

# Design eines interaktiven taktilen Shape Displays mittels Schrittmotoren und dem Bowdenzug-Konzept

DIPLOMARBEIT

zur Erlangung des akademischen Grades

**Diplom-Ingenieur/in**

im Rahmen des Studiums

**Medizinische Informatik**

eingereicht von

**Johannes Weissenböck**

Matrikelnummer 0325215

an der  
Fakultät für Informatik der Technischen Universität Wien

Betreuung  
Betreuer: Priv.-Doz. Mag. Dr. Hannes Kaufmann  
Mitwirkung: Dipl.-Ing. (FH) Michael Mehling

Wien, 02.11.2011

\_\_\_\_\_  
(Unterschrift Verfasser/in)

\_\_\_\_\_  
(Unterschrift Betreuer/in)

## Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre hiermit eidesstattlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die angegebenen Quellen nicht benützt und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Johannes Weissenböck, Wien, 2.11.2011

## Zusammenfassung

Die vorliegende Diplomarbeit stellt das sogenannte reactive Shape Display vor, ein taktiler Display zum Darstellen bewegter und unbewegter zweieinhalb-dimensionaler Formen, mit dem der Benutzer interagieren kann. Die Benutzerinteraktion findet durch Drücken der Displaystifte statt. Hierzu wird ein Konzept vorgestellt und implementiert, das den Antrieb vom tactilen Element mechanisch entkoppelt, um eine flexible Bauweise in Bezug auf die Displayauflösung zu ermöglichen. Der Entwurf und die Implementierung zielen generell auf eine technisch einfache und wirtschaftlich kostengünstige Lösung ab. Es wird eine Einführung in die Begrifflichkeit der Haptik gegeben, die theoretischen Grundlagen des Tastsinns und die Ermittlung biophysikalischer Kennwerte werden in diesem Zusammenhang behandelt. Des Weiteren werden Verbesserungs- und Erweiterungsmöglichkeiten, die sich aus dem Implementierungsprozess ergaben, angeführt.

## Abstract

This thesis presents the so called reactive Shape display, a tactile display for displaying moving and static two and a half-dimensional shapes, which allows the user to interact. The user interaction takes place by pressing the display pins. For this purpose, a concept is introduced and implemented which decouples the drive mechanically from the tactile element to allow a flexible design in terms of display resolution. The design and implementation generally aims at a technical simple and economical cost-effective solution. It is given an introduction to the concepts of touch, providing the theoretical foundations of touch and the determination of biophysical parameters in this context. Furthermore, improvement and expansion opportunities that resulted from the implementation process are cited.

# Danksagung

Ich danke allen Personen der Interactive Media System Group (IMS) an der Technischen Universität Wien für ihre freundliche Unterstützung bei der Erstellung meiner Diplomarbeit.

Besonderer Dank gilt:

Mag. Dr. Hannes Kaufmann, für seinen Glauben in meine Fähigkeiten dieses Projekt zu bewältigen, für den freien Spielraum bei der Verwirklichung des reactive Shape Display nach meinen eigenen Vorstellungen und für die Bereitstellung der nötigen Ressourcen.

DI Michael Mehling, für den Vorschlag meine Diplomarbeit im Bereich der haptischen Displays zu schreiben, für sein fortwährendes Engagement, mir jederzeit mit Rat und Tat zur Verfügung zu stehen, für seine Korrekturen und Verbesserungsvorschläge und für seine Geduld mit mir.

Dem HappyLab-Team - Roland Stelzer und Karim Jafarmadar, für die Nutzung ihres hervorragend ausgestatteten Fab Labs, das bei der Herstellung wichtiger Bauteile essentiell und in all den Stunden ein sympathischer Raum zum Arbeiten war.

Der LadystyleWG, SchopenhauerWG, GeblergasseWG und all meinen anderen Freunden, die mein Studium zu einer wunderschönen Zeit machten

Vor allem meiner Familie, die mich in meinem Studium stets unterstützte, mir verhalf, mich in vielen Bereichen zu entfalten und mir beibrachte die Dinge aus unterschiedlichen Blickwinkeln zu sehen.



*„Die Wissenschaft ist der Verstand der Welt,  
die Kunst ist ihre Seele.“*

*Maxim Gorki*

# Inhaltsverzeichnis

<b>INHALTSVERZEICHNIS</b> .....	<b>VII</b>
<b>ABBILDUNGS- UND TABELLENVERZEICHNIS</b> .....	<b>IX</b>
<b>1 MOTIVATION &amp; PROBLEMSTELLUNG</b> .....	<b>11</b>
1.1 Aufbau dieser Arbeit .....	15
<b>2 EINFÜHRUNG</b> .....	<b>16</b>
2.1 Die Sinne des Menschen .....	16
2.1.1 Der Sehsinn .....	18
2.1.2 Der Hörsinn .....	20
2.1.3 Der Geruchssinn .....	22
2.1.4 Der Geschmackssinn .....	23
2.1.5 Der Tastsinn .....	25
2.2 Was versteht man unter dem Begriff Haptik? .....	27
2.2.1 Das haptische System des Menschen .....	27
2.2.2 Die haptische Wahrnehmung .....	28
2.2.3 Die Bedeutung der Haptik bei der Exploration von Objekten .....	30
2.3 Stand der Technik, Ausgewählte Beispiele .....	33
2.3.1 FEELEX – Verschmelzung von Haptik und Grafik .....	33
2.3.2 „A Tactile Shape Display Using RC Servomotors“ .....	35
2.3.3 LUMEN .....	36
2.3.4 “The MATRIX: A New Musical Instrument for Interactive Performance” .....	37
2.3.5 „Electromechanical Design of a Miniature Tactile Shape Display for Minimally Invasive Surgery“ .....	38
2.3.6 „Relief: A Scalable Actuated Shape Display“ .....	40
<b>3 NEUROBIOLOGISCHE GRUNDLAGEN &amp; BIOPHYSIKALISCHE KENNWERTE DES TASTSINNS</b> .....	<b>42</b>
3.1 Die verschiedenen Rezeptoren der Haut .....	42
3.1.1 Die Mechanorezeptoren der Haut .....	43
3.1.1.1 Meissner-Körperchen .....	44
3.1.1.2 Pacini-Körperchen .....	44
3.1.1.3 Merkel-Scheiben .....	44
3.1.1.4 Ruffini-Körperchen .....	45
3.1.2 Mechanorezeptoren in Muskeln, Gelenken und Sehnen .....	46
3.1.3 Thermorezeptoren der Haut .....	48
3.1.4 Schmerzrezeptoren der Haut .....	49
3.2 Die Reizweiterleitung des Tastsinns zum Gehirn .....	51
3.3 Design-Parameter haptischer Geräte .....	53
3.3.1 Haptische Wahrnehmungsschwellen .....	54
3.3.1.1 Kraft .....	56

---

3.3.1.2	Druck .....	56
3.3.1.3	Positionierungsgenauigkeit .....	57
3.3.1.4	Steifigkeit .....	57
3.3.1.5	Kraftkontrolle .....	58
3.3.1.6	Temperatur .....	59
3.3.2	Kennwerte haptischer Wahrnehmung .....	62
<b>4</b>	<b>KONZEPTION DES REACTIVE SHAPE DISPLAYS .....</b>	<b>66</b>
<b>4.1</b>	<b>Designkriterien .....</b>	<b>66</b>
4.1.1	Mechanische Designkriterien .....	68
4.1.1.1	Mechanische Funktionsweise der Reaktivität. ....	68
4.1.2	Elektronische Designkriterien .....	70
4.1.2.1	Ansteuerung des Treiber-Chips TB6608FNG .....	74
4.1.3	Softwaretechnische Designkriterien .....	77
<b>4.2</b>	<b>Verwendete Komponenten &amp; Materialien .....</b>	<b>79</b>
<b>5</b>	<b>IMPLEMENTIERUNG DES REACTIVE SHAPE DISPLAYS .....</b>	<b>80</b>
<b>5.1</b>	<b>Fertigung spezieller Komponenten .....</b>	<b>81</b>
<b>5.2</b>	<b>Fertigung der PCBs .....</b>	<b>84</b>
<b>5.3</b>	<b>Implementierung des Programmcodes .....</b>	<b>87</b>
5.3.1	Programmstruktur des rSD .....	87
<b>6</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG &amp; AUSBLICK .....</b>	<b>89</b>
<b>7</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS .....</b>	<b>92</b>

# Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

ABB. 1.1 GESAMTANSICHT DES REACTIVE SHAPE DISPLAY. ....	14
ABB. 2.1 DER AUFBAU DES MENSCHLICHEN AUGES [SCH 2005]. ....	18
ABB. 2.2 VORVERARBEITUNG IN DER [ZAG 2007]. ....	18
ABB. 2.3 DIE MÜLLER-LYER-TÄUSCHUNG [HÜL 2005]. ....	19
ABB. 2.4 DER AUFBAU DES MENSCHLICHEN OHRS [PRO 2011]. ....	20
ABB. 2.5 DIE HÖRBAHNEN IM GEHIRN [FRI 2003]. ....	21
ABB. 2.6 „ DIE ENTSCHLÜSSELUNG DES RIECHENS“ [FRI 2003]. ....	22
ABB. 2.7 DER AUFBAU EINER GESCHMACKSKNOSPE [FRI 2003]. ....	23
ABB. 2.8 GESCHMACKSBAHNEN IM GEHIRN [FRI 2003]. ....	24
ABB. 2.9 DAS HAPTİK-SYSTEM DES MENSCHEN [SAD 2011]. ....	27
ABB. 2.10 DIE FÜNF SINNE DES MENSCHEN [KER 2009]. ....	28
ABB. 2.11 KONTEXT DER HAPTISCHEN WAHRNEHMUNG [SAD 2011]. ....	31
ABB. 2.12 DAS PROJEKT FEELEX 1 [IWA 2001]. ....	33
ABB. 2.13 SCHEMATISCHER AUFBAU EINER LINEAR-AKTOR- EINHEIT [IWA 2001]. ....	34
ABB. 2.14 DAS TAKTILE SHAPE DISPLAY [WAG 2002]. ....	35
ABB. 2.15 DIE SERVO-KONFIGURATION [WAG 2002]. ....	35
ABB. 2.16 PROJEKT LUMEN [POU 2011]. ....	36
ABB. 2.17 AUS ARMATUR FLIEßENDES WASSER [POU 2007]. ....	36
ABB. 2.18 THE MATRIX [OVE 2011]. ....	37
ABB. 2.19 SCHEMATISCHER AUFBAU EINES „MATRIX-STABES“ [OVE 2001]. ....	37
ABB. 2.20 DAS SHAPE DISPLAY FÜR MINIMAL-INVASIVE CHIRURGIE [OTT 2008]. ...	38
ABB. 2.21 SCHEMATISCHER AUFBAU VON TAKTEL, GETRIEBE UND MOTOR [OTT 2008]. ....	38
ABB. 2.22 DAS RELIEF-SYSTEM OHNE LYCRA [LEI 2010]. ....	40
ABB. 2.23 DAS RELIEF-SYSTEM MIT ÜBERGESpanNTER LYCRA UND PROJIZIERTER LANDSCHAFT [LEI 2010]. ....	40
ABB. 3.1 DIE MECHANOSENSOREN DER HAUT [SCH 2005]. ....	43
ABB. 3.2 REIZ-ANTWORT-VERHALTEN DER MECHANOSENSOREN IN DER HAUT VON PRIMATEN [SCH 2005]. ....	45
ABB. 3.3 ZUSAMMENHANG ZWISCHEN INNERVATIONS DICHT E UND RÄUMLICHER AUFLÖSUNG. ....	46
ABB. 3.4 DYNAMISCHE ENTLADUNGSFREQUENZ VON WARMSENSOREN [SCH 2005]. .....	48
ABB. 3.5 STATISCHE ENTLADUNGSFREQUENZ VON WARM- BZW. KALTSENSOREN [SCH 2005]. ....	48
ABB. 3.6 GRAUE UND WEIßE SUBSTANZ IM RÜCKENMARK [BIOK 2007]. ....	49
ABB. 3.7 SCHMERZBAHNEN UND IHRE SPINALE VERSCHALTUNGEN IM HINTERHORN. ....	50
ABB. 3.8 RÜCKENWIRBEL MIT RÜCKENMARK. ....	51
ABB. 3.9 „VERSCHALTUNG DER SOMATOVISZERAL EN AFFERENZ EN IM RÜCKENMARK“ [SCH 2005]. ....	52
ABB. 3.10 DER BIDIREKTIONALE INFORMATION SFLUSS VON HAPTİK [SAD 2011]. ..	53
ABB. 3.11 „ERMITTLUNG DES DL ALS RESULTAT EINER JND $\Delta\Phi$ ZWISCHEN DEN STIMULI $\Phi_0$ UND $\Phi_1$ AUS M PROBANDENVERSUCHEN“ [KER 2009]. ....	55

ABB. 3.12 „FREQUENZABHÄNGIGE WAHRNEHMUNG VON SCHWINGUNGEN FÜR ZWEI UNTERSCHIEDLICHE KONTAKTFLÄCHEN $A_1$ UND $A_2$ .“ [KER 2009].	56
ABB. 3.13 „AVERAGE FORCE CONTROL RESOLUTION“ [TAN 1994].	59
ABB. 3.14 „AVERAGE MAXIMUM CONTROLLABLE FORCE WITH S.D. (STANDARD DEVIATION)“ [TAN 1994].	59
TABELLE 3.15 EIGENSCHAFTEN EINES THERMISCHEN DISPLAY[SAD 2011].	61
TABELLE 3.16 AUSGABEFÄHIGKEIT DER MENSCHLICHEN HAND [KER 2009].	62
TABELLE 3.17 ERGÄNZUNGEN ZU „AUSGABEFÄHIGKEIT DER MENSCHLICHEN HAND“ [KER 2009].	63
TABELLE 3.18 WERTE DER ZWEIPUNKTSCHWELLE AN UNTERSCHIEDLICHEN KÖRPERSTELLEN [SCHL 2010].	63
TABELLE 3.19 WAHRNEHMUNGSFÄHIGKEIT DER MENSCHLICHEN HAND [KER 2009].	64
TABELLE 3.20 „ERGÄNZUNGEN ZU WAHRNEHMUNGSFÄHIGKEIT DER MENSCHLICHEN HAND“ [KER 2009].	65
ABB. 4.1 REACTIVE SHAPE DISPLAY. GESAMTANSICHT DES CAD-ENTWURFS. (A) STIFTE (B) ARDUINO-MIKROCONTROLLER MIT SHIELD (C) MOTOREN MIT RITZELN UND ZAHNSTANGEN (D) GEHÄUSE MIT FRÄSUNGEN BZW. BOHRUNGEN.	67
ABB. 4.2 SCHEMATISCHER AUFBAU EINES GEHÄUSESLOTS.	69
ABB. 4.3 SCHALTPLAN DER SCHRITTMOTOR-TREIBER-PLATINE.	72
ABB. 4.4 SCHALTPLAN DES ARDUINO SHIELDS.	73
ABB. 4.5 MOTOR-TREIBER-MIKROCONTROLLER-KONFIGURATION [TOS 2007].	74
TABELLE 4.6 EINGANGSSIGNALE UND OPERATIONSMODI [TOS 2007].	74
ABB. 4.7 „2-PHASE EXITATION (M1: L, M2: L, CW MODE)“ [TOS 2007]	75
ABB. 4.8 HALLSENSOR H501 (LINKS ), PHOTOINTERRUPTER GP1S097HCZ0F (RECHTS).	75
ABB. 4.9 SCHEMATISCHER AUFBAU DER ELEKTRONISCHEN KOMPONENTEN.	77
TABELLE 4.10 WICHTIGE KOMPONENTEN DES RSD.	79
ABB. 5.1 SEITENANSICHT DES RSD MIT ABMESSUNGEN UND BESCHRIFTUNG DER WICHTIGSTEN KOMPONENTEN.	80
ABB. 5.2 GEHÄUSESLOT AUS PLEXIGLAS (VORLÄUFER-VERSION).	81
ABB. 5.3 DISPLAYFLÄCHE MIT AUSGEFAHRENEN TACTELN.	82
ABB. 5.4 DISTANZBLOCK BZW. ZUSÄTZLICHE FÜHRUNG DER ZAHNSTANGE.	82
ABB. 5.5 LAYOUT DER SCHRITTMOTOR-TREIBER-PLATINE. ROT: TOP-LAYER; BLAU: BOTTOM-LAYER.	84
ABB. 5.6 LAYOUT DES SHIELDS. ROT: TOP-LAYER; BLAU: BOTTOM-LAYER.	84
ABB. 5.7 SCHRITTMOTOR-TREIBER-PLATINE (LINKS TOP-LAYER; RECHTS BOTTOM-LAYER). ABMESSUNGEN: 81 X 58 X 1,5 MM. (VORLÄUFER-VERSION).	86
ABB. 5.8 SHIELD-PLATINE (LINKS TOP-LAYER; RECHTS BOTTOM-LAYER). DIE 12VOLT-DC-ZULEITUNGEN (ZU DEN TREIBER-PLATINEN) WURDEN AUF DER UNTERSEITE MIT DRAHTBRÜCKEN (BLAU) VERSTÄRKT, UM DEN AUFTRETENDEN STRÖMEN VON CA. 1,25 AMPERE PRO TREIBER-PLATINE STANDZUHALTEN. ABMESSUNGEN:92 X 67 X 1,5 MM. A: I <sup>2</sup> C-VERBINDUNG, PIN SCL, PIN SDA. B: STROMVERSORGUNG FÜR MIKROCONTROLLER, WENN NICHT ÜBER USB-VERBINDUNG ANGESCHLOSSEN.	86
ABB. 5.9 ÜBERBLICK ÜBER DIE PROGRAMMSTRUKTUR DES RSD (MASTER-SICHTWEISE).	88
TABELLE 6.1 PERFORMANCE-DATEN DES RSD.	90

# 1 Motivation & Problemstellung

Morton Heilig, (\*1926; †1997) der „Vater der Virtual Reality“ [HEI 2011] beschreibt in einem Aufsatz „El cine de futuro: The Cinema of the Future“ aus dem Jahre 1955 wie Kino in Zukunft aussehen könnte:

*„Open your eyes, listen, smell and feel – sense the world in all its magnificent colors, depth, sound, odors and textures – this is the cinema of the future!”* [BIO 1995, 11].

Sieben Jahre später, 1962, war es dann soweit, Heilig stellte seine synthetische, immersive Maschine „Sensorama“ vor. Eine Kinokabine, die dem Besucher eine virtuelle Motorradfahrt durch New York zeigte. Dabei konnte dieser gleichzeitig allerlei Sinneseindrücke wie die von Kopfdrehen, Vibrationen, Wind und Geruch wahrnehmen [MED 2011].

Seither vergingen beinahe fünf Jahrzehnte in der sich die „Mensch-Computer-Interaktion“ von Virtual Reality (VR) über Augmented Reality (AR) hin zu Tangible User Interfaces<sup>1</sup> (UI) entwickelt hat. Als nächsten logischen Schritt erachten Poupyrev et al. (2007) die Weiterentwicklung dieser physisch anfassbaren Objekte zu sich selbst rekonfigurierbaren Elementen in Hinblick auf ihre physische Erscheinung, den Zustand der Schnittstelle, den Benutzer oder die Umgebung. Mit dieser Forderung würde die leichte Manipulierbarkeit bzw. Formbarkeit nicht mehr nur der digitalen Welt vorbehalten sein, sondern auch in die reale Welt Einzug halten, um physische Objekte in ihrer Gestalt, Bewegung, Textur etc. zu verändern.

Durch die kontinuierliche Verbesserungen bzw. Entwicklung neuer Aktor-Technologien, Mikroprozessoren, intelligenter Werkstoffe (smart materials) u. a. wird es immer einfacher, rekonfigurierbare Tangible User Interfaces herzustellen

---

<sup>1</sup> Ein Tangible User Interface ist eine fühlbare Benutzerschnittstelle zwischen Mensch und Computer, die Interaktionen mit der Maschine durch physische Objekte erlaubt [ULL 2000].

und diese zu erforschen. Eine Ausformung eines Tangible UIs (TUI) stellt ein so genanntes Shape Display (SD) dar.

Der Informationsweg zwischen digitaler und taktiler Einheit geschieht üblicherweise in eine Richtung, wobei wir die digitale Welt durch physische Eingaben verändern können, die digitale Welt jedoch nicht die physische Welt verändern kann. Dieser Umstand kann jedoch mittels eines Shape Displays (SD), welches eine interaktive Einheit ist, die physisch zweieinhalbdimensionale Formen erzeugen kann, geändert werden.

Als mögliche Anwendung kann sich Poupyrev et al (2007) die Nutzung eines zusätzlichen sog. Informations-Kommunikations-Layers (information communication layer) vorstellen, der die Form (shape) mit einbezieht. So könnte ein zwei-dimensionales Bild mit sich physikalisch veränderbaren Formen überlagert werden, um den Informationsgehalt zu steigern. Damit bräuchte beispielsweise nur eine einzige Grafik verwendet werden, um die verschiedenen Betriebsmodi-Symbole für „play“, „stop“, „pause“ usw. eines Mediaplayers anzuzeigen. Diese Grafik könnte noch mit einer Animation verstärkt werden. Weiters könnten SDs gleichzeitig im selben Anzeigeraum Informationen für sehende (Alphabet) bzw. blinde Menschen (Brailleschrift) bereitstellen [POU 2007].

Durch die Ausführungen von Hiroo Iwata et al. [IWA 2001], C. Wagner et al. [WAG 2002], Dan Overholt [OVE 2001], Poupyrev et al [POU 2004] wurde das Interesse des Autors, solch ein Shape Display selbst zu konstruieren, geweckt.

In einem Praktikum (Informatik Praktikum I) wurde vom Autor ein Shape Display Prototyp konzipiert. Dabei kam ein Schrittmotor als Antrieb, ein Lichtwellenleiter (LWL) zur Interaktion und Kraftübertragung und ein Photointerrupter<sup>2</sup> zur Erkennung der User-Interaktion zum Einsatz. Die Ansteuerung erfolgte über einen, mit dem PC verbundenen, Mikrocontroller.

Aufbauend auf den Erkenntnissen, die aus dem Praktikum gewonnen werden konnten, soll in dieser Arbeit ein Konzept und das Design eines 5 x 4 großen SD vorgestellt werden, das die Vorteile bisheriger Entwürfe, wie kleine Bauform, hohe räumliche Auflösung, hohe Positionierungsauflösung, weite und schnelle

---

<sup>2</sup> Eine Mikrolichtschranke, die als Ersatz von elektromechanischen Schaltern dienen kann. Quelle: <http://www.enzyklo.de/Begriff/Photointerrupter>; [Datum des Zugriffs: 04.10.2011].

Verfahrwege, hohes Haltemoment, geringe Leistungsaufnahme u.a., unter Bedacht einer technisch simplen und wirtschaftlichen Lösung vereinigt und realisiert. Die verwendeten Materialien und Komponenten sollten dabei möglichst kostengünstig und handelsüblich sein. Weiters sollten „Gehäuse“, Halterungen und PCBs (Printed Circuit Boards) möglichst einfach hergestellt werden können.

Um die einzelnen taktilen Einheiten des SD mit der „Fähigkeit der Reaktivität“<sup>3</sup> auszustatten soll das Prinzip des Bowdenzugs<sup>4</sup> verwendet werden.

Wird ein Stift berührt bzw. Druck ausgeübt wird der Lichtwellenleiter weiter gebogen. Diese Flexion wird dann von der Lichtschranke erfasst. Durch dieses Prinzip ist es auch möglich, den Antrieb (Motor) von der taktilen Einheit (Stift) zu entkoppeln und aus der daraus resultierenden „freien Positionierbarkeit“ eine Miniaturisierung der gesamten Einheit zu erreichen. Weiters wäre es durch die Verwendung des Lichtwellenleiters möglich, gepaart mit einer an einem Ende sitzender LED und dem am oberen Stifende austretendem Licht, eine zusätzliche visuelle Information bzgl. Stiftausfahrhöhe bereitzustellen.

Die Schnittstelle zwischen SD und Computer soll mittels einer Mikrocontroller-Konfiguration geschlossen werden.

Der Name des hier vorgestellten SD-Designs, *reactive Shape Display* (rSD), wurzelt in der oben beschriebenen Fähigkeit, auf Anwendereingaben zu reagieren. Das reactive Shape Display ist nach [Kern 2009, 26] eine haptische Schnittstelle und soll in erster Linie der Grundlagenforschung dienen.

Der genaue Entwurf und die Implementierung des rSD sind in den Abschnitten 4 Konzeption des *Reactive Shape Displays* und 5 Implementierung des *Reactive Shape Displays* erklärt.

---

<sup>3</sup> Fähigkeit zu Reaktionen lt. Roche Lexikon Medizin, 5. Auflage (Online-Version) Stichwort „Reaktivität“; Quelle: <http://www.tk.de/rochelexikon/>; [Datum des Zugriffs: 03.10.2011].

<sup>4</sup> Der Bowdenzug (nach DIN 71986 „Seilzug“) ist benannt nach seinem Erfinder, dem Briten Ernest Monnington Bowden (1860–1904); Quelle: <http://de.wikipedia.org/wiki/Bowdenzug>; [Datum des Zugriffs: 03.10.2011].



Abb. 1.1 Gesamtansicht des reactive Shape Display.

## 1.1 Aufbau dieser Arbeit

In Kapitel 1 wird kurz auf die Beweggründe, diese Arbeit zu schreiben, eingegangen. Nach einer Erläuterung der menschlichen Sinne und einer Einführung in die Welt der haptischen Displays in Kapitel 2, wird im Detail auf den Tastsinn des Menschen und die biophysikalischen Kennwerte der Haptik in Kapitel 3 eingegangen. Kapitel 4 beschäftigt sich mit dem Entwurfsprozess und gliedert diesen dabei in verschiedene Designkriterien. Auf die Implementierung des reactive Shape Displays und speziell auf die Herstellung einzelner Komponenten und deren Schwierigkeit wird in Kapitel 5 näher eingegangen. Abschließend fasst Kapitel 6 die Ergebnisse dieser Arbeit zusammen und gibt einen Ausblick über mögliche Verbesserungen bzw. Erweiterungen.

Zu erwähnen ist, dass das in dieser Arbeit vorgestellte taktile Display, sowohl im Entwurfs-, als auch während des Implementierungsprozesses, ein mehrmaliges Re-Design erfahren hat, wodurch eine genaue Auseinandersetzung mit den verschiedenen Disziplinen wie Mechanik, Elektrotechnik und Informatik nötig war. Für die dadurch gewonnenen Erfahrungen und die Geduld all jener, die an diesen Prozessen beteiligt waren, sei an dieser Stelle gedankt.

## 2 Einführung

Es ist unumstößlich, dass wir auf unsere fünf Sinne angewiesen sind, um unsere Umgebung wahrzunehmen, mit ihr zu interagieren oder auf sie zu reagieren. Bezeichnend ist der Umstand, dass das einzige Tor zur Außenwelt durch kleinste Sensoren in Augen, Haut, Gehör u. a. aufgestoßen wird. Mit VR und AR wäre es möglich, die physischen Barrieren unserer Wahrnehmung zu erweitern und zu überwinden, dem sechsten Sinn einen Schritt näher zu kommen – So der Traum einiger Forscher [KAJ 2004].

In diesem Kapitel werden die Sinne des Menschen vorgestellt, um einen theoretischen Hintergrund zur Verfügung zu stellen und um auf die komplexe Reizerfassung, Reizweiterleitung und Reizverarbeitung im Gehirn hinzuweisen. Weiters werden der Begriff „Haptik“ und seine Bedeutung in der Technik näher erklärt und technische Beispiele für taktile oder haptische Interfaces (vgl. Fußnote <sup>1</sup>, als sinngemäße Erklärung) vorgestellt, die eine solche Ausformung der VR bzw. AR sind.

### 2.1 Die Sinne des Menschen

Schon vor über 2.300 Jahren definierte Aristoteles (\*384 v. Chr. in Stageira; †322 v. Chr. in Chalkis) in seiner Abhandlung über die Bedeutung der Seele „*De Anima*“ (lateinisch; deutsch: „Über die Seele“) die fünf Sinne des Menschen [ARI 350a]. Die Aufzählungen sind nach ihrer Bedeutung gereiht, wobei der erste Sinn, der wichtigste ist [ARI 350b]:

- sight, Gesichtssinn
- hearing, Hörsinn
- smell, Geruchssinn
- taste, Geschmackssinn
- touch, Tastsinn

Aus der Aufzählung ist ersichtlich, dass dem Tastsinn die wenigste Bedeutung zugeordnet wird. Es sei jedoch darauf hingewiesen, dass Aristoteles den Tastsinn

gleichzeitig als den am besten entwickelten Sinn des Menschen sieht [KER 2009, 7-8].

Es dauerte circa 2.000 Jahre bis die menschliche Wahrnehmung genauer erforscht werden konnte.

So unternahm der Physiologe Ernst Heinrich Weber (\*1795; †1878) als Erster systematische Untersuchungen im Bereich des Tastsinns. Weber bemerkte, dass ein Organ ab einem bestimmten Intensitätsbetrag (Druck) eine Veränderung wahrnimmt und beschrieb das Gesetz der „differentiellen Wahrnehmbarkeitsschwelle“ (engl.: „law of the just-noticeable differences“) [GRÜ 2008, 9-10]. Eine genaue Erläuterung dazu ist in Abschnitt 3.2.1 gegeben.

Ein weiterer Vertreter, der die Auffassung der menschlichen Wahrnehmung revolutionierte, war der deutsche Mathematiker und Astronom Johannes Kepler (\*27. 1571; † 1630). Kepler korrigierte in seiner 1604 erschienen Arbeit *„Ad Vitellionem paralipomena quibus astronomiae pars optica“* frühere Ansätze und bezog sich dabei auf Witelo und Ibn al-Haitham. In dieser Arbeit formulierte er u.a. jene Theorien, die besagen, dass *„nicht vom Auge gehe ein Kegel aus, dessen Basis den Betrachtungsgegenstand umfasst, sondern von jedem Punkt des Objektes gehen Strahlen in alle Richtungen - Einige davon erreichen durch die Pupille das Augeninnere.“* [KEP 2011] und *„dass der Sehvorgang dann stattfindet, wenn das Bild der ... äußeren Welt ... auf die konkave Netzhaut ... projiziert wird.“* Seine Theorien wurden erst 1625 von Christopher Scheiner und ca. 1630 von Descartes bewiesen [HEC 2002, 331f.].

