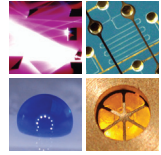


SCHRIFTEN DES INSTITUTS FÜR MIKROSTRUKTURTECHNIK
AM KARLSRUHER INSTITUT FÜR TECHNOLOGIE (KIT)



Band 32

ELISABETH WILHELM

Entwicklung eines mikrofluidischen Brailledisplays

Elisabeth Wilhelm

Entwicklung eines mikrofluidischen Brailledisplays

Schriften des Instituts für Mikrostrukturtechnik
am Karlsruher Institut für Technologie (KIT)
Band 32

Hrsg. Institut für Mikrostrukturtechnik

Eine Übersicht aller bisher in dieser Schriftenreihe
erschienenen Bände finden Sie am Ende des Buchs.

Entwicklung eines mikrofluidischen Brailledisplays

von
Elisabeth Wilhelm

Dissertation, Karlsruher Institut für Technologie (KIT)
Fakultät für Maschinenbau

Tag der mündlichen Prüfung: 27. März 2015
Hauptreferent: Prof. Dr. Volker Saile
Korreferent: Prof. Dr.-Ing. Rainer Stiefelhagen

Impressum



Karlsruher Institut für Technologie (KIT)
KIT Scientific Publishing
Straße am Forum 2
D-76131 Karlsruhe

KIT Scientific Publishing is a registered trademark of Karlsruhe
Institute of Technology. Reprint using the book cover is not allowed.

www.ksp.kit.edu



*This document – excluding the cover – is licensed under the
Creative Commons Attribution-Share Alike 3.0 DE License
(CC BY-SA 3.0 DE): <http://creativecommons.org/licenses/by-sa/3.0/de/>*



*The cover page is licensed under the Creative Commons
Attribution-No Derivatives 3.0 DE License (CC BY-ND 3.0 DE):
<http://creativecommons.org/licenses/by-nd/3.0/de/>*

Print on Demand 2015

ISSN 1869-5183
ISBN 978-3-7315-0385-9
DOI 10.5445/KSP/1000047135

***Entwicklung eines mikrofluidischen
Brailledisplays***

Zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Ingenieurwissenschaften
der Fakultät für Maschinenbau
Karlsruher Institut für Technologie (KIT)

genehmigte
Dissertation
von

Dipl.-Ing. Elisabeth Wilhelm

Tag der mündlichen Prüfung: 27.03.2015
Hauptreferent: Prof. Dr. Volker Saile
Korreferent: Prof. Dr.-Ing. Rainer Stiefelhagen

„The most important consideration with respect to any invention is that it WORK: work in the sense of performing (...) and work in the sense of serving the purpose for which it was designed (...).“
Warren Bledsoe

Danksagung

Ich danke Herrn Professor Saile für die Betreuung der vorliegenden Arbeit. Herrn Professor Stiefelhagen danke ich für die Übernahme des Korreferats sowie für die Möglichkeit die Einrichtungen des Studienzentrums für Sehgeschädigte zu nutzen. Des Weiteren bedanke ich mich bei Herrn Professor Guber, dafür dass ich die Arbeit in seinem Fachbereich durchführen durfte. Besonderer Dank gilt Herrn Dr. Rapp für die Unterstützung und Anleitung während der Durchführung der Arbeiten.

Herzlich danke ich außerdem allen Mitarbeitern des Instituts für Mikrostrukturtechnik. Insbesondere danke ich der Young Investigator Group indirekte Mikrofluidik, als deren Mitglied ich diese Arbeit anfertigen durfte, sowie den beiden Surface Accoustic Wave Sensor Arbeitsgruppen, die mich während der Laborarbeit unterstützt haben. Mein spezieller Dank gilt Frau Dr. Steidle und Herrn Thelen für die Vermessung der Brailletaxel. Auch den Mitarbeitern des Studienzentrums für Sehgeschädigte bin ich zu Dank verpflichtet. Ohne ihre Unterstützung wäre die Durchführung der Umfragen und Anwender-tests nicht möglich gewesen. Ein ganz besonderer Dank richtet sich an die Testpersonen die an der Umfrage und den Nutzerstudien teilgenommen haben.

Abschließend möchte ich mich bei meiner Familie bedanken, die mich meine gesamte Ausbildung hindurch unterstützt hat.

Kurzfassung

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein auf mikrofluidischen Phasenübergangsaktoren basierendes großflächiges grafikfähiges Brailledisplay entwickelt.

Brailledisplays dienen dazu, digitale Informationen für den Tastsinn anzuzeigen und so Sehgeschädigten zugänglich zu machen. Diese Displays bestehen aus kleinen Linearaktoren, die aus der Oberfläche des Displaygehäuses herausgefahren werden können. Da die Aktoren sehr teuer sind, ist der Anzeigebereich zurzeit meist auf nur eine Textzeile beschränkt. Grafische Informationen bleiben dem sehgeschädigten Nutzer verborgen.

Es war daher notwendig, ein alternatives Aktorkonzept für großflächige grafikfähige Brailledisplays zu entwickeln. Hierfür wurde ein mikrofluidischer Chip mit zahlreichen einzeln adressierbaren Phasenübergangsventilen verwendet. Ist das jeweilige Ventil geöffnet, so kann die flexible Tasterfläche mit Hilfe einer eigens für das Brailledisplay entwickelten Pumpe oberhalb des Ventils lokal aufgewölbt werden. Dadurch wird ein tastbarer Bildpunkt (sogenanntes Taxel) erzeugt, das zur Informationsübertragung genutzt wird.

Die Anforderungen an das Brailledisplay wurden im Rahmen einer Online-Umfrage unter potentiellen Nutzern ermittelt. Anschließend wurden geeignete bistabile Mikroaktoren entwickelt. Die favorisierte Aktorvariante nutzt den fest/flüssig-Phasenübergang von Paraffin, um einen mikrofluidischen Kanal zu öffnen oder zu verschließen. Zudem wurde die Verbindungstechnik, über welche die stereolithographisch gefertigten Gehäusebauteile mit der flexiblen Membran verbunden werden, so optimiert, dass sich die notwendige Haftschrift bereits beim Aufbringen strukturieren lässt. Abschließend wurde die Funktionsfähigkeit des Brailledisplays an Labormustern nachgewiesen.

Auf diese Weise konnte im Rahmen der vorliegenden Arbeit ein exemplarischer Prototyp eines bistabilen, kostengünstigen mikrofluidischen Brailledisplays mit einzeln adressierbaren Aktoren aufgebaut werden.

Abstract

In this work a large-scale refreshable Braille display based on microfluidic phase change actuators was developed.

Refreshable Braille displays are used for displaying digital information to the sense of touch, thereby making the information accessible for visually impaired users. Such displays consist of small linear actuators that can be moved out of the display housing. Due to the high price of these actuators refreshable Braille displays are limited to displaying one line of text. Thus graphical information cannot be displayed to the visually impaired user.

To overcome this problem it was necessary to develop alternative, cost-effective actuators suitable for setting up large-scale displays. In order to do so, a microfluidic chip containing numerous individually addressable phase change valves was used. If the respective valve is open, the tactile surface can be locally deformed using a pump, which was custom-developed for the Braille display. By deforming the tactile surface a tactile dot, a so-called taxel, which is used for information transfer, can be set.

The requirements for the Braille display have been determined in an online survey carried out with potential users of refreshable Braille displays. Then latching microactuators based on liquid/solid phase change in Paraffin for opening and closing microfluidic channels, have been developed. In addition, the technology for bonding stereolithographically structured housings to flexible membranes was modified in a way that enables structuring of the necessary silane layer during production. Finally, the functionality of the refreshable Braille display was demonstrated by setting up laboratory prototypes.

In summary, within this work a prototype for a latchable, cost-effective microfluidic Braille display with individually addressable microactuators was set up.

Inhaltsverzeichnis

Kurzfassung.....	i
Abstract	iii
Inhaltsverzeichnis	v
Abbildungsverzeichnis	ix
Tabellenverzeichnis	xiii
Abkürzungsverzeichnis	xv
1 Einleitung	1
1.1 Aufgabenstellung.....	5
1.2 Gliederung der Arbeit.....	6
2 Grundlagen	7
2.1 Die Wahrnehmung über den Tastsinn	8
2.1.1 Entwicklung der Blindenschrift	12
2.1.2 Grafikdarstellung für Sehgeschädigte	15
2.1.3 Klassifizierung der Brailledisplays	17
2.2 Linearaktoren für statische Brailledisplays	19
2.2.1 Magnetische Aktoren für statische Brailledisplays	22
2.2.2 Piezoelektrische Aktoren	24
2.2.3 Pneumatische Linearaktoren	27
2.2.4 Elektroaktive Polymere	28
2.2.5 Elektro- und Magnetorheologische Flüssigkeiten	30
2.2.6 Lichtaktivierbare Polymere	30
2.2.7 Formgedächtnislegierungen und -polymere	31
2.2.8 Thermische Aktoren	33
2.2.9 Hydrogele als Aktoren in Touch Displays	35
2.3 Auslegung und Komponenten mikrofluidischer Systeme.....	35

2.3.1	Berechnungsgrundlagen zur Auslegung mikrofluidischer Kanalstrukturen.....	37
2.3.2	Pumpen für den Einsatz in der Mikrofluidik	39
2.3.3	Ventile für den Einsatz in der Mikrofluidik	41
3	Materialien und Methoden	47
3.1	Hardware und Software zur Ansteuerung thermischer Mikroaktoren	47
3.2	Herstellungsverfahren	50
3.2.1	Rotationsbeschichtung zur Herstellung dünner Membranen	51
3.2.2	Herstellung mikrofluidischer Strukturen mittels Stereolithographie	52
3.2.3	Replikation mikrofluidischer Strukturen.....	54
3.2.4	Wickeln elektrischer Widerstandsspulen	55
3.3	Verbindungstechniken.....	57
3.3.1	Bondtechnologien.....	57
3.3.2	Methoden zur elektrischen Kontaktierung.....	60
4	Ermittlung der Anforderungen an ein mikrofluidisches Brailledisplay	63
4.1	Befragung potentieller Nutzer des Brailledisplays	63
4.2	Charakterisierung des Ausdruckes eines kommerziell erhältlichen grafikfähigen Braille Druckers	71
5	Entwicklung des Displays.....	75
5.1	Entwicklung einer Pumpe für das mikrofluidische Brailledisplay	75
5.1.1	Auswahl und Implementierung eines geeigneten Pumpenkonzeptes	76
5.1.2	Technische Charakterisierung und Bewertung der Pumpe.....	78

5.2	Auswahl und Integration einer geeigneten Tastoberfläche	80
5.2.1	Ermittlung der geeigneten Auflösung	81
5.2.2	Materialauswahl für die Tastoberfläche	85
5.2.3	Optimierung und Bewertung der Bondmethoden	87
5.3	Weiterentwicklung thermischer Mikroaktoren	93
5.3.1	Auswahl eines geeigneten Phasenübergangsmaterials.....	96
5.3.2	Geometrische Optimierung der Heizstruktur	100
5.3.3	Vergleich der thermischen Aktoren	106
5.3.4	Integration der Aktoren in das Brailledisplay.....	110
6	Praxistauglichkeit des Brailledisplays	113
6.1	Technische Charakterisierung der im Gesamtaufbau eingesetzten Aktoren.....	113
6.2	Bewertung des Displays durch Testpersonen.....	115
7	Zusammenfassung.....	119
8	Ausblick	121
A.	Deutsche Version des Online-Fragebogens.....	125
	Umfrage Braille-Display	125
B.	Zugeordnete studentische Arbeiten.....	135
C.	Veröffentlichungen.....	137
	Patente.....	137
	Aufsätze	137
	Vorträge	138
	Posterbeiträge.....	138
D.	Curriculum Vitae.....	141
	Persönliche Daten	141
	Schulbildung.....	141

Hochschulstudium	141
Promotion	142
Literaturverzeichnis	143

Abbildungsverzeichnis

Point-and-Click-Oberfläche am Beispiel des bei der Erstellung der Arbeit verwendeten Textverarbeitungsprogramms.....	2
Arbeitsplatz im Studentenpool des Studienzentrums für Sehgeschädigte.	3
Skizze der Aufgabenstellung.....	5
Systemtechnische Betrachtung der Blackbox-Darstellung.	7
Schematische Darstellung der Rezeptoren im Inneren der Haut.....	9
Abmessungen und Kodierungsweise der Brailleschrift.....	14
Gängige Methoden zur Darstellung taktiler Grafiken.	17
Magnetische Linearaktoren für Brailledisplays.	22
Piezoelektrisch Aktoren für Brailledisplays.....	25
Grundlegende Funktionsprinzipien der Pumpen in Anlehnung an (Kalide and Sigloch 2010).	40
Beispiele für Verdrängerpumpen, die häufig als externe Antriebe für mikrofluidische Systeme genutzt werden.	42
Funktionsprinzipien mikrofluidischer Ventile.....	43
Identifikation der notwendigen Komponenten des Brailledisplays.....	47
Elektronische Ansteuerungsplattform für die individuelle Kontrolle von 588 thermischen Aktoren.	49

Funktionsprinzip der Stereolithographie.	53
Bifilares Wickeln.	56
Methoden zur Kontaktierung elektrischer Bauteile.	61
Zusammenfassung der wichtigsten Ergebnisse der Online- Umfrage.	66
Vermessung der Ausdrücke eines Braille Druckers mithilfe eines Weißlicht-interferometers.	72
Integration der Pumpe in das Blackbox Schema.	75
Aufbau der Pumpe für das mikrofluidische Brailledisplay.....	77
Integration der Tasteroberfläche in das Blackbox-Schema.	80
Statische Brailleproben zum Vergleich unterschiedlicher Tasteroberflächen.....	86
Strukturierte Silanisierung.	89
Integration der Ventile in das Blackboxschema.....	93
Funktionsprinzip des U-Rohr Aktors als Vereinfachung des Shift-Gate Prinzips.	95
Reaktionszeiten ausgewählter Aktormaterialien im Vergleich.	100
Vergleich der drei Heizungskonzepte.....	102
Vergleich des Aufheiz- und Abkühlverhaltens unterschiedlicher Heizer.	104
Vergleich der Temperaturkurve des mit Carbo-Wachs gefüllten Aktors mit dem Stromfluss innerhalb des Aktors.	105

Nachweis der Bistabilität der Aktorkonzepte.	107
Abschließender Aufbau des Brailledisplays.	111
Vermessung eines gesetzten Carbo-Wachs-Taxels mit dem Dektak V220Si.	114
Demonstrator zur Durchführung erster Anwendertests.	116

Tabellenverzeichnis

Kommerzielle grafikfähigfähige Brailledisplays Einsatz im Vergleich.....	4
Eigenschaften der Mechanorezeptoren.	10
Linearaktoren für statische Brailledisplays im Vergleich.	21
Ergebnisse der Zugversuche zur Ermittlung der maximalen Bondstärke.	91
Abschließender Vergleich der drei Heizungskonzepte	109

Abkürzungsverzeichnis

APTES	3-Aminopropyltriethoxysilan
DMDMS	Dimethoxydimethylsilan
FA	schnell adaptierend, engl. fast adapting
GOPTS	3-Glycidoxypropyltrimethoxysilan
GPDMS	(3-glycidoxypropyl)dimethoxymethylsilan
GUI	grafische Benutzeroberfläche (engl. Graphical User Interface)
IMT	Institut für Mikrostrukturtechnik
Lasers	engl. Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
NIPAAM	Poly(N-isopropylacrylamide)
PCM	Phasenübergangsmaterial (engl. phase change material)
PEEK	Polyetheretherketon
PDMS	Polydimethylsiloxane
SA	langsam adaptierend, engl. slow adapting
SMD	Surface Mounted Device
SZS	Studienzentrum für Sehgeschädigte
TEOS	Tetraethoxysilan

UNESCO	Organisation der Vereinten Nationen für Bildung, Wissenschaft und Kultur
WHO	Weltgesundheitsorganisation (engl. World Health Organization)

1 Einleitung

Digitale Geräte wie Computer, Smartphones und Tablets sind in der modernen Kommunikationsgesellschaft zu ständigen Begleitern des Menschen geworden. Sie dienen nicht nur der Kommunikation und der Unterhaltung, sondern stellen auch einen wichtigen Zugang zu Information und Bildung dar. Der Umgang mit diesen Medien beeinflusst daher in starkem Maß die beruflichen Entwicklungsmöglichkeiten der Einzelperson. Dies zeigt sich unter anderem darin, dass unter Computergebrauch arbeitende Personen deutlich mehr verdienen, als ohne Computereinsatz arbeitende (Carnevale, Smith et al. 2010).

Um mit einem digitalen Gerät umgehen zu können, muss der Nutzer Daten eingeben und die Antworten des Systems auslesen können. Dies geschieht an der sogenannten Mensch-Maschine-Schnittstelle (engl. human-machine-interface). Der Normalverbraucher steht hier in der Regel einer Point-and-Click-Oberfläche gegenüber. Diese grafische Oberfläche zeigt unterschiedliche Widgets, wie Fenster, Icons, Pointer und Menüs an (siehe Abbildung 1.1). Werden diese mit Hilfe der Computermaus aktiviert, so verursachen sie eine Reaktion des Computers (Dix, Finlay et al. 2004).

Auch wenn die grafische Oberfläche für den Normalverbraucher einfach und intuitiv zu bedienen ist, stellt sie für Menschen, die nicht sehen können, eine Barriere dar. Dies betrifft einen großen Teil der 285 Millionen Sehgeschädigten, die es nach Angaben der Weltgesundheitsorganisation (engl. World Health Organization, WHO) derzeit auf der Welt gibt. Besonders betroffen sind 39 Millionen Menschen, die als blind gelten (World Health Organization 2014). Da sie ihre Umwelt nicht sehen, nutzen Blindgeborene sowie Späterblindete vor allem ihr Gehör und ihren Tastsinn, um Informationen über ihre Umgebung aufzunehmen (Löttsch 2001). Diese Einschränkung besteht auch beim Umgang mit dem Computer.

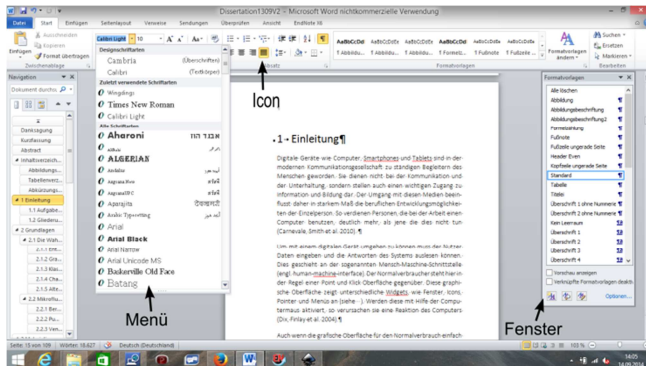


Abbildung 1.1

Point-and-Click-Oberfläche am Beispiel des bei der Erstellung der Arbeit verwendeten Textverarbeitungsprogramms. Das Bild zeigt einen Screenshot des bei der Erstellung der Arbeit verwendeten Textverarbeitungsprogramms Word 2010 der Firma Microsoft auf dem Betriebssystem Windows 8 ebenfalls von der Firma Microsoft (Nutzung mit Genehmigung von Microsoft). Zur Verdeutlichung der Funktionsweise der Benutzeroberfläche sind einige Widgets beschriftet.

Um auch den Sehgeschädigten die Arbeit mit dem Computer zu ermöglichen, gibt es seit mehreren Jahren zahlreiche Hilfsmittel, wie zum Beispiel Programme, die den Bildschirminhalt vergrößern und Programme zur Sprachausgabe, die den Bildschirminhalt für das Gehör wiedergeben (Boulton 1993). Eine tastbare Darstellung des Bildschirminhalts wird mit sogenannten Brailledisplays erzeugt. Diese bestehen aus kleinen Linearaktoren, die aus der Geräteoberfläche herausgefahren oder in diese hineingezogen werden können. Sie stellen die taktilen Pixel (Taxel) dar.

Das erste Brailledisplay wurde Mitte der 1970er Jahre in Deutschland entwickelt. Es bestand aus magnetischen Linearaktoren (Lindenmueller and Schoenherr 1976). Später folgten piezoelektrische Displays (Blazie 2000). Diese nutzen die Eigenschaft bestimmter kristalliner Materialien, die sich bei Anlegen eines elektrischen Feldes anisotrop verformen und dadurch eine Linearbewegung erzeugen können (Cady 1946).



Abbildung 1.2

Arbeitsplatz im Studentenpool des Studienzentrums für Sehgeschädigte. Unterhalb der Tastatur befindet sich das Brailledisplay. Das Gehäuse ist deutlich größer als der Bereich, auf dem sich die Taxeln befinden. Die Ausgabe ist auf eine Textzeile beschränkt. Der Abstand zwischen den Taxeln entspricht den in der Norm vorgegebenen Abständen zur Schriftdarstellung. In der Vergrößerung kann man die einzelnen Taxeln erkennen.

Bis heute basieren die meisten Displays auf piezoelektrischen Aktoren. In der Regel werden sie unterhalb der Tastatur des Computers platziert (siehe Abbildung 1.2). Der hohe Preis der Aktoren limitiert die meisten Brailledisplays jedoch auf die Darstellung einer aus bis zu 80 Einzelbuchstaben bestehenden Textzeile. Durch diese Limitierung sind die Displays nicht in der Lage Grafiken darzustellen. Textbasierte Beschreibungen der Grafiken, wie sie von Sprachausgaben wiedergegeben werden können, tragen meist nicht alle in der Grafik enthaltenen Informationen. Um den Datenverlust zu vermeiden, bieten einige Firmen wie die Metec AG (Metec AG 2014), die Handy Tech Elektronik GmbH und die KGS Corporation (AbleData 2014) bereits aus mehreren

Displayzeilen zusammengesetzte grafikfähige Brailledisplays an. Die technischen Kenndaten dieser Systeme sind in Tabelle 1 aufgelistet. Da der Preis jedoch mit der Anzahl der Aktoren skaliert, sind diese Displays entweder sehr klein oder zu teuer für die Betroffenen. Ihr hohes Gewicht und der hohe Energieverbrauch führen außerdem dazu, dass die großflächigen Brailledisplays häufig nur als Standgeräte einsetzbar und nicht für den mobilen Einsatz geeignet sind.

Tabelle 1:

Kommerzielle grafikfähigfähige Brailledisplays Einsatz im Vergleich.

Firma	Gerät	Taxelanzahl	Taxel-Abstand [mm]	Gewicht [kg]	Preis [€]
Metec AG (Metec AG 2014)	Hyper-braille	120×60	2,5	5,5	50.000 (Madeja 2013)
Handy Tech Elektronik GmbH (Handy Tech Elektronik GmbH 2014)	Maple GWP	16×24	3	1	n.n.
KGS Corporation (AbleData 2014)	Dot View DV-2	32×48	n.n.	Ca. 1,5	n.n.

1.1 Aufgabenstellung

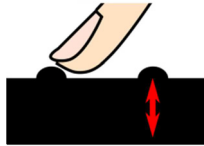


Abbildung 1.3

Skizze der Aufgabenstellung. Im Rahmen der Aufgabenstellung wird das System als Blackbox verstanden. Diese muss in der Lage sein, einzelne Taxel durch das Hoch- und Herunterfahren von punktförmigen Aktoren zu erzeugen und wieder zu löschen. Berührt ein Nutzer die Oberfläche mit seiner Hand so kommt es zu einer Informationsübertragung.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit soll eine kostengünstigere Alternative zu den am Markt erhältlichen großflächigen Brailledisplays entwickelt werden. Dies setzt voraus, dass günstigere Aktoren zum Betrieb des Brailledisplays entwickelt und charakterisiert werden. Die Grundlage dieser Entwicklungsarbeit bildet eine innerhalb eines Vorgängerprojektes entwickelte Ventilplattform für mikrofluidische Anwendungen (Neumann 2013). Daher sollen bei der Entwicklung des Displays ebenfalls die Technologien der Mikrofluidik genutzt werden.

In Abbildung 1.3 ist das zu entwickelnde System als Blackbox dargestellt. Die Linearaktoren, welche die Auf- und Abwärtsbewegung der einzelnen Taxel erzeugen, müssen in geeigneter Dichte und Anzahl in dem Gerät integriert werden. Zudem muss die Oberfläche des Brailledisplays so beschaffen sein, dass sie bei Berührung durch den Nutzer die Datenübertragung an den Tastsinn bestmöglich unterstützt. Hierfür müssen ergonomische Kennwerte ermittelt und in das Design des Brailledisplays eingearbeitet werden.

1.2 Gliederung der Arbeit

Im folgenden Kapitel dieser Arbeit werden die Grundlagen eingeführt, die zur Entwicklung eines Brailledisplays notwendig sind. Aus diesen Grundlagen ergeben sich die Rahmenbedingungen für die Konstruktion des Brailledisplays. Im dritten Kapitel werden die verwendeten Materialien und Methoden vorgestellt. In Kapitel vier werden die Anforderungen, die an ein Brailledisplay zu stellen sind, ermittelt. Hierauf folgt die Darstellung der Entwicklung und der Zusammenführung der einzelnen Displaykomponenten in Kapitel fünf. In Kapitel sechs erfolgt die abschließende Bewertung des Displays. Die Arbeit endet mit einer Zusammenfassung (Kapitel sieben) und einem Ausblick (Kapitel acht).

2 Grundlagen

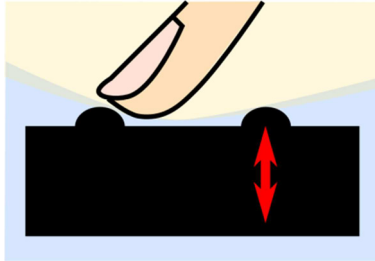


Abbildung 2.1

Systemtechnische Betrachtung der Blackbox-Darstellung. Bei der in der Aufgabenstellung definierten Blackbox handelt es sich um zwei miteinander in Wechselwirkung tretende Systeme: Das blau hinterlegte technische System und der lesende Finger (biologisches System, orange hinterlegt).

Wie in Abbildung 2.1 dargestellt, kann man in der innerhalb der Aufgabenstellung (Abschnitt 1.1) definierten Blackbox-Darstellung zwei Systeme erkennen, die miteinander in Wechselwirkung stehen. Eines dieser beiden Systeme ist das im Rahmen der vorliegenden Arbeit zu entwickelnde technische System. Dieses wird im weiteren Verlauf als Brailledisplay bezeichnet. Das zweite System stellt der lesende Finger dar. Nur wenn beide Systeme miteinander in Berührung kommen, kann zwischen ihren Oberflächen ein Informationsaustausch stattfinden. Da der Finger als biologisches System im Rahmen der vorliegenden Arbeit nicht verändert werden kann, legt er die Randbedingungen für die Entwicklung des technischen Systems fest. Diese werden im ersten Teil des Grundlagenkapitels erarbeitet. Beispiele für mögliche technische Systeme finden sich im zweiten Teil des Kapitels. Das technische System soll gemäß der Aufgabenstellung ein mikrofluidisches System sein. Die Grundlagen für die Konstruktion solcher Systeme werden im dritten Teil des Kapitels erläutert.

2.1 Die Wahrnehmung über den Tastsinn

Berührt man eine Oberfläche, so werden Informationen an den Tastsinn übertragen. Dieser ist aufgrund seiner herausragenden Bedeutung bereits seit der Antike Gegenstand der Forschung. So setzte sich schon der Philosoph Aristoteles intensiv mit der menschlichen Sinneswahrnehmung auseinander (Seidl 1995). Neben philosophischen Betrachtungen kamen im Laufe der Zeit psychologische und physiologische Untersuchungen hinzu. Da die Forschung in den verschiedenen Disziplinen voneinander unabhängig verlief, gibt es bis heute keine einheitliche Definition für Begriffe wie Haptik, Tastsinn oder taktile Wahrnehmung (Schomburg, Vollmer et al. 1994). Die vorliegende Arbeit orientiert sich an den Definitionen, die im Rahmen der Entwicklung von haptischen Geräten am gebräuchlichsten sind (Kern and Matysek 2009). Die Haptik wird in diesem Kontext als Begriff für den Tastsinn verwendet. Das Tasten ist von den übrigen Sinnesindrücken, dem Sehen, dem Hören, dem Schmecken und dem Riechen abzugrenzen. Die Haptik erstreckt sich folglich auf alle sensorischen Einheiten, die sich in der Haut aber auch in den Muskeln und Sehnen befinden. Die haptische Wahrnehmung wird unterteilt in die taktile und die kinästhetische Wahrnehmung sowie das Wärme- und Schmerzempfinden. Die taktile Wahrnehmung bezieht sich dabei auf die Wahrnehmung von mechanischen Reizen (Druck, Spannung, usw.) durch die Haut. Die kinästhetische Wahrnehmung hingegen wird durch die Wahrnehmung in den Muskeln und Gelenken dominiert. Sie gibt Auskunft über Position und Stellung der Gelenke sowie über Bewegungen des Körpers (Kern and Matysek 2009). Da jede Bewegung Spannung oder Druck in den nahegelegenen Hautregionen erzeugt, besitzt jede kinästhetische Wahrnehmung auch einen taktilen Anteil (Tsai and Lin 2002).

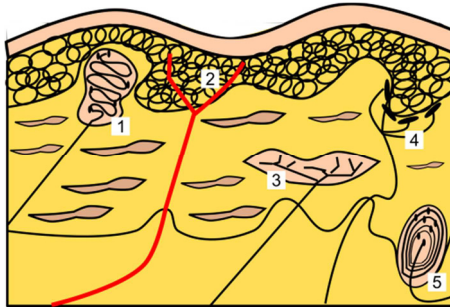


Abbildung 2.2

Schematische Darstellung der Rezeptoren im Inneren der Haut. Die Meissner-Zell-Komplexe besitzen gleich anderen Mechanorezeptoren korpuskuläre Nervenenden (1). Die Nozi- oder Schmerzrezeptoren hingegen bestehen aus freien Nervenenden (2). Die Ruffinikolben sind den Sehnenspindeln sehr ähnlich (3). Die Merkel-Zellen sind in kleinen Gruppen angeordnet, wobei alle Zellen einer Gruppe derselben Nervenfasers entspringen (Beyer and Weiss 2001) (4). Die am tiefsten in der Haut liegenden Mechanorezeptoren sind die Vater-Pacini-Körperchen [5] (angelehnt an (Schmidt and Birbaumer 1998)).

Ein kinästhetischer Wahrnehmungsanteil lässt sich bei der Exploration eines Brailledisplays demnach nicht ausschließen. Dennoch werden Brailledisplays üblicherweise darauf ausgelegt, die Mechanorezeptoren in der Haut zu stimulieren.

Insgesamt besitzen Menschen vier verschiedene Arten dieser Mechanorezeptoren, die Meissner-Zell-Komplexe, die Ruffinikolben, die Merkel-Zellen und die Vater-Pacini-Körperchen (Knibestöl and Vallbo 1970). Diese sind ebenso wie die Nozi- (Schmerz-) und die Temperaturrezeptoren in der Haut lokalisiert (siehe Abbildung 2.2). Während die beiden zuletzt genannten Rezeptoren aus freien Nervenenden bestehen, besitzen die Mechanorezeptoren korpuskuläre Nervenenden, die sich je nach Art der Mechanorezeptoren unterscheiden (Beyer and Weiss 2001).

Tabelle 2:

Eigenschaften der Mechanorezeptoren.

	Merkel Zell-Komplexe	Ruffini-Kolben	Meissner-Zellen	Vater-Pacini-Körperchen
Adaptionsart (Beyer and Weiss 2001)	SA	SA	FA	FA
Rezeptives Feld (Burdea 1996)	I	II	I	II
Frequenz (Chouvardas, Miliou et al. 2008)	0.4-100 Hz	7 Hz	10-200 Hz	40-800 Hz
Stimulus (Bicchi, Buss et al. 2008)	Statische leichte Berührung	Statische Berührung	Dynamische leichte Berührung	Dynamische Berührung

Die Mechanorezeptoren differieren in der Art ihrer Reizantwort, weswegen sie in zwei Unterkategorien eingeteilt werden. Die erste Kategorie stellen die schnelladaptierenden Rezeptoren (engl.: fast adapting, kurz: FA) dar, welche nur auf Reizänderungen, nicht aber über die gesamte Dauer des Reizes hinweg, Impulse an das Zentralnervensystem senden. Die zweite Kategorie, umfasst die langsam adaptierenden Rezeptoren (engl.: slow adapting, kurz: SA), die konstante Antworten auf lang andauernde Reize ausgeben. Ebenso können die Rezeptoren nach der Größe ihres rezeptiven Feldes eingeteilt werden, das heißt nach der Größe des Hautareals, welches von den Nervenenden desselben Axons (einer mit einer besonderen Isolierschicht versehene Nervenfasern) versorgt wird. Rezeptoren mit einem großen rezeptiven Feld werden mit der römischen Ziffer Zwei („II“) gekennzeichnet. Rezeptoren mit einem kleinen rezeptiven Feld, die eine hohe räumliche Auflösung ermöglichen, erhalten hingegen eine römische Ziffer Eins („I“). Auf der Fingerkuppe beträgt der Abstand zwischen den Zentren dieser Rezeptorarten nur etwa 0,9 bis 1,3 mm (Beyer and Weiss 2001). Eine Zusammenstellung der vier Typen von Mechanorezeptoren und ihrer wichtigsten Eigenschaften ist in Tabelle 2 gegeben.

Die Packungsdichte der unterschiedlichen Nervenzellen innerhalb der Haut und damit auch das räumliche Auflösungsvermögen des Tastsinns variieren stark im Hinblick auf die unterschiedlichen Körperteile. So konnte Weber, der die Auflösung des Tastsinns als erster untersuchte, zwei abgestumpfte Zirkelspitzen an der Vorderseite seines letzten Fingergliedes (Fingerspitze) ab einem Abstand von einer Pariser Linie (altes Längenmaß entspricht 1/12 Zoll oder 2,2558 mm) als unterschiedliche Reize wahrnehmen. Eine höhere Empfindlichkeit besitzt nur die Zungenspitze, an der er eine Zweipunktschwelle von einer halben Pariser Linie (1,13 mm) maß. Weber gibt an, dass die absoluten Werte individuell seien. Die Tendenz welches Körperteil die höchste Genauigkeit in der Tastwahrnehmung aufweist, ließe sich

aber durch Messungen an anderen Personen bestätigen (Weber 1905). In der Literatur finden sich zahlreiche ähnlicher Kennwerte für die Gestaltung haptischer Geräte. Der Wert dieser Kennwerte ist jedoch umstritten, da die zur Ermittlung herangezogenen Geräte sehr unterschiedlich sind. Zudem existieren derartige Geräte noch nicht lange und sind meist nur einem beschränkten Nutzerkreis zugänglich. Die ermittelten Kennwerte können deshalb nicht verallgemeinert werden (Burdea 1996). Ebenso kann die Genauigkeit des Tastens durch weitere Faktoren wie Aufmerksamkeit und Übung gesteigert werden (Beyer and Weiss 2001). So ist es beispielsweise nachgewiesen, dass die Zweipunktschwelle bei Blinden, die es gewohnt sind über den Tastsinn zu lesen, an den Fingerkuppen deutlich geringer ist als bei sehenden Personen (Röder and Rösler 2001).

Die Fingerspitzen sind nicht nur aufgrund der gesteigerten Konzentration an Nervenzellen besonders zum Tasten geeignet. Die den Fingerabdruck formenden Papillarleisten dienen dazu, Scherkräfte besser in die Haut einzukoppeln. Beim Überstreichen einer Oberfläche erzeugt die entstehende Reibkraft ein Biegemoment in der oberen Hautschicht. Dieses reizt die Nervenzellen deutlich stärker, als es die Reibung selbst auf glatter Haut vermag (Kern and Matysek 2009).

2.1.1 Entwicklung der Blindenschrift

Die Blindenschrift ist eine Darstellungsart, die nahezu perfekt an die Anforderungen der Mechanorezeptoren des Tastsinns angepasst ist. Sie ist das Ergebnis einer langen im Folgenden verkürzt wiedergegebenen Entwicklung. Die Idee, Schrift über den Tastsinn wahrnehmbar zu machen und damit Blinden den Zugang zu Bildung zu erleichtern, ist alt. Bereits im vierten Jahrhundert nach Christus soll Didymus der Blinde in der Lage gewesen sein, in Holz geritzte lateinische Buchstaben zu ertasten (Lascaratos and Marketos 1994). Als 1785 in Paris die weltweit erste Blindenschule gegründet wurde (Dhawan 2005), setzte

sich der Trend, Buchstaben fühlbar zu machen fort. Damals wurde eine von Valentin Haüy 1786 entwickelte Blindenschrift gelehrt (Bledsoe 1972). Diese Schrift bestand aus leicht abgeänderten mittels Einprägung in Papier tastbar gemachten lateinischen Buchstaben. Zu Beginn des 19. Jahrhunderts gab es mehrere Ansätze, die lateinische Schrift zu vereinfachen, um die Lesbarkeit der geprägten Buchstaben zu erhöhen. Der Erfolg dieser Alphabetisierungsversuche blieb allerdings gering, da es den meisten Blinden schwer fiel, zwischen den Buchstaben zu unterscheiden (Jimenez, Olea et al. 2009). 1808 erfand Charles Babiere de la Serre eine militärische Geheimschrift. Er kodierte Nachrichten, indem er Punkte mit einem Holzstäbchen in Papier einprägte. Diese Schrift sollte im Feld auch bei absoluter Dunkelheit dekodiert werden können (Library of Congress. National Library Service for the Blind Physically Handicapped 1990). Um diese Eigenschaft der Schrift zu verifizieren, wurden Tests an der Pariser Blindenschule durchgeführt. Hier lernte Louis Braille den Code kennen. Er entwickelte ihn weiter, wobei er die Anzahl der möglichen Punkte auf sechs beschränkte. Damit verringerte sich die abzutastende Fläche, was zu einer Anpassung an die Tastergonomie führte (Jimenez, Olea et al. 2009). Im weiteren Verlauf der Geschichte musste sich die sogenannte Brailleschrift gegen die geprägten Schriften durchsetzen. Diese wurden weiterhin benutzt, da sie der normalen sogenannten Schwarzschrift ähnlicher waren. Aufgrund dieser Ähnlichkeit waren sie für die meist sehenden Lehrer der Sehgeschädigten leichter zu erkennen. Außerdem weigerten sich einige Blinde aus Furcht vor Diskriminierung eine eigens für sie entwickelte Schrift zu benutzen. Weitere Konkurrenz trat in Form von Abwandlungen der Punktschrift auf. Insbesondere in Amerika wurden lange Zeit mehrere Punktschriftsysteme gleichzeitig benutzt (Bledsoe 1972). Letztendlich setzte sich die Brailleschrift, wie sie von Louis Braille 1825 entwickelt worden war, durch und verbreitete sich von Europa über Amerika nach Asien und in den arabischen Sprachraum. Seit 1949 überwacht und vereinheitlicht die UNESCO die Braille Systeme auf der ganzen Welt. Da die

Brailleschrift an das internationale phonetische Alphabet angelehnt ist, können nahezu alle Sprachen mit Hilfe der Punktmatrix kodiert werden (Library of Congress. National Library Service for the Blind Physically Handicapped 1990).

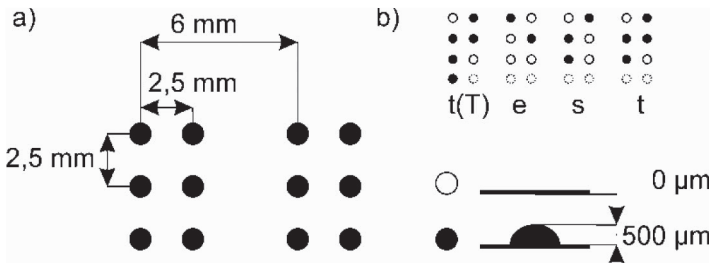


Abbildung 2.3

Abmessungen und Kodierungsweise der Brailleschrift. a) Geometrische Abmessung von zwei Braillezellen zur Darstellung zweier Buchstaben innerhalb eines Wortes. b) Darstellung des Wortes „Test“ in Braille Schrift. Die weiß gefüllten Punkte sind flach und damit nicht tastbar. Die schwarzen Punkte werden in das Papier eingepreßt. Dadurch, dass sie sich an ihrem höchsten Punkt 500 µm von der Oberfläche abheben, sind sie deutlich tastbar. Die untersten beiden Punkte jedes Buchstaben werden nur beim sogenannten Euro-Braille benutzt. Sie geben zum Beispiel an, ob es sich um einen Groß- oder Kleinbuchstaben handelt.

In Deutschland sind die Anforderungen an Blindenschriftdokumente, die sowohl bei der Herstellung von Printmedien für Sehgeschädigte, als auch bei der Entwicklung von Brailledisplays berücksichtigt werden sollen, in der DIN 32976:2007-08 geregelt. Danach sollen die Braillepunkte eines Brailledisplays einen Durchmesser von 1,3 mm aufweisen. Die sechs Punkte einer Braille Zelle sind wie in der ursprünglich von Louis Braille entwickelten Version in einer Matrix mit drei Zeilen und zwei Spalten angeordnet (siehe Abbildung 2.3). Der Abstand zwischen den Mittelpunkten der Zeilen beziehungsweise Spalten einer Zelle beträgt jeweils 2,5 mm. Der Abstand zwischen den Mittelpunkten zweier Zellen innerhalb eines Wortes beträgt 6 mm.

Eine Erweiterung der ursprünglichen Brailleschrift stellt das sogenannte Euro-Braille oder Computer-Braille dar. Unterhalb der sechs Punkte der normalen Braille Zeichen werden hier noch zwei weitere Punkte angeordnet (siehe DIN 32982:1994-08). Dadurch wird der Umfang der darstellbaren Zeichen erhöht, so dass sich auch mathematische Formeln und Sonderzeichen abbilden lassen. Da Brailledisplays auch während der Ausbildung eingesetzt werden, müssen sie in der Lage sein, beide Schriftarten anzuzeigen.

2.1.2 Grafikdarstellung für Sehgeschädigte

Während es zur Darstellung von Schrift einheitliche Regeln gibt, stellt die Übersetzung visueller Grafiken in taktile Bilder bis heute eine große Herausforderung dar. Eines der größten Hindernisse bei der Verbreitung taktiler Grafiken ist der hohe Zeitaufwand, den Lehrer und Betreuer in die Herstellung dieser Grafiken investieren müssen. Nahezu alle taktilen Grafiken werden bis heute in Handarbeit hergestellt. Dafür stehen mehrere Methoden zur Verfügung. Im Folgenden werden die drei meist verbreiteten erläutert.

Die einfachste Methode stellt die Verwendung von Schwellpapier dar. Hierbei überträgt man die Grafik mit Hilfe eines schwarzen Stiftes oder eines Fotokopierers mit geringer Wärmeentwicklung auf das Papier. Anschließend wird dieses in einer speziellen Maschine erwärmt. Ist diese Wärmequelle richtig eingestellt, so schwellen die mit schwarzer Farbe beschichteten Teile des Blattes an. Dadurch wird die Abbildung tastbar (siehe Abbildung 2.4 a).

Eine weitere Methode ist das Thermoformen. Bei dieser Methode überträgt man eine von Hand gefertigte Form in einer Thermopresse auf ein erwärmtes, thermoplastisches Polymer (siehe Abbildung 2.4 c und d). Grafiken, die mit Hilfe dieser Methode hergestellt werden, sind beständiger, als in Schwellpapier erzeugte. Außerdem lassen sich neben Linien auch Texturen wie zum Beispiel die Beschaffenheit der

Rinde eines Baumes übertragen. Aufwand und Kosten für die Herstellung einer einzigen Grafik sind jedoch ungleich höher.

