

**Kathrin Carl**

**Technische Biologie des Tasthaar-Sinnessystems  
als Gestaltungsgrundlage für taktile stiftführende  
Mechanosensoren**

# Berichte aus der Biomechatronik

Herausgegeben von Prof. Dr. Hartmut Witte

Fachgebiet Biomechatronik an der TU Ilmenau

Band 3

**Technische Biologie des  
Tasthaar-Sinnessystems als  
Gestaltungsgrundlage für  
taktile stiftführende  
Mechanosensoren**

Von Kathrin Carl



Universitätsverlag Ilmenau  
2009

# Impressum

## **Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek**

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Angaben sind im Internet über <http://dnb.d-nb.de> abrufbar.

Diese Arbeit hat der Fakultät für Maschinenbau der Technischen Universität Ilmenau als Dissertation vorgelegen.

Tag der Einreichung: 30. Juni 2008

1. Gutachter: Prof. Dr. med. Hartmut Witte  
(Technische Universität Ilmenau)
  2. Gutachter: Prof. Dr.-Ing. Klaus Zimmermann  
(Technische Universität Ilmenau)
  3. Gutachter: PD Dr. phil. nat. Gertrud Klauer  
(Johann Wolfgang Goethe-Universität, Frankfurt/M.)
- Tag der Verteidigung: 18. November 2008

Technische Universität Ilmenau/Universitätsbibliothek

### **Universitätsverlag Ilmenau**

Postfach 10 05 65

98684 Ilmenau

[www.tu-ilmenau.de/universitaetsverlag](http://www.tu-ilmenau.de/universitaetsverlag)

### **Herstellung und Auslieferung**

Verlagshaus Monsenstein und Vannerdat OHG

Am Hawerkamp 31

48155 Münster

[www.mv-verlag.de](http://www.mv-verlag.de)

ISBN 978-3-939473-45-9 (Druckausgabe)

ISSN 1865-9136 (Druckausgabe)

urn:nbn:de:gbv:ilm1-2008000273

## Danksagung

Diese Arbeit ist nur dank der Unterstützung und Diskussionsbereitschaft einer Vielzahl von Kollegen und Freunden zustande gekommen. Allen, die mir die letzten vier Jahre mit Rat und Tat zur Seite standen, möchte ich an dieser Stelle danken.

Zu besonderem Dank bin ich meinem Doktorvater Herrn Prof. Hartmut Witte und Frau Dr. Gertrud Klauer verpflichtet. Beide sind die Initiatoren der vorliegenden Arbeit. Mit ihren Vorarbeiten auf dem Gebiet der Vibrissen hat Frau Dr. Klauer den Grundstein für die Bearbeitung zahlreicher weiterer Fragestellungen gelegt. Herrn Prof. Witte danke ich neben der wissenschaftlichen Betreuung und inhaltlichen Unterstützung vor allem für die Möglichkeit, den Ablauf der letzten vier Jahre so flexibel und selbständig gestalten zu können.

Besonders herzlich danken möchte ich auch Dr. Cornelius Schilling. Er hat mit seinem umfangreichen Fachwissen, seiner immer währenden Diskussionsbereitschaft und dem Aufwerfen neuer Fragestellungen erheblich zu dem Gelingen meiner Arbeit beigetragen.

Herrn Prof. Zimmermann danke ich sein Interesse an der Thematik und die Möglichkeit, meine Arbeit mit den Mitarbeitern des Fachgebietes Technische Mechanik diskutieren zu können. Hier sei vor allem Dr. Carsten Behn mein Dank ausgesprochen für die Hilfe bei der Anpassung seines Modells und die Einführung in regelungstechnische Fragestellungen.

Besonderen Dank schulde ich auch Prof. Lothar Spiess, Dr. Ingo Burgert und seinen Mitarbeitern Markus Rüggeberg und Susanne Weichold, Prof. Matthias Scherge, Dr. Wolfram Hild und Prof. Jörg Grabow. Jeder dieser Kollegen hat mich mit viel Geduld in sein spezielles Fachgebiet, wie die Elektronenmikroskopie, Tribologie oder die Schwingungsanalyse, eingeführt und mir so die Möglichkeiten geschaffen, verschiedene experimentelle Analysen durchzuführen.

Mike Stubenrauch danke ich für die Überlassung der Mikrometeruhr und Silke Augustin für die Möglichkeit, die Gewichtsbestimmungen durchzuführen.

Für die kreativen Diskussionen, fachlichen Hinweise und die angenehme Arbeitsatmosphäre bedanke ich mich bei allen Kollegen vom Fachgebiet Biomechatronik.

Frau Danja Voges sei herzlich gedankt für die Hilfe bei der Organisation des biologischen Materials.

Ganz besonders danken möchte ich Jörg Mämpel, der mir jederzeit alle technischen Fragen beantwortet und mir so mit viel Geduld und Ausdauer die Ingenieurwissenschaften immer wieder ein Stück näher gebracht hat. Besonders danke ich ihm auch für die vielen aufbauenden Worte, mit denen er es immer geschafft hat, mich in den schwierigen Phasen zu unterstützen.

Zahlreiche Studenten haben durch die Bearbeitung von Teilthemen ebenfalls zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen. Mein besonderer Dank gilt Sebastian Clauss, Nico Möschl, Stefan Schmidt, Ronny Stötzel und Rene Uhlig.

Ich danke meinen Eltern sowie Dr. Detlef Hofmann und Michael Trauboth für die orthographischen und grammatikalischen Korrekturen und die kritischen inhaltlichen Anmerkungen. Dr. Michael Schwertner danke ich für die Korrekturen der englischen Zusammenfassung.

Meinen Eltern danke ich vor allem auch für ihre Unterstützung und die Freiheiten, die sie mir zeitlebens gewährt haben.

Nicht zuletzt danke ich meinem Lebensgefährten Thomas Dingler für die Geduld, Unterstützung und für die immer wiederkehrende Erinnerung an die Datensicherung. Auch mein Sohn Jonas hat mit seiner sonnigen Art immer dazu beigetragen mich zu motivieren.

## Zusammenfassung

Die Natur bietet ein unerschöpfliches Potential an Phänomenen mit technischer Relevanz. Oft scheitert die breite Anwendung von Ideen aus der Biologie am Fehlen einer effektiven Transfermethode zwischen Forschung und industrieller Anwendung. In der vorliegenden Arbeit wird basierend auf einer vergleichenden Betrachtung biologischer Sinnesorgane und technischer Sensorsysteme ein Konzept zur systematischen Analyse der funktionell entscheidenden Grundprinzipien biologischer Sinnesorgane dargestellt. Dieses Konzept des Reizleitungsapparates ermöglicht die Aufbereitung und Systematisierung biologischen Wissens und eignet sich für eine Anwendung auf technische Sensoren zur Identifikation des Optimierungspotentials und Entwicklung von Lösungsansätzen.

Am Beispiel taktiler stiftführender Sensoren wird das Konzept zum Reizleitungsapparat als methodische Leitlinie angewandt. Als Untersuchungsobjekt wird aufgrund seiner technisch relevanten Charakteristika das Tasthaar-Sinnesystem von Säugetieren mit den peripheren Strukturen Haarschaft, Follikel-Sinus-Komplex und Mechanorezeptoren ausgewählt. Ziel der Untersuchungen dieses Sinnesorgans ist nicht die detaillierte Aufklärung aller funktionellen Zusammenhänge von der Peripherie bis zu der neuronalen Verarbeitungskette, sondern eine Abstraktion entscheidender Grundprinzipien, die den Ausgangspunkt für Lösungsansätze sensortechnischer Problemstellungen darstellen. Daher erfolgt die Aufarbeitung der biologischen Kenntnisse unter Zuhilfenahme ingenieurwissenschaftlicher Methoden und Modelle. Die Peripherie des Tasthaar-Sinnesorgans wird als Biegebalken mit nachgiebiger Lagerung interpretiert, deren Steifigkeit aktiv einstellbar ist. Während der Haarschaft bezüglich seiner Struktur und der mechanischen Eigenschaften mit verschiedenen experimentellen Methoden untersucht werden kann, muss bei der Analyse des Follikel-Sinus-Komplexes auf deduktive Methoden der Modellbildung zurückgegriffen werden. Es wird ein auf Grundprinzipien reduziertes mechanisches Modell vorgestellt und dessen Reaktion einerseits als statisches und andererseits als dynamisches System auf verschiedene Erregerkräfte analysiert. Abschließend werden Ansatzpunkte

zur Optimierung taktiler stiftführender Sensoren entwickelt. Schwerpunkte liegen neben Gestaltungsvorschlägen für die reizaufnehmende Struktur auf der Umsetzung einer nachgiebigen und in ihrer Steifigkeit einstellbaren Lagerung.

## Summary

Nature offers an inexhaustible array of phenomena with potential for technical application. A wide range of designs inspired by ideas from biology often fails because no transfer method from research to industrial implementation exists. This work introduces a concept for systematic analysis of function determining principles of biological sensor organs. The concept is based on comparative examination of biological sensor organs and technical sensor systems. Target-oriented evaluation and systematization of biological knowledge in the technological context is accomplished by using the so called stimulus-leading-apparatus concept. Furthermore, this concept can be applied to technical sensor systems to identify design strategies and optimization potential.

The concept is tested on tactile sensors. Biological subject of study is the whisker system of mammals because of its technical relevance. Hair shaft, follicle-sinus-complex (FSC) and mechano receptors are the interesting peripheral structures of the whisker system. Aim of the study is not a detailed analysis of all functional correlations from periphery to neural processing but an abstraction of the essential principles which can initiate solutions for technical sensor problems. Therefore, the biological system is analyzed by means of technical methods and models. The whisker system periphery is examined as a beam with a compliant clamping featuring variable stiffness. Structural and mechanical parameters of the hair shaft are determined experimentally. Deductive methods of modeling are used to analyze the follicle-sinus-complex. A mechanical model reduced to basic principles is introduced. The reaction to external forces is studied and compared using static and even dynamic models. Finally, some ideas for optimizing technical tactile sensors are developed. Emphasis is on design concepts for the stimulus receiving structure and the realization of a compliant clamping with variable stiffness.



# Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis.....	XV
Tabellenverzeichnis.....	XIX
<b>1 Einleitung.....</b>	<b>1</b>
<b>2 Zur Theorie der Sensoren.....</b>	<b>5</b>
<b>2.1 Vorbemerkung.....</b>	<b>5</b>
<b>2.2 Begriffsbestimmung.....</b>	<b>7</b>
<b>2.3 Sensorklassifikation.....</b>	<b>8</b>
<b>2.4 Merkmale biologischer Sinnesorgane .....</b>	<b>10</b>
<b>2.5 Konzept des Reizleitungsapparates.....</b>	<b>12</b>
2.5.1 Ausgewähltes biologisches Beispiel.....	12
2.5.2 Entwicklung eines allgemeinen Konzeptes.....	13
2.5.3 Weitere Prinzipien von Sinnesorganen .....	17
2.5.4 Möglichkeiten des entwickelten Konzeptes .....	18
2.5.5 Diskussion.....	21
<b>3 Anwendung des entwickelten Konzeptes.....</b>	<b>25</b>
<b>3.1 Vorbemerkungen.....</b>	<b>25</b>
<b>3.2 Taktile Mechanosensoren in der Technik.....</b>	<b>26</b>
3.2.1 Mikrosystemtechnik.....	26
3.2.2 Qualitätskontrolle.....	27
3.2.3 Robotik.....	27
<b>3.3 Taktile stiftführende Sinnesorgane .....</b>	<b>29</b>
3.3.1 Sensillen der Gliederfüßer.....	30
3.3.2 Antennen der Insekten.....	30
3.3.3 Vibrissen der Säugetiere .....	31
<b>3.4 Biologisch inspirierte taktile Sensoren .....</b>	<b>31</b>
3.4.1 Stand der Technik.....	31
3.4.2 Optimierungsbedarf taktiler Mechanosensoren.....	33
<b>4 Das Tasthaar-Sinnessystem.....</b>	<b>35</b>
<b>4.1 Allgemeine Charakteristika.....</b>	<b>35</b>
<b>4.2 Morphologische Merkmale.....</b>	<b>37</b>
4.2.1 Sensorische Komponenten.....	38
4.2.2 Aktorische Komponenten.....	40

<b>4.3 Funktionelle Merkmale</b> .....	<b>41</b>
<b>4.4 Signalverarbeitung</b> .....	<b>42</b>
<b>4.5 Identifikation des Forschungsbedarfs</b> .....	<b>43</b>
4.5.1 Technisch relevante Charakteristika.....	44
4.5.2 Funktionshypothesen.....	45
4.5.3 Konzept der analytischen Betrachtungen.....	48
<b>5 Der Haarschaft als reizaufnehmende Struktur</b> .....	<b>51</b>
<b>5.1 Strukturelle Eigenschaften</b> .....	<b>51</b>
5.1.1 Allgemeiner Aufbau von Haaren.....	52
5.1.2 Material und Methoden.....	54
5.1.3 Ergebnisse und Auswertung.....	57
5.1.4 Diskussion.....	69
<b>5.2 Statische Eigenschaften</b> .....	<b>72</b>
5.2.1 Material und Methoden.....	73
5.2.2 Ergebnisse und Auswertung.....	76
5.2.3 Diskussion.....	82
<b>5.3 Dynamische Eigenschaften</b> .....	<b>85</b>
5.3.1 Material und Methoden.....	86
5.3.2 Ergebnisse und Auswertung.....	88
5.3.3 Diskussion.....	95
<b>5.4 Biegestrukturen mit fester Lagerung</b> .....	<b>100</b>
5.4.1 Analytierte Biegestrukturen.....	101
5.4.2 Analytierte Parameter.....	102
5.4.3 Simulationen.....	103
5.4.4 Diskussion.....	107
<b>6 Der Follikel-Sinus-Komplex als Lagerung</b> .....	<b>111</b>
<b>6.1 Abstraktion der Grundprinzipien</b> .....	<b>111</b>
<b>6.2 Biegestrukturen mit nachgiebiger Lagerung</b> .....	<b>112</b>
6.2.1 Analytierte Biegestrukturen.....	112
6.2.2 Simulationen.....	114
6.2.3 Diskussion.....	116
<b>6.3 Geregelttes mechanisches System</b> .....	<b>117</b>
6.3.1 Vorbemerkungen.....	117
6.3.2 Mechanisches Modellbeispiel.....	120

6.3.3 Simulationen.....	124
6.3.4 Diskussion.....	135
<b>7 Übertragung auf technische Umsetzungen.....</b>	<b>141</b>
7.1 Anforderungen an technische Sensoren.....	141
7.2 Gestaltungsvorschläge für die reizaufnehmende Struktur.....	143
7.2.1 Außenkontur.....	143
7.2.2 Material.....	144
7.2.3 Außenhülle.....	146
7.2.4 Oberflächenstruktur.....	146
7.2.5 Binnenstruktur.....	147
7.3 Gestaltungsvorschläge für die Sensorelemente.....	147
7.4 Gestaltungsvorschläge für die Ankopplung.....	149
7.4.1 Nachgiebige Ankopplung.....	149
7.4.2 Einstellbare Steifigkeit.....	151
<b>8 Diskussion.....</b>	<b>155</b>
8.1 Methodenkritik.....	155
8.2 Konzept des Reizleitungsapparates.....	157
8.3 Struktur-Funktions-Korrelation.....	158
8.4 Technische Anforderungen und biologische Lösungen.....	161
<b>9 Ausblick.....</b>	<b>165</b>
9.1 Weiterentwicklung des Reizleitungsapparat-Konzeptes.....	165
9.2 Experimentelle Analysen.....	165
9.3 Modellierung und Simulation.....	167
9.4 Technische Umsetzung .....	168
<b>10 Zusammenfassung.....</b>	<b>171</b>
Anhang.....	179
Literaturverzeichnis.....	189
Thesen.....	201



# Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1-1:	Grundstruktur eines Bewegungssystems mit implementierten Sensoren (verändert nach [Kallenbach, 2003]).....	2
Abbildung 2-1:	Grundstruktur der Informationsaufnahme, -weiterleitung und -verarbeitung (li: Sinnesorgan, mi: allgemeines Schema, re: Sensorensystembeispiel).....	6
Abbildung 2-2:	Klassifizierung und Gegenüberstellung biologischer Sinnesorgane und technischer Sensoren mit Hilfe eines Sensor-Analogiesuchers (Darstellung verändert nach S. Schmidt, 2007, Studienarbeit).....	9
Abbildung 2-3:	Die identifizierten peripheren Strukturen des menschlichen Auges mit einer Zuordnung der Grundfunktionen (li); gegenübergestellt werden zwei technische Systeme (re).....	14
Abbildung 2-4:	Allgemeines Schema des Reizleitungsapparates (prozessbezogen).....	16
Abbildung 2-5:	Schema der Verteilungsstrategien biologischer Rezeptoren.....	18
Abbildung 4-1:	Grundmuster der Vibrissenanordnung der Eutheria und Metatheria [Klauer, 1999; S. 26].....	35
Abbildung 4-2:	Ausbildung von Reihen und Bögen im mystacial pad von Ratten.....	36
Abbildung 4-3:	Follikel-Sinus-Komplex [Klauer, 1999; S.4: Sagittaler Längsschnitt durch eine Vibrisse (Ratte)].....	38
Abbildung 4-4:	Verlauf der intrinsischen Muskulatur (blau), in Anlehnung an Dörfl [1982]	40
Abbildung 4-5:	Zuordnung der peripheren Strukturen des Tasthaar-Sinnessystems zu den Funktionsmodulen des RLA, jeweils mit assoziiertem Aktor (Skizze FSC in Anlehnung an [Klauer, 1999, S. 4]; Rezeptorverteilung in Anlehnung an [Ebara, 2002]).....	46
Abbildung 4-6:	Konzept des analytischen Teils der Arbeit: Unterteilung des Tasthaar-Sinnessystems in Teilsysteme, Entwicklung von Funktionshypothesen, Auflistung der Methoden zur Überprüfung der aufgestellten Hypothesen mit Kapitelverweis.....	48
Abbildung 5-1:	Anordnung der Vibrissen im mystacial-Pad mit Lagebezeichnungen (li); einzelne Vibrisse (re).....	54
Abbildung 5-2:	Vibrisse schematisch, markiert sind die Punkte, an denen die Messung des Durchmessers erfolgte.....	55
Abbildung 5-3:	Probenraum im Rasterelektronenmikroskop mit Probenstisch, Elektronenemitter und Detektor.....	57
Abbildung 5-4:	Lineare Regression und Bestimmtheitsmaß der Vibrissen Reihe A.....	59
Abbildung 5-5:	Länge (li) und Volumen (re) der Vibrissen des mystacial pad (Werte siehe A1).....	59
Abbildung 5-6:	Oberflächenstruktur der Makrovibrisse C1, einer Mikrovibrisse und eines Körperhaares.....	62
Abbildung 5-7:	Schema der Schuppenstruktur von Vibrissen (li) und Körperhaaren der Rückenregion (re).....	63
Abbildung 5-8:	Lichtmikroskopische Aufnahmen der Makrovibrisse B2 und eines Körperhaares.....	64
Abbildung 5-9:	Lichtmikroskopische Aufnahmen der Querschnitte verschiedener Haare	65

Abbildung 5-10: REM-Aufnahmen der Vibrissenquerschnitte; li:Übersicht, mi: Cortex und Medulla, re: Cuticula; Vibrisse A3 und B2: vorderes Drittel-Medulla hohl; Vibrisse A4: hinteres Drittel-Medulla gefüllt; Vibrisse B1: spitzennah-Medulla nicht mehr vorhanden; gut zu sehen sind die 15 bis 20 Schichten der Cuticula (re).....	68
Abbildung 5-11: Versuchsaufbau zur Bestimmung der Biegesteifigkeit von Vibrissen (li); Prinzipskizze (re, oben), verändert nach [Hild, 2005]; Messwerte am Beispiel der Vibrisse B1 (re, unten).....	75
Abbildung 5-12: Federkonstante (oben), Elastizitätsmodul (mitte) und Biegesteifigkeit (unten) in Abhängigkeit vom Abstand des Messpunktes zur Vibrissenbasis (Messwerte und Abbildung für Reihe B siehe Anhang A3 bis A6)...	78
Abbildung 5-13: Modell der Vibrisse als konischer Biegebalken.....	79
Abbildung 5-14: Versuchsaufbau zur Analyse der dynamischen Eigenschaften von Vibrissen; 1 Fixierung der Vibrisse mit der Möglichkeit einer variablen Einspanntiefe, 2 Vibrisse, 3 Schwingungserreger, 4 flexible Halterung zur Änderung der Ausrichtung des Versuchsaufbaus.....	88
Abbildung 5-15: Schwingungsamplitude der Vibrisse E1 für drei Frequenzbereiche; Resonanzfrequenzen liegen bei 74 Hz, 167 Hz und 340 Hz.....	89
Abbildung 5-16: Amplituden der Vibrissen von Reihe D in Abhängigkeit von der aufgezungenen Frequenz; oben links: Amplituden an der Basis, oben rechts: Amplituden an der Spitze, unten: Verhältnis Amplitude Spitze zu Amplitude Basis .....	90
Abbildung 5-17: Darstellung der ersten beiden Resonanzmodi im mystacialen Pad (für die grauen Bereich liegen keine Daten vor).....	91
Abbildung 5-18: Darstellung der gemittelten Eigenfrequenzen der Spalten 1-4 und der Straddler (entspricht dem caudo-rostralen Gradient) und der Reihen A bis E (entspricht dem dorso-ventralen Gradient).....	92
Abbildung 5-19: Abhängigkeit der Eigenfrequenzen einzelner Vibrissen von deren geometrischen Abmessungen (Länge und Basisdurchmesser).....	93
Abbildung 5-20: Gegenüberstellung der experimentell gewonnenen Daten und der theoretischen Resonanzmodi für den Zylinder (links) und den Kegel (rechts).....	95
Abbildung 5-21: Analytierte Biegestrukturen: Zylinder mit Voll- und Hohlprofil (links), Kegel mit Voll- und Hohlprofil (rechts).....	101
Abbildung 5-22: Von-Mises Vergleichsspannung eines Hohlkegels im Quer- (li) und Längsschnitt (re) (Abbildung entstanden im Rahmen der Studienarbeit von S. Clauss, 2007).....	103
Abbildung 5-23: Vergleich der Biegelinien und Vergleichsspannungen von Voll- und Hohlzylinder bei verschiedenen Kräften (Kraftansatzpunkt $F_3$ ).....	104
Abbildung 5-24: Biegelinien und Vergleichsspannungen eines Vollkegels bei verschiedenen Kräften (Kraftansatzpunkt $F_3$ ).....	105
Abbildung 5-25: Vergleich der Biegelinien und Vergleichsspannungen von Voll- und Hohlkegel (Kraftansatzpunkt $F_3$ , $F=1\mu\text{N}$ ).....	106
Abbildung 5-26: Vergleich der Biegelinien und Vergleichsspannungen von Vollzylinder und Vollkegel bei verschiedenen Kraftansatzpunkten ( $F = 4\mu\text{N}$ ).....	107
Abbildung 6-1: Abstraktion der nachgiebigen Lagerung mit einstellbarer Steifigkeit, li: statisch, re: dynamisch .....	111
Abbildung 6-2: Biegelinien und Vergleichsspannungen der Struktur 5 (Kraftansatzpunkt $F_3$ ).....	114

Abbildung 6-3:	Einfluss des Elastizitätsmoduls auf die Biegelinien der Struktur 6; Lagerung bis 2 mm; oben: Übersicht, unten links: Einfluss der Kraft; unten rechts: Einfluss E-Modul.....	115
Abbildung 6-4:	Mechanisches Modell der Vibrissen; $F(t)$ ...einwirkende Kraft, $M_L(t)$ ...Drehmoment der Lagerung, $m_1$ ...Endmasse, $m_2$ ...Masse des Stabes, $c$ ...Federkonstante, $d$ ...Dämpfungskonstante, $L$ ...Gesamtlänge, $a$ ...Abstand des Feder-Dämpfer-Elements zur Lagerung.....	121
Abbildung 6-5:	Freigestellter Taststab mit Kräften.....	122
Abbildung 6-6:	Systemverhalten, durchgezogene Linie... tatsächliches Systemverhalten, gestrichelte Linie... Toleranzbereich $\lambda$ ; li: statisch, Stabilisierung der Nulllage; re: dynamisch, vorgegebene Sinusschwingung.....	124
Abbildung 6-7:	Verlauf der Erregerkräfte; oben: $F_1(t)$ , $F_2(t)$ , $F_3(t)$ ; unten: $F_4(t)$ , $F_5(t)$ , $F_6(t)$ .	126
Abbildung 6-8:	Einfluss der Kraft $F(t)$ auf das statische System; Erregerkraft $F_1(t)$ und $F_2(t)$ , Systemverhalten, Drehmoment in der Lagerung und Reglerverstärkung der Simulationen 1 und 2; gestrichelte Linien in den Abbildungen des Systemverhaltens symbolisieren den Toleranzbereich $\lambda$ ; Parameterbelegung: $m_1 = 0$ , $m_2 = 1$ , $L = 1$ , $a = 3$ , $c = 10$ , $d = 5$ .....	127
Abbildung 6-9:	Einfluss der Kraft $F(t)$ auf das statische System; Erregerkraft $F_3(t)$ , $F_4(t)$ , $F_5(t)$ , $F_6(t)$ , Systemverhalten, Drehmoment in der Lagerung und Reglerverstärkung der Simulationen 3 bis 6; gestrichelte Linien in den Abbildungen des Systemverhaltens symbolisieren den Toleranzbereich $\lambda$ ; Parameterbelegung: $m_1 = 0$ , $m_2 = 1$ , $L = 1$ , $a = 3$ , $c = 10$ , $d = 5$ .....	128
Abbildung 6-10:	Einfluss der Kraft $F(t)$ auf das dynamische System; Erregerkraft $F_1(t)$ , $F_2(t)$ , Fehler, Drehmoment in der Lagerung und Reglerverstärkung der Simulationen 7 bis 8; Parameterbelegung: $m_1 = 0$ , $m_2 = 1$ , $L = 1$ , $a = 3$ , $c = 10$ , $d = 5$ .....	129
Abbildung 6-11:	Einfluss der Kraft $F(t)$ auf das dynamische System; Erregerkraft $F_3(t)$ , $F_4(t)$ , $F_5(t)$ , $F_6(t)$ , Fehler, Drehmoment in der Lagerung und Reglerverstärkung der Simulationen 9 bis 12; Parameterbelegung: $m_1 = 0$ , $m_2 = 1$ , $L = 1$ , $a = 3$ , $c = 10$ , $d = 5$ .....	130
Abbildung 6-12:	Maximale Reglerverstärkung in Abhängigkeit der maximalen Kraft; Vergleich verschiedener Kraftverläufe und des statischen und dynamischen Systems; $m_1 = 0$ , $m_2 = 1$ , $L = 1$ , $a = 3$ , $c = 10$ , $d = 5$ .....	132
Abbildung 6-13:	Reglerverstärkung in Abhängigkeit der Einspannposition $a$ für verschiedene Kräfte ( $F_0$ ...keine Kräfteinwirkung); Vergleich statische und dynamische Systeme; $m_1 = 0$ , $m_2 = 1$ , $L = 1$ , $c = 10$ , $d = 5$ .....	133
Abbildung 6-14:	Reglerverstärkung in Abhängigkeit der Endmasse $m_1$ für verschiedene Kräfte ( $F_0$ ...keine Kräfteinwirkung); Vergleich statische und dynamische Systeme; $m_2 = 1$ , $L = 1$ , $a=3$ , $c = 10$ , $d = 5$ .....	135
Abbildung 6-15:	Analyse der lambda-Regelung bezüglich Systemverhalten bei kleinen Störungen; Erregerkraft, Systemverhalten bzw. Fehler, Steuere Drehmoment und Reglerverstärkung; oben: $y_{ref} = 0$ , unten: $y_{ref} = \sin(t)$ ; $m_1 = 0$ , $m_2 = 1$ , $L = 1$ , $a = 3$ , $c = 10$ , $d = 5$ .....	138
Abbildung 7-1:	Verschiedene Sensorelemente (blau) für einen taktilen, stiftführenden Sensor v.l.n.r.: Dehnungsmessstreifen, piezoresistive Elemente, piezoelektrische Elemente, kapazitive Elemente.....	149
Abbildung 7-2:	Verschiedene Möglichkeiten für eine nachgiebige Aufhängung (gelb) des Taststabes v.l.n.r.: Drehgelenk, elastische Membran, Federkonstrukt, Silikonfäden.....	150

Abbildung 7-3:	Zwei Möglichkeiten für die technische Umsetzungen der einstellbaren Steifigkeit durch eine Veränderung der Steifigkeit des Taststabes an sich (li) bzw. der Geometrie (re) des Taststabes: pneumatischer Taststab und in der Länge variabler Taststab.....	151
Abbildung 7-4:	Verschiedene Möglichkeiten für technische Umsetzungen der einstellbaren Steifigkeit durch eine Veränderung der Eigenschaften der Lagerung (grün) v.l.n.r.: Piezoaktoren, pneumatische Manschette, elektro- bzw. magnetorheologische Flüssigkeit.....	153

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 2-1: Definitionen zur sprachlichen Unterscheidung biologischer und technischer Systeme.....	8
Tabelle 3-1: Übersicht taktiler Sensoren (nach dem Vorbild der Vibrissen) für verschiedene Roboterplattformen.....	32
Tabelle 5-1: Durchmesser und Länge der Vibrissen von Reihe A und von einem Körperhaar (KH).....	58
Tabelle 5-2: Proximal-distale Ausdehnung der Cuticulaschuppen verschiedener Vibrissen.....	63
Tabelle 5-3: Absoluter und relativer Durchmesser von Medulla, Cortex und Cuticula und Flächenträgheitsmomente der Teilstrukturen (Wert bei B2 entsprechen dem relativen Abstand der Querschnitte zur Haarbasis).....	66
Tabelle 5-4: Mittlerer E-Modul.....	79
Tabelle 5-5: Die ersten drei Resonanzbereiche der mystacialen Vibrissen (Str. ... Straddler).....	91
Tabelle 5-6: Eigenwerte der ersten drei Resonanzmodi für verschiedene Biegebalkenstrukturen.....	94
Tabelle 5-7: Zusammenfassung der geometrischen -, Material- und Kraftparameter für die analysierten Strukturen mit fester Lagerung.....	101
Tabelle 6-1: Zusammenfassung der geometrischen -, Material- und Kraftparameter für die analysierten Strukturen mit nachgiebiger Lagerung.....	113
Tabelle 7-1: Gegenüberstellung ausgewählter Faserverbundwerkstoffe und Polymere, Vergleich mit den Vibrissen.....	145
Tabelle 8-1: Zusammenfassung der Struktur-Funktionsbeziehungen biologischer Vibrissen.....	159
Tabelle 8-2: Anforderungen an technische, taktile Mechanosensoren und deren Umsetzung bei dem Tasthaar-Sinnessystem der Ratte.....	161



Der Zweifel ist der Beginn der Wissenschaft. Wer nichts anzweifelt, prüft nichts. Wer nichts prüft, entdeckt nichts..

*Teilhard de Chardin (1881-1955), frz. Theologe*

# 1 Einleitung

Die letzten Jahrzehnte waren von Innovationen vor allem in den Bereichen der Mikro- und Nanotechnik und der Informationstechnologie geprägt. Zahlreiche neue Technologien ermöglichen eine kontinuierliche Verbesserung technischer Produkte und Prozesse. Jeder Schritt der Wertschöpfungskette wird wiederkehrend detailliert analysiert, um anschließend optimiert zu werden. Innovationen bezüglich der technischen Systeme folgen in immer kürzeren Zyklen und nehmen ebenso an Durchschlagskraft ab. Die Endlichkeit der Ausreizung bestehender technischer Prozesse ist bei isolierter Betrachtung nicht abwendbar. Auf der Suche nach echten Innovationen wird der Blick für Lösungsansätze auf bis dahin unbekanntes Terrain erweitert. Interdisziplinäre Schlüsse ermöglichen Problemlösungen mit aus heutiger Sicht nicht ansatzweise erahnbarem Potential. In diesem Zusammenhang rückt die Natur mit ihren im Laufe der Evolution entstandenen komplexen Strukturen und Prinzipien immer mehr in den Fokus wissenschaftlicher Betrachtungen zur Beantwortung von bisher ungelösten technischen Herausforderungen. Die der Bionik immanente Inspiration allein ist jedoch noch kein Erfolgsrezept. Daher müssen biologische Phänomene analysiert und verstanden sein (im Sinne der „Technischen Biologie“ nach Nachtigall), bevor eine Umsetzung der Prinzipien in die Technik erfolgen kann (Bionik im engeren Sinne). Gelungene bionische Umsetzungen vermeiden die eins zu eins Kopie ihres Vorbildes („Biomimikry“), indem sie das physikalische Wirkprinzip über eine abstrahierende Modellbildung mit technischen Begriffen interpretieren und mit den Methoden der Technikwissenschaften aufklären. Algorithmen zur Übertragung biologischer Wirkprinzipien in die Technik sind seit einigen Jahren in der einschlägigen Bionik-Literatur mit unterschiedlichem Verallgemeinerungsgrad und einer dadurch bedingten spezifischen Gültigkeit zu finden, wie z.B. von Zerbst [1991], Maier & Zoglauer [1994], Hill [1997, 1999], Küppers [2002],

Gramann [2004], Nachtigall [2005], Schilling [2005], Rummel [2007] oder Jordan [2008]. Diese Abstraktion und Modellbildung biologischer Funktionen hilft wiederum dabei, das Verständnis von den Prinzipien natürlicher Systeme zu erhöhen.

Auch bei der Entwicklung und Verbesserung mechatronischer Systeme bietet sich die Einbeziehung biologischen Wissens an [Witte, 2004a]. Derartig moderne technische Produkte verdanken ihre innovativen Eigenschaften in zunehmendem Umfang dem interdisziplinären Zusammenwirken maschinenbautechnischer, elektrotechnischer und informationstechnischer Komponenten. Der damit verbundene erhöhte Regelbedarf bedingt eine zunehmende Sensorisierung technischer Systeme. Ohne Informationen aus der Umgebung bzw. über den eigenen Zustand sind gerade die fortschrittlicheren technischen Geräte zumeist nicht in der Lage, ihre Aufgaben zu erfüllen. In hoch integrierten, mechatronischen Systemen werden zunehmend Sensoren in alle Komponenten der Arbeitsverrichtung implementiert (Abb. 1-1). Voraussetzung für eine derartige Erhöhung der Integrationsdichte funktionstragender Module ist die fortschreitenden Miniaturisierung auch der signalaufnehmenden Komponenten.

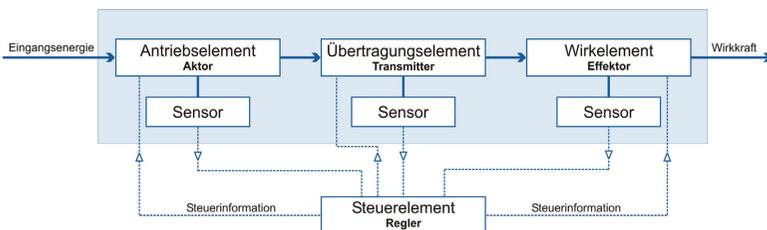


Abbildung 1-1: Grundstruktur eines Bewegungssystems mit implementierten Sensoren (verändert nach [Kallenbach, 2003])

An die Leistungsfähigkeit der verschiedenen Sensoren werden immer höhere Ansprüche gestellt. Traditionelle Kriterien wie Sensitivität, Sensibilität, Selektivität, Dynamikbereich, Drift und Überlastverhalten ebenso wie Forderungen der Miniaturisierung, Integrierbarkeit, Selbstkalibrierung oder multimodale Sensorik [Kenny, 2005, von Gleich, 2007] lassen herkömmliche

Entwicklungs- und Optimierungsverfahren an ihre Grenzen stoßen. Hier bietet es sich an, sich über die Grenzen der Ingenieurwissenschaften hinausgehend Inspirationen aus anderen Wissenschaftsdisziplinen zu holen.

Für eine systematische Übertragung biologischen Wissens auf technische Problemstellungen ist ein strukturiertes Vorgehen unabdingbar. Daher wird im Rahmen dieser Arbeit zunächst ein Konzept vorgestellt, mit dem Ziel funktionell entscheidende Strukturen von Sinnesorganen und technischen Sensorsystemen identifizieren zu können. Dieses Konzept wird als methodische Leitlinie bei der Analyse des Tasthaar-Sinnessystems, einem mechano-sensitiven Sinnesorgan von Säugetieren, angewandt.

Besonders die Perzeption mechanischer Parameter ist für die Bewegungskontrolle und -koordination komplexer automatischer Mechanismen (wie z.B. autonomer Roboter) notwendig. Hier bietet sich der Einsatz mechanischer Sensoren zur Erfassung statischer und dynamischer Zustände unter der Funktion an. Das Tasthaar-Sinnessystem zeichnet sich durch eine Vielzahl an auch unter technischen Kriterien interessanten Eigenschaften aus, die eine dreidimensionale, multiparametrische Umgebungserfassung bei technisch bisher nicht realisierbarer Adaptivität und Robustheit ermöglichen.

Ausgangspunkt der vorliegenden Arbeit sind Veröffentlichungen zur morphologischen [Klauer, 1999] und funktionellen Analyse [Hartmann, 2001, 2003; Neimark, 2001, 2003] des Tasthaar-Sinnessystems. Darauf aufbauend erfolgt im Rahmen dieser Arbeit eine Betrachtung der Funktionseinheit aus Haarschaft und dessen spezifischer Verankerung in der Haut mit verschiedenen technischen Methoden. Ziel der Arbeit ist ein Erkenntnisgewinn bezüglich der Funktionsweise des biologischen Sinnesorgans und eine Aufbereitung der biologischen Prinzipien für technische Umsetzungen. Dabei steht nicht die konsistente empirische Aufklärung der physiologischen Zusammenhänge von der Morphologie bis zur neuronalen Verarbeitungskette im Vordergrund. Vielmehr wird eine technische Interpretation angestrebt, die als Funktionshypothese der Ausgangspunkt für konstruktive Lösungen analoger sensortechnischer Problemstellungen sein soll.



Jede Wissenschaft ist, unter anderem, ein Ordnen,  
ein Vereinfachen, ein Verdaulich machen des  
Unverständlichen für den Geist.

*Hermann Hesse (1877-1962), dt. Dichter*

## 2 Zur Theorie der Sensoren

### 2.1 Vorbemerkung

In der Natur wurde im Laufe der Evolution eine Vielzahl von Sinnessystemen entwickelt. Jede Art ist mit einer spezifischen Ausstattung von „Sensoren“ versehen. So können der Art und ihren Bedürfnissen entsprechend die relevanten Informationen aus der Vielzahl der Umweltreize gefiltert werden. Die Rezeptorzellen (Sinneszellen) biologischer Sinnesorgane reagieren auf spezifische physikalische Reize (Reizmodalitäten); so antworten Photorezeptorzellen nur auf Photonen und Mechanorezeptoren nur auf durch Krafteinwirkung hervorgerufene mechanische Reize. Jede Sinneszelle spricht selektiv auf ihren *adäquaten Reiz* an. Trotz der verschiedenen in der Natur vorkommenden Reize haben alle Sinnesorgane die Art der Signalwandlung gemeinsam: die spezifische Reizenergie wird generell in ein elektrochemisches Membranpotential, das Rezeptorpotential, umgewandelt, und dieses wiederum in das frequenzcodierte Aktionspotential transformiert. In der Technik hingegen erfolgt die Signalwandlung üblicherweise mittels Halbleitereffekten auf elektrische Feldgrößen. Die Ladungsträger sind im Gegensatz zu den Ionen, die in der Natur genutzt werden, meist Elektronen. Demzufolge bietet die Technik bereits mehr Möglichkeiten der Signalwandlung mit größeren Variationen, als in der Natur zu finden sind. Die Signalwandlung biologischer Sinnesorgane weist nur ein geringes bionisches Umsetzungspotential auf und soll im Rahmen dieser Arbeit nicht weiter betrachtet werden. Eine vorstellbare bionische Umsetzung der unmittelbaren Transducer-Struktur wäre die Konstruktion von nanostrukturierten Membranen, welche über gezielte Änderung der Ionenpermeabilität der Potentialänderung dienen könnten. Nach der Signalwandlung erfolgt die Signalverarbeitung (Abb. 2-1). Dieses Forschungsfeld wird in der Bioinformatik und Neurokybernetik analysiert und

technisch umgesetzt. Daher soll auch die Signalverarbeitung hier nicht weiter behandelt werden.

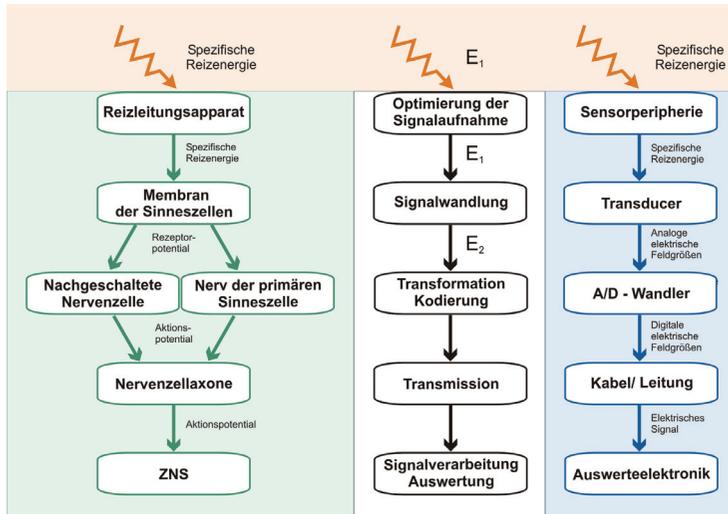


Abbildung 2-1: Grundstruktur der Informationsaufnahme, -weiterleitung und -verarbeitung (li: Sinnesorgan, mi: allgemeines Schema, re: Sensorsystembeispiel)

Die Variabilität biologischer Sinnesorgane liegt in den nicht-nervalen Begleitstrukturen, die eine Vielzahl von Lösungen für technische Fragestellungen erwarten lassen. Die Gesamtheit aller Strukturen, die an der Transmission und Aufbereitung der signaltragenden Energie zu den potentialgenerierenden Rezeptorzellen beteiligt sind, bildet den Reizleitungsapparat. Um biologische Prinzipien in die Technik umzusetzen, bedarf es der Entwicklung einer geeigneten Methodik, die es erlaubt, sowohl biologische als auch technische Problemstellungen bzw. Lösungsstrategien zu analysieren. Bevor ein Konzept zur vergleichenden Betrachtung biologischer und technischer Systeme entwickelt werden kann, ist es notwendig, einige relevante Begriffe zu definieren.

## 2.2 Begriffsbestimmung

Die Begriffe Sensor oder Sensorik werden in den verschiedenen Wissenschaftsdisziplinen unterschiedlich verwendet. Selbst ein „technischer Sensor“ wird in der Literatur nicht einheitlich definiert [Gründler, 2004, Hesse, 1996; Kenny, 2005; Toko, 2000]. Daher werden nachfolgend relevante Begriffe definiert, um biologische und technische Systeme begrifflich voneinander zu unterscheiden (Tab. 2-1).

Jedes Sensorsystem bzw. jedes Sinnesorgan wurde entwickelt, um einen bestimmten Anteil der bestehenden Umgebungszustände als adäquaten Reiz aufzunehmen und umzuwandeln. Während es für Organismen von Vorteil ist, mit vielen Sinnesorganen ausgestattet zu sein, um viele Informationen aus der komplexen Umwelt wahrnehmen zu können, sind technische Systeme nur mit den Sensorsystemen bestückt, die für die jeweilige Funktionserfüllung unbedingt notwendig sind. Als Umgebung technischer Sensoren werden nur wenige, genau determinierte Faktoren betrachtet – die Umwelt wird reduziert abgebildet. Dennoch existieren neben den zu rezipierenden Größen zahlreiche weitere Einflüsse, die auf jeden Sensor wirken und ihn unter Umständen beeinflussen können. Diese bei technischen Sensoren als Querempfindlichkeiten bezeichneten Faktoren können durch Verfälschung des zu messenden Signals zu Fehlinformationen führen bzw. einen Totalausfall des Sensors bewirken. Qualitativ können diese Faktoren gut beschrieben werden, der tatsächlichen Einfluss hingegen ist quantitativ kaum vorherzusagen.

**Tabelle 2-1.** Definitionen zur sprachlichen Unterscheidung biologischer und technischer Systeme

<b>Biologie</b>	<b>Technik</b>
<b>Rezeptor / Sinneszelle</b>	<b>Sensor / Transducer</b>
<p>Unter einem <i>biologischen Rezeptor</i> versteht man eine spezialisierte Zelle, welche die ihr zugeleiteten Umweltreize aufnimmt und äquivalent zur Reizstärke in ein elektro-chemisches Membranpotential umwandelt. Der Begriff <i>Sinneszelle</i> wird synonym verwendet.</p>	<p>Unter einem technischen Sensor versteht man ein Bauteil, welches bestimmte chemische oder physikalische Reize seiner Umgebung qualitativ oder quantitativ erfassen und in eine andere Größe umwandeln kann. Die Sensortechnik befasst sich mit der Erfassung nicht-elektrischer Signale und deren Umwandlung in elektrische Informationen.</p>
<b>Reizleitungsapparat</b>	<b>Sensorperipherie</b>
<p>Zu dem Reizleitungsapparat gehören alle, der eigentlichen Reiz-Erregungs-Wandlerstruktur (im allgemeinen die potentialgenerierenden Membranen der Sinneszellen) vorgeschalteten anatomischen Komponenten, die Einfluss auf die Übertragungscharakteristik der signaltragenden Energie- oder Substratform nehmen.</p>	<p>Zu der Sensorperipherie gehören alle Strukturen des Sensorsystems, die nicht an der eigentlichen Signalwandlung beteiligt sind. Die Funktion der Sensorperipherie ist eine Signalvorverarbeitung.</p>
<b>Sinnesorgan</b>	<b>Sensorsystem / Messfühler</b>
<p>Die Summe der zusammenwirkenden Sinneszellen und dem spezifischen Reizleitungsapparat bezeichnet man als <i>Sinnesorgan</i>.</p>	<p>Das Sensorsystem besteht aus der Transducer-Struktur und der Sensorperipherie.</p>
<b>Umwelt</b>	<b>Umgebung</b>
<p>Unter der Umwelt im ökologischen Sinn versteht man die Summe aller biotischen und abiotischen Faktoren, die auf einen Organismus wirken. Es ist von Vorteil möglichst viele Sinnesorgane auszubilden, um verschiedenen Umweltparameter wahrnehmen zu können.</p>	<p>Als Umgebung eines technischen Sensors betrachtet man nur die für seine Funktionserfüllung relevanten, genau determinierten Faktoren. Die Umgebung umfasst deutlich weniger Einflüsse als die biologische Umwelt und weist eine geringere Komplexität auf.</p>

## 2.3 Sensorklassifikation

In der Literatur existiert eine Vielzahl an Klassifikationsmöglichkeiten für technische Sensoren. Sensoren können nach der gemessenen Größe, der Energiequelle (aktiv, passiv), der Ausgangssignalart (analog, digital), dem

physikalischen Wirkprinzip, der Sensortechnologie oder dem Anwendungsgebiet eingeteilt werden. Für einen Vergleich von biologischen und technischen Sensoren bietet sich die Einteilung nach Energieformen an. Diese Klassifizierung wurde bereits von Stein (1963) vorgenommen. Bei der Cometman-Klassifizierung werden folgende auf den Sensor wirkende Energieformen unterschieden: **C**hemische Energie, **O**ptische Energie, **M**echanische Energie, **E**lektrische Energie, **T**hermische Energie, **M**agnetische Energie, **A**kustische Energie und **N**ukleare Energie. Bei der weiterführenden Betrachtung durch McGhee (2005) wird der Zusammenhang zwischen Eingangs-, Hilfs- und Ausgangsenergie dargestellt. Jeder Sensor, ob biologisch oder technisch, kann in eine dreidimensionale Matrix eingeordnet werden.

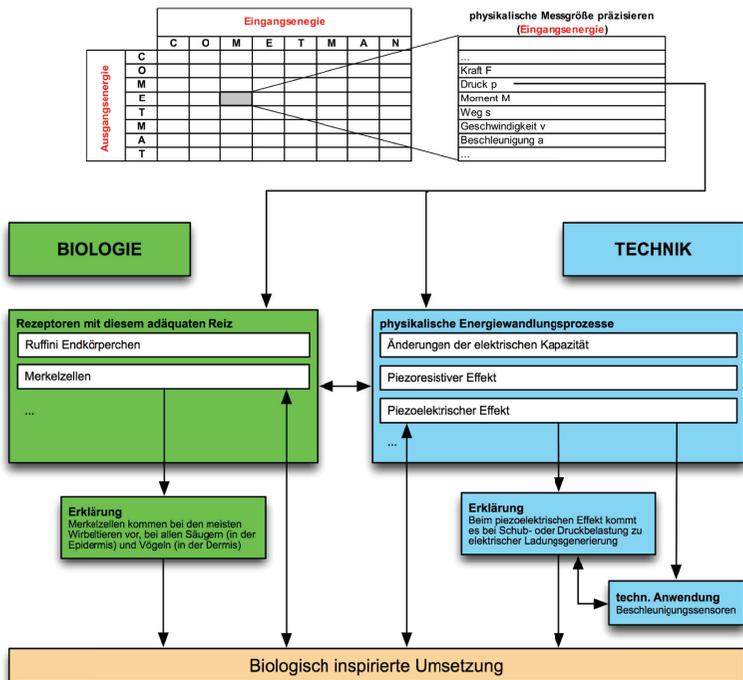


Abbildung 2-2: Klassifizierung und Gegenüberstellung biologischer Sinnesorgane und technischer Sensoren mit Hilfe eines Sensor-Analogiesuchers (Darstellung verändert nach S. Schmidt, 2007, Studienarbeit)

Eine derartige Klassifikation eignet sich zur Erstellung eines Analogiesuchers (Abb. 2-2). Dieser Analogiesucher bietet die Möglichkeit, sich über konkrete technische oder biologische Sensoren zu informieren. Der Nutzer des Sensor-Analogiesuchers kann für eine bekannte Messaufgabe verschiedene technische Lösungsansätze finden. Falls vorhanden, werden ihm ebenfalls funktionell gleiche oder ähnliche Sinnesorgane vorgestellt. Dies ermöglicht dem Nutzer zusätzlich zu den klassischen technischen Lösungsansätzen biologisch inspirierte technische Umsetzungen zu generieren.

## 2.4 Merkmale biologischer Sinnesorgane

An neue Entwicklungen der Sensortechnik werden eine Reihe von Anforderungen gestellt, die neben einer Optimierung grundlegender Eigenschaften auch folgende Ansprüche beinhalten: Sensoren sollen preiswert, einfach handhabbar, mobil, multifunktionell und integrierbar sein [Abele, 2005; Engin, 2005; Trapp, 2005; Kanoun & Tränkler, 2004]. Zu den grundlegenden Parametern der Charakterisierung technischer Sensoren gehören: Sensitivität, Selektivität / Querempfindlichkeit, Dynamikbereich, Auflösung, Integrierbarkeit, Zuverlässigkeit, Reproduzierbarkeit und Kalibrierung.

Folgende Charakteristika von Sinnesorganen sind unter technischen Gesichtspunkten interessant:

### ➤ **Größe**

Die Größe biologischer Sensoren liegt im Bereich von Mikro- und Nano-Dimensionen.

### ➤ **Adaptivität**

Während technische Sensoren nur begrenzt auf sich ändernde Umgebungsbedingungen reagieren können, kann die Empfindlichkeit biologischer Sinnesorgane an variable Umweltbedingungen, Arbeitsräume und Dynamikbereiche angepasst werden.

➤ **Sensitivität**

Sinnessysteme zeichnen sich durch ihre außerordentliche Sensitivität aus, so genügt beispielsweise ein einziges Photon, um Photorezeptoren zu aktivieren.

➤ **Redundanz**

Durch ihre spezifische Anordnung in Form hunderter paralleler Rezeptorzellen weisen Sinnesorgane ein verbessertes Signal-Rausch-Verhältnis auf. Diese Redundanz minimiert die Fehlerwahrscheinlichkeit.

➤ **Robustheit**

Biologische Sinnesorgane zeigen sich sehr robust gegenüber mechanischen Einflüssen der Umgebung. Diese Robustheit wird erreicht durch mechanisch aktive Sensorperipherien, störungstolerante Umweltanpassung bzw. die Möglichkeit zur permanenten Rekalibrierung.

➤ **Rekalibrierung**

Sinnesorgane sind selbstreferenziell, d.h. selbst nach starker Beanspruchung erfolgt eine Rückstellung bzw. Rekalibrierung. Das System bleibt funktionsfähig.

➤ **Aktor-Sensor-Integration**

Aktorische Komponenten sind in unterschiedlichen Hierarchiestufen (Enkapsis) ausgeprägt. Dies ermöglicht zahlreiche Einstellmöglichkeiten von der Dynamisierung des Gesamtsystems bis hin zu den nanomolekularen Ebenen.

➤ **Multimodale-Systeme**

Mit einigen Sinnesorganen ist es durch spezifische Anordnung verschiedener Rezeptortypen möglich, zeitgleich unterschiedliche Reizqualitäten wahrzunehmen. Ratten beispielsweise können mit Hilfe ihrer Tasthaare die Richtung, Stärke und Geschwindigkeit eines Reizes wahrnehmen.

## 2.5 Konzept des Reizleitungsapparates

Im Folgenden wird ein Konzept entwickelt, welches als Erklärungsmodell den Vergleich verschiedener Sinnesorgane bezüglich der Grundfunktionen und den damit verbundenen Strukturen ermöglicht.

### 2.5.1 Ausgewähltes biologisches Beispiel

Eines der am besten untersuchten Sinnesorgane ist das menschliche Auge. Dieses gut dokumentierte Beispiel soll im ersten Schritt bei der Entwicklung eines allgemeinen Erklärungsmodells herangezogen werden. Zunächst werden alle Strukturen des Auges identifiziert, die Einfluss auf die Reizqualität nehmen:

- Die Ankopplung an die Umwelt und somit die Reizaufnahme erfolgt über die Cornea. Hier findet der *Medienübergang* von Luft bzw. Wasser auf einen Festkörper statt.
- Die gezielte *Ausrichtung* des Auges auf einen bestimmten Umweltreiz wird von den äußeren Augenmuskeln vorgenommen.
- Durch die Kontraktion des Ziliarmuskels und die damit bewirkte Veränderung der Brechkraft der Linse (Akkommodation) können Objekte in unterschiedlichen Entfernungen auf der Netzhaut abgebildet werden. Dieser Prozess dient dem *Finetuning*.
- Selbst bei Fixierung eines Objektes im Raum treten Mikrobewegungen des gesamten Auges auf. Diese Mikrosakkaden verhindern durch ständigen minimalen Versatz des einfallenden Bildes das Ausbleichen und bewirken somit eine *Kontrastverstärkung*. Außerdem erfolgt eine Fovealisierung: das in der Peripherie Wahrgenommene wird in das Zentrum des schärfsten Sehens (Fovea) gestellt.
- Über eine Einstellung der Pupillenweite mit Hilfe des Irismuskels kann sich das Auge schnell an die vorhandene Lichtmenge anpassen (Adaptation). Somit wird verhindert, dass das Auge einer schädlichen Energiedichte ausgesetzt wird. Ebenso dienen die Orbita, das Augenlid, Wimpern, Tränendrüse dem *Schutz* des Sinnesorgans vor schädigenden Einflüssen mechanischen oder chemischen Ursprungs.

- Es gibt vier Typen von Sinneszellen im Auge. Man unterscheidet die für das Hell-Dunkel-Sehen verantwortlichen Stäbchen von den Zapfen für das Farbsehen. Letztere werden wiederum in drei Typen unterteilt. Je nach adäquater Wellenlänge des Lichtes spricht man von Rot-, Grün- oder Blaurezeptoren. Angeordnet sind alle Sinneszellen auf der Retina. Die *Selektion des Reizes* erfolgt durch Herausfiltern spezifischer Wellenlängen.

Abbildung 2-3 (links) zeigt eine Darstellung der genannten Strukturen und Funktionen.

### **2.5.2 Entwicklung eines allgemeinen Konzeptes**

Die systematische Umsetzung biologischer Funktionsprinzipien erfordert eine Modellbildung nach technischen Kriterien. Daher soll im Folgenden über Einzelphänomene hinausgehend das allgemein Relevante der verschiedenen Sinnesorgane dargestellt und die morphologischen Korrelate für die Grundfunktionen sollen identifiziert werden.

Die Gestaltung des Reizleitungsapparates (Definition siehe Tab. 2-1) ist abhängig von der Spezifik der signaltragenden Energieform. Die Natur weist ein hohes Potential für die Optimierung der Ankopplung technischer Sensorsysteme an deren komplexe Umgebung auf. In den zahlreichen Sinnesorganen ist eine Vielzahl verschiedener Strukturen als Hilfsorgane in den Reizleitungsapparat involviert. Dennoch konnten bereits am Beispiel des menschlichen Auges sechs diskrete Funktionen identifiziert werden, die auch in anderen biologischen Sinnesorganen vorkommen, und entscheidend für die Funktionalität der Signalaufnahme und -weiterleitung zu den Rezeptorzellen zu sein scheinen. Offenbar sind diese Grundprozesse für die Ankopplung an die Umwelt, für den Schutz des Sinnesorgans bzw. für die Qualität der Stimuli zugunsten einer Erhöhung der Sensorleistung essentiell. Im Folgenden werden die Systemfunktionen verallgemeinert und mit Hilfe der Abb. 2-4 zusammengefasst. Die unmittelbare Wirkung ist spezifisch für jedes Sinnesorgan und lässt sich nicht allgemein darstellen.

