweils deutlich höher ausfallen als die entsprechenden Werte der anderen Federtypen. Dies deckt sich mit der naiven Erwartung: Die Federn des Tumors müssen härter ausfallen als die Federn des Gewebes, um spürbare Kraftdifferenzen zu erzeugen. Durch den Dämpfungsparameter der Haltestruktur wird das viskoelastische Verhalten des virtuellen Weichgewebes erzeugt. Ein empirischer Einfluss einzelner Parameter auf die globalen Eigenschaften lässt sich allerdings nicht erkennen. Jedoch ist ersichtlich, dass es gelingt, über verschiedene Vorgaben entsprechende Parametersätze zu finden.

Analog zur Aufzeichnung der Kraftprofile am haptischen Display (siehe Kapitel 5.2.2, Seite 45) können auch entsprechende Daten mit dem virtuellen Weichgewebe aufgezeichnet werden. In Abbildung 7.6 ist das Kraftprofil eines 6 mm × 6 mm großen Tumors im Weichgewebe zu sehen. Die  $z$ -Werte der Abbildung entsprechen der mit dem Faktor 9,7 skalierten Kraft auf den ganzen Avatar. Die  $(x|y)$ -Werte der Datenpunkte korrespondieren mit der Mitte des Avatars bei der entsprechenden Messung. Anzumerken ist, dass die Geschwindigkeit von 1,1 mm/s deutlich niedriger ausfällt, als bei der Datenaufzeichnung für die Score-Berechnung (5 mm/s). Aufgrund dessen sind die hier gemessenen Kräfte relativ niedrig. Die Schrittweite der einzelnen Messungen entspricht hier genau dem Gitterabstand des Feder-Masse-Modells. Daher ist kein Einfluss der Quantisierung der Oberfläche auf die Kraft erkennbar. Bei einer höher aufgelösten Messung zeigen sich allerdings interessante Artefakte (siehe Abbildung A.4). Diese spielen bei der Wahrnehmung der Kraftdifferenzen keine große Rolle.

**Tabelle 7.2:** Beispielhafte Parametersätze mit unterschiedlichen Zielen bzw. Vorgaben. Die Werte der acht Parameter sind jeweils logarithmisch (Ergebnis des genetischen Algorithmus) und absolut (Verwendung in CHAI3D) aufgeführt: (1) Parametersatz für Evaluation (Vorgaben siehe Abbildung 7.4) (2) niedriges Kraftverhältnis und hohe Kraft vor Loslassen (3) hohe Relaxationszeit (4) niedrige Relaxationszeit

Nr.		Gewebe		Haut		Support		Tumor		Relax. (s)	$\frac{F_{\text{Tumor}}}{F_{\text{Gewebe}}}$	$F_{\text{Gewebe}}^{-1}$ ( $N^{-1}$ )
		$D$	$\eta$	$D$	$\eta$	$D$	$\eta$	$D$	$\eta$			
1	log <sub>10</sub>	0,77	-0,91	1,27	-0,51	-0,33	-0,14	2,11	-0,91	1,7	2,8	9,7
	abs.	6,0	0,12	19	0,31	0,46	0,70	129	0,12			
2	log <sub>10</sub>	0,70	-0,87	2,02	-0,90	-0,34	-0,20	2,05	-0,87	1,6	2,3	8,7
	abs.	5,0	0,13	106	0,13	0,46	0,63	113	0,13			
3	log <sub>10</sub>	0,47	-1,51	1,66	-1,0	-0,59	0,0	2,59	-1,51	3,7	2,6	8,1
	abs.	2,9	0,03	46	0,10	0,26	1,0	386	0,03			
4	log <sub>10</sub>	0,70	-1,24	1,78	-0,50	-0,06	-0,16	1,70	-1,24	0,9	1,9	8,2
	abs.	5,0	0,06	60	0,31	0,87	0,69	50	0,06			



**Abbildung 7.6:** Aufgezeichnetes Kraftprofil mit Parametersatz (1). Dargestellt ist die mit dem Faktor 9,7 skalierte Kraft auf den ganzen Avatar bei einer Eindringtiefe von 9 mm. Die Datenaufzeichnung erfolgt analog zur Messung am haptischen Phantom (siehe Abbildung 5.5) mit einer Geschwindigkeit von 1,1 mm/s. Die Schrittweite des Gitters beträgt 3 mm. Der Tumor hat eine Größe von 6 mm × 6 mm, seine Mitte liegt bei (1,5 mm|1,5 mm).

## 7.5 Bewertung der Methoden zur Parametersuche

Wird mit dem genetischen Algorithmus ein Parametersatz gefunden, der alle Vorgaben voll oder zumindest teilweise erfüllt (Score von 0 bzw.  $< 2$ ), hat das für das virtuelle Weichgewebe folgende Auswirkungen: Es zeigt ein viskoelastisches Verhalten (Anforderung P1), die Kraftdifferenzen entsprechen der Vorgabe (P2) und es treten keine Instabilitäten auf (P3).

Die viskoelastischen Eigenschaften werden bei der Auswertung der aufgezeichneten Daten überprüft: Dazu gehören ein monotoner Kraftanstieg beim Erhöhen der Dehnung in der Druckphase sowie das Kriechen in der Haltephase, was an den nachlassenden Kräften deutlich wird. Ebenso zeigt die Relaxation nach dem Loslassen (Verändern der Spannung) ein exponentielles Verhalten. Sollten diese Eigenschaften nicht erfüllt werden, ergibt sich ein hoher Score und der Parametersatz wird durch den Optimierungsalgorithmus aussortiert. Anforderung P1 wird somit erfüllt.

Die absoluten und relativen Kräfte bei der Interaktion zwischen Avatar und virtuellem Gewebe werden ebenfalls während der Datenauswertung bestimmt. Über den Kehrwert der absoluten Kräfte am Gewebe wird ein Skalierungsfaktor berechnet. Dieser wird verwendet, um die maximale Kraft, die der Benutzer zum Abtasten eines tumorfreien Bereichs aufwenden muss, auf 1 N pro Pin festzulegen. Dies entspricht der Kraft, die von den Federn des haptischen Displays allein aufgebracht werden kann. Abhängig von der Geschwindigkeit, mit der der Tastvorgang durchgeführt wird, können zusätzliche Kräfte durch die Servos notwendig sein. Die Kraftdifferenz zwischen Tumor und Gewebe kann über die Vorgabe für die relative Kraftdifferenz so eingestellt werden, dass der Tumor früher oder später wahrgenommen werden kann (höhere bzw. niedrigere Werte). Auf diese Weise können unterschiedliche Schwierigkeitsgrade generiert und die Anforderung P2 erfüllt werden.

Parametersätze mit Instabilitäten können durch die Ausschlusskriterien abgefangen werden. Allerdings kann es durch das einfache physikalische Weichgewebemodell zu irreversiblen Zuständen kommen. Dies ist z. B. der Fall, wenn die oberste Lage des Gewebes unter die darunterliegende Lage gedrückt wird. In diesem Fall wird das Kriterium für die Relaxationszeit nicht erfüllt und der Parametersatz wird durch den genetischen Algorithmus „aussortiert“. In bisherigen Versuchen zeigt sich, dass durch hohe Werte für  $D_{\text{Haut}}$  dieses Problem deutlich eingeschränkt wird. Auch die Kraftsprünge können dadurch vermieden werden. Die beiden zusätzlichen Parameter zur Abgrenzung der Haut vom übrigen Gewebe leisten einen großen Beitrag zum Erfüllen von Anforderung P3, auch wenn dadurch der Suchraum um zwei Dimensionen wächst.

Die Datenauswertung erfolgt automatisch anhand weniger Funktionen, mit denen der Verlauf der Kräfte und der Auslenkungen untersucht wird. Durch die Ausschlusskriterien werden offensichtlich schlechte Parametersätze verworfen. Über die Verwendung der linearen und exponentiellen Fits kann berechnet werden, ob die aufgezeichneten Werte dem erwarteten Verlauf für physikalisch realistisches Verhalten entsprechen. Damit erfolgt eine objektive Bewertung der Messergebnisse (Anforderung P4).

Über die unscharfen Mengen können Zielwerte in Form von Intervallen für die gemessenen Eigenschaften des Weichgewebes vorgegeben werden. Die Zielintervalle sind die Grundlage für die Score-Berechnung, aus der jeder Parametersatz seinen Fitness-Wert erhält. Parametersätze, die die Vorgaben besser erfüllen, werden entsprechend durch den genetischen Algorithmus zur Rekombination ausgewählt. Bei jeder neuen Suche können die Vorgaben geändert werden. So können z. B. über verschiedene Vorgaben zur Relaxationszeit unterschiedlich viskose Gewebe erzeugt werden (siehe Tabelle 7.2).

Die unscharfen Mengen und die anschließende Berechnung des Scores erlauben eine gewisse

Gestaltung des Suchraums. Da bei der Score-Berechnung (siehe Formel 7.2) nicht das Produkt aller sechs Zugehörigkeitswerte gebildet wird, sondern zunächst die „Fehlschläge“ gezählt werden, ist eine bessere Sortierung der Parametersätze möglich. Selbst bei der Verwendung von scharfen Mengen (Kern = Träger) bilden sich im Suchraum Stufen bzw. Plateaus aus. Ist das Trägerintervall größer als der Kern, bilden sich auf diesen Plateaus Gradienten aus, die vom Produkt der Zugehörigkeitsfunktionen der eingehaltenen Vorgaben abhängen. Über diese Maßnahmen wird die Suche nach lokalen Minima der Fitness-Funktion deutlich vereinfacht.

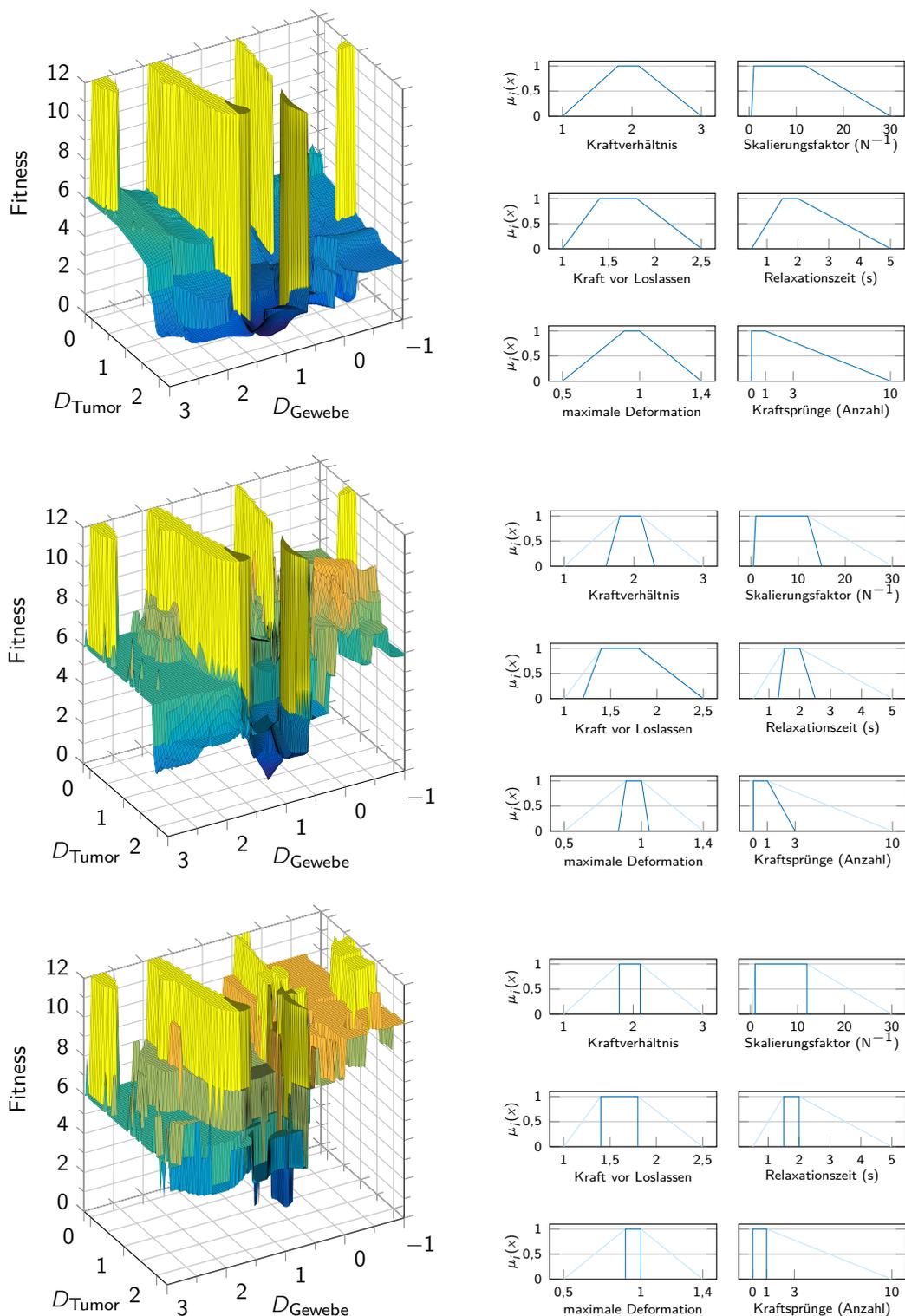
In Abbildung 7.7 ist der Einfluss des Trägers auf die Fitness-Landschaft dargestellt. Das Intervall  $[c_l, c_r]$  nimmt von unten nach oben an Größe zu, das Intervall  $[k_l, k_r]$  ist in allen drei Fällen gleich. In der unteren Darstellung (Träger = Kern) sind die Stufen der einzelnen Plateaus deutlich zu erkennen. Die Plateaus selbst sind eben. Dadurch ergeben sich viele Individuen mit gleichem Fitness-Wert. Selbst die Suche nach einem benachbarten Minimum ist dann auf eine zufällig passende Mutation angewiesen. Den Gegensatz dazu zeigt die obere Grafik. Hier umfasst der Träger jeder Kategorie einen Bereich, der über sinnvolle Werte hinaus geht. Dadurch bilden sich auf den Plateaus deutlich sichtbare Gradienten aus. Durch die Rekombination und das Überleben der Elite wird sich die Population daher im Laufe der Generationen in Richtung der nächsten Stufe bzw. des lokalen Minimums bewegen. Allerdings werden sich durch einen großzügigen Wertebereich viele lokale Minima ausbilden. Es empfiehlt sich daher, die Vorgaben so weit einzuschränken, wie Abweichungen vom Kern akzeptiert werden können (mittlere Grafik).

Die Dauer für eine Parametersuche hängt stark mit den vorgegebenen Zielwerten zusammen. Lassen sich die Vorgaben gut miteinander vereinen, ist die Wahrscheinlichkeit für ein oder mehrere globale Minima mit dem Wert 0 sehr hoch. Die entsprechenden Parameter werden häufig bereits nach  $\approx 20$  Generationen gefunden. Dies trifft auf alle in Tabelle 7.2 angegebenen Parametersätze zu. Im gegenteiligen Fall wird sich die Suche über deutlich mehr Generationen erstrecken. Da mit hoher Wahrscheinlichkeit kein globales Optimum mit dem Wert 0 existiert, erfolgt der Abbruch entweder aufgrund der Maximalzahl der Generationen oder durch den Benutzer. Aus dem gefundenen Optimum lässt sich ablesen, wie viele und welche Vorgaben erfüllt werden können. Es muss im Einzelfall entschieden werden, ob der Parametersatz trotzdem geeignet ist. Alternativ erfolgt mit den gewonnenen Erkenntnissen eine neue Suche mit angepassten Vorgaben.

Um die Parallelisierbarkeit des genetischen Algorithmus auszunutzen, wird ein Hochleistungsrechner des Instituts verwendet (2  $\times$  Intel Xeon-E5 2630 v2, insgesamt 12 Kerne, 24 Threads, 64 GB RAM, maximal 3,10 GHz, Windows 7 64-bit, Matlab 2015b). Auf diesem können über Matlab zwölf Instanzen des CHAI3D-Programms problemlos gleichzeitig betrieben werden. Die Haptik-Schleife läuft in diesem Zustand mit einer Frequenz von  $\geq 1000$  Hz ab. Die Berechnung einer Generation dauert etwa zwei Minuten. Diese Zeit verteilt sich auf die Initialisierung von CHAI3D (ca. 1 s), die Ausführung des Bewegungsprofils (6 s) und die Auswertung (ca. 1 s) für jeden Parametersatz. Hinzu kommt, dass bei  $\approx 10\%$  der Parametersätze die Aufzeichnung aufgrund von Instabilitäten bereits zu Beginn des Bewegungsprofils abgebrochen wird.

$$\begin{aligned} \bar{t}_{\text{Generation}} &= \lambda \cdot [t_{\text{Init}} + (1 - p_{\text{Abbruch}}) \cdot t_{\text{Profil}} + t_{\text{Score}}] / n_{\text{Threads}} \\ &= 200 \cdot (1 \text{ s} + 0,9 \cdot 6 \text{ s} + 1 \text{ s}) / 12 = 123 \text{ s} \end{aligned} \quad (7.3)$$

Bei 400 Generationen lässt sich somit ein Suchlauf in etwa 14 Stunden durchführen. Diese Zeit ist akzeptabel und stellt eine obere Grenze dar (Anforderung P6). Ein Abbruch bei statischer Population ist im Einzelfall jederzeit möglich.



**Abbildung 7.7:** Auswirkung der Vorgaben auf die Fitness-Landschaft. *links:* Dreidimensionale Darstellung der Fitness-Landschaft. Variiert werden nur  $D_{\text{Gewebe}}$  und  $D_{\text{Tumor}}$ , die übrigen Parameter sind festgehalten. Werte mit Fitness  $> 12$  werden zwecks besserer Darstellung abgeschnitten. *rechts:* Vorgaben für die Score-Berechnung (dunkelblau). Der Kern ist für alle drei Fälle gleich. *oben:* Sehr breiter Träger. *Mitte:* Normale Breite des Trägers. *unten:* Träger = Kern.

Die Ergebnisse dieses Kapitels zeigen, dass es über die vorgestellte Bewertungsfunktion für Parametersätze und die Anwendung eines genetischen Algorithmus gelingt, die gewünschten Eigenschaften des virtuellen Weichgewebes zu erzeugen. Im Gegensatz zur manuellen Parametersuche kann eine Vielzahl an verschiedenen Eigenschaften erzielt werden. So kann z. B. über das vorgegebene Kraftverhältnis der Schwierigkeitsgrad des Szenarios angepasst werden. Inwiefern die gefundenen Parametersätze geeignet sind, ein tumorhaftes Weichgewebe zu simulieren, muss sich in der Praxis zeigen. Im folgenden Kapitel wird eine Benutzerstudie mit medizinischen Probanden vorgestellt, mit der dies untersucht werden soll.

# KAPITEL 8

---

## Evaluation

---

Im Verlauf der Entwicklung des haptischen Displays und der virtuellen Umgebung werden mehrere Benutzerstudien durchgeführt, um den Entwicklungsstand zu untersuchen. Dazu werden definierte Aufgaben von an der Entwicklung nicht beteiligten Probanden durchgeführt. Durch die Aufzeichnung von objektiven Daten und deren Auswertung lassen sich Rückschlüsse auf Stärken und Schwächen des Systems ziehen, die Impulse für die Weiterentwicklung geben.