Im Folgenden werden die menschlichen Sinne (nach der Einteilung Aristoteles') kurz erläutert.

### 2.1.1 Der Sehsinn

Er basiert auf dem Grad der Absorption von Lichtenergie im Auge, die dann in neuronale Informationen umgewandelt wird.

Das Sehspektrum des menschlichen Auges bewegt sich im Wellenlängenbereich von 380 bis 780 nm des Lichts.

Der Sehprozess selbst wird durch folgende Strukturen

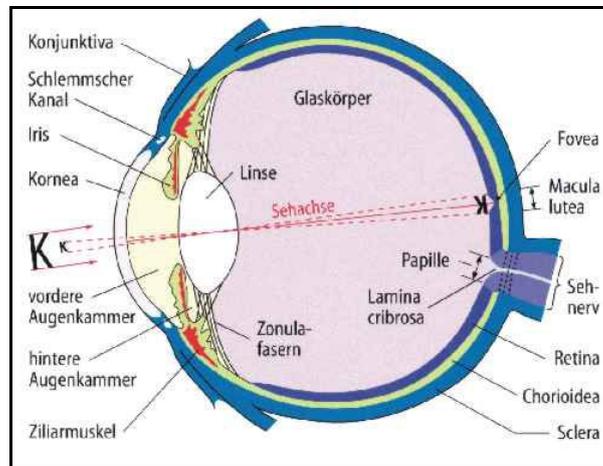


Abb. 2.1 Der Aufbau des menschlichen Auges [SCH 2005].

(siehe Abb. 2.1) des Auges ermöglicht. Durch die **Hornhaut** (Cornea), eine extrem berührungsempfindliche äußere Abgrenzung, die hauptsächlich als Schutz dient und bei Berührung den Lidschlag auslöst; die **Regenbogenhaut** (Iris) die jedem Menschen eine Augenfarbe (durch eingelagerte Pigmente) und, aufgrund ihrer Einzigartigkeit, einen biometrischen Fingerabdruck, verleiht; sie begrenzt die **Pupille**,

die durch Verengung oder Erweiterung dieser den Lichteinfall reguliert und so in Analogie zur Blende eines Fotoapparates funktioniert; die nächste Struktur, auf die das Licht trifft, ist die **Linse**. Ein kristallklarer, gallertartiger Körper von elastischer

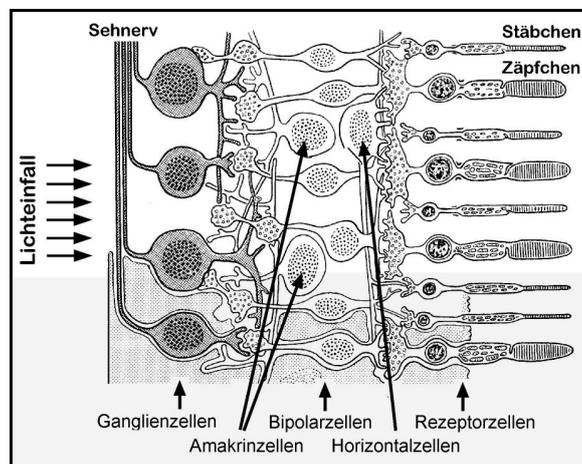


Abb. 2.2 Vorverarbeitung in der [ZAG 2007].

Körper von elastischer Struktur, der durch den Ziliarmuskel (lat. *Musculus ciliaris*) gesteuert wird und so den Krümmungsgrad bzw. die Brechkraft der Linse verändert, um Nah- und Fernsicht (Akkommodation) zu ermöglichen. An die Linse schließt der **Glaskörper** an, der die Distanz zwischen Linse und Netzhaut überbrückt.

In der **Netzhaut** (Retina) findet der eigentliche Sehvorgang statt. Sie besteht, wie in Abb. 2.2 dargestellt ist, im Wesentlichen aus den sog. Stäbchen (verantwortlich für das Hell-Dunkel-Sehen) und Zäpfchen (verantwortlich für das Farbsehen), nachfolgenden Zwischenzellen (Horizontal- Bipolar- und Amakrinzellen) und den Ganglienzellen, die die bioelektrische Information empfangen und über den

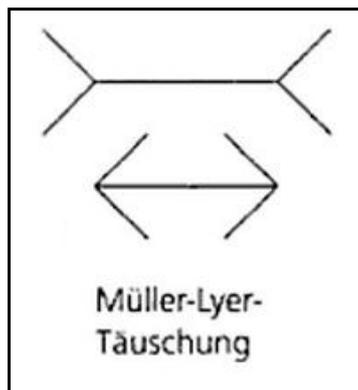


Abb. 2.3 Die Müller-Lyer-Täuschung [HÜL 2005].

Sehnerv ans Gehirn weiterleiten.

Es sei darauf hingewiesen, dass Wahrnehmung (Perzeption) mehr als nur der einfache Sinneseindruck (Sensation) ist. Vielmehr ist die Wahrnehmung eine Verknüpfung und Interpretation der Sinneseindrücke, die nach bestimmten Mustern und Strukturereignissen eingeteilt, geordnet und schlussendlich interpretiert werden. Wir nehmen die Welt durch unser visuelles System also nicht objektiv wahr, sondern nur soweit, wie es unsere

Strukturereignisse zulassen. Durch optische Täuschungen können diese Strukturereignisse, wie z. B. die „Müller-Lyer-Täuschung“ (Abb. 2.3) zeigt, dargestellt werden.

Die „Müller-Lyer’sche Täuschung“ lässt zwei gleich lange Linien aufgrund ihrer Umgrenzungen unterschiedlich lang erscheinen [HÜL 2005, 162-179].

## 2.1.2 Der Hörsinn

Das Ohr dient der Wahrnehmung von Schallwellen bzw. Luftdruckschwankungen. Ein Geräusch (eine Überlagerung von unendlich vielen Tönen) hat eine bestimmte Intensität, die als Lautstärke wahrgenommen wird.

Sie wird üblicherweise in der Einheit Dezibel gemessen und ist ein logarithmisches Maß. Diese Maßeinheit ergibt sich aus der

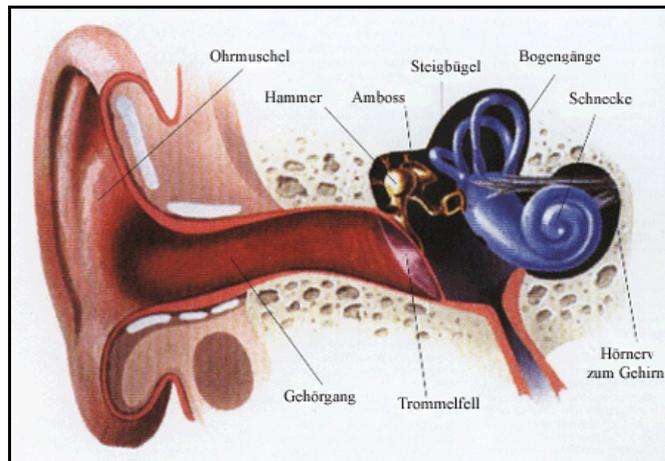


Abb. 2.4 Der Aufbau des menschlichen Ohrs [PRO 2011].

Tatsache, dass unser Gehör ein

logarithmisches Ansprechverhalten hat, wodurch wir in der Lage sind extrem leise (z. B. ruhiges Atmen) und extrem laute (z. B. der Start eines Flugzeugs) Schallereignisse wahrzunehmen. Abgesehen von der Lautstärke muss auch noch die Frequenz eines Tons (eine Sinusschwingung mit einer Frequenz) unterschieden werden. Sie wird üblicherweise mit der Einheit Hertz angegeben. Das menschliche Gehör ist in der Lage sehr tiefe Frequenzen von 20 Hz bis zu extrem hohen Frequenzen von 20.000 Hz wahrzunehmen. Durch den evolutionären Entwicklungsprozess wurde unser Gehör besonders auf die menschliche Sprache sensibel, die in einem Frequenzbereich von 100 bis 7.000 Hz liegt [HÜL 2005, 126].

Die Hörverarbeitung, d.h. die Schallaufnahme und deren Weiterleitung beginnt am **Außenohr**, welches aus einer trichterförmigen Ohrmuschel und dem äußeren Gehörgang besteht. In diesem werden die Schallwellen aufgrund von Reflexionen verstärkt und treffen auf das abschließende Trommelfell, das das Außen- vom Mittelohr trennt. Im **Mittelohr** werden die Schallwellen über drei miteinander verbundene Gehörknöchelchen verstärkt (Hammer, Amboss und Steigbügel) weitergeleitet (siehe Abb. 2.4), wobei die Übertragung vom „großen“ Trommelfell zum „kleinen“ sog. ovalen Fenster verläuft. Bei der

Weiterleitung vom Mittel- zum Innenohr wird vom Medium Luft auf das Medium Flüssigkeit (die sog. „Endolymphe“) gewechselt. Das **Innenohr**, besteht aus zwei Systemen, dem Gleichgewichtsorgan und dem eigentlichen Gehörorgan, der Schnecke (Cochlea). In ihr befinden sich schlussendlich 20.000 Sinneszellen, die auf einer Basilmembran ruhen. Sinneshärchen, die in die Membranen der Sinneszellen hineinragen, verursachen bei Erregung (durch ein Schallereignis) eine Änderung der Membraneigenschaften. Diese löst geringe Ionenströme aus und wandelt so ein mechanisches Ereignis in bioelektrischen Strom um. Dieser Strom schwingt mit der gleichen Frequenz wie das Schallereignis selbst. Er wird letztlich, durch Synapsen stark verstärkt, über den Hörnerv zum Gehirn weitergeleitet [HÜL 2005, 127-129].

Bevor die Hörinformation den Thalamus (Corpus geniculatum) und später die Hörrinde (auditorischer Cortex) im Temporallappen erreicht, wird sie schon zuvor im Stammhirn (genauer im Nucleus cochlearis) vorverarbeitet (Verbesserung der Frequenztrennung). Im oberen Olivenkomplex werden Laufzeitunterschiede gemessen, die die Ortung von Schallquellen ermöglicht und im Mittelhirn (genauer im Colliculus inferior) wird das Richtungshören verbessert. Schlussendlich kodieren eine Vielzahl von Neuronen im auditorischen Cortex die Informationen über das Schallereignis, was eine Analyse des Klangs (Überlagerung mehrerer Töne) ermöglicht (siehe Abb. 2.5) [FRI 2003, Hören].

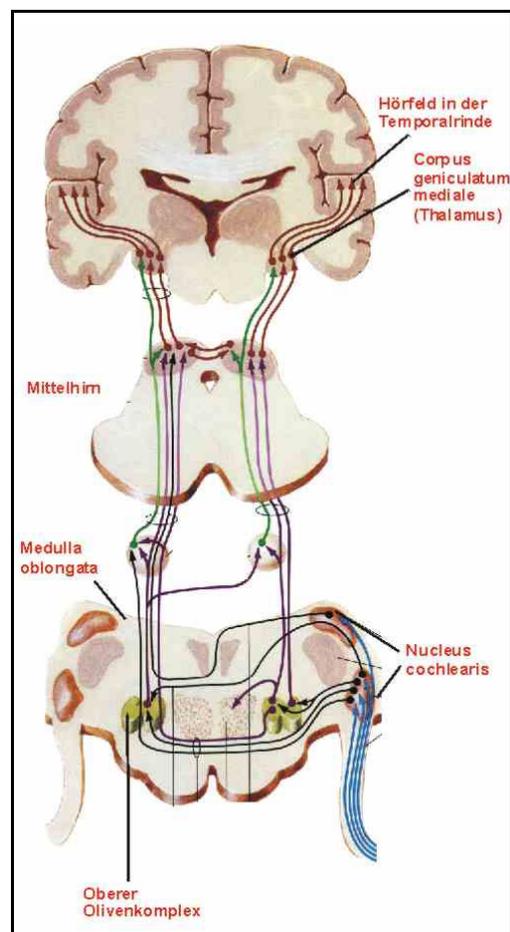


Abb. 2.5 Die Hörbahnen im Gehirn [FRI 2003].

### 2.1.3 Der Geruchssinn

Die unterschiedlichen Duftstoffe müssen in ausreichend flüchtiger Form in der Atemluft vorhanden sein, um von den Riechorganen wahrgenommen zu werden. Das Geruchssystem nimmt diese unterschiedlichen Stoffe (Aromen) wahr, analysiert diese und verknüpft diese gewonnenen Informationen mit Erinnerungen. Die unterschiedlichen Assoziationen beeinflussen dann bewusste und unbewusste Entscheidungsprozesse. Der Geruchssinn unterstützt uns somit mehrere unterschiedliche Aufgaben zu erfüllen [FRI 2003, *Riechen*].

Als Nah- und Fernsinn ist er an der Orientierung [HÜL 2005, 80] (z. B. als Schutz vor giftigen Gasen), bei der Wahl der Nahrung, an der Auslösung vegetativer Funktionen (z. B. erhöhter Speichelfluss) und an soziale Verhaltensweisen, wie z. B. an der Partnerwahl, beteiligt [FRI 2003, *Riechen*].

Der Mensch besitzt in etwa 10-30 Millionen Riechzellen, eine im Vergleich zu Hunden mit ihren ca. 250 Millionen Riechzellen und Aalen mit beinahe einer Milliarde Riechzellen, geringe Anzahl [RÜH 2009, 21].

Die Reizverarbeitung beginnt, wenn Partikel von Gerüchen an die Rezeptoren der Riechzellen, den sog. Zilien, andocken. Die Riechzellen sitzen in der Riechschleimhaut (Riechepithel), die sich am Dach der Nasenhöhle befindet. Die Riechzellen wandeln die Information über chemische Zusammensetzung und Intensität aufgrund von Veränderungen der Membraneigenschaften

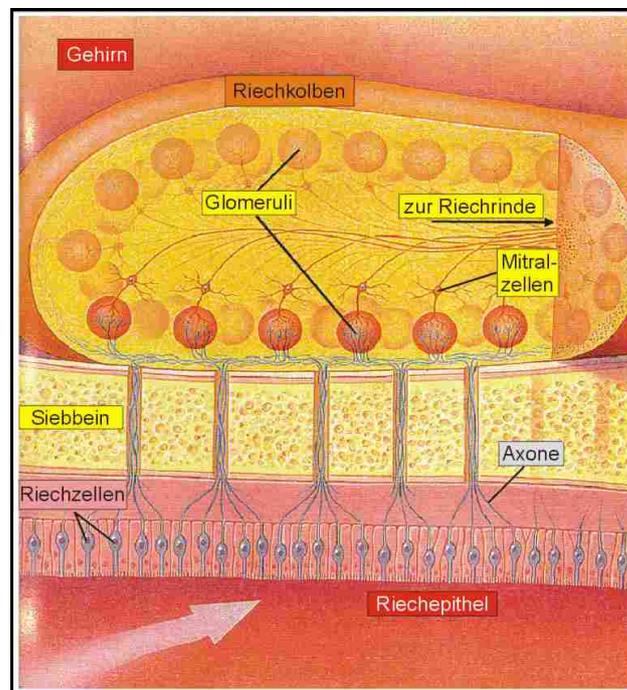


Abb. 2.6 „Die Entschlüsselung des Riechens“ [FRI 2003].

und der damit einhergehenden Öffnung der Ionenkanäle in elektrische Signale um. Dieses Signal wird, durch das Axon der Riechzelle, an die im Riechkolben

(Bulbus olfactorius) befindlichen Nervenzellen, den sog. „Mitralzellen“, weitergeleitet. An einer Mitralzelle (siehe Abb. 2.6) laufen circa 1000 Riechzellen einer speziellen Duftstoffselektivität zusammen. Nun führen die Mitralzellen die „Riechinformation“ weiter durch den Tractus olfactorius und den piriformen Cortex, zum Thalamus. Von diesem Weg der bewussten Geruchswahrnehmung abgesehen, gibt es noch den Weg der unbewussten Geruchswahrnehmung, der in das limbische System führt. Durch diesen „unbewussten Weg“ wird der Hypothalamus, der die Hypophyse und damit die Produktion von Hormonen kontrolliert, beeinflusst. Mehrere Verschaltungen mit Amygdala und Hippocampus bewirken, dass die Riechinformation mit Gefühlen, Erinnerungen etc. assoziiert wird. Diese Verbindungen in das limbische System lassen darauf schließen, dass die Geruchsinformation eine unbewusste Wirkung auf unser Verhalten hat [FRI 2003, *Riechen*].

### 2.1.4 Der Geschmackssinn

Geschmacks- und Geruchssinn sind eng miteinander gekoppelt, denn die zentrale Verarbeitung beider erfolgt nicht getrennt. Der Geschmackssinn besitzt Chemorezeptoren die es uns ermöglichen zwischen vier bzw. fünf unterschiedlichen Geschmacksqualitäten zu unterscheiden. Diese Geschmacksqualitäten

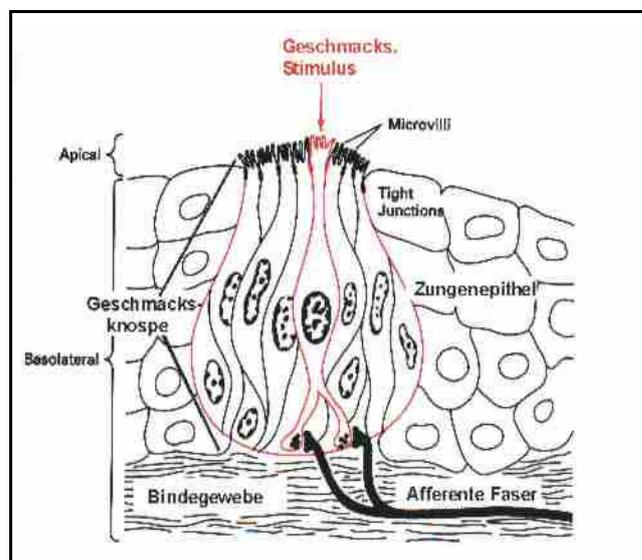


Abb. 2.7 Der Aufbau einer Geschmacksknospe [FRI 2003].

sind salzig, süß, bitter oder sauer und, wie Kikuanee Ikedazu 1907 herausgefunden hat, auch „umami“ (jap. für fleischig und herzhaft, wohlschmeckend) [IKE 2011], die ungefähr dem Geschmack von Glutamat entspricht.

Die Geschmackssinneszellen des Menschen sind im Mund und dort hauptsächlich an der Zunge angesiedelt. So wird die Geschmacksqualität süß vorwiegend an der

Zungenspitze wahrgenommen, während sauer und salzig im mittleren und seitlichen Zungenbereich angesiedelt sind. Ein bitterer Geschmack wird von Rezeptoren, die am Zungenrund und Rachen sitzen wahrgenommen, welche im Stande sind Würgereflexe und Erbrechen auszulösen, da bittere Speisen oft giftig sind [HÜL 2005, 84 ff].

Geschmacksknospen, die in etwa 30 bis 70 Sinneszellen beinhalten, sind zur Zungenoberfläche hin offen und ermöglichen so Geschmackssubstanzen den Zugang zu den chemosensorischen Mikrovilli der Sinneszellen (Abb. 2.7). An den basalen Enden bilden die Sinneszellen Synapsen mit afferenten Neuronen. Es sei angemerkt,

dass Geschmackssinneszellen selbst keine Neuronen sind, jedoch über die Fähigkeit verfügen, Aktionspotentiale zu feuern; sie haben Proteine zur Synapsenbildung. Weiters sind Geschmacksknospen nicht auf eine Geschmacksqualität spezialisiert, sondern jede Knospe stellt mehrere unterschiedliche Sinneszellen (salzig, süß, sauer, bitter, umami)

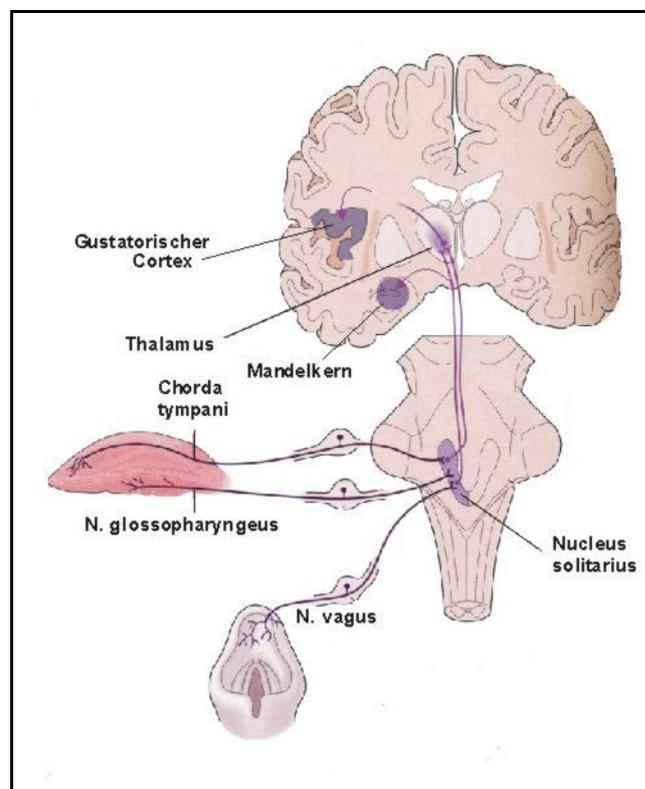


Abb. 2.8 Geschmacksbahnen im Gehirn [FRI 2003].

bereit; d. h. eine Zelle reagiert nicht auf Stimuli genau einer Qualität, sondern sie ist auch in der Lage andere Reize zu verarbeiten (eine salzempfindliche Zelle kann auch auf Zucker oder Säure reagieren). Das bedeutet, dass eine Faser durch Reize aller vier Qualitäten aktiviert wird, wobei eine davon die stärkste sein wird. Aus diesem teilweise nutzlosen Informationsgemisch ergibt sich aus der Gesamtheit mehrerer gleichzeitig feuern der afferenten Neuronen ein Aktionsmuster, welches das Gehirn mit seinen gespeicherten Standardmustern vergleicht und einer Geschmacksqualität zuordnet.

Wie in Abb. 2.8 ersichtlich, sind zur Reizweiterleitung des Geschmacksinns an das Gehirn zwei Nerven essentiell, die „Paukensaite“ (Chorda tympani) und der Zungen-Rachen-Nerv (Nervus glossopharyngeus). Sie dienen der Übermittlung der gustatorischen Information an das Stammhirn, wo im Geschmackskern (Nucleus solitarius) wichtige Funktionen der Nahrungsaufnahme (u. a. Speichelfluss, Schluckbewegung, Husten, Stimulation der Insulinfreisetzung) kontrolliert werden. Vom Stammhirn aus führt die Reizleiterbahn zu Thalamus (Geschmacksstimulation gelangt zum „Bewusstsein“) und Amygdala (dt. Mandelkern, Teil des limbischen Systems; der an hedonistischer Bewertung des Essens beteiligt ist), wo die Geschmacksinformation im limbischen System mit emotionalen Inhalten (z. B. das sog. „Ekelgesicht“) [FRI 2003, *Schmecken*][HÜL 2005, 86] verknüpft wird.

### 2.1.5 Der Tastsinn

Der Tastsinn wird dem somatosensorischen System zugeordnet [GRÜ 2001, 6] und kann grundsätzlich nach Sensibilitätsreizen und Schmerzempfinden eingeteilt werden. Dies beruht auf der Tatsache, dass beide unterschiedliche Rezeptoren sowie eigene Reizleitungsbahnen zum Gehirn haben.

Weiters kann Sensibilität in Oberflächen-, Tiefen- und Eingeweidesensibilität unterteilt werden. Dabei kann die Oberflächensensibilität durch Thermorezeptoren Wärme- von Kältereizen trennen. Die Thermorezeptoren nehmen dabei eine wichtige Schutzfunktion ein und bewahren den Menschen vor extremer Hitze bzw. Kälte, die den Körper schädigen könnten, es ist also ein Warnsystem [HÜL 2005, 88.]. Die Tiefensensibilität beschreibt die Wahrnehmung von Reizen, die im inneren des Körpers entstehen. Dabei umfasst sie den Lagesinn (Information über Position des Körpers und dessen Gelenke im Raum), Kraftsinn (Information über Spannungszustand von Muskeln und Sehnen) und den

Bewegungssinn (auch Kinästhesie genannt; Erkennung von Bewegung und Bewegungsrichtung). Die Eingeweidesensibilität beschreibt die autonome Wahrnehmung der inneren Organe, die durch das autonome Nervensystem gesteuert werden [KLI 2010, 647-655].

Der Schmerzsinne ist ein für den Menschen überlebensnotwendiger Sinn. Der Schmerzstimulus gelangt auf zwei unterschiedlichen Leitungsbahnen zum Gehirn. Die als „extralemniskale Bahn“ bezeichnete Leitungsbahn, ist eine unmittelbare archaische Leitungsbahn und bewirkt das Empfinden eines dumpfen, sehr unangenehmen und ungenau zu lokalisierenden Schmerzes

Das zweite Schmerz-Weiterleitungssystem benutzt das lemniskale System (Schleifenbahnsystem, lat lemniscus), ist entwicklungsgeschichtlich gesehen jünger und für die punktgenaue Lokalisation von Oberflächenschmerzen verantwortlich [HÜL 2005, 91].

In Kapitel 3 wird auf den Tastsinn noch einmal genauer eingegangen.

## 2.2 Was versteht man unter dem Begriff Haptik?

Der Begriff Haptik entstammt aus dem altgriechischen Wort „haptesthai“, was so viel bedeutet wie ergreifen, anfassen oder berühren [GRÜ 2001, 7f.]. Im Kontext der technischen Wissenschaften bedeutet Haptik „Fühlen“ (“exploration for information extraction“) und „Berühren“ (“for modifying the environment“) mittels Tastsinn [SAD 2011, 3].

Im Folgenden sollen Haptik und die mit ihr einhergehenden Begrifflichkeiten näher erläutert werden. Es werden verschiedene Einteilungen des menschlichen Tastsinns angeführt, und es wird versucht zu erklären, wie dieser auf einer Metaebene vom Gehirn verarbeitet wird.

### 2.2.1 Das haptische System des Menschen

Um den Begriff Haptik besser erklären zu können, wird in diesem Abschnitt das Haptik-System des Menschen vorgestellt. Es besteht aus mechanischer, sensorischer, motorischer und kognitiver Komponente (siehe Abb. 2.9). Die mechanische Komponente umfasst das Hand-Arm-System, welches mit mehr als 28 Freiheitsgraden eine sehr hohe Beweglichkeit besitzt. Das sensorische (somatosensorische) System besitzt eine Vielzahl von Rezeptoren und Nervenenden in Haut, Gelenken, Sehnen und Muskeln. Die Rezeptoren registrieren Reize, geben diese Informationen über die afferenten Nervenfasern bzw. das zentrale Nervensystem

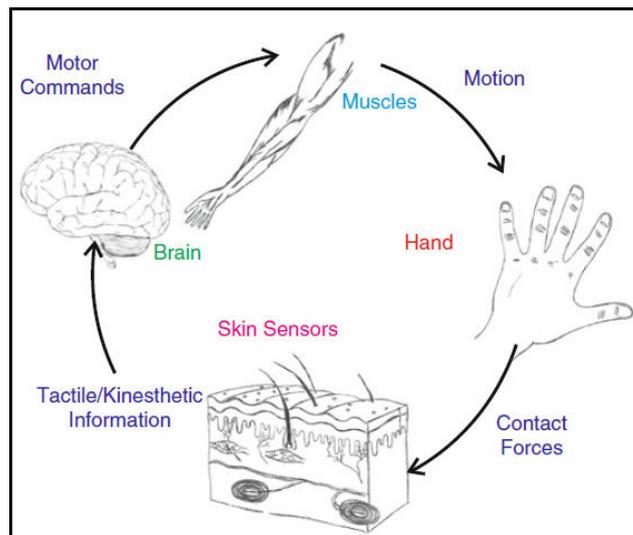


Abb. 2.9 Das Haptik-System des Menschen [SAD 2011].

ans Gehirn weiter. Das Gehirn verarbeitet diese Informationen und schickt Steuerkommandos über die efferenten Nervenstränge an die Muskeln, die dann Hand- oder Armbewegungen einleiten. Dieses Zusammenspiel ist aus Abbildung [Abb.] ersichtlich.

Das haptische System kann so zwei Arten von Informationen, nämlich kinästhetische und taktile Reize, wahrnehmen. Dies wird im nachfolgenden Abschnitt genauer beschrieben [SAD 2011, 46-47].

## 2.2.2 Die haptische Wahrnehmung

Wie bei Kern nachzulesen ist, kann Haptik als die Wahrnehmung von thermischen, nozizeptorischen<sup>5</sup> und mechanischen (taktile und kinästhetische) Sinneseindrücken angesehen werden (Abb. 2.10).

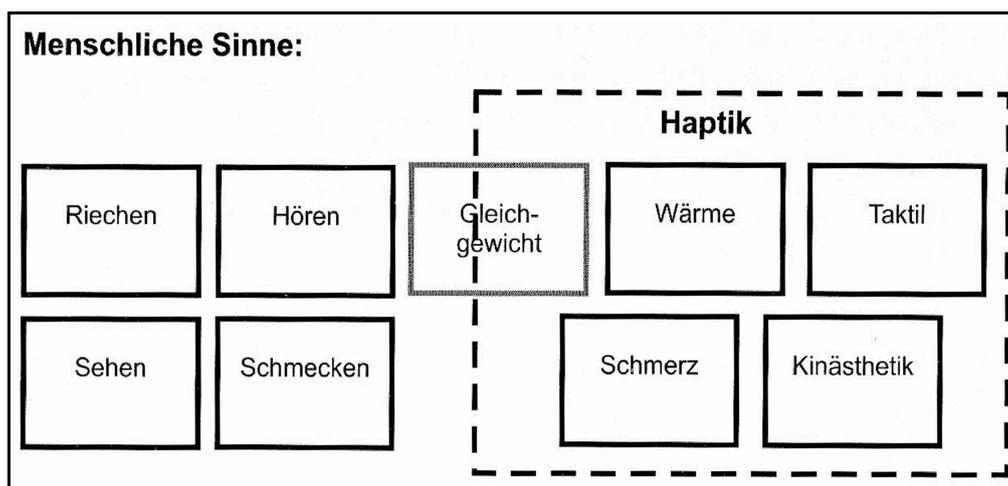


Abb. 2.10 Die fünf Sinne des Menschen [KER 2009].

