Biologische Inspiration sensibler Funktionen in nachgiebigen technischen Grenzflächen

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktoringenieur

(Dr.-Ing.)

vorgelegt der
Fakultät für Maschinenbau der
Technischen Universität Ilmenau

von Frau

Dipl.-Ing. Irina Lutz (Gavrilova)

geboren am 13.04.1980 in Tscherepowets/Russische Föderation

DOI: 10.22032/dbt.51569

URN: urn:nbn:de:gbv:ilm1-2021000489

Diese Arbeit hat der Fakultät für Maschinenbau der Technischen Universität Ilmenau als
Dissertation vorgelegen.
Tag der Einreichung: 26. November 2020

1. Gutachter: Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. med. (habil.) Hartmut Witte (Technische Universität Ilmenau)
2. Gutachter: Univ.-Prof. Dr.-Ing. habil. Klaus Zimmermann (Technische Universität Ilmenau)
3. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Martin S. Fischer (Friedrich-Schiller-Universität Jena)

Tag der Verteidigung: 22. November 2021

Danksagung

Das Gelingen dieser Arbeit ist dank der Unterstützung und Zusammenarbeit einer Vielzahl von Freunden und Kollegen zustande gekommen. An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die mir während dieser Jahre mit Rat und Tat zur Seite gestanden haben.

Ganz besonders möchte ich mich bei meinem Doktorvater Herrn Prof. Hartmut Witte bedanken. Herr Prof. Witte hat mir die Gelegenheit gegeben, nach Deutschland zu kommen und im Fachgebiet Biomechatronik eingestellt zu werden. Neben der wissenschaftlichen Betreuung und inhaltlichen Unterstützung danke ich ihm für seine Herzlichkeit, auch in schwierigen Lebenssituationen.

Besonders herzlich danken möchte ich auch Herrn Dr. Cornelius Schilling für seine umfangreichen Fachgespräche, in denen das Thema der Arbeit entstanden ist und ihre heutige Gestalt angenommen hat. Dank seiner kritischen Anmerkungen und des Aufwerfens neuer Fragestellungen wurde der Inhalt der Arbeit fachlich erweitert. Ebenfalls möchte ich ihm für seine Bereitschaft, sich während seiner freien Zeit mit meiner Arbeit auseinander zu setzen, danken.

An dieser Stelle möchte ich auch Herrn Prof. Klaus Zimmermann für seine fachliche Einschätzung und das Korrekturlesen der Arbeit ganz herzlich danken. Zusammen mit Herrn Prof. Böhm und Jhohan Chavez haben sie mir geholfen, der Arbeit ihren letzten Schliff zu geben und sie zu beenden.

Für die fachliche Unterstützung, angenehme Arbeitsatmosphäre und Hilfsbereitschaft bedanke ich mich bei allen Kollegen des Fachgebiets Biomechatronik.

Nicht zuletzt danke ich auch Frau Prof. Lena Zentner für sehr spannende fachliche Diskussionen und Unterstützungen bei der Patentanmeldung und der Projektantragstellung. Hierdurch wurde meine weitere Finanzierung an der TU Ilmenau ermöglicht.

Herrn Dr. Frederick Lutz danke ich für die Hilfe und die geduldigen Erklärungen bei der Erstellung der mehrschichtigen Hautmodelle mit unterschiedlichen E-Modulen mithilfe der Finite-Elemente-Methode in ANSYS.

An dieser Stelle möchte ich auch den Studenten Frau Verena Schenke, Herrn Hendrik Strelle und Christian Hohbein danken, die durch die Bearbeitung von Teilthemen, insbesondere der Themen Aufbau von FE- und technischen Modellen, ebenfalls zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Mein besonderer Dank geht auch an Frau Prof. Agnieszka Lewandowska, die mich nach einer langen Pause ermutigt hat, die Arbeit erneut aufzugreifen. Sie hat mich während eines

Großteils der Arbeit begleitet und immer wieder ermuntert. Vielen Dank für ihre Hartnäckigkeit!

Herr Dr. Adrian Kruse hat mich bei den letzten Schritten der Promotion mit Rat und Tat unterstützt. Dafür gilt auch ihm mein besonderer Dank.

Ich danke auch Herrn Udo Lutz. Ohne seine Unterstützung wäre meine berufliche Pause zugunsten der Promotion nicht möglich gewesen.

Meinen Freundinnen Steffi Krauter und Doreen Kertscho danke ich für die orthographischen und grammatischen Korrekturen und die kritischen inhaltlichen Anmerkungen. Herrn Clive Jonathan Harker danke ich für die Korrekturen der englischen Zusammenfassung. Meiner Kollegin und Freundin Frau Dr. Miriam Kaufmann danke ich auch für die letzte orthografische Prüfung der Texte.

Ich bedanke mich auch bei Frau Dr. Silke Haferkamp, Leiterin Geschäftsbereich IT der Uniklinik RWTH Aachen, für das Vertrauen und das Ermöglichen, die letzten Schritte der Dissertation zu schaffen.

Ein besonders großer Dank geht an meine Familie und besonders an meine Mutter, die mein Studium und später den Umzug nach Deutschland ermöglicht hat. Nicht zuletzt möchte ich meinen Sohn Jaroslav erwähnen, der mich mit seiner Anwesenheit und seinem Glauben an mich ermutigt hat. Ich bedanke mich bei ihm für sein Verständnis und seine Bemühungen, im Alltag mehr Zeit für meine Dissertation einzuräumen.

Zusammenfassung

Das Thema der hier vorgestellten Arbeit ist die Entwicklung einer flexiblen mehrschichtigen Sensorstruktur zur Erfassung mechanischer Größen, insbesondere von Kräften oder Drucken. Diese Schichtstruktur soll fähig sein, sich in ihrer Gestalt und Steifigkeit an exogene Einflüsse, die als mechanische Umgebungsbedingungen variieren können, anzupassen.

Die menschliche Haut als komplexes Sinnesorgan dient hier als Inspirationsmodel für ein nachgiebiges adaptives technisches System. Die funktionsrelevanten morphologischen Bestandteile der Haut werden durch das objekt-übergreifende Konzept des Reiz-Leitungs-Apparates identifiziert. Die entsprechenden Strukturkomponenten wie Schichtung, drei-dimensionale Geometrie der Grenzfläche der papillären Dermis und die Mechanorezeptoren spielen eine große Rolle bei der Wahrnehmung des auf die Körperoberfläche wirkenden mechanischen Reizes und dessen weiterer Interpretation. Die räumliche Verteilung der Mechanorezeptortypen innerhalb der mechanisch unterschiedlichen Gewebeschichten verleiht der Haut die Möglichkeit unterschiedliche Arten von Informationen aus der unmittelbaren Umgebung zu rezipieren.

Die papilläre Dermis grenzt direkt an die Epidermis an und ist über Bindegewebe mit dieser gekoppelt. Eine Druckkraft auf die Hautoberfläche erzeugt einen messbaren Versatz der papillären Flankenflächen zueinander und bewirkt damit eine Vergrößerung des Dehnungsanteils des Reizes. Eine zusätzliche hydraulische Komponente stellt der subepidermale Venenplexus dar, dessen Gefäßsteifigkeit vom Innendruck abhängig ist. Die Integrationsstrategie des Sensor-Aktor-Systems der menschlichen Haut wird mit einer technischen Implementierung dieser Sensorperipherie umgesetzt.

Die unter den verschiedenen äußeren Belastungen auf der Hautoberfläche entstandene Spannungsverteilung in den Gewebeschichten der Haut kann mithilfe analytischer und numerischer Methoden bestimmt werden. Ergebnisse aus der experimentellen Biologie sowie Modelle als Entsprechung zum natürlichen Objekt, welche bestimmte Eigenschaften (z. B. Papillenprofile oder Materialeigenschaften und Sensorposition) widerspiegeln, wurden in das biomimetische Erklärungsmodell übertragen. Die Sensoren innerhalb einer geeigneten textilen oder polymeren Matrix können in dem nachgiebigen mehrschichtigen Funktionsmuster räumlich so verteilt sein, dass bei Oberflächendruck die begleitenden spezifischen Tangentialkraft-Komponenten aufgenommen und erfasst werden können.

Die Struktur der Oberfläche der Grenzschicht kann als keilförmiges Profil analog der papillären Dermis hergestellt werden. Durch eine Implementierung der fluidischen Aktorik in die basale Schicht kann eine Steifigkeitseinstellung während der Messung realisiert werden. Diese Kombination von Sensor- und Aktorkomponenten versetzt das

Gesamtsystem in die Lage, sich an die exogenen Einflüsse und variablen Messbedingungen in weitem Bereich anzupassen, was ihre Anwendung in der Robotik oder im medizintechnischen Bereich möglich macht.

Abstract

The aim of this thesis is to develop a flexible and multi-layered sensor structure for the detection of mechanical parameters, in particular pressures or forces. This layer structure should be able to adapt in terms of its shape and stiffness to exogenous influences, which as mechanical measuring conditions can vary depending on the way the application is used.

As a complex sensory organ, human skin serves as an example of a compliant adaptive technical system. The functionally relevant morphological components of the skin are identified by application of the interdisciplinary concept of the stimulus conduction apparatus. The corresponding structural components such as stratification, 3-dimensional geometry of the interface of the papillary dermis, and the mechanoreceptors play a major role in perceiving the mechanical stimulus on the body surface, and how it is subsequently interpreted. The spatial distribution of the mechanoreceptor types within the mechanically different tissue layers enables the skin to receive different types of information from its immediate environment.

The papillary dermis is directly adjacent to the epidermis and is attached to it by connective tissue. Compressive force on the skin surface produces a measurable offset of the papillary flank surfaces to one another, and this causes an increase in the expansion properties of the stimulus. One additional hydraulic component is the subepidermal venous plexus. The vascular stiffness of this subepidermal venous plexus depends on the internal pressure. The integration strategy of the sensor-actuator system of the human skin is realized using a technical implementation of this sensor periphery.

The distribution of tension in the tissue layers of the skin, which has resulted from the various external stresses on the skin surface, can be determined by means of analytical and numerical methods. Results from experimental biology as well as skin models corresponding to the natural object, which reflect certain properties (e.g. papilla profiles or material properties and sensor position), were transferred to the biomimetic explanatory model. The sensors within a suitable textile or polymer matrix can be spatially distributed in the compliant multi-layer functional model in such a way that the specific accompanying tangential force components can be recorded and captured at surface pressure.

The structure of the surface of the boundary layer can be produced as a wedge-shaped profile similar to the papillary dermis. By implementing the fluidic actuators in the basal layer, it is possible to make a stiffness adjustment during the measurement. This combination of sensor and actuator components enables the overall system to adapt to

exogenous influences and variable measurement conditions in a wide range, which can be used in robotics or in medicine.

Inhaltverzeichnis

1. Einführung 1
1.1. Problemstellung 1
1.2. Strategie zur bionischen Umsetzung 2
1.3. Menschliche Haut als Vorbild für ein technisches adaptives Sensorsystem 4
1.4. Reiz-Leitungs-Apparat am Beispiel der menschlichen Haut 5
1.5. Zwei Hypothesen zur funktionellen Bedeutung von Hautkomponenten 8
1.6. Zielsetzung der Arbeit 11
2. Stand der Forschung 13
2.1. Die menschliche Haut als biologisches Vorbild 13
2.1.1. Aufbau der Haut 15
2.1.2. Felder- und Leistenhaut 19
2.1.3. Die sensorische Komponente der Haut: Mechanorezeptoren 20
2.1.4. Die aktorische Komponente der Haut: Vaskularisierung und Mikrozirkulation 23
2.1.5. Mechanische Eigenschaften der Haut 25
2.1.6. Wissenschaftliche Studien zu sensorischen und aktorischen Komponenten der menschlichen Haut 29
2.2. Analytische und modellbasierte Untersuchungen an menschlicher Haut 35
2.3. Technische Modelle nach dem Vorbild menschlicher Haut 42
2.3.1. Vergleich zwischen biologischen und technischen Sensoren 43
2.3.2. Sensorschichten nach dem Vorbild der menschlichen Haut 45
2.3.3. Sensorschicht mit unterstützender Aktorik 52
3. Modellbasierte Untersuchung des Form-Funktions-Zusammenhangs zwischen den Hautkomponenten unter äußerer Belastung 55
3.1. Modellaufbau für die Hautsimulation 55
3.1.1. Geometrische Daten menschlicher Haut für das Simulationsmodell 56
3.1.2. Mechanische Daten menschlicher Haut für das analytische Modell 58
3.1.3. Aufbau des Hautmodells 58
3.2. 2D-FEM-Simulation menschlicher Haut unter Normal- und Tangentialbelastung 60
3.3. Auswertung der Simulation 61

3.3.1. Ergebnisse der Belastung des Hautmodells mit Normallast 62

3.3.2. Ergebnisse der Belastung des Hautmodells mit Tangentiallast 65

3.4. 2D-Modell und Simulation des Hautmodells mit Blutgefäßen an der dermo-epidermalen Grenzschicht 68

3.4.1. Aufbau des Hautmodells mit Blutgefäßen 68

3.4.2. Ergebnisse der Belastung im Hautmodell mit dem simulierten tiefen Arterien- und Venenplexus und mit variablem E-Modul E2 70

3.4.3. Ergebnisse der Belastung des Hautmodells mit simuliertem subpapillarem Plexus und mit variablem E-Modul E1 72

3.5. Verschiedene Variationen des Simulationsmodells im Hinblick auf die technische Realisierung 73

3.5.1. Aufbau des Hautmodells 74

3.5.2. Belastung des Simulationsmodells mit einem Kraftvektor unter verschiedenen Winkeln 75

3.5.3. Gleichsetzen der Elastizitätsmodule aller vier Schichten 78

3.5.4. Freier Kontakt zwischen Epidermis und Dermis 78

3.5.5. Unterschiedliche Flankensteilheit 79

3.5.6. Variationen des Profils der Grenzschicht 80

3.6. Zusammenfassung der modellbasierten Analyse der menschlichen Haut 81

4. Technische Realisierung 84

4.1. Anforderungen an den Aufbau des Funktionsmodells 84

4.2. Materialauswahl und Gestaltungsvorschlag für die Trägerstruktur des Sensorsystems 88

4.2.1. Material 90

4.2.2. Grenzflächenkontur 93

4.3. Sensorauswahl 93

4.3.1. Spezifische Sensoren 96

4.4. Aktorauswahl 100

4.5. Aktor-Sensor-Zusammenspiel und Anordnung der Sensoren und Aktoren im System 102

4.6. Gestaltungsvarianten des gesamten Sensorsystems mit sensorischer und aktorischer Komponente 104

5. Technischer Modellaufbau des Sensorsystems 112
5.1. Auswahl des Materials für den Musteraufbau 112
5.2. Messung der auf das Sensorsystem wirkenden Normal- und Tangentialkräfte 116
6. Diskussion 121
6.1. FEM-Analyse 121
6.2. Modellaufbau und Messungen 122
7. Zusammenfassung und Ausblick 124
7.1. FEM-Analyse 126
7.2. Technische Realisierung 128
8. Anhang 140
A 1.1: Allgemeine Einstellungen für 2D-Netz für das Hautmodell mit Normallast 140
A 1.2: Allgemeine Einstellungen für 2D-Netz für das Hautmodell mit Tangentiallast 141
A 1.3: Ergebnisse der FEM-Berechnung von unterschiedlichen Grenzflächenprofilen zweier Schichten in Hinblick auf eine technische Realisierung 142
A 2.1: Messaufbau mit graphit-dotierte Sensorstreifen 144
A 2.2: Widerstandsmessung von graphit-dotierten Sensorstreifen 144
A 3.1: Übersicht der Materialvarianten für die Trägerstruktur [FORMENBAUEN, 2017; ORTH, 2017; WERKHAUS, 2017; SCHAUMSTOFF-ZUSCHNITT, 2017] 145
A 3.2: Übersicht von Sensoren zur Implementierung in eine nachgiebige Sensorschicht 146
A 3.3: Aktorik zur Implementierung in ein nachgiebiges adaptives Sensorsystem 148
A 4.1: SolidWorks-Zeichnung der Gussform für die obere Silikonträgerstruktur 149
A 4.2: SolidWorks-Zeichnung des Gegenstücks für die obere Silikonträgerstruktur 150
A 4.3: SolidWorks-Zeichnung der Gussform für den unteren Teil der Trägerstruktur 151
A 4.4: SolidWorks-Zeichnung des Gegenstücks für den unteren Teil der Trägerstruktur 151
A 5: Produktinformation der Zugkraftprüfmaschine Zwick ProLine Tisch-Prüfmaschine Z020TN 152

Abbildungsverzeichnis:

Abb. 1.1: Gedankenbrücke zwischen Natur und Technik [HILL, 2013] 3
Abb. 1.2: Schematische Darstellung der Haut mit Mechanorezeptoren (links) und Verlauf der Blutgefäße (rechts) 4
Abb. 1.3: Reiz-Leitungs-Apparat (verändert nach [CARL&GAVRILOVA, 2006-2]) 6
Abb. 1.4: Entwicklungsprozess einer adaptiven Sensorfläche nach dem Vorbild der menschlichen Haut..... 11
Abb. 2.1: Aufbau der Haut und Verteilung der Mechanorezeptoren 15
Abb. 2.2: Schematische Darstellung des Gefäßsystems in der Haut 24
Abb. 2.3: Arterio-Venöser Shunt (Nachgebildet nach [ALTMEYER et al., 1997]) 25
Abb. 2.4: Verteilung der Dicke von Epidermis und Dermis über die Körperregionen (nach [BENNINGHOFF, 1985]) 26
Abb. 2.5: Idealisierte Spannungs-Dehnungs-Charakteristik der menschlichen Haut (nach [MAUREL et al., 1991]) 26
Abb. 2.6: Viskoelastische Modelle 28
Abb. 2.7: Schematische Darstellung des Kollagenfaserverlaufs unter der Hautleiste ohne und mit Druckbelastung (nachgezeichnet nach [SCHULZ, 1995]) 31
Abb. 2.8: Von-Mises-Spannungen im 3D-Modell mit Leisten-ähnlichem (links) und Papillen-ähnlichem (rechts) Profil [QUANG et al., 2015] 39
Abb. 2.9: FE-Modell mit und ohne Verzapfung an der Grenze zweier Schichten: Epidermis und Dermis [GERLING & THOMAS, 2005] 40
Abb. 2.10: Verteilung der Spannung im FE-Modell mit und ohne Verzapfung [GERLING & THOMAS, 2005] 41
Abb. 2.11: A) Schematische Darstellung des Sensors; B) Sensor-Prototyp [WETTELS, 2012] 46
Abb. 2.12: Darstellung der Anordnung von leitfähigen Elektroden in den Sensorarrays: Matrix (links), Netz (rechts) 47
Abb. 2.13: Roboterhandschuh [SOMEYA et al., 2005] 49
Abb. 2.14: Ultradünne Sensorfolie zur Messung innerer Aktivitäten des Organismus, bspw. Puls oder Blutdruck in Arterien [SOMEYA, 2013] 50
Abb. 2.15: Schematische Darstellung der Sensorstruktur und Funktionskonzept unter der Einwirkung von Scherkraft [TJIN et al., 2004] 51
Abb. 2.16: Sensorstruktur zur Ermittlung von Scherkräften (1 -Tastkörper, 2 -Elektroden, 3 – Verformungskörper, 4 – Grundplatte, 5 ,6 – Hohlräume) [CHAYKINA et al., 2013] 52
Abb. 3.1: Kohärenztomographieaufnahme der Leistenhaut [BLATTER, 2010] 56
Abb. 3.2: Kohärenztomographieaufnahme der Leistenhaut Fingerbeere (links) und Position der Aufnahme (rechts) [BLATTER, 2010] 56

Abb. 3.3: Erfassung der Geometriegrößen der Epidermis ([BLATTER, 2010] nachbearbeitet von H. Strelle, 2010) 57
Abb. 3.4: Längsschnitt durch die Hand in Höhe des 3. Fingers [ROHEN et al., 2006] 57
Abb. 3.5: Hautmodell mit Angaben der geometrischen Maße [STRELLE, 2010] 59
Abb. 3.6: Lagerung der Hautmodel 59
Abb. 3.7: Netzverfeinerung, Normalbelastung [STRELLE, 2010] 60
Abb. 3.8: Netzverfeinerung des Modells für tangentiale Belastung 61
Abb. 3.9: Farbskalaverschiebung für die von-Mises-Spannung: Skala mit oberem Grenzwert 0,17 MPa (links) und Skala ohne Eindringkörper und ohne *Stratum corneum* (rechts) [STRELLE, 2010] 62
Abb. 3.10: Simulationsmodell mit angepasster Skala der Spannung in [MPa] [STRELLE, 2010] 62
Abb. 3.11: Lokalisierung der Mechanorezeptoren: a) Hautausschnitt mit Lokalisierung der Mechanorezeptoren, b) Simulationsmodell der Haut mit markierten Bereichen der Mechanorezeptoren 63
Abb. 3.12: Spannungsverteilung in [MPa] im *Stratum corneum* unter tangentialer Belastung 65
Abb. 3.13: Spannungsverteilung in [MPa] unter tangentialer Belastung mit angepasster Skala 66
Abb. 3.14: Schematische Darstellung der menschlichen Haut mit den zusätzlich eingeführten Schichten mit variablen E-Modulen E1 und E2 69
Abb. 3.15: 2D-Hautmodell mit eingefügten zwei Schichten mit variabler Steifigkeit 70
Abb. 3.16: Verteilung der von Mises-Dehnung (links) und von Mises-Spannung (rechts) unter Normalbelastung mit einem E-Modul 0,08 MPa im subpapillaren und tiefen Plexus 70
Abb. 3.17: Spannungsverteilung in der dermo-epidermalen Schichtgrenze mit variabler Steifigkeit im Bereich des tiefen Arterien- und Venenplexus. 71
Abb. 3.18: Dehnungsverteilung in der dermo-epidermalen Schichtgrenze mit variabler Steifigkeit im Bereich des tiefen Arterien- und Venenplexus 71
Abb. 3.19: Spannungsverteilung in der dermo-epidermalen Schichtgrenze mit variabler Steifigkeit im Bereich des subpapillaren Plexus 72
Abb. 3.20: Dehnungsverteilung in der dermo-epidermalen Schichtgrenze mit variabler Steifigkeit im Bereich des subpapillaren Plexus 72
Abb. 3.21: Aufbau des Haut-Modells mit Sinus-Profil [HOHBEIN, 2007] 75
Abb. 3.22: Spannungsverteilung (links) und Kontaktdruck (rechts) unter Belastung mit verteilter Kraft mit Kraftwinkel 0°, 45° und 90° (von oben nach unten) [HOHBEIN, 2007] 76
Abb. 3.23: Spannungsverteilung (links) und Kontaktdruck (rechts) beim Anlegen einer punktuellen Kraft unter Winkeln von 45° (oben) und 90° (unten) [HOHBEIN, 2007] 77

Abb. 3.24: Spannungsverteilung und Kontaktdruck bei freiem Kontakt zwischen Schichten unter 45° Belastung [HOHBEIN, 2007] 79
Abb. 3.25: Vergleich der Flankensteilheit der Papillen bezüglich Spannungsverteilung..... 79
Abb. 3.26: Vergleich der Flankensteilheit der Papillen bezüglich Kontaktdruck [HOHBEIN, 2007] 80
Abb. 3.27: Halbkreis-Profil und Quadratisches Profil mit Belastung unter dem Winkel 45° [HOHBEIN, 2007] 81
Abb. 3.28: Sägezahnprofil und Trapez-Profil mit Belastung unter dem Winkel von 45° [HOHBEIN, 2007] 81
Abb. 4.1: V-Modell zur Vorgehensweise des systematischen Entwurfs in der Mechatronik [Richtlinie VDI 2206, 2017]..... 89
Abb. 4.2: Zusammenhang zwischen Druck-Elastizitätsmodul (Kegelstumpf als Eindringkörper) und Shore-A-Härte [KUNZ & STUDER, 2006] 92
Abb. 4.3: Vergleich verschiedener Sensorprinzipien hinsichtlich detektierter Nennkraft und Abmessung [KERN, 2009]..... 94
Abb. 4.4: FlexiForce A101 Sensor [TEKSCAN, 2017] 95
Abb. 4.5: Schematische Darstellung eines kapazitiven Scherkraftsensors (in KERN,2009)... 96
Abb. 4.6: Quasi-statische Belastungskurve mit einer Dehnung von 20 % [GAVRILOVA et al., 2008a] 97
Abb. 4.7: Schematische Darstellung der Integration von Graphit-dotierten Silikonplättchen und Silikonfäden in 3D-Material 97
Abb. 4.8: Mögliche räumliche Anordnung der graphit-dotierten Faser im Abstandsgewirke (am Umkehrpunkt noch nicht getrennt) für die Messung von Normal- und Tangentialkräften [GAVRILOVA, 2009] 98
Abb. 4.9: Sensormatrix mit Graphit-dotierten Sensorstreifen in einer allseitig eingespannten Membran 99
Abb. 4.10: Darstellung eines Sensors aus graphit-dotiertem Schaumstoff..... 99
Abb. 4.11: Übersicht der Aktorprinzipien mit Hublängen und ausgeübten Kräften [PAWELCZAK, 2005]..... 101
Abb. 4.12: Mögliche Implementierungen von Aktoren in eine der Schichten des Sensorsystems..... 101
Abb. 4.13: Schematische Darstellung der Implementierung der Schlauchaktoren in ein technisches System (links) und ein Musterbau mit einem 3D-Textil (rechts)..... 102
Abb. 4.14: Schematische Darstellung des Sensor-Aktor-Zusammenspiels..... 103
Abb. 4.15: Mögliche Positionen der Sensorintegration nach den Ergebnissen aus den FEM-Analysen..... 103
Abb. 4.16: Mögliche Integration der Sensorfäden und der Silikonschläuche als aktorische Komponente in eine textile Trägerstruktur 104

Abb. 4.17: Ein Beispiel des Sensorsystems aus zwei Schichten mit Anordnung der Sensoren zur Erfassung der Normalkraft 105
Abb. 4.18: Anordnung der Sensoren auf der Oberfläche der oberen Schicht und an den Flanken der wellenförmigen Grenzfläche des Sensorsystems 105
Abb. 4.19: Anordnung der Sensoren auf den Spitzen und Flanken der wellenförmigen Grenzstruktur des Sensorsystems 105
Abb. 4.20: Anordnung der Sensorfäden in einer wellenförmigen Grenzstruktur des Schichtsystems 106
Abb. 4.21: Halbkugelförmiger Silikonkörper („Papille“) mit äquatorial aufgeklebtem Streifen aus leitfähigem Silikon 107
Abb. 4.22: Belastungsarten auf die Halbkugel mit aufgeklebten leitfähigen Silikonstreifen. 107
Abb. 4.23: Relative Widerstandsänderung über Verschiebung des Kraftangriffspunktes bei punktueller Belastung im Halbkugelscheitel [GAVRILOVA & RISTO, 2008] 108
Abb. 4.24: Ein Beispiel der Positionierung von Sensoren an papillenförmiger 3D-Struktur. 109
Abb. 4.25: Eine Schicht mit Papillen-ähnlicher Oberflächenstruktur (links) und ein Sensorsystem aus zwei komplementären Schichten 109
Abb. 4.26: Ausführungsbeispiel des Sensorsystems mit Schlingen aus Elastomer-Schläuchen als aktorischer Komponente 110
Abb. 4.27: Ausführungsbeispiel des Sensorsystems mit Aktoren in Form von Luftkammern in jeder Papille der basalen Schicht 110
Abb. 5.1: Silikongussformen für obere und untere Sensorschichten - jeweils Matrize und Patrize 112
Abb. 5.2: Erste Variante des zwei-schichtigen Sensorsystems als Zeichnung (links) und gefertigtes Silikon-Schichtenmodell (rechts) 113
Abb. 5.3: Schematische Darstellung zweier Varianten der Sensorstruktur mit massiver (links) und hohler (rechts) unterer Schicht 113
Abb. 5.4: Aufbaumuster des Sensorsystems aus Silikon 114
Abb. 5.5: Anbringung der Elektroden an den graphitdotierten Schaumstoff zur Aufnahme von Normal- und Scherkraft 115
Abb. 5.6: Aufbauvariante des Sensorsystems mit der Option einer integrierten Adaptivität der Sensoren 115
Abb. 5.7: Graphische Darstellung der Widerstandänderung unter Normalbelastung auf die Spitze der Papille 117
Abb. 5.8: Vergleich der Widerstandänderung des seitlichen und des zentralen Sensors unter Normalbelastung auf die Spitze der Papille 118
Abb. 5.9: Aufbau für Scherkraftmessung 118
Abb. 5.10: Graphische Darstellung der Widerstandänderung des seitlichen Sensors unter Tangentialbelastung in einem Winkel von 10° 119