Zum Abschluss der Entwicklung der Hardware und der Software wird eine Benutzerstudie mit medizinischen Probanden durchgeführt. Diese repräsentieren eine realistische Zielgruppe für das haptische Display zur Weichgewebepalpation. Ziel dieser Evaluation ist, zusätzlich zu den bereits objektiv gemessenen Daten der einzelnen Komponenten zu untersuchen, wie gut das Zusammenspiel funktioniert. Darüber hinaus wird in Form von Fragebögen eine subjektive Einschätzung des Gesamtsystems durch die Probanden erzielt. Im Vorfeld dieser Evaluation werden in einer Vorevaluation sinnvolle Parameter für die Durchführung ausgelotet.

### 8.1 Benutzerstudien basierend auf älteren Versionen von Hardware und Software

Die ersten beiden Evaluationen erfolgten im Rahmen der bereits erwähnten studentischen Abschlussarbeiten von UHL [Uhl14] und RUTSCHKE [Rut15]. Die Ergebnisse dieser Benutzerstudien fließen bereits in die Weiterentwicklung der Hardware und der Software ein. Zusätzlich lassen sich aus der Durchführung wichtige Schlüsse für die abschließende Evaluation ziehen.

#### 8.1.1 Evaluation der fertiggestellten Hardware

Die erste Evaluation wird von UHL [Uhl14] direkt im Anschluss an die Fertigstellung des haptischen Displays durchgeführt. Damit wird erstmals untersucht, wie gut die Ausgabe in Form von individuellen Gegenkräften an den Pins wahrgenommen werden kann. Die Steuerung des haptischen Displays erfolgt über Matlab. Die Daten werden aus Lookup-Tabellen bezogen, in denen zu jedem Pin zu jeder Höhe eine Servostellung zugeordnet ist. Mit dieser Methode werden unterschiedliche Kraftprofile generiert. An der Evaluation sind zwölf Studenten und Mitarbeiter des Instituts zwischen 22 und 33 Jahren beteiligt. Die Eingewöhnungszeit ist bewusst knapp gehalten, um Trainingseffekte zu vermeiden. Dadurch soll sich ein unverfälschtes Bild davon ergeben, ob das haptische Feedback ausreichend deutlich ausgeprägt ist. Die Probanden haben in jedem der 16 Durchgänge 25 s Zeit, das Kraftprofil abzutasten. Anschließend sollen die Eigenschaften des Kraftprofils beschrieben werden.

Die Pins, deren Gegenkräfte sich im jeweiligen Durchgang erhöhen, werden mit einer Quote von 56 % korrekt angesagt. Ob die Servos die Gegenkraft früh oder spät erhöhen (entspricht ei-

ner Pinhöhe von 1 mm bzw. 6 mm), wird von den Probanden deutlich besser wahrgenommen (75 % Trefferquote). Auffällig sind die großen Unterschiede zwischen den einzelnen Probanden bezüglich der Trefferquote. Einzelne Teilnehmer können ohne Eingewöhnung den Großteil der Kraftprofile korrekt beschreiben, während andere selbst bei den späteren Durchgängen noch große Schwierigkeiten damit haben. Die Lernkurve bei unerfahrenen Benutzern spielt offensichtlich eine große Rolle und sollte daher bei kommenden Evaluationen untersucht bzw. berücksichtigt werden.

### 8.1.2 Evaluation der ersten Version der virtuellen Umgebung

Die zweite Evaluation wird im Rahmen der Arbeit von RUTSCHKE [Rut15] durchgeführt. Ziel dieser Evaluation ist die erstmalige Untersuchung des Zusammenspiels aus haptischem Feedback und Steuerung des Avatars mit der Maus. Die Hardware ist im Vergleich zur ersten Evaluation unverändert. Zusätzlich kommt eine frühe Version der virtuellen Umgebung in CHAI3D zum Einsatz. Im Unterschied zur aktuellen Version der Software ist das virtuelle Weichgewebe rein statisch. Es setzt sich aus sich gegenseitig überlappenden Kugeln zusammen, die an ihrer Ausgangsposition fixiert sind. Als Avatar wird das MultiPointTool verwendet (siehe Kapitel 6.5.1). Die Härte des Gewebes ist so gewählt, dass die Servos erst bei Kontakt des Avatars mit dem Tumor aktiv werden müssen. Das haptische Display wird mit einer Frequenz von 100 Hz [sic] angesteuert, eine Begrenzung der Rotationsgeschwindigkeit der Servos ist noch nicht vorhanden.

An der Evaluation nehmen 15 Probanden zwischen 27 und 34 Jahren teil. Die Teilnehmer setzen sich zusammen aus Studenten und Mitarbeitern des Instituts sowie zwei medizinischen Doktoranden der Universität Heidelberg. Die Evaluation ist gegliedert in drei Teile mit insgesamt sechs Durchgängen. In jedem der Durchgänge besteht die Aufgabe darin, über das haptische Display den Tumor im virtuellen Weichgewebe zu ertasten und dessen Position anzuzeigen. Vor den Durchläufen haben die Teilnehmer eine kurze Eingewöhnungsphase, in der Tumoren mit variierenden Härtegraden in unterschiedlichen Tiefen im Gewebe präsentiert werden.

Im ersten Teil wird untersucht, inwiefern sich der Härtegrad bzw. die Tiefe im virtuellen Gewebe auf die Erkennungsrate auswirken und ob die Teilnehmer diese Eigenschaften richtig benennen können. Die Ergebnisse zeigen, dass Tumoren nahe der Oberfläche sehr gut und schnell erkannt werden können. Die Erkennungsrate liegt bei 100 %, die Durchschnittszeit beträgt 42 s. Größere Schwierigkeiten ergeben sich bei tiefer liegenden Tumoren. Die Rate sinkt auf 80 %, die durchschnittliche Zeit steigt auf 74 s. Eine Ursache dafür ist, dass die relativen Kraftdifferenzen mit steigender Drucktiefe abnehmen, wenn bzw. gerade weil die absoluten Kraftdifferenzen gleich bleiben (siehe Formel 7.1). Dies bestätigt die Annahme, dass die Kraft, die zum Erzeugen der wahrnehmbaren lokalen Deformation benötigt wird, mit der Gesamtkraft auf die Fingerkuppe steigt, da die Spannung der Haut erhöht ist.

Der zweite Teil der Evaluation beinhaltet das Finden und Verfolgen eines stabförmigen Einschlusses. Dieses Szenario ist vergleichbar mit dem Auffinden einer Ader unter der Oberfläche eines Organs, um diese bei einem Schnitt nicht zu verletzen. Die Probanden erzielen hier insgesamt eine Trefferquote von 87 %.

Im letzten Teil der Evaluation soll ein Tumor mit einer Größe von nur 1 cm gesucht werden. Er liegt direkt unter der Oberfläche. Die Erfolgsquote liegt bei 93 %, was bedeutet, dass nur einer der Teilnehmer nicht in der Lage ist, den harten Einschluss zu finden. Die durchschnittliche Zeit liegt bei 62 s, wobei einzelne Teilnehmer über zwei Minuten für die Suche benötigen.

Generell fallen die Ergebnisse dieser Benutzerstudie sehr gut aus. Mit neun Fehlversuchen bei 90 Durchgängen liegt die Trefferquote bei 90 %. Unerfahrene Probanden können also sehr gut mit dem haptischen Display und der Steuerung umgehen. Gleichzeitig stellt sich die Frage,

ob der Schwierigkeitsgrad dieser Evaluation zu niedrig ist. In einigen Szenarien werden keine Fehler provoziert. Ein Grund für den niedrigen Schwierigkeitsgrad ist, dass durch die Berechnung der Kraftdifferenzen über die Kugelüberlappung die Gegenkräfte sehr schnell ansteigen. Gerade oberflächennahe Tumoren können dadurch sehr einfach identifiziert werden.

Das schnelle Ansteigen der Gegenkräfte führt allerdings bei einzelnen Probanden zu Problemen. Während der Evaluation kommt es zu einem nicht reproduzierbarem Aufschwingen der Kraftausgabe, sodass die Verbindungszyylinder beginnen zu oszillieren. Die Trefferquoten der betroffenen Probanden sind deutlich niedriger. Da das Aufschwingen generell ein absolutes Ausschlusskriterium für realistisches Feedback ist, wird die Steuerung der Servos um eine Trajektorienplanung ergänzt um die Geschwindigkeit zu begrenzen, mit der sich die Verbindungszyylinder nach oben bewegen (siehe Kapitel 6.6).

Bei dieser Benutzerstudie kommt erstmals ein Fragebogen zur subjektiven Bewertung des haptischen Displays und zur Selbsteinschätzung der Probanden zum Einsatz. Generell fällt die Bewertung durch die Probanden sehr gut aus. So werden die Reaktionszeiten auf die Eingabe sowohl mit dem haptischen Display als auch mit der Maus als sehr kurz eingeschätzt (im Durchschnitt 9,2 von 10 Punkten). Zudem wird die Bedienung des haptischen Displays mit 9,5 Punkten bewertet. Ein geteiltes Bild ergibt sich bei der Aussage „Das Display hat sich verhalten wie erwartet.“. Von Aufschwingen betroffene Teilnehmer bewerten diese Kategorie mit durchschnittlich 7,0 Punkten. Allerdings ergibt sich auch bei den übrigen Teilnehmern nur ein Schnitt von 7,8 Punkten.

Aus der Auswertung des Fragebogens ergibt sich also folgendes Bild: Die Verzögerungen wirken sich trotz der Rate von nur 100 Hz nicht negativ aus. Die Bedienung der virtuellen Umgebung stellt keinen der Probanden vor eine größere Herausforderung. Allerdings entspricht das Verhalten des haptischen Displays nicht voll der Erwartung aller Probanden. Dabei stellt sich die Frage, von welcher Erwartung der jeweilige Proband ausgeht.

Die beiden medizinischen Probanden zeigen sich sehr überzeugt vom haptischen Display.

Aus diesen beiden Benutzerstudien lassen sich folgende wichtige Schlüsse für die Durchführung der abschließenden Evaluation ziehen:

- Der Schwierigkeitsgrad soll passend gewählt werden. Hier ist ein Kompromiss zu finden, um einerseits die Probanden bei der Durchführung nicht zu demotivieren und andererseits aussagekräftige Ergebnisse zu erzielen – wird in zwei verschiedenen Szenarien jeweils eine Trefferquote von 100 % erzielt, kann keine Aussage getroffen werden, ob der Schwierigkeitsgrad sich jeweils unterscheidet.
- Die Anzahl der Durchgänge soll ausreichend hoch sein. Es ist anzustreben, dass jeder Proband jedes Szenario möglichst mehrmals durchläuft, um statistische Schwankungen auszugleichen. Gleichzeitig soll der Zeitaufwand für die Probanden in vertretbarem Rahmen bleiben.
- Die während der Evaluation aufgezeichneten Daten müssen eine objektive Auswertung ermöglichen. Gerade bei der Einschätzung, ob der Tumor gefunden wurde, ist eine verlässliche Messgröße notwendig.
- Der in der zweiten Evaluation eingesetzte Fragebogen erlaubt den Probanden einigen Spielraum zur Interpretation der Fragen, was zu uneindeutigen Ergebnissen führen kann. Zudem erlaubt ein selbst erstellter Fragebogen nur einen Vergleich innerhalb den gestellten Fragen,

nicht jedoch mit anderen Arbeiten. Daher soll bei folgenden Evaluationen ein standardisierter Fragebogen zum Einsatz kommen. Bei zusätzlichen Fragen ist darauf zu achten, diese möglichst konkret zu stellen, um die Ergebnisse interpretieren zu können.

## 8.2 Ziele der abschließenden Evaluation

In einer abschließenden Benutzerstudie mit medizinischen Probanden werden die Ergebnisse dieser Arbeit evaluiert. Diese Benutzerstudie ist in zwei Teile gegliedert: In einer Vorevaluation werden zunächst die zu untersuchenden Parameter eingegrenzt, mögliche Probleme bei der Durchführung untersucht und diese anschließend ausgebessert. Mit den Ergebnissen der Hauptevaluation wird dann die Bewertung des Systems durchgeführt.

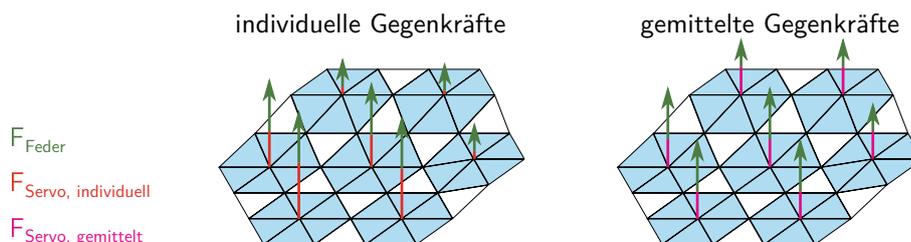
Im Vergleich zur vorangehenden Benutzerstudie wird die Hardware um die RC-Filterplatine erweitert. Durch die Überarbeitung des Mikrocontrollerprogramms beträgt die Auslesefrequenz der Potentiometer nun 1000 Hz. Die Ansteuerung der Servos erfolgt mit 250 Hz (statt jeweils 100 Hz). Das Aufschwingen der Kräfte wird über die Begrenzung der Drehgeschwindigkeit der Servos effektiv unterdrückt. Softwareseitig wird die in Kapitel 6 vorgestellte Version der virtuellen Umgebung mit deformierbarem Weichgewebe erstmalig eingesetzt.

Diese Benutzerstudie hat zum Ziel, mit Probanden aus der Zielgruppe eine umfassende Evaluation der Stärken und Schwächen des Systems aus haptischem Display und virtueller Umgebung durchzuführen. Dazu werden folgende Fragestellungen untersucht:

- Q1: Funktioniert das Zusammenspiel aus haptischem Display und der Weichgewebesimulation zuverlässig, sodass im virtuellen Weichgewebe befindliche Tumoren von den Probanden in der zur Verfügung stehenden Zeit ertastet werden können?
- Q2: Hat das taktile Feedback, das erst durch das Verwenden einer Pin-Matrix ermöglicht wird, einen signifikanten positiven Einfluss auf das Lokalisieren des Tumors?
- Q3: Wie schätzen Benutzer mit medizinischer Erfahrung das haptische Display und die Weichgewebesimulation hinsichtlich Bedienung, Realitätsnähe und möglichen Anwendungsszenarien ein?

Zur Untersuchung von Q2 wird eine weitere Feedbackmethode implementiert, die das taktile Feedback „deaktiviert“. Es werden folgende Szenarien untersucht:

**individuelle Gegenkräfte:** Die berechnete Kraft wird wie in Kapitel 6.7 beschrieben den einzelnen Pins zugeordnet. Die sieben Servos werden entsprechend angesteuert. Dadurch ergeben sich Kraftdifferenzen zwischen den einzelnen Pins, die eine lokale Deformation und somit taktiles Feedback erzeugen. Dies ist die Standard-Feedbackmethode (vgl. Abbildung 8.1 links).



**Abbildung 8.1:** Die in der abschließenden Benutzerstudie verwendeten Feedbackmethoden zur Untersuchung des Einflusses von taktilem Feedback.

**gemittelte Gegenkräfte:** Die einzelnen Gegenkräfte durch die sieben Servos werden durch ihren Mittelwert ersetzt (vgl. Abbildung 8.1 rechts). Jeder Pin erfährt also zu jedem Zeitpunkt die gleiche zusätzliche Gegenkraft durch den Servo. Die Kraft, die der Benutzer ausüben muss, bleibt dadurch gleich, allerdings existieren keine Kraftdifferenzen zwischen den Pins außer z. B. durch einen schief aufliegenden Finger. Die Pin-Matrix verhält sich quasi wie ein einziger großer Pin, weil sich alle sieben Servos parallel bewegen. Das Feedback ist vergleichbar mit dem eines haptischen Eingabegeräts. Es wird angenommen, dass durch das fehlende taktile Feedback das Finden des Tumors erschwert wird.

### 8.3 Vorevaluation zur Optimierung der Durchführung

Vor der abschließenden Evaluation der Arbeit wird eine Benutzerstudie mit Medizinstudenten an der Universität Heidelberg durchgeführt. Ziel der Vorevaluation ist, Benutzern mit nicht-technischem Hintergrund das haptische Display und die virtuelle Umgebung vorzustellen und zu überprüfen, wie diese damit umgehen. Dadurch sollen bisher unbedachte Probleme schon im Vorfeld erkannt werden, um diese bis zur Hauptevaluation zu beseitigen. Zudem werden anhand der Ergebnisse die Durchführung und Parameter der Hauptevaluation angepasst. Dazu werden folgende Maßnahmen getroffen:

- M1: Der Schwierigkeitsgrad wird bewusst hoch gewählt, um zu vermeiden, dass in einzelnen Szenarien Trefferquoten von 100 % erzielt werden. Zudem werden unterschiedliche Härtegrade für das Gewebe gewählt, wodurch die Kraftdifferenzen zwischen Tumor und Gewebe unterschiedlich gut wahrzunehmen sind. Auch die Form des Tumors wird variiert (kugel- bzw. quaderförmig). Anhand der Ergebnisse wird der Schwierigkeitsgrad für die Hauptevaluation so eingestellt, dass der oben erwähnte Kompromiss zwischen aussagekräftigen Ergebnissen und Motivation der Teilnehmer erreicht wird.
- M2: In der Einführungsphase wird bewusst darauf verzichtet, den Probanden den Bewegungsablauf zu zeigen, auf den das virtuelle Weichgewebe in Kapitel 7 optimiert wird. Ziel dieser Maßnahme ist, zu untersuchen, ob die Probanden sich selbst eine geeignete Strategie beibringen können, um das virtuelle Gewebe effektiv abzutasten. Abhängig vom Ergebnis wird entschieden, welche konkreten Vorgaben bei der Hauptevaluation gemacht werden.
- M3: Es wird getestet, wie eine Zeitvorgabe für jeden Durchgang die Probanden beeinflusst und ob die Zeit ausreichend ist. Durch die Zeitbegrenzung soll die Dauer für die Durchführung der Evaluation begrenzt werden.
- M4: Es wird untersucht, ob mehrere Tumoren sinnvoll innerhalb der relativ kleinen Fläche (69 mm × 69 mm) platziert werden können oder ob sich dadurch Probleme beim Abtasten ergeben können.
- M5: Es wird ein eigener Fragebogen entworfen, mit dem die Probanden das haptische Display bewerten sollen (siehe Tabelle 8.3). Dieser kommt bei der Hauptevaluation zusätzlich zum standardisierten Fragebogen zur Benutzbarkeit zum Einsatz. Eventuelle beim Ausfüllen auftretende Fragen der Probanden sollen die Schwachstellen des Fragebogens aufdecken.
- M6: Die beiden Feedbackmethoden werden den Probanden vorgestellt. Anhand der Reaktionen auf das fehlende taktile Feedback wird über das weitere Vorgehen in der Hauptevaluation entschieden.