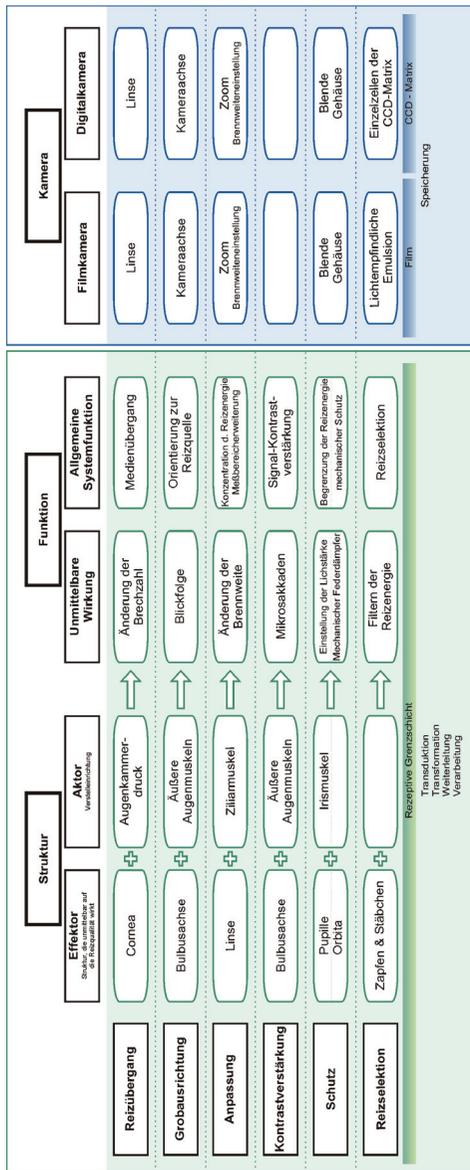


Abbildung 2-3: Die identifizierten peripheren Strukturen des menschlichen Auges mit einer Zuordnung der Grundfunktionen (ii); gegenübergestellt werden zwei technische Systeme (re)

### **Reizübergang**

Während des Reizüberganges wird die spezifische Reizenergie von direkt mit der Umgebung in Kontakt stehenden Strukturen des Sinnesorgans aufgenommen. Dieser Prozess ist mit einem Medienübergang verbunden.

### **Grobausrichtung**

Bei der Grobausrichtung wird das Sinnesorgan mittels extrinsischer Aktoren direkt zu der Reizquelle hin orientiert.

### **Anpassung / Finetuning**

Das Finetuning dient der Einstellung diskreter Parameter (z.B. Brennweite, Impedanz oder Steifigkeit) und somit indirekt einer verbesserten Reizverarbeitung. Durch die Variation des Dynamikbereiches wird zusätzlich die Sensitivität erhöht.

### **Kontrastverstärkung**

Mit Hilfe von Mikrobewegungen werden statische Reize zur Kontrastverstärkung in dynamische Reize umgewandelt. Durch diese aktiven Eigenbewegungen können Sinnesorgane selbst Gradienten generieren und eine verbesserte Reizaufnahme gewährleisten. Dieses Prinzip ist nur essentiell bei statischen Reizen. Ist der Reiz an sich schon dynamisch, muss das Sinnesorgan nicht ebenfalls dynamisiert werden. Neben der hier betrachteten Kontrastverstärkung durch den Reizleitungsapparat kommt es auch bei der weiteren Signalverarbeitung zu Kontrastverstärkungen.

### **Schutz vor schädlichen Einflüssen**

Jedes Sensorsystem verfügt über Strukturen, die eine Beschädigung verhindern sollen. Man unterscheidet Strukturen, die eine Überlastung durch zu hohe spezifische Reizenergie verhindern, von denen, die den Einfluss inadäquater Reize bis zu einem gewissen Maß blockieren.

### Reizselektion

Ein letzter Schritt vor der Energiewandlung ist die Reizselektion, welche durch zwei unterschiedliche Prozesse erreicht werden kann. Besitzt das Sinnesorgan verschiedene Rezeptortypen (wie die Zapfen und Stäbchen im Auge), *filtert* jeder Typ einen bestimmten Bereich der Reizenergie heraus, welcher aufgenommen und verarbeitet wird. Gibt es nur einen Rezeptortyp (wie die Haarzellen der Cochlea), werden die Anteile des Reizes durch die spezifische Anordnung der Sinneszellen *gesplittet*, so dass auch in diesem Fall jede Sinneszelle nur einen bestimmten Bereich der Reizenergie wahrnimmt.

### Spezifische Funktion

Da im Rahmen dieser Arbeit nicht alle in der Natur vorkommenden Sinnesorgane nach dem entwickelten Schema analysiert werden konnten, wird offen gelassen, dass es spezifische Prinzipien gibt, die für die Funktionalität einzelner Sinnesorgane essentiell, aber nicht allgemein gültig sind. Ein Beispiel wäre die Resetfunktion der Geschmacksdrüsen der menschlichen Zunge: Die Spüldrüsen spülen vorhandene Reize (Moleküle) weg, damit die Geschmacksrezeptoren empfindlich bleiben. Der Reiz muss ständig erneuert werden, um wahrgenommen werden zu können.

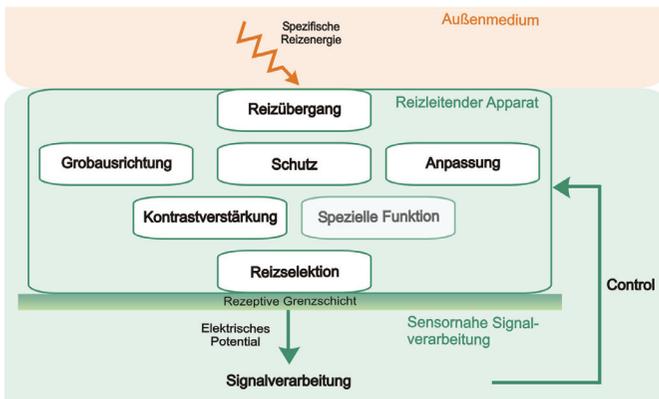


Abbildung 2-4: Allgemeines Schema des Reizleitungsapparates (prozessbezogen)

Die Aufzählung der Funktionen ist nicht als lineare Abfolge der Prozesse zu verstehen. Diese genannten Grundfunktionen finden zwar höchstwahrscheinlich in allen Sinnessystemen statt, ihre Umsetzung jedoch ist sensorspezifisch. Es können verschiedene Funktionen auch von ein und derselben Struktur übernommen werden.

Den in Abbildung 2-4 genannten Prozessen lassen sich konkrete Strukturen, die Effektoren, als morphologische Korrelate zuordnen. In der oben beschriebenen Reihenfolge wären das ein Reizaufnehmer, Direktor, Finetuner, Dynamisator, Protektor und ein Splitter bzw. Filter. Andererseits können verschiedene Strukturen auch dieselbe Funktion übernehmen. So gibt es meist mehrere Strukturen, die dem Schutz des Sinnesorgans dienen.

### **2.5.3 Weitere Prinzipien von Sinnesorganen**

Unabhängig von der spezifischen Aufgabe des Sinnesorgans gibt es weitere Prinzipien bezüglich des Designs und der Anordnung von Rezeptor-Komplexen. Diese Prinzipien sind vorteilhaft für die Interaktion mit der Umwelt. An der Beeinflussung der Reizqualität sind verschiedene Strukturen beteiligt. Der Effektor ist die Struktur, die direkt von der Reizenergie durchdrungen wird und unmittelbar Einfluss auf deren Qualität nimmt. Den meisten Effektoren kann ein Aktor zugeordnet werden. Der Reizleitungsapparat erfüllt passive und aktive Grundfunktionen, letztere ergeben sich aus einer Aktor-Sensor-Enkapsis, d.h. Stellelemente dienen der Dynamisierung der sensorischen Struktur. Die Aktoren werden nicht unmittelbar von der Reizenergie durchflossen, sondern liegen parallel zu dem eigentlichen Reiz-Übertragungsweg. Die aktiven und passiven Grundfunktionen können auch unterteilt werden. Unterschieden wird die unmittelbare Wirkung, die der Effektor auf ein Signal ausübt, von der allgemeinen Systemfunktion, die sich auf den Organismus auswirkt.

Während der Evolution hat sich eine diskrete Verteilung von Sinneszellen mit einer Konzentration an spezifischen Regionen gegenüber einer dispersen Verteilung durchgesetzt (*Kongregationsprinzip*). Es können drei diskrete Verteilungsstrategien unterschieden werden (Abb. 2-5):

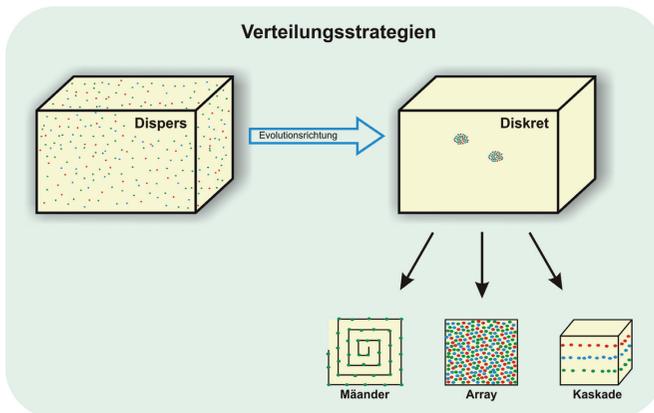


Abbildung 2-5: Schema der Verteilungsstrategien biologischer Rezeptoren

### **Mäander**

Eine mäanderförmige Aneinanderreihung von Sinneszellen findet man bei den Haarzellen in der Cochlea.

### **Array**

Eine zweidimensionale Anordnung in Form eines Arrays findet sich z.B. bei den Zapfen und Stäbchen der Retina.

### **Kaskade**

Die Mechanorezeptoren der Haut weisen eine dreidimensionale Verteilung in Form einer Kaskade auf; die Rezeptortypen liegen in unterschiedlichen Schichten.

## **2.5.4 Möglichkeiten des entwickelten Konzeptes**

### **Analyse biologischer Sinnesorgane**

Das entwickelte Konzept kann für die Analyse der funktions-morphologischen Korrelate verschiedener biologischer Sinnessysteme herangezogen werden. Ein Erkenntnisgewinn zur Funktionsweise des biologischen Systems ebenso wie die Identifikation von Forschungslücken bezüglich des analysierten

Sinnesorgans wird vereinfacht. Eine gezielte Anwendung des RLA-Konzeptes kann in der Einschätzung des bionischen Potentials eines analysierten Sinnesorgans bis hin zur Entwicklung von Optimierungsansätzen für technische Sensoren münden.

### **Übertragung auf technische Sensorsysteme**

Das anhand biologischer Sinnesorgane entwickelte Konzept des Reizleitungsapparates kann ebenso auf technische Sensorsysteme angewandt werden. Ziel ist es, Module zu identifizieren, die eine der sechs Grundfunktionen erfüllen. Die Sensorperipherie technischer Sensorsysteme wird mit dem Reizleitungsapparat biologischer Sinnesorgane verglichen. Analysiert wird, welche der in der Natur essentiellen Prinzipien bereits in der Technik umgesetzt sind. Dabei gilt es herauszufinden, ob Strukturen, die nicht allein der Reizweiterleitung dienen, in Sensorsystemen berücksichtigt werden. Anhand dieser Analyse und mit Hilfe des entwickelten Konzeptes können die in diesem Bereich bestehenden Entwicklungsoptionen abgeleitet werden.

Da es eine Vielzahl technischer Sensoren gibt, kann nicht jede einzelne Konstruktion überprüft werden. Mit Hilfe des unter 2.5.1 beschriebenen Beispiels des menschlichen Auges soll das Schema zunächst auf seine Kompatibilität für die Sensorperipherie optischer Sensoren, speziell an verschiedenen Kameras, getestet werden. Abbildung 2-3 zeigt den Vergleich des Reizleitungsapparates vom menschlichen Auge mit der Sensorperipherie einer gängigen Film- und einer Digitalkamera.

- An der Linse findet der Medienübergang statt, es gibt keine vorgeschalteten Strukturen wie im Auge.
- Die Ausrichtung der Kameraachse erfolgt üblicherweise manuell, die Funktion ist nicht in die Sensorperipherie integriert. Bei einigen speziellen Kameras (z.B. Überwachungskameras) kann das Sensorsystem mit Hilfe von integrierten Motoren (Analogie: Äußere Augenmuskeln) bewegt werden.

- Die Brennweiteinstellung (Zoom) ist bei den meisten Kameras möglich. Während beim Auge die Linsenkrümmung variiert wird, wird bei Kameras der Abstand der Linse zum Sensor verändert. Dieses Prinzip ist in der Natur bei den Augen von Spinnen zu finden: die Netzhaut kann mit Hilfe von Muskeln verschoben werden [Renner, 2001].
- Eine Funktion, die bei keiner der beiden Kameras zu finden ist, ist die Kontrastverstärkung.
- Durch die Einstellung der Blende wird bei den Kameras die Lichtintensität variiert (Analogie: Pupille). Einen Schutz vor mechanischer Überbelastung stellt das Gehäuse dar.
- Bei Farbfilmen ist der Träger mit einer Emulsion, die für bestimmte Wellenlängen empfindlich ist, beschichtet. Dort findet die Reizselektion statt. Die CCD-Sensoren gängiger Digitalkameras bestehen aus Einzelzellen, die jeweils nur für bestimmte Wellenlängen sensitiv sind. Die fehlenden Farbwerte werden interpoliert oder es werden verschiedene CCD-Sensoren verwendet.

Schon bei der Betrachtung zweier technischer Beispiele offenbaren sich andere Signalwandlungsprinzipien als in der Natur. Während bei Filmen die Lichtenergie in chemische Energie umgewandelt wird, handelt es sich bei CCD-Sensoren um elektronische Bildwandler.

Beim Auge sind nahezu alle Strukturen mit Aktoren ausgestattet und somit einstellbar. Die analysierten Kameras hingegen besitzen folgende aktiv verstellbaren Strukturen: Linsensystem (Brennweiteinstellung), Blende (Regelung des Lichteinfalls) und Verschluss (Einstellung der Belichtungsdauer). Das natürliche System weist deutlich mehr Dynamisierungsmöglichkeiten und eine höhere Adaptivität auf.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass im Bereich der Kameratechnik bereits viele Analogien zum Auge entwickelt wurden, wobei es sich dabei tatsächlich um Analogien und nicht um bionische Umsetzungen handelt. Dennoch weist das Auge v.a. im Bereich der Aktor-Sensor-Integration ein umfangreicheres Spektrum auf. Man findet bei den verschiedenen Kameras

je nach Einsatzgebiet bestimmte Einzellösungen, aber nie die gesamte Funktionalität des Auges verwirklicht.

Es kann davon ausgegangen werden, dass nahezu alle technischen Sensorsysteme nur punktuell Prinzipien bzw. Strukturen aufweisen, die als Analogien der Sinnesorgane gelten. Die Natur hat zahlreiche Lösungen für konkrete Optimierungsansätze parat. Das entwickelte Konzept eignet sich für die Analyse von Sensorperipherien und zum Vergleich mit einem entsprechenden Reizleitungsapparat. Ein derartiger Vergleich lässt im deduktiven Schluss einen Erkenntnisgewinn bezüglich der Struktur, Funktionalität und Umweltankopplung von Sensorsystemen und Sinnesorganen erwarten und es werden Forschungslücken sowohl im biologischen als auch im technischen Bereich offenbart.

Das Modell kann daher bei konsequenter Anwendung für konkrete Fragestellungen zur biologisch inspirierten Optimierung von Sensorsystemen als Einstieg bzw. Analogiesucher herangezogen werden. Es soll dabei keine Kopie der Natur angestrebt werden, sondern es können Funktionsprinzipien und ihre morphologischen Korrelate leichter identifiziert werden. Eine Abstraktion dieser Prinzipien und die Anwendung auf technische Fragestellungen wird ermöglicht.

### **2.5.5 Diskussion**

In der Natur existiert eine Vielfalt von Phänomenen mit technischer Relevanz. Eine Übertragung biologischer Prinzipien und damit verbunden die Anwendung der bionischen Methode von Ingenieuren muss mittels geeigneter Terminologie und Werkzeuge (Transfermethoden) motiviert werden [Witte, 2004b]. Die Übernahme biologischer Prinzipien kann daher nur über eine technisch basierte Interpretation bereits analysierter organismischer Systeme erfolgen, die zu Modellen führt, die die objektiven Unterschiede zwischen der Evolution der Natur und Entwicklung der Technik sowie die gegebenen technologischen Möglichkeiten berücksichtigen. Eine systematische Vorgehensweise erfordert folgende Arbeitsschritte:

- Analogisierung zwischen biologischer Funktion und technischem Zweck
- Identifikation von Merkmalen und deren Selektion hinsichtlich Funktionsnotwendigkeit
- Modellbildung basierend auf technischer Symbolik.

Um die Phänomene der Natur in eine umsetzungsorientierte Systematik zu bringen, muss zunächst das verfügbare biologische Wissen aufbereitet werden. Anschließend können zielführende Anregungen gegeben werden. Die dafür notwendige Analyse und Modellbildung des biologischen Systems führt wiederum zu einem besseren Verständnis der Natur und kann den noch vorhandenen Forschungsbedarf offenbaren.

Für den Reizleitungsapparat von Sinnesorganen wird folgender Weg vollzogen:

- Identifikation funktionsrelevanter Prinzipien
- Identifikation der morphologischen Korrelate
- Modellbildung nach technischen Kriterien.

Das entwickelte Konzept vom Reizleitungsapparat ist sowohl auf Sinnesorgane als auch auf die Sensorperipherie technischer Systeme anwendbar. Es eignet sich zur Analyse biologischer Strukturen und Funktionsprinzipien und dient, durch vertiefte Auseinandersetzung mit dem Sinnesorgan, einem besseren Verständnis der Wirkprinzipien der Natur. Durch die Anwendung des entwickelten Modells vom Reizleitungsapparat auf ein spezifisches Sinnesorgan kann der bestehende Forschungsbedarf bezüglich dieses Systems identifiziert werden. Ebenso können technische Sensorsysteme nach den selben Kriterien charakterisiert werden, wodurch die Analogisierung identifizierter Strukturen biologischer und technischer Systeme ermöglicht wird. Durch die Gegenüberstellung des Sensorsystems und einem geeigneten biologischen Sinnesorgan kann das bionische Umsetzungspotential eingeschätzt und Ansatzpunkte für technische Umsetzungen diskutiert werden. Eine gezielte Anwendung des Modells vom Reizleitungsapparat sowohl auf technische als auch auf biologische Systeme bietet durch eine systematische Analyse und der Identifikation von Lösungsansätzen eine geeignete Methode zur biologisch inspirierten Entwicklung bzw. Optimierung technischer Sensoren.

In den folgenden Kapiteln wird die Anwendbarkeit des entwickelten Konzeptes vom Reizleitungsapparat auf eine konkrete Fragestellung analysiert. In mehreren Schritten wird die Übertragung funktionell entscheidender Grundprinzipien eines biologischen Sinnesorgans, des Tasthaar-Sinnessystems von Ratten, auf die Optimierung taktiler stiftführender Mechanosensoren diskutiert.



Das Gleiche lässt uns in Ruhe, aber der  
Widerspruch ist es, der uns produktiv macht.

*Johann Wolfgang von Goethe (1749-1832), dt. Dichter*

## **3 Anwendung des entwickelten Konzeptes**

### **3.1 Vorbemerkungen**

Das Reizleitungsapparat-Konzept soll im Folgenden auf eine konkrete Entwicklungsaufgabe angewendet werden. Aus der Vielzahl der sensortechnischen Fragestellungen wurde die Entwicklung taktiler stiftführender Mechanosensoren ausgewählt, da besonders die Perzeption mechanischer Umweltreize sowohl für biologische als auch für technische Systeme in einer Vielzahl von Anwendungsbereichen (siehe 3.2) von großer Bedeutung ist.

Unter taktilen Sensoren versteht man Messinstrumente bzw. Messfühler, welche in der Lage sind, „Informationen über ein Objekt zu erhalten, indem ein mechanischer Kontakt zwischen Sensor und Objekt hergestellt wird“ [Leineweber, 2001]. Taktile Mechanosensoren ermöglichen eine nicht-invasive Nahfeld-Exploration. Die Anforderungen, die dabei an die Sensoren gestellt werden, sind hoch. Zum Schutz des technischen bzw. biologischen Systems und zur Wahrnehmung vielfältiger Informationen muss die Umgebung dreidimensional und multiparametrisch erfasst werden. Objekterkennung und damit verbundener Kollisionsschutz ebenso wie differenzierte Texturanalyse und Detektion von Materialeigenschaften bei gleichzeitiger Schonung der Umgebungsstrukturen soll durch die Sensoren ermöglicht werden.

Taktile Sensoren mit einer biegebalken-ähnlichen Verlängerung, sog. stiftführende Mechanosensoren, stellen eine Zwischenstufe zwischen Fernkontrolle (z.B. durch visuelle Sensoren) und direktem Kontakt zwischen dem System und seinem Substrat dar. Der unmittelbare Kontakt zu entsprechenden Objekten wird verhindert. Taktile stiftführende Sensoren schaffen einen Sicherheitsabstand zu den kontaktierten Objekten und eine zeitlichen Vorlauf bietende Distanz.

## 3.2 Taktile Mechanosensoren in der Technik

Derzeit gängige, mechanosensible Sensoren für die Nahkontrolle technischer Systeme sind:

- passive Taster zur Kontaktvermittlung
- passive, aber bereits sensorisierte Anschlagtaster
- aktive Sensorstäbe (ausgestattet z.B. mit Biege-, Winkelsensoren).

Ein Vorteil der stiftführenden Mechanosensoren liegt in der Art des Objektkontaktes. Während herkömmliche Kraft- oder Drucksensoren die Parameter bautypbedingt über eine gewissen Fläche aufnehmen und das räumliche Auflösungsvermögen eingeschränkt ist, ermöglichen die hier diskutierten stiftführenden Sensoren einen punktuellen Kontakt zum Substrat. Abhängig von der Anzahl und Anordnung der Sensoren kann die Auflösungsfähigkeit an die entsprechenden Anforderungen angepasst werden.

Taktile stiftführende Mechanosensoren werden bereits in unterschiedlichen Bereichen eingesetzt. Sie dienen Robotern als Tastsensoren [Russel, 1990], bei Transportbändern zur Stückguterkennung oder auch in Autowaschanlagen zur Fahrzeu erfassung. Verschiedene Patente beschreiben Biegebalkensensoren und deren Anwendung zur Durchfluss- und Massenflussmessung [Schutzrecht G01L 1/18], zur Messung von Strömungsgeschwindigkeit [Schutzrecht G01P 5/02] oder Beschleunigungen [Schutzrecht G01P 15/08].

Im Folgenden werden ausgewählte Anwendungsbereiche detaillierter vorgestellt.

### 3.2.1 Mikrosystemtechnik

Durch die fortschreitende Miniaturisierung in der Mikro- und Nanotechnik, steigen auch die Anforderung, die an die Messtechnik gestellt werden. Dreidimensionale Tastsensoren bieten sich zur Vermessung von Mikrostrukturen und Oberflächen an [Büt efisch, 2001]. Eine Nanomessmaschine der Technischen Universität Ilmenau verfügt neben optischen zusätzlich über taktile Sensoren. Mit Hilfe des Tastsensors können

Konturen, sphärische, asphärische und Freiformflächen präzise vermessen werden [Jäger, 2006].

### **3.2.2 Qualitätskontrolle**

Die Qualität von Werkstücken für die Medizin-, Feinwerk- und Automatisierungstechnik sowie für die Automobilindustrie muss ständig kontrolliert werden. Die Genauigkeit soll präzise überprüft werden, bei kurzen Durchlaufzeiten. Für die Qualitätssicherung ist daher eine komplexe Messtechnik unabdingbar. Firmen wie Carl Mahr Holding GmbH [Schutzrecht G01B 21/04], Werth Messtechnik GmbH [Schutzrecht G01B 11/03] oder Carl Zeiss Industrielle Messtechnik GmbH [Schutzrecht G01B 5/08] kombinieren optische und taktile Messverfahren. Durch den Einsatz von Messtastern können optisch nicht erfassbare Merkmale, z.B. Oberflächentexturen (Tiefe und Kontur gefräster Strukturen), analysiert werden. In Koordinatenmessgeräten werden verschiedene Sensoren kombiniert [Christoph & Neumann, 2003]. Bei der Auswahl der Sensorik müssen die Eigenschaften der Messobjekte berücksichtigt werden. Relevant sind die Größe und die Zugänglichkeit der zu messenden Merkmale sowie die Berührungsempfindlichkeit der Objekte. Mit Hilfe taktiler Sensoren werden in derartigen Messsystemen Geometrien punktuell angetastet. Somit können dreidimensionale Strukturen gescannt werden. Andere Messsysteme nutzen taktile Sensoren zur Justierung der Werkstücke.

### **3.2.3 Robotik**

Die Umwelt, in der Roboter agieren müssen, wird immer komplexer. Zur Beherrschung der Aufgaben innerhalb derartig strukturierter Umgebungen ist es notwendig, entscheidende Umgebungsparameter zu kennen. Neben Informationen aus der Umgebung (Exterozeption) spielen interne Rückkopplungen, Informationen über den eigenen Zustand (Enterozeption), eine wesentliche Rolle. Der Roboter benötigt ein Multisensorsystem. Taktile Sensoren ermöglichen die Aufnahme und Auswertung einer Vielzahl verschiedener Informationen, so z.B. Geometrie, Oberflächenbeschaffenheit,

Materialeigenschaften, Richtungsinformationen, Geschwindigkeit oder Beschleunigung und können als komplementäres System zum visuellen „Sinn“ genutzt werden. Man hätte ein energetisch sparsames, hoch auflösendes System, welches im Gegensatz zu visuellen Sensoren unabhängig von Lichtverhältnissen und Luftverschmutzung ist. Zudem benötigt die Auswertung visueller Informationen einen erheblich höheren Rechenaufwand.

In der Robotik bringt die taktile Sensorik vor allem in zwei Teilbereichen zahlreiche Vorteile mit sich. Zum einen können Manipulationsroboter im Bereich der Greifflächen mit stiftführenden Mechanosensoren ausgestattet werden. Mit geeigneter Rückkopplung und Variation des Greifvorganges wird somit ein adaptives, an die speziellen Eigenschaften des zu greifenden Objektes angepasstes Handling der verschiedensten Objekte möglich. Die Greifkraft könnte an die Struktur und das entsprechende Material angepasst werden. Ein weiteres, weitaus vielfältigeres Anwendungsszenarium stellt sich im Bereich der autonomen Robotik dar. Mobile Systeme wie z.B. Service- oder Inspektionsroboter sollen sich in strukturierten und meist unbekanntem Umgebungen orientieren können. Dazu gehört auch die Wahrnehmung von Objekten und die Vermeidung von Kollisionen. Ein hier eingesetzter taktile Sensor muss es ermöglichen, Objektformen und die Entfernung zu den Gegenständen zu bestimmen. Des Weiteren sollen Materialeigenschaften und Oberflächenbeschaffenheit charakterisiert werden. Um auch mit ständig wechselnden und unvorhersehbaren Umweltsituationen zurechtzukommen, müssen Umgebungsparameter wahrgenommen und analysiert werden können. Hierzu gehören die Art des Habitats bzw. die Mediumstruktur (z.B. fester Untergrund, Rohre oder Kabel) und die Substrateigenschaften, z.B. nachgiebiger oder fester Untergrund. Weiterhin ist es nützlich, Energiequellen in der Umgebung orten zu können, um zum einen gefährliche Energiequellen zu meiden und zum anderen nutzbare Energien zu verwenden. Auch entsprechende Landmarks zur Orientierung sollten erkannt werden.

In der autonomen Robotik ergeben sich verschiedene Anwendungsszenarien für taktile stiftführende Mechanosensoren:

➤ **Kollisionsvermeidung**

Für die Kollisionsvermeidung genügen einfache Kontaktsensoren, die als Einzelsensoren über die Oberfläche des Roboters verteilt sind. Je länger die Abstand haltenden Stifte der Mechanosensoren sind, desto höher ist der zeitliche Vorlauf.

➤ **Objekterkennung**

Für die Objektanalyse ist ein hohes räumliches Auflösungsvermögen unabdingbar. Hierfür bietet sich die Konstruktion von an geeigneten Stellen platzierten Sensorarrays mit kürzeren, nachgiebigen Stiften an.

➤ **Lokomotionskontrolle**

Um Umgebungsparameter zu erfassen, die nicht im Sichtfeld der visuellen Sensoren liegen, bieten sich einfache Taster an, denen ein duales Informationssystem zugrunde liegt. Ein Anwendungsszenarium wäre die Kontrolle des Untergrundes während der Fortbewegung und somit ein gezieltes Positionieren der Extremitäten.

Taktile Sensoren bieten einen Mehrfachnutzen bei der Anwendung für autonome Roboter. Für die verschiedenen technischen Anwendungen bzw. Anforderungen könnten unterschiedliche stiftführende Mechanosensoren entwickelt werden. Variiert werden können Stiftlänge und -durchmesser, das Material und damit verbunden die Steifigkeit, oder auch die Art der Lagerung. Des Weiteren spielt die Anordnung der Sensoren eine entscheidende Rolle. Während für die Kollisionsvermeidung geschickt angeordnete Einzelsensoren ausreichend sind, erfordert eine detaillierte Auseinandersetzung mit Objekten, z.B. bei Greifvorgängen, ein Sensorarray.

### **3.3 Taktile stiftführende Sinnesorgane**

Bei der Entwicklung und Optimierung taktiler Nahfeld-Sensoren können bestimmte Prinzipien biologischer Systeme Berücksichtigung finden. In der Natur finden sich einige taktile stiftführende Sinnesorgane in unterschiedlichen Ausprägungen. Einige werden im Folgenden kurz vorgestellt.

### **3.3.1 Sensillen der Gliederfüßer**

Sensillen sind die typischen Mechanosensoren der Arthropoden. Als stiftführende Mechanosensoren findet man sog. filiforme Sensillen und Trichobothrien. Die filiformen oder auch Fadensensillen werden an der Basis von einem einzigen Dendrit innerviert und dienen vorrangig der sensiblen Detektion von Strömungen. Die Trichobothrien hingegen werden von drei bis vier Dendriten innerviert, von denen jeder auf eine bestimmte Auslenkungsrichtung anspricht. Diese Becherhaare sind in einer dünnen Cuticulamembran eingehängt und reagieren sensibel auf geringe Auslenkungen. Ein mechanischer Überlastschutz, das Bothrium, schränkt die mögliche Auslenkung auf ca. 30° ein [Neuweiler, 2003]. Ausführliche Arbeiten zu strukturellen und mechanischen Eigenschaften der taktilen Haare von Spinnen wurden von Barth [2004] und Dechant [2001] vorgestellt.

Das biomimetische Potential, welches den Sensillen von Arthropoden zugesprochen wird, zeigt sich in den EU Projekten „Cilia“ und „Cicada“ ([www.bionics-cicada.org](http://www.bionics-cicada.org)). Im Rahmen dieser Projekte wurden MEMS-basierte Sensorarrays entwickelt, inspiriert von der Signalverarbeitungskette der Mechanosensoren von Zikaden und Grillen [Krijnen, 2006].

### **3.3.2 Antennen der Insekten**

Die Antennen von Insekten repräsentieren ein faszinierendes biologisches Multisensorsystem, ausgestattet mit Mechano-, Chemo-, Thermo- und Hygrosensoren in unterschiedlichen Ausprägungen. Insektenantennen sind aktiv bewegliche Fühler mit denen die Umwelt gescannt wird und Objekte untersucht werden können. Morphologisch und funktionell wird dieses System untersucht an der Universität Bielefeld, Arbeitsgruppe Biologische Kybernetik [Krause, 2004, Staudacher, 2005]. Erste Übertragungen der Grundprinzipien von Insektenantennen auf technische Sensorsysteme wurden u.a. von Kaneko et al. [1996, 2001] und Lange et al. [2005] vorgestellt.

### **3.3.3 Vibrissen der Säugetiere**

Hauptaugenmerk dieser Arbeit liegt auf dem Tasthaar-Sinnessystem von Säugetieren. Dieses hoch entwickelte Sinnesorgan bietet sich ebenfalls als Vorbild für die Optimierung technischer Sensoren an und soll daher hinsichtlich seiner strukturellen und mechanischen Eigenschaften detailliert betrachtet werden. Das in Kapitel 2.5 vorgestellte Konzept des Reizleitungsapparates dient bei dieser Betrachtung als Einstieg und soll auf seine Anwendbarkeit für spezifische Fragestellungen analysiert werden.

## **3.4 Biologisch inspirierte taktile Sensoren**

### **3.4.1 Stand der Technik**

Eine wachsende Zahl von Forschungsarbeiten befasst sich bereits mit der Entwicklung biologisch inspirierter taktiler Sensoren. Einerseits soll dabei das Verständnis der biologischen Abläufe wie Reizaufnahme und Informationsverarbeitung ebenso wie der spezifischen Verhaltensweisen der Tiere vertieft werden. Zum anderen gibt es eine Vielzahl praktischer Anwendungsgebiete derartiger Sensoren für mobile, autonom agierende Roboter. Als biologisches Vorbild dienen vielfach die Vibrissen von Säugetieren, aber auch Insektenantennen [Kaneko, 1998; Lange, 2005]. Dabei werden die biologisch inspirierten Sensoren vor allem als reine Tastsensoren eingesetzt. Die Bandbreite erstreckt sich von einfachen, binären Schaltern bis hin zu komplexen, integrierten Lösungen. Eine Zusammenstellung einiger vom Vibrissen-System inspirierter Sensoren findet sich in Tabelle 3-1. Das große Interesse welches der Entwicklung künstlicher Whisker-Sensorsysteme nach dem Vorbild der Vibrissen entgegengebracht wird, zeigen auch das abgeschlossene EU-Projekt „AMOUSE“ (2001-2005) und das aktuelle EU-Projekt „BIOTACT“ ([www.biotact.org](http://www.biotact.org), Start 2008). Basierend auf Analysen des biologischen Vibrissen-Systems wird innerhalb der nächsten vier Jahre die Entwicklung eines „BIOTACT“-Sensorarrays angestrebt.

Künstliche Vibrissen werden auch zur Detektion und Charakterisierung von Strömungen eingesetzt werden [Hartmann, 2006]. Biologisches Vorbild für

mikrotechnische Lösungen sind Haarsinneszellen [Li, 2002; Liu, 2007], das Seitenlinienorgan von Fischen [Brücker, 2004; Fan, 2002], bzw. die Sinneshärchen auf den Cerci verschiedener Insekten [Krijnen, 2006]. Ein biologisch inspirierter Strömungssensor könnte Einsatz finden bei der Echtzeit Geschwindigkeitsmessung von Micro-Air-Vehicles oder Unterwasserfahrzeugen. Angeordnet als Sensorarray könnte aus der Umströmung des autonomen, mobilen Roboters (Fluggerät oder Tauchroboter) direkt auf seine aktuelle Bewegung geschlossen werden. Damit wäre eine weitaus präzisere Feinnavigation sowie eine verbesserte Reaktion auf temporäre Störungen wie Böen, Querströme oder Wirbel möglich.

**Tabelle 3-1.** Übersicht taktile Sensoren (nach dem Vorbild der Vibrissen) für verschiedene Roboterplattformen

Projekt / Plattform	Quelle	Reizaufnehmer		Sensor-element	Kopplung	An-ordnung	Funktion
		Material	Form				
<b>AMOUSE Khepera</b>	[Lungarella, 2002] [Hafner, 2003] [Fend, 2003, 2004a,2004b]	1 Polyvinyl, 2 Human-Haar 3 Ratten-vibrissen	1 zylindrisch, voll, gerade 2 zylindrisch, hohl, gerade 3 konisch, hohl, vorgebogen	Kondensator-mikrophon	geklebt	Einzel-sensor Array	Abstandsdetektion Texturerkennung
<b>AMOUSE Koala</b>	[Kim, 2004; 2005]	Stahldraht	zylindrisch, voll, gerade	Magnet-sensor (Hall Effekt) Piezosensor	geklemmt	Einzel-sensor	Abstandsdetektion Erkennung der Objektform; Texturerkennung
	[Kaneko, 1998; 2001]	flexibel	zylindrisch, voll, gerade	Positions-& Momenten-sensor, Kamera		Einzel-sensor	Objektlokalisierung, Material-eigenschaft
	[Wijaja, 2002]	Stahldraht	zylindrisch, voll, gerade	Potentio-meter	montiert, Rückstell-federn	Einzel-sensor	misst Kontaktpunkt, Erkennung der Objektform
<b>Darwin IX</b>	[Seth, 2004]	resistive Polyamid-streifen	Streifen, voll, gerade	Polyamid (Dehnmess-streifen)	erübrigt sich	Array	misst Trajektorie, Texturerkennung
<b>Whisker-bot</b>	[Pearson, 2005; 2006]	Glasfaser Carbonfaser Nylon	zylindrisch, voll, jeweils gerade und vorgebogen	Mikro-Dehnmess-streifen	geklebt	Array	misst Auslenkung, Roboter-orientierung
<b>SENSO-BOT</b>	[Schultz, 2005] [Hartmann & Solomon, 2006] [Gopal & Hartmann, 2007]	Kupferdraht Federstahl-draht	zylindrisch, voll, gerade	Dehnmess-streifen Rosette, Flex Sensor (Krümmung)	geklebt	Array	Objektlokalisierung, Erkennung der Objektform, Texturerkennung
<b>Yamabico</b>	[Jung, 1996]	flexibler Draht	zylindrisch, voll, gebogen	Potentio-meter		4 Einzel-sensoren	Objektlokalisierung
<b>Alice</b>	[Zimmer, 1995]	Stahldraht	zylindrisch, voll, gerade	Kontakt-schalter		24 Einzel-sensoren	Objektlokalisierung

### 3.4.2 Optimierungsbedarf taktiler Mechanosensoren

Während in der Literatur eine Vielzahl verschiedener Sensorelemente mit unterschiedlichen Messprinzipien für ihren Einsatz bei künstlichen Whiskern beschrieben werden, weisen die reizaufnehmenden Strukturen geringere Variationen auf. Meist wird ein zylindrischer, kompakter, gerader Stab genutzt, bei dem die Materialien variieren, wobei ein einfacher Stahldraht favorisiert wird (Tab. 3-1). Der Einsatz von biologischem Material bei der Konstruktion technischer Sensoren [vgl. Fend, 2003, 2004a, 2004b] ist zu Versuchszwecken interessant, für einen routinemäßigen Einsatz bei marktgängigen Sensoren jedoch weniger geeignet. Pearson [2005] diskutiert am Beispiel seines biomimetischen Sensors für die Roboterplattform „Whiskerbot“ verschiedene Materialien in zwei unterschiedlichen Ausprägungen (gerade, vorgebogen). Die Verwendung eines geraden, zylinderförmigen, kompakten Stahldrahtes scheint aus Ingenieursicht naheliegend, einfach und kostengünstig. Bei der Entwicklung und Optimierung von Sensoren nach dem Vorbild der Natur stößt man schnell auf andere Umsetzungsideen. Sind doch alle biologischen Vorbilder wie die Vibrissen, Sensorhaare von Insekten [Krijnen, 2006] und Spinnen [Dechant, 2001] oder Insektenantennen [Kaneko, 1998; Lange, 2005] strukturell deutlich komplizierter aufgebaut.

Für eine nicht-invasive Nahfeld-Exploration kann basierend auf der Literaturübersicht ein Optimierungsbedarf bei leistungsfähigen Sensoren vor allem in folgenden Bereichen festgestellt werden :

- dreidimensionale Umgebungserfassung
- multiparametrische Umgebungserfassung
- Robustheit des Sensors bei gleichzeitiger Schonung von Umgebungsstrukturen
- Adaptivität an wechselnde Umgebungsbedingungen.

Ansatzpunkt für weitere Analysen ist vor allem die Optimierung der Sensorperipherie, bestehend aus reizaufnehmender Struktur und deren spezifischer Ankopplung an die eigentlichen Signalwandlungselemente. Hierfür bietet sich eine Analyse des Tasthaar-Sinnessystems unter technischen Kriterien und

unter Verwendung ingenieurwissenschaftlicher Parametern an. Als Ausgangspunkt kann dabei das vorgestellte Konzept des Reizleitungsapparates zur Abstraktion biologischer Sinnesorgane dienen. Ziel ist eine Identifikation der funktionell entscheidenden Grundprinzipien, um diese in eine technische Umsetzung zu überführen. Dabei wird die Funktionseinheit aus Tasthaar und dessen Lagerung mit Methoden der Ingenieurwissenschaften analysiert.

Der unermesslich reichen, stets sich erneuernden  
Natur gegenüber wird der Mensch ... immer das  
sich wundernde Kind bleiben und muss sich stets  
auf neue Überraschungen gefasst machen.

*Max Planck (1858-1947), dt. Physiker*

## 4 Das Tasthaar-Sinnessystem

### 4.1 Allgemeine Charakteristika

Die Tasthaare oder Vibrissen von Säugetieren sind spezielle Sinnesorgane der Mechanosensibilität. Vibrissen sind besonders bei nachtaktiven oder in dunklen Umgebungen (Höhlen, Gängen) lebenden Tieren zur Unterstützung des visuellen Systems ausgeprägt. Des Weiteren kommen Vibrissen bei wasserlebenden Säugetieren vor, bei denen sie u.a. der hydrodynamischen Spurverfolgung dienen [Dehnhardt & Kaminski, 1995]. Sie werden an verschiedenen Körperregionen ausgebildet, wobei die Tasthaare meist auf bestimmte Areale beschränkt sind (Abb. 4-1). Zahlreiche Autoren beschreiben die unterschiedlichen Vibrissenfelder für verschiedene Säugetiere [Eutheria (Plazentatiere): Ade, 1991, 1993; Dehnhardt, 1999; Pocock, 1914; Reep, 2001; Yamakado & Yohro, 1979 bzw. Metatheria (Beuteltiere): Ade, 1991, 1993; Lyne, 1959 ].

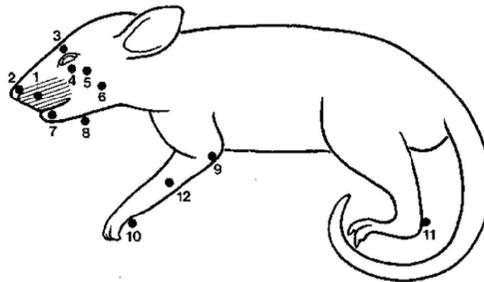


Abbildung 4-1: Grundmuster der Vibrissenanordnung der Eutheria und Metatheria [Klauer, 1999; S. 26];

- |                 |               |                        |
|-----------------|---------------|------------------------|
| 1 mystacial     | 2 rhinal      | 3 supraorbital         |
| 4 infraorbital  | 5 postorbital | 6 buccal               |
| 7 mystacial     | 8 interramal  | 9 anconeal             |
| 10 ulnar carpal | 11 calcaneal  | 12 medial antebrachial |

Auffällig ist eine Ansammlung von Tasthaaren in der Schnauzenregion („snout region“). Diese Vibrissen sind eingebettet in das „mystacial pad“, verbindendes Gewebe, welches reich an Kollagen und elastischen Fasern ist. Alle Spezies zeigen eine außerordentlich strukturierte Anordnung der Vibrissen in dieser Region. Klauer [1999] beschreibt vergleichend die Lokalisation und Muster mystacialer Vibrissen verschiedener Nagetierspezies. Wie in Abbildung 4-2 zu sehen ist, bilden sich definierte Reihen und Bögen aus. So unterscheidet man bei Ratten fünf Reihen und bis zu sieben Bögen. Caudal sitzen alternierend zu den Reihen vier lange Vibrissen, die Straddler [Van der Loos, 1984]. Bis zu fünf caudal liegende Vibrissen einer Reihe werden als Makrovibrissen bezeichnet, während alle rostral dazu liegenden Tasthaare zu Mikrovibrissen zusammengefasst werden. Die Mikrovibrissen sind deutlich kürzer und stehen dichter als die Makrovibrissen. Sie bilden ein System, welches ähnlich der Fovea in der Retina dem Fokussieren auf relevante Umweltinformationen dient. Innerhalb einer Reihe weisen alle Tasthaare dieselbe dorso-ventrale Orientierung auf. Somit werden innerhalb einer Reihe stark überlappende Informationsgehalte aus der Umgebung wahrgenommen.

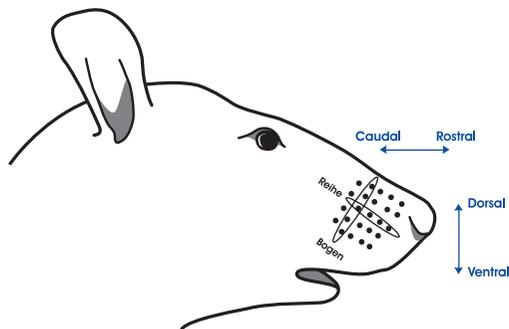


Abbildung 4-2: Ausbildung von Reihen und Bögen im mystacial pad von Ratten

Beim Haarwechsel werden auch die Vibrissen ausgewechselt, indem das alte Haar aus dem Follikel ausgeworfen wird. Zwischen den Haarwechselperioden existiert im Gegensatz zu den Körperhaaren nur ein Tasthaar pro Follikel

[Feder & Hebel, 1973]. Verschiedene Studien zum Haarwechsel bei Robben zeigen jedoch deutliche artenspezifische Unterschiede. So zeigt z.B. der Stellersche Seelöwe (*Eumetopias jubatus*) keinen Wechsel der Vibrissen, während der Gemeine Seehund (*Phoca vitulina*) einen jährlichen und der Seeelefant (*Mirounga leonina*) einen zumindest regelmäßigen Wechsel der Vibrissen aufweist [Hirons, 2001; Ling, 1966].

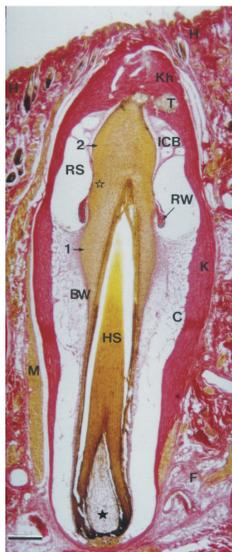
Morphologisch und funktionell weisen die Tasthaare eine Vielzahl interessanter Charakteristika auf. Während die Morphologie und speziell auch die aktorischen Komponenten der Makro- und Mikrovibrissen bereits sehr gut untersucht sind, kann bei den übrigen Tasthaartypen in diesem Bereich Analysebedarf festgestellt werden. Die folgenden Ausführungen beziehen sich überwiegend auf die Makro- und Mikrovibrissen der Nagetiere.

## 4.2 Morphologische Merkmale

Der Haarschaft und der Haarfollikel mit den umgebenden Strukturen werden als Follikel-Sinus-Komplex (FSC) zusammengefasst [Klauer, 1999]. Dieser FSC weist einige komplexe, funktionell relevante morphologische Besonderheiten auf, die Vibrissen von den Körperhaaren differenzieren. Diese Merkmale beziehen sich v.a. auf die den Haarfollikel umgebenden Strukturen und Art und Umfang der sensorischen Innervation.

Der eigentliche Haarfollikel wird von Blutsinus (Abb. 4-3) eingefasst. Man unterscheidet zwei Typen: Der cavernöse Sinus wird von Trabekeln, ein bälkchenartiges Geflecht des umliegenden Gewebes, durchzogen. Dadurch entstehen viele kleinere Kammern. Der in Richtung Haaraustrittsstelle gelegene Ringsinus hingegen wird von nur einer blutgefüllten Kammer gebildet. Beide Sinus sind mit venösem Blut gefüllt. Sie erhalten das Blut aus umgebenden Kapillarnetzen, welche wiederum von Arteriolen gespeist werden. Durch eine Auftrennung der FSC-Arterie (versorgt von der *Arteria infraorbitalis*) in zwei basale und eine apikale Arteriole [Klauer, 1999] können Ring- und cavernöser Sinus getrennt voneinander versorgt werden. Der Blutdruck und somit das Füllvolumen in beiden Sinus wird über vegetative Innervation reguliert. Klauer [1999] zeigt, dass sowohl der Zufluss in den als auch der Abfluss aus dem

Blutsinus reguliert werden kann. Das den Follikel direkt umgebende Gewebe besteht aus lockerem Bindegewebe mit einer ausgeprägten extrazellulären Matrix und darin eingelagerten kollagenen und elastischen Fasern. In Höhe des Ringsinus ist eine U-förmige Erweiterung dieses lockeren Bindegewebes, der Ringwulst, an der hier verdickten Basallamina angeheftet. Die beschriebenen Strukturen werden von einer straffen bindegewebigen Kapsel umschlossen. Unterhalb der Kapsel findet sich ebenfalls lockeres Bindegewebe, welches von Kapillaren und Venolen durchzogen ist – der „conical body“. Der Kapselhals umschließt eng den obersten Teil des Haarfollikels und verankert diesen. [Klauer, 1999; Rice, 1986]



- K bindegewebige Kapsel
- Kh Kapselhals
- M Muskulatur
- C cavemöser Sinus
- RS Ringsinus
- RW Ringwulst
- BW bindegewebige äußere Wurzelscheide
- ICB 'inner conical body' mit venösen Sinus
- HS Haarschaft
- \* Haarpapille

Abbildung 4-3: Follikel-Sinus-Komplex [Klauer, 1999; S.4: Sagittaler Längsschnitt durch eine Vibrisse (Ratte)]

#### 4.2.1 Sensorische Komponenten

Der maxillare Anteil des *Nervus trigeminus* (V. Hirnnerv) bildet durch Aufspaltung die Vibrissennerven. Diese treten durch die Kapsel hindurch und prägen in unterschiedlichen Regionen verschiedene Nervenendigungen aus [Klauer, 1999; Rice, 1986]. Halata [1992] beschreibt bis zu 2000

Mechanorezeptoren pro FSC, wovon ein Großteil von Merkelzell-Axon-Komplexen gebildet wird.

### **Merkelzellen**

Merkelzellen nehmen über eine Detektion des Drucks Auslenkungen des Haarschaftes wahr und zeichnen sich durch eine starke Richtungsselektivität bedingt durch ihre unterschiedliche Platzierung am Haarfollikel aus. Am FSC finden sich zwei abgegrenzte Regionen, an denen Merkelzellen vorkommen. Im Bereich des Ringsinus liegen sie in der epithermalen Wurzelscheide. Somit besteht ein enger Kontakt der Rezeptoren zu dem Haarschaft, wodurch auch sehr kleine Auslenkungen des Haarschaftes wahrgenommen werden können. Die Detektion größerer Auslenkungen erfolgt im Bereich des „rete ridge“, einem Epidermiswulst an der Öffnung des Haarkanals zur freien Oberfläche. Hier befinden sich Merkelzellen in einem größeren Abstand zum Haarschaft. Durch eine Anordnung in zwei Komplexen kann ein breites Spektrum von Auslenkungen sensitiv wahrgenommen werden.

### **Lanzettförmige Endigungen**

Lanzettförmige Endigungen dienen der Rezeption dynamischer Reizeigenschaften wie z.B. Beschleunigung. Diese Mechanorezeptoren befinden sich in etwa gleicher Höhe mit den Merkelzellen in der Region des Ringwulstes, allerdings lokalisiert in der bindegewebigen Schicht.

### **Freie Nervenendigungen, Pilo-Ruffini-Komplex**

Diese Kombination verschiedener Rezeptortypen im „inner conical body“ bildet einen propriozeptiven Apparat, wodurch die Aktivität der „sling muscles“ (siehe 4.2.2) während des aktiven Whiskerns kontrolliert werden kann. Der propriozeptive Apparat ist besonders wichtig, da die aktorischen Komponenten ohne Spindelfasern arbeiten [Rice, 1994]. Somit erfolgt anders als bei den Skelettmuskeln kein Feedback über die muskuläre Kontraktion.

Der Haarfollikel wird von einer Vielzahl von Mechanorezeptoren umgeben. Dies ermöglicht eine dreidimensionale Wahrnehmung verschiedener Parameter, wie Druck, Geschwindigkeit, Richtung, Scherkräfte, etc. mit hoher Auflösung.

## 4.2.2 Aktorische Komponenten

Die aktorischen Komponenten des Vibrissen-Systems werden von quergestreifter Gesichtsmuskulatur (innerviert durch den *Nervus facialis*) gebildet und lassen sich in in- und extrinsische Muskeln unterteilen.

Jeden einzelnen FSC umfasst in Höhe des cavernösen Sinus eine Muskelschlinge („sling muscle“), welche schräg zur Hautoberfläche zieht [Dörfel, 1982]. Das Muskelbündel führt zu der latero-caudal liegenden Vibrisse und ist dort in Höhe des konischen Körpers verankert (Abb. 4-4). Diese intrinsische, oder auch kapsuläre Muskulatur greift somit direkt an jeder einzelnen Vibrisse an und bewirkt Pro- und Retraktion in der rostro-caudalen Ebene. Über die intrinsische Muskulatur kann jede Vibrisse einzeln angesteuert werden. Die extrinsische Muskulatur hingegen ist im umgebenden Gewebe basal der Vibrissen lokalisiert und für die aktive Bewegung des gesamten Vibrissenfeld (mystacial pad) verantwortlich. Gebildet wird die extrinsische Muskulatur von dem *Musculus levator labii superioris* und dem *Musculus nasolabialis* (diese beiden Anteile bilden den oberen Ast) und dem den unteren Ast bildenden *Musculus maxillo-labialis*.

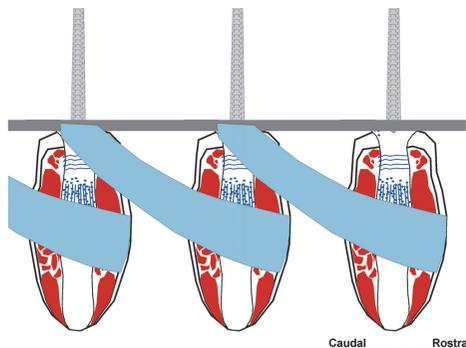


Abbildung 4-4: Verlauf der intrinsischen Muskulatur (blau), in Anlehnung an Dörfel [1982]

### 4.3 Funktionelle Merkmale

Die in verschiedenen Körperregionen lokalisierten Vibrissen übernehmen unterschiedliche Funktionen. Während Makrovibrissen, die auffällig langen, dicken Haare der Schnauzenregion, der Objektlokalisierung und der Einschätzung von Größe und Form von Objekten dienen [Brecht, 1997; Dehnhardt, 1994; Dehnhardt & Kaminski, 1995; Krupa, 2001], können die Tiere mit Hilfe der Mikrovibrissen (als Sinnesorgan für die Nahfeld-Kontrolle), kürzeren Tasthaaren an Ober- und Unterlippe, Oberflächenbeschaffenheit und Materialeigenschaften detektieren [Hartmann, 2001]. Die Oberflächenbeschaffenheit wird dabei mit hoher Auflösung wahrgenommen. So unterscheiden Ratten raue von glatten Oberflächen, wenn diese mit nur 30  $\mu\text{m}$  tiefen Rillen versehen sind [Carvell & Simons, 1990]. Die carpalen Vibrissen haben vermutlich als Kontaktsensoren Einfluss auf die Lokomotion [persönliche Mitteilung G. Klauer].

Durch die vegetative Steuerung des Blutvolumens in den Sinus ist der Zustand des Gesamtsystems stark an die Physiologie des Tieres gekoppelt. Befindet sich dieses in Ruhe, werden die mystacialen Vibrissen meist in caudaler Richtung angelegt, während im aktiven Erkundungszustand die Tasthaare aufgestellt werden [Fundin, 1997]. Eine im Rahmen der vorliegenden Arbeit aufgestellte Hypothese ist, dass durch eine Variation des Blutdruckes in den Sinus die Steifigkeit der Tasthaar-Lagerung eingestellt werden kann.

Es werden verschiedene Bewegungsformen unterschieden. Bei der follikulären Bewegung wird die Vibrisse durch Objektkontakt verbogen und die entsprechenden Mechanorezeptoren aktiviert. Nach Beendigung des Objektdruckes kehrt die Vibrisse in ihren Ausgangszustand zurück. Demgegenüber steht ein dynamisches Verhalten der Vibrissen; die gesamte Kapsel wird aktiv bewegt, um die Umgebung zu analysieren. Drei Bewegungsphasen sind dabei zu unterscheiden [Dörfl, 1982; Carvell & Simons, 1990; Wineski, 1983]: einer durch die Aktivität der intrinsischen Muskulatur hervorgerufenen Protraktion folgt eine Zwischenphase, in der sich die Vibrisse in Ruhe befindet. Bedingt durch die Elastizität des

umgebenden Gewebes oder eine Aktivität der extrinsischen Muskulatur kehrt die Vibrisse danach passiv oder aktiv in den Ausgangszustand zurück (Retraktion). Die Protraktion nimmt mit ca. 57 % den größten zeitlichen Anteil des Bewegungszyklus ein, während Ruhephase und Retraktion mit 6 % bzw. 37 % kürzer andauern. Eine stereotype, simultane Bewegung aller Vibrissen wird als „Whisking“ bezeichnet. Werden intrinsische und extrinsische Muskulatur antiphasisch aktiviert (aktive Retraktion) spricht man vom „Erkundungs-Whiskern“. Demgegenüber steht das sog. „Foveal-Whiskern“, bei dem nur die Protraktion aktiv erfolgt [Berg & Kleinfeld, 2003; Wineski, 1983]. Hierbei werden rhythmische Bewegungen mit kleinerer Amplitude aber höherer Frequenz durchgeführt. Das „Foveal-Whiskern“ dient der genauen Untersuchung konkreter Objekte, während beim „Erkundungs-Whiskern“ durch große Bewegungsamplituden ein Überblick über die Umgebung gewonnen wird. Die Bewegungsfrequenzen liegen zwischen 2 Hz und 20 Hz (Mittelwert 8 Hz) [Fee, 1997; Sachdev, 2002; Wineski, 1983; Woolsey, 1997] und die Bewegungsamplitude beträgt zwischen 31,6° und 56,2° [Bermejo, 2002]. Beide Bewegungsparameter können entsprechend den Umweltbedingungen und den Bedürfnissen des Tieres verändert werden [Nicoletis, 1995; O'Connor, 2002].

#### **4.4 Signalverarbeitung**

Die sensorischen Informationen werden ausgehend von den Vibrissen des mystacial pad bis zum somatosensorischen Cortex mit einer ausgeprägten Somatotopie übertragen, d.h. Informationen benachbarter Vibrissen werden auf allen Verarbeitungsebenen in benachbarten Arealen verwaltet.