Die dritte und zugleich teuerste Methode basiert auf der Verwendung von Brailledruckern. Um einen Ausdruck zu erstellen, wird das Bild in einzelne Punkte zerlegt. Diese Punkte presst der Drucker dann in das Papier, wo sie als taktile Pixel, auch Taxel genannt, erscheinen. Die Drucker können meist zwischen der für die Darstellung der Brailleschrift notwendigen Auflösung und einer höheren Auflösung für Grafikdarstellungen wechseln (Gardner 1996). Einige Drucker sind in der Lage, die Höhe der Taxel zu variieren und dadurch zusätzliche Information zu kodieren. Da die Drucker sehr teuer sind, haben viele Betroffene jedoch keinen Zugang zu einem solchen Gerät. Zudem ist die Darstellung kontinuierlicher Linien durch die beschränkte Auflösung nicht möglich (siehe Abbildung 2.4 b).

Der Zeit- und Kostenaufwand der Herstellung taktiler Grafiken schränkt ihre Verwendbarkeit im Schulunterricht ein (Sheppard and Aldrich 2001). Dadurch wird die Entwicklung des Grafikverständnisses nicht ausreichend unterstützt. Mit zunehmendem Alter werden sehgeschädigte Schüler immer komplexeren Grafiken ausgesetzt, was zum Verlust des Interesses an taktilen Grafiken führen kann. Viele gelangen dann zu dem Schluss, dass Grafiken sehenden Menschen vorbehalten seien. Vor allem die Übertragung von dreidimensionalen Gegenständen in zweidimensionale Zeichnungen bleibt den meisten verschlossen (Aldrich and Sheppard 2001). In der modernen Mediengesellschaft, in der immer mehr Information durch Grafiken unterstützt wird, ist das Grafikverständnis jedoch von großer Bedeutung (Sheppard and Aldrich 2001). Dies zeigt, wie wichtig die Bereitstellung kostengünstiger, großflächiger, grafikfähiger Brailledisplays für Betroffene ist.

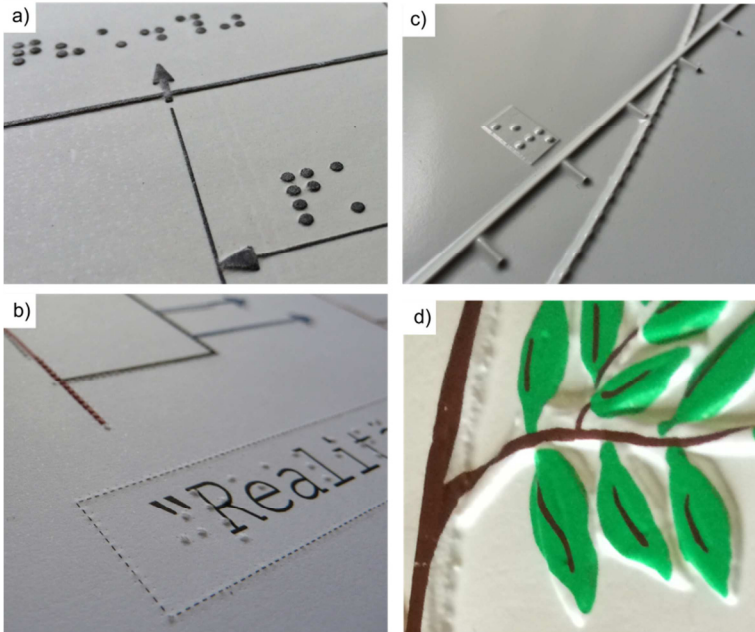


Abbildung 2.4

Gängige Methoden zur Darstellung taktiler Grafiken. a) Skizze auf Schwellpapier. Zur Herstellung dieser Skizze wird zunächst die Grafik mit einem handelsüblichen Drucker auf das Papier übertragen. Mit einer speziellen Wärmelampe werden dann die schwarz gefärbten Bereiche zum Schwellen angeregt. b) Ausdruck eines grafikfähigen Braille Druckers. c) Darstellung eines mathematischen Graphen, welcher durch Thermoformen fühlbar gemacht wurde. d) Thermoformte Grafik aus einem Bilderbuch.

2.1.3 Klassifizierung der Brailledisplays

Aus den oben genannten Gründen wird seit mehreren Jahren nach Alternativen zu den elektromagnetischen und piezoelektrischen Displays geforscht.

Die Nervenzellen der Haut lassen sich über thermische und mechanische Reize sowie durch elektrische Felder stimulieren (Chouvardas, Miliou et al. 2005). Wegen des geringen Auflösungsvermögens ther-

mischer Rezeptoren ist die Übertragung von Text über diesen Reiz nicht gelungen. Thermische Reize werden eher genutzt, um zusätzliche Information über den dargestellten Gegenstand zu übermitteln (Yang, Kyung et al. 2006). Elektrische Stimulation der Nervenzellen nutzende Ansätze (Kajimoto, Kawakami et al. 2004) besitzen höhere Auflösungen als thermische Reize verwendende. Sie werden von den meisten Probanden jedoch als invasiv empfunden, weil neben den mechanischen Rezeptoren auch die Schmerzrezeptoren auf den Stimulus reagieren (Kaczmarek, Webster et al. 1991). Daher hat sich diese Technologie nicht durchgesetzt (Chouvardas, Miliou et al. 2005).

Mechanisch stimulierende Brailledisplays lassen sich in dynamische und statische Displays unterteilen (Vidal-Verdu and Hafez 2007). Displays der ersten Kategorie sind bewegliche Gegenstände wie Computermäuse, auf denen der Finger des Probanden ruht. Sie sind mit wenigen matrixförmig angeordneten Linearaktoren versehen. Die Größe dieser Arrays ist an die Auflagefläche eines oder mehrerer Finger angepasst. Verändert man die Position des Gerätes, so verändert sich die Stellung der Aktoren entsprechend dem Inhalt der zu betrachtenden Seite (Kammermeier and Schmidt 2002). Dynamischen Displays konnten sich trotz geringerer Aktoranzahl, die für relativ geringe Preise sorgt, am Markt nicht durchsetzen. Denn sie nutzen nur das passive Tasten (engl. passive touch) zur Informationsübertragung. Diese Tastform ist deutlich ineffektiver als das aktive Tasten, bei dem der Leser das Display selbst mit seinen Händen erkundet (Vidal-Verdu and Hafez 2007). Dies ergibt sich aus den Eigenschaften der Mechanorezeptoren. Außerdem wird die kinästhetische Wahrnehmung (siehe Abschnitt 2.1) hier ausgeschlossen (Heller 1991).

Statische Displays sind aus einer Vielzahl von Linearaktoren bestehende Arrays. Diese können aus der Oberfläche des Gerätes herausgefahren oder in diese hineingezogen werden und so die zu übertragende Information kodieren (Vidal-Verdu and Hafez 2007). In diese Kategorie fallen die heute weit verbreiteten einzeiligen Brailledisplays, sowie die

wenigen am Markt verfügbaren großflächigen, grafikfähigen Brailledisplays. Diese können vom Nutzer mit beiden Händen untersucht werden. Beim Überfahren der Aktoren mit dem Finger erzeugt er sowohl Druck- als auch Scherkräfte, die in die Haut eingekoppelt und von den Mechanorezeptoren aufgenommen werden (siehe Abschnitt 2.1). Die Vorgehensweise entspricht der des Lesens der Brailleschrift auf Papier. Die Darstellung der Brailleschrift auf einem statischen Brailledisplay ist in DIN 32976:2007-08 geregelt (siehe Abschnitt 2.1.1). Der Aktordurchmesser soll normgemäß 1,3 mm betragen.

2.2 Linearaktoren für statische Brailledisplays

Wie beschrieben sind die Taxelgröße und die Auflösung statischer Brailledisplays genormt. Der Abstand zwischen den einzelnen Buchstaben sorgt dafür, dass die in DIN 32976:2007-08 festgelegten Werte nicht zur Grafikdarstellung geeignet sind (Runyan and Carpi 2011). Für großflächige Displays, die Text und auch Grafiken darstellen sollen, werden in der Literatur daher Werte zwischen 5 dots per inch (dpi) (Benali-Khoudja, Hafez et al. 2007) und 30 dpi (Fricke and Baehring 1993) vorgeschlagen. Allen Vorschlägen ist gemein, dass die Punkte zur Grafikdarstellung in einem äquidistanten Raster angeordnet werden sollen. Das HyperBraille Display zum Beispiel besitzt in einem Raster mit 2,5 mm Abstand angeordnete Taxel. Damit entspricht die Größe der einzelnen Buchstaben der DIN Norm. Zwischen zwei Buchstaben wird je eine Spalte ausgelassen. Der Abstand zwischen zwei Buchstaben beträgt daher nur 5 mm. Die Lesegeschwindigkeit wird durch den geringen Abstand kaum beeinflusst (Prescher, Nadig et al. 2010). Neben der Textdarstellung erlaubt diese Auflösung, die 10 dpi entspricht, auch die Darstellung einfacher Grafiken. Die Güte der Grafikdarstellung verbessert sich bis zu einer Auflösung von 17 dpi nachweislich nicht (Copeland and Finlay 2010). Bei höheren Auflösungen muss der Taxeldurchmesser aus technischen Gründen verringert

werden. Dies führt dazu, dass ein einzelner Braillepunkt aus mehreren Taxeln zusammengesetzt werden muss (Fricke and Baehring 1993).

Die Auflösung des Brailledisplays bestimmt den zur Verfügung stehenden Bauraum. Für andere technische Kennwerte gibt es momentan keine Normwerte. In der Literatur finden sich allerdings Anforderungslisten, aus denen die folgende Liste zusammengestellt wurde:

- Die Bildwiederholrate sollte unter 10 s liegen (Vidal-Verdu and Hafez 2007). Im Idealfall läge sie bei 10 Hz (Runyan and Carpi 2011).
- Die Höhe des Displays sollte unter 3 cm liegen (Runyan and Carpi 2011).
- Die Größe der Darstellungsfläche sollte $32 \times 24 \text{ cm}^2$ betragen (Vidal-Verdu and Hafez 2007).
- Die Aktoren müssen während des Lesens einer Gewichtskraft von 50-100 mN standhalten (Vidal-Verdu and Hafez 2007).
- Das Display sollte mit Spannungen unter 300 V betrieben werden können (Runyan and Carpi 2011).
- Die Aktoren müssen mehr als 10^7 Schaltzyklen standhalten (Runyan and Carpi 2011).
- Die Aktoren sollten arretierbar sein, um den Energieverbrauch zu reduzieren (Vidal-Verdu and Hafez 2007).
- Das Display sollte deutlich günstiger sein als die heute am Markt erhältlichen Geräte (Runyan and Carpi 2011).

Um diese Anforderungen zu erfüllen, wurde bereits eine Vielzahl von Linearaktoren auf ihre Eignung zum Einsatz in grafikfähigen Brailledisplays hin untersucht. Eine Auswahl der neuesten Forschungsergebnisse enthält Tabelle 3. Wie aus dieser hervorgeht, kann keiner der Ansätze die genannten Anforderungen vollständig erfüllen.

Tabelle 3:

Linearaktoren für statische Brailledisplays im Vergleich.

Aktortyp	Anzahl	Schaltzeit [s]	Taxelhöhe [µm]	Kraft [N]	Auflösung [dpi]
Piezoelektrisch (Metec AG 2014)	7200	0,150*	n.n.	n.n.	10,2
Servomotoren (Wagner, Lederman et al. 2002)	36	0,04*	2000*	n.n.	12,7
Pneumatik, externe Ventile (Wu, Zhu et al. 2007)	6	0,005*	560	0,066	25,4*
Elektroaktives Polymer (Lee, Phung et al. 2014)	36	0,1*	240	0,04	n.n.
Thermopneumatisch (Lee and Lucyszyn 2005)	6	50	600	n.n.	n.n.
Formgedächtnislegierung (Matsunaga, Totsu et al. 2013)	100	0,3	2000*	0,1	10,2
Lichtaktivierbares Polymer (Torras, Zinoviev et al. 2014)	100	4*	0,8*	0,04	10,2

Werte, welche die genannten Anforderungen erfüllen, sind mit * gekennzeichnet.

2.2.1 Magnetische Aktoren für statische Brailledisplays

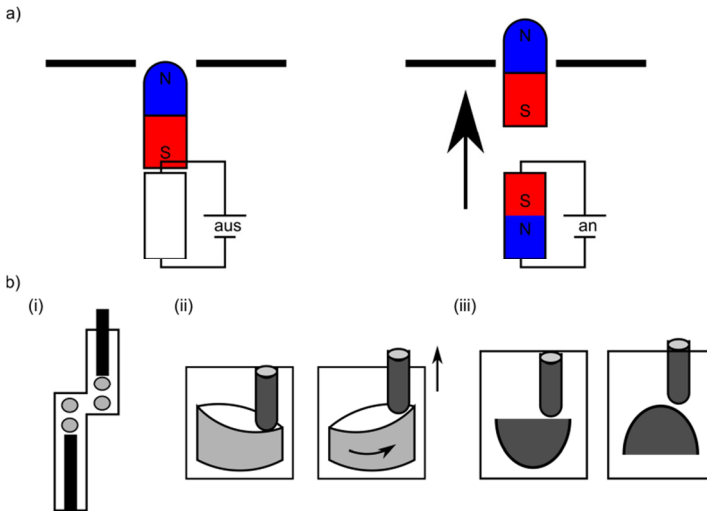


Abbildung 2.5

Magnetische Linearaktoren für Brailledisplays. a) Magnetische Brailledisplays bestehen aus einem Permanentmagneten, dessen Position durch einen Elektromagneten verändert werden kann. b) Damit der Permanentmagnet seine Position ohne Zufuhr von Energie halten kann, werden Verschlussmechanismen eingesetzt. Diese können zum Beispiel aus magnetischen Kugeln bestehen, die unter den Pin geschoben werden (i). Daneben kommt auch die Ausführung als Nocke (ii) oder die Verwendung eines Kugelabschnitts (iii) in Betracht.

Wie bereits in der Einleitung erwähnt, basierte das erste aktualisierbare Brailledisplay auf magnetischen Aktoren. Diese Aktoren bestehen in der Regel aus einem Permanentmagneten der von einem Elektromagneten angezogen oder abgestoßen wird (siehe Abbildung 2.5 a). Ist der Elektromagnet eingeschaltet, so wird der Permanentmagnet nach oben geschoben und hebt dabei einen Pin (Lindenmueller and Schoenherr 1976) oder eine Membran an (Streque, Talbi et al. 2010). Um den Energieverbrauch des Displays zu reduzieren, sind in diesen Brailledisplays Verriegelungsmechanismen vorgesehen. Diese sorgen

dafür, dass die Pins in versenkter Position und in gehobener Position stabil sind. Realisiert wird dieser Mechanismus, indem kleine magnetisierbare Kugeln unter den Aktorpin geschoben oder unter ihm herausgezogen werden (Lindenmueller and Schoenherr 1976).

Die Weiterentwicklung der magnetischen Aktoren beschäftigt sich vor allem mit der Entwicklung alternativer Verschlussmechanismen (siehe Abbildung 2.5 b). So wurde vorgeschlagen, den Permanentmagneten als Nocke auszuführen. Diese kann durch den unterhalb platzierten Elektromagneten gedreht werden. Dadurch schiebt sie den Stift, der das Taxel formt, aus der Oberfläche heraus oder zieht ihn in diese hinein. Da sich die Position des Permanentmagneten bei abgeschaltetem Elektromagneten nicht verändert, hält das Taxel seine Position im energiefreien Zustand (Petersen 1989). Alternativ kann ein magnetischer Kugelabschnitt benutzt werden, der je nach Position den Stift nach oben drückt oder herunterzieht (Petersen 2004). Auch die Verwendung eines zweiten Magneten, welcher zum Blockieren des ersten Magneten dient, wurde in Betracht gezogen (Schönherr 1979, Litschel and Schwertner 2000). Des Weiteren können Verschlusselemente wie zum Beispiel Kugelarretierungen verwendet werden (Chlumsky, Hellinger et al. 1988).

Anstelle von Permanentmagneten können auch Polymere, die auf ein magnetisches Feld reagieren, eingesetzt werden. Die Aktoren, die mit solchen Polymeren erzeugt wurden, sind mit einer Oberfläche von $20 \times 20 \text{ mm}^2$ jedoch zu groß für die Verwendung in Brailledisplays (Kikuchi, Masuda et al.). Außerdem kann die Membran selbst durch Einbringen von Nanopartikeln magnetisch gemacht werden (Athanasidou, De Vittorio et al. 2012). Weitere Alternativen zu der Verwendung von Permanentmagneten stellen die Verwendung von seltenen Erden (Renzi 1996) und weichmagnetische Materialien (Chlumsky 1986) dar. Der Elektromagnet kann entweder unterhalb des Aktormaterials angeordnet werden oder als magnetische Spule ausgeführt sein, die um das magnetische Material gewickelt werden.

Die Spulen können dazu genutzt werden, ein gerichtetes magnetisches Feld zu erzeugen, welches das Aktormaterial auslenkt (Marioni 2007).

Integriert man die magnetischen Aktoren allerdings in größere Arrays, so sinken die dem einzelnen Aktor zur Verfügung stehenden Ströme, sodass relativ geringe Kräfte erzeugt werden. So konnten Benali-Khoudja et al. mit ihrem elektromagnetischen Display je Aktor nur 9 mN Haltekraft erzeugen (Benali-Khoudja, Hafez et al. 2007). Die Auslenkungen, die mit diesen Displays erzeugt werden, sind mit bis zu 5 mm im Vergleich zu den durch andere Technologien erreichten jedoch sehr hoch (Supriya and Senthilkumar 2009). Die Schaltzeiten der Magnetaktoren sind gering. Auch bei Schaltfrequenzen über 100 Hz sind kaum Kraftereinbußen zu verzeichnen (Szabo, Ganji et al. 2011). Mit dieser Technologie wurden Arrays mit 8×12 Aktoren realisiert (Karastoyanov, Kotev et al.), die allerdings zur Grafikkardarstellung nicht ausreichen. Die Displays sind in ihrer Auflösung dadurch beschränkt, dass die magnetischen Felder sich gegenseitig beeinflussen können.

2.2.2 Piezoelektrische Aktoren

Die meisten kommerziell erhältlichen Displays nutzen piezoelektrische Aktoren, um Pins (Akieda, Arita et al. 2011) oder Membranen (Lisy, Prince et al. 2002) auszulenken. Diese Aktoren beruhen auf dem inversen piezoelektrischen Effekt, der von Lord Kelvin vorausgesagt und 1881 von den Brüdern Curie experimentell verifiziert wurde. Der Effekt äußert sich darin, dass sich ein Material ausdehnt oder zusammenzieht, wenn es durch ein elektrisches Feld polarisiert wird (Cady 1946). Die Verwendung piezoelektrischer Aktoren für Brailledisplays wurde Ende der 1960er Jahre vorgeschlagen (Linville 1966). Bei dem Gerät handelte es sich jedoch um kein Computerdisplay, sondern um eine Lesehilfe zur Umsetzung optischer Signale. Die ersten Displays

zur Anzeige digitaler Daten folgten etwa zehn Jahre später (Tretiakoff and Tretiakoff 1977). Kurz darauf begannen Firmen wie die Telesensory Systems Inc. mit der Vermarktung der Technologie (Tetzlaff 1981).

Aufgrund ihrer Materialbeschaffenheit erzeugen piezoelektrische Aktoren große Kräfte. Sie erreichen dabei nur geringe Auslenkungen (Schlaak, Lotz et al. 2008). Deshalb werden piezoelektrische Aktoren meist als Biegebalken ausgeführt. Diese übersetzen nach dem Hebelgesetz die große Kraft, die der Aktor produziert, in eine geringere Kraft mit größerer Auslenkung (Tieman and Zeehuisen 1988). Um den Kraftverlust zu kompensieren, müssen die Aktoren mit höherer Leistung angesteuert werden, als eigentlich notwendig (Tretiakoff and Tretiakoff 1987).

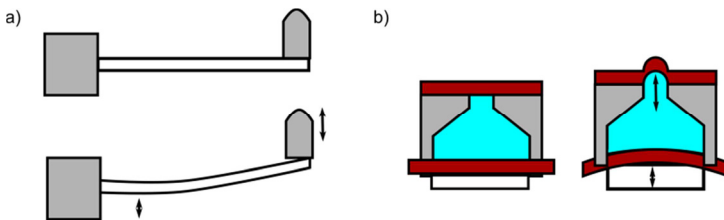


Abbildung 2.6

Piezoelektrische Aktoren für Brailledisplays. Piezoelektrische Aktoren erzeugen vergleichsweise geringe Auslenkungen. (a) Um dennoch Taxel darzustellen, werden sie als Biegebalken ausgeführt. Der Hebelarm verstärkt die Auslenkung. (b) Alternativ kommen hydraulische Amplifizierungsmechanismen zum Einsatz. Hier wird die Auslenkung eines Aktors mit einem relativ großen Durchmesser auf eine Aktormembran mit geringerem Durchmesser übertragen.

Durch die Biegebalkenanordnung (siehe Abbildung 2.6 a) benötigen die Aktoren mehr Platz, als im engen Raster der Brailleschrift zu Verfügung steht. Bei einzeiligen Displays befinden sich die Verlängerungen der Aktoren in dem unter der Computertastatur angeordneten Teil des Gehäuses. In großflächigeren Displays müssen die Biegebalken übereinander gestapelt werden. Dadurch wird das Display höher. Da die Biegebalken an ihren Enden mit einer elektrischen Ansteuerung

verbunden werden müssen, ist die Anzahl der stapelbaren Aktoren begrenzt. So besitzt das von (Ros, Dante et al. 2014) vorgeschlagene Display nur 64 Aktoren. Um ein grafikfähiges Brailledisplay mit konventionellen piezoelektrischen Aktoren aufbauen zu können, muss die Form der Aktoren angepasst werden (Hong, Lee et al. 1998). Für den Aufbau des Hyperbraille Displays wurden senkrecht stehende Aktoren verwendet. Da diese denselben Materialeinschränkungen unterliegen wie alle piezoelektrischen Aktoren, müssen sie sehr hoch sein, um ausreichend Hub bereitstellen zu können (Völkel, Weber et al. 2008).

Zur Übersetzung der mit einem piezoelektrischen Aktor erzeugten Kräfte wurden in den 1990er Jahren hydraulische Kammern (siehe Abbildung 2.6 b) vorgeschlagen (Kipke 1994). Diese Idee wurde kürzlich wieder aufgegriffen (Miki, Kosemura et al. 2014). Eine weitere Bauraumverringerng ergibt sich bei der Verwendung von piezoelektrischen Ultraschall-Linearmotoren. Diese bestehen aus einem piezoelektrischen Aktor, auf dem ein Stift angeordnet ist. Um den Stift befindet sich ein Reiter. Bei jedem Impuls, den der piezoelektrische Aktor erzeugt, werden Stift und Reiter nach oben gehoben. Bedingt durch seine Trägheit verbleibt der Reiter in der neuen Position, während der Stift in seine Ausgangslage zurückkehrt (Velázquez, Hernández et al. 2012). Bei dieser Anordnung werden die Taxel mit einer Bildwiderholrate von 6 Hz um 700 μm ausgelenkt. Dabei wird eine Kraft von 170 mN zu erzeugt (Hernandez, Preza et al. 2009). Ein ähnliches Konzept wird in einem auf umgekehrten Schwingungsdämpfern basierenden Brailledisplay angewandt. In diesem System ist der piezoelektrische Aktor über eine Feder mit einer Schwungmasse verbunden. Diese ist über eine zweite Feder mit dem eigentlichen Taxel verbunden. Wird das System vom Aktor angeregt, so schwingen die beiden Federn. Das System ist so ausgelegt, dass das Taxel eine wesentlich größere Amplitude zurücklegt als der Aktor. Damit der Nutzer die Vibration des Systems nicht bemerkt erfolgt die Anregung bei 2 kHz (Kawaguchi, Ioi et al. 2010).

Den Nachteil, dass piezoelektrische Aktoren im Betrieb hohe Spannungen von bis zu 300 V benötigen (Smithmairie 2009), können die Übersetzungsmethoden nicht vollständig beheben. Da die meisten in der Literatur beschriebenen piezoelektrischen Brailledisplays zudem keine Verriegelungsmechanismen besitzen, ist ihr Energieverbrauch sehr hoch.

2.2.3 Pneumatische Linearaktoren

Pneumatischen Aktoren bestehen meist aus einer flexiblen Membran, die mit Druckluft aufgewölbt wird und so tastbare Erhebungen erzeugt. Um die Taxel individuell anzusteuern, muss zwischen der Druckluftleitung und jedem einzelne Taxel ein Ventil platziert werden. Ventillose pneumatische taktile Displays können nur eingesetzt werden, um gleichbleibende Muster wie etwa die Tastatur eines Smartphones anzuzeigen (Ciesla and Yairi 2012). Für die wechselnden Muster des Brailledisplays sind diese Anordnungen ungeeignet. Als Ansteuerungsventile werden häufig externe Ventile verwendet, die um das Gerät angeordnet werden (Wu, Zhu et al. 2007). Der Bauraum, den diese externen Ventile benötigen, limitiert jedoch die Anzahl der Taxel. Da zudem noch eine die Druckluftversorgung benötigt wird, eignen sich derartige Anordnungen nur bedingt für tragbare Geräte.

Für den Einsatz in tragbaren Geräten sind mittels Mikroventilen gesteuerte Aufbauten besser geeignet. Ein solcher Aufbau kann zum Beispiel durch die Verwendung eines elektrostatischen Mikroventils realisiert werden (Yobas, Durand et al. 2003). Auch die Verwendung kleiner Elektromagnete zum selektiven Verschließen des pneumatischen Einlasses ist eine Alternative (Na, Han et al. 2012). Da Mikroventile meist jedoch nicht bistabil sind, verbraucht das Display während des gesamten Lesevorganges Energie. Verwendet man zwei Ventile, die in stromlosen Zustand geschlossen sind, so kann man mit dieser Technik Bistabilität erzeugen (Biegelsen, Jackson et al. 2004).

Die Höhe der mit den pneumatischen Displays erzeugten Taxel lässt sich in Abhängigkeit von der Materialbeschaffenheit der Membran über den anliegenden Druck einstellen. Die von den Displays bereitgestellte Kraft beträgt etwa 100 mN (Na, Han et al. 2012). Sie nimmt jedoch ab, je mehr die Membran ausgelenkt wird (Wu, Kim et al. 2012). Gegenüber hydraulischen Aktoren besitzen pneumatische Aktoren den Vorteil, dass die Luft aus den sich entleerenden Taxeln einfach an die Umgebung abgegeben werden kann (Kruppa 1990).

2.2.4 Elektroaktive Polymere

Elektroaktive Polymere sind Polymere, die mit einer Veränderung ihrer äußeren Gestalt auf ein elektrisches Feld reagieren. Sie werden in elektronische und ionische Polymere unterteilt. Elektronische elektroaktive Polymere verhalten sich ähnlich wie piezoelektrische Materialien. Ihre Gestaltveränderung wird direkt durch das elektrische Feld oder durch Coulombkräfte ausgelöst. Bei ionischen elektroaktiven Polymeren wird die Gestaltveränderung durch die Verschiebung von Ionen hervorgerufen (Bar-Cohen 2001). Ein elektronisches elektroaktives Aktormaterial ist Poly(vinylidene fluorid-trifluoroethylenchlorofluoroethylen). Mit ihm lassen sich Auslenkungen von bis zu 1 mm und Kräfte von 0,75 N erzeugen (Ren, Liu et al. 2008). Gele mit Kohlenstoffnanoröhren, Bucky-Gels genannt, sind ionische Polymere, die zur Herstellung von Brailledisplays genutzt werden. Ihr Vorteil liegt in ihrem geringen Gewicht (Sugino and Asaka 2011).

Die Ausdehnung der elektroaktiven Polymere ist wie die der piezoelektrischen Materialien gering. Um einen ausreichenden Hub, zu erzielen, müssen die Aktoren eine Länge von circa 20 mm aufweisen (Chakraborti, Toprakci et al. 2012). Dies lässt sich durch Aufrollen oder Stapeln mehrerer Aktorlagen nur bedingt beheben (Matysek, Lotz et al. 2009). Daher müssen beim Aktordesign Verstärkermechanismen integriert werden. Zur Verbesserung der Aktorleistung kann das elektroaktive Polymer beidseitig fest eingespannt und von oben und

unten mit flexiblen Elektroden kontaktiert werden. Beim Anlegen einer Spannung wölbt sich das Polymer und generiert so eine vertikale Bewegung (Choon Koo, Ryeol Choi et al. 2008). Wie für die piezoelektrischen Aktoren wurde für die elektroaktiven Polymeraktoren ein hydraulischer Verstärkungsmechanismus vorgeschlagen. Die Hydraulikflüssigkeit nimmt gleichzeitig eine Sicherheitsfunktion wahr, indem sie den Nutzer vor dem unter hohen Spannungen stehenden Polymer schützt (Lee, Kwon et al. 2012). Die Aktoren können auch so aufgebaut werden, dass sie beim Anlegen einer Spannung komprimieren und durch Verdrängung einer Flüssigkeit einen Aktorhub erzeugen (Yang 2005).

Da die von den elektroaktiven Materialien generierten Kräfte unerfahrenen Braillelesern nicht hoch genug sind, wird der Einsatz von Verriegelungsmechanismen zur Stabilisierung der Aktoren vorgeschlagen (Takahashi, Takatsuka et al. 2014). Bistabilität kann erreicht werden, indem man thermoplastische elektroaktive Polymere verwendet. Diese sind bei Umgebungstemperatur formstabil. Zum Ändern des Schaltzustandes müssen die Taxel über die Glasübergangstemperatur des Polymers erwärmt werden, bevor ihre Gestalt durch das elektrische Feld beeinflusst werden kann. Wie am Beispiel von Poly(tertbutyl-acrylat) gezeigt wurde, können derartige Aktoren eine reversible Dehnung von mehr als 100 % produzieren. Wegen des thermischen Prozesses bleiben die Schaltzeiten jedoch hinter denen der anderen elektroaktiven Polymere zurück (Pei, Yu et al. 2010).

Da die Materialeigenschaften der Polymere einstellbar sind, ist es möglich durchsichtige Polymere zu synthetisieren. Diese könnten dann auf einem konventionellen Display angebracht werden (Vartanian and Jurikson-Rhodes 2012). Um die Darstellung visueller Informationen zu ermöglichen, werden Graphenelektroden verwendet, die ebenfalls durchsichtig und sehr flexibel sind (Kim, Kang et al. 2013). Ein großer Nachteil der elektroaktiven Polymere ist jedoch, dass sie im Betrieb sehr hohe Spannungen benötigen.

2.2.5 Elektro- und Magnetorheologische Flüssigkeiten

Elektro- und magnetorheologische Flüssigkeiten sind Flüssigkeiten, deren Viskosität sich durch Anlegen eines elektrischen bzw. eines Magnetfeldes ändert (Bansevicius and Virbalis 2007). Zu dieser Kategorie zählen auch die Ferrofluide. Sie bestehen aus Suspensionen von magnetischen Nanopartikeln in einem geeigneten Trägermedium (Odenbach 2009). Richten sich die Nanopartikel dieser Flüssigkeiten nach dem sie umgebenden magnetischen Feld aus, so nimmt die Flüssigkeit eine neue Form an (Koh, Karunanayaka et al. 2011).

Ähnlich wie die pneumatischen Displays bestehen elektro- und magnetorheologischen Displays aus einem Kanalsystem, das die Taxel verbindet. An den Verbindungskanälen zwischen den einzelnen Taxeln sind Elektroden oder Magnete angebracht. Werden diese aktiviert, so verändert das Fluid seine Viskosität. Der Kanal ist dann an dieser Stelle verschlossen. Ist der Kanal auf der einer Pumpe zugewandten Seite offen und auf der anderen verschlossen, so wird das vom Hauptkanal abzweigende Taxel befüllt. Ändert man den Schaltzustand der Ventile, so leert sich das Taxel (Garner 1996, Roselier, Changeon et al. 2012). Die Schaltzeiten elektrorheologischer Displays sind mit 0,1 s zum Setzen und 0,5 s zum Löschen der Taxel vergleichsweise gering. Der Nachteil dieses Systems ist, dass an jedem Taxel elektrische Felder mit einer Stärke von 3,3 kV/mm anliegen (TSUJITA, NAKANO et al. 2011).

2.2.6 Lichtaktivierbare Polymere

Erst kürzlich wurde die Verwendung von lichtaktivierbaren Polymeren zur Herstellung von Brailledisplays vorgeschlagen (Camargo, Torras et al. 2011). Diese Sorte von Polymeren basiert meistens auf flüssigkristallinen Elastomeren, die aus photoisomerisierbaren Makromolekülen aufgebaut sind. Die Makromoleküle, nehmen je nach isomerer Konfiguration unterschiedliche Volumina ein, wodurch sich eine Längenänderung ableitet. Der Effekt kann durch die Bestrahlung mit Licht einer

anderen Wellenlänge oder durch Wärme rückgängig gemacht werden (Barrett, Mamiya et al. 2007). Haben alle Makromoleküle innerhalb des Polymers dieselbe Ausrichtung, so kommt es bei der Aktivierung zu einer sichtbaren Verkürzung des Vollmaterials. Um dies zu erreichen muss, das Präpolymer während der Polymerisation verstreckt werden (Küpfer and Finkelmann 1991). Die Schaltzeiten, die mit dieser Anordnung erreicht werden, sind mit 4 s relativ kurz (Torras, Zinoviev et al. 2014). Die Kräfte, die mit lichtaktivierbaren Aktoren erzeugt werden können, liegen zwischen 20 mN und 50 mN. Diese Werte konnten in mehr als 100 Zyklen reproduziert werden (Torras, Zinoviev et al. 2013). Allerdings liegen die Aktoren damit unterhalb der Literaturanforderungen. Ein weiterer Nachteil der lichtaktivierbaren Polymere ist, dass es bisher keine bistabile Ausführung der Aktoren gibt.

2.2.7 Formgedächtnislegierungen und -polymere

Formgedächtnismaterialien zeichnen sich durch die Fähigkeit aus, selbst nach starken Verformungen ihre ursprüngliche Form durch thermisch induzierte Prozesse wiedererlangen zu können. Zu den Materialien, die ein derartiges Verhalten aufweisen, gehören Nickel-titanlegierungen, kupferbasierte Legierungen, Polytetrafluorethylen und Zirkonoxide. Bei den metallischen Formgedächtnismaterialien basiert der Effekt auf der martensitischen Kristallumlagerung. Oberhalb der Umwandlungstemperatur besitzt das Kristallgitter eine austenitische Struktur. Erkalte das Material, so kommt es zur Ausbildung der martensitischen Phase. In dieser Phase bilden sich Zwillingkristalle. Bei einer plastischen Verformung kommt es zu Abrutscheffekten an den Grenzen der Zwillingkristalle. Die dadurch entstehenden Spannungen werden bei erneutem Erwärmen über die Umwandlungstemperatur abgebaut. Hierdurch kehrt das Bauteil in seine ursprüngliche Form zurück. Da sich das Material bei dem beschriebenen Zyklus nur an eine Form erinnert, nennt man den Effekt den Einwegeffekt. Er wird vom Zweiwegeeffekt abgegrenzt, bei dem das

Material im austhenitischen Zustand sowie im martensitischen Zustand je eine bevorzugte Form einnimmt (Kohl 2004). In Brailledisplays wird meist der Einwegeffekt genutzt. Dies setzt voraus, dass eine Kraft bereitgestellt wird, die den Aktor plastisch verformt. Diese Kraft kann beispielsweise durch ein unter Druck stehendes flüssiges Medium erzeugt werden. Diese Druckflüssigkeit schiebt zunächst alle Taxel nach oben. Wird an ein Taxel Strom angelegt, so heizt es sich auf und verformt sich derart, dass das über die Oberfläche hinausragende Taxel in den Aufbau zurückgezogen wird (Decker 1997). Ebenso wurde die Verwendung von Federn als Rückstellelement vorgeschlagen (Haugen 2000). In anderen Ausführungen werden Permanentmagnete eingesetzt, um die Taxel zu stabilisieren. Werden die Formgedächtnisaktoren eingeschaltet, so produzieren sie eine Kraft, die größer ist, als die des Magnetfeldes und ermöglichen so die Bewegung der Taxel (Esashi, Haga et al. 2010). Derartige Systeme erreichen eine Auslenkung von 1 mm bei Schaltzeiten von 1 s (Haga, Makishi et al. 2005).

Der Nachteil der federförmigen Aufbauten ist, dass die Brailledisplays, welche auf dieser Technik beruhen, sehr hoch sind. Dieses Problem kann durch horizontale Anordnung der Federn behoben werden. Das eigentliche Taxel wird dann über einen Kippmechanismus nach oben gedrückt (Bogda, Schroeder et al. 2010). Diese Anordnung verursacht aber dieselben Probleme wie die Biegebalkenanordnung der piezoelektrischen Aktoren. Um den Platzbedarf zu reduzieren, wurde vorgeschlagen, die Formgedächtnisaktoren ebenfalls als Biegebalken auszuführen (Chaves, Peixoto et al. 2009). Zudem wurden beidseitig eingespannte Biegebalken vorgeschlagen, die bei Aktivierung in der Mitte eine Aufwölbung bilden (Vitushinsky, Khelfaoui et al. 2006). Allerdings erreichen solche Dünnschichtaufbauten nur Auslenkungen von wenigen 10 μm (Yoshikawa, Sasabe et al. 2004).

Das Rückstellelement vollständig zu eliminieren ist bei auf dem Einwegeffekt beruhenden Aktoren unmöglich. Deshalb haben sie gegenüber anderen Mikroaktoren einen erhöhten Platzbedarf. Zudem sind sie

nicht bistabil. Um Bistabilität zu erreichen, müssen Verschlussmechanismen eingeführt werden (Schleppenbach, Lau et al. 2004). Hierzu wurde vorgeschlagen, zwei Formgedächtnisfedern so anzuordnen, dass jeweils nur eine von ihnen zum Ändern des Schaltzustands des Taxels eingeschaltet werden muss. Sonst sollen sich die beiden Elemente im Gleichgewicht halten (Velazquez, Pissaloux et al. 2005). Ein Nachteil der Verschlussmechanismen ist, dass sie wiederum Bauraum beanspruchen, wodurch der Platzbedarf der Aktoren weiter steigt.

2.2.8 Thermische Aktoren

Thermische Aktoren nutzen in der Regel die durch Temperaturerhöhung induzierte Volumenausdehnung eines Mediums, um eine Membran oder einen Kolben auszulenken (Fournier and Riwan 2005). Die größte Volumenausdehnung wird bei Änderung des Aggregatzustandes des Mediums erreicht. So nutzen zum Beispiel die thermopneumatischen Aktoren den Übergang eines Mediums von der flüssigen Phase in die Gasphase. Durch die Verwendung dieser Technik lassen sich mit einer Spannung von 10 V Auslenkungen von bis zu 1,4 mm erzielen (Kwon and Lee 2008). Als Arbeitsmedien kommen in diesen Aktoren Kühlmittel wie 3M PF-5060 (Kwon, Lee et al. 2009) oder das Flourinert FC 72 (Shikida, Imamura et al. 2008) in Betracht.

Andere thermische Aktoren nutzen die Volumenausdehnung, die beim Schmelzen eines Materials erzeugt wird. Im Vergleich zu den thermopneumatischen Aktoren erreichen Aktoren, die den Übergang von der festen in die flüssige Phase nutzen, eine höhere Leistung pro Volumeneinheit. Dies liegt daran, dass Flüssigkeiten im Gegensatz zu Gasen inkompressibel sind (Carlen and Mastrangelo 2002). Die Volumenausdehnung, die mit Paraffin beim Phasenübergang von festen zum flüssigen Zustand erzielt werden kann, ist mit circa 15 % des Ausgangsvolumens besonders groß (Lee and Lucyszyn 2007). Sie ergibt sich aus der vor dem eigentlichen Schmelzen stattfindenden

Umlagerung der Atome in eine andere Gitterstruktur. Alkane mit einer geraden Anzahl an C-Atomen zwischen C_{18} und C_{26} haben bei Raumtemperatur ein triklines Gitter. Geradzahlige Alkane zwischen C_{28} und C_{36} besitzen ein monoklines Kristallsystem. Alkane mit einer ungeraden Anzahl an C-Atomen zwischen C_{19} und C_{29} weisen ein orthorombisches Gitter auf. Bei höheren Temperaturen wechseln die Alkane in ein orthorombisches oder ein hexagonales Kristallgitter (Mózes 1983).

Um bei einem Taxeldurchmesser von 1,3 mm eine kugelförmige Aufwölbung von 500 μm oder mehr zu erzielen, muss ein Volumenzuwachs von 0,397 mm^3 erzielt werden. Da selbst die besten Phasenübergangsmaterialien nur einen Volumenzuwachs von etwa 15 % erzielen, müssen die Materialreservoirs deutlich größer sein als die Taxel selbst. Um zu gewährleisten, dass der Grundkreisdurchmesser des Taxels der Norm entspricht, wird das Gehäuse oben mit einer starren Platte verschlossen, die nur den Taxeldurchmesser frei lässt. Die Größe der Reservoirs schränkt bei dieser Anordnung die Packungsdichte jedoch stark ein. Um eine höhere Packungsdichte zu ermöglichen, können die Reservoirs auch als Röhren (Vidal-Verdú, Navas-González et al. 2006) oder als Zylinder (Smith and Smith 2007) gestaltet und unterhalb der Membran angeordnet werden.

Da nur wenige Mikroaktoren in der Lage sind, zugleich große Auslenkungen und hohe Kräfte zu generieren, wird häufig über die vergleichsweise langsamen Schaltzeiten der thermischen Aktoren hinweggesehen. Diese hängen unmittelbar mit dem aufzuschmelzenden Volumen zusammen. Reduziert man dieses Volumen, muss man den entstandenen Hub verstärken. Hebt man mit dem Phasenübergangsmaterial beispielweise nur den Mittelpunkt des Taxels an und lässt das restliche Taxelvolumen durch dafür vorgesehene Löcher in der Membran mit Luft füllen, reduziert sich die Schaltzeit auf circa 200 ms (Green, Gregory et al. 2006). Auch eine verbesserte Wärmeeinleitung in das Material, durch als Federn ausgeführte Heizelemente, verringert die Schaltzeiten (Alutei, Szelitzky et al. 2011, Alutei 2011). Mischt

man leitfähige Partikel in das Aktormaterial, kann die Schmelzwärme durch Anlegen einer Spannung direkt im Material erzeugt werden. Hierdurch lassen sich die Schaltzeiten eines Paraffinaktors auf 6 s reduzieren (Sant, Ho et al. 2010). Um die Wärmeübertragung zwischen den einzelnen Aktoren zu verhindern, können zwischen diesen Luftspalte eingebracht werden (Lee and Lucyszyn 2005).

2.2.9 Hydrogele als Aktoren in Touch Displays

Unter dem Begriff Hydrogel versteht man mit Wasser vollgesogene Polymernetzwerke. Diese Gele können einen sogenannten Sol-Gel-Übergang vollziehen (Tanaka 1981). Bei diesem Phasenübergang verändert sich durch Wärme oder andere äußere Stimuli der die Wasseraufnahme des Gels bestimmende osmotische Druck. Infolgedessen kollabiert das Polymernetzwerk und gibt das Wasser, das sich vorher in ihm befand frei. Wasser und Feststoff liegen anschließend in getrennten Phasen vor. Dieser Vorgang ist reversibel (Shibayama and Tanaka 1993). Hydrogele werden selten als Aktoren in taktilen Displays eingesetzt. Ihre nahezu transparente Erscheinung macht sie aber zu geeigneten Kandidaten für die Implementierung von taktilen Feedback auf visuellen Bildschirmen (Edwards, McCrimmon et al. 2010). Um auf nichttransparente Heizstrukturen verzichten zu können, kann der Phasenübergang über eine Veränderung des pH-Wertes eingeleitet werden. Dieser kann in geeigneten Medien durch Anlegen einer Spannung eingestellt werden (Sivan and Brod 2011).