**Haptik** beschreibt also die sensorischen und motorischen Fähigkeiten von Haut, Gelenken, Muskeln, Sehnen und Bändern. Als **Taktil** bezeichnet man die mechanische Interaktion mit der Haut. Die **Kinästhetik** beschreibt aktorische und sensorische Eigenschaften der Muskeln und Gelenke und bezieht sich da auf deren Kräfte, Momente, Bewegungen, Positionen und Winkel [KER 2009, 41].

<sup>5</sup> „Nozizeptoren sind auf die Wahrnehmung noxischer Reize spezialisierte Sinneszellen. Sie detektieren mechanische, thermische und chemische Reize, die den Erhalt des Organismus gefährden könnten (Noxe = Schaden). Ihre sensorischen Endigungen liegen in der Haut, in den Gelenken und Organen. Lange Axone leiten das Schmerzsignal durch die Spinalnerven in die Hinterhörner des Rückenmarks, wo die Nozizeptoren ihre Synapsen bilden.“ [FRI 2009, Schmerz].

Loomis und Lederman (1986, zitiert nach Zwisler, 1998) betonen, dass Berührungsempfindungen (tactual perceptions) Voraussetzungen für fast alle motorischen Aktivitäten, zur Wahrnehmung von Gegenständen und räumlicher Anordnung und zur Identifikation von Materialien und anderen Oberflächeneigenschaften (wie Temperatur, Nachgiebigkeit, Rauheit, usw.) sind. Man kann daher sagen, Haptik wird „wahrgenommen“, wenn Gegenstände (oder dergleichen) mit den Händen berührt werden.

Um die menschlichen Berührungsempfindungen genauer zu untersuchen, lassen sie sich in kinästhetische<sup>6</sup> und kutane<sup>7</sup> Empfindungen und weiters in aktive bzw. passive Berührungen unterteilen. **Kinästhetische Reize** geben Informationen über die inneren Zustände eines Körperteils, wie Winkel eines Gelenks oder Muskelspannung, und führen aufgrund von afferenten Informationen aus Muskeln, Gelenken, etc. und der efferenten Kopie aus dem Kleinhirn zu kinästhetischen Empfindungen. **Taktile Reize** hingegen werden direkt von Sensoren in der Haut erzeugt und geben Informationen über Druck, Temperatur, Schmerz und Vibrationen [ZWI 1998, *Takt. Wahrn. u. Haptik*].

Eine Klassifikation der wichtigsten Sensoren erfolgt nach Größe des rezeptiven Feldes<sup>8</sup> und nach der Adaptionsgeschwindigkeit [SAD 2011, 51-52]:

- schnell adaptierend, kl. rezeptives Feld (*Meissner-Körperchen*),
- schnell adaptierend, gr. rezeptives Feld (*Pacini-Körperchen*).
- langsam adaptierend, kl. rezeptives Feld (*Merkel-Scheiben*),
- langsam adaptierend, gr. rezeptives Feld (*Ruffini-Körperchen*),

In Abschnitt 3.1 wird im Detail auf die Bedeutung und Funktion der hier aufgezählten Sensoren eingegangen.

Da das Berührungsempfinden im Unterschied zu den anderen Sinnen aus einem geschlossenem Kreislauf und einem bidirektionalen Kanal für „Fühlen“ und „Handeln“ besteht, lässt sich, wie schon oben angedeutet, eine weitere Einteilung in „passiv“ und „aktiv“ vornehmen. Man spricht von passiven

---

<sup>6</sup> Kinästhetik (engl. *Kinaesthetics*, durch die Sinne wahrgenommene Bewegung).

<sup>7</sup> Kutane bedeutet: „Auf die Haut bezogen.“

<sup>8</sup> „Das Hautareal, von dem eine einzelne mechanosensitive afferente Faser durch einen Reiz definierter Intensität erregt werden kann, ist ihr rezeptives Feld.“ [SCH 2005, 302].

Berührungsempfindungen wenn nur die kutane Wahrnehmung beteiligt ist, d.h. keine Bewegung zur genaueren Erforschung eines Objektes erfolgt. Die aktive Berührungsempfindung ist nicht statisch, es muss eine Bewegung erfolgen, damit das kleine rezeptive Feld vergrößert werden kann um ein geistiges Bild des berührten Objektes zusammensetzen [SAD 2011, 45-46].

Nach Zwisler (1998) wird der Begriff Haptik als die Verschmelzung von kinästhetischer und taktiler Information definiert.

### 2.2.3 Die Bedeutung der Haptik bei der Exploration von Objekten

Wie El Saddik et al. (2011) betonen spielen bei der Untersuchung von Objekten die physiologische und räumliche Anordnung der Sensoren in der Haut eine besondere Rolle. So werden die unterschiedlichen taktilen Informationen zeitlich parallel erfasst, verarbeitet und zu einem Objekt mit verschiedenen Merkmalen zusammengefügt. Wird beispielsweise ein statischer Druck (ohne Bewegung) auf eine Fläche ausgeübt, kann nur eine Aussage über die „Härte“ gemacht werden [SAD 2011, 55].

Die von Lederman und Klatzky (1997, zitiert nach Zwisler, 1998) beschriebenen „explorativen Prozeduren“ ermöglichen es, die haptische Exploration von Objekten genauer zu unterteilen. Die Einteilung erfolgt dabei nach: **Seitliche Bewegungen** zur Beurteilung der Oberflächenbeschaffenheit (taktil); **Ausüben von Druck** senkrecht zur Oberfläche zur Beurteilung der Härte (Kinästhetik); **statischer Kontakt** zur Beurteilung der Temperatur (taktil); **nicht-gestütztes Halten** bzw. Auf- und Ab-Bewegung zur Beurteilung des Gewichts (Kinästhetik); **Umgreifen** zur Bestimmung der gesamten globalen Form und des Volumens (Kinästhetik); **Verfolgen von Konturen** zur Beurteilung der globalen und exakten Form (taktil); **Ausprobieren der Funktionalität** zum Herausfinden von speziellen Funktionen; **Prüfung der Beweglichkeit von Teilen**.

Es wurde gezeigt, dass Versuchspersonen diese explorativen Prozeduren sehr systematisch einsetzten, um gewisse Merkmale eines Objektes zu beurteilen. Bei schwierigen Unterscheidungsaufgaben, bei denen sich die Objekte sehr ähneln, wurde nicht nur die visuelle Information zu Rate gezogen, sondern auch die haptische Information. Dabei ist anzumerken, dass die haptische Prozedur schon

vor Beendigung der visuellen zum Einsatz kam, also eine parallele Verarbeitung stattfindet. Auch bei der Manipulation mentaler Bilder verwendeten die Probanden die Vorstellung an explorativen Prozeduren (z. B. Oberflächenbeschaffenheit), wenn sie die Objekteigenschaften beurteilen sollten und dieses Urteil nur schwer zu fällen war bzw. die visuelle Information aus dem Gedächtnis nicht ausreichte. Wie herausgefunden wurde, ist die Einteilung von Objekten nach ihren Merkmalen besonders einfach, wenn redundante Informationen vorhanden sind [ZWI 1998, *Handl. z. Unterst.d. Wahrn.*].

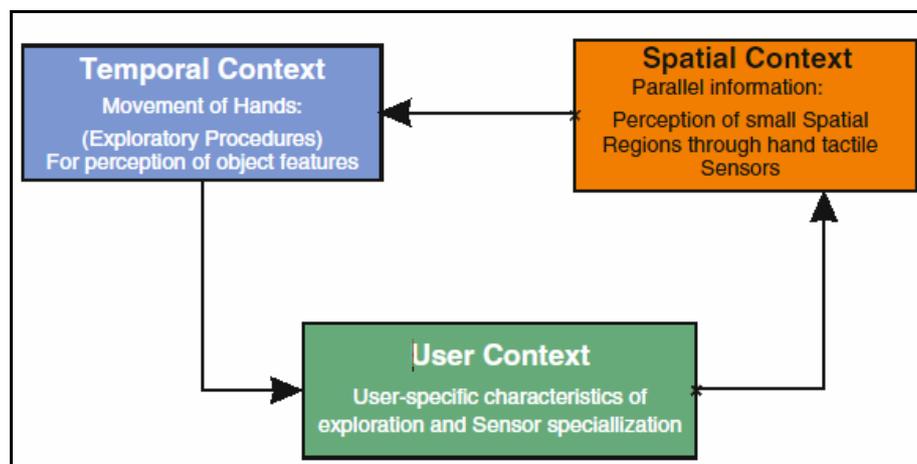


Abb. 2.11 Kontext der haptischen Wahrnehmung [SAD 2011].

Abgesehen von der obigen Einteilung, lässt sich die „haptische Exploration“ noch als Konstrukt, bestehend aus drei zusammenwirkenden Kontexten, sehen, wie Kahol et al. (2006, zitiert nach El Saddik et al, 2011) berichten.

Dieses Konstrukt besteht aus *räumlichem*, *zeitlichem* und *benutzerbezogenem Kontext* und ist in Abb. 2.11 dargestellt. Dabei kann die räumliche Position von Finger und Handfläche, die ein Objekt (statisch) greifen als räumlicher (spatial) Kontext modelliert werden. Kommen beim Untersuchen eines Objektes sog. „voluntary hand movements“ zum Einsatz, um das kleine taktile rezeptive Feld auszugleichen, kann man dies als zeitlichen (temporal) Kontext sehen. Der benutzerbezogene Kontext beschreibt wie der User seine ganz persönlichen haptischen Wahrnehmungen erfasst und bietet die Möglichkeit an seine Bedürfnisse angepasst zu werden, um auf die jeweiligen Eigenheiten des haptischen Gedächtnisses besser einzugehen.

Révész (1950, zitiert nach Saddik et al., 2011) weist darauf hin, dass haptische Exploration ein mentaler Prozess ist, der sich aus der Summe der Teile zu einem

Ganzen zusammensetzt. Im Gegensatz dazu steht die visuelle Wahrnehmung, die zuerst die ganze Szene und erst später die einzelnen Teile erfasst [SAD 20011, 56-57].

## 2.3 Stand der Technik, Ausgewählte Beispiele

In diesem Abschnitt soll der, schon in Kapitel 1 verwendete, Begriff, des „Shape Display“ veranschaulicht werden. Es wird ein kurzer Überblick über die Entwicklung in den letzten 15 Jahren gegeben und der konzeptionelle Aufbau der einzelnen Entwürfe vorgestellt. Um mehr über die verschiedenen Arten von taktilen Interfaces zu erfahren, sei auf [BEN 2004] und [VEL 2008] verwiesen.

### 2.3.1 FEELEX – Verschmelzung von Haptik und Grafik

FEELEX 1 ist ein älteres Design, welches ein „shape display“ und Computergraphikdisplay verbindet, das mittels „Berühren“ erforscht werden kann. Es wurde 1997 von Hiroo Iwata et al. an der Universität von Tsukuba entwickelt (siehe Abb. 2.12).

Ziel des Projektes war es, ein Interface zu entwickeln, das dem Benutzer erlaubt eine Oberfläche mit der bloßen Hand abzutasten (Stimulierung der haptischen Wahrnehmung) und gleichzeitig, ohne Benutzung anderer (externer) Geräte, ein projiziertes Bild (Stimulierung der visuellen Wahrnehmung) zu



Abb. 2.12 Das Projekt FEELEX 1 [IWA 2001].

sehen. Um dies zu realisieren, wurde eine Apparatur konzipiert, die aus einem 24cm x 24cm großen „flexiblen Bildschirm“, einem 6x6 linear „Aktoren-Matrix“ und einem Projektor besteht. Dabei verformen die Aktoren den flexiblen Bildschirm auf den ein Bild projiziert wird. Wie schon weiter oben erwähnt, kann diese Oberfläche dann erfühlt werden. Der schematische Aufbau einer Einheit ist in Abb. 2.13 dargestellt.

Das Aktoren Array wurde so aufgebaut, dass ein Gleichstrommotor einen Gewindemechanismus antreibt, sodass die Drehbewegung in eine Linearbewegung umgewandelt wird. Vorteil des Gewindemechanismus ist seine Selbsthemmung, die bei ausgeschaltetem Motor die Position des Aktors hält. Am

oberen Ende jedes Aktors wurden zwei Dehnungsmessstreifen als Kraftsensoren angebracht. Die vom Benutzer aufgebrachte Kraft, wird dann von 6x6 Sensoren erfasst und ab bestimmten Werten wird eine Veränderung der projizierten Grafik bewirkt. Die Position der Aktoren wird mit optischen Encodern, die an den Gleichstrommotoren angebracht sind, gemessen. Die maximale Ausfahrgeschwindigkeit ist mit 100mm/s bzw. der maximale Verfahrweg mit 80mm angegeben. Das System wurde dabei mit dem PC angesteuert, wobei die Gleichstrommotoren über die Parallele Schnittstelle und die Kraftsensoren über einen A/D-Wandler angesprochen werden.

Als Anwendung wurde ein Käfer (der sog. Anomalocaris) dargestellt, der je nach Art der Berührung emotional reagierte. Wurde der Kopf der Kreatur gestoßen, so wurde sie wütend und strampelte. Dieses Setup fand bei einer Ausstellung im ARS Electronica Center (Linz, Austria)<sup>9</sup> großen Anklang.

Vorteile des FEELEX-Projektes sind natürliche Interaktion – es reicht die bloße Hand, Abstinenz von zusätzlichen Geräten, die vom Benutzer getragen werden müssen, Multi-User-Tauglichkeit und es weist keine Vibrationen oder unerwartete Kraftstöße durch Ansteuerungsprobleme auf. Nachteile sind diffizile Implementierung, da viele Aktoren gleichzeitig angesteuert werden müssen, große bzw. robuste Bauweise und

Darstellungslimitierungen, wie keine scharfen Kanten. Diese Tatsache resultiert aus der darüber gespannten Folie bzw. den diskreten Abstände der Aktoren [IWA 2001].

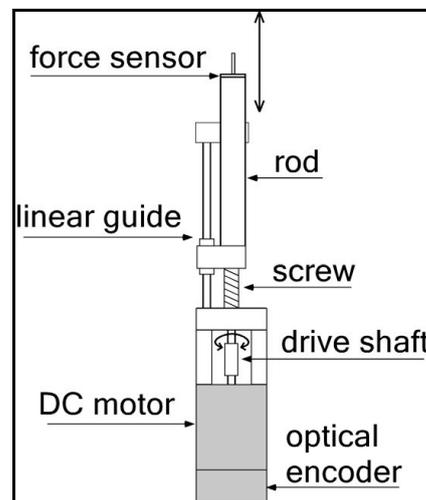


Abb. 2.13 Schematischer Aufbau einer Linear-Aktor-Einheit [IWA 2001].

<sup>9</sup> Vgl. <http://www.aec.at/news/>

### 2.3.2 „A Taktile Shape Display Using RC Servomotors“

Das 6x6 große Shape-Display-Design, das von C. Wagner et al. an der Universität Harvard entwickelt wurde, verwendet RC-Servo-Motoren, wodurch eine einfache und kostengünstige Konstruktion, bei hoher vertikaler Verstellung und vertikaler Auflösung, erreicht wird. Dieses Shape Display verwendet 36 Stifte (pins), die die Fingerspitze stimulieren und so kleine Oberflächenveränderungen darstellen.

Aufgebaut wurde dieses Design (siehe Abb. 2.14 und Abb. 2.15) mit ein

Millimeter dicken Stahldrähten, die mit den Servomotoren verbunden sind. Als Servomotoren wurden kleine Kugelgelagerte-Hochleistungs-Servos verwendet, die normalerweise im Hobbybereich ihre Anwendung finden. Jede Servomotor-Einheit besteht aus Leistungverstärker, Gleichstrommotor, Getriebe, Positionssensor und einer Steuerung.

Die Verbindung zum Servomotor wurde durch ein „three-wire design“, das aus

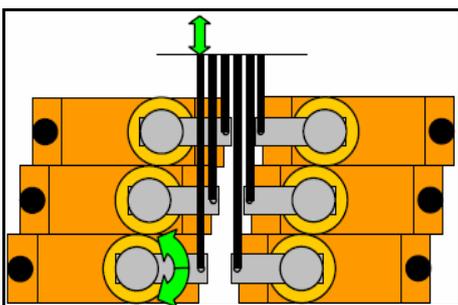


Abb. 2.15 Die Servo-Konfiguration [WAG 2002].

einer Gleichspannung und einem PWM-Signal besteht, gelöst. Um den kleinen Abstand von nur zwei Millimetern zwischen den Stiften zu realisieren, wurden die Servo-Einheiten auf möglichst engem Raum angeordnet. Die Ansteuerung der 36 Stifte erfolgt durch ein 50 Hz PWM-Signal, das ein frei programmierbares Logik-Gatter von Xilinx generiert und über eine parallele Schnittstellenkarte verbunden ist. Die einzelnen Signale werden vom parallelen Port des PC erzeugt. Durch dieses Design ist eine Auflösung bzgl. der Höhe von 4 Bit realisierbar, bei einer Ausfahrgeschwindigkeit von 38 mm pro Sekunde [WAG 2002].



Abb. 2.14 Das taktile Shape Display [WAG 2002].

### 2.3.3 LUMEN

LUMEN ist ein auf 13 x 13 Pixel basierendes, nieder-auflösendes, interaktives Display. Es wurde von Ivan Poupyrev et al. an den Sony Computer Science Laboratories (Interaction Lab, Japan) entwickelt und besteht aus einem zwei-dimensionalen Array von sich bewegendem „Leuchtsäulen“, die bezüglich ihrer Farbe und Höhe gesteuert werden können, um Bilder, Formen und Bewegungen in Kombination zu erzeugen (siehe Abb. 2.16 und Abb. 2.17). Die Bewegung der Leuchtsäulen wird durch die Eigenschaft von Formgedächtnislegierungen (engl. Shape memory alloy<sup>10</sup>) erzeugt.

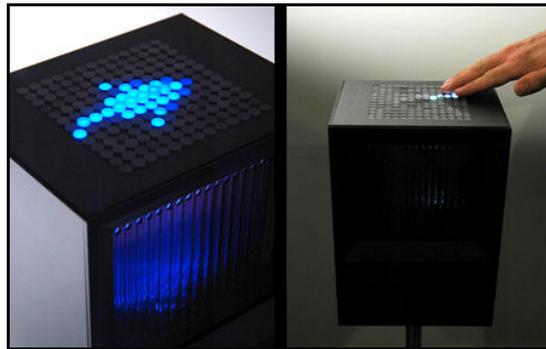


Abb. 2.16 Projekt LUMEN [POU 2011].

SMAAs dehnen sich bei Einwirkung von Hitze rasch aus und schrumpfen beim Abkühlen wieder auf ihre ursprüngliche Länge zurück. Um mit LUMEN interagieren zu können kommt ein sog. selbst entwickelter „Smart Skin sensor“ [REK 2002] zum Einsatz. Ein kapazitiver Sensor, der die Berührungen des Anwenders registriert. Des Weiteren implementiert LUMEN zur Darstellung von Formen den Ansatz, genannt „RGBH graphics“; indem

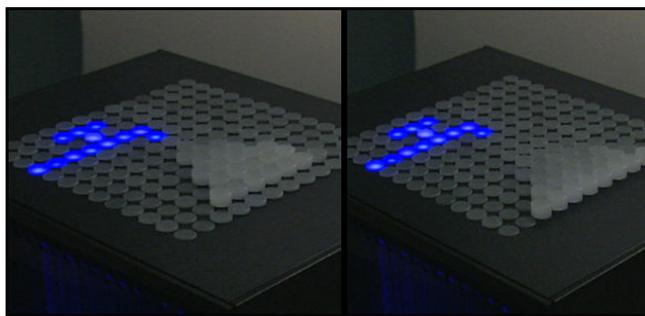


Abb. 2.17 Aus Armatur fließendes Wasser [POU 2007].

RGB die Farbkomponente und H die Höhe des Pixels angibt [POU 2007]. Die Vorteile, die sich aus dieser Konfiguration ergeben, sind ruhige und sanfte Bewegungen ohne „Ruckeln“, woraus sich ästhetisch ansprechende „ambient computing environments“ bauen

lassen können [POU 2004].

<sup>10</sup> Shape memory alloys (SMAs) are metals that "remember" their original shapes. Quelle: <http://www.stanford.edu/~richlin1/sma/sma.html>; [Datum des Zugriffs: 04.10.2011].

### 2.3.4 “The MATRIX: A New Musical Instrument for Interactive Performance”

MATRIX (Multipurpose Array of Tactile Rods for Interactive eXpression) ist ein Interface, das Bewegungen der Hand in Echtzeit erfasst und verarbeitet, woraus sich Anwendungsmöglichkeiten in den Bereichen Grafikanimation in Echtzeit, Skulpturdesign, Rendering, Modifikation von stehenden und bewegten Bildern, Steuerung von physischen Simulationen und audiovisuelle Effekte, ergeben (siehe Abb. 2.18). Es wurde von Dan Overholt am Massachusetts Institute of Technology (MIT, Media Laboratory) konzipiert und ist in erster Linie ein neues Musikinstrument, das ein drei-dimensionales Eingabeinterface zur Verfügung stellt und dem

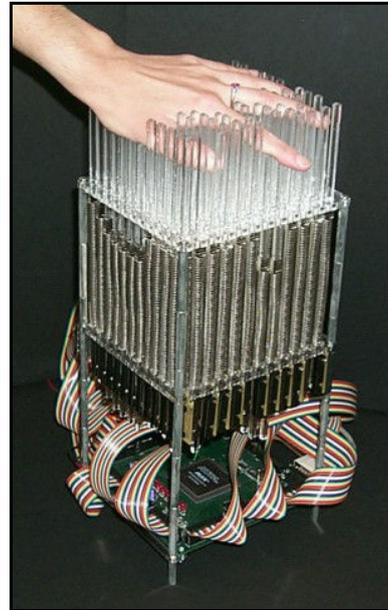


Abb. 2.18 The MATRIX [OVE 2011].

Anwender die Generierung von Tönen mit der Hand erlaubt. So können Musiker

durch „drücken“ der Stäbe Musik komponieren. Dabei wird die Eingabe in Echtzeit erfasst, sog. „musical mapping algorithms“ steuern die digitale Signalverarbeitung. Es ist anzumerken, dass MATRIX ein reines Eingabegerät, also kein haptisches Display ist.

MATRIX besteht aus 12x12 Stäben (siehe Abb. 2.20), die so angeordnet sind, sodass auf einen Quadratzoll (2,54cm x 2,54cm) ungefähr 4 Stäbe kommen. Die von Federn vorgespannten Stäbe werden in einem Plexiglasgehäuse geführt und erreichen einen maximalen Verfahrensweg von circa vier Zoll. Die Position der einzelnen Stäbe

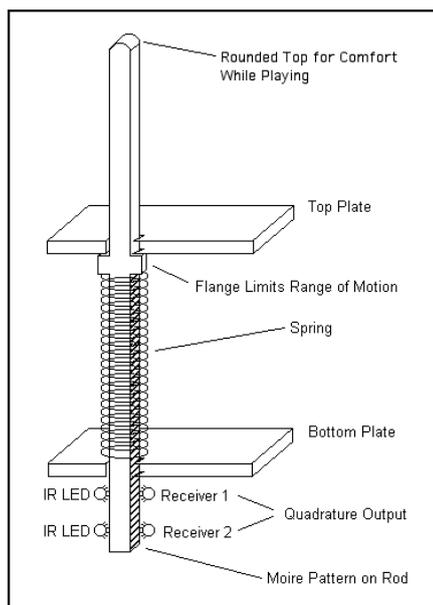


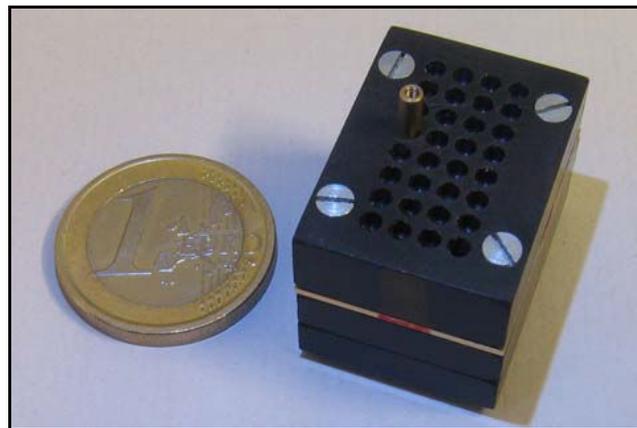
Abb. 2.19 Schematischer Aufbau eines „MATRIX-Stabes“ [OVE 2001].

wird photoelektronisch, durch ein Paar Infrarot Sender/Empfänger, erfasst. Mittels Moiré-Raster, das an den Stäben angebracht ist, wird Richtung und Geschwindigkeit bestimmt. Die Ansteuerung von MATRIX erfolgt über einen PIC-Mikrokontroller, ein FPGA (Field Programmable Gate Array) und einen „serial line driver“ zur Übertragung der Daten.

Das Konzept von MATRIX erlaubt dem Anwender sich, unabhängig von Wissen über Noten, Harmonien oder Klangfarben, mittels Musik auszudrücken und mehr über sie zu erfahren bzw. zu lernen [OVE 2001].

### 2.3.5 „Electromechanical Design of a Miniature Tactile Shape Display for Minimally Invasive Surgery“

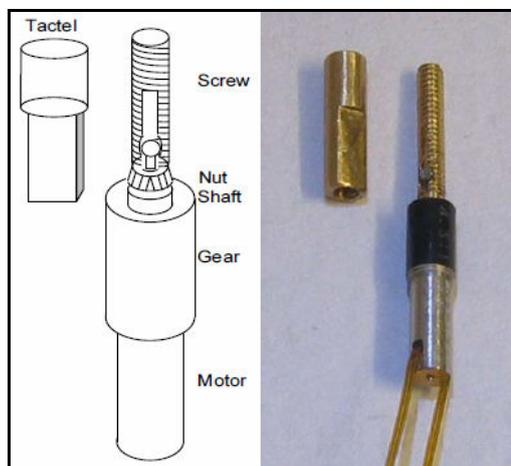
Das 4x8 große Shape Display Design für minimal-invasive Chirurgie besteht aus 32 Mikro-Motoren und zeichnet sich durch seine kompakte Bauweise (Abmessungen: 27mm x 20mm x 18mm) aus (Abb.



2.20). Es wurde von Maria V. Ottermo an der

Abb. 2.20 Das Shape Display für minimal-invasive Chirurgie [OTT 2008].

Universität von Norwegen für Wissenschaft und Technik entwickelt. Dieses



Konzept soll später auf einem laparoskopischen Greifer aufgesetzt werden, um so dem Chirurgen ein besseres Feedback (im Vergleich zu nur rein visuellem Feedback) beim Abtasten von Organen zurückzugeben – Quasi eine Verlängerung der Finger des Chirurgen. Dabei soll das Display die Haut bzw. den Finger so

Abb. 2.21 Schematischer Aufbau von Taktel, Getriebe und Motor [OTT 2008].

stimulieren, damit der Eindruck eines Kontaktes mit einer Oberfläche entsteht. Wie schon weiter oben erwähnt stand die kompakte Bauweise im Vordergrund, daher wurden kleinste Motoren von nur 2,4 Millimetern im Durchmesser und 12 Millimetern Länge gewählt. Die Idee war es, eine winzige Schraube (engl. Tactel = tactile element, dt. Taktel = Taktiler Element) am sich rotierenden Gewindenschaft des Getriebes auf- und abwandern zu lassen, wodurch sich eine Positioniergenauigkeit von nur 0,02 mm ergibt. Aus Abb. 2.21 ist ersichtlich, dass das Taktel aus einem runden und einem rechteckigen Teil besteht. Letzter ist entscheidend um die Rotationsbewegung in eine Linearbewegung umzuwandeln. Wie Experimente zeigten, kann mit solch einer Motor-Getriebe-Konfiguration ein Gewicht von 177g mit einer Geschwindigkeit  $11,4 \frac{mm}{s}$  gehoben werden.

Acht der 32 Motoren werden jeweils auf einer Steckkarte, die einen FPGA (engl. Field Programmable Gate Array), eine RS485 Schnittstelle und die Steckverbindungen zu den Motoren enthält, zusammengefasst. Die Positionen, die angefahren werden sollen und die einzelnen Beschleunigungen werden vom Benutzer eingegeben, dabei wird die Ist-Position mit der Referenz-Position verglichen. Derzeit gibt es keine Rückmeldung ob die Soll-Position erreicht wurde, jedoch soll dies mittels optischen Positionssensoren nachrüstbar sein. Die Kommunikation mit dem Computer erfolgt über einen UART (engl. Universal Asynchronous Receiver/Transmitter) [OTT 2008].

### 2.3.6 “Relief: A Scalable Actuated Shape Display”

Relief ist ein auf einen drehbaren Tisch aufgebautes pin array mit 120 Aktoren. Der Prototyp wurde von Daniel Leithinger und Hiroshi Ishii am Massachusetts Institute of Technology (MIT, Media Laboratory) entwickelt und 2009 im ARS Electronica (Austria, Linz) ausgestellt (siehe Abb. 2.22). Mit ihm können Benutzer „Landschaften“ erzeugen bzw. verändern.

Ziel des Projektes war es, die Kosten und die Komplexität des Systems so niedrig wie möglich zu halten. Daher wurden vorwiegend kommerziell erhältliche Bauteile als Komponenten verwendet. Wie oben erwähnt besteht Relief aus 120 Aluminiumstiften, die in einem Abstand von 1,5 Zoll (3,81 cm)

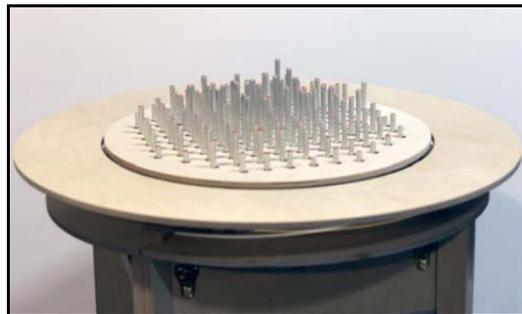


Abb. 2.22 Das Relief-System ohne Lycra [LEI 2010].

zueinander angeordnet sind. Der maximale Weg, der ausgefahren werden kann beträgt dabei fünf Zoll (12,7 cm). Jeder Stift wird von einem elektrischen Schieberegler (engl. electric slide potentiometer, Alps RSA0N11M), der bei Audio-Mischpulten zum Einsatz kommt, bewegt. Über die Stifte wird eine dehnbare



Abb. 2.23 Das Relief-System mit übergespannter Lycra und projizierter Landschaft [LEI 2010].