### 8.3.1 Durchführung und Ergebnisse

An der Voruntersuchung nehmen sieben Medizinstudenten (20 bis 24 Jahre) und ein Assistenzarzt teil. Die Durchführung ist untergliedert in zwei Teile, bei denen jeweils unter unterschiedlichen Voraussetzungen Tumoren im virtuellen Weichgewebe zu ertasten sind. Zu Beginn werden das haptische Display und die Bedienung mit der Maus vorgestellt. In der folgenden Einführungsphase haben die Teilnehmer etwa fünf Minuten Zeit, den Umgang mit dem haptischen Display zu erlernen. Währenddessen werden die beiden Feedbackmethoden vorgestellt. Anschließend wird das Procedere des ersten Versuchsteils erklärt: Innerhalb von 60 s soll der versteckte Tumor gefunden und der Avatar möglichst mittig auf diesem platziert werden. Die Teilnehmer werden darauf hingewiesen, dass es sich um eine obere Zeitbegrenzung handelt und der Tumor auch schon vor Ablauf der Zeit angezeigt werden kann. Der Fokus liegt auf der sicheren Erkennung. Nachdem der Proband sich auf eine mutmaßliche Position des Tumors festlegt, wird die echte Position eingeblendet und die Position des Avatars notiert. Die Teilnehmer tragen Kopfhörer mit weißem Rauschen um die Motorgeräusche zu maskieren. Um die Teilnehmer an die Bedingungen zu gewöhnen, wird zunächst ein Probedurchgang durchgeführt. Anschließend werden insgesamt sechs Durchgänge absolviert. Im ersten Versuchsteil ist den Teilnehmern bekannt, dass jeweils genau ein Tumor zu suchen ist. Im zweiten Teil (drei weitere Durchgänge) ist die Zahl der Tumoren unbekannt und variiert zwischen null und drei. Hier wird zudem die Zeitbegrenzung auf 90 s erhöht.

Im ersten Versuchsteil liegt die durchschnittliche Trefferquote bei 56 %. Dabei werden quaderförmige Tumoren leichter gefunden als kugelförmige (62 % vs. 44 %), was vermutlich an den etwas größeren Abmessungen und der „schärferen“ Kante mit besser wahrnehmbaren Kraftdifferenzen liegt.

Im zweiten Versuchsteil mit unbekannter Tumoranzahl werden drei Szenarien verwendet: (a) zwei quaderförmige Tumoren, (b) drei kugelförmige Tumoren, (c) tumorfreies Gewebe. Die Tumoren in Szenario (a) werden mit hoher Sicherheit gefunden (15 von 16). Zudem wird dreimal ein Tumor angezeigt, der nicht existiert (falsch positiv). In Szenario (b) werden nur 11 von 24 Tumoren korrekt angezeigt. Das tumorfreie Gewebe können nur zwei Probanden korrekt erkennen (siebenmal falsch positiv).

### 8.3.2 Schlussfolgerungen und Anpassungen

Wie bei den vorangehenden Evaluationen gibt es große Unterschiede zwischen den einzelnen Teilnehmern. Während einige Probanden die Tumoren innerhalb der vorgegebenen Zeit finden können, scheitern andere selbst bei niedrigen Schwierigkeitsgraden. Als Konsequenz daraus erscheint es angemessen, für die Hauptevaluation *nur das einfachere Szenario mit quaderförmigen Tumoren* verwendet (M1). Der entsprechende Parametersatz ist in Tabelle 7.2 (1) (Seite 98) zu finden. Zudem werden *Durchgänge mit mehreren Tumoren nicht durchgeführt*, da es hier zu Problemen bei der eindeutigen Zuordnung der angesagten zu den tatsächlichen Positionen kommen kann (M4).

Bezüglich der Abtaststrategien der Teilnehmer sind einige Auffälligkeiten zu beobachten. Mehrere Probanden trauen sich zunächst nicht, den vollen Bewegungsbereich der Pins auszunutzen und drücken diese nur wenige Millimeter nach unten. In diesem Bereich sind die relativen und absoluten Kraftdifferenzen relativ gering und werden entsprechend kaum wahrgenommen. Zudem versuchen vereinzelte Probanden, über das Drücken einzelner Pins die Kraftdifferenzen zu erfühlen. Ein Proband verwendet (überraschend erfolgreich) die Pin-Matrix mit zwei Fingern. Im Laufe der Durchgänge gleichen sich die Strategien der Teilnehmer immer mehr an, weg von

kurzen teilweise sehr schnellen Bewegungen hin zu längeren Bewegungen mit einem Finger auf der ganzen Pin-Matrix. Angesichts der höheren Trefferquote im zweiten Teil wird davon ausgegangen, dass diese Anpassungen zu größerem Erfolg verhelfen. Da die Parameter des virtuellen Weichgewebes auf ein bestimmtes Bewegungsprofil hin optimiert werden, ergibt es wenig Sinn, dieses den Probanden vorzuenthalten. Daher wird bei der Einführungsphase der Hauptevaluation zur Minderung der Lernkurve *explizit auf die „optimale“ Tastbewegung hingewiesen* (M2).

Die Zeitbegrenzung von 60 s für die einzelnen Durchgänge erscheint ausreichend. Die Teilnehmer tasten in dieser Zeit das Gewebe bis zu zweimal vollständig ab. Sehr häufig ist zu beobachten, dass die Zeit voll ausgenutzt wird, um die Position des Tumors genau zu bestimmen, nachdem er bereits frühzeitig gefunden wurde (siehe auch Abbildung 8.2). Die *Zeitvorgabe von 60 s* wird daher für die Hauptevaluation beibehalten (M3).

Probleme ergeben sich im ersten Versuchsteil durch das Vorwissen, dass genau ein Tumor vorhanden ist. Wird nach Ablauf der Zeit kein Tumor gefunden, sehen sich die Probanden dazu verleitet, eine Position zu raten, was bei einer realen Palpation nicht zu erwarten ist. Daher wird die Hauptevaluation dahingehend erweitert, dass zusätzlich zu den normalen Durchgängen mit genau einem Tumor auch *vereinzelt Durchgänge ohne Tumor* eingestreut werden.

Bei der Beantwortung des Fragebogens ergeben sich keine Unklarheiten, die eine Änderung der Fragen erfordern. Da es sich bei den Teilnehmern allerdings um relativ unerfahrene Studenten handelt (wenige besuchte Operationen, kaum praktische Erfahrung), können einige Fragen nicht sinnvoll beantwortet werden. Darunter fallen Fragen zur Realitätsnähe des haptischen Feedbacks und zu möglichen Anwendungsszenarien. Aus der Bewertung der übrigen Fragen lässt sich ablesen, dass die Bedienung mit der Maus kein Problem darstellt, dass aufgrund der Kopfhörer die *Geräusche der Servos nicht wahrgenommen werden* und dass *die Eingewöhnungszeit ausreichend lange* ist. Zudem geben einzelne Teilnehmer an, dass das Arbeiten mit dem haptischen Display anstrengend sei (M5).

Die Reaktionen auf die beiden Feedbackmethoden ergeben ein geteiltes Bild. Es finden sich für beide Verfahren Befürworter unter den Probanden. Mehrere Probanden geben zudem an, während der Durchgänge auf die fühlbaren Unterschiede geachtet zu haben (die Feedbackmethode ist den Teilnehmern in den Durchgängen nicht bekannt). Es wird daher entschieden, bei der Hauptevaluation nicht in der Einführungsphase auf die unterschiedlichen Feedbackmethoden hinzuweisen, sondern erst im Anschluss an die Durchgänge darüber aufzuklären (M6).

## 8.4 Abschließende Benutzerstudie zur Evaluation des haptischen Displays

An der Hauptevaluation nehmen insgesamt 14 Medizindoktoranden und Assistenzärzte des Universitätsklinikums Heidelberg teil. Eine Auflistung aller statistischen Daten findet sich in Tabelle 8.1.

Im Unterschied zur Vorevaluation wird in der Einführungsphase den Probanden die Bedienung des haptischen Displays erklärt und demonstriert. Dies hat den Zweck, dass die Einführungsphase von den Probanden zielgerichtet zum Erlernen einer individuellen Abtaststrategie genutzt werden kann, anstatt sich über die Bedienung an sich Gedanken machen zu müssen. Die Probanden werden zudem darauf hingewiesen, dass sich der Tumor sowohl über generelle Erhöhung der Gegenkraft abzeichnet, als auch durch fühlbare Kraftdifferenzen zwischen den Pins. Die beiden Feedbackmethoden werden wie im vorangehenden Abschnitt begründet nicht explizit erwähnt.

Ein weiterer Unterschied besteht im Aufbau und der Anzahl der Durchgänge. In Absprache mit einem an der Durchführung der Evaluation beteiligten Assistenzarzt wird ein zeitlicher Rahmen von

**Tabelle 8.1:** Statistische Daten der Probanden der Hauptevaluation. Die Gliederung in Gruppen dient der einfacheren Interpretation der Daten. Die Selbsteinschätzung basiert auf einer Skala von 1 (keine Erfahrung) bis 5 (Experte).

Kategorie	Einheit	alle	Doktoranden	Assistenzärzte
Gruppengröße	Anzahl	14	8	6
Alter	Jahre	26,4 ± 3,4	24,6 ± 1,7	28,9 ± 3,7
Geschlecht	männlich/weiblich	11/3	6/2	5/1
Händigkeit	rechts/links	11/3	7/1	4/2
Maushand	rechts/links	13/1	7/1	6/0
Orientierung Pin-Matrix	normal/gedreht	11/3	6/2	5/1
Berufserfahrung	Jahre	1,1 ± 1,7	0	2,5 ± 1,7
OP-Erfahrung	Selbsteinschätzung	2,3 ± 0,8	2,0 ± 0,8	2,7 ± 0,8
Laparoskopie-Erfahrung	Selbsteinschätzung	2,0 ± 0,8	1,6 ± 0,5	2,5 ± 0,8
Durchgeführte OP	Anzahl	29 ± 79	0,8 ± 1,5	66 ± 116
Durchgeführte lap. OP	Anzahl	15 ± 39	2 ± 3	33 ± 58
Erfahrung Lap.-Trainer	ja/nein	10/4	6/2	4/2

20 Minuten für jeden Probanden festgelegt<sup>1</sup>. Grund dafür ist die begrenzte Zeit der Assistenzärzte, welche die Evaluation neben ihrem Dienst durchführen.

Die Zeit erscheint für eine Durchführung ohne Pausen als angemessen, da sich bereits nach der Vorevaluation einzelne Probanden über eine gewisse Anstrengung äußern. Die *Anzahl der Durchgänge pro Teilnehmer wird entsprechend auf zehn begrenzt* (plus Einführung und Probedurchgang). Für statistisch belastbare Daten muss daher die generell große Anzahl an untersuchbaren Parametern (z. B. Schwierigkeitsgrade, Gewebe- und Tumoreigenschaften) auf die Fragestellungen Q1 und Q2 konzentriert werden.

Für die einzelnen Durchgänge werden vier verschiedene Szenarien generiert, die in zufälliger Reihenfolge mit einer bestimmten Wahrscheinlichkeit auftreten (siehe Tabelle 8.2). Die Probanden werden in der Einführung nur darüber informiert, dass in den Durchgängen genau ein oder kein Tumor zu finden sein wird. Die vier Szenarien und die Wahrscheinlichkeiten sind den Teilneh-

**Tabelle 8.2:** Szenarien und Wahrscheinlichkeiten für die Durchgänge der Evaluation.

Name	Wahrscheinlichkeit	Tumor im Gewebe	Feedbackmethode
S1	40 %	ja	individuelle Gegenkräfte
S2	10 %	nein	individuelle Gegenkräfte
S3	40 %	ja	gemittelte Gegenkräfte
S4	10 %	nein	gemittelte Gegenkräfte

<sup>1</sup> Wagner, Martin (Universitätsklinikum Heidelberg): persönliche Mitteilung, 14. März 2016

mern nicht bekannt. Die Häufigkeit des Auftretens eines bestimmten Szenarios wird für jeden Probanden nur grob begrenzt. So ist es durchaus möglich, dass einzelne Teilnehmer sechs oder sieben Durchgänge mit gemittelten Gegenkräften absolvieren. Durch diese Maßnahme können die Probanden aus ihren vorangehenden Durchgängen keine Hinweise ableiten.

Die Evaluation jedes Probanden läuft also folgendermaßen ab:

- Vorstellen des haptischen Displays, der virtuellen Umgebung und des Einsatzzwecks
- Erklären und Vormachen der vorgesehenen Bedienung
- Einführungsphase mit einem sichtbaren Tumor im Gewebe
- Erläuterung der Durchgänge
- Ein Probedurchgang mit einem nicht sichtbaren Tumor
- Zehn Durchgänge mit wechselndem Szenario, Zeitvorgabe von 60 s
- Erläuterungen zu den Feedbackmethoden
- Ausfüllen der Fragebögen

Die Durchführung der Evaluation wird über Matlab koordiniert. Mit dem Programm zur Durchführung werden zu Beginn die Daten des Benutzers aufgenommen und das Szenario für die Einführungsphase generiert. Daran schließen sich der Probedurchgang (Szenario S1) und die zehn bewerteten Durchgänge an. Vor jedem Durchgang wird das Szenario anhand der Wahrscheinlichkeiten ermittelt. Die Position des Tumors und dessen Form bzw. Größe ( $3 \times 7$ ,  $4 \times 6$ ,  $5 \times 5$ ,  $6 \times 4$  oder  $7 \times 3$  Felder mit je  $3 \text{ mm} \times 3 \text{ mm}$  Fläche) werden für jeden Durchgang zufällig neu berechnet. Es wird dabei darauf geachtet, dass der Tumor vollständig innerhalb des Gewebes liegt. Eine Position am Rand ist allerdings möglich.

Ist der Teilnehmer bereit, wird die Zeit gestartet und diese im CHAI3D-GUI angezeigt. Währenddessen wird alle 10 ms die Position des Avatars aufgezeichnet. Sobald der Teilnehmer eine Position für den Tumor anzeigt bzw. aussagt, das Gewebe sei tumorfrei, endet die Zeitnahme. Der Tumor wird eingblendet und der Proband erfährt direkt das Ergebnis des Durchgangs. Die Zeit und die Position des Avatars werden ausgelesen und zusammen mit der angesagten Anzahl gespeichert.

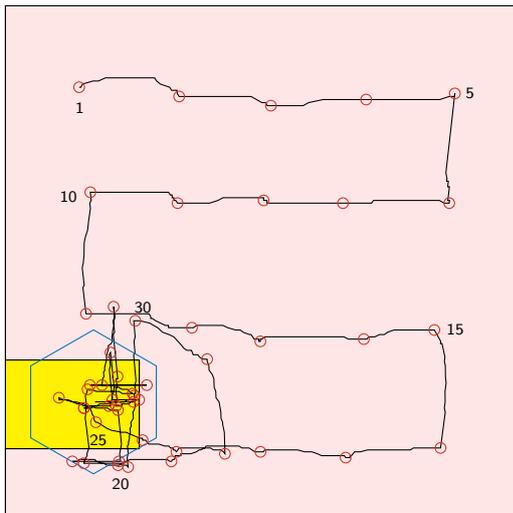
## 8.5 Auswertung und Ergebnisse der Evaluation

Bei der Auswertung werden zur Untersuchung von Fragestellung Q2 die aufgezeichneten Daten nach den beiden Feedbackmethoden unterteilt. Eine weitere Unterteilung in Subgruppen (Doktoranden vs. Assistenzärzte) ergibt keine erwähnenswerten Unterschiede und wird daher nicht aufgeführt. Einerseits sind die Ergebnisse recht homogen verteilt, andererseits ist die Menge der aufgezeichneten Daten für sinnvolle Subgruppenanalysen zu gering.

Abbildung 8.2 zeigt den aufgezeichneten Pfad des Avatars in einem typischen Durchgang. Der Proband beginnt in einer Ecke mit dem Abtasten des Gewebes und bewegt den Avatar über die Fläche. Währenddessen wird in regelmäßigen Abständen ein Tastvorgang ausgeführt. Wird ein Unterschied in der Gegenkraft festgestellt (hier: unten links), kommt es sehr häufig zu weiteren Tastvorgängen in dem entsprechenden Bereich. Auf diese Weise überprüft der Proband, ob seine Annahme richtig ist, und versucht, die Position des Tumors genau zu bestimmen.

### 8.5.1 Auswertung der Versuchsdurchgänge

Zur Bewertung, ob die vom Probanden angesagte Position korrekt ist, wird die Überlappung des Avatars und des Tumors berechnet. Der Wert wird normalisiert auf die maximal mögliche Überlappung, die von der Orientierung des MeshTools und der Form des Tumors abhängt. Dadurch

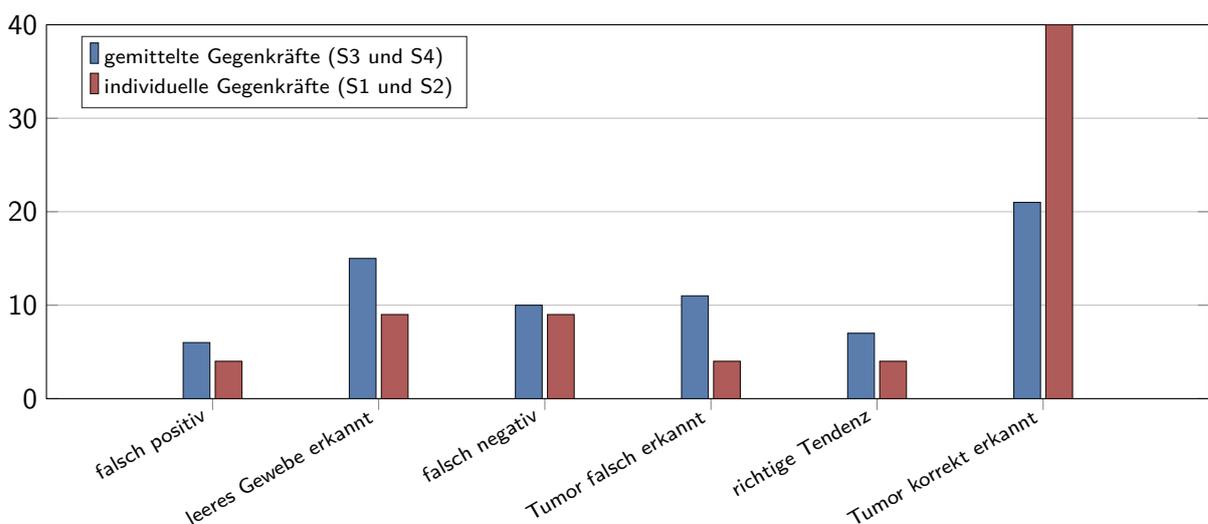


**Abbildung 8.2:** Typische Bewegung des Avatars in der Draufsicht. Die schwarze Linie zeigt die Bewegung des Avatars (hellblaues Sechseck) während des Durchgangs, die roten Kreise markieren den Ort, an dem ein Tastvorgang ausgeführt wird. Zu Beginn (Ausgangsposition ist oben links) ist ein bestimmtes Muster zu erkennen, das darauf abzielt, die Fläche des Gewebes (hellrot) effizient abzutasten. Wird der Tumor (gelb) in der Ecke gefunden, werden im Bereich um den Tumor weitere Tastvorgänge durchgeführt, um die genaue Position angeben zu können. Die Überlappung zwischen MeshTool und Tumor in diesem Beispiel beträgt 87 %, die Länge des Mauspfads 45 cm.