Die Übertragung der sensorischen Informationen der Tasthaare folgt der klassischen Übertragungsweise sensorischer Informationen: über primäre Afferenzen (*Nervus infraorbitalis* = sensorischer Ast des *Nervus trigeminus*) gelangen die Informationen zum Hirnstamm. In mindestens drei der vier Hirnstammkerne spiegelt sich die Peripherie in Form sog. Barrelettes [Schierloh, 2003] wieder. Sekundäre Afferenzen führen vom Hirnstamm zum Thalamus, wobei ein Großteil auf die kontralaterale Seite kreuzt. Die ausgeprägte somatotopie Projektion ist im Thalamus in Form der Barreloids

[Schierloh, 2003] zu finden. Vom Thalamus gelangen die somatosensorischen Informationen über thalamocortikale Afferenzen zum primären somatosensorischen Cortex, wo sie analysiert werden. Im primären somatosensorischen Cortex wird die gesamte Körperoberfläche topographisch repräsentiert („Rattunculus“ analog zum „Homunculus“) [Schierloh, 2003]. Bei Nagern ist die Schnauzenregion und somit auch das mystacial pad überproportional flächig abgebildet. Dies spiegelt die hohe funktionale Relevanz dieses Sinnesorgans wieder. In Schicht 4 (Klassifikation nach [Brodman, 1909]) des laminar aufgebauten somatosensorischen Cortex findet man eine für das Vibrissensystem charakteristische Architektur: das (Whisker-)Barrel-Field. Diese nach ihrem zylindrischen, fässchenförmigen Aufbau benannten Strukturen zeichnen sich durch multineuronale Eingänge aus. Jedes dieser Barrels stellt die kortikale Repräsentation einer kontralateralen Vibrisse dar [Woolsey & van der Loos, 1970]. In höheren Cortexarealen erfolgt die Integration mit weiteren sensorischen Eingängen und eine assoziative Verarbeitung.

## 4.5 Identifikation des Forschungsbedarfs

Zahlreiche Wissenschaftler beschäftigen sich seit Jahren mit verschiedenen Aspekten des Tasthaar-Sinnessystems von Säugetieren. Die Ergebnisse dieser Arbeiten haben dazu geführt, dass dieses somatosensorische Sinnesorgan als ein Modellsystem für die Signalübertragung von den Rezeptorzellen über die verschiedenen Verarbeitungsstufen bis hin zur cortikalen Zusammenführung aller Informationen und der Erzeugung eines Tastbildes verstanden wird. Im Vordergrund des Interesses lagen lange Zeit die verschiedenen Stufen der neuronalen Verarbeitungskette [z.B. Woolsey & van der Loos, 1970; Schierloh, 2003]. Auch bezüglich der Morphologie gibt es, wenn auch deutlich weniger, wegweisende Arbeiten [z.B. Ebara, 2002; Klauer, 1999; Rice, 1994]. Histologische Analysen offenbarten die komplexe Struktur des Haarfollikels einschließlich des umgebenden Gewebes. Die genaue Funktionalität mit den morphologischen Korrelaten dieser interessanten Sensorperipherie wurden experimentell hingegen weniger untersucht. Die Intention, das Tasthaar-

Sinnessystem als Inspiration für die Gestaltung technischer Sensoren vor allem im Bereich der autonomen Robotik zu nutzen, machte es notwendig die zahlreichen offenen Fragestellungen bezüglich der Mechanik und Funktionalität der peripheren Strukturen zu bearbeiten. So entstanden Arbeiten, die das Vibrissensystem bezüglich der statischen und dynamischen Eigenschaften beschreiben [v.a. Hartmann, 2001, 2003; Neimark, 2001, 2003]. Auch die für technische Umsetzungen notwendige Reduktion des biologischen Systems auf seine Grundprinzipien einschließlich einer Modellbildung hat Eingang in die Literatur gefunden [Birdwell, 2007; Mitchinson 2004]. Im Rückschluss wird bei dieser Vorgehensweise auch ein Erkenntnisgewinn bezüglich des biologischen Systems erreicht.

An diesen Wissensstand knüpft die vorliegende Arbeit mit einer weiterführenden Betrachtung der Sensorperipherie an. Aufbauend auf Analysen des isolierten Haarschaftes soll das Gesamtsystem als Funktionseinheit aus Haarschaft und dessen spezifischer Verankerung in der Haut betrachtet werden. Im Vordergrund steht dabei die Aufbereitung der technisch relevanten Prinzipien des biologischen Systems. Ausgehend von einer Identifikation der relevanten Charakteristika werden unter Zuhilfenahme des Konzeptes zum Reizleitungsapparat Funktionshypthesen aufgestellt und mit verschiedenen Methoden der Ingenieurwissenschaften überprüft.

#### **4.5.1 Technisch relevante Charakteristika**

Das Tasthaar-Sinnessystem zeichnet sich durch eine Vielzahl von Charakteristika aus, die besonders unter technischen Kriterien interessant sind.

- Die *Größe* des Follikel-Sinus-Komplexes liegt im Millimeterbereich. Die Abmessungen einzelner Rezeptoren (Sensorelemente) befinden sich im Mikro- bzw. Nanometerbereich [Klauer, 1999].
- Durch die kaskadierte Anordnung verschiedener Mechanorezeptoren können unterschiedliche Reizqualitäten (Druck, Geschwindigkeit, Beschleunigung) zeitgleich und in Echtzeit wahrgenommen werden. Jeder Mechanorezeptortyp ist um den gesamten Haarfollikel angeordnet

[Ebara, 2002; Klauer, 1999; Rice, 1986]. Somit wird eine dreidimensionale Wahrnehmung gewährleistet. Man spricht auch von einer *dreidimensionalen, multiparametrischen Erfassung* der Umgebung.

- Viele Einzelvibrissen sind in Form eines Arrays als *mystaciales pad* angeordnet [Klauer, 1999]. Durch die hiermit bedingte Überlappung der wahrgenommenen Informationen benachbarter Vibrissen wird eine genaue *Lokalisation und Mustererkennung* ermöglicht.
- Mit Hilfe des Vibrissensystems werden Umgebungsreize mit einer *hohen Auflösung* analysiert.
- Die intrinsische und extrinsische Muskulatur bewirkt eine aktiv einstellbare Beweglichkeit einzelner Vibrissen, Vibrissengruppen oder des gesamten *mystacial pad* [Carvell & Simons, 1990; Dörfel, 1982; Wineski, 1983]. Diese Ausstattung mit Aktoren, welche als Stellelemente fungieren, auf unterschiedlichen Ebenen ermöglicht demnach eine *Dynamisierung des Gesamtsystems*.
- Bei der Verarbeitung der aufgenommenen Informationen müssen die passiven Vibrationen des Gesamtsystems ebenso wie die aktiven Eigenbewegungen heraus gerechnet werden. Es handelt sich um ein *selbstreferenzielles System*.

#### 4.5.2 Funktionshypothesen

In den vorangegangenen Kapiteln wurden bereits verschiedene, funktionell relevante Strukturen des Vibrissen-Systems identifiziert. Basierend auf diesem Stand des Wissens sollen die strukturell-funktionellen Korrelationen zusammengefasst werden. An dieser Stelle wird das in Kapitel 2.5 vorgestellte Konzept des Reizleitungsapparates auf das Tasthaar-Sinnessystem angewandt, um Strukturen zu identifizieren, die den in Abbildung 2-4 aufgeführten Grundfunktionen zugeordnet werden können. Ausgehend von dieser Einteilung ergeben sich bezüglich der Peripherie des Tasthaar-Sinnessystems drei Teilsysteme, die es zu analysieren gilt: der Haarschaft, der Follikel-Sinus-Komplex und die Mechanorezeptoren (Abb. 4-5). Hinzu kommt

die gesamte neuronale Verarbeitungskette.

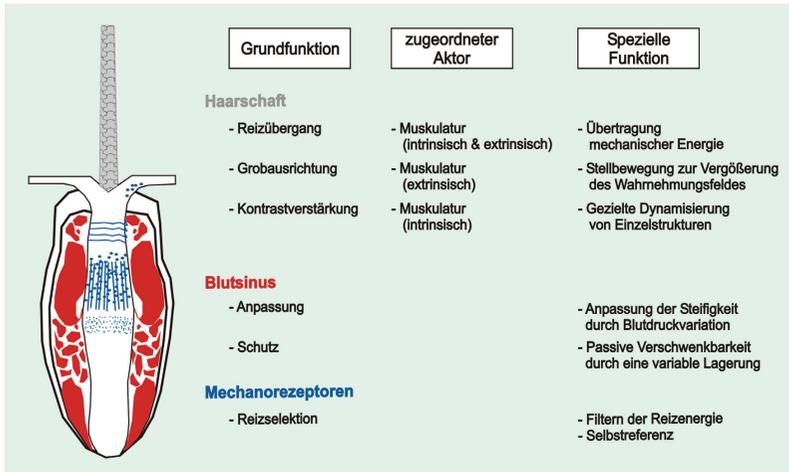


Abbildung 4-5: Zuordnung der peripheren Strukturen des Tasthaar-Sinnesystems zu den Funktionsmodulen des RLA, jeweils mit assoziiertem Aktor (Skizze FSC in Anlehnung an [Klauer, 1999, S. 4]; Rezeptorverteilung in Anlehnung an [Ebara, 2002])

### Funktionshypothesen Haarschaft

- I. Am Haarschaft, findet der *Medienübergang* bzw. die Übertragung der mechanischen Energie statt. Die Struktur des Haarschaftes ist so gestaltet, dass Erregerkräfte optimal wahrgenommen und die mechanische Energie zu den Rezeptorzellen übertragen werden kann. Selbst kleine Kräfte werden aufgenommen und weitergeleitet.
- II. Bereits in die Struktur des Haarschaftes integriert sind Komponenten, die dessen mechanische Destruktion verhindern.
- III. Über eine gezielte *Dynamisierung* der Einzelstrukturen erfolgt eine Kontrastverstärkung zur optimierten Wahrnehmung statischer Reize. Des Weiteren wird der Arbeitsraum vergrößert.

### **Funktionshypothesen Follikel-Sinus-Komplex**

- IV. Über eine Variation des Blutdruckes wird das Blutvolumen in den den Haarfollikel umgebenden Blutsinus reguliert. Somit kann die Steifigkeit der Lagerung des Tasthaares ebenso wie die Dämpfungseigenschaften des Gesamtsystems aktiv eingestellt werden. Die Änderung des Blutdruckes in den Sinus könnte z.B. über eine Variation des Venenabflusses durch eine variable Venendrossel (Sphinktermechanismus) erfolgen.
- V. Über eine derartig *einstellbare Steifigkeit* kann jeder Einzelsensor nach überlast-bedingter Verstimmung rekaliert werden, indem der Blutdruck in den Blutsinus kurzzeitig erhöht und das Tasthaar somit in seine „Nulllage“ gezwungen wird.
- VI. Ein *Überlastschutz* des Gesamtsystems gegen zu starke mechanische Einflüsse wird zum einen aktiv über die Blutdruckvariation in den Sinus erreicht. Zum anderen ist das den Follikel-Sinus-Komplex umgebende Gewebe sehr elastisch und ermöglicht dadurch selbst extreme Auslenkungen des gesamten Komplexes ohne Zerstörung von Strukturen.

### **Mechanorezeptoren**

Der Haarfollikel wird von einer Vielzahl verschiedener Mechanorezeptoren, wie Merkelzell-Axon-Komplexe, lancettförmige Endigungen, freie Nervenendigungen, Pilo-Ruffini-Komplexe und Pacinische Körperchen [Klauer, 1999; Halata, 1992], umgeben. Ähnlich wie in der menschlichen Haut sind diese dreidimensional in Kaskaden-Form angeordnet. Dies ermöglicht eine dreidimensionale Wahrnehmung verschiedener Parameter (Druck, Geschwindigkeit, Richtung...) mit hoher Auflösung. Weiterhin ist interessant, ob die Anordnung der verschiedenen Rezeptortypen nach einem bestimmten Muster (Topologie) oder rein zufällig erfolgt. Auch hierzu hat [Klauer, 1999] erste Arbeiten geleistet.

### 4.5.3 Konzept der analytischen Betrachtungen

Zur Vertiefung des Verständnisses der Struktur-Funktionsbeziehungen des Tasthaar-Sinnessystems werden den Teilsystemen verschiedene im Rahmen der vorliegenden Arbeit verfolgte Analysemethoden zur Überprüfung der aufgestellten Funktionshypothesen zugeordnet (Abb. 4-6).

Teilsystem	Funktionshypothesen	Methode	Kapitel
Haarschaft	Verlustfreie Aufnahme und Weiterleitung der mechanischen Energie	<b>Induktiv</b> Lichtmikroskopie, REM Mikrotribologie Schwingungsanalyse	5.1
	Schutz vor mechanischer Destruktion		5.2
	Kontrastverstärkung	<b>Deduktiv</b> Modell zum Biegeverhalten	5.3
Follikel-Sinus-Komplex	Steuigkeits- und Dämpfungsanpassung	<b>Deduktiv</b> Mechanische Modelle zum Biegeverhalten zur dynamischen Analyse	5.4
	Funktion als Lagerung		6.2
Mechanorezeptoren	dreidimensionale Wahrnehmung	<b>Kompilatorisch</b> Intergration des Kenntnisstandes in ein Funktionsmodell	6.3
	multiparametrische Wahrnehmung		
	Energieumwandlung		
neuronal Verarbeitungskette	Informationsweiterleitung	<b>Kompilatorisch</b> Intergration des Kenntnisstandes in ein Funktionsmodell	
	Informationsverarbeitung		

Abbildung 4-6: Konzept des analytischen Teils der Arbeit: Unterteilung des Tasthaar-Sinnessystems in Teilsysteme, Entwicklung von Funktionshypothesen, Auflistung der Methoden zur Überprüfung der aufgestellten Hypothesen mit Kapitelverweis

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wird ausschließlich der Haarschaft als Einzelkomponente hinsichtlich seiner strukturellen und mechanischen Eigenschaften experimentell analysiert, mit dem Ziel, die Funktionshypothesen I. bis III. zu überprüfen. Der Haarschaft dominiert funktionell gegenüber den beiden anderen Komponenten des Reizleitungsapparates des Tasthaar-Sinnessystems, da er drei der insgesamt sechs Grundfunktionen biologischer Sinnesorgane (siehe Kapitel 2.5) erfüllt. Die Vibrisse stellt die essentielle

Struktur des Tastsensors dar und ermöglicht durch die Ausbildung der Tastspitze eine punktgenaue Zuordnung des kontaktierten Objektes. Eine detaillierte Analyse dieser Struktur erlaubt erste Struktur-Funktions-Korrelationen. Bevor über Variationen des Systems (z.B. über die Steifigkeitseinstellungen am FSC) oder die Signalverarbeitung nachgedacht wird, muss verstanden sein, welche grundlegenden Parameter der Umgebung wahrgenommen werden, welche Kräfte und Momente entstehen und wie diese weitergeleitet werden können. Nicht zuletzt ist festzustellen, dass der Haarschaft mit den an der Technische Universität Ilmenau verfügbaren Methoden der Technischen Mechanik zu erschließen ist. Im Hinblick auf spätere technische Umsetzungen bzw. Optimierung stiftführender Mechanosensoren bietet sich eine Charakterisierung des Haarschaftes nach technischen Bewertungskriterien an:

- Form
- Oberflächen- und Binnenstruktur
- Werkstoffeigenschaften
- Statische Eigenschaften
- Dynamische Eigenschaften.

Da eine experimentelle Analyse des Follikel-Sinus-Komplexes im Rahmen der vorliegenden Arbeit nicht möglich, gerade dieses Teilsystem jedoch funktionell interessant ist, wird für eine erste Einschätzung der Funktionen des FSC auf deduktive Methoden der Modellbildung und Simulation zurückgegriffen.

Für die Betrachtung der Mechanorezeptoren und der gesamten neuronalen Verarbeitungskette wird sich auf eine Auswertung des Standes der Technik beschränkt, da es sich hierbei im Gegensatz zu den peripheren Strukturen um vielfältig untersuchte Teilsysteme handelt.



Wenn wir die Natur auf das reduzieren, was wir verstanden haben, sind wir nicht überlebensfähig.

*Hans-Peter Dürr (\*1929), dt. Physiker*

## 5 Der Haarschaft als reizaufnehmende Struktur

### 5.1 Strukturelle Eigenschaften

In unterschiedlichen Wissenschaftsdisziplinen werden morphologische Merkmale zur Charakterisierung verschiedener Haartypen genutzt [van den Broeck, 2001]. Neben makroskopischen Eigenschaften wie Form, Größe, Profil und Farbe gewinnen die mikroskopischen Charakteristika zunehmend an Bedeutung bei der Unterscheidung verschiedener Haartypen einer Spezies sowie im Artenvergleich. Entscheidende makroskopische Merkmale sind dabei äußere Erscheinungsform, Querschnittsform und Oberflächenbeschaffenheit. Zu den mikroskopischen Merkmalen zählen Form und Größe der cuticulären Schuppen sowie die Ausprägung der Medulla. Durch zahlreiche Umwelteinflüsse wie Klima, Habitat, Ektoparasiten [Hess, 1985] oder Ernährung sowie das Alter des entsprechenden Haares werden seine Eigenschaften verändert, wodurch eine Charakterisierung erschwert wird.

Nach Latzke [1988] wird folgende strukturelle Klassifikation vorgeschlagen:

- Querschnittsform: rund ↔ profiliert (z.B. eckig, lappig, gezähnt...)
- Querschnittsfläche: voll (massiv) ↔ hohl (mono- oder multitubulär)
- Oberfläche: glatt ↔ strukturiert (fibrilliert, gerieft, geschuppt...).

Diese strukturellen Merkmale von Haaren verschiedener Spezies spielen eine wichtige Rolle im Artenvergleich und bei der zoologischen Systematisierung, in der Kriminologie und Gerichtsmedizin. So gibt es einige Versuche die Schuppenform und -anordnung zur Identifikation von Säugetierarten zu nutzen [Meyer, 1996]. Die Strukturbeschreibung dient nicht nur der Systematisierung und Klassifizierung. Vielmehr stellen morphologische Merkmale die Grundvoraussetzung für zahlreiche funktionelle Charakteristika dar. In diesem Kapitel sollen die strukturellen Eigenschaften der Vibrissen charakterisiert werden.

### 5.1.1 Allgemeiner Aufbau von Haaren

Haare bestehen zu 90 % aus dicht gepackten Keratinfilamenten. Das Faserprotein Keratin besteht aus Polypeptidketten, die durch Kondensation von 18 Aminosäuren entstehen. Die Hauptelemente sind Kohlenstoff, Sauerstoff, Stickstoff, Wasserstoff und Schwefel. Ein für die Funktionalität wichtiger Baustein des alpha-Keratins ist die schwefelhaltige Aminosäure Cystein. Durch die Bildung von Disulfidbrücken (-S-S-) können sich zwei Cystein-Gruppen zu einem Cystin verbinden. Diese sehr stabilen Quervernetzungen bestimmen die Gestalt des Proteins und sorgen für die hohe Belastbarkeit des Haares. Die Steifigkeit des Haarschaftes wird demnach maßgeblich von dem Schwefelgehalt des Keratins mitbestimmt. Ein hoher Schwefelanteil sorgt durch die Ausbildung stabiler Querverbindungen für einen starken Vernetzungsgrad und dadurch für eine hohe Steifigkeit. So weisen z.B. lockige Haare einen hohen Vernetzungsgrad bedingt durch zahlreiche Disulfidbrücken auf.

Gebildet wird das Haar von sog. Keratinozyten, welche an der Basis der dermalen Papille sitzen. Diese Zellen vervielfachen und spezialisieren sich. Einige bilden die interne und externe epitheliale Hülle, während ein Großteil zum Haarschaft zusammengesetzt wird. Letztere verlängern sich und lagern Keratinfibrillen ein. Nach ca. 0,5 mm Wanderung innerhalb der Wurzel sterben die Zellen ab und werden nicht mehr verändert. Wasserstoffbrückenbindungen, Salzbindungen, Van der Waalsche Bindungen und Disulfidbrücken halten die verschiedenen Keratinfibrillen zusammen. Sowohl menschliche als auch tierische Haare bestehen aus drei Schichten [Robbins, 2002]:

➤ Cuticula

Die Cuticula als äußerste Schicht besteht aus 5 bis 10 Lagen überlappender ineinander greifender, flacher Zellen und wird aufgrund der Ähnlichkeit zu Fischschuppen auch als Schuppenschicht bezeichnet. Bei gesunden Haaren liegen die Schuppen flach an und weisen einen glatten Rand auf. Mit einer Dicke von 35 µm bis 40 µm soll die Cuticula das Haar vor chemischen und physikalischen Umwelteinflüssen schützen [Weber & Sobottka, 2003].

➤ Cortex

An die Cuticula schließt sich nach innen der Cortex, auch Haarrinde oder Faserschicht genannt, an. Diese zweite Schicht wird hauptsächlich von dem Strukturprotein Keratin gebildet. Keratin bildet in dieser Schicht sog. Mikrofibrillen, die eine regelmäßige Anordnung in Längsrichtung des Haares aufweisen. Interzelluläre Kittsubstanzen verbinden die Cortezellen [Orfanos & Ruska, 1968].

➤ Medulla

Im Innersten der Haare befindet sich die Medulla. Körperhaare ohne sensorische Funktionen weisen sowohl bei der Ratte, als auch bei anderen Säugetieren eine deutlich ausgeprägte Medulla auf, die bis zu  $\frac{2}{3}$  des Gesamtdurchmessers einnehmen kann [Chernova, 2003]. Des Weiteren postuliert Chernova [2003], dass die Ausprägung der Medulla abhängig vom Haardurchmesser ist. So weisen Haare mit einem Durchmesser  $< 10 \mu\text{m}$  keine Medulla auf, zwischen  $10 \mu\text{m}$  und  $75 \mu\text{m}$  ist die Medulla vom Cortex unterbrochen und erst ab einer Dicke über  $95 \mu\text{m}$  besitzen Haare eine durchgängige Medulla. Nach Sundberg & Hogan [1994] unterscheidet man bei Mäusehaaren mehrere Möglichkeiten, wie dieser Markkanal beschaffen sein kann: er kann völlig von Zellen ausgefüllt sein, komplett fehlen oder in verschiedenem Anteil von Luftkammern unterbrochen sein. Auch bei menschlichem Haar kann die Medulla fehlen [Weber & Sobottka, 2003]. Dem Markkanal wird in der Literatur keine bzw. geringe Bedeutung für Aufbau und Struktur des Haares zugesprochen.

Im Folgenden werden Experimente zur Analyse der Struktur von Vibrissen beschrieben. Die erhaltenen Ergebnisse werden mit den Parametern menschlicher und tierischer Körperhaare verglichen.

## 5.1.2 Material und Methoden

### Biologisches Material

Es wurden Vibrissen von zwei Ratten untersucht. Bei diesen Tieren handelt es sich um weibliche Ratten vom Wistar-Stamm aus einer Versuchstierhaltung, die beide spontan im Alter von ca. 14 Monaten verstorben waren. Die Probenentnahme erfolgte post mortem bei der Ratte 1 mittels einer Pinzette, mit der alle vorhandenen Vibrissen aus ihrem Follikel herausgezogen wurden. Dabei wurde das jeweilige Haar so nah wie möglich an der Haut gegriffen, um Schäden durch den Druck der Pinzette zu minimieren. Bei Ratte 2 wurden die Tastaare mit einer Pinzette fixiert und der Haarschaft basisnah abgeschnitten. Untersucht wurden die Makrovibrissen eins bis vier jeder Reihe und einige Mikrovibrissen (Abb. 5-1). Zum Vergleich wurden jeder Ratte auch einige Körperhaare aus dem Rückenbereich entnommen.

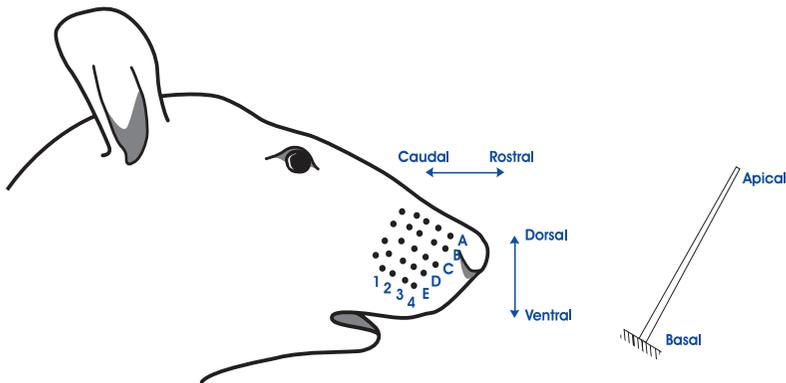


Abbildung 5-1: Anordnung der Vibrissen im mystacial-Pad mit Lagebezeichnungen (li); einzelne Vibrisse (re)

### Bestimmung von Länge und Durchmesser

Zunächst sollten geometrische Parameter der Vibrissen ermittelt werden. Diese Messwerte können Aufschluss über die äußere Form der Tastaare und deren geometrische Größenordnung geben. Die Messung der Gesamtlänge der Vibrissen erfolgte mit einem handelsüblichen Lineal. Dabei wurden Haarbasis

(Austrittsstelle aus Follikel) und Haarspitze möglichst parallel angelegt und der Abstand bestimmt. Entlang der Haare wurde an fünf definierten Messpunkten je dreimal der Durchmesser bestimmt (Abb. 5-2). Der erste Messwert befand sich direkt nach dem Follikel an der Austrittsstelle des Haares. Die übrigen 4 Werte wurden jeweils im Abstand von  $\frac{1}{4}$  der Haarlänge gemessen.

Die Messungen des Durchmessers erfolgte mittels einer Mikrometeruhr „Militast 1083“ der Fa. Mahr GmbH. Als Messtaster diente ein Zylinder mit einem Durchmesser von 1 mm. Die Haare wurden auf dem Probenstisch mittels Pinzette fixiert und die Messspitze an dem jeweiligen Messpunkt der Vibrisse aufgesetzt. Mit diesem Messverfahren können Genauigkeiten von 1  $\mu\text{m}$  erreicht werden.

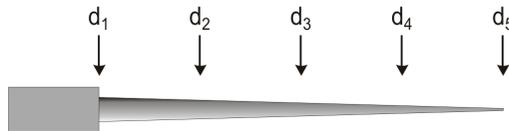


Abbildung 5-2: Vibrisse schematisch, markiert sind die Punkte, an denen die Messung des Durchmessers erfolgte

### Bestimmung des Gewichtes

Mit Hilfe einer Feinwaage wurde das Gewicht einiger Vibrissen mit einer Genauigkeit von  $\pm 10 \mu\text{g}$  bestimmt. Diese Genauigkeit reichte nicht aus, um die kürzeren Tasthaare zu wiegen. Die Waage befand sich in einem Abzug und die eigentliche Wiegeeinheit war zusätzlich von einer Plexiglaskammer umgeben. Dies diente dazu, Umgebungseinflüsse (Staubpartikel, Luftströmung...) möglichst gering zu halten. Zur weiteren Fehlerminimierung wurde für jedes Tasthaar der Mittelwert von drei Gewichtsbestimmungen gebildet. Die Gewichtsbestimmung erfolgte an den Tasthaaren von Ratte 2. Hierbei handelt es sich um die abgeschnittenen Vibrissen, gewogen wurde demzufolge nur der sich außerhalb der Haut befindende Haarschaft.

### Herstellung von Querschnitten

Um genauere Aussagen zur Morphologie der drei Schichten Cuticula, Cortex und Medulla treffen zu können, wurden mit Hilfe eines Mikrolasers (P.A.L.M.

Microlaser Technologies, Zeiss GmbH) Querschnitte der Haare angefertigt. Der Microlaser ermöglichte es, die Tasthaare präzise und unter geringer Beanspruchung zu schneiden. Querschnitte mit wenigen  $\mu\text{m}$  Dicke konnten angefertigt und sofort unter einem inversen Lichtmikroskop (Fa. Zeiss GmbH) angeschaut werden. Für eine Betrachtung der Querschnitte im Rasterelektronenmikroskop (REM) wurden Haarschnitte zwischen 5 mm und 10 mm Länge angefertigt, auf einem Probenhalter befestigt und senkrecht zum Elektronenstrahl im REM fixiert.

### **Lichtmikroskopie**

Für eine Übersichtsbetrachtung der Oberflächen- und Binnenstruktur der Vibrissen wurden lichtmikroskopische Aufnahmen angefertigt. Verwendet wurde das Forschungsmikroskop AxioObserver (Firma Carl Zeiss) mit Hochleistungsobjektiven, die Vergrößerungen zwischen fünffach und 100 fach ermöglichen.

### **Rasterelektronenmikroskopie (REM)**

Die Detailbetrachtung der Oberflächen- und Binnenstruktur der Vibrissen erfolgte an einem Rasterelektronenmikroskop (Hersteller FEI - Typ XL30, LaB6 System mit EDAX EDX und TSL EBSD). Die Raster-Elektronen-Mikroskopie ermöglicht die Abbildung von Objekten mit hoher Tiefenschärfe und einer maximalen Vergrößerung von 100.000 : 1 bei gegenüber dem Lichtmikroskop deutlich höherer Auflösung. Der Elektronenstrahl wird durch Erhitzen eines Wolframdrahtes bzw. eines LaB6-Kristalls erzeugt, wobei die Erhitzung zur Emission von Elektronen führt. Diese Primärelektronen regen bei Auftreffen auf das Untersuchungsobjekt weitere Elektronen an, das Objekt zu verlassen. Die Sekundärelektronen wiederum werden von einem Detektor erfasst und entsprechend ihrer Anzahl den Höhen des Objektes zugeordnet. Dabei werden aus höher gelegen Objektteilen mehr Sekundärelektronen emittiert, was zur Abbildung der Objektkontraste genutzt wird. Eine Beschichtung mit Gold erübrigt sich bei der Probenbetrachtung im ESEM-Modus (Environmental Scanning Electron Microscopy). Diese Weiterentwicklung der Raster-

Elektronen-Mikroskopie benötigt kein absolutes Vakuum und somit keine leitfähigen Proben.

Für eine Detailbetrachtung der Haare wurden diese mittels elektrisch leitendem (C-dotiertem), doppelseitigen Klebeband auf einem Probenhalter befestigt und in einem Raster-Elektronen-Mikroskop XL Series von Philips betrachtet (Abb. 5-3). Die unterschiedlichen Haare wurden bei verschiedenen Vergrößerungen fotografiert und vermessen. Analysiert wurden die Form und Größe der Haarschuppen und die Veränderungen entlang des Haares. Ebenso wie die Analyse der Oberflächenstruktur erfolgte auch die Betrachtung der Binnenstruktur im REM, ESEM-Modus, wodurch sich auch hier eine langwierige Probenvorbereitung erübrigte.

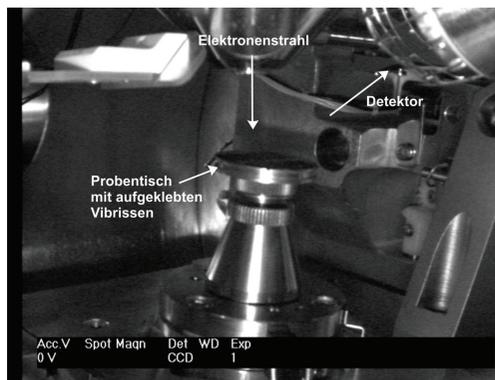


Abbildung 5-3: Probenraum im Rasterelektronenmikroskop mit Probenstisch, Elektronenemitter und Detektor

### 5.1.3 Ergebnisse und Auswertung

#### Länge und Durchmesser

In Tabelle 5-1 sind beispielhaft Haarlänge und die fünf Durchmesserwerte der Reihe A aufgeführt (für weitere Messwerte siehe A1 und A2). Ergänzend zu den Vibrissen wurden Körperhaare vermessen, um die äußeren Formen vergleichen zu können. Für die Durchmesserwerte an jedem Messpunkt wurden Mittelwert  $\bar{x}$  und Standardabweichung  $s$  bestimmt.

**Tabelle 5-1.** Durchmesser und Länge der Vibrissen von Reihe A und von einem Körperhaar (KH)

		<b>Alpha</b>	<b>A1</b>	<b>A2</b>	<b>A3</b>	<b>A4</b>	<b>KH</b>
l [mm]		<b>47,0</b>	<b>42,0</b>	<b>25,0</b>	<b>20,0</b>	<b>13,0</b>	<b>22,0</b>
d <sub>1</sub> [µm]	$\bar{x}$	<b>140,3</b>	<b>130,7</b>	<b>71,3</b>	<b>80,0</b>	<b>62,7</b>	<b>25,3</b>
	s	1,7	0,8	1,2	0,0	0,5	0,5
d <sub>2</sub> [µm]	$\bar{x}$	<b>94,3</b>	<b>84,0</b>	<b>49,7</b>	<b>64,7</b>	<b>60,0</b>	<b>22,0</b>
	s	0,5	2,5	0,9	1,2	0,0	0,0
d <sub>3</sub> [µm]	$\bar{x}$	<b>56,0</b>	<b>50,3</b>	<b>30,7</b>	<b>44,7</b>	<b>38,7</b>	<b>43,0</b>
	s	0,0	1,6	0,9	0,9	0,5	0,8
d <sub>4</sub> [µm]	$\bar{x}$	<b>27,0</b>	<b>26,3</b>	<b>13,7</b>	<b>16,0</b>	<b>18,3</b>	<b>35,0</b>
	s	0,8	0,9	0,5	0,8	0,5	0,0
d <sub>5</sub> [µm]	$\bar{x}$	<b>2,3</b>	<b>2,7</b>	<b>3,0</b>	<b>2,0</b>	<b>1,0</b>	<b>3,0</b>
	s	0,5	2,4	0,8	0,0	0,0	0,0

Die Messergebnisse legen die Vermutung nahe, dass es sich bei der Außenkontur der Vibrissen um einen Kegel bzw. Kegestumpf handelt, die Durchmesserwerte demnach linear von der Haarbasis zur Haarspitze abfallen. Um diese Annahme zu überprüfen, wurde aus den Messdaten mittels linearer Regression die Geradengleichung bestimmt. Für diese Regressionsgerade konnte das Bestimmtheitsmaß  $R^2$  (nach Pearson) errechnet werden. Je näher der Wert für  $R^2$  an 1 liegt, desto passender ist die lineare Regression. Abbildung 5-4 zeigt dieses Vorgehen beispielhaft für die Vibrissen der Reihe A.

Die Bestimmtheitsmaße aller untersuchten Vibrissen liegen zwischen 0,946 und 0,999. Mit einem mittleren  $R^2$  von 98,5 % kann davon ausgegangen werden, dass ein linearer Zusammenhang zwischen dem Durchmesser und dem Abstand zur Haarbasis besteht. Die Vibrissen der Ratte weisen demzufolge eine kegelstumpfförmige Außenkontur auf.

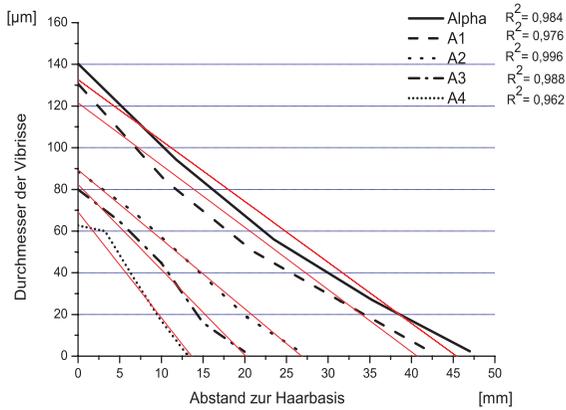


Abbildung 5-4: Lineare Regression und Bestimmtheitsmaß der Vibrissen Reihe A

Innerhalb einer Reihe nehmen sowohl Gesamtlänge als auch Basisdurchmesser von der Schnauze augenwärts (von rostral nach caudal) signifikant zu. Die Vibrissen eines Bogens haben vergleichbare von den anderen Bögen signifikant verschiedene Längen und Durchmesser (Abb. 5-5). Es ist eine leichte Zunahme beider Parameter von dorsal nach ventral erkennbar.

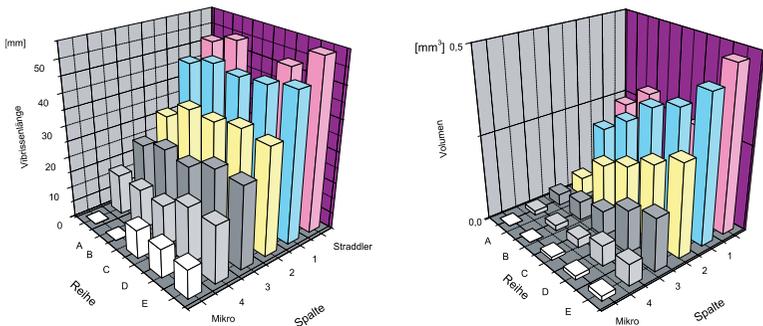


Abbildung 5-5: Länge (li) und Volumen (re) der Vibrissen des mystacial pad (Werte siehe A1)

### Fehlerbetrachtung

Für die Messung der Gesamtlänge des Haares werden folgende Fehler abgeschätzt: Der systematische Fehler des Lineals wird mit  $\pm 0,5$  mm angegeben. Durch die Vorbiegung des Tasthaares ist eine genaue Abmessung der Länge schwierig. Dieser Messfehler wird mit ca.  $\pm 2,0$  mm eingeschätzt. Die Durchmesserbestimmungen mittels der Mikrometeruhr wurden mit einer Genauigkeit von  $\pm 1$   $\mu$ m durchgeführt. Messfehler ergeben sich hier bei der Bestimmung des Messpunktes. Hierbei müssen die Auswahl der Messposition entlang der Haarlänge und die Auswahl der Messposition entlang der Haarbreite berücksichtigt werden.

Die Bestimmung der Messposition erfolgte ebenfalls mit einem handelsüblichen Lineal, wodurch auch dieser Fehler mit  $\pm 2,0$  mm eingeschätzt wird. Durch eine mehrfache Bestimmung des Durchmessers pro Messpunkt wurde der Fehler, der sich durch eine Variation der Messposition entlang der Haarbreite ergab, relativ gering gehalten. Durch die Berechnung des Bestimmtheitsmaßes für die lineare Regression konnte gezeigt werden, dass diese Fehler nur geringen Einfluss auf das Gesamtergebnis haben.

Zur Verifizierung der vorliegenden Daten wurden im Rahmen einer Studienarbeit (R. Uhlig, 2006) weitere Vibrissen vermessen (siehe Anhang A2). Diese Messwerte bestätigen die hier dargestellten Ergebnisse.

### **Gewicht**

Es konnten für jede Reihe nur die drei caudalen Vibrissen gewogen werden, da die Auflösung der Waage für die kürzeren Vibrissen nicht ausreichte. Aus dem Gewicht und den Durchmesserwerten an Basis und Spitze kann über folgende Formel die Dichte der Vibrissen bestimmt werden:

$$\rho = m/V \tag{1}$$

$\rho$  ... Dichte  
 $m$  ... Masse  
 $V$  ... Volumen

Bei der Berechnung wurde zunächst von einem Kegelstumpf mit Vollquerschnitt ausgegangen. Damit berechnet sich das Volumen folgendermaßen:

$$V = l \frac{\pi}{3} (r_1^2 + r_1 r_2 + r_2^2) \quad (2)$$

l ... Vibrissenlänge  
 r<sub>1</sub> ... Radius der Vibrissenbasis  
 r<sub>2</sub> ... Radius der Vibrissenspitze

Das Gewicht der analysierten Vibrissen liegt zwischen 83 µg (A2) und 630 µg (Gamma) (siehe Anhang A1). Gewicht und Haarlänge korrelieren, je länger die Vibrisse ist, desto größer ist das Gewicht. Das Gewicht nimmt entlang einer Reihe nach caudal zu und entlang eines Bogens nach ventral. Die mittlere Dichte liegt bei 1,1 mg/mm<sup>3</sup> mit einer Standardabweichung von 0,3 mg/mm<sup>3</sup>. Diese recht hohe Standardabweichung kann mit der Ungenauigkeit der Gewichtsbestimmung erklärt werden. Aufgrund der geringen Datenmenge kann die gemittelte Dichte nur zur Abschätzung der Größenordnung herangezogen werden.

### **Oberflächenstruktur**

Im Rasterelektronenmikroskop wurde die Oberfläche verschiedener Vibrissen, also der Aufbau der äußersten Haarschicht (Cuticula) untersucht. In Abbildung 5-6 ist beispielhaft anhand der Makrovibrisse C1 und einer Mikrovibrisse die Oberflächenstruktur von Vibrissen dargestellt. Zwischen den Oberflächenstrukturen verschiedener Vibrissentypen sind keine Unterschiede festzustellen.

Die Cuticula der Rattenvibrissen besteht aus flachen, dachziegelartig überlappenden Zellen. Das freie Ende dieser Schuppen weist nach distal. Angeordnet sind die Schuppen in einem unregelmäßigen Muster, welches sich entlang des Haares nicht verändert. Lediglich die Schuppengröße variiert, ohne jedoch eine einheitliche Abhängigkeit von dem Haardurchmesser aufzuweisen. Der Rand der einzelnen Schuppen verschiedener Vibrissen ist unterschiedlich stark gezackt.

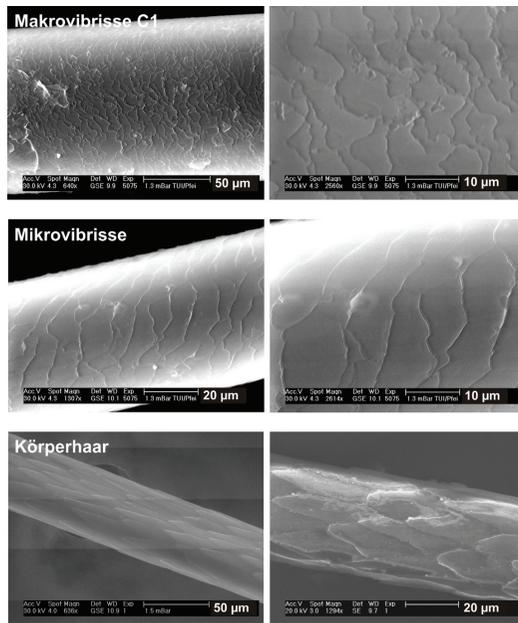


Abbildung 5-6: Oberflächenstruktur der Makrovibrisse C1, einer Mikrovibrisse und eines Körperhaares

Vergleicht man das Muster und die Schuppengrößen von Vibrissen mit normalen Körperhaaren (Abb. 5-7) der selben Tiere, fallen deutliche Unterschiede auf. Durch die große Anzahl von überlappenden Zellen mit gezacktem Rand gleicht das Muster der Vibrissenschuppen mit seiner Unregelmäßigkeit eher der Cuticula von menschlichem Haar. Die Oberfläche der Körperhaare der Ratte besteht aus einer deutlich geringeren Anzahl von Schuppen mit glattem Rand, welche eine regelmäßige Anordnung aufweisen. Eine derartige Regelmäßigkeit findet sich bei den Woll- und Deckhaaren verschiedener Kaninchenrassen wieder [van den Broeck, 2001].

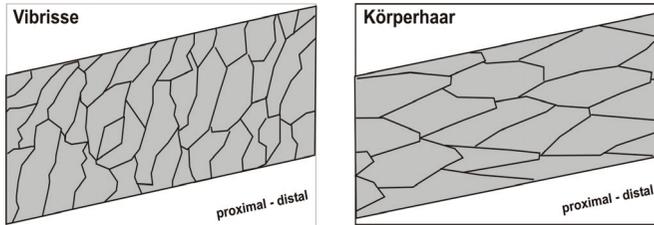


Abbildung 5-7: Schema der Schuppenstruktur von Vibrissen (li) und Körperhaaren der Rückenregion (re)

In Tabelle 5-2 sind die mittleren proximal-distalen Ausdehnungen der untersuchten Vibrissen zusammengefasst. Zwischen der Länge der Schuppen und ihrem Abstand zur Haarbasis (hier anhand des Durchmessers der Messposition dargestellt) konnte kein signifikanter Zusammenhang festgestellt werden.

**Tabelle 5-2.** Proximal-distale Ausdehnung der Cuticulaschuppen verschiedener Vibrissen

Vibrissentyp	Durchmesser an der Messposition [ $\mu\text{m}$ ]	Schuppenlänge $\bar{x}$ [ $\mu\text{m}$ ]	Schuppenlänge $s$ [ $\mu\text{m}$ ]
<i>Alpha</i>	17	3,02	0,36
	98	5,16	0,42
<i>A1</i>	45	3,52	0,63
	60	3,07	0,50
<i>A3</i>	5	7,89	0,04
	42	3,54	0,54
<i>A4</i>	65	8,20	0,69
	53	8,38	0,51
<i>Beta</i>	65	5,32	0,99
	93	4,16	0,54
<i>B4</i>	2,3	5,05	1,30
	55	4,84	1,28
<i>Mikrovibrisse E</i>	64	9,62	1,22
	18	3,99	0,52
<i>Carpale Vibrisse</i>	47	8,83	0,33
	34,5	26,97	2,15
<i>Körperhaar</i>	40	22,53	2,20

Die Körperhaar-Schuppen weisen proximal-distal mit einer Länge von durchschnittlich  $24,75 \mu\text{m}$  (Standardabweichung  $2,22 \mu\text{m}$ ) eine größere

Ausdehnung als lateral auf, während bei der Cuticula der Vibrissen ( $\varnothing$  5,43  $\mu\text{m}$  Ausdehnung in proximal-distaler Richtung, Standardabweichung 2,17  $\mu\text{m}$ ) das Gegenteil der Fall ist (Abb. 5-7). Durch den zum Teil stark gezackten Rand der Vibrissenschuppen variiert die Ausdehnung einer Schuppe, während die längste Ausdehnung der Körperhaarzellen immer in proximal-distaler Linie zu finden ist. Eine ähnliche Oberflächenstruktur findet sich auch bei den Wollhaaren verschiedener Kaninchenrassen [van den Boeck, 2000]. Auch bei diesen Körperhaaren ändert sich das Muster, in dem die cuticulären Schuppen angeordnet sind, entlang des Haares.

### Binnenstruktur

Für einen ersten Überblick über die innere Morphologie der Tasthaare wurden diese im Lichtmikroskop analysiert. Bereits bei diesen Aufnahmen zeigen sich deutliche Änderungen entlang der Vibrissen. Auch ein Vergleich mit den Körperhaaren offenbart einige Besonderheiten der Tasthaare (Abb. 5-8). Bei der Vibrisse ist von der Basis bis ungefähr der halben Gesamtlänge ein Kanal zu beobachten, welcher weiter spitzwärts brückenartig von kompaktem Cortexmaterial unterbrochen wird, bis er ganz verschwunden ist. Die Medulla der Körperhaare hingegen ist ab der Basis in unterschiedlichen Anteilen mit Zellen gefüllt, wird aber ebenfalls nahe der Spitze von kompaktem Gewebe ersetzt.

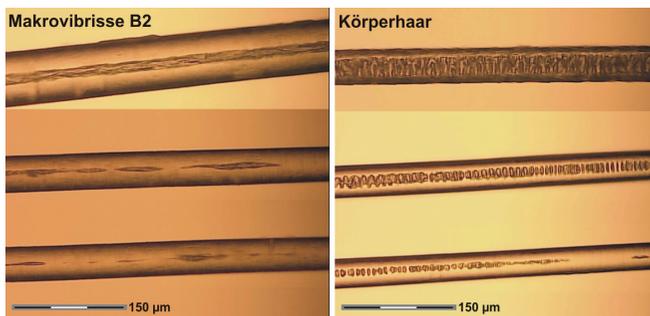


Abbildung 5-8: Lichtmikroskopische Aufnahmen der Makrovibrisse B2 und eines Körperhaares

Um genauere Aussagen zur Morphologie der drei Schichten Cuticula, Cortex und Medulla treffen zu können, wurden im Licht- und im Rasterelektronenmikroskop Querschnitte analysiert. Bereits die lichtmikroskopischen Aufnahmen erlauben eine Differenzierung und Vermessung (siehe Tab. 5-3) der drei Schichten (Abb. 5-9).

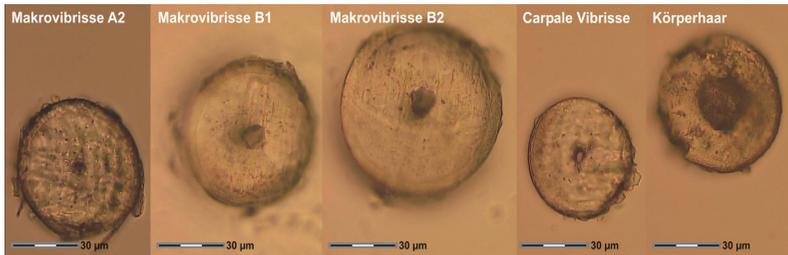


Abbildung 5-9: Lichtmikroskopische Aufnahmen der Querschnitte verschiedener Haare

> Cuticula

Der Anteil der Cuticula am Gesamtdurchmesser ist mit mittleren 12 % (zweimal 6 %) beachtlich. Eine derartig massive Cuticula wird über die gesamte Vibrissenlänge ausgeprägt.

> Cortex

Der kompakte Cortex stellt über die gesamte Vibrissenlänge mit 69 % bis 87 % Anteil am Gesamtdurchmesser die ausgeprägteste Schicht dar.

> Medulla

Die Medulla weist ebenso wie die Außenkontur eine kegelförmige Form auf ( $R^2 = 0,93$ ), mit einem steileren Anstieg. Somit verringert sich der Anteil der Medulla am Gesamtdurchmesser von der Basis zur Spitze, bis die Medulla abhängig vom Vibrissentyp nach 50 % bis 75 % der Gesamtlänge nicht mehr vorhanden ist. Der hohle Kanal nimmt zwischen 8 % und 18 % des Außendurchmessers ein. Im Vergleich zu dem vermessenen Körperhaar, dessen Medulla 37 % des Haardurchmessers einnimmt, ist dieser Anteil sehr gering.

**Tabelle 5-3.** Absoluter und relativer Anteil von Medulla, Cortex und Cuticula am Gesamtdurchmesser und Flächenträgheitsmomente der Teilstrukturen (Wert bei B2 entsprechen dem relativen Abstand der Querschnitte zur Haarbasis)

Analyse der Querschnitte im REM								
Vibrisse	s <sub>ges</sub> [µm]	s <sub>med</sub> [µm]	s <sub>cor</sub> [µm]	s <sub>cut</sub> [µm]	I <sub>ges</sub> [µm <sup>4</sup> ]	I <sub>med</sub> [µm <sup>4</sup> ]	I <sub>cor</sub> [µm <sup>4</sup> ]	I <sub>cut</sub> [µm <sup>4</sup> ]
A3	75,88	9,11 (12,01%)	57,32 (75,55%)	9,44 (12,44%)	1627147	338 (0,02%)	955971 (58,75%)	670838 (41,23 %)
A4	70,12	5,96 (8,51%)	55,12 (78,60%)	9,04 (12,89%)	1186642	62 (0,01%)	683175 (57,57%)	503405 (42,42%)
B1	54,09	6,55 (12,11%)	41,82 (77,32%)	5,07 (13,27%)	420141	90 (0,02%)	268711 (63,96%)	151340 (36,02%)
B2 a	71,73	10,28 (14,32%)	53,02 (73,92%)	8,43 (10,56%)	1299409	547 (0,04%)	787262 (60,59%)	511600 (39,37%)
B2 b	111,46	20,45 (18,35%)	80,95 (72,63%)	10,06 (9,02%)	7576773	8593 (0,11%)	5181959 (68,39%)	2386221 (31,49%)
Analyse der Querschnitte im Lichtmikroskop								
Vibrisse	s <sub>ges</sub> [µm]	s <sub>med</sub> [µm]	s <sub>cor</sub> [µm]	s <sub>cut</sub> [µm]	I <sub>ges</sub> [µm <sup>4</sup> ]	I <sub>med</sub> [µm <sup>4</sup> ]	I <sub>cor</sub> [µm <sup>4</sup> ]	I <sub>cut</sub> [µm <sup>4</sup> ]
A2	55,01	5,03 (9,13 %)	41,36 (75,18%)	8,63 (15,69%)	449595	31 (0,01%)	227172 (50,53%)	222392 (49,46%)
A3	73,26	10,05 (13,72%)	54,75 (74,73%)	8,46 (11,55%)	1414113	501 (0,04%)	864924 (61,16%)	548688 (38,80%)
B1	60,19	9,45 (15,69%)	41,57 (69,07%)	9,17 (15,23%)	644223	391 (0,06%)	332220 (51,57%)	311611 (48,37%)
B2 (~4/5)	48,01	3,89 (8,10%)	37,97 (79,07%)	6,16 (12,83%)	260893	11 (0,00%)	150646 (57,74%)	110236 (42,25%)
B2 (~2/3)	58,15	6,28 (10,80%)	45,19 (77,71%)	6,68 (11,49%)	561350	76 (0,01%)	344406 (61,36%)	216868 (38,63%)
B2 (~1/2)	120,10	16,29 (13,56%)	86,79 (72,27%)	17,02 (14,17%)	10211795	3455 (0,03%)	5538432 (54,24%)	4669907 (45,73%)
Mikro B	66,53	6,15 (9,24%)	50,33 (75,65%)	10,05 (15,11%)	961412	70 (0,01%)	499268 (51,93%)	462073 (48,06%)
Carpal	49,33	4,41 (8,94%)	40,00 (81,08%)	4,92 (9,98%)	290778	19 (0,01%)	190912 (65,66%)	99847 (34,34%)
Körperhaar	57,54	21,53 (37,42%)	31,63 (54,97%)	4,38 (7,61%)	537983	10547 (1,96%)	381451 (70,90%)	145985 (27,14%)

Basierend auf den Durchmesserwerten für die drei Schichten Cuticula, Cortex und Medulla kann das Flächenträgheitsmoment des Kreises berechnet werden:

$$I_{ges} = \frac{\pi}{64} d_{ges}^4 \quad (3)$$

I<sub>ges</sub> ... Flächenträgheitsmoment des Kreisringquerschnittes

d<sub>ges</sub> ... Außendurchmesser des Tasthaares

Zusätzlich zu dem Flächenträgheitsmoment der Gesamtstruktur können die Anteile der einzelnen Schichten analysiert werden:

$$\begin{aligned}
 I_{\text{med}} &= \frac{\pi}{64} d_{\text{med}}^4 \\
 I_{\text{cor}} &= \frac{\pi}{64} (d_{\text{cor}}^4 - d_{\text{med}}^4) \\
 I_{\text{cut}} &= \frac{\pi}{64} (d_{\text{ges}}^4 - d_{\text{cor}}^4)
 \end{aligned}
 \tag{4}$$

$I_{\text{med}}$  ... Flächenträgheitsmoment der Medulla  
 $I_{\text{cor}}$  ... Flächenträgheitsmoment des Cortex  
 $I_{\text{cut}}$  ... Flächenträgheitsmoment der Cuticula  
 $d_{\text{med}}$  ... Durchmesser der Medulla  
 $d_{\text{cor}}$  ... Durchmesser Cortex

Tabelle 5-3 gibt einen Überblick über die verschiedenen Flächenträgheitsmomente der vermessenen Vibrissen. Diese Daten dienen einer Einschätzung der Verhältnisse der drei Schichten zueinander. Ein direkter Vergleich der Vibrissen ist nicht möglich, da die Querschnitte in unterschiedlichem Abstand zur Haarbasis angefertigt wurden.

Mit mittleren 0,03 % ist der Anteil der Medulla am Flächenträgheitsmoment der Gesamtstruktur vernachlässigbar. Der Anteil von Cortex und Cuticula hingegen mit mittleren 59 % bzw. 41 % ist jeweils beachtlich.

Für eine detailliertere Betrachtung sind rasterelektronische Aufnahmen unabdingbar. Abbildung 5-10 zeigt für vier Makrovibrissen (A3, A4, B1, B2) einen Überblick des Querschnitts, eine Detailaufnahme der Medulla und eine Detailaufnahme der Cuticula. Alle Vibrissen weisen einen annähernd runden Querschnitt auf. Die Cuticula zeichnet sich durch ihre ungewöhnliche Dicke aus. Statt der bei menschlichem Haar vorhandenen 5 bis 10 Schichten, findet man bei den Tasthaaren 15 bis 20 übereinanderliegende Schuppenschichten. Abbildung 5-10 (A4 rechts) zeigt deutlich wie stark sich die einzelnen Schuppen einer Schicht überlappen. Auch der Cortex der Vibrissen deutet durch seine außerordentlich breite Ausprägung auf eine entsprechende Festigkeit hin. Je nach der Region in der die Vibrissen geschnitten wurden, finden sich unterschiedliche Ausprägungen der Medulla. Bis ungefähr zur Hälfte des Tasthaares zieht sich ein zentraler Kanal, im dritten Viertel des Tasthaares wird

dieser Kanal von mit Zellen gefüllten Medullaabschnitten unterbrochen, während im letzten Viertel die Medulla komplett verschwunden ist.

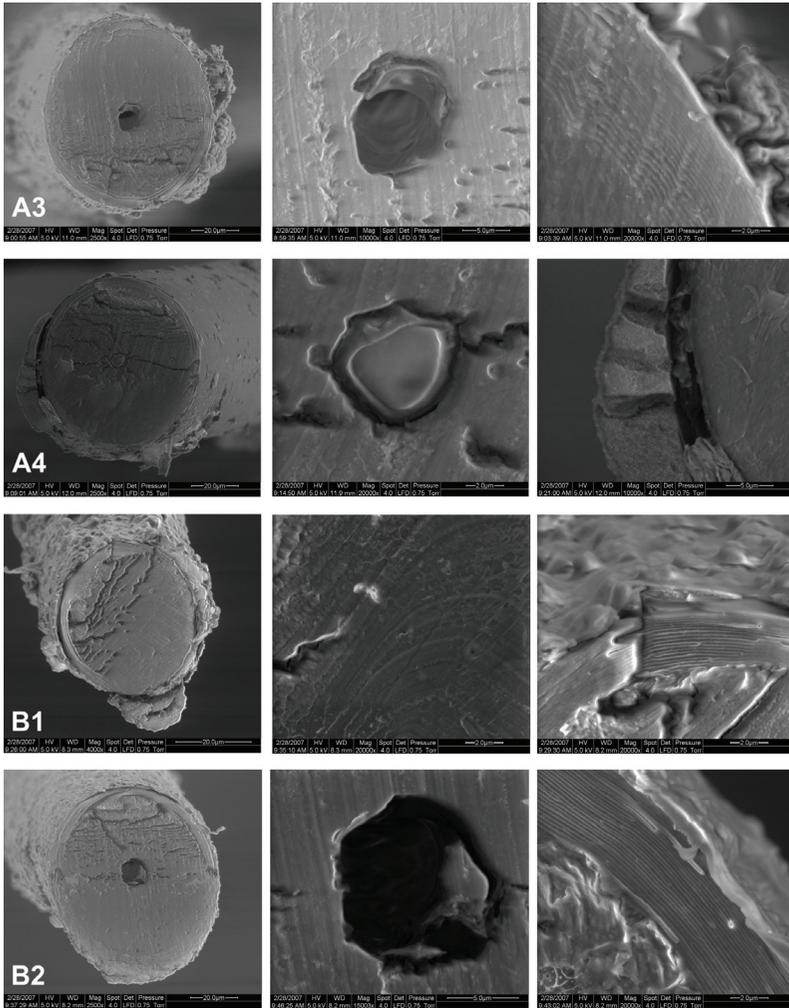


Abbildung 5-10: REM-Aufnahmen der Vibrissenquerschnitte; li: Übersicht, mi: Cortex und Medulla, re: Cuticula; Vibrisse A3 und B2: vorderes Drittel-Medulla hohl; Vibrisse A4: hinteres Drittel-Medulla gefüllt; Vibrisse B1: spitzennah-Medulla nicht mehr vorhanden; gut zu sehen sind die 15 bis 20 Schichten der Cuticula (re)

### 5.1.4 Diskussion

Die speziellen mechanosensiblen Tasthaare von Ratten weisen eine Vielzahl struktureller Merkmale auf, die sie bereits morphologisch von Körperhaaren unterscheiden. Während die Körperhaare von Ratten eine näherungsweise als zylindrisch angenommene Außenkontur mit je einem dünneren basalen und apikalen Anteil und einem dickeren Mittelteil aufweisen, zeichnen sich Vibrissen durch eine auffällig symmetrische, kegelstumpfförmige Form aus. Auch die Körperhaare von Mäusen lassen sich in drei Bereiche einteilen: eine recht dünne Spitze, einen dickeren Mittelteil und einen sich verjüngenden basalen Teil [Dry, 1926]. Menschliches Kopfhaar weist ebenfalls eine eher zylindrische Außenkontur auf [Weber & Sobottka, 2003]. Folgende Hypothese wurde aufgestellt: Die charakteristische äußere Form der Vibrissen stellt eine erste morphologische Voraussetzung zur Erfüllung der mechanosensiblen Funktionen dar. Der Klassifizierung von Latzke [1988] folgend können die strukturellen Eigenschaften von Vibrissen folgendermaßen beschrieben werden:

- *Längsbild*: Die Oberfläche ist geschuppt. Gezahnt bis geripptes Schuppenbild mit naher bis weitgespannter Schuppenabdeckung. Die Schuppenanordnung ist unregelmäßig gewellt bei mittlerer Tiefe. Die Schuppendicke ist mit 3 µm bis 9 µm sehr gering.
- *Querschnitt*: Der Haarquerschnitt ist rund mit einem Durchmesser zwischen 1 µm bis 187 µm. Der Markkanal zeigt ebenfalls eine runde Ausprägung und ist in der vorderen Hälfte durchgängig, weiter spitzwärts teilweise unterbrochen und verschwindet apikal.