Folie, eine sog. Lycra<sup>11</sup> gespannt, um die Oberfläche zu simulieren (Abb. 2.23). Angesteuert werden die DC Motoren der Schieberegler mit einem Arduino-Board<sup>12</sup>, auf dem ein Motorshield

<sup>11</sup> Vgl. <http://en.wikipedia.org/wiki/Spandex> ; Firmenbezeichnung für den im deutschen eher gebräuchlichen Begriff für Elastan.

<sup>12</sup> Vgl. <http://www.arduino.cc/> ; “Arduino is an open-source electronics prototyping platform based on flexible, easy-to-use hardware and software. The microcontroller on the board is programmed using the Arduino programming language and the Arduino development environment.”

von Ladyada<sup>13</sup> aufgesetzt ist. Der Motorshield steuert dabei vier Schieberegler an, die in einer Holzbox untergebracht sind. Diese Modulare Bauweise ermöglicht einen schnellen Zugang zu etwaig fehlerhaften Komponenten. Alle Module sind seriell miteinander zum Computer verbunden. Das derzeitige Hardwaresetting interagiert softwaremäßig mit der Open-Source-Programmiersprache Processing<sup>14</sup>, die kostenlos ist und eine eigene „serial library“ zur Kommunikation bereitstellt. Die Informationen über die Positionen der Stifte werden von einer Applikation verarbeitet und mit dem 3D-Modell konsistent gehalten, um eine Grafik auf den Tisch zu projizieren.

Die Vorteile dieses Prototyps liegen bei seinem einfachen und modularen Aufbau und der Variabilität der Geometrie. Als Nachteil kann der relative hohe Preis für einen Schieberegler angeführt werden. Relief kombiniert visuelle mit haptischer Wahrnehmung und kann auch auf Benutzereingaben reagieren [LEI 2010].

---

<sup>13</sup> Vgl. <http://www.ladyada.net/>

<sup>14</sup> Vgl. <http://www.processing.org/>; „Processing is an open source programming language and environment for people who want to create images, animations, and interactions.“

# 3 Neurobiologische Grundlagen & biophysikalische Kennwerte des Tastsinns

Haptische Displays, zu denen auch Shape Displays zählen, versuchen (vorwiegend) die Sensation des Tastsinns zu bedienen. Genauer gesagt, stellen SDs Oberflächenunterschiede dar, die der Anforderung entsprechend präsentiert werden sollten. Damit der Tastsinn richtig manipuliert werden kann, müssen seine Eigenschaften und das Zusammenspiel mit dem Gehirn genau gekannt werden.

Dieses Kapitel soll einen groben Überblick über die Begrifflichkeiten und neurobiologischen Zusammenhänge des Tastsinns geben. Weiters werden Konzepte vorgestellt, die die verschiedenen Eigenschaften des Tastsinns quantifizieren und als Kennwerte abbilden. Außerdem soll auf die wichtige Kenntnis dieser Kennwerte hingewiesen werden, um einerseits geeignete Anforderungen für haptische Systeme zu identifizieren bzw. um funktionierende haptische Geräte zu konzipieren und andererseits zu verdeutlichen wie viel interdisziplinäre Forschungsarbeit noch zu leisten ist, um diesen Sinn besser zu verstehen (im Vgl. zum visuellen od. auditiven Sinn).

## 3.1 Die verschiedenen Rezeptoren der Haut

Das *somato-viszerale sensorische System*, wie es in der Medizin genannt wird, umfasst die Wahrnehmungsfunktionen der Haut, der inneren Organe und des Bewegungssystems [SCH 2005, 296]. Dabei sind erster und letzter Bestandteil streng mit der Wahrnehmung des Tastsinns verbunden.

Die menschliche Haut ist mit einer Oberfläche von 1,5 – 1,8 m<sup>2</sup> und einem Gewicht von über 3 kg das größte sensorische Organ unseres Körpers. In ihr sitzen verschieden Sensoren, wie Mechanorezeptoren, Thermorezeptoren und Schmerzrezeptoren, die eine Vielzahl von Information der Außenwelt, aufnehmen [FRI 2009, *Die Sinne der Haut*]. Man kann sie nach ihrer Lokalisation in der Haut bzw. in den Muskeln, Gelenken und Sehnen in *Taktile* bzw. *kinästhetische Sensoren* aufgliedern [KER 2009, 41-44].

### 3.1.1 Die Mechanorezeptoren der Haut

Die Struktur, Lage und Zusammensetzung der Mechanosensoren hängt von unbehaarter bzw. behaarter Haut, wie Abb. 3.1 zeigt, ab [SCH 2005, 300].

Wie schon in Abschnitt 2.2 darauf hingewiesen, kann man diese taktilen Sensoren nach vier verschiedenen Typen unterscheiden:

- Schnell adaptierende (engl. Rapidly Adapting RA, oder Fast-Adaption FA-I)

*Meissner-Körperchen*, die nur auf Bewegung reagieren, genauer auf die Geschwindigkeit der Hautdeformation.

- Schnell adaptierende (PA oder FA-II) *Pacini-Körperchen*, die nur bei einer Veränderung der Geschwindigkeit, also bei einer Beschleunigung, aktiviert werden.
- Langsam adaptierende (engl. Slowly Adapting, SA-I), *Merkel-Scheiben*, die nur beim ersten Auftreten eines senkrechten Stimulus aktiviert werden.

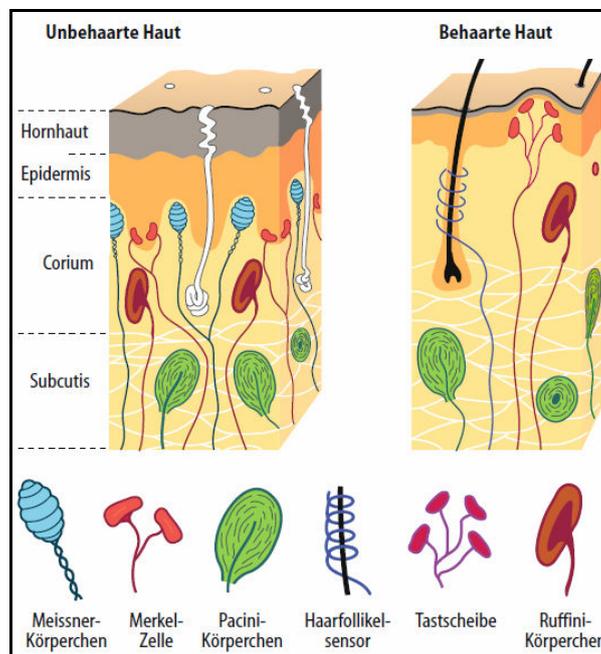


Abb. 3.1 Die Mechanosensoren der Haut [SCH 2005].

- Langsam adaptierende (SA-II), *Ruffini-Körperchen*, die nur beim ersten Auftreten eines Stimulus, der eine Hautdehnung bewirkt, aktiv sind.

#### 3.1.1.1 Meissner-Körperchen

Die Meissner-Körperchen (RA od. FA-I) sind in der Oberhaut (Epidermis) angesiedelt und registrieren leichte Berührungen, „Darübergleiten“ und Vibrationen von 10 – 60 Hz. Sie reagieren nicht auf Temperatur und besitzen nur ein geringes räumliches Auflösungsvermögen. Mit 43% stellen sie den größten Anteil an Mechanorezeptoren in der Hand. Ihr mittleres rezeptives Feld beträgt in etwa  $13 \text{ mm}^2$  [Sad]. Die Zahl ihrer Aktionspotenziale<sup>15</sup> steigt mit der Reizbewegungsgeschwindigkeit, sie werden auch als die *Geschwindigkeitssensoren* bezeichnet [Schmidt]. Sie erkennen ein Eindrücken der Haut, feuern aber keine weiteren Aktionspotenziale, wenn diese tiefere Position gehalten wird [Sinnespsycho].

#### 3.1.1.2 Pacini-Körperchen

Die Pacini-Körperchen (PA od. FA-II) sind sowohl in behaarter wie unbehaarter Haut angesiedelt und sind in der Unterhaut (Subcutis) lokalisiert. Sie nehmen Vibrationen von 70 – 1.000 Hz wahr. Ihr mittleres rezeptives Feld beträgt ungefähr  $101 \text{ mm}^2$ . Pacini-Körperchen nehmen ca. 13% der Mechanorezeptoren in der Hand ein [Sad]. Dieser Sensor feuert nur dann, wenn Beschleunigungen bei einem Hautreiz auftreten und kann als Beschleunigungssensor oder als Vibrationssensor bezeichnet werden [Schmidt].

#### 3.1.1.3 Merkel-Scheiben

Die Merkel-Scheiben (SA-I) sind in behaarter und unbehaarter Haut angesiedelt und sitzen zwischen Lederhaut (Dermis) und Oberhaut (Epidermis). Sie nehmen Vibrationen zwischen 0,4 – 100 Hz wahr. Ihr mittleres rezeptives Feld beträgt ca.  $11 \text{ mm}^2$ . Sie nehmen 25% der Mechanorezeptoren in der Hand ein [Sad]. Steigt die Intensität der Hautdeformation, erhöht sich auch ihre Entladungsfrequenz, sie werden auch Intensitätssensoren genannt. Die Reizintensität  $I$  und die Entladungsrate  $F$  lassen sich durch eine Potenzfunktion der Form:

---

<sup>15</sup> „Als Aktionspotential bezeichnet man eine kurz anhaltende Änderung des Membranpotentials über der Zellmembran. Es dient der Reizweiterleitung über Axone an weitere erregbare Zellen (beispielsweise Neurone).“ Quelle: <http://flexikon.doccheck.com/Aktionspotential>; [Datum des Zugriffs: 05.10.2011].

$$F = I^n$$

beschreiben, wobei  $n$  Werte zwischen 0,5 und 1 annehmen kann. Dieser Sensortyp registriert auch Informationen über die Dauer des Reizes [Schmidt].

#### 3.1.1.4 Ruffini-Körperchen

Ruffini-Körperchen (SA-II) sind wie die Merkel-Scheiben auch zwischen Lederhaut (Dermis) und Oberhaut (Epidermis) zu finden, aber nur auf unbehaarte Haut beschränkt. Sie nehmen Vibrationen zwischen 0,4 – 100 Hz wahr. Sie haben ein mittleres rezeptives Feld von ungefähr  $59 \text{ mm}^2$ . Dieser Typ nimmt einen Anteil von ca. 19% der Mechanorezeptoren ein [Sad]. Bzgl. Intensität verhalten sie sich wie die Merkel-Scheiben [Schmidt]. Sie zeigen nicht nur an, dass ein Objekt die Haut berührt, sondern geben auch Auskunft über Eindringtiefe [Sinnespsycho].

Das Reiz-Antwort-Verhalten der

einzelnen Mechanorezeptoren ist, nach Schmidt et al (2005), in Abb. 3.2 dargestellt.

Wie Schmidt et al. (2005) betonen, ist nicht die Größe des rezeptiven Feldes für das räumliche Auflösungsvermögen des Tastsinns entscheidend, sondern viel mehr die sog. *Innervationsdichte*. Diese beschreibt die Anzahl der afferenten Fasern pro  $\text{cm}^2$  der Hautfläche. Der Zusammenhang zwischen räumlicher Auflösung und Innervationsdichte ist in Abb. 3.3 ersichtlich.

Wie Saddik et al. (2011, pp. 52) anmerken, muss bei der Verwendung von Aktoren in haptischen Geräten die unterschiedliche Wahrnehmungsfähigkeit von behaarter bzw. unbehaarter Haut bedacht werden. So sind etwa die Rezeptoren der behaarten Haut speziell niedrigauflösend und nicht dazu geeignet die genauen Geometrien eines Objektes wahrzunehmen. Die Rezeptoren der

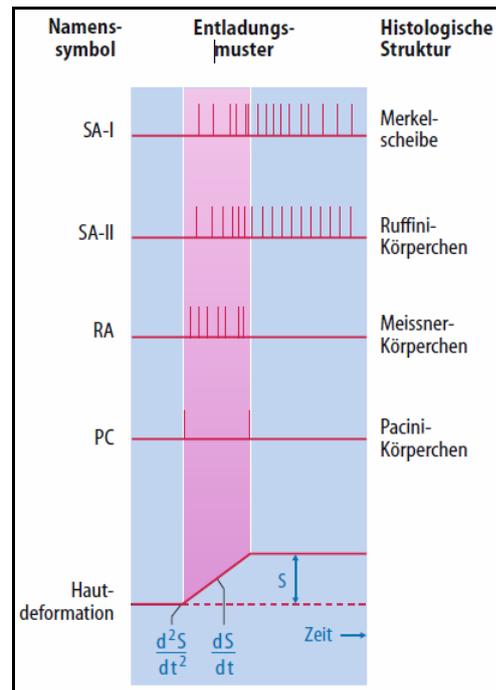


Abb. 3.2 Reiz-Antwort-Verhalten der Mechanosensoren in der Haut von Primaten [SCH 2005].

unbehaarten Haut (z. B. Handflächen, Fingerspitzen) sind dagegen in der Lage feine Texturen zu erfassen. Das Auftreten von Vibrationen im wahrnehmbaren Frequenzspektrum kann an allen Stellen des Körpers registriert werden.

Weiters sind SA-I- und RA-Rezeptoren aufgrund ihrer hohen Auflösung, im Vergleich zu den anderen Mechanorezeptoren, am besten dazu geeignet das Punktmuster der Brailleschrift zu kodieren [KLI 2010, 650].

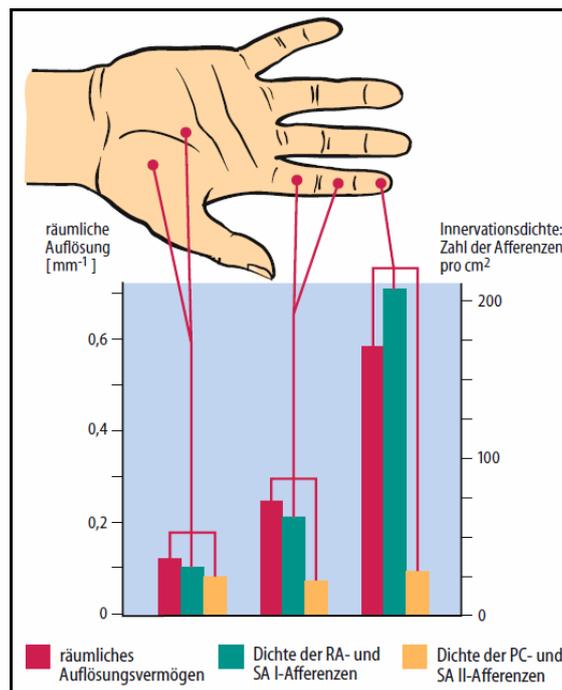


Abb. 3.3 Zusammenhang zwischen Innervationsdichte und räumlicher Auflösung. „Das räumliche Auflösungsvermögen wurde als reziproker Wert der Zweipunktschwelle (in mm nach Vallbo u. Johansson, 1984) errechnet.“ [SCH 2005].

### 3.1.2 Mechanorezeptoren in Muskeln, Gelenken und Sehnen

Wie schon in Abschnitt 2.2 erwähnt, werden die Stellung und die Bewegung des Körpers von den kinästetischen Sensoren wahrgenommen. Diese Wahrnehmung wird auch als *Propriozeption* bezeichnet, die den *Stellungs-, Bewegungs- und Kraftsinn* umfasst.

Der Stellungssinn ist dafür verantwortlich, dass wir auch bei geschlossenen Augen über die Stellung der Gelenke bescheid wissen. Der Bewegungssinn lässt

uns eine Gelenkbewegung abhängig von der Winkelgeschwindigkeit wahrnehmen. Mit *proximalen*<sup>16</sup> Gelenken lassen sich kleinere Winkeländerungen wahrnehmen als mit *distalen*<sup>17</sup> Gelenken. Bei einem Schultergelenk liegt somit die Wahrnehmungsschwelle für eine Bewegung bei 0,2 Grad (Geschwindigkeit von  $0,3 \frac{\text{Grad}}{\text{s}}$ ), bei einem Fingergelenk bei 1,2 (Geschwindigkeit von  $12,5 \frac{\text{Grad}}{\text{s}}$ ). Der Kraftsinn nimmt das Ausmaß, um eine Bewegung durchzuführen oder eine Gelenksstellung zu halten, wahr [Schmidt, 307].

Um die Propriozeption wahrzunehmen sind mehrere kinästhetische Sensoren verantwortlich. Diese kann man in zwei Kategorien, betreffend ihrer Lokalisation, unterteilen [Sinnespsycho].:

- **Nach Gelenken:** Diese können *modifizierte Pacini- oder Ruffini-Körperchen* sein. Sie treten als freie Nervenendigungen mit oder ohne Endkörperchen auf und sind in allen Gelenken angesiedelt.
- **Nach Muskeln:** Das *Golgi-Sehnenorgan* ist dabei ein Sensor für die aktiv entwickelte Muskelspannung. Es regelt die Stärke der Muskelkontraktion und schützt dabei den Muskel vor zu hoher Spannung. Die meisten Brüche treten als Folge einer sehr schnellen Kontraktion der Muskeln auf, die nicht mehr vom Golgi-Sehnenorgan abgefangen werden kann. Die *Muskelspindeln* sind für die Messung von Länge und Längenänderungen des Muskels zuständig.

Schmidt et al. (2005, 307ff) merken an, dass für die Wahrnehmung der Propriozeption nicht die oben angeführten Sensoren alleine verantwortlich sind, sondern auch die Mechanosensoren der Haut und afferente Nachrichten aus Mechanosensoren der Sehnen, der Gelenke und aus dem Vestibularorgan. All diese neuronalen Informationen werden dann vom Zentralnervensystem genutzt, um die komplexe Wahrnehmung von Körperstellung- und bewegung aufzubauen.

---

<sup>16</sup> proximal (lat. proximus = der Nächste): Zum Körper hin gelegen oder verlaufend (z. B. Oberschenkel, Oberarme).

<sup>17</sup> Distal (lat. *distare* „sich entfernen“): Vom Körperzentrum entfernt gelegen oder verlaufend (z. B. Unterschenkel, Unterarme).

### 3.1.3 Thermorezeptoren der Haut

Auf der Haut befinden sich spezifische Kalt- und Wärmepunkte, die jeweils eben nur auf Kälte- oder Wärmeempfinden reagieren. Es gibt also zwei Arten von Sensoren, über die Information des Temperaturempfindens in das Gehirn gelangt. Wärme- und Kältesensoren. Dabei sind auf einer

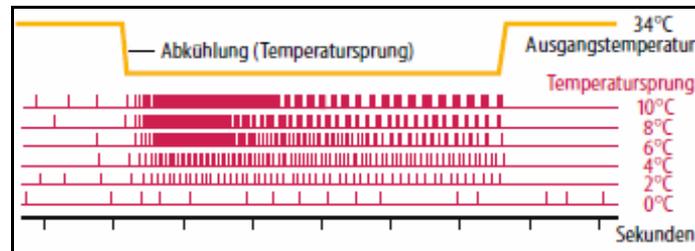
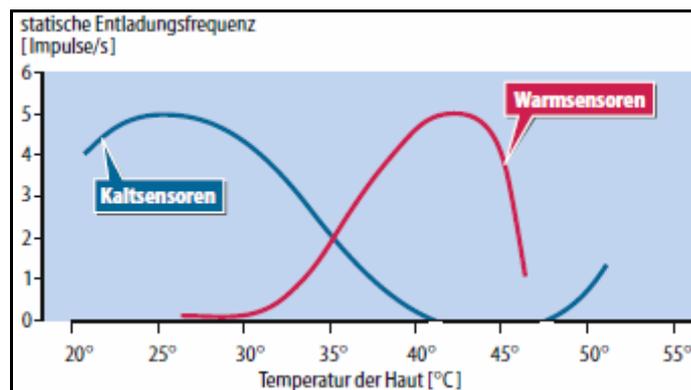


Abb. 3.4 Dynamische Entladungsfrequenz von Wärmesensoren [SCH 2005].

Handfläche pro cm<sup>2</sup> 1 bis 5 Kaltpunkte, aber nur 0,4 Wärmepunkte zu finden. Bei Kaltsensoren steigt die statische Entladungsfrequenz bei abnehmender Temperatur ab ca. 33 °C, wird weiter abgekühlt erreicht sie ein Maximum. Bei Wärmesensoren nimmt die Entladungsfrequenz von ca. 30°C bis 43°C zu, darüber kommt es zu einem schnellen Abfall. Dieser Zusammenhang ist aus Abb. 3.4 ersichtlich.

Die statische Entladungsfrequenz stellt sich erst nach ungefähr 30 Sekunden ein. In der Abkühlungsphase zeigen Kaltsensoren zwischenzeitlich eine enorme Erhöhung der Entladungsfrequenz, wie in Abb. 3.5 dargestellt ist. Für die Wärmesensoren gilt dieses Verhalten vice versa [Schmidt, 3003].



Es ist anzumerken, dass Kälte- wie

Abb. 3.5 Statische Entladungsfrequenz von Warm- bzw. Kaltsensoren [SCH 2005].

Wärmesensoren nicht nur auf Temperatur, sondern auch chemische Stimulation reagieren. Bei Kältesensoren verursacht Menthol ein Feuern der Rezeptoren und ein somit einhergehendes Kälteempfinden. Wärmesensoren dagegen reagieren auf Capsaicin (in Paprika und Chilischoten enthalten) mit Wärmeempfinden.

Steigt die Temperatur auf über 45 °C, übernehmen Schmerzrezeptoren die Wahrnehmung von gewebschädigender Hitze [sinnespsych – frings].

### 3.1.4 Schmerzrezeptoren der Haut

Die sog. *Nozizeptoren* sind spezielle Sinneszellen, die auf noxische Reize (lat. noxa, „der Schaden“) reagieren. Diese noxischen Reize können mechanischer, chemischer oder thermischer Natur sein. Die Endigungen der Nozizeptoren liegen in Haut, Gelenken und Organen. Das Schmerzsignal wird über lange Axone durch die Spinalnerven (vgl. Abb. 3.6) in die *Hinterhörner*<sup>18</sup> des Rückenmarks geleitet. Im Hinterhorn wird die Schmerzinformation sortiert und auf Projektionsneurone weitergegeben. Die Axone der Projektionsneurone ziehen sich über den Vorderseitenstrang zum Gehirn. Abb. 3.7 stellt den gesamten Zusammenhang der Schmerzweiterleitung dar.

Die Schmerzweiterleitung erfolgt dabei über zwei unterschiedliche Fasern. Die *A $\delta$ -Fasern* sind relativ dicke Axone (ca 3-5  $\mu\text{m}$ ), die von einer Myelinscheide<sup>19</sup> umhüllt

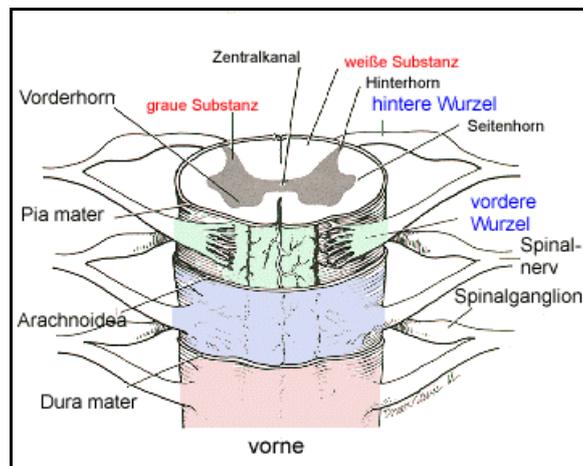


Abb. 3.6 Graue und weiße Substanz im Rückenmark [BIOK 2007].

sind. Ihre Leitungsgeschwindigkeit kann 5 bis 50  $\frac{\text{m}}{\text{s}}$  betragen. *C-Fasern* sind dünn (ca. 1  $\mu\text{m}$ ) und nicht myelinisiert. Sie zeigen Reizleitungsgeschwindigkeiten von

<sup>18</sup> Das Hinterhorn bildet die Eintrittsstelle für den hinteren sensiblen Teil der Spinalnervenwurzeln, die in der Peripherie entstandene, „gefühlte“ Informationen hoch zum Gehirn leiten (z.B. Schmerz, Temperatur, Tastsinn). Das Hinterhorn ist Teil der grauen Substanz des Rückenmarks und wird in die Schichten I-VII gegliedert. Quelle: <http://www.dr-gumpert.de/html/rueckenmark.html> & [http://de.wikipedia.org/wiki/R%C3%BCckenmark#Graue\\_Substanz](http://de.wikipedia.org/wiki/R%C3%BCckenmark#Graue_Substanz), [Datum des Zugriffs: 18.10.2011].

<sup>19</sup> Die Myelinscheide stellt, eine um die Axone der Nervenzellen (Neuronen) von Wirbeltieren gelagerte lipidreiche Schicht dar. Sie wirkt elektrisch isolierend. Ihre Funktion besteht im Schutz der Neuronen vor fremden Aktionspotenzialen und der schnelleren Erregungsausbreitung. Quelle: <http://de.wikipedia.org/wiki/Myelinscheide>, [Datum des Zugriffs: 07.10.2011].

unter  $1 \frac{m}{s}$ . Diese beiden Schmerzfasern erzeugen ein zeitlich verzögertes Schmerzempfinden. Die erste Schmerzempfindung wird durch die  $A\delta$ -Fasern geleitet und in Bruchteilen von Sekunden als stechend oder brennend empfunden (z.B. Schnitt in den Finger). Sie spielen bei der Auslösung von Schutzreflexen eine wichtige Rolle. Die zweite Schmerzempfindung wird durch die C-Fasern geleitet, tritt Sekunden später auf und wird als bohrend und dumpf beschrieben.  $A\delta$ -Fasern enden dabei in den Schichten I und V, die meisten C-Fasern in Schicht 2. Die  $A\alpha$ - und  $A\beta$ -Fasern für die Berührungs- und Temperatursensoren enden in den Schichten III und IV [Sinnspsych-frings] [KLI 2010, 655f].

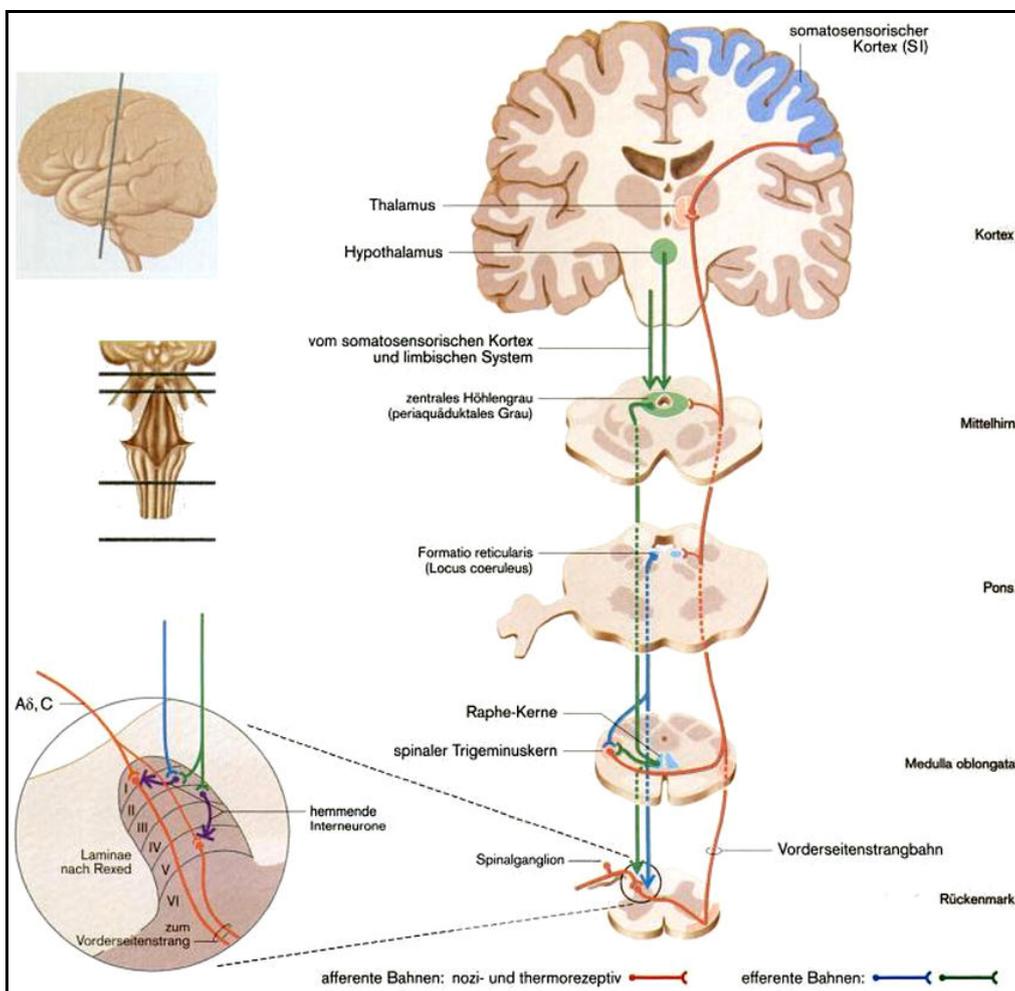


Abb. 3.7 Schmerzbahnen und ihre spinale Verschaltungen im Hinterhorn.  
 „Die aufsteigenden Bahnen der nozi- und thermorezeptiven Afferenzen ( $A\delta$ , C) sind rot dargestellt, die absteigenden hemmenden Systeme grün“ [KLI 2010].

## 3.2 Die Reizweiterleitung des Tastsinns zum Gehirn

Dieser Abschnitt soll erläutern wie die einzelnen Informationen der Mechano-, Thermorezeptoren und Nozizeptoren gesammelt bzw. an das Gehirn weitergeleitet werden, um dort als Tastsinn bewusst zu werden.

In der Haut befinden sich etwa 10-100 Mechanorezeptoren pro  $\text{cm}^2$ . Dies ergibt als grobe Schätzung bei einer Hautoberfläche von ca.  $2 \text{ m}^2$  eine Gesamtanzahl von 0,1 bis 12 Millionen Sensoren. Die Axone dieser Zellen werden in 62 Spinalnerven zusammengefasst, die dann in das Rückenmark geleitet werden (vgl. Abb. 3.8).