Abb. 6.1: Vergleich der Spannungsverteilung im Hautgewebe aus [Gerling & Thomas, 2005] (links) mit eigenen Ergebnissen (rechts) 122

Tabellenverzeichnis:

Tab. 1.1: Konzept des biomechatronischen Systems zur kompletten Identifikation der biologischen und der analogen technischen Systemkomponenten als auch terminologisches „Werkzeug“ zur Funktionsmodellierung nach [WITTE & SCHILLING, 2017] .. 10
Tab. 2.1: Mechanorezeptoren der Haut (aus [LIPPERT, 2011], [JUNQUEIRA, 2005], [VALLBO & JOHANSSON, 1984]) 21
Tab. 2.2: Parameter für ein 2-dimensionales Zeigefinger-Modell [MAENO et al., 1998] 38
Tab. 2.3: Materialeigenschaften für die FE-Modelle mit und ohne Papillenprofil 40
Tab. 2.4: Vergleich zwischen Sinnesorgan Haut und technischem Sensorsystem - Tendenzaussage 45
Tab. 3.1: Im Modell verwendete E-Modul-Daten menschlicher Haut 58
Tab. 3.2: Rezeptorreaktionen bei Normalkraftbelastung 65
Tab. 3.3: Rezeptorreaktionen bei tangentialer Belastung 67
Tab. 3.4: Übersicht der E-Module und Schichthöhen im Hautmodel 69
Tab. 3.5: Spannungen und Dehnungen im papillären Bereich unter dem Einfluss des tiefen Arterien- und Venenplexus 71
Tab. 3.6: Spannungen und Dehnungen im papillaren Bereich unter dem Einfluss des subpapillaren Plexus 73
Tab. 3.7: Die Parameter für das Hautmodell [GRAUMANN & SASSE, 2005; GUTHMANN, 2007] 75
Tab. 4.1: Gegenüberstellung biologischer und technischer Komponenten 86
Tab. 5.1: Datenübersicht bei Belastung mit Normalkraft auf die Spitze der mittleren Papille des Sensorsystems 117
Tab. 5.2: Widerstandänderung des seitlichen Sensors unter der Belastung mit Normalkraft auf die Spitze der mittleren Papille des Sensorsystems 117
Tab. 5.3: Widerstandänderung des seitlichen Sensors unter der Belastung mit einer Tangentialkraft 119

Manche Tierarten haben alle Sinne,
manche nur einige davon, manche nur einen,
den am wenigsten zu entbehrenden, den Tastsinn.
Aristoteles

1. Einführung

1.1. Problemstellung

Ohne Information aus der Umgebung bzw. über den eigenen Zustand sind gerade die fortgeschrittenen technischen Geräte nicht in der Lage, ihre Aufgaben zu erfüllen. Moderne technische Systeme haben ihre innovativen Eigenschaften dem interdisziplinären Zusammenwirken maschinenbautechnischer, elektrotechnischer und informationstechnischer Teilsysteme zu verdanken. Zunehmend werden in den hochintegrierten mechatronischen Systemen verschiedene Sensoren in allen Komponenten der Arbeitsverrichtung implementiert. Damit zeigt die Technik einen steigenden Bedarf an neuen Sensoren bzw. der Optimierung bestehender Sensorsysteme. Mit der raschen Entwicklung der Robotik und intelligenter Medizintechnik erhöht sich die Nachfrage nach smarter Sensorik und deren Peripherie, die sich z. B. an der Mensch-Maschine-Schnittstelle adaptiv verhalten können. Kräfte und die daraus resultierenden Verformungen eines technischen Systems werden vor allem durch die Verfahren, die an starre und unhandliche Trägerstrukturen gebunden sind, gemessen. Das erschwert ihren Einsatz in dynamischen und formveränderlichen Systemen. Gerade bei der Anwendung in der Roboter- und Medizintechnik, vor allem in der Biomechanik und der Prothetik werden höchste Anforderungen an die Flexibilität und die Integrierbarkeit von Sensoren gestellt. Die Anpassbarkeit und die Einstellung an die veränderbaren Messbedingungen spielen in beweglichen und dynamischen Strukturen eine große Rolle. In der Robotik sollen zum Beispiel die Sensoroberflächen hochnachgiebig wie ein Handschuh sein, damit sie um die veränderlichen Geometrien der Greifer konturbündig anliegen können. In der Medizintechnik werden nachgiebige adaptive Sensorflächen in Prothesenbetten oder im Bereich der Dekubitus-Prophylaxe benötigt.

Das Thema der hier dargestellten Arbeit ist, eine Lösung für eine flexible Schichtstruktur zur Erfassung mechanischer Parameter, insbesondere von Kräften oder Drucken, zu entwickeln. Diese Schichtstruktur soll fähig sein, sich in ihrer Gestalt und Steifigkeit an exogene Einflüsse, z. B. unter variierenden Lastfällen, die als mechanische Messbedingungen anwendungsbedingt variieren können, mithilfe von Aktorik anzupassen.

1.2. Strategie zur bionischen Umsetzung

Seit tausenden von Jahren haben die Menschen immer auch Inspirationen von der Natur erhalten, um ihr tägliches Leben zu erleichtern bzw. einige Ideen zu realisieren. Gegenwärtig ist das Lernen von der Natur zu einer wichtigen Strategie geworden, um die wirtschaftliche und umweltfreundliche Technik zu gestalten. Bei der Bionik geht es jedoch nicht darum, die Natur zu kopieren, sondern zunächst zu verstehen, welche physikalischen Gesetze und Prinzipien hinter einem erfolgreichen biologischen Vorbild stecken und dies als Anregung für die Lösung technischer Probleme zu nutzen [HILL, 2013; NACHTIGALL, 2002].

Bevor nach einer Lösung in der Natur gesucht wird, soll ein zu lösendes technisches Problem identifiziert werden, wie zum Beispiel eine nachgiebige Sensorschicht auf der Systemoberfläche, die sich an die Messbedingungen anpasst. Um eine geeignete Lösung zu finden, sollte ein Grundprinzip in der Natur aufgeklärt werden. Eine solche Analyse bedeutet die Aufdeckung bestehender, bisher unbekannter Sachverhalte und Gesetzmäßigkeiten in der Natur. Es geht darum, etwas in Tier- oder Pflanzenwelt wahrzunehmen, was zwar existiert hat, aber noch nicht beachtet oder noch nicht verstanden wurde, und nun mittels Beobachtung und Experimentierens des biologischen Sachverhalts aufzuklären ist. Beim Beobachten werden Einzelheiten, Eigenschaften und Merkmale nach ihren besonderen Ursachen und Wirkungen untersucht. Beim Experimentieren werden die Auswirkungen des systematischen und zielgerichteten Einwirkens mit technischen Mitteln auf ein Objekt beobachtet, um Erkenntnisse zu gewinnen. Das entdeckte Grundprinzip wird häufig für die Übertragung in die Technik verändert, so dass weitere Lösungsvarianten entstehen können und die geeignetste Variante angewendet wird [HILL, 2013].

Hill hat für das Lernen aus der Natur eine Analogiemethode erarbeitet. Diese Methode beinhaltet eine Gewinnung und Übertragung von Erkenntnissen über den Aufbau und die Funktion oder das Verhalten von Pflanzen und Tieren auf technische Sachverhalte.

Für die systematische Analogiebildung kann die folgende Vorgehensweise als Orientierungsgrundlage dienen:

1. Identifizierung des zu lösenden technischen Problems
2. Ermittlung von Vorbildern, die dieses Problem in der Natur lösen
3. Festlegung des Prinzips durch vereinfachte Darstellung der Funktion
4. Übertragung der Lösung auf das technische Problem.

Die Analyse der Funktion einer Pflanze, eines Tieres, separater Organe, Gewebe oder einzelner Zellen eines Organismus im Zusammenhang mit dessen Aufbau führt zur Anregung für die Lösung eines technischen Problems [HILL, 2013].

Für eine verallgemeinerte Vorgehensweise für die Übertragung der Lösung vom biologischen Vorbild zu einer Erfindung in der Technik bietet sich eine Gedankenbrücke zwischen Natur und Technik:

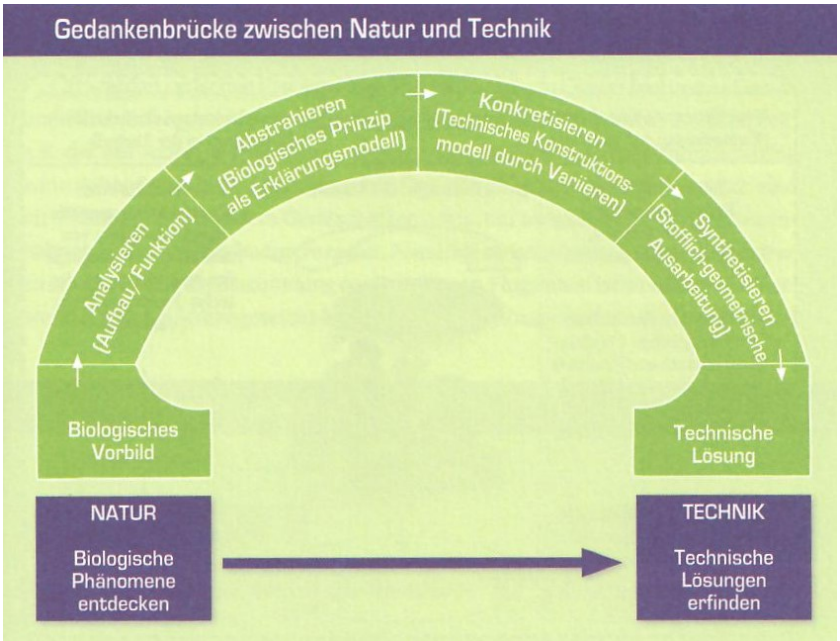


Abb. 1.1: Gedankenbrücke zwischen Natur und Technik [HILL, 2013]

Wie schon oben die Problemstellung in der Technik beschrieben wurde, soll in dieser Arbeit eine flexible Sensorstruktur zu Erfassung der auf die Kontaktflächen wirkende Normal- und Scherkraft entwickelt werden, mit der Fähigkeit, sich an exogene Messbedingungen anzupassen. In der Technik wird der Begriff „Sensor“ verwendet, der vom lateinischen Wort „sensus“ abstammt und das „Gefühl“ bedeutet [ELBEL, 1996]. Die Natur bietet eine große Vielfalt an unterschiedlichen Sinnesorganen, die sich im Laufe der Evolution an gegebene Umweltbedingungen anpassten und sich hinsichtlich einer Adaptionsfähigkeit an kurzfristige Veränderungen weiter optimiert haben. Jede Spezies ist mit einer spezifischen Ausstattung von Sensoren versehen. So können ihren Bedürfnissen entsprechend die relevanten Informationen aus der Vielzahl der Umweltreize gefiltert werden. Besonders interessant ist das Thema aus der Perspektive der Wahrnehmung der Signale aus der Umwelt, die als Sinne unseres Körpers bezeichnet werden und schon vor ca. 2000 Jahren von Aristoteles genannt wurden. Sinnesorgane wie Auge, Ohr, Nase, Zunge und Haut dienen zur Wahrnehmung der Information aus der Außenwelt. Die Haut ist mit einer Oberfläche von ca. 1,7 m² das größte und einzige Sinnesorgan von allen, in dem Sinneszellen über die gesamte Fläche und in Schichten verteilt sind. Die Mechanorezeptoren der Haut nehmen die Signale von der Außenwelt wahr und leiten sie in das Gehirn weiter, wo sie zu einem Tastbild zusammengefasst werden. Die menschliche Haut bietet als komplexes sensorisches Organ mit ihrem Aufbau, der Verteilung der Mechanorezeptoren und ihren Funktionen mögliche Lösungen für ein nachgiebiges adaptives technisches Sensorsystem.

1.3. Menschliche Haut als Vorbild für ein technisches adaptives Sensorsystem

Die menschliche Haut an den Extremitäten mit ihrem ausgeprägten Tastvermögen hat schon lange die Forscher für die Entwicklung in der Robotik oder der Biomechanik inspiriert. Entsprechende Eigenschaften der menschlichen Haut wie Schichtung, Nachgiebigkeit, dreidimensionale Geometrie (besonders die papilläre Verzapfung zwischen der Epidermis und der Dermis), die räumliche Lokalisierung der Mechanorezeptoren und ein parallel vernetztes Kapillarsystem bieten gute Voraussetzungen zur Entwicklung eines adaptiven technischen Sensorsystems für funktionelle Beschichtungen technischer Oberflächen.

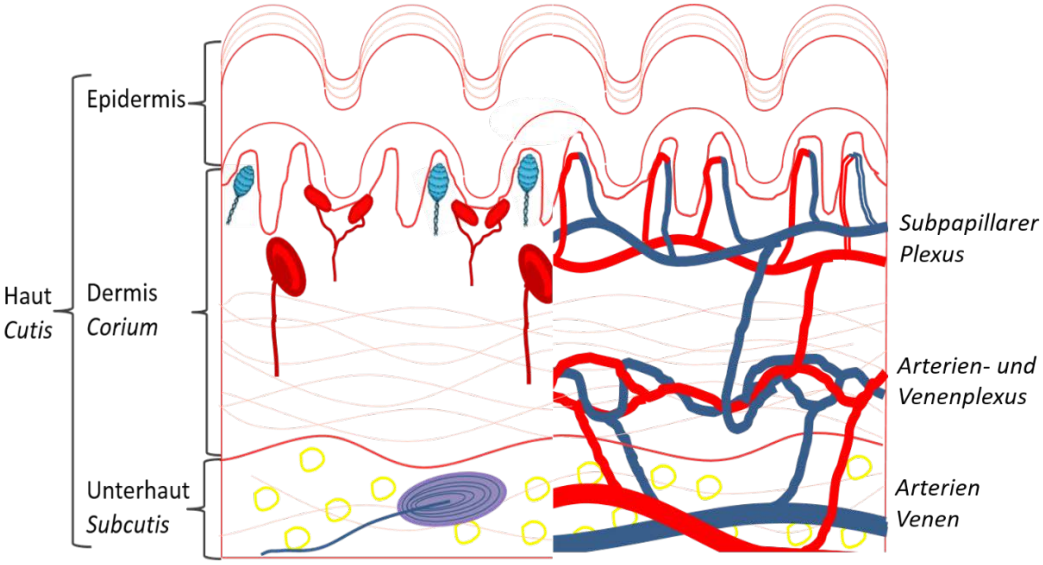


Abb. 1.2: Schematische Darstellung der Haut mit Mechanorezeptoren (links) und Verlauf der Blutgefäße (rechts)

Die menschliche Haut ist geschmeidig und passt sich dadurch an die Verformungen des Körpers an (Konturbündigkeit). Die Mechanorezeptoren sind über die gesamte Oberfläche und in den Schichten der Haut nicht gleichmäßig verteilt. Die größte Anzahl der Sinneskörper befindet sich an wichtigen Taststellen, wie in den Fingerkuppen, wo das Auflösungsvermögen ca. 1,7 mm beträgt. Der Mensch ist damit in der Lage die feinen Unterschiede der Oberflächenstruktur und die Materialeigenschaften wahrzunehmen, die indirekt über das Rauheitsempfinden beschrieben werden. Die geringste Kraft, die ein Mensch wahrnehmen kann, beträgt im Mittel 0,3 N, und die mittlere Tastgeschwindigkeit, die ein Mensch beim Tasten benötigt, variiert von Person zu Person und beträgt ca. 2-10 cm/s [LAUER, 1997].

Die Haut reagiert auf die mechanischen Reize, die nur durch einen direkten Kontakt eines Objektes mit der Hautoberfläche entstehen können. Der Reiz auf der Hautoberfläche übt eine Deformation der Hautschichten aus und regt dadurch definiert Mechanorezeptoren an. Die Rezeptoren können zwei Arten von Reizen wahrnehmen. Zum einen statische Reize wie Normal- und Scherspannungen der Haut und zum anderen dynamische Reize wie

Geschwindigkeit und Beschleunigung bzw. Vibration. Diese spezifischen Reize werden von den Rezeptoren in ein frequenzkodiertes, elektrisches Ausgangssignal (Aktionspotential) umgewandelt und über das periphere Nervensystem zum Gehirn in spezielle sensorische Bereiche übertragen [LAUER, 1997]. In der vorliegenden Arbeit wird nur der Wahrnehmungsvorgang der statischen Reize betrachtet.

Die höchste Variabilität biologischer Sensoren liegt in den nicht-nervalen Begleitstrukturen, die somit eine Vielzahl von Lösungen für technische Fragestellungen erwarten lassen. In Analogie zur Technik können diese Strukturen als Sensorperipherie bezeichnet werden, die eine Signalvorverarbeitung durchführen. Die Gestaltung des Reizleitungsapparates ist abhängig von der Spezifik der signaltragenden Energieform. Daher weist die Natur ein hohes bionisches Potential für eine Optimierung der Ankopplung eines technischen Sensorsystems an dessen komplexe Umwelt auf.

Im Fachgebiet Biomechatronik der Technischen Universität Ilmenau wurde das Konzept des Reiz-Leitungs-Apparates entwickelt. Nach Schilling in [CARL&SCHILING, 2008] bildet die Gesamtheit aller Strukturen, die an der Transmission und Aufbereitung der signaltragenden Energie zu den potentialgenerierenden Rezeptorzellen beteiligt sind, den Reiz-Leitungs-Apparat (RLA). Somit beinhaltet der Reiz-Leitungs-Apparat alle nicht-nervalen Begleitstrukturen, welche die eingeleiteten Reize unterschiedlicher Richtung und Dynamik, zusammen mit den funktionellen Komponenten, in ein elektrochemisches Membranpotenzial umwandeln und weiterleiten.

Auf die Struktur der menschlichen Haut soll das objektübergreifende Konzept des Reiz-Leitungs-Apparates angewandt werden und anhand der Ergebnisse eine technische Umsetzung als sensorperiphere Struktur unter besonderer Berücksichtigung der Sensor-Aktor-Integration stattfinden.

1.4. Reiz-Leitungs-Apparat am Beispiel der menschlichen Haut

In jedem Organismus befinden sich neben den eigentlichen signalwandelnden Sinneszellen zahlreiche Strukturen, die einer hinsichtlich Selektivität optimierten Aufnahme des spezifischen Reizes und einer Reduktion des Einflusses inadequater Reize dienen. „Die Vielfalt aller vorgeschalteten oder parallel zur eigentlichen Reiz-Erregungs-Wandlerstruktur angeordneten anatomischen Komponenten, die Einfluss auf die Übertragungscharakteristik der signaltragenden Energieform nehmen, werden als Reiz-Leitungs-Apparat eines Sinnesorgans bezeichnet“ (Schilling in [CARL, 2009]).

Die Gestaltung des Reiz-Leitungs-Apparates ist hingegen bei jedem Sinnesorgan abhängig von der Spezifik der signaltragenden Energieform. Die diskreten Grundprozesse des Reiz-Leitungs-Apparates kommen somit anscheinend in allen biologischen Sensorsystemen vor und sind entscheidend für die Funktionalität der Signalaufnahme und Signalweiterleitung. Sie

sind essentiell für die Ankopplung an die Umwelt, schützen das Sinnesorgan und sind für die Qualität der Stimuli zugunsten einer Erhöhung der Sensorleistung verantwortlich. Dabei werden passive und aktive Grundfunktionen des Reiz-Leitungs-Apparates unterschieden. Unter dem Letzteren versteht man eine aktive Adaption an die exogenen Reize, sogenannte Sensor-Aktor-Enkapsis [CARL&GAVRILOVA, 2006-2].

In biologischen Sinnesorganen kommen zahlreiche und für jedes Sinnesorgan spezifische Hilfskomponenten vor, die für die Aufnahme, die Weiterleitung der Stimuli bis zu der Sinneszelle und für die Qualität der Stimuli zuständig sind. Es konnten jedoch sechs diskrete Funktionen des Reiz-Leitungs-Apparates (RLA) identifiziert werden, die anscheinend in allen biologischen Sensorsystemen in unterschiedlichem Grad der Ausprägung zu finden sind [CARL&SCHILLING, 2008].

Die Abb. 1.3 zeigt eine allgemeine Darstellung des Reiz-Leitungs-Apparates und ein Beispiel des RLA, angewandt auf die menschliche Haut.

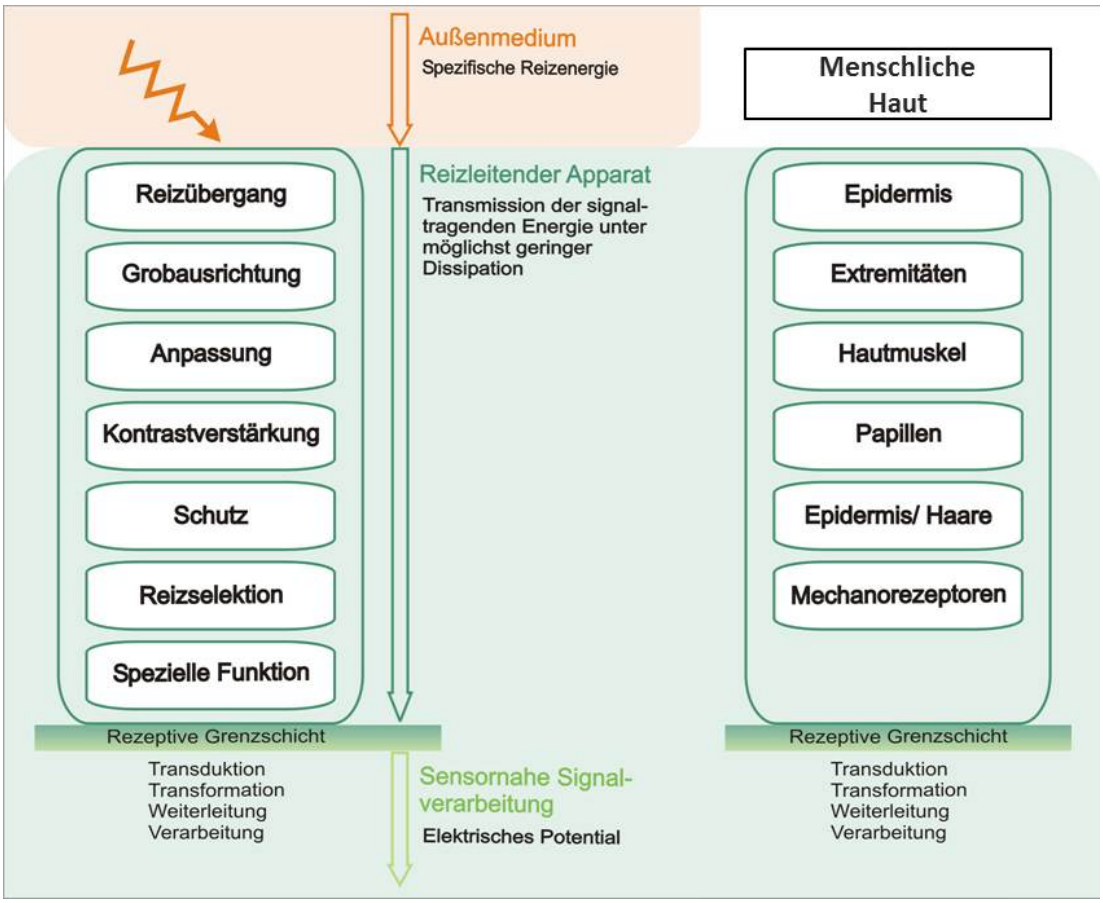


Abb. 1.3: Reiz-Leitungs-Apparat (verändert nach [CARL&GAVRILOVA, 2006-2])

In Abb. 1.3 werden einzelne Komponenten des Reiz-Leitungs-Apparates erklärt und diesen die morphologischen Korrelate der Haut zugeordnet.

- Reizübergang

Unter Reizübergang wird eine Aufnahme des spezifischen Reizes von unmittelbar mit der äußeren Umgebung in Kontakt stehenden Komponenten des Sinnesorgans verstanden.

Dieser Prozess ist im Allgemeinen mit einem Medienübergang verbunden, welcher die Wirkungen wie Brechung, Reflexion, Dämpfung oder Verformung einschließt.

Die äußerste Schicht der menschlichen Haut, die unmittelbar in Kontakt mit der Außenwelt steht, ist die Epidermis. Die Epidermis besteht aus Hornschichten, die einerseits das Sinnesorgan vor Schädigungen schützt, andererseits eine gewisse Nachgiebigkeit besitzt, so dass diese unter äußeren Belastungen eine funktionelle Verformung ermöglicht.

- Grobausrichtung

Das Sinnesorgan wird zur Reizquelle mithilfe von externen Aktoren (*Direktoren*) hin orientiert.

Bei manchen Säugetieren haben sich im Laufe der Entwicklung besondere Tast-Organe entwickelt, wie zum Beispiel der Rüssel bei Elefanten oder sternförmige Nasenanhänge beim Sternmull. Um diese Tastorgane in die Richtung eines Tastobjekts zu bewegen, besitzen Tiere spezielle Aktoren. Der Elefant besitzt bis zu 40.000 zu Bündeln verflochtene Muskeln, um seinen Rüssel zu bewegen. Der Sternmull bewegt zum Ertasten seiner Umgebung seine Nase so schnell, dass in einer Sekunde bis zu zwölf verschiedene Stellen berührt werden [CATANIA, 2002]. Die größte Dichte von Mechanorezeptoren findet sich bei Menschen an der Hohlhand und der Fußsohle. Zur Grobausrichtung werden die Extremitäten benutzt.

- Anpassung oder Feintuning

Beim Feintuning werden diskrete Komponenten des Sinnesorgans so eingestellt, dass die Sensitivität der Sinneszellen sich erhöht und sich damit die Reizverarbeitung verbessert.

Die eine der Arbeitshypothesen stützende Vermutung besagt, dass das Kapillarnetz im Hautgewebe nicht nur zur Versorgung der Gewebe dient, sondern auch für eine Einstellung der Steifigkeit der Hautschichten verantwortlich ist. Durch die Erhöhung der Steifigkeit soll die Sensitivität der Mechanorezeptoren erhöht werden.

- Kontrastverstärkung

Bei der Kontrastverstärkung werden zum Beispiel statische Reize mit Hilfe von Mikrobewegungen in dynamische umgewandelt, wenn die Sensorstruktur nur auf die Änderung des Messparameters reagiert (differenzielle Messung). Es können auch passive Komponenten als Kontrastverstärker dienen, wie zum Beispiel Epidermisleisten an den Finger- und Zehenspitzen der menschlichen Haut. An der Grenze von Epidermis und Dermis verfügt die Haut über die *Bindegewebepapillen*. Da sich die Meißner-Körperchen und die Merkelzellen unmittelbar an der Grenze dieser Schichten befinden, wird eine Verformung richtungsunabhängig von den Papillen wahrgenommen. Deswegen spielen in beiden Schichten diese wellenförmigen Strukturen bei der Übertragung und Überhöhung des Reizes eine Rolle.

Im folgenden Kapitel werden Berechnungen durchgeführt, um den Einfluss der Geometrie der papillenförmigen Verzapfung an der Grenze dieser zwei Schichten auf die Sensitivität der Sinneszellen zu beweisen.

- Schutz vor schädlichen Einflüssen

In jedem Sinnesorgan befinden sich Komponenten („Protektoren“), die einen Schutz vor zu hohen Reizenergien gewährleisten und inadäquate Reize so weit wie möglich blockieren.