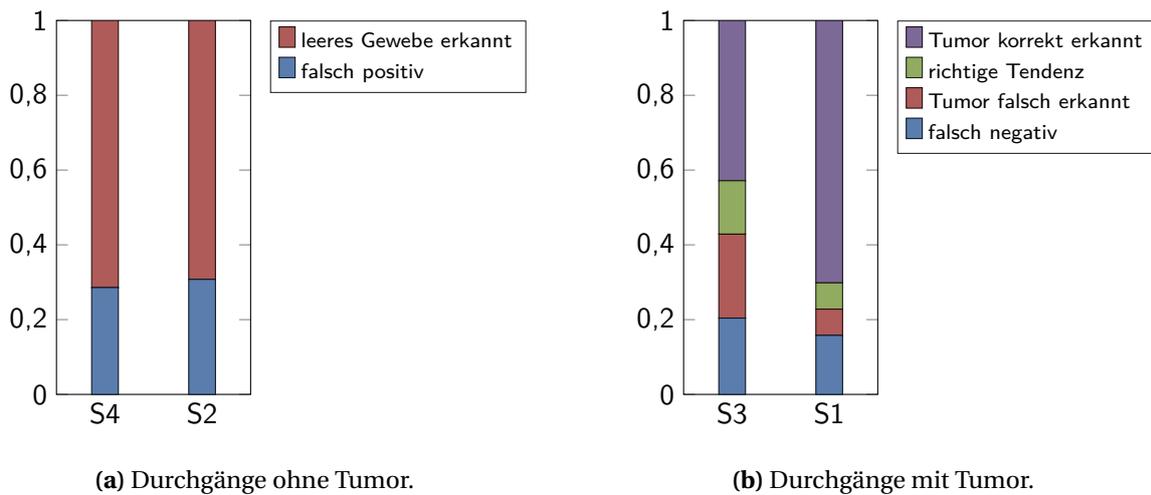
kann die angesagte Position besser beurteilt werden als über die bloße Distanz zwischen der Tumor- und der Avatarmitte.

Die Ergebnisse der 140 Durchgänge sind in Abbildung 8.3 aufgetragen. Die ersten beiden Kategorien betreffen Durchgänge mit tumorfreiem Gewebe. Da Szenario S4 insgesamt häufiger auftritt als Szenario S2 (21 bzw. 13 Durchgänge), sind die absoluten Zahlen nur bedingt aussagekräftig. In Abbildung 8.4(a) sind daher zusätzlich die relativen Häufigkeiten aufgetragen. Dort ist zu erkennen, dass für beide Feedbackmethoden die Rate von „falsch positiv“ (bei tumorfreiem Gewebe wird ein Tumor angezeigt) bei etwa 30 % liegt. Dies bestätigt die Annahme, dass bei tumorfreiem Gewebe keine fühlbaren Unterschiede zwischen den beiden Feedbackmethoden bestehen.

Deutliche Unterschiede zwischen den Feedbackmethoden ergeben sich bei Durchgängen mit tumorhaftem Gewebe. Die vier Kategorien ergeben sich in Abhängigkeit von der Genauigkeit, mit der die Position des Tumors angesagt wird. „Falsch negativ“ bedeutet, der Proband gibt keinen Tumor an, obwohl er vorhanden ist. Eine Antwort wird als „falsch erkannt“ bewertet, wenn bei der



**Abbildung 8.3:** Absolute Häufigkeiten in den jeweiligen Kategorien, aufgeteilt in Durchgänge mit gemittelten bzw. individuellen Gegenkräften (jeweils 70). Die Gesamtzahl der Durchgänge beträgt 140.

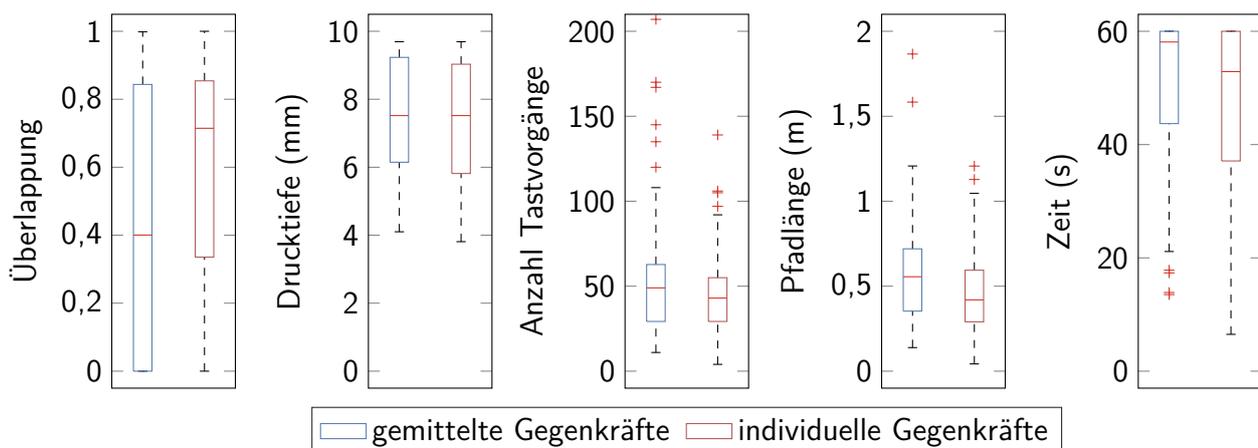


**Abbildung 8.4:** Relative Häufigkeiten aufgeteilt in Durchgänge ohne Tumor (*links*) bzw. mit Tumor (*rechts*). Wie in Abbildung 8.3 steht die linke Säule jeweils für Durchgänge mit gemittelten Gegenkräften, die rechte Säule für individuelle Gegenkräfte.

angesagten Position die Überlappung zwischen MeshTool und Tumor  $< 10\%$  beträgt. Bei einer Überlappung zwischen  $10\%$  und  $50\%$  wird von einer „richtigen Tendenz“ ausgegangen. Bei einer Überlappung von  $> 50\%$  wird die angesagte Position als „korrekt“ bewertet.

Aufgrund der unterschiedlichen Häufigkeiten der Szenarien S1 und S3 (57 vs. 49) sind die relativen Häufigkeiten der Durchgänge mit Tumor in Abbildung 8.4(b) aufgetragen. Sehr auffällig ist der große Unterschied bezüglich der Genauigkeit der Lokalisation: Wird das haptische Feedback über individuelle Gegenkräfte an den Pins ausgegeben, wird in  $70\%$  der Durchgänge der Tumor gefunden und genau lokalisiert. Bei weiteren  $7\%$  ist zumindest die richtige Tendenz zu erkennen. Dagegen werden mit gemittelten Gegenkräften nur  $43\%$  der Tumoren korrekt lokalisiert (plus  $14\%$  mit richtiger Tendenz).

Zur statistischen Untersuchung der Ergebnisse wird der Mann-Whitney-U-Test [Man47], auch



**Abbildung 8.5:** Vergleich weiterer Messgrößen bei gemittelten bzw. individuellen Gegenkräften dargestellt, als Boxplot. Die Länge des Whiskers beträgt maximal das 1,5-Fache des Interquartilsabstands. Als Datenbasis bei Überlappung dienen nur Durchgänge mit Tumor, bei allen anderen Messgrößen werden alle Durchgänge mit und ohne Tumor verwendet.

Wilcoxon-Rangsummentest genannt, auf die Durchgänge mit Tumor durchgeführt (siehe Abbildung 8.4(b)). Dabei wird überprüft, ob sich die Überlappungen – und somit die Korrektheit der angesagten Positionen – bei Durchgängen mit gemittelten Gegenkräften von Durchgängen mit individuellen Gegenkräften signifikant unterscheiden. Der populärere t-Test kann hier nicht verwendet werden, da die Daten in den beiden Gruppen nicht normalverteilt sind. Die Homogenität der Varianz, ein notwendiges Kriterium für die Anwendung des Mann-Whitney-U-Tests, wird zuvor mit dem Levene-Test geprüft [Lev60]. Die Varianzen betragen  $\sigma_{\text{gemittelt}}^2 = 0,16$  bzw.  $\sigma_{\text{individuell}}^2 = 0,13$ . Der Test ergibt einen Wert von  $p > 0,05$  [sic], die Varianzhomogenität wird somit bestätigt. Der Mann-Whitney-U-Test ergibt einen Wert von  $p < 0,05$  für die Nullhypothese, dass die Verteilungen in beiden Gruppen gleich sind ( $U = 2314$ ,  $n_{\text{gemittelt}} = 49$ ,  $n_{\text{individuell}} = 57$ , Median der beiden Gruppen beträgt 40 % bzw. 71 %,  $p = 0,0491$ , zweiseitiger Test). *Das haptische Feedback über individuelle Gegenkräfte an allen Pins ist also statistisch signifikant besser für das Finden und Lokalisieren des Tumors geeignet* (Fragestellung Q2).

In Abbildung 8.5 sind die Ergebnisse weiterer Messgrößen in Form von Boxplots aufgetragen. Außer bei der Überlappung (nur Durchgänge mit Tumor) werden jeweils alle Durchgänge berücksichtigt. Ein statistisch signifikanter Unterschied bezüglich der Feedbackmethode ist nach Mann-Whitney-U-Test in keiner weiteren Kategorie festzustellen (Drucktiefe:  $p = 0,87$ , Anzahl Tastvorgänge:  $p = 0,25$ , Pfadlänge:  $p = 0,25$ , Zeit:  $p = 0,27$ ). Abgesehen von der Drucktiefe sind jedoch deutliche Tendenzen zu erkennen, dass individuelle Gegenkräfte einen positiven Einfluss haben. So ist *der Aufwand, den Tumor zu finden* (erkennbar an kürzerer Zeit, kürzerem Pfad des Avatars und weniger Tastvorgängen) *über haptisches Feedback mit individuellen Gegenkräften geringer*.

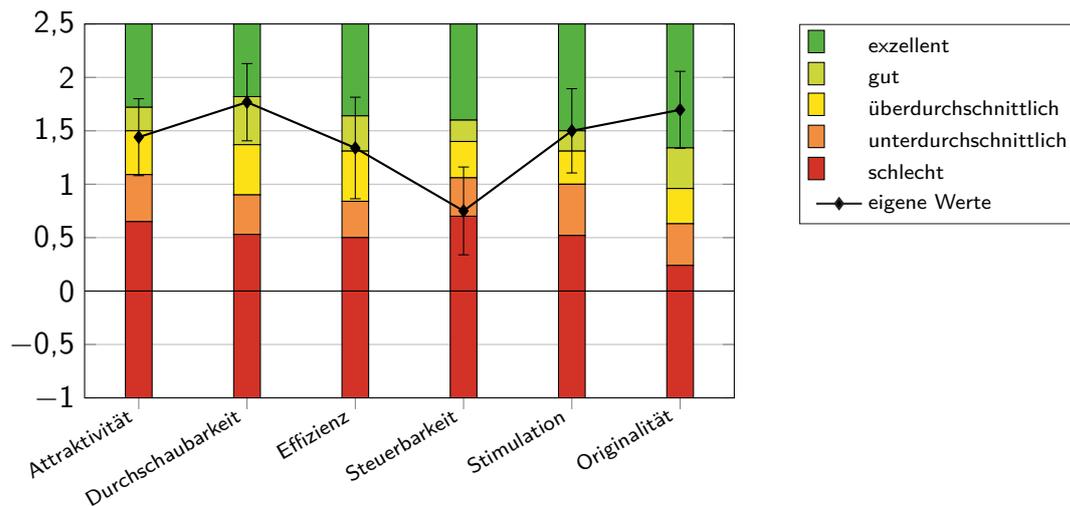
### 8.5.2 Auswertung der Fragebögen

Zur Untersuchung von Fragestellung Q3 füllen die Probanden im Anschluss an die Durchgänge jeweils zwei Fragebögen aus: Einen standardisierten Fragebogen zur Benutzbarkeit und den eigenen Fragebogen für tiefergehende Fragen zum haptischen Display.

Als standardisierter Fragebogen kommt der *User Experience Questionnaire* (UEQ) zum Einsatz [Hin15]. Dieser Fragebogen wurde von Mitarbeitern der SAP AG entwickelt und hat zum Ziel, „eine schnelle Messung verschiedener Kriterien der Softwarequalität“ durchzuführen [Lau06]. Anhand von 26 bipolaren Adjektivpaaren (z. B. schnell – langsam) wird auf einer siebenstufigen Skala das System von den Benutzern bewertet. Sechs Kategorien fassen jeweils bestimmte Adjektivpaare gewichtet zusammen und ergeben somit eine Punktzahl zwischen –3 und 3. Zur Auswertung des Fragebogens wird ein Excel-Sheet bereitgestellt. Zusätzlich ermöglicht ein Benchmark-Datensatz aus 163 Produktevaluationen eine Einordnung des eigenen Systems.

Die Auswertung des UEQ der 14 Probanden ist in Abbildung 8.6 zu sehen. Dabei stellt die schwarze Linie die eigenen Ergebnisse dar, die farbigen Balken repräsentieren den Benchmark (Erklärung siehe Bildunterschrift). Werte über 0,8 stellen ein positives Ergebnis dar, Werte zwischen –0,8 und 0,8 werden als neutrales Ergebnis betrachtet. Die Werte für Attraktivität (1,44), Durchschaubarkeit (1,77), Effizienz (1,34), Stimulation (1,50) und Originalität (1,70) werden von den Nutzern entsprechend positiv bewertet. Auffallend dagegen ist der relativ niedrige Wert für Steuerbarkeit (0,75), laut Handbuch ein Zeichen dafür, dass die Benutzer die Kontrolle über das System bemängeln.

Zur weiteren Interpretation der Daten wird im Handbuch des UEQ bzw. im Excel-Sheet auf Cronbachs  $\alpha$ -Koeffizient verwiesen [Cro51]. Mit diesem Wert wird die Korrelation der Werte von Adjektivpaaren innerhalb einer Kategorie überprüft. Da die einer Kategorie zugehörigen Adjek-



**Abbildung 8.6:** Ergebnisse des UEQ. Die schwarze Linie stellt die eigenen Ergebnisse dar, die farbigen Balken geben den Benchmark wieder. Dabei entspricht die Kategorie „exzellent“ dem Bereich besten 10 %, „gut“ bedeutet besser als 75 % aller Ergebnisse, „überdurchschnittlich“ besser als 50 % und „unterdurchschnittlich“ besser als 25 %.

tivpaare eine gewisse Redundanz aufweisen, sollten die entsprechenden Mittelwerte keine große Varianz aufweisen. Sollte dies doch der Fall sein, muss davon ausgegangen werden, dass bestimmte Adjektivpaare von den Benutzern falsch oder individuell unterschiedlich interpretiert werden. Die Kategorie Steuerbarkeit weist hierbei mit  $\alpha = 0,6$  einen grenzwertig niedrigen Wert auf. Die Ergebnisse sollen laut Handbuch daher mit Vorsicht interpretiert werden bzw. bedürfen einer weiteren Untersuchung.

Dazu werden die Adjektivpaare der Kategorie Steuerbarkeit einzeln betrachtet. Sie lauten: unberechenbar/voraussagbar (Mittelwert von  $0,1 \pm 1,2$  für das letztgenannte Adjektiv), unbedienbar/bedienbar ( $2,1 \pm 0,9$ ), unvorhersagbar/vorhersagbar ( $0,1 \pm 1,4$ ) und unzuverlässig/zuverlässig ( $0,6 \pm 1,0$ ). Vor allem die Punkte Voraus- und Vorhersagbarkeit werden von den Benutzern sehr kritisch bewertet. Dabei stellt sich die Frage, wie diese beiden Punkte von den Benutzern beim Ausfüllen des Fragebogens interpretiert werden. Unberechenbarkeit ist eine Grundvoraussetzung bei Suchaufgaben. Ebenso ist denkbar, dass die Durchgänge ohne Tumor oder das Anwenden beider Feedbackmethoden in zufälliger Reihenfolge für „unvorhersehbares“ Verhalten sorgen. Letzteres könnte auch für die relativ schlechte Bewertung der Zuverlässigkeit verantwortlich sein. Demgegenüber wird das System von den Benutzern eindeutig als gut bedienbar angesehen (höchster Mittelwert aller 26 Adjektivpaare).

Bezogen auf den Benchmark fallen die Ergebnisse des UEQ recht gut aus. Im Mittel bewegen sich die Bewertungen auf einem guten bis exzellenten Niveau. Besonders erfreulich ist der hohe Wert bei Durchschaubarkeit, was laut Handbuch auf eine gute Zugänglichkeit hinweist. Die bemängelte Kontrolle über das System (Steuerbarkeit) hängt wie beschrieben vermutlich mit der Durchführung der Evaluation zusammen, bei der mehrere unterschiedliche Szenarien präsentiert werden.

Der selbst erstellte Fragebogen und die Auswertung in Form von Boxplots sind in Tabelle 8.3 dargestellt. Ziel dieser Befragung ist, weitere Rückmeldung von den medizinisch erfahrenen Probanden über das haptische Display und die virtuelle Umgebung zu erhalten.

Die Teilnehmer können nach eigener Einschätzung ohne größere Schwierigkeiten mit dem

**Tabelle 8.3:** Auswertung des Fragebogens. Die Skala, auf der die Bewertung durch die Probanden erfolgt, bewegt sich von 1 (nicht zutreffend) bis 5 (völlig zutreffend). Die rote Linie des Boxplots stellt jeweils den Median dar.

	Boxplot	Frage
1		Es war einfach, das komplette System zu verwenden.
2		Ich konnte gut mit dem haptischen Display umgehen.
3		Ich konnte gut mit der Maussteuerung umgehen.
4		Ich konnte gut mit dem visuellen Feedback umgehen.
5		Das Arbeiten mit dem System war anstrengend.
6		Die Eingewöhnungszeit war ausreichend.
7		Ich konnte während der Benutzung die Geräusche der Motoren wahrnehmen.
8		Das haptische Feedback fühlt sich realistisch an.
9		Die nicht geschlossene Fläche der Pins hat mich gestört.
10		Ich konnte die Kraftunterschiede zwischen den Pins gut wahrnehmen.
11		Das Deaktivieren der Kraftunterschiede zwischen den Pins hat mich nicht gestört.
12		Das Palpieren mit dem System unterscheidet sich von meiner klinischen Vorgehensweise.
13		Das System eignet sich als Trainingsgerät für unerfahrene Mediziner.
14		Das System kann auch bei minimalinvasiven Operationen eingesetzt werden.

System umgehen und haben insbesondere keine Probleme mit der Bedienung der Software über die Maus. Die Bedienung des haptischen Displays selbst scheint eine gewisse Eingewöhnung zu bedürfen.

Etwas enttäuschend ist die Bewertung von Frage 8 (realistisches haptisches Feedback). Mit einem Mittelwert von 3,2 ist die Einschätzung relativ neutral. Fraglich ist hierbei wieder, welche Rolle die permanent wechselnden Szenarien während der Durchführung spielen. Im Anschluss an die Durchgänge werden die Unterschiede zwischen den Feedbackmethoden an einem Beispiel demonstriert. Die Probanden werden jedoch nicht explizit darauf hingewiesen, nur das Feedback über individuelle Gegenkräfte zu bewerten.