Bei dem Vergleich der Oberflächenstrukturen fallen weitere Unterschiede zwischen Vibrissen und Körperhaaren von Ratten auf. Während die Vibrissen eine Vielzahl unregelmäßig angeordneter Schuppen aufweisen, findet man bei Körperhaar regelmäßige Schuppen mit stärkerer basal-apikaler Ausdehnung. Nach Latzke [1988] spricht man bei den Körperhaaren der Ratte von einem glatten Schuppenbild mit weitgespannter Schuppenabdeckung, die Schuppenanordnung ist doppelt gewinkelt. Sowohl die Oberflächenstruktur der

Rattenvibrissen, als auch der Körperhaare werden bei den Wollhaaren verschiedener Tiere (Schaf, Alpaka, Lama, Kamel, Kaninchen...) ebenso ausgebildet [Latzke, 1988]. Die Form und Anordnung der Vibrissenschuppen findet sich ebenfalls bei menschlichem Kopfhaar wieder [Wella, 2001]. Die beobachtete Variabilität der Schuppenform und -anordnung wird meist morphologisch interpretiert [Short, 1978] mit der Art des Haarwachstums und einer Abhängigkeit von der Länge und dem Durchmesser des Haares. Andererseits könnte eine Organisation der Oberfläche mit eng liegenden Schuppen geringer Breite auch zur Erhöhung der Biegesteifigkeit beitragen. Für die Tasthaare von Kaninchen [Van den Broeck, 2001] und von Rindern [Yildiz, 2004] wird ebenfalls eine derartige Schuppenanordnung beschrieben. Die unterschiedlich stark gezackten Schuppenränder verschiedener Vibrissen könnte Rückschlüsse auf die Beanspruchung des einzelnen Tasthaares zulassen. Ein glatter Rand (siehe Abb. 5-6, Mitte) würde auf eine wenig beanspruchte bzw. noch junge Vibrisse schließen lassen. Auch bei menschlichem Haar findet man eine derartige Veränderung der Schuppen unter dem Einfluss verschiedener Umweltbedingungen wie Sonnenstrahlung, Witterung, u.a. [Wella, 2001].

Im Querschnitt findet sich eine außerordentliche Symmetrie wieder, die Vibrissen sind nahezu kreisrund. Kleinere Abweichungen sind auf die Präparationsmethoden (Skalpelle, Mikrolaser) zurückzuführen. Allerdings stellt dieser runde Querschnitt keine strukturelle Besonderheit dar, ein derartiger Querschnitt findet sich ebenfalls bei den Körperhaaren der Ratte wieder. Lediglich menschliche Haare weisen einen eher elliptischen Querschnitt auf [Weber & Sobottka, 2003].

Bei einer detaillierten Betrachtung der Vibrissenquerschnitte fällt auf, dass die beiden äußeren Schichten Cuticula und Cortex außergewöhnlich stark ausgeprägt sind. Mit 15 bis 20 Schuppenschichten ist die Vibrissencuticula deutlich ausgeprägter als bei normalen Körperhaaren. Robbins [2002] beschreibt für Humanhaar 5 bis 10 übereinander liegende Schichten. Auch der Vibrissencortex ist mit bis zu 84 % Anteil am Gesamtdurchmesser ungewöhnlich massiv. Sowohl Cuticula als auch Cortex haben mit 41 % bzw.

59 % einen hohen Anteil am Flächenträgheitsmoment des Gesamtquerschnittes, während der Einfluss der Medulla vernachlässigbar ist. Eine derartig stabile Ausprägung der äußeren Haarschichten ist ein Grund für die gegenüber normalen Körperhaaren und menschlichen Haaren erhöhte Steifigkeit der Vibrissen. So zeigen sich auch im Vergleich der E-Module signifikante Unterschiede. Während der E-Modul von Tasthaaren bei ca. 8 GPa liegt [Neimark, 2001, 2003; eigene Messungen, Kapitel 5.2], beschreibt Robbins [2002] für Humanhaar einen E-Modul von 3,8 GPa. Die taktilen Haare mit sensorischer Funktion weisen demnach eine höhere Steifigkeit auf. Eine bereits strukturell bedingte Steifigkeit führt zu einer an die entsprechenden funktionellen Aufgaben angepasste Biegesteifigkeit. So weisen die Tasthaare zur Erfüllung der sensorischen Funktionen, wie Objekterkennung und Texturanalyse eine höhere Biegesteifigkeit auf als Haare ohne derartige sensorische Aufgaben. Des Weiteren steigert die Erhöhung der Anzahl von Cuticulaschuppen die Robustheit der reizaufnehmenden Struktur und ermöglicht eine erhöhte Toleranz gegenüber Umwelteinflüssen. Da die Vibrissen im Zuge ihrer mechanosensiblen Funktionen einem höheren Verschleiß unterliegen, könnte durch die zahlreichen Schuppenschichten eine erhöhte „Standzeit“ des Systems gewährleistet werden. Den ausgeprägten äußeren Schichten schließt sich im Inneren eine verschiedene Ausmaße annehmende Medulla an. Vor allem basisnah nimmt die Medulla immerhin bis zu 15 % des Gesamtdurchmessers ein. Eine ähnliche Verteilung der drei Schichten wird auch von Van den Broeck [2000] für die Tasthaare von Kaninchen angedeutet. Funktionell lässt sich ein derartiger zentraler, medullärer Kanal unterschiedlich diskutieren. Es könnte zur Beeinflussung statischer und vor allem dynamischer Eigenschaften des Haarschaftes führen, oder auch eine reine Materialeinsparung darstellen. In der Literatur wird die Funktion der Medulla eher bei der thermischen Isolation, als bei einer Beeinflussung mechanischer Eigenschaften gesehen [Chernova, 2003]. Saisonale Änderungen in der Ausprägung der Medulla sprechen für diese Hypothese [Zhang, 1997]. Da der Einfluss der Medulla auf das Flächenträgheitsmoment der Gesamtstruktur vernachlässigbar ist, könnte die

Funktion dieser innersten Schicht auch in einer Minimierung von Schubspannungen zu suchen sein. Durch den hohlen Kanal könnten Verschiebemöglichkeiten in der Mitte der Struktur geschaffen werden, die bei starker Biegebelastung eine Zerstörung der Struktur verhindern. Zur Überprüfung verschiedener Funktionshypothesen sind weitere Analysen notwendig, die das Biegeverhalten bzw. dynamische Charakteristika untersuchen.

Im Vergleich der strukturellen Eigenschaften von Vibrissen mit denen von Körperhaaren finden sich deutliche Unterschiede. So liegt die Vermutung nahe, dass der äußeren, kegelstumpfförmigen Form der Vibrissen eine entscheidende funktionelle Bedeutung durch eine Anpassung an die vorrangig auftretenden Biegekräfte zukommt. Die charakteristische Vorbiegung aller Vibrissen in gleicher Ausrichtung bedingt durch den im Laufe des Wachstums ausgebildeten Hohlraum (Medulla), könnte der Vermeidung einer beim Wachstum mit Vollquerschnitt auftretenden Torsion dienen. Das Entstehen der Durchmesservariationen der Medulla könnte mit einer sich während des Wachstums veränderten Aktivität der haarbildenden Keratinozyten erklärt werden. Sind alle Keratinozyten aktiv, entsteht eine Struktur mit Vollquerschnitt, während ein Nachlassen der Aktivität der Zellen von innen nach außen (auf den Querschnitt bezogen) den bei den Vibrissen beobachteten charakteristischen Verlauf der Medulla erklären würde. Auch die massive Ausbildung der beiden äußeren Haarschichten Cuticula und Cortex trägt bereits zur Erfüllung der sensorischen Funktionen bei. Während der außerordentlich dicke Cortex vermutlich das Biegeverhalten beeinflusst, wird der mehrschichtigen Cuticula eine Schutzfunktion zugeschrieben. Für eine ausführlichere funktionelle Interpretation der beschriebenen Strukturen sind weitere Analysen des gesamten Sinnesorgans notwendig.

## **5.2 Statische Eigenschaften**

Das folgende Kapitel soll helfen, die statischen Eigenschaften des Vibrissen-Systems zu beschreiben und weitere Zusammenhänge zwischen Struktur und

Funktion zu verstehen. Morphologische Merkmale des Gesamtsystems sollen einzelnen spezifischen Funktionen zugeordnet werden.

## 5.2.1 Material und Methoden

### Biologisches Material

Für die Bestimmung der statischen Eigenschaften wurden zunächst die Vibrissen der Reihen A und E untersucht, da zwischen diesen Reihen die größten Variationen bezüglich der geometrischen Abmessungen auftreten (Abb. 5-1). Als Kontrollgruppe wurde Reihe B herangezogen. Alle Vibrissen stammten ebenfalls von einer weiblichen Wistar-Ratte. Sie wurden mittels Pinzette entfernt und getrennt in abgeschlossenen Gefäßen aufbewahrt.

### Versuchsaufbau

Um das Biegeverhalten von Tasthaaren zu charakterisieren, wurde zunächst die Federkonstante der Vibrissen an definierten Messpunkten berechnet. Als Grundlage für diese Berechnung musste der Weg gemessen werden, den das Haar unter Einwirkung einer definierten Kraft  $F_x$  gebogen wurde. Als Messapparatur diente ein Mikrotribometer [Scherge & Gorb, 2001]. Einen wichtigen Bestandteil dieses Mikrotribometers stellte eine Feder dar, welche aus unterschiedlichen Materialien bestehen kann. Für die vorliegende Analyse wurden Federn aus mikrostrukturierbarem Glas verwendet (TETRA GmbH, Ilmenau), wobei die sehr guten elastischen Eigenschaft des Glases (Hooke'sche Linearität) ausgenutzt wurden. Mittels Photolithografie können Federn in verschiedenen Formen und mit variablen Steifigkeiten hergestellt werden [Mrotzek, 2003]. Die Auslenkung derartiger Federn bei Kräfteinwirkung kann mit unterschiedlichen Methoden bestimmt werden: Neben Tribometern mit faseroptischen Sensoren gibt es die im Rahmen dieser Arbeit verwendeten interferometrische Tribometer. Bei letzteren erfolgt die Messung der Feder- auslenkung (Weglängendifferenz) durch Überlagerung zweier Laserstrahlen, wobei einer als Referenzstrahl, der andere als Messstrahl dient. Ein ähnlicher Versuchsaufbau wurde bereits von Gorb & Scherge [2000] zur Analyse der Adhäsivität biologischer Materialien (Haft pads von Heuschrecken) verwendet.

Die Einspannung des Haares erfolgte durch Fixierung des Haarfollikels mittels Heißkleber („Gluematic 2003“ von Steinel) auf einem Siliziumwafer. Der Wafer mit dem darauf fixierten Tasthaar wurde mit Silberleitlack auf einem in x- und y-Richtung beweglichen Kreuztisch befestigt (Abb. 5-11). Mit Hilfe einer Steuerungssoftware konnte der Fahrweg des Tisches im Bereich  $\pm 10$  mm mit einer Genauigkeit von  $\pm 1$   $\mu$ m eingestellt werden. Zusätzlich bot die Steuerungssoftware die Möglichkeit, die Bewegungsgeschwindigkeit des Tisches festzulegen. Für die vorliegende Analyse wurde der Tisch mit einer Geschwindigkeit von 20  $\mu$ m/s bewegt. Diese Bewegung erfolgte in Richtung einer Feder, deren Federkonstante im Vorfeld der Messungen bestimmt wurde. Sobald ein Kontakt zwischen Feder und Haar hergestellt war, führte jede weitere Bewegung des Tasthaares in derselben Richtung zur Auslenkung der Feder. Die auf das Haar wirkende Kraft war richtungstreu. Es musste eine der Dimension der einwirkenden Kräfte adäquate Feder gewählt werden. Für die Messungen wurde eine weiche Feder mit einer Federkonstante von 10,25 N/m verwendet. An der Oberkante der Feder befand sich ein kleiner Spiegel, welcher eine interferometrische Messung der Federauslenkung ermöglichte.

### **Messablauf**

Die Messungen des Biegeverhaltens von Tasthaaren erfolgten durch Lastbeaufschlagung des jeweiligen Haares in Richtung der natürlichen Vorbiegung (Kontakt an der konvexen Seite), da durch die gegebene Anordnung der Tasthaare an der Orofacialregion der Tiere in der Natur meist eine derartige Verbiegung stattfindet. Gemessen wurde entlang des Tasthaares in Abhängigkeit von dessen Länge an verschiedenen Messpunkten. Die erste Messung erfolgte in einem Abstand von 0,2 mm zur Haarbasis, alle weiteren Messungen mit einem Abstand von 0,1 mm zum vorangegangenen Messpunkt. Die Dokumentation der Messhöhe wurde durch eine digitale Aufnahme des Versuchsaufbaus mit einem Maßstab vorgenommen.

An jedem der Messpunkte wurde das fixierte Tasthaar über die Grobeinstellungen an der jeweiligen Messapparatur in die unmittelbare Nähe des Kontaktpunktes mit der Feder gebracht. Über die Feineinstellungen

(Verfahren des Kreuztisches) wurde das Tasthaar in Richtung Feder bewegt, mit der Feder in Kontakt gebracht und darüber hinaus weiter in Richtung der Feder bewegt, so dass eine Auslenkung der Feder stattfand. Die Einhaltung eines definierten, in allen Versuchen einheitlichen Verbiegeweges war nicht nötig, da die Auslenkung der Feder linear erfolgte. Abschließend wurde das Haar um die selbe Strecke von der Feder zurück bewegt, so dass die Auslenkung der Feder in beide Richtungen aufgezeichnet werden konnte. Dieser Versuch wurde pro Messpunkt mindestens viermal wiederholt. Während das Tasthaar mittels Kreuztisch zur Feder hin und wieder zurück bewegt wurde, erfolgte die Aufzeichnung der Federauslenkung. Aufgenommen wurde die Wegänderung in Abhängigkeit von den Messpunkten (Abb. 5-11, rechts unten). Die Messungen erfolgten mit einer Aufzeichnungsfrequenz von 20 Hz.

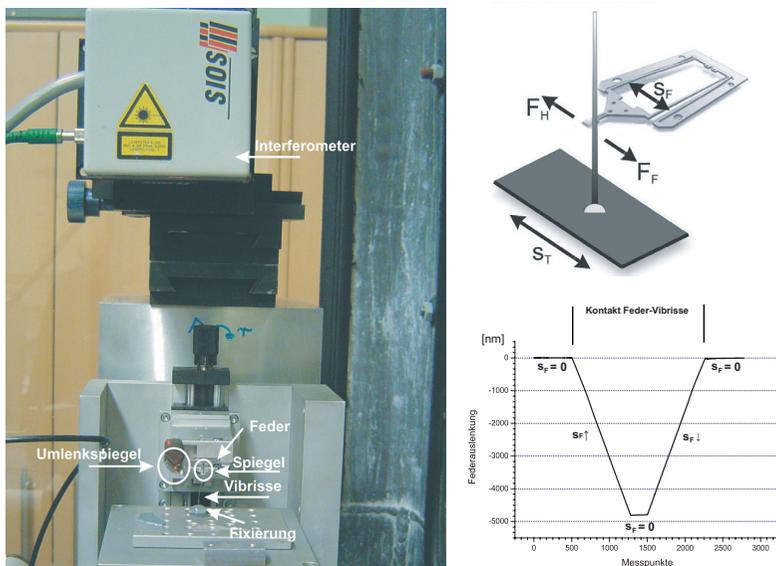


Abbildung 5-11: Versuchsaufbau zur Bestimmung der Biegesteifigkeit von Vibrissen (li); Prinzipskizze (re, oben), verändert nach [Hild, 2005]; Messwerte am Beispiel der Vibrisse B1 (re, unten)

## 5.2.2 Ergebnisse und Auswertung

### Federkonstante

Die Federkonstante gibt an, wie stark eine Feder durch eine bestimmte Zug- oder Druckkraft ausgelenkt wird.

Für jeden Messpunkt entlang des Tasthaares wurde die Federkonstante des Haares an dieser Stelle bestimmt.

$$C_H = F_H / s_F \quad (5)$$

$C_H$  ... Federkonstante der Vibrisse [N/m]  
 $F_H$  ... von der Vibrisse ausgeübte Kraft [N]  
 $s_F$  ... Auslenkung der Vibrisse [m]

Die Kraft, die auf das Haar wirkt, ist gleich der Gegenkraft, die auf die Feder wirkt. Der Weg, den die Feder in einer definierten Zeit  $t$  ausgelenkt wird ( $s_F$ ) entspricht der Wegänderung des Spiegels und ist direkt den Messwerten zu entnehmen. Da die Wegänderung in Abhängigkeit von der Zeit einen linearen Verlauf aufweist, können zwei beliebige Messzeitpunkte zur Bestimmung von  $s_{F1}$  und  $s_{F2}$  gewählt werden. Im Rahmen dieser Arbeit liegt zwischen  $s_{F1}$  und  $s_{F2}$  ein Abstand von 150 Messzeitpunkten, was bei einer Aufnahme Frequenz von 20 Hz einer Zeit  $t$  von 7,5 s entspricht. Für eine höhere Genauigkeit wurden pro Messhöhe am Haar mindestens vier Messungen durchgeführt und daraus ein Mittelwert für  $s_F$  bestimmt.

Für die Berechnung der Kraft, die auf das Haar wirkt, gilt folgende Formel:

$$F_H = k \cdot (s_{F1} - s_{F2})$$

mit (6)

$$k = 10,25 \text{ N/m}$$

$s_{F1}$  ... Auslenkung der Vibrisse zum Zeitpunkt  $t_1$  [m]  
 $s_{F2}$  ... Auslenkung der Vibrisse zum Zeitpunkt  $t_2$  [m]

Der Weg  $s(x)$ , den dabei das Haar ausgelenkt wird, ist die Differenz aus dem Weg des Kreuztisches  $s_T$  und dem Weg  $s_F$ , den die Feder zurücklegt.

Daraus ergibt sich folgende Berechnung für die Federkonstante:

$$C_F = \frac{k \cdot (s_{F1} - s_{F2})}{s_T - (s_{F1} - s_{F2})} \quad (7)$$

$s_T$  ... Weg des Kreuztisches

Die Maximalwerte für die Federkonstante liegen in einem Bereich von 0,11 N/m (E2) bis zu 3,5 N/m (A1). Abbildungen 5-12 (oben) zeigt den Verlauf der Federkonstante in Abhängigkeit der Messhöhe für die verschiedenen Vibrissenreihen. Deutlich zu erkennen ist eine exponentielle Abnahme erster Ordnung bei steigender Entfernung des Messpunktes von der Haarbasis. Längere Vibrissen weisen deutlich höhere Federkonstanten auf, die Annäherung an Null erfolgt langsamer.

### Elastizitätsmodul

Der Elastizitätsmodul (Young'scher Modul) ist ein Maß für den Widerstand, den ein fester Körper seiner Verformung entgegensetzt, und beschreibt dabei den Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung (Proportionalitätskonstante im Hook'schen Gesetz). Somit dient der E-Modul der Beschreibung von Werkstoffen. Ein hoher Wert deutet auf einen sehr steifen Körper hin, der seiner Verformung einen hohen Widerstand entgegensetzt. So hat z.B. Stahl ein Elastizitätsmodul von 200 GPa, Silikonkautschuk hingegen von nur 0,1 GPa [Merkel, 1994].

Der E-Modul bietet sich an zur Charakterisierung des Materials, aus dem die Vibrissen bestehen. Eine Einordnung in vorhandene technische Werkstoffe kann erfolgen. Dies soll dabei helfen, für spätere technische Umsetzung ein geeignetes Material auszuwählen.

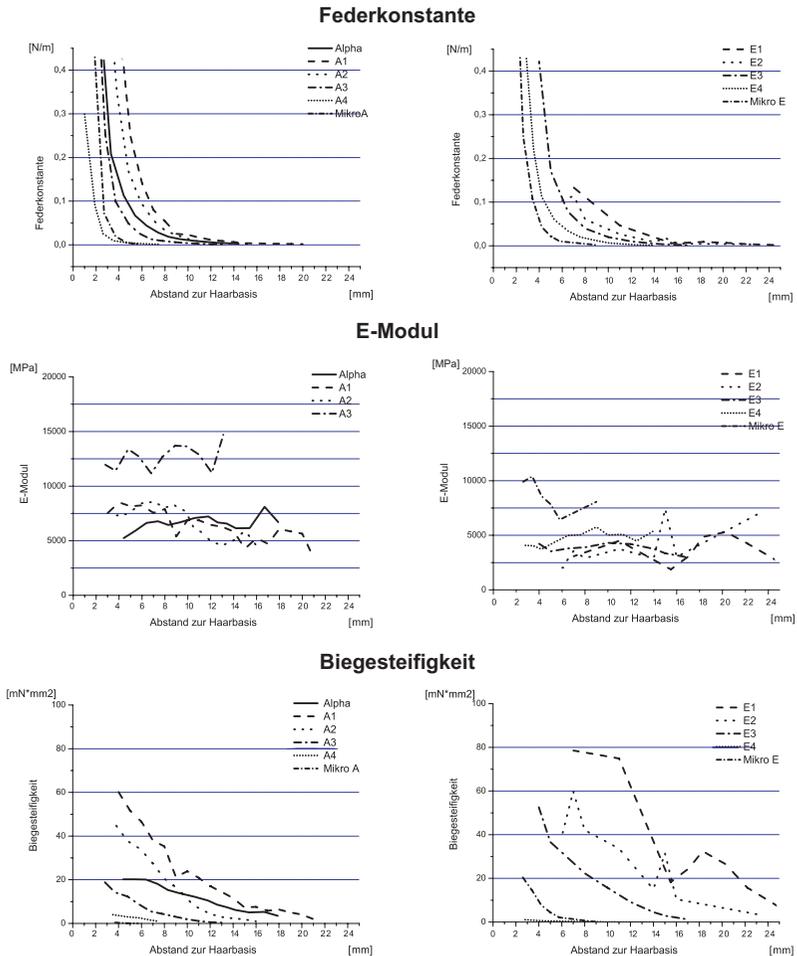


Abbildung 5-12: Federkonstante (oben), Elastizitätsmodul (mitte) und Biegesteifigkeit (unten) in Abhängigkeit vom Abstand des Messpunktes zur Vibrissenbasis (Messwerte und Abbildung für Reihe B siehe Anhang A3 bis A6)

Betrachtet man die Vibrisse zur Vereinfachung zunächst als konischen Biegebalken mit Vollquerschnitt (Abb. 5-13), berechnet sich der Elastizitätsmodul folgendermaßen (Herleitung: siehe Anhang A7):

$$E = \frac{2Flx^2}{3\pi s_H r_1^3} \left( \frac{2xar_2 - xlr_1 - 2xar_1 + 3lar_1}{x^2 r_2^2 - 2x^2 r_2 r_1 + 2xlr_2 r_1 + x^2 r_1^2 - 2xlr_1^2 + l^2 r_1^2} \right) \quad (8)$$

- E ... Elastizitätsmodul
- x ... Abstand des Messpunktes zur Vibrissenbasis
- a ... Abstand der angreifenden Kraft zur Vibrissenbasis
- l ... Länge der Vibrisse
- r<sub>1</sub>... Radius der Vibrissenbasis
- r<sub>2</sub>... Radius der Vibrissenspitze

Die zugrunde liegende lineare Biegetheorie ist nur für kleine Auslenkungen, wie sie bei dem beschriebenen Experimentalaufbau (siehe 5.2.1) auftreten, gültig. Bei den vorliegenden Messungen ist a, die Stelle entlang der Vibrisse, an der die Kraft F angreift, gleich dem Messpunkt x, an dem die Auslenkung gemessen wird.

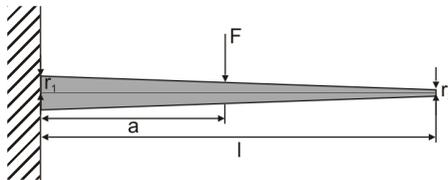


Abbildung 5-13: Modell der Vibrisse als konischer Biegebalken

Der E-Modul aller analysierten Vibrissen kann über die Gesamtlänge als konstant angesehen werden (Abb. 5-12, mitte) und liegt zwischen 3,47 GPa und 14,15 GPa (Tab. 5-4) bei einem Mittelwert von 7,36 GPa (Standardabweichung 3,22 GPa). Der Mittelwert wird trotz der großen Variationen für weitere Betrachtungen und Vergleiche mit Literaturdaten benötigt.

**Tabelle 5-4.** Mittlerer E-Modul

	Alpha	A1	A2	A3	Beta	B1	B2	B3	B4	Mikro B	E1	E2	E3	E4	Mikro E
$\bar{x}$	6,59	6,36	6,62	12,68	14,15	5,84	9,75	6,57	6,17	11,87	3,47	4,06	3,78	4,72	8,53
s	0,64	1,26	1,45	1,10	1,85	0,41	1,24	0,58	1,42	0,94	1,22	1,86	0,42	0,60	1,32

### **Biegesteifigkeit**

Die Biegesteifigkeit dient der Berechnung des Verformungsverhaltens von Strukturen bei Biegebelastung und ist ein Maß für den Widerstand, den ein Körper einer Biegebelastung entgegensetzt. Somit berücksichtigt diese Größe nicht nur das Material, sondern auch die Geometrie eines Körpers. Mit Hilfe der Biegesteifigkeit können Aussagen über den Einfluss der Form des Biegestabes (zylindrisch, kegelförmig, hohl...) getroffen werden.

Folgende Formel dient zur Berechnung der Biegesteifigkeit:

$$\text{Biegesteifigkeit} = EI \quad (9)$$

I ... Äquatoriales Flächenträgheitsmoment des Querschnitts

Die hier untersuchten Vibrissen weisen einen Kreisquerschnitt bzw. einen Kreisringquerschnitt auf. Demnach berechnet sich das äquatoriale Flächenträgheitsmoment (im Folgenden nur Flächenträgheitsmoment genannt) folgendermaßen:

$$I = \frac{\pi * d^4}{64} \quad (10)$$

d ... Durchmesser

Wie bei der Berechnung des E-Moduls wird auch bei der Biegesteifigkeit die Vibrisse zunächst als konischer Biegebalken mit Vollquerschnitt angenommen.

Die Biegesteifigkeit nimmt von der Basis zur Spitze ab (Abb. 5-12, unten). Dieser Verlauf war zu erwarten, da neben dem bei Vibrissen konstanten E-Modul das Flächenträgheitsmoment in die Berechnung der Biegesteifigkeit eingeht. Bei einem konischen Körper nimmt dieses von der Basis zur Spitze ab (die Biegesteifigkeit ist direkt proportional zu  $d^4$ ). Des weiteren ist eine Abnahme der Biegesteifigkeit innerhalb einer Reihe von caudal nach rostral zu beobachten, d.h. im Vergleich zu den Makrovibrissen setzen die Mikrovibrissen der Biegebelastung einen geringeren Widerstand entgegen.

### **Fehlerbetrachtung**

Bei dem beschriebenen Messaufbau traten Fehler auf, die zum Teil nur durch einen aufwendigeren Messaufbau zu vermeiden wären. Für eine vereinfachte Auswertung wurden diese Fehler in Kauf genommen werden.

Die Bestimmung der genauen Messhöhe, d.h. des Abstandes vom Kontaktpunkt zwischen Vibrisse und Feder zur Haarbasis erfolgte durch photographische Dokumentation. Für die Skalierung wurde am Messaufbau ein handelsübliches Lineal angebracht. Dieses Vorgehen birgt zwei Fehler, zum einen der systematische Fehler des Längenmaßstabes, der mit einem Wert von  $\pm 0,5$  mm angegeben wird. Zum anderen die Perspektive der photographischen Dokumentation. Es wurde versucht diesen Fehler durch Aufsetzen der Kamera auf dem Messaufbau zu reduzieren.

Eine weitere Fehlerquelle zeigt sich in der Befestigung des Haares. Die Einspanntiefe im Heißkleber kann nur abgeschätzt werden, sie ist somit nicht bei allen Vibrissen exakt gleich. Da der Übergang des Haarfollikels zum Haarschaft sehr gut erkennbar ist, wird dieser Fehler, der sich auf die Messhöhe auswirkt mit  $\pm 1,0$  mm abgeschätzt. Des Weiteren wird versucht, den Kontakt mit der Feder an der konvexen Seite der Vibrisse stattfinden zu lassen. Dies kann aufgrund rein visueller Abschätzung jedoch nicht ganz exakt gewährleistet werden. Durch eine visuelle Kontrolle von verschiedenen Seiten des Messaufbaus wird dieser Fehler minimal gehalten.

Bei der Berechnung des E-Moduls wurde von einem kegelförmigen Biegebalken mit Vollquerschnitt ausgegangen. Tatsächlich besitzen die Tastaare jedoch eine Markhöhle, so dass mit einem Kreisringquerschnitt gerechnet werden müsste. Bei den strukturellen Analysen (5.1) konnte bestätigt werden, dass der Anteil der Medulla am Flächenträgheitsmoment vernachlässigbar ist.

Durch die richtungstreue Krafteinwirkung während der Verbiegung kann es bei größeren Auslenkungen und der damit verbundenen Relativbewegung zwischen Krafteinkopplung und Haaroberfläche zu einem stick-slip Effekt kommen. Da in allen Versuchen kleine Kräfte einwirkten und die Verbiegung der Vibrissen um maximal  $10^\circ$  erfolgte, wurde dieser Effekt nicht beobachtet.

### 5.2.3 Diskussion

Mittels der bei den Biegeversuchen gewonnen experimentellen Daten konnten verschiedene Parameter der Tastaare berechnet werden. Bei der Berechnung der Federkonstante gehen lediglich die einwirkende Kraft und der daraus resultierende Verschiebeweg ein. Die exponentielle Abnahme der Federkonstante spiegelt die äußere, kegelförmige Kontur der Tastaare wieder. Mit sinkendem Haardurchmesser wächst bei gleicher einwirkenden Kraft die Auslenkung. Dies spiegelt sich auch in der Abnahme der Federkonstanten in rostraler Richtung wieder.

Der mittlere E-Modul der Vibrissen mit 7,36 GPa kann näherungsweise als konstant über das gesamte Tastaar betrachtet werden. Dieser Wert liegt höher als der von Hartmann [2003] beschriebene Wert von 3-4 GPa, welcher nicht experimentell, sondern mittels theoretischer Überlegungen zum Schwingungsverhalten der Tastaare bestimmt wurde. Neimark [2001; 2003] ermittelten ebenfalls aus theoretischen Betrachtungen einen Wert für den E-Modul von 7,8 GPa und berechnete anhand experimenteller Daten einen mittleren E-Modul von 8,76 GPa für die Vibrissen der Reihe D. Diese Werte entsprechen den hier ermittelten experimentellen Daten. Mit 7,36 GPa liegt der E-Modul der Vibrissen im Bereich von anderen natürlichen Materialien wie Holz (parallel zur Faser), Knorpel oder sklerotisierter Kutikula [Vincent, 2004].

Die Biegesteifigkeit ist basisnah am höchsten und nimmt in Richtung Haarspitze exponentiell ab. Es kann daher von einer biegeweichen Haarspitze gesprochen werden. Des Weiteren ist die Biegesteifigkeit abhängig von der Haarlänge: innerhalb einer Reihe nimmt die Biegesteifigkeit nach rostral hin ab, die Mikrovibrissen weisen die geringsten Werte auf. Es werden drei funktionell relevante Merkmale des Tastaar-Sinnessystems aus der charakteristischen Biegesteifigkeit abgeleitet:

#### **Texturerkennung**

Das Abtasten von Oberflächen und die Differenzierung von Rauigkeiten mit einer Auflösung von 30  $\mu\text{m}$  wurde bereits beschrieben

[Carvell & Simons, 1990]. Diese außerordentliche Sensitivität des Sinnesorgans wird zum Teil bereits durch die charakteristische Kontur der Tasthaare ermöglicht. Bei einer kegelförmigen Außenstruktur führen selbst kleine Kraftereinwirkungen, hervorgerufen durch geringe Änderungen der zu analysierenden Oberflächenstruktur, zu erheblichen Verformungen des Tasthaares. Ähnliche Kräfte an einem zylindrischen Biegebalken bewirken deutlich geringere Verformungen (Kapitel 5.4). Auch verhaltensbiologische Beobachtungen zeigen, dass vor allem die kürzeren Mikrovibrissen zur Texturerkennung [Brecht, 1997; Hartmann, 2001] eingesetzt werden. Dies lässt sich ebenso durch die vorliegende Ergebnisse morphologisch interpretieren. Je kürzer die Vibrisse ist, desto geringer ist ihre Biegesteifigkeit, d.h. desto weniger Widerstand wird einer Belastung entgegengesetzt (siehe Abb. 5-12). Demnach werden gerade an den Mikrovibrissen bereits durch sehr kleine Kräfte sehr große Verformungen hervorgerufen. Ähnlich kleine Kräfte werden von den Makrovibrissen durch die deutlich größere Biegesteifigkeit vermutlich nicht wahrgenommen.

### **Objekterkennung**

Die deutlich längeren und dickeren Makrovibrissen der Schnauzenregion dienen weniger der sensitiven Analyse feiner Oberflächenunterschiede; vielmehr ermöglichen sie es dem Tier, Objekte zu lokalisieren und deren äußeren Abmessungen abzuschätzen [Brecht, 1997; Dehnhardt, 1994; Dehnhardt & Kaminski, 1995; Krupa, 2001]. Mit Hilfe des Makrovibrissen muss es möglich sein zu ermitteln, in welchem Abstand zur Haarbasis und aus welcher Richtung eine Kraftereinwirkung auf die Vibrisse erfolgt. Die Detektion der Richtung erfolgt durch gezielte Reizung entsprechender Mechanorezeptoren. Da diese Sinneszellen um den Haarfollikel circular angeordnet sind, werden die Rezeptoren durch Zug- und Druckkräfte unterschiedlich stimuliert. Schwieriger zu erklären ist die Detektion des Abstandes, da bei der Berechnung sowohl der Kraftangriffspunkt als auch die Stärke der einwirkenden Kraft einfließen. Durch die biegeeweiche Haarspitze führt eine große, spitzennah angreifende Kraft zu einer geringen Auslenkung

der Haarbasis. Vielmehr wird sich das Tasthaar stark verformen und so an dem Objekt vorbeistreichen. Diese geringen Auslenkungen werden vermutlich von den direkt am Follikel sitzenden Merkelzellen [Klauer, 1999; Rice, 1986] wahrgenommen. Basisnah eingeleitete Kräfte hingegen verursachen deutlich stärkere Auslenkungen und somit eine höhere Stimulation der entsprechenden Mechanorezeptoren. Diese großen Auslenkungen könnten eher von den sich am oberen Kapselende befindenden Merkelzellen detektiert werden. Dabei gilt, je länger die Vibrisse ist, desto größer ist das Drehmoment in der Lagerung und somit der auf die Rezeptoren ausgeübte Reiz. Durch eine Auswertung der Anzahl, Dauer und der Lokalisation der stimulierten Merkelzellen könnte auf höheren Verarbeitungsebenen die genaue Position des Objektkontaktes berechnet werden.

### **Robustheit**

Ein weiterer Vorteil der starken Verformbarkeit selbst bei kleinsten Kräften ist eine gesteigerte Robustheit des Gesamtsystems. Einwirkende Kräfte lösen so starke Verbiegungen der Tasthaare aus, dass diese an dem Objekt vorbeistreichen können, ohne dabei geschädigt zu werden. Durch die graduelle Erhöhung der Biegesteifigkeit in Richtung Haarbasis wird es in wenigen Fällen dazu kommen, dass basisnah schädigende Kräfte einwirken, da das Tier bereits mit der biegeweichen Haarspitze Kontakt hatte und somit den entsprechenden Abstand wahren kann. Eine genaue Analyse des Objektes erfolgt nach dessen Lokalisation mit den Mikrovibrissen, welche eine deutlich geringere Biegesteifigkeit besitzen und demnach toleranter gegenüber großen einwirkenden Kräften sind. Ein weiterer Aspekt, der zu der Robustheit des Gesamtsystems beiträgt, ist die Möglichkeit zur Rekalibrierung. Werden die Vibrissen im Schnauzenbereich extrem ausgelenkt, kann durch eine Anpassung der Steifigkeit der Lagerung zunächst die Nulllage wieder stabilisiert und die Haare aufgerichtet werden. Das Sinnessystem bleibt selbst nach großen Kräfteinwirkungen funktionsfähig. Diese außerordentliche Robustheit gegenüber äußeren Kräfteinwirkungen ist ein möglicher Ansatz für bionischen Übertragung auf technische Sensoren.

### 5.3 Dynamische Eigenschaften

Für weitergehende Interpretationen der Struktur-Funktions-Beziehungen reicht es nicht aus, die statischen Eigenschaften der Tasthaare isoliert zu betrachten. Vielmehr müssen nun die dynamischen Charakteristika in die Betrachtung mit einfließen.

Nur wenn die Tiere sich in einem Ruhezustand befinden, werden die Vibrissen meist in caudaler Richtung angelegt bzw. nicht bewegt. In diesem Zustand ruft ein neuer Objektkontakt lediglich eine geringfügige Bewegung der Tasthaare mit einer Frequenz  $< 1$  Hz hervor [Moore, 2004]. Während einer aktiven Erkundung ihrer Umgebung hingegen vollziehen die Tiere eine aktive, rhythmische Vibrissenbewegung entlang der posterior-anterioren Achse [Carvell & Simons, 1990; Dörfl, 1982] (siehe auch Kapitel 4.3). Diese aktive Bewegung, das typische „Whiskern“, dient der Untersuchung von Größe und Form der Objekte bis hin zur differenzierten Texturanalyse [Welker, 1964; Carvell & Simons, 1990]. Der übliche Frequenzbereich beim Whiskern liegt zwischen 5 Hz und 15 Hz [Welker, 1964; Berg & Kleinfeld, 2003]. Die Präzision der Whisking-Frequenz hat einen nicht unerheblichen Einfluss auf die Genauigkeit der Wahrnehmung [Carvell & Simons, 1990]. Wird während dieser niederfrequenten Vibrissen-schwingung ein Objekt kontaktiert, so induziert der Kontakt eine Vibration der Tasthaare in weit höheren Frequenzbereichen. Das Schwingen in den Eigenfrequenzbereichen der Vibrissen ermöglicht eine Wahrnehmung selbst kurzer Objektkontakte [Hartmann, 2003] und ist Grundlage für die Wahrnehmung kleiner Texturunterschiede [Neimark, 2001, 2003; Moore, 2004].

In zahlreichen Studien wird die Ansprechbarkeit von Neuronen verschiedener Verarbeitungsstufen auf den Frequenzbereich 5 Hz bis 15 Hz des natürlichen Whiskerns beschrieben [Zucker & Welker, 1969; Ahissar, 2000; O'Connor, 2002]. Einige der untersuchten Neuronen antworten ebenfalls auf höhere Frequenz-bereiche. So reagieren zum Beispiel die um den Follikel-Sinus-Komplex angeordneten Mechanorezeptoren auf Frequenzen bis zu 1500 Hz [Gottschald & Vahle-Hinz, 1981]. Zellen im Trigeminal-Ganglion

reagieren immerhin noch auf Schwingungen in Frequenzbereichen bis 1000 Hz [Gibson & Welker, 1983]. Demnach sind zahlreiche Indizien vorhanden, dass Zellen auf verschiedenen Ebenen der Signalverarbeitung auf Frequenzen deutlich über der typischen Whisking-Frequenz reagieren.

Ziel dieses Kapitels ist die Identifikation der Frequenzbereiche, die für die Ratten hinsichtlich einer differenzierten Objekterkennung und Texturanalyse relevant sind. Für die Charakterisierung der dynamischen Eigenschaften des Tasthaar-Sinnessystems von Ratten werden Schwingungsexperimente durchgeführt, die der Bestimmung der Eigenfrequenzen und Maximalamplituden in Abhängigkeit der spezifischen Vibrissenanordnung im mystacialen Pad dienen. Bei diesen Betrachtungen fließen die zuvor beschriebenen Ergebnisse der strukturellen und statischen Analysen ein.

### **5.3.1 Material und Methoden**

#### **Biologisches Material**

Im Rahmen dieser Arbeit wurden die vier caudal liegenden Vibrissen aller fünf Reihen (A bis E) und die vier Straddler untersucht (Abb. 5-1). Die Vibrissen stammten von einer weiblichen Wistar-Ratte. Sie wurden post mortem mittels Pinzette entfernt und getrennt in abgeschlossenen Gefäßen aufbewahrt.

#### **Versuchsaufbau**

Die zu analysierende Vibrisse wurde zwischen zwei quaderförmige Blöcke geklemmt. Eine Anchrägung der Klemmstellen ermöglichte die Variation der Einspanntiefe. Somit wurden nur die unter der Haut liegenden Anteile des Follikel-Sinus-Komplex fest gelagert, während der außerhalb der Haut liegende Haarschaft frei schwingen konnte. Die Einspannung der vorgebogenen Vibrisse erfolgte so, dass die konvexe Krümmung nach unten wies. Über eine Adapterplatte erfolgte die Ankopplung dieser Klemmvorrichtung an einen Schwingerreger (ELAC GmbH, Standard Autotune II KST 3715, 8 Ohm), welcher in einer zylinderförmigen Halterung befestigt war (Abb. 5-14). Zur Stabilisierung des Gesamtaufbau wurde eine 8 kg schwere Stahl- und eine

Styroporplatte unter dem Aufbau fixiert. Dies diente zusätzlich der Minimierung von Schwingungsübertragungen auf umgebende Strukturen. Die Schwingungserzeugung erfolgte senkrecht zur Erdoberfläche, was im Bezug auf die Ausrichtung der Tasthaare am lebenden Tier einer Schwingung in rostral-caudaler Richtung entspricht. Die Trajektorie der Vibrissenschwingung am lebenden Tier, weist ebenfalls in rostral-caudaler Richtung die größte Amplitude auf [Bermejo, 2002]. Geringfügige Auslenkungen sind in dorso-ventraler Richtung zu verzeichnen. Diese wurden bei dem vorliegenden Experiment nicht analysiert.

### **Versuchsablauf**

Mit Hilfe eines Funktionsgenerators (3325A Synthesizer/Function Generator von Hewlett Packard) wurde am Schwingerreger eine Sinusschwingung angelegt. Sobald sich das System eingeschwungen hatte, erfolgte eine fotografische Dokumentation der Maximalamplitude der Vibrisse bei dieser Frequenz. Die Belichtungszeit betrug 250 ms. Die Aufnahme erfolgte frontal, das heißt, der Versuchsaufbau war so ausgerichtet, dass die maximale Amplitude ohne perspektivische Verzerrungen erfasst werden konnte. Je nach Vibrissentyp wurde ein Frequenzbereich zwischen 10 Hz und 450 Hz analysiert. Die maximale Frequenz, bei der eine Schwingung der Vibrissenspitze noch optisch aufgelöst werden konnte, betrug 420 Hz (Vibrisse E3).

Eine mehrmalige visuelle Beobachtung der Bewegungstrajektorie von oben bestätigte, dass die Auslenkungen in der justierten Ebene erfolgen und die lateralen Abweichungen vernachlässigbar klein sind.

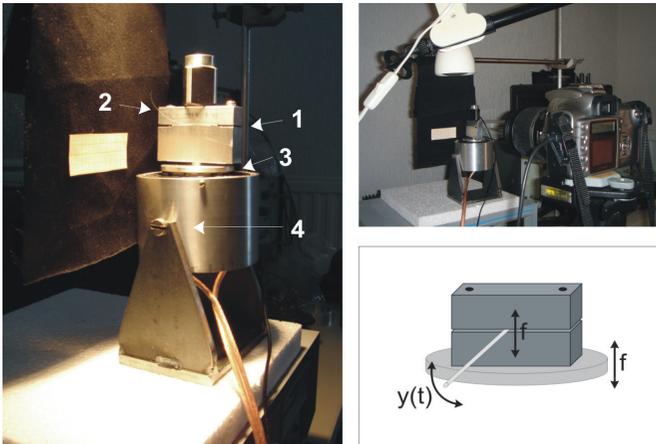


Abbildung 5-14: Versuchsaufbau zur Analyse der dynamischen Eigenschaften von Vibrissen; 1 Fixierung der Vibrisse mit der Möglichkeit einer variablen Einspanntiefe, 2 Vibrisse, 3 Schwingungs-erreger, 4 flexible Halterung zur Änderung der Ausrichtung des Versuchsaufbaus

## 5.3.2 Ergebnisse und Auswertung

### Experimentelle Analysen

Durch den Schwingererger an der Basis der eingespannten Vibrissen werden dem System von außen definierte Frequenzen aufgezwungen. Stimmen diese Frequenzen mit den Eigenfrequenzen der Vibrissen überein, reagieren diese mit besonders hohen Amplituden, den Maximalamplituden. Das System befindet sich in Resonanz. Systeme mit unendlich vielen Freiheitsgraden, wie die hier analysierten, einseitig eingespannten Vibrissen, weisen unendlich viele Eigenfrequenzen auf. Im Rahmen dieser Analyse wurde ein breites Spektrum an Frequenzen aufgeprägt, so dass mehrere Eigenfrequenz-Modi gemessen werden konnten. Indiziert werden diese Bereiche durch im Verhältnis zur Auslenkung der Basis sehr große Auslenkungen der Vibrissenspitze.

Abbildung 5-15 zeigt am Beispiel von Aufnahmen der Vibrisse E1 einen Ausschnitt aus einer typischen Analyse der Resonanzbereiche. Bei 74 Hz wird die erste Maximalamplitude an der Vibrissenspitze sichtbar. Es sind keine Knoten oder Bäuche ausgeprägt. Die zweite Maximalamplitude liegt bei 167 Hz.

Der bei dieser ersten Oberwelle (zweite Eigenfrequenz) auftretende Knoten wird nicht in der Mitte der Vibrisse ausgeprägt, wie man es bei einem zylindrischen Biegebalken erwarten würde, sondern ist entsprechend der Verjüngung des Querschnitts in Richtung Spitze verschoben. Mit Hilfe des vorliegenden Versuchsaufbaus kann ein dritter Bereich mit einer Maximalamplitude bei 340 Hz dokumentiert werden. Die Amplitude der Maxima sinkt mit steigendem Resonanzmodus.

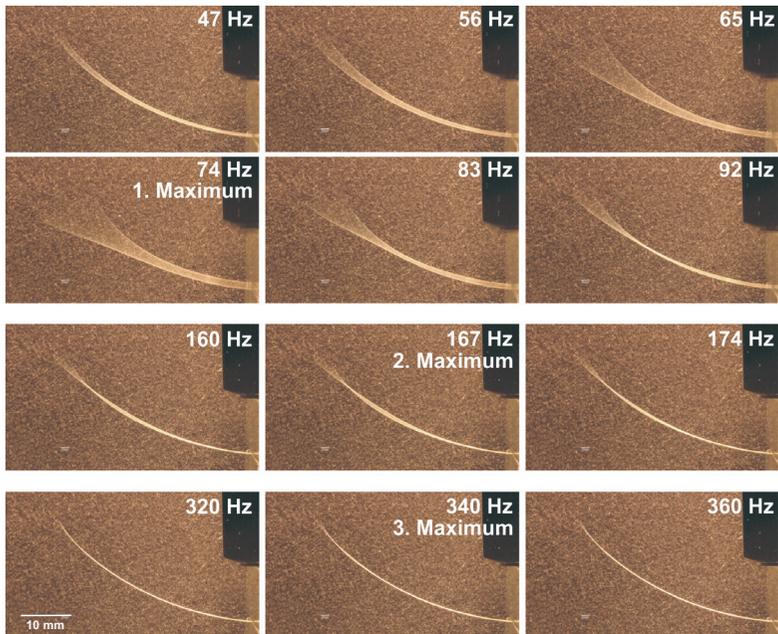


Abbildung 5-15: Schwingungsamplitude der Vibrisse E1 für drei Frequenzbereiche; Resonanzfrequenzen liegen bei 74 Hz, 167 Hz und 340 Hz

Für jede fotografische Aufnahme, also jede eingestellte Frequenz, wurden die Amplituden an der Spitze und an der Basis der Vibrisse vermessen (Abb. 5-16). Die Amplituden an der Vibrissenbasis erreichen im betrachteten Frequenzbereich ein einziges Maximum bei ungefähr 70 Hz. Diese Frequenz entspricht der Resonanzfrequenz des gesamten Versuchsaufbaus und nicht der Eigenfrequenz der Vibrissen. Eine Auswertung der Eigenfrequenzen in diesem

Bereich gestaltet sich schwieriger. Abbildung 5-16 (oben rechts) zeigt die Amplituden an der Spitze in Abhängigkeit der aufgeprägten Frequenz. Hier lassen sich bis zu drei Maxima darstellen, deren Amplitude mit steigendem Resonanzmodus kleiner wird. Um die Eigenfrequenz des Versuchsaufbaus heraus zurechnen und auch die in dem Bereich um 70 Hz ausgeprägten Eigenfrequenzen der Vibrissen darzustellen, wurde das Verhältnis der Amplitude an der Spitze zu der Amplitude an der Basis berechnet (Abb. 5-16, unten).

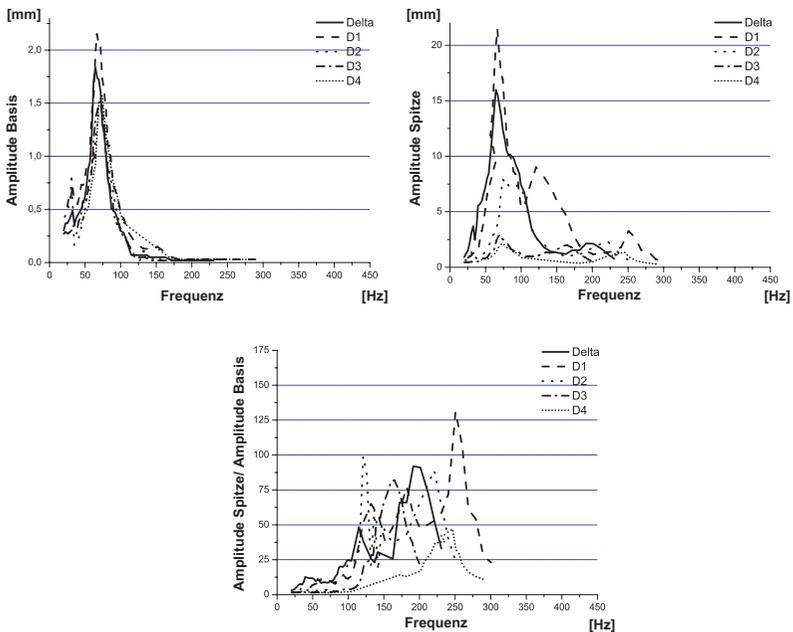


Abbildung 5-16: Amplituden der Vibrissen von Reihe D in Abhängigkeit von der aufgezwungenen Frequenz; oben links: Amplituden an der Basis, oben rechts: Amplituden an der Spitze, unten: Verhältnis Amplitude Spitze zu Amplitude Basis

In Tabelle 5-5 sind die ersten drei Resonanzfrequenzen der mystacialen Vibrissen aufgeführt, soweit eine Analyse möglich war. Die maximal auswertbare Frequenz liegt bei 420 Hz (Vibrisse E3). Für die Vibrissen des

3. Bogens im mystacialen Pad lassen sich maximal die ersten beiden und für die Vibrissen des 4. Bogens nur die erste Eigenfrequenz darstellen.

**Tabelle 5-5.** Die ersten drei Resonanzbereiche der mystacialen Vibrissen (Str. ... Straddler)

	1. Eigenfrequenz					2. Eigenfrequenz				3. Eigenfrequenz				
	Str.	1	2	3	4	Str.	1	2	3	4	Str.	1	2	3
<b>A</b>	44	96	116	140	201	116	210	260	305					
<b>B</b>	49		94	162		94	120	172	338	171 210 338				
<b>C</b>		50	130	210		140				250 285				
<b>D</b>	42	62	115	165	246	115	182	220				191 250		
<b>E</b>	44	74	107	170	279	140	167	210	420				340 415	

Für eine übersichtlichere Darstellung der Verteilung der Eigenfrequenzen im mystacialen Pad wurden die ersten zwei Modi farblich codiert in Abbildung 5-17 dargestellt. Für den dritten Modus liegen für eine sinnvolle Darstellung zu wenig Daten vor.

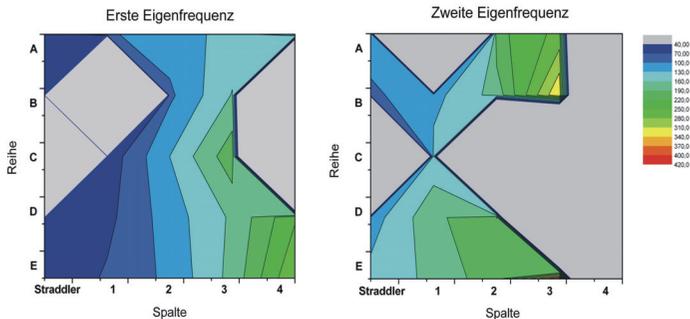


Abbildung 5-17: Darstellung der ersten beiden Resonanzmodi im mystacialen Pad (für die grauen Bereiche liegen keine Daten vor)

Bei der Betrachtung der Resonanzverteilung im mystacialen Pad fallen mehrere Isofrequenzbereiche ins Auge. Diese farblich gleichen Bereiche (Abb. 5-17)

treten bei beiden dargestellten Frequenzmodi auf und entsprechen annähernd den im mystacial Pad ausgebildeten Bögen eins bis vier und dem der Straddler. Eine Mittelung der Eigenfrequenzen der einzelnen Spalten offenbart Unterschiede sowohl zwischen den einzelnen Spalten als auch zwischen den drei analysierten Frequenzmodi (Abb. 5-18, links).

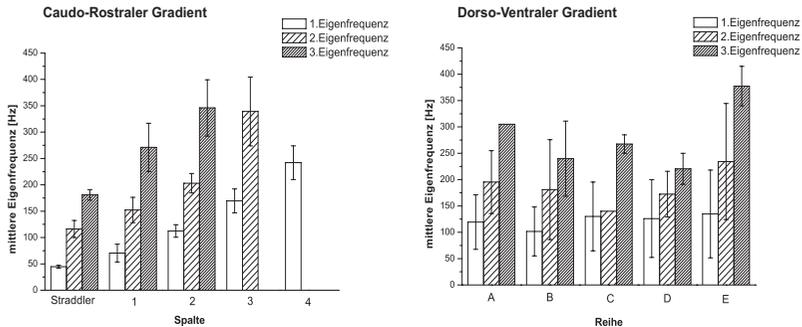


Abbildung 5-18: Darstellung der gemittelten Eigenfrequenzen der Spalten 1-4 und der Straddler (entspricht dem caudo-rostralen Gradient) und der Reihen A bis E (entspricht dem dorso-ventralen Gradient)

Von caudal (Straddler) nach rostral (Bogen 4) nehmen die Eigenfrequenzen zu. Betrachtet man hingegen den dorso-ventralen Gradienten, lassen sich nur geringfügige Unterschiede zwischen den Reihen A bis E feststellen (Abb. 5-18, rechts). Tendenziell kann ein Anstieg der spezifischen Resonanzen in Richtung der Reihe E festgestellt werden.

Die Abbildungen 5-17 und 5-18 lassen eine Abhängigkeit der Eigenfrequenzen von der Vibrissenform (Länge, Basisdurchmesser) erwarten. In Anlehnung an die Berechnungsvorschrift der Eigenfrequenzen eines Biegebalkens nach Hartmann [2003] (11), in der die Abhängigkeit der Frequenz von dem Verhältnis  $r_b/l^2$  deutlich wird, wird in Abbildung 5-19 die Abhängigkeit der Eigenfrequenzen von diesem Verhältnis dargestellt.

$$\omega = 2\pi f = \frac{\lambda}{l^2} \sqrt{\frac{EJ_z}{\rho A}} = \frac{\lambda}{l^2} r_B \sqrt{\frac{E}{4\rho}} \quad (11)$$

- $\omega$  ... Kreisfrequenz
- $f$  ... Frequenz
- $\lambda$  ... Eigenwert der Resonanzbereiche
- $E$  ... Elastizitätsmodul
- $J_z$  ... Flächenträgheitsmoment
- $\rho$  ... Dichte
- $A$  ... Querschnittsfläche an der Basis
- $l$  ... Länge
- $r_B$  ... Radius an der Basis

Abbildung 5-19 zeigt den bereits aus (11) ersichtlichen linearen Zusammenhang zwischen Eigenfrequenz und geometrischen Abmessungen einer Vibrisse. Für die Frequenzmodi 1 und 2 erfolgt die lineare Regression mit einem Bestimmtheitsmaß von 0,83 bzw. 0,86, für den 3. Frequenzbereich mit 0,53. Zur Absicherung dieser Messwerte sollten weitere Daten aufgenommen werden.