Die *Epidermis*, ein mehrschichtig verhorntes Plattenepithel mit einer Dicke von 0,04 mm an der Stirn und bis zu 1,5 mm in der Hohlhand, bildet den Schutz für darunter liegende weichere, mit Mechanorezeptoren besiedelte Hautschichten. Die Epidermis schützt nicht nur vor mechanischen, sondern auch vor Strahlungs-, chemischen und mikrobiologischen Einflüssen.

- Reizselektion

Die meisten Sinnesorgane besitzen verschiedene Typen von reizaufnehmenden Rezeptoren. Jeder dieser Rezeptoren nimmt nur bestimmte Bereiche der Reizenergie auf. Wenn nur ein Rezeptortyp vorhanden ist, wie z. B. bei Haarzellen in der Cochlea, werden die Anteile des Reizes durch die spezifische Anordnung der Sinneszellen aufgesplittet, so dass auch hier jede Sinneszelle abhängig von ihrer Lokalisierung nur einen bestimmten Bereich der Reizenergie aufnimmt.

In den strukturell differenzierten Hautschichten liegen verschiedene Typen von Mechanorezeptoren verteilt, die nur für jede Sinneszelle adäquate Reize, sowie Druck, Vibration, Dehnung, Wärme oder Kälte aufnehmen.

Dieser Reiz-Leitungs-Apparat liefert in seiner Gesamtheit eine komplexe Wahrnehmung (als „Tastbild“) der unmittelbaren Umgebung. Es gilt zu untersuchen, wie die Detektion mechanischer Reize durch die Haut von den Rezeptortypen und deren Verteilung, den Gewebeeigenschaften, der Grenzflächenstruktur der Hautschichten (Papillen) und die Durchblutungszustände in der Haut beeinflusst wird.

1.5. Zwei Hypothesen zur funktionellen Bedeutung von Hautkomponenten

Aus dem Beobachten und Analysieren der Funktionen der menschlichen Haut und durch die Betrachtung deren Reiz-Leitungs-Apparates werden folgende Hypothesen abgeleitet:

Hypothese 1: Eine auf die Hautoberfläche wirkende Druckkraft bewirkt bei unterschiedlicher Verformbarkeit der Gewebelagen eine Deformation der Papillen und führt somit zur Übertragung und Verstärkung mechanischer Stimuli.

Eine tangentiale Last, die von außen auf die Hautoberfläche wirkt, verformt die Papille im Grenzflächenprofil auf solche Weise, dass die Meißner-Körperchen, die an den Spitzen der Papillen sitzen, am meisten beansprucht werden.

Die auf die Hautoberfläche wirkende Normal- und Tangentialkraft bewirkt bei unterschiedlicher Verformbarkeit der Gewebelagen eine Deformation der Papillen und führt somit zu Übertragung und Verstärkung mechanischer Stimuli im Bereich der Lokalisation der

Mechanorezeptoren. Diese Normal- und Tangentialbelastung wird von Mechanorezeptoren getrennt wahrgenommen.

Blutgefäße versorgen die Haut mit Nährstoffen und sind für die Wärmeregulation verantwortlich. In dieser Arbeit wird eine weitere Aufgabe der Blutgefäße in der Haut vermutet und dies in der folgenden Hypothese formuliert.

Hypothese 2: Durch die Regulation des Perfusionsdruckes in Gefäßen der Dermis wird deren Steifigkeit bedarfsgerecht für einzelne Schichten eingestellt, was zu einer Nachgiebigkeitsänderung einer der Schichten führt. Die Empfindlichkeit der Sensoren wird dadurch maßgeblich gesteuert.

Eine weitere aktorische Wirkung ist unter anderem beim Kältereiz nachweisbar, wobei Muskelfasern der Haut durch Kontraktion die Hautoberfläche in ihrer Spannung verändern. Des Weiteren finden sich in Dermis und Subkutis der menschlichen Haut parallel geschaltete Kapillargeflechte (*Plexus subepidermales*), die durch die variable Blutfüllung den Binnendruck und damit die Steifigkeit des umgebenden Gewebes verändern. Gerade in den Fingerbeeren mit der größten Dichte an Mechanorezeptoren kann die Durchblutung um das 100…150fache variieren [PRIEWE&TÜMMERS, 2007]. Dieses Prinzip der aktorischen Unterstützung der Sensorik in taktilen Organen zeigen auch einige Säugetiere. Ein besonders ausgeprägtes Beispiel der Durchblutung des Sinnessystems kann beim Tastorgan des Sternmulls (*Condylura cristata)* beobachtet werden. Nase und Maul sind umgeben von 22 sternenförmig angeordneten weichen Fortsätzen, mit denen die Umgebung schnell abgetastet werden kann. Die aktiv beweglichen Tentakel weisen mehr als fünfmal so viele Tastkörperchen wie die menschliche Hand auf [CATANIA, 2002]. Mittels peripheren Blutdrucks wird die Signalaufnahme durch die Entfaltung der Hautemergenzien unterstützt.

Im Weiteren gilt es, die einzelnen Komponenten der Haut näher zu beschreiben, um die relevanten Lösungen zum Aufbau eines adaptiven Sensorsystems zu identifizieren.

Tab. 1.1: Konzept des biomechatronischen Systems zur kompletten Identifikation der biologischen und der analogen technischen Systemkomponenten als auch terminologisches „Werkzeug“ zur Funktionsmodellierung nach [WITTE & SCHILLING, 2017]

Komponenten		Biologie	Technik
Mensch-Maschine-Interface		Körper des Menschen als taktiles „Kommunikationsmittel“ mit einem technischen System	Taktil sensorische Oberfläche (Schnittstelle) eines Roboters/Automat bzw. Human Serving Systems im medizin-technischen Bereich
System		Multifunktionelles Organ der Körperperipherie „Haut“	Hautanaloge Oberflächenschicht
Sensor	Infektor	Stratum corneum (partiell mit Außenprofil = Hautleisten)	Systemoberfläche (strukturell abgegrenzte Außenhülle)
	Transmission	Gewebeschichten (mit profilierten Grenzflächen)	Trägerschichten (synthetisch oder textil)
	Rezeptor	Mechanorezeptoren mit unterschiedlicher Signalcharakteristik	Mechanisch-sensorische Einzelkomponente mit Beschaltung
Lokale Regelung		hierarchische und multiparametrische Regelstruktur	möglich ist interne Steuerung der Aktorik zur Einstellung der Steifigkeit der Schichten
Aktor	Aktuator	Herz-Kreislaufsystem (arteriell)	Mechanische Energie-Quelle (z.B. externe Druckquelle)
	Transmission	Kapillarkomplexe in den Hautschichten	Leitung mechanischer Energie (z.B. Fluidschläuche)
	Effektor	Steifigkeitsvariable Dermis-Papillen	Steifigkeitsvariable Trägerschicht (z. B. über schichtintegrierte Druckkammern)

Zur Prüfung der oben gestellten Hypothesen wird anschließend ein Hautmodell aufgebaut und mit Hilfe von Finite-Elemente-Methoden die Spannungsverteilung in den Hautschichten simuliert.

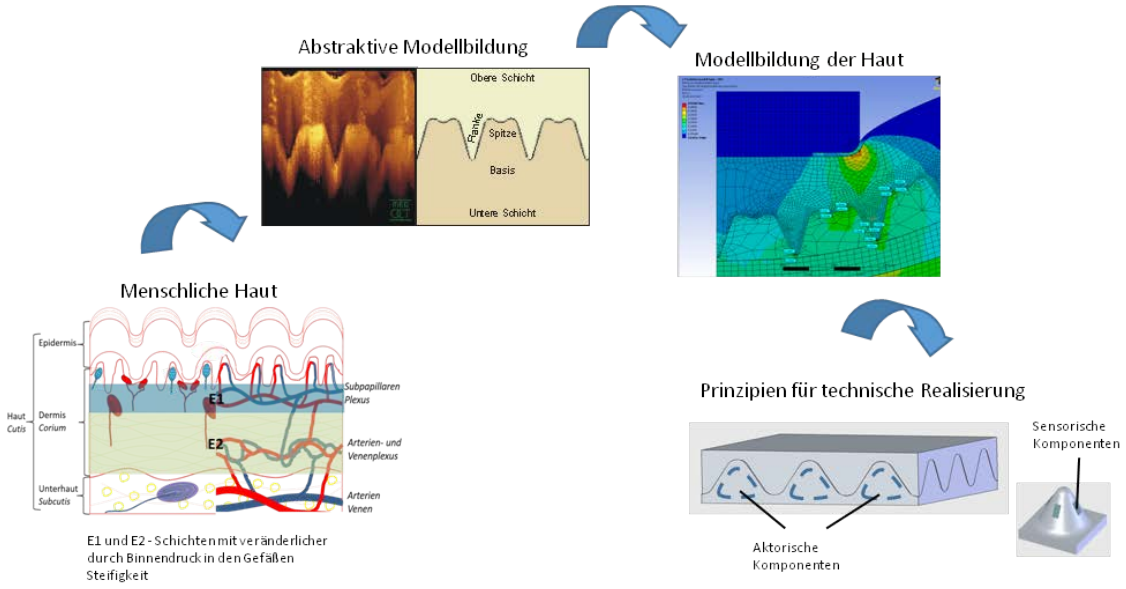


Abb. 1.4: Entwicklungsprozess einer adaptiven Sensorfläche nach dem Vorbild der menschlichen Haut

1.6. Zielsetzung der Arbeit

Ein biologisches System entwickelt sich im Vergleich zu einem technischen als eine Ganzheit, so dass alle Parameter aufeinander abgestimmt sind, um ein optimiertes Zusammenwirken für überlebenswichtige Aktivitäten zu ermöglichen. Das Wissen über das Zusammenwirken der Hautkomponenten, die an dem Vorgang der Signalübertragung teilnehmen, ermöglicht, eine technisch relevante Lösung zu finden.

Das Ziel der hier dargestellten Arbeit besteht darin, eine flexible Sensorstruktur zur Erfassung mechanischer Parameter, insbesondere der auf die Oberfläche wirkenden Normal- und Tangentialkräfte, zu entwickeln. Dieses Sensorsystem soll sich in ihrer Gestalt und Steifigkeit an die exogenen Messbedingungen, wie anwendungsbedingte variierende Lastfälle, anpassen können. Für die Realisierung des Vorhabens wurde menschliche Haut als Vorbild für die technische Lösung ausgewählt. In Rahmen dieser Arbeit wird die Reizübertragung von der Hautoberfläche bis zu der Rezeptorzelle in Betracht gezogen. Dabei werden der Einfluss des Hautaufbaus, insbesondere der Grenzschicht von Dermis und Epidermis, die Lokalisierung der Mechanorezeptoren in den Hautschichten, unterschiedliche Steifigkeit der Schichten und Wirkung der Durchblutung der Haut auf die Wahrnehmung der Reize besonders beobachtet. FE-Methoden werden eingesetzt, um die Aufnahme der Normal- und Tangentialkräfte und die Verteilung der dadurch im Hautgewebe entstehenden Spannungen sowie den Einfluss der Hydraulik der Haut auf die Signalübertragung und Empfindlichkeit der Sensoren zu analysieren. Anschließend wird ein technisches Funktionsmuster als Bestätigung der in dieser Arbeit gestellten Hypothesen aufgebaut. In der realisierenden technischen Lösung werden die Prinzipien der Aktor-Sensor-Zusammenwirkung der Haut genutzt, wobei

die Sensorik die Normal- und Scherkräfte getrennt detektieren soll und die Aktoren als unterstützende Stellglieder der Sensorik dienen.

2. Stand der Forschung

2.1. Die menschliche Haut als biologisches Vorbild

Um relevante Prinzipien der menschlichen Haut auf das nachgiebige adaptive Sensorsystem übertragen zu können, sind Kenntnisse über den Aufbau, die Funktionen und die Prozesse des biologischen Vorbildes notwendig. In diesem Kapitel werden der Aufbau, die Funktionen und die mechanischen Eigenschaften der menschlichen Haut sowie Mechanorezeptoren und die Zusammenhänge zwischen den Hautkomponenten dargestellt.

Die Haut kann als ein disperses Sinnesorgan betrachtet werden, welches multisensorisch spezifische Einwirkungen mechanischer und thermischer Energie als auch unspezifisch chemische und elektrische Gefahrenquellen aus der Umwelt als Schmerzsensation rezipieren kann. Diese Systeme versetzen die Haut in die Lage, sich als ein über den gesamten Organismus verteiltes Sinnesorgan darzustellen. Andererseits bietet sie durch ihre somato-vegetative Kopplung die Basis adaptierender Reflexmechanismen.

Haut ist ein altgermanisches Wort (ahd. hut, niederl. huit, schwed. hud). Es gehört zur indogermanischen Wurzel skeu = bedecken, umhüllen. Auf die Haut bezogene medizinische Begriffe werden vom lat. *cutis* = Haut oder häufiger vom gr. *derma*, *dermatos* = Haut abgeleitet [LIPPERT, 2011].

Die Haut (*Cutis, Integumentum*) beträgt als größtes einzelnes Organ des Menschen ca. 16 % der Körpermasse und hat eine Oberfläche je nach Körpergröße von 1,6 bis 2 m² [JUNQUEIRA et al., 1996]. Die Haut ist ein äußerer Überzug des Organismus und bildet somit dessen physikalische Barriere zur Außenwelt. Ihr sehr komplexer Aufbau ermöglicht der Haut, sich geschmeidig an die Körperkontur und deren Formänderungen anzupassen.

Als eine Grenzschicht zur Außenwelt ist sie befähigt, einer Vielfalt von Aufgaben gerecht zu werden. Sie hat den Funktionswiderspruch zwischen Abgrenzung (als Barriere) und Austausch (als Eingangspforte) zu bewältigen. Um allen Einflussgrößen aus der Umwelt gleichzeitig nachzukommen, verfügt die Haut über diese Multifunktionalität.

Lippert und Benninghof [LIPPERT, 2011; BENNINGHOF, 1985] beschreiben ausführlich die Funktionen der Haut aus anatomischer Sicht, an die sich folgende Beschreibung anlehnt. Die Funktionen der Haut können in Kontakt-bezogene Sinnesfunktion (Tasten), Schutzfunktion und als Organ des Gasaustausches unterteilt werden. Die Sinnesfunktion ist durch verschiedene Arten von Rezeptoren für Schmerz-, Druck-, Berührung-, Vibration-, Kälte- und Wärmeempfindung gewährleistet. Zur Schutzfunktion der Haut zählen der mechanische und der thermische Schutz, sowie die Thermoregulation und der Schutz gegen physikalische (z. B. Strahlungen), chemische und mikrobiologische Einwirkungen und Strahlen. Die Haut

schützt den Organismus sowohl gegen den Flüssigkeitsverlust als auch gegen die Verdünnung der Körpersäfte durch das Eindringen des Wassers in den Körper. Die Fetteinlagerung in der Unterhaut dient neben der Wärmeisolation auch als Energiespeicher für die Zeiten unzureichender Nahrungszufuhr.

Mechanische Eigenschaften der Haut machen es möglich, dass der Mensch fest zugreifen kann, ohne sich zu verletzen. Diesem Schutz beim aktiven Ergreifen von Objekten der Außenwelt dient einerseits die Hornschicht, die an den Körperstellen, die in häufigeren Kontakt mit festen Gegenständen sind, dicker ist (z. B. Hohlhand und Fußsohle). Der dabei entstehende Abrieb, das heißt der Verlust oberer Zelllagen, wird durch die ständige Regenerationsfähigkeit der unteren Bildungsschicht der Epidermis kompensiert.

Andererseits dienen dem Schutz des Organismus die Sinnesrezeptoren. Sie melden Gefahren, die durch zu große Drucke (auch punktuell bei scharfen Konturen), Wärme oder Kälte verursacht werden können und veranlassen damit eine Gegenreaktion. Gerade an den Stellen, wo der Schutz durch die dickere Epidermis am wichtigsten ist, besteht auch die größte sensorische Auflösung. Trotz des mechanischen Schutzes bleibt die Haut geschmeidig, dehnbar und elastisch, damit sie freie Körperbewegungen und erhebliche Belastungen aushalten kann.

Die Haut spielt die wichtigste Rolle für die Temperaturregulation des Organismus. Sie verfügt über einen Plexus aus arteriellen und venösen Blutgefäßen, die sich bei der Wärmeabgabe erweitern bzw. zur Bewahrung der Körperenergie verengen. Die Schweißdrüsen, das Haarkleid und die Fetteinlagerung dienen auch der Temperaturregulation der Haut.

Im Sinne der Aufgabe dieser Arbeit ist es interessant, die morphologisch abgrenzbaren Schichten der Hautdecke (Epidermis, Dermis und Subkutis) auch nach funktioneller Zuordnung und nach histomechanischen Eigenschaften zu unterteilen:

1. **Oberfläche**: Die Epidermis und die Säure-Fett-Schicht dienen als eine Barriere gegen chemische Stoffe (Noxen) und bilden aktive Abwehr gegen Parasiten, Krankheitserreger und ionische Schadstoffe. Die Barrierefunktion der Haut verhindert die Austrocknung des Körpers und das Eindringen körperfremder Substanzen. Die Hautanhangsgebilde (Emergenzien oder Haardecke) stellen sich auf meteorologische Parameter wie Luftfeuchte, Sonnenlicht, Luftkonvektion und Windbewegung ein.
2. **Mittlere Schicht**: Die sich hauptsächlich in dieser Schicht befindende Sensorik dient zur Aufnahme thermischer und mechanischer Reize, zur taktilen Orientierung und haptischen Objektidentifikation. Das Kapillarnetz, das reichlich in der Dermis vorhanden ist, dient durch Mikrozirkulation zur Wärmeabstrahlung oder bei Verminderung des Durchflusses zum Wärmezurückhalten. Der Schutz gegen reibende und scherende Schädigungen wird durch straffe, reißfeste Kollagenfasern der Dermis gewährleistet.

3. **Untere Schicht**: In dieser Schicht werden mechanische Drucke und Scherkräfte durch die Schwerkraft oder Kollision während der Lokomotion und Manipulation abgefangen und Vibrationen gedämpft. Die Fetteinlagerung dient auch zur Wärmeisolation.

2.1.1. Aufbau der Haut

Die *Cutis* (Haut in engerem Sinne) setzt sich aus einem äußeren epithelialen Anteil (*Epidermis* oder Oberhaut) und einem inneren bindegewebigen Anteil (*Dermis* oder Lederhaut) zusammen. Zu der Haut im weiteren Sinne (*Integumentum commune* = Hautdecke) wird noch die *Tela subcutanea* (Subcutis oder Unterhaut) gezählt [LIPPERT, 2011].

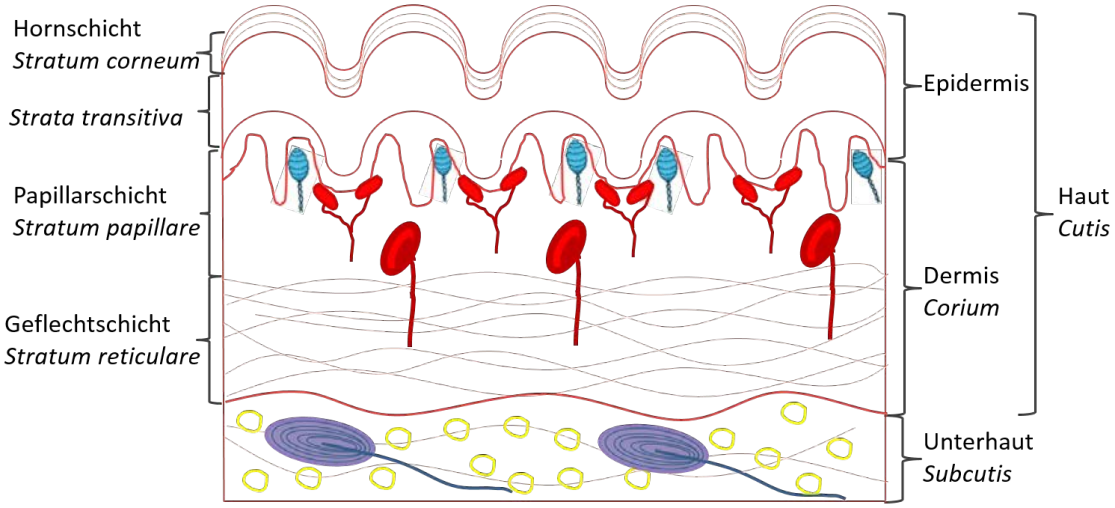


Abb. 2.1: Aufbau der Haut und Verteilung der Mechanorezeptoren

2.1.1.1. Epidermis

Die Epidermis oder die Oberhaut bildet eine nach außen orientierte Oberfläche des Organismus. Eine nach innen gerichtete Oberfläche sind demzufolge die Epithelien des Verdauungstraktes und die Auskleidung des Atemtraktes (Schleimhäute). Die Dicke der Epidermis variiert von 0,04 mm an der Stirn und 1,5 mm in der Hohlhand, sie kann auch 3 mm in Schwielen erreichen [JUNQUEIRA, 2005]. Die Epidermis besteht aus einem geschichteten Plattenepithel, das sich aus Zellen verschiedener Differenzierungsstadien zusammensetzt. Ziel des Differenzierungsweges der Epidermis-Zellen ist ihre Verhornung. Auf eine traumatische, chemische, thermische oder entzündliche Alteration reagiert die Epidermis mit Steigerung der Zellteilung und der Differenzierungsvorgänge. Ziel dieser Proliferation ist der flächige Ersatz des verloren gegangenen epidermalen Gewebes und die Schließung des Defektes [SOBOTTA, 2006].

Zwischen der Basalmembran und der Oberfläche lassen sich in der Epidermis fünf Schichten von zentral nach lateral unterscheiden:

- Stratum basale
- Stratum spinosum
- Stratum granulosum
- Stratum lucidum
- Stratum corneum

Die vier Oberen können als Übergangsstadien als Strata transitiva, zusammengefasst werden.

Stratum basale

Das *Stratum basale* besteht aus kubischen oder hochprismatischen Zellen, die auch Keratinozyten genannt werden. In dieser Schicht erfolgt eine ständige Zellteilung in breiter Front. Die Zellen des *Stratum basale* haften auf der Basalmembran, welche die Epidermis mit der Dermis fest verbindet. Um sich an die Basalmembran zu befestigen, verfügen Epithelzellen der Epidermis über feine basale Fortsätze („Füßchen“). Die Stammzellen der Basalmembran besitzen auch kurze *Wurzelfüßchen*, die in die Dermis hineinragen. Zur Verknüpfung mit den Nachbarzellen besitzen die Zellen *Stratum basale Desmosomen* [JUNQUEIRA, 2005; SOBOTTA, 2006].

Stratum spinosum

Stratum spinosum wird nach dem Aussehen der Zellen auch Stachelzellschicht genannt. Jede Zelle bildet stachelförmige Fortsätze, mit deren Hilfe sie mit Nachbarzellen verbunden sind. Dieser Kontakt geschieht über Desmosomen, die am Ende dieser Fortsätze liegen. Im *Stratum spinosum* sind *Tonofibrillen* vorhanden, die trajektoriell angeordnet sind und der Haut zur Stabilisierung gegen die Scherwirkungen (Abschürfungen) dienen. Die beiden *Strata basale* und *spinosum* werden auch zum *Stratum germinativum* (Keimschicht) zusammengefasst [JUNQUEIRA, 2005].

Stratum granulosum

Im *Stratum granulosum* beginnt der Prozess der Verhornung der Zellen, wo die Zellen stark abgeplattet, unbeweglich und in einer geometrischen Anordnung aneinander fixiert werden. Durch Keratineinlagerung zeigen sie ein körniges Aussehen. Mit dem *Stratum granulosum* entsteht die wasserabweisende Barriere der Epidermis zum Schutz gegen Wasserverlust und Austrocknung des Körpers.

Stratum lucidum

Das Stratum lucidum kommt nur in dicker Epidermis der Leistenhaut (Handfläche, Fußsohle) vor. Es ist eine dünne homogene Schicht, in welcher der Prozess der Umwandlung der

lebenden Zellen nach Abschluss ihrer Syntheseleistung in tote Hornschüppen abgelaufen ist [JUNQUEIRA, 2005]. Die mit Keratin vollständig ausgefüllten Zellen sind deutlich durchscheinender.

Stratum corneum

Das *Stratum corneum* oder Hornschicht ist eine dünne, reißfeste und fast völlig undurchlässige Schicht der Epidermis, welche die dichteste Barriere zur Außenwelt bildet. Je nach Körperregion bilden die verhornten, abgeflachten Hornzellen eine unterschiedliche Anzahl von Zelllagen (15-20 Lagen an der Bauchhaut, 45 am Arm und mehrere Hundert an Handfläche und Fußsohle) [JUNQUEIRA, 2005]. In der Hornschicht verlieren die Zellen 50 – 80 % Wasser und bestehen aus bis zu 80 % Keratin [SOBOTTA, 2006].

Die Epithelzellen in der Epidermis werden durch *Desmosomen* zusammengehalten. Durch Unterbrechung der desmosomalen Kontakte werden die Zellen herausgelöst und in eine neue Zellschicht geschoben. Die interzellularen Spalten bleiben bis zur Abdichtung im *Stratum granulosum* durchgängig für die Flüssigkeiten, ohne dass die mechanische Festigkeit darunter leidet [ROHEN, 2000]. Durch Abbau der *Desmosomen* im Laufe des Differenzierungsprozesses werden die oberflächlich gelegenen Zellen aus dem Verband gelöst und als Hautschuppen abgeschilfert [ZILLES & TILLMANN, 2010].

Die dermoepidermale Verbindungszone

Die Epidermis wird durch die nur aus Fasern bestehende Basalmembran an der Dermis befestigt, die sich unmittelbar unter den Basalzellen der Epidermis befindet. Die Halbdesmosomen der Epidermis haften mit ihren „Würzelfüßchen“ an der Basalmembran. Aus der Dermis ragen die Kollagenfasern (Typ III) senkrecht in die Basalmembran hinein, wofür sie auch als Ankerfasern benannt werden. Diese Verbindung ist sehr fest, sodass ein Abhebungsversuch zu einer Zerreißung im epithelialen Gewebe führt, anstatt zur Ablösung des *Stratum basale* von seiner Unterlage [JUNQUEIRA, 2005].

2.1.1.2. Dermis

Die Dermis, anders genannt Lederhaut oder *Corium*, besteht aus kollagenen und elastischen Fasern, die sich in einer hochviskösen gelartigen Matrix befinden. Sie ist für die Reißfestigkeit und Elastizität der Haut verantwortlich. Die Dermis enthält Blut- und Lymphgefäße und trägt damit zur Thermo- und Kreislaufregulation bzw. zur Immunfunktion bei. Hier befinden sich auch zahlreiche Nervenendigungen und nervöse Rezeptororgane, was die Haut zu dem multifunktionellen Sinnesorgan macht. Die Dicke der Dermis ist wie die Epidermis von der Körperregion abhängig.

In der Dermis können zwei Schichten unterschieden werden: das zapfentragende *Stratum papillare* und das netzartige *Stratum reticulare*. Eine deutliche Grenze zwischen den beiden

Schichten existiert nicht; sie unterscheiden sich jedoch durch Dichte und Anordnung der Bindegewebefasern [JUNQUEIRA, 2005].

Stratum papillare

Das kapillarreiche *Stratum papillare* liegt unmittelbar unter der Epidermis und besteht aus lockerem Bindegewebe und zahlreichen dünnen elastischen Fasern. Das *Stratum papillare* bildet die primären und sekundären Bindegewebepapillen, die mit der Epidermis verzahnt sind. Die Verzapfungen sind in den verschiedenen Körperregionen nicht konstant, deren Größe und Form hängen von der mechanischen Beanspruchung der jeweiligen Hautregion ab. So befinden sich die höchsten Papillen in der Leistenhaut [ZILLES & TILLMANN, 2010; JUNQUEIRA, 2005].