Recht überraschend ist auch, dass im Fragebogen kein deutlicher Unterschied zwischen gemittelten und individuellen Gegenkräften zu erkennen ist (Fragen 10 und 11). Vereinzelt Probanden geben im Anschluss an die Durchgänge an, mit den gemittelten Gegenkräften besser zurecht gekommen zu sein, da sie vor allem auf die auszuübende Kraft geachtet hätten. Andere geben an, große Schwierigkeiten mit den fehlenden individuellen Gegenkräften gehabt zu haben. Das subjektive Empfinden und die objektiven Daten sind hier durchaus konträr.

Zu Frage 12 (Palpation mit haptischem Display entspricht klinischer Vorgehensweise) wird mehrfach angemerkt, dass die Bedienung über die Maus einen Unterschied ausmache. Zudem geben einzelne Probanden an, beim Abtasten von Weichgewebe teilweise anders zu verfahren: Aufgrund der rutschigen Oberfläche von inneren Organen sei es auch möglich, erst den Finger in das Gewebe zu drücken und dann eine Bewegung parallel zur Oberfläche durchzuführen. Dadurch sinke der Zeitaufwand. Dieses Vorgehen entspricht eher dem Abtasten mit dem taktilen Display (siehe Kapitel 4).

Bezüglich einer möglichen Anwendung zum Training von unerfahrenen Mediziner und einem Einsatz zur Unterstützung bei minimal-invasiven Operationen ergibt sich nur ein relativ diffuses Bild.

Abschließend werden die Teilnehmer um eine Einschätzung gebeten, welchem Gewebe die Eigenschaften des haptischen Displays am ehesten entsprechen. Dabei werden „Leber“ (sechsmal) und „Bauch/Abdomen“ (dreimal) am häufigsten genannt.

## 8.6 Bewertung der Ergebnisse der Evaluation

Die Bewertung des haptischen Displays und der Weichgewebesimulation durch die Teilnehmer der Benutzerstudie anhand des eigenen Fragebogens fällt nicht ausschließlich positiv aus (Fragestellung Q3). Gerade die Fragen, die sich direkt darauf beziehen, wie realistisch der Palpationsprozess mit dem haptischen Display nachgestellt werden kann, werden eher durchschnittlich bewertet. Die Antworten bezüglich möglichen Einsatzzwecken sind recht breit gestreut. Die Gespräche mit den Teilnehmern im Anschluss an die Durchführung hinterlassen den Eindruck, dass das System durchaus polarisiert. Einzelne Teilnehmer können mit dem haptischen Display wenig anfangen, während sich andere sehr begeistert zeigen.

Die Ergebnisse des UEQ fallen deutlich positiver aus. Hier wird die generelle Benutzbarkeit des Systems bewertet. Die Ergebnisse zeigen, dass die Teilnehmer das System gut bedienen können und keine Mühe haben, die gestellte Aufgabe damit zu bewältigen. Trotz einer nur fünfminütigen Einführungsphase (plus Probedurchgang) schneiden die Teilnehmer bereits zu Beginn der zehn Durchgänge vergleichbar gut ab wie am Ende. Die niedrige Punktzahl in der Kategorie Steuerbarkeit ist vor allem damit zu begründen, dass die entsprechenden Adjektivpaare des Fragebogens nicht auf das haptische Display anwendbar sind.

Die quantitativen Ergebnisse zeigen, dass die Teilnehmer trotz gewisser Kritik am System in der Lage sind, die gestellte Aufgabe zu erfüllen (Fragestellung Q1). Von den insgesamt 140 Durchgängen werden 96 erfolgreich abgeschlossen (Überlappungen von > 10 % bzw. korrekt erkannte Durchgänge ohne Tumor). Dies ergibt eine Trefferquote von 69 %, was etwa dem angepeilten Schwierigkeitsgrad entspricht. Die einzelnen Komponenten laufen während der Evaluation problemlos und auch im Zusammenspiel werden keine Komplikationen beobachtet oder angemerkt.

Die Untersuchung von Fragestellung Q2 kommt zu einem wichtigen Ergebnis: Fehlendes taktiles Feedback durch die Verwendung gemittelter Gegenkräfte hat einen signifikanten negativen Einfluss auf die Genauigkeit der Tumorkalisation und erhöht zudem den Suchaufwand. Trotzdem sind die Erkennungsraten durchaus akzeptabel. Dies zeigt, dass das haptische Display die berechneten Kräfte nicht nur in Labormessungen wiedergeben kann, sondern auch im praktischen Einsatz. Vor allem wird mit dieser Evaluation gezeigt, wie wichtig die Kombination aus kinästhetischem und taktilen Feedback in Form von einzeln ansteuerbaren Pins zur Erkennung von Tumoren in Weichgewebe ist.



# KAPITEL 9

---

## Zusammenfassung und Ausblick

---

Das Ziel dieser Arbeit war die Entwicklung und Konstruktion eines haptischen Displays, mit dem das Abtasten von tumorhaftem Weichgewebe über eine virtuelle Umgebung simuliert werden kann. Das haptische Display dient angehenden Medizinerinnen als neues Trainingsgerät für die Palpation und ermöglicht die Erweiterung bestehender Techniken zur Operationssimulation.

Der Stand der Technik wurde untersucht um Stärken und Schwächen bestehender haptischer Systeme zu ermitteln. Ausgehend davon wurde ein neues Konzept abgeleitet: Mit einem einzigen Gerät sollten sowohl realistische Gegenkräfte als auch die lokal differenzierbare Stimulation der Fingerkuppe realisiert werden. Das Ergebnis ist eine manipulierbare Pin-Matrix, die es dem Benutzer ermöglicht, den natürlichen Bewegungsablauf bei der Palpation auf das haptische Display zu übertragen.

Die sieben hexagonal angeordneten Pins bilden eine nahezu runde Fläche, auf die mit dem ganzen Finger Druck ausgeübt werden kann. Jeder Pin ist auf einer linearen Druckfeder gelagert, die zusätzlich über einen RC-Servo gespannt werden kann. Auf diese Weise kann die Gegenkraft jedes Pins einzeln eingestellt werden, um sowohl die Gesamtkraft als auch lokale Kraftdifferenzen zu kontrollieren. Die kinästhetische und die taktile Rückkopplung werden somit in einem Gerät vereint. Durch eine sorgfältige Konstruktion und reibungsarme Führung der beweglichen Teile kann garantiert werden, dass die geforderten Kräfte wiedergegeben werden. Dies wurde durch Messungen mit einem kartesischen Roboter nachgewiesen.

Neben der Wiedergabe von Kräften dient das haptische Display wie andere bidirektionale haptische Eingabegeräte zur Steuerung eines virtuellen Werkzeugs, dem Avatar. Dazu werden die Pinhöhen über Linearpotentiometer mit einer Rate von 1000 Hz auf Zehntelmillimeter genau gemessen.

Die Positionsdaten werden in der entwickelten virtuellen Umgebung verwendet, um die Interaktion mit einem deformierbaren Weichgewebe zu berechnen. Die virtuelle Umgebung basiert auf der quelloffenen Haptik-Bibliothek CHAI3D. Dieses Rahmenwerk bietet nativ die Möglichkeit, kommerzielle haptische Eingabegeräte anzusteuern. Die Anbindung des haptischen Displays wurde in dieser Arbeit umgesetzt. Zur Simulation der Weichgewebepalpation waren zusätzliche Anpassungen und Erweiterungen notwendig.

Die Pin-Matrix des haptischen Displays stellt für den Benutzer eine Interaktionsfläche dar. Dies erforderte einen neuen Ansatz für die virtuelle Repräsentation der Hardware, deren Komplexität weit über einen einfachen kugelförmigen Avatar hinausgeht. Mit dem sogenannten MeshTool wurde ein virtuelles Werkzeug entwickelt, das permanent seine Form an die Pinhöhen des haptischen Displays anpasst und dadurch die Form des Fingers auf der Pin-Matrix approximiert.

Das virtuelle Weichgewebe ist aufgebaut aus einem simplen Feder-Masse-Modell, bestehend aus Massepunkten und gedämpften Federn. Für die Interaktion mit dem Avatar wurde ein neuer Kollisionsdetektor implementiert. Die wechselseitigen Kräfte werden einerseits für die dynamische Deformation des virtuellen Gewebes verwendet und andererseits auf die Pins des haptischen Displays ausgegeben.

Die Berechnung der Interaktion und die Ausgabe der Kräfte – das haptische Rendern – muss mit einer Rate von mindestens 1000 Hz erfolgen. Dadurch werden Instabilitäten sowohl bei der Wiedergabe der Kräfte als auch bei der Dynamikberechnung unterbunden. Bei den kollidierenden Objekten in der virtuellen Umgebung handelt es sich um ein heterogenes deformierbares Feder-Masse-Modell und einen aus einem Dreiecksgitter bestehenden Avatar, der permanent seine Form aktualisiert. Die Interaktion dieser beiden nicht-rigiden Objekte weist eine hohe Komplexität auf. Als weitere Herausforderung soll die virtuelle Umgebung auf einem Laptop ausgeführt werden können, um die Bindung an spezielle Computer-Hardware zu vermeiden. Ein System, das diese Anforderungen erfüllt und die angestrebte haptische Rate erreicht, wurde im Stand der Technik bislang nicht vorgestellt. Durch das Ausnutzen sinnvoller Vereinfachungen kann mit dem vorgestellten Ansatz dieses Ziel erreicht werden.

Das virtuelle Weichgewebe erhält seine globalen Eigenschaften über die einstellbaren Parameter des Feder-Masse-Modells. Diese Parameter müssen so angepasst werden, dass analog zu echtem Gewebe ein viskoelastisches Verhalten erzielt wird. Zusätzlich müssen beim haptischen Rendern passende Kräfte und fühlbare Kraftdifferenzen zwischen Gewebe und Tumor erzeugt werden. Dazu wurde ein Bewertungssystem entwickelt, das nach objektiven Kriterien die Eignung von beliebigen Parametersätzen überprüft. Mit Hilfe von unscharfen Mengen können zusätzliche Vorgaben für die Eigenschaften des virtuellen Gewebes gemacht werden. Über einen genetischen Algorithmus erfolgt eine automatisierte Suche nach Parametersätzen, welche die Vorgaben erfüllen und somit dem Weichgewebe die gewünschten Eigenschaften verleihen. Das Bewertungssystem wurde so ausgelegt, dass die inhärente Parallelisierbarkeit des genetischen Algorithmus ausgenutzt werden kann, um die erhebliche Berechnung zu beschleunigen.

Abschließend wurden in einer Benutzerstudie mit medizinischen Probanden die Ergebnisse dieser Arbeit überprüft. Zunächst wurden in einer Vorevaluation der Schwierigkeitsgrad ausgelotet und die Durchführung optimiert. Dadurch wurden Komplikationen bei der anschließenden Untersuchung vermieden und aussagekräftige Ergebnisse erzielt. Die Aufgabe der Probanden bestand darin, mit dem haptischen Display virtuelles tumorhaftes Gewebe zu untersuchen und den Tumor zu lokalisieren. Diese Aufgabe wurde von den im Umgang mit dem haptischen Display unerfahrenen Probanden größtenteils erfolgreich durchgeführt.

Die Vorteile der manipulierbaren Pin-Matrix werden ebenfalls in dieser Benutzerstudie nachgewiesen: Dazu wurde in einigen Durchgängen randomisiert das taktile Feedback deaktiviert, indem die berechnete Kraft nicht individuell sondern homogen auf allen Pins ausgegeben wurde. Mit rein kinästhetischem Feedback lokalisierten die Probanden die Tumoren statistisch signifikant schlechter. Die lokalen Kraftdifferenzen, die sich über die einzeln angesteuerten Pins der Pin-Matrix darstellen lassen, spielen also eine elementare Rolle bei der Palpation.

Die subjektiven Eindrücke der Probanden wurden mit Fragebögen festgehalten. Der standardisierte Fragebogen zur Benutzbarkeit des haptischen Displays fällt sehr gut aus. Die Probanden geben an, der Umgang mit dem haptischen Display sei leicht zu erlernen und das haptische Feedback wird als hilfreich angesehen. Leichte Schwächen ergeben sich durch die zweihändige Bedienung. So wird zwar die zusätzliche Benutzung der Maus als völlig unkompliziert beschrieben, gleichzeitig schränkt sie aber die Immersion ein.

Hierin liegt ein Ansatzpunkt für die weitere Forschung. Die Maussteuerung ist vor allem insofern problematisch, als dass die Benutzer nicht ihre dominante Hand für das Abtasten des virtuellen Weichgewebes nutzen können. Eine simple Möglichkeit zum Umgehen dieser Problematik besteht darin, die Maus oder ein vergleichbares Gerät zum Tracking am haptischen Display anzubringen. Das haptische Display selbst kann auf einer gleitenden Unterlage befestigt und somit statt der Maus über den Tisch bewegt werden. Dieses Konzept erfordert darüber hinaus einen stabilen Rahmen um die Linearpotentiometer, sodass dort entsprechende Kräfte zum Verschieben der Hardware aufgebracht werden können.

Eine weitere Möglichkeit besteht in der Verwendung eines Leap Motion Controllers [Lea16]. Dabei handelt es sich um ein Stereo-Infrarotkamarasystem zur Aufzeichnung von Handgesten. Dieses Gerät wird von CHAI3D seit der aktuellen Version nativ unterstützt. Aufgrund der kompakten Abmessungen kann dieser Controller direkt auf dem haptischen Display angebracht werden. Durch die Ausführung einfacher Gesten mit den Fingern könnte somit die Maussteuerung ersetzt werden.

Ein bislang offener Punkt sind die Unregelmäßigkeiten in der Periodenlänge des haptischen Renderns. Es ist davon auszugehen, dass die Übertragen der Daten an den Servo-Controller die periodisch auftretenden Verzögerungen verursacht. Der Grund dafür ist noch unbekannt. Die durch Behebung des Problems in jedem Schleifendurchlauf gewonnene Zeit ermöglicht, die Größe bzw. Knotenanzahl des virtuellen Weichgewebes weiter zu erhöhen. Eine Lösungsmöglichkeit besteht darin, eine einzige Steuerplatine für die Kommunikation zwischen haptischem Display und virtueller Umgebung zu entwerfen, statt zwei separate Platinen für das Auslesen der Potentiometer und Ansteuern der Servos zu verwenden. Durch Abgreifen der Stellung des im Servo verbauten Drehpotentiometers könnte zudem eine Regelung der Servostellungen realisiert werden.

Neben Vorteilen bei der Ansteuerung bietet eine angepasste Platine die Möglichkeit, das zurzeit sehr „technische“ Aussehen des haptischen Displays zu verbessern. Der Fokus dieser Arbeit lag rein auf der Funktion und dem reibungslosen Zusammenspiel der einzelnen Komponenten. Abgesehen von der Gestaltung des GUI wurde bislang kein besonderer Wert auf das Aussehen gelegt. Eine Verkleidung der „nackten“ Mechanik und eine ansprechende Gestaltung des Avatars könnten dazu beitragen, die Akzeptanz des haptischen Displays und der virtuellen Umgebung unter den Medizinern weiter zu erhöhen.



---

## Literatur

---

- [Ada76] ADAMS, CALVIN K., DEBORAH C. HALL, H.S. PENNYPACKER, MARK KANE GOLDSTEIN, LARRY L. HENCH, MICHAEL C. MADDEN, GERALD H. STEIN und A. CHARLES CATANIA: „Lump detection in simulated human breasts“. *Perception & Psychophysics* (1976), Bd. 20(3): S. 163–167 (siehe S. 2).
- [Bäc96] BÄCK, THOMAS: *Evolutionary algorithms in theory and practice: evolution strategies, evolutionary programming, genetic algorithms*. Oxford University Press, 1996 (siehe S. 96).
- [Bar08] BARBIČ, JERNEJ und DOUG L. JAMES: „Six-DoF haptic rendering of contact between geometrically complex reduced deformable models“. *IEEE Transactions on Haptics* (2008), Bd. 1(1): S. 39–52 (siehe S. 63, 65).
- [Bas97] BASDOGAN, CAGATAY, CHIH-HAO HO und MANDAYAM A. SRINIVASAN: „A Ray-Based Haptic Rendering Technique for Displaying Shape and Texture of 3D Objects in Virtual Environments“. *Proceedings of the ASME Dynamic Systems and Control Division*. 1997: S. 77–84 (siehe S. 62).
- [Bec14] BECCANI, MARCO, CHRISTIAN DI NATALI, LEVIN J. SLIKER, JONATHAN A. SCHOEN, MARK E. RENTSCHLER und PIETRO VALDASTRI: „Wireless tissue palpation for intraoperative detection of lumps in the soft tissue“. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* (2014), Bd. 61(2): S. 353–361 (siehe S. 1).
- [Bir09] BIRZNIEKS, INGVAR, VAUGHAN G. MACEFIELD, GÖRAN WESTLING und ROLAND S. JOHANSSON: „Slowly adapting mechanoreceptors in the borders of the human fingernail encode fingertip forces.“ *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience* (Juli 2009), Bd. 29(29): S. 9370–9 (siehe S. 10).
- [Bro10] BROWN, ERIC, NICHOLAS RODENBERG, JOHN AMEND, ANNAN MOZEIKA, ERIK STELTZ, MITCHELL R. ZAKIN, HOD LIPSON und HEINRICH M. JAEGER: „Universal robotic gripper based on the jamming of granular material“. *Proceedings of the National Academy of Sciences* (2010), Bd. 107(44): S. 18809–18814 (siehe S. 25).
- [Bro90] BROOKS, FREDERICK P., MING OUH-YOUNG, JAMES J. BATTERT und P. JEROME KILPATRICK: „Project GROPE - Haptic Displays for Scientific Visualization“. *Sigraph '90* (1990), Bd. 24(4): S. 177–185 (siehe S. 17).
- [Bur99] BURDEA, GRIGORE, GEORGE PATOUNAKIS, VIOREL POPESCU und ROBERT E. WEISS: „Virtual Reality-Based Training for the Diagnosis of Prostate Cancer“. *IEEE transactions on bio-medical engineering* (1999), Bd. 46(10): S. 1253–1260 (siehe S. 18).