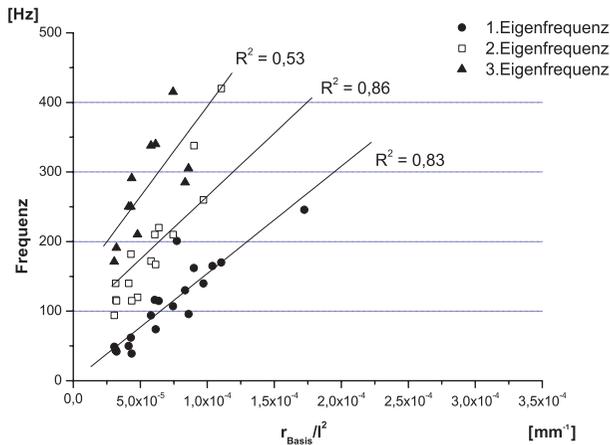


Abbildung 5-19: Abhängigkeit der Eigenfrequenzen einzelner Vibrissen von deren geometrischen Abmessungen (Länge und Basisdurchmesser)

### Dynamisches Verhalten verschiedener Biegestrukturen

Ergänzend zu den experimentell analysierten Eigenfrequenzen der natürlichen Whisker werden diese mit den theoretisch berechneten Eigenfrequenzen für einen Zylinder und einen Kegel verglichen.

Basierend auf (11) wurden die ersten drei Eigenfrequenzmodi für einen zylindrischen Biegebalken und einen kegelförmigen Biegebalken berechnet. Die Parameter  $l$  (Länge),  $E$  (E-Modul),  $I_z$  (Flächenträgheitsmoment),  $A$  (Querschnittsfläche der Biegebalkenbasis) und  $\rho$  (Dichte) wurden für alle Berechnungen von den realen Vibrissen übernommen. Die Eigenwerte für die ersten drei Resonanzmodi  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$  und  $\lambda_3$  für die Berechnungen des zylindrischen Biegebalkens stammen von [Just], die Eigenwerte für die Berechnung des kegelförmigen Biegebalkens stammen von Conway [1964]. Zusätzlich wurden für die experimentell dokumentierten Modi die entsprechenden Eigenwerte durch Umstellung von (11) nach  $\lambda$  berechnet. In Tabelle 5-6 sind  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$  und  $\lambda_3$  für die verschiedenen Strukturen zusammengefasst.

**Tabelle 5-6.** Eigenwerte der ersten drei Resonanzmodi für verschiedene Biegebalkenstrukturen

	Zylinder	Kegel	Vibrissen	
			$\bar{\lambda}$	s
$\lambda_1$	3,516	8,72	7,392	1,666
$\lambda_2$	22,034	21,2	16,429	2,694
$\lambda_3$	61,701	38,5	25,216	4,635

In Abbildung 5-20 ist der Zusammenhang zwischen den experimentell dokumentierten Werten und den berechneten Eigenfrequenzbereichen für den Zylinder und den Kegel dargestellt.

Mit einem Bestimmtheitsmaß von 80,5 % korreliert das Modell des Kegels für alle drei Frequenzbereiche erwartungsgemäß besser mit den experimentell bestimmten Eigenfrequenzen als das Modell des Zylinders ( $R^2 = 0,652$ ). Besonders bei den hohen Frequenzen werden größere Unterschiede zwischen den experimentellen und theoretischen Werten erkennbar. Dies könnte darauf zurückzuführen sein, dass eine experimentelle Auswertung des 3. Resonanzmodus bedingt durch den Versuchsaufbau erschwert und somit fehlerbehaftet ist, und für diesen Bereich nicht ausreichend experimentelle Daten vorliegen.

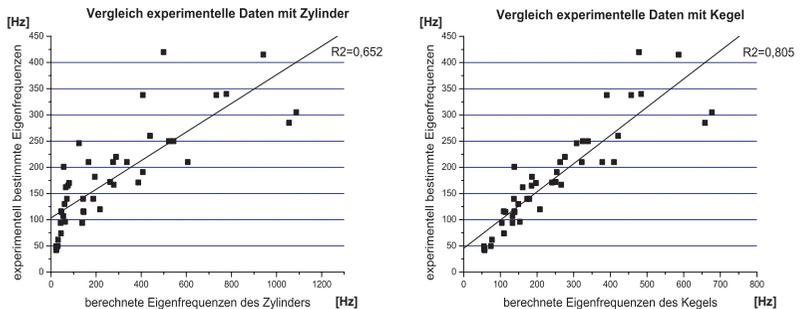


Abbildung 5-20: Gegenüberstellung der experimentell gewonnenen Daten und der theoretischen Resonanzmodi für den Zylinder (links) und den Kegel (rechts)

### 5.3.3 Diskussion

Ratten und andere Säugetiere nutzen aktive Bewegungen ihrer Vibrissen, um detaillierte Informationen über ihre Umwelt zu sammeln. Dabei werden redundante Informationen gesammelt. Die Vibrissen einer Reihe werden mit derselben Trajektorie bewegt, während die Vibrissen eines Bogens die Umgebung mit verschiedenen Trajektorien erfassen [Brecht, 1997]. Durch diese Bewegungen kann ein Multiparametermodell, ein so genanntes „Tastbild“ der unmittelbaren Umgebung, generiert werden. Bestimmte Informationen wie z.B. Richtungsinformationen oder Materialeigenschaften werden dabei räumlich durch die spezifische Anordnung der Mechanorezeptoren rund um den Vibrissenfollikel codiert. Die Auswertung der Position der aktivierten Rezeptoren ermöglicht Rückschlüsse über die Richtung der angreifenden Kraft. Objektgröße und Textur hingegen werden zeitlich codiert. Hierbei spielt der Zeitpunkt der Neuronenaktivierung eine Rolle. Schon allein durch das aktive Whiskern ohne Objektkontakt werden Spikes in den Neuronen induziert. Bei Objektkontakt werden zusätzliche Spikes hervorgerufen. Horizontale Informationen können aus dem Abstand zweier afferenter Spikes gewonnen werden [Ahissar, 2001]. Interessanterweise decodieren corticale Neuronen nicht die Schwingungsfrequenz oder -amplitude, sondern die Geschwindigkeit der Vibration (Frequenz · Amplitude) [Moore, 2004].

Abbildung 5-17 zeigt die Ausprägung spezifischer Eigenfrequenzen für die Vibrissen des mystacialen Pads. Die Verteilung innerhalb dieses Sensorarrays

zeigt eine lineare Abhängigkeit der Eigenfrequenzen von der Vibrissenlänge und dem Basisdurchmesser. Die langen Makrovibrissen schwingen in den tieferen Frequenzbereichen, während die Mikrovibrissen ein hochfrequentes Abtasten der Umgebung vollziehen. Die Resonanzbereiche der kürzeren Mikrovibrissen konnten mit dem vorliegenden Versuchsaufbau nicht experimentell analysiert werden, lassen sich aber anhand der Abbildung 5-19 abschätzen. Diese Ergebnisse entsprechen denen von Hartmann [2003] und Neimark [2001, 2003]. Somit finden sich bei den Ergebnissen der dynamischen Analyse die in Kapitel 4 andiskutierten funktionellen Unterschiede zwischen den Mikro- und Makrovibrissen bestätigt. Während die Makrovibrissen mittels einer quasistatischen Umgebungserfassung (tiefe Frequenzen) vorrangig der Kollisionsvermeidung dienen, sind die Tiere mit Hilfe der Mikrovibrissen in der Lage, hochfrequent Texturen zu scannen.

### **Kontrastverstärkung**

Das Schwingungsverhalten der Vibrissen ist ein eindrucksvolles Beispiel für eine der in Kapitel 2 diskutierten Grundfunktionen des Reizleitungsapparates biologischer Sinnesorgane, der Kontrastverstärkung. Eine derartige gezielte Dynamisierung von Einzelstrukturen ermöglicht die Umwandlung statischer Reize in dynamische Reize. Wird bei dem niederfrequenten aktiven Whiskern ein Objekt kontaktiert, werden Schwingungen im Resonanzbereich der kontaktierten Vibrisse ausgelöst und die Bewegungsamplitude der Vibrissen um ein Vielfaches erhöht. Die Anregung bei einer spezifischen Frequenz führt zu einer signifikanten Amplitudenverstärkung der Schwingung. Durch die aktiven Eigenbewegungen und die strukturbedingten charakteristischen Verstärkungen werden Gradienten generiert, die eine optimierte Reizaufnahme gewährleisten. Die leicht gegeneinander verschobenen Resonanzbereiche innerhalb des Vibrissenfeldes generieren bereits einen Gradienten der Eigenfrequenzen im mystacial Pad (Abb. 5-17 und 5-18) und erhöhen das Wahrnehmungsspektrum. Somit wird die Wahrscheinlichkeit der Wahrnehmung selbst kleiner Signale deutlich erhöht. Dieses Prinzip ist nur essentiell bei statischen Reizen, wie sie zum Beispiel bei der Objekterkennung und

Texturanalyse vorkommen. Bei einer Analyse von Oberflächentexturen wird die räumliche Frequenz des Oberflächenmusters in ein zeitliche codiertes Frequenzmuster der Vibrissenschwingung umgewandelt, dessen Amplitude durch die spezifische Oberflächentextur moduliert wird [Hartmann, 2003; Moore, 2004]. Komplexe Stimuli werden frequenzcodiert an den somatosensorischen Cortex weitergeleitet, wobei Signale in der Nähe der spezifischen Eigenfrequenzen besser übertragen werden, während andere Frequenzen gedämpft bzw. heraus gefiltert werden [Mountcastle, 1972]. Eine derartige Dynamisierung des Sinnesorgans erübrigt sich bei dynamischen Reizen.

### **Grenzen der experimentellen Analyse**

Die vorliegende experimentelle Analyse lässt erste Rückschlüsse über die Funktionsweise des Tasthaar-Sinnessystems zu. Der verwendete Versuchsaufbau erreicht jedoch nicht annähernd die Komplexität des biologischen Systems und kann nur zur Gewinnung erster Erkenntnisse dienen. Die Tasthaare wurden einseitig fest eingespannt (Klemmvorrichtung), während das andere Ende frei schwingen konnte. Am lebenden Tier kann die Lagerung niemals so starr und fest sein wie bei dem vorliegenden Experiment. Vielmehr können die Tiere die Steifigkeit der Lagerung durch die Blutzufuhr zum FSC und durch die anliegende Muskelspannung der intrinsischen Muskulatur aktiv variieren [Scott, 1955]. Somit sind auch die Resonanzbereiche nicht starr, sondern variabel an die vorherrschenden Bedingungen anpassbar. Die in Tabelle 5-5 aufgeführten Eigenfrequenzen stellen eine obere Grenze dar. Die beim lebenden Tier auftretenden Frequenzbereiche werden aufgrund der nachgiebigeren Lagerung und der damit verbundenen höheren Dämpfung unterhalb der experimentell gemessenen liegen.

Des Weiteren wurde im Rahmen der vorliegenden Arbeit nur eine zweidimensionale Schwingung analysiert. Die Trajektorie, die beim natürlichen Whiskern verfolgt wird, ist jedoch deutlich komplexer [Bermejo, 2002].

### **Vergleich mit dem auditorischen System**

Das somatosensorische Tasthaar-Sinnessystem der Ratten zeigt bezüglich der Frequenzverarbeitung einige augenscheinliche Ähnlichkeiten zum auditorischen System, so dass sich ein Vergleich an dieser Stelle anbietet.

Bei der Analyse des Reizleitungsapparates des auditorischen Systems von Säugetieren ist die Grundfunktion „Kontrastverstärkung“ von außergewöhnlicher Bedeutung. Ebenso wie bei den Vibrissen werden in der Cochlea Resonanzen genutzt, um Signale mit kleinen Amplituden zu verstärken [Schmidt, 2000]. Die Resonanzbereiche werden bei beiden Systemen zur Auswertung einer räumlichen Mappe genutzt. Das Muster der Verteilung der Frequenzbereiche im mystacialen Pad wird bei der Signalübertragung bis zum somatosensorischen Cortex beibehalten [Andermann, 2004] und entspricht der Tonotopie des auditorischen Systems. Die in Abbildung 5-17 deutlich erkennbaren Isofrequenzbereiche entlang eines Bogens finden sich in Form von Isofrequenzcolumnen im S1 Cortex wieder und entsprechen dort den Barrels des entsprechenden Bogens [Andermann, 2004]. Dieses Prinzip der Signalübertragung findet sich bei der Transduktion und neuronalen Repräsentation auditorischer Signale wieder [Schmidt, 2000].

### **Zusammenfassung und Relevanz für technische Systeme**

Bei technischen Systemen treten Biegeschwingungen von Stäben relativ häufig auf. Dabei versteht man unter einem Stab ein Objekt, dessen Längenabmessungen im Vergleich zu den Querabmessungen sehr groß sind. Beispiele für Systeme, bei denen diese Biegeschwingungen gewünscht sind und genutzt werden sind Typenhebel von Schreibmaschinen, Frequenzmessen, Piezobiegeelemente oder auch Stimmgabeln [Just et al.]. Unerwünscht treten derartige Schwingungen zum Beispiel bei Anschlussdrähten elektrischer Bauelemente oder auch Rahmenstäben von Geräten auf [Just et al.]. Derartige Biegeschwinger sind ebenso wie die hier analysierten Vibrissen der Ratten Transversalschwinger. Eine interessante bionische Umsetzung der in der Natur vorkommenden Schwingungs-

phänomene haben Lange et al. [2005] veröffentlicht. Ein Taststab aus Plexiglas mit Beschleunigungssensoren an der Spitze dient der Roboterplattform Tarry zur Objektlokalisierung. Abhängig vom Abstand eines Objektkontaktes zur Taster Spitze schwingt der Taststab in unterschiedlichen Frequenzen.

Basierend auf dem dynamischen Verhalten der Vibrissen wurden die Eigenwerte für die ersten drei Resonanzbereiche berechnet (Tab. 5-6). Das Modell eines Kegels gleicher Abmessungen und statischer Eigenschaften weist ähnliche Eigenfrequenzmodi auf. Die auftretenden Differenzen beider Systeme sind unterschiedlich zu begründen. Die Berechnungsvorschrift für den kegelförmigen Biegebalken wurde aufgestellt für ungedämpfte Systeme. Die experimentell bestimmten Werte liegen unterhalb der berechneten. Im Experiment spielt die Luftreibung eine entscheidende Rolle, je kürzer und dünner die Tastaare, desto größer der Einfluss. Es gilt, je stärker der Einfluss der Luftreibung desto stärker die Dämpfung, desto niedriger die Eigenfrequenz.

Für technische Umsetzungen ist eine Auflistung der Möglichkeiten einer Nahfelderkundung mit Hilfe von Taststäben bzw. Tastaaren hilfreich:

- Tastaare ermöglichen die Erstellung eines Mehrparametermodells der unmittelbaren Umgebung.
- Folgende Parameter können wahrgenommen werden:
  1. Objektkontakt: statisch
  2. Strömungen/ Mikrozirkulationen der Luft: statisch
  3. Geometrie: quasistatisches Abtasten
  4. Oberflächenbeschaffenheit (Rauigkeit): hochfrequentes Abscannen in verschiedenen Frequenzbereiche (Geschwindigkeiten)
  5. Materialeigenschaften: über die Bestimmung der Nachgiebigkeit.

- Die Anordnung einer Vielzahl von spezifischen Einzelsensoren mit gegeneinander verschobenen Resonanzbereichen in Form eines Array ermöglicht eine detaillierte Spektralauflösung, die Wahrnehmung von graduell verschiedenen Frequenzen. Das hierbei zerlegte Tastbild der Umgebung wird auf höheren Signalverarbeitungsstufen erneut zusammengesetzt. Dabei werden die Informationen auf allen Verarbeitungsstufen mit einer ausgeprägten Somatotopie übertragen, d.h. Informationen benachbarter Vibrissen werden auf allen Verarbeitungsebenen in benachbarten Arealen verwaltet [Schierloh, 2003].

## 5.4 Biegestrukturen mit fester Lagerung

Biologische Strukturen entwickeln sich so, dass die auftretenden Spannungen möglichst gleichmäßig über die Oberfläche verteilt und Spannungsspitzen minimiert werden [Dechant, 2001; Mattheck, 1991]. Vielfach wird dieses Prinzip bereits in die Technik übertragen (siehe Arbeiten von Mattheck und Mitarbeitern, Forschungszentrum Karlsruhe). Ebenso wie die von Dechant [2001] untersuchten taktilen Haare der Spinnen oder die von Mattheck [1991] analysierten Baumstämme sind die Vibrissen einer Biegelast ausgesetzt. Allen drei Strukturen ist weiterhin gemeinsam, dass sie aus Fasermaterial bestehen und die Fasern in Längsrichtung angeordnet sind. Eine Analyse der Tasthaare mittels der Finite-Elemente-Methode (FEM) bietet sich zwecks einer detaillierten Untersuchung der Biegelinien und der auftretenden Spannungsverteilung entlang der Vibrisse an. Anhand geeigneter Modelle können die Auslenkungen und Spannungen des Haarschaftes und deren Abhängigkeit von der äußeren Geometrie dargestellt werden. Des Weiteren wird eine Analyse des Einflusses von Kraftbetrag und Kraftansatzpunkt ermöglicht. Durchgeführt wurden die FEM-Analysen im Rahmen einer Studienarbeit (S. Clauss, 2007).

### 5.4.1 Analyalisierte Biegestrukturen

Um den Einfluss der äußeren Form und des medullären Kanals zu untersuchen, wurden die in Abbildung 5-21 dargestellten Strukturen Zylinder, Hohlzylinder, Kegel und Hohlkegel betrachtet. Es handelt sich um einseitig, fest eingespannte Biegebalken.

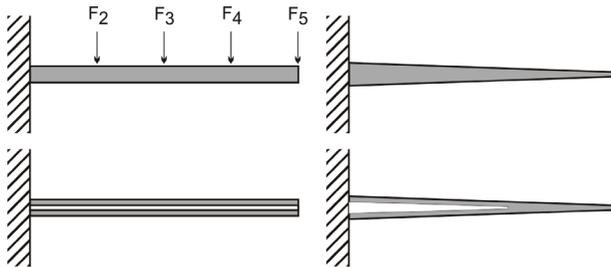


Abbildung 5-21: Analyalisierte Biegestrukturen: Zylinder mit Voll- und Hohlprofil (links), Kegel mit Voll- und Hohlprofil (rechts)

Tabelle 5-7 fasst die analysierten Strukturen zusammen und listet die geometrischen Parameter ebenso wie die Materialdaten auf. Des Weiteren sind die Kraftgrößen und Kraftangriffspunkte aufgeführt.

**Tabelle 5-7.** Zusammenfassung der geometrischen -, Material- und Kraftparameter für die analysierten Strukturen mit fester Lagerung

Struktur	Skizze	Geometrie						Material		Kraft	
		außen			innen			Poissonzahl	E-Modul	Beträge	Angriffspunkt
		$d_a$ [ $\mu\text{m}$ ]	$d_s$ [ $\mu\text{m}$ ]	$l$ [mm]	$d_{Bi}$ [ $\mu\text{m}$ ]	$d_{Si}$ [ $\mu\text{m}$ ]	$l_i$ [mm]				
1		80	80	20	-	-	-	0,3	7360	1,3,4,5	$F_2, F_3, F_4, F_5$
2		80	80	20	16	16	20	0,3	7360	1,3,4,5	$F_2, F_3, F_4, F_5$
3		80	8	20	-	-	-	0,3	7360	1,3,4	$F_2, F_3, F_4, F_5$
4		80	8	20	16	4	14,5	0,3	7360	1,3	$F_3, F_5$

### **Geometrische Parameter**

Die vermessenen Vibrissen (siehe Tab. 5-1) zeichnen sich durch ein sehr großes Längen-Durchmesser-Verhältnis aus. Um die Berechnungszeiten der hier verwendeten FEM Software Ansys® zu verkürzen, wurde für vorliegende Simulationen eine der kürzeren Vibrissen von 20 mm Länge ausgewählt mit einem Basisdurchmesser von 80  $\mu\text{m}$  und einem Spitzendurchmesser von 8  $\mu\text{m}$ .

### **Materialparameter**

Der experimentell bestimmte E-Modul der Vibrissen beträgt 7,36 GPa (siehe Kapitel 5.2) und wird für alle betrachteten Biegestrukturen verwendet.

Des Weiteren wird die Poissonzahl für die FEM Berechnungen benötigt. Diese Poissonsche- oder auch Querdehnungszahl ist eine Kenngröße aus der Festigkeitslehre und beschreibt den Quotienten aus Dehnung der Länge und Verjüngung der Breite bei einer angreifenden Zugkraft. Die Poissonzahl nimmt Werte zwischen 0 (keine Querdehnung) und 0,5 (inkompressibel) ein. Für biologische Materialien werden in der Literatur verschiedene Werte wie 0,3 oder auch 0,49 angegeben [Weber & Sobottka, 2003]. Da der Einfluss der Poissonzahl auf die Biegung im Vergleich zum E-Modul sehr klein ist [Dechant, 2001], wird für die vorliegenden Berechnungen ein Wert von 0,3 angenommen.

## **5.4.2 Analyisierte Parameter**

### **Biegelinien**

Die aus der Simulation mit verschiedenen Kräften und Kraftansatzpunkten gewonnenen Biegelinien sind Quasi-Biegelinien. Im Gegensatz zum realen Biegegweg werden bei der Berechnung die neuen, durch die Auslenkung erhaltenen y-Werte zwecks besserer Vergleichbarkeit mit ihren alten z-Werten kombiniert.

### Von Mises-Vergleichsspannung

Bei der Einwirkung einer Kraft wird das Material mehrachsrig durch Spannungen belastet. Diese Spannungen werden in eine fiktive einachsige Spannung, die von Mises-Vergleichsspannung umgerechnet. Bei einseitig fest eingespannten Biegebalken verändert sich die Vergleichsspannung über den Querschnitt, wobei oben und unten in Krafrichtung die größten Spannungen auftreten (Abb. 5-22). Für eine vergleichende Darstellung der von Mises-Vergleichsspannungen in Diagrammen werden jeweils die höchsten Werte ausgewählt.

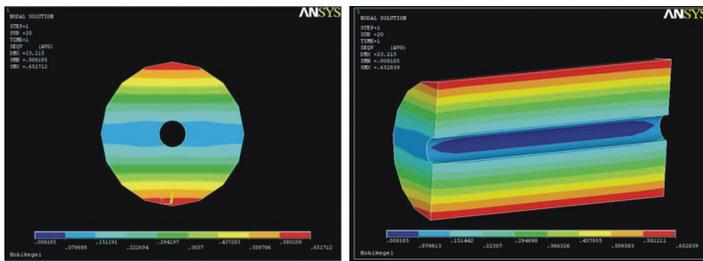


Abbildung 5-22: Von-Mises Vergleichsspannung eines Hohlkegels im Quer- (li) und Längsschnitt (re) (Abbildung entstanden im Rahmen der Studienarbeit von S. Clauss, 2007)

## 5.4.3 Simulationen

### Vergleich von Vollzylinder und Hohlzylinder

Abbildung 5-23 zeigt den Verlauf der Biegelinien (links) und Vergleichsspannungen (rechts) für den Vollzylinder (oben) und den Hohlzylinder (unten) am Kraftansatzpunkt  $F_5$ . Analysiert wurden vier verschiedene einwirkende Kraftbeträge: 1  $\mu\text{N}$ ; 3  $\mu\text{N}$ , 4  $\mu\text{N}$  und 5  $\mu\text{N}$ .

Die Ähnlichkeit zwischen den Diagrammen für den Voll- und den Hohlzylinder ist sofort augenscheinlich, sowohl die Kurven für die Biegelinien als auch die Vergleichsspannung sind nahezu deckungsgleich. Die maximale Durchbiegung beider Strukturen unterscheidet sich um höchstens 5  $\mu\text{m}$  bei einer angreifenden Kraft von 5  $\mu\text{N}$ , wobei die geringfügig höheren Werte für den Hohlzylinder vorliegen. Auch die Unterschiede im Verlauf der Vergleichsspannung sind minimal. Die höchsten Werte treten wenige Millimeter nach der Lagerung auf

und nehmen linear in Richtung Zylinderspitze ab, bis am entsprechenden Kraftangriffspunkt ein Wert von Null erreicht wird. Sowohl für die Durchbiegung als auch für die Vergleichsspannung besteht ein linearer Zusammenhang mit dem einwirkenden Kraftbetrag. Je größer die einwirkende Kraft, desto stärker die Durchbiegung und desto größer die auftretenden Vergleichsspannungen. Abbildung 5-23 zeigt die maximalen Werte für beide Parameter.

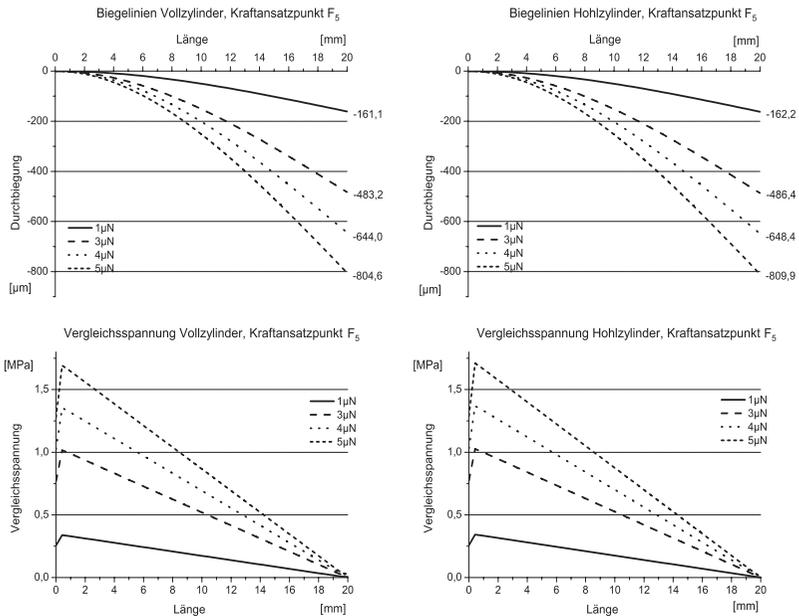


Abbildung 5-23: Vergleich der Biegelinien und Vergleichsspannungen von Voll- und Hohlzylinder bei verschiedenen Kräften (Kraftansatzpunkt  $F_5$ )

Je näher die Kraft an der Lagerung des Zylinders angreift, desto kleiner sind die auftretenden Durchbiegungen und Vergleichsspannungen.

### Vergleich von Vollkegel und Hohlkegel

Die beim Vollkegel auftretenden Vergleichsspannungen steigen ausgehend von der Lagerung bis auf einen Maximalwert an und fallen dann bis zum Kraftangriffspunkt auf einen Wert von Null (Abb. 5-24). Die Position des

Maximums wird bestimmt durch den Abstand des Kraftangriffspunktes zur Basis und damit verbunden, dem Querschnitt an dieser Stelle. Die höchsten Spannungen treten nahe am Kraftangriffspunkt auf (Abb. 5-26). Betrachtet man nur einen Kraftangriffspunkt, so wird das Spannungsmaximum unabhängig von der angreifenden Kraft immer am selben Ort ausgebildet, bei der hier analysierten Struktur und dem Kraftangriffspunkt  $F_5$  (Gesamtlänge 20 mm) bei einer Länge von 18 mm. Die Höhe des Maximums hingegen ist abhängig von dem Betrag der angreifenden Kraft.

Der Verlauf der Biegelinien für den Vollkegel offenbart eine biegeweiche Tastspitze. Je näher die Kraft an der Spitze angreift, desto größer ist die Auslenkung. Die Querschnittsverjüngung des Kegels hat erheblichen Einfluss sowohl auf die Auslenkungen als auch auf die Strukturspannungen. Eine derart biegeweiche Tastspitze ist mit hohen Spannungen vor allem im Spitzenbereich verbunden.

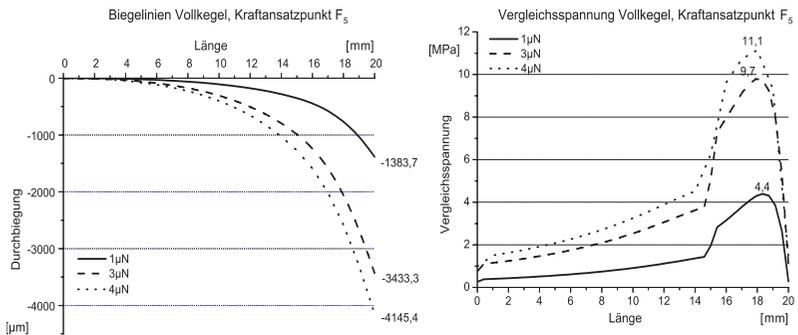


Abbildung 5-24: Biegelinien und Vergleichsspannungen eines Vollkegels bei verschiedenen Kräften (Kraftansatzpunkt  $F_5$ )

Im Vergleich der Durchbiegung von Voll- und Hohlkegel ist nur ein geringfügiger Unterschied im Verlauf erkennbar (Abb. 5-25). Die Maximalwerte differieren lediglich um 4,4  $\mu$ m (Kraftansatzpunkt  $F_5$ ,  $F = 1 \mu$ N), wobei die höheren Werte bei dem Hohlkegel auftreten. Die Unterschiede bezüglich der Vergleichsspannung sind wesentlich. Der prinzipielle Verlauf und die Ausprägung des Maximums kurz vor der Spitze sind vergleichbar. Jedoch steigt die

Vergleichsspannung beim Vollkegel später an, erreicht dann aber ein höheres Maximum als beim Hohlkegel.

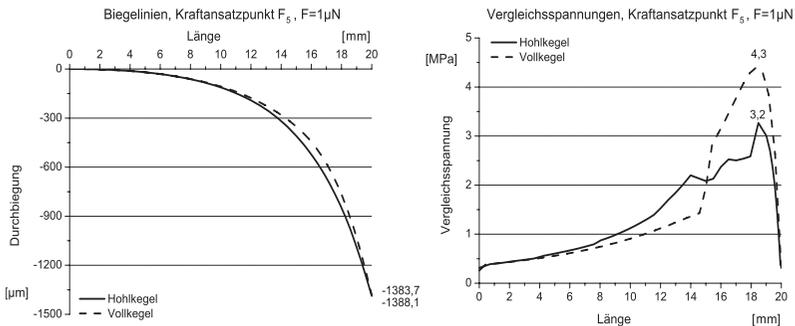


Abbildung 5-25: Vergleich der Biegelinien und Vergleichsspannungen von Voll- und Hohlkegel (Kraftansatzpunkt  $F_5$ ,  $F=1\mu\text{N}$ )

### Vergleich von Zylinder und Kegel

Vergleicht man die Biegelinien und den Verlauf der Vergleichsspannung von zylinder- und kegelförmigen Strukturen fallen wesentliche Unterschiede auf (Abb. 5-26). Je entfernter die Kraft von der Lagerung angreift, desto signifikanter sind die Unterschiede. Während der Verlauf und die Maximalwerte bei einer angreifenden Kraft am Kraftangriffspunkt  $F_1$  noch beinahe identisch sind, differieren die Maximalwerte für die Durchbiegung am Angriffspunkt  $F_5$  bereits um  $3501 \mu\text{m}$  ( $F = 4 \mu\text{N}$ ). Für kegelförmige Strukturen werden an der Spitze ( $F_5$ ) bis zu 8,5 mal höhere Auslenkungen dokumentiert.

Auch der Maximalwert der Vergleichsspannung hat sich vervielfacht (bis zu achtmal höhere Werte für den Kegel). Die bei einer kegelförmigen Struktur auftretenden Vergleichsspannungen sind deutlich höher als bei einer zylinderförmigen Struktur. Die Maxima werden bei kegelförmigen Strukturen vor allem spitzennah ausgeprägt, während die Vergleichsspannung beim Zylinder jederzeit die höchsten Werte kurz nach der Lagerung aufweist. Spannungen entlang der analysierten Strukturen treten vom Kraftangriffspunkt nur in Richtung Lagerung auf. Der Verlauf ist bei zylindrischen Strukturen immer derselbe und linear abhängig von dem Betrag der angreifenden Kraft, während

beim Vollkegel Variationen erkennbar sind. Ein ausgeprägtes Spannungsmaximum tritt nur beim Kraftangriffspunkt  $F_5$  auf. Bei  $F_4$  ist ein leichter Spannungsanstieg von der Lagerung bis zum Kraftangriffspunkt zu verzeichnen, für  $F_3$  bleibt die Spannung nahezu konstant mit einem Abfall kurz vor dem Kraftangriffspunkt und der Verlauf bei  $F_2$  ähnelt dem der zylinderförmigen Struktur.

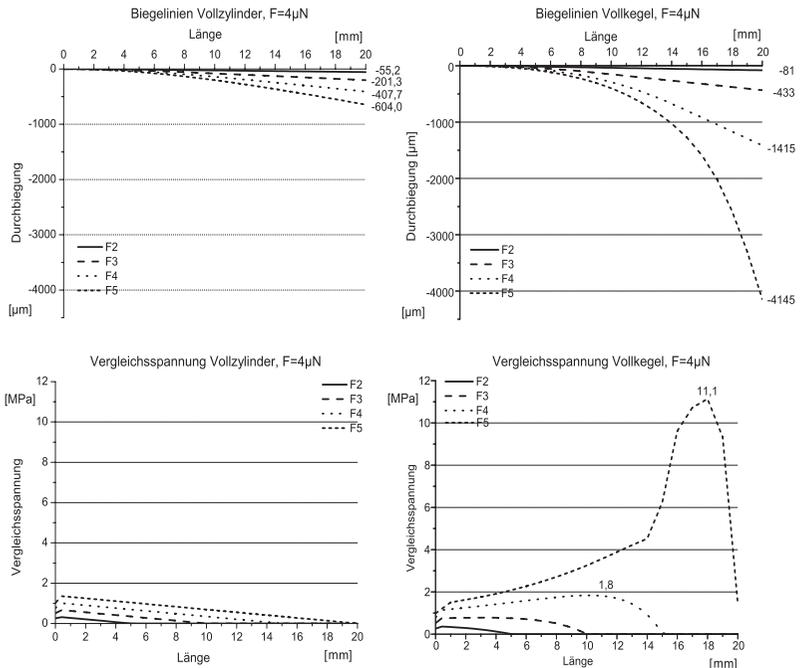


Abbildung 5-26: Vergleich der Biegelinien und Vergleichsspannungen von Vollzylinder und Vollkegel bei verschiedenen Kraftansatzpunkten ( $F = 4\mu\text{N}$ )

### 5.4.4 Diskussion

Vergleicht man die 3D Modelle verschiedener Biegestäbe hinsichtlich des Biegeverhalten und der entlang des Stabes auftretenden Vergleichsspannungen, stößt man auf große Unterschiede. Außenkontur und Querschnittsform wirken sich wesentlich auf die analysierten Parameter aus, ebenso wie der Kraftbetrag und der Abstand des Kraftangriffspunktes zur Lagerung.

Zusammengefasst lassen sich aus der Bestimmung des Biegeverhaltens folgende Schlussfolgerungen ziehen:

- Im Vergleich der Durchbiegung von zylindrischen und kegelförmigen Außenkonturen fallen gravierende Unterschiede auf. Die größeren Werte treten bei kegelförmigen Biegestäben auf.
- Die Querschnittsverjüngung kegelförmiger Biegestäbe hat einen erheblichen Einfluss auf das Biegeverhalten. Die Zunahme der Durchbiegung wird dabei umso größer, je stärker der Querschnitt von der Basis zur Spitze abnimmt.
- Am größten ist der Einfluss der kegelförmigen Außenkontur bei einer Belastung am Kraftangriffspunkt 5, also an der Spitze. Wesentlich kleinere, aber nicht unerhebliche Änderungen gegenüber einem zylindrischen Biegestab ergeben sich an den übrigen Kraftangriffspunkten. Die biegegewiche Tastspitze ist somit deutlich empfindlicher selbst für geringe Kräfte, als die basisnahen Abschnitte des Biegestabes.
- Des Weiteren wurde der Einfluss von Hohlräumen auf das Biegeverhalten untersucht. Im Vergleich einer Struktur mit Vollquerschnitt zu einer Struktur mit derselben Außenkontur aber mit Hohlraum zeigen sich geringe Einflüsse des Kanals auf die Verformung. Ein Kanal in den experimentell gefundenen Größenordnungen hat somit eine vernachlässigbare Auswirkung auf das Biegeverhalten der jeweiligen Struktur.

Während die Außenkontur und die Querschnittsform die Durchbiegung wesentlich beeinflussen, sind die Auswirkungen eines hohlen Kanals entlang der Biegestrukturen vernachlässigbar. Einwirkende Kräfte werden weitestgehend entlang der Strukturhülle übertragen. Die Haarspitze ist wesentlich empfindlicher für Kraft-einwirkungen, als basisnahe Abschnitte der Vibrissen. Durch diese biegegewiche Haarspitze sind Vibrissen deutlich

anpassungsfähiger und die Erkennung selbst feinsten Oberflächenstrukturen wird somit gewährleistet. Für eine Diskussion der funktionellen Bedeutung des charakteristischen Biegeverhaltens natürlicher Vibrissen siehe auch Kapitel 5.2.

Auch hinsichtlich der Vergleichsspannung finden sich deutliche Unterschiede zwischen den analysierten Strukturen. Infolge der Biegelast treten wesentliche Spannungskomponenten in Längsrichtung auf. Während bei zylinderförmigen Strukturen die größten Spannungen unabhängig von Kraftbetrag und Kraftangriffspunkt basisnah wenige Millimeter nach der Lagerung auftreten, ist der Spannungsverlauf und die Lokalisation des Spannungsmaximums bei kegelförmigen Strukturen abhängig von dem Kraftangriffspunkt. Das Maximum wandert mit dem Kraftangriffspunkt entlang des Haarschaftes und erhöht sich erheblich am Kraftangriffspunkt  $F_5$  und in Abhängigkeit vom Kraftbetrag. Verbunden mit der funktionell entscheidenden Querschnittsverjüngung ist eine erhöhte Strukturspannung im Spitzenbereich des Tasthaares. Vor allem bei der Texturanalyse findet der Objektkontakt mittels Vibrissenspitze statt, wodurch hohe Strukturspannungen hervorgerufen werden. Im Gegensatz zu dem Biegeverhalten wirkt sich ein hohler Kanal zumindest bei kegelförmigen Strukturen deutlich auf die Vergleichsspannung aus. Der Spannungsverlauf und die Lokalisation des Spannungsmaximums sind nur geringfügig verändert, der Maximalwert der Spannung hingegen liegt bei einem Vollkegel höher als bei einem Hohlkegel. Die Funktion der Medulla natürlicher Vibrissen könnte daher in einer Spannungsminimierung im spitzennahen Bereich der Tasthaare gesehen werden. Eine weitere Strategie zur Minimierung der auftretenden Spannung ist wiederum in der äußeren Form zu suchen. Biologische Tasthaare sind anders als die im Rahmen der vorliegenden Analyse betrachteten kegelförmigen Strukturen vorgebogen. Bei flächigen Objekten erfolgt durch die Vorbiegung des Tasthaares ein punktueller Kontakt. Die biegeeweiche Tastspitze wird von dem Objekt weg gebogen. Somit wandert der Kontaktpunkt in Richtung Lagerung, der Hebelarm wird verkürzt, die auftretenden Spannungen minimiert und der mechanische Dynamikbereich vergrößert. Dieses Prinzip schützt die empfindlichen Bereiche des Tasthaares und könnte einer der Gründe für die außerordentliche Robustheit dieses Sinnesorgans sein.



## 6 Der Follikel-Sinus-Komplex als Lagerung

### 6.1 Abstraktion der Grundprinzipien

Der Follikel-Sinus-Komplex konnte experimentell nicht analysiert werden. Die bei Literaturrecherchen ermittelten Informationen sind unzureichend. Da aber gerade eine nachgiebige und in ihrer Steifigkeit einstellbare Lagerung für technische Umsetzungen interessant ist, wird an dieser Stelle basierend auf den im Kapitel 4.5 aufgestellten Funktionshypothesen zum Follikel-Sinus-Komplex eine Abstraktion der funktionell relevanten Prinzipien der Lagerung vollzogen.

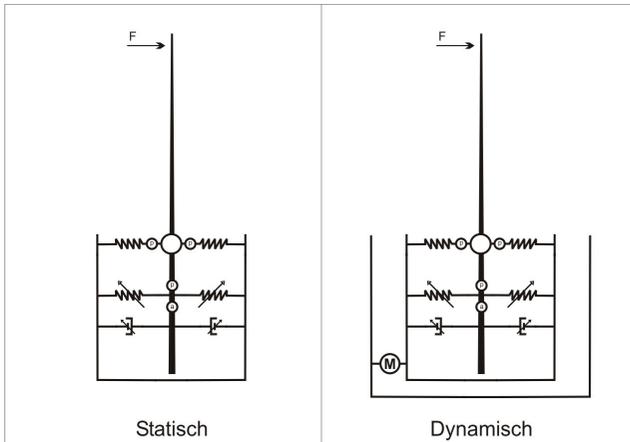


Abbildung 6-1: Abstraktion der nachgiebigen Lagerung mit einstellbarer Steifigkeit, li: statisch, re: dynamisch

Abbildung 6-1 verdeutlicht die postulierten Eigenschaften des Follikel-Sinus-Komplex durch eine Darstellung der wesentlichen Grundprinzipien, welche die einstellbare Steifigkeit der Lagerung und damit verbunden die Erweiterung des Dynamikbereiches, den Überlastschutz und die Robustheit des Gesamtsystems bedingen. Das Tasterhaar ist an einem Punkt aufgehängt, verdeutlicht durch ein

Drehgelenk. Bedingt durch die elastischen Eigenschaften des Hautgewebes (hier dargestellt durch zwei Federelemente) wird in diesem Punkt eine definierte Bewegung zugelassen. Die einstellbare Steifigkeit der Lagerung wird in Abbildung 6-1 mittels mehrerer einstellbarer Feder-Dämpfer-Elemente dargestellt. Werden diese gleichzeitig auf die selben Werte justiert, verändern sich die Eigenschaften der Gesamtkonstruktion. Werden hingegen gegenüberliegende Federelemente alternierend weicher bzw. härter eingestellt, kann dem Taststab eine aktive Bewegung aufgezwungen werden und der in Abbildung 6-1 (rechts) dargestellte Motor zur Bewegungserzeugung würde sich erübrigen. In verschiedenen Abschnitten der reizaufnehmenden Struktur sind als eigentliche Sensorelemente Druck- bzw. Beschleunigungssensoren angebracht.

Aufbauend auf dieser ersten Abstraktion der postulierten Grundprinzipien der Lagerung des Haarschaftes werden in den folgenden Abschnitten zwei Verfahren der Modellbildung vorgestellt, die das Verständnis einer nachgiebigen Lagerung mit einstellbarer Steifigkeit vertiefen sollen.

## **6.2 Biegestrukturen mit nachgiebiger Lagerung**

Einführende Betrachtungen zur Finiten-Elemente-Methode und den ausgewerteten Parametern sind unter 5.4 zusammengefasst.

### **6.2.1 Analytisierte Biegestrukturen**

Um ergänzend zu den Analysen verschiedener Biegebalken mit fester Lagerung auch Aussagen über den Verlauf der Biegelinien und die Vergleichsspannungen im Follikel treffen zu können, wurden zwei weitere Strukturen mittels FEM analysiert. Struktur 5 und Struktur 6 zeichnen sich durch eine nachgiebige Lagerung aus. Um dies im Modell zu realisieren, wurde um die Kegelbasis ein zylindrischer Körper modelliert, der durch den Kegel ausgehöhlt wird. Der Zylinder ist an seinem Außenradius fest eingespannt. Das Material kann über die Einstellung des Elastizitätsmoduls variiert werden. Für die Detailbetrachtung des Follikels bei Krafteinwirkung am Vibrissenschaft

wurde mit Struktur 6 eine verkürzte Vibrisse ohne Hohlraum modelliert, wodurch eine vereinfachte und verkürzte Berechnung ermöglicht wird. In Tabelle 6-1 sind die beiden Strukturen mit den geometrischen Parametern, Materialdaten, Kraftgrößen und Kraftangriffspunkten aufgeführt.

**Tabelle 6-1.** Zusammenfassung der geometrischen -, Material- und Kraftparameter für die analysierten Strukturen mit nachgiebiger Lagerung

Struktur	Skizze	Geometrie						Material		Kraft	
		außen			innen			Poissonzahl $\nu$	E-Modul E [MPa]	Beträge F [ $\mu$ N]	Angriffspunkt
		$d_a$ [ $\mu$ m]	$d_s$ [ $\mu$ m]	l [mm]	$d_{BI}$ [ $\mu$ m]	$d_{SI}$ [ $\mu$ m]	$l_i$ [mm]				
5		80	10	20	16	4	14,5	0,3	7360	1,3	$F_3, F_5$
6		80	27	5	-	-	-	0,3	7360	16, 32	$F_3$
		Abmessungen FSC:			Länge: $l_{FSC} = 2$ mm				1		
					Durchmesser: $d_{FSC} = 0,5$ mm				10		
									100		
									1000		
									10000		

### Geometrische Parameter

Die Abmessungen der variablen Lagerung wurden den histologischen Aufnahmen von Klauer [1999] entnommen, um ein realistisches Größenverhältnis zwischen Follikel und Haarschaft abzubilden. Damit ergeben sich für den analysierten Haarschaft folgende Follikel-Parameter: 0,5 mm Durchmesser bei 2 mm Länge.

### Materialparameter

Um den Einfluss der Steifigkeit des Follikels auf die Biegung und auftretenden Spannungen analysieren zu können, wurden Follikel mit verschiedenen E-Moduln simuliert. Dabei wird der Bereich von 1 MPa bis 10 GPa untersucht. Der E-Modul der analysierten Vibrissen beträgt 7,36 GPa (siehe Kapitel 5.2).

## 6.2.2 Simulationen

### Einfluss der Kraft

In Abbildung 6-2 sind die Biegelinien und Vergleichsspannungen für den Hohlkegel mit nachgiebiger Lagerung beispielhaft für den Kraftangriffspunkt  $F_3$  bei verschiedenen Kräften dargestellt. Sowohl die Durchbiegung als auch die Vergleichsspannung weisen eine lineare Abhängigkeit von der angreifenden Kraft auf. Der Verlauf beider Parameter erinnert an die Diagramme der Struktur 3. Die Spannung steigt bereits innerhalb der Lagerung an und erreicht wenige Millimeter nach dem Austritt der Kegelstruktur aus der Lagerung ihr Maximum, bleibt einige Zentimeter nahezu konstant, um dann bis zum Kraftangriffspunkt auf Null abzufallen.

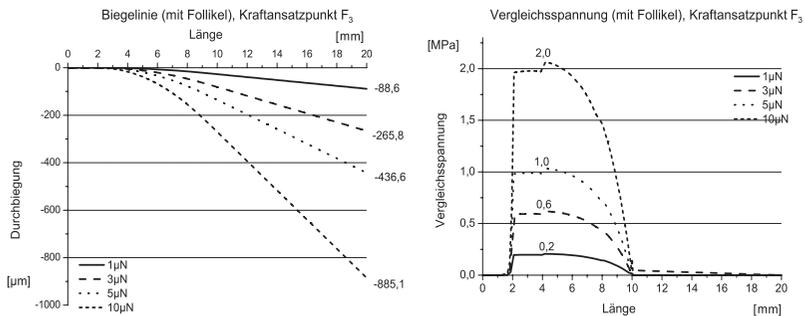


Abbildung 6-2: Biegelinien und Vergleichsspannungen der Struktur 5 (Kraftansatzpunkt  $F_3$ )

### Einfluss des Kraftangriffspunktes

Ebenso wie für die Strukturen mit fester Lagerung zeigt sich für die Struktur 5 eine starke Abhängigkeit der analysierten Parameter Durchbiegung und Vergleichs-spannung von dem Kraftangriffspunkt.

### Einfluss des E-Moduls

Die in Abbildung 6-3 dargestellte Detailbetrachtung der verkürzten Vibrisse 6 entspricht einer Betrachtung des Kraftangriffspunktes  $F_2$  (bei 5 mm) der Struktur 5. Vorteile einer Betrachtung der verkürzten Vibrisse sind die deutlich kürzeren Berechnungszeiten der Software Ansys®. Über die kürzere Vibrissenlänge

erfolgt eine größere Kraftübertragung hin zur Lagerung im Gegensatz zu den bei längeren Strukturen auftretenden starken Verformungen im Spitzenbereich.

Mittels dieser Simulation wird der Einfluss der Steifigkeit der Lagerung auf die Biegelinien analysiert. Der E-Modul der Lagerung wird im Bereich 1 MPa bis 10 GPa variiert bei gleich bleibendem E-Modul des Biegestabes von 7,36 GPa.

Aus Abbildung 6-3 (oben) wird der Einfluss des E-Moduls auf die Durchbiegung des Tasthaares sichtbar: je geringer der E-Modul, desto größer die Durchbiegung. Allerdings sind diese Unterschiede außerhalb der Lagerung minimal. Abbildung 6-3 (unten) zeigt Detailbetrachtungen der Durchbiegung innerhalb der Lagerung.

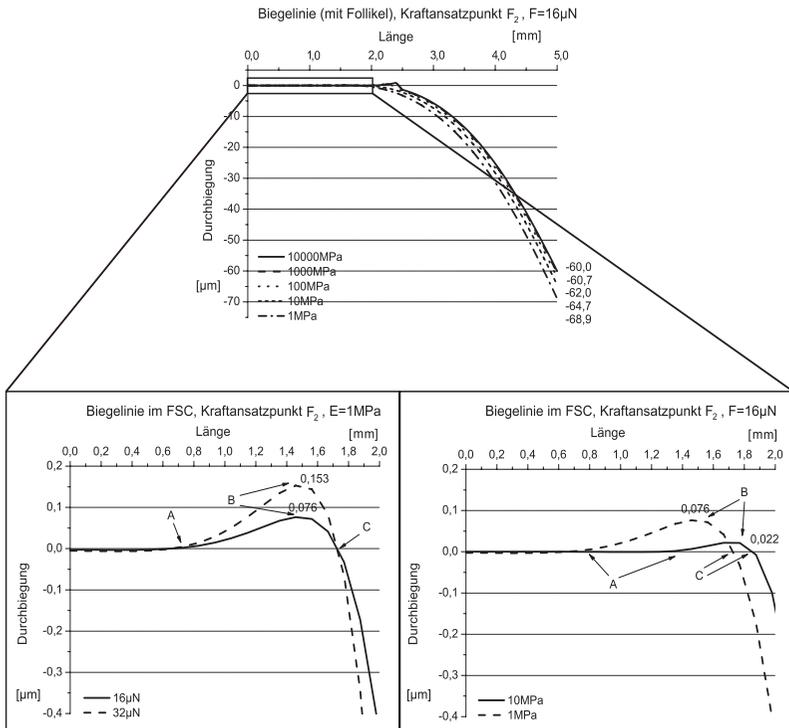


Abbildung 6-3: Einfluss des Elastizitätsmoduls auf die Biegelinien der Struktur 6; Lagerung bis 2 mm; oben: Übersicht, unten links: Einfluss der Kraft; unten rechts: Einfluss E-Modul

Auch innerhalb der Lagerung treten geringe Durchbiegungen des „Haarschaftes“ in Abhängigkeit des E-Moduls auf. Hier erfolgt zunächst eine Auslenkung des Biegebalkens in entgegengesetzter Richtung. Je kleiner der E-Modul der Lagerung desto größer die Auslenkung. Punkt B (maximale Auslenkung), ebenso wie die charakteristischen Punkte A (Beginn der Durchbiegung) und C (Umkehr der Biegerichtung), verschieben sich bei steigendem E-Modul nach außen. Bei konstantem E-Modul ändert sich das Maximum der Auslenkung innerhalb der Lagerung proportional zu der angreifenden Kraft (Abb. 6-3, unten links). Die Lage der charakteristischen Punkte A bis C bleibt dabei unverändert.

### 6.2.3 Diskussion

Zusätzlich zu den Betrachtungen mit fester Einspannung wurde ein kegelförmiger Biegebalken an der Basis mit einem Zylinder variabler Steifigkeit umgeben und die charakteristischen Biegelinien und Vergleichsspannungen innerhalb und außerhalb der Lagerung betrachtet. Neben Außenkontur und Querschnittsform wirkt sich auch die Art der Lagerung wesentlich auf die analysierten Parameter aus. Über eine Veränderung des E-Moduls der Lagerung wurden verschiedene Steifigkeiten simuliert. Der E-Modul hat einen unerheblichen Einfluss auf die Durchbiegung außerhalb der Lagerung und beeinflusst die Spannungen entlang des Haarschaftes in diesem Bereich im Verlauf und in den Beträgen nur unwesentlich. Eine Erhöhung der Steifigkeit des Lagers führt zu einer geringen Verminderung der Durchbiegung. Weiterführende Analysen mit höheren E-Moduln des Lagers könnten durchgeführt werden. Da im biologischen Vorbild die Rezeptoren im Bereich des Follikels angeordnet sind, wurde der Bereich der Lagerung auch im Modell detaillierter analysiert (Abb. 6-3).

Betrachtet man die Ausprägung der maximalen Auslenkung innerhalb der Lagerung (Abb. 6-3) und vergleicht diese mit der Anordnung der Mechanorezeptoren am biologischen Objekt (Abb. 4-5), so entstehen die Maxima in dem Bereich, in dem ein Großteil der Rezeptoren lokalisiert ist. Merkelzellen, freie Nervenendigungen und lanzettförmige Endigungen liegen in

der apikalen Hälfte des Follikels in Höhe des Ringwulstes, während lediglich der Pilo-Ruffini-Komplex mehr basal lokalisiert ist. Vor allem die Merkelzellen sind dicht mit dem Haarschaft assoziiert und sprechen somit selbst auf kleinste Auslenkungen an. Die Auslenkung innerhalb der Lagerung ist abhängig von der angreifenden Kraft. Der Einfluss des Kraftangriffspunktes wiederum spiegelt sich in der maximalen Durchbiegung wieder, wobei bereits basisnah Unterschiede festzustellen sind. Im Bereich der Austrittsstelle des Haarschaftes aus der Haut sind weitere Merkelzellen positioniert, welche auf größere Auslenkungen ansprechen. Bei gleich bleibender Steifigkeit der Lagerung werden bei unterschiedlichen Kräften bzw. Kraftangriffspunkten entlang des Haarschaftes die gleichen Mechanorezeptoren unterschiedlich stark gereizt. Die Richtung aus der eine Kraft angreift wird durch die Lokalisation der aktivierten Mechanorezeptoren wahrgenommen.

Eine Veränderung des E-Moduls und die damit verbundene Variation der Steifigkeit der Lagerung resultiert in einer Verschiebung des charakteristischen Biegelinienverlaufes innerhalb der Lagerung. Bei einer Erhöhung der Steifigkeit (gleicher Kraftbetrag am gleichen Angriffspunkt) wird das Maximum der Auslenkung reduziert und in apikale Richtung verschoben. Somit wird die Sensitivität des Systems aktiv beeinflusst.

Dynamische Eigenschaften des biologischen Systems wurden in der vorliegenden FEM-Analyse nicht untersucht und sollten in weiterführenden Arbeiten betrachtet werden.

## **6.3 Geregelter mechanisches System**

### **6.3.1 Vorbemerkungen**

#### **Zielstellung**

Während eine Analyse der Funktionseinheit aus Haarschaft und Follikel-Sinus-Komplex als Lagerung mit Hilfe verhaltensbiologischer Experimentalaufbauten möglich ist und der elastomechanische Anteil des Gesamtsystems (Haarschaft) sehr gut experimentell untersucht werden kann, bestehen nach wie vor

Forschungslücken bezüglich der genauen Funktionsweise des Follikel-Sinus-Komplexes. Einige Ansätze zur experimentellen Analyse wurden entwickelt (Kapitel 8.2), werden aber im Rahmen der vorliegenden Arbeit nicht weiter verfolgt. Vielmehr soll die Lagerung abstrakter dargestellt werden, da das Ziel nicht die eins-zu-eins Kopie des biologischen Vorbildes ist, sondern eine Einschätzung der für die Erfüllung der Grundfunktionen benötigten strukturellen Bedingungen. Die im Kapitel 4.5 aufgestellten Funktionshypothesen zum Follikel-Sinus-Komplex werden daher durch eine deduktive Vorgehensweise der Modellbildung analysiert.

Ziel dieser Modellbildung ist es, ein mechanisches Modell zu entwickeln, welches die entscheidenden Grundprinzipien des biologischen Vorbildes „Tasthaar-Sinnessystem“ widerspiegelt. Folgende charakteristischen Eigenschaften sollen dabei umgesetzt werden:

- Das mechanische Modell reagiert auf kleine Störungen von außen.
- Eine andauernde Erregung, wie bei den Tasthaaren z.B. durch Wind, Eigenbewegung des Tieres oder eine aktive Bewegung der Haare ausgelöst wird, soll ausgegletzt werden (keine bzw. vorgegebene Bewegung der Haare).
- Das bedeutet, dass gleich bleibende Reize heraus gefiltert und lediglich Änderungen der Erregerkraft wahrgenommen werden sollen. Dieses Vorgehen entspricht der Adaption, einer Anpassung der Empfindlichkeit biologischer Rezeptoren an gleich bleibende Reize (siehe auch Kapitel 2.5).
- Lässt der äußere Reiz bzw. die Erregerkraft nach, soll das System möglichst schnell in seinen Ausgangszustand zurückkehren.
- Selbst nach einer sehr starken Erregung (vgl. Katze, die sich durch ein Loch im Zaun zwängt) soll das modellierte System sensitiv bleiben und auf kleinste Erregungen ansprechen. So genannte Refraktärzeiten, in denen das System nicht auf äußere Störungen anspricht, müssen vermieden bzw. minimiert werden.

- Das Modell soll es ermöglichen, sowohl statisches als auch dynamisches (vgl. aktives Whiskern) Systemverhalten zu simulieren.