Die Papillen vergrößern die Kontaktfläche zwischen Dermis und Epidermis und dienen damit auch der Verbesserung der diffusiven Ernährung der nicht vaskularisierten Epidermis. Nach einigen Autoren, z. B. [ROHEN, 2000], bewirkt die Verzapfung der beiden Schichten ihren mechanischen Zusammenhalt. Zumindest ist anzunehmen, dass damit die Zahl der Desmosomen pro Flächeneinheit wirksam vergrößert wird. Dagegen sind nach [JUNQUEIRA et al., 1996] die Papillen keine Einrichtung zur besseren Befestigung zwischen Epidermis und Dermis. Da die Verbindung zwischen Epidermis und Dermis allein durch die Desmosomen und Kollagenfasern reißfest ist, liegt die Vermutung nahe, dass diese Verzahnung zwischen diesen Schichten auch einem anderen Zweck als nur zum Zusammenhalt dient.

Stratum reticulare

Das *Stratum reticulare* ist die tiefere und dickere Schicht der Dermis. Es besteht aus kräftigen dickeren Kollagenfaserbündeln des Kollagentyp I und begleitenden elastischen Fasern. Die Bündel von im entspannten Zustand gewellten Kollagenfasern sind scherengitterartig verflochten, was zu einer Hautdehnbarkeit ohne Minderung ihrer Reißfestigkeit führt. Diese biegeschlaffen, aber nur wenig dehnbaren Kollagenfasern werden dabei entwellt. Auch ihre gitterartige Anordnung wird bis zu deren paralleler Ausrichtung verstellt (enkaptische Funktionsstruktur der Streckungsvorgänge). Die elastischen Fasern, die für die reversible Dehnbarkeit der Haut verantwortlich sind, bilden ein zusammenhängendes Netzwerk aus dicken Fasern und dienen der Rückstellung der Kollagenfasern nach deren Dehnung. Die Ausrichtung der Kollagenfasern ist regional unterschiedlich, denn Spaltlinien der Haut zeigen deren geringsten Dehnbarkeit an [ZILLES & TILLMANN, 2010; JUNQUEIRA, 2005]. Solche mechanischen Eigenschaften der Haut wie Elastizität und Reißfestigkeit sind hauptsächlich der besonderen Architektur der Kollagenfasern und der Funktion der elastischen Fasern der retikulären Dermis zu verdanken [BENNINGHOFF, 1985].

2.1.1.3. Subcutis (Unterhaut, Tela subcutanea)

Die *Subcutis* oder Unterhaut liegt unmittelbar unter der Dermis und besteht aus lockerem Bindegewebe mit einem großen Anteil von Fetteinlagerungen. Die Bindegewebesepten ziehen sich aus der Lederhaut steppkissenartig durch die Subcutis und verankern die Haut mit darunterliegenden Strukturen (Knochen, Muskulatur). Dank dieses Aufbaus weist die Haut eine regional abhängige Verschieblichkeit auf. An mechanisch stark belasteten Stellen gibt es derbe Bindegewebefaserzüge, die die Haut mit der Körpergrundlage wenig verschiebbar verbindet (Hohlhand, Fußsohle). Im Gesicht und der Kopfschwarte ist die Haut fest mit untergelagerter Muskulatur (mimische Muskeln) verbunden. Ausgeprägtere Verbindungen zwischen quergestreifter Muskulatur und der Haut bestehen bei vielen Säugetieren als Tela muskularis (Muskelmantel) oder Panniculus carnosus. Glatte Muskelfasern (Mm. erectores pili) können in bestimmten Regionen die Spannung der Haut regulieren [ZILLES & TILLMANN, 2010; LIPPERT, 2011].

2.1.2. Felder- und Leistenhaut

Die Verzapfungen zwischen Epidermis und Dermis unterscheiden sich abhängig von mechanischer Beanspruchung regional sehr stark. Dadurch entsteht ein typisches Muster auf der Hautoberfläche und somit werden zwei Hauttypen unterschieden: Felder- und Leistenhaut.

Die Felderhaut besteht aus polygonalen Feldern, die von feinen Furchen abgegrenzt sind, und bedeckt die meisten Körperregionen. Die Höhe und Anzahl der Bindegewebepapillen in der Felderhaut sind von mechanischen Beanspruchungen der Körperregion abhängig. So sind die Verzapfungen am Knie zur Sicherung der Dehnungsreserve besonders ausgeprägt, und sehr gering in der Haut des Augenlides. Die Felderhaut ist behaart und reich an Schweiß-, Talg- und Duftdrüsen [ZILLES & TILLMANN, 2010; LIPPERT, 2011].

Die Leistenhaut kommt nur an den Handflächen und Fußsohlen vor. Sie zeichnet sich durch parallel verlaufende, ausgeprägte Epidermisleisten aus, deren Muster auf die Papillarschicht zurückgeht. Jeweils in eine Epidermisleiste ragen zwei Reihen aus Papillen hinein [ZILLES & TILLMANN, 2010]. Besonders ausgeprägt sind sie an den Finger- und Zehenspitzen. Dort bilden sie Bögen, Schleifen, Wirbel oder Kombinationen davon, die genetisch festgelegt sind. Die Leistenhaut ist unbehaart, und bei ihr fehlen Talg- und Duftdrüsen. Sie ist dagegen reich an sensorischen Nervenendorganen. Sie ist straff an der Unterlage befestigt, was eine Voraussetzung für festen Griff und sicheren Stand ist [ZILLES & TILLMANN, 2010; LIPPERT, 2011].

2.1.3. Die sensorische Komponente der Haut: Mechanorezeptoren

Die Mechanorezeptoren der Haut sind spezialisierte Zellen, die als Exterozeptoren den unmittelbaren Kontakt mit Objekten der Außenwelt als Reiz aufnehmen. Dieser ist mit physikalischen Kraftgrößen verbunden und wird durch Deformation der Zellmembran in eine elektrische Information als Rezeptorpotenzial übersetzt (Transduktion). Diese Rezeptorpotenziale generieren in den dazugehörigen afferenten Nervenfasern Aktionspotenziale, die über afferente Nerven zum Zentralnervensystem geleitet werden. Die Mechanorezeptoren als Rezeptoren der Oberflächensensibilität erfassen drei Parameter: (1) statischer Druck, (2) Druckänderung als *Berührung* und (3) Druckänderung als *Vibration*[1] [SOBOTTA, 2006; JUNQUEIRA, 2005; HANDWERKER, 1995].

Die Rezeptoren sind unterschiedlich dicht über die Körperregionen und in den Schichten der Haut verteilt. Die größte Dichte an Mechanosensoren findet sich in der Leistenhaut, geschätzt sind es 17.000 Sinneszellen an einer Hand. Die meisten von ihnen befinden sich an der papillär verzahnten Grenzfläche zweier mechanisch differenzierter Schichten – der Dermis und Epidermis [VALLBO & JOHANSSON, 1984].

Es werden nach ihrem Adaptionsverhalten verschiedene Typen von Mechanorezeptoren unterschieden. Als Adaption wird hierbei das Abklingen des Rezeptorpotenzials auch bei konstantem Reiz im Laufe der Zeit bezeichnet. Es werden schnell adaptierende (FA) und langsam adaptierende (SA) Rezeptoren unterschieden, die in zwei Gruppen eingeteilt werden: I – kleines, scharf begrenztes rezeptives Feld und II – größeres, unscharf begrenztes rezeptives Feld [LIPPERT, 2011]. In der folgenden Tabelle sind die relevanten Mechanorezeptoren der Haut mit deren Modalität, Lokalisierung, Anzahl und Adaptionsverhalten zusammengestellt.

[1] Die aus der physiologischen Fachliteratur entnommenen kursiv geschriebenen Begriffe der Sinneswahrnehmung bedürfen eines Abgleichs mit den physikalisch definierten Größen

Tab. 2.1: Mechanorezeptoren der Haut (aus [LIPPERT, 2011], [JUNQUEIRA, 2005], [VALLBO & JOHANSSON, 1984])

	Merkel-Zelle	**Meissner-Körperchen**	**Pacini-Körperchen**	**Haarfolikel-Sensor**	**Tast-Scheiben**	**Ruffini-Körperchen**
Sensor-modalität	Druck	Geschwindig-keit	Beschleunig-ung Schwingung (*Vibration*)	Geschwindig-keit	Druck Druck-änderung (*Berührung*)	Dehnung
Haut-schichten	Stratum basale	Stratum papillare	Subkutis		Stratum basale	Stratum reticulare
Größe	ca. 10-20 µm	100-150 µm lang und 40-70 µm breit	Bis 5 mm lang			ca. 0,5-2 mm
Adaptions-verhalten	SA-I Rezeptor	FA-I Rezeptor	FA-II Rezeptor	FA-I Rezeptor	SA-I Rezeptor	SA-II Rezeptor
Leistenhaut	X	X	X			X
Felderhaut			X	X	X	X
Anzahl in Fingerkuppe	70/cm^2	140/cm^2	20/cm^2	-	-	10/cm^2

Merkel-Zellen und Tast-Scheiben

Merkel-Zellen befinden sich im Stratum basale der Epidermis der Leistenhaut und sind mit kurzen, plumpen Fortsätzen über Desmosomen mit den benachbarten Epithelzellen verbunden. Sie sind langsam adaptierende Rezeptoren und reagieren auf Druck und Berührung [JUNQUEIRA, 2005; SOBOTTA, 2006].

Der Durchmesser der Merkel-Zelle beträgt 10 – 20 µm [LIPPERT, 2011]. Ihre Anzahl ist besonders hoch an den Finger- und Zehenspitzen. Dort sind bis zu 70 Zellen/cm^2 zu finden, wobei auf der Handinnenfläche es nur 8 Zellen/cm^2 sind [VALLBO & JOHANSSON, 1984].

In der behaarten Felderhaut bilden sie Zellgruppen, die von einer sensiblen Faser versorgt sind, und werden als Tastscheiben bezeichnet.

Meißner-Körperchen

Meißner-Körperchen befinden sich am meisten in den Spitzen der Papillen des Stratum papillare der Leistenhaut. Sie nehmen die Geschwindigkeit einer Druckänderung wahr. Die Meißner-Körperchen haben eine ovale Form mit 40-70 µm Breite und 100-150 µm Länge und stehen senkrecht zur Hautoberfläche [JUNQUEIRA, 2005]. Sie sind über die Körperregionen unterschiedlich verteilt und erreichen mit 140/cm^2 die größte Konzentration in Fingerspitzen [VALLBO & JOHANSSON, 1984].

In den Meißner-Körperchen sind feine Kollagenfasern zu finden, die zwischen den Lamellen verlaufen und in die Bindegewebsfasern der Papillarschicht der Dermis übertreten. Dadurch ist das Körperchen in der Papille mit der Basalmembran der Epidermis verankert. Durch diesen Aufbau bilden die Kollagenfasern einen Transmissionsmechanismus, welcher den auf die Hautoberfläche wirkenden Druck unter nachfolgender Verflachung der Papille in eine Dehnung des Meißner-Körperchen umsetzt. Dadurch werden die Nerventerminale gereizt; auf diese Weise entsteht ein Aktionspotenzial [JUNQUEIRA, 2005].

Haarfollikelsensoren

Die Haarfollikelsensoren reagieren auf jede Biegung des Haarschaftes auf der Felderhaut. Haarfollikel entstehen als Einstülpungen der Epidermis in die darunterliegende Dermis, wobei diese als Haarpapille in die Auftreibung ihres unteren Teils (Bulbus) hineinragt. Diese fast kugelgelenkige Einspannung des als Biegebalken zu verstehendem Haar ist von freien abgeflachten Nervenendigungen umgeben [SOBOTTA, 2006].

Ruffini-Körperchen

Ruffini-Körperchen sind in der retikularen Dermis der Felder- und Leistenhaut zu finden. Es sind langsam adaptierende Rezeptoren (SA-Rezeptoren). Sie bilden eine an beiden Seiten offene zylinderförmige Kapsel, die etwa 0,5-2 mm lang ist. Durch die Öffnungen im Zylinder kommen Kollagenfasern hinein und verankern die Ruffini-Körperchen in der Dermis. So sind sie mit Kollagenfasern strukturell und funktionell verbunden. Die Endstrukturen der Nervenfaser sind mit Kollagenfasern verknüpft. Damit kann der Rezeptor auf jegliche Dehnung oder Stauchung in dem Gewebe schnell reagieren [JUNQUEIRA, 2005; SOBOTTA, 2006; ZILLES & TILLMANN, 2010].

Vater-Pacini-Körperchen

Vater-Pacini-Körperchen befinden sich in retikularer Dermis und in Fettgewebe beider Typen der Haut. Es sind die größten Mechanorezeptoren der Haut, die bis zu 5 mm groß werden können [LIPPERT, 2011]. Diese schnell adaptierenden Rezeptoren der Gruppe II reagieren auf die Vibration der Hautoberfläche. Ein Vater-Pacini-Körperchen besteht aus einem afferenten Axon, der von Innenkolben halbmondförmig umfasst wird. Das Ganze ist von einem Außenkolben aus 60-70 Schichten flacher Zellen umgeben [JUNQUEIRA, 2005; LIPPERT, 2011].

Die große Zahl von Kapselschichten und die Lamellen des Innenkolbens spielen die Rolle eines Stoßdämpfers und fangen die Energie langsamer Bewegungen auf („Hochpassfilter“). Die schnellen Verformungen dagegen können die Schichten der Außen- und Innenkolben überwinden und am Axon ankommen. Vater-Pacini-Körperchen können nur die Schwingungen zwischen 40 Hz und etwas über 1.000 Hz mit dem Maximum bei 200-300 Hz wahrnehmen [JUNQUEIRA, 2005; LIPPERT, 2006; VALLBO & JOHANSSON, 1984].

2.1.4. Die aktorische Komponente der Haut: Vaskularisierung und Mikrozirkulation

Umwelteinflüsse (ökologische Faktoren) wechseln ständig, die Haut als Schnittstelle zum Organismus soll sich dabei auf diese Änderungen der jeweiligen Einflussgrößen einstellen können. So ist bei der Haut die multivalente (vielseitige) Adaptivität stärker als bei anderen Organen ausgeprägt.

Um adaptiv auf die äußeren Einflüsse zu reagieren, verfügt die Haut über die zwei Arten von Aktorik: Hautmuskulatur und Blutgefäße. Die beim Menschen nur noch im Gesichts- und Halsbereich ausgeprägte Hautmuskulatur dient einerseits kommunikativer Funktion (Mimik), andererseits einer aktiven Anpassung an die Körperkontur durch eine reflektorische Straffung der Haut. Die Tiere können die Hautmuskulatur aktiv nutzen, in dem die Haut durch eine lokale und kurzzeitige Spannungserhöhung (Zucken) auf die äußeren Reize reagiert.

Im Rahmen dieser Arbeit wird nur die fluidische Aktorik der Haut in Betracht gezogen werden – das Gefäßsystem.

Das Gefäßsystem menschlicher Haut ist dreidimensional, und es können senkrecht und horizontal orientierte Abschnitte unterschieden werden. Diese komplexe Architektur des kutanen Gefäßsystems besteht aus Verzweigungsstufen: Arterien, Arteriolen, Kapillaren, Venolen und Venen. Die Arterien der Haut entspringen aus den tiefen Muskellogen, verlaufen durch Subkutis und steigen zur Grenze zwischen Subkutis und Dermis auf [ALTMEYER et al., 1997]. Dort bilden sie ein horizontales arterielles Gefäßnetz und parallel dazu ein venöses Netz, die als *Arterien- und Venenplexus* [LIPPERT, 2011] oder tiefer Plexus [HILLER & HORNSTEIN, 1993] bezeichnet wird. Hier verzweigen sich die Gefäße; einige laufen zurück in das subcutane Fettgewebe, andere steigen zur papillaren Dermis auf und bilden an der oberen Grenze der retikularen Dermis einen subpapillaren Plexus oder oberflächlichen Plexus [HILLER & HORNSTEIN, 1993, ALTMEYER et al., 1997]. Aus diesem Plexus treten feine Kapillarschlingen in die Bindegewebepapillen ein. Die einzelne Bindegewebspapille kann mehrere Kapillaren enthalten, wodurch ihre Kontur mehrzipfelig aussieht [HORSTMANN, 1957]. Das Blut aus dem absteigenden Kapillarschenkel fließt in den oberflächlichen venösen Plexus. Die Dichte der Kapillaren schwankt nach Moretti je nach Körperteil zwischen 20 und 150/mm² [ALTMEYER et al., 1997]. Der Hauptanteil der Mikrozirkulation der Haut liegt im subpapillären Gefäßplexus.

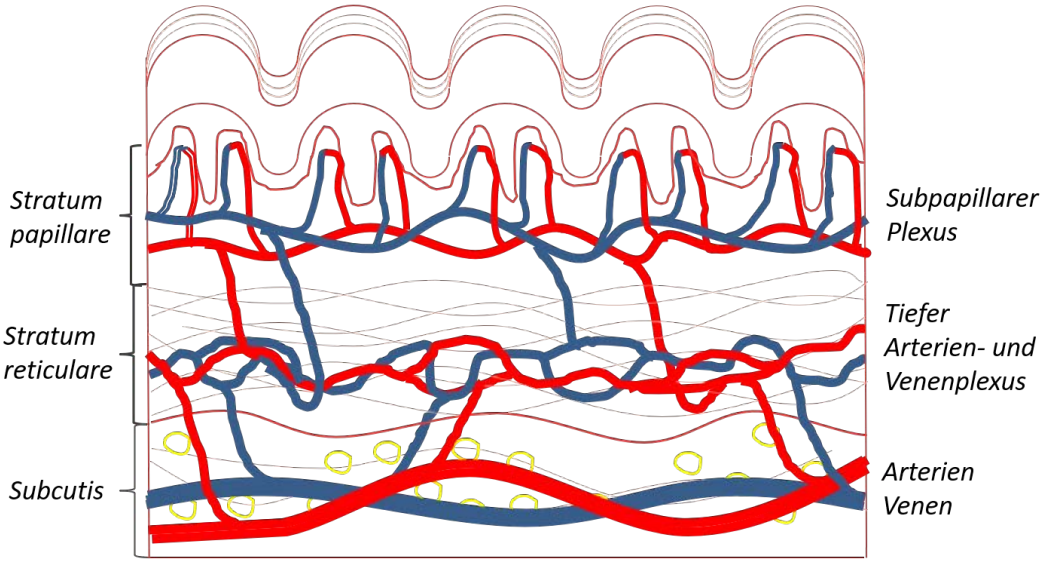


Abb. 2.2: Schematische Darstellung des Gefäßsystems in der Haut

Die Hauptfunktionen der Durchblutung der Haut sind die Versorgung der Haut mit den Nährstoffen und die Thermoregulation. Für die Ernährung der Haut werden nur 5 % der gesamten Hautdurchblutung benötigt, der Rest wird für die Thermoregulation verwendet [HORNSTEIN et al., 1993].

Die Thermoregulation in der Haut wird durch Vasokonstriktion (Gefäßverengung) oder durch Vasodilatation (Gefäßerweiterung) geregelt. Ihre Informationsverteilung erfolgt über das vegetative Nervensystem und ist an Händen, Füßen und Ohren besonders ausgeprägt [ALTMEYER et al., 1997].

Die Durchblutung der Haut wird auch durch arterio-venöse Anastomosen gesteuert, die arterielle und venöse Schenkel kurzschließen, um das arterielle Blut direkt in den subpapillären Venenplexus leiten zu können. Anastomosen bestehen aus besonders dicker muskelreicher Gefäßwand und können schon mit geringer konstriktorischer Aktivität sehr wirksam verschlossen werden. Sie sind ein wichtiger Faktor für die regionale Hautdurchblutung. Der Blutvolumenstrom durch die Gefäße kann mit dem Gesetz von Hagen-Poiseuille beschrieben werden:

$$\dot{V} = \frac{dV}{dt} = \frac{\pi \cdot r^4}{8 \cdot \eta} \frac{\Delta p}{l} = -\frac{\pi \cdot r^4}{8 \cdot \eta} \frac{\partial p}{\partial z} \tag{1}$$

Die Anastomosen sind in der Haut der Finger- und Zehenspitzen, der Nase und Ohrläppchen, Achselhöhlen und Ellenbögen zu finden [ALTMEYER et al., 1997]. Die vom vegetativen Nervensystem gesteuerten arterio-venösen Anastomosen ermöglichen die Blutumleitung und regeln damit die für die Sinneswahrnehmung so wichtige Gewebsspannung [ROHEN, 2000].

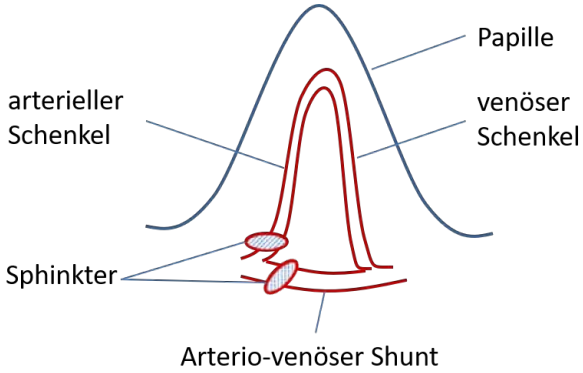


Abb. 2.3: Arterio-Venöser Shunt (Nachgebildet nach [ALTMEYER et al., 1997])

Die Gesamtkapazität des subpapillären Venenplexus beträgt 1.500 ml. Dadurch können durch venomotorische Reaktionen relativ große Blutmengen von der Haut aufgenommen und abgegeben werden. So dienen die Hautgefäße auch als Blutdepot [HICK & HICK, 2013].

Die Dichte des Gefäßsystems der Haut ist im Vergleich zur Durchblutung anderer Organe für die bloße Versorgung überdimensioniert und dient vor allem für eine Thermoregulation [BENNINGHOFF, 1985]. Bei Erhitzung kann die Durchblutung der Haut bis auf 3 l/min steigen, bei anderen extremalen Bedingungen wird es noch höher [HICK & HICK, 2013].

2.1.5. Mechanische Eigenschaften der Haut

Die menschliche Haut ist ein multifunktionales mehrschichtiges Organ mit einer komplexen Struktur. Die biomechanischen Eigenschaften der Haut hängen von der Größe und dem Zusammenhalt der einzelnen Zellen und gesamten Schichten untereinander, als auch vom Zusammenspiel der verschiedenen Fasern ab. Auch das Alter und das Geschlecht haben einen Einfluss auf die Elastizität, Zugfestigkeit und Dicke der Haut [JANSEN & ROTTIER, 1958].

Die Haut hat an verschiedenen Körperregionen unterschiedliche Dickenverteilung sowohl der Haut als Ganzes als auch der einzelnen Schichten. So hat die Epidermis die höchste Dicke in der Hohlhand, wo die höchste Konzentration der Mechanorezeptoren zu finden ist.

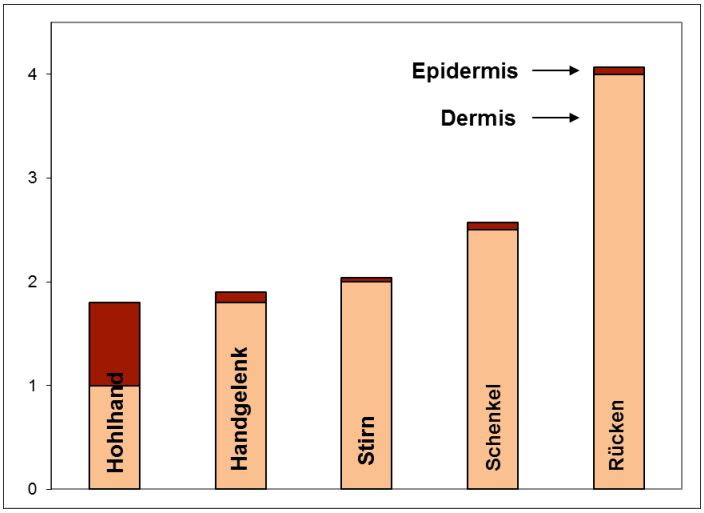


Abb. 2.4: Verteilung der Dicke von Epidermis und Dermis über die Körperregionen (nach [BENNINGHOFF, 1985])

Die Haut ist nicht homogen, mechanisch anisotrop und verfügt über nicht-lineare und viskoelastische Eigenschaften. Mechanische Eigenschaften wie Reißfestigkeit und Elastizität der Haut hängen fast ausschließlich von Leistungen der retikulären Dermis ab. Dehnbarkeit und Straffheit der Haut sind den Kollagenfasern zu verdanken. Die Rückstellung in die Ausgangslage der Kollagenfasern ist eine Funktion der elastischen Fasern. Der Reibungswiderstand der Haut beruht auf den Eigenschaften der Epidermis [MAUREL et al., 1991].

- *Nicht-linear, nicht homogen*

Für die Nicht-Linearität der Haut sind die elastischen und die zugfesteren Kollagenfasern der Dermis verantwortlich. Die Spannungs-Dehnungs-Kurve der Haut zeigt ein nicht-lineares Verhalten, die in drei Phasen geteilt werden kann (Abb. 2.5).

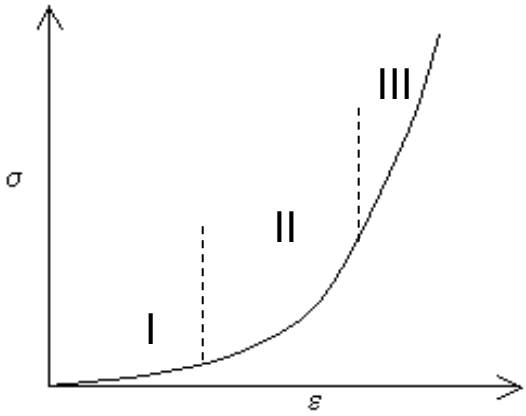


Abb. 2.5: Idealisierte Spannungs-Dehnungs-Charakteristik der menschlichen Haut (nach [MAUREL et al., 1991])

Bei niedriger mechanischer Spannung werden hauptsächlich nur elastische Fasern beansprucht, und die Reaktion von Kollagenfasern kann ignoriert werden. Deswegen verhält

sich die Haut bei niedrigen Spannungen annähernd linear (Phase I). Bei mittleren Spannungen tritt eine schrittweise Begradigung der ursprünglich gewellten Kollagenfasern auf und die Haut wird dadurch steifer (Phase II). Bei den hohen Spannungen strecken sich alle Kollagenfasern und es werden wieder nur elastische Fasern belastet. Das Spannungs-Dehnungs-Verhältnis ist wieder linear (Phase III) [MAUREL et al., 1991].

- *Anisotropie der Haut*

Die natürlichen Linien der Haut sind die Langer‘schen Linien, die Kontur-Linien (bei Kreuzungen der Haut) und die Falten-Linien. Da sie den Vorzugsrichtungen der bevorzugten Einteilung der Fasern aus Kollagen entsprechen, folgt die mechanische Anisotropie der Haut dem gleichen Muster. Die Fasern aus Kollagen und Elastin entlang der Langer´schen Linien sind mehr gestreckt als die quer zu den Linien, deshalb ist die Dehnbarkeit der Haut geringer und die Steifigkeit ist höher in der Richtung entlang der Langer‘schen Linien [MAUREL et al., 1991].

- *Visko-elastisch*

Visko-elastisch sind die Materialien, die Dämpfungs- und Feder-Eigenschaften bei Verformung aufweisen. Die menschliche Haut verhält sich als viskoelastischer realer Körper; das bedeutet, dass der Kurvenverlauf ihres Spannungs-Dehnungs-Diagramms über die Bereiche elastischer und plastischer Verformung verfügt. Bei konstanter Temperatur unter Dauerbelastung weist die Haut eine zunehmende Verformung (Kriechen) und eine Abnahme der Spannung (Relaxation) auf. Aus Zeitabhängigkeit des Materialverhaltens kommt heraus, dass eine komplexe Verknüpfung eines elastischen und eines viskosen Antworttyps als Modell des Verhaltens menschlicher Haut betrachtet werden muss. Es unterscheiden sich elastische, viskose und viskoelastische Antwort.

Bei kleinen Deformationen verformt sich die Haut linear und die Beziehung zwischen Spannung und Deformation kann sowohl für Dehnung als auch für Scherung mithilfe vom HOOKeschen Gesetz beschrieben werden.

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \tag{2}$$

$$\tau = G \cdot \gamma \tag{3}$$

σ – Spannung,
E – Elastizitätsmodul,
ε – Dehnung,
τ – Schubspannung,
G – Schermodul,
γ – Scherdeformation.