2.3 Auslegung und Komponenten mikrofluidischer Systeme

Gemäß der Aufgabenstellung soll das hier zu entwickelnde Brailledisplay als mikrofluidisches System gestaltet werden. Solche Systeme ergeben sich, wenn eine Vielzahl identischer fluidischer Bauteile in ein Gerät integriert wird (Gravesen, Branebjerg et al. 1993). Dies ist bei

einer hochintegrierten Ventilplattform genauso der Fall wie bei einem großflächigem Brailledisplay. Derartige mikrofluidische Systeme werden definitionsgemäß mit neuen, teilweise aus der Mikroelektronik entliehenen Fertigungstechniken hergestellt (Tabeling 2005). Diese Techniken erlauben eine maßgenaue, parallele und damit günstige Fertigung von sehr kleinen Bauteilen. Innerhalb der Systeme werden auf kleinstem Raum Fluide, das heißt Substanzen, die sich bereits durch die Einwirkung minimaler Scherkräfte irreversibel verformen lassen, bewegt, analysiert oder verarbeitet (Bruus 2008). Im Gegensatz zur Mikroelektronik, bei der meist das komplette Bauelement kleiner ist als ein Millimeter, ist es in der Mikrofluidik wichtig, dass die das Verhalten des Fluids bestimmenden Abmessungen klein sind (Nguyen and Wereley 2006). Pumpen oder andere für den Betrieb des Systems benötigte Geräte, können durchaus größere Abmessungen besitzen.

Durch die Reduzierung der Kanalquerschnitte wird weitaus mehr erreicht als die bloße Reduzierung der Gerätegröße. Wenn man alle geometrischen Maße eines Bauteiles um denselben Faktor verringert, ändert sich das Verhältnis Oberfläche des Bauteils und dessen Volumen. Denn die Oberfläche hängt quadratisch von den Längenmaßen ab, während das Volumen kubisch mit den Längenmaßen skaliert. Somit nimmt die Oberfläche langsamer ab als das Volumen. Gemäß dieser Skalierungsregel, erlangen physikalische Phänomene wie beispielsweise die bei der Auslegung makroskopischer Bauteile meist vernachlässigte Oberflächenspannung eine größere Bedeutung. Deshalb können in der Mikrosystemtechnik Aktoren Verwendung finden, die in der makroskopischen Welt nicht effizient wären (Madou 2002). Ein gutes Beispiel hierfür stellen thermischen Aktoren dar. Diese finden in der makroskopischen Welt nur selten Verwendung, da sie bedingt durch die thermische Trägheit vergleichsweise langsam reagieren. Weil die thermische Trägheit des Systems sich jedoch proportional zum Volumen verhält, verliert sie im Zuge der Miniaturi-

sierung an Gewicht. Zudem ermöglicht die im Vergleich zum Volumen vergrößerte Oberfläche einen besseren Wärmeaustausch mit der Umgebung (Liang and Guo 2006). Daher werden in der Mikrofluidik häufig thermische Aktoren in Pumpen oder Ventilen eingesetzt. Die Verkleinerung des Systemvolumens kommt außerdem auch der Analytik zugute, da sich hier das Probenvolumen reduziert. Diese Beispiele zeigen, dass durch die Ausnutzung der Skalierungseffekte mikrofluidische Systeme eine höhere Effizienz erreichen können als gleichartige makroskopische Systeme (Manz, Graber et al. 1990).

Aus der Miniaturisierung der Kanäle folgen nicht nur positive Effekte. Dies zeigt sich zum Beispiel, wenn ein mikrofluidischer Kanal durch eine Luftblase blockiert wird. Der Druck der zur Verschiebung der Blase benötigt wird, hängt unter anderem von der Oberflächenspannung zwischen Gas und Flüssigkeit sowie vom Kanalquerschnitt ab. Je kleiner der Querschnitt ist, desto größer wird der zur Verschiebung der Blase benötigte Druck. Dies ist unproblematisch, solange die Luftblase den Kanal vollständig ausfüllt, weil die Kräfte sich an den beiden identischen Phasengrenzen aufheben. Ändert sich jedoch der Querschnitt des Kanals können zur Bewegung der Luftblase hohe Drücke notwendig werden (Gravesen, Branebjerg et al. 1993).

2.3.1 Berechnungsgrundlagen zur Auslegung mikrofluidischer Kanalstrukturen

Auch bei der Wahl der Berechnungsgrundlagen muss die Kanalgröße berücksichtigt werden. Bei der Auslegung makroskopischer Kanäle wird das Fluid in der Regel als Kontinuum betrachtet. Diese Betrachtungsweise ist allerdings nur zulässig, sofern der Abstand zwischen den Molekülen im Verhältnis zu den Kanalabmessungen klein ist. Bei Flüssigkeiten, wie sie im Rahmen der hier vorgestellten Entwicklung verwendet werden, beträgt der intermolekulare Abstand circa 0,3 nm (Bruus 2008). Die kritische Kanalgröße wird in der

Literatur mit 10 nm angegeben (Nguyen and Wereley 2006). Somit gilt die Kontinuumstheorie für fast alle mikrofluidischen Systeme die mit Flüssigkeiten arbeiten.

Ebenso muss die Gültigkeit der bei der Auslegung fluidischer Systeme zum Einsatz kommenden Randbedingungen überprüft werden. Ein Beispiel hierfür ist die Haftbedingung. Diese besagt, dass das direkt mit einer Oberfläche im Kontakt stehende Fluid aufgrund der Reibung in den Randbereichen dieselbe Geschwindigkeit besitzt wie die Kanalwand (Oertel, Böhle et al. 2009). Bis auf wenige Ausnahmen kann diese Annahme in Kanälen, deren Abmessungen mehrere 10 nm betragen, als gültig angesehen werden (Stone, Stroock et al. 2004).

Des Weiteren muss geklärt werden, ob es sich bei der zu berechnenden Strömung um ein turbulentes oder ein laminares Strömungsregime handelt. Hierfür wird die dimensionslose Reynolds-Zahl (erstmalig so genannt durch Sommerfeld (Sommerfeld 1908, Rott 1990)) herangezogen. Diese stellt das Verhältnis zwischen den Trägheits- und den Reibungskräften innerhalb der Strömung dar und fasst somit das von Reynolds untersuchte Ähnlichkeitsgesetz zusammen (Reynolds 1883). Laut der Literatur, dominieren aufgrund der geringen Flussgeschwindigkeiten und der kleinen Kanaldurchmesser in nahezu allen mikrofluidischen Systemen die Reibungskräfte. Dies führt zur Ausbildung eines laminaren Strömungsprofils (Squires and Quake 2005). Eine genaue Berechnung dieser Zahl kann daher unterbleiben.

Unter der Annahme, dass es sich bei den verwendeten Fluiden in erster Näherung um inkompressible Fluide handelt, können die Grundgleichungen der Strömungsmechanik zur Auslegung der hier zu entwickelnden mikrofluidischen Systeme angewendet werden. Dominierend ist hier die Kontinuitätsgleichung, welche die Masseerhaltung innerhalb des Systems beschreibt (Oertel, Böhle et al. 2009):

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0$$

2.1

u, v, w Komponenten des Geschwindigkeitsvektors in x-, y-, und z-Richtung

Diese kann gegebenenfalls durch die Navier-Stokes-Gleichung (Stokes 1851), welche die Impulserhaltung beschreibt und die Energiegleichung ergänzt werden (Oertel, Böhle et al. 2009).

Auch die Wärmeübertragung in das System ist zu berechnen. Dies ist vor allem bei der Auslegung thermischer Aktoren notwendig. Dominiert wird die Wärmeübertragung in Mikrosystemen von der durch die Fourier-Gleichung beschriebenen Wärmeleitung (Tabeling 2005).

$$q = -K(T_2 - T_1)$$

2.2

q spezifischer Wärmefluss

K Wärmeleitfähigkeit

T Temperatur

Zudem ist in Phasenübergangsaktoren die latente Wärme zuzuführen. Sie entspricht der für den Phasenübergang notwendigen Schmelzwärme (Tipler and Mosca 2008).

2.3.2 Pumpen für den Einsatz in der Mikrofluidik

Wie in jedem hydraulischen System muss auch in mikrofluidischen Systemen dem Fluid Energie zugeführt werden, um es zu bewegen. Dies kann statisch oder dynamisch geschehen (siehe Abbildung 2.7). Beim statischen Prinzip verschiebt ein Verdränger das Fluid periodisch

aus einem druckdichten Arbeitsraum (Kalide and Sigloch 2010). Beispiele für Verdrängermaschinen sind Kolben- und Peristaltikpumpen. Sie erzeugen einen pulsierenden Volumenstrom (Hölz, Mollenhauer et al. 2007). Kontinuierliche Volumenströme werden in dynamischen Strömungsmaschinen erzeugt. Diese Maschinen übertragen in ihrer Laufradbeschaufelung Energie an das Fluid (Busse, Dibelius et al. 2007). Das dynamische Prinzip erzielt für kleine Volumenströme keine guten Wirkungsgrade (Karassik, Krutzsch et al. 1986), weil die Reibungskräfte bei der Skalierung stark zunehmen. Dies hat die seltene Anwendung dieses Prinzips in der Mikrofluidik zur Folge (Nguyen, Huang et al. 2002).

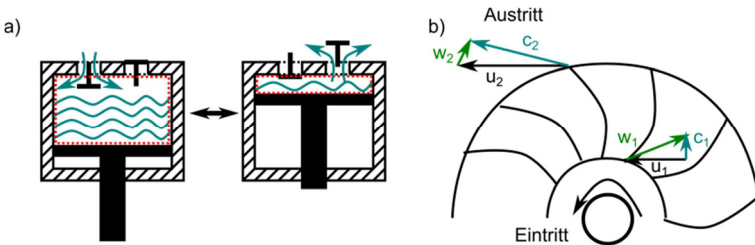


Abbildung 2.7

Grundlegende Funktionsprinzipien der Pumpen in Anlehnung an (Kalide and Sigloch 2010). a) Beim statischen Pumpprinzip wird das Fluid von einem Verdränger periodisch aus einem druckdichten Arbeitsraum herausgeschoben. b) In dynamischen Strömungsmaschinen wird die Energie des Fluids in der Laufradbeschaufelung geändert. Wie hier schematisch am Gitter einer Radialpumpe dargestellt, wird die absolute Geschwindigkeit c , die sich aus der Umfangsgeschwindigkeit u und der Relativgeschwindigkeit w zusammensetzt, zwischen dem Eintrittszustand 1 und dem Austrittszustand 2 erhöht.

Die verbreitetste Form der Mikropumpe ist die Mikromembranpumpe. Diese besteht aus einer Pumpenkammer sowie zwei Rückschlagventilen, welche die Flussrichtung innerhalb der Kammer vorgeben. Je eines der Ventile ist am Ein- und Auslass platziert. Das Volumen der Kammer wird periodisch von einer Membran verdrängt. Diese kann über eine Vielzahl von Mikrolinearaktoren, wie sie in

Abschnitt 2.2 beschrieben wurden, angetrieben werden (Laser and Santiago 2004). Eine Abwandlung hiervon stellt die peristaltische Mikropumpe dar. In dieser sorgen drei oder mehr sich in einem bestimmten Rhythmus bewegend Linearaktoren dafür, dass das Fluid in der Flussrichtung gefördert wird (Shoji and Esashi 1994). Ergänzt werden die Mikromembranpumpen durch miniaturisierte Umlaufverdrängermaschinen, wie Mikrozahnrumpen und aperiodische Verdrängerpumpen (Laser and Santiago 2004).

Ein Beispiel für die zweite Kategorie sind die sogenannten „bubble pumps“ (von bubble engl. für Blase). Hier wird das Medium im Kanal verdampft. Durch den Phasenübergang gewinnt es an Volumen und verdrängt so das umgebende Fluid aus der Aktorkammer (Tsai and Lin 2002). Um einen kontinuierlichen Volumenstrom zu erzeugen, muss in der Mikrofluidik auf andere Prinzipien, wie Ultraschall, Elektro- oder Magnetohydrodynamik, Elektroosmose oder Elektrochemie zurückgegriffen werden (Wojas 2005).

Wie bereits in Abschnitt 2.3 beschrieben, müssen nicht alle Komponenten des mikrofluidischen Systems Ausdehnungen im Mikrometermaßstab besitzen. Da die meisten mikrofluidischen Pumpen aufgrund ihrer Baugröße nur Volumenströme von 10 $\mu\text{l}/\text{min}$ bis hin zu einigen Millilitern pro Minute fördern können, wird häufig auf konventionelle Pumpen zurückgegriffen (Nguyen, Huang et al. 2002). Auch hier hat sich die Verwendung von Verdrängerpumpen weitestgehend durchgesetzt (siehe Abbildung 2.8). Vor allem die aus der Medizintechnik bekannten Systeme der Schlauch- und der Spritzenpumpe werden oft verwendet. Die Schlauchpumpe ist eine peristaltische Pumpe, bei der Rollen, die auf einer Rotationsachse angeordnet sind, einen Schlauch quetschen und dadurch das Fluid fördern (Brown 1981). Die Spritzenpumpe, auch Perfusor genannt, besteht aus einer Spritze, deren Kolben durch einen elektrischen Motor über ein Schraubengewinde vor- und zurückbewegt wird (Roehr 1953).

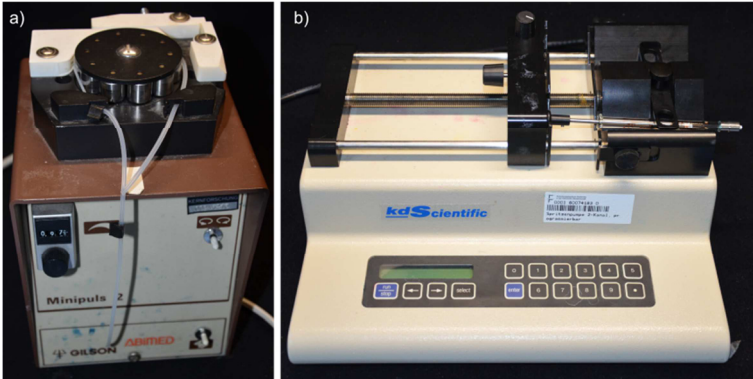


Abbildung 2.8

Beispiele für Verdrängerpumpen, die häufig als externe Antriebe für mikrofluidische Systeme genutzt werden. a) Rollenperistaltikpumpe. Im Betrieb dreht sich das mit mehreren Rollen ausgestattete Rad. Die einzelnen Rollen pressen jeweils an einem bestimmten Punkt den Schlauch ab, so dass mehrere Kammern entstehen. Durch die Drehbewegung des Rades werden die Kammern weiterbewegt und mit ihnen das eingeschlossene Fluid. b) Perfusor oder Spritzenpumpe. Die mit Flüssigkeit befüllte Spritze wird entleert, indem der von der Gewindestange angetriebene Kolben nach vorne gedrückt wird.

2.3.3 Ventile für den Einsatz in der Mikrofluidik

Allen im vorangegangenen Abschnitt beschriebenen Pumpen ist gemein, dass sie Volumenströme erzeugen. Voraussetzung für das Entstehen eines Volumenstroms ist das Vorliegen eines Druckgradienten. Durch die Förderleistung der Pumpe ist der Druck am Ausgang der Pumpe kurzfristig höher als im übrigen Kanalsystem. Diese Differenz wird dadurch ausgeglichen, dass sich der Druck und mit ihm das Flüssigkeitsvolumen nach den Gesetzen der Hydrostatik in allen Raumrichtungen ausbreitet. Im Fall eines mit einer einzigen Pumpe verbundenen, verzweigten mikrofluidischen Kanalsystems, bewegt sich das Fluid daher in allen Kanalzweigen. Um steuern zu können, in welchen Abschnitten des Systems eine Verschiebung stattfinden soll, werden Ventile benötigt. Diese können als Schaltventile oder Stellventile aus-

geführt werden. Schaltventile unterbinden den Fluss im Kanal komplett. Stellventile, hingegen verringern den Kanalquerschnitt und drosseln somit den Volumenstrom (Feldmann 2007). Die Ventile können dabei entweder als aktive, von außen mit Energie versorgte, oder passive Komponente ohne Energiezufuhr ausgeführt werden (Oh and Ahn 2006). Da passive Ventile lediglich auf Systemgrößen wie Druck reagieren und so die Fließrichtung vorgeben können, müssen zur gezielten Steuerung aktive Ventile genutzt werden.

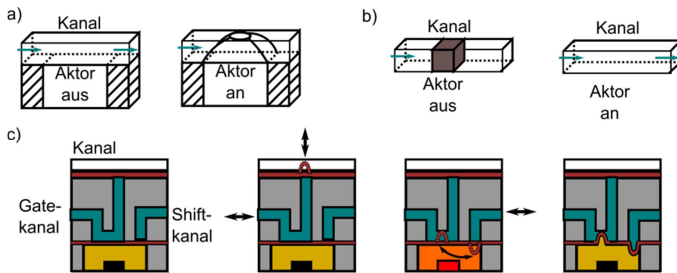


Abbildung 2.9

Funktionsprinzipien mikrofluidischer Ventile. a) Mechanische Ventile nutzen häufig eine Membran zum Versperren des Kanals. b) Nichtmechanische Ventile hingegen sind dadurch gekennzeichnet, dass sie aus einem Material bestehen, welches den Kanal direkt versperrt. Um den Kanal freizugeben muss das versperrende Material aufgelöst oder aufgeschmolzen werden. c) Eine Möglichkeit zur Erzeugung eines bistabilen Aktors stellt der Shift-Gate-Aktor dar. Dieser besteht aus einer kleinen mit einem Phasenübergangsmaterial gefüllten Aktorkammer. Über einen sogenannten Gate-Kanal lässt sich das Material in den Kanal des Ventils verschieben oder aus diesem zurückziehen. Dadurch kann es den eigentlichen Ventilkanal verschließen oder freigeben. Ist dieser geöffnet, lässt sich die Position des Ventils verändern. Lässt man das Material im verschobenen Zustand erkalten, so wird der Schaltzustand des Ventils gehalten, ohne dass Energie von außen zugeführt werden muss.

Diese können zum einen als mechanische Ventile ausgeführt werden (siehe Abbildung 2.9 a). In diesen Ventilen verringert oder vergrößert ein Kolben oder eine Membran, jeweils durch einen Linearaktor angetrieben, den Kanalquerschnitt (Oh and Ahn 2006). Im Prinzip können hier die Mikrolinearaktoren der in Abschnitt 2.2 beschriebenen Displays zum Einsatz kommen. In der Tat gab es schon mehrfach

Ansätze kommerziell erhältliche Braillezeilen zum Versperren mikrofluidischer Kanäle zu nutzen (Gu, Zhu et al. 2004). Neben den piezoelektrischen Aktoren können unter anderem auch pneumatische (Vicider, Ohman et al. 1995), magnetische (Shinozawa, Abe et al. 1997), elektrostatische (Huff, Mettner et al. 1990), thermopneumatische (Grosjean, Yang et al. 1999), bimetallische (Jerman 1990, Jerman 1991) und Formgedächtnisaktoren (Kohl, Dittmann et al. 2000) eingesetzt werden.

Zum anderen können Mikroventile durch Verstopfen des Kanalquerschnitts mittels bestimmter Materialien realisiert werden. Durch Zuführung von Energie beispielsweise in Form von Wärme wird der den Kanal versperrende Körper aufgelöst, wodurch der Fluss freigegeben wird. Diese Art von Ventilen wird auch als nichtmechanische Ventile bezeichnet (siehe Abbildung 2.9 b), da sie keine beweglichen Komponenten besitzt (Oh and Ahn 2006). Als Materialien können in diesen Ventilen unter anderem Paraffine (Liu, Bonanno et al. 2004), Hydrogele (Liu, Yu et al. 2002), elektrorheologische Flüssigkeiten (Yoshida, Kikuchi et al. 2002) oder Ferrofluide (Hartshorne, Backhouse et al. 2004) eingesetzt werden. Um die Ventile mehrfach nutzen zu können, wird der Ort, an dem das Material wieder fest wird, durch Druckluft (Pal, Yang et al. 2004), gezieltes Heizen (Ogden, Bodén et al. 2010), Magnetfelder (Hartshorne, Backhouse et al. 2004, Oh, Namkoong et al. 2005) oder durch die Kanalgeometrie (Liu, Bonanno et al. 2002) bestimmt.

Ebenso wie Pumpen können auch Ventile in der Mikrofluidik als externe Komponente ausgeführt werden und müssen nicht zwangsläufig in das mikrofluidische System integriert werden (Oh and Ahn 2006). Wann ein Ventil als externe Komponente angesehen wird, ist nicht einheitlich definiert (Shoji and Esashi 1994, Oh and Ahn 2006).

Neben der Unterteilung in mechanische, nichtmechanische und externe Ventile, findet sich in der Literatur die Einteilung nach dem

Schaltzustand, den das System einnimmt, wenn es nicht von außen mit Energie versorgt wird. Analog zu elektrischen Schaltern können die Ventile entweder schließend (normally open NO), öffnend (normally closed NC) oder bistabil sein (Oh and Ahn 2006). Die meisten mechanischen Mikroventile sind ersterer Kategorie zuzuordnen. Nur selten finden sich Anordnungen, in denen die Membran den Kanal dauerhaft verschließt und durch Energiezufuhr zurückgezogen wird (Hosokawa and Maeda 2000). Nichtmechanische Ventile hingegen werden häufig als öffnende Ventile ausgeführt. Bistabilität lässt sich beispielsweise durch Kombination mechanischer und nichtmechanischer Aktuierungsprinzipien erreichen. Dabei wird ein Phasenübergangsmaterial aufgeschmolzen und gegen eine Membran verschoben. Dort erkaltet das Material und stabilisiert so die ausgelenkte Membran (Yang and Lin 2007, Shaikh, Li et al. 2008). Ein solches Ventil kann mit einem pneumatischen oder hydraulischen Membranventil verbunden werden. Bei dieser als Shift-Gate-Aktor bezeichneten Anordnung (siehe Abbildung 2.9 c) kann die Auslenkung der Aktormembran unabhängig von der vorhandenen Materialmenge eingestellt werden (Neumann 2013, Rapp, Neumann et al. 2013).

3 Materialien und Methoden

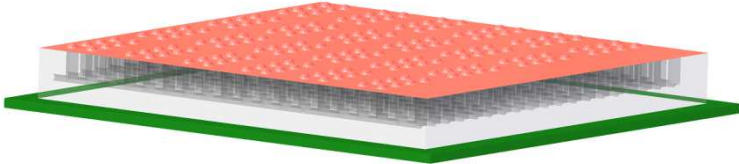


Abbildung 3.1

Identifikation der notwendigen Komponenten des Brailledisplays. Um die im Rahmen der Aufgabenstellung definierten Aufgaben erfüllen zu können muss das Brailledisplay eine elektronische Ansteuerung (grün) besitzen. Oberhalb dieser Ansteuerung wird das mikrofluidische System angeordnet. Dieses besteht aus einem Polymerchip mit mikrofluidischen Kanälen (grau). Die Informationsübertragung erfolgt an der Tastoberfläche. Diese besteht aus einer flexiblen Polymermembran (rot).

Die mikrofluidischen Aktoren des Brailledisplays sollen mit Hilfe einer bereits vorhandenen elektronischen Ansteuerungsplattform angesteuert werden. Diese wird in Abschnitt 3.1 vorgestellt. Bei der Herstellung der einzelnen Komponenten des Displays finden zahlreiche Techniken der Mikrosystemtechnik Anwendung (siehe Abschnitt 3.2). Die Einzelkomponenten werden anschließend mit Hilfe der Aufbau- und Verbindungstechniken, die in Abschnitt 3.3 eingeführt werden, in ein Gesamtsystem überführt (siehe Abbildung 3.1).

3.1 Hardware und Software zur Ansteuerung thermischer Mikroaktoren

Die Basis des thermisch angesteuerten Brailledisplays bildet eine elektronische Plattform, die ursprünglich zur individuellen Adressierung von 588 mikrofluidischen Ventilen konzipiert war (Neumann 2013). Diese Plattform (siehe Abbildung 3.2) besteht aus einem Peltierelement (Typ DAC060-24-02, bezogen von Telemeter Electronic GmbH, Deutschland), welches es erlaubt, den gesamten Aufbau mit

einer Fläche von $6 \times 12 \text{ cm}^2$ auf bis zu -20 °C zu kühlen. Über einen Mikrocontroller (Amtel-Atmega8-16PU, bezogen von Farnell, Deutschland) und einen Temperatursensor (TMP17, bezogen von Analog Devices, Deutschland) wird die IST-Temperatur erfasst und mit der von der zugehörigen Software vorgegebenen SOLL-Temperatur abgeglichen. Über eine PI-Regelung wird dann die Leistung bestimmt, welche das Peltierelement zum Erreichen des SOLL-Werts benötigt.

Anschließend wird die benötigte Leistung mit Hilfe einer Pulsweitenmodulation eingestellt. Da für das Kühlen mit dem Peltierelement sehr viel Energie benötigt wird, wurde im Rahmen der vorliegenden Arbeit auf die Verwendung dieses Teils der Plattform verzichtet. Dies ist möglich, wenn die Aktoren so ausgelegt werden, dass sie oberhalb der Umgebungstemperatur arbeiten.

Von größerer Bedeutung für den Betrieb des Brailledisplays ist die zweite Ebene des Aufbaus. Diese besteht aus einer Platine, welche mit bis zu 588 einzeln ansteuerbaren Widerständen ausgestattet ist. Ursprünglich war diese Platine mit 588 surface mounted design (SMD)-Widerständen (Marke: Yageo, Bauform: 0630, Widerstand: 330Ω , bezogen von RS Components GmbH, Deutschland) bestückt. Diese Widerstände sind in einer Matrix aus 12 Zeilen mit einem Zeilenabstand von 2,4 mm und 49 Spalten mit einem Spaltenabstand von 4,6 mm angeordnet. Sie werden von den Leiterbahnen der Mehrlagenplatine kontaktiert, welche ebenfalls matrixförmig angeordnet sind. 588 Schottky Dioden (NXP-PMG400EL315, bezogen von Farnell, Deutschland), die jeweils an den Leiterbahnkreuzungen angeordnet sind, begrenzen den Stromfluss auf eine Richtung. Um die Widerstände zu aktivieren, werden die einzelnen Zeilen nacheinander unter Spannung gesetzt. Hierfür wird das Steuersignal des Mikrocontrollers über einen Metall-Oxid-Halbleiter-Feldeffekttransistor (P-MOSFET, FQD11P06/FQU11P06, bezogen von RS Components, Deutschland), der als Source Treiber fungiert, an das Widerstandsarray übertragen.

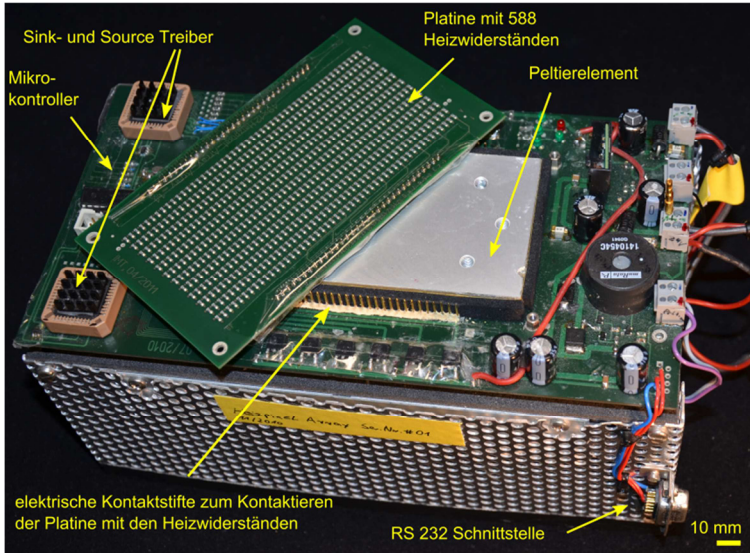


Abbildung 3.2

Elektronische Ansteuerungsplattform für die individuelle Kontrolle von 588 thermischen Aktoren. Die Basis der Plattform bildet ein Peltierelement, das auf der Steuerungsplatine befestigt ist. Diese Platine ist außerdem mit einem Mikrocontroller bestückt, welcher die über die seitlich befestigte RS232 Schnittstelle empfangenen Daten an die Hardware weiterleitet. Zu dieser Hardware, die sich ebenfalls auf der Ansteuerungsplatine befindet, gehört ein Sourcetreiber, der festlegt, welche Zeile der Diodenmatrix unter Strom gesetzt wird. Zwei Sinktreiber verbinden einzelne Spalten der Matrix mit der Masse. Die Diodenmatrix mit dem Widerstandsarray befindet sich auf einer gesonderten Platine, die bei Bedarf mit Hilfe der elektrischen Kontaktstifte über dem Peltierelement angebracht werden kann.

Zwei 32-bit Input Latched Sink Treiber (Allegro Microsystems-A6832EEP-T, bezogen von Farnell, Deutschland) setzen gleichzeitig die Spalten, deren Widerstände aktiviert werden sollen, auf Masse. Der Strom fließt nun durch alle Widerstände der aktivierten Zeile, die mit der Masse verbunden sind. Die Widerstände der aktivierten Zeile, deren Spalten nicht mit der Masse verbunden sind, werden durch die Shottky-Dioden vom Stromkreis abgetrennt. Dadurch wird sichergestellt, dass nur die ausgewählten Widerstände aktiviert werden.

Die Steuersignale empfängt der Mikrokontroller über eine serielle RS232 Schnittstelle. Eine am Institut entwickelte Steuerungssoftware, die in Microsoft Visual C# geschrieben wurde, ermöglicht es, die benötigten Parameter bequem über eine grafische Benutzeroberfläche (engl. Graphical User Interface, GUI) einzugeben. Im Einzelnen handelt es sich bei diesen Parametern um die Temperatur des Peltier-Elements sowie die Leistung, mit der die einzelnen Widerstände angetrieben werden sollen. Innerhalb der GUI werden die einzelnen Widerstände durch Kacheln einer Matrix dargestellt, welche die Anordnung der Widerstände auf der Plattform abbildet. Jeder einzelnen Kachel kann ein Leistungswert zwischen 0 und 100 % zugewiesen werden, wobei die Abstufung in Zehnerschritten erfolgt. Die entsprechende Heizleistung wird dann über eine Pulsweitenmodulation eingestellt (Neumann 2013). Die durch die Pulsweitenmodulation entstehende Pulsation wird in der Regel durch die thermische Trägheit des Heizwiderstandes ausgeglichen (Neumann, Voigt et al. 2012). Die schnellsten Aktorschaltzeiten lassen sich bei einer Ansteuerung mit 100 % erreichen. Daher wurde diese Einstellung bei allen im Rahmen der vorliegenden Arbeit durchgeführten Versuchen angewendet.

3.2 Herstellungsverfahren

Mikrofluidische Systeme werden häufig mit Fertigungsverfahren aus der Mikroelektronik hergestellt. Einzelne Komponenten des Systems können, wie in Abschnitt 2.3 beschrieben, größere Abmessungen besitzen. Bei der Herstellung dieser Bauteile verwendet man Verfahren aus dem klassischen Maschinenbau und der Feinwerktechnik.

3.2.1 Rotationsbeschichtung zur Herstellung dünner Membranen

Die Tastoberfläche des Displays besteht aus einer dünnen Membran. Um ein Taxel darzustellen, wird diese auf eine Höhe von 500 µm aufgewölbt. Soll das Taxel gelöscht werden, so muss die Membran wieder in den Ausgangszustand zurückkehren. Dieser Vorgang erfordert eine hohe Flexibilität des Membranmaterials. Diese wird durch die Verwendung von Siloxanen (auch Polydimethylsiloxane, kurz: PDMS) mit besonders hoher Reißfestigkeit und geringer Härte gewährleistet (Eastosil M 4600 und Elastosil M 4601, bezogen von Wacker, Deutschland).

Die Herstellung der Membranen erfolgt über das Verfahren der Rotationsbeschichtung. Dieses ist besonders geeignet, um dünne Polymerschichten homogener Dicke zu erzeugen (Nguyen and Wereley 2006). Hierfür wird das Präpolymer mittig auf ein Substrat (Polymethylmethacrylat (PMMA) 10×10 cm², in der hauseigenen Werkstatt gefertigt) gegeben, welches über eine Unterdruckspannvorrichtung im Rotationsbeschichter (Spin Coater, Typ: WS-400-6NPP-LITE, bezogen von Laurell, USA) fixiert ist. Das Substrat wird im Rotationsbeschichter über einen bestimmten Zeitraum mit einer definierten Drehzahl gedreht. Durch die dabei entstehenden Fliehkräfte verteilt sich das Präpolymer zunächst kreisförmig auf dem Substrat. Sobald das Substrat vollständig bedeckt ist, kommt es an den Substraträndern zu einer Aufhäufung. Wenn diese eine bestimmte Größe überschreitet, überwindet das Präpolymer die Oberflächenspannung, die es auf dem Substratrand hält. Hierdurch wird das überschüssige Material weggeschleudert. Die Dicke der erzeugten Schicht hängt nur von der Konzentration der Präpolymerlösung, der Viskosität der Lösung und der Rotationsgeschwindigkeit ab. Die Dauer des Rotationsbeschichtungsvorganges hat keinen Einfluss auf die Dicke der Polymerschicht. Dies liegt daran, dass das Polymer während des Beschichtungsorgan-

ges zu polymerisieren beginnt, wodurch sich seine Viskosität verringert (Tabeling 2005).

3.2.2 Herstellung mikrofluidischer Strukturen mittels Stereolithographie

1981 wurde eine Technologie vorgestellt, die es ermöglicht, nahezu beliebige dreidimensionale Strukturen aus einem flüssigen Präpolymer herzustellen (Kodama 1981). In ihrer heutigen Form wurde die unter dem Namen Stereolithographie bekannte Technik erstmals in (Hull and Arcadia 1986) veröffentlicht. Mit ihr lassen sich Bauteile in nahezu allen geometrischen Formen in relativ kurzer Zeit aus 3D CAD-Daten generieren. Die Stereolithographie gehört zu den generativen Fertigungsverfahren, bei denen Bauteile sukzessiv in Schichtbauweise hergestellt werden. Die Grundlage für die Fertigung bildet ein flüssiges Präpolymer, welches durch Photopolymerisation zu einem Festkörper polymerisiert werden kann (Brecher, Büttgenbach et al. 2007). Eine Vielzahl unterschiedlicher Präpolymere auf Acrylat- oder Epoxidbasis, deren Eigenschaften sich aufgrund diverser Zusätze stark unterscheiden, sind kommerziell erhältlich. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden Accura 60, DSM 12120 HT und Watershed XC 11122 benutzt.

Während des Fertigungsvorganges wird das jeweilige Präpolymer in einen großen Behälter gegeben. In diesem als Polymerbad bezeichneten Behälter befindet sich außerdem ein höhenverstellbarer Tisch, dessen Oberfläche sich im ersten Schritt knapp unterhalb des Flüssigkeitsspiegels befindet (siehe Abbildung 3.3). Ein beweglicher Spiegel lenkt nun den Strahl eines Lasers, der Licht im UV-Bereich emittiert, so aus, dass er eine aus den CAD-Daten ermittelte Kurve auf das Polymerbad projiziert. An den Stellen, an denen der Laserstrahl auf das Präpolymer trifft, kommt es zu einer lokal begrenzten Polymerisation. Im nächsten Schritt wird der Arbeitstisch tiefer in das Bad hineingesenkt und eine weitere Bauteilschicht aufgebaut (Waldbauer, Rapp et al. 2011). Wenn alle Schichten in dieser Weise aufgebaut wurden,

wird das Bauteil aus dem Bad genommen. Anschließend werden die Reste des flüssigen Präpolymers aus den Hohlräumen des Bauteils gespült (Brecher, Büttgenbach et al. 2007).

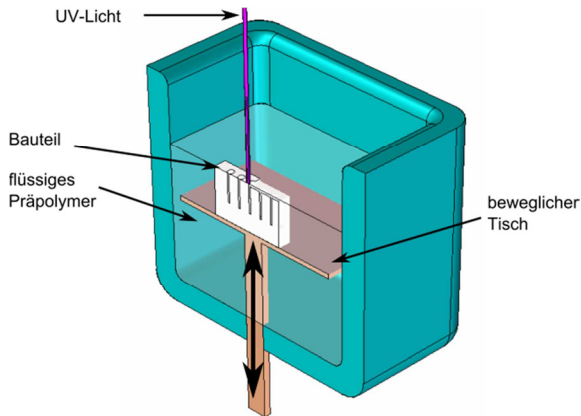


Abbildung 3.3

Funktionsprinzip der Stereolithographie. Während der Herstellung ist das Werkstück auf einem höhenverstellbaren Tisch in einem Polymerbad gelagert. Ein UV-Laser wird auf einer aus den CAD-Daten abgeleiteten Kurve über das Polymerbad verfahren. Überall dort, wo UV-Licht auf das flüssige Präpolymer trifft, kommt es zu einer lokalen Polymerisation. Ist die Erstellung einer Schicht beendet, so wird der Tisch um eine Ebene abgesenkt. Das Bauteil ist jetzt wieder mit flüssigem Präpolymer bedeckt und die nächste Schicht kann geschrieben werden.

Die Abmessung des Polymerisationsbereiches und damit die Auflösung des Verfahrens sind durch den Durchmesser des Laserstrahls definiert. In der dritten Dimension ist die Auflösung des Verfahrens durch die Schichtdicke bestimmt. Um höhere Auflösungen und damit kleinere Abmessungen erreichen zu können, müssten speziell auf die Mikrostereolithographie ausgelegte Anlagen eingesetzt werden (Zhang, Jiang et al. 1999). Eine weitere Limitierung ergibt sich für die Hohlräume innerhalb der Bauteile. Diese müssen so groß sein, dass das zähflüssige Präpolymer nach der Fertigstellung des Bauteils ausgespült werden kann. Die im Rahmen der vorliegenden Arbeit

verwendeten stereolithographisch gefertigten Bauteile wurden von der Proform AG (Schweiz) bezogen. Der Durchmesser des Laserstrahls betrug 100 – 250 μm . Die Schichtdicke lag zwischen 25 μm und 75 μm (PROFORM 2013).

3.2.3 Replikation mikrofluidischer Strukturen

Um nicht jedes einzelne Bauteil mit den aufwändigen Verfahren der Mikrostrukturtechnik herstellen zu müssen, wurden die sogenannten Replikationsverfahren eingeführt. Das einfachste und kostengünstigste dieser Verfahren ist das Polymergießen (Tabeling 2005). Es ist bereits bei der Herstellung von Kleinserien wirtschaftlich. Hierbei wird ein flüssiges Vorprodukt mit einem auf das Präpolymer abgestimmten Härter gemischt und in eine Form gegossen. Der Härter katalysiert den Polymerisationsprozess, so dass das Präpolymer in der Form aushärtet und dabei ein negatives Abbild der umgebenden Form annimmt. In den meisten Fällen wird der Polymerisationsprozess durch Wärme beschleunigt (Kalweit, Wallbaum et al. 2006). Das Material der Form muss so gewählt werden, dass es nicht mit dem Präpolymer reagiert und dieses sich nach der Polymerisation einfach von der Form ablösen lässt. In der Mikrofluidik ist es weit verbreitet, die aufwändig hergestellten Lithographiemaster durch Abgüsse in Polydimethylsiloxan (PDMS) zu vervielfältigen (McDonald, Duffy et al. 2000). Dieses Verfahren wurde auch im Rahmen der vorliegenden Arbeit angewendet. Neben den beiden in Abschnitt 3.2.1 vorgestellten Siloxanen kam hier vor allem das härtere Elastosil RT 601 (bezogen von Wacker, Deutschland) zur Anwendung. Die Formen wurden entweder stereolithographisch aus Accura 60 oder manuell aus Paraffin gefertigt. Durch die Verwendung von PDMS können Abgüsse mit einer sehr hohen Strukturtreue erreicht werden. Allerdings sind die Bauteile durch die Elastizität des Materials in ihrem Aspektverhältnis begrenzt (Tabeling 2005). Bauteile mit höherer Festigkeit können durch das Verwenden eines gießfähigen Epoxidharzes

(unfilled epoxy resin 1122A, bezogen von RS Components, Großbritannien) erzeugt werden. Dafür werden wiederum ein Präpolymer und ein Härter gemischt und in eine Form gegeben. Als Formmaterial kann in diesem Fall PDMS verwendet werden. Durch die UV-Durchlässigkeit von PDMS ist es nicht nur möglich, die Polymere thermisch auszuhärten, auch lichtinduzierte Polymerisation kann in diesen Formen erfolgen. Dieses Verfahren wurde eingesetzt, um Probenkörper für die Zugversuche herzustellen.

3.2.4 Wickeln elektrischer Widerstandsspulen

Die Wickeltechnik ist ein in der Elektrotechnik sehr häufig eingesetztes Verfahren. Mit ihrer Hilfe werden in der Regel magnetische Spulen für den Antrieb von elektrischen Generatoren und Motoren erzeugt (Bălă, Fetita et al. 1976). Auch dreidimensionale Heizstrukturen lassen sich so erzeugen. Eine Vielzahl dieser Spulen muss hierfür auf einem sehr engen Raum angeordnet werden. Dabei muss die Ausbildung eines magnetischen Feldes durch die Spulen unterbunden werden. Andernfalls käme es zu ungewollten Wechselwirkungen zwischen den Spulen. Der Draht wird daher bifilar um den Spulenkörper gewickelt. Bei dieser Wickeltechnik werden je zwei Teile des Drahtes, in denen der Strom gegensinnig fließt, nebeneinander gelegt (siehe Abbildung 3.4). Auf diese Weise heben sich die durch Selbstinduktion entstehenden Felder auf (Feldmann, Schöppner et al. 2013).

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde eine Handwickelmaschine (Typ AL.S“2“, bezogen von Seipp GmbH, Deutschland) genutzt. Diese verfügt über eine mechanische Spannungsbegrenzung, so dass der Draht beim Wickeln nicht reißt. Heizdrähte sind dünner und mechanisch deutlich instabiler als die normalerweise verwendeten Kupferdrähte. Sie stellen daher andere Anforderungen an die Spannungsbegrenzung. Dieser Unterschied müsste auch bei einer Automatisierung Beachtung finden.

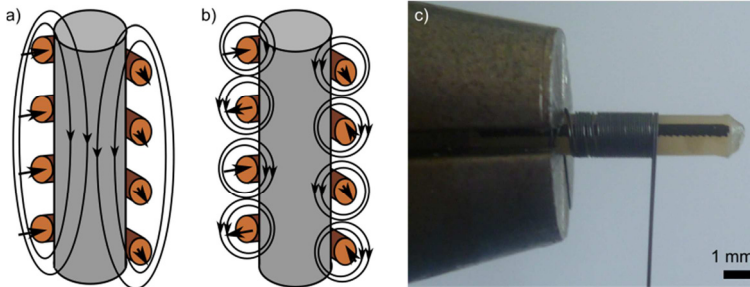


Abbildung 3.4

Bifilares Wickeln. a) In einer gewickelten Spule summieren sich die magnetischen Felder der nebeneinanderliegenden elektrischen Leiter auf, so dass eine Magnetspule entsteht. b) Achtet man bei der Erstellung der Wicklung jedoch darauf, dass der Strom in den benachbarten Leitern gegensinnig fließt, so hebt sich das Magnetfeld fast vollständig auf. c) Umgesetzt wird die bifilare Wicklung, indem man beide Enden des Drahtes parallel zueinander aufwickelt.

Um Kurzschlüsse zwischen den einzelnen Wicklungen, sogenannte Windungsschlüsse, zu vermeiden, müssen die Wickeldrähte isoliert sein. Aufgrund des geringen zur Verfügung stehenden Bauraums wurde im vorliegenden Fall auf lackisolierte Drähte zurückgegriffen. Diese weisen im Vergleich zu andersartig isolierten Drähten die geringste Durchmesserzunahme auf (Bălă, Fetita et al. 1976). Der Widerstand des Drahtes und somit die Leistung des erzeugten Heizers ergeben sich aus dem spezifischen Widerstand. Dieser ist vom Material und der Dicke des Drahtes abhängig. Industriell werden heute Heizdrähte mit Widerständen bis zu $1050 \Omega/\text{m}$ aus Speziallegierungen hergestellt (Isabellenhütte 2014). Da es sich hierbei um nur im Tonnenmaßstab beziehbare Sonderanfertigungen handelt, wird zur Herstellung des Displays ein Draht mit geringerem Widerstand (CuNi44 Draht mit $62 \Omega/\text{m}$, bezogen von RS Components) verwendet.