### **Stand des Wissens**

In der Literatur werden einige mechanische bzw. elektromechanische Modelle des Tasthaar-Sinnessystems vorgestellt. Meist werden jedoch konkrete Umsetzungen diskutiert und in verschiedenen Versuchsreihen auf ihre Funktionalität getestet. Ein detailliertes elektromechanisches Modell des Tasthaar-Sinnessystems stellten Mitchinson [2004] vor. In dieser Arbeit wurden der Haarschaft, die einzelnen FSC-Schichten und zwei Mechanorezeptortypen modelliert. Ziel war es, den Signalübertragungsweg von den Vibrissen zu den Barrels im Cortex besser zu verstehen. Dieses Modell wurde später von Pearson [2005] für die Entwicklung eines haptischen Sensorarrays zur Anwendung in der mobilen Robotik genutzt. Eine Vielzahl von Arbeitsgruppen beschäftigt sich auch mit der Modellierung und Simulation verschiedener neuronaler Szenarien, mit dem Ziel, die komplexe Signalübertragung und -verarbeitung zu verstehen und Lernalgorithmen zu entwickeln [z.B. Fend, 2004a; Seth, 2004]. Eine auf die Grundprinzipien des Vibrissensystems beschränkte Umsetzung beschreiben Wijaya & Russel [2002]: ein gerader Draht mit einer Kugel an der Spitze wird an einer Rückstellfeder befestigt. Als Sensorelement dient ein Potentiometer nahe der Basis. Auch bei dieser Arbeit von Wijaya & Russel [2002] handelt es sich bereits um eine konkrete Umsetzung, die aber dem hier angedachten Modell bezüglich der Orientierung an grundlegenden Funktionsprinzipien sehr nahe kommt. Ausgehend von der allgemeinen Biegebalkentheorie diskutiert Birdwell [2007] ein Modell mit einem zylindrischen Biegebalken und erweitert dieses auf kegelförmige Strukturen. Beide Strukturen sind an der Basis fest gelagert.

Behn [2005a, b; 2007a] stellt ein mechanisches Modell der Tasthaare von Spinnentieren vor. Dieses Modell ist für eine Betrachtung der Tasthaare von Säugetieren ebenso geeignet und wurde basierend auf der Morphologie der Vibrissen und der in Abbildung 6-1 vorgestellten ersten Abstraktion der biologischen Strukturen und Grundprinzipien an die Fragestellung angepasst.

### **Methode**

Mit Hilfe des hier vorgestellten Modells soll keine detailgetreue Umsetzung des biologischen Vorbildes mit seiner vielschichtigen Lagerung vorgenommen werden. Vielmehr wurden Grundprinzipien modelliert. Der Einfluss unterschiedlicher Erregungsverläufe auf ein statisches und darüber hinaus ein dynamisches stiftführendes System wurde analysiert und verglichen. Verschiedene Simulationen sollten dabei helfen, die statischen und dynamischen Eigenschaften des Follikel-Sinus-Komplexes bezüglich der charakteristischen Funktionen der Objektlokalisierung und -charakterisierung sowie einer detaillierten Texturerkennung besser interpretieren zu können.

Da die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten experimentellen Analysen auf den Haarschaft beschränkt werden mussten, soll das Modellsystem Aussagen über die in der Lagerung auftretenden Kräfte bzw. Momente ermöglichen. Somit wird erwartet, dass dieses Modell erste Aussagen zur Übertragung der an der Tastspitze einwirkenden Kraftgrößen zu den in der Lagerung positionierten Sensoren erlaubt.

### **6.3.2 Mechanisches Modellbeispiel**

#### **Modelleigenschaften**

Als Taststab fungiert ein zylindrischer Körper der Länge  $L$  mit einer Masse  $m_2$  und einer Endmasse  $m_1$  (Abb. 6-4). Für eine dem biologischen Vorbild näher kommende Simulation wurde ohne Endmasse ( $m_1 = 0$ ) gerechnet. Für technische stiftführende Sensoren kann eine derartigen Endmasse jedoch von Nutzen bzw. zwingend notwendig sein (siehe Anwendung in Koordinatenmessgeräten). Der Taststab ist über ein Feder-Dämpfer-Element nachgiebig gelagert. Diese Lagerung korreliert mit der Befestigung der Vibrisse an der Haut (Austrittsstelle des Haares). Der Abstand  $l_a$  dieser Konstruktion zu der festen Lagerung ist ebenso wie die Feder- und die Dämpfungskonstanten  $c$  und  $d$  variabel. An der Basis ist der Taststab über ein Drehgelenk beweglich gelagert.

Als Störgrößen werden verschiedene Kräfte  $F(t)$  simuliert, die an der Taster Spitze angreifen. Bei der Kraft  $F(t)$  handelt es sich stets um eine horizontal

wirkende Kraft. Greift eine Erregerkraft  $F(t)$  an, wird der Taststab um den Winkel  $\varphi$  ausgelenkt. Ein spezieller Regler soll selbsttätig dafür sorgen, dass das System zu einem vorgegebenen Verhalten zurückkehrt. Um das System trotz Erregerkraft in definierte Bewegungsabläufe zu zwingen, wird ein Steuermoment  $M_u(t)$  erzeugt. Dieses Moment fasst zwei Prinzipien des biologischen Vorbildes für dieses Modell zusammen: die Einstellung der Steifigkeit durch eine Blutdruckänderung in den Sinus und das durch Muskelkontraktionen der intrinsischen Muskulatur erzeugte aktive Whiskern in bestimmten Frequenzbereichen.

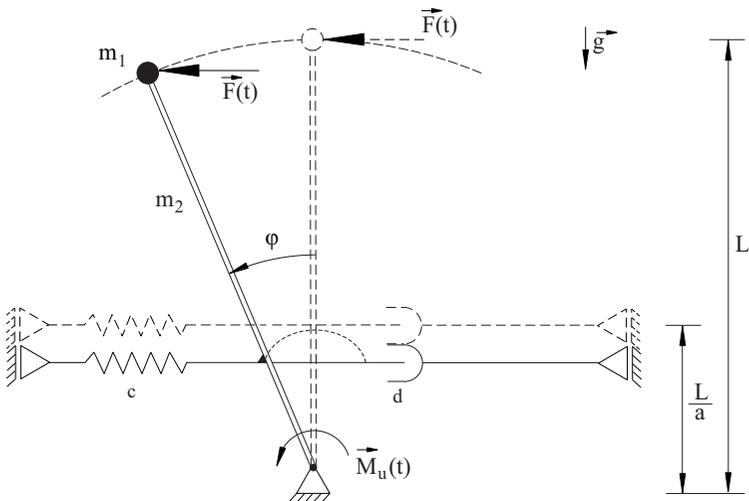


Abbildung 6-4: Mechanisches Modell der Vibrissen;  $F(t)$ ...einwirkende Kraft,  $M_u(t)$ ...Drehmoment der Lagerung,  $m_1$ ...Endmasse,  $m_2$ ...Masse des Stabes,  $c$ ...Federkonstante,  $d$ ...Dämpfungskonstante,  $L$ ...Gesamtlänge,  $a$ ...Abstand des Feder-Dämpfer-Elements zur Lagerung

### Systemgleichungen

Zur Herleitung der Systemgleichungen wird der Taststab freigestellt und die dort wirkenden Kräfte markiert (Abb. 6-5).

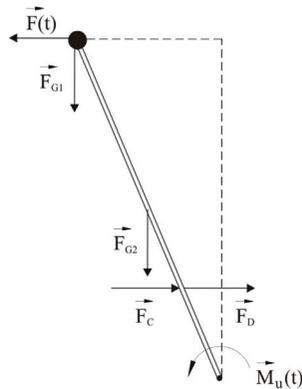


Abbildung 6-5: Freigestellter Taststab mit Kräften

Die Bewegungsdifferentialgleichung wird mit dem Drehimpulssatz für die Koordinate  $\varphi$  hergeleitet. Mit der Transformation

$$\varphi_1 := \varphi; \varphi_2 := \dot{\varphi} \quad (12)$$

erhält man das folgende Differentialgleichungssystem 1. Ordnung (für  $a=3$ ). Die Transformation ist für eine spätere Simulation in Matlab® zwingend:

$$\begin{pmatrix} \varphi_1 \\ \varphi_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 1 \\ 0 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \varphi_1 \\ \varphi_2 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0 \\ \frac{\sin(\varphi_1)gL}{J_0} \left( m_1 + \frac{m_2}{2} \right) - \frac{cL^2}{9J_0} \sin(\varphi_1)\cos(\varphi_1) - \frac{dL^2}{9J_0} \cos(\varphi_1)^2 \varphi_2 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0 \\ \frac{L}{J_0} \cos(\varphi_1) \end{pmatrix} F(t) + \begin{pmatrix} 0 \\ \frac{1}{J_0} \end{pmatrix} M_u(t) \quad (13)$$

- $\varphi_1$  ... Auslenkung
- $\varphi_2(t) = \dot{\varphi}_1(t)$
- $g$  ... Erdbeschleunigung [9,81 m/s<sup>2</sup>]
- $J_0$  ... Massenträgheitsmoment bzgl. Lagerung
- $m_1$  ... Endmasse
- $m_2$  ... Masse des Taststabes
- $L$  ... Länge des Taststabes
- $F$  ... Erregerkraft
- $M_u$  ... Drehmoment

**Regelung, nach Behn [2005a]**

Ein Regler soll das Systemverhalten so beeinflussen, dass das System zu seinem vorgegebenen Verhalten zurückkehrt. Der Einfluss der Störgröße  $F(t)$  wird minimiert. Dabei wird der vorgegebene Soll-Wert ständig mit dem aktuellen Ist-Wert verglichen. Der Unterschied dieser beiden Größen bzw. die Abweichung oder der Fehler des Systemverhaltens induziert eine Veränderung der Stellgröße (Steuerdrehmoment), welche die Störgröße kompensiert und das ursprüngliche Systemverhalten wieder herstellt. Dabei wird ein Toleranzbereich  $\lambda$ , in dem sich das Systemverhalten abspielen darf, definiert. Es wird nicht auf eine exakte Bahnreferenzverfolgung fokussiert, sondern auf ein vereinfachtes Konzept bei dem ein Fehler vorgegebener Größe toleriert wird. Dieses Konzept führt auf folgende einfache Regelstrategiestruktur [Behn, 2007b]:

$$e(t) := \varphi_1(t) - y_{\text{ref}}(t) \quad (14)$$

$$M_u(t) = -k(t)e(t) - \kappa k(t)\dot{e}(t) \quad (15)$$

$$\dot{k}(t) = \gamma \max\{0, \|e(t)\| - \lambda\}^2 \quad (16)$$

Der Fehler  $e(t)$  ergibt sich aus der Differenz des tatsächlichen Systemverhaltens  $\varphi(t)$  und der vorgegebenen Systemantwort  $y_{\text{ref}}(t)$ , (14).

Das Rückführungsgesetz bzw. die Berechnungsvorschrift für das Steuerdrehmoment wird in (15) definiert. Diese ist zusätzlich abhängig von dem Parameter  $k(t)$ , dem sog. Verstärkungsparameter, der sich über eine Differentialgleichung (16) berechnen lässt. Ist der Fehler im  $\lambda$ -Bereich von  $y_{\text{ref}}$  gilt  $\dot{k}(t) = 0$ , d.h. die Reglerverstärkung ist ausreichend. Befindet sich der Fehler außerhalb des  $\lambda$ -Bereiches, muss  $k(t)$  mittels der Differentialgleichung wachsen. Somit stellt (16) die regelungstechnische Übersetzung der Adaption dar.

### 6.3.3 Simulationen

#### Ziel der Simulationen

Ein Hauptziel der Simulationen ist die Evaluation der Unterschiede zwischen einem statischen und einem dynamischen System. Das Systemverhalten (Referenzsignal) wird folgendermaßen definiert:

1. Statisches System (Abb. 6-6, links)

$$y_{\text{ref}} = 0 \rightarrow \lambda \text{- Stabilisierung}$$

2. Dynamisches System (Abb. 6-6, rechts)

$$y_{\text{ref}} = \sin(t) \rightarrow \lambda \text{- Bahnverfolgung}$$

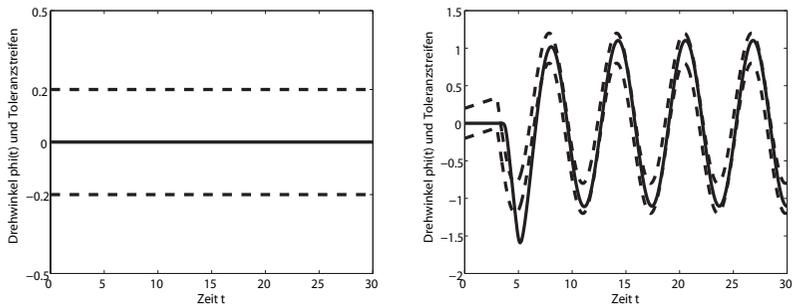


Abbildung 6-6: Systemverhalten, durchgezogene Linie... tatsächliches Systemverhalten, gestrichelte Linie... Toleranzbereich  $\lambda$ ; li: statisch, Stabilisierung der Nulllage; re: dynamisch, vorgegebene Sinusschwingung

Mit Hilfe verschiedener Simulationen, die sich durch die Variation folgender Parameter unterscheiden, soll der Einfluss eben dieser Parameter auf das Systemverhalten und die auftretenden Drehmomente identifiziert werden:

- $F(t)$  ... Verlauf der Erregerkraft,
- $a$  ... Position der in der Steifigkeit einstellbaren Lagerung,
- $m_1$  ... Endmasse.

Die Systemparameter  $m_2$ ,  $L$ ,  $c$  und  $d$  werden für alle Simulationen konstant gehalten und folgendermaßen belegt:

- $m_2 = 1$ ;  $L = 1$ ;  $c = 10$ ;  $d = 5$

Diese und alle im Weiteren aufgeführten Parameter werden dem SI-System zugeordnet und im Rahmen der Simulationen einheitenlos betrachtet.

Des Weiteren soll analysiert werden, in wie weit sich der Regler für die Simulation eines mechanischen Modells des Tasthaar-Sinnessystems eignet. Der vorgegebene Toleranzbereich des Systemverhaltens beträgt:

- $\lambda = 0,2$

Ausgewertet werden folgende Parameter:

- $\varphi(t)$  ... Systemverhalten
- $e(t)$  ... Abweichung des tatsächlichen Systemverhaltens von dem vorgegebenen Verlauf (Fehler)
- $k(t)$  ... Reglerverstärkung
- $M_U(t)$  ... Steuerdrehmoment, welches nötig ist, um das vorgegebene Systemverhalten herzustellen

### **Einfluss der Erregerkraft**

Für die Simulationen wurden verschiedene Erregerkräfte  $F(t)$  definiert, welche apikal an dem Taststab angreifen. In Abbildung 6-7 sind folgende Kraftverläufe graphisch dargestellt:

- Plötzlich auftretende, für einen definierten Zeitraum konstante Kraft (z.B. plötzlicher Windstoß)

$$F_1(t) = 0 \quad \text{für } 0 \leq t < 5 \text{ und } t \geq 15$$

$$F_1(t) = 5 \quad \text{für } 5 \leq t < 15$$

- Langsam aufbauende Kraft mit konstantem Anstieg (z.B. Vorbeistreichen an einem Objekt)

$$F_2(t) = 0 \quad \text{für } 0 \leq t < 5 \text{ und } t \geq 15$$

$$F_2(t) = 0.5 t - 2.5 \quad \text{für } 5 \leq t < 15$$

- Es folgen vier periodische Kraftverläufe, anhand derer der Einfluss der Frequenz und der Amplitude einer von außen auf das Tasthaar wirkenden Schwingung (vgl. Texturanalyse einer gleichmäßigen Oberfläche) analysiert werden soll.

$$F_3(t) = \sin(t)$$

$$F_4(t) = 5 \cdot \sin(t)$$

$$F_5(t) = \sin(3 \cdot t)$$

$$F_6(t) = 5 \cdot \sin(3 \cdot t)$$

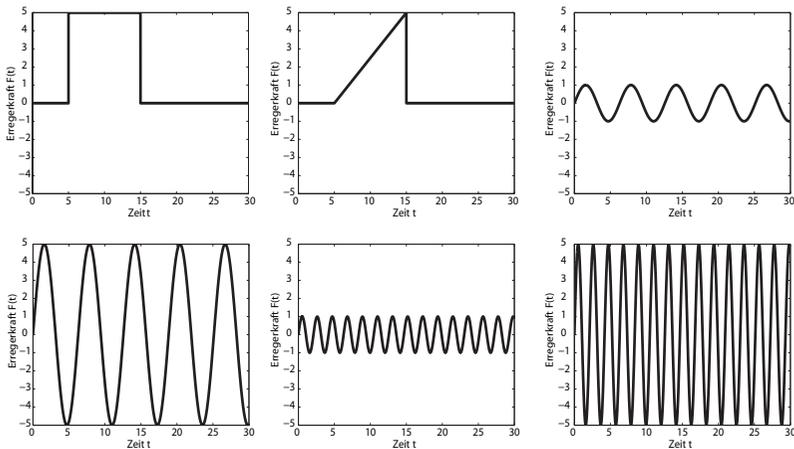


Abbildung 6-7: Verlauf der Erregerkräfte; oben:  $F_1(t)$ ,  $F_2(t)$ ,  $F_3(t)$ ; unten:  $F_4(t)$ ,  $F_5(t)$ ,  $F_6(t)$

### *Einfluss der Erregerkraft auf ein statisches System*

Befindet sich das System mit dem vorgegebenen Systemverhalten  $y_{ref} = 0$  in Ruhe, d.h. es greift keine Kraft an, so sind Drehmoment und Reglerverstärkung

gleich 0, da  $k(0) = 0$ . Greift hingegen an dem Taststab eine Kraft an, wird der Stab in Richtung der Kraft ausgelenkt. Um das vorgegebene Systemverhalten wiederherzustellen, ist ein entgegen der angreifenden Kraft wirkendes Drehmoment in der Lagerung nötig. Der Regler wird entsprechend seines Adaptionsgesetzes aufgebaut. Dabei gilt, je stärker die Auslenkung des Systems, d.h. je größer der Fehler, desto schneller baut sich der Regler auf. Die Reglerverstärkung wird beibehalten.

Wirkt eine Kraft auf den Taststab, deren Betrag kontinuierlich zunimmt (Abb. 6-8, unten), so ist dementsprechend zunächst eine geringere Auslenkung, ein kleineres Drehmoment und eine geringerer Anstieg der Reglerverstärkung als bei einer konstanten Kraft mit höherem Betrag (Abb. 6-8, oben) festzustellen. Am Maximalwert des Kraftbetrages erzeugen beide Kraftverläufe trotz fast doppelt so hoher Reglerverstärkung bei Simulation 1 dasselbe Drehmoment in der Lagerung.

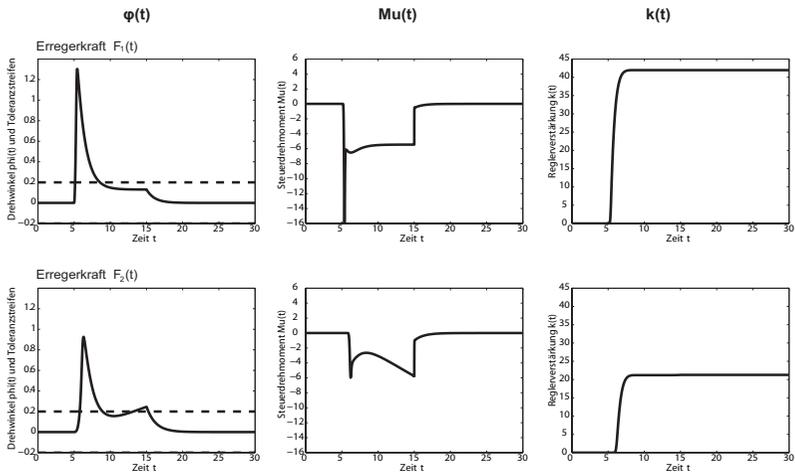


Abbildung 6-8: Einfluss der Kraft  $F(t)$  auf das statische System; Erregerkraft  $F_1(t)$  und  $F_2(t)$ , Systemverhalten, Drehmoment in der Lagerung und Reglerverstärkung der Simulationen 1 und 2; gestrichelte Linien in den Abbildungen des Systemverhaltens symbolisieren den Toleranzbereich  $\lambda$ ; Parameterbelegung:  $m_1 = 0$ ,  $m_2 = 1$ ,  $L = 1$ ,  $a = 3$ ,  $c = 10$ ,  $d = 5$

Eine periodische Erregung an der Tasterspitze ruft ein periodisches, antizyklisches Drehmoment in der Lagerung hervor (Abb. 6-9). Durch die eingestellte Reglerverstärkung kann das System innerhalb des Toleranzbereiches stabilisiert werden und führt in Abhängigkeit der einwirkenden Frequenz und Amplitude geringfügige Schwingungen aus.

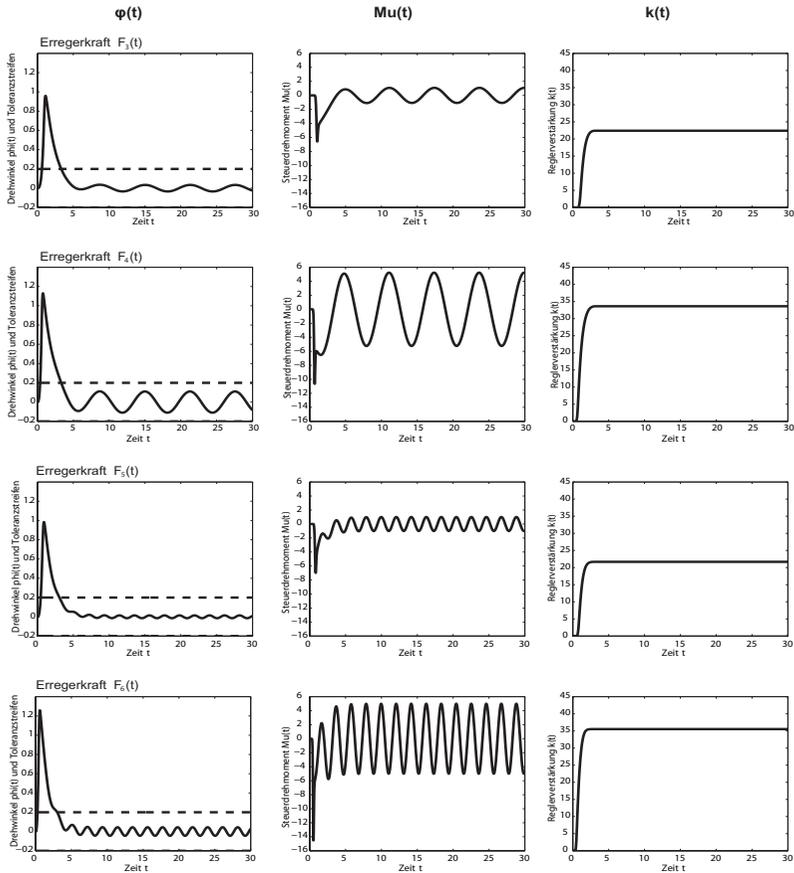


Abbildung 6-9: Einfluss der Kraft  $F(t)$  auf das statische System; Erregerkraft  $F_3(t)$ ,  $F_4(t)$ ,  $F_5(t)$ ,  $F_6(t)$ , Systemverhalten, Drehmoment in der Lagerung und Reglerverstärkung der Simulationen 3 bis 6; gestrichelte Linien in den Abbildungen des Systemverhaltens symbolisieren den Toleranzbereich  $\lambda$ ; Parameterbelegung:  $m_1 = 0$ ,  $m_2 = 1$ ,  $L = 1$ ,  $a = 3$ ,  $c = 10$ ,  $d = 5$

Ein Einfluss der Frequenz der anliegenden Schwingung zeigt sich lediglich bei größeren Schwingungsamplituden und führt zu einer Erhöhung der Reglerverstärkung. Je größer hingegen die Amplitude der auf den Taststab wirkenden Schwingung, desto größer sind Drehmoment und Reglerverstärkung.

### *Einfluss der Erregerkraft auf ein dynamisches System*

Für die Analyse eines aktiv schwingenden Systems ( $y_{\text{ref}} = \sin(t)$ ) wird zur Betrachtung des Systemverhaltens statt  $\varphi(t)$  der Fehler  $e(t)$  betrachtet, da die Abweichungen vom vorgegebenen Verlauf bei diesem Parameter deutlicher werden.

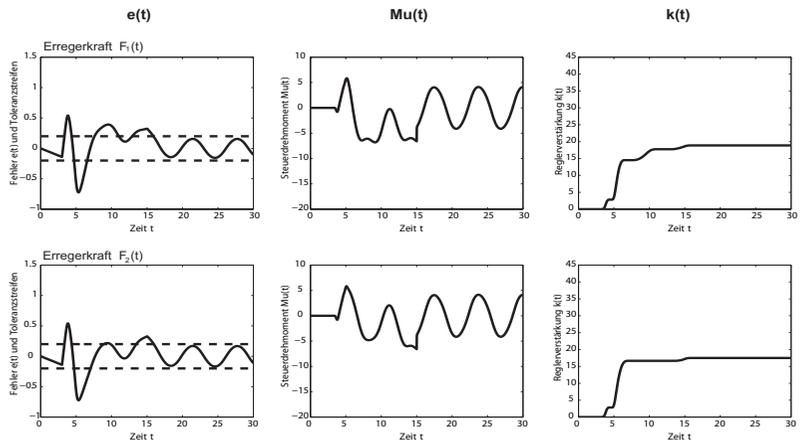


Abbildung 6-10: Einfluss der Kraft  $F(t)$  auf das dynamische System; Erregerkraft  $F_1(t)$ ,  $F_2(t)$ , Fehler, Drehmoment in der Lagerung und Reglerverstärkung der Simulationen 7 bis 8; Parameterbelegung:  $m_1 = 0$ ,  $m_2 = 1$ ,  $L = 1$ ,  $a = 3$ ,  $c = 10$ ,  $d = 5$

In Abhängigkeit der Schwingungsphase, in der sich das Modellsystem befindet, verstärkt eine an der Tastspitze einwirkende Kraft die Systembewegung oder wirkt ihr entgegen. Das Drehmoment muss in jeder Schwingungsphase neu angepasst werden. Dies erklärt die Sprünge im Verlauf der Reglerverstärkung (Abb. 6-10). Trotz der Nachregelung gelingt es bei dem dynamischen System bei gegebener Parameterbelegung nicht, das System im Toleranzbereich zu stabilisieren, solange eine Kraft einwirkt. Um eine Stabilisierung zu erreichen müsste der Vorfaktor  $\gamma$  des Regler-Adaptionsgesetzes erhöht werden.

Wirkt auf das dynamische System eine Erregerkraft in Form einer Schwingung gleicher Frequenz und Phase ( $F(t) = y_{rei}$ ), wird die Amplitude der Systemantwort  $\varphi(t)$  zunächst verstärkt (Abb. 6-11, oben). Dies resultiert in einem anti-phasischen Drehmoment gleicher Frequenz und einer amplitudenabhängigen, aber vergleichsweise geringen Reglerverstärkung.

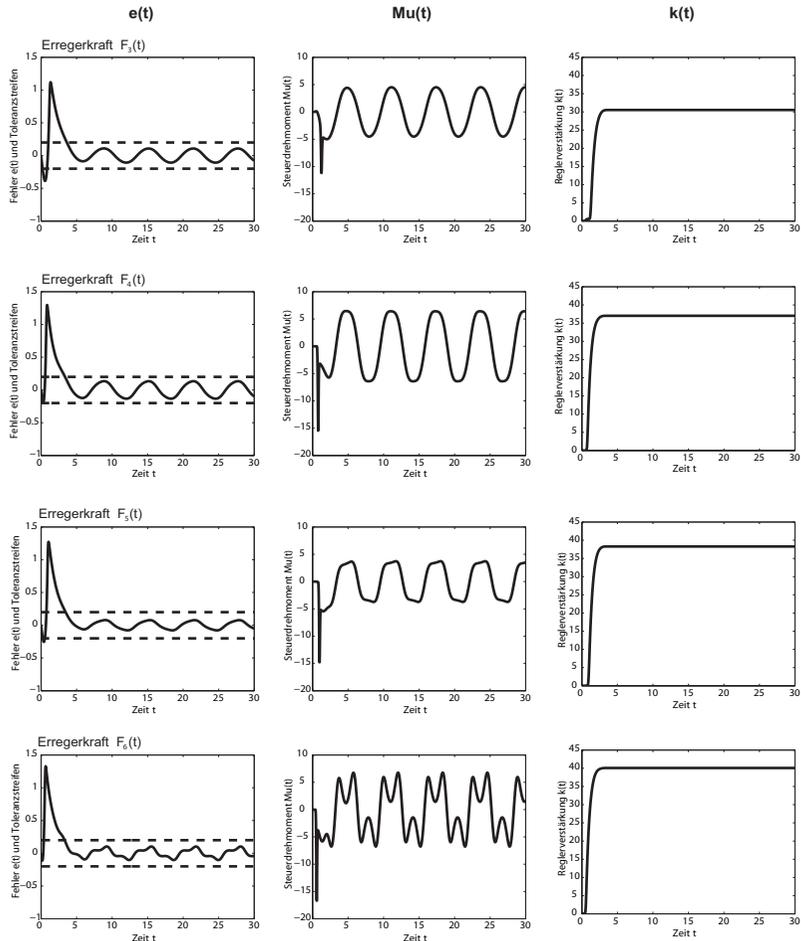


Abbildung 6-11: Einfluss der Kraft  $F(t)$  auf das dynamische System; Kraft  $F_3(t)$ ,  $F_4(t)$ ,  $F_5(t)$ ,  $F_6(t)$ , Fehler, Drehmoment in der Lagerung und Reglerverstärkung der Simulationen 9 bis 12; Parameterbelegung:  $m_1 = 0$ ,  $m_2 = 1$ ,  $L = 1$ ,  $a = 3$ ,  $c = 10$ ,  $d = 5$

Weist  $F(t)$  eine andere Frequenz (hier: verdreifacht) auf, überlagern sich die beiden Schwingungsverläufe (Abb. 6-11, unten). In Abhängigkeit von der Amplitude der einwirkenden Schwingung spiegelt sich die Überlagerung besonders deutlich im Drehmoment wider. Die Reglerverstärkung wird geringfügig erhöht.

*Einfluss der Amplitude (Vgl. statisches und dynamisches System)*

Um den Einfluss der Amplitude einer periodischen Schwingung bzw. des Maximalbetrages einer begrenzt einwirkenden Kraft zu analysieren, wurden folgende Amplituden ( $A$ ) simuliert:

- $A_1 = 20; A_2 = 5; A_3 = 1$

Als Erregerkräfte wurden oben beschriebene Kraftverläufe  $F_1(t)$ ,  $F_2(t)$ ,  $F_4(t)$  und  $F_6(t)$  bezüglich ihrer Amplituden variiert. In Abbildung 6-12 ist der Zusammenhang zwischen maximaler Reglerverstärkung und der maximal einwirkenden Kraft dargestellt. Wie erwartet steigt sowohl bei einem statischen als auch einem dynamischen Systemverhalten mit steigendem Kraftbetrag auch die Reglerverstärkung an. Diese Abhängigkeit zeigt sich sowohl bei periodischen Kraftverläufen als auch bei zeitlich begrenzt wirkenden Kräften. Die Reglerverstärkungen, die benötigt werden das dynamische System bei kurzzeitiger Krafteinwirkung zu stabilisieren, sind geringer als die zur Stabilisierung der Nulllage aufgewandten Verstärkungen. Bei periodischen Kraftverläufen ist dieser Zusammenhang nur bei großen Amplituden zu beobachten. Nähert sich die Amplitude der einwirkenden Kraft an die Amplitude des vorgegebenen Systemverhaltens, ist das dynamische System schwieriger in dem entsprechenden Toleranzbereich zu stabilisieren als das statische.

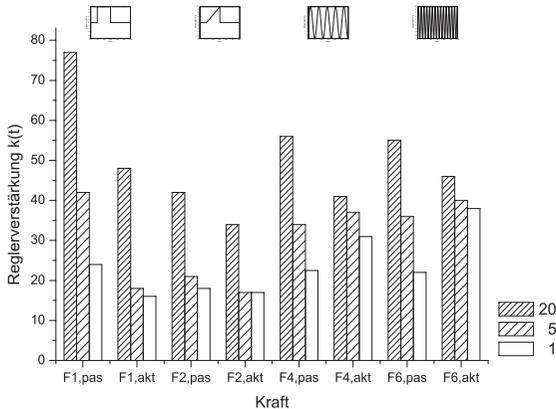


Abbildung 6-12: Maximale Reglerverstärkung in Abhängigkeit der Maximalkraft; Vergleich verschiedener Kraftverläufe und des statischen und dynamischen Systems;  $m_1 = 0$ ,  $m_2 = 1$ ,  $L = 1$ ,  $a = 3$ ,  $c = 10$ ,  $d = 5$

### Einfluss der Lagerposition

In folgendem Kapitel wird der Einfluss der Position der nachgiebigen Lagerung (Feder-Dämpfer-Elemente) auf das Modellsystem analysiert. Dabei nimmt der Parameter  $a$  folgende Werte an:

- $a = 1,5$ ;  $a = 2$ ;  $a = 3$  (Simulationen 1 bis 12);  $a = 10$  und  $a = 100$

Für  $a = 2$  befindet sich die Lagerung in der Hälfte des Taststabes.

Abbildung 6-13 stellt die Abhängigkeit der Reglerverstärkung von der Position der Lagerung für die Kraftverläufe  $F_1(t)$ ,  $F_2(t)$ ,  $F_4(t)$  und  $F_6(t)$  mit der Maximalamplitude 5 jeweils für das aktive und das passive Systemverhalten dar. Für das aktive System wurde zusätzlich der reine Einfluss der Lagerposition auf das Systemverhalten ( $F(t) = 0$ ) betrachtet.

#### *Einfluss der Lagerposition auf ein statisches System*

Je näher sich die nachgiebige Lagerung am Drehgelenk befindet, respektive je größer  $a$  ist, desto länger ist das freie Ende des Taststabes und desto größer ist der Einfluss der einwirkenden Kraft  $F(t)$  auf das Systemverhalten. Unabhängig von  $a$  bleibt der prinzipielle Verlauf der betrachteten Parameter  $\varphi(t)$ ,  $M_u(t)$  und  $k(t)$  gleich. Lediglich die Maximalwerte ändern sich, d.h. mit steigendem  $a$ ,

erhöhen sich Drehwinkel, Drehmoment und Reglerverstärkung. Dieser Zusammenhang ist nicht linear, der Unterschied zwischen  $a = 10$  und  $a = 100$  vernachlässigbar.

### *Einfluss der Lagerposition auf ein dynamisches System*

Mit Annäherung der nachgiebigen Lagerung an das Drehgelenk verlängert sich der eigentliche Taststab und die vorgegebene Sinusschwingung kann freier ausgeführt werden. Befindet sich die Lagerung am Ende des Taststabes ( $a = 1$ ) ist die Sinusschwingung selbst ohne Einwirkung einer äußeren Kraft durch die Fixierung des Stabes gestört. Erst ab  $a = 3$ , ähneln sich die Verläufe von  $\varphi(t)$ ,  $M_u(t)$  und  $k(t)$ .

Den größten Einfluss hat die Lagerposition bei einem statischen System auf das eine konstante Kraft einwirkt. Wirkt dieselbe Kraft auf das aktive System, ist die zur Stabilisierung benötigte Reglerverstärkung ab  $a = 2$  nur halb so groß.

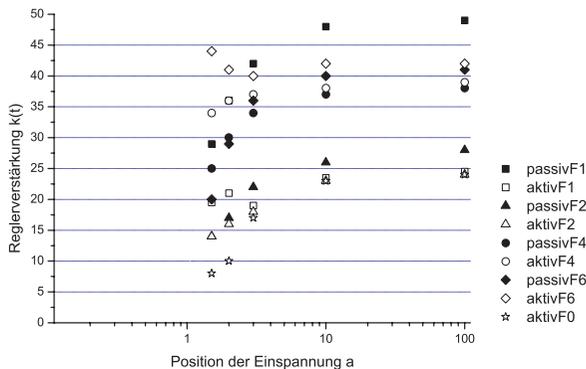


Abbildung 6-13: Reglerverstärkung in Abhängigkeit der Einspannposition  $a$  für verschiedene Kräfte ( $F_0$ ...keine Krafteinwirkung); Vergleich statische und dynamische Systeme;  $m_1 = 0$ ,  $m_2 = 1$ ,  $L = 1$ ,  $c = 10$ ,  $d = 5$

### **Einfluss der Endmasse $m_1$**

Die Ausbildung einer Endmasse  $m_1$  an der Tasterspitze kommt bei dem betrachteten biologischem Objekt nicht vor, kann aber für technische Umsetzungen durchaus interessant sein. Im Folgenden wird der Einfluss einer Endmasse auf das Modellsystem analysiert.

Dabei nimmt der Parameter  $m_1$  folgende Werte ein:

- $m_1 = 0$  (Simulationen 1 bis 12);  $m_1 = 0,25$ ;  $m_1 = 0,5$ ;  $m_1 = 0,75$ ;  $m_1 = 1,0$

Auch der Einfluss der Endmasse wurde für die Kraftverläufe  $F_1(t)$ ,  $F_2(t)$ ,  $F_4(t)$  und  $F_6(t)$  mit der Maximalamplitude 5 jeweils für das aktive und das passive Systemverhalten analysiert (Abb. 6-14).

#### *Einfluss der Endmasse auf ein statisches System*

Mit steigender Endmasse  $m_1$  steigen bei vorgegebenem Systemverhalten  $y_{\text{ref}} = 0$  und dem genannten Kraftverlauf der Drehwinkel, das Drehmoment und die Reglerverstärkung linear an ( $R^2 = 0,998$ ).

#### *Einfluss der Endmasse auf ein dynamisches System*

Der Einfluss einer Endmasse auf ein schwingendes System ist selbst ohne zusätzlich einwirkende äußere Kraft erheblich. Infolge der Gewichtskraft  $F_{G1}$  ist mit steigendem  $m_1$  ein höheres Drehmoment nötig, um das vorgegebene Systemverhalten  $y_{\text{ref}} = \sin(t)$  zu realisieren. Je größer  $m_1$  desto größer sind  $\varphi(t)$ ,  $M_u(t)$  und  $k(t)$ .

Bei kurzzeitig einwirkenden, impulsartigen Kräften sind statische Systeme schwieriger zu stabilisieren als dynamische. Eine Rückkehr in einen gleichmäßigen Schwingungszustand ist mit einer geringeren Reglerverstärkung möglich. Wirken jedoch periodische Kräfte von außen auf das System, überlagern sich zwei Schwingungen. Die Stabilisierung einer vorgegebenen Schwingung ist deutlich schwieriger als die Stabilisierung der Nulllage. Je höher die Frequenz der angreifenden Schwingung, desto höher ist die benötigte Reglerverstärkung.

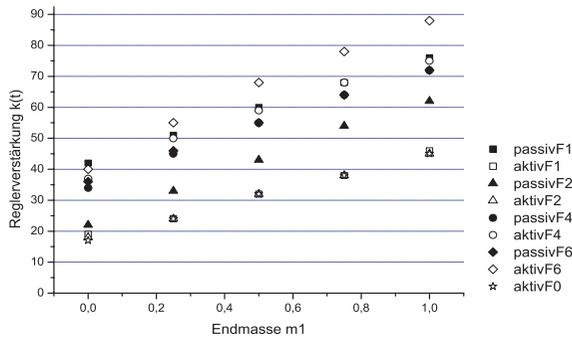


Abbildung 6-14: Reglerverstärkung in Abhängigkeit der Endmasse  $m_1$  für verschiedene Kräfte ( $F_0$ ...keine Kräfteinwirkung); Vergleich statische und dynamische Systeme;  $m_2 = 1$ ,  $L = 1$ ,  $a=3$ ,  $c = 10$ ,  $d = 5$

### 6.3.4 Diskussion

Das nach Behn [2005a, 2007a] veränderte mechanische Modell eines Taststabes eignet sich für die Analyse verschiedener Szenarien. Es ermöglicht die Simulation statischer und dynamischer Systeme und die vergleichende Betrachtung der Systemreaktion auf unterschiedliche von außen auf die Taster Spitze einwirkende Kräfte. Im biologischen System ebenso wie bei zu entwickelnden technischen Sensoren müssen diese äußerlich wirkenden Kräfte zu den in der Lagerung sitzenden Rezeptoren bzw. Sensorelementen weitergeleitet werden. Sowohl Kraftbetrag, als auch Krafttrichtung bzw. -verlauf müssen präzise bestimmt werden können (Identifikation). Bei den hier vorgestellten Simulationen wird das in der Lagerung auftretende Drehmoment  $M_u(t)$ , welches zur Ausführung des vordefinierten Systemverhaltens benötigt wird, herangezogen, um den Einfluss der einwirkenden Kräfte auf das System zu analysieren. Dieser Parameter bietet sich an, da er große Abhängigkeiten von dem Kraftbetrag, dem Kraftverlauf und dem vorgegebenen Systemverhalten aufweist.

Um eine Idee vom Verhältnis der Längen des (in Grenzen nachgiebig) fixierten Taststabes zu dem freien Taststab zu bekommen, wurde der Einfluss der Position eines Feder-Dämpfer-Elementes analysiert. Je länger der freie

Taststab respektive je näher die nachgiebige Lagerung am Drehgelenk positioniert ist, desto größer ist das benötigte Drehmoment zur Stabilisierung des Modellsystems. Ab einem Verhältnis von ca.  $\frac{1}{10}$ , d.h.  $\frac{9}{10}$  des Taststabes sind frei, spielt eine weitere Annäherung der Lagerung an das Drehgelenk keine Rolle mehr (Abb. 6-13). Nach Abschätzungen basierend auf Vermessungen des FSC [Klauer, 1999] und eigenen Vermessungen der Haarschäfte beträgt das Verhältnis zwischen Follikel-Sinus-Komplex und frei liegendem Haarschaft bei den Makrovibrissen des biologischen Beispiels zwischen  $\frac{1}{7}$  (ca. 3 mm FSC und 21 mm Haarschaft) und  $\frac{1}{12}$  (ca. 4 mm FSC und 48 mm Haarschaft).

Obwohl eine Masse am apikalen Ende des Taststabes im stetig wachsenden biologischen Objekt nicht vorkommt, könnte die Konstruktion einer derartigen Endmasse für technische Sensoren interessant sein. Die Ausführung der vorgegebenen Systemantwort wird bei dynamischen Systemen maßgeblich von der Endmasse beeinflusst. Je größer die Endmasse (simuliert wurden Massen zwischen 0 und 1, wobei auch der Taststab eine Masse  $m_2 = 1$  aufweist) ist, desto größer ist auch das Drehmoment. Zwischen der Reglerverstärkung und der Endmasse kann sowohl bei statischen als auch dynamischen Systemen ein positiver, linearer Zusammenhang beobachtet werden. Entscheidender Einflussfaktor hier ist die durch die Endmasse wirkende Gewichtskraft (Abb. 6-14).

Die in Kapitel 6.3.2 vorgestellte lambda-Regelung funktioniert sowohl bei periodischen, als auch bei zeitlich begrenzten Erregerkräften mit kleineren Amplituden (betrachtet wurden Amplituden bis 5) sehr gut. Nach einer anfänglichen Abweichung vom vorgegebenen Systemverhalten kann sowohl das statische als auch das dynamische Modell schnell innerhalb der Toleranzgrenzen stabilisiert werden. Dies bedeutet, dass gleichmäßige Kräfte mit kleiner Amplitude, wie sie z.B. durch leichten Wind oder Eigenbewegung ausgelöst werden, gut ausgeglichen werden können, so dass eine Adaption der Rezeptoren vermieden werden kann.

Plötzlich auftretende Kräfte mit der hier betrachteten relativen Amplitude von 20, die einen begrenzten Zeitraum auf das System wirken, ebenso wie

Sinusschwingungen mit großen Amplituden können nicht komplett ausgeregelt werden. Innerhalb des vorgegebenen Zeitintervalls kann trotz deutlich erhöhter Reglerverstärkung und Nachregelung weder das statische noch das dynamische Modell im Toleranzbereich stabilisiert werden. Um eine Stabilisierung auch bei großen Amplituden zu erreichen müsste der Vorfaktor (siehe (16)) im Adaptionsgesetz des Reglers angepasst werden.

### **Gegenüberstellung von Kraft und Reaktion**

Mit den im Rahmen der vorliegenden Analysen verwendeten Parameterbelegungen lassen sich folgende Zusammenhänge zwischen der Kraft und der Reaktion (ausgedrückt im Drehmoment und der zur Stabilisierung nötigen Reglerverstärkung) in Abhängigkeit vom Systemverhalten feststellen:

#### *Dynamische Systeme:*

- Stärkste Reaktion auf dynamische Kräfte (Überlagerung von Schwingungen)
- Bei plötzlich angreifenden und zeitlich begrenzt wirkenden Kräften ist dieselbe Regelung zur Stabilisierung der Systemantwort erforderlich, wie rein zur Einstellung des vorgegebenen Systemverhaltens ( $F(t) = 0$ )
- Bessere Wahrnehmung von Schwingungen mit niedrigen Amplituden

#### *Statische Systeme:*

- Stärkste Reaktion auf plötzlich angreifenden und zeitlich begrenzt wirkenden Kräfte (v.a. der Kräfte mit konstanter Amplitude)
- Reaktion auf Schwingungen unabhängig von deren Frequenz
- Bessere Wahrnehmung von Schwingungen mit niedrigen Amplituden

### Grenzen des Modells

Das vorgestellte Modell ermöglicht die Simulation statischer und dynamischer Systeme, welche sensitiv auch auf geringe Störungen von außen reagieren. Nach einer Erregung wird die Rückkehr in den Ausgangszustand mit Hilfe des verwendeten Reglers realisiert. Gleich bleibende Erregungen werden durch die Einstellung eines vorgegebenen Systemverhaltens ausgeglet.

Trotz der Regelung und Stabilisierung des Systems in vorgegebenen Toleranzbereichen muss ein derartiger taktiler Sensor sensitiv bleiben und auch geringe Änderungen im Kraftverlauf wahrnehmen können. Um die verwendete lambda-Regelung bezüglich dieser Anforderung zu testen, wurde ein weiterer Kraftverlauf simuliert. Eine gleichmäßige Sinusschwingung wird plötzlich kurzzeitig von einer Amplitudenerhöhung unterbrochen (Abb. 6-15, links):

$$\text{> } F_7(t) = (1 + 3 e^{-(0,5 * (t - 20,5)^2)}) \cos(t)$$

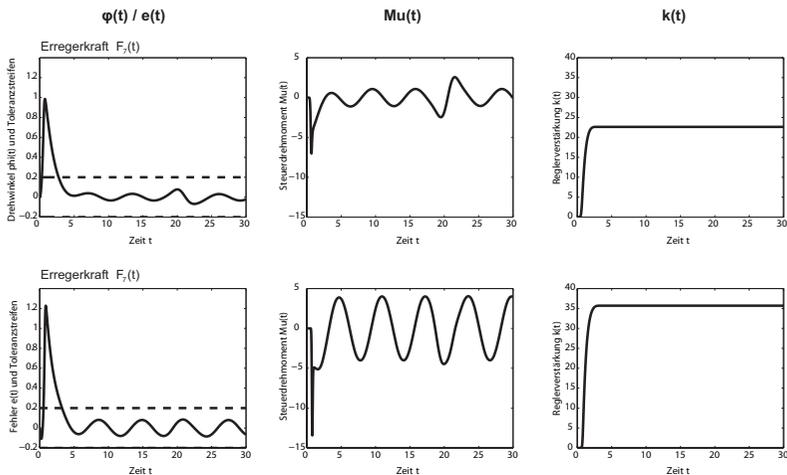


Abbildung 6-15: Analyse der lambda-Regelung bezüglich Systemverhalten bei kleinen Störungen; Erregerkraft, Systemverhalten bzw. Fehler, Steerdrehmoment und Reglerverstärkung; oben:  $y_{ref} = 0$ , unten:  $y_{ref} = \sin(t)$ ;  $m_1 = 0$ ,  $m_2 = 1$ ,  $L = 1$ ,  $a = 3$ ,  $c = 10$ ,  $d = 5$

Aus Abbildung 6-15 wird deutlich, dass die verwendete  $\lambda$ -Regelung so „gut“ ist, dass kleinere Störungen bzw. Änderungen im Kraftverlauf nicht mehr wahrgenommen werden – der Regler ist „taub“. Die Reglerverstärkung ist so groß, dass sowohl das statische als auch das dynamische System trotz Amplitudensprung bei der angreifenden Kraft innerhalb des Toleranzbereiches verbleiben. Lediglich über eine geringfügige Änderung im Drehmoment des statischen Systems wird die Störung registriert. Das Modellsystem ist nicht mehr ausreichend sensitiv, um weitere Störgrößen wahrzunehmen. Die gegenüber dem statischen System deutlich erhöhte Regelverstärkung des dynamischen Modellsystems wird benötigt, um die vorgegebene Bahnverfolgung zu realisieren.

Für weiterführende Analysen und Simulationen des durchaus geeigneten Modellsystems bietet sich die Überarbeitung des Reglers an. Die Reglerverstärkung sollte, nachdem das Systemverhalten in den Toleranzbereich zurückgekehrt ist, wieder verringert werden. Somit wäre die Ansprechbarkeit des Systems abgesehen von einer geringen Refraktärzeit selbst auf kleinere Störsignale gesichert. Ein derartiger Regler wurde bereits von Behn [2007b, 2008] vorgestellt.



In der ganzen Natur ist kein Lehrplatz, lauter  
Meisterstücke.

*Johann Peter Hebel (1760-1826), dt. Schriftsteller*

## 7 Übertragung auf technische Umsetzungen

### 7.1 Anforderungen an technische Sensoren

„Bionik ist der Versuch von der Natur zu lernen. Dabei geht es um die Entwicklung von Innovationen auf der Basis der Erforschung natürlicher, evolutionär optimierter biologischer Strukturen, Funktionen, Prozesse und Systeme.“ [von Gleich, 2007]. Basierend auf den Ergebnissen der biologischen Forschung sollen neue technische Systeme entwickelt bzw. bestehende technische Systeme optimiert werden, so dass sie dem von ständig neuen Innovationen geprägten Markt gerecht werden und die vielfältigen Anforderungen erfüllen.

Ziel der Entwicklungen im Bereich der Sensortechnik ist eine Leistungssteigerung der Sensoren und der nachgeschalteten Verarbeitungsebenen hinsichtlich folgender Parameter [Kenny, 2005]: Empfindlichkeit, maximale Nachweisgrenze, hohe Auflösung, breiter Dynamikbereich, hohe Selektivität, maximale Linearität, geringes Rauschen, kurze Ansprechzeit, minimale Hysterese.

Die fortschreitende Komplexität technischer Systeme bedingt neben der Leistungssteigerung der Sensorsysteme u.a. folgende Entwicklungstrends [von Gleich, 2007]:

- Miniaturisierung
- Integration von Sensoren und Signalverarbeitung (vgl. Single-Chip-Sensorsysteme)
- drahtlose Netzwerke
- selbstkalibrierende bzw. selbstüberwachende Systeme
- Multisensorsysteme.

Betrachtet man diese Anforderungen bzw. Trends und vergleicht sie mit den charakteristischen Eigenschaften biologischer Sinnesorgane (Kapitel 2.4), liegt der Gedanke nahe, sich Inspirationen aus der Natur zu holen.

Am Beispiel taktiler Mechanosensoren wurde folgender Weg vollzogen:

- Identifikation von Anwendungsszenarien und Optimierungsbedarf (Kapitel 3)
- Einschätzung der technisch relevanten Charakteristika des Tasthaar-Sinnessystems (Kapitel 4)
- Anwendung der Theorie des Reizleitungsapparates auf das Tasthaar-Sinnessystem zur Identifikation der funktionell relevanten strukturellen Komponenten (Kapitel 4)
- Erkenntnisgewinn zu den Struktur-Funktions-Zusammenhängen des biologischen Systems (Kapitel 5)
- Entwicklung eines mechanischen Modells und Simulationen verschiedener Systemeigenschaften (Kapitel 6).

Ziel einer Umsetzung des Vibrissensystems ist nicht der technische Nachbau des biologischen Vorbildes. Vielmehr werden die außergewöhnlichen Eigenschaften dieses Sinnesorgans basierend auf den eigenen experimentellen Analysen und der Literaturarbeit auf die funktionsrelevanten Grundprinzipien reduziert, um Optimierungs- bzw. Gestaltungsvorschläge für technische Umsetzungen unterbreiten zu können.

Die Optimierung vorhandener bzw. die Konstruktion neuartiger taktiler Sensoren kann ebenso wie die Betrachtung des biologischen Sinnessystems in drei Teilaufgaben unterteilt werden:

- die reizaufnehmende Struktur (äquivalent zum Haarschaft)
- das eigentliche Sensorelement (äquivalent zu den Mechanorezeptoren)
- die Lagerung oder Ankopplung (äquivalent zum Follikel-Sinus-Komplex)

## 7.2 Gestaltungsvorschläge für die reizaufnehmende Struktur

Die reizaufnehmende Struktur, der Taststab, stellt das Bindeglied zwischen dem technischen System und seiner Umgebung dar. Dieser Teil des Sensors bahnt oder verhindert bereits zahlreiche Prozesse, die einer optimierten Reizaufnahme dienen. Dazu gehören Reizübergang, Grobausrichtung und Kontrastverstärkung (siehe Abb. 4-5). Durch die Konstruktion der reizaufnehmenden Struktur wird die Gesamtleistung des Sensors erheblich beeinflusst. Angelehnt an die Erkenntnisse, die bei der Analyse des Vibrissensystems gewonnen wurden, werden nachfolgende Gestaltungsvorschläge unterbreitet. Diese sind neben funktionellen Betrachtungen noch auf Umsetzbarkeit und Kosten-Nutzen-Verhältnis zu prüfen.

### 7.2.1 Außenkontur

Wie in den experimentellen und theoretischen Betrachtungen (Kapitel 5) mehrfach belegt, bringt eine kegelförmige Außenkontur zahlreiche Vorteile für die taktile Wahrnehmung gegenüber einer zylindrischen Form mit sich. Ein entscheidender Vorteil ist die Einsparung von Material bei gleichzeitig außerordentlicher Sensitivität der Spitze. Selbst kleine Kräfte können durch die damit verbundene charakteristische Biegesteifigkeit wahrgenommen werden. Vergleichbare Auslenkungen werden bei anderen Außenformen nicht erreicht. Der Anstieg der Hüllgeraden sollte in Abhängigkeit des verwendeten Materials (E-Modul) gewählt werden. Je steifer das verwendete Material, desto flacher der Anstieg.

Zusätzlich zu der Kegelform sollte die Gesamtstruktur leicht vorgebogen sein. Ein gerader Biegebalken übt bei geringer Auslenkung sehr große axiale Kräfte auf sein kontaktiertes Objekt aus. Bei einem kritischen Wert der Axialkraft knickt der Biegebalken ab. Dem kann durch eine leichte Vorbiegung der Struktur vorgebeugt werden. Eine Vorbiegung führt zur Minimierung der Axialkräfte bei gleichzeitig stärkerer Auslenkung. Ein weiterer Vorteil bei vorgebogenen

kegelförmigen Strukturen ist im Schutz der äußerst biegeweichen und empfindlichen Aufnehmerspitze zu finden. Diese Schutzfunktion der kegelförmigen Außenkontur basiert auf der apikal abnehmende Biegesteifigkeit. Greift eine Kraft an, werden die schwächeren Anteile (spitzenwärts von der einwirkenden Kraft) in Krafrichtung verbogen. Somit kann der Kontakt zum Kraft ausübenden Objekt durch diese schwächeren Stellen verhindert werden. Statt einem flächigen Kontakt, erfolgt ein punktueller Kontakt mit dem Objekt.

## 7.2.2 Material

Durch eine geeignete Auswahl des Materials sollen materialbedingte Dämpfungsverluste minimiert werden. Für einfache Taster zur Kollisionsvermeidung bzw. Kontrolle der Lokomotion bietet sich ein weiches Material an. Nachgiebige Materialien ermöglichen die Konstruktion eines robusteren Reizaufnehmers mit dem Nachteil einer schlechteren Auflösung. Da diese einfachen Taster ein duales Informationssystem darstellen (Kontakt bzw. kein Kontakt), ist die Auflösung hier nicht das Entscheidende. Bei taktilen Sensoren zur Erkennung von Objekteigenschaften und Texturen sollte Wert auf die Möglichkeit der Signalübertragung mit geringen Verlusten und hoher Auflösung gelegt werden. Hierfür bieten sich härtere Materialien an. Dem damit verbundenen Verlust an Robustheit kann durch kürzere Reizaufnehmer begegnet werden. Denkbare Materialien sind homogene Werkstoffe wie Draht, Glas oder Polymere sowie heterogene Werkstoffe. Durch die hohe Reibung, die zwischen den verschiedenen Materialien auftritt, werden Eigenschwingungen gedämpft. Kompositmaterialien sind, ähnlich wie das Keratin der Rattenvibrissen, nachgiebig und nicht so steif wie z.B. ein Stahldraht. Die Fasern des Kompositmaterials sollten parallel zur Längsrichtung ausgerichtet sein, um die während der Biegung auftretenden Spannungen entlang der Längsachse zu minimieren. Des Weiteren wird durch eine derartige Faserausrichtung eine adäquate Steifigkeit des Reizaufnehmers erreicht.

Aus der Gruppe der Verbundwerkstoffe mit Teilchen-, Faser-, Schicht- und Durchdringungsverbundwerkstoffen eignen sich für vorliegende Anwendung die Faser-Verbundwerkstoffe. Diese zeichnen sich durch hohe spezifische

Steifigkeiten und Festigkeiten aus, wodurch sie die geeigneten Werkstoffe für Leichtbauanwendungen darstellen. Bestehend aus zugfesten Fasern, einer relativ weichen Matrix, welche Kräfte zwischen den Fasern überträgt und diese vor äußeren mechanischen Einflüssen schützt, und der dazwischenliegenden Grenzschicht, ähneln diese Materialien auffallend dem biologischen Vorbild. Tabelle 7-1 gibt einen Überblick über ausgewählte Faserverbundwerkstoffe und die entsprechenden Parameter für Vibrissen. Aus dieser Auflistung ergibt sich eine Empfehlung für kohlenstofffaserverstärkten Kunststoff, da dieser bezüglich seiner mechanischen Eigenschaften den Vibrissen am ähnlichsten ist. Typischerweise wird dieser mit Epoxidharz als Matrix und einem Volumenanteil der Kohlenstofffaser von 60 % gefertigt.