Das Verhalten eines viskosen Systems (Flüssigkeit oder Gas) wird mithilfe der NEWTONschen Gleichung beschrieben. In diesem Fall ist die Spannung proportional der zeitabhängigen Verformung.

$$\tau = \eta \frac{d\gamma}{dt} \tag{4}$$

η – Viskosität.

Das viskoelastische System wird aus einem elastischen und einem viskosen Anteil zusammengesetzt. In der Rheologie werden elastische und viskose Anteile als Feder (Hooke-Element) und Dämpfer (Newton-Element) in einem einfachen Modell verknüpft. Die einfachsten viskoelastischen Modelle sind Kelvin-Modell und Maxwell-Modell, komplexere Modelle viskoelastischen Verhaltens sind das Zener-, Lethersisch, Jeffreys- und Burger-Modell.

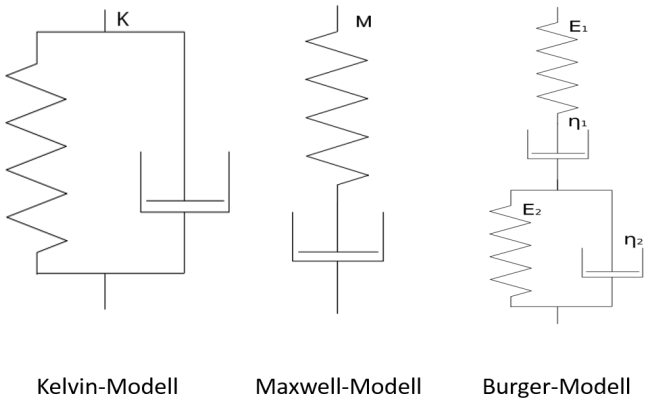


Abb. 2.6: Viskoelastische Modelle

Die Elastizität der Haut ist den Kollagen- und elastischen Fasern zu verdanken. Die Viskosität hängt von der Reibung der Bindegewebszellen untereinander, der Zellen und Kollagenfaserbündel, der Kollagenfasern innerhalb der Bündel und von Komponenten der dermalen gelartigen Grundsubstanz ab. Der Gehalt der Epidermis an Wasser und an Lipiden macht ihren Beitrag an viskosem Widerstand gegen eine Verformung aus [GÜTT, 1998; MAUREL et al., 1991].

- *Inkompressibilität*

Die Haut enthält einen hohen Anteil an chemisch gebundenen Wassermolekülen. Die Volumenkompressibilität ist definiert als $\Delta V/V\Delta p$. ΔV ist die Änderung des Volumens unter der Druckänderung Δp. Die Volumenkompressibilität der menschlichen Haut beträgt 0,38 m²/GN; zum Vergleich für Wasser 0,49 m²/GN [MAUREL et al., 1991].

2.1.6. Wissenschaftliche Studien zu sensorischen und aktorischen Komponenten der menschlichen Haut

2.1.6.1. Die strukturellen Komponenten und ihr Beitrag zur Reizselektivität und Sensitivität

Die Bedeutung der Leistenhaut an der menschlichen Hand wird in der Wissenschaft seit langem diskutiert und es wurden verschiedene Studien durchgeführt, um die Bedeutung dieser Leisten zu verstehen. Es gibt zwei Annahmen, wozu die Hautleisten an der menschlichen Hand und an den Extremitäten der Primaten dienen können. Erste Annahme ist, dass die Hautleisten die Reibung und dadurch die Haftung beim Greifen verbessern, insbesondere bei Tieren. Die zweite Vermutung besagt, dass diese Leisten zur Verbesserung der Sensitivität und Selektivität von Reizen dienen.

Die ersten wissenschaftlichen Publikationen über die Eigenart der Hautleisten erschienen schon im Jahre 1684-1686 von Grew, Bidlo und Malpighii. Im Jahr 1823 wurde von Purkinje ein erster erfolgreicher Versuch unternommen, die Hautleistenmuster (*Dermatoglyphen*) in einem Formensystem zu ordnen [BIEGERT, 1961]. Im Jahr 1895 beschrieb Féré über den Einfluss der *dermatoglyphischen* Variationen an Fingern auf die Motorik [Féré, 1895]. Am Anfang des Zwanzigsten Jahrhunderts wurde die makroskopische Anatomie der *Volarhaut* der *Palma* und *Planta* der Primaten von (Schlaginhaufen, 1905 zitiert nach [BIEGERT, 1961]) und anderen Wissenschaftlern (Whipple, 1904; Bonnevie, 1925; Cummins, 1943 zitiert nach [BIEGERT, 1961]) untersucht. Diese Autoren beschränkten sich aber nur auf die Beschreibung des Hautleistenmusters. Die ersten Erwähnungen des Zusammenhangs zwischen taktiler Wahrnehmung und Hautleisten wurden in den Arbeiten von Cauna im 1954 gemacht. Er hat das Verhalten der Hautpräparate bei mechanischer Belastung unter dem Mikroskop beobachtet. Sein Hauptaugenmerk lag an den Hautleisten, Grenzflächenpapillen und Meissner-Körperchen. In seinen Ergebnissen vergleicht er die Hautleisten mit der Linse des Auges oder die Mittelohrknöchelchen vor der Cochlea als eine sehr wichtige Komponente des taktilen Sinnesorgans („taktile Retina“ für Blinde). Diese funktionsorientierte Analogiebildung zwischen verschiedenen Sinnesorganen nimmt die verallgemeinernden Aussagen zum Reiz-Leitungs-Apparat [CARL&SCHILLING, 2008]. Bei einer Deformation der Hautoberfläche folgen die subepidermalen Papillen der Deformation der darüber liegenden Hautleisten. Die Bewegung der äußeren Leisten ist durch das *Corium* begrenzt, die Papillen an der darunterliegenden Grenzschicht jedoch „schweben“ im lockeren Bindegewebe der *Stratum papillare*. So wird die Intensität des Stimulus durch die subepidermale Papille erhöht und an die darunterliegenden Mechanorezeptoren übermittelt. Ein solcher Mechanismus bewirkt aber keine Reizselektivität, da sich laut Cauna die Papillen an der Grenzschicht unter jeglicher Art der Belastung auf der Hautoberfläche ähnlich verformen. Die Reizselektivität erklärt er durch

eine Strukturbesonderheit von Meißner-Körperchen und behauptet sogar, dass deren primäre Aufgabe die Reizselektivität ist. Meißner-Körperchen beinhalten in Bündeln geordnete Nervenendigungen. Unter einer axialen Belastung (Normalkraft) auf die Papille werden alle diese Nervenendigungen beansprucht, unter einer Scherkraft werden Meißner-Körperchen verzerrt, ohne Stimulierung aller Nervenendigungen [CAUNA, 1954].

So dient laut Cauna der Mechanismus der Verformung von Hautleisten und subepidermalen Papillen zur „Reizverschärfung“ (Kontrastüberhöhung) und Reizübertragung an die darunterliegenden Mechanorezeptoren.

Niemitz hat 1977 eine Arbeit veröffentlicht, in der er die Abhängigkeit der Hautleistenmuster bei *Tarsius bancanus* von der Richtung der Scherkräfte beschreibt, denen die betreffenden Hautstrukturen bei der arborialen Lokomotion ausgesetzt sind. Die Hautpartien, die von Scherkräften mit einer dominierenden Richtung beansprucht werden, weisen ein V-förmiges Profil oder gerade, offene Felder in Richtung der Kraft auf. Die Hautbereiche, die einer Druckkraft ausgesetzt sind, weisen ein konzentrisch verlaufendes Muster auf [NIEMITZ, 1977].

Schulz hat in seiner Studie nicht nur epidermale Hautleistenmuster, sondern auch das Verhalten der subpapillären Kollagenfasern unter Scherkraftbelastung auf die Hautoberfläche und deren Korrelation mit dem Leistenmuster untersucht. Nach Schulz folgen die Leisten den Verlaufsrichtungen der konzentrisch geordneten Kollagenfasern und sind in einer „Tasche“, gebildet von querverspannenden Kollagenfasern, eingebettet. Unter Druckbelastung werden die querverspannenden Kollagenfasern gespannt und begrenzen damit das Ausweichen der Leisten zu den Seiten. Mit seinen Ergebnissen bestätigt Schulz die Aussagen von Niemitz, dass Wirbelmuster der Hautleisten zur Aufnahme von Druckbelastung und Schleifen zur Aufnahme kombinierter Druck-Schubbelastung geeignet sind [SCHULZ, 1995].

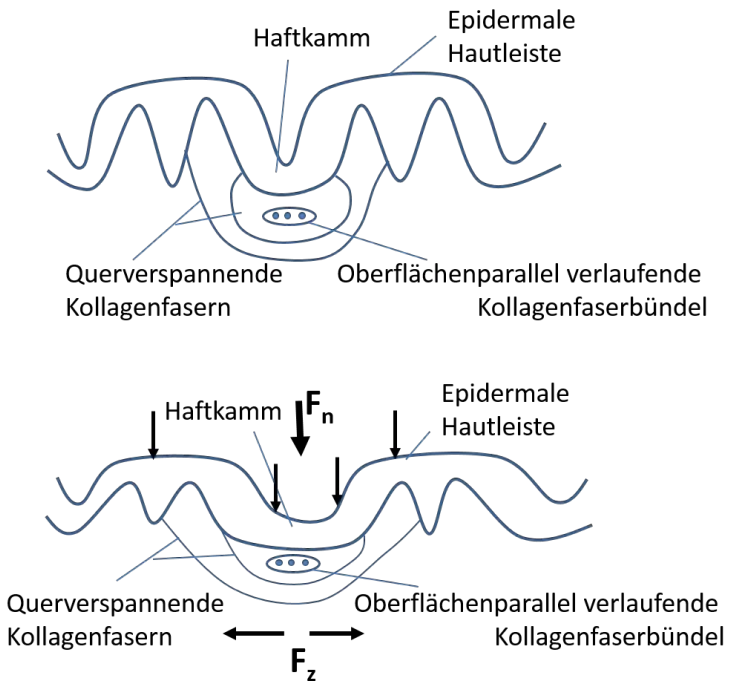


Abb. 2.7: Schematische Darstellung des Kollagenfaserverlaufs unter der Hautleiste ohne und mit Druckbelastung (nachgezeichnet nach [SCHULZ, 1995])

Loesch und Martin haben in ihren Untersuchungen festgestellt, dass zwischen der taktilen Sensibilitätsleistung, dem Hautleistenmuster und der Zahl der Verzweigungen innerhalb des Musters ein Zusammenhang besteht. Aus dieser Studie ist zu entnehmen, dass die optimale taktile Sensibilität mit Schleifenmustern mittlerer Größe verknüpft ist, die eine größere Zahl von Verzweigungen als Enden haben und deren Hautrillen breiter als die Hautleisten sind [LOESCH & MARTIN, 1984].

Mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode haben Maeno et al. gefunden, dass die axial-symmetrischen Spannungen unter Normallast in den Bereichen der Lokalisierung von Meißner-Körperchen, Merkelzellen und Ruffini-Körperchen zu beobachten sind. Die lokale Änderung der Spannung bei einer tangentialen Belastung wird nur durch Meißner-Körperchen und Merkelzellen detektiert [MAENO et al., 1998].

Manche Forscher haben die Fingerhautleisten im Kontext der Vibration beim Überstreichen einer Oberfläche zur Dynamisierung des Signals untersucht und sind zum Ergebnis gekommen, dass die Mikrogeometrie (Rauigkeit) einer Oberfläche direkt in eine Hautvibration umgesetzt wird [MANFREDI et al., 2014; SCHEIBERT et al., 2009]. Scheibert hat detaillierter den Zusammenhang zwischen dem Auftreten von Vater-Pacini-Körperchen und den Hautleisten an Fingerspitzen untersucht. Mit Hilfe eines experimentellen Nachbaus mit und ohne eine Riffelung der künstlichen Fingerspitze stellte er fest, dass die Hautleisten beim Streichen über die Oberfläche Vibrationen mit 200 bis 300 Hertz erzeugen. Dies entspricht genau dem

Bereich, den Vater-Pacini-Körperchen am besten wahrnehmen können [SCHEIBERT et al., 2009].

Amerikanische Forscher haben der früheren Behauptung, dass die Hautrillen gut zum Greifen geeignet sind, widersprochen. Eine gerippte Oberfläche der Finger bietet etwa ein Drittel weniger Kontaktfläche als eine glatte. Daher können nach Warman et al. die Fingerleisten zur Verstärkung der Reibung nicht dienen [WARMAN & ENNOS, 2009]. Spätere Untersuchungen der Hautoberfläche an Unterarm und Fingerkuppe zu mechanischen Eigenschaften unter Normal- und Tangentialbelastung, mithilfe optischer Kohärenztomographie und digitaler Bildkorrelation, widersprechen Warman in seiner Aussage [MAITI et al., 2016; LIU et al., 2017; LIU et al., 2018]. In der Studie wurden die OCT- Bilder während des statischen Kontaktes der Fingerkuppe mit der Glasplatte und unter der tangentialen Belastung aufgenommen. Die Anzahl der Hautrillen reduzierte sich während des Gleitens der Finger an der Glasoberfläche. Dabei wuchs die Kontaktfläche von 50 % bis auf 88 % in der Bildlänge von 4 mm, was darauf hinweist, dass die Hautrillen mit einer verringerten Kontaktfläche doch zum besseren Greifen dienen [LIU et al., 2017; LIU et al., 2018].

Viele dieser Ergebnisse der Forschung bestätigen die oben gestellte Hypothese, dass Hautleisten und Bindegewebepapillen an der Grenzschicht nicht nur für die Verstärkung der Reibung beim Greifen oder zum Zusammenhalt zweier Schichten dienen, sondern auch zur Übertragung, Verstärkung und Differenzierung des mechanischen Stimulus auf die Hautoberfläche. Zu den Komponenten, die eine Rolle bei der Reizübertragung spielen und in dieser Arbeit in engere Betrachtung gezogen werden, gehören nicht nur die geometrische Struktur der Haut, sondern auch die Schichtung der Haut, deren unterschiedliche Eigenschaften, die Lokalisierung der Mechanorezeptoren und die Mikrozirkulation, vor allem die Plexus, die in den verschiedenen Hautschichten liegen.

2.1.6.2. Die aktorischen Komponenten für Reizselektivität und Reizsensitivität

In schon zitiertem Konzept des Reiz-Leitungs-Apparates, der die Peripherie aller Sinnesorgane darstellt, finden sich mehrfach Hinweise auf eine Integration von Sensor-unterstützender Aktorik. Während bei den Hauptsinnesorganen Auge und Ohr die aktive Funktion von Muskeln erfüllt wird, soll in der Haut der menschlichen Hand die hämostatische Komponente genau untersucht werden.

Die in dieser Arbeit aufgestellte Hypothese spricht über die Adaptivität der menschlichen Haut an die exogenen Einflüsse. Wie Wilder-Smith in mehreren Studien nachweist, erfolgt in der Haut von Sympathikus ausgelöste Vasokonstriktion (Gefäßverengung) bei Wasserimmersion. Die Experimente mit Eintauchen der Hände in Wasser und bei Einwirkung einer vasokonstriktiven Creme haben einen gemeinsamen Effekt gezeigt, in dem die Durchblutung der Finger gesunken ist. Das bedeutet nach [WILDER-SMITH & CHOW, 2003-1; WILDER-SMITH

& CHOW, 2003-2], dass die Haut an den Fingerspitzen also nicht aufquillt, sondern schrumpft, weil die Durchblutung verringert wird. Die Intensität der Faltenbildung bei nassen Händen hat eine direkte Abhängigkeit von der Änderung des Volumens in den Fingerspitzen, die durch das sympatische Nervensystem gesteuert wird [WILDER-SMITH, 2004]. Hsieh hat es in seinen Versuchen auch bewiesen, indem er ins Wasser lebendige und amputierte Finger eingetaucht hat. Amputierte Finger haben keine Faltenbildung gezeigt, was heißt, dass dieser vasokonstriktive Prozess nerval gesteuert wird [HSIEH et al., 2006]. Aufbauend auf der Studie von Wilder-Smith haben Changizi et al. eine Hypothese geäußert, dass die Faltenbildung an Finger- und Zehenspitzen eine adaptive Funktion an die nasse Umgebung ist. Durch diese Faltenbildung werden so genannte „Regenlaufflächen“ (wie Aquaplaning-Profil bei Autoreifen) als natürliche Drainage zum besseren Abfluss des Wassers gebildet, die zum sichereren Greifen beim Regen führen [CHANGIZI et al., 2011]. Experimente haben gezeigt, dass die nassen Gegenstände sich besser mit gefalteter Haut an den Fingerspitzen greifen lassen, wobei es bei den trockenen Objekten keine Rolle spielt, ob die Haut gefaltet ist oder nicht [KAREKLAS et al., 2012]. Wenn die Faltung an den Fingerspitzen das Greifen von nassen Objekten verbessert, stellt sich die Frage, warum Menschen und Primaten nicht immer diese Falten an den Fingern und Zehen haben. Es ist zu schlussfolgern, dass hierbei zwei verschiedene Ursachen zusammenwirken: die Quellung der Epidermis und die Volumenverringerung des Corium durch eine Vasomotorik. Kareklas et al. haben eine Vermutung aufgestellt, dass in der gefalteten Haut neben erhöhter Verletzlichkeit auch eine Verringerung der somatosensorischen Sensibilität stattfindet [KAREKLAS et al., 2012]. Das entspricht auch der hier aufgestellten Hypothese, dass eine Verringerung des Blutvolumens in der Haut die Sensibilität des Tastsinnes verschlechtert, eine gute Durchblutung der Haut dagegen ihr sensitives Empfinden erhöht.

Der oben beschriebene Aufbau der Haut ist erheblicher örtlicher Differenzierung unterworfen, die der Funktion der jeweiligen Körperregion angepasst sind. So erreicht das Stratum corneum ihre größte Dicke in der Leistenhaut der Handflächen und Fußsohlen, da sie an diesen Stellen höheren mechanischen Belastungen ausgesetzt ist. Nach der Recherche mehrerer Publikationen ist festzustellen, dass die Besonderheit des Aufbaus der Leistenhaut nicht nur zum Schutz der darunter liegenden Hautkomponenten dient, sondern auch zur Erhöhung des Reibungskoeffizienten und für die Reizübertragung an die darunter liegenden Mechanorezeptoren.

Die Mechanorezeptoren weisen eine dreidimensionale Verteilung in der Haut mit höchster Konzentration in der Leistenhaut der Handfläche auf. In den strukturell differenzierten Gewebeschichten liegen taktile Rezeptoren verteilt, die wiederum verschiedene Arten von Informationen aus der unmittelbaren Umgebung liefern, welche vom Gehirn in eine komplexe Wahrnehmung als „Tastbild“ integriert werden. Die Detektion mechanischer Reize durch die

Haut wird von den Rezeptorentypen und deren Topographie, den Eigenschaften der umgebenden Gewebe und der Grenzflächengeometrie zwischen den Hautschichten (z. B. der Papillen als auch der Leisten) beeinflusst.

Häufig tritt bei biologischen Systemen eine Sensor-Aktor-Integration auf. In menschlicher Haut übernehmen die Blutgefäße die Rolle der Sensor unterstützenden Aktorik. Die Blutgefäße menschlicher Haut bilden zwei parallel geschaltete Kapillarnetze in zwei verschiedenen Hautschichten. Mit erhöhtem Blutdruck in den Gefäßen wird die Steifigkeit einer der Schichten, und damit die Empfindlichkeit der Mechanorezeptoren verändert. In der klassischen Messtechnik entspricht das dem Einstellen des Messbereiches mittels eines Off-Set. Es existieren auf Studien gestützte Nachweise, dass die Durchblutung der Haut durch Vegetativum gesteuert wird.

Zusätzlich zur Einstellung der Durchblutung durch die Vasomotorik der Haut verfügt das kutane Gefäßsystem über arteriovenöse Anastomosen, welche die arteriellen und venösen Schenkel kurzschließen und das Blut direkt in den subpapillären Venenplexus leiten können. In geöffnetem Zustand leiten Anastomosen das Blut direkt aus kleinen Arterien in die Venen [HOEPKE, 1927, BRANDIS & SCHÖNBERG, 1991; NICKEL et al., 2005]. Die Anastomosen funktionieren also wie Ventile, die die Zufuhr des Blutes in die Kapillaren regulieren. Darauf aufbauend wird vermutet, dass es weitere Einstellmöglichkeiten für die Durchblutung geben kann, die die Steifigkeit der unter den Tastkörperchen liegenden Schicht bestimmen kann. Dieses Prinzip kann in der Technik mitberücksichtigt werden, um ein adaptives mechanisches Sensorsystem zu entwerfen.

Das Zusammenspiel zwischen Aktorik und Sensorik kann im technischen System genutzt werden, um es auf die sich ändernden Messbedingungen einzustellen. Die Aktorik kann einerseits zur Einstellung der Sensitivität der Sensoren durch Veränderung der Schichtensteifigkeit genutzt werden. Andererseits können integrierte Sensoren ein Feedback über lokale normale und tangentiale Kraft oder weitere mechanische Umgebungsparameter geben und die Aktorik wird zielgerichtet eingesetzt, um auf die belasteten Stellen zu reagieren. Solche Systeme können eine gute Anwendung in der Medizin finden, z. B. in der Prothetik, zur Kompressionstherapie oder bei der Dekubitus-Prophylaxe. Dabei werden die gefährdeten Druckregionen mithilfe der Sensorik identifiziert und mittels Aktorik entlastet, wodurch die Gewebedurchblutung stimuliert wird.

2.2. Analytische und modellbasierte Untersuchungen an menschlicher Haut

Die oben beschriebenen spezifischen Eigenschaften machen die menschliche Haut zu einem interessanten Forschungsfeld. Neben den Mechanorezeptoren bieten solche Eigenschaften der Haut wie mehrschichtige Struktur, Nachgiebigkeit, dreidimensionale Geometrie und Wahrnehmung sowohl der Normal- als auch Scherkräfte ein breites Feld interessanter Fragestellungen für die Wissenschaft.

Die Fortschritte in der modernen Robotik und Medizintechnik führen zu neuen Herausforderungen in der Entwicklung neuer Methoden und Ansätze zur Übertragung taktiler Empfindungen der medizinischen Arbeitselemente oder Roboterfinger. Diesem Thema hat sich eine Reihe wissenschaftlicher Arbeiten gewidmet, in denen die taktile Interaktion eines Tastkörpers unterschiedlicher Profile mit biologischem Gewebe und die Methoden für die Verarbeitung erhaltener Information untersucht werden [GORYACHEVA et al., 2013; YAKOVENKO et al., 2019; DOSAEV et al., 2018]. Aber nicht nur die taktile Interaktion erweckt das Interesse der Forscher, sondern auch die gezielte Penetration eines Gegenstandes in die Haut, wie zum Beispiel eines Laparoskops oder einer Injektionsnadel. [SHERGOLD & FLECK, 2004; SHERGOLD & FLECK 2005; SHERGOLD et al., 2006] untersuchten in ihren Studien Penetrationsmodelle der Haut, um den Druck zu bestimmen, der für ein Durchdringen mit einem flachen und einem scharfen Stempel in weiche Gewebe notwendig ist. Durch ihre Versuche haben sie festgestellt, dass bei einer Penetration der Haut mit einer Nadel keine Löcher, sondern kleine Risse entstehen. Dieses Verhalten der Haut hängt mit deren mechanischen Eigenschaften, wie Langer‘schen Linien, zusammen. In [TONG&FUNG, 1976; HENDRIKS et al., 2003, JIYONG et al., 2007, MAENO et al., 1998, GERLING & THOMAS, 2005] haben Wissenschaftler die Versuche unternommen, die Gewebedeformationen und Spannungsverteilungen in der menschlichen Haut unter äußeren Belastungen durchzuführen. Diese Simulationen sind aufgrund der Vielfältigkeit des biologischen Organs und fehlender Daten meist sehr vereinfacht und sind mit reduzierter Anzahl der Schichten, mit Verzicht auf die komplexe Geometrie der Grenzschicht oder mit Vereinfachung der mechanischen Eigenschaften der Haut durchgeführt. Zu Beginn der Hautanalysen wurden die mechanischen Eigenschaften der Haut linear beschrieben, obwohl es in der Realität aufgrund der Komplexität des Hautaufbaus zu einem hochgradig nichtlinearen Verhalten kommt.

In [MAHMUD et al., 2012] werden Hautverformungen unter einer Zugbelastung mithilfe von experimentell-rechnerischen Ansätzen untersucht und anschließend simuliert. Zunächst wird die Verformung der Haut unter Anwendung des Bewegungserfassungssystems gemessen

und, basierend auf den Informationen und Daten, die aus den Messungen gewonnen sind, werden 2D-FEM-Modelle der Haut entwickelt. Die Haut wird als isotrope, inkompressible und hyperelastische Membran modelliert. Die aus der Simulation erhaltenen Ergebnisse des Dehnungs-Stauungsverhaltens der Haut werden mit experimentellen Ergebnissen verglichen, um die Hautmaterialparameter besser zu verstehen.

Hendriks hat sich für die nichtlinearen mechanischen Hauteigenschaften interessiert und wollte diese mittels einer numerisch-experimentellen Methode ermitteln. Die Experimente zur Hautdeformation sind zuerst mithilfe des Ansaugens der Haut an den Probanden durchgeführt und anschließend mit FEM nachgebildet. Für die Messungen ist die Haut am Unterarm wegen einer guten Erreichbarkeit und relativ glatter Struktur gewählt. Die Epidermis ist am Unterarm sehr dünn, deswegen wird ihr Beitrag in den mechanischen Eigenschaften gesamter Haut im Experiment und im FE-Modell vernachlässigt. In Betracht werden nur Dermis und Fettgewebe gezogen. Die Messungen der Deformation der menschlichen Haut am Unterarm zeigen, dass sich die Dicke des Fettgewebes beim Anlegen des Sogs mit 26 mbar von 0,81 mm auf 1,41 mm vergrößert, die Dicke der Dermis und die Position der Fettgewebe-Muskel-Schnittstelle aber unverändert bleiben. Bei Steigerung des Unterdruckes wird die Dicke des Fettgewebes bei gleichzeitiger Reduzierung der Dermisdicke weiter vergrößert [HENDRIKS et al., 2003].

Für den Aufbau des FE-Modells werden einige Vereinfachungen so wie isotrope und inkompressible Eigenschaften der Haut ohne Berücksichtigung der Zeitabhängigkeit eingeführt.

Mithilfe des numerischen Modells stellte sich heraus, dass es möglich ist, eine Verformung der Dermis, des Fettgewebes und zum Teil auch der darunterliegenden Muskeln zu simulieren. Die stärkste Deformation findet im Fettgewebe statt, was mit den Ergebnissen des Experimentes übereinstimmt. Das Modell beinhaltet aber viele Abweichungen und eine geringe Auflösung. Es wird angenommen, dass dies zu großen Unterschieden bei den Materialparametern führen kann [HENDRIKS et al., 2003].

DANDEKAR et al. untersucht im 3D-Finger-Modell die Übertragung eines mechanischen Reizes an die Hautrezeptoren. Er versucht in seinem Modell alle wichtigen Parameter wie unregelmäßige Konturen, nicht-Linearität der Haut, Anisotropie und Belastungs- und Zeitabhängigkeit zu berücksichtigen. Nach mehreren Versuchen, das Modell aufzubauen, wurde die Schlussfolgerung gezogen, dass das Modell so einfach wie möglich gehalten werden soll. Im FE-Modell werden die fünf Schichten der Haut nachgebildet: Stratum corneum, Epidermis, Dermis, Subkutis und Knochen.

Die Fingerspitze wird in der Simulation mit einer Linienbelastung deformiert. Zuerst werden die E-Module aller Schichten gleichgesetzt und das E-Modul des Knochens mit dem 10^5-fachen der anderen Schichten gesetzt. Die analytischen Messwerte unterscheiden sich sehr stark von den gemessenen. Von daher werden die Schichten mit unterschiedlichem E-Modul im Verhältnis $10^4:10^3:10^3:10^2:10^8$ aufgebaut. Dabei besteht die Möglichkeit, die Materialeigenschaften der einzelnen Schichten zu verändern und so den Einfluss der einzelnen Schichten auf die Gesamtsteifigkeit zu analysieren [DANDEKAR et al., 2003].