3.3 Verbindungstechniken

3.3.1 Bondtechnologien

Klassische Fügeverfahren wie zum Beispiel das Kleben (Cai and Neyer 2010) werden in der Mikrofluidik eher selten verwendet. Denn die meist flüssigen Klebstoffe würden durch die Kapillarkräfte in die mikrofluidischen Kanäle hineingezogen. Härten sie an dieser Stelle aus, so verstopfen sie den Kanal. Dadurch wird der Chip bereits während des Fertigungsprozesses zerstört. Stattdessen bedient man sich anderer Bondmethoden, die ohne Klebstoffe auskommen.

Als Alternative steht für die Verbindung zweier PDMS-Bauteile das plasmainduzierte Bonden zur Verfügung. Während der Plasmabehandlung werden Hydroxylgruppen auf den Oberflächen der zwei zu fügenden Bauteile erzeugt. Bringt man zwei auf diese Weise aktivierte Oberflächen eng zusammen, so formen sich unter Abspaltung von Wasser feste Verbindungen aus (Duffy, McDonald et al. 1998). Um dieses Verfahren durchführen zu können, benötigt man allerdings teure Plasmaquellen. Diese erzeugen ein Plasma innerhalb einer Vakuumkammer. Nach der Plasmabehandlung muss diese Kammer zunächst belüftet werden. Erst dann können die Bauteile entnommen und weiterverarbeitet werden. Dadurch ist die für das Zusammenfügen der Bauteile zur Verfügung stehende Zeitspanne sehr kurz. Wartet man nach der Plasmabehandlung zu lange, so reagieren die Hydroxylgruppen mit der Umgebungsluft ab. Dies hat zur Folge, dass das Material sich ohne erneute Aktivierung nicht bonden lässt (Eddings, Johnson et al. 2008).

Eine Abwandlung dieses Verfahrens und damit eine weitere Möglichkeit zum plasmainduzierten Bonden stellt die Aktivierung mit Hilfe eines Corona Dischargers dar. Dieses Verfahren ist nicht nur deutlich billiger als das Bonden in der Plasmakammer, es kann auch bei norma-

len Umgebungsbedingungen durchgeführt werden. Mit einem tragbaren Corona Discharger werden lokale Plasmen erzeugt. Diese können zum Aktivieren der PDMS-Oberfläche genutzt werden (Haubert, Drier et al. 2006). Dazu werden die beiden Bauteiloberflächen zunächst mit Ethanol (99 %, bezogen von Sigma Aldrich, Deutschland) oder Isopropanol (bezogen von Merck, Deutschland) gereinigt. Anschließend werden die Bauteile circa 10 s mit dem Corona Discharger (Typ BD 20, bezogen von ETP, USA) behandelt. Dabei wird dieser in einem Abstand von etwa 0,5 cm über die Bauteiloberfläche bewegt. Dann fügt man die beiden Teile zusammen und lagert sie mindestens eine Stunde unter moderatem Druck. Bereits nach dieser kurzen Zeit bildet sich eine Verbindung aus, die eine für mikrofluidische Anwendungen ausreichende Festigkeit aufweist. Die Stärke der Verbindung erhöht sich während der nächsten elf Stunden weiter, wenn man die Bauteile ruhen lässt. Mit dieser Methode können Bonds erzeugt werden, die Belastungen bis zu 290 kPa standhalten (Eddings, Johnson et al. 2008).

Mit den plasmainduzierten Bondverfahren lassen sich nur bestimmte Materialien wie zum Beispiel PDMS und Glas bonden. Metalle, Thermoplaste oder stereolithographisch erzeugte Epoxide lassen sich nicht oder nur bedingt plasmaaktivieren. Ein Verfahren, mit dem man solche Bauteile fügen kann, ist das sogenannte chemical glueing. Bei diesem Verfahren wird eine der zu verbindenden Komponenten mit 3-Aminopropyltriethoxysilan (APTES), einem aminofunktionalen Silan beschichtet. Das zweite Bauteil wird mit 3-Glycidoxypropyltrimethoxysilan (GOPTS), einem epoxyfunktionalen Silan beschichtet. Werden die beiden auf diese Weise behandelten Oberflächen zusammengedrückt und einer Temperatur von 80 °C bis 100 °C ausgesetzt, so reagieren die beiden funktionalen Gruppen miteinander (Lee and Chung 2009). Die Silanisierung der Oberflächen kann auch dazu genutzt werden, Oberflächen mit denselben Eigenschaften wie PDMS zu erzeugen und sie dadurch mit den Plasmaverfahren bondbar zu machen. Hierfür werden die Bauteile mit APTES (Vlachopoulou,

Tserepi et al. 2009) oder Tetraethoxysilan (TEOS) (Tennico, Koesdjojo et al. 2010) beschichtet. Während bei dem Verfahren zur Oberflächenmodifizierung mit APTES das Bauteil zumeist in eine wässrige Silanlösung getaucht wird, kann die TEOS-Beschichtung über den sogenannten Sol-Gel-Prozess durchgeführt werden. Dabei werden in einer Lösung aus TEOS, Ethanol und Salzsäure (1M HCl) zunächst Oligomere erzeugt. Diese Lösung wird anschließend auf das Bauteil aufgetragen und dort bei 80 °C vollständig auspolymerisiert. Während der Polymerisation verdampft das Ethanol, so dass man anschließend ein trockenes beschichtetes Bauteil erhält (Suzuki, Yamada et al. 2010). Für stereolithographisch gefertigte Bauteile aus Epoxid wurden innerhalb der Arbeitsgruppe zwei Silanisierungsverfahren entwickelt (Neumann 2013). Die Notwendigkeit zweier verschiedener Silanisierungsverfahren ergibt sich aus den unterschiedlichen Oberflächeneigenschaften der einzelnen stereolithografisch strukturierbaren Epoxide (siehe Abschnitt 3.2.2). Eines dieser Verfahren funktioniert ähnlich wie der in (Suzuki, Yamada et al. 2010) beschriebene Sol-Gel-Prozess. Hierfür werden 7,9 vol% bidestilliertes Wasser, 3 vol% HCl (37 %, bezogen von Merck, Deutschland) und 35,6 vol% Dimethoxydimethylsilan (DMDMS, bezogen von Sigma Aldrich, Deutschland) in Ethanol (bezogen von Merck, Deutschland) gelöst. Diese Mischung reagiert unter Wärmeabgabe, bis sich ein Zweiphasensystem im Reagenzglas bildet. Die zwei Phasen werden durch Rühren wieder vermischt, bevor die Flüssigkeit dünn auf dem Bauteil aufgetragen wird. Anschließend lässt man die Lösung eine Stunde im Ofen bei 60 °C auspolymerisieren. Um die Erzeugung einer möglichst homogenen Schicht sicherzustellen, wird der Beschichtungsvorgang bei jedem Bauteil zweimal durchgeführt (Neumann 2013). Das zweite Silanisierungsverfahren ist ein UV-basierter Prozess. Bei diesem Verfahren werden 2,9 vol% einer Photosäure namens Triarylsulfonium hexafluoroantimonat (TASHFA, bezogen von Sigma Aldrich, Deutschland) in GOPTS (bezogen von Sigma Aldrich Deutschland) gelöst. Diese Lösung wird anschließend dünn auf die Bauteiloberflächen aufgetragen. Unter einer UV-Lampe

(Ultra Vialux UV-Strahler, bezogen von Osram, Deutschland) wird die Silanschicht innerhalb von fünf Minuten auspolymerisiert. Dabei zerfällt das TASHFA durch die Strahlung in eine Säure, welche die Epoxyringe am Silan und an der Bauteiloberfläche angreift. Durch Epoxy-Homopolymerisation werden die funktionalen Silane fest mit der Oberfläche verbunden. Gleichzeitig erfolgt eine Quervernetzung zwischen den Silanen (Neumann 2013).

Der eigentliche Bondprozess wird bei allen silaniserten Oberflächen identisch durchgeführt, gleich ob sie mit APTES, TEOS, DMDMS oder GOPTS beschichtete wurden. Die silanierte Oberfläche wird zunächst mit Ethanol oder Isopropanol gereinigt. Dann werden das silanierte Bauteil und das mit diesem zu verbindende PDMS-Bauteil wie beschrieben mit dem Corona-Discharger behandelt. Anschließend presst man die beiden Bauteile aufeinander. Bereits nach 30 Minuten können bei den mit DMDMS beziehungsweise GOPTS beschichteten Epoxidbauteilen Verbindungen festgestellt werden, deren Festigkeit für den Einsatz in der Mikrofluidik ausreicht. Wie der klassische PDMS/PDMS-Bond wird diese Verbindung innerhalb der ersten 12 Stunden nach dem Bonden noch stärker.

3.3.2 Methoden zur elektrischen Kontaktierung

Die SMD Widerstände der in Abschnitt 3.1 beschriebenen Plattform werden mittels Reflowlöten kontaktiert (siehe Abbildung 3.5 a). Bei diesem Verfahren wird zunächst eine Lötpaste im Siebdruckverfahren auf die unbestückte Platine aufgebracht. Anschließend werden die SMD-Bauteile maschinell auf der Platine platziert. Im Reflow-Ofen wird die so präparierte Platine erwärmt, bis das Lot schmilzt. Die SMD-Bauteile werden durch Oberflächenspannung in die richtige Position gezogen, so dass eine elektrisch leitfähige Verbindung zwischen den Löt pads der Platine und den SMD-Bauteilen entsteht (Feldmann, Schöppner et al. 2013).

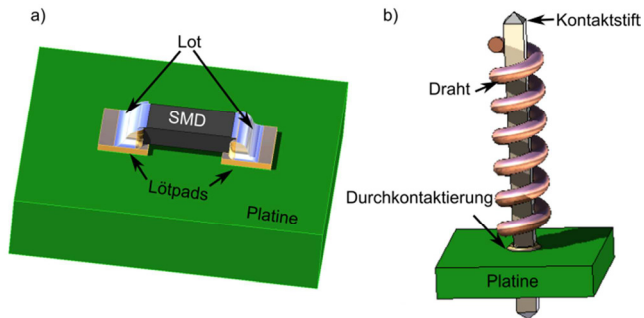


Abbildung 3.5

Methoden zur Kontaktierung elektrischer Bauteile. a) SMD-Bauteile werden in der Regel durch Reflowlöten mit der Platine verbunden. Hierfür sind auf der Platine sowie an der Unterseite des Bauteils Löt pads vorgesehen. Im Reflow-Ofen erzeugt die durch Siebdruck aufgebraachte Löt paste eine stoffschlüssige Verbindung mit den Löt pads des Bauteils sowie der Platine. b) Elektrische Bauteile, die keine Löt pads besitzen, können im Wire-Wrap Verfahren mit der Platine verbunden werden. Hierbei wird ein Draht, der mit dem Bauteil verbunden ist, eng um einen Kontaktstift gewickelt. Dieser Kontaktstift wird dann in eine Durchkontaktierung auf der Platine gesteckt.

Zur Kontaktierung von Bauteilen, die keine Löt pads besitzen, wird die sogenannte Wire-Wrap Technologie eingesetzt (siehe Abbildung 3.5 b). Bei dieser Technik wird das abisolierte Ende eines Drahtes um einen eckigen Kontaktstift gewickelt. Durch die hohen Kontaktkräfte zwischen dem gewickelten Draht und den Ecken des Stiftes werden die isolierenden Oxidschichten der Metalle zerstört und eine leitfähige Verbindung entsteht. Die hohen Kräfte führen außerdem zu einer Moleküldiffusion innerhalb der Leiter, so dass die Verbindung mit der Zeit verbessert wird. Die Verbindung kann mit einem speziellen Werkzeug (Wire-Wrap Tool, Typ WSU-30M, bezogen von RS Components, Deutschland) manuell erzeugt werden. In der Serienfertigung wäre das manuelle Verfahren zu teuer. Hier wird auf das automatisierte Wire-Wrap-Verfahren zurückgegriffen (Bilotta 1985). Die Kontaktierung der Platine erfolgt im Durchsteckverfahren.

Ein weiteres Verfahren, das wie das Wire wrap Verfahren bei Raumtemperatur durchgeführt werden kann, ist das Kleben mit leitfähigem Kleber. Dieser besteht aus einer Polymermatrix, welche meist aus Epoxid, Polyimid oder Silikon aufgebaut ist und mit leitfähigen Partikeln aus Silber, Gold oder anderen Metallen gefüllt ist. Härtet der Klebstoff zwischen zwei Flächen aus, so berühren sich beim isotropen Leitkleben die leitfähigen Partikel des Klebstoffes untereinander. Dadurch entstehen Leitpfade, durch die der Strom fließen kann. Bei anisotropen Verklebungen berühren sich die Partikel gegenseitig nicht. Da bei dieser Verklebung jeder einzelne Partikel einen Leitpfad zwischen den beiden Kontaktflächen herstellt, eignet sich diese Technik besonders dann, wenn wie in Liquid Chrystal Displays (LCD) eine hohe Anzahl von Kontakten auf sehr kleiner Fläche gefordert ist. Die Aushärtung der Klebstoffe erfolgt wie bei allen Klebstoffen entweder über chemisches oder physikalisches Abbinden (Orthmann and Schmidt 1995).

4 Ermittlung der Anforderungen an ein mikrofluidisches Brailledisplay

*„The superior legibility of obsolete American Braille and of surviving Standard English Braille may be traced to the fact that they originated in blindness – which is proof that efficiency in solving problems of human suffering comes first from identity with that suffering...“
(Bledsoe 1972)*

Mit diesen Worten soll Louis Rodenberg eine der wichtigsten Lehren, die man aus dem Siegeszug der Punktschrift ziehen kann, auf den Punkt gebracht haben. Die besten Lösungen für die Probleme von Menschen mit Behinderungen müssen von diesen Menschen selbst kommen. Um den Betroffenen bereits in der frühen Phase der Prototypenentwicklung die Möglichkeit zur Beeinflussung des Projektes zu geben, wurde im Rahmen der Kooperation mit dem SZS eine Online-Umfrage durchgeführt. Aus den Ergebnissen dieser Umfrage wurden die Anforderungen an das mikrofluidische Brailledisplay abgeleitet. Weitere Anforderungen ergaben sich aus der Charakterisierung der Ausdrucke eines Braille Druckers.

4.1 Befragung potentieller Nutzer des Brailledisplays

Die Online-Umfrage wird häufig in den Sozialwissenschaften und der Marktforschung eingesetzt. Sie zeichnet sich vor allem dadurch aus, dass Personen auf der ganzen Welt angesprochen werden können. Hierdurch ist es möglich, vergleichsweise große Stichproben zu untersuchen. Die Online-Umfrage ist gegenüber den anderen zur Verfügung stehenden Befragungsmethoden wie der schriftlichen Befragung, der persönlichen Befragung und dem Telefoninterview sehr flexibel. So kann der Befragte selbst entscheiden, wann er den Fragebogen beantworten möchte. Die Kosten der Umfragetechnik sind wesentlich

geringer als die anderer Techniken, da auf den Einsatz von Interviews verzichtet werden kann. Durch den Aufbau des Online-Fragebogens behält man die Kontrolle über die Reihenfolge, in der die Fragen beantwortet werden und kann die Fragen im Verlauf des Interviews an den Befragten anpassen (Evans and Mathur 2005). Als weiterer Vorteil wird in der Literatur häufig die Vielfalt an möglichen Fragetypen angegeben. Im vorliegenden Fall sollte der Fragebogen barrierefrei erstellt werden, was die Verwendung der Fragetypen einschränkt. Als Nachteil des Verfahrens werden in der Literatur die geringe Rücklaufquote und die mangelnde Datensicherheit angegeben. Außerdem wird angezweifelt, ob die Gemeinde der Internetnutzer als repräsentativ betrachtet werden kann (Evans and Mathur 2005). Gerade aufgrund der Schwierigkeiten, denen Sehgeschädigte bei der Nutzung des Computers begegnen, kann man nicht davon ausgehen, dass die Umfrage repräsentativ für alle Sehgeschädigten ist. Bestimmte Gruppen wie zum Beispiel die Altersblinden werden durch die Verwendung der Online-Technik ausgeschlossen. Da es in der Umfrage aber gerade um die Entwicklung von Hilfsmitteln für die Computernutzung geht, ist es sinnvoll, sich auf die Befragung von sehgeschädigten Computernutzern zu beschränken.

Der Fragebogen selbst wurde mit der in Google Drive verfügbaren Software erstellt. Um die Barrierefreiheit zu gewährleisten, wurden hauptsächlich Multiple-Choice-Fragen verwendet, bei denen eine Mehrfachnennung möglich war. Nur in zwei Fällen wurden die Befragten aufgefordert, Text in die vorgesehenen Felder des Fragebogens einzutragen. Insgesamt wurde darauf geachtet, die Fragen einfach zu formulieren und eindeutige Antwortmöglichkeiten vorzugeben (Jacob, Heinz et al. 2013). Um auch schwer vorstellbare Zusammenhänge abfragen zu können, wurden Vergleiche aus der täglichen Lebensrealität der Betroffenen verwendet. Ein Beispiel hierfür ist die Frage, ob die Abwärme des Displays beim Lesen stören könnte. Da die Abwärme eines thermisch betriebenen Displays für die Befragten einen unbe-

kannte Größe darstellt, wurde danach gefragt, ob Wärme allgemein beim Lesen störe. Als Beispiel für warme Oberflächen wurden die Metalltafeln angegeben, mit denen Informationstexte für Blinde in Zoos oder an Denkmälern bereitgestellt werden. Diese können in der Sonne sehr warm werden. Nach der Fertigstellung des Fragebogens wurde ein Pretest am SZS durchgeführt, um zu gewährleisten, dass alle Fragen verständlich sind. Die Einladungsmails, in welchen die URL zum Aufruf des Fragebogens enthalten war, wurde anschließend über die Mailverteiler von Hilfs- und Interessensverbänden gezielt an die sehgeschädigten Teilnehmer sowie an deren Betreuer versandt.

Insgesamt nahmen 69 Personen im Alter von 17 bis 70 Jahren an der Online-Umfrage teil. Der im Vergleich zur Größe der Zielgruppe relativ hohe Rücklauf kann bereits als erstes Indikator dafür gesehen werden, wie wichtig dieses Thema den Betroffenen zu sein scheint. Bei den Einsendern handelte es sich in erster Linie um Blindgeborenen (42 %) und Späterblindete (29 %). 6 % der Teilnehmer gaben an, Betreuer eines Sehgeschädigten zu sein. 3 % der Befragten sind Lehrer oder Professor und unterrichten Sehgeschädigte. Die restlichen Teilnehmer (23 %) sahen sich nicht in der Lage, sich einer der zuvor genannten Gruppen zuzuordnen. In diese Gruppe fallen vor allem Sehgeschädigte, die aufgrund ihres Restsehvermögens nicht als blind gelten. Dass die Summe der Prozentzahlen größer als 100 % ist, liegt daran, dass sich zwei Personen mehreren Gruppen zugeordnet haben. Dies war möglich, da ein Blinder selbstverständlich auch als Lehrer oder Betreuer für andere Sehgeschädigte arbeiten kann.

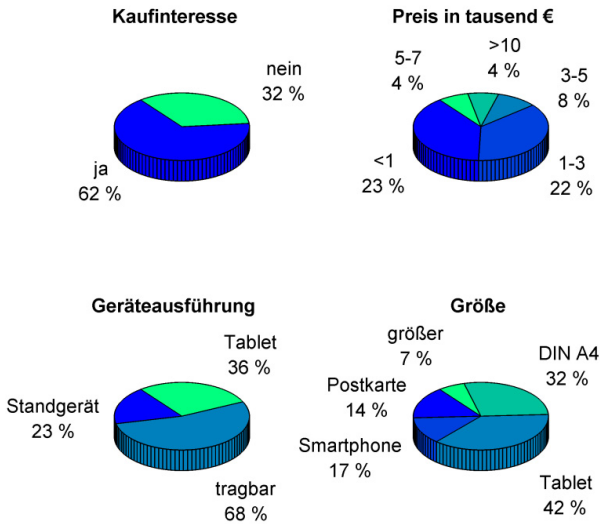


Abbildung 4.1

Zusammenfassung der wichtigsten Ergebnisse der Online-Umfrage. Generell besteht bei 62 % der Befragten das Interesse ein großflächiges Brailledisplay zu erwerben. Die Kosten des Displays sollen möglichst gering sein. So gaben 22 % das Display sollte unter 3000 € kosten. Weitere 22 % der Befragten würden das Display nur kaufen, wenn es unter 1.000 € kostet. Die Mehrheit der Befragten (68 %) wünscht sich ein tragbares Display. Dieses sollte nach der Meinung von 42 % der Befragten etwa so groß sein wie ein Tablet-PC. 32 % der Befragten würden ein Display im DIN-A4 Format bevorzugen.

Wie bei der Verwendung einer Online-Umfrage zu erwarten, gaben die meisten Teilnehmer (75 % der Gesamtteilnehmer) an, sie arbeiteten sechs bis sieben Tage die Woche am Computer. Die Zeit, die die Befragten pro Tag mit der Arbeit am Computer verbringen, variiert zwischen zwei (7 %) und mehr als acht Stunden (20 %). Daraus kann man ersehen, dass an die Stabilität des Displays in etwa dieselben Anforderungen gestellt werden müssen, wie an ein herkömmliches Display.

62 % der Teilnehmer der Umfrage gaben an, sie würden ein großflächiges Brailledisplay für sich selbst, ihre Schüler und Studenten oder die von Ihnen Betreute Person kaufen. 32 % der Befragten würden sich ein solches Gerät nicht zulegen wollen. Diese Teilnehmer wurden nach den Gründen für Ihre Entscheidung gefragt. Hierauf antworteten die meisten, sie befürchteten, ein solches Display wäre zu teuer. Nur wenige gaben an, aufgrund ihres Restsehvermögens keine Brailleschrift zu verwenden oder diese nie gelernt zu haben. Ebenso wenige nannten als Begründung, sie würden hauptsächlich Texte verarbeiten und ihnen reiche daher die Braillezeile vollkommen aus. Um einschätzen zu können, wie hoch die Herstellungskosten für ein großflächiges taktiles Display sein dürfen, wurden die Teilnehmer gefragt, wie viel Geld sie für ein solches Display investieren würden. 29 % antworten hierauf, sie würden weniger als 1.000 € dafür bezahlen. 22 % wären bereit zwischen 1.000 und 3.000 € für ein solches Display zu investieren. Nur 4 % hingegen würden mehr als 10.000 € für ein großflächiges Brailledisplay bezahlen (siehe Abbildung 4.1). Die Preisvorstellungen der Befragten liegen damit deutlich unter den Preisen, die momentan am Markt für die Braillezeilen verlangt werden. Dass die Braillezeilen dennoch marktfähig sind, liegt daran, dass die meisten Displays momentan von Kostenträgern wie Versicherungen bezahlt werden. 48 % der Befragten gaben an, sie würden sich ein großflächiges Brailledisplay nur kaufen, wenn die Kosten dafür von ihrer Versicherung oder ihrem Arbeitgeber übernommen werden. Diese Kostenträger sollten sich von dem großflächigen Brailledisplay überzeugen lassen, falls dieses bei gleicher Leistungsfähigkeit weniger kostet als eine herkömmliche Braillezeile. Um dieses Ziel erreichen zu können, wird zunächst angestrebt, die Kosten für die Komponenten des Brailledisplays unter 3.000 € zu halten. Trotzdem muss man bei der Überführung des Brailledisplays in ein Produkt bedenken, dass es einige Zeit dauern wird, bis die Versicherungen ein neuartiges Produkt in ihren Leistungskatalog aufnehmen. Daher müsste ein solches Projekt mit ausreichenden finanziellen Mitteln ausgestattet sein, um eine

lange Markteinführungsphase zu überstehen. Auch die Häufigkeit mit der elektronische Hilfsmittel ersetzt werden, unterscheidet sich deutlich von den Zeitintervallen, in denen Nutzer von Unterhaltungselektronik ihre Geräte ersetzen. 68 % der Befragten ersetzen ihre Braillezeile immer dann, wenn sie kaputt ist. Nur 14 % hingegen ersetzen ihr Hilfsmittel, wenn eine neue Produktgeneration auf den Markt kommt, die gegenüber der vorherigen deutliche Vorteile aufweist.

Nach der Untersuchung der ökonomischen Randbedingungen wurden die Teilnehmer dazu befragt, was sie von einem großflächigen Brailledisplay erwarten. Hier sprach sich eine deutliche Mehrheit von 68 % dafür aus, ein großflächiges Brailledisplay solle als tragbares Gerät ausgeführt werden. 36 % der Befragten wünschten sich sogar einen Tablet-PC speziell für Sehgeschädigte. Nur 23 % der Teilnehmer sprachen sich für ein Standgerät aus. Diese Tendenz spiegelte sich auch in den Antworten auf die Fragen nach der Größe und dem Gewicht des Displays wieder. 42 % der Befragten gaben an, das Display solle die Größe eines Tablet-PCs besitzen. 32 % hingegen wünschten sich ein Display im DIN A4 Format. Jeweils nur ein geringer Prozentsatz der Teilnehmer sprach sich für ein Display von der Größe einer Postkarte (14 %) oder der Größe eines Smartphones (17 %) aus. Um allen Ansprüchen gerecht zu werden, würde es sich anbieten, die Tastoberfläche des Displays in Segmente aufzuteilen. Durch das Zusammensetzen mehrerer Segmente können relativ einfach unterschiedliche Displaygrößen angeboten werden. Das Gewicht des Brailledisplays soll nach Meinung von 41 % der Befragten in der Größenordnung des Gewichtes eines handelsüblichen Laptops (2-3 kg) liegen. 51 % der Teilnehmer wünschen sich sogar, dass das Display so leicht sein soll wie ein Tablet-PC (ca. 500 g). Die Aktoren eines großflächigen Brailledisplays müssen folglich deutlich leichter sein als die bisher verwendeten piezoelektrischen Aktoren.

Für die Entwicklung der Aktoren ist es außerdem von Interesse, in welchen Umgebungen ein großflächiges Brailledisplay eingesetzt werden soll. Die meisten Umfrageteilnehmer gaben an, sie würden das Display in geschlossenen Räumen wie beispielsweise zuhause (68 %), im Büro (55 %) oder in Hörsälen und Klassenzimmern (32 %) benutzen wollen. In diesen Räumen sollte gemäß DIN V 18599-10 (2011-12-00) eine Temperatur zwischen 21 °C und 24 °C herrschen. Da aber 26 % der Befragten das Display auch unter freiem Himmel einsetzen wollen, müssen die Anforderungen an die Beständigkeit des Displays gegen Temperatur und Luftfeuchtigkeit weiter gefasst werden. Gemäß dem deutschen Wetterdienst liegt die geringste in Deutschland gemessenen Lufttemperatur bei -37,8 °C (12.02.1929 in Hüll), die höchst hingegen bei 40,2 °C (27.07.1983 Gämersdorf, 09.08.2003 Karlsruhe und 13.08.2003 Freiburg) (Deutscher Wetterdienst). Hierbei handelt es sich allerdings um Rekordwerte, die nur selten erreicht werden. Zur Auslegung der Aktoren wird daher angenommen, dass das Display über einen Temperaturbereich von 0 °C bis 30 °C betrieben werden soll. Weitere Anforderungen ergeben sich, wenn man dem Wunsch von 28 % der Teilnehmer gerecht werden will, die das Display an Orten einsetzen möchten, an denen der Einsatz von Funkgeräten reglementiert ist. Dies ist zum Beispiel in Krankenhäusern oder Flugzeugen der Fall. Aus dieser Forderung wurde abgeleitet, dass das Display zunächst über eine serielle Schnittstelle angesteuert werden soll. 7 % der Befragten würden das Display auch in Bereichen benutzen, die den Richtlinien des Explosionsschutzes unterliegen, wie zum Beispiel Tankstellen. Dieser Wunsch, sollte man ihn erfüllen wollen, schränkt die Auswahl der Aktoren stark ein und wurde bei der Erstellung der Prototypen nicht weiter berücksichtigt.

Ebenfalls Auswirkung auf die Auswahl der Aktoren hat die Zeit, welche die Nutzer zu warten bereit sind, bis ein Text oder ein Bild erscheint. 67 % der Befragten sprachen sich dafür aus, dass dies nicht länger als 10 s dauern dürfe. 23 % der Teilnehmer der Online-Studie könnten

sich vorstellen, dass dies zwischen 10 und 30 s dauere. 4 % würden eine Wartezeit zwischen 30 und 60 s akzeptieren und nur 1 % der Befragten kämen mit Wartezeiten über einer Minute zurecht. Dadurch scheidet eine Vielzahl an Aktivierungsmechanismen aus, die normalerweise zum Aufbau von Ventilarrays in der Mikrofluidik genutzt werden. Bei der Frage, ob sich alle Taxel zur gleichen Zeit verändern sollten, oder ob das Bild in einer seriellen Weise aufgebaut werden könne, waren sich die Teilnehmer der Studie uneinig. 42 % gaben an, alle Taxel sollten gleichzeitig geändert werden. 54 % hingegen sprachen sich für eine serielle Ansteuerung der Taxel aus. Auch der Bauraum, der für die einzelnen Aktoren zur Verfügung steht, beschränkt die Auswahl des Aktormechanismus. Dieser Bauraum wird durch die Auflösung des Displays vorgegeben. Eine Mehrheit von 64 % der Befragten sprach sich dafür aus, dass diese Auflösung zwischen der zur Schriftdarstellung notwendigen Auflösung, welche durch DIN 32976:2007-08 vorgegeben wird und den 20 dpi der modernen grafikfähigen Braille Drucker liegen müsse. Für die Grafikfähigkeit des Displays wäre es gemäß der Aussage von 71 % der Umfrageteilnehmer außerdem hilfreich, wenn der Aktor sich in unterschiedlichen Höhen arretieren ließe. Somit ließen sich in Bildern zusätzliche Informationen wie zum Beispiel Farbe kodieren. Allerdings ist zu beachten, dass die Darstellung von Farbbildern nicht länger dauern darf als die Darstellung eines Textes auf derselben Fläche. Letzteres gaben 54 % der Teilnehmer an.

Die Möglichkeit, die Taxel in unterschiedlichen Höhen arretieren zu können, würde auch 46 % der Befragten entgegen kommen, welche die Höhe der Taxel auf ihre individuellen Bedürfnisse abstimmen möchten. Hierfür wünschen sich 45 % der Befragten ein in das Display integriertes Bedienelement. Des Weiteren wurden Bedienelemente zum Verändern der Cursorposition sowie zum Scrollen von je 81 % der Befragten gewünscht. Zusätzlich käme noch ein Bedienelement zum Zoomen in Betracht. Dieses wünschten sich 54 % der Befragten. Man

könnte sich auch vorstellen, Touch-Feedback in ein solches Display zu integrieren. 45 % der Befragten wünschten sich, dass das Display erkennen könne, wo sich die Hände des Lesers gerade befinden. Dadurch wäre es möglich, zu erkennen wann sich der Leser dem Ende einer Seite nähert, um dann bereits mit dem Laden der nächsten Seite beginnen zu können. Ebenso wünschten sich 45 % der Befragten ein Brailledisplay mit Gestensteuerung. 30 % sprachen sich gegen ein Touch-Feedback aus. Auch die Möglichkeit, sich den Inhalt nicht nur in taktiler, sondern auch in visueller Form ausgeben zu lassen, halten 41 % der Befragten für überflüssig. Allerdings sprachen sich ebenfalls 41 % dafür aus, man solle mit dem Auge klar erkennen können, welche Taxel gerade aktiv sind. 45 % der Befragten wünschten sich sogar ein Display, das seinen Inhalt auch in Schwarzschrift anzeigt (Wilhelm, Schwarz et al. 2014).

4.2 Charakterisierung des Ausdruckes eines kommerziell erhältlichen grafikfähigen Braille Druckers

Aufgrund der geringen Verbreitung kommerziell erhältlicher Displays, war es nicht möglich, die Leistungsfähigkeit des hier zu entwickelnden Displays direkt mit einem anderen Display zu vergleichen. Als Referenzsystem wurden daher Ausdrucke eines Braille Druckers benutzt. Wie in Abschnitt 2.1.2 beschrieben sind die mit dieser Technik hergestellten Grafiken dadurch gekennzeichnet, dass das Bild in einzelne Punkte zerlegt wird, die als Taxel auf das Papier übertragen werden.

Auch auf einem grafikfähigen Brailledisplay würden einzelne Taxel dargestellt. Die Ausdrucke besitzen somit unter den Herstellungsverfahren taktiler Grafiken die größte Ähnlichkeit mit der Darstellungsweise eines grafikfähigen Brailledisplays.

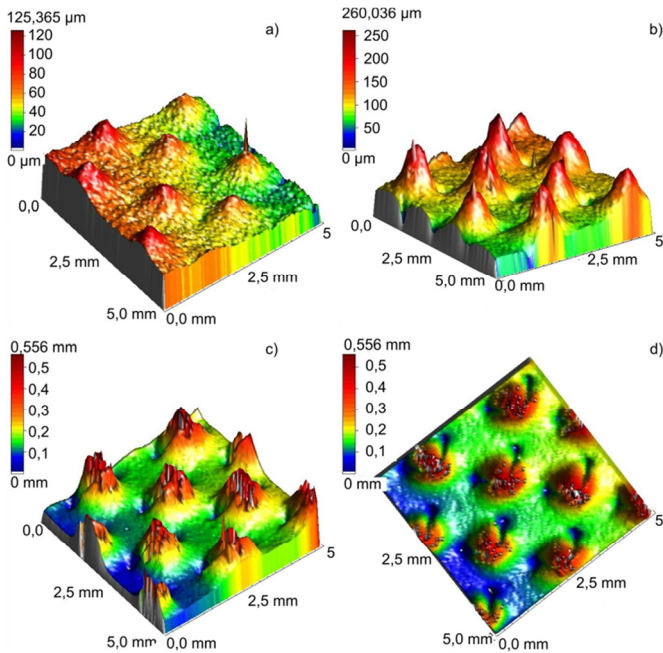


Abbildung 4.2

Vermessung der Ausdrücke eines Braille Druckers mithilfe eines Weißlichtinterferometers. a) Die kleinsten Taxel haben eine Höhe von $60\ \mu\text{m}$. b) Taxel der zweiten Stufe (Durchschnittshöhe ca. $125\ \mu\text{m}$) unterscheiden sich deutlich in der Höhe. Dies liegt teilweise an der Welligkeit des Papiers, die an der unterschiedlichen Färbung der Täler zu erkennen ist. c) Die höchsten Taxel haben eine Durchschnittshöhe von ca. $500\ \mu\text{m}$. d) In der Draufsicht erkennt man deutlich, dass die Taxel dieser Einstellung keine perfekten Kugelabschnitte sind.

Zu Beginn der Arbeit wurde ein solcher Ausdruck mit einem Weißlichtinterferometer (FRT Microprof 300, bezogen von Fries Research & Technology GmbH, Deutschland) vermessen. Eine Auswahl der Ergebnisse dieser Messungen sind in Abbildung 4.2 dargestellt. Der Drucker ist in der Lage, Taxel in acht unterschiedlichen Höhen darzustellen. Bei der niedrigsten Einstellung beträgt die Höhe der Taxel im Schnitt

60 μm . Bei der zweiten Stufe liegt dieser Mittelwert etwa bei 125 μm . Die Schwankungen um diesen Mittelwert sind dabei so stark, dass die einzelnen Stufen beinahe ineinander übergehen. Die höchsten Taxel erreichen, wie in Abbildung 4.2 c gezeigt, etwa 500 μm . In der Draufsicht (Abbildung 4.2 d) kann man erkennen, dass die Taxel nicht ideal rund sind. Sie weisen sogar deutliche Eindellungen auf, die wahrscheinlich von Gegenhaltern im Drucker erzeugt wurden. Der Abstand zwischen den Taxeln beträgt wie beim äquidistanten Braille (siehe Abschnitt 2.2) 2,5 mm. Zur Verbesserung der Bildqualität werden zusätzliche Zeilen eingefügt, deren Punkte versetzt zu denen der äquidistanten Matrix angeordnet sind. Dadurch müssen die Punktdurchmesser nicht verringert werden. Allerdings kann man in Abbildung 4.2 erkennen, dass die einzelnen Taxel ineinander überlaufen. Dies ist zwar bei Ausdrucken möglich, Autoren müssten jedoch klar voneinander abgegrenzt werden. Die stufenweise Einstellbarkeit der Taxelhöhe und die Verbesserung der Auflösung sollten auch mit dem Brailledisplay möglich sein. Sie werden daher zu den Anforderungen der Literatur (siehe Abschnitt 2.2) und denen der Umfrage ergänzt. Somit ergeben sich folgende Anforderungen:

- Die Herstellungskosten sollen unter 3.000 € liegen.
- Die Langzeitstabilität sollte der von klassischen Displays entsprechen.
- Das Display soll ein tragbares Gerät sein.
- Es soll in mehreren Größen verfügbar sein.
- Das größte Display soll so groß sein wie ein DIN A4 Blatt.
- Es darf höchstens so viel wiegen wie ein Laptop (2-3 kg).
- Das Display muss unter Umgebungstemperaturen zwischen 0 °C und 30 °C einsetzbar sein.
- Das Display wird über eine serielle Schnittstelle angesteuert.
- Die Auflösung muss gezielt untersucht und angepasst werden.
- Die Taxel müssen einer Belastung von 1-2 N standhalten.

- Die Bildwiederholfrequenz sollte mindestens 0,1 Hz betragen.
- Die Taxel müssen in verschiedenen Höhen arretierbar sein.

Zusätzlich könnten nach dem Nachweis der Funktionsfähigkeit Bedienelemente, Touch-Feedback und eine visuelle Anzeigemöglichkeit integriert werden.

5 Entwicklung des Displays

Im Rahmen der Entwicklung wurde das Brailledisplay in mehrere Teilsysteme untergliedert. Die Entwicklung der Teilsysteme sowie deren Integration in einen Gesamtaufbau werden in den folgenden Abschnitten diskutiert.

5.1 Entwicklung einer Pumpe für das mikrofluidische Brailledisplay

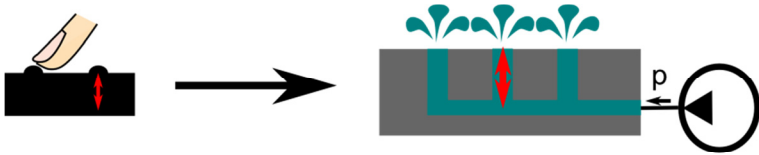


Abbildung 5.1

Integration der Pumpe in das Blackbox Schema. Laut Aufgabenstellung soll das Brailledisplay auf einem mikrofluidischen Ansatz basieren. Den Kern des Displays bildet daher ein mikrofluidischer Chip, der einen Ein- und zahlreiche Ausgänge besitzt. Um die Flüssigkeit im Inneren des Chips bewegen zu können, wird eine Pumpe benötigt. Diese befindet sich außerhalb des mikrofluidischen Systems und ist mit dem Eingangskanal des Chips verbunden.

Gemäß der Aufgabestellung soll das Brailledisplay als mikrofluidisches System ausgeführt werden. Dieses besteht in erster Linie aus einem über Stereolithographie oder Abformung erzeugten Chip, dessen Kanäle eine Flüssigkeit führen (siehe Abbildung 5.1). Die Aufgabe der Flüssigkeit besteht darin, Energie zu übertragen. Sie kann daher aus dem gesamten Spektrum der Hydraulikflüssigkeiten gewählt werden. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden Wasser, flüssiges Paraffin (bezogen von Merck KGaA, Deutschland) und das vollfluorierte Öl Flourinert FC 40 (bezogen von 3M Electronics Market Materials De-

vision, USA) eingesetzt. Diese unterscheiden sich in ihrer Dichte, ihrer Polarität, ihrem Schmelz- und Siedepunkt sowie ihrer Viskosität.

Um den Flüssigkeiten Energie zuzuführen und sie in Bewegung zu versetzen, benötigt man eine Pumpe. Diese muss folgenden aus der Anforderungsliste in Abschnitt 4.2 abgeleiteten Anforderungen genügen:

- Die Herstellungskosten müssen so gering wie möglich sein.
- Ihr Gewicht sollte 500 g nicht überschreiten.
- Um eine schrittweise Einstellung der Taxelhöhe zu ermöglichen, muss ihre Genauigkeit so hoch sein, dass ein einzelnes Taxel bei einem Schritt nur um 0,1 mm ausgelenkt wird. Dies entspricht einer Dosiergenauigkeit von 0,067 μl .
- Um alle geschätzt 8800 Taxel eines DIN A4 Brailledisplays in 10 s vollständig auslenken zu können, muss die Pumpe eine maximale Förderrate von 0,35 ml/s erreichen.
- Zudem sollte die Pumpe, um alle Taxel zu befüllen, mindestens 3,5 ml verdrängen können.

5.1.1 Auswahl und Implementierung eines geeigneten Pumpenkonzeptes

Wie in Abschnitt 2.3.2 beschrieben, können die meisten Mikropumpen nur kleine Volumenströme fördern. Dies widerspricht den im vorangegangenen Abschnitt definierten Anforderungen. Daher wird auf eine externe Pumpe zurückgegriffen. Von den ebenfalls in Abschnitt 2.3.2 vorgestellten Pumpen erzielt die Spritzenpumpe die geforderte Genauigkeit für alle geforderten Volumenströme. Bei kommerziell erhältlichen Pumpen wird die Dosiergenauigkeit über die eingesetzte Spritze eingestellt.

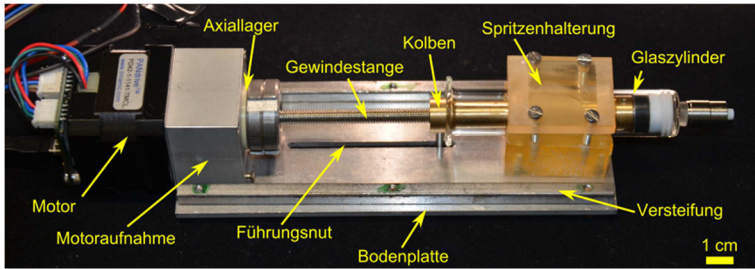


Abbildung 5.2

Aufbau der Pumpe für das mikrofluidische Brailledisplay. Die Pumpe des Brailledisplays wird über einen Schrittmotor angetrieben. Dieser dreht eine Gewindestange, die sich in den modifizierten Spritzenkolben hinein oder aus diesem herauschraubt. Dadurch bewegt die Gewindestange den Kolben innerhalb des Glaszylinders vor und zurück. Ein am Kolben befestigter Führungsstift, der in der Führungsnut der Bodenplatte läuft, verhindert, dass sich der Kolben mit der Gewindestange drehen kann. Die einzelnen Komponenten der Pumpe sind über die Motoraufnahme beziehungsweise die Spritzenhalterung fest mit der Bodenplatte verbunden. Damit diese sich im Betrieb nicht verbiegt, sind an ihren Seiten Versteifungen angebracht.

Zum Befüllen aller Taxel müsste daher eine andere Spritze eingesetzt werden als für die Darstellung eines Taxels auf der geringsten Stufe. Ein Spritzenwechsel kann während des Betriebs des Brailledisplays jedoch nicht erfolgen. Gegen die Verwendung kommerziell erhältlicher Spritzenpumpen sprechen weiterhin deren Preis (der sich im Bereich von mehreren tausend Euro bewegt), ihr Gewicht und ihre Größe. Im Rahmen der Bachelorarbeit von Sven Schmitt wurde daher untersucht, wie man eine kostengünstige an die Anforderungen des Brailledisplays angepasste Spritzenpumpe herstellen kann (Schmitt 2013).