**Tabelle 7-1.** Gegenüberstellung ausgewählter Faserverbundwerkstoffe und Polymere, Vergleich mit den Vibrissen

<i><b>Werkstoff</b></i>	<i><b>Abk.</b></i>	<i><b>E. zur Faser [GPa]</b></i>	<i><b>Dichte [g/cm<sup>3</sup>]</b></i>	<i><b>Bemerkung</b></i>
Vibrissen		7,4	1,1	
Kohlenstofffaserverstärkter Kunststoff	CFK	12	1,5	leicht, stabil
Kohlenstofffaserverstärkter Kohlenstoff	CFC		1,6	leicht, steif, robust
Aramidfaserverstärkter Kunststoff	AFK	59 oder 127	1,45	Geringere Druckfestigkeit als CFK
Glasfaserverstärkter Kunststoff	GFK	13	2,00	Hohe Bruchdehnung
Keramischer Faserverbundwerkstoff	CMC	50-400	1,9-3,9	
Polyethylen	PE	0,2 – 1 (Zug)	0,9-1,0	Hohe Reißdehnung, geringer Verschleiß
Polyvinylchlorid	PVC	1 – 3,5 (Zug)	1,2-1,6	
Polymethylmethacrylat (Plexiglas)	PMM A	2,7 – 3,2 (Zug)	1,19	Elastisch, schlagfest

Für die Umsetzung eines biologisch inspirierten Reizaufnehmers, der außerordentlich robust ist und zugleich Informationen mit einer für die entsprechende Anwendung adäquaten Auflösung wahrnehmen und übertragen soll, bietet sich eine Struktur an, die an der Basis relativ fest und robust ist und zur Spitze hin nachgiebig wird. Eine derartige Struktur erhält man bei verschiedenen Kombinationen von Außenkontur und Material. Die der Natur am nächsten kommende Umsetzung wäre eine kegelförmige Struktur aus homogenen Werkstoffen oder Verbundmaterialien. Allerdings stößt man bei der Produktion kegelförmiger Strukturen in den angedachten Dimensionen an die Grenzen der Fertigungstechnik. Am ehesten denkbar wäre eine kegelförmig Struktur aus Draht. Um das Fertigungsproblem zu umgehen, könnte man ebenso einen zylindrischen Körper aus Gradientenmaterial fertigen. Für eine direkte Anpassung der Eigenschaften des Reizaufnehmers an die aktuelle Situation wäre die Konstruktion einer Hohlfasern denkbar, deren Steifigkeit direkt druckgesteuert modulierbar ist.

### **7.2.3 Außenhülle**

Eine weitere biologisch inspirierte Umsetzung, die eine längere Lebensdauer der reizaufnehmenden Struktur erwarten lässt, ist eine mehrschichtige Hülle. Die Reizaufnehmer, ob biologischen oder technischen Ursprungs, sind durch den häufigen und intensiven Kontakt mit Objekten der Umgebung einem hohen Verschleiß ausgesetzt. Bei der Erkennung von Objektform, -material und Oberflächentextur werden die Objekte abgetastet. Um diesem Verschleiß entgegen zu wirken und die Funktionsfähigkeit der Struktur zu bewahren bietet sich eine mehrschichtige oder eine aus entsprechend robustem Material bestehende Außenhülle an. Bei dem biologischen Vorbild findet man bis zu 20 übereinander liegende Schichten. Eine derartige Hülle schützt die Struktur vor chemischen und physikalischen Umgebungseinflüssen.

### **7.2.4 Oberflächenstruktur**

Um ungewollte und die Reizaufnahme störende Adhäsionserscheinungen zu verringern bzw. zu verhindern könnte man die Oberfläche zusätzlich

strukturieren. Statt einer glatten Oberfläche bieten sich verschiedene Strukturierungen an, die nicht zwingend der bei den Vibrissen und sonstigen Haaren beobachteten Schuppenform folgen müssen. Eine Strukturierung mit einer Längsausdehnung längs zur Biegeachse könnte zusätzlich zu einer Erhöhung der Biegesteifigkeit beitragen.

### **7.2.5 Binnenstruktur**

Ob eine Umsetzung eines Hohlraums in der Mitte der reizaufnehmenden Struktur funktionell sinnvoll ist, ist fraglich. Ein Einfluss auf die statischen und dynamischen Eigenschaften konnte nicht nachgewiesen werden. Es könnte lediglich Material eingespart werden und eine leichtgewichtige Struktur konstruiert werden. Allerdings sind auch diese beiden Vorteile bei den angedachten Dimensionen im Bereich weniger Zentimeter nicht entscheidend. Ob eine Minimierung von Schubspannungen durch die Ausbildung eines zentralen Kanals erreicht werden kann, ist zu prüfen.

## **7.3 Gestaltungsvorschläge für die Sensorelemente**

Wie in der Einleitung bereits diskutiert, erfolgt die Umwandlung der spezifischen Reizenergie bei biologischen Sinnesorganen immer in ein elektrochemisches Membranpotential. Somit finden sich für eine technische Umsetzung des Sensorelements kaum Inspirationen in der Natur. Es muss daher auf herkömmliche Sensorelemente zurückgegriffen werden. Die Vielfalt der Sensorelemente, die dabei zur Verfügung stehen, zeigt sich bereits in Tab. 3-1. Diese biologisch inspirierten Sensorsysteme sind mit unterschiedlichen Wandler-elementen ausgestattet, wie z.B. Dehnungsmessstreifen, Kondensatormikrophon, Magnet- und Piezosensoren. An dieser Stelle soll daher basierend auf der Studienarbeit von N. Möschl und R. Stötzl (2006) nur kurz auf Umsetzungsmöglichkeiten des Signalwandlers eingegangen werden. Für die Betrachtung möglicher Sensorelemente wird zunächst als Reizaufnehmer ein einfacher Biegebalken gewählt.

➤ Dehnungsmessstreifen

Bei einem einseitig fest eingespannten, zylindrischen Stab treten die größten Spannungen im Außenbereich des Biegebalken nahe der festen Lagerung auf (siehe Kapitel 5.4). Bringt man an diesen Punkten Dehnungsmessstreifen (DMS) an (Abb. 7-1, links), kann man Rückschlüsse über die Auslenkung und die Richtung ziehen.

➤ Piezoresistive Elemente

Ein Vorteil der piezoresistiven Elemente gegenüber anderen Messprinzipien liegt in der hohen Empfindlichkeit. Da nur recht kleine Kräfte gemessen werden können, bietet sich ein Einsatz dieses Messprinzips bei mikrotechnischen Umsetzungen an. Abbildung 7-1 zeigt zwei gekoppelte Biegestrukturen denen ein starrer Taststab entspringt. Die auf den Biegestrukturen angebrachten Sensorelemente ermöglichen Aussagen zur Belastungsstärke und -richtung.

➤ Piezoelektrische Elemente

Die acht um den Biegebalken auf zwei Ebenen angeordneten piezoelektrischen Elementen (Abb. 7-1) messen die bei einer Auslenkung des starren Biegebalkens auftretenden Momente in der Lagerung durch eine Stauchung bzw. Dehnung. Jeweils die gegenüberliegenden piezoelektrischen Elemente erfahren eine reziproke Beanspruchung. Somit können über eine Auswertung aller Ausgangssignale Richtungsinformationen gewonnen werden.

➤ Kapazitive Elemente

Bei dieser Umsetzung ragt der Biegebalken in eine Kammer, deren Wände mit Elektroden versehen sind (Abb. 7-1, rechts). Der untere Teil des Biegebalkens stellt die bewegliche Gegenelektrode dar. Eine Auslenkung des Biegebalkens bewirkt eine Abstandsänderung zwischen den Elektroden und kann über kapazitive Messungen bestimmt werden. Bei dieser Umsetzung können Richtungsinformationen gewonnen werden, indem mehrere feststehende Elektroden räumlich angeordnet werden.

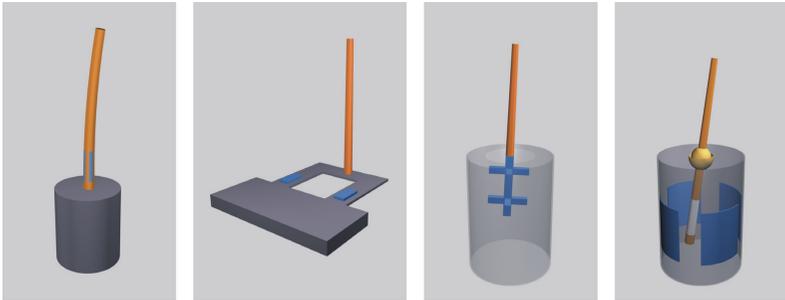


Abbildung 7-1: Verschiedene Sensorelemente (blau) für einen taktilen, stiftführenden Sensor v.l.n.r.: Dehnungsmessstreifen, piezoresistive Elemente, piezoelektrische Elemente, kapazitive Elemente

## 7.4 Gestaltungsvorschläge für die Ankopplung

Das biologische Vorbild Vibrisse verdankt einige seiner außergewöhnlichen Eigenschaften der besonderen Ankopplung der reizaufnehmenden Struktur. Über die Blutsinus können Steifigkeit und Dämpfungseigenschaften des Systems an entsprechende Umweltbedingungen und Anforderungen angepasst werden. Das biologische Sinnesorgan ist hoch adaptiv und außerordentlich robust. Es wird angestrebt, gerade diese Eigenschaften bei der Konstruktion eines technischen Sensors umzusetzen. Neben der reizaufnehmenden Struktur und dem eigentlichen Sensorelement spielt die Ankopplung eine entscheidende Rolle.

### 7.4.1 Nachgiebige Ankopplung

Statt einer starren Befestigung der reizaufnehmenden Struktur kann diese z.B. mittels folgender Elemente flexibel gelagert werden:

- Drehgelenk
- Elastische Membran
- Federkonstruktion
- Silikonfäden.

Abbildung 7-2 zeigt verschiedene Sensorsysteme mit flexibel gelagerten Biegebalken. Eine Ankopplung, welche eine in definierten Grenzen bewegliche

reizaufnehmenden Struktur erlaubt, kann über ein Kugelgelenk oder eine elastische Membran erfolgen. Der reizaufnehmende Taststab kann auch über einen Federmechanismus mit dem Gehäuse verbunden werden. Je nach Federkonstante der Ankopplung können unterschiedlich starre Systeme konstruiert werden.

An der Federkonstruktion und der elastischen Membran könnten zusätzlich Dehnmessstreifen bzw. piezoresistive Sensorelemente zwecks Messung der Auslenkung angebracht werden. Nutzt man statt einfacher Silikonfäden graphitdotierte Fäden, so können mit Hilfe dieser Ankopplungsvariante bereits Kräfte und Richtungsinformationen bestimmt werden.

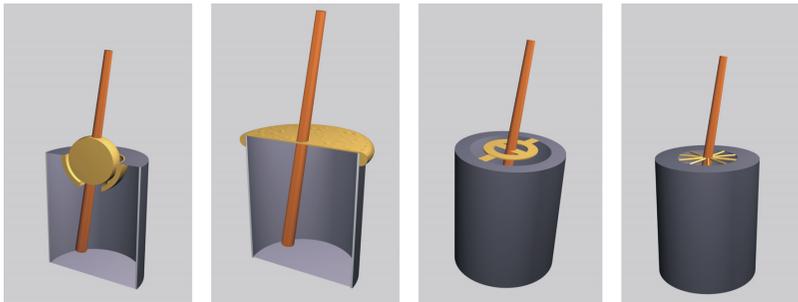


Abbildung 7-2: Verschiedene Möglichkeiten für eine nachgiebige Aufhängung (gelb) des Taststabes v.l.n.r.: Drehgelenk, elastische Membran, Federkonstrukt, Silikonfäden

Mit allen vier Lösungen wird bereits eine flexible Lagerung des Taststabes gewährleistet. Welche Bewegungstrajektorie die Lagerung zulässt und die Steifigkeit und die damit verbundenen Dämpfungseigenschaften der Lagerung müssen vor der Konstruktion eines derartigen Sensors an dessen spezifischen Anforderungen und Anwendungsgebiete angepasst werden. Eine Variation der charakteristischen Eigenschaften der Lagerung ist mit einer derartigen Umsetzung noch nicht möglich.

## 7.4.2 Einstellbare Steifigkeit

Für die Realisierung einer einstellbaren Steifigkeit sind verschiedene Konstruktionen denkbar. Es können die Eigenschaften des Taststabes ebenso wie die der Lagerung verändert werden, um eine Anpassung der Steifigkeit zu erreichen. In Abbildung 7-3 sind zwei Möglichkeiten für die technische Umsetzungen der einstellbaren Steifigkeit durch eine Variation der Eigenschaften des Taststabes dargestellt.

- Hohler Taststab, dessen Steifigkeit pneumatisch variiert werden kann
 

Versieht man den Taststab mit einem hohlen Kanal, der von der Basis bis zur Spitze reicht, kann die Steifigkeit des Reizaufnehmers selbst druckgesteuert moduliert werden.
- Variable Taststablänge
 

Mit Hilfe eines in der Lagerung verschiebbaren Taststabes kann die Länge des freien Taststabendes variiert werden. Je länger der frei schwingende Abschnitt ist, desto größer ist der Einfluss einer von außen angreifenden Kraft (siehe 6.3).

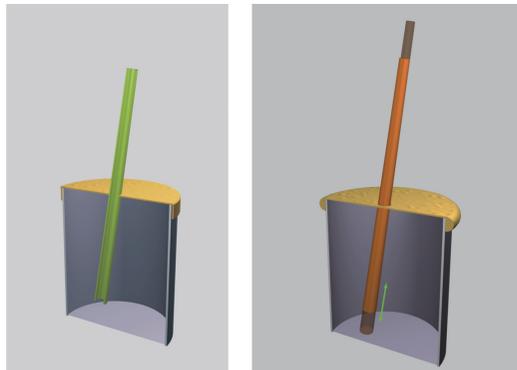


Abbildung 7-3: Zwei Möglichkeiten für die technische Umsetzungen der einstellbaren Steifigkeit durch eine Veränderung der Steifigkeit des Taststabes an sich (li) bzw. der Geometrie (re) des Taststabes: pneumatischer Taststab und in der Länge variabler Taststab

Verschiedene Möglichkeiten der Steifigkeitsanpassung durch eine Änderung der Eigenschaften der Lagerung sind in Abbildung 7-4 zusammengefasst.

➤ Kopplung einer elastischen Membran an Piezoaktoren

Je nach der Größe der am Piezo anliegenden Spannung erfolgt dessen Ausdehnung. Durch eine geeignete Kopplung des Piezos an die Membran kann diese über die Ausdehnung des Piezos gestrafft werden. Je größer die anliegende Spannung ist, desto größer ist die Ausdehnung der Piezoaktoren, desto straffer wird die Membran, desto steifer ist die Lagerung.

➤ Pneumatisch gesteuerte Manschette

Eine dem biologischen Vorbild sehr ähnliche Umsetzung, stellt eine den Haarschaft eng umgebende, druckgesteuerte Manschette (äquivalent dem Ringsinus des FSC) dar. Über die Variation des anliegenden Druckes kann die Steifigkeit der Lagerung des Taststabes gesteuert werden.

➤ Elektro- bzw. magnetorheologische Flüssigkeit

Elektrorheologische Flüssigkeiten ändern ihre Viskosität in Abhängigkeit der anliegenden Spannung, indem sich beigefügte Partikel mit hoher Permittivität in dem elektrischen Feld ausrichten und dadurch mechanisch stabile Ketten bilden [Rech, 1996]. Bei magnetorheologischen Flüssigkeiten erfolgt die Viskositätsänderung durch Ausrichtung elektromagnetischer Teilchen im Magnetfeld [Bölter, 1999]. Füllt man die Lagerung mit einer derartigen Flüssigkeit kann man über die Viskositätsänderung eine Anpassung der Steifigkeit erreicht werden.

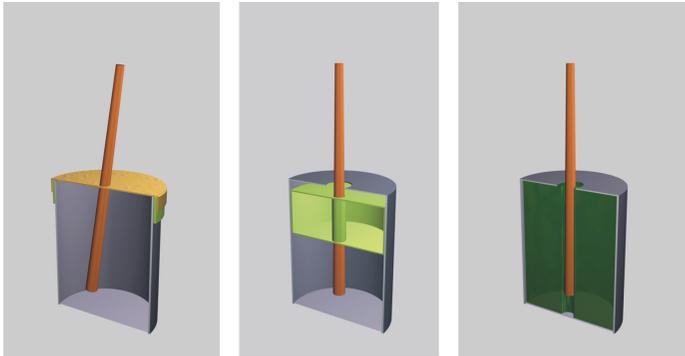


Abbildung 7-4: Verschiedene Möglichkeiten für technische Umsetzungen der einstellbaren Steifigkeit durch eine Veränderung der Eigenschaften der Lagerung (grün) v.l.n.r.: Piezoaktoren, pneumatische Manschette, elektro- bzw. magnetorheologische Flüssigkeit



Der Fortgang der wissenschaftlichen Entwicklung  
ist im Endeffekt eine ständige Flucht vor dem  
Stauen.

*Albert Einstein (1879-1955), engl. Physiker*

## **8 Diskussion**

### **8.1 Methodenkritik**

Es wurde eine Vielzahl struktureller, statischer und dynamischer Parameter analysiert. Bedingt durch diese Breite der Analysen und die damit verbundenen zahlreichen Methoden und Versuchsaufbauten konnten einzelne Versuche nur mit einer geringen Anzahl an Messungen durchgeführt werden. Vor allem die Betrachtung des Vibrissenquerschnittes ebenso wie die Einschätzung der Eigenfrequenzen und die damit verbundenen Schlussfolgerungen könnten durch eine größere Datenmenge untersetzt werden. Für die Analyse des Gewichtes und der Dichte könnte eine höher auflösende Waage die Messungen verbessern. Intention dieser Arbeit war jedoch nicht die detaillierte Aufklärung aller Prinzipien von den peripheren Strukturen bis zur neuronalen Verarbeitung, sondern es sollte ein Grundverständnis von den morpho-funktionellen Beziehungen der Peripherie dieses außergewöhnlichen Sinnesorgans geschaffen werden. Für diesen Anspruch eignen sich die im Rahmen der Arbeit verwendeten Versuchsaufbauten. Ansätze für weiterführende Analysen werden im Kapitel 9. diskutiert.

Im Rahmen der experimentellen Analysen wurde mit biologischem Material gearbeitet, welches an sich schon Variationen aufweist. Des weiteren wurden alle Versuche am isolierten Haarschaft durchgeführt. Die Präparation des Haarschaftes wurde auf zwei verschiedene Arten durchgeführt: die Tastaare wurden entweder mittels Skalpell an der Haarbasis abgetrennt oder aus dem umgebenden Gewebe mit einer Pinzette entfernt. Mit beiden Methoden ist eine Beanspruchung des Haarschaftes bedingt durch das Einklemmen in einer Pinzette verbunden. Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen zeigen, dass diese Beanspruchung bei entsprechend sorgfältiger Durchführung keine Schäden am Haarschaft hinterlässt.

Bei den geometrischen Vermessungen des Haarschaftes mittels Mikrometeruhr traten die größten Probleme bei der Bestimmung der genauen Messposition auf. Dieser Fehler konnte durch Mehrfachmessungen minimiert werden. Da die geometrisch bestimmten Werte für weiteren Berechnung (z.B. des E-Moduls) verwendet wurden, werden auch diese von dem Vermessungsfehler beeinflusst. Als Alternative für eine genauere Bestimmung der Geometrie wurden einzelne Tasthaare im Rasterelektronenmikroskop vermessen.

Der neue Versuchsaufbau für die Bestimmung der statischen Eigenschaften der Tasthaare ermöglicht reproduzierbare Messungen. Größtes Problem bei diesen Versuchen stellte die Bestimmung der genauen Messposition dar. Auch ein Einfluss der Befestigung der Tasthaare mittels Heißkleber ist nicht auszuschließen. Alternativ wurden Zugversuche zur Bestimmung des E-Moduls in Erwägung gezogen. Diese konnten nicht durchgeführt werden, da eine hierfür benötigte Einklemmung der dünnen Haarspitze technisch nicht zu realisieren war.

Der Versuchsaufbau für die Schwingungsanalysen ermöglicht eine Analyse der Eigenfrequenzbereiche und offenbart den Einfluss der Geometrie, Einspanntiefe, Festigkeit der Einspannung und der Luftreibung auf die Eigenfrequenzen. Mit dem Versuchsaufbau konnten die niedrigen Frequenzen (0 - 20 Hz) nur unzureichend analysiert werden.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde der Follikel-Sinus-Komplex experimentell nicht analysiert. Einige Ideen für experimentelle Ansätze werden im Kapitel 9.2 diskutiert. Die vorgestellten Modelle ermöglichen Aussagen über den Einfluss einer nachgiebigen Lagerung auf das Systemverhalten. Vor allem der Einfluss der Position und des E-Moduls der Lagerung wird deutlich. Derartige Modelle können und sollen nicht die gesamte Komplexität der biologischen Strukturen widerspiegeln, eignen sich aber gut für ein Verständnis der grundlegenden Prinzipien.

## 8.2 Konzept des Reizleitungsapparates

Als methodische Leitlinie liegt dieser Arbeit das Konzept des Reizleitungsapparates zugrunde. In Kapitel 2 wurden zwei Anwendungsbereiche für dieses Konzept postuliert. Zum einen die Anwendung für die Analyse biologischer Sinnesorgane und zum anderen die Übertragung der Funktionsmodule auf technische Sensorsysteme. Bei dieser Erstellung eines sowohl für die Biologie als auch für die Technik nutzbaren Konzeptes stellte die größte Herausforderung der terminologische Abgleich zwischen den biologischen und technischen Begriffen dar. Im Spannungsfeld zwischen zwei Wissenschaftsbereichen in diesem Fall zwischen Biologie und Technik kommt es oft zu Missverständnissen durch die Verwendung von „scheinbaren“ Synonymen.

Bei der Analyse des Tasthaar-Sinnessystems wurde das RLA-Konzept für die Identifikation der funktionell relevanten Strukturen durch Zuordnung konkreter Strukturen zu den einzelnen Funktionsmodulen und der Erstellung von Struktur-Funktions-Korrelationen (siehe Kapitel 8.2) verwendet. Dieses Vorgehen resultierte in einer intensiven Auseinandersetzung mit dem Sinnesorgan und der Identifikation von Wissenslücken bezüglich der peripheren Strukturen. Des weiteren konnten technische relevante Charakteristika zusammengestellt und somit das Potential dieses Sinnesorgans für technische Umsetzungen analysiert werden. Die entscheidenden Vorteile, die das Tasthaar-Sinnessystem gegenüber den bereits realisierten stiftführenden Sensoren aufzuweisen hat, sind vor allem die Adaptivität an wechselnde Umgebungsbedingungen, die Robustheit (Überlastschutz) durch störungstolerante Umgebungsankopplung und die Möglichkeit zur Kontrastverstärkung durch mechanisch aktive Sensorperipherien (Dynamisierung).

Die Diskussion der experimentellen Ergebnisse und die Auseinandersetzung mit den verschiedenen Modellsystemen ebenso wie eine Einordnung der Erkenntnisse in den aktuellen Stand des Wissens erfolgt als Abschluss der entsprechenden Kapitel und soll an dieser Stelle nicht im wiederholt werden. Vielmehr werden die experimentellen Ergebnisse und die Erkenntnisse aus den

Modellsystemen unter Einbezug des Kenntnisstandes aus der Literatur zusammengefasst und tabellarisch aufgeführt. Vor allem die experimentellen Ergebnisse erreichen bezüglich einiger Parameter eine Detailgenauigkeit, die in dieser Höhe technisch nicht mehr relevant ist. Daher werden die Ergebnisse im Folgenden komprimiert und getrennt nach dem Erkenntnisgewinn bezüglich des biologischen Sinnesorgans (Kapitel 8.3) und dessen Aufbereitung nach technischen Kriterien (Kapitel 8.4) dargestellt.

### **8.3 Struktur-Funktions-Korrelation**

Der Haarschaft wurde im Rahmen der experimentellen Analysen ausführlich untersucht und es konnten Struktur-Funktions-Zusammenhänge identifiziert werden. Die im Kapitel 4.5 aufgestellten Funktionshypothesen zum Haarschaft wurden untermauert: Zahlreiche strukturelle Merkmale, die die Aufnahme und Weiterleitung mechanischer Energie sowie einen Schutz vor mechanischer Destruktion ermöglichen, konnten identifiziert werden. Auch die Erfüllung des RLA-Funktionsmoduls *Kontrastverstärkung* konnte strukturell mit Dynamisierungsmöglichkeiten auf verschiedenen Ebenen belegt werden.

Die Funktionshypothesen zum Follikel-Sinus-Komplex konnten experimentell nicht analysiert werden. Verschiedene Modellsysteme belegen jedoch den Einfluss und die Vorteile einer nachgiebigen, in ihrer Steifigkeit einstellbaren Lagerung. Mit Hilfe des mechanischen Modells wurde darüber hinaus die optimale Position der nachgiebigen Lagerung, der Einfluss einer Endmasse und die Abhängigkeit des Systemverhaltens von der Amplitude und Frequenz einer Erregerkraft deutlich. Die Ausprägung einer bei dem biologischen Vorbild nicht vorkommenden Endmasse stellt einen entscheidenden Mehrwert hervorgebracht durch eine bionische Vorgehensweise dar: die Anwendung einer biologischen Inspiration und deren Anpassung an technische Umsetzungen bringt eine für bestimmte Anwendungen geeignetere Lösung hervor separate Entwicklungen in Natur oder Technik. Das Modell zeigt weiterhin, dass eine Dynamisierung es dem Systems ermöglicht, bestimmte Kraftverläufe besser wahrzunehmen.

In Tabelle 8-1 sind verschiedene morphologische Merkmale des Vibrissensystems zusammengefasst und es erfolgt eine Zuordnung der für das gesamte Sinnessystem und vor allem für das Tier relevanten Funktionen. In diese Zusammenstellung fließen die eigenen experimentellen Ergebnissen zum Haarschaft, die Erkenntnisse aus den Modellsystemen sowie der Kenntnisstand der Literatur ein.

**Tabelle 8-1.** Zusammenfassung der Struktur-Funktionsbeziehungen biologischer Vibrissen

<b>Strukturelles Merkmal</b>	<b>Funktion</b>
<b><i>Haarschaft (Reizaufnehmer)</i></b>	
Kegelform	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Abnahme der Biegesteifigkeit von basal nach apikal (biegeweiche Tastspitze)</li> <li>• Kleine Kräfte bewirken große Auslenkungen</li> <li>• Punktgenaue Zuordnung durch Tastspitze (hohe Auflösung)</li> </ul>
Vorbiegung	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Schutzfunktion</li> </ul>
Zentraler Kanal	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Kein Einfluss auf statische Eigenschaften</li> <li>• Einfluss auf dynamisches Verhalten nicht ausgeschlossen</li> <li>• Materialeinsparung</li> <li>• Minimierung von Strukturspannungen</li> </ul>
Material (Faserausrichtung in Längsrichtung)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Verringerung der bei Axialkräften auftretenden Spannungen</li> <li>• höhere Steifigkeit als Körperhaare (EModul)</li> </ul>
Strukturierte Oberfläche	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Verringerung von Adhäsionserscheinungen</li> <li>• Erhöhung der charakteristischen Biegesteifigkeit</li> </ul>
mehrschichtige Außenhülle	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Schutzfunktion (Verschleiß)</li> <li>• Robustheit</li> </ul>
<b><i>Follikel-Sinus-Komplex (Lagerung)</i></b>	
Blutsinus (Regulation des Blutdrucks)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Robustheit</li> <li>• Adaptivität</li> <li>• Re-Kalibrierung</li> </ul>
Elastisches Gewebe	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Nachgiebige Lagerung</li> </ul>

Strukturelles Merkmal	Funktion
<b><i>Mechanorezeptoren (Signalwandler)</i></b>	
Spezifische Anordnung	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Dreidimensionale Umgebungserfassung</li> </ul>
Verschiedene Rezeptortypen	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Multiparametrische Umgebungserfassung</li> </ul>
Ein spezieller Rezeptorkomplex	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Selbstreferenz</li> </ul>
<b><i>Einzelne Vibrisse (Einzelsensor)</i></b>	
Aktive Beweglichkeit (intrinsische Muskulatur)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Kontrastverstärkung durch Dynamisierung</li> <li>• Vergrößerung des Wahrnehmungsraumes</li> <li>• Dreidimensionale Umgebungserfassung</li> </ul>
<b><i>Vibrissenfeld (Sensorarray)</i></b>	
Anordnung in einem Array	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Sammeln überlappender Informationen (Redundanz)</li> <li>• Vergrößerung des Arbeitsraumes</li> </ul>
Aufteilung des Arrays in zwei Wahrnehmungsfelder (Makro- und Mikrovibrissen)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Erfüllung der Grundfunktionen Umgebungswahrnehmung und Kollisionsvermeidung Objektwahrnehmung und Texturerkennung</li> </ul>
Innerhalb jedes Wahrnehmungsfeldes: Sensoren mit verschiedenen strukturellen und mechanische Eigenschaften	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Vergrößerung des Dynamikbereiches</li> </ul>

---

## 8.4 Technische Anforderungen und biologische Lösungen

Die unter 7.2 bis 7.4 vorgestellten Umsetzungsideen stellen eine Sammlung biologisch inspirierter Gestaltungsvorschläge für technische Sensoren dar. Darüber hinausgehend werden im Folgenden die biologischen Prinzipien des Tasthaar-Sinnessystems für technische Umsetzungen aufgearbeitet und eine Art Prinzipienkatalog für dieses Sinnesorgan erstellt. Dabei lassen sich einige Anforderungen, die an technische Sensoren gestellt werden, auch den Funktionsmodulen des RLA zuordnen. Die Anforderungen bei deren Umsetzung sich ein Blick in die Natur lohnt können somit schneller identifiziert und von denen getrennt werden, die in der Technik bereits ausreichend gut umgesetzt sind. Tabelle 8-2 fasst diese Anforderungen an technische, stiftführende Sensoren zusammen und ordnet ihnen die entsprechenden Lösungsansätze aus der Natur zu.

**Tabelle 8-2.** Anforderungen an technische, taktile Mechanosensoren und deren Realisierung bei dem Tasthaar-Sinnessystem der Ratte geordnet nach den Reizleitungsapparat-Modulen

Anforderung	Biologische Korrelate
<b>Reizübergang</b>	
Sensitivität	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Kegelform: biegeweiche Tastspitze</li> <li>• Hoher E-Modul (im Vergleich zu Körperhaaren)</li> <li>• sensitive Rezeptorzellen</li> </ul>
Auflösung	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Punktgenaue Zuordnung durch Tastspitze</li> </ul>
Minimierung von Strukturspannungen	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Mittig verlaufender Kanal (Medulla)</li> </ul>
Vergrößerung des Dynamikbereiches	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Sensorarray mit Vibrissen unterschiedlicher Geometrien und damit statischer &amp; dynamischer Eigenschaften</li> </ul>

<b>Anforderung</b>	<b>Biologische Korrelate</b>
<b>Grobausrichtung</b>	
Vergrößerung des Arbeitsraumes	<ul style="list-style-type: none"><li>• Aktive Stellbewegungen</li><li>• Dynamisierung einzelner Sensoren oder des gesamten Arrays</li><li>• unterschiedliche Vibrissenlängen</li><li>• Sensorarray mit Vibrissen unterschiedlicher Geometrien</li></ul>
<b>Anpassung</b>	
Adaptivität	<ul style="list-style-type: none"><li>• Einstellbare Steifigkeit (Blutdruckvariation in den Sinus)</li></ul>
Geregelte Verstellung des Dynamikbereiches	<ul style="list-style-type: none"><li>• Mechanisch aktive Peripherie</li><li>• Dynamisierung durch Aktoren auf verschiedenen Ebenen</li></ul>
Re-Kalibrierbarkeit	<ul style="list-style-type: none"><li>• Einstellbare Steifigkeit (Blutdruckvariation in den Sinus)</li></ul>
<b>Kontrastverstärkung</b>	
Umwandlung statischer Größen in dynamische Reize	<ul style="list-style-type: none"><li>• Whiskern – zyklisches Abscannen im Nahfeld (Dynamisierung)</li></ul>
<b>Schutz (Funktionssicherheit)</b>	
Robustheit	<ul style="list-style-type: none"><li>• Nachstellbare Steifigkeit des Lagers</li></ul>
Störungstolerante Umweltankopplung	<ul style="list-style-type: none"><li>• Schutz der empfindlichen Anteile durch Vorbiegung</li><li>• Vielschichtige Cuticula</li><li>• Massiver Cortex</li></ul>
Redundanz	<ul style="list-style-type: none"><li>• Vibrissenfeld als Sensorarray</li></ul>

---

---

<b>Anforderung</b>	<b>Biologische Korrelate</b>
<b>Reizselektion</b>	
Multiparametrische Umgebungserfassung	<ul style="list-style-type: none"><li>• Verschiedene Mechanorezeptortypen</li></ul>
Dreidimensionale Umgebungserfassung	<ul style="list-style-type: none"><li>• Ortsspezifische Anordnung der verschiedenen Rezeptortypen</li><li>• Aktive Suchbewegung mit definierter Trajektorie</li></ul>
Selektion des Erregungsverlaufes (dynamisch bzw. impulsartig)	<ul style="list-style-type: none"><li>• Gezielte Einstellung des Systemverhaltens (statisch bzw. dynamisch)</li></ul>
Selbstreferenz	<ul style="list-style-type: none"><li>• Sensorkomplex (Pilo-Ruffini-Komplex, freie Nervenendigungen und lanzettförmige Endigungen)</li></ul>

---



In der Wissenschaft gleichen wir alle nur den Kindern, die am Rande des Wissens hie und da einen Kiesel aufheben, während sich der weite Ozean des Unbekannten vor unseren Augen erstreckt.

*Isaac Newton (1643-1727), engl. Physiker*

## **9 Ausblick**

### **9.1 Weiterentwicklung des Reizleitungsapparat-Konzeptes**

Das entwickelte Konzept vom Reizleitungsapparat eignet sich für die Anwendung auf biologische und technische Sensorsysteme. Getestet wurde das Konzept anhand einer Gegenüberstellung des menschlichen Auges und zweier Kameras. Eine detaillierte Anwendung erfolgte ebenfalls auf das Tasthaar-Sinnessystem der Ratte. Somit liegt es nahe, das bestehende Konzept auf weitere Sinnesorgane anzuwenden. Die Vielfalt und Variabilität biologischer Sinnesorgane der verschiedensten Spezies lässt eine Optimierung des Reizleitungsapparat-Konzeptes und die Ergänzung um weitere interessante Prinzipien erhoffen. Die unter 2.3 vorgestellte Sensordatenbank könnte um zahlreiche Informationen ergänzt werden. Vorstellbar wäre eine Art Prinzipienkatalog der Natur mit dessen Hilfe konkrete technische Fragestellungen schneller und auf innovative Weise bearbeitet werden könnten. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde eine derartige Auflistung verschiedener Anforderung und deren Umsetzung in der Natur am Beispiel taktiler stiftführender Sensoren angefertigt.

### **9.2 Experimentelle Analysen**

#### **Haarschaft**

Die Struktur und die statischen Eigenschaften (E-Modul, Biegesteifigkeit) des Haarschaftes wurde im Rahmen dieser Arbeit analysiert. Hier könnten weitere Tasthaare zur Verifizierung der Daten untersucht werden.

Bezüglich einer Charakterisierung des Materials aus dem die Tasthaare bestehen, könnten verschiedene spektroskopische Verfahren (z.B. Infrarot-

oder Ramanspektroskopie) auf ihre Eignung getestet werden. Besonders interessant ist die Verteilung der Disulfidbrücken, über die Rückschlüsse auf die Änderung der Steifigkeit entlang des Tasthaares möglich sein sollten.

Die im Rahmen der vorliegenden Arbeit durchgeführten Analysen des dynamischen Verhaltens der Tasthaare lassen noch einige Fragen offen. Bedingt durch den Versuchsaufbau konnten v.a. die tiefen Frequenzen im Bereich von 0 Hz bis 20 Hz nicht zufriedenstellend untersucht werden. Dieser Frequenzbereich ist interessant, da Ratten in diesem Bereich aktiv whiskern. Um die Vergleichbarkeit der experimentellen Ergebnisse mit theoretischen Werten zu verbessern, könnte der vorliegende Versuch im Vakuum und somit in einem ungedämpften System wiederholt werden. Das Ziel des hier durchgeführten Versuches lag in der Identifikation der Eigenfrequenzen der verschiedenen Tasthaare. Interessant wären auch Versuche mit nachgiebig gelagerten Tasthaaren, um so die Abhängigkeit der Eigenfrequenzen von der Steifigkeit des Lagers zu analysieren. Ergänzend könnte man an der Haarspitze eine kurze Kraft aufprägen und die Rückkehr des Haares in den Ruhezustand analysieren.

### **Follikel-Sinus-Komplex**

Eine der nach wie vor ungelösten Fragestellungen ist und bleibt die experimentelle Analyse der Funktionsweise des Follikel-Sinus-Komplexes. Eine Vielzahl der funktionell entscheidenden Charakteristika des Tasthaar-Sinnessystems basieren auf der besonderen Struktur des FSC. Obwohl bereits einige Hypothesen und Ideen zur Funktionalität dieser außergewöhnlichen Lagerung existieren, wurden diese experimentell noch nicht untersucht. Es liegt daher nahe, Versuchss setups zu erstellen, die es ermöglichen, die z.T. im Mikrometerbereich liegenden Strukturen genauer zu analysieren. Denkbare Methoden hierfür wären Betrachtungen im MRT oder Mikro-CT (Geräte der Scanco Medical AG ermöglichen Auflösungen bis zu 5  $\mu\text{m}$ ). Um die Hypothese der einstellbaren Steifigkeit über eine Variation des Blutdruckes in den Blutsinus des FSC zu überprüfen, sollten in-vivo Mikrodruckmessungen direkt in den Blutsinus durchgeführt werden. Indirekt könnten auch die durch Änderungen

des Blutdruckes hervorgerufenen Verformungen bestimmt werden. Um quantifizierbare und reproduzierbare Ergebnisse zu erhalten, könnte man über die Gabe definierter Mengen Sympathomimetika den Blutdruck gezielt erhöhen.

### **Vibrissen außerhalb des mystacial pads**

Während die mystacialen Vibrissen hinsichtlich ihrer Morphologie und Funktion bereits sehr gut untersucht sind, findet man kaum vergleichbare Arbeiten zu den Vibrissen anderer Körperregionen. Reep [2001] beschreibt Follikel-Sinus-Komplex bei einer Seekuhart (*Trichechus manatus*), die über den gesamten Körper verteilt sind und bereits minimale Strömungen wahrnehmen können. Bei zahlreichen Säugetierarten findet man Vibrissen nicht nur in der Schnauzenregion sondern zusätzlich an den Extremitäten [Beddard, 1902; Klauer, 1999]. Man unterscheidet an den Vorderextremitäten von proximal nach distal anhoneale, antebrachiale und carpale Vibrissen, während die Hinterextremitäten nur nahe des Fußwurzelgelenks die sog. calcanealen Vibrissen aufweisen [Klauer, 1999]. Histologische Analysen dieser FSC's existieren für Katzen [Nilsson, 1969], Eichhörnchen [Hyvärinen, 1977] und Ratten [Klauer, persönliche Mitteilung]. In allen Studien wurde nachgewiesen, dass es sich bei den Gelenkvibrissen tatsächlich um FSC's ähnlich den mystacialen Vibrissen handelt. Zu funktionellen Aspekten dieser Vibrissen gibt es einige Hypothesen, aber keine experimentell fundierten Aussagen. Mögliche Funktionen werden vermutet als Kontaktsensoren zur Kontrolle des Auffassungsvorganges [Beddard, 1902], Sensoren für die Positionskontrolle der Extremitäten [Ahl, 1986] oder auch als Kontrollsensoren der arborealen Fortbewegung [Pocock, 1914; Hyvärinen, 1977]. Zu dieser Thematik wären weiterführende funktionelle Analysen wünschenswert.

## **9.3 Modellierung und Simulation**

Das in Kapitel 6.3 vorgestellte Modell stellt eine starke Abstraktion des biologischen Objektes dar. Die Eignung des mechanischen Modells wurde in einer Reihe von Simulationen bestätigt. Basierend auf den Grundprinzipien kann das Modell optimiert werden. Hier bieten sich verschiedene

Annäherungen an die Komplexität des biologischen Objektes bzw. auch an technische Umsetzungen an:

### **Modell**

- Modellierung eines konischen Stabes statt eines einfachen Zylinders
- Variation der elastischen Eigenschaften des Taststabes
- Anordnung mehrerer Feder-Dämpfer-Elemente
- Nichtlineare Feder-Dämpfer-Elemente zur Variation der Steifigkeit der Lagerung ähnlich dem biologischen Vorbild

### **Kraft**

- Erregerkraft greift punktförmig an verschiedenen Positionen entlang L an (bisher nur Angriffspunkt an der Tasterspitze simuliert)
- Erregerkraft greift flächig (über die gesamte Tasterlänge L) an

### **Regler**

- Simulationen mit einem adaptiven Regler, dessen Verstärkung nach Stabilisierung des Systemverhaltens abgebaut wird.

## **9.4 Technische Umsetzung**

In Kapitel 7 wurden verschiedene Ideen zur Gestaltung der Peripherie eines taktilen, stiftführenden Sensors entwickelt. Es wurden verschiedene Möglichkeiten diskutiert folgende Kriterien zu realisieren:

- flexibler, robuster Taststab
- nachgiebige Lagerung des Taststabes
- einstellbare Steifigkeit des Taststabes

Hierbei handelt es sich nur um erste Ideen, wie die für die Funktionalität des biologischen Objektes entscheidenden und auch für technische Sensoren vorteilhaften Kriterien technisch umgesetzt werden könnten. Für eine konkrete

Umsetzung muss aus den diskutierten Möglichkeiten (Tab. 8-2) in Abhängigkeit der realen Anforderungen an den technischen Sensor ausgewählt und kombiniert werden. Der nächste Schritt wäre die Überführung in konkrete Konstruktionszeichnungen und die Einbeziehung der Komponenten der Signalübertragung und -auswertung.



Nicht das Beginnen wird belohnt, sondern einzig  
und allein das Durchhalten.

*Katharina von Siena (1347-1380), it. Kirchenlehrerin*

## **10 Zusammenfassung**

Biologische Phänomene und deren zugrunde liegenden physikalischen Wirkprinzipien können mit Methoden der Ingenieurwissenschaften analysiert und durch eine abstrahierende Modellbildung dargestellt werden. Die Übertragung biologischer Kenntnisse auf technische Fragestellungen erfordert eine strukturierte Vorgehensweise. Hierzu gehört eine möglichst vollständige Aufklärung der Struktur-Funktions-Zusammenhänge und eine Modellbildung in technik-adäquater Abstraktionshöhe.

Das vorgestellte Konzept vom Reizleitungsapparat mit den Modulen Reizübergang, Grobausrichtung, Schutz, Anpassung, Kontrastverstärkung und Reizselektion eignet sich für die systematische Identifikation der funktionell entscheidenden Grundprinzipien peripherer Strukturen sowohl von biologischen Sinnesorganen als auch von technischen Sensorsystemen. Das Konzept stellt durch die Identifikation von Lösungsansätzen eine geeignete Methode zur biologisch inspirierten Entwicklung und Optimierung technischer Sensoren dar.

Anhand eines biologischen Beispielen, einem taktilen stiftführenden Sinnesorgan, wurde das entwickelte Reizleitungsapparat-Konzept auf seine Anwendbarkeit geprüft. Ein mechanosensibles Sinnesorgan wurde gewählt, da für komplexe autonome mechatronische Systeme die Wahrnehmung mechanischer Parameter für die Koordination und Kontrolle komplexer Bewegungsabläufe notwendig ist. Stiftführende Mechanosensoren zeichnen sich durch einen punktuellen und damit höher auflösenden Kontakt aus. Bedingt durch die Stiftlänge wird eine Distanz geschaffen, die den Vorteil eines zeitlichen Vorlaufes vor dem eigentlich Objektkontakt bietet. Die Anwendungsbereiche derartiger Sensoren sind vielfältig, ausgehend von der Mikrosystemtechnik über Qualitätskontrolle (Maßhaltigkeit und Oberflächengüte) bis hin zu der hier vorrangig analysierten Anwendung im Bereich der autonomen Robotik. Autonome Roboter agieren in komplexen

strukturierten Umgebungen mit zum Teil wechselnden Bedingungen und sind somit auf die Wahrnehmung externer Parameter ebenso wie interner Rückkopplung angewiesen. Anwendung finden taktile stiftführende Sensoren bei der Kollisionsvermeidung, Objekterkennung oder Lokomotionskontrolle. Roboter mit Manipulationsaufgaben lassen sich zusätzlich im Bereich der Greifflächen mit speziellen Sensoren ausstatten, wodurch ein adaptives Objekthandling ermöglicht wird. Derzeit verwendete Sensoren in diesen Bereichen haben einen fest gelagerten starren Taststab gemeinsam, sind wenig adaptiv und zeigen sich anfällig gegen Überlasten. Kräfte und Momente werden meist außerhalb der Lagerung bestimmt, die Sensorelemente sind im Wesentlichen nur passiv geschützt.

In der Natur findet man zahlreiche stiftgeführte Sinnesorgane, wie die Sensillen von Arthropoden, Antennen von Insekten oder Tasthaare von Säugetieren, die über eine Vielzahl technisch interessanter Charakteristika bezüglich Größe, Adaptivität, Sensitivität, funktionssichernder Redundanz, Robustheit, Fähigkeit zur Rekalibrierung durch Aktor-Sensor-Integration und Ausbildung von multimodalen Sensorsystemen verfügen. Für das ausgewählte Tasthaar-Sinnessystem existieren bereits zahlreiche biologische Arbeiten, die das Sinnesorgan morphologisch und funktionell beschreiben. Die vorliegende Arbeit baut auf dem Stand dieses Wissens auf. Die Peripherie dieses Sinnesorgans wird als Funktionseinheit aus Tasthaar und dessen Lagerung mit Hilfe technischer Methoden analysiert und ein Erklärungsmodell entwickelt. Um dieses Wissen für technische Umsetzungen aufzubereiten, wurden Konstruktionsmodelle entworfen, die im Vergleich zu bereits verfügbaren technischen Lösungen eine neue Qualität aktiver Adaptivität enthalten.

Durch die Anwendung des allgemeinen Konzeptes vom Reizleitungsapparat auf das Tasthaar-Sinnessystem ließen sich die Strukturen Haarschaft, Follikel-Sinus-Komplex, Mechanorezeptoren und neuronale Verarbeitungskette als funktionell entscheidende Komponenten identifizieren.

Für den Haarschaft als reizaufnehmende Struktur wurden folgende Funktionshypothesen verifiziert: Die charakteristische Struktur ermöglicht die

Aufnahme und Weiterleitung mechanischer Energie, Schutz vor Destruktion und Kontrastverstärkung. Die Kenntnis der strukturellen und mechanischen Eigenschaften dieser unmittelbar mit der Umgebung in Kontakt stehenden Komponente ist demnach Grundvoraussetzung für Struktur-Funktions-Korrelationen des Gesamtsystems. Der Haarschaft wurde als Biegebalken interpretiert. Form, Oberflächen- und Binnenstruktur und das statische sowie das dynamische Verhalten wurden experimentell analysiert. Geometrische Vermessungen und lichtmikroskopische Untersuchungen offenbarten eine auffällig symmetrische, kegelstumpfförmige Kontur der Vibrisse. Diese charakteristische Form des Haarschaftes stellt eine erste morphologische Voraussetzung für die Erfüllung der mechano-sensitiven Funktionen des Gesamtsystems dar. Durch die Verjüngung der Tastspitze ist eine punktgenaue Zuordnung zu der Topographie des Tastobjektes verbunden mit einer hohen Auflösung möglich.

Eine detaillierte Betrachtung der Oberflächen- und Binnenstruktur wurde im Rasterelektronenmikroskop durchgeführt. Charakteristisch ist der Aufbau der Cuticula, welche sich mit einer konzentrischen Mehrschichtstruktur als toleranter gegenüber Umwelteinflüssen und Verschleißerscheinungen zeigt. Die in unregelmäßig angeordneten Schuppen ausgeprägte Struktur trägt zu der gegenüber Körperhaaren erhöhten Biegesteifigkeit bei und kann Adhäsionserscheinungen verringern. Der Cuticula schließt sich ein im Vergleich zu Körperhaaren massiver Cortex an, welcher die hohe Steifigkeit der Tastaare ebenfalls bedingt. Die Funktion der innersten Schicht, der Medulla, welche weniger als 1 % Anteil am Flächenträgheitsmoment des Gesamtquerschnittes beiträgt, ist vermutlich in der Minimierung von Spannungen zu finden.

Mikrotribologische Methoden ermöglichten die Analyse des statischen Verhaltens und die Berechnung von Federkonstante, Elastizitätsmodul und Biegesteifigkeit. Die kegelförmige Kontur des Haarschaftes bewirkt bei einem über die gesamte Länge konstanten E-Modul von 7,36 GPa eine Abnahme der Biegesteifigkeit von basal nach apikal. Bedingt durch diese biegeeweiche Tastspitze bewirken selbst kleine Kräfte enorme Auslenkungen. Zum Schutz

der Tasthaarspitze ist das gesamte Haar vorgebogen, somit werden bei Objektkontakt die empfindlichen Teile in Richtung der angreifenden Kraft gebogen. Innerhalb einer Reihe nimmt die Biegesteifigkeit von rostral nach caudal, entgegen der Hauptbewegungsrichtung, zu, so dass der Dynamikbereich des gesamten Sensorarrays vergrößert wird. Basierend auf diesen Ergebnissen kann die Funktionalität der verschiedenen Vibrissentypen folgendermaßen begründet werden: die rostral liegenden, kurzen und biegeweichen Mikrovibrissen nehmen feine Signale wahr, während große Kräfte aufgrund der damit verbundenen Auslenkung des Haares nicht mehr perzipiert werden können. Somit bilden die Mikrovibrissen ein Objektwahrnehmungsfeld, welches der differenzierten Texturanalyse und Objektidentifikation dient. Die caudal liegenden, längeren und steiferen Makrovibrissen sind durch die höhere Biegesteifigkeit weniger sensitiv, können aber größere Kräfte auflösen. Sie dienen daher der Umgebungsrezeption einschließlich der Kollisionsvermeidung. Im Vibrissenfeld sind demnach zwei verschiedene Sensortypen vereint, die eine ausreichende Erfassung der unmittelbaren Umgebung ermöglichen.

Analysen verschiedener Biegestrukturen (Voll- und Hohlzylinder, Voll- und Hohlkegel) untersetzen die Bedeutung der Kegelform: die Spitze einer kegelförmigen Biegestruktur reagiert wesentlich nachgiebiger auf Kräfteinwirkungen, als basisnahe Abschnitte. Durch diese biegeweiche Haarspitze reagieren Vibrissen hoch empfindlich auf geringe Erregerkräfte, und die Erkennung selbst feinsten Oberflächenstrukturen wird gewährleistet. Zusätzlich fungiert die Kegelform als Überlastschutz, indem große Erregerkräfte eine starke Auslenkung hervorrufen und somit entlang des Haarschaftes eine Kraftausleitung erfolgt. In die empfindlichen Rezeptorzellen wird eine geringere Kraft eingekoppelt. Numerische Analysen mittels der Finiten-Elemente-Methode (FEM) bestätigen die Aussagen bezüglich des charakteristischen Biegeverhaltens verschiedener Biegestrukturen. Zusätzlich wurde die von-Mises-Vergleichsspannung analysiert. Während bei einer zylinderförmigen Struktur, unabhängig ob Voll- oder Hohlquerschnitt, die größten Spannungen immer basisnah auftreten, wandert das Spannungsmaximum bei einem Vollkegel mit dem Kraftangriffspunkt spitzwärts und erreicht ein absolutes

Maximum spitzennah. Bei einem Hohlkegel ist der Spannungsverlauf ähnlich, jedoch ist das absolute Maximum deutlich reduziert. Somit kann die Hypothese, dass die Medulla einer Spannungsminimierung dient, bestätigt werden.

Zur Analyse des dynamischen Verhaltens wurde eingespannten Vibrissen an der Basis ein definiertes Frequenzspektrum aufgeprägt. Mit Hilfe dieses Versuchsaufbaus konnten die Eigenfrequenzen und Maximalamplituden der verschiedenen Vibrissen untersucht werden. Schwingen die Vibrissen im Resonanzbereich, wird die Bewegungsamplitude um ein Vielfaches erhöht. Eine der Grundfunktionen des Reizleitungsapparates biologischer Sinnesorgane, die Kontrastverstärkung, kann auf diese Weise realisiert werden. Eine derartig gezielte Dynamisierung von Einzelstrukturen ermöglicht die Umwandlung statischer Reize in dynamische Reize. Innerhalb des Sensorarrays stehen die Eigenfrequenzen in einer linearen Abhängigkeit von Vibrissenlänge und Basisdurchmesser. Während die längeren Makrovibrissen in tieferen Frequenzbereichen schwingen, vollziehen die Mikrovibrissen ein hochfrequentes Abtasten der Umgebung.

Während der Haarschaft experimentell gut zugänglich war, musste für eine Funktionsanalyse des Follikel-Sinus-Komplexes (als Lager) auf deduktive Methoden der Modellbildung zurückgegriffen werden. Für ein Grundverständnis der Struktur-Funktions-Zusammenhänge wurde eine kegelförmige Biegestruktur mit einem in seiner Steifigkeit variablen Zylinder als Lager modelliert und das Biegeverhalten bzw. auftretende Vergleichsspannungen mittels FEM analysiert. Während die Steifigkeit der Lagerung den Verlauf der Biegelinien und Vergleichsspannungen außerhalb der Lagerung kaum beeinflusste, bewirkt eine Erhöhung des E-Moduls der Lagerung eine Reduktion und apikale Verschiebung des Auslenkungsmaximums. Die Sensitivität des Systems kann somit aktiv beeinflusst werden.

Basierend auf diesen Ergebnissen wurde ein weiterer Abstraktionsschritt vollzogen. Ein mechanisches Modell der Tasthaare von Spinnen wurde an die bestehende Fragestellung angepasst. Im Modell fungiert ein an der Basis über ein Drehgelenk beweglich gelagerter zylindrischer Körper als Taststab. Des

weiteren ist der Taststab über ein Feder-Dämpfer-Element in einem bestimmten Abstand zu dem Drehgelenk nachgiebig gelagert. Dieses Modell ermöglicht die Analyse des Systemverhaltens, des in der Lagerung auftretenden Drehmomentes und der für die Stabilisierung eines vorgegebenen Systemverhaltens benötigten Reglerverstärkung. So zeigen dynamische Systeme auch die stärksten Reaktionen auf dynamische Kräfte, da es hierbei zu einer Überlagerung mehrerer Schwingungen kommt, während impulsartige Kraftverläufe den größten Einfluss auf statische Systeme haben. Auch die Position der nachgiebigen Lagerung ebenso wie die Ausbildung einer Endmasse an der Spitze des Taststabes beeinflussen das Gesamtsystem erheblich. Je näher die nachgiebige Lagerung am Drehgelenk positioniert ist, desto größer ist das benötigte Drehmoment zur Stabilisierung des Modellsystems. Ist die nachgiebige Lagerung so positioniert, dass ca.  $\frac{2}{3}$  des Taststabes frei schwingen können, wirkt sich eine weitere Annäherung der Lagerung an das Drehgelenk nur noch unwesentlich aus. Das Drehmoment zeigt eine positiv lineare Abhängigkeit von der Endmasse.

Mit dem gewonnenen Kenntnisstandes der Struktur-Funktions-Beziehungen des Tasthaar-Sinnessystems und einem hinreichendem Abstraktionsniveau konnte das Umsetzungspotential für technische Fragestellung identifiziert werden. Konkrete Vorschläge betreffen die Gestaltung des eigentlichen Reizaufnehmers, eine nachgiebige Lagerung und darüber hinaus die Umsetzung einer in ihrer Steifigkeit einstellbaren Lagerung. Für den mit der Umgebung in unmittelbarem Kontakt stehenden Reizaufnehmer bietet sich die Konstruktion einer kegelförmigen Biegestruktur beispielsweise aus einem Faserverbundwerkstoff mit mehrschichtiger und strukturierter Außenhülle an. Experimentell nachzuweisen wäre noch, ob ein mittig verlaufender Hohlkanal durch die Minimierung von Strukturspannungen zur Robustheit des Gesamtsystems beitragen kann. Zur Steigerung der Adaptivität und Robustheit technischer Sensorsystem wird im Gegensatz zu der bisher üblichen starren Befestigung des Taststabes die Umsetzung einer flexiblen Lagerung z.B. mittels Drehgelenk, elastischer Membran, Federkonstruktion oder Elastomorfäden vorgeschlagen. Auch die einstellbare Steifigkeit der Lagerung lässt sich über

eine Variation der Eigenschaften des Taststabes z.B. mit einer binnendruck-gesteuerten Schlauchstruktur oder mittels Variation der frei schwingenden Taststablänge strukturell umsetzen. Ebenso können die Eigenschaften der Lagerung variiert werden. Vorstellbar sind die Kopplung einer elastischen Membran an Piezoaktoren, eine pneumatisch einstellbare Manschette oder eine magneto- bzw. elektrorheologische Flüssigkeitsdämpfung.

Derartige biologisch inspirierte taktile stoffführende Sensoren mit den hier vorgeschlagenen Eigenschaften könnten in Bereichen Anwendung finden, bei denen eine punktuelle Nahfeldkontrolle vor dem unmittelbaren Kontakt oder zur Vermeidung des direkten Kontakts benötigt wird. Diese Sensoren zeichnen sich durch eine bisher nicht realisierte Adaptivität an wechselnde Umgebungsbedingungen, durch aktive Dynamisierungsmöglichkeiten und durch eine einsatz-abhängige Robustheit des Gesamtsystems aus.