- [Car01] CARTER, F.J., T.G. FRANK, P.J. DAVIES, D. MCLEAN und A. CUSCHIERI: „Measurements and modeling of the compliance of human and porcine organs“. *Medical Image Analysis* (2001), Bd. 5: S. 231–236 (siehe S. 2, 14).
- [Cha11] CHAN, SONNY, FRANÇOIS CONTI, NIKOLAS H. BLEVINS und KENNETH SALISBURY: „Constraint-Based Six Degree-Of-Freedom Haptic Rendering of Volume-Embedded Isosurfaces“. *IEEE World Haptics Conference*. 2011: S. 89–94 (siehe S. 63).
- [Cha13] CHAN, SONNY, NIKOLAS H. BLEVINS und KENNETH SALISBURY: „Deformable haptic rendering for volumetric medical image data“. *2013 World Haptics Conference, WHC 2013*. 2013: S. 73–78 (siehe S. 63, 65).
- [Cha14] CHAN, SONNY: *Experimental Haptics - Stanford University*. 2014. URL: <http://web.stanford.edu/class/cs277/index.html> (besucht am 15.03.2016) (siehe S. 66).
- [CHA16] CHAI3D: *CHAI3D*. 2016. URL: <http://chai3d.org/> (besucht am 15.03.2016) (siehe S. 66).
- [Coh93] COHN, MICHAEL B., MICHAEL LAM und RONALD S. FEARING: „Tactile feedback for teleoperation“. *Proc. SPIE* (1993), Bd. 1833: S. 240–254 (siehe S. 20).
- [Col11] COLES, TIMOTHY R., DWIGHT MEGLAN und NIGEL W. JOHN: „The role of haptics in medical training simulators: A survey of the state of the art“. *IEEE Transactions on Haptics* (2011), Bd. 4(1): S. 51–66 (siehe S. 18, 19).
- [Col96] COLLINS, D.F. und A. PROCHAZKA: „Movement illusions evoked by ensemble cutaneous input from the dorsum of the human hand“. *J. Physiol.* (1996), Bd. 496(Pt 3): S. 857–871 (siehe S. 10).
- [Con03a] CONTI, F., F. BARBAGLI, R. BALANIUK, M. HALG, C. LU, D. MORRIS, L. SENTIS, E. VILESHIN, J. WARREN, O. KHATIB und K. SALISBURY: „The CHAI libraries“. *EuroHaptics 2003*. 2003: S. 496–500 (siehe S. 66).
- [Con03b] CONTI, FRANÇOIS, OUSSAMA KHATIB und CHARLES BAUR: „Interactive rendering of deformable objects based on a filling sphere modeling approach“. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*. 2003: S. 3716–3721 (siehe S. 63, 69, 72).
- [Cou10] COURTECUISSÉ, HADRIEN, HOERYONG JUNG, JÉRÉMIE ALLARD, CHRISTIAN DURIEZ, DOO YONG LEE und STÉPHANE COTIN: „GPU-based real-time soft tissue deformation with cutting and haptic feedback“. *Progress in Biophysics and Molecular Biology* (2010), Bd. 103(2-3): S. 159–168 (siehe S. 63).
- [Cou57] COUINAUD, CLAUDE: *Le foie: études anatomiques et chirurgicales*. Masson & Cie, 1957 (siehe S. 13).
- [Cro51] CRONBACH, LEE J.: „Coefficient alpha and the internal structure of tests“. *Psychometrika* (1951), Bd. 16(3): S. 297–334 (siehe S. 114).
- [Cul12] CULMER, PETER, JENIFER BARRIE, ROB HEWSON, MARTIN LEVESLEY, DAVID JAYNE und ANNE NEVILLE: „Reviewing the technological challenges associated with the development of a laparoscopic palpation device“. *The international journal of medical robotics and computer assisted surgery : MRCAS* (2012), Bd. 8: S. 146–159 (siehe S. 2).

- [Dan03] DANDEKAR, KIRAN, BALASUNDAR I. RAJU und MANDAYAM A. SRINIVASAN: „3-D finite-element models of human and monkey fingertips to investigate the mechanics of tactile sense“. *Journal of biomechanical engineering* (2003), Bd. 125(5): S. 682–691 (siehe S. 48).
- [Dev86] DEVROYE, L: *Non-Uniform Random Variate Generation*. Springer New York, 1986: S. 41–42 (siehe S. 35).
- [Fak14] FAKHOURY, EVAN, PETER CULMER und BRIAN HENSON: „The Effect of Vision on Discrimination of Compliance Using a Tool“. *International Journal of Human-Computer Interaction* (2014), Bd. 30(11): S. 882–890 (siehe S. 12).
- [Fie16] FIENE, JONATHAN P.: *SensAble PHANToM Premium 1.0*. 2016. URL: <https://alliance.seas.upenn.edu/~medesign/wiki/index.php/Guides/Phantom> (besucht am 10.04.2016) (siehe S. 18).
- [Fol13] FOLLMER, SEAN, DANIEL LEITHINGER, ALEX OLWAL, AKIMITSU HOGGE und HIROSHI ISHII: „inFORM: Dynamic Physical Affordances and Constraints through Shape and Object Actuation“. *UIST*. 2013: S. 417–426 (siehe S. 24).
- [For16a] FORCE DIMENSION: *delta.3*. 2016. URL: <http://forcedimension.com/products/delta-3/overview> (besucht am 10.04.2016) (siehe S. 26).
- [For16b] FORCE DIMENSION: *omega.3*. 2016. URL: <http://forcedimension.com/products/omega-3/overview> (besucht am 10.04.2016) (siehe S. 20).
- [For16c] FORCE DIMENSION: *omega.6*. 2016. URL: <http://forcedimension.com/products/omega-6/overview> (besucht am 10.04.2016) (siehe S. 27).
- [For16d] FORCE DIMENSION: *omega.7*. 2016. URL: <http://forcedimension.com/products/omega-7/overview> (besucht am 10.04.2016) (siehe S. 21, 67).
- [Gen14] GENECOV, ADAM M., ANDREW A. STANLEY und ALLISON M. OKAMURA: „Perception of a Haptic Jamming display: Just noticeable differences in stiffness and geometry“. *2014 IEEE Haptics Symposium (HAPTICS)*. Ieee, Feb. 2014: S. 333–338 (siehe S. 25).
- [Geo15] GEOMAGIC: *Sensible OpenHaptic Toolkit*. 2015. URL: <http://www.geomagic.com/de/products/open-haptics/overview> (besucht am 15.03.2016) (siehe S. 66).
- [Geo16a] GEOMAGIC: *PHANTOM Omni® Haptic Device*. 2016. URL: <http://www.dentsable.com/haptic-phantom-omni.htm> (besucht am 09.04.2016) (siehe S. 19, 67).
- [Geo16b] GEOMAGIC: *Phantom Premium Haptic Devices*. 2016. URL: <http://www.geomagic.com/en/products/phantom-premium/overview> (besucht am 10.04.2016) (siehe S. 19).
- [Goo98] GOOS, GERHARD: *Vorlesungen über Informatik 4: Paralleles Rechnen und nicht-analytische Lösungsverfahren*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1998 (siehe S. 92).
- [Gra16a] GRAUPNER/SJ GMBH: *Servo DES 476 BB12 mm*. 2016. URL: <http://www.graupner.de/de/products/7915/product.aspx> (besucht am 22.03.2016) (siehe S. 139).
- [Gra16b] GRAUPNER/SJ GMBH: *Servo DES 478 BB, MG12 mm*. 2016. URL: <http://www.graupner.de/de/products/01642515-4b83-448d-8515-ba6d5e0a3d9d/7917/product.aspx> (besucht am 22.03.2016) (siehe S. 139).

- [Gwi10] GWILLIAM, JAMES C., ZACHARY PEZZEMENTI, ERICA JANTHO, ALLISON M. OKAMURA und STEVEN HSIAO: „Human vs. robotic tactile sensing: Detecting lumps in soft tissue“. *2010 IEEE Haptics Symposium (HAPTICS)* (März 2010), Bd.: S. 21–28 (siehe S. 49).
- [Gwi14] GWILLIAM, JAMES C., TAKASHI YOSHIOKA, ALLISON M. OKAMURA und STEVEN S. HSIAO: „Neural coding of passive lump detection in compliant artificial tissue.“ *Journal of neurophysiology* (2014), Bd. 112(5): S. 1131–41 (siehe S. 12).
- [Hat13] HATZFELD, CHRISTIAN: „Experimentelle Analyse der menschlichen Kraftwahrnehmung als ingenieurtechnische Entwurfsgrundlage für haptische Systeme“. Dissertation. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, Technische Universität Darmstadt, 2013: S. 1–277 (siehe S. 10).
- [Hei94] HEISTERMANN, JOCHEN: *Genetische Algorithmen: Theorie und Praxis evolutionärer Optimierung*. Stuttgart: Teubner, 1994 (siehe S. 96).
- [Her12] HERGENHAN, JAN und HEINZ WÖRN: „An Electrotactile Display with Spiked Electrodes for Robot-Assisted Minimally Invasive Surgery“. *ICRA Workshop*. 2012 (siehe S. 23).
- [Her13a] HERGENHAN, J., R. SCHIRREN, H. ALAGI, H. FEUSSNER, H. WÖRN und S. REISER: „Vermessung eines haptischen Phantoms als Basis für die Entwicklung eines taktilen Sensors“. *CURAC Jahrestagung*. 2013: S. 17–20 (siehe S. 45, 46).
- [Her13b] HERGENHAN, JAN, MARKUS MEHRWALD und HEINZ WÖRN: „Design and Evaluation of Supporting Features for Tactile Feedback“. *Proceedings of International Conference on Mechatronics Technology*. 2013: S. 61–66 (siehe S. 33).
- [Her14] HERGENHAN, JAN, MICHAEL UHL, HOSAM ALAGI, REBEKKA SCHIRREN, HEINZ WÖRN und SILVANO REISER: „Prototype of a haptic display for the evaluation of sensible haptic feedback in remote palpation“. *2014 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*. Juni 2014: S. 610–615 (siehe S. 48).
- [Her15a] HERGENHAN, JAN, MARKUS MEHRWALD und HEINZ WÖRN: „Control software with supporting features to enhance the quality of tactile feedback“. *Mechatronics* (2015), Bd. 29: S. 119–128 (siehe S. 33).
- [Her15b] HERGENHAN, JAN, JACQUELINE RUTSCHKE, MICHAEL UHL, STEFAN NAVARRO ESCAIDA, BJÖRN HEIN und HEINZ WÖRN: „A Haptic Display for Tactile and Kinesthetic Feedback in a CHAI 3D Palpation Training Scenario“. *2015 IEEE Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*. 2015: S. 291–296 (siehe S. 3, 29, 44, 54).
- [Her16] HERGENHAN, JAN und HEINZ WÖRN: „A Haptic Display for the Simulation of Soft Tissue Palpation in CHAI3D“. *Proceedings of 10th International Conference on Interfaces and Human Computer Interaction*. 2016: S. 29–36 (siehe S. 58, 73).
- [Hin15] HINDERCKS, ANDREAS: *UEQ - User Experience Questionnaire*. 2015. URL: <http://www.ueq-online.org/> (besucht am 21.04.2016) (siehe S. 114).
- [Hol75] HOLLAND, JOHN H.: *Adaptation in natural and artificial systems*. Univ. of Michigan Press, 1975 (siehe S. 94, 95).
- [How95] HOWE, ROBERT D., WILLIAM J. PEINE, DIMITRIOS A. KONTARINIS und JAE S. SON: „Remote Palpation Technology for Surgical Applications“. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* (1995), Bd. 14(3): S. 318–323 (siehe S. 20).

- [Int16] INTUITIVE SURGICAL, INC.: *The da Vinci Surgical System*. 2016. URL: [http://www.intuitivesurgical.com/products/davinci\\_surgical\\_system/](http://www.intuitivesurgical.com/products/davinci_surgical_system/) (besucht am 09.04.2016) (siehe S. 1).
- [Ish14] ISHIZUKA, HIROKI und NORIHISA MIKI: „MEMS-based tactile displays“. *DISPLAYS* (2014), Bd.: S. 1–8 (siehe S. 23).
- [Iwa01] IWATA, HIROO, HIROAKI YANO, FUMITAKA NAKAIZUMI und RYO KAWAMURA: „Project FEELEX: adding haptic surface to graphics“. *Proceedings of SIGGRAPH 2001*. 1. 2001: S. 469–475 (siehe S. 23).
- [Jeo12] JEON, SEOKHEE, SEUNGMOON CHOI und MATTHIAS HARDERS: „Rendering virtual tumors in real tissue Mock-Ups using haptic augmented reality“. *IEEE Transactions on Haptics* (2012), Bd. 5(1): S. 77–84 (siehe S. 19).
- [Joh01] JOHNSON, KENNETH O: „The roles and functions of cutaneous mechanoreceptors.“ *Current opinion in neurobiology* (Aug. 2001), Bd. 11(4): S. 455–61 (siehe S. 9, 10).
- [Joh09] JOHANSSON, ROLAND S. und J. RANDALL FLANAGAN: „Coding and use of tactile signals from the fingertips in object manipulation tasks.“ *Nature reviews. Neuroscience* (Mai 2009), Bd. 10(5): S. 345–59 (siehe S. 9).
- [Jon00] JONES, LYNETTE A.: „Kinesthetic sensing“. *Human and Machine Haptics* (2000), Bd.: S. 1–10 (siehe S. 11).
- [Kad11] KADLECEK, PETR und PETR KMOCH: „Overview of current developments in haptic APIs“. *Proceedings of CESC*. 2011: S. 1–8 (siehe S. 66).
- [Kaj04] KAJIMOTO, HIROYUKI, NAOKI KAWAKAMI und SUSUMU TACHI: „Electro-tactile display with tactile primary color approach“. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*. 2004 (siehe S. 22).
- [Kas13] KASSNER, SEBASTIAN: „Haptische Mensch-Maschine-Schnittstelle für ein laparoskopisches Chirurgie-System“. Dissertation. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, Technische Universität Darmstadt, 2013: S. 1–239 (siehe S. 13, 18).
- [Ken95] KENNDY, JAMES und RUSSELL EBERHART: „Particle swarm optimization“. *Proceedings of IEEE International Conference on Neural Networks* (1995), Bd. 4: S. 1942–1948 (siehe S. 94).
- [Kim07] KIM, SANG-YOUN, KI-UK KYUNG, JINAH PARK und DONG-SOO KWON: „Real-time area-based haptic rendering and the augmented tactile display device for a palpation simulator“. *Advanced Robotics* (Jan. 2007), Bd. 21(9): S. 961–981 (siehe S. 20).
- [Kim09] KIM, SEUNG-CHAN, CHONG-HUI KIM, GI-HUN YANG, TAE-HEON YANG, BYUNG-KIL HAN, SUNG-CHUL KANG und DONG-SOO KWON: „Small and lightweight tactile display (SaLT) and its application“. *World Haptics 2009 - Third Joint EuroHaptics conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*. Ieee, März 2009: S. 69–74 (siehe S. 22).
- [Kin09] KING, CHIH-HUNG, MARTIN O. CULJAT, MIGUEL L. FRANCO, CATHERINE E. LEWIS, ERIK P. DUTSON, WARREN S. GRUNDFEST und JAMES W. BISLEY: „Tactile feedback induces reduced grasping force in robot-assisted surgery“. *IEEE Transactions on Haptics* (2009), Bd. 2(2): S. 103–110 (siehe S. 20, 21).

- [Kir83] KIRKPATRICK, S., C. D. JR. GELATT und M. P. VECCHI: „Optimization by simulated annealing“. *Science* (1983), Bd. 220(4598): S. 671–680 (siehe S. 94).
- [Kit14] KITAMURA, NORIHIDE, JULIEN CHIM und NORIHISA MIKI: „Microfabricated Needle-Arrays for Stimulation of Tactile Receptors“. *EuroHaptics 2014*. Bd. 1. 2014: S. 552–558 (siehe S. 23).
- [Koo08] KOO, IG MO, KWANGMOK JUNG, JA CHOON KOO, JAE-DO NAM, YOUNG KWAN LEE und HYOUK RYEOL CHOI: „Development of Soft-Actuator-Based Wearable Tactile Display“. *IEEE Transactions on Robotics* (Juni 2008), Bd. 24(3): S. 549–558 (siehe S. 22).
- [Kyu06] KYUNG, KI-UK, MINSEUNG AHN, DONG-SOO KWON und MANDAYAM A. SRINIVASAN: „A compact planar distributed tactile display and effects of frequency on texture judgment“. *Advanced Robotics* (2006), Bd. 20(5): S. 563–580 (siehe S. 20).
- [Lau06] LAUGWITZ, BETTINA, THEO HELD und MARTIN SCHREPP: „Konstruktion eines Fragebogens zur Messung der User Experience von Softwareprodukten“. *Mensch & Computer 2006 – Mensch und Computer im Strukturwandel*. Hrsg. von HEINECKE, A.M. und H. PAUL. Oldenbourg Verlag, 2006: S. 125–134 (siehe S. 114).
- [Lea16] LEAP MOTION, INC.: *Leap Motion*. 2016. URL: <https://www.leapmotion.com/> (besucht am 05. 18. 2016) (siehe S. 121).
- [Led09] LEDERMAN, SUSAN J. und ROBERTA L. KLATZKY: „Haptic perception: A tutorial“. *Attention, Perception, & Psychophysics* (2009), Bd. 71(7): S. 1439–1459 (siehe S. 8, 11).
- [Led87] LEDERMAN, SUSAN J. und ROBERTA L. KLATZKY: „Hand movements: A window into haptic object recognition“. *Cognitive psychology* (1987), Bd. 19: S. 342–368 (siehe S. 11).
- [Lev60] LEVENE, HOWARD: „Robust tests for equality of variances“. *Contributions to probability and statistics: Essays in honor of Harold Hotelling* (1960), Bd. 2: S. 278–292 (siehe S. 114).
- [Li14] LI, MIN, TOMMASO RANZANI, SINA SAREH, LAKMAL D SENEVIRATNE, PROKAR DASGUPTA, HELGE A WURDEMANN und KASPAR ALTHOEFER: „Multi-fingered haptic palpation utilizing granular jamming stiffness feedback actuators“. *Smart materials and structures* (Okt. 2014), Bd. 218: S. 11 (siehe S. 25).
- [Lin66] LINVILL, J. G. und J. C. BLISS: „A direct translation reading aid for the blind“. *Proceedings of the IEEE* (1966), Bd. 54(1): S. 40–51 (siehe S. 19).
- [Lip11] LIPPERT, HERBERT: *Lehrbuch Anatomie*. München: Elsevier, Urban & Fischer, 2011 (siehe S. 13).
- [Liu05] LIU, YANJU, ROB DAVIDSON und PAUL TAYLOR: „Touch sensitive electrorheological fluid based tactile display“. *Smart materials and structures* (2005), Bd. 1563 (siehe S. 24).
- [Loo87] LOOP, CHARLES TEORELL: „Smooth subdivision surfaces based on triangles“. Master’s thesis. Department of Mathematics, University of Utah, 1987: S. 74 (siehe S. 78).
- [Man04] MANSOUR, JOHN C. und HERBERT CHEN: „Pancreatic endocrine tumors.“ *The Journal of surgical research* (Juli 2004), Bd. 120(1): S. 139–61 (siehe S. 13).
- [Man47] MANN, H. B. und D. R. WHITNEY: „On a Test of Whether one of Two Random Variables is Stochastically Larger than the Other“. *The Annals of Mathematical Statistics* (1947), Bd. 18: S. 50–60 (siehe S. 113).