Die im Rahmen der Bachelorarbeit entwickelte Pumpe (siehe Abbildung 5.2) besteht aus einem Schrittmotor (Typ PD42-1-1141, bezogen von Conrad Electronics, Deutschland), welcher über eine Gewindestange den modifizierten Kolben einer 10 ml Spritze (1010 TLL, bezogen von VWR, Deutschland) antreibt. Der Kolben wurde in der hauseigenen Werkstatt mit einem Innengewinde ausgestattet und wird über einen in einer Nut der Bodenplatte des Aufbaus geführten

Stift daran gehindert, sich zu drehen. Treibt der Motor die Gewindestange an, so schraubt sich diese je nach Drehrichtung in den Kolben hinein oder aus diesem heraus. Dadurch wird der Kolben aus dem fest mit der Bodenplatte verbundenen Spritzenzylinder gezogen oder in diesen hineingedrückt. Die hohe Axiallast, die durch die Reibung des Kolbens im Spritzenzylinder entsteht, wird über zwei an der Motoraufnahme angebrachte Axiallager abgefangen (Schmitt 2013).

5.1.2 Technische Charakterisierung und Bewertung der Pumpe

Ein wichtiges Merkmal der Pumpe ist, mit welcher Genauigkeit die einzustellende Taxelhöhe erreicht wird. Diese wurde bereits im Rahmen der Bachelorarbeit von Sven Schmitt ermittelt. Hierfür wurde ein mikrofluidischer Chip, der eine Kanalstruktur mit einem Einlass und mehreren dem Normdurchmesser eines Taxels entsprechende Ausgänge besitzt, an die Pumpe angeschlossen. Der Ausgang des Chips wurde mit einer Membran aus Elastosil 4601 verschlossen. Während des gesamten Versuches wurde der Aufbau von der Seite mit einer 20-fach vergrößernden USB-Kamera (Typ EO-3112c ½" CMOS, Edmund Optics, Deutschland) gefilmt. Unterschiedliche Flüssigkeitsvolumen wurden über die Schrittzahl des Motors eingestellt. Jedes dieser Volumen wurde dreimal in den Chip injiziert und wieder abgelassen. Die resultierende Taxelhöhe wurde anschließend aus einer mit der USB-Kamera aufgenommenen Standaufnahme abgeleitet. Es zeigt sich, dass sich Höhen in 100 µm-Schritten einstellen und klar unterscheiden lassen. So konnte gezeigt werden, dass sich die Höhen $0,119 \pm 0,017$ mm, $0,214 \pm 0,000$ mm, $0,298 \pm 0,017$ mm, $0,405 \pm 0,017$ mm und $0,500 \pm 0,029$ mm in drei unabhängigen Versuchen mit derselben Schrittzahl reproduzieren lassen. Verkleinert man den Abstand unter 100 µm, so überlappen sich die Fehlerbalken der einzelnen Werte. Dies zeigt sich bei den Werten, die zwischen 0,2 mm und 0,3 mm aufgenommen wurden. Sie betragen $0,238 \pm 0,017$ mm und $0,262 \pm 0,017$ mm. Auch der zwischen 0,4 mm und 0,5 mm liegen-

de Wert von $0,441 \pm 0,017$ mm weist beinahe eine Überdeckung mit dem darunter liegenden Wert von $0,405 \pm 0,017$ mm auf (Schmitt 2013). Eine feinere Einstellung ist folglich nicht möglich. Dies ist allerdings aufgrund der Auflösungsgrenzen des menschlichen Tastsinns auch nicht notwendig.

Die Pumpe ist weiterhin in der Lage, das für 10.000 Tixel benötigte Volumen in $10,75 \pm 0,46$ s bereitzustellen. Dies entspricht einer Fördergeschwindigkeit von $0,374$ ml/s. Damit übertrifft sie die Anforderungen, die an die Maximalgeschwindigkeit gestellt wurden (Schmitt 2013).

In der 10 ml-Spritze kann in etwa das Dreifache des in den Anforderungen definierten Volumens vorgehalten werden. Die einzige momentan noch nicht erfüllte Anforderung ist das Gesamtgewicht der Pumpe, welches unter 500 g liegen soll. Im Brailledisplay wird das Pumpengehäuse jedoch nicht aus Aluminium, sondern aus Kunststoff gefertigt werden. Dadurch wird die Pumpe einen großen Teil ihres Gewichtes verlieren.

Ein weiterer Nachteil des momentanen Aufbaus ist, dass die Grundplatte während des Betriebs hohen Kräften ausgesetzt ist. Nur die seitlich angebrachten Verstärkungen verhindern, dass sich die Platte im Betrieb durchbiegt. Dieses Problem wird sich durch den Einbau in ein symmetrisch aufgebautes Gehäuse jedoch beheben lassen. Die Montage des Spritzenzylinders erfordert momentan sehr viel Fingerspitzengefühl, da der Glaszylinder in die Aufnahme eingeklemmt werden muss. Auch dieses Problem wird bei der Neukonstruktion des Gehäuses zu berücksichtigen sein.

Das letzte Problem des ursprünglichen Aufbaus konnte bereits behoben werden. Bei diesem Problem handelt es sich um die Sicherheitsvorkehrung, die dagegen getroffen wurde, dass der Spritzenkolben zu weit in den Zylinder verfahren wird. Sollte dies pas-

sieren, so würde der Kolben den Glaszylinder zerstören. Als Sicherung hiergegen war vorgesehen, dass der Kolben bevor er das Ende des Zylinders erreicht, den Kontakt zur antreibenden Gewindestange verliert. Dies hatte zur Folge, dass nach einem solchen Vorfall die Pumpe demontiert werden musste, um den Kolben wieder auf die Gewindestange zu setzen. Um zu verhindern, dass die Pumpe jedes Mal demontiert werden muss und trotzdem die benötigte Sicherheit zu gewährleisten, wurde eine Rutschkupplung (Mentor Sicherheitsrutschkupplung, bezogen von Conrad Electronic, Deutschland) zwischen Motor und Gewindestange eingebracht.

5.2 Auswahl und Integration einer geeigneten Tastoberfläche

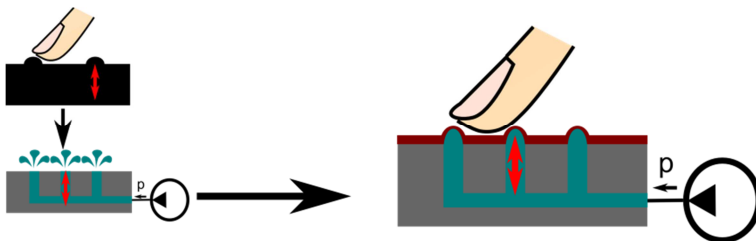


Abbildung 5.3

Integration der Tastoberfläche in das Blackbox-Schema. Die Tastoberfläche wird oberhalb der frei endenden Kanäle des mikrofluidischen Chips angebracht. Sie erfüllt eine Vielzahl von Aufgaben. Zum einen verhindert sie das Austreten der Flüssigkeit, die von der Pumpe bewegt wird. Zum anderen ist sie die Schnittstelle, an welcher der Nutzer mit dem Brailledisplay interagieren und so Information auslesen kann.

Die Tastoberfläche stellt als Mensch-Maschine-Schnittstelle eine der wichtigsten Komponenten des Brailledisplays dar (Abbildung 5.3). Zu ihrer Gestaltung gibt die DIN 32976:2007-08 vor, dass der Hintergrund, auf dem die Brailleschrift abgebildet wird, keine tastbaren Strukturen beinhalten darf. Außerdem weist die Norm darauf

hin, dass Folien, die zur Schriftdarstellung genutzt werden, nicht zu glatt sein dürfen.

Da die Tastoberfläche im Brailledisplay nicht nur die Funktion der Mensch-Maschine-Schnittstelle übernimmt, muss sie neben einer geeigneten Rauigkeit auch folgende Anforderungen erfüllen:

- Sie sollte eine homogene Dicke besitzen, so dass allen Aktoren derselbe Druckwiderstand gegenübersteht.
- Sie sollte sich zu einem Kugelabschnitt mit einer auflösungsabhängigen Sehnenlänge und einer Höhe von 500 μm aufwölben lassen.
- Sie sollte eine ausreichend hohe Rückstellkraft bereitstellen, so dass sie nach dem Löschen eines Taxels wieder eben wird.
- Die bei der Aufwölbung entstehende Dehnung muss im elastischen Bereich des Materials liegen, so dass der Vorgang reversibel ist und mehrere Millionen Mal wiederholt werden kann.
- Sie sollte eine dichte Barriere zwischen den Flüssigkeiten im mikrofluidischen System und dem Benutzer darstellen.
- Sie sollte über ein für die Mikrofluidik geeignetes Verfahren flüssigkeitsdicht mit dem fluidischen Chip verbunden werden.
- Sie sollte der Abwärme des technischen Aufbaus standhalten.

5.2.1 Ermittlung der geeigneten Auflösung

Wie im vorangegangenen Abschnitt beschrieben, beeinflusst die Auflösung des Brailledisplays die Anforderungen an die Materialbeschaffenheit der Tastoberfläche entscheidend. In der Literatur finden sich jedoch keine eindeutigen Angaben zur optimalen Auflösung eines Displays, das sowohl zur Text- als auch zur Grafikdarstellung geeignet ist (siehe Abschnitt 2.2). Daher wurde in einer dieser Arbeit zugeordneten Bachelorarbeit eine Studie zur Ermittlung der optimalen Auflösung entworfen (Friel 2014).

Im Rahmen der Studie wurden die Lesbarkeit von Brailletexten sowie die Darstellungsgüte von tastbaren Grafiken und Linien ermittelt. Jeder Testdurchlauf der Studie ist in drei Teile gegliedert. Im ersten Teil wurde die Lesegeschwindigkeit anhand von Diktaten für die fünfte Klasse ermittelt. Im zweiten Teil wurden dem Probanden unterschiedlich Symbole vorgelegt. Während des Tests wurde gemessen, wie viele der vorgelegten Grafiken die Probanden erkennen und welche Zeit sie zum Erkennen der einzelnen Grafiken benötigen. Im dritten Teil des Tests sollten die Probanden Linien mit unterschiedlichen Neigungswinkeln sowie Kurven mit verschiedenen Radien miteinander vergleichen. Hierbei sollten sie eine qualitative Aussage darüber treffen, welche Auflösung am besten zur Darstellung derartiger Graphen geeignet ist. Um die Aussage der quantitativen Messwerte zu unterstützen, wurden die beiden ersten Teile des Tests ebenfalls von einem Interview zur Ermittlung qualitativer Aussagen begleitet. Im Vorfeld der Studie wurden vier Auflösungen identifiziert, die mit Hilfe des Tests verglichen werden sollten. Es handelte sich im Einzelnen um die 10 dpi-Auflösung, die auf den kommerziell erhältlichen Displays verwendet wird, eine Erweiterung dieser Auflösung (10e dpi), die 18 dpi-Auflösung sowie die 30 dpi-Auflösung. Bei der 10e dpi-Auflösung werden wie bei den in Abschnitt 4.2 gezeigten Ausdrucken des Braille Druckers zusätzliche Punkte eingeführt, um die Taxelmatrix zu verdichten. Die Taxel der auf 10 dpi basierenden Auflösungen besitzen den in der Norm vorgeschriebenen Durchmesser und erreichen eine Höhe von 500 μm . Bei 18 dpi muss der Durchmesser bereits auf 1 mm verringert werden, da die Punkte sonst ineinander übergehen würden. Dies ist bei der Verwendung von räumlich getrennten Linearaktoren nicht möglich. Bei der 30 dpi Auflösung beträgt der Durchmesser eines Taxels nur noch 450 μm . Um die in der Norm vorgegebenen Auslenkung zu erreichen, müsste sich das Taxel zu einem Kugelabschnitt aufwölben, der größer als die Halbkugel ist. Dies ist technisch nur schwer realisierbar. Die Taxel der 30 dpi Auflösung sind folglich niedriger als die der anderen getesteten Auflösungen.

Eine weitere Besonderheit dieser Auflösung ist, dass bei der Schrift-darstellung ein Braillepunkt nicht aus einem Taxel besteht, sondern aus vier benachbarten Taxeln zusammengesetzt wird. Die Proben für die Tests wurden gefertigt, indem die Taxel mit Braillegriffeln in Papier beziehungsweise Overheadfolie gestanzt wurden. Diese Proben wurden anschließend mit PDMS überzogen, damit sie denselben Fühl-eindruck wie das Brailledisplay vermitteln (Friel 2014).

Insgesamt nahmen sieben Testpersonen im Alter zwischen 19 und 43 Jahren an den Versuchen teil. Die Probandengruppe bestand aus zwei Blindgeborenen, vier Späterblindeten und einem Sehgeschädigten. Alle Probanden benutzen die Brailleschrift seit mehr als einem Jahr.

Beim Lesen der Texte mit einer Auflösung von 10 dpi erreichten die Probanden im Mittel eine Geschwindigkeit von $15,19 \pm 11,19$ Wörtern pro Minute. Dieses Ergebnis lässt sich auf die 10e dpi-Auflösung übertragen, da die Textdarstellung in den beiden auf 10 dpi basie-renden Auflösungen identisch ist. Die Texte, die eine Auflösung von 18 dpi besitzen, sind nicht lesbar. Als Grund hierfür gaben die Pro-banden die mangelnden Abstände zwischen den Taxeln an. Nur zwei Personen gelang es, einzelne Wörter der Texte zu erraten, die in 30 dpi Auflösung vorgelegt wurden. Aufgrund der geringen Taxelaus-lenkung ist die Auflösung für den Einsatz in der Praxis ungeeignet.

Die Figurenerkennung verbessert sich mit zunehmender Punktdichte. So konnten die Probanden bei einer Auflösung von 10 dpi im Mittel 62 % der vorgelegten Figuren erkennen. Bei 10e dpi steigerte sich die Erkennungsrate auf 71 %. Diese wurde von der 18 dpi Auflö-sung mit einer Erkennungsrate von 74 % noch übertroffen. Bei der 30 dpi Auflösung setzt sich der Trend allerdings nicht fort. Hier fiel die Erkennungsrate auf 57 %. Als Grund hierfür gaben die Proban-den im Interview die geringe Punkthöhe an. Eine einfaktorielle Vari-analyse zeigt jedoch, dass das Ergebnis nicht signifikant ist ($F(3,24)=1,05, p=0,71$). Auch für die ebenfalls ermittelten Erken-

nungszeiten ergibt sich mit der einfaktoriellen Varianzanalyse keine Signifikanz ($F(3,24)=0,96$, $p=0,43$). Diese schwanken zwischen 14 ± 9 s für Grafiken mit einer Auflösung von 10e dpi und 21 ± 8 s für Grafiken mit einer Auflösung von 18 dpi. Da für den Test jeder Auflösung dieselben Grafiken verwendet wurden, stellte sich bei einigen Probanden im Laufe des Tests ein Wiedererkennungseffekt ein. Somit können die Zeiten alleine nicht als Kriterium für die Güte der Grafikdarstellung gewertet werden. Um die Signifikanz der Daten zu erhöhen, müsste man deutlich mehr Probanden testen.

Bei der Linienerkennung zeigte sich, dass sowohl bei 10 dpi als auch bei 10e dpi einzelne Linien als gepunktete Linien wahrgenommen werden. Zudem werden Linien, die diagonal über das Raster verlaufen, als treppenförmig beschrieben. Bei 10e dpi werden doppelt gezogene Linien als durchgezogene Linien empfunden. Linien mit einer Auflösung von 18 dpi werden als kontinuierliche Linien empfunden. Nur zwei Probanden nahmen die Diagonalen in dieser Auflösung als Treppen wahr. Bei den 30 dpi Proben zeigt sich erneut, dass die geringe Punkthöhe zu Erkennungsschwierigkeiten führt.

Insgesamt lässt sich feststellen, dass eine Auflösung von 18 dpi für die Grafikdarstellung am besten geeignet ist. Bei höheren Auflösungen wird die vorgegebene Auslenkung nicht erreicht. Dadurch werden sowohl Figuren als auch Texte nicht richtig erkannt. Für die Textdarstellung wird eine Auflösung von 10 dpi benötigt. Die Darstellungsgüte eines Displays, das sowohl zur Text- als auch zur Grafikanzeige benutzt werden soll, lässt sich durch das Einbringen von zusätzlichen Punkten innerhalb der 10 dpi Matrix verbessern. Aufgrund der geringen Probandenzahl können diese Ergebnisse nur als Trend betrachtet werden. Sie müssen im nächsten Schritt in einer umfangreichen Studie verifiziert werden.

5.2.2 Materialauswahl für die Tastoberfläche

Im Rahmen des Tests zur Ermittlung einer geeigneten Auflösung wurden Proben verwendet, die mit PDMS beschichtet waren. Dadurch sollte die Oberfläche des Displays bestmöglich nachgebildet werden. Diese Oberflächenbeschichtung verursachte den Probanden beim Lesen jedoch Probleme. 5 von 7 Probanden empfanden die gummiartige Oberfläche als zu glatt. Sie gaben an, ihre Finger blieben beim Lesen an der Oberfläche hängen. Dies vermittelte den Eindruck, die Oberfläche sei klebrig. Mehrere Probanden berichteten, sie müssten mehr Druck aufwenden, um die Taxel fühlen zu können. Dadurch würden die Gelenke stark beansprucht. Dies führe schnell zur Ermüdung. Um einen Leseindruck zu erreichen, der dem des Lesens auf Papier ähnlich ist, muss ein geeigneteres Oberflächenmaterial gefunden werden.

Um unterschiedliche Oberflächen zu testen wurden fünf PDMS-Chips abgegossen. Jeder dieser Chips enthielt mehrere Löcher mit einem Durchmesser von 1 mm. Die Löcher waren so angeordnet, dass sich mit Ihnen je fünf normkonforme Braille Buchstaben darstellen ließen. Jeder der Chips wurde von einer Seite mit einer Membran verschlossen. Zwei der Chips besaßen eine Membran aus Elastosil 4600, einem PDMS, das weicher ist als das zuvor verwendete Elastosil 4601. Eine dieser beiden Membranen wurde über in einem Labcoater 2010 (bezogen von Speciality Coating Systems, USA) mittels chemischer Gasphasenabscheidung mit Parylen C beschichtet (siehe Abbildung 5.4 d). Durch diese Beschichtung sollte die Klebrigkeit der Oberfläche verringert werden. Die anderen Proben wurden mit Membranen aus Elastosil 4601 verschlossen (siehe Abbildung 5.4 a-c). Eine dieser Membranen wurde im Originalzustand belassen und diente als Referenz. Die zweite wurde schon bei der Herstellung gegen eine strukturierte Polymeroberfläche abgegossen, so dass sie eine bestimmte Rauheit aufwies. Die dritte Probe wurde in ein Gehäuse aus Accura 60 eingelegt. Dieses Gehäuse besaß dieselben Löcher wie der PDMS-

Chip. Zwischen der Oberfläche der Membran und dem Gehäuse befanden sich Stahlstifte. Auf einer Seite besaßen die Stifte einen Kragen. Mit diesem stützten sie sich gegen die Membran des PDMS Chips ab. Das andere, abgerundete Ende der Stifte ragte in die Öffnungen des Gehäuses hinein. Wölbte sich die Membran unterhalb des Chips auf, so wurde der Stahlstift nach oben gedrückt und trat als tastbares Taxel aus dem Gehäuse heraus.

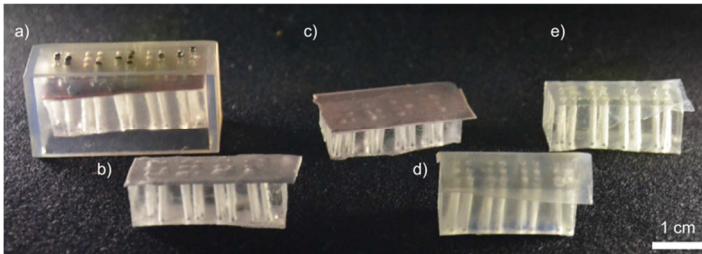


Abbildung 5.4

Statische Brailleproben zum Vergleich unterschiedlicher Tasterflächen. Bei Probe (a) bildet das Accura Gehäuse gemeinsam mit den Metallstiften, die von den Aktoren aus dem Gehäuse herausgedrückt werden, die Tasterfläche. Bei allen anderen Proben stellt die Membran selbst die Tasterfläche dar. Sie besteht bei Probe (b) und (c) aus dem rotbraunen Elastosil 4601. Diese beiden Proben unterscheiden sich in der Herstellung der Membran. Während die Membran der Probe (b) gegen eine strukturierte Oberfläche abgegossen wurde, wurde die Membran der Probe (c) durch Spin-coating erzeugt. Somit besitzt (b) eine etwas rauere Oberfläche. Die Proben (d) und (e) wurden aus Elastosil 4600 gefertigt. Um eine weniger klebrige Oberfläche zu erzeugen, wurde Probe (d) anschließend mit Parylen C beschichtet.

Mit jeder Probe wurde ein Wort in Brailleschrift dargestellt. Um die Membran an den Stellen auszulenken, an welchen Punkte angezeigt werden, wurde reines weiches Paraffin in einzelne Kanäle des Chips hineingedrückt. Dieses Material ist bei Wärme oder hohem Druck flexibel genug, um sich der Chipgeometrie anzupassen. Bei Raumtemperatur ist es jedoch so fest, dass es die aufgewölbte Membran über mehrere Wochen hinweg stabilisieren kann. Auch die beim Lesen entstehenden Kräfte reichen nicht aus, um es in den Kanal zurück zu drücken.

Die so vorbereiteten Proben wurden im Rahmen einer informellen Umfrage den Studenten des SZS vorgestellt. Insgesamt wurden acht Studenten, darunter fünf Blinde und drei Sehgeschädigte, die seit längerer Zeit Brailleschrift lesen können, danach gefragt, welche der Oberflächen sie für das Brailledisplay auswählen würden. Es zeigte sich, dass nahezu alle Befragten die auf der Membran sitzenden Metallstifte bevorzugten. Aufgrund der geringen Anzahl an Teilnehmern kann diese Aussage jedoch nur als Trend betrachtet werden, der noch durch eine quantitative Studie belegt werden sollte.

5.2.3 Optimierung und Bewertung der Bondmethoden

Eines der beiden in (Neumann 2013) beschriebenen Silanisierungsverfahren (siehe Abschnitt 3.3.1) basiert auf dem sogenannten Sol-gel-Prozess. Während dieses Prozesses wird ein Epoxidbauteil zwei Stunden bei 60 °C im Ofen beschichtet. Die Glassübergangstemperatur von zahlreichen Epoxiden liegt jedoch unterhalb dieser Temperatur. Setzt man strukturierte Polymere über längere Zeit einer Temperatur aus, die oberhalb ihrer Glassübergangstemperatur liegt, so kann es zu Verformungen kommen. Besonders bei kleinen Strukturen, wie sie in der Mikrofluidik häufig Verwendung finden, können diese Verformungen gravierende Auswirkungen haben. Um zu vermeiden, dass die Bauteile sich während der Silanisierung verformen, wurde das Verfahren auf einen UV-basierten Beschichtungsprozess umgestellt. Dies schont nicht nur die Bauteile, es verkürzt gleichzeitig die Verarbeitungszeit von zweieinhalb Stunden auf ungefähr eine halbe Stunde. Die Salzsäure die im Sol-Gel-Prozess für das Auslösen der Polymerisation genutzt wird, wurde dafür durch die Photosäure Triarylsulfonium hexafluoroantimonat (TASHFA) ersetzt. Da dieser Stoff nur zu einer Säure zerfällt, wenn er UV-Licht ausgesetzt ist, wird das im Sol-Gel-Ansatz zur Pufferung verwendete Ethanol, nicht mehr benötigt. Der Ansatz für die Silanisierungslösung besteht nun aus dem Silan, Dimethoxydimethylsilan (DMDMS), in welchem 9.6 vol% Triarylsulfonium

hexafluoroantimonat (TASHFA) und 17.7 vol% bidestilliertes Wasser gelöst sind. Die Lösung wird dünn auf das Bauteil aufgetragen, das anschließend für 5 Minuten unter die UV-Lampe gelegt wird. Der Abstand zwischen der Belichtungsquelle und der Probe betrug in etwa 20 cm. Nach der Silanisierung lässt sich das Bauteil mit Hilfe des Corona Dischargers bonden .

Ein weiterer Vorteil der photoinduzierten Silanisierung ist, dass die Beschichtung während des Beschichtungsprozesses bereits strukturiert werden kann. Hierzu wird eine Folienmaske auf das Substrat gelegt, nachdem dieses mit einem dünnen Film des Silan-Photoinitiator-Gemisches überzogen wurde. Die Maske verbleibt während der gesamten fünfminütigen Belichtungszeit auf dem Substrat. Nach Abschluss der Belichtung wird die überschüssige Silanmischung durch Spülen mit Ethanol entfernt. Durch strukturierte Silanisierung können die mikrofluidischen Kanäle vom Siloxan frei gehalten werden. Dies ist insbesondere bei Mikrochips für analytische Applikationen wichtig. Die Analyten können potentiell mit den funktionellen Gruppen der Siloxane in unspezifische Wechselwirkung treten, wodurch man verfälschte Messergebnissen erhalten würde.

Die strukturierte Silanisierung wurde zunächst mit dem beschriebenen Ansatz für DMDMS-Beschichtungen durchgeführt. Die Ergebnisse dieser Silanisierung sind in Abbildung 5.5 b zu sehen. Der Versuch strukturierte Siloxanbeschichtungen auch über das in (Neumann 2013) beschriebenen Verfahren mit GOPTS zu erzeugen, scheiterte. Dies liegt wahrscheinlich daran, dass GOPTS im Gegensatz zu DMDMS neben dem Epoxidring über drei weitere funktionelle Gruppen verfügt, die miteinander reagieren können.

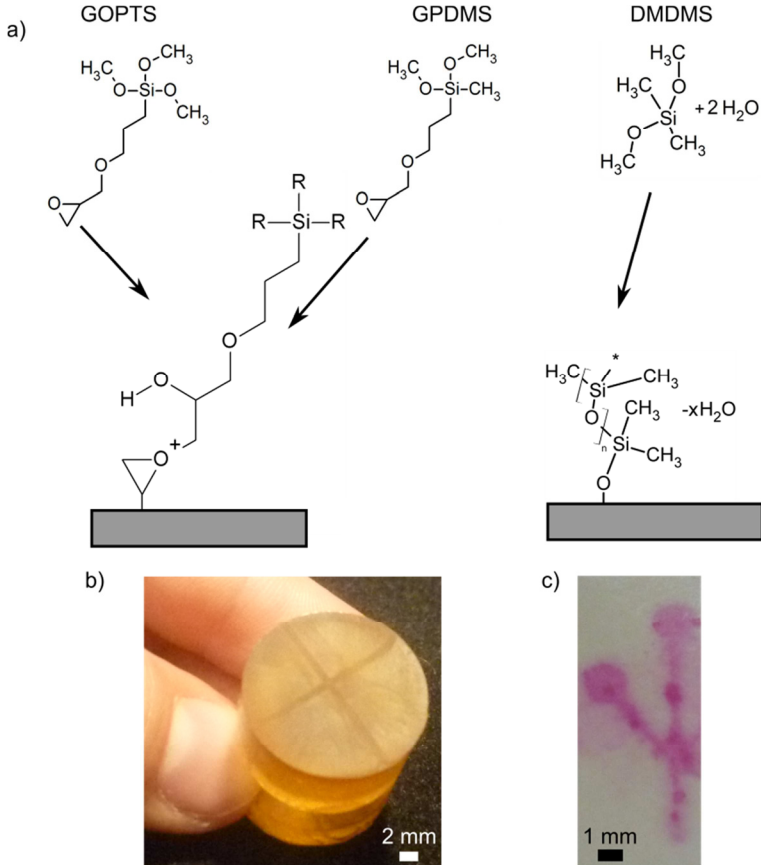


Abbildung 5.5

Strukturierte Silanisierung. (a) Um den unterschiedlichen Oberflächen der sterolithographisch hergestellten Epoxidien gerecht zu werden, wurden zwei unterschiedliche Ankopplungsmechanismen verwendet. Silane, die einen Epoxidring besitzen, können über Epoxidhomopolymerisation an die Oberfläche angebunden werden. Für Oberflächen, die vorwiegend OH-Gruppen aufweisen werden Silane mit Alkoxygruppen verwendet. (b) Mit Silanen, die nur zwei Alkoxygruppen besitzen, wie DMDMS, lassen sich strukturierte Silanschichten erzeugen. (c) Außerdem können mit DMDMS hydrophobe Barrieren auf Filterpapier erzeugen.

Das Silan verlinkt sich also mit sich selbst und überbrückt so die von der Maske verdeckten Bereiche. Um auch auf den Epoxiden, die sich nicht mit DMDMS bonden lassen, strukturierte Silanschichten zu erzeugen, wurde (3-glycidoxypropyl)dimethoxymethylsilan (GPDMS) verwendet. Dieses besitzt ebenfalls nur zwei Carboxylgruppen. Die Verwendung dieses Silans ermöglichte die Strukturierung von Siloxanschichten, die über Epoxyhomopolymerisation an die Epoxidoberfläche gekoppelt werden.

Weder für die in (Neumann 2013) beschriebenen Verfahren noch für das hier neu entwickelte Verfahren lagen zuverlässige Informationen über die maximale Belastbarkeit der entstehenden Verbindung vor. Für alle vier Verfahren wurde daher die maximale Belastbarkeit im Rahmen von Zugversuchen nach DIN EN 15870:2009 ermittelt. Die einzelnen Proben bestanden jeweils aus zwei zylindrischen Prüfkörpern, deren zu verbindende Fläche einen Durchmesser von 20 mm aufwies. Der Fuß der Prüfkörper wurde aus dem jeweils zu testenden Epoxid hergestellt. Der Rest des Prüfkörpers wurde aus einer Vergussmasse (Epoxid Vergussmasse gelb, bezogen von RS Components, Deutschland) hergestellt. Je zwei gleichartige Prüfkörper wurden daraufhin mit derselben Beschichtungstechnologie behandelt und an eine gemeinsame Membran gebondet. Je Material und Beschichtungstechnologie wurden mindestens fünf Proben mit einer Zugprüfmaschine (Typ Instron 4505 Universal testing system ausgerüstet mit einer 1kN Messdose) getestet. Die Versuchsparameter für die Durchführung der Zugversuche wurden aus DIN EN 15870:2009 übernommen (Verfahrgeschwindigkeit: 10 mm/s, maximaler Verfahrensweg: 2 mm). Die Ergebnisse dieser Versuche sind in Tabelle 4 dargestellt. In der Literatur wird für PDMS/PDMS-Bonds, die ebenfalls mit einem Corona Discharger erzeugt wurden, eine Bondstärke von 290 kPa angegeben (Eddings, Johnson et al. 2008). Dieser Wert wird von den Accura-Proben, die mit GOPTS gebondet wurden, sogar übertroffen.

Die über das thermische Verfahren mit DMDMS beschichteten Proben verfehlen diesen Wert nur knapp.

Tabelle 4:

Ergebnisse der Zugversuche zur Ermittlung der maximalen Bondstärke.

Epoxid	Bondtechnik	Mittelwert [kPa]	Maximum [kPa]	Minimum [kPa]
Accura 60	GOPTS / UV	356,9 ^{±211}	686,5	156,8
	GPDMS / UV	39,6 ^{±15}	64,4	24,6
DELO Katiobond	DMDMS / Sol-Gel	171,0 ^{±110}	255,4	76,0
	DMDMS / UV	150,4 ^{±97}	273,2	43,3
Watershed XC 11122	DMDMD / Sol-Gel	193,1 ^{±111}	349,3	54,9
	DMDMS / UV	33,7 ^{±19}	69,3	15,5
Somos DSM 12120 HT	DMDMS / Sol-Gel	156,8 ^{±105}	310,4	77,4
	DMDMS / UV	67,2 ^{±39}	132,3	30,2

Die UV-induzierten DMDMS-Schichten sowie die GPDMS-Beschichtung führen zu deutlich geringeren Bondstärken. Dies ist wahrscheinlich darauf zurückzuführen, dass die hier verwendeten Silane nur zwei Alkoxygruppen besitzen. Dies ist allerdings eine notwendige Voraussetzung dafür, dass sich die Siloxanschichten strukturieren lassen. Die erzielten Bondstärken reichen für mikrofluidische Anwendungen aus. Da das Brailledisplay aus Accura aufgebaut werden soll und eine Strukturierung der Bondschicht bei dieser Anwendung nicht notwendig ist, wird für den Aufbau die GOPTS-Beschichtung verwendet.

Außer für die Erzeugung strukturierter Siloxanschichten für das Bonden kann das UV-basierte DMDMS Beschichtungsverfahren auch zum Strukturieren von papierbasierten Mikrofluidikkomponenten genutzt werden. Derartige Komponenten werden zum Beispiel für die Herstellung von Schwangerschaftstests benutzt. Sie basieren in der Regel auf Filterpapier. Um zu definieren, welche Teile des Filterpapiers die meist hauptsächlich aus Wasser bestehende Probe benetzt, wird das Papier teilweise mit einer hydrophoben Schicht überzogen. Dies geschieht, indem ein Wachsmuster auf das Papier aufgedruckt wird (Renault, Koehne et al. 2014), oder indem das Papier zunächst vollständig silanisiert wird und die zu benetzenden Stellen anschließend freigeätzt werden (Wang, Monton et al. 2014). Außerdem ist auch die photoinduzierte Ankopplung von Chlorsilanen aus der Literatur bekannt (He, Ma et al. 2013). Die Silanschichten haben gegenüber den Wachsschichten den Vorteil, dass sie nicht brechen können. Allerdings dauert der Herstellungsprozess bei den beiden zuvor genannten Verfahren relativ lange. Durch die Verwendung der UV-induzierten DMDMS-Beschichtung konnte die Herstellungszeit deutlich reduziert werden. Die ersten mikrofluidischen Kanäle, die mit dieser Herstellungstechnik erzeugt wurden, sind in Abbildung 5.5 c zu sehen (Wilhelm, Nargang et al. 2014, Wilhelm, Neumann et al. 2014).

5.3 Weiterentwicklung thermischer Mikroaktoren

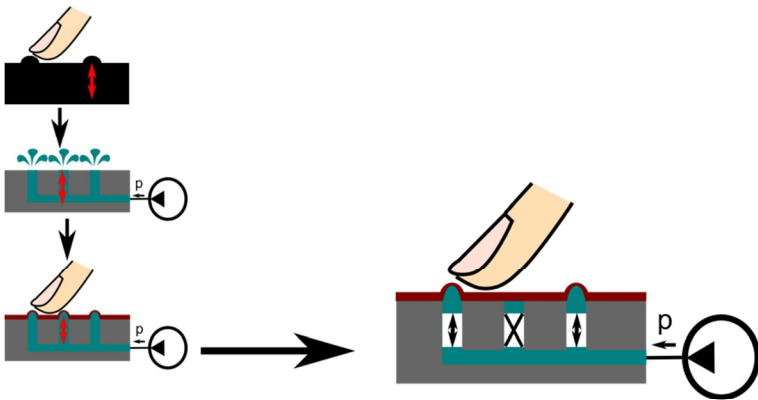


Abbildung 5.6

Integration der Ventile in das Blackboxschema. Die bisher eingeführten Komponenten reichen aus, um Punkte auf der Tastoberfläche zu erzeugen. Um auswählen zu können, welche Taxel angezeigt werden sollen und welche nicht, benötigt man Ventile. Diese werden in den Mikrokanälen unterhalb der Tastoberfläche platziert. Je nach Schaltzustand verschließen oder öffnen die Ventile die einzelnen Kanäle und bestimmen so, welche Taxels unter dem Druck der Pumpe ihre Höhe ändern sollen.

Der mikrofluidische Chip, die Pumpe und die Tastoberfläche sind zusammen bereits in der Lage, Taxel darzustellen. Allerdings wäre das Brailledisplay, wenn es nur aus diesen Komponenten bestehen würde, auf die Darstellung einer schwarzen oder einer weißen Seite beschränkt. Die Möglichkeit einzelne Taxel auszuwählen und damit Text oder Grafiken darzustellen, wird erst durch die Integration von Ventilen eröffnet (siehe Abbildung 5.6). Die Aufgabe dieser Mikroventile ist es, die Kanäle unterhalb der Tastoberfläche zu verschließen oder zu öffnen. Dadurch wird festgelegt, an welche Taxel der Druck der Pumpe weitergeleitet werden soll. Nur die Taxel über den geöffneten Ventilen können sich aufwölben.

Damit das Display die in der Anforderungsliste (Abschnitt 4.2) definierten Kriterien erfüllen kann, müssen die Mikroventile folgenden Anforderungen genügen:

- Mehrere tausend Ventile sollen für weniger als 2.000 € hergestellt werden.
- Ihr Gewicht darf in Summe 1 kg nicht überschreiten.
- Ihre Schaltzeit soll unter 10 s liegen.
- Sie müssen in mehreren Höhen arretiert werden können.
- Die Aktoren dürfen nur wenig Energie verbrauchen.
- Eine große Anzahl von Aktoren muss auf geringem Raum integrierbar sein.
- Die Aktoren sollen im Temperaturbereich zwischen 0 und 30 °C einsetzbar sein.
- Die Aktoren sollen einer Kraft von 1-2 N standhalten.
- Die Aktoren sollen mehreren Millionen Schaltzyklen standhalten.

In vorangegangenen Arbeiten wurden bereits zahlreiche Ventilkonzepte auf der zu verwendenden elektronischen Ansteuerungsplattform (siehe Abschnitt 3.1) realisiert (Schmitt 2011, Wilhelm 2012, Neumann 2013). Von den vorgeschlagenen Konzepten ist allerdings nur eines bistabil und kann somit die Anforderung erfüllen, dass die Aktoren in mehreren Stufen arretierbar sein sollen. Dieses Konzept wird als Shift-Gate-Aktor (siehe Abschnitt 2.3.3) bezeichnet.

Ein Nachteil dieser Ventile ist, dass man zu ihrem Betrieb zwei Pumpen benötigt, die unabhängig voneinander angetrieben werden müssen. Mit einer mittleren Reaktionszeit von 162 ± 16 s ist dieser Aktor außerdem deutlich zu langsam (Neumann 2013). Im Rahmen der weiteren Arbeiten an diesen Aktoren konnten die Summe aus Schmelz- und Estarrzeit auf 24 s reduziert werden (Neumann, Wilhelm et al. 2014). Der Nachweis, dass mit den getesteten Materialien ein Ventil aufgebaut werden kann, steht allerdings noch aus. Zudem

wurden bis zum jetzigen Zeitpunkt nur Aktoren realisiert, die zwei Heizwiderstände einschließen. Folglich besitzen die Aktoren eine Grundfläche $2,8 \times 3,6 \text{ mm}^2$. Die Aktoren lassen sich also nicht in der benötigten Packungsdichte (siehe Abschnitt 5.2.1) integrieren.

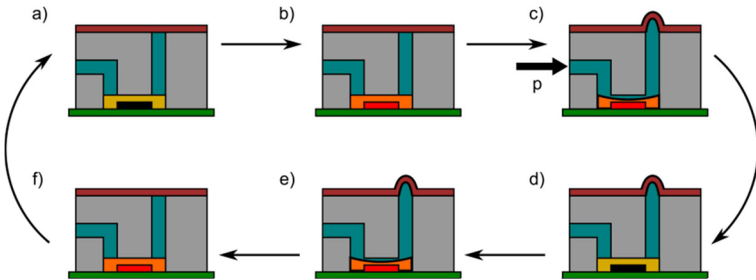


Abbildung 5.7

Funktionsprinzip des U-Rohr-Aktors als Vereinfachung des Shift-Gate Prinzips.

Im Gegensatz zum Shift-Gate-Aktor besitzt der U-Rohr-Aktor keinen Gate-Kanal. Der Kanal wird durch ein nichtmechanisches Ventil gesperrt oder freigegeben. Dieses besteht aus einem Phasenübergangsmaterial, welches aufgrund seiner im Vergleich zum Verschiebemedium höheren Dichte am Boden der Aktorkammer gehalten wird. Ist der Kanal geöffnet (b), so kann das Verschiebemedium die Membran aufwölben, wenn es unter Druck steht (c). Steht das Verschiebemedium nicht unter Druck (e), so sorgen die Rückstellkräfte der flexiblen Membran dafür, dass das Medium zurückfließt und das Taxel gelöscht wird (f). Ist das Ventil im Inneren des Kanals jedoch verschlossen, kann der Zustand des Taxels nicht geändert werden (a + d).

Das Konzept wurde daher im Rahmen der vorliegenden Arbeit vereinfacht und an die Anforderungen des Brailledisplays angepasst (siehe Abbildung 5.7). Hierzu wurde das Membranventil des Shift-Gate-Aktors durch ein nichtmechanisches Phasenübergangsventil ersetzt. Dieses besteht aus einem Feststoff, welcher durch einen wärmeinduzierten Phasenübergang seine Eigenschaften derart ändert, dass er den Kanal freigibt. Um auf das Peltierelement verzichten zu können, wurde nicht das Verschiebemedium selbst als Ventil eingesetzt. Stattdessen wurde ein Phasenübergangsmaterial gewählt, welches sich nicht im Verschiebemedium löst und bei den zu erwartenden Umgebungsbedingungen fest ist. Die Position dieses Materials im Kanal

wird aufgrund des Dichteunterschieds zwischen dem Material selbst und dem Verschiebemedium eingestellt. Hierbei muss darauf geachtet werden, dass das Material nicht außerhalb der beheizbaren Zone erstarren darf. Geschieht dies, so kann der Kanal nicht mehr geöffnet werden. Die Position des Taxels wäre somit nicht mehr veränderbar.

5.3.1 Auswahl eines geeigneten Phasenübergangsmaterials

Die Schaltzeiten der Aktoren, die im vorangegangenen Abschnitt beschrieben wurden, hängen maßgeblich von dem Material ab, welches sich in der Aktorkammer befindet. Für thermisch angesteuerte Aktoren werden vor allem Materialien verwendet, die bei einer bestimmten Temperatur einen Phasenübergang vollziehen. Dieser wird in Anlehnung an (Papon, Leblond et al. 2006) als Veränderung der Atom-, Molekül-, oder Partikelanordnung eines Materials mit fester chemischer Zusammensetzung verstanden, der sich in einer Änderung der Materialeigenschaften ausdrückt. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden hauptsächlich Materialien untersucht, die den Phasenübergang von fest nach flüssig ausnutzen. Sie eignen sich besonders gut für den Aufbau von Brailledisplays, da sie auch bei großen Auslenkungen hohe Kräfte zur Verfügung stellen (Carlen and Mastrangelo 2002). Ihr größter Nachteil ist, dass sie auf Schwankungen in der Umgebungstemperatur reagieren. Bei der Auswahl des Phasenübergangsmaterials (engl. phase change material, PCM) wurde daher darauf geachtet, dass die Schmelztemperatur oberhalb des in Abschnitt 5.3 definierten Einsatzbereiches liegt.