Diese Untersuchungen haben gezeigt, dass für eine Nachbildung der Linienbelastung des Fingers ein dreischichtiges Modell aus Knochen, einer nachgiebigen Mittelschicht und einer steiferen Außenschicht ausreicht. Weiter wird die Oberfläche des Modells mit verschiedenen Kräften belastet und die Spannungen in den Schichten werden erfasst. Die Messwerte weisen einen direkten Zusammenhang zwischen der angelegten Belastung und der Spannung im Bereich der Mechanorezeptoren auf [DANDEKAR et al., 2003].

In [JIYONG et al., 2007] wird die Verteilung der Spannungen im Gewebe bei einer Deformation der Fingerspitze untersucht, um damit die Reaktionen der Mechanorezeptoren erklären zu können. Im Gegensatz zu DANDEKAR, der auch FE-Modelle der Fingerspitze erstellte, besteht das Modell von JIYONG aus Epidermis, Dermis, Subkutis, den Knochen und dem Fingernagel. Es wird ein 2D-Querschnitt des Fingers dargestellt, der eine elliptische Form von 12 mm x 16 mm hat und sein geometrisches Zentrum 1 mm vom Zentrum des Knochens entfernt ist.

Für die Vereinfachung der Berechnungen wurde angenommen, dass das Material lineares und elastisches Verhalten aufweist. Um das lineare, elastische Materialverhalten gelten zu lassen, sollen die Verformungen nur in kleinen Bereichen liegen und weniger als 2 mm betragen. Aufgrund höheren E-Moduls von Nagel und Knochen werden deren Deformationen vernachlässigt. Das Modell des Fingerquerschnittes wird mit einer Platte belastet, die in Y-Richtung auf 2 mm bewegt wird und dabei an der Berührungsfläche einen Druck erzeugt. Dadurch sollten Rückschlüsse auf die Sensibilität der Mechanorezeptoren bei Verformung der Haut gezogen werden [JIYONG et al., 2007].

Die Auswertungen der Simulation weisen darauf hin, dass zusätzlicher Druck auf die Hautoberfläche die Reaktion der meisten Sensoren nicht verbessert. Um diese Reaktionen besser analysieren zu können, werden an verschiedenen Stellen zwischen Dermis und Epidermis die Energiedichten gemessen. Dabei sind abrupte Veränderungen der Energie von einer Schicht zur nächsten und die Gradienten dieser Energie innerhalb der Schichten zu sehen. Die Maxima tritt dabei im Fettgewebe auf, welches im Verhältnis zu den anderen Schichten geringere E-Modul besitzt. Laut JIYONG ist das Simulationsmodell dazu geeignet, die Reaktionen der Sensoren voraus zu sagen [JIYONG et al., 2007]. Die Forscher erklären

aber nicht, welcher Sensor genau dabei gemeint ist. Es wäre eine weitere Detaillierung des Modells notwendig, um darüber genauere Aussagen treffen zu können.

MAENO et al. legen in ihren FE-Berechnungen großen Wert auf die komplexe Geometrie, wie Leisten und Papillen der Haut. Das aufgebaute 2-dimensionale Schnittmodell des Zeigefingers soll in Kontakt mit einer starren Platte kommen. Das Modell besteht nur aus drei Schichten: Epidermis, Dermis und Subkutis. Das Ziel der Berechnung ist es den Einfluss von Schichtengeometrie und Schichtensteifigkeit auf die Spannungsverteilung im Bereich der Mechanorezeptoren unter einer Krafteinwirkung zu untersuchen [MAENO et al., 1998].

Sowohl die geometrischen Parameter der Schichten und Papillen als auch die E-Module sind an einem Leichnam gemessen. Zusammengefasst ergeben sich folgende Parameter, die in Tab 2.2 dargestellt sind.

Tab. 2.2: Parameter für ein 2-dimensionales Zeigefinger-Modell [MAENO et al., 1998]

	Dicke	E-Modul
Epidermis	0,75 mm	$1{,}36 \times 10^5$Pa
Dermis	1 mm	$8{,}0 \times 10^4$Pa
Subkutis		$3{,}4 \times 10^4$Pa
Höhe der Papille	0,1 mm	
Breite der Papille	0,35 mm	

Das Modell wurde mit Normal- und Tangentialkraft beaufschlagt. Bei Einwirkung der Normalkraft verteilt sich die Spannung im Bereich der Meißner-Körperchen und Merkelzellen axialsymmetrisch. Bei der Tangentialbelastung nimmt die Spannung an der Kontaktflanke der Papille einseitig zu. Da die Merkelzellen und Meissnerkörperchen einen kleinen Erfassungsbereich besitzen, war es ihnen möglich, die lokale Spannungsänderung durch die Tangentiallast wahrzunehmen [MAENO et al., 1998]. Die Reaktion der Ruffini-Körperchen und Vater-Pacini-Körperchen bei einer tangentialen Kraft ist dagegen sehr klein. Das bedeutet, dass diese Rezeptoren laut der Ergebnisse keine Tangentialbelastung erfassen können. Die Simulation hat auch gezeigt, dass mithilfe der besonderen Geometrie der Schichten eine tangentiale Belastung von den Mechanorezeptoren wahrgenommen wird [MAENO et al., 1998; KONYO et al., 2005].

Quang et al. hat basierend auf der Modellbildung und E-Module von [MAENO et al., 1998] ein 3-dimensionales Modell aufgebaut, um den Einfluss der dermalen Papillen auf die Spannungsverteilung zu überprüfen. Es wurden zwei Varianten untersucht: ein Modell mit linearen Leisten

zwischen Epidermis und Dermis und ein Modell mit dermalen Papillen 0,35 mm hoch und 0,22 mm breit. Das Modell bestand aus Epidermis, Dermis und Subcutis mit E-Modulen entsprechend 0,136 MPa, 0,08 MPa und 0,034 MPa. Das Modell wurde mit einem Eindringkörper mit der Fläche 0,88 x 0,88 mm² belastet, der auf 1 mm senkrecht zur Oberfläche bewegt wurde [QUANG et al., 2015].

Die Ergebnisse sind auf der Abb. 2.8 dargestellt.

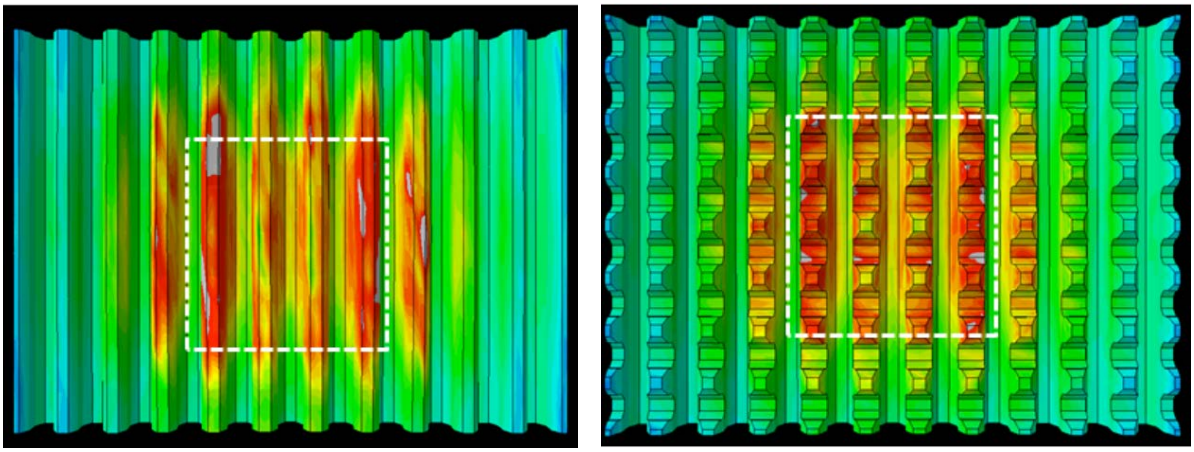


Abb. 2.8: Von-Mises-Spannungen im 3D-Modell mit Leisten-ähnlichem (links) und Papillen-ähnlichem (rechts) Profil [QUANG et al., 2015]

Die Tendenz der Verbreitung von Spannungsmaximum entlang der „Leisten“ ist in beiden Varianten ähnlich. Obwohl die maximalen Spannungen sich in beiden Fällen unmittelbar unter dem Belastungskörper konzentrieren, sind höhere Spannungsspitzen im Modell mit Leisten-ähnlichem Profil außerhalb des Körpers zu beobachten. Das Spannungsverhältnis zwischen Maximum und Minimum ist im Modell mit linearem Profil höher (47 %) als im Modell mit Papillen (32 %). Im Modell mit Papillen-ähnlichem Profil konzentrieren sich die Spannungsmaximum an den Spitzen der Papillen. Dieses Ergebnis zeigt, dass dermale Papillen möglicherweise die Reaktion der Meißner-Körperchen verstärken, die sich hier lokalisieren [QUANG et al., 2015].

Gerling und Thomas haben in ihrer Arbeit die Spannungsänderung in der Spitze der stark verzahnten Grenzflächengeometrie untersucht. Als Ziel der Analyse ist auch wie bei MAENO zu verstehen, welchen Einfluss die epidermal-dermale Verbindungszone auf die Spannungsverteilung in den Hautschichten hat und ob die Mechanorezeptoren sich im Bereich der maximalen Spannungen befinden [GERLING & THOMAS, 2005].

GERLING analysiert zum Vergleich parallel zwei Modelle: ein Modell beinhaltet ein Grenzflächenprofil zwischen Epidermis und Dermis, und das Andere ist mit einer glatten Verbindung zwischen diesen Schichten versehen. Das Modell mit Grenzflächenprofil ist ähnlich wie bei [MAENO et al., 1998] aufgebaut und besteht aus Epidermis, Dermis und

Subkutis. Das zweite Modell, ohne Grenzflächenprofil, ist von Srinivasans 3-dimensionalem Modell [DANDEKAR et al., 2003] abgeleitet, das aus fünf Schichten besteht. Dieses wird von Gerling wegen gleicher Materialeigenschaften auf drei Schichten reduziert: Epidermis, Dermis und Knochen [GERLING & THOMAS, 2005].

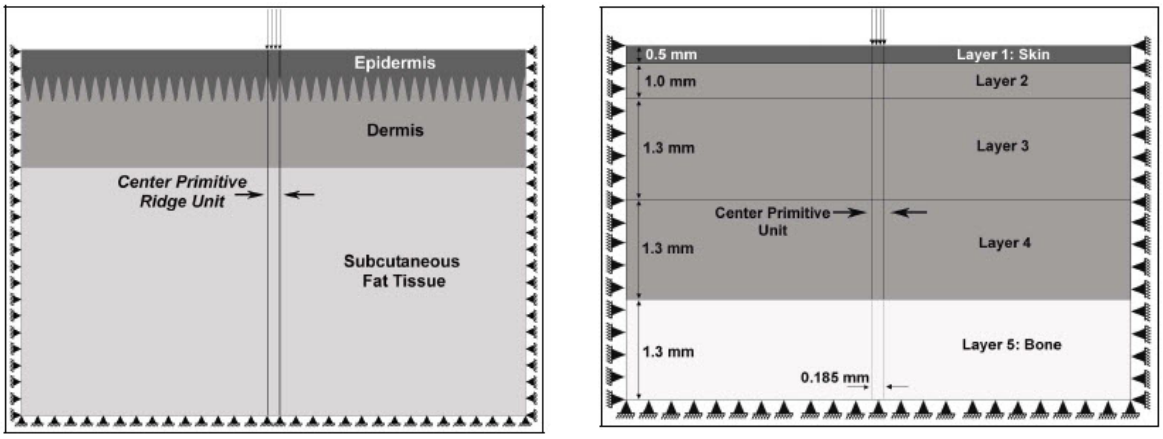


Abb. 2.9: FE-Modell mit und ohne Verzapfung an der Grenze zweier Schichten: Epidermis und Dermis [GERLING & THOMAS, 2005]

Tab. 2.3: Materialeigenschaften für die FE-Modelle mit und ohne Papillenprofil

	FE-Modell mit Papillenprofil E-Modul, [Pa]	FE-Modell ohne Papillenprofil: E-Modul, [Pa]
Epidermis	1.36×10^5	$1,8 \times 10^5$
Dermis	$0,8 \times 10^4$	$1,8 \times 10^4$
Subkutis	$3,4 \times 10^4$	
Knochen		$1,0 \times 10^8$

Die beiden Modelle werden jeweils mit zwei Eindringkörpern belastet: einem Rechteck 2 mm breit und einem auf dem Kopf stehenden U-Profil mit Druckfläche: 0,5 mm breit und in 1 mm Abstand voneinander. Bei Auswertung der Daten werden die von-Mises-Spannungen an ähnlichen horizontalen und vertikalen Stellen bestimmt [GERLING & THOMAS, 2005].

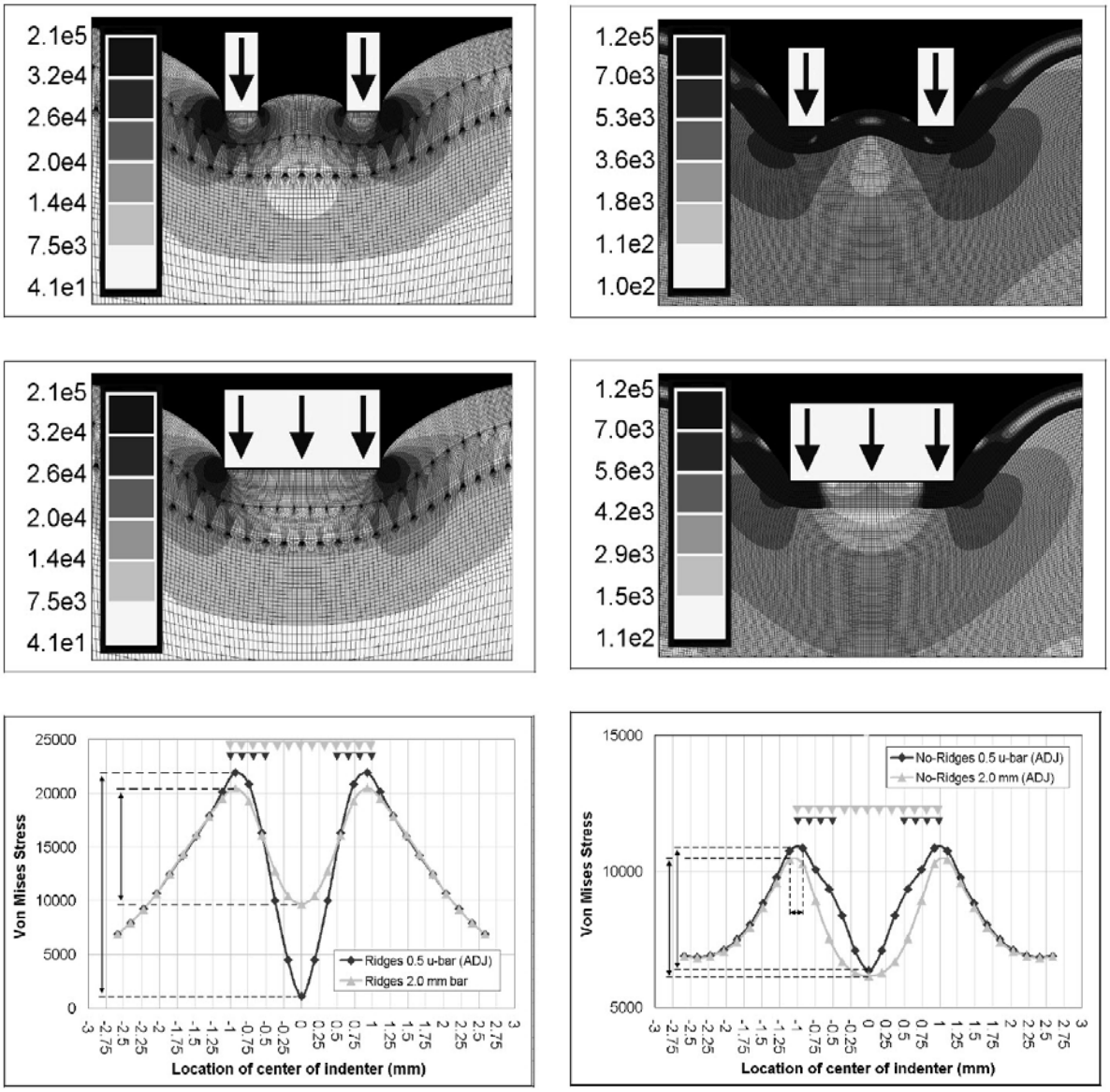


Abb. 2.10: Verteilung der Spannung im FE-Modell mit und ohne Verzapfung [GERLING & THOMAS, 2005]

In den dargestellten Diagrammen sind die Spannungsverteilungen für das U-Profil (schwarz) und für das Rechteck (grau) präsentiert. Ein Vergleich zwischen den maximalen und minimalen Spannungen unterhalb des Eindringkörperprofils weist einen Unterschied zwischen Modell mit Grenzflächengeometrie (links) und glatter Verbindungszone (rechts) auf. Die Grenzflächengeometrie zwischen zwei Schichten vergrößert die Spannungen bei der Deformation an den Spitzen der Papillen. Deswegen können auch die Profile des Eindringkörpers unterschieden werden. Im Modell ohne Verzapfung verteilen sich die Spannungen in verschiedenen Belastungsfällen in den Schichten ähnlich, und es kann kein Rückschluss auf die Form des Eindringkörpers gezogen werden [GERLING & THOMAS, 2005].

Die Modelle können aber schlecht mit einander verglichen werden, da die beiden in Schichtung, E-Modulen und Verteilung der Schichtdicke nicht identisch sind.

Die Analyse der vorherigen Arbeiten auf dem Gebiet der FEM-Berechnungen der Haut zeigt, dass die Forscher sich mit dem Thema Hautsensorik schon seit Jahren beschäftigen und versuchen zu verstehen, wie die exogenen Belastungen auf die Mechanorezeptoren wirken. Die meisten Forscher konzentrieren sich aber nur auf die Mechanosensorik der Haut ohne Berücksichtigung der Besonderheit ihrer Schichtengeometrie. Nur MAENO und GERLING haben in ihrer Arbeit die Hypothese aufgestellt, dass das zapfenförmige Grenzflächenprofil zwischen den Schichten einen Einfluss auf die Signalübertragung hat und diese auch bewiesen. Unterschiedliche E-Moduli der Schichten weisen auch auf einen Einfluss auf die Spannungsverteilung um die Mechanorezeptoren hin. Die untersuchten Hautmodelle werden aber in ihrem Aufbau sehr vereinfacht. Einige beinhalten eine reduzierte Anzahl an Schichten, bei den anderen wird das Grenzflächenprofil vernachlässigt. Hier werden eigene Simulationsberechnungen unternommen, in denen den geometrischen Eigenheiten des Grenzprofils und dem Unterschied des E-Moduls verschiedener Schichten besonderes Augenmerk geschenkt wird.

2.3. Technische Modelle nach dem Vorbild menschlicher Haut

Als größtes und wichtigstes Organ aller Lebewesen, das als Schutz vor exogenen Einflüssen dient, steht die Haut im Fokus von Anwendungsbereichen wie Medizin, Pharmakologie oder Kosmetik. Zhang et al. geben eine Übersicht zu kommerziell und nicht-kommerziell hergestellten künstlichen Häuten, die als klinische Hautsubstitute, aber auch als Modelle für Permeation- und Toxizitätsscreenings eingesetzt werden [ZHANG & MICHNIAK-KOHN, 2012]. Die künstliche Haut wird sowohl in der Transplantationsmedizin genutzt als auch in der Forschung, um wichtige Erkenntnisse für die Hautbehandlung zu gewinnen und dabei Tierversuche zu vermeiden. Die künstlichen Häute werden in verschiedenen Untersuchungen, wie Alterung der Haut, Heilung der Wunden, Infektionen oder Wirkung und Aufnahme von Kosmetika und Chemikalien angewendet [REUTER et al., 2017; BROHEM et al., 2011]. Auch in der Medizintechnik und Robotik werden unterschiedlichste Versuche mit der Haut durchgeführt. Haddadin zum Beispiel hat eine Reihe von Experimenten an der Schweinehaut ausgeführt, um Verletzungen der menschlichen Haut durch die Interaktion mit Robotern besser zu verstehen [HADDADIN et al., 2008; HADDADIN et al., 2012]. In diesen Artikeln wird die Beziehung zwischen Robotermasse, Geschwindigkeit, Aufprallgeometrie mit verschiedenen Formen des stumpfen Robotermanipulators wie auch unterschiedlichen Arten von scharfen Messern - und daraus resultierender medizinisch qualifizierter Verletzungen - betrachtet. Die

Erkenntnisse über Hautverletzungen, die durch Stöße von Robotern verursacht wurden, können bei Konstruktion und Steuerung der Roboter explizit berücksichtigt werden.

Ein großer Anteil der Forschung ist auch der Betrachtung der menschlichen Haut als Inspirationsmodell für den Aufbau einer Taktil- oder Schutzschicht in der Robotik und Medizintechnik gewidmet. Dabei ist ein sehr starkes Augenmerk auf die Wahrnehmung unterschiedlicher Reize wie Normal- und Scherkraft, Vibration oder Temperatur aus unmittelbarer Umgebung gerichtet. Künstliche Haut wird in der Technik als sensorische Oberfläche oder als Tastkörper überall dort eingesetzt, wo die Mensch-Maschine-Interaktion stattfindet.

2.3.1. Vergleich zwischen biologischen und technischen Sensoren

In der Technik wird der Begriff „Sensor“ verwendet, welcher vom lateinischen Wort „sensus“, was Gefühl bedeutet, abstammt. Dieser ist ein mechanisch-elektronisches Bauteil und dient dazu, die Informationen aus der Umgebung aufzunehmen und von einem nicht-elektrischen in das elektrische Signal umzuwandeln. Die Sensoren werden als „technische Sinnesorgane“ der Industrie bezeichnet. [ELBEL, 1996]

Als ein wichtiges Bauteil werden Sensoren universell in der Technik mit den Attributen „geregelt, intelligent, adaptiv, smart“ eingesetzt. Aus unterschiedlichen Gründen besitzen die technischen Sensoren meistens ähnliche Funktionen wie die biologischen Sensoren. Beide erfassen physikalische Größen wie Abstand, Temperatur, Druck, Beschleunigung, jedoch unterscheiden sich die technischen Sensoren von den Sinnesorganen in vielen ihrer Eigenschaften. Es ist auch nicht notwendig, dass der Entwurf technischer Sensoren die Eigenschaften biologischer Rezeptoren eins-zu-eins übernimmt.

Biologische Sinnesorgane zeigen unter technischen Gesichtspunkten interessante Charakteristika wie zum Beispiel eine außerordentliche Sensitivität, Selektivität und die Ausprägung in Mikro- und Nanodimensionen. Aber vor allem die Robustheit der biologischen Sensorelemente gegenüber den mechanischen Einflüssen der Umgebung ist aus der technischen Sicht sehr interessant. Diese Robustheit wird durch mechanisch aktive Sensorperipherien, eine störungstolerante Umweltankopplung bzw. die Möglichkeit zur permanenten Re-Kalibrierung gebahnt. Eine signal-spezifische Überbelastung wird durch eine Rückstellung in den Ausgangszustand kompensiert. In den biologischen Sinnesorganen sind aktorische Komponenten in unterschiedlichen Hierarchiestufen (*Enkapsis*) ausgeprägt, was zu einer hohen Adaptivität an äußere Einflüsse führt [CARL&GAVRILOVA, 2006-1].

Die Signalwandlung läuft in allen Sinnesorganen trotz der unterschiedlichen Qualitäten aller in der Natur vorkommenden Reize gleich ab: die spezifische Reizenergie wird generell in ein

elektrochemisches Membranpotenzial, das frequenzkodierte Aktionspotenzial, umgewandelt. In der Technik hingegen werden physikalische oder chemische Signale auf elektrische Feldgrößen umwandelt. Im Gegensatz zu der Natur, in der die Ladungsträger Ionen sind, wird in der Technik die Ladung meistens durch Elektronen übertragen. Moderne Technik ermöglicht mehr physikalische Möglichkeiten und mehr Variationen der Signalwandlung als die Natur [CARL&GAVRILOVA, 2006-1]. Demzufolge weist die Natur ein niedrigeres bionisches Umsetzungspotenzial der Signalwandlung auf. Dagegen verfügt die Natur über die reiche Vielfalt in Bezug auf die Komponenten der Sinnesorgane, die an der Signalaufnahme und Signalübertragung beteiligt sind.

Im Allgemeinen haben die technischen Sensoren einen großen Messbereich als auch einen höheren Auflösungsgrad als die biologischen Sinneszellen. Demzufolge erfassen sie die Signale genauer. Zum Beispiel liegt der Arbeitsbereich eines Thermorezeptors der menschlichen Haut zwischen 5°C bis 45°C [HELDMAIER & NEWWEILER, 2003]. Im Vergleich dazu liegt der Messbereich eines Zimmer-Thermometers zwischen -10°C und 50°C mit einer durchschnittlichen Auflösung von 1°C. Menschen sind nicht in der Lage, die genaue Temperatur durch Fühlen zu bestimmen, sondern sie „messen“ differentielle Werte.

Wie bei biologischen Organen generell empfängt die Haut die Signale nicht nur mit einem Sensortyp, sondern mit einer Kombination aus unterschiedlichen Sensoren, die drei-dimensional in den Hautschichten verteilt sind. Im Gegensatz zu einer zwei dimensionalen Sensorfläche in der Technik, die nur die physikalische Größe in einer Richtung misst, sind im Organismus drei-dimensionale Sensorräume aufgebaut. Die biologischen Sensoren besitzen im Gegensatz zu den technischen Sensoren eine Anpassungsfähigkeit an die äußeren Einflüsse, insbesondere auf wechselnde Energiedichten der signaltragenden Energieform. Deswegen werden bei technischen Sensoren immer entsprechende Umgebungsparameter des Arbeitsbereichs angegeben, die außerhalb von dem Messfehler auftreten. Querempfindlichkeiten gegenüber anderen Energieformen, die zu einem Fehlsignal führen können (in der Biologie „inadäquater Reiz“), werden durch spezifische Abschirmungen gemindert. Außerdem sind Charakteristika wie Wasserdichtheit, physische Stabilität und zum Beispiel das Arbeiten unter hohem Druck entscheidende Kriterien für technische Sensortypen.

Schließlich tritt bei biologischen Sensoren häufig ein Sensor-Aktor-integriertes System auf, welches einen großen dynamischen Bereich ermöglicht. Die Änderungen müssen nicht unbedingt über ein zentrales System bewirkt werden, und kleinere Abweichungen werden durch integrierte Regelung in der Peripherie kompensiert. Anders als die Sinnesorgane sind die technischen Sensoren nicht direkt mit den Aktoren verbunden. Diese befinden sich meist separat von den Sensoren. Die Signale werden zuerst zum Zentralsystem gesendet und dort

verarbeitet. Danach werden die neuen Signale wieder zu den Aktoren zurück gekoppelt, was eine verlangsamte Reaktionsgeschwindigkeit zur Folge hat.