Der Zellkörper der Mechanorezeptoren liegt in den *Spinalganglien*. Von jeder Zelle verläuft von dort ein Axon durch die *Hinterwurzel* ins *Hinterhorn*. Dort bilden die Mechanorezeptoren Synapsen mit den nachgeschalteten Rückenmarksneuronen. Tritt ein sensorischer Reiz auf, erzeugen die Mechanorezeptoren ein sensorisches Signal. Dieses wird auf die Rückenmarksneuro

ne weitergeleitet und je nach Art des Reizes über den ipsilateralen Hinterstrang (Tastsinn) oder kontralateralen Vorderseitenstrang (Temperatur- und Schmerzsinne) in Richtung des Gehirns zum Zwischenhirn

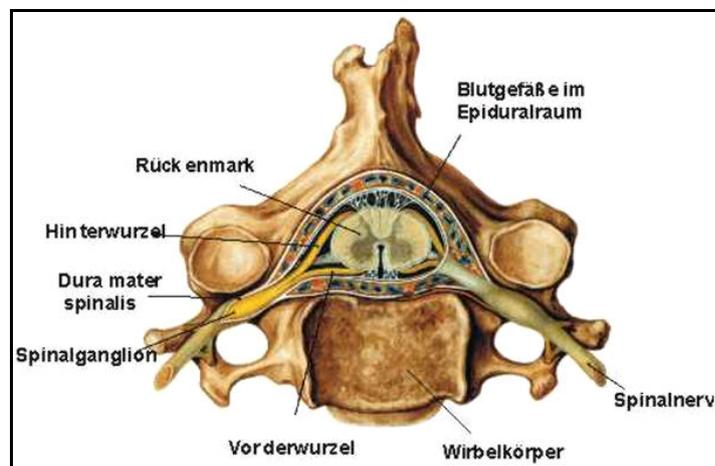


Abb. 3.8 Rückenwirbel mit Rückenmark.

„Im Querschnitt erkennt man die schmetterlingsförmige graue Substanz. Sie enthält die Zellkörper der Rückenmarksneurone. In der umgebenden weißen Substanz verlaufen die Axone“ [FRI 2003].

geschickt. Dort werden die sensorischen Signale auf nachfolgende Nervenzellen

<sup>20</sup> lat. ipse – derselbe; latus – die Seite. „Auf derselben Körperseite oder –hälfte gelegen.“

<sup>21</sup> lat. contra – entgegengesetzt; latus – die Seite; „Auf der entgegengesetzten Körperseite oder –hälfte gelegen.“

geschaltet, die die Information an den Thalamus schicken. Die Abb. 3.9 verdeutlicht den Zusammenhang zwischen Sensoren und Rückenmark.

Im Thalamus werden die Signale nach Hautbereichen getrennt (somatotopisch) verarbeitet, zur *Großhirnrinde* (der Teil des Großhirns, in dem bewusste Vorgänge, kognitive Prozesse, planvolles Handeln etc. verarbeitet werden) geleitet und dem Bewusstsein zugeführt. Die bewusste Verarbeitung des Tastsinns bzw. der Hautsinne erfolgt im *somatosensorischen Cortex* [Frings 2003].

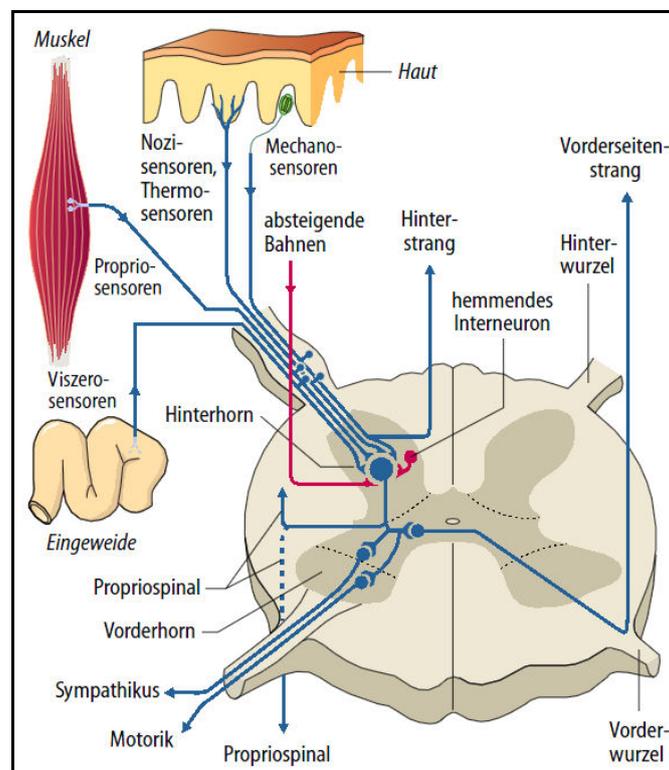


Abb. 3.9 „Verschaltung der somatoviszeralen Afferenzen im Rückenmark“ [SCH 2005].

### 3.3 Design-Parameter haptischer Geräte

Im Unterschied zu den anderen Sinnen, wie z.B. Sehen und Hören, erlaubt die Haptik einen bidirektionalen Informationsfluss, durch „Fühlen“ und „aktives Handeln“, was auch als *aktives*

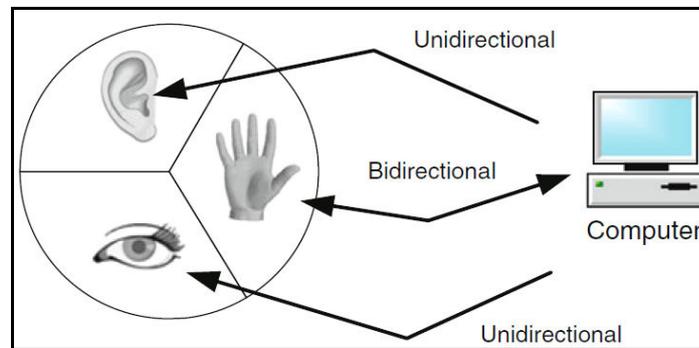


Abb. 3.10 Der bidirektionale Informationsfluss von Haptik [SAD 2011].

*Berühren* bezeichnet wird (siehe Abb. 3.10). Saddik et al. führen dabei als Beispiel „das Abtasten einer Tasse (auf deren Form)“ im Vergleich zum „Nähen mit einer Nadel“, bei dem die Grenze zwischen „Input“ und „Output“ beinahe verschwindet, an.[SAD 2011, 3]. Diese Tatsache, die auch vice versa für ein haptisches Interface gilt, stellt somit hohe Anforderungen an dessen Hardware bzw. Software, um „Ungereimtheiten“ (z.B. „Ruckeln“, Vibrationen, Verzögerungen, usw.), die in der realen Welt nicht auftreten würden, zu verhindern.

Dieser Abschnitt soll verdeutlichen wie wichtig das Wissen über die somatosensorischen, propriozeptorischen und neuralen Vorgänge des menschlichen Tastsinns ist, um haptische Geräte konzipieren zu können, die auf möglichst realistische Art und Weise dem Anwender erlauben, die virtuelle Umgebung auch haptisch zu erfahren und zu manipulieren. Hierzu werden ein psychophysikalisches Konzept zur Messung von Reizunterschieden und mehrere Spezifikationen, Kennwerte und Richtlinien zum Haptik-orientierten System-Design aus verschiedenen wissenschaftlichen Arbeiten ([GES 1997], [JON 2002], [KER 2009], [SAD 2011], [TAN 1994]) präsentiert, durch die Diskrepanzen zwischen virtueller und realer Welt („Ungereimtheiten“) vermieden werden können. Diese Kennwerte sind nur ein Auszug bzw. aufgrund der laufenden Forschungen nicht letztgültig.

### 3.3.1 Haptische Wahrnehmungsschwellen

Um haptische Systeme sinnvoll entwickeln zu können, ist es notwendig, die Vorgänge der haptischen Wahrnehmung genauer zu untersuchen. Es müssen daher Versuchsaufbauten bzw. Experimente durchgeführt werden, aus denen psychophysikalische Konzepte entwickelt werden können, um so die haptischen Wahrnehmungsschwellen zu quantifizieren. Dabei ist darauf zu achten, dass die Kennwerte sorgfältig und im richtigen Kontext des jeweiligen Versuchsaufbaus ermittelt wurden [KER 2009, 44].

Die Psychophysik beschäftigt sich dabei mit der Messung von Schwellwerten zur differentiellen Wahrnehmung und der Erfassung von Schwellwerten zur absoluten Wahrnehmung.

Ein Maß das von E. H. Weber (1834, in *De Pulsu, Resorptione, Auditu Et Tactu. Annotationes Anatomicae Et Physiologicae.*) [GRÜ 2008, 14] vorgestellt wurde, ist das der *Just-Noticeable-Difference (JND)*. Dieses Konzept quantifiziert die Sensitivität einer Person, wurde durch die Wissenschaft intensiv untersucht [SAD 2011, 63] und hat sich als eines der gängigen etabliert. Weitere Konzepte, Definitionen und Kennwerte, die einem grundlegenden Verständnis dienen, sind bei G. A. Gescheider [GES 1997] nachzulesen [KER 2009, 44].

An dieser Stelle soll die Just-Noticeable-Difference vorgestellt werden.

Die JND ist eine Messgröße, die die Änderung durch einen Stimulus angibt. Die Änderung des Stimulus wird als *difference threshold* oder *Differenz Limen (DL)* bezeichnet. Der DL ist dabei die Messung von  $\Delta\Phi$  als Unterschied eines Reizes  $\Phi_0$  von einem anderen Reiz  $\Phi_1$ . Der erste JND wäre demnach der erste DL nach dem *absoluten Schwellwert*<sup>22</sup>, der zweite JND würde aus der Summe des absoluten Schwellwertes und des ersten DL gebildet u.s.w. Der DL kann formeltechnisch so dargestellt werden:

$$DL = \Delta\Phi = \Phi_0 - \Phi_1$$

Die DL kommen bei den diversen Fragestellungen mit ihren unterschiedlichen Methoden zum Einsatz und lassen Rückschlüsse auf die neuronale Verarbeitung

---

<sup>22</sup> „Der absolute Schwellwert eines Reizes bezeichnet den Wert, ab dem ein Reiz  $\Phi$  überhaupt wahrgenommen wird.“ [KER 2009, 45].

der Reize zu. Eine klassische Methode zur Analyse des DL wäre die Präsentation eines Referenzreizes, und der Vergleich mit einem zweiten Reiz (Abb. 3.11) [KER 2009, 45].

Eine wichtige, von E. H. Weber 1834 dargestellte Form des DL  $\Delta\Phi$ , bezogen auf einen Referenzstimulus  $\Phi_0$  ist heute unter dem *Weber's law* bekannt:

$$\frac{\Delta\phi}{\phi_0} = c$$

Weber hat herausgefunden, dass der Wert  $c$  ein konstanter Quotient für eine spezifische Wahrnehmung ist. Bei seinen Experimenten, in denen er Gewichte auf der Haut platzierte, ermittelte er einen Wert für  $c = \frac{1}{30}$ , d.h. platziert man ein Gewicht von 200g auf die Haut, würde es ein Gewicht von ca. 206,67g ( $\frac{200g}{30} + 200g$ ) brauchen, um dieses als schwerer zu empfinden. Aus Webers Gesetzmäßigkeit ergibt sich, dass unterschiedliche Sinne und deren Wahrnehmung in ein Verhältnis zueinander gesetzt werden können [KER 2009,

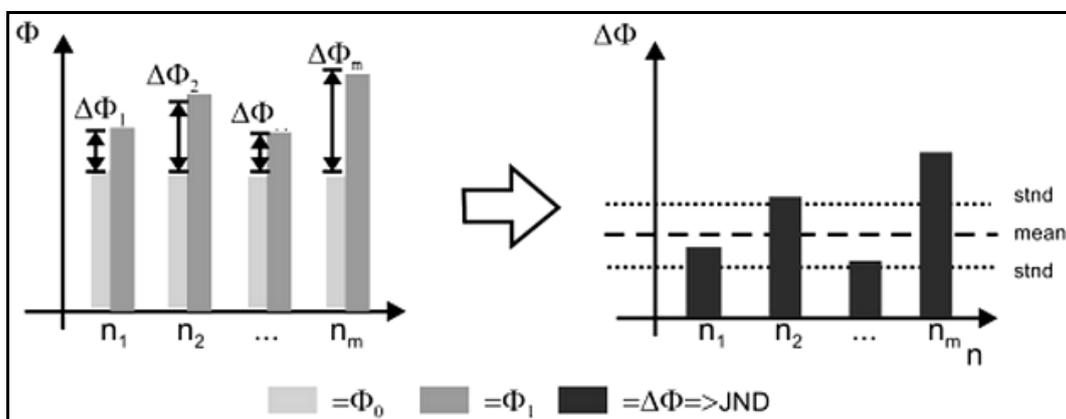


Abb. 3.11 „Ermittlung des DL als Resultat einer JND  $\Delta\Phi$  zwischen den Stimuli  $\Phi_0$  und  $\Phi_1$  aus  $m$  Probandenversuchen“ [KER 2009].

47-48].

Im Folgenden werden die wichtigsten Einflussfaktoren der bidirektionalen Kommunikation zwischen Benutzer und haptischem Gerät vorgestellt.

### 3.3.1.1 Kraft

Damit der Benutzer die Kraftänderungen eines haptischen Displays als „flüssig“ wahrnehmen kann, muss die Kraftauflösung des Gerätes mindestens der Wahrnehmung des Menschen entsprechen.

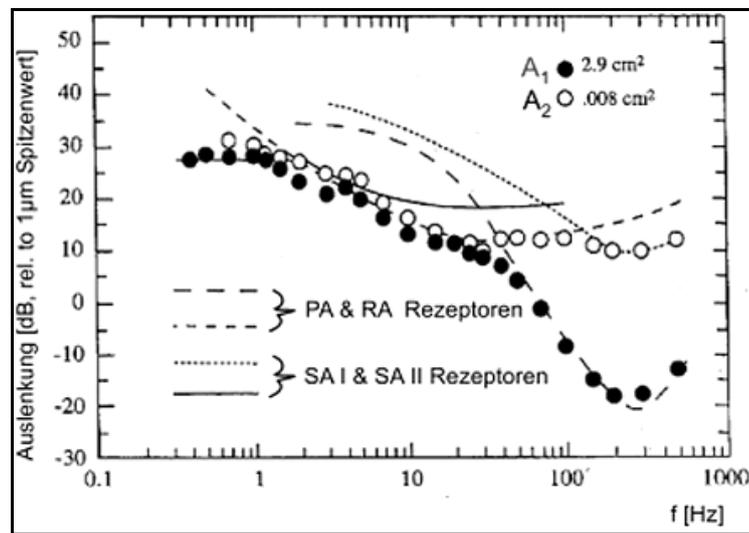


Abb. 3.12 „Frequenzabhängige Wahrnehmung von Schwingungen für zwei unterschiedliche Kontaktflächen  $A_1$  und  $A_2$ .“ [KER 2009].

Wie Jones (1989) und Pang, Tan & Durlach (1991) (zitiert nach Tan, Srinivasan, Eberman & Cheng, 1994) herausgefunden haben, liegt die Just-Noticeable-Difference für die menschliche Kraftwahrnehmung bei etwa 7 %. Dabei gibt Jones eine von 25 bis 410 *Newton* (N) und Pang et al. eine von 2,5 bis 10 *Newton* reichende Referenzkraft an.

Um das Gefühl der freien Beweglichkeit und der Wahrnehmung eines virtuellen Objektes nicht zu zerstören, darf ein haptisches Gerät keine spürbaren Vibrationen erzeugen [TAN 1994].

Ab welcher Frequenz ein vibrotakter Stimulus genau wahrgenommen wird, wurde von Gescheider, G. A., Bolanowski, S. J., Verrillo, R. T., Arpajian, D. J. & Rayn T. F. (2001, zitiert nach Kern, 2009) untersucht und ist in Abb. 3.12 dargestellt [KER 2009, 54].

### 3.3.1.2 Druck

Druck wird vom Körper wahrgenommen wenn eine kontinuierliche Kraft auf ihn einwirkt oder er auf ein Objekt Kraft ausübt.

Wie schon in den Abschnitten 3.1.1 darauf hingewiesen, variiert die Diskriminationsfähigkeit (*Einpunkt- bzw. Zweipunktschelle*) abhängig von den verschiedenen Regionen der Haut und der in ihr verteilten Mechanorezeptoren. So ist der sensitivste Bereich des Körpers in Bezug auf die Einpunktschwelle die Nase und der Mund, gefolgt von den Fingerbeeren (= Fingerkuppe). Bezüglich der

Zweipunktdiskrimination sind die Fingerbeeren die empfindlichsten, gefolgt von Nase und Mund. Dieses Verhalten sollte beim Entwurf von geeigneten Aktoren berücksichtigt werden, um z.B. der räumlichen Auflösung der verschiedenen Körperbereiche zu genügen. El Saddik et al. (2011) geben an, dass die Zweipunktschwelle für den Zeigefinger, also der räumliche Abstand zweier Stimuli, mindestens 2,5 mm betragen muss. Darunter würden die zwei Stimuli nur den Eindruck eines einzelnen erzeugen. Wie Tan et al. (1994, zitiert nach Saddik et al, 2011) in ihren Experimenten (Zusammenhang von Druckempfinden und Auflagefläche des Unterarms, dargestellt mit dem Konzept der JND) herausgefunden haben, vermindert sich das JND des Druckempfindens im Verhältnis 1:4 (von 15,6 nach 3,7%), wenn die Auflagefläche um einen Faktor 16 (von 1,3 auf 40,4 cm<sup>2</sup>) erhöht wird. Diese Tatsache lässt darauf schließen, dass wir weniger sensitiv auf Druckänderungen reagieren wenn die Kontaktfläche des Unterarms verkleinert wird [SAD 2011, 62-63].

#### 3.3.1.3 Positionierungsgenauigkeit

Saddik et al. (2011) definiert die Positionierungsgenauigkeit als die kleinste Einheit, üblicherweise in Millimeter oder dpi (engl. „dots per inch“) gemessen, die vom Endeffektor eines haptischen Gerätes gerade noch wahrgenommen werden kann. Zum Beispiel weist das haptische Werkzeug PHANTOM Omni®<sup>23</sup> eine Positionierungsgenauigkeit von circa 450 dpi (~0,055mm) auf.

Tan et al. (1994, zitiert nach Saddik et al, 2011) geben an, dass die Fingerspitzenposition direkt mit der Winkelauflösung zusammenhängt. Dabei wird eine JND von 2,5° im Fingergrundgelenk (MCP) und Fingermittelgelenk (PIP) angegeben, wodurch darauf geschlossen wurde, dass die Fingermittelgelenke eine höhere Auflösung als Fingerendgelenke (DIP) aufweisen. Weitere Experimente ergaben, dass die JND von Handgelenk und Ellbogen von 2° hin zur Schulter von 0,8° abnimmt [SAD 2011, 63].

#### 3.3.1.4 Steifigkeit

Damit dem Benutzer beim Bedienen eines haptischen Gerätes der Eindruck eines „festen“ Objektes in einer virtuellen Umgebung vorgetäuscht werden kann, muss

---

<sup>23</sup> Ist ein haptisches Force-Feedback Bedienelement aus der PHANTOM®-Reihe vom Hersteller SensAble. Mit diesem kommerziellen Produkt können virtuelle Objekte berührt und manipuliert werden. Zu den Einsatzbereichen zählen Produktdesign, medizinische Modellierungsaufgaben, Zahnrestaurierungen u.a. Quelle: <http://www.sensable.com/haptic-phantom-omni.htm>, [Datum des Zugriffs: 12.10.2011].

jener Schwellwert gefunden werden, ab welchem ein virtuelles Objekt als steif gilt.

Um diesen Punkt (*minimum stiffness*), ab wann ein Körper (z.B. eine Wand) als „fest“ wahrgenommen wird, zu finden, bedienten sich Tan et al. (1994) eines kleinen Aluminiumkragträgers<sup>24</sup> mit bestimmten Abmessungen ( $b \times l \times h$ ). Die Probanden mussten mit verschlossenen Augen solange entlang des Trägers Druck ausüben, bis sich dieser gerade noch als „fest“ empfinden ließ. Der Abstand  $l$  zwischen diesem Punkt und dem Einspannpunkt des Trägers wurde gemessen. Mehrere verschiedene Testdurchläufe ergaben einen Punkt der bei 31 cm (mit einer Standardabweichung von 5,1 cm) lag. Die Steifigkeit an jenem Wahrnehmungsschwellpunkt  $K$  wurde mit folgender Gleichung (Euler-Bernoulli-Theorie der elastischen Geraden) berechnet:

$$K = \frac{E * b * h^3}{4 * l^3},$$

wobei  $E$ , das Elastizitätsmodul von Aluminium #6061 angibt. Als Ergebnis von  $K$  wurden 153 bis 415  $\frac{N}{cm^2}$  angegeben. Die Beobachtungen aus diesem Experiment ergaben, dass die Probanden auf das visuelle System in Kombination mit dem haptischen System angewiesen sind um Steifigkeit präzise wahrzunehmen. Weiters stellt die physische Stimulation der Steifigkeit virtueller Gegenstände hohe Anforderungen an das mechanische Design einer haptischen Apparatur [TAN 1994].

#### 3.3.1.5 Kraftkontrolle

Wie Saddik et al. (2011) betonen, sollte ein haptisches Gerät über die gleiche oder höhere maximale Kraftausgabe wie der Menschen verfügen, um jeweils auf dessen Arm-, Hand, und Fingergelenke eingestellt werden zu können [SAD 2011,64].

Tan et al (1994) versuchten in ihren Experimenten die maximal *kontrollierbare* Kraft, die ein Mensch erzeugen (Maximum Controllable Force) und wie „fein“ diese kontrolliert werden kann (Average Force Control Resolution), zu dokumentieren. Dazu wurden die Probanden gebeten ihr maximales

---

<sup>24</sup> Ein Kragträger ist in der technischen Mechanik und der Baustatik ein einseitig gelagerter, waagerechter Balken, an dem eine Last hängt, das heißt ein Träger (also ein Bauteil eines Tragwerkes, z. B. eines Gebäudes), der nur ein Auflager hat. Quelle: <http://de.wikipedia.org/wiki/Kragtr%C3%A4ger>, [Datum des Zugriffs: 12.10.2011].

Kraftvermögen auf eine Kraftmessdose anzuwenden. Diese Versuche wurden mit den unterschiedlichen Gelenken durchgeführt. Dabei wurde auf die korrekte Ausführung der Messung geachtet. Wie aus Abb. 3.14 ersichtlich ist, nimmt die maximal kontrollierbare Kraft der verschiedenen Gelenke von 16,5 N (körperferne Gelenke) bis 102,3 N (körpernahe Gelenke) zu. Das mittlere absolute Auflösungsvermögen von Kraft beträgt 0,36 N. Weiters ist aus Abb. 3.13 ersichtlich, dass das Auflösungsvermögen in Prozent von 1,96% (körperfernen Gelenken) auf 0,87% (körpernah) fällt. Diese Zahlen legen den Schluss nahe, dass Kraft besser durch die Schultergelenke kontrolliert werden kann, als durch die Fingergelenke [TAN 1994].

Subject	Parameter	Joint Tested					
		PIP	MCP	Wrist	Elbow	Shoulder (side)	Shoulder (front)
Female	force (N)	16.5	17.6	35.5	49.1	68.7	87.2
	s.d. (N)	0.66	0.79	1.11	1.57	2.52	2.21
	s.d. (%)	3.99	4.50	3.12	3.19	3.67	2.54
Male #1	force (N)	41.9	45.1	64.3	98.4	101.5	101.6
	s.d. (N)	1.88	2.02	3.23	2.43	0.52	0.47
	s.d. (%)	4.48	4.47	5.02	2.47	0.51	0.46
Male #2	force (N)	50.9	42.6	55.5	78.0	102.3	101.7
	s.d. (N)	2.16	1.81	1.47	2.18	0.47	0.87
	s.d. (%)	4.24	4.24	2.65	2.79	0.46	0.86

Abb. 3.14 „Average Maximum Controllable Force with s.d. (standard deviation)“ [TAN 1994].

Subject	Parameter	Joint Tested					
		PIP	MCP	Wrist	Elbow	Shoulder (side)	Shoulder (front)
Female	Target Force (N)	8.9	8.9	17.8	22.2	35.6	44.4
	resolution (N)	0.30	0.30	0.35	0.32	0.40	0.43
	resolution (%)	3.32	3.35	1.98	1.45	1.13	0.96
Male#1	Target Force (N)	22.2	22.2	31.1	48.9	48.9	48.9
	resolution (N)	0.22	0.28	0.33	0.46	0.43	0.39
	resolution (%)	1.00	1.27	1.05	0.94	0.88	0.79
Male#2	Target Force (N)	22.2	22.2	26.7	35.6	48.9	48.9
	resolution (N)	0.35	0.30	0.34	0.52	0.35	0.43
	resolution (%)	1.56	1.33	1.27	1.46	0.71	0.88

Abb. 3.13 „Average Force Control Resolution“ [TAN 1994].

### 3.3.1.6 Temperatur

Haptische Displays stellen dem Benutzer in erster Linie eine Krafrückkopplung und eine taktile Rückkopplung zur Verfügung. Jones und Berris (2002) betonen, dass eine thermale Rückmeldung (aufgrund unterschiedlicher Wärmeleitfähigkeit diverser Materialien) zur Unterstützung von taktilem oder visuellem Feedback verwendet werden könnte, um Objekte in einer Umgebung besser erkennbar zu machen bzw. um Objekte realistischer darzustellen.

Um diesem Ziel einen Schritt näher zu kommen, müssen die Eigenschaften des menschlichen Thermosensoren-Systems (Temperatursinn) untersucht werden.

Wie Jones und Berris (2002) schreiben, hängt die Fähigkeit Temperaturunterschiede wahrzunehmen von folgenden Faktoren ab:

- der Ort an dem die Haut stimuliert wird,
- der Amplitude der Temperaturänderung,
- der Temperaturänderungsrate
- und der Ausgangstemperatur der Haut selbst.

Langsame Temperaturänderungen werden von der Haut erst wahrgenommen, wenn sich die Temperatur der Haut aus der neutralen Zone (30-36°C) bewegt. Schnelle Temperaturänderungen hingegen werden von der Haut rasch erkannt. Um die Stimulusfeurrate zu erhöhen müsste eine Temperaturänderung von ungefähr 0,3°C pro Sekunde erfolgen.

Ab wann Temperatur als kalt oder warm empfunden wird hängt vom Ansprechverhalten der Thermorezeptoren ab und ist in Abschnitt 3.1.3 nachzulesen. Weiters ist auf die spezielle Eigenschaft des Temperatursinns hinzuweisen, der den Fokus auf die quantitative Erfassung der Reize legt, ungeachtet von genauem Ort und Zeitraum des Reizauftritts. So ist es zum Beispiel möglich, das Temperaturempfinden gleich zu halten, wenn die Erwärmungsfläche verdoppelt, der Erwärmungsstimulus jedoch halbiert wird [JON 2002].

Mit dem Wissen über den Temperatursinn (genaues Temperaturverhalten bzgl. Zeit und Raum ist bei Jones und Berris (2002) nachzulesen), lassen sich somit Anforderungen für ein thermisches Display formulieren. Eine Auflistung dieser, die von Jones und Berris zusammengestellt wurde, ist aus Tabelle 3.15 zu entnehmen.

Physical parameter	Thermal threshold
Maximum temperature range	20°C
Heating resolution	0.001°C
Cooling resolution	0.002°C
Number of elements in array	2–10
Temporal transient resolution – cooling	20°C s <sup>-1</sup>
Temporal transient resolution – heating	20°C s <sup>-1</sup>

Tabelle 3.15 Eigenschaften eines thermischen Display[SAD 2011].

### 3.3.2 Kennwerte haptischer Wahrnehmung

In diesem Abschnitt werden einige Kennwerte der haptischen Wahrnehmungsfähigkeit und haptischen Ausgabefähigkeit des menschlichen Hand-Arm-Systems aufgelistet. Die Tabelle 3.16, Tabelle 3.17, Tabelle 3.19 und Tabelle 3.20 wurden von Kern (2009) entnommen und beruhen weitestgehend auf einer Sammlung von Doerrer [DOE 2003], wobei die Quellenangaben mit [Ker 2009] referenziert sind. Diese Tabellen geben interessante Einblicke in die Quantifizierungen des somatosensorischen und propriozeptorischen Systems, sind aber mit Bedacht auf die Methodik (vgl. 3.3.1) des Experiments zu betrachten. Tabelle 3.18 zeigt die unterschiedlichen Zweipunktschwellen am menschlichen Körper. Diese Tabelle wurde aus Schlick (2010) entnommen, ist aber auf Birbaumer und Schmidt (2006) referenziert [SCHL 2010].

Grundgröße	Kennwert	Körperstelle	Wert	Quelle
Geschwindigkeit	Maximale Geschwindigkeit	Finger (handnächstes Gelenk)	17 rad/s <sup>(a)</sup>	[85]
		Finger (mittleres Gelenk)	18 rad/s <sup>(a)</sup>	[85]
Bewegung	Bandbreite (Bewegung und Kraftausübung)	Finger	5-10 Hz <sup>(b)</sup>	[31]
		Arm, unerwartete Reaktion	1-2 Hz	[232]
		Arm, periodische Bewegung	2-5 Hz	[232]
		gelernte Trajektorie	bis 5 Hz	[232]
		Rellex	bis 10 Hz	[232]
Kraft	Maximale Kraft	Zeige-, Mittel-, Ringfinger	40-50 N <sup>(c)</sup>	[34]
		Daumen	85-100 N	[85]
		Handgelenk	35-65 N	[34]
		zwischen 2 Fingern: Fingerspitzengriff <sup>(d)</sup>	45-65 N <sup>(e)</sup>	[34]
		zwischen 2 Fingern: Schlüsselgriff <sup>(f)</sup>	76-109 N	[34]
	Ausübungsgenauigkeit	Fingerspitze (mit visuellem Feedback) <sup>(g)</sup>	40 mN <sup>(h)</sup>	[232]
		Fingerspitze (ohne visuelles Feedback)	11-15 % <sup>(i)</sup>	[232]
Drehmoment	Maximales Drehmoment	Finger (handnächstes Gelenk)	370-500 Ncm <sup>(j)</sup>	[85]
		Finger (mittleres Gelenk)	120-289 Ncm <sup>(j)</sup>	[85]
		Finger (handfernstes Gelenk)	40-85 Ncm <sup>(j)</sup>	[85]

Tabelle 3.16 Ausgabefähigkeit der menschlichen Hand [KER 2009].