Diese Bedingung wird von verschiedenen Wachsen, Fettsäuren und deren eutektischen Mischungen, Fettsäureestern und Polyethylenglykolen (PEG) erfüllt. Aufgrund der großen Vielfalt an unterschiedlichen Stoffen musste eine Vorauswahl getroffen werden. Diese erfolgte aufgrund der Auswertung studentischer Arbeiten, die sich jeweils mit einzelnen Stoffgruppen und deren Eignung für den Einsatz in

Phasenübergangsaktoren auseinandersetzen (Jahani 2011, Wilhelm 2012, Ngaleu 2013). Basierend auf den Ergebnissen dieser Arbeiten wurde aus jeder Stoffgruppe der Stoff ausgewählt, welcher einen Schmelzpunkt oberhalb von 30 °C besitzt und gleichzeitig die geringsten Schaltzeiten erwarten lässt. Als Vertreter der Fettsäuren wurde Stearinsäure (engl. stearic acid SA, bezogen von VWR, Deutschland) mit einem Schmelzpunkt von 67-72 °C gewählt (Sigma-Aldrich Chemie GmbH 2013). Die eutektische Mischung, die entsteht, wenn man 72,5 m% Palmitinsäure (englisch palmitic acid, PA, bezogen von VWR, Deutschland) mit 27,5 m% SA mischt, wurde ebenfalls getestet. Diese besitzt einen Schmelzpunkt von 51 °C (Feldman, Shapiro et al. 1989). Der Vertreter der Fettsäureester, welche beim häufigen Durchlaufen des Phasenübergangs stabiler sind, war Glycerol Tripalmitate (im Folgenden Trimpalmitin, bezogen von VWR, Deutschland). Außerdem wurde PEG mit einer molaren Masse von 400 mit PEG mit einer molaren Masse von 4000 (beide bezogen von Sigma Aldrich, USA) im Masseverhältnis 1:1 gemischt. Der letzte Stoff, der einen Phasenübergang von fest nach flüssig vollzieht und der im Rahmen der vorliegenden Arbeit getestet wurde, war reines weiches Paraffin (SE-Wachs 517, bezogen von der Wachsfabrik Bad Segeberg GmbH).

Neben den schmelzbaren PCMs lassen sich auch Hydrogele (siehe Abschnitt 2.2.9) thermisch aktivieren. Der Phasenübergang, den diese Materialien vollziehen, ist der Übergang vom Sol (einer meist wässrigen Flüssigkeit, in der ein Polymernetzwerk als separate Phase vorliegt) zum Gel. Bei diesem Übergang schwillt das Polymernetzwerk unter Aufnahme von Flüssigkeit (Tanaka 1981). Ihre Eignung für den Einsatz in einem Brailledisplay wurde am Beispiel von Poly(N-isopropylacrylamide) (NIPAAm) untersucht. Dieses wurde gemäß der in (Wang, Chen et al. 2005) beschriebenen Vorschrift hergestellt. Dazu wurden 5,06 g des Monomer N-Isopropylacrylamide (bezogen von VWR Deutschland) mit 0,27 g des Quervernetzers N,N'-Methylenbisacrylamide (bezogen von VWR, Deutschland) in entgastem bidestillier-

tem Wasser gemischt. Anschließend wurden 0,03 g des Initiators Amoniumpersulfat und 20 μ l des Katalysators N,N,N',N'-tetramethylethylenediamine hinzugegeben.

Von jedem dieser Stoffe wurde jeweils ein gleich großes Volumen in ein Rollrandglas gegeben. Dieses wurde dann fünfmal in einem Wasserbad (70 °C) erwärmt, bis es den Phasenübergang vollständig vollzogen hatte. Bei den meisten Materialien konnte dieser Zeitpunkt anhand eines Farbumschlags festgestellt werden. Ein Beispiel hierfür ist Paraffin, welches von einem weißen Feststoff in eine klare Flüssigkeit übergeht. Bei PCMs, die keine sichtbaren Anzeichen für den Phasenübergang aufweisen, wurde das Rollrandglas gekippt, um die Viskosität des darin befindlichen Mediums zu überprüfen. Anschließend wurde das Glas aus dem Wasserbad genommen, so dass das PCM bei einer Raumtemperatur von 19,8 °C den Phasenübergang von flüssig zu fest, beziehungsweise vom Sol zum Gel vollziehen konnte. Dabei wurden die Zeiten ermittelt, die das PCM für den jeweiligen Phasenübergang benötigt. Die Ergebnisse sind in Abbildung 5.8 dargestellt. Es zeigte sich, dass NIPAAM den Kanal am schnellsten freigibt ($30 \pm 11,98$ s). Allerdings braucht das Polymer mit 469 ± 138 s relativ lange, um sein Ausgangsvolumen wieder zu erreichen. SA hingegen versperrt den Kanal mit einer Erstarrzeit von $76,8 \pm 17,43$ s schnell, benötigt aber viel Zeit zum Schmelzen ($507,2 \pm 121,36$ s). Addiert man die Zeit zum Öffnen des Kanals mit der, die zum Verschließen benötigt wird, so erzielt das Paraffin mit einer Gesamtzeit von 302 s die besten Ergebnisse.

Aus der Literatur über PCMs, die als Energiespeicher verwendet werden, ist bekannt, dass durch die Beimischung von Carbon Black die Wärmeleitfähigkeit verbessert werden kann (Py, Olives et al. 2001). Dass sich durch eine Erhöhung der Wärmeleitfähigkeit, die Reaktionszeiten des PCMs positiv beeinflussen lassen, konnte gezeigt werden, indem PEG Carbon Black (Carbon Black, acetylene, 100 % compressed, 99,9+%, bezogen von Alfa Aesar, Deutschland)

beigemischt wurde. Hierdurch verringerte sich die Schmelzzeit von $68,6 \pm 28,92$ s auf $46,4 \pm 16,8$ s. Gleichzeitig reduzierte sich die Erstarrzeit von $617,8 \pm 75,3$ s auf $273 \pm 14,35$ s. Eine weitere Möglichkeit, Wachse mit Nanopartikeln zu füllen, ist das Einbringen von Ferrofluiden. Diese werden in der Mikrofluidik entweder dazu genutzt, die Position des Wachses über Magnete kontrollierbar zu machen (Oh, Namkoong et al. 2005) oder sie dienen dazu, Licht in Wärme umzuwandeln. Das Wachs wird daher durch Laserenergie schmelzbar (Park, Sunkara et al. 2012).

Beim Einmischen des Ferrofluides (LFH 300-1000, zur Verfügung gestellt von Liquid Research, Großbritannien) in Paraffin zeigte sich jedoch, dass sich nur die Schmelzzeit des Materials im Mittel um 70,2 s verringern ließ. Die Erstarrzeit hingegen stieg im Mittel um 3,6 s an. Verantwortlich für diesen Anstieg ist das Trägeröl, in dem die Nanopartikel enthalten sind. Da aber die Summe aus Schmelz- und Erstarrzeit die Reaktionszeit bildet, sind beim Einsatz des Gemisches aus dem Wachs und dem Ferroluid die geringsten Schaltzeiten zu erwarten.

Im nächsten Schritt wurde überprüft, wie gut sich die Phasenübergangsmaterialien in das Aktorgehäuse einbringen lassen. Da die Polymerisation von NIPAAM unter Ausschluss von Sauerstoff erfolgen muss, erwies sich das Einbringen dieses Materials in die Aktorkammern als äußerst umständlich. Die Fettsäuren sowie deren Mischung ließen sich zwar in das Gehäuse einbringen, sie verdampften jedoch während der Schaltzyklen, so dass sich das Aktormaterial langsam verbrauchte. Die anderen Stoffe ließen sich problemfrei applizieren und blieben während des Betriebs stabil. Bei mit leitfähigen Partikeln gefüllten Stoffen muss darauf geachtet werden, dass kein direkter Kontakt zu den elektrischen Bauteilen entsteht, da es sonst zu Kurzschlüssen kommen kann.

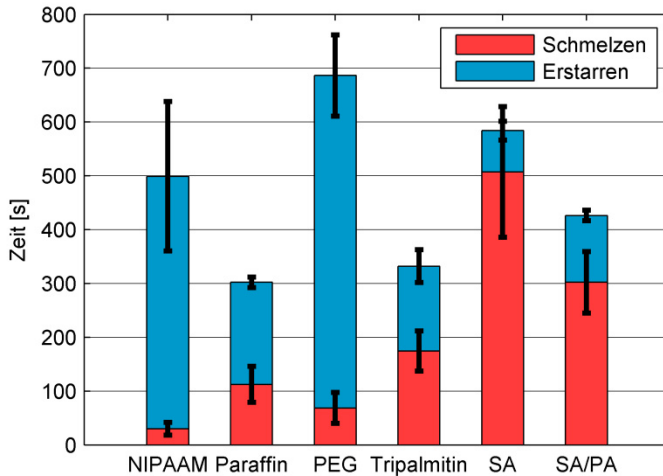


Abbildung 5.8

Reaktionszeiten ausgewählter Aktormaterialien im Vergleich. Die Schaltzeit des Aktors setzt sich aus zwei Zeiten zusammen: Die Zeit, in der das PCM durch Erwärmen zum Phasenübergang gebracht wird (rot) und die Zeit, in der es durch Abkühlen bei Raumtemperatur (19,8 °C) wieder in seinen Ausgangszustand zurückkehrt (blau). Während das Hydrogel NIPAAAM den Kanal während des Erwärmens am schnellsten freigibt, ist Stearinsäure am besten geeignet um den Kanal schnell zu verschließen. Nimmt man beide Zeiten zusammen, so ist das getestete Paraffin, welches sowohl bei der Schmelz- als auch bei der Erstarzeit nur im mittleren Bereich liegt, am besten geeignet.

5.3.2 Geometrische Optimierung der Heizstruktur

Der zweite Faktor, der die Schaltzeiten maßgeblich beeinflusst, ist der Wärmeübergang in das aufzuschmelzende Material. Um diesen zu optimieren, wurde im Rahmen des Praktikums von Alexander Sellentin die in Abschnitt 3.1 beschriebene elektronische Plattform genauer untersucht. Es stellte sich heraus, dass die Pulsation, die durch die Regelung der Heizwiderstände entsteht, entgegen früherer Annahmen (Neumann, Voigt et al. 2012) nicht vernachlässigt werden kann. So erreicht ein einzelner Heizwiderstand, der mit 24 V über die Platt-

form angesteuert wird, erst nach 4 s seine maximale Temperatur. Wird derselbe Heizwiderstand jedoch direkt an einer 24 V Spannungsquelle betrieben, so erreicht er in weniger als 1 s eine Temperatur von 150 °C (Sellentin 2014). Die Pulsation entsteht dadurch, dass die einzelnen Zeilen des Displays der Reihe nach für 1 ms mit Strom versorgt werden. Die Plattform besitzt zwölf Zeilen, so dass der einzelne Widerstand nur alle 12 ms kontaktiert wird. Dies ist notwendig, damit die Widerstände jeder einzelnen Zeile individuell angesteuert werden können. Erhöht man die Anzahl der Zeilen, wie es für den Aufbau eines Brailledisplays notwendig ist, so verstärkt sich dieser Effekt. Im Folgenden wurden daher die einzelnen Zeilen des Brailledisplays nacheinander gesetzt. Dies führt zwar dazu, dass sich das Bild zeilenweise aufbaut, insgesamt wird aber die Bildwiederholrate dadurch erhöht.

Neben den Verlusten durch die pulsierende Ansteuerung, tritt ein Wärmeverlust in die Platine auf (siehe Abbildung 5.9 b(i)). Dies liegt daran, dass die Kupferleiterbahnen der Platine die am Widerstand erzeugte Wärme sehr gut an die umliegenden Bauteile weiterleiten. Daraus folgt nicht nur, dass die Schmelzzeiten der Materialien deutlich hinter den berechneten Zeiten zurückbleiben. Im schlimmsten Fall könnte der Wärmestrom sogar dazu führen, dass das Material in benachbarten Aktoren aufgeschmolzen wird. Dieser Effekt lässt sich durch die Verwendung eines Keramikgehäuses (freundlicherweise bereitgestellt von Dentaurum, Deutschland) zwar abschwächen, jedoch nicht vollständig unterdrücken.

Um den Wärmeeintrag in das Material zu verbessern, müsste man die Aktorkammer nicht nur von der Unterseite, sondern möglichst von allen Seiten gleichzeitig beheizen. Um dies zu realisieren, wurde die Aktorkammer durch eine 10 mm lange Polyetheretherketonkapillare (PEEK, Innendurchmesser 1,4 mm, bezogen von Reichelt Chemietechnik) ersetzt. Um diese Kapillare, in der sich das Phasenübergangsmaterial befindet, wird ein Heizdraht gewickelt (siehe Abschnitt 3.2.4). Der

Wärmeeintrag erfolgt somit über die Außenwände der Aktorkammer und nicht länger über den Boden. Wie in Abbildung 5.9 b (ii) gezeigt, ist die Zone, die sich um das gewickelte Röhrchen herum erwärmt, deutlich kleiner als die um den SMD-Widerstand herum entstehende.

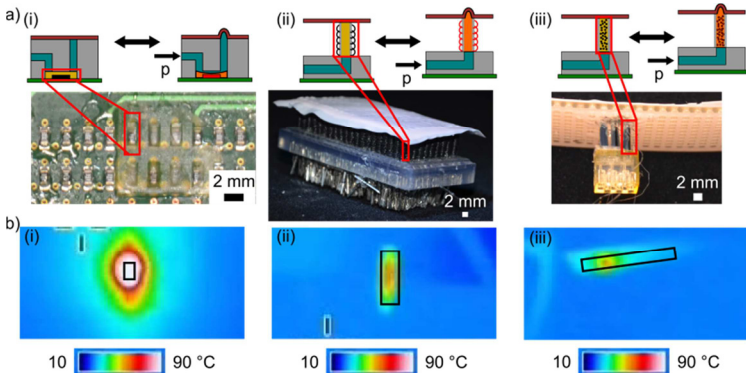


Abbildung 5.9

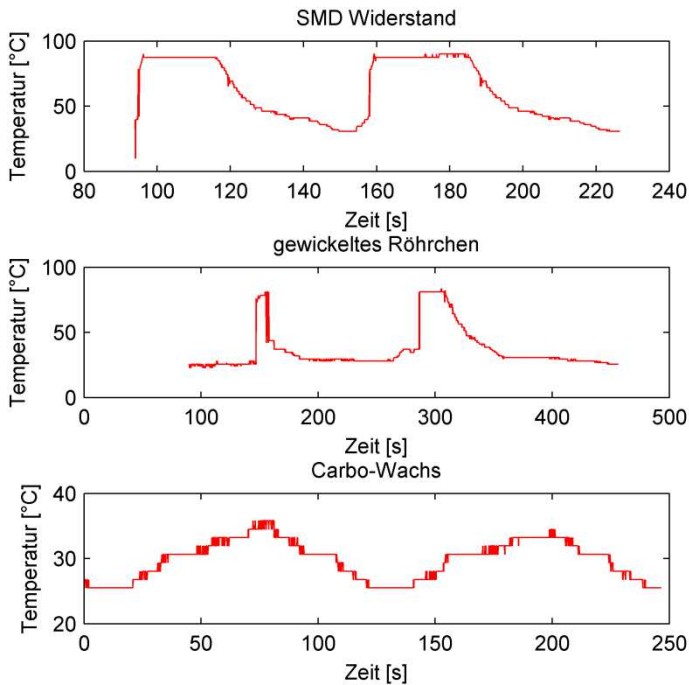
Vergleich der drei Heizungskonzepte. a) Schematische Darstellung der drei Heizungskonzepte, SMD Widerstand (i), gewickeltes Röhrchen (ii) und Röhrchen mit leitfähigem Wachs (iii). b) IR Aufnahme der drei Heizkonzepte nach einer Heizdauer von 20 s. Der Umriss des Heizwiderstandes (i), des gewickelten Röhrchens (ii) sowie des Röhrchens mit leitfähigem Wachs (iii) sind jeweils durch einen schwarzen Rahmen gekennzeichnet. Es zeigt sich deutlich, dass der Heizwiderstand und das gewickelte Röhrchen Wärme abstrahlen, während das Röhrchen mit dem leitfähigen Wachs kaum Wärme abgibt.

Eine weitere Verbesserung kann erreicht werden, wenn die Wärme nicht in das PCM eingekoppelt, sondern direkt in diesem erzeugt wird. Um dies zu bewerkstelligen, muss das PCM mit leitfähigen Partikeln gefüllt werden, so dass es selbst zum Heizwiderstand wird (Goldschmidt, Katus et al. 2008). Hierzu wurden 10 m% leitfähiges Carbon Black (Carbon Black, Super P conductive, 99+%, bezogen von VWR, Deutschland) in reines Paraffin eingerührt. Diese Mischung wurde anschließend ebenfalls in PEEK-Kapillaren eingefüllt. Wie in Abbildung 5.9 b (iii) zu sehen ist, erwärmen sich die Außenwände des Röhrchens auch nach 20 s nicht über 40 °C. Lediglich an der Stelle, an

der der Kontaktstift die Außenwand berührt, erreicht der Aufbau höhere Temperaturen.

Um das Aufheizverhalten der unterschiedlichen Heizergeometrien zu vergleichen, wurden mit einer IR-Kamera (MikroShot, bezogen von LumaSense Technologies, Deutschland) Videos von den Aufheiz- und Abkühlvorgängen aufgenommen. Hieraus wurden die in Abbildung 5.10 dargestellten Temperaturverläufe mit Hilfe einer am Institut entwickelten Software (Kalliope, geschrieben von B. E. Rapp) aus diesen Videos ermittelt. Ausgewertet wurde jeweils der Mittelpunkt der Aktorkammer. Beim SMD-Widerstand wurde die geöffnete, mit reinem Paraffin befüllte Aktorkammer von oben aufgenommen. Sowohl das gewickelte als auch das mit Carbo-Wachs befüllte Röhrchen wurden von der Seite beobachtet.

Aus den in Abbildung 5.10 gezeigten Kurven kann man erkennen, dass sich sowohl der mit 24 V angesteuerte SMD-Widerstand als auch das umwickelte Röhrchen an der Außenwand bis über die an der Kamera eingestellte Grenze von 90 °C aufheizen. Das Plateau, das die Kurven in ihrem Maximum aufweisen, liegt folglich an den Grenzen der verwendeten Messtechnik. Es ist zu vermuten, dass beide Aufbauten direkt an den Widerständen deutlich wärmer werden als 100 °C, da das eingefüllte Wachs während des Versuchs zu verdampfen beginnt. Mit dem vorhandenen Messaufbau kann dies jedoch nicht nachgewiesen werden. Das mit Carbo-Wachs gefüllte Röhrchen überschreitet zu keiner Zeit die Temperatur von 50 °C. Das Plateau, das diese Kurve aufweist, liegt innerhalb des Messbereichs. Es entsteht, weil das Wachs nach dem Aufschmelzen an Leitfähigkeit verliert.

**Abbildung 5.10**

Vergleich des Aufheiz- und Abkühlverhaltens unterschiedlicher Heizer. In den Diagrammen werden je zwei Schaltzyklen der Aktoren bestehend aus einer Aufheiz- und einer Abkühlphase gezeigt. Die Temperatur des SMD-Widerstandes und des gewickelten Röhrchens steigt schnell bis zur höchsten mit dem verwendeten Aufbau messbaren Temperatur (90 °C) an. Die Diagramme weisen dann ein Plateau auf. Es ist allerdings anzunehmen, dass die Temperatur der Heizer weiter steigt. Auch die Temperaturkurve des Carbo-Wachs-Röhrchens besitzt ein Plateau. Dies liegt bei 40 °C und ist darin begründet, dass die Leitfähigkeit des Materials beim Schmelzen abnimmt. Im Abkühlverhalten gleichen sich die drei Heizer.

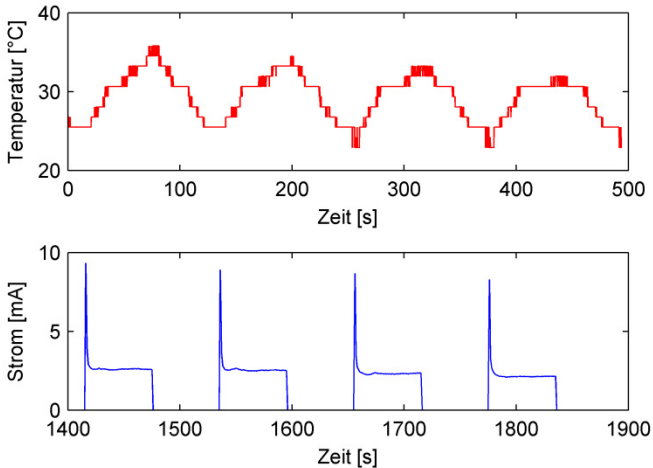


Abbildung 5.11

Vergleich der Temperaturkurve des mit Carbo-Wachs gefüllten Aktors mit dem Stromfluss innerhalb des Aktors. Während des Versuches wurde der mit Carbo-Wachs gefüllte Aktor jeweils für 60 s an eine Spannung von 24 V angeschlossen. Anschließend wurde der Aktor für 60 s bei Raumtemperatur abgekühlt. Der Stromverlauf wurde über eine halbe Stunde aufgenommen. Die letzten vier Zyklen wurden gleichzeitig mit einer Infrarotkamera beobachtet. Bei der Auswertung der Infrarotbilder zeigt sich, dass der Aktor bereits nach einer kurzen Aufheizzeit einen Temperaturwert erreicht, den er für den Rest der Heizzeit hält. Die Erklärung für dieses Verhalten kann aus der Stromkurve abgelesen werden. Kurz nach Anlegen der Spannung steigt der Strom auf etwa 9 mA an. Die Kurve fällt in der Folge sehr steil auf 3 mA ab. Dies deutet auf eine Veränderung der Leitfähigkeit des Aktormaterials infolge des Schmelzens des Materials hin.

Diese Vermutung bestätigt sich, wenn man die während des Versuchs aufgezeichnete Stromkurve mit der Temperaturkurve vergleicht (siehe Abbildung 5.11). Kurz nach dem Einschalten misst das Multimeter (DMM M-4660 M, bezogen von Conrad Electronics, Deutschland), welches über das am Institut entwickelte Programm (DMMMonitor_Pr.exe) ausgelesen wurde, einen Stromfluss von 9 mA. Die Kurve fällt anschließend steil auf 3 mA ab. Dies deutet auf einen Abfall der Leitfähigkeit hin. Da der Prozess reversibel ist, kann dieser Abfall der Leitfähigkeit auf das Schmelzen des Materials zurückgeführt werden.

Bei der oben genannten Annahme wurde davon ausgegangen, dass der Prozess, der in den Carbo-Wachs-Röhrchen abläuft, reversibel ist. Da dies eine notwendige Voraussetzung dafür ist, dass die Röhrchen im Brailledisplay eingesetzt werden können, wurde die Langzeitstabilität in einem zehnstündigen Versuch überprüft. Hierfür wurde ein Carbo-Wachs-Röhrchen mit einem Relais verbunden, das über ein eigens geschriebenes ProfilLab-Programm angesteuert werden kann. Dieses dient dazu, den durch das Carbo-Wachs laufenden Stromkreis jeweils für 60 s an- und für weitere 60 s auszuschalten. Der Schaltvorgang wurde 300 Mal wiederholt. Die aufgezeichneten Kurven weisen für jeden Zyklus den in Abbildung 5.11 b gezeigten Verlauf auf. Lediglich die Stromspitze, die beim Einschalten gemessen wird, verändert sich über die Zeit. Anfänglich liegt diese bei 5 mA. Sie steigt dann kontinuierlich an bis sie nach circa fünf Stunden ca. 7 mA erreicht. Dieser Wert verändert sich über die Zeit nicht mehr, man kann daher von einem langzeitstabilen Effekt sprechen.

5.3.3 Vergleich der thermischen Aktoren

Insgesamt wurden mit dem U-Rohr Aktor, dem gewickelten Röhrchen und dem Carbo-Wachs-Röhrchen drei unterschiedliche Aktoren entwickelt, die alle auf demselben Konzept beruhen. Bevor mit dem abschließenden Aufbau begonnen werden konnte, musste entschieden werden, welche der drei Umsetzungen des Grundprinzips am besten für den Aufbau eines kostengünstigen, großflächigen Brailledisplays geeignet ist. Hierfür wurde zunächst getestet, ob die Aktoren wirklich in der Lage sind, einen bistabilen Aktorhub zu erzeugen. Für diesen Nachweis wurden einzelne Aktoren in kleinen Aktorarrays aufgebaut.

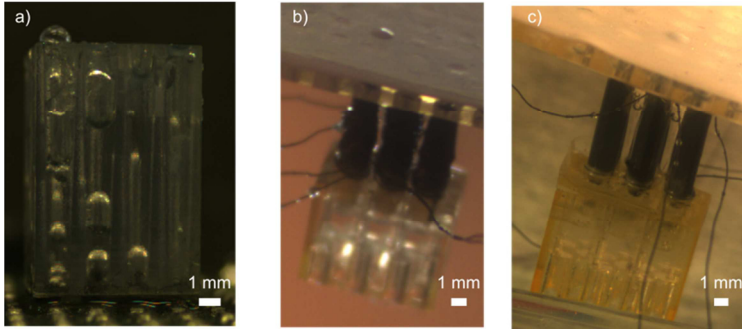


Abbildung 5.12

Nachweis der Bistabilität der Aktorkonzepte. Die Aktoren des Brailledisplays sollen ihren Schaltzustand halten können, ohne dass ihnen Energie zugeführt werden muss. Um dies Nachzuweisen wurde je Aktorkonzept ein Aktor ausgelenkt, nachdem das PCM im Inneren der Aktorkammer erkaltet war, wurde der Aktor von der Druckversorgung getrennt. Obwohl die Rückstellkräfte der flexiblen Membran dem entgegen wirken, halten der U-Rohr Aktor (a), der Aktor aus gewickelten Röhrrchen (b) und der auf Carbowachs (c) basierende Aktor ihren Schaltzustand.

Der hierfür gefertigte U-Rohr Aktor besteht aus einem stereolithografisch gefertigten Chip. Die Kanäle diese Chips sind mit flüssigem Paraffin gefüllt. In den am Boden liegenden Aktorkammern befindet sich mit Carbon Black vermishtes PEG. Dieses Aktormaterial wies zwar nicht die besten Schaltzeiten auf (siehe Abschnitt 5.3.1), es besitzt jedoch eine höhere Dichte als das flüssige Paraffin. Dies ist eine notwendige Voraussetzung dafür, dass das Material im Betrieb in der am Boden befindlichen Aktorkammer verbleibt, während das Verschiebemedium über es hinweggeschoben wird. Als Heizer dient ein in der Kammer befindlicher SMD-Widerstand. Über die an der Oberseite des Chipgehäuses befindlichen Kanalausgänge, die später als Taxel dienen sollen, wurde mit Hilfe des UV-basierten GOPTS Bondverfahrens (siehe Abschnitt 3.3.1 und 5.2.3) eine PDMS Membran aus Elastosil 4600 gebondet. In der ersten Ausführung des Chips war jedes Taxel mit einem eigenen Einlasskanal verbunden. Diese Kanäle konnten unter Verwendung einer modifizierten Pipettenspitze mit einer Spritze verbunden werden.

Wie bereits zuvor beschrieben, besteht das gewickelte Röhrchen aus einem Schlauchabschnitt, um den ein Heizdraht gewickelt wird. Für den Nachweis der Bistabilität wurden drei dieser Röhrchen in einen mikrofluidischen Chip eingeklebt, der die drei Röhrchen mit einem gemeinsamen Kanal verbindet. Die Tastoberfläche bestand aus einem Accura-Gehäuse, in welches die Aktoren ebenfalls mit Silikonkleber eingeklebt wurden. Die Oberseite dieses Gehäuses wurde mit einer Membran aus Elastosil 4601 verschlossen. Derselbe Aufbau wurde auch zum Testen der Carbo-Wachs-Röhrchen verwendet. In Abbildung 5.12 sind die verwendeten Aufbauten gezeigt. Die Membranen der Aufbauten sind ausgelenkt, obwohl die Ausgänge der mikrofluidischen Chips mit keiner Druckquelle verbunden sind. Es ist außerdem ersichtlich, dass nur einzelne Taxel die ausgelenkte Position eingenommen haben. Dies ist deshalb möglich, weil die Aktoren die geforderte Bistabilität aufweisen.

Einen Vergleich der Aktoren zeigt Tabelle 5. Daraus ist ersichtlich, dass der U-Rohr Aktor im Betrieb nicht stabil ist. Der Dichteunterschied reicht ab einem bestimmten Druck nicht dazu aus, das Aktormedium in seiner Kammer zu halten. Wird dieses aus der Kammer herausgedrückt, so erkaltet es unterhalb der Membran. Dort kann es nicht mehr aufgeschmolzen werden. Der Aktor ist in einem solchen Fall zerstört. Das Konzept ist folglich aufgrund der nicht ausreichenden Langzeitstabilität des Aktors nicht für den Einsatz im Brailledisplay geeignet. Bei den beiden anderen Aktoren kann dieser Fehler nicht auftreten. Ihre Aktorkammer sitzt direkt unterhalb der Membran, so dass das Material nicht aus der beheizten Zone herausgetragen werden kann. Die beiden Konzepte unterscheiden sich jedoch deutlich in ihrem Herstellungsaufwand.

Tabelle 5:

Abschließender Vergleich der drei Heizungskonzepte

Vergleichsgröße	U-Rohr Aktor	Gewickeltes Röhrrchen	Carbo-Wachs-Röhrrchen
Heizer	SMD	Heizdraht	Carbo-Wachs
Volumen der Aktorkammer	1,68 mm ³	15,39 mm ³	15,39 mm ³
Betriebsspannung	24 V	4 V	24 V
Maximaler Stromfluss	72,7 mA	(61,5 mA)	7-9 mA
Phasenübergangsmedium	PEG mit Carbon Black	Reines Paraffin	Carbo-Wachs
Schmelzzeit	44 s	11 ± 1 s	12,7 ± 6,7 s
Erstarrzeit	35 s	12,3 ± 0,6 s	17 ± 2,6 s
Langzeitstabilität des Aktors	nein	ja	ja
Absicherung gegen Überhitzen	nein	nein	ja
Geschätzte Herstellungskosten pro Aktor	Wachs 1 ct + SMD 3 ct	Wachs 1 ct + Drahtwickeln 1,95 €	Wachs 1 ct + Carbon Black 1 ct

Die Produktion eines gewickelten Röhrchens erfordert mehrere Minuten manueller Arbeit. Das Carbo-Wachs hingegen kann einfach in den Aktor hineingespritzt werden. Dies beeinflusst die Kosten der Aktoren ebenso wie den Materialaufwand, der bei den mit Draht umwickelten Röhrchen deutlich höher liegt. Die Verwendung der gewickelten Röhrchen ist folglich wirtschaftlich nicht sinnvoll. Auch aus technischer Sicht gibt es Gründe, die für die Verwendung des Carbo-Wachs Röhrchen sprechen. Zum einen besitzen die Carbo-Wachs Röhrchen aufgrund ihres Funktionsprinzips einen Überhitzungsschutz (siehe Abschnitt 5.3.2). Zum anderen fließt durch sie ein Strom von maximal 9 mA. Die Begrenzung des Stromflusses ist wichtig, weil beim Betrieb alle Röhrchen einer Zeile des Displays parallel geschaltet werden. In diesem Fall ergibt sich der Stromfluss in der Leiterbahn aus der Summe des Stromflusses in den einzelnen Aktoren. Sollten alle 52 Aktoren einer Zeile gleichzeitig eingeschaltet sein, so ist der Gesamtstromfluss das 52-fache des Stromverbrauchs eines einzelnen Aktors. Die Kupferleiterbahnen in der Platine sind jedoch nur für einen Stromfluss von maximal 1 A ausgelegt. Der gleichzeitige Betrieb von 52 gewickelten Röhrchen wäre folglich unmöglich. Aus diesen Überlegungen heraus werden die Carbo-Wachs Röhrchen für den endgültigen Aufbau verwendet.

5.3.4 Integration der Aktoren in das Brailledisplay

Um die Skalierbarkeit des vorgeschlagenen Konzepts zu zeigen, wurde ein Aktorarray mit 200 einzeln ansteuerbaren Brailleaktoren aufgebaut (siehe Abbildung 5.13). Das Brailledisplay besteht folglich aus einem stereolithographisch gefertigten Verteilerchip mit einem Einlass und 200 Auslässen. Die Taxel bestehen aus Schlauchabschnitten (Polyetheretherketon (PEEK), Außendurchmesser 1,6 mm, Innendurchmesser 1,4 mm, bezogen von Reichelt Chemietechnik, Deutschland), die mit Carbo-Wachs befüllt sind. Hierzu wird das Carbo-Wachs im Ofen in einer Glasspritze aufgeschmolzen. Diese wird vollständig

entlüftet. Dann werden die Röhren einzeln in die Öffnung der Spritze eingeführt, so dass das Carbo-Wachs in sie hinein gedrückt werden kann. Um das Carbo-Wachs in flüssigem Zustand zu halten, wird die Spritze immer wieder im Ofen erwärmt. Dieser Prozess kann prinzipiell vollständig automatisiert werden. Hierbei ist allerdings der Volumenschwund des Paraffins zu beachten. Dieser sorgt immer wieder für Lufteinschlüsse, die den Füllgrad und damit den Widerstand des Röhrchens senken.

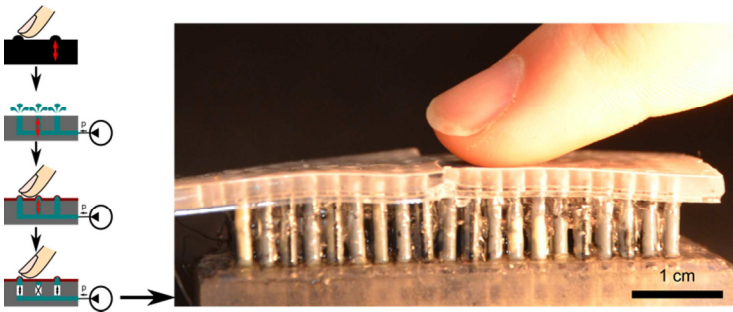


Abbildung 5.13

Abschließender Aufbau des Brailledisplays. Um das Prinzip des Brailledisplays zu demonstrieren, wurde ein mikrofluidischer Chip mit 200 individuell adressierbaren Carbo-Wachs-Röhrchen aufgebaut.

Die befüllten Röhrchen werden an ihrem oberen und unteren Ende mit einem leitfähigen Draht kontaktiert und mit UHU endfest 300 in die dafür vorgesehenen Öffnungen des mikrofluidischen Chips geklebt. Die Drähte werden über das Wire-Wrap-Verfahren an Wire-Wrap-Kontaktstiften (Typ KSL 112 Z, Länge 11,2 mm, bezogen von Bürklin, Deutschland) befestigt. Die Tastoberfläche des Displays besteht aus einer Membran aus Elastosil 4601 auf deren Unterseite ein Lochraster aus Elastosil 601 angebracht ist. Sie wird mit Silikon an der Oberseite der Röhrchen befestigt.

Bei diesem Aufbau kommt es allerdings an den Verbindungsstellen zwischen den Aktoren und der Tastoberfläche häufig zu Leckagen. Diese führen zu einem Druckabfall im Gesamtsystem und verhindern somit den ordnungsgemäßen Betrieb. Eine mögliche Erklärung dafür, dass die Verbindung zwischen den Aktoren und der Tastoberfläche häufig undicht wird, liegt in der elektrischen Kontaktierung der Aktoren. Die Drähte, die das Carbo-Wachs im Inneren der Aktoren mit der Platine verbinden, werden momentan an den Dichtflächen vorbeigeführt. Dadurch wird der Formschluss der Dichtflächen an dieser Stelle aufgehoben. Um dieses Problem zu beheben, könnte man die stromführenden Drähte beim Abgießen in den Siloxandeckel integrieren. Sollte dies das Problem nicht beheben, muss die Dichtung nicht durch Formschluss, sondern wie an der Unterseite der Aktoren durch Stoffschluss realisiert werden. Dafür muss die Materialpaarung zwischen Tastoberfläche und Aktorgehäuse so gewählt werden, dass man sie mit einem Kleber abdichten kann. Dies ist momentan nicht möglich, weil Siloxankleber auf PEEK nicht haften.

6 Praxistauglichkeit des Brailledisplays

Um festzustellen, ob das Brailledisplay für den Einsatz in der Praxis geeignet ist, wurden die wichtigsten Betriebskenngrößen des Displays an unterschiedlichen Demonstratoren überprüft. Hierfür wurden zum einen technische Kenndaten ermittelt. Zum anderen wurde die Lesbarkeit der erzeugten Taxel in Anwendertests überprüft.

6.1 Technische Charakterisierung der im Gesamtaufbau eingesetzten Aktoren

Zur technischen Bewertung der im Brailledisplay eingesetzten Aktoren wurden drei Kategorien herangezogen. Diese waren die Schaltzeit, die Druckstabilität und die Gestalt der Taxel. Zunächst wurden die Schaltzeiten der Pixel in mindestens drei Versuchen ermittelt. Diese betragen zum Setzen der Taxel im Mittel 16 ± 3 s und zum Löschen 13 ± 7 s. Weitere 17 ± 3 s werden benötigt, um den Schaltzustand zu stabilisieren. Mit diesen Schaltzeiten liegt das Brailledisplay zwar weit über den Schaltzeiten, welche die Nutzer piezoelektrischer Brailledisplays gewohnt sind. Aus der in Abschnitt 4.1 beschriebenen Umfrage ergibt sich jedoch, dass die etwas längere Schaltzeit von 29 % der potentiellen Nutzer akzeptiert wird.

Das zweite untersuchte Kriterium ist die Druckstabilität der einzelnen Taxel. Die Identifikation der Taxel beim Lesen erfolgt über die Übertragung von Normal- und Scherkräften an die in der Haut befindlichen Rezeptoren. Damit diese Kräfte entstehen, muss der Nutzer mit seinen Händen über die Tasteroberfläche des statischen Displays streichen. Dabei übt er Druck auf die Taxel aus. Diesen Kräften müssen die Aktoren in jedem Fall standhalten. Um diese Anforderung zu überprüfen, wurde ein Kraftmessgerät (Typ FK 25 bezogen von Sauter, Deutschland) mit einer spitzen Messspitze ausgestattet. Das Messge-

rät wurde anschließend mittig über dem zu testenden Taxel platziert. Während der Messung wird das Messgerät langsam senkrecht auf das Taxel absenkt, wobei die Maximalkraft aufgezeichnet wird. Um die Messung nicht zu verfälschen, wird darauf geachtet, dass das die Aktoren umschließende Gehäuse von dem Messgerät nicht berührt wird. Das Taxel war in der Lage einer Kraft von 2,49 N zu widerstehen. Damit erfüllt es die genannten Anforderungen.

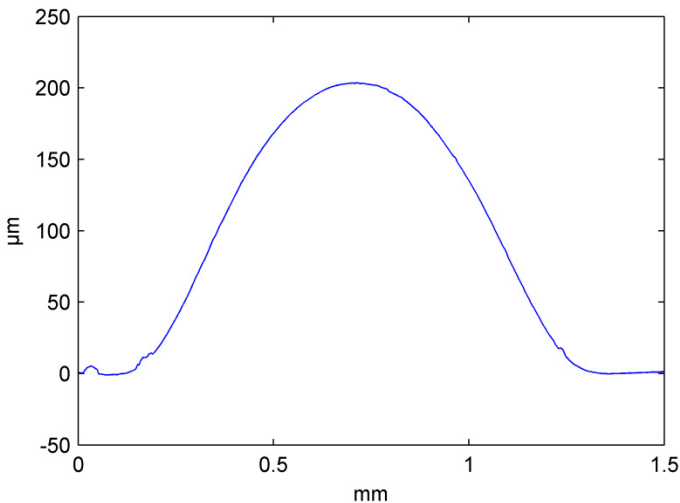


Abbildung 6.1

Vermessung eines gesetzten Carbo-Wachs-Taxels mit dem Dektak V220Si. Im Gegensatz zu den gedruckten Taxeln ist die Aufwölbung des Taxels des Brailledisplays symmetrisch. Die Höhe des hier dargestellten Taxels beträgt am höchsten Punkt 204 µm. Durch die Regulierung des anliegenden Drucks kann diese jedoch beliebig eingestellt werden.

Die Lesbarkeit der taktilen Texte und Grafiken wird vor allem durch die Form der einzelnen Taxel beeinflusst. Um diese zu überprüfen, wurde ein einzelnes mit einem Carbo-Wachs Aktor erzeugtes Taxel mit einem taktilen Profilometer (Dektak V220Si, bezogen von Bruker, Deutschland) vermessen. Das Ergebnis dieser Messung ist in Abbildung

6.1 dargestellt. Es zeigt sich, dass das dargestellte Taxel eine symmetrische Form besitzt. Die Aufwölbung weist weder ein Plateau noch eine Spitze auf. Damit erfüllt das Taxel die in der DIN 32976:2007-08 definierten Anforderungen an die Gestalt der Brailleschriftpunkte. Die Höhe des untersuchten Taxels beträgt circa 200 μm . Sie liegt damit zwischen der maximal und minimal mit dem Brailledisplay darstellbaren Taxelhöhe (siehe Abschnitt 5.1.2).

6.2 Bewertung des Displays durch Testpersonen

Die letzte und zugleich auch die wichtigste Art der Überprüfung der erzielten Ergebnisse stellt die Durchführung von Anwendertests dar. In diesen Tests soll überprüft werden, ob die mit dem mikrofluidischen Brailledisplay erzeugten Taxel als solche erkannt werden. Aufgrund des kleinen Anwenderkreises werden solche Tests im Stadium der Labormusterentwicklung in der Regel mit wenigen Teilnehmern durchgeführt. Daher lassen sich aus den gewonnenen Daten nur Tendenzen ablesen. Erst kurz vor der Markteinführung eines Produktes können Tests mit einer größeren Probandenmenge von beispielsweise 20 Personen (Prescher, Nadig et al. 2010) durchgeführt werden.

Im Gegensatz zu kommerziellen Geräten liegen bei den zuvor beschriebenen Labor- und Versuchsaufbauten stromführende Bauteile offen. Zudem befindet sich an der Pumpe eine offenliegende rotierende Achse, die ebenfalls ein Gefahrenpotential darstellt. Beide Gefahrenpotenziale können von blinden Testpersonen nicht erkannt werden. Um eine Gefährdung der Testpersonen auszuschließen, wurde die Schaltcharakteristik des Brailledisplays anhand des in Abbildung 6.2 gezeigten Demonstrators untersucht. Dieser besteht aus sechs Aktoren. Die Aktoren sind Röhrchen, die mit der Wickeltechnik hergestellt wurden. In ihrem Schaltverhalten unterscheiden sich diese Röhrchen kaum von den Carbo-Wachs Röhrchen. Die Röhrchen sind mit einem Innendurchmesser von 2 mm etwas größer

als jene, die im Brailledisplay verbaut werden sollen. Ihr Abstand entspricht nicht der Norm. Dies ist zulässig, da im vorliegenden Versuch nicht die Auflösung, sondern lediglich das Schaltverhalten bewertet werden soll. Die Oberfläche besteht aus Elastosil 4601.

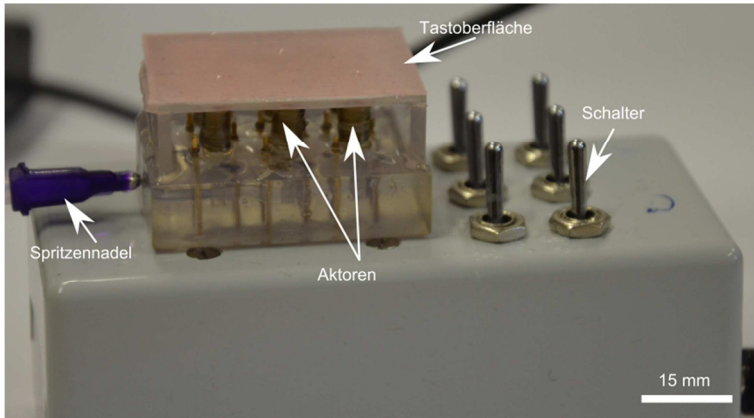


Abbildung 6.2

Demonstrator zur Durchführung erster Anwendertests. Um die Sicherheit während den Anwendertests zu gewährleisten, wurden alle Bestandteile der elektronischen Ansteuerung in das graue Gehäuse integriert. Die sechs Aktoren lassen sich über die neben dem eigentlichen Display angebrachten Schalter individuell ansteuern. Der Druck zum Aufwölben der Membran wird über eine manuell betriebene Spritze bereitgestellt. Diese ist über die Spritzennadel mit dem mikrofluidischen Chip verbunden.