Tab. 2.4: Vergleich zwischen Sinnesorgan Haut und technischem Sensorsystem -Tendenzaussage

Sinnesorgan: Haut	Technische Sensoren
Niedrige Genauigkeit	Hohe Genauigkeit
Anordnung: 3D, verteilt und redundant	2D, konzentriert
In unterschiedlicher Hauttiefe von der Stelle abhängig	Meistens gleich verteilt
Nicht ersetzbar	Ersetzbar
Unterschiedliche Anpassungsfähigkeit	Nicht anpassungsfähig
Oft mit Aktoren verbunden, räumlich integriert (Hautmuskel, venen plexus)	Nicht räumlich integriert, aber verbunden in einem Regelkreis

2.3.2. Sensorschichten nach dem Vorbild der menschlichen Haut

Aus dem Stand der Technik sind nur wenige kommerzielle nachgiebige Sensorsysteme bekannt, die von den Eigenschaften der menschlichen Haut inspiriert wurden. Solche Systeme werden meist für eine spezifische Anwendung im Bereich der Robotik oder Medizintechnik, wie Rehabilitation, Chirurgie, Servicerobotik oder Ambient Intelligence (deutsch „Umgebungsintelligenz“), entwickelt. Die bisherigen technischen Umsetzungen orientieren sich meistens an einzelnen Eigenschaften des menschlichen Tastsinnes, z. B. der Messung einer Druckverteilung. In der Technik werden sowohl einzelne sensitive Tastkörper entwickelt, sogenannte künstliche Mechanorezeptoren als auch Sensorarrays, die eine Druckverteilung über eine größere Fläche messen. Die künstlichen Mechanorezeptoren ermöglichen es, anhand taktiler Interaktion die Steifigkeitsunterschiede zwischen gesundem und krankem biologischem Gewebe zu identifizieren und werden daher bei medizinisch-biologischen Untersuchungen angewendet [GORYACHEVA et al., 2013]. Sensorflächen haben eine breite Anwendung in der Orthetik gefunden, um den Schuhkomfort zu verbessern oder diabetische Geschwüre zu diagnostizieren. Eine aus Hallsensoren bestehende Sensormatte, die in eine Matratze integriert ist, kann eine große Dichte an Messpunkten aufweisen, so dass eine fein aufgelöste Erfassung der lokalen Einsinktiefen über die gesamte Fläche der Sensormatte möglich ist [RUMMEL, 2012]. In der Automobilindustrie werden Sensorflächen zum Beispiel zur

Wahrnehmung des Gewichts und der Größe des Passagiers verwendet, um den Sitzkomfort zu optimieren oder die Öffnung der Airbags zu regulieren [ROSSI&SCILINGO, 2006].

Die Entwicklung von Robotern, die in der unmittelbaren Umgebung mit den Menschen arbeiten oder die den Menschen in gefährlichen oder unzugänglichen Orten ersetzen sollen, erfordert ein hohes Maß an komplexeren sensorischen Fähigkeiten. Für eine geschickte Objektmanipulation soll der Greifer eines Roboters mit einem minimalen Satz von Sensoren bestückt werden, die in Echtzeit den Ort, die Ausrichtung und die Art des Kontakts bestimmen können. Die Integration von hautähnlicher Wahrnehmung führt zu neuen Robotersystemen, die mit künstlicher haptischer Wahrnehmung ausgestattet sind.

Wettels et al. haben einen Sensorarray entwickelt, dessen mechanische Eigenschaften und Verteilung der Mechanorezeptoren die der menschlichen Fingerspitze nachahmen. Das Sensorsystem besteht aus einem starren Kern, der von schwach elektrisch leitfähiger Flüssigkeit umgeben ist und von außen mit einer Elastomerhülle überzogen ist. Damit verfügt der Sensor über die mechanischen Eigenschaften wie Verformbarkeit der Gewebe nach dem Vorbild der menschlichen Finger. Auf der Oberfläche des Kerns sind mehrere Elektroden verteilt und mit der nachgeschalteten Elektronik verbunden, die sich innerhalb des Kerns befindet. Auf der dorsalen Seite des Fingers befindet sich ein Plastiknagel, welcher ein Widerlager für das Elastomergewebe darstellt. Unter Wirkung äußerer Kräfte wird die Flüssigkeit um die Elektroden verlagert, was zu einer Änderung der elektrischen Impedanz führt. Mithilfe dieses Sensors können die Größe der Kraft, Kraftrichtung, Kontaktstelle und Formmerkmale des Gegenstandes ermittelt werden [WETTELS et al., 2012].

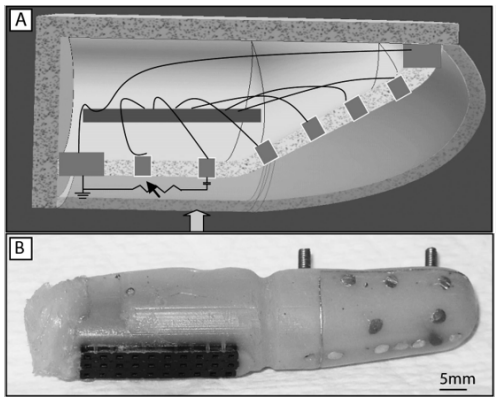


Abb. 2.11: A) Schematische Darstellung des Sensors; B) Sensor-Prototyp [WETTELS, 2012]

Auch Mukaibo et al. haben einen Sensor nach dem Vorbild der menschlichen Finger entwickelt. Die folgenden Eigenschaften des Fingers wurden als Vorbild für das Sensorsystem genommen: Fingeraufbau sowie Knochen, Nagel und Weichteilgewebe um Knochen herum, mehrlagiger Hautaufbau, unterschiedliche Steifigkeit verschiedener Hautschichten, Verteilung und Lokalisierung der Mechanorezeptoren an der Grenze zweier Schichten und epidermalen

Hautleisten. Das Sensorsystem besteht aus einer Basis, an der knochenähnliche und nagelähnliche Strukturen fixiert sind, zwei Silikonschichten mit dem ähnlichen Elastizitätsmodul wie bei Dermis und Epidermis der Haut, die um den „Knochen“ als Trägerstruktur befestigt sind. An der Grenze zwischen zwei Schichten sind fünf Dehnungsmessstreifen implementiert und an der Basis zwei Doppelblattfedern zur Messung der Normal- und Scherkraft angebracht. Die äußere Schicht der Ummantelung ist nach dem Vorbild der Leistenhaut profiliert. Mithilfe dieses Sensorsystems können Rauheit, Festigkeit und Reibung an der Oberfläche detektiert werden [MUKAIBO et al., 2005].

In den meisten zum Stand der Technik eruierten nachgiebigen Sensorsystemen werden resistive oder kapazitive Messprinzipien für die signalwandelnden Elemente genutzt. Beim kapazitiven Messprinzip wird unter Kraftwirkung die Änderung der Kapazität bei Abstandsänderung zwischen zwei Elektrodenflächen d, Elektrodenflächenänderung A oder Änderung der relativen Elektrodenzahl ε gemessen.

$$C = \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{A}{d} \tag{7}$$

Für die Messung Kraft oder Druck werden vorwiegend die Sensoren angewendet, die bei der Messung die Abstandsänderung nutzen. Bekannte kapazitive Sensoren bestehen aus zwei elektrisch leitfähigen Stofflagen, die durch eine Schicht des dielektrischen Füllstoffs getrennt sind. Damit eine Ortsauflösung möglich ist, werden die Elektroden auf den leitfähigen Schichten in Form einer Matrix oder Netz aus zu einander senkrecht orientierten Streifen gefertigt. [MANARESI, 2000; SERGIO et al., 2003; MEYER et al., 2006].

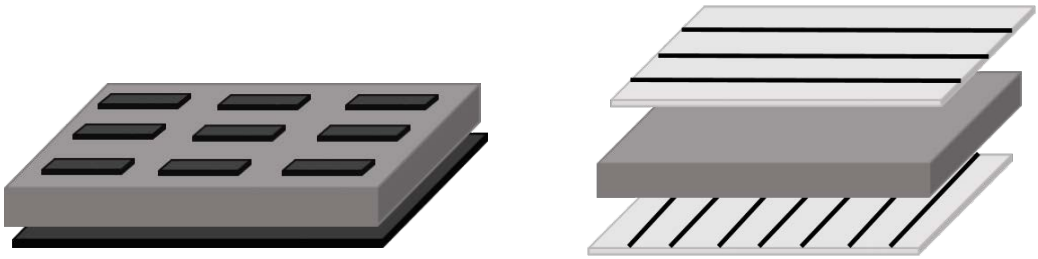


Abb. 2.12: Darstellung der Anordnung von leitfähigen Elektroden in den Sensorarrays: Matrix (links), Netz (rechts)

Häufiger werden resistive oder piezo-resistive taktile Sensoren eingesetzt. Beim resistiven Messprinzip wird der elektrische Widerstand bei Deformation eines Leiters als Längenänderung oder Querschnittsänderung gemessen. Die Widerstandsänderung lässt sich aus der Änderung der Parameter für den elektrischen Widerstand eines Drahtes ermitteln:

$$R = \rho \cdot \frac{l}{A} = \rho \cdot \frac{l}{\pi \cdot r^2} \tag{8}$$

ρ - spezifischer Widerstand

Durch die Deformation werden die Änderungen des geometrischen Anteils l/A und eine Änderung des spezifischen Widerstands ρ verursacht.

Sensorelemente sind in diesem Fall Elastomere, Schäume oder Textilfäden, die mit leitfähigen Partikeln wie zum Beispiel Graphit oder Silber dotiert sind. Bei einem piezo-resistiven Effekt ändert sich der elektrische Widerstand unter Einwirkung von mechanischer Spannung. Unter der Deformation, die durch die mechanische Spannung bewirkt wird, wird die Kristallstruktur so beeinflusst, dass sich der spezifische Widerstand des Elements verändert.

Zum Stand der Technik gehört eine Reihe von taktilen Sensorarrays, die auf dem dehnungs-resistiven oder piezo-resistiven Messprinzip basieren. Alle diese Sensorsysteme werden mit dem Grundmaterial wie Silikon-Elastomer [PAPAKOSTAS et al., 2002; STROHMAYR et al., 2010], als textilverarbeitete Fäden [INABA, 1996; SWALLOW & PETA-THOMSON, 2001; BÜSCHER et al., 2014] oder Schaumstoffe [KERPA et al., 2003; GAGGERO et al., 2008; WEIS, 1996] aufgebaut. Die Leitfähigkeit ist durch Graphit, Ruß, Silber-, Nickel- oder Kupfer-Partikel gegeben. Die Sensorelemente werden ähnlich wie bei kapazitiven Sensoren in Form einer Matrix oder zu einander senkrecht angeordneten Reihen von Streifen gefertigt.

Anfang der 2000er Jahre haben sensitive Textilien, die entweder basierend auf piezoresistivem oder auf kapazitivem Messprinzip aufgebaut sind, eine breite Verwendung erhalten. Die kapazitiven Textilien bestehen aus leitenden Gewebestreifen, die eine Art Matrix bilden und durch ein elastisches dielektrisches Material voneinander getrennt sind. Wird diese dielektrische Schicht zwischen zwei gekreuzten Streifen unter der äußeren Wirkung zusammengedrückt, erhöht sich die Kapazität. Durch Scannen jeder Spalte und Zeile der Matrix wird das Bild des Druckfeldes erhalten [ROSSI&SCILINGO, 2006].

In [KERPA et al., 2003; WEIS, 1996] sind verschiedene Anordnungsvarianten von Elektroden (sensitive Leiterbahn) dargestellt. Das Sensorsystem besteht aus einem mit Graphit dotiertem Schaumstoff, der an einer Seite mit einer Elektrodenschicht kontaktiert ist. Die Elektrodenschicht besteht aus einem Epoxid, auf dem vergoldete Sensorelektroden in Form einer Matrix aufgebracht sind. Ein solches Sensorsystem erlaubt eine ortsauflösende Kraftmessung durchzuführen und findet seine Anwendung in der Robotik [KERPA et al., 2003; WEIS, 1996].

Der graphitdotierte Schaumstoff als Sensormaterial wird auch in einer künstlichen Haut für Roboter benutzt, die vom Fraunhofer-Institut entwickelt wurde. Das System besteht aus dem leitfähigen Schaumstoff, Textilien und einer intelligenten Auswerteelektronik. Die voneinander

elektrisch entkoppelten Sensorzellen können in Größe und Form je nach Anwendungsfall variiert werden. Die Größe der Einzelzellen kann bis auf 3 mm² reduziert werden, welches die untere Größe, die taktil auflösbar ist, darstellt. Das Sensorsystem kann die Normalkräfte ab ca. 0,1 N/cm² erfassen. Da das Sensorsystem aus Schaumstoff und Textil besteht, kann es sehr dünn und flexibel gestaltet werden und sich je nach dem Einsatzfall an verschiedene Geometrien anpassen [ELKMANN et al., 2013; FRITZSCHE & ELKMANN, 2009].

Parallel zu der oben beschriebenen künstlichen Haut für Roboter wurde in Japan ein sensorischer „Handschuh“ entwickelt, der Druck und Temperatur aufnehmen kann. Dazu wurden in ein gummiartiges Polymer organische Transistoren eingebettet. Die biegsamen Halbleiter-Bauelemente aus dem organischen Material Pentacen® in einer 32x32-Matrix mit Feldern in Größe von 2,5 mm² leiten die Veränderungen des elektrischen Feldes als elektrisches Signal weiter. Damit lässt sich der Druck lokalisieren. So entsteht ein netzähnliches Grundgerüst, das eine Dehnung der Schicht um bis zu 25 % zulässt. Ziel ist es, mit einer solchen Kunsthaut beschichtete Roboter vor allem in komplex strukturierten Umgebungen sicherer arbeiten zu lassen [SOMEYA et al., 2004; SOMEYA et al., 2005].

Abb. 2.13: Roboterhandschuh [SOMEYA et al., 2005]

Deren weitere Entwicklungen wurden darauf fokussiert, die Sensorfolie ultradünn zu fertigen, um diese direkt auf die menschliche Haut anzubringen. Es wurde eine 2 µm dicke Polymerschicht entwickelt, in der verteilt organische Transistoren implementiert sind. Mit der weiteren Entwicklung drehten die Forscher die Sensorfolie und messen somit statt äußerer Stimuli die inneren Signale des menschlichen Organismus wie z. B. Puls oder Blutdruck in Arterien [SOMEYA, 2013].

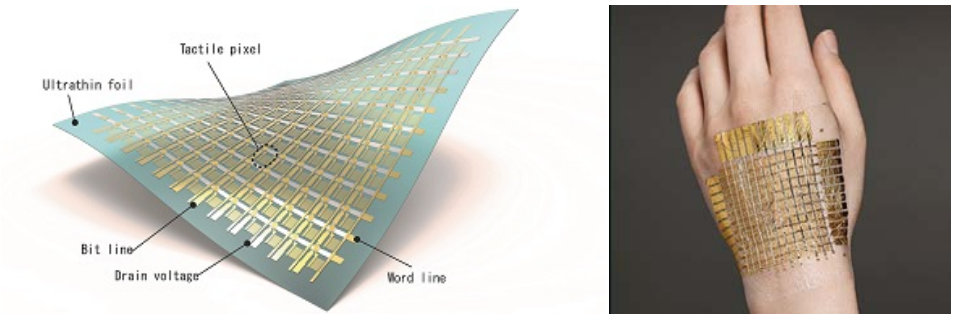


Abb. 2.14: Ultradünne Sensorfolie zur Messung innerer Aktivitäten des Organismus, bspw. Puls oder Blutdruck in Arterien [SOMEYA, 2013]

In einer weiteren Entwicklung von Someyas Team wird ein leitfähiger, atmungsaktiver Dehnungssensor entwickelt, der aus aufeinander liegenden Polyurethan Nanofasern und Ag Nanodrähten besteht. Die Sensorschicht erreicht eine Dehnbarkeit von 310 % und hat durch die gute Haftung zwischen den Ag Nanodrähten und den PU-Nanofasern gute mechanische Eigenschaften. Diese Sensoren eignen sich optimal für eine Aufnahme der Gelenkbewegung und für kontinuierliche elektrophysiologische Signalaufzeichnungen [JIANG et al., 2019].

US-Forscher haben ähnliche Sensorfolien zum Aufkleben auf die Haut entwickelt, wo sich die hauchdünnen, flexiblen Materialien zwischen zwei Schutzfolien befinden. Der Sensor ist zur Messung der Muskelaktivitäten beim Reden oder die elektrische Aktivität des Herzens, ähnlich einem EKG, geeignet. Da dieser Sensor ursprünglich als Drucksensor für die Robotik entwickelt wurde, kann seine Anwendung auch in der Prothetik stattfinden [Ärzte Zeitung, 2011]. Auch andere Forscher haben in den letzten Jahren an ultradünnen kapazitiven oder resistiven Sensorschichten aus organischen [SEKITANI et al., 2009; MANNSFELD et al., 2010; SCHWARTZ et al., 2013; KALTENBRUNNER et al., 2013; TEE et al., 2015] und anorganischen [PARK et al., 2009; TAKEI et al., 2010; KIM, 2011; KIM et al., 2014; TIAN et al., 2015] elektronischen Materialien gearbeitet. Die meisten von diesen Sensorschichten sind durch eine hohe Sensitivität im Bereich des niedrigen Drucks weniger als 10 kPa, schnelle Reaktionszeiten (Millisekunden-Bereich) und niedrigeren Energieverbrauch charakterisiert. Das Ziel der Entwicklung dieser Sensorschichten ist es, die taktilen Fähigkeiten der menschlichen Haut großflächig mit Pixeldrucksensoren auf der flexiblen und dehnbaren Trägerstruktur umzusetzen. Diese Folien finden ihre Anwendung in Prothetik, Monitoring der Vitaldaten und als elektronische künstliche Haut.

In keiner der oben beschriebenen Entwicklungen kann Scherkraft gemessen werden. Die Recherche nach den Sensorfolien mit der Fähigkeit, Scherkräfte zu erfassen, hat wenig Ergebnisse geliefert. Die meisten dokumentierten Scherkraftsensoren sind als Einzelsensor gedacht, ohne die Möglichkeit, sie in ein Sensorarray zu integrieren [TAYLOR, 2005; WANG & BEEBE, 2002; TJIN et al., 2004]. Eine interessante Lösung ist in [TJIN et al., 2004]

vorgeschlagen, die mit Hilfe von Faser-Bragg-Gitter (FBG) zur Messung der Scherkraft entwickelt wurde. Der Sensor besteht aus drei Schichten, der oberen und unteren aus Kohlenstoffverbundmaterial und der mittleren Schicht aus verformbarem Silikon. Zwischen oberer und unterer Schicht sind unter kleinem Winkel die FBG integriert. Beim Anlegen einer Scherkraft verschiebt sich die obere Schicht gegenüber der unteren, was zu einer Deformation des FBGs führt. Die Dehnung des FBGs verursacht eine Änderung der reflektierten Wellenlänge nach Bragg.

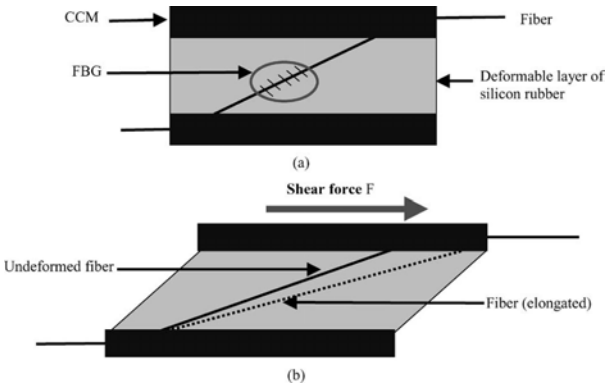


Abb. 2.15: Schematische Darstellung der Sensorstruktur und Funktionskonzept unter der Einwirkung von Scherkraft [TJIN et al., 2004]

Eine weitere im [GRUBER, 2004] beschriebene Erfindung wurde zwar nicht nach dem Vorbild der menschlichen Haut entwickelt, nutzt aber für die Detektion von Scherkräften eine besondere Oberflächengeometrie. Das Sensorsystem besteht aus vier Lagen. Über die unterste dünne und biegsame Folie sind von beiden Seiten eine Sendespule und Empfangsspulen angebracht. Über die untere Schicht ist eine erheblich dickere elastische und biegsame Lage vorgesehen. Auf der Oberseite der zweiten Lage ist zentrisch über die Spulen eine dünne Schicht aus leitfähigem oder ferromagnetischem Material befestigt. Als vierte Lage ist oben zentrisch über die dritte Lage eine noppenförmige Erhebung angebracht, über die eine zu messende Kraft eingeleitet werden kann. Die Empfindlichkeit des Sensors kann durch die Steifigkeit oder die elektrischen Eigenschaften der dritten Schicht variiert werden. Zur Messung einer Kraft in zwei und mehr Freiheitsgraden werden sowohl die Sende- als auch die Empfangsspule in zwei Hälften geteilt. Die noppenähnlichen Sensorelemente können in ein Sensorarray implementiert werden. Der Nachteil dieses Sensorsystems besteht darin, dass es nur auf ebenen Flächen bzw. auf zylindrisch gewölbten Flächen aufgebracht werden kann, da sonst zu große mechanische Spannungen in dem Material auftreten [GRUBER, 2004].

Eine komplett nachgiebige Vorrichtung, die einen Betrag und die Richtung einer Scherkraft ermitteln kann, wurde von [CHAYKINA et al., 2013] vorgeschlagen.

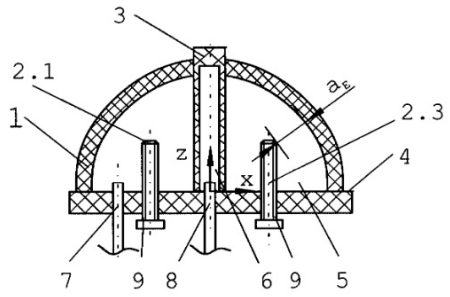


Abb. 2.16: Sensorstruktur zur Ermittlung von Scherkräften (1 -Tastkörper, 2 -Elektroden, 3 – Verformungskörper, 4 – Grundplatte, 5 ,6 – Hohlräume) [CHAYKINA et al., 2013]

Die Konstruktion des Scherkraftsensors besteht aus einem sphärischen, hohlförmigen, elastischen Tastkörper und im Innenraum integrierten Elektroden. Die Innenwand des Tastkörpers und die Elektroden sind aus einem leitfähigen Material gefertigt. Durch die Wirkung der Scherkraft wird der Kontakt zwischen Innenwand und Elektrode geschlossen oder gelöst. Durch eine Messung des Tastkörper-Innendrucks wird der Betrag der Scherkraft ermittelt.

Die Profilierung einer Schichtgrenze, hier der Systemoberfläche, bewirkt die Erfassung der Scherkräfte. In der vorliegenden Arbeit wird zur Detektion der Normal- und Scherkraftwirkung auf die bisher beschriebene zurückgegriffen, die in einer neuartigen Struktur angeordnet sind.

2.3.3. Sensorschicht mit unterstützender Aktorik

In der menschlichen Haut kann die Steifigkeit der Schichten mit Hilfe von Blutdruckänderung in den Gefäßen eingestellt werden. Demzufolge wurde zum Stand der Technik nach fluidischen Aktoren recherchiert, um die Steifigkeit einer Schicht im Sensorsystem nach Bedarf zu variieren. Eine solche Aktorik findet am offensichtlichsten ihren Einsatz in der Dekubitus-Prophylaxe im Krankenbett oder in der Prothesenpolsterung, wo entweder die Stellen dauerhaften Drucks vermieden werden oder zusätzlich eine Massage auf die gedrückten Körperstellen angewendet wird. Um die nötigen Kräfte zu erzeugen, werden mit Druck beaufschlagte Segmente, Drähte aus Legierungen mit Formgedächtniseigenschaften, Hydrogele und viscoelastische Schäume eingesetzt. Letztgenannte beruhen jedoch nicht auf dem Prinzip intern erzeugter Kräfte und sind nur passiv adaptiert, und sind somit für die Themenstellung nicht relevant.

Hier wird ein kurzer Überblick zur Patentrecherche nach Anti-Dekubitus-Matratzen gegeben. Im [STECKMANN & PRIEB, 1997] ist ein Verbundgewebe mit Massageeffekten vorgestellt. Hierbei werden Drähte aus Legierungen mit Formgedächtniseigenschaften (SMA) in das Gewebe eingearbeitet, die nach elektrischer Ansteuerung reversible Kontraktionen bewirken.

Diese Verbundgewebe mit integrierten Aktoren mit SMA-Aktoren haben jedoch den Nachteil, dass der gewünschte Effekt auf einer Temperaturänderung basiert. Für die Erhitzung der metallischen Bauteile über den Ohm'schen Widerstand ist elektrische Antriebsenergie unmittelbar im Körperkontakt erforderlich. Außerdem sind EMV-Verträglichkeit sowie Röntgen- und MRT-Tauglichkeit nicht gesichert.

Aus dem Stand der Technik sind außerdem quer- und bzw. oder längssegmentierte Matratzen bekannt, deren Kammern wechselnd mit Druck beaufschlagt werden. Dadurch können Steifigkeitsänderungen oder Verformungen in dem System realisiert werden. So werden z. B. in [VOLK, 1992] und in [GOODWIN, 1987] Matratzen beschrieben, die in mehrere einzelne, quer verlaufende Lufttaschen segmentiert sind, die eigene Luftanschlüsse haben und in steuerbarer Abfolge mit Druckluft betrieben werden.

Weiterhin ist aus der [STANLEY, 2002] ein Massagestuhl mit mechanisch angetriebenen Massageelementen bekannt, die von einem ringförmigen mit Luftdruck betriebenen Kissen umgeben sind.

Im [MESSERLI, 2010] ist ein Patientenlagerungssystem für Dekubitusprophylaxe mit integrierten Sensoren dargestellt. Das Lagerungssystem besteht aus Rotationselementen, die an einer Achse zentrisch oder exzentrisch angebracht sind, die sich einzeln oder in den Gruppen kontrolliert rotieren lassen. Die Rotationselemente oder Achsen sind mit Sensoren versehen, die Druckbelastungen vom menschlichen Körper auf die Elemente des Lagerungssystems messen. Durch diesen Vorgang können Erhebungen und Vertiefungen gebildet werden, wobei entweder die Druckstellen entlastet werden oder durch Massagefunktion die Blutzirkulation der Körperareale verbessert wird.

Zusammenfassung

Viele der vorhandenen Lösungen richten sich nur auf eine gezielte Anwendung, während eine universelle Lösung, mit der eine Anpassung an die äußeren Messbedingungen erreicht werden kann und die deshalb ihre Anwendung sowohl in der Robotik als auch in der Medizintechnik oder in der Sportmedizin finden kann, aus dem Stand der Technik nicht bekannt ist. Die Recherche hat auch gezeigt, dass keine Umsetzungen eines flächigen Sensorsystems nach dem Vorbild der menschlichen Haut dokumentiert sind. Die in der Technik entwickelten Sensorsysteme übernehmen nur die Fähigkeit der Haut, die auf die Oberfläche wirkenden Drucke und Normalkräfte, in einigen Fällen ergänzt durch eine Ortsauflösung, zu messen. Die einzigen gefundenen bionischen Lösungen in der Technik sind die in [WETTELS et al., 2007] und [MUKAIBO et al., 2005] dargestellten Sensorsysteme. Hier wurden Sensorsysteme nach dem Vorbild des menschlichen Fingers entwickelt, die als

Robotergreifer ihre Anwendung finden sollen. Es ist wiederum keine Universallösung für die taktile Oberfläche für eine breite Anwendung.

Die in der Technik vorhandenen Scherkraftsensoren funktionieren meistens nur als Einzelsensoren. Nur in der [GRUBER, 2004] dargestellte Lösung stellt einen Sensorarray dar, mit dessen Hilfe entweder Normal- oder Scherkräfte gemessen werden können. Diese Lösung weist auch eine Ähnlichkeit mit der papillären Grenzflächenstruktur der menschlichen Haut auf.

Die vorhandenen Entwicklungen verfügen über keine Fähigkeit, die Steifigkeit und damit den Messbereich der Sensoren zu variieren. Wie schon oben erwähnt wurde, findet man die Steifigkeitsänderung nur in den Bereichen der Dekubitus-Prophylaxe oder selten in der Prothetik. Obwohl es gerade in diesen Bereichen naheliegt, die wirkenden Drückkräfte auf die menschlichen Körperregionen zu messen, um diese dann mithilfe der Aktorik zu reduzieren, ist ein Sensor-Aktor-Zusammenspiel in den vorhandenen Lösungen kaum zu finden. In [MESSERLI, 2010] dargestellte Lösung beinhaltet zwar eine Sensor-Aktor-Zusammenwirkung, hierbei ist die Sensorik als Messglied im Regelkreis untergeordnet, während die Aktorik die Regelstrecke darstellt.