- (a) Für langsame Bewegungen werden Geschwindigkeiten von 3-6 rad/s für handnächste und mittlere Fingergelenke angegeben [85].
- (b) Die Bandbreite der Ausgabefähigkeiten ist situationsabhängig: unerwartete Signale: 1-2 Hz, periodische Signale: 2-5 Hz, bekannte Bewegungsabläufe: ca. 5 Hz, Reflexreaktionen: ca. 10 Hz [31].
- (c) Bei gestreckten Fingern und Bewegung nur am handnächsten Gelenk. Diese Werte sind weitgehend unabhängig von der Gelenkstellung (Beugung zwischen 0 und 80°) [34].
- (d) Es müssen verschiedene Griffpositionen der Finger unterschieden werden. Fingerspitzengriff bedeutet, dass ausschließlich die Fingerspitzen am Griff beteiligt sind. Eine Übersicht der Griffpositionen ist in [34] zu finden.
- (e) Die Maximalkraft kann nicht auf Dauer ausgeübt werden. Bei einer periodischen Kraftausübung von 25 % der Maximalkraft für 15 s mit anschließender Pause von 15 s entsteht schon nach 10 min der Eindruck einer Erschöpfung. Bei 15 % der Maximalkraft entsteht dieser Eindruck erst nach 104 min [278].
- (f) Beim Schlüsselgriff drückt der Daumen an den seitlichen Bereich des Zeigefingers.
- (g) Aufgabe der Versuchsteilnehmer war das Ausüben einer konstanten Kraft. Dabei wurde auf einem Monitor die aktuell ausgeübte Kraft visuell rückgemeldet [232].
- (h) Dieser durchschnittliche Fehler wurde weitgehend unabhängig vom Betrag der auszuübenden Kraft zwischen 0,25 und 1,5 N festgestellt. Die Kräfte wurden 14 s aufrechterhalten [232].
- (i) Ohne visuelle Rückmeldung wird der Fehler deutlich größer und hängt von der auszuübenden Kraft ab, weshalb die Angabe in Prozentwerten erfolgt [232].
- (j) Die Werte wurden rechnerisch aus Fingerkräften und -abmessungen bestimmt [85].

Tabelle 3.17 Ergänzungen zu „Ausgabefähigkeit der menschlichen Hand“ [KER 2009].

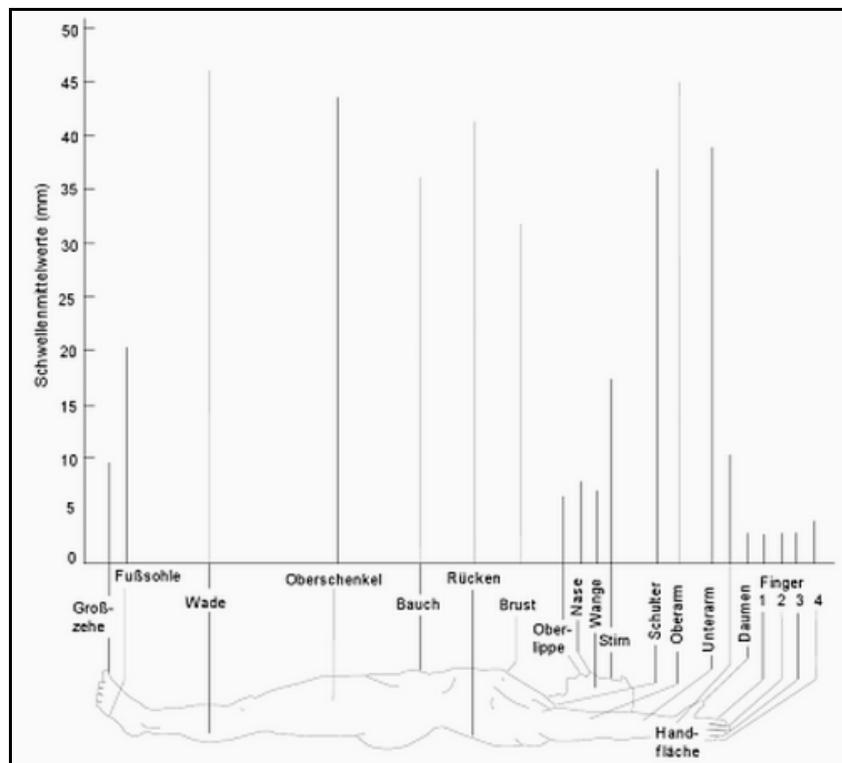


Tabelle 3.18 Werte der Zweipunktschwelle an unterschiedlichen Körperstellen [SCHL 2010].

Grundgröße	Kennwert	Körperstelle	Wert	Quelle
Statische Auslenkung / Position	Hautauslenkung, Absolutschwelle <sup>(a)</sup>	Fingerspitze (taktil)	10 $\mu\text{m}$ <sup>(b)</sup>	[120]
	Zweipunktschwelle <sup>(c)</sup> (Räumliche Auflösung)	Fingerspitze (taktil)	2-3 mm <sup>(d, e, f)</sup>	[34][120]
		Handfläche (taktil)	10-11 mm	[120][223]
	Positionsauflösung, Differenzschwelle (DL) <sup>(g)</sup>	Fingergelenk (kinästhetisch)	2,5 °	[244]
Handgelenk (kinästhetisch)		2,0 °	[244]	
Dynamische Auslenkung (Vibration)	Frequenz, Obergrenze (taktile Wahrnehmung)	Finger (taktil)	5-10 kHz	[31][34]
	Frequenz, Obergrenze (kinästhetische Wahrn.)	gesamter Körper (kinästhetisch)	20-30 Hz	[31]
	Maximale Empfindlichkeit	Fingerspitze, Handfläche (taktil)	bei 200-300 Hz	[15][25][120]
		Fingerspitze, Handfläche (taktil)	0,1-0,2 $\mu\text{m}$ bei 200-300 Hz <sup>(h, i, j)</sup>	[15][25][120]
	Amplitudenauflösung, Differenzschwelle (DL) <sup>(k)</sup>	Fingerspitze (taktil)	10-25 %	[25]
	Frequenzauflösung, Differenzschwelle (DL)	Fingerspitze (taktil)	8-10 % <sup>(k)</sup>	[25]
Kraft und Druck	Kraft, Absolutschwelle	Fingerspitze <sup>(l)</sup> (taktil)	0,8 mN	[34]
		Handfläche (taktil)	1,5 mN	[34]
	Kraft, Differenzschwelle (DL)	gesamter Körper (kinästhetisch)	5-10 % (ca. 7 %) <sup>(m, n, o)</sup>	[186]
	Druck, Absolutschwelle	Finger (taktil)	0,2 N/cm <sup>2</sup> <sup>(p)</sup>	[222]
		Handgelenk (kinästhetisch)	4-19 % <sup>(q)</sup>	[244]
Drehmoment	Differenzschwelle (DL)	Daumen, Zeigefinger (kinästhetisch)	12,7 % <sup>(r)</sup>	[112]
Nachgiebigkeit	Differenzschwelle (DL)	Daumen, Zeigefinger (kinästhetisch)	5-15 % <sup>(s, t)</sup>	[243]

Tabelle 3.19 Wahrnehmungsfähigkeit der menschlichen Hand [KER 2009].

- (a) Absolutschwelle: Ab diesem absoluten Grenzwert wird der Reiz wahrgenommen.
- (b) Wird eine Bewegung des Fingers zugelassen, so können Oberflächenstrukturen mit  $0,85 \mu\text{m}$  Höhe wahrgenommen werden [136].
- (c) Zwei Reize mit einem örtlichen Abstand größer der Zweipunktschwelle werden unterscheidbar wahrgenommen. Die räumliche Auflösung ist der Kehrwert der Zweipunktschwelle. Die Tabellen zur Zweipunktschwelle am menschlichen Körper sind sehr umfangreich. Generell nehmen die Werte beginnend von der Fingerspitze mit 1 mm bis zu Bauch und Rücken mit 10 mm zu. Die Bedeutung der Zweipunktschwelle wird widersprüchlich diskutiert, da die Wahrnehmung von Scherungen der Haut heute mehr Bedeutung zugesprochen wird. Dennoch vermittelt die Zweipunktschwelle einen guten qualitativen Eindruck der Rezeptordichten am Körper.
- (d) Bei vibrotaktile Stimulation (Vibrationen) befindet sich die Zweipunktschwelle an der unteren Grenze von 2 mm [120].
- (e) Die Zweipunktschwelle wird kleiner, wenn die Reize nicht gleichzeitig, sondern zeitlich nacheinander dargeboten werden [120].
- (f) Eine Positionsveränderung eines Reizes kann örtlich zehnfach besser aufgelöst werden als die Zweipunktschwelle [120].
- (g) siehe Abschnitt 3.2.1.1
- (h) Die Wahrnehmungsschwelle hängt stark von der Vibrationsfrequenz, dem Ort der Reizung und der Größe der Reizfläche ab [25][120][223].
- (i) Amplituden größer als 0,1 mm werden an der Fingerspitze als lästig empfunden [25].
- (j) Bei Reizung mit konstanter Frequenz und Amplitude findet eine Desensibilisierung statt, die bis zu einem Taubheitsgefühl führen und nach Beenden der Reizung noch mehrere Minuten andauern kann [35][119].
- (k) Die Fähigkeit Reize zu unterscheiden reduziert sich ab 320 Hz [31].
- (l) Die Absolutschwelle der Kraftwahrnehmung wird von taktilen Mechanorezeptoren durch die Verformung der Haut registriert.
- (m) Der Wert von 7 % wurde als weitgehend unabhängig vom betreffenden Muskelsystem und vom Betrag der Kraft ermittelt [186].
- (n) Ein spezieller Versuch bezüglich Kräften zwischen Daumen und Zeigefinger zeigte eine JND von 5-10 % für Referenzkräfte zwischen 2,5 und 10 N bei einem Fingerabstand von 45 bis 125 mm. Für kleinere Kräfte wird eine größere JND vermutet [186].
- (o) Bei einem Versuch zur Unterscheidung von Massen unterschiedlicher Gegenstände wurde eine JND von 10 % festgestellt [15].
- (p) Die taktile Wahrnehmung des Menschen ist besonders empfindlich für Druckgradienten und speziell für Objektkanten [244].
- (q) Versuch bei einem Referenzdruck von  $1,8 \text{ N/cm}^2$ . JND stark ansteigend mit abnehmender Kontaktfläche: 4,4 % bei  $5,06 \text{ cm}^2$ , 18,8 % bei  $1,27 \text{ cm}^2$  [244].
- (r) Versuch bei einem Referenzdrehmoment von 60 mNm.
- (s) Versuch bei einer Referenznachgiebigkeit von 4 mm/N und einem Federweg von 15 bis 35 mm.
- (t) Bei der Wahrnehmung der Nachgiebigkeit spielt die geleistete Arbeit beim Stauchen und die Verformung der Objektfläche eine Rolle [34].

Tabelle 3.20 „Ergänzungen zu Wahrnehmungsfähigkeit der menschlichen Hand“ [KER 2009].

# 4 Konzeption des *Reactive Shape Displays*

## 4.1 Designkriterien

Aufbauend auf den Erkenntnissen eines Prototypen (aus Informatik Praktikum I) sollte ein SD konzipiert werden, das möglichst kostengünstig, kompakt, einfach und mit handelsüblicher Hardware (Sensoren, Motoren etc.) gebaut werden kann. Weiters sollte eine Interaktion mit dem Computer über das SD möglich sein. Die Interaktion mit dem SD sollte dabei auf zwei Arten stattfinden. Zum einen kann das von den SD-Stiften dargestellte „Bild“ mit den Fingern ertastet werden, zum anderen löst ein Drücken auf einen der Stifte eine Aktion des SD (z.B. Einfahren aller Stifte oder Einfahren des gedrückten Stiftes um einen Betrag) aus.

Um dies zu erreichen sollte das SD mit der sog. „Reaktivität“ ausgestattet werden. Mit der Reaktivität, die das Bowdenzug-Prinzip verwendet, ist eine mechanische „Entkopplung“ möglich, sodass die Displayfläche nicht mehr von der Größe der mechanischen Komponenten (z.B. Motoren) abhängig ist. Dadurch kann ein größeres (mit einer größeren Anzahl von Stiften) bzw. höher (mit engeren Abständen zwischen den Stiften) aufgelöstes Shape Display realisiert werden.

Es sei angemerkt, dass im gesamten (maschinenbaulichen) Entwurfprozess das CAD-Programm *Inventor® Professional 2010* von *Autodesk®* zum Einsatz kam.

Mit dieser Applikation wurde eine Visualisierung als grobe Vorlage des zukünftigen SD erstellt, um genaue Kenntnisse über die Anordnungen, Abmessungen und Abstände der einzelnen Komponenten zu gewinnen, um über wichtige Daten im Fertigungsprozess (z.B. Fräsen der unterschiedlichen Kanäle in den *Gehäuseslots*) zu verfügen und generell die optische Erscheinung des gesamten Aufbaues beeinflussen zu können.

Schon im Vorfeld konnten so einige Probleme lokalisiert bzw. Lösungen gefunden werden, um diese zu umgehen.

Um die Gesamtansicht des reactive SD (siehe Abb. 4.1) zu erhalten, war es notwendig, die einzelnen Komponenten wie Motoren, Photointerruptoren, Stifte,

Gehäuse usw. aus den Abmessungen der Datenblättern zu konstruieren und anschließend zusammenzufügen. Die Schwierigkeit dabei war es, aus der Vielfalt einer Komponentenkategorie (z.B. Schrittmotoren), die ihren Anforderungen (genügend Haltemoment) und Abmessungen (kleine Bauweise, richtiger Wellendurchmesser) richtige auszuwählen.

Die nachfolgenden Abschnitte sind in mechanische, elektronische und softwaretechnische Designkriterien unterteilt und sollen den Entwurfprozess bzw. die Komponentenauswahl genauer erklären.

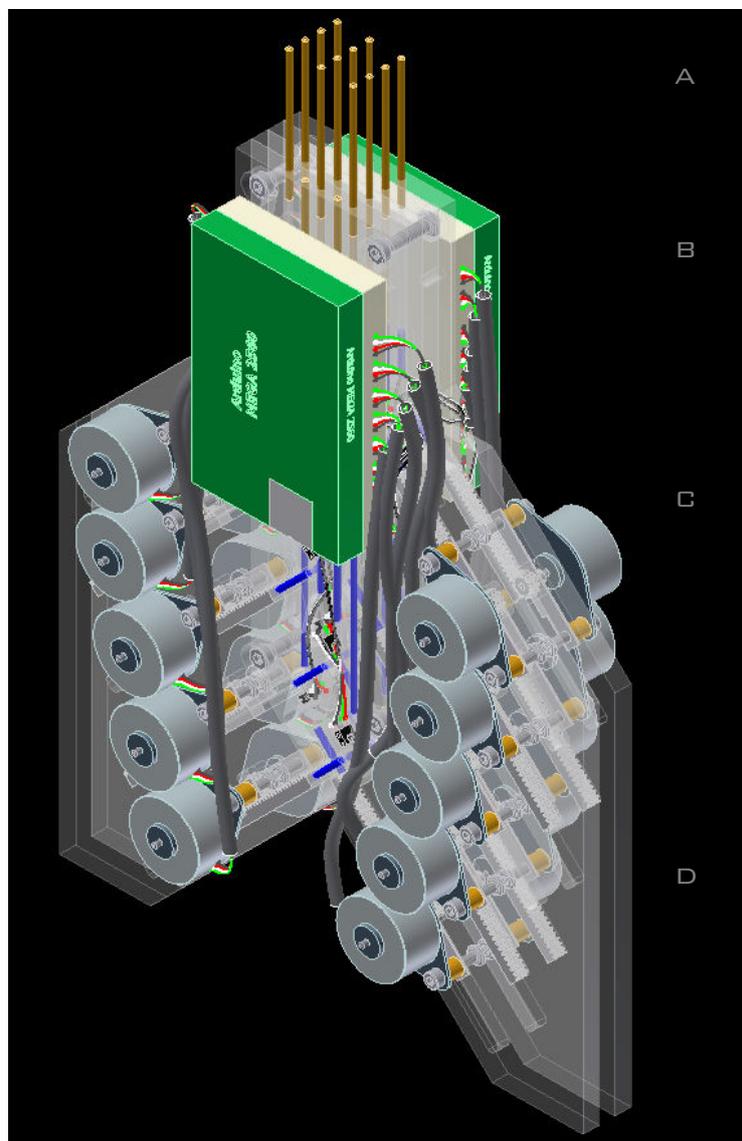


Abb. 4.1 Reactive Shape Display. Gesamtansicht des CAD-Entwurfs. (A) Stifte (B) Arduino-Mikrocontroller mit Shield (C) Motoren mit Ritzeln und Zahnstangen (D) Gehäuse mit Fräsungen bzw. Bohrungen.

### 4.1.1 Mechanische Designkriterien

Als erstes Designkriterium wurde eine möglichst hochaufgelöste nutzbare **Displayfläche** identifiziert.

Das SD sollte aus 5 x 4 ausfahrbaren Stiften bestehen, die in Abständen von ca. 6 mm angeordnet sind. Die Stifte sollten einen Durchmesser von 2,4 mm aufweisen, um einerseits der taktilen Zweipunktschwelle (räumliche Auflösung) der Fingerspitzen (daraus ergibt sich ein Abstand von ca. 3,6 mm zwischen zwei Stiften) (vgl. Tabelle 3.18) und andererseits der Mechanik bzgl. Herstellung und Spiel der Führungslöcher ( $\varnothing$  2,5 mm) zu genügen. Die Abmessungen, die sich daraus ergeben, spannen eine 26,4 mm x 20,4 mm taktile Displayfläche auf.

Als maximaler Verfahrensweg eines Stiftes wurden 40 mm angedacht, um über ein möglichst hohes Darstellungsspektrum in vertikaler Richtung zu verfügen. Die 20 Stifte bestehen aus leichtem Styrol-Kunststoff, um die bewegten Massen möglichst gering zu halten.

Um dem rSD die Fähigkeit der „Interaktivität“ zu verleihen, wurde, wie schon erwähnt, das „Prinzip des Bowdenzugs“<sup>25</sup> verwendet. Wie dieses Prinzip umgesetzt wurde, soll im Folgenden näher erläutert werden. Der schematische Aufbau und die Funktionsweise sind aus Abb. 4.2 ersichtlich.

#### 4.1.1.1 Mechanische Funktionsweise der Reaktivität.

Aus Gründen der Modularität und der leichteren Fehlerbehebung wurden jeweils fünf Tactel-Einheiten auf einem Gehäuseslot zusammengefasst.

Eine Tactel-Einheit besteht im Wesentlichen aus Schrittmotor, Ritzel, Zahnstange, Lichtwellenleiter (LWL), Photointerrupter (= Infrarot-Lichtschranke) und Stift.

Um die unterschiedlichen Höhe der Stifte und die daraus resultierenden Formen einzustellen, treibt der Motor die Zahnstange über ein Ritzel an. Die Kraftweiterleitung erfolgt über den LWL, der mit Zahnstange und Stift fix verbunden ist. Ist die Endposition erreicht, blockiert der Motor durch sein Haltemoment das System.

---

<sup>25</sup> Diese Bezeichnung wurzelt in der Tatsache, dass dünne Kunststoffröhrchen den Mantel, der Lichtwellenleiter den Kern des Bowdenzugs bilden (vgl. Abb. 4.2).

Wird bei Interaktion genügend Druck (in Richtung des roten Pfeils) auf einen der Stifte ausgeübt, wird der LWL, bei blockierendem Motor, gebogen (rote Strichlierung). Diese Veränderung bewirkt eine Unterbrechung des Infrarotlichtstrahls bzw. eine Änderung des Ausgangs des Photointerrupters, die von einem Mikrocontroller registriert wird. Das System nimmt somit eine Benutzer-Interaktion wahr.

Durch seine hohe Biegsamkeit bei ausreichender Steifigkeit sollte der **Lichtwellenleiter** (Bowdenzug-> Seele) das optimale Element zur Kraftübertragung darstellen.

Um die Flexion des Lichtwellenleiters an einer ganz bestimmten Stelle (Photointerrupter) einzuleiten, sollte es notwendig sein, diesen in einem Winkel von  $45^\circ$  umzuleiten. Dabei wird der Lichtwellenleiter in dünnen Kunststoffröhrchen geführt. Ein weiterer Vorteil, der sich durch die Umlenkung ergibt, stellt die Platzeinsparung in vertikaler Richtung dar.

Aufgrund der hohen Positioniergenauigkeit (bei konstantem Schrittwinkel), des Haltemoments in Ruhelage, der unkomplizierten Ansteuerweise (keine zusätzlichen Sensoren für Positionsmessung), die unterschiedlichen Betriebsmodi durch den Treiberchip und der ausreichenden Geschwindigkeit sollte als Antrieb ein **Schrittmotor**

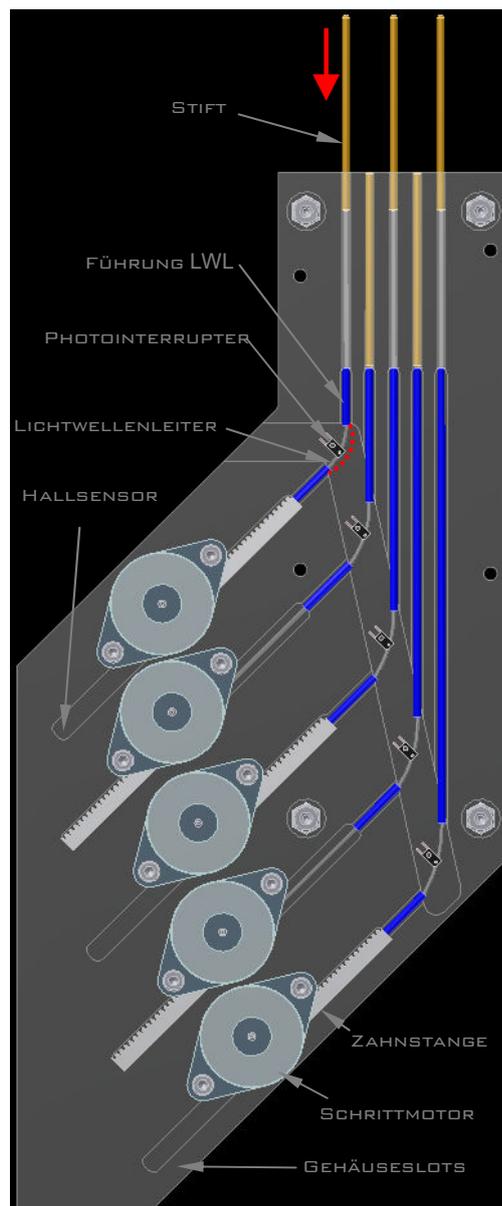


Abb. 4.2 Schematischer Aufbau eines Gehäuseslots (im endgültigen Entwurf wurden die Photointerruptoren um  $180^\circ$  gedreht).

zum Einsatz kommen. Um eine genügend hohe Ausfahrgeschwindigkeit zu

erzielen, wird die Drehbewegung von einem **Ritzel** auf eine **Zahnstange** umgesetzt, die in einer gefrästen Führung hin und her gleitet. Aus der Konfiguration von Motor, Ritzel und Zahnstange ergibt sich bei einem Motorschrittwinkel von  $7,5^\circ$  und einem Ritzeldurchmesser von 6,5 mm eine vertikale Auflösung ca. 0,43 mm pro Schritt. Zur Referenzierung einer Tactel-Einheit wurde ein Hallsensor am äußeren Ende der Zahnstangenführung angebracht, der den Zustand seines Ausgangs bei der Annäherung eines Magneten ändert.

Um die Führungen (für Stifte, Zahnstangen und LWL) und die Kanäle (für Sensorleitungen und Photointerruptoren) in ein modularisiertes System zu packen, wurden 4 **Gehäuseslots** angedacht.

Die einzelnen Gehäuseslots sollten aus durchsichtigem Plexiglas® bestehen, da dieses trotz hoher Festigkeit leicht zu bearbeiten ist und sich aufgrund der Transparenz etwaige Fehler leichter identifizieren lassen. Ein weiterer Vorteil, der sich daraus ergibt, ist die Möglichkeit, Komponenten mittels einer Klebeverbindung zu fixieren und dadurch auf platzraubende Befestigungskonstruktionen verzichten zu können. Durch die geforderten Abmessungen der Displayfläche (Abstände der Stifte) sollte die Dicke eines Gehäuseslots 6 mm betragen und so einen guten Kompromiss zwischen Kompaktheit und Realisierung (Fertigung und Platzierbarkeit der Teile) herstellen.

Alle bewegten Teile der Tactel-Einheit bestehen aus Kunststoff, um die Massen möglichst gering zu halten und so die Agilität des Motors so wenig wie möglich zu beeinträchtigen.

## 4.1.2 Elektronische Designkriterien

Die Registrierung der Benutzer-Interaktion bzw. der Referenzposition sollte mittels 20 Photointerruptoren bzw. 20 Hallsensoren umgesetzt werden. Die Ansteuerung der 20 Schrittmotoren sollte durch einen passenden Schrittmotor-Treiber realisiert werden.

Dazu sollten vier **PCBs**<sup>26</sup> (*Schrittmotor-Treiber-Platine*) entwickelt werden, die jeweils fünf Schrittmotor-Treiber-Chips und Stecker bzw. Widerstände der Sensoren zusammenfassen (vgl. Abb. 4.3). Um die ein- und ausgehenden Signale

---

<sup>26</sup> Printed Circuit Board.

---

(Sensorinformationen und Steuersignale für Treiber) eines Mikrocontrollers über 40-polige Flachbandkabel auf je zwei Gehäuseslots aufzuteilen, sollte es notwendig sein, zwei PCBs (*Shield*) zu entwerfen, die jeweils auf einen Mikrocontroller aufgesetzt werden. Dieser Shield sollte außerdem den nötigen Strom (von einer externen Stromquelle, ATX-Netzteil) für Motoren, Sensoren und Schrittmotor-Treiber-Platinen bereitstellen (vgl. Abb. 4.3 und Abb. 4.4).

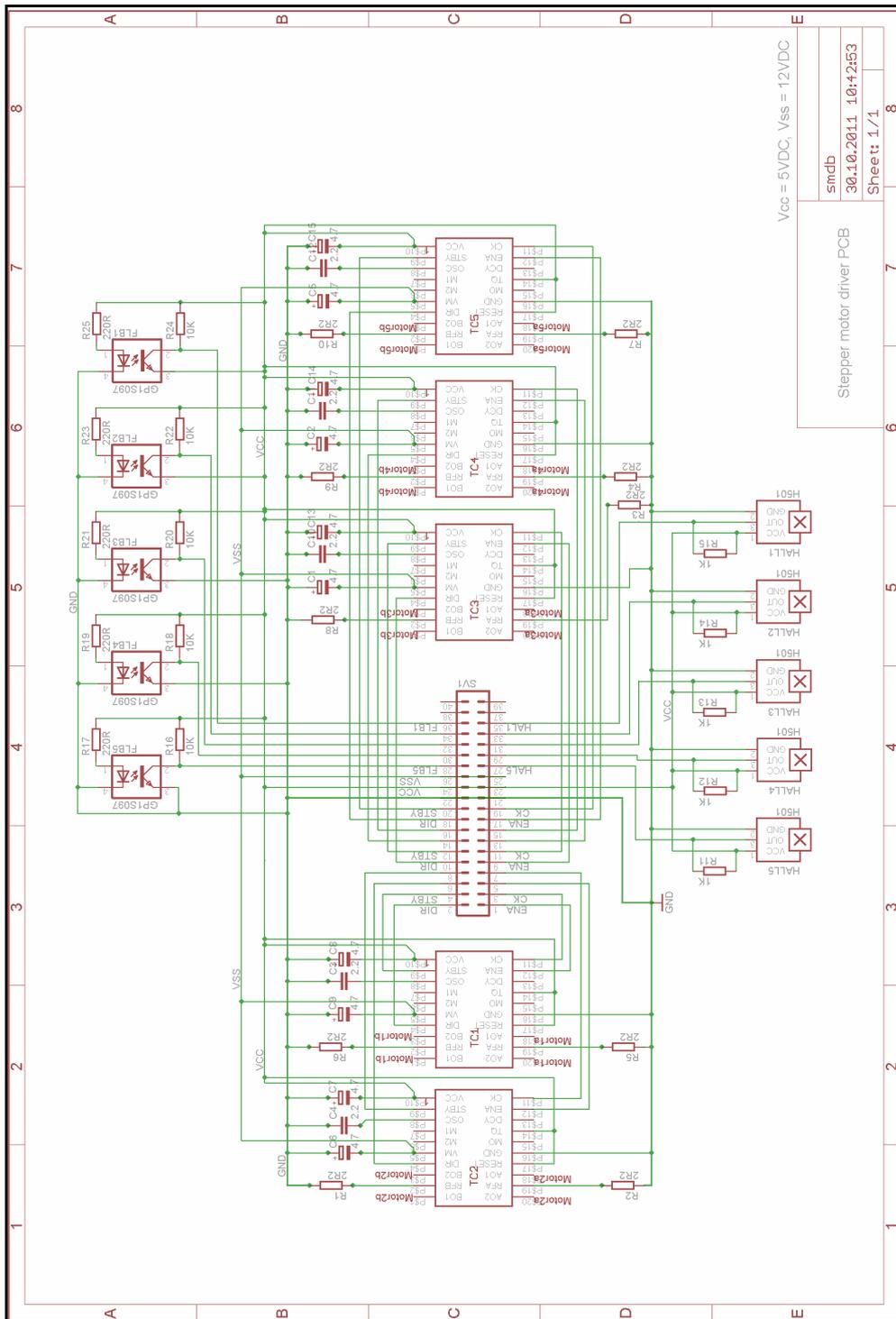


Abb. 4.3 Schaltplan der Schrittmotor-Treiber-Platine.