Für den Test wurde der in Abbildung 6.2 gezeigte Aufbau einer blinden Testperson vorgestellt. Die Punkte wurden einzeln beheizt und mithilfe der am Aufbau angebrachten 5 ml-Spritze manuell ausgeleitet. Laut Aussage der Testperson sind die Punkte erkennbar. Eine kritische Phase ist die Zeit, in der die Punkte gesetzt werden. Drückt die Testperson in dieser Zeit zu fest gegen die Tastoberfläche, so könnte es vorkommen, dass einzelne Taxel nicht gesetzt werden. Im Rahmen der Tests stellte sich allerdings heraus, dass die Testperson wahrnimmt wenn ein Taxel „wächst“. Das Taxel erscheint sogar dann,

wenn die Testperson ihren Finger während des Setzens auf dem Taxel belässt. Allerdings wurde der von der Testperson ausgeübte Druck nicht aufgezeichnet. Man kann folglich keine Aussage darüber treffen ob die Testperson den Druck in dieser Phase willentlich reduziert. Das einzige Kriterium das von der Testperson negativ bewertet wurde, ist die langsame Schaltzeit des Displays. Die im Test verwendeten Aktoren sind zwar größer und damit etwas langsamer als jene, die im Display verbaut werden sollen. Die Schaltgeschwindigkeit der Piezoaktoren, an welche die Testpersonen gewöhnt sind, wird das in dieser Arbeit vorgestellte Brailledisplay jedoch nicht erreichen.

Der vorliegende Test zeigt also, dass die Technologie in der Lage ist, Taxel darzustellen. Die Schaltzeiten der Aktoren sind jedoch weiterhin der größte Kritikpunkt. Um diese zu verkürzen, müsste das Volumen der Aktorkammern reduziert werden. Dies kann durch eine Verringerung der Aktorlänge geschehen. Hierbei sinkt allerdings der Widerstand der Röhren. Dadurch würde der Stromfluss ansteigen. Dies ist mit den Anforderungen, die sich aus der Beschaffenheit der elektronischen Platine ergeben, nicht vereinbar. Daher müssten zunächst umfangreiche Materialstudien durchgeführt werden. Bei entsprechender Auswahl des Mischungsverhältnisses zwischen Carbon Black und Paraffin sollten kleinere Aktoren mit einem geeigneten Widerstand herstellbar sein.

Aufgrund der geringen Probandenmenge können auch die Ergebnisse des Tests nur als Trend gewertet werden. Sie müssen in umfangreichen standardisierten Studien überprüft werden.

7 Zusammenfassung

Im Rahmen dieser Arbeit wurde eine kostengünstige Alternative zu den am Markt erhältlichen großflächigen, grafikfähigen Brailledisplays aufgezeigt. Die Anforderungen an ein solches System wurden im Rahmen einer Online-Umfrage ermittelt. Aus dieser Umfrage ergab sich, dass das Brailledisplay ein tragbares Gerät sein soll. Der Preis eines Brailledisplays von der Größe eines Tablets oder einer DIN A4 Seite sollte nach Möglichkeit unter 3.000 € liegen.

Um diesen Anforderungen gerecht zu werden, wurde ein mikrofluidischer Aktor entwickelt, dessen Basis reines Paraffin bildet. Dieses verschließt kleine mikrofluidische Kanäle, die über ein Kanalnetzwerk mit einer speziell für das Brailledisplay entwickelten Spritzenpumpe verbunden sind. Die Kanäle sind auf der Oberseite mit einer flexiblen Membran verschlossen. Jeder Kanal kann einen tastbaren Punkt, ein sogenanntes Taxel, ausbilden. Jedes Taxel ist mit einem individuell ansteuerbaren Heizer ausgestattet. Wird dieser Heizer angeschaltet, so schmilzt das Paraffin dieses Taxels. Mit Hilfe der Pumpe wird Druck an das System angelegt, so dass sich das flüssige Paraffin verschiebt und dabei die Membran punktförmig aufwölbt. Das feste Paraffin der Taxel, deren Heizer nicht angeschaltet ist, lässt sich hingegen nicht verschieben. Ausgelenkte Taxel können arretiert werden, indem das Paraffin in dem unter Druck stehenden Kanal abgekühlt wird. Hat das Paraffin in dieser Position den Übergang von der flüssigen in die feste Phase vollzogen, so bleibt das Taxel ausgelenkt, wenn die Pumpe ausgeschaltet wird. Um ein Taxel zu löschen, wird das Paraffin des Taxels erneut aufgeschmolzen. Das Paraffin wird dann durch die Rückstellkräfte der flexiblen Membran in den Kanal zurückgedrückt. Die Bistabilität dieses Aktorsystems führt dazu, dass das Brailledisplay nur zur Änderung seines Schaltzustandes Energie verbraucht.

Neben der Bistabilität der Aktoren trägt auch die Auswahl einer geeigneten Heizstruktur zur Senkung des Energieverbrauchs bei. Ursprünglich sollten für den Aufbau des Brailledisplays SMD Widerstände verwendet werden. Mit diesen Widerständen konnten allerdings nur Schaltzeiten von 44 s pro Aktor erreicht werden. Durch die Verwendung gewickelter dreidimensionaler Widerstände ließ sich die Zeit auf 11 ± 1 s reduzieren. Eine weitere Verbesserung ergab sich, indem Paraffin durch Beimischung leitfähiger Graphitpartikel selbst zu einem Heizer umgewandelt wurde. Hierdurch wurde nicht nur der Stromfluss im Inneren der Aktoren von 72,7 mA auf 9 mA reduziert, auch der Fertigungsaufwand und die Herstellungskosten wurden gegenüber den gewickelten Widerständen deutlich gesenkt.

Für den Aufbau der Aktoren wurde eine spezielle Verbindungstechnik zur Verbindung von stereolithographisch gefertigten Epoxiden und flexiblen PDMS Membranen entwickelt. Um die Eignung dieses Verfahrens für den Aufbau eines Brailledisplays nachzuweisen, wurde die Belastbarkeit der entstandenen Verbindung untersucht. Zudem wurden die aus vorangegangenen Arbeiten bekannten Verfahren so modifiziert, dass sie über maskenbasierte UV-Lithographie aufgebracht werden können. Dies sorgt nicht nur für kürzere Verarbeitungszeiten, es erlaubt außerdem die Strukturierung der Haftschrift.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden erste Labormuster eines solchen Brailledisplays hergestellt. Anhand eines Demonstrators mit sechs Taxeln wurde nachgewiesen, dass die Aktoren in der Lage sind, tastbare Punkte darzustellen. Dabei wurde gezeigt, dass die Aktoren auch dann ihre Position halten, wenn sich die Finger des Nutzers auf der Tasteroberfläche befinden. Außerdem konnte an einem Labormuster gezeigt werden, dass das Konzept für großflächige Displays geeignet ist.

8 Ausblick

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit konnte gezeigt werden, dass es möglich ist, ein großflächiges, grafikfähiges Brailledisplay auf der Basis von nichtmechanischen mikrofluidischen Phasenübergangsventilen aufzubauen. Einzelne Komponenten müssen jedoch noch weiter angepasst werden, bevor das Brailledisplay in ein marktreifes Produkt überführt werden kann.

Die Pumpe, die speziell für das Brailledisplay entwickelt wurde, besteht weitgehend aus Aluminium. Daher ist sie momentan für den Einsatz im Brailledisplay noch zu schwer. Dies liegt unter anderem an dem verwendeten Motor. Dieser wurde ausgewählt, weil er vom Hersteller bereits mit einer integrierten Ansteuerung ausgestattet ist. Im späteren Aufbau soll die Ansteuerung in die Platine integriert werden, die zur Ansteuerung der Taxel des Brailledisplays dient. Dann könnte auf einen kleineren, leichteren Motor zurückgegriffen werden. Schrittmotoren, welche die notwendigen Anforderungen erfüllen, sind kommerziell erhältlich. Eine weitere Gewichtsreduktion kann erreicht werden, indem die Pumpe in das Gehäuse des Brailledisplays integriert wird. Dieses wird aller Voraussicht nach aus einem Polymerwerkstoff gefertigt werden und die Grundplatte der Pumpe ersetzen. In dem Gehäuse ist außerdem eine geeignete Halterung für den Glaszylinder der Pumpe vorzusehen. Diese muss mit einem Anschlag zur präzisen Positionierung des Glaszylinders der Spritze ausgestattet werden. Durch die Integration in ein geschlossenes Gehäuse können außerdem die beim Betrieb der Pumpe auftretenden Biegebelastungen besser abgefangen werden.

Der Aktor, der das Kernstück des Brailledisplays bildet, ist funktionsfähig. Die Zeiten, die zum Setzen eines Taxels benötigt werden, konnten durch die Verwendung dreidimensionaler Heizstrukturen von 44 s auf

11±1 s reduziert werden. Damit liegen sie zwar in einem Bereich, der von 29 % der Teilnehmer der Online-Umfrage zur Ermittlung der Anforderungen noch akzeptiert wird. Im Vergleich mit den in kommerziell erhältlichen Brailledisplays verbauten piezoelektrischen Aktoren sind die hier entwickelten Aktoren jedoch immer noch langsam. Um die Schaltzeiten zu verbessern, könnte man das Volumen der Aktorkammer reduzieren oder den Anteil an leitfähigen Partikeln im Carbo-Wachs anpassen. Bevor eine größere Stückzahl dieser Aktoren gefertigt werden kann, muss zudem der Befüllungsprozess automatisiert werden. Durch die Automatisierung ließe sich ein gleichmäßigerer Füllungsgrad der Röhren erreichen. Die Bestückung der Röhren müsste ebenfalls automatisiert werden. Die Momentan verwendete Wire-Wrap-Technik sorgt zwar für eine hohe Flexibilität. Wären die Röhren jedoch mit Einschüben für die Kontaktstifte ausgestattet, würde dies die Handarbeit reduzieren und so die Kosten des Gesamtaufbaus weiter senken.

Aus ergonomischen Gesichtspunkten heraus scheint es sinnvoll, über dem Membranmaterial Plastikpins anzubringen, um die Lesbarkeit der auf dem Display dargestellten Inhalte zu erhöhen. Diese Annahme beruht allerdings auf einer informellen Umfrage mit acht Teilnehmern. Um belastbarere Aussagen über die optimale Gestaltung der Tastoberfläche zu erlangen, sollten weitere Anwenderstudien durchgeführt werden. Zu den ergonomischen Verbesserungen, die am Brailledisplay vorgenommen werden sollten, zählt außerdem die Erhöhung der Anzahl der Taxel. Ideal wäre es, wenn die in den Anwendertests führende 10e dpi Auflösung erreicht werden könnte. Dies erfordert allerdings eine vollständige Neukonzipierung der Elektronik. Momentan werden bereits die kleinstmöglichen SMD-Dioden verwendet. Trotzdem ist zwischen den Löchern für die Durchsteckkontakte und den Dioden nicht ausreichend Platz für die Kontaktierung weiterer Taxel.

Selbstverständlich ist die Entwicklung des Brailledisplays mit der Bereitstellung einer günstigen und leistungsfähigen Hardware nicht abgeschlossen. Damit das Brailledisplay an Büro- und Heimarbeitsplätzen eingesetzt werden kann, benötigt man außerdem eine leistungsfähige Ansteuerungssoftware, die in der Lage ist, verschiedenste Dateiformate in eine Punktmatrix mit geeigneter Auflösung umzuwandeln. Diese wird in der nächsten Projektphase zu entwickeln sein.

Abschließend müssen vor der Markteinführung noch ausführlicher Anwendertests an einem Gesamtaufbau des Displays vorgenommen werden. In diesen Tests muss unter anderem untersucht werden, wie die Probanden darauf reagieren, dass das Bild des Brailledisplays zeilenweise entsteht. Dieser Test kann allerdings erst dann sinnvoll durchgeführt werden, wenn alle Komponenten des Brailledisplays und die dazugehörige Software vorliegen.

A. Deutsche Version des Online-Fragebogens

Umfrage Braille-Display

Am Karlsruher Institut für Technologie (KIT) wird in einer Kooperation zwischen dem Institut für Mikrostrukturtechnik (IMT) und dem Studienzentrum für Sehgeschädigte (SZS) an der Entwicklung eines großflächigen Braille-Displays gearbeitet. Der vorliegende Fragebogen ist Teil dieser Forschungsarbeiten. Ziel der Umfrage ist es, die Bedürfnisse und Wünsche möglicher Nutzer eines großflächigen, grafikfähigen Braille-Displays zu ermitteln und diese in den Entwicklungsprozess einfließen zu lassen.

Wir bitten Sie daher, sich einige Minuten Zeit zu nehmen, um unsere Fragen zu beantworten. Alle Ihre Angaben werden anonym behandelt, d.h. die Antworten werden ohne Namen und Adressen ausgewertet. Die Forschungsarbeit unterliegt den Regeln der Datenschutzgesetzgebung. Es ist sichergestellt, dass Ihre Angaben nicht mit Ihrer Person in Verbindung gebracht werden können.

*** Erforderlich**

1. Wie viele Tage die Woche arbeiten Sie an Ihrem Computer?

Wählen Sie alle zutreffenden Antworten aus.

- 1 - 2 Tage
- 3 - 5 Tage
- 6 - 7 Tage
- Weniger als einen Tag die Woche

2. Wie viele Stunden verbringen Sie an einem solchen Tag am Computer?

Wählen Sie alle zutreffenden Antworten aus.

- weniger als 2 Stunden
- 2 - 4 Stunden
- 4 - 6 Stunden
- 6 - 8 Stunden
- Mehr als 8 Stunden

3. Welche Hilfsmittel verwenden Sie derzeit bei der Computerarbeit?

Wählen Sie alle zutreffenden Antworten aus.

- Braille-Zeile
- Screenreader
- Ich verwende keine Hilfsmittel.
- Sonstiges:.....

4. Halten Sie es für sinnvoll für sich oder für eine von Ihnen betreute Person, ein großflächiges, grafikfähiges Braille-Display anzuschaffen?

Markieren Sie nur ein Oval.

- Ja, ich würde mir selbst ein solches Display anschaffen. (*Weiter mit Frage 6*)
- Ja, ich würde ein solches Display für meine Schüler/ Studenten anschaffen. (*Weiter mit Frage 6*)
- Ja, ich würde ein solches Display für die von mir betreute Person anschaffen. (*Weiter mit Frage 6*)
- Nein, ich würde ein solches Display nicht kaufen.

5. Welche Gründe sprechen aus Ihrer Sicht gegen die Anschaffung eines grafikfähigen, großflächigen Braille-Displays?

.....

6. Wie viel würden Sie für ein großflächiges, grafikfähiges Braille-Display ausgeben?

Wählen Sie alle zutreffenden Antworten aus.

- Weniger als 1000 €
- 1000 € - 3.000 €
- 3.000 €- 5.000 €
- 5.000 €- 7.500 €
- 7.500 €- 10.000 €
- Mehr als 10.000 €
- Ich würde mir ein solches Display nur zulegen, wenn die Kosten von meinem Arbeitgeber oder meiner Versicherung bezahlt werden.

7. Wie häufig ersetzen Sie technische Hilfsmittel, wie zum Beispiel Ihre Braille-Zeile?

Wählen Sie alle zutreffenden Antworten aus.

- Immer dann, wenn sie kaputt sind.
- Alle 2 Jahre.
- Alle 3-5 Jahre.
- Immer dann, wenn eine neue Produktgeneration auf den Markt kommt, die sich deutlich von dem Gerät unterscheidet, das ich bis dahin besessen habe.

8. Ein großflächiges, grafikfähiges Braille-Display könnte man entweder als fest installiertes Standgerät ausführen, welches in Verbindung mit einem PC verwendet wird, oder als tragbares Gerät zum Einsatz mit einem Laptop. Außerdem gäbe es natürlich auch die Möglichkeit das Display und den Computer in einem Gerät zu vereinen, wie es zum Beispiel bei Tablet-PCs der Fall ist. Welche dieser Varianten wären Ihrer Meinung nach sinnvoll?

Wählen Sie alle zutreffenden Antworten aus.

- Ein Standgerät sein, das an einem festen Arbeitsplatz benutzt wird.
- Das Display sollte tragbar sein, damit es mit einem Laptop benutzt werden kann.
- Ein großflächiges, grafikfähiges Braille-Display sollte als eigenständiger Tablet-PC angeboten werden.

9. Wie groß sollte ein großflächiges, grafikfähiges Braille-Display Ihrer Meinung nach sein?

Wählen Sie alle zutreffenden Antworten aus.

- So groß wie ein Smartphone-Display.
- So groß wie eine Postkarte.
- So groß wie das Display eines Tablet - PCs.
- So groß wie eine Buchseite (DIN A4).
- Das Display sollte größer sein.

10. Welches Gewicht darf ein tragbares Braille-Display haben?

Markieren Sie nur ein Oval.

- Es sollte nicht schwerer sein als ein Tablet-PC (ca. 500 g).
- Es sollte nicht mehr wiegen als ein Laptop (ca. 2-3 kg).
- Das Display darf schwerer sein (bis zu 6 kg).

11. Denken Sie, dass ein großflächiges, grafikfähiges Braille-Display den Screenreader ganz oder teilweise ersetzen kann?

Wählen Sie alle zutreffenden Antworten aus.

- Nein, ich ein solches Display würde man genauso einsetzen wie eine Braille-Zeile.
- Ja, ich denke, dass man ein solches Display deutlich häufiger benutzen wird, als Braille-Zeilen heute verwendet werden.
- Das kann man jetzt noch nicht vorhersagen.

12. Wie lange darf es dauern, bis alle Taxel des großflächigen Displays angezeigt werden?

Wählen Sie alle zutreffenden Antworten aus.

- Weniger als 10 Sekunden
- 30 Sekunden
- 30 -60 Sekunden
- Länger als einen Minute

13. Darf die Darstellung eines Farbbildes (in dem die Farben durch unterschiedliche Taxelhöhen repräsentiert werden) länger dauern?

Wählen Sie alle zutreffenden Antworten aus.

- Nein, das Bild sollte genauso schnell aufgebaut sein wie der Text.
- Ja, die Darstellung einer mehrfarbigen Grafik darf länger dauern.

14. Sollen immer alle Taxel des Displays gleichzeitig verändert werden oder wäre es wünschenswert, dass sich der Text, bzw. das Bild von oben her langsam aufbaut, so dass der Nutzer die ersten Zeilen schon lesen kann während die Taxel der unteren Zeilen noch verändert werden?

Wählen Sie alle zutreffenden Antworten aus.

- Alle Taxel sollen gleichzeitig verändert werden.
- Die oberen Zeilen sollen zuerst verändert werden, damit man schneller mit dem Lesen beginnen kann.

15. Anders als bei Braille-Druckern kann die Auflösung eines Braille-Displays nicht während des Betriebs variiert werden. Wie hoch müsste die Auflösung eines großflächigen, grafikfähigen Braille-Displays Ihrer Meinung nach sein?

Wählen Sie alle zutreffenden Antworten aus.

- 20 DPI. Dies entspricht der Leistung der heute am Markt erhältlichen Braille-Drucker. Dabei nehme ich in Kauf das die Taxel in Textdarstellungen kleiner sind als normal.
- Etwa 1 DPI. Dies entspricht der Norm für die Schriftdarstellung.
- Für die Auflösung des Displays sollte ein Zwischenwert ermittelt werden, der sowohl die Text- als auch die Grafikdarstellung erlaubt.

16. Normalerweise haben die einzelnen Taxel der Braille-Schrift eine Höhe von ungefähr 0,5 mm. Halten Sie es für sinnvoll, dass man diese Höhe am Display individuell einstellen kann?

Wählen Sie alle zutreffenden Antworten aus.

- Ja, ich möchte die Höhe individuell anpassen können.
- Nein, es genügt völlig, wenn die Standardhöhe angezeigt werden kann.

17. Sollte das Display in der Lage sein, Bilder anzuzeigen bei denen die Höhe der Taxel variiert?

Wählen Sie alle zutreffenden Antworten aus.

- Ja, das wäre sinnvoll um beispielsweise Farbbilder darstellen zu können.
- Nein, das wäre nicht sinnvoll.

18. Wie schlimm ist für Sie der Ausfall einzelner Taxel auf dem Display?

Wählen Sie alle zutreffenden Antworten aus.

- Gar nicht schlimm. Man kann das Display trotzdem benutzen, wenn man weiß, welche Taxel ausgefallen sind.
- Der Ausfall der Taxel ist ärgerlich aber man kann damit leben.
- Sehr schlimm. Durch den Ausfall einzelner Taxel ist das Gerät so gut wie unbrauchbar, da die falschen Buchstaben ausgegeben werden.

19. In welcher Umgebung würden Sie ein großflächiges, grafikfähiges Display einsetzen?

Wählen Sie alle zutreffenden Antworten aus.

- An einem Büroarbeitsplatz
- In einem Klassenzimmer/ Hörsaal
- In Wohnräumen (Wohn-, Schlaf- oder Esszimmer)
- Im Freien (z.B. Garten)
- In einer Umgebung die den Bestimmungen des Explosionsschutzes unterliegt (Tankstelle, Großtechnische Chemieanlagen)
- In einer Umgebung mit besonderen Anforderungen an Funkgeräte (Krankenhaus, Arztpraxis, Flugzeug)

20. In zoologischen Gärten, Museen und an verschiedenen Denkmälern findet man Braillebeschriftungen auf Metalltafeln. Diese können in der Sonne warm werden. Genauso können auch technische Geräte im Betrieb warm werden. Stört es Sie wenn die Oberfläche auf der Sie lesen wärmer ist als Ihre Hände?

Wählen Sie alle zutreffenden Antworten aus.

- Ja, es stört mich.
- Nein, es stört mich nicht.
- Hierzu kann ich keine Angaben machen.

21. Natürlich sollte ein technisches Gerät möglichst ohne Wartung auskommen. Sollten am Braille-Display trotzdem kleiner Wartungsarbeiten notwendig sein, würden Sie diese lieber selbst durchführen können, oder bevorzugen Sie es das Gerät zum Service einzuschicken?

Wählen Sie alle zutreffenden Antworten aus.

- Es wäre einfacher, wenn ich kleinere Wartungsarbeiten selbst durchführen könnte.
- Ich würde das Display lieber einschicken, auch wenn ich dann einige Tage darauf verzichten muss.

22. Welche Bedieneinheiten sollten direkt am Display vorhanden sein?

Wählen Sie alle zutreffenden Antworten aus.

- Möglichkeit zum Verändern der Taxelhöhe
- Möglichkeit zum Scrollen
- Richtungstasten zum Verändern der Cursorposition
- Möglichkeit zum Zoomen

23. Wie sollte das Design des Braille-Displays ausgeführt sein?

Wählen Sie alle zutreffenden Antworten aus.

- Das Design sollte schlicht sein, damit das Braille Display unter den anderen Bürogeräten nicht auffällt.
- Man sollte nicht erkennen können, dass es sich bei dem Braille-Display um ein besonderes Hilfsmittel handelt.
- Das Braille-Display soll als besonderes Hilfsmittel auffallen.
- Das Design sollte elegant sein, damit man erkennt, dass es sich um ein hochwertiges Bürogerät handelt.
- Das Braille-Display sollte in unterschiedlichen Designs erhältlich sein.

24. Ist es sinnvoll, ein großflächiges Braille-Display so zu gestalten, dass auch sehende Personen erkennen können was dargestellt wird?

Wählen Sie alle zutreffenden Antworten aus.

- Nein, es reicht aus wenn man das Braille-Display über den Tastsinn lesen kann. Man könnte gleichzeitig auf einem Computer-Bildschirm anzeigen lassen, welches Dokument gerade bearbeitet wird.
- Ja, für eine sehende Person sollte deutlich erkennbar sein welche Taxel im Moment aktiv sind.
- Ja, es wäre wünschenswert, dass das Gerät den Bildschirminhalt gleichzeitig auch in Schwarzschrift anzeigt wird.

25. Einige Braille-Zeilen arbeiten mit Touch Feedback, das heißt Sie können erkennen an welcher Stelle des Displays sich die Hände des Benutzers befinden und darauf entsprechend reagieren. Wäre die Verwendung von Touch Feedback bei einem großflächigen, grafikfähigen Braille-Display sinnvoll?

Wählen Sie alle zutreffenden Antworten aus.

- Nein, dadurch dass die Hände beim Lesen die ganze Zeit auf dem Display sind, könnte es zu Fehlerkennung der Handposition durch die Software kommen.
- Ja, es wäre sinnvoll, wenn das Display beispielsweise erkennen könnte, das der Nutzer sich dem Ende der Seite nähert, um die nächsten Seite bereits zu laden.
- Ja, es wäre wünschenswert, wenn auch auf dem Braille-Display eine Gestensteuerung wie beispielsweise auf dem Bildschirm eines Smartphones möglich wäre.

26. Welche Situation ist zum Lesen eines in Braille geschriebenen Buches am angenehmsten?

Wählen Sie alle zutreffenden Antworten aus.

- Das Buch liegt flach auf dem Tisch.
- Das Buch steht senkrecht vor einem.
- Das Buch liegt leicht schräg vor einem.

Zum Abschluss bitten wir Sie noch um einige Angaben zur Person.

27. Welche der folgenden Aussagen trifft auf Sie zu? *

Wählen Sie alle zutreffenden Antworten aus.

- Ich bin blind geboren.
- Ich bin späterblindet.
- Ich bin Lehrer/ Professor und unterrichte sehgeschädigte Schüler/ Studenten.
- Ich bin Betreuer eines Sehgeschädigten.
- Keine der Aussagen trifft zu.

28. Wie alt sind Sie?

.....

B. Zugeordnete studentische Arbeiten

Praktikum: Olivia Elsie Ngaleu Nijiani, Titel: "Entwicklung und Anwendung eines mikrofluidischen Touch-Displays für Blinde", 18.03.13 - 18.09.13

DAAD RISE Internship Josep Mele Casas, Titel: "Developing a tactile graphics display based on a microfluidic actuation principle", 15.07.13 - 13.09.13

Bachelorarbeit: Sven Schmitt, Titel: „Entwicklung einer Druckeinheit für den Einsatz in einem mikrofluidischen Brailledisplay“, 01.08.13 - 31.12.13

Praktikum: Alexander Sellentin, Titel: „Test und Optimierung von Fluidiksystemen für den Einsatz in einem mikrofluidischen Display zur Darstellung von Brailleschrift und Grafiken“, 16.09.13 - 21.02.14

Praktikum: David Friel, Titel: „Anpassung eines mikrofluidischen Brailledisplays an die Bedürfnisse der blinden Nutzer“, 01.04.14 - 15.06.14

Bachelorarbeit: David Friel, Titel: "Ermittlung einer ergonomisch optimalen Auflösung für ein Braille-Display", 16.06.14 – 30.09.14

DAAD RISE Internship: Kaustubh Deshpande, Titel: „Development and improvement of microfluidic linear actuators for a refreshable Braille display“, 21.05.14 – 13.08.14

KSOP internship Vasyl Mytskanyuk, Titel: „Development of a lithographic manufacturing process for heating resistors“, 01.08.14 - 30.09.14

Praktikum: Wala Al Bitar, Titel: „Protein assays on paper-based devices“, 01.10.14 – 28.02.15

C. Veröffentlichungen

Patente

Patentanmeldung DE102012005992 B3: Bistabiler Aktor, Aktoranordnung, Verfahren zum Aktuieren und Verwendung. Angemeldet am: 23.03.12, veröffentlicht am: 11.07.13, Anmelder: C. Neumann, B. E. Rapp, A. Voigt, E. Wilhelm.

Aufsätze

A. Waldbaur, B. Carneiro, P. Hettich, E. Wilhelm, B. E. Rapp: Computer-aided microfluidics (CAMF): from digital 3D-CAD models to physical structures within a day. *Microfluidics and Nanofluidics*, 2013, 15, 625-635.

E. Wilhelm, C. Neumann, K. Sachsenheimer, T. Schmitt, K. Länge, B. E. Rapp: Rapid bonding of polydimethylsiloxane to stereolithographically manufactured epoxy components using a photogenerated intermediary layer. *Lab on a Chip*, 2013, 13, 2268-2271.

E. Wilhelm, C. Neumann, T. Duttenhofer, L. Pires, B. E. Rapp: Connecting microfluidic chips using a chemically inert, reversible, multichannel chip-to-world-interface. *Lab on a Chip*, 2013, 13, 4343 – 4351.

T. M Nargang, L. Brockmann, P. M. Nikolov, D. Schild, D. Helmer, N. Keller, K. Sachsenheimer, E. Wilhelm, L. Pires, M. Dirschka, A. Kolew, M. Schneider, M. Worgull, S. Giselbrecht, C. Neumann, B.E. Rapp. Liquid Polystyrene: A Room-Temperature Photocurable Soft Lithography Compatible Pour-and-Cure-Type Polystyrene, *Lab on a Chip*, 2014, 14, 2698-2708.

Vorträge

E. Wilhelm, C. Neumann, K. Sachsenheimer, K. Länge, B. E. Rapp. Rapid bonding of polydimethylsiloxane (PDMS) to various stereolithographically (STL) structurable epoxy resins using photochemically cross-linked intermediary siloxane layers. In: SPIE MOEMS-MEMS. International Society for Optics and Photonics, 2014. S. 89760A-89760A-7.

C. Neumann, E. Wilhelm, T. Duttenhofer, L. Pires, B.E. Rapp. A chemically inert multichannel chip-to-world interface to connect microfluidic chips. In: SPIE MOEMS-MEMS. International Society for Optics and Photonics, 2014. S. 89760E-89760E-6.

E. Wilhelm, T. Schwarz, G. Jaworek, A. Voigt, B.E Rapp. Towards Displaying Graphics on a Cheap, Large-Scale Braille-display, In: Computers Helping People with Special Needs, Springer, 2014, S. 662-69.

E. Wilhelm, T. Nargang, W. Al Bitar, B. Waterkotte, B. E. Rapp. Protein assay structured on paper by using lithography. SPIE Photonics West 2015, 07.02.15-12.02.15, San Francisco (USA), angenommen.

F. Kotz, K. Plewa, W. Bauer, T. Hanemann, A. Waldbaur, E. Wilhelm, C. Neumann, B. E. Rapp. Rapid Prototyping of glass microfluidic chips. SPIE Photonics West 2015, 07.02.15-12.02.15, San Francisco (USA), angenommen.

Posterbeiträge

E. Wilhelm, T. Schwarz, G. Jaworek, A. Voigt, B. E. Rapp: A refreshable Brailledisplay based on a microfluidic actuation principle. Gordon Research Conference Microfluidics, Physics & Chemistry 2013, 9.06.13-14.06.13, Lucca (Italien).

E. Wilhelm, C. Neumann, K. Sachsenheimer, K. Länge, B.E. Rapp: UV-light structured silanization for selective bonding and fabrication of paper-based microfluidic channels. 18th International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences, October 26-30, 2014, San Antonio (USA), Proceedings S. 1784-1786

E. Wilhelm, T. Schwarz, G. Jaworek, A. Voigt, C. Neumann, B.E. Rapp: Bistable, tubular phase change actuators for a large scale microfluidic membrane actuator platform. 18th International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences, October 26-30, 2014, San Antonio (USA), Proceedings S. 1692-1694

C. Neumann, E. Wilhelm, A. Voigt, B.E. Rapp: A bistable microfluidic phase change actuator and optimization of its response times. 18th International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences, October 26-30, 2014, San Antonio (USA), Proceedings S. 2202-2204

D. Curriculum Vitae

Persönliche Daten

Name Elisabeth Wilhelm
Geburtsdatum 10.03.1987
Geburtsort Filderstadt
Staatsangehörigkeit deutsch
Familienstand ledig



Schulausbildung

09/09-06/06 Otto-Hahn-Gymnasium, Karlsruhe,
Abschluss: Allgemeine Hochschulreife vom 23.06.06

Hochschulstudium

10/06-01/12 Studium im Fach Maschinenbau am KIT

Vertiefungsrichtung: Allgemeiner Maschinenbau
Schwerpunkte: Strömungsmaschinen, Bio-Mikrosystem-
technik

Vordiplom vom 16.04.09

Studienarbeit (Institut für Produktentwicklung)
Titel: Softwareentwicklung für ein ergotherapeutisches
Diagnosegerät zur Bewertung graphomotorischer Stö-
rungen

Diplomarbeit (Institut für Mikrostrukturtechnik)
Titel: Entwicklung und Erprobung eines mikrofluidischen
Ventilsystems auf der Grundlage eines Paraffinaktors

Diplom vom 17.01.2012

Promotion

02/12-heute Doktorandin am Institut für Mikrostrukturtechnik

Titel der Arbeit: Entwicklung eines mikrofluidischen
Brailledisplays

Literaturverzeichnis

- AbleData (2014). "Computer tactile graphics display DOT VIEW SERIES TACTILE GRAPHICS DISPLAY (MODEL DV-2)." heruntergeladen am 16.09.2014, von www.abledata.com/abledata.cfm?pageid=19327&top=158186&ksectionid=19327&productid=158024&trail=0&discontinued=0.
- Akieda, S., T. Arita, K. Harada, S. Sakurai, T. Uchiyama, & N. Yatsu (2011). Operation device, electronic book device and electronic apparatus: United States patent office US 8,077,165 B2 angemeldet 02.08.2006 erteilt 13.12.2011.
- Aldrich, F. K., & L. Sheppard (2001). "Tactile graphics in school education: perspectives from pupils." *British Journal of Visual Impairment* **19**(2), 69-73.
- Alutei, A.-M., E. Szelitzky, B. Chetran, & D. Mândru (2011). *Portable Braille device driven by paraffin wax actuators*. E-Health and Bioengineering Conference (EHB), 2011, Iasi (Rumänien): IEEE: 1-4.
- Alutei, A. M. (2011). A Novel Concept of a Braille Device Based on Wax Paraffin Actuator. *International Conference on Advancements of Medicine and Health Care through Technology*. S. Vlad and R. Ciupa, Springer Berlin Heidelberg. **36**: 90-93.
- Athnasiou, A., M. De Vittorio, D. Fragouli, S. Petroni, G. Nanni, M. Amato, D. Lorenzo, & R. Cingolani (2012). Magnetic actuators having a nanocomposite membrane: United States patent office US20140035708 A1 angemeldet 19.04.2012 erteilt 06.02.2014.
- Bălă, C., A. Fetita, V. Lefter, & N. Wass (1976). *Handbuch der Wickeltechnik elektrischer Maschinen: Theorie, Konstruktion und Technologie von Wicklungen rotierender elektrischer Maschinen; mit 103 Tafeln*. Berlin: Verlag Technik.
- Bansevicius, R., & J. Virbalis (2007). "Two-dimensional Braille readers based on electrorheological fluid valves controlled by electric field." *Mechatronics* **17**(10), 570-577.

- Bar-Cohen, Y. (2001). *Electroactive polymer (EAP) actuators as artificial muscles : reality, potential, and challenges*. Bellingham, Wash.: SPIE Press.
- Barrett, C. J., J.-i. Mamiya, K. G. Yager, & T. Ikeda (2007). "Photo-mechanical effects in azobenzene-containing soft materials." *Soft Matter* **3**(10), 1249-1261.
- Benali-Khoudja, M., M. Hafez, & A. Kheddar (2007). "VITAL: An electromagnetic integrated tactile display." *Displays* **28**(3), 133-144.
- Beyer, L., & T. Weiss (2001). Elementareinheiten des somato-sensorischen Systems als physiologische Basis der taktil-haptischen Wahrnehmung. *Der Bewegte Sinn*. Berlin; Basel, Birkhäuser: 25-38.
- Bicchi, A., M. Buss, M. O. Ernst, & A. Peer (2008). *The Sense of Touch and Its Rendering: Progress in Haptics Research*. Berlin; Heidelberg: Springer.
- Biegelsen, D. K., W. B. Jackson, L. E. Swartz, A. A. Berlin, & P. C. Cheung (2004). Pneumatic actuator with elastomeric membrane and low-power electrostatic flap valve arrangement: United States patent office US 6,807,892 B2 angemeldet 30.12.2002 erteilt 26.10.2004.
- Bilotta, A. J. (1985). *Connections in Electronic Assemblies*: CRC Press.
- Blazie, D. (2000). "Refreshable braille now and in the years ahead." *Braille Monitor* **43**(1), 1-6.
- Bledsoe, W. (1972). Braille: A success story. *Evaluation of sensory aids for the visually handicapped*. Washington, D.C., National Academy of sciences,: 3-36.
- Bogda, G., D. Schroeder, & B. Vishoot (2010). Actuation mechanism for braille displays: United States patent office US 2011/0269106 A1 angemeldet 30.04.10 erteilt 03.11.11.
- Boulton, L. M. (1993). "Computer hardware and software to assist the visually impaired and blind." *Australian and New Zealand journal of ophthalmology* **21**(1), 7-14.
- Brecher, C., S. Büttgenbach, B. Denkena, J. Hemmelmann, K. Herfurth, B. Kempa, L. Kiesewetter, J. Ladwig, J. Niemann, G. Seliger, K. Siegert, G. Spur, M. Stolz, H. K. Tönshoff, E. Uhlmann, H. J. Warnecke, M. Weck, & E. Westkämper (2007).

- Fertigungsverfahren. *Dubbel*. K.-H. Grote and J. Feldhusen, Springer Berlin Heidelberg: S1-S114.
- Brown, F. R. (1981). Peristaltic infusion pump and method: United States patent office US425637 A angemeldet 01.02.1978 erteilt 17.03.1981.
- Bruus, H. (2008). *Theoretical microfluidics*. Oxford: Oxford University Press.
- Burdea, G. C. (1996). *Force and touch feedback for virtual reality*. New York: Wiley.
- Busse, L., G. Dibelius, E. Krämer, K. Lütke, H. Pucher, H. Siekmann, P. Thamsen, & H. Stoff (2007). Strömungsmaschinen. *Dubbel*. Berlin; Heideberg, Springer: R1-R85.
- Cady, W. G. (1946). *Piezoelectricity*. New York: McGraw-Hill.
- Cai, D., & A. Neyer (2010). "Cost-effective and reliable sealing method for PDMS (PolyDiMethylSiloxane)-based microfluidic devices with various substrates." *Microfluidics and Nanofluidics* **9**(4-5), 855-864.
- Camargo, C., N. Torras, H. Campanella, J. Comrie, E. Campo, K. Zinoviev, E. Terentjev, & J. Esteve (2011). *Light-actuated CNT-doped elastomer blisters towards Braille dots*. Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference (TRANSDUCERS), 2011 16th International: IEEE: 1594-1597.
- Carlen, E. T., & C. H. Mastrangelo (2002). "Electrothermally activated paraffin microactuators." *Journal of Microelectromechanical Systems* **11**(3), 165-174.
- Carnevale, A. P., N. Smith, & J. Strohl (2010). *Help wanted: Projections of job and education requirements through 2018*: Lumina Foundation.
- Chakraborti, P., H. Toprakci, P. Yang, N. Di Spigna, P. Franzon, & T. Ghosh (2012). "A compact dielectric elastomer tubular actuator for refreshable Braille displays." *Sensors and Actuators A: Physical* **179**, 151-157.
- Chaves, D., I. Peixoto, A. Lima, M. Vieira, & C. de Araujo (2009). *Microtuators of SMA for Braille display system*. Medical Measurements and Applications, 2009. MeMeA 2009. IEEE International Workshop on: IEEE: 64-68.

- Chlumsky, L. (1986). Device for forming tactile display: United States patent office 4,586,904 angemeldet 29.03.1985 erteilt 06.05.1986.
- Chlumsky, L., L. Hellinger, & C. Kauer (1988). Tactile braille or graphic display: United States patent office 4,772,205 angemeldet 22.04.1987 erteilt 20.09.1988.
- Choon Koo, J., H. Ryeol Choi, K. Jung, J.-d. Nam, Y. k. Lee, & S. Lee (2008). Chapter 23 - A new Braille display system design using a polymer-based soft actuator tactile display. *Dielectric Elastomers as Electromechanical Transducers*. F. C. D. R. K. P. Sommer-Larsen. Amsterdam, Elsevier: 239-248.
- Chouvardas, V. G., A. N. Miliou, & M. K. Hatalis (2005). *Tactile displays: a short overview and recent developments*. Proceedings of the International Conference on Technology and Automation, Thessaloniki (Griechenland): 246-251.
- Chouvardas, V. G., A. N. Miliou, & M. K. Hatalis (2008). "Tactile displays: Overview and recent advances." *Displays* **29**(3), 185-194.
- Ciesla, C. M., & M. B. Yairi (2012). User interface system: United States patent office US 8,199,124 B2 angemeldet 05.01.2010 erteilt 12.06.2012.
- Copeland, D., & J. Finlay (2010). "Identification of the optimum resolution specification for a haptic graphic display." *Interacting with Computers* **22**(2), 98-106.
- Decker, L. H. (1997). Refreshable braille-cell display implemented with shape memory alloys: United States patent office US5685721 A angemeldet 06.11.1995 erteilt 11.11.1997.
- Deutscher Wetterdienst (2014). "Wetterrekorde - Lufttemperatur." *Deutscher Wetterdienst Wetter und Klima aus einer Hand* heruntergeladen am 30.08.2014, von <http://www.dwd.de/rekorde>.
- Dhawan, M. L. (2005). *Education of children with special needs*: Gyan Publishing House.
- Dix, A., J. Finlay, G. D. Abowd, & R. Beale (2004). *Human-computer interaction*. Madrid: Pearson Education.
- Duffy, D. C., J. C. McDonald, O. J. A. Schueller, & G. M. Whitesides (1998). "Rapid prototyping of microfluidic systems in poly(dimethylsiloxane)." *Analytical Chemistry* **70**(23), 4974-4984.

- Eddings, M. A., M. A. Johnson, & B. K. Gale (2008). "Determining the optimal PDMS-PDMS bonding technique for microfluidic devices." *Journal of Micromechanics and Microengineering* **18**(6).
- Edwards, L., P. McCrimmon, & R. T. Watson (2010). Hydrogel-based tactile-feedback touch screen: United States patent office US 2010/0097323 A1 angemeldet 17.10.2008 erteilt 22.04.2010.
- Esashi, M., Y. Haga, T. Matsunaga, & M. Mizushima (2010). Driving mechanism using shape memory alloys including a magnetic latch: United States patent office US 7,723,896 B2 angemeldet 19.01.2005 erteilt 25.05.2010.
- Evans, J. R., & A. Mathur (2005). "The value of online surveys." *Internet Research* **15**(2), 195-219.
- Feldman, D., M. Shapiro, D. Banu, & C. Fuks (1989). "Fatty acids and their mixtures as phase-change materials for thermal energy storage." *Solar energy materials* **18**(3), 201-216.
- Feldmann, D. (2007). Fluidische Antriebe. *Dubbel*. Berlin, Heidelberg, Springer: H1-H24.
- Feldmann, K., V. Schöppner, & G. Spur (2013). *Handbuch Fügen, Handhaben und Montieren*. München, Wien: Carl Hanser Verlag GmbH Co KG.
- Fournier, R., & A. Riwan (2005). Element with expansible relief, Google Patents.
- Fricke, J., & H. Baehring (1993). "Design of a tactile graphic I/O tablet and its integration into a personal computer system for blind users." *Journal of microcomputer applications* **16**(3), 259-269.
- Friel, D. (2014). *Ermittlung einer ergonomisch optimalen Auflösung für ein Braille-Display* Bachelorarbeit, TU Chemnitz und Karlsruher Insitut für Technologie.
- Gardner, J. A. (1996). "Tactile graphics, an overview and resource guide." *Information Technology and Disabilities* **3**(4), 1996.
- Garner, H. D. (1996). Method and device for producing a tactile display using an electrorheological fluid: United States patent office US 005496174A angemeldet 04.08.1994 erteilt 05.03.1996.
- Goldschmidt bong, F., P. Katus, A. Geipel, & P. Woias (2008). *A novel self-heating paraffin membrane micro-actuator*. 21st International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS), 2008., Tucson (USA): IEEE: 531-534.