- [Mas94] MASSIE, THOMAS H. und J. KENNETH SALISBURY: „The PHANTOM Haptic Interface : A Device for Probing Virtual Objects“. *Proceedings of the ASME Winter Annual Meeting, Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*. Bd. 55. 1994: S. 295–300 (siehe S. 17).
- [McC07] MCCREERY, GREIG L., ANA LUISA TREJOS, RAJNI V. PATEL, MICHAEL D. NAISH und RICHARD A. MALTHANER: „Evaluation of force feedback requirements for minimally invasive lung tumour localization“. *2007 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems* (Okt. 2007), Bd.: S. 883–888 (siehe S. 13).
- [Mic16] MICROSOFT: *CreateFile function*. 2016. URL: <https://msdn.microsoft.com/en-us/library/windows/desktop/aa363858%28v=vs.85%29.aspx> (besucht am 02.05.2016) (siehe S. 74).
- [Min07] MINAMIZAWA, KOUTA, HIROYUKI KAJIMOTO, NAOKI KAWAKAMI und SUSUMU TACHI: „A wearable haptic display to present the gravity sensation-preliminary observations and device design“. *World Haptics*. 2007 (siehe S. 26).
- [Mül08] MÜLLER, MATTHIAS, JOS STAM, DOUG JAMES und NILS THÜREY: *Real Time Physics Class Notes*. Bd. 16. 2. 2008: S. 325–37 (siehe S. 72).
- [Mut07] MUTSCHLER, ERNST, HANS-GEORG SCHAIBLE und PETER VAUPEL: *Anatomie, Physiologie, Pathophysiologie des Menschen*. Hrsg. von THEWS, GERHARD. Wiss. Verl.-Ges., 2007 (siehe S. 12).
- [Nag06] NAGEL, ECKHARD und DIETRICH LÖHLEIN: *Pichlmayrs Chirurgische Therapie: Allgemein-, Viszeral- und Transplantationschirurgie*. Hrsg. von NAGEL, ECKHARD und DIETRICH LÖHLEIN. Springer Berlin Heidelberg, 2006 (siehe S. 12, 13).
- [Nel65] NELDER, JOHN A und ROBERT MEAD: „The Downhill Simplex Algorithm“. *Computer Journal* (1965), Bd. 7(S 308) (siehe S. 94).
- [Nov12] NOVINT TECHNOLOGIES: *Novint Falcon®*. 2012. URL: <http://www.novint.com/index.php/products/novintfalcon> (besucht am 10.04.2016) (siehe S. 21, 67).
- [Ort07] ORTEGA, MICHAEL, STEPHANE REDON und SABINE COQUILLART: „A six degree-of-freedom god-object method for haptic display of rigid bodies with surface properties“. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* (2007), Bd. 13(3): S. 458–468 (siehe S. 62).
- [Pac15] PACCHIEROTTI, CLAUDIO, DOMENICO PRATTICHIZZO und KATHERINE J. KUCHENBECKER: „Displaying Sensed Tactile Cues with a Fingertip Haptic Device“. *IEEE Transactions on Haptics* (Okt. 2015), Bd. 8(4): S. 384–396 (siehe S. 26, 27).
- [Pac16] PACCHIEROTTI, CLAUDIO, DOMENICO PRATTICHIZZO und KATHERINE J. KUCHENBECKER: „Cutaneous Feedback of Fingertip Deformation and Vibration for Palpation in Robotic Surgery“. *IEEE transactions on biomedical engineering* (2016), Bd. 63(2): S. 278–287 (siehe S. 27, 29).
- [Pei98] PEINE, WILLIAM J. und ROBERT D. HOWE: „Do humans sense finger deformation or distributed pressure to detect lumps in soft tissue?“ *Proc. ASME Dyn. Sys. and Control Div.* 1998 (siehe S. 12).

- [Per15] PEREZ, ALVARO G., DANIEL LOBO, FRANCESCO CHINELLO, GABRIEL CIRIO, MONICA MALVEZZI, JOSÉ SAN MARTÍN, DOMENICO PRATTICHIZZO und MIGUEL A. OTADUY: „Soft Finger Tactile Rendering for Wearable Haptics“. *IEEE World Haptics Conference*. 2015: S. 327–332 (siehe S. 27).
- [Phi05] PHIPPS, S., T.H.J. YANG, F.K. HABIB, R.L. REUBEN und S.A. MCNEILL: „Measurement of tissue mechanical characteristics to distinguish between benign and malignant prostatic disease“. *Urology* (2005), Bd. 66(2): S. 447–450 (siehe S. 1).
- [Pol16] POLOLU CORPORATION: *Mini Maestro 12-Channel USB Servo Controller (Assembled)*. 2016. URL: <https://www.pololu.com/product/1352/specs> (besucht am 22. 03. 2016) (siehe S. 74, 140).
- [Pra13] PRATTICHIZZO, DOMENICO, FRANCESCO CHINELLO, CLAUDIO PACCHIEROTTI und MONICA MALVEZZI: „Towards Wearability in Fingertip Haptics: A 3-DoF Wearable Device for Cutaneous Force Feedback“. *IEEE Transactions on Haptics* (2013), Bd. 6(4): S. 506–516 (siehe S. 26).
- [Rok12] ROKE, CALUM, CHRIS MELHUIH, TONY PIPE, DAVID DRURY und CRAIG CHORLEY: „Lump localisation through a deformation-based tactile feedback system using a biologically inspired finger sensor“. *Robotics and Autonomous Systems* (Nov. 2012), Bd. 60(11): S. 1442–1448 (siehe S. 21, 29).
- [Rok13] ROKE, CALUM, ADAM SPIERS, TONY PIPE und CHRIS MELHUIH: „The effects of laterotactile information on lump localization through a teletaction system“. *2013 World Haptics Conference (WHC)*. Ieee, Apr. 2013: S. 365–370 (siehe S. 21).
- [Rot07] ROTHMUND, M.: *Praxis der Viszeralchirurgie, Endokrine Chirurgie*. Hrsg. von SIEWERT, J.R., M. ROTHMUND und V. SCHUMPELICK. Springer, Heidelberg, 2007 (siehe S. 13).
- [Rus97] RUSPINI, DIEGO C., KRASIMIR KOLAROV und OUSSAMA KHATIB: „The haptic display of complex graphical environments“. *ACM SIGGRAPH*. 1997: S. 345–352 (siehe S. 61, 62).
- [Rut15] RUTSCHKE, JACQUELINE: „Simulation von tumorhaftem Weichgewebe mit einem haptischen Display“. Bachelorarbeit. Institut für Anthropomatik und Robotik (IAR) - Intelligente Prozessautomation und Robotik (IPR), 2015 (siehe S. 68, 74, 103, 104).
- [Sal04] SALISBURY, KENNETH, FRANCOIS CONTI und FEDERICO BARBAGLI: „Haptic Rendering: Introductory Concepts“. *IEEE computer graphics and applications* (2004), Bd. (April): S. 24–32 (siehe S. 61).
- [Sal97] SALISBURY, J. KENNETH und MANDAYAM A. SRINIVASAN: „Phantom-based haptic interaction with virtual objects“. *IEEE computer graphics and applications* (1997), Bd. (October): S. 6–10 (siehe S. 18).
- [San10] SANTOS-CARRERAS, L., K. LEUENBERGER, P. RÉTORNAZ, R. GASSERT und H. BLEULER: „Design and psychophysical evaluation of a tactile pulse display for teleoperated artery palpation“. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. Ieee, Okt. 2010: S. 5060–5066 (siehe S. 20).
- [Sar12] SARAKOGLU, IOANNIS, NADIA GARCIA-HERNANDEZ, NIKOS G. TSAGARAKIS und DARWIN G. CALDWELL: „A High Performance Tactile Feedback Display and Its Integration in Teleoperation“. *IEEE Transactions on Haptics* (2012), Bd. 5(3): S. 252–263 (siehe S. 21).

- [Sat10] SATO, KATSUNARI, NAOKI KAWAKAMI und SUSUMU TACHI: „Integration of Electrotactile and Force Displays for Telexistence“. *Human-Robot Interaction*. February. 2010 (siehe S. 23).
- [Sch09] SCHEIBERT, J., S. LEURENT, A. PREVOST und G. DEBRÉGEAS: „The role of fingerprints in the coding of tactile information probed with a biomimetic sensor.“ *Science (New York, N.Y.)* (März 2009), Bd. 323(5920): S. 1503–6 (siehe S. 10).
- [Sci10] SCILINGO, ENZO PASQUALE, MATTEO BIANCHI, GIORGIO GRIOLI und ANTONIO BICCHI: „Rendering Softness: Integration of Kinesthetic and Cutaneous Information in a Haptic Device“. *IEEE Transactions on Haptics* (Apr. 2010), Bd. 3(2): S. 109–118 (siehe S. 26).
- [Sem89] SEMM, K.: „Der Wandel von der Laparotomie zur minimal invasiven Chirurgie: hier Pelviskopie“. *Gynäkologie und Geburtshilfe 1988* (1989), Bd. 245(1): S. 19–21 (siehe S. 1).
- [Sen12] SENSEGRAPHICS: *H3DAPI*. 2012. URL: <http://h3dapi.org/> (besucht am 15.03.2016) (siehe S. 66).
- [Sen16] SENSEGRAPHICS: *Moog Simodont Dental Trainer*. 2016. URL: <http://sensegraphics.com/references/> (besucht am 09.04.2016) (siehe S. 2).
- [Sga08] SGAMBELLURI, NICOLA, ENZO P. SCILINGO, ROCCO RIZZO und ANTONIO BICCHI: „A Free-Hand Haptic Interface Based on Magnetorheological Fluids“. *The Sense of Touch and its Rendering*. Hrsg. von BICCHI, ANTONIO, MARTIN BUSS, MARC O ERNST und ANGELIKA PEER. Springer Berlin Heidelberg, 2008. Kap. 7: S. 155–178 (siehe S. 24, 25).
- [Shi13] SHI, YIBO, HUI XIANG und DEHAI YU: „Improvements of GPU Implementation of Non-linear Soft Tissue Deformation with CHAI 3D“. *International Conference on Multimedia Technology*. 2013: S. 1203–1210 (siehe S. 63).
- [Ske13] SKEDUNG, LISA, MARTIN ARVIDSSON, JUN YOUNG CHUNG, CHRISTOPHER M. STAFFORD, BIRGITTA BERGLUND und MARK W. RUTLAND: „Feeling small: exploring the tactile perception limits.“ *Scientific reports* (Jan. 2013), Bd. 3: S. 1–6 (siehe S. 10).
- [Sne05] SNEDEKER, J. G., P. NIEDERER, F. R. SCHMIDLIN, M. FARSHAD, C. K. DEMETROPOULOS, J. B. LEE und K. H. YANG: „Strain-rate dependent material properties of the porcine and human kidney capsule“. *Journal of Biomechanics* (2005), Bd. 38(5): S. 1011–1021 (siehe S. 13).
- [Sta15] STANLEY, ANDREW A. und ALLISON M. OKAMURA: „Controllable Surface Haptics via Particle Jamming and Pneumatics“. *IEEE Transactions on Haptics* (2015), Bd. 8(1): S. 20–30 (siehe S. 25, 26, 29).
- [Sur16] SURGICAL SCIENCE: *LapSim Portable System*. 2016. URL: <http://www.surgical-science.com/portable-system/> (besucht am 09.04.2016) (siehe S. 2).
- [Syn15] SYNTOUCH, LLC: *The BioTac*. 2015. URL: <http://www.syntouchllc.com/Products/BioTac/> (besucht am 10.04.2016) (siehe S. 27).
- [Tal14] TALVAS, ANTHONY, MAUD MARCHAL und ANATOLE LECUYER: „A survey on bimanual haptic interaction.“ *IEEE transactions on haptics* (2014), Bd. 7(3): S. 285–300 (siehe S. 18, 66).
- [Tex15a] TEXAS INSTRUMENTS, INC.: *MSP430 USB Developers Package*. 2015. URL: <http://www.ti.com/tool/msp430usbdevpack> (besucht am 08.04.2016) (siehe S. 56).

- [Tex15b] TEXAS INSTRUMENTS, INC.: *MSP430x5xx and MSP430x6xx Family User's Guide (Rev. O)*. 2015. URL: <http://www.ti.com/lit/ug/slau208o/slau208o.pdf> (besucht am 08.04.2016) (siehe S. 56).
- [Tex16] TEXAS INSTRUMENTS, INC.: *MSP430F5529 USB LaunchPad Evaluation Kit*. 2016. URL: <http://www.ti.com/tool/msp-exp430f5529lp> (besucht am 04.04.2016) (siehe S. 55).
- [The16] THE MATHWORKS, INC.: *MATLAB*. 2016. URL: <http://de.mathworks.com/products/matlab/> (besucht am 08.05.2016) (siehe S. 32, 90).
- [Tob11] TOBERGTE, ANDREAS, PATRICK HELMER, ULRICH HAGN, PATRICE ROUILLER, SOPHIE THIELMANN, SÉBASTIEN GRANGE, ALIN ALBU-SCHÄFFER, FRANÇOIS CONTI und GERD HIRZINGER: „The sigma.7 haptic interface for MiroSurge: A new bi-manual surgical console“. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*. 2011: S. 3023–3030 (siehe S. 18).
- [Tre07] TREEDE, ROLF-DETLEF: „Das somatosensorische System“. *Physiologie des Menschen. Mit Pathophysiologie*. Hrsg. von SCHMIDT, ROBERT F, FLORIAN LANG und MANFRED HECKMANN. 2007: S. 296–323 (siehe S. 7, 8, 10, 11).
- [Tsi15] TSIMERIS, JESSICA, DUNCAN STEVENSON, MICHAEL BROUGHTON und TOM GEDEON: „Adapting a Soft 2.5D Actuated Shape Display for Rebound Tenderness Simulation and Training“. *OzCHI*. 2015: S. 549–556 (siehe S. 25).
- [Uhl14] UHL, MICHAEL: „Haptisches Display zur Simulation einer Leberpalpation“. Masterthesis. Institut für Anthropomatik und Robotik (IAR) - Intelligente Prozessautomation und Robotik (IPR), 2014 (siehe S. 49–53, 103).
- [Ull12] ULLRICH, SEBASTIAN und TORSTEN KUHLEN: „Haptic palpation for medical simulation in virtual environments“. *Visualization and Computer Graphics, IEEE Transactions on* (2012), Bd. 18(4): S. 617–625 (siehe S. 18, 19, 29).
- [Uma12] UMALE, SAGAR, CAROLINE DECK, NICOLAS BOURDET, PARAG DHUMANE, LUC SOLER, JACQUES MARESCAUX und REMY WILLINGER: „Experimental mechanical characterization of abdominal organs: Liver, kidney & spleen“. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* (2012), Bd. 17: S. 22–33 (siehe S. 14).
- [Van02] VAN DER LINDE, R.Q., P. LAMMERTSE, E. FREDERIKSEN und B. RUITER: „The HapticMaster, a new high-performance haptic interface“. *Eurohaptics 2002*. 2002: S. 1–5 (siehe S. 18).
- [Wan10] WANG, NINGHUAN, GREGORY J. GERLING, REBA MOYER CHILDRESS und MARCUS L. MARTIN: „Quantifying palpation techniques in relation to performance in a clinical prostate exam“. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* (2010), Bd. 14(4): S. 1088–1097 (siehe S. 2).
- [Wan14] WANG, DANGXIAO, JING XIAO und YURU ZHANG: *Haptic Rendering for Simulation of Fine Manipulation*. 2014: S. 1–170 (siehe S. 60, 62).
- [Wee13] WEEDE, OLIVER: „Wissensbasierte Planung für die minimal-invasive Chirurgie“. Dissertation. Karlsruhe, 2013 (siehe S. 92).
- [Wei09] WEISE, THOMAS: *Global Optimization Algorithms—Theory and Application*. Bd. 1. 2009: S. 820 (siehe S. 95).

- [Wei68] WEINSTEIN, S.: „Intensive and extensive aspects of tactile sensitivity as a function of body part, sex and laterality“. *The Skin Sense (Proceeding of the First International Symposium on the Skin Senses)*. Hrsg. von KENSHALO, D.R. Springfield, IL: Thomas, 1968: S. 195–222 (siehe S. 8).
- [Wet08] WETTELS, NICHOLAS, VERONICA J. SANTOS, ROLAND S. JOHANSSON und GERALD E. LOEB: „Biomimetic Tactile Sensor Array“. *Advanced Robotics* (Jan. 2008), Bd. 22(8): S. 829–849 (siehe S. 27).
- [Wor15] WORLD HEALTH ORGANIZATION: *Cancer - Fact sheet No 297*. 2015. URL: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs297/en/> (besucht am 27.04.2016) (siehe S. 13).
- [Yaz14] YAZDIAN, SEIEDMUHAMMAD, ANDREW J. DOXON, DAVID E. JOHNSON, HONG Z. TAN und WILLIAM R. PROVANCHER: „Compliance display using a tilting-plate tactile feedback device“. *2014 IEEE Haptics Symposium (HAPTICS)*. Ieee, Feb. 2014: S. 13–18 (siehe S. 26).
- [Zad65] ZADEH, L. A.: „Fuzzy Sets“. *Information and Control* (1965), Bd. 8: S. 338–353 (siehe S. 92).
- [Zil95] ZILLES, C.B. und J.K. SALISBURY: „A Constraint-Based God Object Method for Haptic Display“. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*. 1995: S. 146–151 (siehe S. 19, 61).



---

## Abbildungsverzeichnis

---

1.1	Surgical Science LapSim Portable . . . . .	2
1.2	Moog Simodont® Dental Trainer . . . . .	2
1.3	Deformation der Fingerkuppe bei der Palpation . . . . .	3
2.1	Mechanorezeptoren in der behaarten und unbehaarten Haut . . . . .	7
2.2	Wahrnehmungsschwellen an unterschiedlichen Körperstellen . . . . .	8
2.3	Dichte der Nervenendigungen und rezeptive Felder . . . . .	9
2.4	Explorationsstrategien . . . . .	11
2.5	Modelle zur Beschreibung des viskoelastischen Verhaltens . . . . .	14
2.6	Mechanische Eigenschaften der Leber . . . . .	14
3.1	SensAble® PHANToM . . . . .	18
3.2	Force Dimension sigma.7 . . . . .	18
3.3	Haptisches Eingabegerät für Palpationstrainer . . . . .	18
3.4	Pneumatisches taktiles Display . . . . .	21
3.5	Taktiler Display auf einem haptischen Eingabegerät . . . . .	21
3.6	Taktiler Display mit Linearaktoren . . . . .	22
3.7	Taktiler Display aus dielektrischen Elastomeren . . . . .	22
3.8	Haptische Pin-Matrix mit 900 Aktoren . . . . .	24
3.9	Magnetorheologisches haptisches Display . . . . .	24
3.10	Haptisches Display aus kaffegefüllten Silikonblasen . . . . .	26
3.11	Haptisches Display mit einer beweglichen Platte unter dem Finger . . . . .	26
4.1	Das taktile Display . . . . .	31
4.2	Nahaufnahme der Pin-Matrix . . . . .	32
4.3	Überblick über den Berechnungsablauf eines Frames . . . . .	33
4.4	Matlab-GUI . . . . .	34
4.5	Berechnung der Pinhöhen . . . . .	34
4.6	Histogramme und Matrixplots für ausgewählte Funktionen . . . . .	36
4.7	Höhenkarten für die Benutzerstudie 1 . . . . .	37
4.8	Ergebnisse von Test 1 aus Benutzerstudie 1 . . . . .	38
4.9	Ergebnisse von Test 2 aus Benutzerstudie 1 . . . . .	38
4.10	Ergebnisse von Test 1 aus Benutzerstudie 2 . . . . .	39
4.11	Höhenkarten für Test 2 von Benutzerstudie 2 . . . . .	40
5.1	Konzept des haptischen Displays . . . . .	44