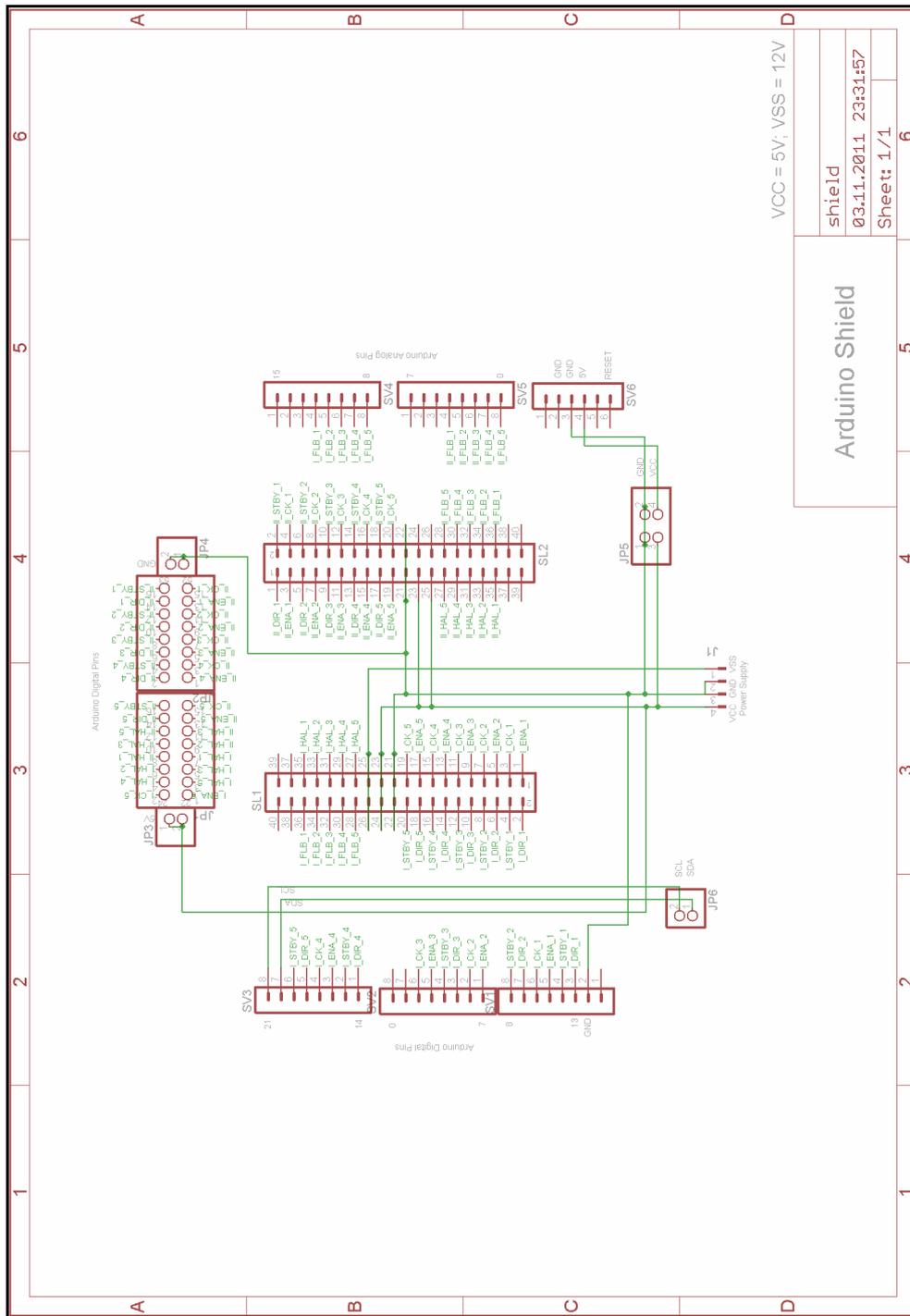


Abb. 4.4 Schaltplan des Arduino Shields.

Die Größe der Boards sollte möglichst kompakt gestaltet werden. Dazu wurden einerseits Komponenten der SMD-Bauweise (hauptsächlich Bauform 0805) verwendet, andererseits das Platinen-Layout doppelseitig ausgeführt. Das Platinen-Layout und die Schaltpläne wurden mit dem CAD-Programm *Eagle* von *CadSoft* in der *Version 5.10.0* entworfen.

Da das Platinenlayout hauptsächlich vom verwendeten **Schrittmotor-Treiber** abhängen würde, musste ein passender Treiber-Chip gefunden werden. Dieser sollte folgende Anforderungen aufweisen: Kleine Bauweise, kostengünstig und in ausreichender Stückzahl verfügbar, TTL-Logik, die Möglichkeit relative hohe Leistung (maximale Leistungsaufnahme des Motors von ca. 0,25 Ampere bei 12 Volt) durchzuschalten und eine möglichst unkomplizierte Ansteuerart, um die Anzahl der Steuerleitungen möglichst gering zu halten (da Anzahl an Ein/Ausgänge des Mikrocontrollers begrenzt). Alle diese Anforderungen vereinte der Chip TB6608FNG von TOSHIBA.

#### 4.1.2.1 Ansteuerung des Treiber-Chips TB6608FNG

Die Ansteuerung des TB6608FNG erfolgt über die Mikrocontroller, die jeweils vier Pins (Pin2: STBY (Standby), Pin7: CW/CCW (Richtung), Pin19: ENABLE und Pin20: CK (Clock)) kontrollieren. Abb. 4.5 stellt eine Motor-Treiber-Mikrocontroller-Konfiguration vereinfacht dar.

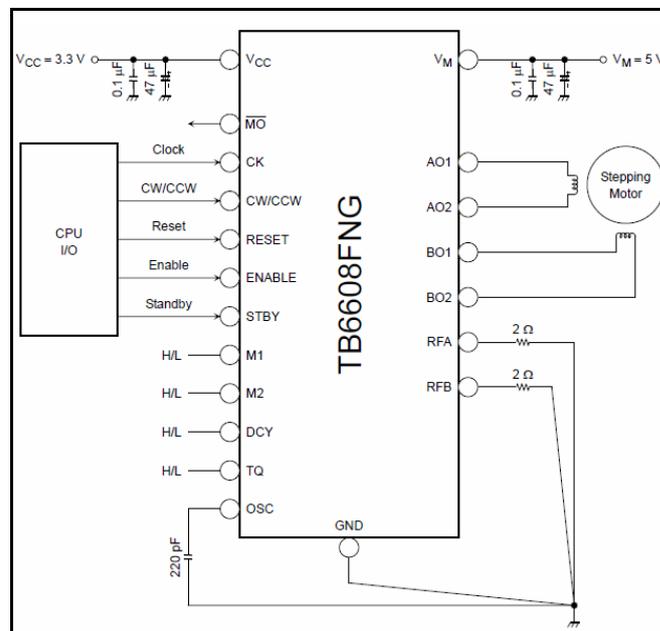


Abb. 4.5 Motor-Treiber-Mikrocontroller-Konfiguration [TOS 2007].

Aus Tabelle. 4.6 sind die verschiedenen Betriebsmodi ersichtlich.

Inputs					Operating Mode
CK	CW/CCW	RESET	ENABLE	STBY	
	L	H	H	H	CW
	H	H	H	H	CCW
X	X	L	H	H	Initial mode
X	X	X	L	H	Enable Wait mode (Outputs: high impedance)
X	X	X	X	L	Standby mode (Outputs: high impedance)

X: Don't Care

Tabelle. 4.6 Eingangssignale und Operationsmodi [TOS 2007].

Um den Motor in Bewegung zu setzen müssen die Pins für RESET, ENABLE und STBY auf ‚HIGH‘, der Pin für die Drehrichtung auf ‚HIGH‘ bzw. ‚LOW‘ gesetzt sein. Das vom Mikrokontroller erzeugte Clock-Signal CK bestimmt dabei die Geschwindigkeit (theoretische Geschwindigkeitsberechnung siehe S. 76). Wird kein Clock-Signal generiert und sind die Pins RESET, ENABLE und STBY auf ‚HIGH‘ gesetzt, erzeugt der Schrittmotor sein maximales Haltemoment und fixiert somit die Tactel-Einheit.

Der Treiber-Chip sollte im sogenannten. 2-Phasen-Ansteuerungsmodus (*2-phase excitation mode*) betrieben werden (vgl. Abb. 4.7). Mit den Zustandsänderungen von Pin M1 und M2 wären weitere Betriebsmodi denkbar (z.B. Halbschrittmodus zur genaueren Positionierung).

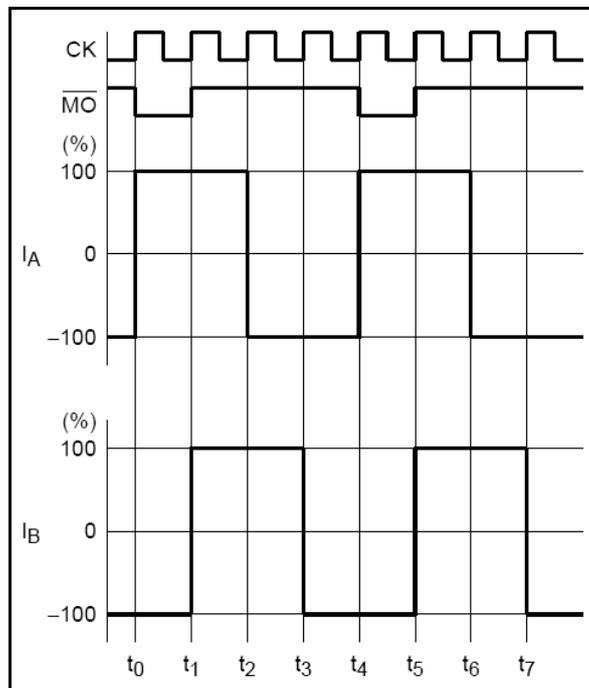


Abb. 4.7 „2-phase Excitation (M1: L, M2: L, CW Mode)“ [TOS 2007]

Bei der **Sensorauswahl** sollten die kleine Bauweise bzw. die richtigen Abmessungen von entscheidender Rolle sein. Durch die geringe Dicke eines Gehäuseslots mussten die Sensorhöhen möglichst niedrig sein, um **Hallsensoren** bzw. **Gabellichtschranken (Photointerruptoren)** (siehe Abb. 4.8) mit ihren Anschlüssen noch vernünftig einpassen zu können.

Als Hallsensor wurde der unipolare Hallschalter H501, als Photointerrupter die Gabellichtschranke GP1S097HCZ0F von SHARP, verwendet.

Der Hallsensor sollte, wie schon erwähnt, der Referenzierung des Motors dienen; d.h. bei der Initialisierung des SD sollten sich alle

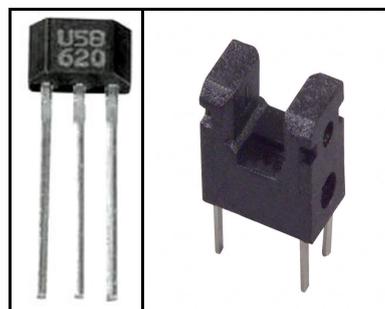


Abb. 4.8 Hallsensor H501 (links), Photointerrupter GP1S097HCZ0F (rechts).

Zahnstangen/Stifte solange zurückziehen bis der digitale Ausgang des Hallsensor (TTL-Logik) von logisch eins auf null springt; die Motoren stoppen kurz, bewegen aber sogleich die Zahnstangen/Stifte nach vorne auf eine Presetposition (je nach Tactel-Einheit unterschiedlich). Die Stifte sollten nun alle im gleichen Abstand zur SD-Oberkante ausgerichtet sein. Das Anfahren der Referenzposition sollte jederzeit vom Benutzer veranlasst werden können bzw. ist durch die Art des Betriebsmodus (absolute/relative Positionierung der Stifte) festgelegt.

Die Photointerruptoren haben im Unterschied zu den Hallsensoren keine digitalen, sondern analoge Ausgänge, die vom Mikrocontroller überwacht werden müssen und diesen erst ab einem bestimmten Schwellwert veranlasst „die Betätigung eines Stiftes“ zu registrieren.

Bei der **Motorwahl** sollten ein genügend hohes Haltemoment (um sicherzustellen, dass der LWL bei Drücken gebogen wird), ein möglichst kleiner Schrittwinkel (möglichst hohe vertikale Auflösung), ein geringer Preis, sowie relativ kleine Abmessungen entscheidend sein. Ein Motor, der all diese Anforderungen erfüllt bzw. einen guten Kompromiss zwischen diesen schloss, ist der **Schrittmotor** SP2575M0206-A von NANOTEC.

Aufgrund des vom Hersteller angegebenen Haltemoments von 0,011 Nm (da die Motoren bipolar seriell mit 12 Volt betrieben werden, wurde dieser Wert für die theoretischen Berechnungen herangezogen) ergibt sich bei einem Zahnrad Durchmesser von 6,5mm und der halben Zahnstangenhöhe von 2,25mm eine **Kraft F** von ca. 2,588 N, die vom Motor gehalten werden kann (entspricht einer Masse von ca. 264g die an einem Stift angebracht werden könnte ohne seine Position zu ändern; wenn sich der LWL nicht durchbiegen würde).

Die theoretische **Ausfahrgeschwindigkeit** eines Stiftes ergibt bei einer Taktdauer (steigende und fallende Flanke) pro Schritt von insgesamt 2ms, bei einem Schrittwinkel von 7,5° (Herstellerangabe) und einem Zahnrad Durchmesser von 6,5mm, eine Geschwindigkeit von ca. 212,5 mm/s (wie sich durch die spätere Tests zeigte konnte die Taktdauer pro Schritt auf insgesamt 1,6ms verkürzt werden, wodurch eine maximale Geschwindigkeit von 265,6mm/s erreicht werden kann).

In der nachfolgenden Grafik (siehe Abb. 4.9) sind die in diesem Abschnitt beschriebenen Zusammenhänge noch einmal übersichtlich dargestellt.

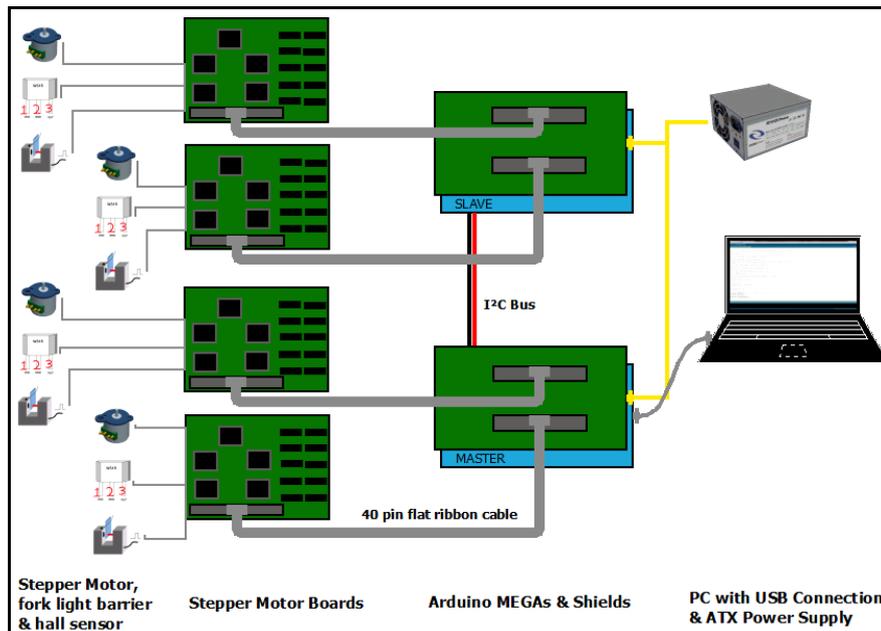


Abb. 4.9 Schematischer Aufbau der elektronischen Komponenten.

Vier Schrittmotor-Treiber-Platinen fassen jeweils fünf Schrittmotoren, Hallensoren und IR-Lichtschranken zusammen; jeder Shield ist mit zwei Schrittmotor-Treiber-Platinen verbunden, leitet die Signale an das (richtige) Board weiter und stellt Strom über eine externe Stromversorgung für diese bereit. Zwei Arduino MEGA2560 Mikrocontroller arbeiten in einem Master-Slave-Verband und verarbeiten dabei die Informationen über die 20 Stifte bzw. steuern die Schrittmotortreiber an. Die Eingabe der anzufahrenden Stiftpositionen erfolgt über den PC.

### 4.1.3 Softwaretechnische Designkriterien

Als Bindeglied zwischen Hard- und Software sollten zwei **Arduino MEGA2560** Mikrocontroller-Boards, die mit dem AVR-Mikrocontroller ATmega2560 von ATMEL bestückt sind, zum Einsatz kommen.

Die Arduino-Boards verfügen über 54 digitale Ein/Ausgänge, 16 analoge Eingänge und 256 KB Flash-Speicher für Programmcode. Die Programmierung erfolgt mittels Arduino IDE in C/C++, die den avr-gcc Compiler verwendet. Das Aufspielen des Programmcodes geschieht über die USB-Schnittstelle.

Um die 2x10 Stifte richtig ansteuern zu können, bilden die zwei Arduino-Boards einen Master-Slave-Verbund (Master: Stift 1-10; Slave: Stift 11-20). Die Informationen, welche Stifte (Motoren) angehoben bzw. abgesenkt werden sollen, werden dem Master über eine serielle Schnittstelle (COM Port) übermittelt. Dieser überprüft den Eingabestring auf Richtigkeit und schickt die betreffenden Stiftinformationen an den Slave-Mikrocontroller weiter. Bei korrekter Übermittlung werden die jeweiligen Stifthöhen eingestellt.

Findet eine Benutzer-Interaktion („Drücken eines Stiftes“) statt, wird dies vom jeweiligen Mikrocontroller registriert und diese Information an den anderen weitergeleitet. Je nachdem (z.B. Einfahren aller Stifte oder nur des gedrückten Stiftes) welches Verhalten gewünscht wird, kann so auf eine Anwendereingabe reagiert werden.

Die Kommunikation zwischen Master und Slave findet über den seriellen Datenbus I<sup>2</sup>C (Inter-Integrated Circuit) statt.

## 4.2 Verwendete Komponenten & Materialien

Die folgende Tabelle 4.10 soll einen groben Überblick über die wichtigsten Komponenten und deren Eigenschaften geben. Dabei sind im oberen Teil der Tabelle die elektronischen Bauteile/Komponenten, im unteren Teil die mechanischen Komponenten bzw. spezielle Anfertigungen aufgelistet.

Komponenten	Bezeichnung	Hersteller	Eigenschaften	Anzahl
Schrittmotor	SP2575M0206-A	NANOTEC	Betriebsspannung: 12/17V; Leistungsaufnahme: 0,24/0,17A; Schrittwinkel: 7,5°; Haltemoment: 0,011/0,016Nm; bipolar seriell	20
Treiber-Chip	TB6608FNG	TOSHIBA	Motorspannung (max.): 15V; Steuerspannung: 2,7-6V; Leistungsausput (max.): 0,8A	20
Photo-interruptor	GP1S097HCZ0F	SHARP	Abstand (Emitt.-Collec.): 2mm; Maße: 4,5x2,6x4,5mm	20
Hallsensor	H501	bei Conrad	Betriebsspannung: 5V; Maße: 4,1x1,54x3,1mm	20
Mikrocontroller	MEGA2560	Arduino	Mikrocontroller.: Atmel ATmega2560; 16Mhz; 256 KB Flash-Memory; 54 Dig. EIN/ausgänge; 16 analoge Eingänge	2
ATX-Netzteil	FSP250-60MDN-120	FSP GROUP INC.		1
Notebook	Elitebook 8540w	Hewlett-Packard		1
Gehäuseslot		Röhm	Plexiglas® XT farblos	4
Abstandhalter/ Sicherung		Röhm	Plexiglas® XT farblos	
Zahnstange		Mädler	aus Azetahlharz; Modul: 0,5; Maße: 40x4x4,5mm	20
Zahnrad		Mädler	Stirnzahnrad aus Azetalharz; Modul 0,5; 13 Zähne; Durchmesser: 6,5mm; Bohrung: 2mm	20
LWL		bei Conrad	Durchmesser 0,75mm	20
Mantel des LWL		KAVAN	Außend. 2mm; Innend. 1mm; transparent	20
Stift		Plastruct	Material: Styrene/Styrol; Außend.:	20

Tabelle 4.10 Wichtige Komponenten des rSD.

## 5 Implementierung des *Reactive Shape Displays*

In diesem Kapitel wird erklärt wie die einzelnen Komponenten des rSD hergestellt wurden bzw. welche Probleme dabei auftraten und wie diese gelöst wurden. Die nachfolgende Abb. 5.1 zeigt das endgültige reactive Shape Display.

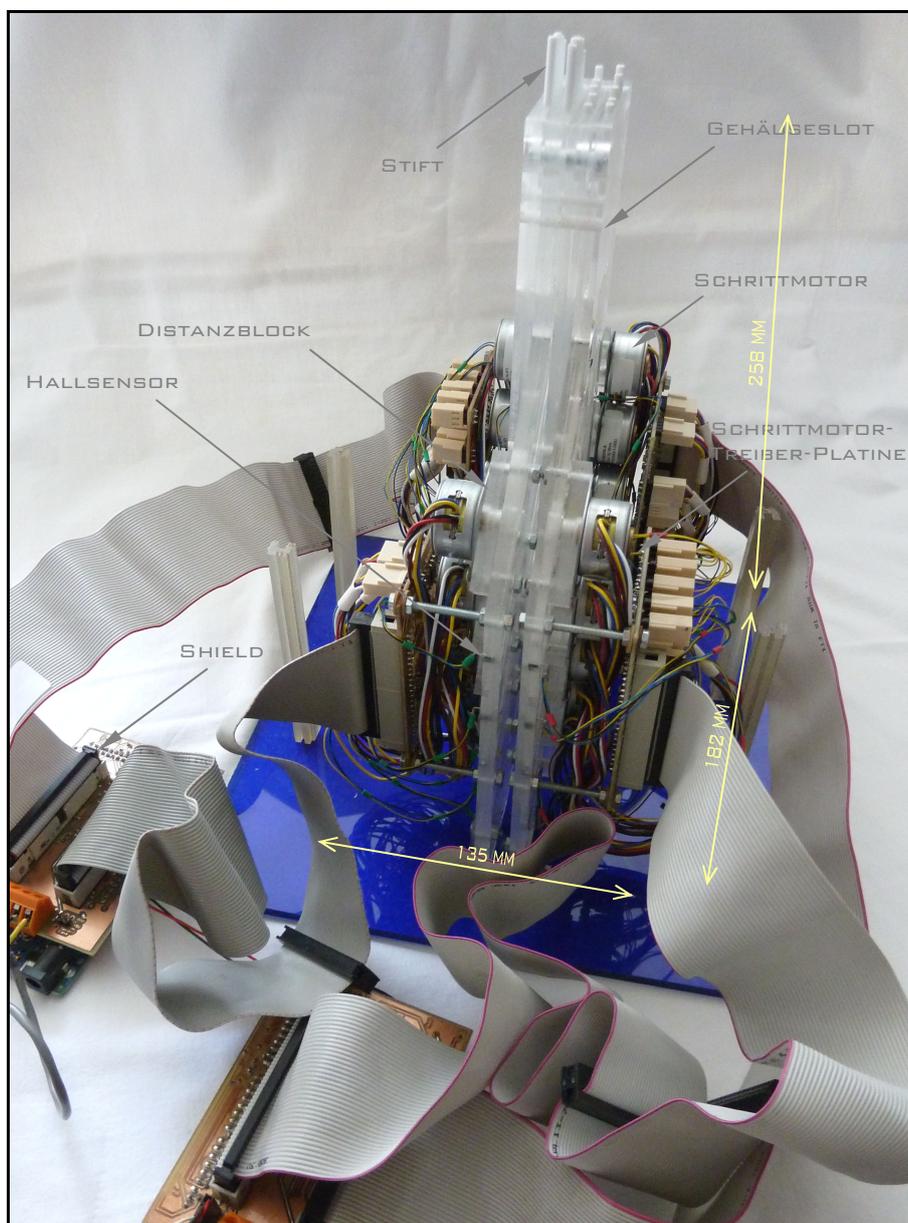


Abb. 5.1 Seitenansicht des rSD mit Abmessungen und Beschriftung der wichtigsten Komponenten.

## 5.1 Fertigung spezieller Komponenten

Das Grundgerüst des rSD bilden die vier sog. **Gehäuseslots**. Diese tragen alle wichtigen Komponenten wie Schrittmotoren, Distanzblöcke (der Motoren), Zahnstangen, Lichtwellenleiter, LWL-Führungen, Stifte und Schrittmotor-Treiber-Platinen.

Das Material, aus dem ein Gehäuseslot besteht, ist Plexiglas® XT und wurde aufgrund seiner sehr guten Bearbeitungseigenschaften bei spanabhebenden Fertigungsmethoden von Fachleuten empfohlen.

Mit diesem Material konnte ein lokales Schmelzen des Werkstücks, im Vergleich zum zuvor verwendeten Plexiglas® GS, unterdrückt werden (bei gleicher Schnittgeschwindigkeit und Kühlung).

Beinahe alle grundlegenden Geometrien, Kanäle, Löcher und Führungen wurden mit einer CNC-Fräse gefräst. Dazu mussten im Vorfeld die Geometrien des Gehäuseslots im CAD-Programm geplant und als *dxf-Datei* (Drawing Interchange File Format) abgespeichert werden. Aufbauend auf der *dxf-Datei*, konnte mit dem

Programm *CamBam (Beta 0.8)* von *Andy Payne* eine, den *G-Code* enthaltende, *nc-Datei* (Numerical Control) erstellt werden, die dann vom Steuerprogramm der CNC-Fräse verarbeitet werden konnte. In Abb. 5.2 ist ein Gehäuseslot dargestellt, der, wie weiter unten beschrieben, Fehler durch das „Aufschwemmen“ der Werkstückunterlage aufweist.

Um zum endgültigen Gehäuseslot-Design zu gelangen, mussten einige Probleme aus dem Weg geräumt werden. So mussten mehrere Geometrieänderungen



Abb. 5.2 Gehäuseslot aus Plexiglas (Vorläufer-Version).

vorgenommen werden und technische Probleme mit der CNC-Fräse (Wassereintritt) behoben werden. Außerdem stellte sich heraus, dass Holz als Werkstückunterlage ungeeignet ist, da dieses nach einer gewissen Zeit aufschwimmt und so das Werkstück verzieht (zu tiefe Einfräsungen). Abhilfe verschuf eine Unterlage aus Acrylglas.

Eine weitere große Herausforderung war das genaue Bohren der 50mm langen Stiftführungslöcher (vgl. Abb. 5.4). Dazu musste eine Konstruktion zum Einspannen und Einjustieren des Gehäuseslots angefertigt werden. Das Bohren der Löcher (Bohrständer/Bohrmaschine) musste bei guter Schmierung sehr langsam durchgeführt werden, da der verwendete HSS-Bohrer ( $\varnothing 2,5\text{mm} \times 95\text{mm}$ ) aufgrund der Hitzeentwicklung im Kunststoff steckenbleiben bzw. abbrechen drohte.

Des Weiteren mussten 20 **Distanzblöcke** (Material: Plexiglas® XT) speziell angefertigt werden.

Ein Distanzblock stellt zum einen den richtige Abstand zwischen Schrittmotor und Gehäuseslot (und Ritzel – Zahnstange) sicher, zum anderen dient er als zusätzliche Führung der Zahnstange und verhindert so das „Herauspringen“ (vgl. Abb. 5.3).

Ein weiterer Implementierungsschritt stellte das richtige Ablängen und Zusammenfügen der Stifte, Lichtwellenleiter, Lichtwellenleitern und der Zahnstangen dar, um eine einheitliche Ausfahrhöhe bzw. Referenzierung zu

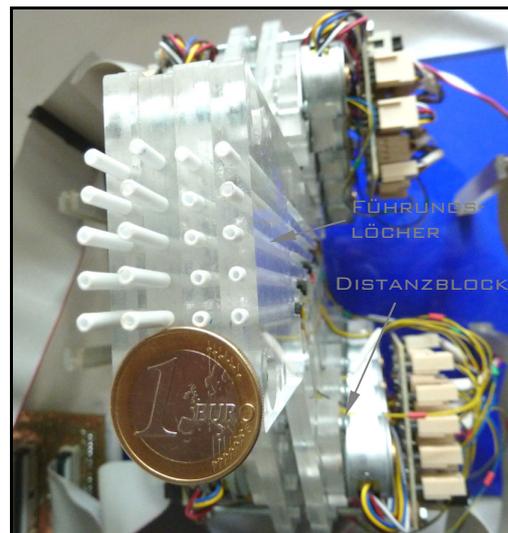


Abb. 5.4 Displayfläche mit ausgefahrenen Tacteln.

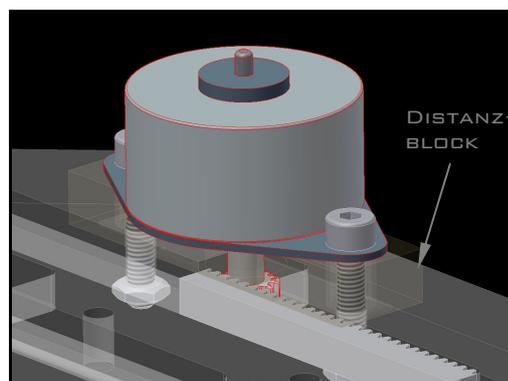


Abb. 5.3 Distanzblock bzw. zusätzliche Führung der Zahnstange.

ermöglichen. Die LWL-Mäntel, Hallsensoren und Photointerruptoren wurden mittels schnell aushärtendem Zwei-Komponenten-Klebstoff befestigt. Besonders wichtig ist in diesem Zusammenhang die diffizile Justierung/Fixierung der IR-Lichtschranken.

Um ein möglichst feines Ansprechverhalten ermöglichen zu können, wurde der Ausgang des zu befestigenden Photointerrupters per Mikrocontroller überwacht und auf einen Integerbereich von 400-650 bei einem 10-Bit ADC (Analog Digital Converter) eingestellt (dies entspricht einem Bereich von 1,96 – 3,2 Volt), wenn ein Stift betätigt bzw. der Lichtstrahl durch den LWL unterbrochen wird. Dabei musste abgewartet werden bis die Klebstoffverbindung eine genügend hohe Festigkeit aufwies, um den Photointerrupter in Position zu halten.

## 5.2 Fertigung der PCBs

Aufbauend auf den schematischen Entwürfen (vgl. Abschnitt 4.1.2) wurden die Layouts der Boards (Schrittmotor-Treiber-Platine und Shield) in Eagle entworfen. Diese sind den Abb. 5.5 und Abb. 5.6 dargestellt.