- Gravesen, P., J. Branebjerg, & O. S. Jensen (1993). "Microfluidics-a review." *Journal of Micromechanics and Microengineering* **3**(4), 168.
- Green, S. R., B. J. Gregory, & N. K. Gupta (2006). *Dynamic Braille Display Utilizing Phase-Change Microactuators*. Conference on Sensors, 2006. 5th IEEE Daegu (Korea): 307-310.
- Grosjean, C., X. Yang, & Y.-C. Tai (1999). *A practical thermopneumatic valve*. International Conference on Micro Electro Mechanical Systems, 1999. MEMS'99. Twelfth IEEE, Orlando (USA): IEEE: 147-152.
- Gu, W., X. Zhu, N. Futai, B. S. Cho, & S. Takayama (2004). "Computerized microfluidic cell culture using elastomeric channels and Braille displays." *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* **101**(45), 15861-15866.
- Haga, Y., W. Makishi, K. Iwami, K. Totsu, K. Nakamura, & M. Esashi (2005). "Dynamic Braille display using SMA coil actuator and magnetic latch." *Sensors and Actuators A: Physical* **119**(2), 316-322.
- Handy Tech Elektronik GmbH (2014). "Maple GWP Mathematik zum Anfassen." heruntergeladen am 20.09.2014, von <http://handytech.de/produkte.php?produkt=58&lang=de>.
- Hartshorne, H., C. J. Backhouse, & W. E. Lee (2004). "Ferrofluid-based microchip pump and valve." *Sensors and Actuators B: Chemical* **99**(2), 592-600.
- Haubert, K., T. Drier, & D. Beebe (2006). "PDMS bonding by means of a portable, low-cost corona system." *Lab on a Chip* **6**(12), 1548-1549.
- Haugen, P. C. (2000). Memory wire braille tactile system: United States patent office US006022220A angemeldet 17.11.1997 erteilt 08.02.2000.
- He, Q., C. Ma, X. Hu, & H. Chen (2013). "Method for fabrication of paper-based microfluidic devices by alkylsilane self-assembling and UV/O₃-patterning." *Analytical chemistry* **85**(3), 1327-1331.
- Heller, M. A. (1991). *The psychology of touch*. Hillsdale [u.a.]: Erlbaum.
- Hernandez, H., E. Preza, & R. Velazquez (2009). *Characterization of a piezoelectric ultrasonic linear motor for Braille displays*.

- Electronics, Robotics and Automotive Mechanics Conference, 2009. CERMA'09., Cuernavaca (Mexiko): IEEE: 402-407.
- Hölz, H., K. Mollenhauer, & H. Tschöke (2007). Kolbenmaschinen. *Dubbel*. Berlin, Heidelberg, Springer: P1-P90.
- Hong, R. S., I. S. Lee, & A. Morita (1998). Graphic tactile cell: United States patent office US005842867A angemeldet 17.04.1997 erteilt 01.12.1998.
- Hosokawa, K., & R. Maeda (2000). "A pneumatically-actuated three-way microvalve fabricated with polydimethylsiloxane using the membrane transfer technique." *Journal of micromechanics and microengineering* **10**(3), 415.
- Huff, M. A., M. S. Mettner, T. A. Lober, & M. A. Schmidt (1990). *A pressure-balanced electrostatically-actuated microvalve*. Solid-State Sensor and Actuator Workshop, 1990. 4th Technical Digest., IEEE: IEEE: 123-127.
- Hull, C. W., & C. A. Arcadia (1986). Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography: United States patent office US4575330 A angemeldet 08.08.1984 erteilt 11.03.1986.
- Isabellenhütte (2014). Datenblatt Resistherm. Isabellenhütte. Dillenburg.
- Jacob, R., A. Heinz, & J. P. Décieux (2013). *Umfrage: Einführung in die Methoden der Umfrageforschung*: Oldenbourg Wissenschaftsverlag.
- Jahani, S. (2011). *Ermittlung und Charakterisierung geeigneter Materialien für thermische Schmelzventile* Masterarbeit, TU Berlin und Karlsruher Institut für Technologie.
- Jerman, J. (1990). *Electrically-activated, micromachined diaphragm valves*. 1st International Conference on Micro Electro, Opto, Mechanic Systems and Components Micro System Technologies 90, Berlin: Springer: 806-811.
- Jerman, J. H. (1991). Semiconductor microactuator: United States patent office US5069419 A angemeldet 23.06.1989 erteilt 03.12.1991.
- Jimenez, J., J. Olea, J. Torres, I. Alonso, D. Harder, & K. Fischer (2009). "Biography of Louis Braille and Invention of the Braille Alphabet." *Survey of Ophthalmology* **54**(1), 142-149.
- Kaczmarek, K. A., J. G. Webster, P. Bach-y-Rita, & W. J. Tompkins (1991). "Electrotactile and vibrotactile displays for sensory

- substitution systems." *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* **38**(1), 1-16.
- Kajimoto, H., N. Kawakami, T. Maeda, & S. Tachi (2004). *Electro-tactile display with tactile primary color approach*. Proceedings of International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2004), Sendai (Japan): IEEE/RSJ.
- Kalide, W., & H. Sigloch (2010). *Energieumwandlung in Kraft-und Arbeitsmaschinen*, Carl Hanser Verlag, München.
- Kalweit, A., R. Wallbaum, C. Paul, & S. Peters (2006). *Handbuch Für Technisches Produktdesign: Material und Fertigungs-Entscheidungsgrundlagen Der Produktentwicklung Für Designer und Ingenieure*. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Kammermeier, P., & G. Schmidt (2002). *Application-specific evaluation of tactile array displays for the human fingertip*. International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2002. IEEE/RSJ IEEE: 2937-2942.
- Karassik, I. J., W. C. Krutzsch, W. H. Fraser, & J. P. Messina (1986). *Pump handbook*. New York: McGraw-Hill.
- Karastoyanov, D., V. Kotev, & I. Yatchev (2014). "Development of a Braille Tactile Device Driven by Linear Magnet Actuators." *International Journal of Engineering and Innovative Technology (IJEIT)*, **4**(2), 36-43.
- Kawaguchi, Y., K. Ioi, & Y. Ohtsubo (2010). *Design of new Braille display using inverse principle of tuned mass damper*. SICE Annual Conference 2010, Taipei (Taiwan): IEEE: 379-383.
- Kern, T. A., & M. Matysek (2009). *Entwicklung Haptischer Geräte : ein Einstieg für Ingenieure*. Berlin; Heidelberg: Springer.
- Kikuchi, T., Y. Masuda, K. Amano, T. Mitsumata, & S. Otori (2013). "Haptic Interface with Magnetic Field Sensitive Elastomer." *Journal of Mechanics Engineering and Automation* **3**, 146-151.
- Kim, U., J. Kang, C. Lee, H. Y. Kwon, S. Hwang, H. Moon, J. C. Koo, J.-D. Nam, B. H. Hong, & J.-B. Choi (2013). "A transparent and stretchable graphene-based actuator for tactile display." *Nanotechnology* **24**(14), 145501.
- Kipke, S. (1994). Electromechanical transducer: United States patent office US005286199A angemeldet 02.10.1992 erteilt 15.02.1994.

- Knibestöl, M., & Å. Vallbo (1970). "Single unit analysis of mechano-receptor activity from the human glabrous skin." *Acta physiologica scandinavica* **80**(2), 178-195.
- Kodama, H. (1981). "Automatic method for fabricating a three-dimensional plastic model with photo-hardening polymer." *Review of Scientific Instruments* **52**(11), 1770-1773.
- Koh, J. T. K. V., K. Karunanayaka, J. Sepulveda, M. J. Tharakan, M. Krishnan, & A. D. Cheok (2011). "Liquid interface: a malleable, transient, direct-touch interface." *Computers in Entertainment (CIE)* **9**(2), 7.
- Kohl, M. (2004). *Shape memory microactuators*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer.
- Kohl, M., D. Dittmann, E. Quandt, & B. Winzek (2000). "Thin film shape memory microvalves with adjustable operation temperature." *Sensors and Actuators A: Physical* **83**(1), 214-219.
- Kruppa, L. (1990). "Graphical display for tactile perception." *Journal of microcomputer applications* **13**(2), 165-176.
- Küpfer, J., & H. Finkelmann (1991). "Nematic liquid single crystal elastomers." *Die Makromolekulare Chemie, Rapid Communications* **12**(12), 717-726.
- Kwon, H.-J., & S. W. Lee (2008). *Braille code display device with a PDMS membrane and thermopneumatic actuator*. Micro Electro Mechanical Systems, 2008. MEMS 2008. IEEE 21st International Conference on, Tucson (USA): IEEE: 527-530.
- Kwon, H.-J., S. W. Lee, & S. S. Lee (2009). "Braille dot display module with a PDMS membrane driven by a thermopneumatic actuator." *Sensors and Actuators A: Physical* **154**(2), 238-246.
- Lascaratos, J., & S. Marketos (1994). "Didymus the blind – an unknown precursor of Braille, Louis and Keller, Helen." *Documenta Ophthalmologica* **86**(2), 203-208.
- Laser, D., & J. Santiago (2004). "A review of micropumps." *Journal of micromechanics and microengineering* **14**(6), R35.
- Lee, H. S., H. Y. Kwon, D. G. Kim, U. K. Kim, N. N. Linh, N. C. Toan, H. Moon, J. C. Koo, & H. R. Choi (2012). *SMD Pluggable tactile display driven by soft actuator*. International Conference on Robotics and Automation (ICRA), 2012 IEEE St. Pauls (USA): IEEE: 2731-2736.

- Lee, H. S., H. Phung, D.-H. Lee, U. K. Kim, C. T. Nguyen, H. Moon, J. C. Koo, J.-d. Nam, & H. R. Choi (2014). "Design analysis and fabrication of arrayed tactile display based on dielectric elastomer actuator." *Sensors and Actuators A: Physical* **205**, 191-198.
- Lee, J. S., & S. Lucyszyn (2005). "A micromachined refreshable Braille cell." *Microelectromechanical Systems, Journal of* **14**(4), 673-682.
- Lee, J. S., & S. Lucyszyn (2007). "Thermal analysis for bulk-micromachined electrothermal hydraulic microactuators using a phase change material." *Sensors and Actuators a-Physical* **135**(2), 731-739.
- Lee, N. Y., & B. H. Chung (2009). "Novel Poly(dimethylsiloxane) Bonding Strategy via Room Temperature "Chemical Gluing"." *Langmuir* **25**(6), 3861-3866.
- Liang, X.-G., & Z.-Y. Guo (2006). "The scaling effect on the thermal processes at mini/microscale." *Heat transfer engineering* **27**(4), 30-40.
- Library of Congress. National Library Service for the Blind Physically Handicapped (1990). *World braille usage*: United Nations Educational, Scientific and Cultural Organization.
- Lindenmueller, H.-P., & K.-P. Schoenherr (1976). Tactile indicating device: United States patent office 3,987,438 angemeldet 24.06.1975 erteilt 19.10.1976.
- Linville, J. G. (1966). Reading aid for the blind: United States patent office US 3229387 A angemeldet 14.01.1964 erteilt 18.01.1966.
- Lisy, F., T. Prince, R. Schmidt, & G. Skebe (2002). Refreshable braille display system with a flexible surface: United States patent office US 2002/0106614 A1 angemeldet 05.03.2002 erteilt 08.08.2002.
- Litschel, D., & C. Schwertner (2000). Device for representing relief items: United States patent office US006109922A angemeldet 03.08.1994 erteilt 29.08.2000.
- Liu, R., J. Bonanno, & P. Grodzinski (2002). Thermal-Actuated Paraffin Microvalves. *Micro Total Analysis Systems 2002*. Y. Baba, S. Shoji and A. van den Berg, Springer Netherlands: 163-165.
- Liu, R. H., J. Bonanno, J. Yang, R. Lenigk, & P. Grodzinski (2004). "Single-use, thermally actuated paraffin valves for microfluidic applications." *Sensors and Actuators B: Chemical* **98**(2), 328-336.

- Liu, R. H., Q. Yu, & D. J. Beebe (2002). "Fabrication and characterization of hydrogel-based microvalves." *Microelectromechanical Systems, Journal of* **11**(1), 45-53.
- Lötzsch, J. (2001). Sehschädigung, Haptische Wahrnehmung und Sprache. *Der bewegte Sinn*. Berlin; Basel, Birkhäuser: 215-230.
- Madeja, S. (2013). "7.200 Sifte führen Blinde in dei Windows-Welt." *Pressemitteilungen* heruntergeladen am 27.10.2014, von <http://wrs.region-stuttgart.de/sixcms/detail.php/308500>.
- Madou, M. J. (2002). *Fundamentals of microfabrication: the science of miniaturization*. Boca Raton CRC press.
- Manz, A., N. Graber, & H. á. Widmer (1990). "Miniaturized total chemical analysis systems: a novel concept for chemical sensing." *Sensors and actuators B: Chemical* **1**(1), 244-248.
- Marioni, M. A. (2007). Magnetic actuator drive for actuation and resetting of magnetic actuation materials: United States patent office US 7,218,067 B2 angemeldet 04.04.2005 erteilt 15.05.2007.
- Matsunaga, T., K. Totsu, M. Esashi, & Y. Haga (2013). "Tactile display using shape memory alloy micro-coil actuator and magnetic latch mechanism." *Displays* **34**(2), 89-94.
- Matysek, M., P. Lotz, T. Winterstein, & H. F. Schlaak (2009). *Dielectric elastomer actuators for tactile displays*. EuroHaptics conference, 2009 and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. World Haptics 2009. Third Joint: IEEE: 290-295.
- McDonald, J. C., D. C. Duffy, J. R. Anderson, D. T. Chiu, H. K. Wu, O. J. A. Schueller, & G. M. Whitesides (2000). "Fabrication of microfluidic systems in poly(dimethylsiloxane)." *Electro-phoresis* **21**(1), 27-40.
- Metec AG (2014). "Haperbraille Display 7200." heruntergeladen am 16.09.2014, von [web.metec-ag.de/Display 7200 en.pdf](http://web.metec-ag.de/Display%207200%20en.pdf)
- Miki, N., Y. Kosemura, J. Watanabe, & H. Ishikawa (2014). *MEMS tactile display: from fabrication to characterization*. SPIE MOEMS-MEMS, San Francisco: International Society for Optics and Photonics: 897506-897506-897508.
- Mózes, G. (1983). *Paraffin products*. Amsterdam: Elsevier.
- Na, K., J.-S. Han, D.-M. Roh, B.-K. Chae, E.-S. Yoon, J. Y. Kang, & I.-J. Cho (2012). *Flexible latching-type tactile display system actuated*

- by combination of electromagnetic and pneumatic forces. 25th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS), 2012 IEEE Paris (Frankreich): IEEE: 1149-1152.
- Neumann, C. (2013). *Entwicklung einer Plattform zur individuellen Ansteuerung von Mikroventilen und Aktoren auf der Grundlage eines Phasenüberganges zum Einsatz in der Mikrofluidik*: KIT Scientific Publishing.
- Neumann, C., A. Voigt, L. Pires, & B. E. Rapp (2012). "Design and characterization of a platform for thermal actuation of up to 588 microfluidic valves." *Microfluidics and Nanofluidics*, 1-10.
- Neumann, C., E. Wilhelm, A. Voigt, & B. E. Rapp (2014). *A BISTABLE MICROFLUIDIC PHASE CHANGE ACTUATOR AND OPTIMIZATION OF ITS RESPONSE TIMES*. The 18th International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences, San Antonio, USA.
- Ngaleu, O. (2013). *Entwicklung und Anwendung eines mikrofluidischen Touch-Displays für Blinde* Praktikumsarbeit, Hochschule Mannheim und Karlsruher Institut für Technologie.
- Nguyen, N.-T., X. Huang, & T. K. Chuan (2002). "MEMS-micropumps: a review." *Journal of fluids Engineering* **124**(2), 384-392.
- Nguyen, N.-T., & S. T. Wereley (2006). *Fundamentals and Applications of Microfluidics*. Boston: Artech House.
- Odenbach, S. (2009). *Colloidal magnetic fluids: basics, development and application of ferrofluids*. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Oertel, H., M. Böhle, & U. Dohrmann (2009). *Strömungsmechanik: Grundlagen-Grundgleichungen-Lösungsmethoden-Softwarebeispiele*. Wiesbaden: Vieweg + Teubner.
- Ogden, S., R. Bodén, & K. Hjort (2010). "A latching valve for high-pressure microfluidics." *Microelectromechanical Systems, Journal of* **19**(2), 396-401.
- Oh, K. W., & C. H. Ahn (2006). "A review of microvalves." *Journal of Micromechanics and Microengineering* **16**(5), R13-R39.
- Oh, K. W., K. Namkoong, & P. Chinsung (2005). *A phase change microvalve using a meltable magnetic material: ferro-wax*. Micro total analysis systems microTAS 2005, Boston.
- Orthmann, K., & J. Schmidt (1995). "Kleben in der Elektronik." *Expert-Verlag, Ehningen bei Böblingen*.

- Pal, R., M. Yang, B. N. Johnson, D. T. Burke, & M. A. Burns (2004). "Phase change microvalve for integrated devices." *Analytical chemistry* **76**(13), 3740-3748.
- Papon, P., J. Leblond, & P. H. E. Meijer (2006). *The physics of phase transitions: concepts and applications*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer.
- Park, J., V. Sunkara, T.-H. Kim, H. Hwang, & Y.-K. Cho (2012). "Lab-on-a-Disc for Fully Integrated Multiplex Immunoassays." *Analytical Chemistry* **84**(5), 2133-2140.
- Pei, Q., Z. Yu, X. Niu, & P. Brochu (2010). "Electroactive polymers for rigid-to-rigid actuation and Braille e-books." *SPIE Newsroom*. doi **10**(2.1201002), 002632.
- Petersen, R. C. (1989). Tactile display apparatus: UNited States patent office 4,871,992 angemeldet 08.07.1988 erteilt 03.10.1989.
- Petersen, R. C. (2004). Tactile display system: UNited States patent office US 6,734,785 B2 angemeldet 23.10.2001 erteilt 11.05.2004.
- Prescher, D., O. Nadig, & G. Weber (2010). Reading braille and tactile ink-print on a planar tactile display. *Computers Helping People with Special Needs*. Wien, Springer: 482-489.
- PROFORM (2013). "Stereolithography Resin in Selection in Use at PROFORM." heruntergeladen am -19.11.2013, von [http:// www.proform.ch/download/Resin_selector_e.pdf](http://www.proform.ch/download/Resin_selector_e.pdf).
- Py, X., R. Olives, & S. Mauran (2001). "Paraffin/porous-graphite-matrix composite as a high and constant power thermal storage material." *International Journal of heat and mass transfer* **44**(14), 2727-2737.
- Rapp, B., C. Neumann, E. Wilhelm, & A. Voigt (2013). Bistabiler aktor, aktoranordnung, verfahren zum aktuieren und verwendung: Deutsches Patent und Markenamt DE102012005992 B3 angemeldet 23.03.12 erteilt 11.07.13.
- Ren, K., S. Liu, M. Lin, Y. Wang, & Q. Zhang (2008). "A compact electroactive polymer actuator suitable for refreshable Braille display." *Sensors and Actuators A: Physical* **143**(2), 335-342.
- Renault, C., J. Koehne, A. J. Ricco, & R. M. Crooks (2014). "Three-Dimensional Wax Patterning of Paper Fluidic Devices." *Langmuir* **30** (23), 7030–7036

- Renzi, R. (1996). Virtual environment tactile system: United States patent office US005583478A angemeldet 01.03.1995 erteilt 10.12.1996.
- Reynolds, O. (1883). "An experimental investigation of the circumstances which determine whether the motion of water shall be direct or sinuous, and of the law of resistance in parallel channels." *Proceedings of the royal society of London* **35**(224-226), 84-99.
- Röder, B., & F. Rösler (2001). Vergleich haptischer Wahrnehmungsleistungen zwischen blinden und sehenden Personen. *Der bewegte Sinn*. Berlin, Heidelberg, Springer: 89-98.
- Roehr, Z. M. (1953). Medizinisches Injektionsgeraet Medical Injektionsgeraet: Deutsches Patent und Markenamt DE866988 C angemeldet 03.10.1950 erteilt 12.02.1953.
- Ros, P. M., V. Dante, L. Mesin, E. Petetti, P. Del Giudice, & E. Pasero (2014). "A new dynamic tactile display for reconfigurable braille: implementation and tests." *Frontiers in neuroengineering* **7**.
- Roselier, S., G. Changeon, & J. Lozada (2012). Fluidic actuator and display device having fluidic actuators: United States patent office US 2012/0299905 A1 angemeldet 14.12.2010 erteilt 29.11.2012.
- Rott, N. (1990). "Note on the history of the Reynolds number." *Annual review of fluid mechanics* **22**(1), 1-12.
- Runyan, N. H., & F. Carpi (2011). "Seeking the'holy Braille'display: might electromechanically active polymers be the solution?" *Expert review of medical devices* **8**(5), 529-532.
- Sant, H. J., T. Ho, & B. K. Gale (2010). "An in situ heater for a phase-change-material-based actuation system." *Journal of Micromechanics and Microengineering* **20**(8), 085039.
- Schlaak, H., P. Lotz, & M. Matysek (2008). *Multilayer stack contractile actuators*: Elsevier, Amsterdam.
- Schleppenbach, D. A., W. Lau, & J. P. Said (2004). Apparatus and methods for a shape memory spring actuator and display: UNited States patent office US 6,705,868 B1 angemeldet 18.03.1998 erteilt 16.03.2004.
- Schmidt, R. F., & N. Birbaumer (1998). *Neuro- und Sinnesphysiologie : mit 11 Tab*. Berlin; Heidelberg [u.a.]: Springer.
- Schmitt, S. (2013). *Entwicklung einer Druckeinheit für den Einsatz in einem mikrofluidischen Braille-Display* Bachelor Thesis, Karlsruhe

- Institut für Technologie und Hochschule Karlsruhe - Technik und Wirtschaft.
- Schmitt, T. (2011). *Aufbau eines thermischen Paraffinaktors* Bachelorthesis, Fachhochschule Kaisereslautern, Informatik und Mikrosystemtechnik und Karlsruher Institut für Technologie.
- Schomburg, W., J. Vollmer, B. Bustgens, J. Fahrenberg, H. Hein, & W. Menz (1994). "Microfluidic components in LIGA technique." *Journal of Micromechanics and Microengineering* **4**(4), 186.
- Schonherr, K. P. (1979). Bistable device for representation of a point of a tactile information: UNited States patent office 4,178,586 angemeldet 31.07.1978 erteilt 11.12.1979.
- Seidl, H. (1995). "Aristoteles: Über die Seele." *Meiner, Hamburg*.
- Sellentin, A. (2014). *Test und Optimierung von Fluidiksystemen für den Einsatz in einem mikrofluidischen Display zur Darstellung von Brailleschrift und Grafiken* Praktikumsbericht, Hochschule Karlsruhe Technik und Wirtschaft und Karlsruher Institut für Technologie.
- Shaikh, K. A., S. Li, & C. Liu (2008). "Development of a latchable microvalve employing a low-melting-temperature metal alloy." *Microelectromechanical Systems, Journal of* **17**(5), 1195-1203.
- Sheppard, L., & F. K. Aldrich (2001). "Tactile graphics in school education: perspectives from teachers." *British Journal of Visual Impairment* **19**(3), 93-97.
- Shibayama, M., & T. Tanaka (1993). Volume phase transition and related phenomena of polymer gels. *Responsive gels: volume transitions I*. Berlin, Heidelberg, Springer: 1-62.
- Shikida, M., T. Imamura, S. Ukai, T. Miyaji, & K. Sato (2008). "Fabrication of a bubble-driven arrayed actuator for a tactile display." *Journal of Micromechanics and Microengineering* **18**(6), 065012.
- Shinozawa, Y., T. Abe, & T. Kondo (1997). *A proportional microvalve using a bi-stable magnetic actuator*. Tenth Annual International Workshop on Micro Electro Mechanical Systems, 1997. MEMS'97, Proceedings, IEEE., Nagoya (Japan): IEEE: 233-237.
- Shoji, S., & M. Esashi (1994). "Microflow devices and systems." *Journal of Micromechanics and Microengineering* **4**(4), 157.
- Sigma-Aldrich Chemie GmbH (2013). Sicherheitsdatenblatt Stearinsäure. Steinheim, Sigma-Aldrich Chemie GmbH,.

- Sivan, U., & E. Brod (2011). Method and device for tactile presentation: United States patent office US 2011/0025602 A1 angemeldet 25.03.2009 erteilt 03.02.2011.
- Smith, E., & E. Smith (2007). Electrothermal refreshable Braille cell and method for actuating same: United States patent office US 2007/0020589 A1 angemeldet 05.04.2006 erteilt 25.01.2007.
- Smithmaitrie, P. (2009) "Analysis and Design of Piezoelectric Braille Display." *Rehabilitation Engineering*, DOI: 10.5772/7391.
- Sommerfeld, A. (1908). "Ein Beitrag zur hydrodynamischen Erklärung der turbulenten Flüssigkeitsbewegungen." *Atti del* **4**, 116-124.
- Squires, T. M., & S. R. Quake (2005). "Microfluidics: Fluid physics at the nanoliter scale." *Reviews of modern physics* **77**(3), 977.
- Stokes, G. G. (1851). "On the effect of the internal friction of fluids on the motion of pendulums." *Transactions of the Cambridge Philosophical Society* **9**.
- Stone, H. A., A. D. Stroock, & A. Ajdari (2004). "Engineering flows in small devices: microfluidics toward a lab-on-a-chip." *Annu. Rev. Fluid Mech.* **36**, 381-411.
- Streque, J., A. Talbi, P. Pernod, & V. Preobrazhensky (2010). "New magnetic microactuator design based on PDMS elastomer and MEMS technologies for tactile display." *Haptics, IEEE Transactions on* **3**(2), 88-97.
- Sugino, T., & K. Asaka (2011). *Fully plastic actuators based on ionic-liquid-based bucky-gels and their applications to Braille display*. 2011 Proceedings of SICE Annual Conference (SICE), , Tokyo (Japan): IEEE: 1696-1697.
- Supriya, S., & A. Senthilkumar (2009). *Electronic Braille pad*. International Conference on Control, Automation, Communication and Energy Conservation, 2009. INCACEC 2009. , Perundurai (Indien): IEEE: 1-5.
- Suzuki, Y., M. Yamada, & M. Seki (2010). "Sol-gel based fabrication of hybrid microfluidic devices composed of PDMS and thermoplastic substrates." *Sensors and Actuators B: Chemical* **148**(1), 323-329.
- Szabo, Z., M. Ganji, & E. T. Enikov (2011). *Development of Voice-Coil Micro-Actuator for 3-D Virtual Tactile Displays*. ASME 2011 International Mechanical Engineering Congress and Exposition, Denver (USA): American Society of Mechanical Engineers: 1027-1033.

- Tabeling, P. (2005). *Introduction to microfluidics*: Oxford University Press.
- Takahashi, I., T. Takatsuka, & M. Abe (2014). Application of Nano-Carbon Actuator to Braille Display. *Soft Actuators*. Oxford, Springer: 371-384.
- Tanaka, T. (1981). "Gels." *Scientific American* **244.1**, 124.
- Tennico, Y. H., M. T. Koesdjojo, S. Kondo, D. T. Mandrell, & V. T. Remcho (2010). "Surface modification-assisted bonding of polymer-based microfluidic devices." *Sensors and Actuators B-Chemical* **143(2)**, 799-804.
- Tetzlaff, J. F. (1981). Electromechanical braille cell: United States patent office 4,283,178 angemeldet 02.07.1979 erteilt 11.08.1981.
- Tieman, F. J., & K. Zeehuisen (1988). Tactile relief display device and method for manufacture it: united States patent office 4,758,165 angemeldet 13.02.1987 erteilt 19.07.1988.
- Tipler, P. A., & G. Mosca (2008). *Physics for scientists and engineers: with modern physics*. New York: Freeman.
- Torras, N., K. Zinoviev, C. Camargo, E. M. Campo, H. Campanella, J. Esteve, J. Marshall, E. Terentjev, M. Omastova, & I. Krupa (2013). *Nematic opto-mechanical actuators for the fabrication of refreshable tactile systems*. The 17th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (TRANSDUCERS & EUROSENSORS XXVII), 2013 Transducers & Euroensors XXVII: , Barcelona (Spanien): IEEE: 1691-1694.
- Torras, N., K. Zinoviev, C. Camargo, E. M. Campo, H. Campanella, J. Esteve, J. Marshall, E. Terentjev, M. Omastová, & I. Krupa (2014). "Tactile device based on opto-mechanical actuation of liquid crystal elastomers." *Sensors and Actuators A: Physical* **208**, 104-112.
- Tretiakoff, O., & A. Tretiakoff (1977). Electromechanical transducer for relief display panel: United States patent office 4,044,350 , angemeldet 19.08.1975 erteilt 23.08.1977.
- Tretiakoff, O., & A. Tretiakoff (1987). Tactile reading device: united States patent office 4,664,632 angemeldet 24.01.1986 erteilt 22.05.1987.

- Tsai, J.-H., & L. Lin (2002). "A thermal-bubble-actuated micronozzle-diffuser pump." *Microelectromechanical Systems, Journal of* **11**(6), 665-671.
- TSUJITA, T., M. NAKANO, & K. YOSHIDA (2011). *DEVELOPMENT OF A COMPACT BRAILLE DISPLAY USING DIAPHRAGM ACTUATORS CONTROLLED BY ER VALVES*. Electro-rheological Fluids and Magneto-rheological Suspensions: Proceedings of the 12th International Conference, Philadelphia, USA, 16-20 August 2010: World Scientific: 40.
- Vartanian, H., & J. Jurikson-Rhodes (2012). Apparatus and method for raising or elevating a portion of a display device: United States patent office US 2012/0050200 A1 angemeldet 08.11.2011 erteilt 01.03.2012.
- Velázquez, R., H. Hernández, & E. Preza (2012). "A portable piezoelectric tactile terminal for Braille readers." *Applied Bionics and Biomechanics* **9**(1), 45-60.
- Velazquez, R., E. Pissaloux, J. Szewczyk, & M. Hafez (2005). *Miniature shape memory alloy actuator for tactile binary information display*. Robotics and Automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on: IEEE: 1344-1349.
- Vicider, C., O. Ohman, & H. Elderstig (1995). *A pneumatically actuated micro valve with a silicone rubber membrane for integration with fluid-handling systems*. The 8th International Conference on Solid-State Sensors and Actuators, 1995 and Eurosensors IX.. Transducers' 95. , Stockholm (Schweden): IEEE: 284-286.
- Vidal-Verdu, F., & M. Hafez (2007). "Graphical tactile displays for visually-impaired people." *Ieee Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* **15**(1), 119-130.
- Vidal-Verdú, F., R. Navas-González, & M. J. Barquero (2006). *Thermal modelling of a thermopneumatic actuator*. Proceedings of the 10th WSEAS international conference on Circuits: World Scientific and Engineering Academy and Society (WSEAS): 258-264.
- Vitushinsky, R., F. Khelifaoui, S. Schmitz, & B. Winzek (2006). "Metallic thin film composites with shape memory alloys for microswitches and tactile graphical displays." *International Journal of Applied Electromagnetics and Mechanics* **23**(1), 113-118.
- Vlachopoulou, M. E., A. Tserepi, P. Pavli, P. Argitis, M. Sanopoulou, & K. Misiakos (2009). "A low temperature surface modification

- assisted method for bonding plastic substrates." *Journal of Micromechanics and Microengineering* **19**(1).
- Völkel, T., G. Weber, & U. Baumann (2008). Tactile Graphics Revised: The Novel BrailleDis 9000 Pin-Matrix Device with Multitouch Input. *Computers Helping People with Special Needs*. K. Miesenberger, J. Klaus, W. Zagler and A. Karshmer, Springer Berlin Heidelberg. **5105**: 835-842.
- Wagner, C. R., S. J. Lederman, & R. D. Howe (2002). *A tactile shape display using RC servomotors*. Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2002. HAPTICS 2002. Proceedings. 10th Symposium on: IEEE: 354-355.
- Waldbaur, A., H. Rapp, K. Länge, & B. E. Rapp (2011). "Let there be chip-towards rapid prototyping of microfluidic devices: one-step manufacturing processes." *Analytical Methods* **3**(12), 2681-2716.
- Wang, J., Z. Chen, M. Mauk, K.-S. Hong, M. Li, S. Yang, & H. H. Bau (2005). "Self-actuated, thermo-responsive hydrogel valves for lab on a chip." *Biomedical Microdevices* **7**(4), 313-322.
- Wang, J., M. R. N. Monton, X. Zhang, C. D. Filipe, R. Pelton, & J. D. Brennan (2014). "Hydrophobic sol-gel channel patterning strategies for paper-based microfluidics." *Lab on a Chip* **14**(4), 691-695.
- Weber, E. H. (1905). *Tastsinn und Gemeingefühl*. Leipzig: W. Engelmann.
- Wilhelm, E. (2012). *Entwicklung und Erprobung eines mikrofluidischen Ventilsystems auf der Grundlage eines Paraffinaktors*. Diplomarbeit, Karlsruher Institut für Technologie.
- Wilhelm, E., T. Nargang, W. Al Bitar, B. Waterkotte, & B. E. Rapp (2014). Protein assay structured on paper by using lithography. *SPIE Photonics West San Francisco (USA)*.
- Wilhelm, E., C. Neumann, K. Sachsenheimer, K. Länge, & B. E. Rapp (2014). *UV-light structured silanization for selective bonding and fabrication of paper-based microfluidic channels*. 18th International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences, San Antonio (USA): 1784-1786.
- Wilhelm, E., T. Schwarz, G. Jaworek, A. Voigt, & B. E. Rapp (2014). Towards Displaying Graphics on a Cheap, Large-Scale Braille Display. *Computers Helping People with Special Needs*, Springer: 662-669.

- Woiass, P. (2005). "Micropumps—past, progress and future prospects." *Sensors and Actuators B: Chemical* **105**(1), 28-38.
- World Health Organization (2014). "Visual impairment and blindness Fact Sheet N°282." *Fact Sheets* heruntergeladen am 13.09.142014.
- Wu, X., S.-H. Kim, H. Zhu, C.-H. Ji, & M. G. Allen (2012). "A refreshable braille cell based on pneumatic microbubble actuators." *Microelectromechanical Systems, Journal of* **21**(4), 908-916.
- Wu, X., H. Zhu, S.-H. Kim, & M. G. Allen (2007). *A portable pneumatically-actuated refreshable braille cell*. Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference, 2007. TRANSDUCERS 2007. International, Lyon (Frankreich): IEEE: 1409-1412.
- Yang, B., & Q. Lin (2007). "A latchable microvalve using phase change of paraffin wax." *Sensors and Actuators A: Physical* **134**(1), 194-200.
- Yang, G.-H., K.-U. Kyung, M. A. Srinivasan, & D.-S. Kwon (2006). *Quantitative tactile display device with pin-array type tactile feedback and thermal feedback*. International Conference on Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006. Proceedings 2006 IEEE, Orlando (USA): IEEE: 3917-3922.
- Yang, P. (2005). Electroactive polymer actuator braille cell and braille display: UNited States patent office US 6,881,063 B2 angemeldet 24.02.2004 erteilt 19.04.2005.
- Yobas, L., D. M. Durand, G. G. Skebe, F. J. Lisy, & M. A. Huff (2003). "A novel integrable microvalve for refreshable braille display system." *Microelectromechanical Systems, Journal of* **12**(3), 252-263.
- Yoshida, K., M. Kikuchi, J.-H. Park, & S. Yokota (2002). "Fabrication of micro electro-rheological valves (ER valves) by micromachining and experiments." *Sensors and Actuators A: Physical* **95**(2), 227-233.
- Yoshikawa, W., A. Sasabe, O. Tabata, & A. Ishida (2004). *Vertical direction drive micro actuator using shape memory alloy thin film with flexible joints*. Proceedings of the 2004 International Symposium on Micro-Nanomechatronics and Human Science, 2004 and The Fourth Symposium Micro-Nanomechatronics for

- Information-Based Society, 2004. Proceedings of the 2004 International Symposium on: IEEE: 87-92.
- Zhang, X., X. Jiang, & C. Sun (1999). "Micro-stereolithography of polymeric and ceramic microstructures." *Sensors and Actuators A: Physical* **77**(2), 149-156.

Herausgeber: Institut für Mikrostrukturtechnik

Die Bände sind unter www.ksp.kit.edu als PDF frei verfügbar
oder als Druckausgabe zu bestellen.

- Band 1** Georg Obermaier
Research-to-Business Beziehungen: Technologietransfer durch
Kommunikation von Werten (Barrieren, Erfolgsfaktoren und
Strategien). 2009
ISBN 978-3-86644-448-5
- Band 2** Thomas Grund
Entwicklung von Kunststoff-Mikroventilen im Batch-Verfahren. 2010
ISBN 978-3-86644-496-6
- Band 3** Sven Schüle
Modular adaptive mikrooptische Systeme in Kombination
mit Mikroaktoren. 2010
ISBN 978-3-86644-529-1
- Band 4** Markus Simon
Röntgenlinsen mit großer Apertur. 2010
ISBN 978-3-86644-530-7
- Band 5** K. Phillip Schierjott
Miniaturisierte Kapillarelektrophorese zur kontinuierlichen Über-
wachung von Kationen und Anionen in Prozessströmen. 2010
ISBN 978-3-86644-523-9
- Band 6** Stephanie Kißling
Chemische und elektrochemische Methoden zur Oberflächenbe-
arbeitung von galvanogeformten Nickel-Mikrostrukturen. 2010
ISBN 978-3-86644-548-2

- Band 7** Friederike J. Gruhl
Oberflächenmodifikation von Surface Acoustic Wave (SAW)
Biosensoren für biomedizinische Anwendungen. 2010
ISBN 978-3-86644-543-7
- Band 8** Laura Zimmermann
Dreidimensional nanostrukturierte und superhydrophobe
mikrofluidische Systeme zur Tröpfchengenerierung und
-handhabung. 2011
ISBN 978-3-86644-634-2
- Band 9** Martina Reinhardt
Funktionalisierte, polymere Mikrostrukturen für die
dreidimensionale Zellkultur. 2011
ISBN 978-3-86644-616-8
- Band 10** Mauno Schelb
Integrierte Sensoren mit photonischen Kristallen auf
Polymerbasis. 2012
ISBN 978-3-86644-813-1
- Band 11** Daniel Auernhammer
Integrierte Lagesensorik für ein adaptives mikrooptisches
Ablenkensystem. 2012
ISBN 978-3-86644-829-2
- Band 12** Nils Z. Danckwardt
Pumpfreier Magnetpartikeltransport in einem Mikroreaktions-
system: Konzeption, Simulation und Machbarkeitsnachweis. 2012
ISBN 978-3-86644-846-9
- Band 13** Alexander Kolew
Heißprägen von Verbundfolien für mikrofluidische
Anwendungen. 2012
ISBN 978-3-86644-888-9

ISSN 1869-5183

- Band 14** Marko Brammer
Modulare Optoelektronische Mikrofluidische Backplane. 2012
ISBN 978-3-86644-920-6
- Band 15** Christiane Neumann
Entwicklung einer Plattform zur individuellen Ansteuerung von Mikroventilen und Aktoren auf der Grundlage eines Phasenüberganges zum Einsatz in der Mikrofluidik. 2013
ISBN 978-3-86644-975-6
- Band 16** Julian Hartbaum
Magnetisches Nanoaktorsystem. 2013
ISBN 978-3-86644-981-7
- Band 17** Johannes Kenntner
Herstellung von Gitterstrukturen mit Aspektverhältnis 100 für die Phasenkontrastbildgebung in einem Talbot-Interferometer. 2013
ISBN 978-3-7315-0016-2
- Band 18** Kristina Kreppenhofer
Modular Biomicrofluidics - Mikrofluidikchips im Baukastensystem für Anwendungen aus der Zellbiologie. 2013
ISBN 978-3-7315-0036-0
- Band 19** Ansgar Waldbaur
Entwicklung eines maskenlosen Fotolithographiesystems zum Einsatz im Rapid Prototyping in der Mikrofluidik und zur gezielten Oberflächenfunktionalisierung. 2013
ISBN 978-3-7315-0119-0
- Band 20** Christof Megnin
Formgedächtnis-Mikroventile für eine fluidische Plattform. 2013
ISBN 978-3-7315-0121-3

- Band 21** Srinivasa Reddy Yeduru
Development of Microactuators Based on
the Magnetic Shape Memory Effect. 2013
ISBN 978-3-7315-0125-1
- Band 22** Michael Röhrig
Fabrication and Analysis of Bio-Inspired Smart Surfaces. 2014
ISBN 978-3-7315-0163-3
- Band 23** Taleieh Rajabi
Entwicklung eines mikrofluidischen Zweikammer-
Chipsystems mit integrierter Sensorik für die Anwendung
in der Tumorforschung. 2014
ISBN 978-3-7315-0220-3
- Band 24** Frieder Märkle
Laserbasierte Verfahren zur Herstellung hochdichter
Peptidarrays. 2014
ISBN 978-3-7315-0222-7
- Band 25** Tobias Meier
Magnetoresistive and Thermoresistive Scanning
Probe Microscopy with Applications in Micro- and
Nanotechnology. 2014
ISBN 978-3-7315-0253-1
- Band 26** Felix Marschall
Entwicklung eines Röntgenmikroskops für
Photonenenergien von 15 keV bis 30 keV. 2014
ISBN 978-3-7315-0263-0
- Band 27** Leonardo Pires Carneiro
Development of an Electrochemical Biosensor Platform and a
Suitable Low-Impedance Surface Modification Strategy. 2014
ISBN 978-3-7315-0272-2

- Band 28** Sebastian Mathias Schillo
Prozessentwicklung für die Automatisierung der Herstellung
und Anwendung von hochdichten Peptidmicroarrays. 2014
ISBN 978-3-7315-0274-6
- Band 29** Nicole E. Steidle
Micro- and Nanostructured Microfluidic Devices for Localized
Protein Immobilization and Other Biomedical Applications. 2014
ISBN 978-3-7315-0297-5
- Band 30** Jochen Heneka
Prozessentwicklung eines industrietauglichen Verfahrens zur
Fertigung von vereinzelt LIGA-Mikrobauteilen. 2015
ISBN 978-3-7315-0326-2
- Band 31** Seoung-Eun Kim
Konzeption und prototypische Fertigung einer nicht-invasiven
mikrofluidischen Plattform für die Elektrophysiologie (NIMEP)
zur Zellenanalyse. 2015
ISBN 978-3-7315-0378-1
- Band 32** Elisabeth Wilhelm
Entwicklung eines mikrofluidischen Brailledisplays. 2015
ISBN 978-3-7315-0385-9

ELISABETH WILHELM

Entwicklung eines mikrofluidischen Brailledisplays

Brailledisplays dienen dazu, digitale Informationen für den Tastsinn anzuzeigen und so Sehgeschädigten zugänglich zu machen. Die in herkömmlichen Brailledisplays verbauten Aktoren sind jedoch sehr teuer. Daher ist der Anzeigebereich zurzeit meist auf eine Textzeile beschränkt. Grafische Informationen bleiben dem sehgeschädigten Nutzer verborgen. Um die Darstellung taktiler Grafiken zu ermöglichen, wurde ein alternatives Aktorkonzept für großflächige grafikfähige Brailledisplays entwickelt. Die Anforderungen an das Brailledisplay wurden im Rahmen einer Online-Umfrage unter potentiellen Nutzern ermittelt. Ausgehend von diesen Anforderungen wurde ein Brailledisplay entwickelt, das aus zahlreichen einzeln adressierbaren Phasenübergangsventilen besteht, die den fest/flüssig-Phasenübergang von Paraffin nutzen. Je nachdem, welches Ventil geöffnet ist, kann die flexible Tastoberfläche mit einer eigens entwickelten Pumpe lokal aufgewölbt werden. Dadurch wird ein tastbarer Bildpunkt erzeugt, der zur Informationsübertragung genutzt wird.

ISSN 1869-5183

ISBN 978-3-7315-0385-9