5.2	Haptisches Phantom . . . . .	45
5.3	Kartesischer Roboter für die Kraft-Weg-Messungen . . . . .	46
5.4	Stößel für die Kraft-Weg-Messungen . . . . .	46
5.5	Kraftprofile bei wachsender Tiefe, runder Stößel . . . . .	48
5.6	Kraftprofile im Vergleich . . . . .	48
5.7	Kraftbereich eines Pins . . . . .	50
5.8	Linearmagnete . . . . .	51
5.9	Kraftmessung Linearmagnet . . . . .	51
5.10	Kraftmessung eines Pins . . . . .	53
5.11	Finaler Funktionsprototyp mit Beschreibung der Mechanik . . . . .	54
5.12	CAD-Zeichnungen der Baugruppen . . . . .	54
5.13	CAD-Zeichnung des vollen Aufbaus . . . . .	55
5.14	Ergebnisse der Kraftmessungen am haptischen Display . . . . .	58
5.15	Das haptische Display . . . . .	58
6.1	Ablauf des haptischen Renderns . . . . .	60
6.2	Penetrationsproblem . . . . .	61
6.3	Finger-Proxy-Algorithmus . . . . .	62
6.4	Struktur von CHAI3D – Welt . . . . .	68
6.5	Struktur von CHAI3D – deformierbare Welt . . . . .	70
6.6	Aufbau einer Elementarzelle und des gesamten Weichgewebes . . . . .	73
6.7	Struktur von CHAI3D – Interaktion von MeshTool und haptischem Display . . . . .	75
6.8	Erzeugen des Dreiecksgitters des MeshTools . . . . .	77
6.9	Aktualisierung der Form des MeshTools . . . . .	78
6.10	Interaktion zwischen haptischem Display und CHAI3D . . . . .	81
6.11	Grafische Benutzerschnittstelle von CHAI3D . . . . .	82
6.12	Ergebnisse der Zeitmessung einzelner Methoden . . . . .	84
7.1	Kategorisierung der Federn . . . . .	88
7.2	Auswertung eines Datensatzes . . . . .	90
7.3	Ablauf der Bewertung eines Parametersatzes . . . . .	91
7.4	Vorgaben für die Score-Berechnung . . . . .	93
7.5	Ablauf des genetischen Algorithmus . . . . .	95
7.6	Am virtuellen Gewebe aufgezeichnetes Kraftprofil . . . . .	98
7.7	Auswirkung der Vorgaben auf die Fitness-Landschaft . . . . .	101
8.1	Feedbackmethoden für die Untersuchung des taktilen Feedbacks . . . . .	106
8.2	Typischer Abtastpfad bei der Evaluation . . . . .	112
8.3	Ergebnisse der Evaluation, absolute Häufigkeiten . . . . .	112
8.4	Ergebnisse der Evaluation, relative Häufigkeiten . . . . .	113
8.5	Ergebnisse der Evaluation, weitere Messgrößen . . . . .	113
8.6	Ergebnisse des User Experience Questionnaire . . . . .	115
A.1	Histogramme und Matrixplots für weitere Funktionen . . . . .	140
A.2	Kraftprofile bei wachsender Tiefe, flacher Stößel . . . . .	141
A.3	Kraftprofile bei wachsender Tiefe, schmaler Stößel . . . . .	141
A.4	Einfluss der Quantisierung der Oberfläche . . . . .	142

---

## Tabellenverzeichnis

---

2.1	Eigenschaften der Mechanorezeptoren . . . . .	10
3.1	Bewertung des Stands der Technik . . . . .	29
4.1	Vibrationsmuster für Teil 1 von Benutzerstudie 2 . . . . .	39
5.1	Anforderungen an das haptische Display . . . . .	49
6.1	Anforderungen an die virtuelle Umgebung . . . . .	65
6.2	Ergebnisse der Zeitmessung einzelner Methoden . . . . .	85
7.1	Anforderungen an die Parametersuche . . . . .	89
7.2	Beispielhafte Parametersätze . . . . .	98
8.1	Statistische Daten der Probanden der Hauptevaluation . . . . .	110
8.2	Szenarien für die Durchgänge der Evaluation . . . . .	110
8.3	Auswertung des Fragebogens . . . . .	116
A.1	Datenblätter der Servos . . . . .	139
A.2	Datenblatt Servo-Controller . . . . .	140
A.3	Vergleich der Konfigurationen des genetischen Algorithmus . . . . .	142
A.4	Unter- und Obergrenzen der Parameterwerte . . . . .	142



# ANHANG A

---

## Zusätzliche Informationen

---

### A.1 Datenblätter Servos

**Tabelle A.1:** Datenblätter der im taktilen Display verbauten Servos Graupner Digital-Servo DES478BBMG bzw. der im haptischen Display verbauten Servos Graupner Digital-Servo DES476BB.

Parameter	DES478BBMG	DES476BB
	(taktilen Display) [Gra16b]	(haptischen Display) [Gra16a]
Abmessungen ca.	23,5 mm × 11,5 mm × 27 mm	
Gewicht ca.	11 g	10 g
Getriebe	Metall	Kunststoff
Lagerung	Kugellager	
Betriebsspannung	4,8 V ... 6,0 V	
Haltemoment 4,8 V ca.	42 Ncm	37 Ncm
Haltemoment 6,0 V ca.	54 Ncm	42 Ncm
Stellmoment 4,8 V ca.	21 Ncm	18 Ncm
Stellmoment 6,0 V ca.	26 Ncm	21 Ncm
Stellzeit 4,8 V ca.	0,13 s/40°	0,11 s/40°
Stellzeit 6,0 V ca.	0,1 s/40°	0,09 s/40°
Drehbereich mit Trimmung ca.	2 × 45°	
Max. Ansteuerfrequenz	3,0 ms bzw. 333 Hz	
Neutralimpuls	1,5 ms	
Leerstromaufnahme ca.	7 mA	
Stromaufnahme max. bei 4,8 V ca.	420 mA	440 mA
Stromaufnahme max. bei 6,0 V ca.	530 mA	510 mA

## A.2 Datenblatt Servo-Controller

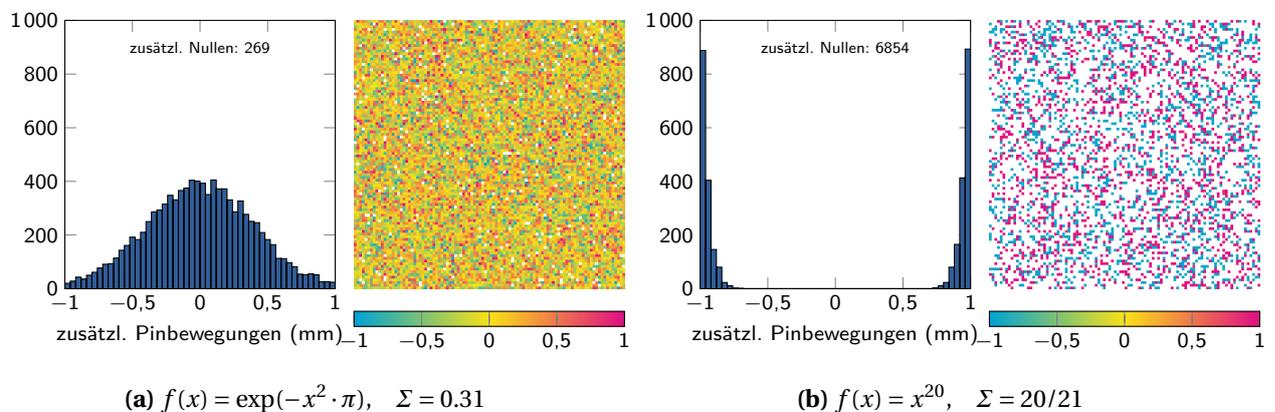
**Tabelle A.2:** Datenblatt des für das taktile und das haptische Display verwendeten Servo-Controllers Pololou Mini Maestro 12-Channel USB Servo Controller. Aus [Pol16].

Parameter	Wert
Größe	2,79 cm × 3,61 cm
Gewicht	7,3 g
Kanäle	12
Baud	300 bps ... 200 000 bps <sup>a</sup>
Betriebsspannung	5 V ... 16 V
Versorgungsstrom	40 mA <sup>b</sup>

<sup>a</sup> automatische Erkennung nur bis 115 200 bps

<sup>b</sup> ohne USB-Verbindung, mit allen LEDs; USB-Verbindung erhöht den Versorgungsstrom um ca. 10 mA

## A.3 Histogramme und Matrixplots



**Abbildung A.1:** Histogramme und Matrixplots zu den Funktionen in Tabelle 4.1. Darstellung analog zu Abbildung 4.6.

A.4 Kraft über Eindringtiefe

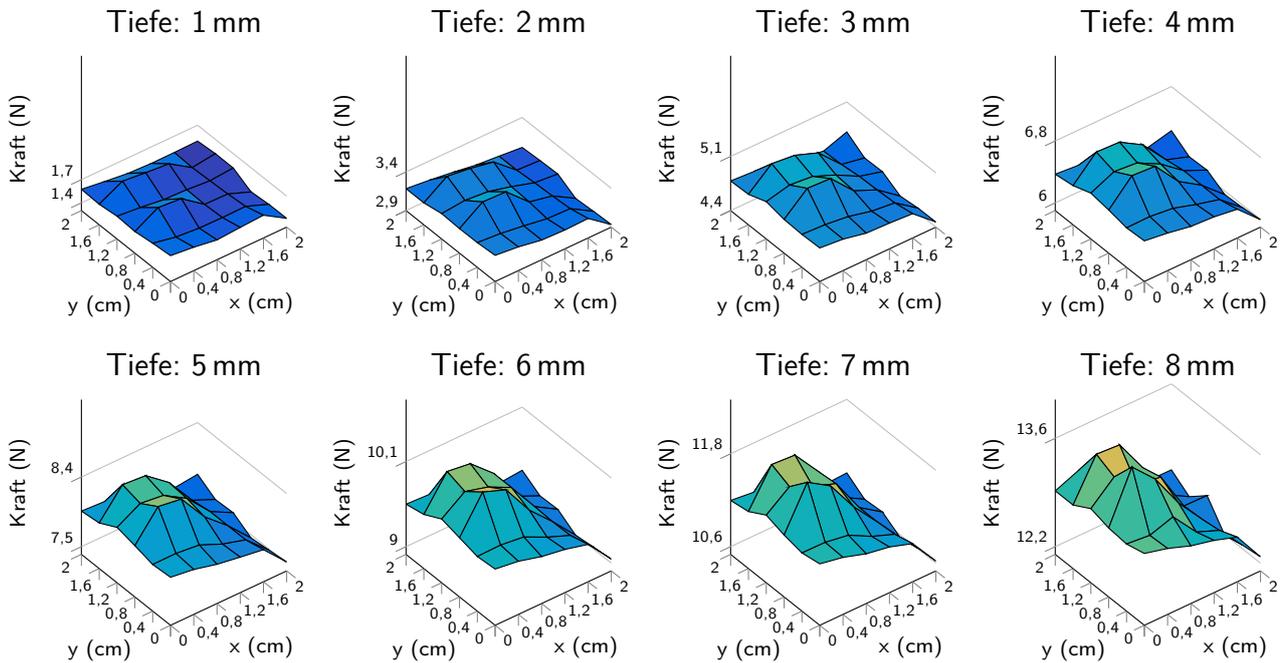


Abbildung A.2: Kraftprofile von Stößel 1 in Abhängigkeit der Eindringtiefe.

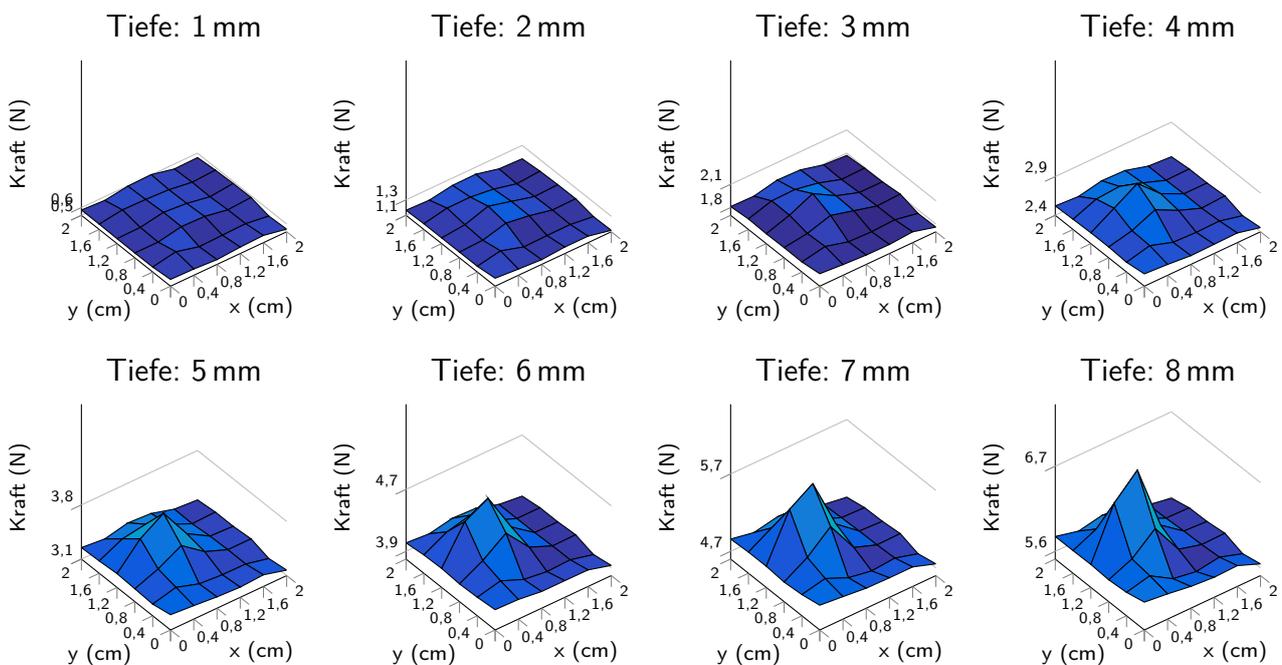


Abbildung A.3: Kraftprofile von Stößel 3 in Abhängigkeit der Eindringtiefe.

## A.5 Konfiguration des genetischen Algorithmus

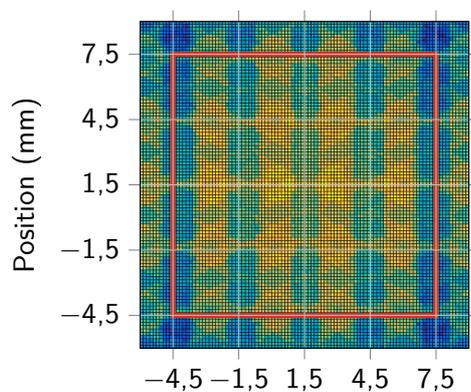
**Tabelle A.3:** Verwendete Konfiguration für den genetischen Algorithmus im Vergleich zur Standardkonfiguration der Matlab-Toolbox für reelle Werte bei acht Variablen.

	gewählte Einstellung	Matlab-Standardwert
Populationsgröße	200	200
Startpopulation	zufällig generiert	zufällig generiert
Unter-/Obergrenzen	parameterabhängig, siehe Tabelle A.4	(-10,10)
Skalierung	Sortierung	Sortierung
Selektion	STU <sup>a</sup> bzw. Tournament Selection	STU
Mutation	Gaussian Mutation	Gaussian Mutation
Rekombination	Intermediate Crossover	<i>n</i> -Point Crossover
Anteil Rekomb.	50 %..80 %	80 %
Anteil Elite	5 %	5 %
Abbruchbedingung	400 Generationen	800 Generationen

<sup>a</sup> Stochastic Uniform Sampling

**Tabelle A.4:** Unter- und Obergrenzen der Parameterwerte beim Generieren der Startpopulation.

	Gewebe		Haut		Support		Tumor	
	<i>D</i>	$\eta$	<i>D</i>	$\eta$	<i>D</i>	$\eta$	<i>D</i>	$\eta$
Untergrenze	-1,0	-1,5	1,0	-1,0	-0,5	-0,5	1,0	-1,5
Obergrenze	1,0	-0,5	2,5	0,0	0,5	0,5	2,0	-0,5



**Abbildung A.4:** Einfluss der Quantisierung der Oberfläche auf die gemessenen Kräfte. Der Messpunkt ist jeweils die Mitte des Avatars. An den Gitterpunkten sitzen Massepunkte des virtuellen Weichgewebes. Das rote Quadrat zeigt den Tumor an.

---

## Wissenschaftliche Veröffentlichungen

---

### Beträge in internationalen Fachzeitschriften

1. **HERGENHAN, JAN**, MARKUS MEHRWALD und HEINZ WÖRN: „Control software with supporting features to enhance the quality of tactile feedback“. *Mechatronics* (2015), Bd. 29: S. 119–128.

### Beiträge auf internationalen Konferenzen (peer-reviewed)

1. LEDERMANN, CHRISTOPH, **JAN HERGENHAN**, OLIVER WEEDE und HEINZ WOERN: „Combining shape sensor and haptic sensors for highly flexible single port system using Fiber Bragg sensor technology“. *Proceedings of 2012 IEEE/ASME 8th IEEE/ASME International Conference on Mechatronic and Embedded Systems and Applications*. Ieee, Juli 2012: S. 196–201.
2. **HERGENHAN, JAN**, MARKUS MEHRWALD und HEINZ WÖRN: „Design and Evaluation of Supporting Features for Tactile Feedback“. *Proceedings of International Conference on Mechatronics Technology*. 2013: S. 61–66.
3. **HERGENHAN, JAN**, MICHAEL UHL, HOSAM ALAGI, REBEKKA SCHIRREN, HEINZ WORN und SILVANO REISER: „Prototype of a haptic display for the evaluation of sensible haptic feedback in remote palpation“. *2014 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*. Juni 2014: S. 610–615.
4. **HERGENHAN, JAN**, JACQUELINE RUTSCHKE, MICHAEL UHL, STEFAN NAVARRO ESCAIDA, BJÖRN HEIN und HEINZ WÖRN: „A Haptic Display for Tactile and Kinesthetic Feedback in a CHAI 3D Palpation Training Scenario“. *2015 IEEE Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*. 2015: S. 291–296.
5. **HERGENHAN, JAN** und HEINZ WÖRN: „A Haptic Display for the Simulation of Soft Tissue Palpation in CHAI3D“. *Proceedings of 10th International Conference on Interfaces and Human Computer Interaction*. 2016: S. 29–36.

### Beiträge auf nationalen Konferenzen (peer-reviewed)

1. **HERGENHAN, J.**, R. SCHIRREN, H. ALAGI, H. FEUSSNER, H. WÖRN und S. REISER: „Vermessung eines haptischen Phantoms als Basis für die Entwicklung eines taktilen Sensors“. *CURAC Jahrestagung*. 2013: S. 17–20.
2. LEDERMANN, C., H. ALAGI, **J. HERGENHAN**, H. FEUSSNER und H. WÖRN: „Biomimetischer taktiler Sensor auf Fiber Bragg Sensor Basis zur Tumorerkennung – Erste Prototypen und Ergebnisse“. *CURAC Jahrestagung*. 2013: S. 13–16.

3. **HERGENHAN, J., C. KLOTZ, N. KOHN, S. KOLLER, H. FEUSSNER und H. WÖRN:** „Entwicklung eines Griffstücks zur Rückkopplung von Greifkräften für eine Schnittstelle zur Steuerung minimalinvasiver Operationen“. *CURAC Jahrestagung*. 2014: S. 96–99.

#### Beiträge auf internationalen Workshops

1. **HERGENHAN, JAN und HEINZ WÖRN:** „An Electrotactile Display with Spiked Electrodes for Robot-Assisted Minimally Invasive Surgery“. *ICRA Workshop*. 2012.