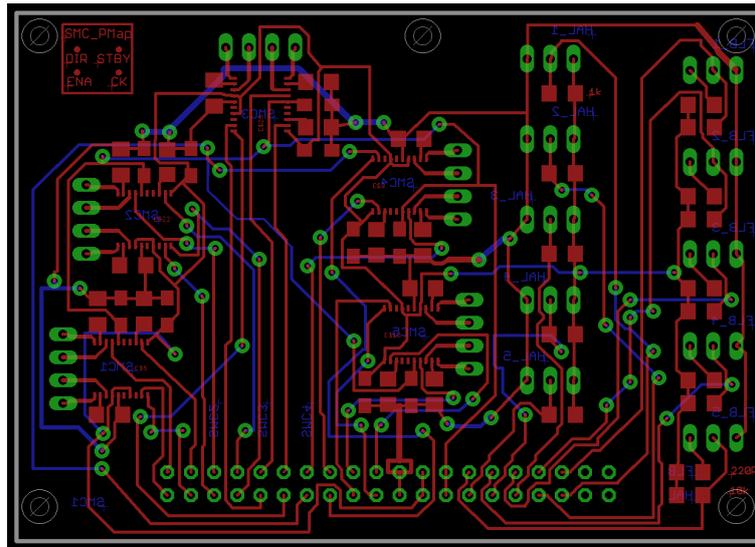


Abb. 5.5 Layout der Schrittmotor-Treiber-Platine. Rot: Top-Layer; Blau: Bottom-Layer.

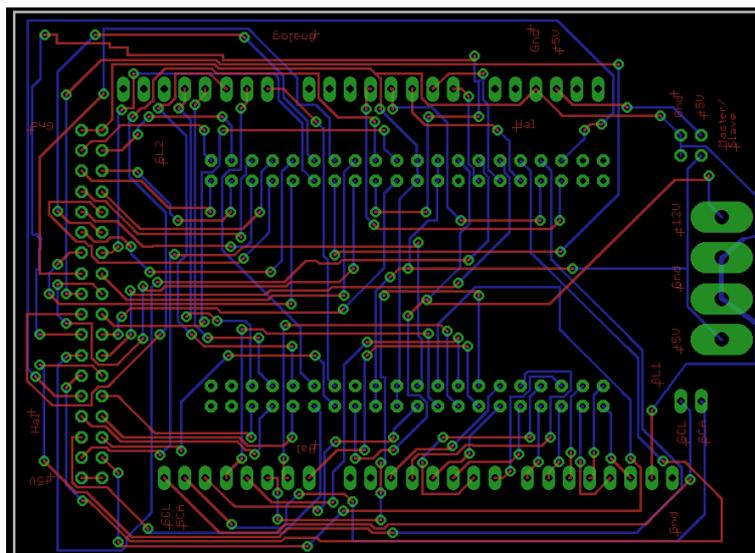


Abb. 5.6 Layout des Shields. Rot: Top-Layer; Blau: Bottom-Layer.

Um die einzelnen Platinen herzustellen, war es nötig das jeweilige Layout auf eine Overhead-Folie zu drucken. Diese Masken (Top- und Bottom-Layer) wurden im Anschluss zueinander genau ausgerichtet und auf der photoresitiven Epoxyd-Platine (2 x 0,35 µm Cu) befestigt, um die Durchkontaktierungen (Vias) realisieren zu können.

Die nächsten Schritte *Belichten*, *Entwickeln* und *Ätzen* werden im Folgenden als „Ätzworgang“ bezeichnet, folgen der gängigen Herstellung von elektronischen Platinen und werden nicht näher erklärt. Es sei nur angemerkt, dass entsprechende Chemikalien (Natriumhydroxyd und Natriumpersulfat) und Apparaturen (UV-Belichtungsgerät, Entwickler- und Ätzbad) von Nöten sind.

Nach Abschluss des Ätzworgangs wurden die Leiterbahnen auf ungewollte Verbindungen (verursacht durch Ätzworgang) kontrolliert und gegebenenfalls korrigiert, die Bauteilpin- bzw. Durchkontaktierungslöcher gebohrt, die Durchkontaktierungen mittels Drahtstücken beidseitig verlötet, die (SMD-) Bauteile per Hand verlötet und abschließend die gesamte Platine mit sog. Lötlack (Herstellerbezeichnung) konserviert.

Als besonders kritische Teilaufgaben im Platinenherstellungsprozess können die Ausrichtung der Layer zueinander, die Qualität des Ätzbades, die Identifizierung von ungewollten Leiterbahnverbindungen und das Verlöten der SMD-Bauteile mittels Flussmittel angeführt werden, da Fehler in diesen Bereichen nur schwer korrigiert werden können bzw. die Platine unbrauchbar machen.

Die mittels oben beschriebener Methode hergestellten Platinen (4 x Schrittmotor-Treiber-Platine und 2 x Shield) sind in Abb. 5.7 und Abb. 5.8 dargestellt.

Die mit ‚B‘ markierten Pins (5VDC und GND) in Abb. 5.8 sollten mittels Jumper der Stromversorgung des Slave-Mikrocontrollers dienen. Da diese aber bewirken würden, dass beide Mikrocontroller über unterschiedliche Massen (GND) verfügen und so keine I2C-Kommunikation zustande kommen kann, sind diese Pins nicht in Verwendung. Dieser Fehler wurde erst nach Fertigstellung der Shield-Platinen bemerkt und wurde durch eine direkte Stromverbindung (über 2-poliges Kabel) zwischen den Mikrocontrollern behoben.

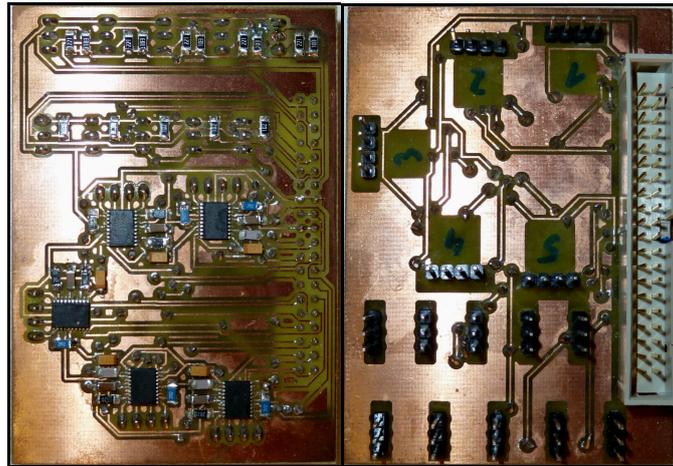


Abb. 5.7 Schrittmotor-Treiber-Platine (links Top-Layer; rechts Bottom-Layer). Abmessungen: 81 x 58 x 1,5 mm. (Vorläufer-Version).

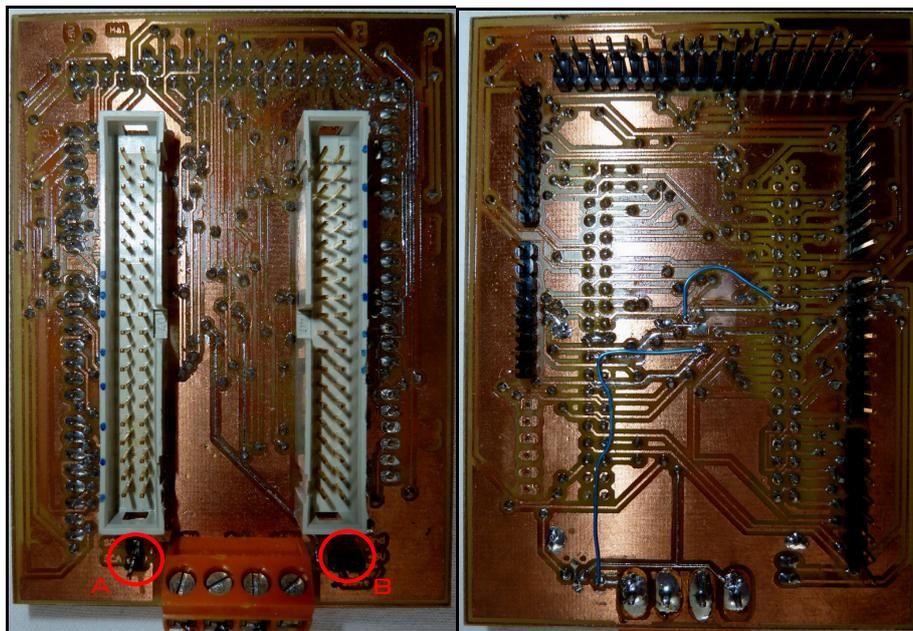


Abb. 5.8 Shield-Platine (links Top-Layer; rechts Bottom-Layer). Die 12Volt-DC-Zuleitungen (zu den Treiber-Platinen) wurden auf der Unterseite mit Drahtbrücken (blau) verstärkt, um den auftretenden Strömen von ca. 1,25 Ampere pro Treiber-Platine standzuhalten. Abmessungen: 92 x 67 x 1,5 mm. A: I<sup>2</sup>C-Verbindung, Pin SCL, Pin SDA. B: Stromversorgung für Mikrocontroller, wenn nicht über USB-Verbindung angeschlossen.

## 5.3 Implementierung des Programmcodes

Die Ansteuerung der 20 Motoren und 40 Sensoren wurde aufgrund der beschränkten digitalen Ein/Ausgänge der Mikrocontroller auf zwei Arduino MEGA2560 Mikrocontroller aufgeteilt. Damit diese Mikrocontroller miteinander Informationen über ihren Kontrollbereich (jeweils 10 Stifte) austauschen können, wurde die Kommunikationsverbindung mittels I<sup>2</sup>C-Bus aufgebaut. Um den Nachrichtenaustausch zu ermöglichen wurde im Programm die <Wire.h> Bibliothek (von Nicholas Zambetti) verwendet.

### 5.3.1 Programmstruktur des rSD

Im Folgenden wird die Programmstruktur des rSD näher erläutert (vgl. Abb. 5.9). Dabei übernimmt der Master die Benutzereingabe und deren Kontrolle.

Im **Initialisierungsschritt** werden die Datenregister gesetzt, die I2C-Verbindung initiiert, die serielle Kommunikation aufgebaut und das rSD in den Initial Mode versetzt.

Nach erfolgreichem Setup wird die erste **Referenzierung** aller Motoren durchgeführt.

Im nächsten Schritt wird überprüft, ob eine **Benutzerinteraktion** mit dem Shape Display stattfindet (entfällt nach der ersten Referenzierung, da alle Stifte eingefahren sind und noch keine Interaktion möglich ist). Wenn ja, wird z.B. das derzeitige „Bild“ des Displays gelöscht (wenn im sog. *refalltpins-Modus*; ansonsten ziehen sich die berührten Stifte um einen vorgegeben Wert zurück). Wenn nicht, wird auf einen Eingabe-String über UART gewartet, der folgende Form aufweisen muss:

$$\underbrace{M[0..19]}_{\text{Motornummer}} \underbrace{[+/-]}_{\text{Richtung}} \underbrace{[0..99]}_{\text{Verfahrweg}} .$$

Die einzelnen Motoren dürfen dabei nur ein Mal angesprochen werden, wobei bis zu drei Verfahrwege pro Motor angegeben werden können (z.B. M00+15M15+9-8M07+99-85-5). Durch diese Implementierung wäre die Erzeugung von Vibrationen denkbar.

Des weiteren können vom Benutzer die Kommandos *R* (Referenzierung aller Pins), *S* (Standby-Modus), *I* (Initial-Modus), *refmode=ON/OFF* (die zu verstellenden Stifte werden zuerst referenziert; nur absolute Verfahrwege möglich), *demomode=ON/OFF* (Demonstration verschiedener Formen) und *refalltpins=ON/OFF* (wird irgendein Stift des SD betätigt, wird das gesamte Display „gelöscht“) eingegeben werden.

Im Anschluss wird der Eingabe-String vom Master auf **Fehler** kontrolliert. Enthält die Benutzereingabe keine Fehler, übermittelt der Master gegebenenfalls die Verfahrwege an den Slave (für seinen Displaybereich).

Sind die Matrizen von Master und Slave mit den Verfahrwegen für die jeweiligen Motoren gefüllt, wird der Clock-Takt für die Treiberchips solange erzeugt bis alle Stiftpositionen erreicht sind (die Matrizen nur mehr Nullen enthalten). Das Ausfahren der Stifte erfolgt dabei gleichzeitig. Es findet keine Überwachung statt, ob der Motor/Stift auch wirklich seine endgültige Position erreicht hat.

Nach diesem Schritt ist das rSD wieder bereit um auf neue Benutzereingaben oder Interaktionen zu reagieren.

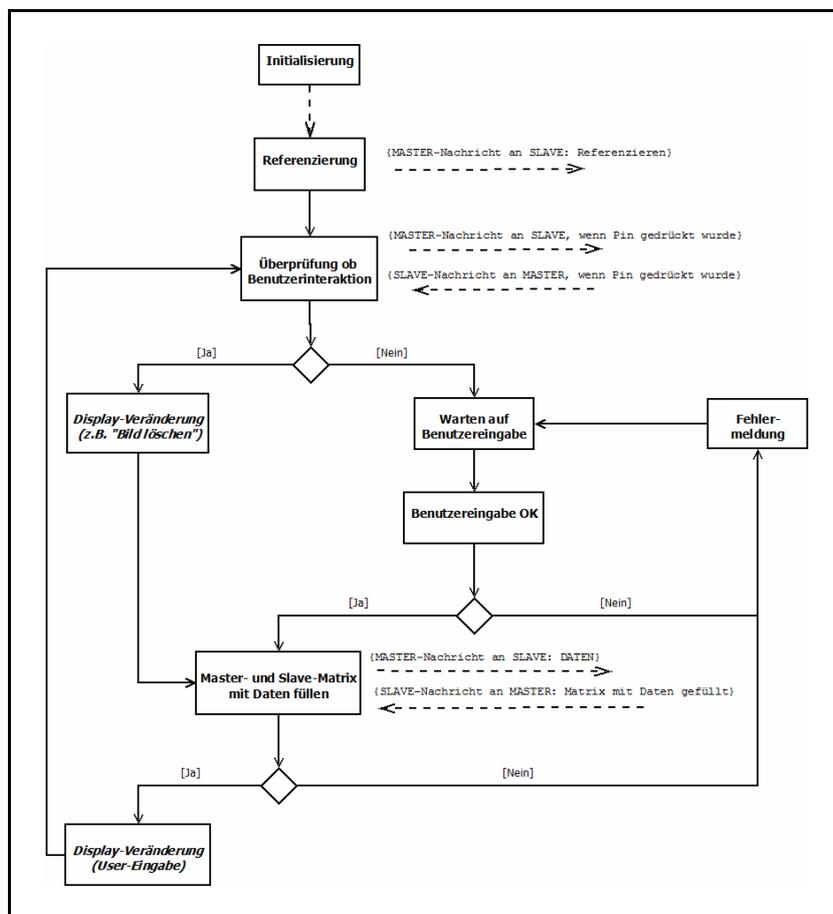


Abb. 5.9 Überblick über die Programmstruktur des rSD (Master-Sichtweise).

## 6 Zusammenfassung & Ausblick

In den vorhergehenden Kapiteln wurden Konzepte haptischer Geräte vorgestellt und die theoretischen Grundlagen des Tastsinns bzw. dessen Kennwerte diskutiert. Aufbauend auf diese wurde ein Konzept eines taktilen Shape Displays entworfen und realisiert, das Schrittmotoren zur Bewegung der Stifte verwendet und über die Möglichkeit der Benutzerinteraktion verfügt. Bei der Implementierung standen kleine und modulare Bauweise, hohe Displayauflösung durch mechanische Entkopplung der Motoren von den taktilen Elementen (Stifte), hohe Ausfahrgeschwindigkeit der Tactel, simples Prinzip zur Erkennung von User-Eingaben und Verwendung von gängigen und kostengünstigen Komponenten im Vordergrund.

Als Ergebnis dieser Arbeit kann das *reaktive Shape Display* vorgestellt werden, das die Darstellung einfacher zweieinhalb-dimensionaler (bewegter) Formen ermöglicht und auf Benutzerinteraktionen reagieren kann. Dabei kann gesagt werden, dass die Detektierung der Benutzerinteraktion und der mechanischen Entkopplung mittels „Bowdenzug-Prinzip“ sehr gute Ergebnisse bzgl. Sensitivität liefert und technisch realisierbar ist. Durch die Verwendung von Schrittmotor, Ritzel und Zahnstange als Antriebssystem der einzelnen Tactel konnte eine hohe Ausfahrgeschwindigkeit der Stifte bei einer relativ hohen vertikalen Auflösung erreicht werden. Dabei ist anzumerken, dass die derzeitige Implementierung keine Kontrolle der Soll-Ist-Position (der Stifte) vornimmt. Eine genaue Untersuchung zur experimentellen Ermittlung von Kennwerten wie Steifigkeit bzw. Sensitivität, maximale Kraftausübung pro Stift, Ausfahrgeschwindigkeit und Positioniergenauigkeit u.a. und eine User-Study zur Untersuchung der Darstellbarkeit von Formen konnten aus zeitlichen Gründen nicht durchgeführt werden.

Im Folgenden werden die derzeitigen Eigenschaften des rSD in Tabelle. 6.1 überblicksmäßig aufgelistet und Verbesserungs- bzw. Erweiterungsmöglichkeiten für zukünftige Arbeiten angeführt.

<b>Eigenschaften</b>	<b>Werte</b>
Displaygröße	5 x 4 Pins auf 26,4 x 20,4 mm
Displayauflösung	3,71 Tactel/cm <sup>2</sup>
Vertikale Positioniergenauigkeit	0,43 mm
Max. Verfahrweg eines Tactel	33 mm
Max. Ausfahrgeschwindigkeit (theor.)	265,6 mm/s
Max. Kraftausübung auf Tactel (theor.)	<2,588 N
Gesamtabmessungen	255 x 182 x 135 mm

Tabelle. 6.1 Performance-Daten des rSD.

### Geometrieverbesserungen des Gehäuseslots

In der derzeitigen Version des Gehäuseslots sind im Bereich der Biegestellen die Längen der LWL ohne Mantel nicht gleich lang. Dies resultiert in einer unterschiedlichen Leichtgängigkeit bei der Stiftbetätigung. Durch eine Abänderung der Geometrie und durch eine Verlängerung der Lichtwellenleiterführungen in diesem Bereich könnte dieses Verhalten korrigiert werden.

Das Spiel zwischen Stift ( $\varnothing$  2,4mm) und Stiftführungslöchern ( $\varnothing$  2,5mm) könnte durch die Verwendung eines kleineren Bohrers ( $\varnothing$  2,45mm) verringert werden. Des Weiteren könnten die Längen der Stiftführungslöcher verkürzt werden, um eine leichtere Fertigung dieser zu erlauben.

Durch die Verwendung genauerer Fertigungsmethoden könnte die Displayauflösung erhöht und eine bessere Ausrichtung der einzelnen Gehäuseslots zueinander erreicht werden.

Eine Verkleinerung des gesamten Gehäuseslots könnte durch die Verwendung kleinerer Schrittmotoren erreicht werden, die aber noch genügend Haltemoment erzeugen müssen, um eine Biegung zur Erkennung der Benutzerinteraktion zu ermöglichen.

**Verbesserung der vertikalen Positioniergenauigkeit**

Durch die Verwendung von Schrittmotoren mit kleinerem Vollschrittwinkel oder durch einen anderen Betriebsmodus (Halbschritt bzw. Mikroschritt) der Schrittmotoren-Treiberstufe könnte die Positioniergenauigkeit verbessert werden, was jedoch zu Lasten der Ausfahrgeschwindigkeit gehen würde. Diesem indirekt proportionalen Verhalten könnte eine optimierte Ansteuerung (z.B. Chopper-Betrieb bei erhöhter Motorspannung) der Schrittmotoren entgegensteuern.

**Erhöhung der Sensitivität**

Durch eine genaue Justiermöglichkeit im Bereich der Photointerruptoren könnte ihr Ansprechverhalten für alle gleich eingestellt bzw. erhöht werden.

**Erkennung einer Benutzerinteraktion auch in Zugrichtung**

Das vorliegende taktile Interface erkennt derzeit Benutzerinteraktionen nur in Druckrichtung. Durch die Anbringung von jeweils um 180° gedrehten Photointerruptoren (dadurch würde der LWL umschlossen) könnte auch auf das „Herausziehen“ eines Stiftes reagiert werden.

**Graphische Benutzeroberfläche**

Um die Eingabe der „Bilder“ (Formen die vom SD dargestellt werden sollen) zu verbessern, wäre eine grafische Benutzeroberfläche nötig, die es dem Benutzer erlaubt, z.B. mittels 3D-Ansicht die Displayoberfläche (auch in Echtzeit) zu manipulieren.

## 7 Literaturverzeichnis

- [ARI 350a] Aristoteles. Verfügbar unter:  
<http://de.wikipedia.org/wiki/Aristoteles> und  
[http://de.wikipedia.org/wiki/De\\_anima](http://de.wikipedia.org/wiki/De_anima) [Datum des Zugriffs:  
27.09.2011].
- [ARI 350b] Aristoteles translated by J. A. Smith. *On the Soul* (Book III, part 1). Verfügbar unter:  
<http://classics.mit.edu/Aristotle/soul.3.iii.html> [Datum des  
Zugriffs: 27.09.2011].
- [BEN 2004] Benali-Khoudja, M. & Hafez, M. & Alexandre J.-M. & Kheddar, A. (2004). *Tactile interfaces: a state-of-the-art survey*. ISR 2004, 35<sup>th</sup> International Symposium on Robotics.
- [BIO 1995] Biocca, F. & Levy Mark R. (1995). *Communication in the age of virtual reality*. Lawrence Erlbaum Associates, Inc., Publishers.
- [BIOK 2007] *Zentralnervensystem des Menschen*. Verfügbar unter:  
<http://www.biokurs.de/skripten/12/bs12-40.htm> [Datum des  
Zugriffs: 18.10.2011].
- [DOE 2003] Doerrer, C. (2003). *Entwurf eines elektromechanischen Systems für flexibel konfigurierbare Eingabefelder mit haptischer Rückmeldung*. Vol. 3 of Mikro- und Sensortechnik. Institut für Elektromechan. Konstruktion, Darmstadt.
- [FRI 2003] Frings, Stephan. (2009). Aus Zyklusvorlesung *Sinnesphysiologie - vom Ionenkanal zum Verhalten*. Verfügbar unter:  
<http://www.sinnesphysiologie.de>. [Datum des Zugriffs:  
28.09.2011].
- [GRÜ 2001] Grünwald, M. & Beyer, L. (Hrsg.). (2001). *Der bewegte Sinn: Grundlagen und Anwendungen zur haptischen Wahrnehmung*. Birkhäuser Verlag, Basel – Boston – Berlin.

- [GRÜ 2008] Grünwald, Martin (Hrsg.). (2008). *Human Haptic Perception - Basics and Applications*. Birkhäuser Verlag.
- [HEC 2002] Hecht, Eugene. (2002). *Optik* (4. Aufl.). Deutsche Übersetzung von Dr. Anna Schleitzer im Oldenbourg Wissenschaftsverlag GmbH
- [HEI 2011] Heilig, Morton L. *The Father of Virtual Reality*. Verfügbar unter: <http://www.mortonheilig.com/> [Datum des Zugriffs: 30.10.2011].
- [HÜL 2005] Hülshoff, Thomas. (2005). *Medizinische Grundlagen der Heilpädagogik*. Ernst Reinhardt, GmbH & Co KG, Verlag, München
- [IWA 2001] Iwata, H. & Yano, H. & Nakaizumi, F. & Kawamura, R. (2001). *Project FEELEX: Adding Haptic Surface to Graphics*. Proceeding SIGGRAPH '01, Proceedings of the 28th annual conference on Computer graphics and interactive techniques.
- [JON 2002] Jones, L. A., Berris, M. (2002). *Psychophysics of Temperature Perception and Thermal-Interface Design*. Proceeding HAPTICS '02, Proceedings of the 10th Symp. On Haptic Interfaces For Virtual Envir. & Teleoperator Sysys.
- [KAJ 2004] Kajimoto, H. & Inami, M. & Kawakami, N. & Tachi, S. (2004). *SmartTouch: Electric Skin to Touch the Untouchable*. IEEE, Computer Graphics and Applications, Vol. 24, No. 1. (January 2004), pp. 36-43.
- [KEP 2011] *Johannes Kepler*. Verfügbar unter: [http://de.wikipedia.org/wiki/Johannes\\_Kepler](http://de.wikipedia.org/wiki/Johannes_Kepler). [Datum des Zugriffs: 17.10.2011].
- [KER 2009] Kern, Thorsten A. (Hrsg.). (2009). *Entwicklung haptischer Geräte*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg.

- [IKE 2011] Kikunae Ikeda. *Discoverer of „Umami“*. Verfügbar unter:  
<http://www.s.u-tokyo.ac.jp/en/research/alumni/ikeda.html>  
oder <http://de.wikipedia.org/wiki/Umami>
- [KLI 2010] Klinke, R. (Hrsg.) & Pape, H.-C. (Hrsg.) & Kurtz, A. (Hrsg.) & Silbernagl, S. (Hrsg.). (2010). *Lehrbuch: Physiologie* (6 Auflage). Geotg Thieme Verlag, KG
- [LEI 2010] Leithinger, D. & Ishii, H. (2010). *Relief: A Scalable Actuated Shape Display*. Proceeding TEI '10, Proceedings of the fourth international conference on Tangible, embedded, and embodied interaction.
- [MED 2011] MedienKunstNetz. *Morton Heilig »Sensorama«*. Verfügbar unter:  
<http://www.medienkunstnetz.de/kuenstler/heilig/biografie/>  
[Datum des Zugriffs: 03.10.2011].
- [OTT 2008] Ottermo, M. V. & Stavdahl, Ø. & Johansen, T. A. (2008). *Design and Performance of a Prototype Tactile Shape Display for Minimally Invasive Surgery*. Haptics-e: The Electronic Journal of Haptics Research, Vol. 4.
- [OVE 2001] Overholt, D. (2001). *The MATRIX: A New Musical Instrument for Interactive Performance*. Proceedings of the International Computer Music Conference '01.
- [OVE 2011] *M A T R I X – Multipurpose Array of Tactile Rods for Interactive eXpression*. Verfügbar unter:  
<http://alumni.media.mit.edu/~dano/matrix/> [Datum des Zugriffs: 19.10.2011].
- [POU 2004] Poupyrev, I. & Nashida, T. & Maruyama S. & Rekimoto J. & Yamaji Y. (2004). *Lumen: Interactive Visual and Shape Display for Calm Computing*. Proceeding SIGGRAPH '04, ACM SIGGRAPH 2004 Emerging technologies.

- [POU 2007] Poupayrev, I. & Nashida, T. & Okabe, M. (2007). *Actuation and Tangible User Interfaces: the Vaucanson Duck, Robots, and Shape Displays*. Proceeding TEI '07, Proceedings of the 1st international conference on Tangible and embedded interaction.
- [POU 2011] *Lumen: a Shape Changing Display*. Verfügbar unter: <http://ivanpoupayrev.com/projects/lumen.php> [Datum des Zugriffs: 19.10.2011].
- [PRO 2011] *Das Ohr: Aufbau und Funktion*. Verfügbar unter: [http://www-proj.loel.hs-anhalt.de/projektarchiv/oekotrophologie/ohr/aufbau\\_funktion.html](http://www-proj.loel.hs-anhalt.de/projektarchiv/oekotrophologie/ohr/aufbau_funktion.html) [Datum des Zugriffs: 19.10.2011].
- [REK 2002] Rekimoto, J. (2002). *SmartSkin: An Infrastructure for Freehand Manipulation on Interactive Surfaces*. Proceeding CHI '02, Proceedings of the SIGCHI conference on Human factors in computing systems: Changing our world, changing ourselves.
- [RÜH 2009] Rühle, A. (2009). *Kaninchen würden Wiese kaufen: Haltung und Ernährung von Zwergkaninchen – Informationen für engagierte Halter*. Books on Demand GmbH, Norderstedt.
- [SAD 2011] El Saddik, A. & Orozco, M. & Eid, M. & Cha, J. (2011). *Haptics Technologies – Bringing Touch to Multimedia*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg.
- [SCH 2005] Schmidt, R. F. (Hrsg.) & Lang, F. (Hrsg.) & Thews, G (Hrsg.). (2005). *Physiologie des Menschen mit Pathophysiologie* (29. Auflage). Springer Medizin Verlag Heidelberg
- [SCHL 2010] Schlick, C. & Bruder, R. & Luczak, H. (2010). *Arbeitswissenschaft* (3. Auflg.). Springer Heidelberg Dordecht London New York.

- [TAN 1994] Tan, H. Z. & Srinivasan, M. A. & Eberman, B. & Cheng, B. (1994). *HUMAN FACTORS FOR THE DESIGN OF FORCE-REFLECTING HAPTIC INTERFACES*. Reprinted From DSC-Vol.55-1, Dynamic Systems and Control, Editor: Clark J. Radcliffe, Book No. G0909A-1994, (The American Society of Mechanical Engineers).
- [TOS 2007] Toshiba. (2007). *Datenblatt: Stepping Motor Driver IC TB6608FNG*. Verfügbar unter: [http://www.toshiba.com/taec/components2/Datasheet\\_Sync/382/27634.pdf](http://www.toshiba.com/taec/components2/Datasheet_Sync/382/27634.pdf). [Datum des Zugriffs: 30.10.2011].
- [ULL 2000] Ullmer, B. & Ishii, H. (2000). *Emerging Frameworks for Tangible User Interfaces*. Published in IBM Systems Journal archive Volume 39 Issue 3-4, July 2000 IBM Corp. Riverton, NJ, USA.
- [VEL 2008] Velázquez, R & Pissaloux, E. E. (2008). *Tactile Displays in Human-Machine Interaction: Four Case Studies*. The International Journal of Virtual Reality, 2008, 7(2): 51-58
- [WAG 2002] Wagner, C.R. & Howe, R. D. & Lederman S. J. (2002). *A Tactile Shape Display Using RC Servomotors*. Proceeding HAPTICS '02, Proceedings of the 10th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems.
- [ZAG 2007] Zagerl, W. (2007). Aus Skriptum *Kommunikationstechnik für behinderte und alte Menschen* (Auge und visuelle Wahrnehmung). Institut ‚integriert studieren‘, Technische Universität Wien.
- [ZWI 1998] Zwisler, Rainer. (1998). Skriptum zu „*Virtuelle Realität und die Rolle von Haptik*“. Verfügbar unter: <http://www.zwisler.de/scripts/haptics/haptics.html>. [Datum des Zugriffs: 28.09.2011].