# Anhang

## A1-1 Messwerte der Vibrissen von Ratte 1: Länge und Durchmesser

	Länge [mm]	d <sub>1</sub> [µm] $\bar{x}$ / s	d <sub>2</sub> [µm] $\bar{x}$ / s	d <sub>3</sub> [µm] $\bar{x}$ / s	d <sub>4</sub> [µm] $\bar{x}$ / s	d <sub>5</sub> [µm] $\bar{x}$ / s	Regressions- gerade	R <sup>2</sup>
<b>Alpha 1</b>	47	140,33/ 1,70	94,33/ 0,47	56,00/ 0,00	27,00/ 0,82	2,33/ 0,47	-2,922x + 132,67	0,984
<b>A1</b>	42	130,67/ 0,47	84,00/ 0,82	50,33/ 0,94	26,33/ 0,47	2,67/ 0,94	-2,9873x + 121,53	0,976
<b>A2</b>	27	88,67/ 0,47	69,00/ 0,00	44,33/ 0,47	18,67/ 0,94	1,33/ 0,47	-3,3333x + 89,4	0,996
<b>A3</b>	20	80,00/ 0,00	64,67/ 1,25	44,67/ 0,94	16,00/ 0,82	2,00/ 0,00	-4,0933x + 82,4	0,988
<b>A4</b>	13	62,67/ 0,47	60,00/ 0,00	38,67/ 0,47	18,33/ 0,47	1,00/ 0,00	-5,0769x + 69,133	0,962
<b>Beta</b>	50	153,00/ 0,00	106,33/ 0,47	60,00/ 0,00	32,00/ 0,00	3,00/ 0,00	-2,9947x + 145,73	0,984
<b>B1</b>	45	145,00/ 0,00	103,67/ 0,47	59,67/ 0,47	31,33/ 0,94	3,33/ 0,47	-3,1615x + 139,73	0,989
<b>B2</b>	33	126,33/ 0,94	82,00/ 0,00	55,33/ 1,25	25,67/ 0,47	1,67/ 0,47	-3,7051x + 119,33	0,987
<b>B3</b>	23	95,33/ 0,47	77,33/ 0,47	46,67/ 0,47	18,33/ 0,47	1,67/ 0,47	-4,2841x + 97,133	0,990
<b>B4</b>	13	68,67/ 0,94	64,00/ 0,00	41,67/ 0,47	17,33/ 1,70	3,00/ 0,00	-5,4769x + 74,533	0,967
<b>C1</b>	44	167,00/ 1,63	115,00/ 0,82	80,00/ 0,00	33,00/ 0,00	2,00/ 0,00	-3,7455x + 161,8	0,994
<b>C2</b>	33	143,00/ 0,00	104,67/ 0,47	60,67/ 0,94	29,67/ 1,89	2,33/ 0,47	-4,3192x + 139,33	0,992
<b>C3</b>	22	113,00/ 0,00	86,33/ 1,70	52,00/ 0,00	34,67/ 0,47	1,33/ 0,47	-5x + 112,47	0,993
<b>C4</b>	13	87,00/ 1,41	78,67/ 0,47	46,67/ 1,25	26,67/ 0,47	2,00/ 0,00	-6,8308x + 92,6	0,979
<b>Mikro C</b>	9	61,00/ 0,82	52,30/ 0,47	40,00/ 0,00	19,70/ 0,94	Nicht messbar	-6,0593x + 63,7	0,964
<b>Delta</b>	48	148,33/ 0,47	103,67/ 0,47	64,67/ 1,25	37,33/ 0,47	1,00/ 0,00	-3,0083x + 143,2	0,993
<b>D1</b>	45	174,00/ 0,00	127,00/ 0,00	81,67/ 0,47	41,33/ 0,47	7,00/ 0,00	-3,7304x + 170,13	0,996
<b>D2</b>	35	156,33/ 0,47	109,33/ 0,47	72,67/ 0,47	38,00/ 0,82	2,00/ 0,82	-4,3429x + 151,67	0,996
<b>D3</b>	26	135,33/ 0,47	107,00/ 0,00	64,33/ 0,47	32,33/ 0,47	1,67/ 0,47	-5,2615x + 136,53	0,996
<b>D4</b>	18	111,67/ 0,94	86,67/ 0,47	57,33/ 0,47	28,33/ 0,47	1,00/ 0,00	-6,2148x + 112,93	0,999
<b>Mikro D</b>	9	66,30/ 1,25	59,70/ 0,47	46,30/ 0,47	25,00/ 1,41	Nicht messbar	-6,1037x + 69,933	0,946
<b>Gamma</b>	54	184,00/ 0,00	135,00/ 0,00	82,33/ 0,47	40,67/ 0,94	2,67/ 0,47	-3,3852x + 180,33	0,996
<b>E1</b>	47	186,67/ 0,47	127,67/ 0,47	78,33/ 0,94	43,33/ 0,47	5,33/ 0,47	-3,8043x + 177,67	0,988
<b>E2</b>	34	174,67/ 0,94	126,33/ 0,47	82,33/ 0,47	43,67/ 0,94	6,33/ 0,94	-4,9333x + 170,53	0,997
<b>E3</b>	26	150,00/ 0,00	110,67/ 0,47	74,33/ 1,25	42,00/ 0,00	3,33/ 0,47	-5,5692x + 148,47	0,999
<b>E4</b>	18	114,67/ 0,47	80,00/ 0,00	58,67/ 0,47	32,00/ 0,82	3,00/ 0,00	-6,0296x + 111,93	0,995
<b>Mikro E</b>	9	76,70/ 0,47	56,30/ 1,25	47,70/ 1,25	23,00/ 0,00	Nicht messbar	-7,5407x + 76,367	0,971

## A1-2 Messwerte der Vibrissen von Ratte 1: Gewicht

	Länge [mm]	V [mm <sup>2</sup> ]	m [µg]	ρ [mg/mm <sup>2</sup> ]
<b>Alpha 1</b>	47	0,246	206,67	0,84
<b>A1</b>	42	0,192	166,67	0,87
<b>A2</b>	27	0,056	83,33	1,48
<b>A3</b>	20	0,034		
<b>A4</b>	13	0,014		
<b>Beta</b>	50	0,313	260,00	0,83
<b>B1</b>	45	0,254	226,67	0,89
<b>B2</b>	33	0,140	223,33	1,60
<b>B3</b>	23	0,056		
<b>B4</b>	13	0,017		
<b>C1</b>	44	0,325	176,67	0,54
<b>C2</b>	33	0,180	266,67	1,48
<b>C3</b>	22	0,074		
<b>C4</b>	13	0,026		
<b>Mikro C</b>	9	0,009		
<b>Delta</b>	48	0,278	463,33	1,66
<b>D1</b>	45	0,372	420,00	1,13
<b>D2</b>	35	0,227	153,33	0,68
<b>D3</b>	26	0,126		
<b>D4</b>	18	0,059		
<b>Mikro D</b>	9	0,011		
<b>Gamma</b>	54	0,486	630,00	1,30
<b>E1</b>	47	0,441	463,33	1,05
<b>E2</b>	34	0,282	306,67	1,09
<b>E3</b>	26	0,157	143,33	0,92
<b>E4</b>	18	0,064		
<b>Mikro E</b>	9	0,014		

## A2 Messwerte der Vibrissen von Ratte 2

	Länge [mm]	d <sub>1</sub> [µm] $\bar{x}$ / s	d <sub>2</sub> [µm] $\bar{x}$ / s	d <sub>3</sub> [µm] $\bar{x}$ / s	d <sub>4</sub> [µm] $\bar{x}$ / s	d <sub>5</sub> [µm] $\bar{x}$ / s	Regression- gerade	R <sup>2</sup>
<b>Alpha 1</b>								
A1	27,5	130,00/ 1,63	105,67/ 4,99	75,00/ 3,27	52,33/ 1,89	23,33/ 4,71	-3,8352x + 130,3	0,997
A2	25	71,33/ 2,49	49,67/ 1,89	30,67/ 1,89	13,67/ 0,94	3,00/ 1,63	-2,7627x + 68,2	0,986
<b>A3</b>								
<b>A4</b>								
<b>Beta</b>								
B1	36	111,67/ 1,89	87,67/ 1,89	51,00/ 0,00	20,33/ 0,94	2,00/ 0,00	-2,2933x + 111,87	0,99
B2	36	124,33/ 1,89	91,67/ 1,89	56,00/ 1,63	29,67/ 0,94	4,33/ 0,94	-3,3556x + 121,6	0,995
B3	29	106,33/ 1,89	87,67/ 1,89	45,67/ 2,49	14,67/ 1,89	3,00/ 1,63	-3,8575x + 107,4	0,971
B4	21	87,00/ 0,00	51,00/ 5,66	36,67/ 1,89	18,67/ 2,49	3,00/ 1,63	-3,8159x + 79,333	0,964
B4	16	68,33/ 0,94	55,00/ 1,63	33,67/ 3,77	18,33/ 1,89	1,67/ 0,94	-4,25x + 69,4	0,996
<b>C1</b>								
C1	45	167,33/ 0,94	102,00/ 2,83	59,00/ 5,66	23,67/ 3,40	2,67/ 1,89	-6,5227x + 152,47	0,961
C2	23	88,33/ 1,89	60,00/ 1,63	34,67/ 1,89	19,00/ 1,63	1,33/ 0,94	-3,7391x + 83,667	0,984
C3	13	77,67/ 1,89	32,33/ 2,49	19,67/ 2,49	19,00/ 1,63	3,00/ 1,63	-2,9451x + 40,667	0,988
C4	14	80,33/ 1,89	51,67/ 1,89	41,33/ 0,94	13,33/ 0,94	2,33/ 0,94	-5,0286x + 71,167	0,963
<b>Delta</b>								
Delta	53	174,00/ 3,27	107,67/ 1,89	66,67/ 3,40	33,67/ 1,89	5,33/ 1,89	-3,1044x + 159,73	0,969
D1	45	179,67/ 5,73	141,33/ 2,49	83,00/ 0,00	40,67/ 2,49	3,33/ 0,94	-4,0296x + 180,27	0,994
D2	36	168,67/ 4,11	123,00/ 0,00	65,67/ 1,89	29,67/ 2,49	3,33/ 0,94	-4,7111x + 162,87	0,982
D3	26	140,33/ 0,94	89,00/ 3,27	56,67/ 2,49	29,67/ 0,94	3,67/ 0,94	-4,3538x + 115,5	0,997
D4	18	99,67/ 1,89	80,33/ 1,89	58,33/ 3,77	27,67/ 0,94	2,33/ 0,94	-5,4963x + 103,13	0,993
<b>Gamma</b>								
Gamma	53	169,00/ 0,82	121,00/ 1,63	65,67/ 0,94	41,67/ 0,94	5,00/ 0,00	-1,6293x + 80,967	0,982
E1	41	206,67/ 1,89	141,67/ 2,05	66,67/ 1,89	13,33/ 1,25	17,33/ 2,62	-3,6389x + 102,67	0,996
E2	35	182,33/ 2,05	133,00/ 0,82	81,00/ 1,63	33,33/ 0,47	3,00/ 0,82	-3,1609x + 89,1	0,992
E3	26	149,33/ 1,89	103,67/ 1,25	64,00/ 0,82	30,33/ 2,49	3,67/ 0,94	-3,473x + 71,567	0,99
E4	18	119,33/ 0,47	84,00/ 0,82	55,00/ 0,00	25,33/ 0,94	3,67/ 0,47	-3,625x + 57,733	0,994

### A3 Federkonstante (c), E-Modul (E) und Biegesteifigkeit (EI) der Vibrissen von Reihe A

x ... Abstand des Messpunktes zur Haarbasis

Alpha				A1			
x [cm]	C [N/m]	E [GPa]	EI [Nm <sup>2</sup> mm <sup>2</sup> ]	x [cm]	C [N/m]	E [GPa]	EI [Nm <sup>2</sup> mm <sup>2</sup> ]
0,44	0,1131	5,24	20,17	0,4	0,51775	8,50	60,19
0,54	0,0669	5,90	20,18	0,5	0,24767	8,16	51,68
0,64	0,0438	6,63	20,06	0,6	0,14089	8,23	46,57
0,74	0,0281	6,78	18,11	0,7	0,07911	7,55	37,97
0,83	0,0184	6,44	15,3	0,8	0,0539	7,89	35,21
0,93	0,0131	6,67	13,85	0,9	0,0251	5,39	21,23
1,06	0,0089	7,08	12,27	1	0,02276	6,91	23,93
1,18	0,0063	7,22	10,5	1,1	0,01647	6,86	20,82
1,26	0,0047	6,68	8,61	1,2	0,01155	6,45	17,07
1,34	0,0037	6,57	7,47	1,3	0,00855	6,27	14,4
1,42	0,0028	6,14	6,14	1,4	0,00615	5,83	11,56
1,54	0,0021	6,16	5,04	1,5	0,00354	4,28	7,28
1,67	0,002	8,10	5,26	1,6	0,00345	5,25	7,62
1,79	0,0013	6,69	3,47	1,7	0,00249	4,71	5,79
				1,8	0,0026	6,08	6,3
				1,9	0,00204	5,85	5,06
				2	0,00162	5,64	4,04
				2,1	8,01E-04	3,38	1,99

A2				A3			
x [cm]	C [N/m]	E [GPa]	EI [Nm <sup>2</sup> mm <sup>2</sup> ]	x [cm]	C [N/m]	E [GPa]	EI [Nm <sup>2</sup> mm <sup>2</sup> ]
0,38	0,3517	7,31	44,77	0,28	0,252	11,96	18,84
0,48	0,1693	7,45	37,67	0,37	0,0988	11,41	14,24
0,59	0,0972	8,42	34,06	0,48	0,0496	13,38	12,32
0,7	0,0557	8,57	27,38	0,57	0,0265	12,74	8,98
0,8	0,033	8,05	20,48	0,68	0,0127	11,16	5,53
0,88	0,0243	8,27	17,38	0,78	0,0088	12,70	4,43
0,98	0,0153	7,69	12,55	0,89	0,0059	13,72	3,13
1,05	0,0096	6,23	8,44	0,99	0,0039	13,64	2,03
1,13	0,0067	5,71	6,17	1,1	0,0024	12,87	1,12
1,2	0,0046	4,94	4,34	1,21	0,0014	11,21	0,53
1,3	0,003	4,56	2,91	1,31	0,0012	14,72	0,36
1,4	0,0024	5,03	2,28				
1,5	0,0021	5,93	1,84				
1,6	0,0012	4,54	0,93				

## A4 Federkonstante (c), E-Modul (E) und Biegesteifigkeit (EI) der Vibrissen von Reihe B

x ... Abstand des Messpunktes zur Haarbasis

Beta				B1			
x [cm]	C [N/m]	E [GPa]	EI [Nm <sup>2</sup> mm <sup>2</sup> ]	x [cm]	C [N/m]	E [GPa]	EI [Nm <sup>2</sup> mm <sup>2</sup> ]
0,5	0,1962	11,87	59,23	0,48	0,408	5,05	94,47
0,6	0,1164	12,44	56,59	0,59	0,2436	5,77	95,19
0,7	0,0718	12,46	51,56	0,7	0,1522	6,20	89,98
0,8	0,0479	12,71	47,72	0,8	0,101	6,33	81,3
0,9	0,0333	12,88	43,8	0,89	0,0637	5,64	64,75
1	0,0262	14,24	43,73	1	0,0484	6,28	62,59
1,1	0,018	13,37	37	1,1	0,0343	6,12	53,39
1,2	0,0176	17,41	43,25	1,2	0,0242	5,79	44,03
1,3	0,012	15,45	34,38	1,3	0,0196	6,15	40,52
1,4	0,0099	16,41	32,6	1,42	0,0144	6,14	33,85
1,5	0,0078	16,39	28,98	1,52	0,0117	6,34	29,96
				1,62	0,009	6,11	24,6
				1,7	0,0068	5,48	19,3
				1,8	0,0051	5,13	15,18
				1,92	0,0043	5,49	13,04
				2,02	0,0035	5,40	10,6

B2				B3			
x [cm]	C [N/m]	E [GPa]	EI [Nm <sup>2</sup> mm <sup>2</sup> ]	x [cm]	C [N/m]	E [GPa]	EI [Nm <sup>2</sup> mm <sup>2</sup> ]
0,41	0,1723	7,32	25,29	0,45	0,04671	6,36	4,66
0,52	0,0965	8,74	24,97	0,52	0,02699	5,91	3,64
0,6	0,0584	8,40	20,79	0,62	0,01655	6,54	3,08
0,7	0,0366	8,73	17,9	0,74	0,01046	7,61	2,55
0,8	0,0245	9,11	15,35	0,81	0,00694	6,97	1,88
0,9	0,0167	9,29	12,73	0,88	0,00445	6,03	1,3
1	0,0121	9,65	10,62				
1,15	0,0089	11,66	9,04				
1,23	0,0063	10,57	6,7				
1,32	0,0047	10,26	5,12				
1,42	0,0034	9,96	3,75				
1,55	0,0026	10,60	2,67				
1,65	0,0019	10,11	1,82				
1,8	0,0015	12,11	1,24				

B4				Mikro B			
x [cm]	C [N/m]	E [GPa]	EI [Nm <sup>2</sup> mm <sup>2</sup> ]	x [cm]	C [N/m]	E [GPa]	EI [Nm <sup>2</sup> mm <sup>2</sup> ]
0,3	0,0724	7,46	3,77	0,33	0,0817	11,30	3,92
0,4	0,0292	7,70	2,85	0,42	0,0346	10,87	2,35
0,5	0,0132	7,41	1,96	0,55	0,0164	13,53	1,31
0,6	0,0061	6,50	1,19	0,64	0,0083	12,21	0,61
0,7	0,0031	5,75	0,7	0,76	0,0038	11,45	0,19
0,8	0,0015	4,61	0,36				
0,9	7,00E-04	3,77	0,17				

## A5 Federkonstante (c), E-Modul (E) und Biegesteifigkeit (EI) der Vibrissen von Reihe E

x ... Abstand des Messpunktes zur Haarbasis

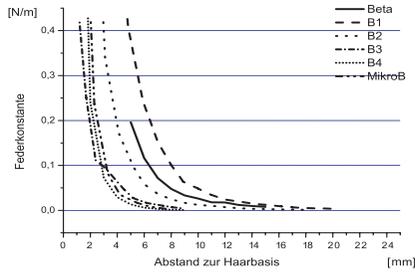
E1				E2			
x [cm]	C [N/m]	E [GPa]	EI [Nm <sup>2</sup> mm <sup>2</sup> ]	x [cm]	C [N/m]	E [GPa]	EI [Nm <sup>2</sup> mm <sup>2</sup> ]
0,7	0,1331	3,07	78,52	0,6	0,1035	2,02	39,18
1,1	0,0466	4,49	74,95	0,7	0,1142	3,56	59,84
1,55	0,0061	1,87	18,19	0,8	0,0602	2,90	42,06
1,71	0,0072	3,12	24,61	1,1	0,0266	3,75	33,64
1,83	0,0088	4,85	32,47	1,4	0,0087	2,88	14,98
2,03	0,0066	5,31	26,52	1,5	0,0173	7,41	31,6
2,22	0,0037	4,24	15,7	1,6	0,0055	3,01	10,42
2,6	9,00E-04	1,90	3,6	2,3	0,0027	6,90	3,59
3,1	5,00E-04	2,42	1,52				

E3				E4			
x [cm]	C [N/m]	E [GPa]	EI [Nm <sup>2</sup> mm <sup>2</sup> ]	x [cm]	C [N/m]	E [GPa]	EI [Nm <sup>2</sup> mm <sup>2</sup> ]
0,4	0,41822	4,23	52,61	0,28	0,45427	4,07	1,02
0,5	0,17067	3,52	36,63	0,35	0,2206	4,04	0,82
0,65	0,07776	3,79	29,57	0,42	0,11242	3,73	0,6
0,8	0,03971	3,90	22,33	0,53	0,06012	4,34	0,47
1	0,02003	4,31	15,66	0,65	0,03401	4,98	0,33
1,2	0,00993	4,20	9,15	0,76	0,0196	5,05	0,21
1,4	0,00482	3,75	4,55	0,9	0,01174	5,75	0,11
1,5	0,00323	3,36	2,93	1	0,00671	5,03	0,05
1,7	0,00163	2,98	1,22	1,13	0,00398	5,08	0,02
				1,25	0,00216	4,48	0,01
				1,4	0,0014	5,41	0

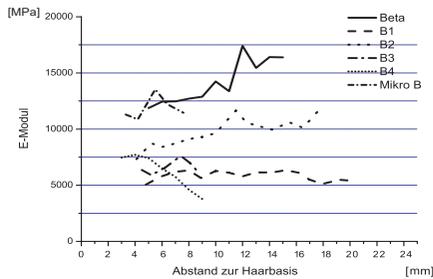
Mikro E			
x [cm]	C [N/m]	E [GPa]	EI [Nm <sup>2</sup> mm <sup>2</sup> ]
0,26	0,24985	9,90	20,42
0,34	0,10826	10,39	14,52
0,42	0,04356	8,59	7,8
0,5	0,02144	7,84	4,39
0,58	0,01016	6,43	2,08
0,9	0,00191	8,06	0,07

**A6 Federkonstante (c), E-Modul (E) und Biegesteifigkeit (EI) in Abhängigkeit der Vibrissen von Abstand des Messpunktes zur Vibrissenbasis (Reihe B)**

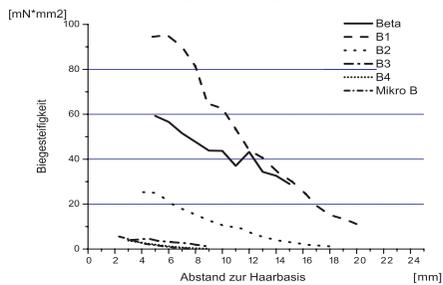
**Federkonstante**



**E-Modul**



**Biegesteifigkeit**



## A7 Herleitung von Formel (8)

$$v'' = \frac{M_{0z}}{EI_z(x)} \quad (17)$$

Das Moment des Hebelarms am Messpunkt  $M_{0z}$  berechnet sich aus der angreifenden Kraft  $F$ , die eine Auslenkung bewirkt und der Länge  $a$  des Hebelarms.

$$M_{0z} = F(a - x) \quad (18)$$

Das Flächenträgheitsmoment eines Kegels mit Vollquerschnitt berechnet sich folgendermaßen:

$$I_z(x) = \pi \frac{[r(x)]^4}{4} \quad (19)$$

mit

$$r(x) = -\frac{r_1 - r_2}{l} x + r_1 \quad (20)$$

Daraus ergibt sich für die Auslenkung folgende Formel:

$$v'' = \frac{4F(a - x)}{E\pi \left(\frac{r_2 - r_1}{l} x + r_1\right)^4} \quad (21)$$

$$v' = \frac{4Fl^4}{E\pi} * \left( \frac{1}{2(r_2 - r_1)^2 (xr_2 - xr_1 + lr_1)^2} - \frac{(ar_2 - ar_1 + lr_1)}{3(r_2 - r_1)^2 (xr_2 - xr_1 + lr_1)^3} \right) + c_1 \quad (22)$$

$$v = \frac{4Fl^4}{E\pi} * \left( -\frac{1}{2(r_2 - r_1)^3 (xr_2 - xr_1 + lr_1)} + \frac{ar_2 - ar_1 + lr_1}{6(r_2 - r_1)^3 (xr_2 - xr_1 + lr_1)^2} \right) + c_1 x + c \quad (23)$$

Folgende Randbedingungen ergeben sich aus der einseitigen Lagerung des Haars:

$$v(0) = 0 \quad \text{und} \quad v'(0) = 0 \quad (24)$$

Mit Hilfe dieser Randbedingungen lassen sich die Integrationskonstanten  $c_1$  und  $c_2$  berechnen:

$$c_1 = \frac{2Fl(-lr_1 + 2ar_2 - 2ar_1)}{3E\pi r_1^3(r_2 - r_1)^2} \quad (25)$$

$$c_2 = -\frac{2Fl^2(-2lr_1 + ar_2 - ar_1)}{3E\pi r_1^2(r_2 - r_1)^3} \quad (26)$$

Setzt man die (25) und (26) in (23) ein und stellt diese Formel nach E um, so erhält man (4).



# Literaturverzeichnis

- Abele, T et al. (2005): Roadmap Prozess-Sensorik. In: VDI/ VDE Gesellschaft Mess- und Automatisierungstechnik [Hrsg.: Verein Deutscher Ingenieure (VDI)]: GMA-Kongress 2005 – Automation als interdisziplinäre Herausforderung [VDI-Berichte Nr. 1883], 695ff, VDI Verlag GmbH, Düsseldorf, ISBN: 3-18-091883-7
- Ade, M (1991): Die äußere Kopfmorphologie von *Geogale aurita* (Tenricidae, Insectivora) und ihre Bedeutung für die Rekonstruktion des Grundplans der Theria. Z Säugetierk (Suppl.), 56: 5
- Ade, M (1993): Zur Morphologie der Vibrissen, Pinnae, Chiridien und des Rhinarium basaler Säugetiere - mit einen Beitrag zur Rekonstruktion des Grundplanes der Theria. Diplomarbeit der Universität Tübingen, Fakultät für Biologie
- Ahissar, E; Sosnik, R; Haidarliu, S (2000): Transformation from temporal to rate coding in a somatosensory thalamocortical pathway. Nature, 406(6793): 302-306
- Ahissar, E; Arieli, E (2001): Figuring space by time. Neuron, 32: 185-201
- Ahl, AS (1986): The role of vibrissae in behavior: a status review. Vet Res Commun, 10(4): 245-268
- Andermann, ML; Ritt, J; Neimark, MA; Moore, CI (2004): Neural correlates of vibrissa resonance: Band-pass and somatotopic representation of high-frequency stimuli. Neuron, 42(3): 451-463
- Barth, FG (2004): Spider mechanoreceptors. Current Opinion in Neurophysiology, 14(4): 415-422
- Beddard, FE (1902) Observations upon the carpal vibrissae in mammals. Proc. Zool Soc, 1: 127-136
- Behn, C (2005a): Ein Beitrag zur adaptiven Regelung technischer Systeme nach biologischem Vorbild. Dissertationsschrift der Technischen Universität Ilmenau, Cuvillier-Verlag, Göttingen, ISBN 3-86537-387-9
- Behn, C & Zimmermann, K (2005b): Biologically inspired sensors with adaptive control, AMAM 2005- Proc. of International Symposium on Adaptive Motion in Animals and Machines.
- Behn, C (2007a): Adaptive  $\lambda$ -Tracking-Control for relative degree two systems with applications to bio-inspired Sensors, Nonlinear Dynamics 50(4): 817-828

- Behn, C (2007b): Improved gain parameter models for adaptive control of relative degree two systems, Proc. of 9<sup>th</sup> Conference on Dynamical Systems Theory and Applications (DSTA), Lodz (Polen)
- Behn, C & Steigenberger, J (2008): Improved adaptive controllers for sensory systems – first attempts. To appear in: Modeling, Simulation and Control of Nonlinear Engineering Dynamical Systems (Ed. Jan Awrejcewicz)
- Berg, RW; Kleinfeld, D (2003): Rhythmic whisking by rat: Retraction as well as protraction of the vibrissas is under active muscular control. J Neurophysiol, 89: 104-117
- Bermejo, R; Vyas, A; Zeigler, HP(2002): Topography of rodent whisking—I. Two-dimensional monitoring of whisker movements. Somatosens & Motor Res, 19(4): 341–346
- Birdwell, JA et al. (2007): Biomechanical models for radial distance determination by the rat vibrissal system. J Neurophysiol, 98: 2439-2455
- Bölter, R (1999): Design von Aktoren mit magnetorheologischen Flüssigkeiten. Dissertationsschrift, Technische Fakultät der Universität des Saarlandes, Shaker Verlag, Aachen, ISBN 3-8265-6204-6
- Brecht, M; Preilowski, B; Merzenich, MM (1997): Functional architecture of the mystacial vibrissae. Behav Brain Res, 84: 81-97
- Brodman, K (1909): Vergleichende Lokalisationslehre der Grosshirnrinde in ihren Principien, dargestellt auf Grund des Zellenbaues. Johann Ambrosius Barth Verlag, Leipzig
- Brücker, C (2004): Anwendung des biologischen Konzepts der Haarsinneszellen als technischer Strömungssensor. Proc. of Bionik: Innovationsimpulse aus der Natur. Bremen
- Bütefisch, S; Büttgenbach, S; Kleine-Besten, T; Brand, U (2001): Micromechanical three-axial tactile force sensor for micromaterial characterisation. Microsystem Technologies, 7: 171-174
- Carvell, GE; Simons, DJ (1990): Biometric analyses of vibrissal tactile discrimination in the rat. J Neurosci, 10: 2638-2648
- Chernova, OF (2003): Architectonic and diagnostic significance of hair cortex and medulla. Biology Bulletin, 30(1): 53-62
- Christoph, R & Neumann, HJ (2003): Multisensor-Koordinatenmesstechnik: Produktionsnahe optisch-taktile Maß-, Form- und Lagebestimmung. Die Bibliothek der Technik, Band 248, Verlag moderne Industrie

- Conway, HD; Becker, ECH; Dubil, JF (1964): Vibration frequencies of tapered bars and circular plates. *J Appl Mechanics*, 329-331
- Dechant, E (2001): Mechanical Properties and Finite Element Simulation of Spider Tactile Hairs. Dissertation der TU Wien, Fakultät für Maschinenbau
- Dehnhardt, G (1994): Tactile size discrimination by a california sea lion (*Zalophus californianus*) using its mystacial vibrissae. *J comp Physiol, A* 175: 791-800
- Dehnhardt, G & Kaminski, A (1995): Sensitivity of the mystacial vibrissae of harbour seals (*Phoca vitulina*) for size differences of actively touched objects. *J Exp Biol*, 198: 2317-2323
- Dehnhardt, G; Hyvärinen H; Palviainen, A; Klauer, G (1999): Structure and innervation of the vibrissal follicle-sinus complex in the australian water-rat (*Hydromys chrysogaster*). *J Comp Neurol*, 411: 550-562
- Dörfel, J (1982): The musculatur of the mystacial vibrissae of the white mouse. *J Anat*, 135: 147-154
- Dry, FW (1926): The coat of the mouse. *J Genet*, 16: 287-340
- Ebara, S; Kumamoto, K; Matsuura, T; Mazurkiewicz, JE; Rice, FL (2002): Similarities and differences in the innervation of mystacial vibrissal follicle-sinus complexes in the rat and cat: a confocal microscopic study. *J Comp Neurol*, 449(2): 103-119
- Engin, M et al. (2005): Recent developments and trends in biomedical sensors. In: *MEASUREMENT*, 37(2), 173-188
- Fan, Z; Chen, J; Zou, J; Li, J; Liu, C; Delcomyn, F (2002): Development of Artificial Lateral- Line Flow Sensors. *Proc Solid-state Sensors and Actuators Workshop*, 169-172
- Feder, FH; Hebel, R (1973): Über die Haarformen der weißen Ratte (*Mus rattus norvegicus*, var. Albinos). *Z. Rechtsmedizin*, 73: 191-205
- Fee, MS; Mitra, PP; Kleinfeld, D (1997): Central versus peripheral determinants of patterned spike activity in rat vibrissa cortex during whisking. *J Neurophys*, 78: 1144-1149
- Fend, M; Yokoi, H; Pfeifer, R (2003): Optimal Morphology of a Whisker Array. *Proceedings 7th European Conference on Artificial Life (ECAL)*, 771-780
- Fend, M; et. al. (2004a): Morphology and Learning - A Case Study on Whiskers\_ mouse. *Proceedings 8th International Conference on the Simulation of Adaptive Behavior (SAB)*, 114-122

- Fend, M; Bovet, S; Hafner, VV (2004b): The Artificial Mouse - A Robot with Whiskers and Vision. 35th International Symposium on Robotics (ISR)-Proceedings of the 35th International Symposium on Robotics (ISR)
- Fundin, BT; Pfaller, K; Rice, FL (1997): Different distributions of the sensory and autonomic innervation among the microvasculature of the rat mystacial pad. *J Comp Neurol*, 389: 545-568
- Gibson, JM & Welker, WI (1983): Quantitative studies of stimulus coding in first-order vibrissa afferents of rats. 2. Adaptation and coding of stimulus parameters. *Somatosens Res*, 1: 95-117
- Gopal, V & Hartmann MJJ (2007): Using hardware models to quantify sensory data acquisition across the rat vibrissal array. *Bioinsp Biomim*, 2: 135–145
- Gorb, S & Scherge, M (2000): Biological microtribology: anisotropy in frictional forces of orthopteran attachment pads reflects the ultrastructure of a highly deformable material. *Proc R Soc Lond, B* 267: 1239-1244
- Gottschaldt, KM & Vahle-Hinz, C (1981): Merkel cell receptors: structure and transducer function. *Science*, 214: 183-186
- Gramann, J (2004): Problemmodelle und Bionik als Methode. Dissertationsschrift der TU München, Fakultät für Maschinenwesen
- Gründer, P (2004): Chemische Sensoren – Eine Einführung für Naturwissenschaftler und Ingenieure. Springer Verlag, Berlin, ISBN: 3-540-20984-0
- Halata, Z (1992): Die Sinnesorgane der Haut und der Tiefensensibilität. In: *Handbuch der Zoologie*. Vol. VIII. Mammalia (eds. Niethammer, J.; Schliemann, H.; Starck, D.), DeGryter, Berlin, 1-88
- Hafner, VV; Fend, M; Lungarella, M; Pfeifer, R; König, P; Kording, KP (2003): Optimal coding for naturally occurring whisker deflections. *Artificial Neural Networks and Neural Information Processing – Ican/Icnip*, 2714: 805-812
- Hartmann, MJ (2001): Active sensing capabilities of the rat whisker system. *Autonomous Robots*, 11: 249-254
- Hartmann, MJ; Johnson, NJ; Towal, RB; Assad, C (2003): Mechanical characteristics of rat vibrissae: resonant frequencies and damping in isolated Whiskers and in the awake behaving animal. *J Neurosci*, 23(16): 6510–6519
- Hartmann, MJ; Solomon, JH (2006): Robotic whiskers used to sense features. *Nature* 443: 525

- Hess, WM; Flinder, JT; Pritchett, CL; Allen, JV (1985): Characterization of hair morphology in families *Tayassuidae* and *Suidae* with Scanning Electron Microscopy. *J Mamm*, 66 (1): 75-84
- Hesse, S (1996): Lexikon Sensoren in Fertigung und Betrieb: 1800 Begriffe von A-Z zur Sensortechnik für Lehre, Studium und Beruf. expert verlag, Renningen-Malmsheim, ISBN:3-8169-1233-8.
- Hild, W (2005): Tribologische Untersuchungen von Mikrosystemen: Einfluss der Benetzbarkeit. Dissertationsschrift der TU Ilmenau, Fakultät für Mathematik und Naturwissenschaften
- Hill, B (1997): Innovationsquelle Natur: Naturorientierte Innovationsstrategie für Entwickler, Konstrukteure und Designer. Shaker Verlag, Aachen, ISBN 3-826-2887-5
- Hill, B (1999): Naturorientierte Lösungsfindung - Entwickeln und Konstruieren nach biologischen Vorbildern. Expert-Verlag, Reihe Technik, Renningen-Malmsheim, ISBN 3-8169-1770-4
- Hirons, AC; Schell, DM; Aubin, DJS (2001): Growth rates of vibrissae of harbor seal (*Phoca vitulina*) and Steller sea lions (*Eumetopias jubatus*). *Can J Zool*, 79: 1053-1061
- Hyvarinen, H; Kangasperko, H; Peura, R (1997): Functional Structure of Carpal and Ventral Vibrissae of Squirrel (*Sciurus-Vulgaris*). *Journal of Zoology*, 182(8): 457-466
- Jäger, G; Manske, E; Hausotte, T (2006): Neue Anwendungen der Nanomessmaschine (NPM-Maschine) durch die Entwicklung nanoskaliger optischer und taktile Tastsensoren. *Technisches Messen*, 73(9): 457-464
- Jordan, F (2008): Methoden und Werkzeuge für den Wissenstransfer in der Bionik. Dissertationsschrift an der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg. In: Integrierte Produktentwicklung, Band 12 (Hrsg. S. Vajna), ISBN 978-3-941016-00-2
- Jung, D; Zelinsky, A (1996): Whisker based mobile robot navigation. *Proc of the 1996 IEEE/RSJ Intelligent Robots and Systems*, 2(4-8): 497-504
- Just, E; Furkert, A; Weiß, M : Technische Dynamik, 2. Lehrbrief: Mechanische Schwingungen diskreter und kontinuierlicher Systeme. Hrsg. Zentralstelle für das Hochschulfernstudium des Ministeriums für Hoch- und Fachschulwesen. Ag 628/373/77/DDR/1000-ZLO 709/77
- Kallenbach, E et al. (2003): Elektromagnete: Grundlagen, Berechnung, Entwurf und Anwendung. 2. Aufl., Teubner Verlag, Stuttgart, ISBN 3-519-16163-X
- Kaneko, M; Kanayama, N; Tsuji, T (1996): Vision based active antenna. *Proceeding of the 1996 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. 2555-2560

- Kaneko, M; Kanayama, N; Tsuji, T (1998): Active antenna for contact sensing. IEEE Transactions on Robotics and Automation, 14(2): 278-291
- Kaneko, M; Kanayama, N; Tsuji, T (2001): Vision-based active sensor using a flexible beam. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics. 6(1): 7-16
- Kanoun, O & Tränkler, HR (2004): Sensor Technology Advances and Future Trends. In: IEEE TRANS INSTRUM MEAS, 53(6), 1497-1501
- Kenny, T (2005): Basic Sensor Technology. In: Wilson, JS (Hrsg.): Sensor Technology Handbook. Newnes (Elsevier), Amsterdam, 1-15, ISBN: 0-7506-7729-5
- Kim, D; Möller, R (2004): A biomimetic whisker for texture discrimination and distance estimation. Animals to Animats, 8: 140-149
- Kim, D; Möller, R (2005): Biomimetic Whisker Experiments for Tactile Perception. Proc 3<sup>rd</sup> International Symposium on Adaptive Motion in Animals and Machines
- Klauer, G (1999): Vibrissen - Analyse eines taktilen Sinnesorgans. Habilitationsschrift der Universität Essen, Fachbereich Bio- und Geowissenschaften, Landschaftsarchitektur
- Krause, AF; Dürr, V (2004): Tactile efficiency of insect antennae with two hinge joints. Biological Cybernetics, 91(3): 168-181
- Krupa, DJ; Matell, MS; Brisben, AJ; Oliviera, LM; Nicolelis, MAL (2001): Behavioral Properties of the trigeminal somatosensory system in rats performing whisker-dependent tactile discriminations. J Neurosci, 21(15): 5752-5763
- Krijnen, GJM; Dijkstra, M; van Baar, JJ; Shankar, SS; Kuipers, WJ; de Boer, RJH; Altpeter, D; Lammerink, TSJ; Wiegerink, R (2006): MEMS based hair flow-sensors as model systems for acoustic perception studies. J of Nanotechnology, 17(4): 84-89
- Küppers, U; Tributsch, H (2002): Verpacktes Leben – Verpackte Technik. Wiley-VCH, Weinheim, ISBN 3-527-30443-6
- Lange, O; Reimann, B; Saenz, J; Dürr, V; Elkmann, N (2005): Insectoid obstacle detection based on an active tactile approach. Proc 3<sup>rd</sup> International Symposium on Adaptive Motion in Animals and Machines
- Latzke, PM (1988): Textile Fasern – Rasterelektronenmikroskopie der Chemie- und Naturfasern. Dt. Fachverlag, Frankfurt (Main), ISBN 3-87150-274-X

- Leineweber, M (2001): Untersuchung und Realisierung von taktilen Sensoren in Oberflächenmikromechnik. Dissertationsschrift der Universität Duisburg, Fraunhofer Institut Mikroelektronische Schaltungen und Systeme
- Li, J; Chen, J; Liu, C (2002): Micromachined Biomimetic Sensor Using Modular Artificial Hair Cells. NanoSpace 2002, Houston, TX, 2002
- Ling, JK (1966): The skin and hair of the southern elephant seal, *Mirounga leonina* (Linn) I. The facial vibrissae. Aust J Zool, 14: 855-866
- Liu, C (2007): Micromachined biomimetic artificial haircell sensors. Bioinsp Biomim, 2: 162-169
- Lungarella, M; Hafner, VV; Pfeifer, R & Yokoi, H (2002): Artificial Whisker Sensors in Robotics. Proc. of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), 2931-2936
- Lyne, AG (1959): The systematic and adaptive significance of the vibrissae in the Marsupialia. Proc Zool Soc (Lond.), 133: 79-133
- Maier, W; Zoglauer, T (Hrsg.) (1994): Technomorphe Organismuskonzepte – Modellübertragungen zwischen Natur und Technik. „problemata“ 128, Frommann-Holzboog Verlag, Stuttgart, ISBN 3-7728-1479-4
- Matthek, C; Vorberg, U (1991): The biomechanics of tree fork design. Bot Acta, 104: 399-404
- McGhee, J (2005): Classification of Sensors, in: SYDENHAM, P. H.; THORN, R. (Hrsg.): Handbook of measuring system design, Chichester, Wiley: 741-750, ISBN 0-470-02143-8
- Merkel, T (1994): Taschenbuch der Werkstoffkunde. Fachbuchverlag Leipzig, Köln, ISBN 3-343-00845-1
- Meyer, W; Seger, H; Hülmann, G; Neurand, K (1996): A computer-assisted method for determination of hair cuticula pattern in mammals. Berl Münch Tierärztl Wschr, 110: 81-85
- Mitchinson, B; Gurney, KN; Redgrave, P; Melhuish, C; Pipe, AG; Pearson, M; Gilhespy, I; Prescott, TJ (2004): Empirically inspired simulated electro-mechanical model of the rat mystacial follicle- sinus complex. Proc R Soc Lond B, 271 (1556): 2509-2516
- Moore, CI (2004): Frequency-dependent processing in the vibrissa sensory system. Journal of Neurophysiology, 91(6): 2390-2399

- Mountcastle, VB; LaMotte, RH; Carli, G (1972): Detection thresholds for stimuli in humans and monkeys: comparison with threshold events in mechanoreceptive afferent nerve fibers innervating the monkey hand. *J Neurophysiol*, 35: 122-136
- Mrotzek, S; Harnisch, A; Hungenbach, G; Strahl, H; Hülsenberg, D (2003): Processing techniques for photostructurable glasses. Annual Meeting of the German Society of Glass Technology (DGG), 76(1): 22-27
- Nachtigall, W; Wisser, A (2005): *Biologisches Design - Systematischer Katalog für bionisches Gestalten*. Springer Verlag, Berlin, ISBN 354022789X
- Neimark, MA (2001): The mechanics of whisking: The first stage in the transduction of surface textures into neural signals. A Thesis at Princeton University, Department of Molecular Biology
- Neimark, MA; Andermann, ML; Hopfield, JJ; Moore, CI (2003): Vibrissae Resonance as a transduction mechanism for tactile encoding. *J Neurosci*, 23(16):6499-6509
- Neuweiler, G; Heldmaier, G (2003): *Neuro- und Sinnesphysiologie*. Springer Verlag, Berlin, ISBN 3-540-44283-9
- Nicolelis, MAL; Baccala, LA; Lin, RCS; Chapin, JK (1995): Sensorimotor Encoding by Synchronous Neural Ensemble Activity at Multiple Levels of the Somatosensory System. *Science*, 268: 1353- 1358
- Nilsson, BY (1969): Structure and function of the tactile hair receptors on the cat's foreleg. *Acta Physiol Scand*, 77: 396-416
- O'Connor, SM; Berg, RW; Kleinfeld, D (2002): Coherent electrical activity between vibrissa sensory areas of cerebellum and neocortex is enhanced during free whisking. *J Neurophys*, 87: 2137- 2148
- Orfanos, C & Ruska, H (1968): Die Feinstruktur des menschlichen Haares. *Archives of Dermatological Research*, 231(3): 264-278
- Pearson, M; Gilhespy, I; Melhuish, C; Mitchinson, B; Nibouche, M; Pipe, AG; Prescott, TJ (2005): A Biologically Inspired Haptic Sensor Array for use in Mobile Robotic Vehicles. Toward Autonomous Robotic Systems - Incorporating the Autumn Biro-Net Symposium. Proceedings of TAROS, London, United Kingdom, Imperial College
- Pearson, MJ; Gilhespy, I; Melhuish, C; Mitchinson, B; Nibouche, M; Pipe, AG; Prescott, TJ (2006): A Biomimetic Haptic Sensor. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 2(4): 335-343

- Pocock, RI (1914): On the facial vibrissae of mammalia. Proc Zool Soc (Lond.), 889-912
- Rech, B (1996): Aktoren mit elektrorheologischen Flüssigkeiten. Dissertationsschrift, Technische Fakultät der Universität des Saarlandes, Shaker Verlag, Aachen, ISBN 3-89653-108-5
- Reep, RL; Stoll, ML; Marshall, CD; Homer, BL; Samuelson, DA (2001): Microanatomy of facial vibrissae in the Florida manatee: The basis for specialized sensory function and oripulation. Brain Behavior and Evolution, 58(1): 1-14
- Renner, F (2001): Spinnen. Rainar Nitzsche Verlag, Reihe Natur 1, ISBN 3980210200
- Rice, FL; Mance, A; Munger, BL (1986): A comparative light microscopic analysis of the sensory innervation of the mystacial pad. I. Innervation of the vibrissal follicle-sinus complex. J Comp Neurol, 252: 154-174
- Rice, FL; Fundin, BT; Pfaller, K; Arvidsson, J (1994):The innervation of the mystacial pad in the adult rat studied by anterograde transport of HRP conjugates. Exp Brain Res, 99: 233-246
- Robbins, CR (2002): Chemical and Physical behavior of human hair. Springer Verlag, New York, ISBN 0-387-95094-X
- Rummel, G; Birke, P: Die Methode SQAT – engineered transfer to solution. URL: [www.bionicsolutions.de](http://www.bionicsolutions.de), 07.02.2007
- Russell, RA (1990): Robot Tactile Sensing. Prentice Hall, Australia, ISBN 0-13-781592-1
- Sachdev, RNS; Sato, T; Ebner, FF (2002): Divergent movement of adjacent whiskers. J Neurophys, 87: 1440-1448
- Scherge, M; Gorb, SN (2001): Biological Micro- and Nanotribology. Springer Verlag, Berlin, ISBN 3-540-41188-7
- Schierloh, A (2003): Neuronale Netzwerke und deren Plastizität im Barrel Cortex der Ratte. Dissertationsschrift der Technischen Universität München, Fakultät Wissenschaftszentrum Weihenstephan für Ernährung, Landnutzung und Umwelt
- Schilling, C; Fetter, R; Mämpel, J; Schade, J; Kempf, W; Voges, D; Hill, B; Witte, H (2005): Towards a Bionic Algorithm. AMAM 2005-Proc of International Symposium on Adaptive Motion in Animals and Machines. 1 – 4
- Schmidt, RF; Lang, F; Thews, G (2000): Physiologie des Menschen. Springer Verlag, Berlin Heidelberg New York, 28. Aufl., ISBN 3-540-66733-4 28

- Schultz, AE; Solomon, JH; Peshkin, MA; Hartmann, MJ (2005): Multifunctional Whisker Arrays for Distance Detection, Terrain Mapping, and Object Feature Extraction. Proc. of IEEE International Conference on Robotics and Automation, Barcelona
- Schutzrecht G01B 5/08. Carl Zeiss Industrielle Messtechnik GmbH. Pr.: DE 10 2004 007 968 B4 2006-02-09
- Schutzrecht G01B 5/08. Carl Zeiss Industrielle Messtechnik GmbH. Pr.: DE 10 2005 016 019 A1 2006-10-19
- Schutzrecht G01B 11/03. Werth Messtechnik GmbH. Pr.: EP 1 528 354 A3 2005-05-04
- Schutzrecht G01B 21/04. Carl Mahr Holding GmbH. Pr.: DE 102 40 292 A1 2004-03-18
- Schutzrecht G01F 1/28. Robert Bosch GmbH. Pr.: 1005164586 A 2005-06-23
- Schutzrecht G01L 1/18. Robert Bosch GmbH. Pr.: DE 10 2004 030 308 A1 2005-06-23
- Schutzrecht G01P 5/02. Nippon Denso Co Ltd. Pr.: 60250259 A 1985-12-10
- Schutzrecht G01P 15/08. Alfred Teves GmbH. Pr.: DE 3929082 A1 1990-06-13
- Scott, MG (1955): Blood supply of mystacial vibrissae. *Nature*, 175: 395-396
- Seth, AK; McKinstry, JL; Edelman, GM; Krichmar, JL (2004): Texture discrimination by an autonomous mobile brain-based device with whiskers. Proc IEEE International Conference on Robotics & Automation, 4925-4930
- Short, HL (1978): Analysis of cuticular scales on hairs using the scanning electron microscope. *J Mamm*, 59 (2): 261-268
- Smith, CUM (2000): *Biology of sensory systems*. John Wiley & Sons Ltd, Chichester; ISBN: 0-471-89090-1
- Staudacher, E; Gebhardt, MJ; Dürr, V (2005): Antennal movements and mechanoreception: neurobiology of active tactile sensors. *Advances in Insect Physiology*, 32: 49-205
- Stein, P (1963): *Classification System for Transducers and Measuring Systems*. Symposium on Environmental Measurements: Valid Data and Logical Interpretation, 4-6 September, US Department of Health Education and Welfare, 1964: 65-84.
- Sundberg, JP & Hogan, ME (1994): Hair Types and Subtypes in the Laboratory Mouse. In: *Handbook of mouse mutations with skin and hair abnormalities*, (Hrsg.: Sundberg, JP), CRC Press, Boca Raton, Ann Arbour, 57 – 68

- Toko, K (2000): Biomimetic sensor technology. Cambridge University Press, Cambridge, ISBN: 0-512-59342-5
- Trapp, T et al. (2005): Neue Entwicklungen in der Prozesssensorik. In: Gerlach, G/ Kaden, H (Hrsg.): 7. Dresdner Sensor-Symposium – Neue Herausforderungen und Anwendungen in der Sensortechnik [Dresdner Beiträge zur Sensorik, Bd. 24]. TUDpress, Dresden, ISBN: 3-938863-29-3, 3ff
- Van den Broeck, W; Mortier, P; Simoens, P (2001): Scanning electron microscopic study of different hair types in various breeds of rabbits. *Folia Morphol*, 60(1): 33 – 40
- Van der Loos, H; Dörfel, J; Welker, E (1984): Variation in pattern of mystacial vibrissae in mice. A quantitative study of ICR stock and several inbred strains. *J Hered*, 75: 326-336
- Vincent, JFV; Wegst, UGK (2004): Design and mechanical properties of insect cuticle. *Arthropod Structure & Development*, 33: 187-199
- von Gleich, A; Pade, C; Petschow, U; Pissarskoi, E (2007): Bionik-Aktuelle Trends und zukünftige Potentiale. 1.Aufl., ASCO STURM Druck, Berlin/Bremen, ISBN 978-3-932092-86-2
- Weber, A & Sobottka, W (2003): Geometrische und Physikalische Eigenschaften von Human-Haar. *ComputerGraphics Technical Reports (CG-2003/1)*, Bonn, ISSN 1610-8892
- Wella AG (2001): Faszination Haar. Wella AG, Darmstadt. Druck: J.P. Bachen GmbH & Co KG Köln
- Welker, WI (1964): Analysis of sniffing of the albino rat. *Behaviour*, 22(3-4): 223-244
- Wijaya, JA and Russel, RA (2002): Object exploration using whisker sensors. *Proc Australasian Conference on Robotics and Automation (Auckland)*, 180-185
- Wineski, LE (1983): Movements of the cranial vibrissae in the golden hamster (*Mesocricetus auratus*). *J Zool (Lond.)*, 200: 261-280
- Witte, H, Lutherdt, S; Schilling, C (2004a): Biomechatronik – Warum noch ein biotechnisches Fach? *Biomedizinische Technik, Ergänzungsband 2*, 966-967
- Witte, H, Lutherdt, S; Schilling, C (2004b): Biomechatronics – How much Biology does the Engineer need? *Proceeding of the IEEE International Conference on Control Applications, Taipei*, 944-948

- Woolsey, TA; Van der Loos, H (1970): The structural organization of layer IV in the somatosensory region (SI) of mouse cerebral cortex. The description of a cortical field composed of discrete cytoarchitectonic units. *Brain Res*, 17: 205-242
- Woolsey, TA (1997): Barrels, vibrissae and topographic representations. *Encyclopedia of Neuroscience*, G. Adelman ed., Birkhauser, Boston: 111-113
- Yamakado, M; Yohro, T (1979): Subdivision of mouse vibrissae on an embryological basis, with descriptions of variations in the number and arrangement of Sinus hairs and cortical barrels in BALB/c (nu/+; nude, nu/nu) and hairless (hr/hr) strains. *AmJ Anat*, 155: 153-174
- Yildiz, D; Gultiken, ME; Karahan, S (2004): The scanning electron and microscopic structure of bovine tactile hair. *Anat Histol Embryo*, 33: 304-308
- Zerbst, E (1991): *Bionik-Biologische Funktionsprinzipien und ihre technischen Anwendungen*. Teubner Studienbücher, Stuttgart, ISBN 3-519-03607-X
- Zhang, W; Liu, L; Liu, E (1997): The adaptability of hair medulla exponent of roe deer in keeping warm and protection. *J Northeast Forestry Univ*, 25(3): 45-47
- Zimmer, UR (1995): Self-Localization in Dynamic Environments. *Proc IEEE/SOFT International Workshop BIES'95*, Tokyo, Japan
- Zucker, E & Welker, WI (1969): Coding of somatic sensory input by vibrissae neurons in the rat's trigeminal ganglion. *Brain Res*, 12: 138-156.

# Thesen

1. Taktile stiftführende Sensoren ermöglichen die Wahrnehmung mechanischer Parameter bei der Nahfelderkundung, Bewegungskontrolle bzw. Bewegungskoordination und zeichnen sich durch eine punktgenaue Zuordnung der Antaststelle ebenso wie durch Distanzüberbrückung aus.
2. Das Tasthaar-Sinnessystem, ein taktiles stiftführendes Sinnesorgan von Säugetieren, zeichnet sich durch eine Vielzahl technisch relevanter Charakteristika aus. Es ermöglicht multiparametrische, dreidimensionale Umgebungserfassung und Texturerkennung bei hoher Adaptivität und Robustheit.
3. Als Teilsysteme für die Beschreibung der Struktur-Funktions-Zusammenhänge dieses Sinnesorgans wurden der Haarschaft, dessen spezifische Verankerung in der Haut (Follikel-Sinus-Komplex), die Mechanorezeptoren und die neuronale Verarbeitungskette identifiziert.
4. Bei der Entwicklung von Funktionshypothesen bietet sich ein Vergleich mit bereits hinsichtlich ihrer Funktionen intensiver untersuchten Sinnesorganen an. Die dabei identifizierten Funktionsmodule, welche Bestandteile des Reizleitungsapparates sind, dienen als Anregung für analytische Ansätze.
5. Die Strukturen der Sensorperipherie und die damit verbundene Funktionalität versprechen ein hohes Übertragungspotential in die Technik. Für die Signalwandlung stehen bereits eine Vielzahl technischer Prinzipien zur Verfügung.
6. Die Struktur-Funktions-Zusammenhänge der Teilkomponenten Haarschaft und Follikel-Sinus-Komplex dienen als Ausgangspunkt für technische Anwendungen.
7. Die durch eine kegelförmige Kontur und eine stabile Ausprägung der zwei äußeren Haarschichten bedingte charakteristische Biegesteifigkeit des Haarschaftes ermöglicht Reaktionen selbst auf kleine Erregerkräfte und deren Übertragung zu den Rezeptorzellen.

8. Die Ausbildung einer biegeweichen Tastspitze, die Vorbiegung des Tastaars und die mehrschichtige Ausprägung der äußersten Haarschicht reduzieren mechanische Destruktion und tragen somit zur Robustheit des Gesamtsystems bei.
9. Durch aktive Eigenbewegungen und Amplitudenverstärkungen im Bereich der Eigenfrequenzen des Haarschaft werden Gradienten generiert, die eine Umwandlung statischer Reize in dynamische Reize bewirken. Diese gezielte Dynamisierung auf verschiedenen Ebenen ermöglicht Kontrastverstärkung.
10. Über eine Variation des Füllvolumens in den blutgefüllten Kammern des Follikel-Sinus-Komplexes können die Steifigkeits- und Dämpfungseigenschaften des Gesamtsystems aktiv eingestellt werden. Eine Veränderung des E-Moduls der Lagerung des Tastaars führt zu einer Verschiebung des charakteristischen Biegelinienvverlaufes innerhalb des Lagers. Bei einer Erhöhung der Steifigkeit wird das Maximum der Auslenkung reduziert und entlang der verschiedenen Rezeptorqualitäten (in apikaler Richtung) verschoben. Somit wird die Sensitivität und Selektivität des Systems aktiv eingestellt.
11. Die strukturell bedingte Biegesteifigkeit, die aktive Dynamisierung, die einstellbare Steifigkeit der Lagerung und die dreidimensionale Anordnung der Mechanorezeptoren ermöglichen die Erfüllung der Grundfunktionen: Objekterkennung mittels der längeren, steiferen Tastaare und hochauflösende Texturerkennung mittels der kurzen Tastaare.
12. Ein auf Grundprinzipien abstrahiertes, mechanisches Modell ermöglicht Aussagen über die Funktionalität des experimentell nicht zugänglichen Follikel-Sinus-Komplexes. Das Drehmoment der Lagerung ist abhängig von dem vorgegebenen Systemverhalten, der einwirkenden Biegekräft, der Position einer nachgiebigen Lagerung und der Ausbildung einer Endmasse.

13. Basierend auf den experimentellen Analysen und den aus der Literatur abgeleiteten Prämissen wird vom biologischen System auf die funktionsrelevanten Grundprinzipien abstrahiert. Für die Gestaltung bzw. Optimierung technischer taktiler Sensoren ergeben sich Ansätze bezüglich der reizaufnehmenden Struktur und der Lagerung.
14. Die reizaufnehmende Struktur, der Taststab, als Bindeglied zwischen dem technischen System und seiner Umgebung bestimmt die Qualität der Reizaufnahme. Biologisch inspirierte Gestaltungsvorschläge sind: eine kegelförmige Kontur, eine mehrschichtige und strukturierte Außenhülle, sowie die Auswahl eines Materials mit axialer Faserorientierung.
15. Die Ankopplung der reizaufnehmenden Struktur an das Signalwandlerelement beeinflusst direkt die Adaptivität und Robustheit der Sensorperipherie. Statt einer starren Befestigung der reizaufnehmenden Struktur kann diese z.B. über ein Drehgelenk, eine elastische Membran, eine Federkonstruktion oder über Elastomorfäden nachgiebig gelagert werden.
16. Für die Realisierung der einstellbaren Steifigkeit können die Eigenschaften des Taststabes ebenso wie die der Lagerung verändert werden. Technische Gestaltungsvorschläge sind ein pneumatischer Taststab, ein in seiner Länge variabler Taststab, eine Lagerung mit pneumatischer Manschette, eine Lagerung mit elektro- oder magnetorheologischer Flüssigkeit oder eine Ankopplung über eine einstellbare elastische Membran
17. Derartige biologisch inspirierte taktile, stiftführende Sensoren finden Anwendung in Bereichen, bei denen eine multimodale und punktuelle Nahfeldkontrolle vor dem unmittelbaren Kontakt, eine ausreichende Adaptivität und eine vom Einsatzfall abhängige Robustheit des Gesamtsystems benötigt werden.