Die Recherchen zum Stand der Technik ergaben, dass bisher kein Sensorsystem existiert, in dem die Eigenschaften der menschlichen Haut umgesetzt sind, die sowohl für die taktile Empfindlichkeit der Haut als auch für die Steifigkeitsänderung der einzelnen Schichten relevant sind. Vor allem geht es hier um solche Eigenschaften wie Nachgiebigkeit, mehrschichtiger Aufbau, Grenzflächenstruktur, Verteilung der Sensorelemente, Aufnahme von Normal- und Scherkräften und die Einstellung der Steifigkeit einzelner Schichten.

Aufgabe der vorliegenden Untersuchung ist es deshalb, diese Defizite aus dem Stand der Technik zu überwinden und eine flexible Schichtstruktur zur Erfassung mechanischer Parameter, insbesondere von Drucken oder Kräften, bereitzustellen, die in ihrer Gestalt und Steifigkeit an exogene anwendungsbedingte Einflüsse angepasst werden kann.

3. Modellbasierte Untersuchung des Form-Funktions-Zusammenhangs zwischen den Hautkomponenten unter äußerer Belastung

In diesem Kapitel wird versucht, die oben dargestellten Hypothesen über den Einfluss der Hautparameter auf die Reizübertragung zu den Mechanorezeptoren und Steifigkeitseinstellung der Hautschichten zu bestätigen oder zu widerlegen. Die modellbasierte Untersuchung wird mithilfe der Finite-Elemente-Methode durchgeführt. Während dieses numerischen Verfahrens wird die Gesamtstruktur, nach der eine idealisierte Struktur des Modells ausgewählt wurde, in einzelne Elemente zerlegt. Diese Elemente sind durch Knoten miteinander verbunden.

In der Analyse der Haut werden für die Signalübertragung relevante Hautparameter des Reizleitungsapparates identifiziert. Diese Parameter sind die Schichtung der Haut, die Grenzflächenstrukturen, besonders die papilläre Verzapfung zwischen Epidermis und Dermis, die Fasertypen und ihrer Ausrichtungen, daraus resultierend die E-Module der Schichten und die räumliche Lokalisierung der Mechanorezeptoren. Es gilt zu untersuchen, wie die Detektion mechanischer Reize durch die Haut von den Rezeptorentypen und deren Verteilung, den Gewebeeigenschaften und der Grenzflächenstruktur der Hautschichten (Papillen) beeinflusst wird. Am Ende werden auch Berechnungen durchgeführt, die den Einfluss der Steifigkeitsänderung durch die fluidischen Aktoren auf die Dehnung und Spannungsverteilung in den Schichten zeigen.

3.1. Modellaufbau für die Hautsimulation

Für die analytische Betrachtung wird der Hautausschnitt im Bereich der Fingerbeere genommen, wo das Oberflächenprofil der Leistenhaut und damit auch die Verzapfung im dermo-epidermalen Bereich am stärksten ausgeprägt ist. In solch einer analytischen Berechnung sollen alle relevanten Komponenten des Reizleitungsapparates der Haut, die für die Kraft/Druck-Übertragung von der Hautoberfläche bis zu den aufnehmenden Sensorzellen verantwortlich sind, mitberücksichtigt werden. Zu solchen Eigenschaften gehören:

- Schichtung der Haut
- Zapfenförmiges Profil der papillären Grenzschicht
- Leisten auf der Hautoberfläche
- E-Modul, nach Möglichkeit einzeln für jede Schicht
- Berücksichtigung der Anordnung der Mechanorezeptoren und Typendifferenzierung

Trotz der Komplexität der Haut wird versucht, das Modell so realitätsnah wie möglich aufzubauen.

3.1.1. Geometrische Daten menschlicher Haut für das Simulationsmodell

Für das technische Modell und die analytische Berechnung können vier relevante Hautschichten hervorgehoben werden, die sich voneinander mechanisch deutlich unterscheiden. Dies sind die Subkutis (Fettgewebe), die Dermis, die Epidermis ohne Stratum corneum und die oberste Schicht der Epidermis – das Stratum corneum.

Für die Bestimmung sowohl der Grenzflächengeometrie zwischen Epidermis und Dermis als auch der Dicke der Schichten wurden die Kohärenztomographieaufnahmen herangezogen, die uns vom Center of Biomedical Engineering und Physics – Biomedical Optics Group an der Medizinischen Universität Wien zur Verfügung gestellt wurden. Auf den Aufnahmen ist ein Ausschnitt der Leistenhaut der Fingerbeeren dargestellt, wo die Schichtung der Haut, Papillarleisten an der Grenze zweier Schichten, Epidermis und die Hautleisten zu sehen sind. Die Aufnahmen beinhalten leider keine Skala, um die Abmessungen zu bestimmen.

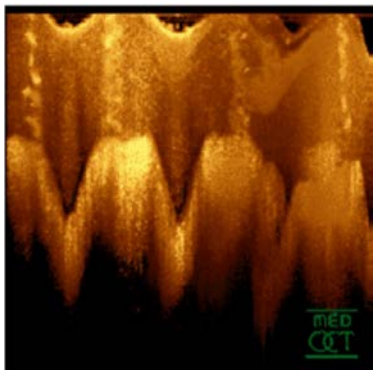


Abb. 3.1: Kohärenztomographieaufnahme der Leistenhaut [BLATTER, 2010]

Die Abmessung der Papillen und die Schichtendicken sind aus den Bildern selbständig berechnet. Dafür werden weitere OCT-Aufnahmen benutzt, die die Unterseite des Zeigefingers mit einer Maßstabangabe abbilden (Abb. 3.2).

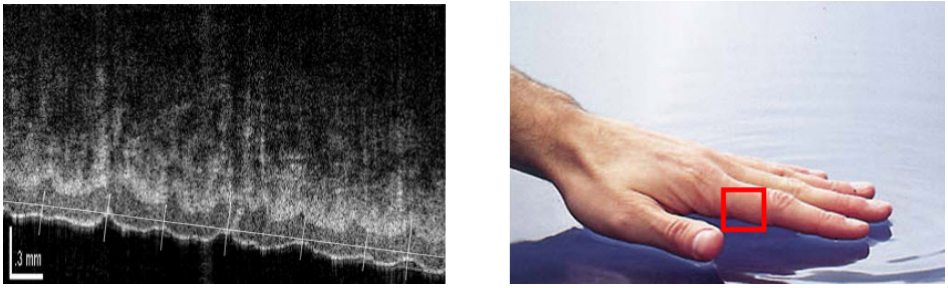


Abb. 3.2: Kohärenztomographieaufnahme der Leistenhaut Fingerbeere (links) und Position der Aufnahme (rechts) [BLATTER, 2010]

Die Leisten an der Fingerunterseite sind im Vergleich zur Fingerbeere weniger ausgeprägt. Der Vergleich der Messungen der Hautleisten zeigt jedoch, dass die Breite der Leisten an den beiden Hautregionen gleich ist. Demzufolge wird die durchschnittliche Breite der Leisten in der Abb. 3.2 ermittelt und angenommen, dass sie 557 µm ist. Die Dicke des *Stratum corneum* kann bis zu 300 µm sein, wobei die größte Dicke der Hornhaut von 601 µm an der Fußsohle gemessen wurde [MAITI et al., 2019].

In der Berechnung geht es nicht darum, die Haut mit genauen Größen nachzubilden, sondern in den Größenproportionen, die sowohl in der Geometrie als auch in der Steifigkeit der Schichten am nächsten kommen. Von daher wird für die Erstellung der Geometrie der Haut die OCT-Aufnahme der Fingerbeere genommen und deren Größe so angepasst, dass eine Papillarleiste der Breite von 557 µm entspricht. Für die Berechnungen wird die Dicke des *Stratum corneum* 33 µm angenommen. Die weiteren Abmaße werden proportional festgelegt [STRELLE, 2010].

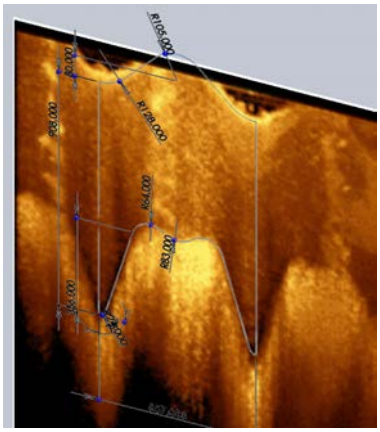


Abb. 3.3: Erfassung der Geometriegrößen der Epidermis ([BLATTER, 2010] nachbearbeitet von H. Strelle, 2010)

Das Dickenverhältnis der Subkutis zur Haut ist anhand der Messungen auf den Aufnahmen aus [ROHEN et al., 2006] ermittelt und beträgt 3 zu 1. Aus diesem Verhältnis ist die Dicke der Subkutis mit 6 mm errechnet.

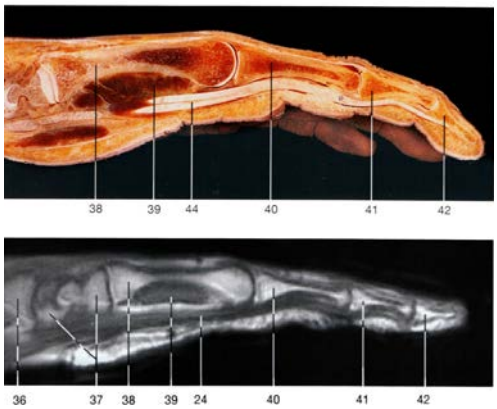


Abb. 3.4: Längsschnitt durch die Hand in Höhe des 3. Fingers [ROHEN et al., 2006]

Die Grenzschicht zwischen Dermis und Subkutis ist in der menschlichen Haut leicht wellenförmig. Für die FEM-Berechnungen wird diese Grenzschicht als eben angenommen, da dieser Einfluss auf die Spannungsverteilung vorerst ausgeschlossen ist.

3.1.2. Mechanische Daten menschlicher Haut für das analytische Modell

Bei den Verformungen bis zu 2 mm weisen die nichtlinearen Materialien einen linearen Zusammenhang zwischen Spannung und Deformation auf [MAENO et al., 1998]. Nichtlinearität des Modells würde die Berechnung erschweren, ohne neue brauchbare Vorteile in der Modellaussage zu bringen. Deswegen wird in den FEM-Berechnungen ein mehrschichtiges Hautmodell verwendet, in dem für die einzelnen Schichten jeweils homogenes, isotropes, linear elastisches Werkstoffverhalten angenommen wird.

Beim Aufbau des analytischen Modells muss darauf geachtet werden, dass möglichst viele Werte aus möglichst wenigen Quellen gesammelt werden, um somit große Unterschiede durch unterschiedliche Messverfahren zu vermeiden [MAENO et al., 1998].

Die E-Module für die Schichten der Haut sind in der folgenden Tabelle zusammengefasst.

Tab. 3.1: Im Modell verwendete E-Modul-Daten menschlicher Haut

Hautschicht	E-Modul, MPa	Quelle
Stratum corneum	0,6	[MAENO et al., 1998]
Epidermis	0,136	[MAENO et al., 1998]
Dermis	0,08	[MAENO, 1998]
Subkutis	0,034	[GEERLINGS, 2006]

Die Daten zum Elastizitätsmodul für Epidermis, Dermis und Subkutis sind aus [MAENO et al., 1998] herangezogen, die ursprünglich aus [FUNG, 1981] stammen. Das Stratum corneum hat Maeno in seinen Berechnungen nicht berücksichtigt, von daher wird dessen E-Modul aus der Quelle [GEERLINGS, 2006] entnommen.

3.1.3. Aufbau des Hautmodells

Anhand des 3-dimensionalen Modells des Hautausschnitts mit den epidermalen Leisten kann neben der Rolle des Grenzprofils auch der Einfluss der Leistenausrichtung auf den Spannungsverlauf analysiert werden. Die Leisten an der Fingerbeere bilden Ringe, Schleifen, Bögen, Wirbel oder Windungen. In einem kleinen Ausschnitt sehen alle diese Gebilde jedoch wie Bögen aus. Um diesen begrenzten Ausschnitt aufzubauen, wurde ein mehrschichtiges Rotationsmodell erstellt. In diesem Modell können aber aufgrund der unterschiedlichen Geometrie die Randbedingungen an den Seiten nicht bestimmt werden. Zur Lösung dieses

Problems wird die Fläche des Ausschnitts vergrößert, um die fehlenden Randbedingungen durch das umliegende Gewebe zu kompensieren. Das fördert aber den Anstieg der Elementzahl bis über 1.000.000, was zu einem hohen Rechenaufwand führt. Um die Probleme bei dem 3D-Modell zu vermeiden und zu einem erzielten Ergebnis zu kommen, wird entschieden, die Berechnungen am 2D-Modell durchzuführen. Das 2D-Modell ist aus dem 3D-Körper im Ansys DesignModeler erstellt, indem mittels subtraktiver Extrusion ein Viertelschnitt erzeugt wird. Von diesem Viertelschnitt ist eine der Schnittseiten mit einer Tiefe von 0 mm übernommen. Diese Ausschnitte werden anschließend nebeneinander angeordnet und miteinander verbunden [STRELLE, 2010].

In der Abb. 3.5: Hautmodell mit Angaben der geometrischen Maße [STRELLE, 2010]

ist das Modell mit den geometrischen Maßen der Hautschichten und der papillären Geometrie zusammengefasst. Die Angaben sind in Millimeter.

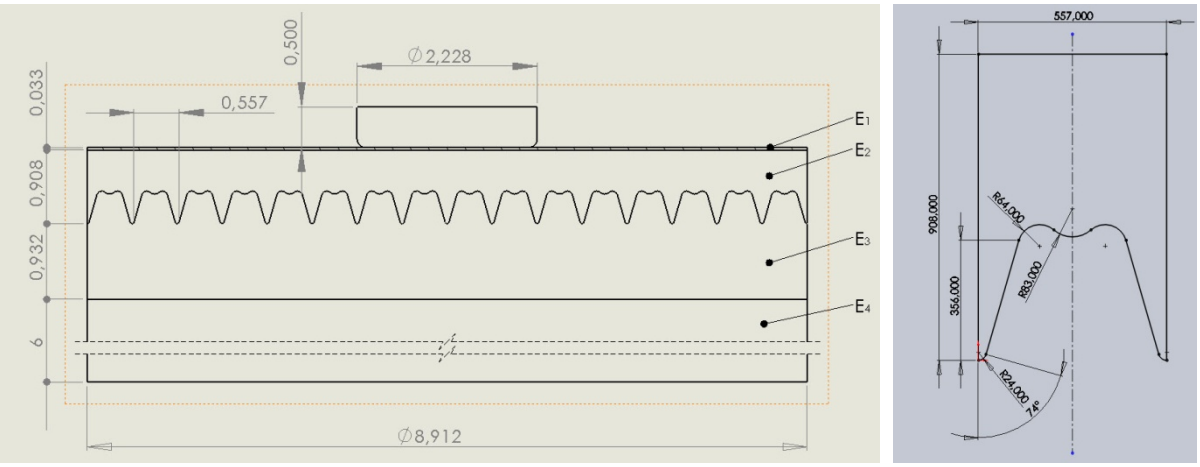


Abb. 3.5: Hautmodell mit Angaben der geometrischen Maße [STRELLE, 2010]

Als Randbedingungen sind sowohl ein Festlager an der Unterseite des Modells als auch eine reibungsfreie Lagerung an der linken Seite des Modells definiert. Da die Einflüsse des in der Haut umliegenden Gewebes durch die große Breite des Modells berücksichtigt sind, werden keine zusätzlichen Randbedingungen nötig sein.

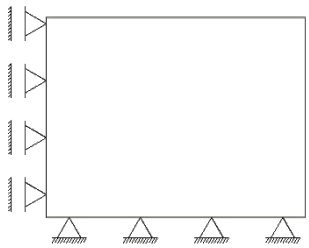


Abb. 3.6: Lagerung der Hautmodel

Die Schichten sind im Modell fest miteinander verbunden. Der Eindringungskörper befindet sich auf der Oberfläche vom Stratum corneum und liegt reibungsfrei mit einem Abstand von 0 µm von der Oberfläche.

Für die Ermittlung des Einflusses der Geometrie der Papillarverbindung auf die Spannungsverteilung in den Schichten und im Bereich der Mechanorezeptoren sind zwei Belastungsfälle für die Berechnung wichtig: Normal- und Tangentiallast. Es stellt sich aber heraus, dass sich eine definierte Verschiebung besser handhaben lässt. In der ersten Simulationsvariante bewegt sich der Eindringkörper 2 mm senkrecht in negativer y-Richtung. Im zweiten Belastungsfall verschiebt sich der Eindringkörper gleichzeitig negativ in y-Richtung und positiv in x-Richtung um 0,5 mm. Der y-Wert bleibt während der Messung konstant auf -0,5 mm, während der x-Wert auf 2 mm ansteigt. Bei solchen Verschiebungswerten bleibt die Gesamtdeformation der hyperelastischen Materialien im linearen Bereich.

3.2. 2D-FEM-Simulation menschlicher Haut unter Normal- und Tangentialbelastung

Die Grundeinstellungen für das Netz des 2D-Modells für Normal- und Tangentialbelastung sind in den Tabellen 1 und 2 im Anhang dargestellt. Um starke Verzerrungen des Netzes in den Bereichen der Deformation zu vermeiden, wird eine Netzverfeinerung vorgenommen. So beträgt im Bereich der dermo-epidermalen Grenzschicht die Elementgröße 9 µm für beide Belastungsfälle. Im Falle der Normalbelastung ist die Elementgröße im Bereich des Stratum corneum, der Epidermis und des Eindringkörpers über die gesamte Modelllänge mit 7 µm bestimmt. Zusätzlich wurde im Bereich der maximalen Deformation die Netzgröße auf 4 µm festgelegt (Abb. 3.7).

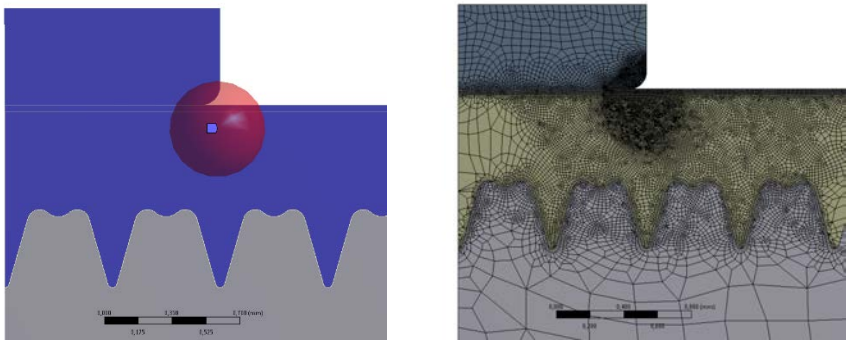


Abb. 3.7: Netzverfeinerung, Normalbelastung [STRELLE, 2010]

Im Falle der tangentialen Belastung beträgt die Elementgröße an der Grenzfläche zwischen Dermis und Subkutis 50 µm und im Bereich der Verschiebung zwischen Epidermis, Stratum corneum und dem Eindringkörper 4 µm (Abb. 3.8).

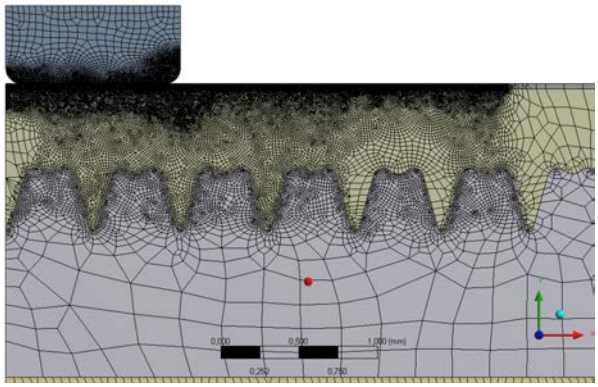


Abb. 3.8: Netzverfeinerung des Modells für tangentiale Belastung

Um die Rechenzeit zu minimieren, wird die Länge des Modells auf 9 mm festgelegt. Das Modell beinhaltet ein Netz mit 89707 Knoten bei 28354 Elementen für die Normalbelastung und 75289 Knoten bei 23626 Elementen für die Tangentialbelastung.

3.3. Auswertung der Simulation

Zur Beschreibung des mechanischen Verhaltens von Stoffen werden die mechanische Spannung und Dehnung genutzt. Der Spannungszustand in einem Punkt wird i.a. durch 3 Normalspannungen $\sigma_X, \sigma_Y, \sigma_Z$ und 3 Schubspannungen $\tau_{XY} = \tau_{YX}, \tau_{XZ} = \tau_{ZX}, \tau_{YZ} = \tau_{ZY}$ charakterisiert. Für die Dimensionierung von Bauteilen werden Vergleichsspannungen gebildet. In den nachfolgenden Simulationen wird die von-Mises-Vergleichsspannung gemäß der folgenden Formel berechnet:

$$\sigma_v = \sqrt{\frac{1}{2}(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6 \cdot (\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)} \tag{9}$$

Die Auswertung der vorgenommenen Simulation wird mithilfe der von-Mises-Spannung durchgeführt. Bei der Simulation in den beiden Belastungsfällen tritt das gleiche Phänomen auf, bei welchem die Spannungsspitzen im Stratum corneum und im Eindringkörper verteilt sind. Um die Ergebnisse auswerten zu können, wird die Skala für die Auswertung angepasst, indem immer der zweite Wert von oben in der Skala eingeschränkt und hier als oberer Grenzwert bezeichnet wird.

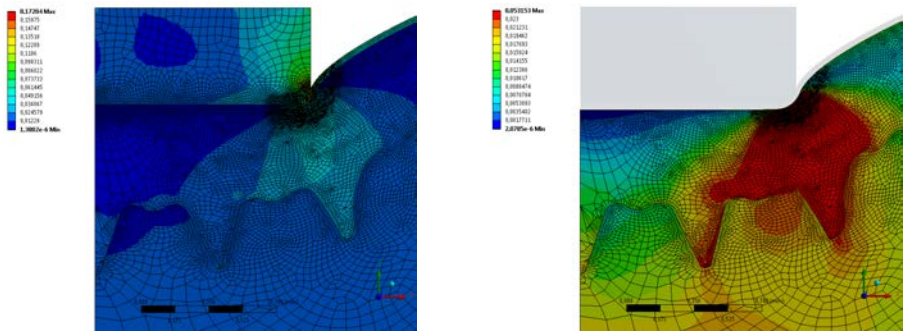


Abb. 3.9: Farbskalaverschiebung für die von-Mises-Spannung: Skala mit oberem Grenzwert 0,17 MPa (links) und Skala ohne Eindringkörper und ohne *Stratum corneum* (rechts) [STRELLE, 2010]

Zur Anpassung der Auflösung werden die Eindringkörper und das Stratum Corneum aus den Lösungsbildern entfernt. Damit wird der Bereich des betrachteten Spannungsunterschiedes geringer und die Auflösung kleiner. Zum Vergleich, die maximale Spannung mit Stratum corneum im Modell beträgt 0,14779 MPa, und nach der Entfernung des Stratum corneum ist diese Spannung nur 0,078838 MPa.

3.3.1. Ergebnisse der Belastung des Hautmodells mit Normallast

Es werden zwei Skalen für die erste Gesamtanalyse verwendet, um die begrenzte Anzahl der zur Verfügung stehenden Farbstufen erweitern zu können. Die Skala wird dabei angepasst, um den Skalengradienten deutlicher darzustellen. Dabei ergibt sich das Maximum der Spannung von 0,030738 MPa. Der graue Bereich der Skala bildet die höheren Spannungswerte ab und stellt damit 62 % der gesamten Skala dar, während der farbige Bereich die übrigen 38 % der Spannungswerte im unteren Bereich der Skala repräsentiert.

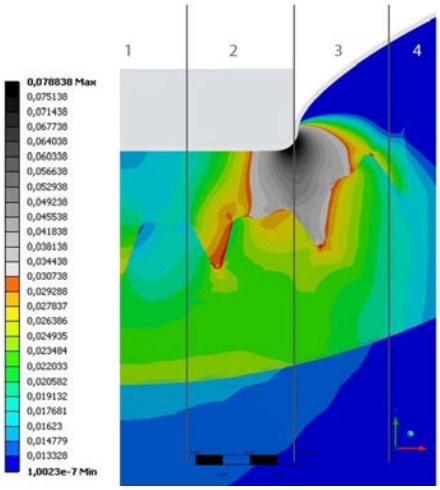


Abb. 3.10: Simulationsmodell mit angepasster Skala der Spannung in [MPa] [STRELLE, 2010]

Laut der FEM-Ergebnisse konzentrieren sich die höheren Spannungen im Stratum corneum und verteilen sich wiederum auf einen großen Bereich der Epidermis. Damit werden die auf die Hautoberfläche wirkenden Kräfte im Stratum corneum abgefangen. Durch die Verteilung dieser Kräfte auf eine größere Fläche kommt es zu einer Reduzierung der Spannungen in der Epidermis. So beträgt das Maximum der Spannung in der Epidermis nur 53 % des Maximums im Stratum corneum. Bei einer solchen Spannungsverteilung sind die Spannungsgefälle im Bereich der papillären Grenzschicht zu finden, wo sich gerade die Merkelzellen und Meißner-Körperchen befinden.

Auf der Abb. 3.11b sind die Bereiche der Lokalisierung der Mechanorezeptoren markiert. Auf diese Bereiche wird in den nächsten Erläuterungen näher eingegangen.

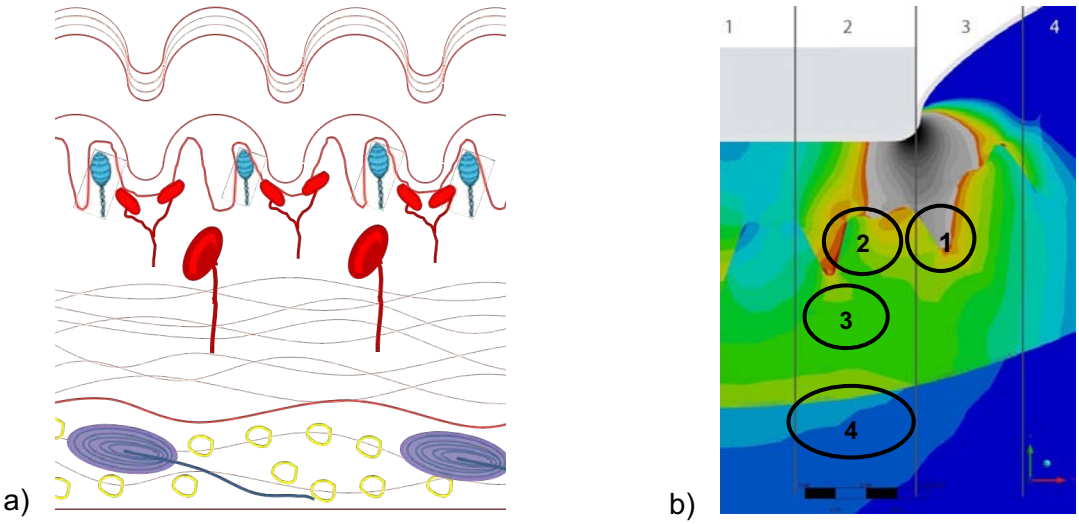


Abb. 3.11: Lokalisierung der Mechanorezeptoren: a) Hautausschnitt mit Lokalisierung der Mechanorezeptoren, b) Simulationsmodell der Haut mit markierten Bereichen der Mechanorezeptoren

Bereich 1: Position der Merkel-Zellen

Die Merkel-Zellen befinden sich in dem Tal der Papillen an der Grenze der Epidermis und Dermis. Ihre Anzahl in der Fingerbeere ist besonders hoch. Schon bei relativ kleinen Belastungen der Hautoberfläche entstehen in diesem Bereich Spannungen, und so kann die Verformung der Haut schnell erfasst werden [JUNQUEIRA, 2005; SOBOTTA, 2006]. Auf den Simulationsbildern ist zu sehen, dass die Spannung an den Papillenschrägen nicht gleichmäßig verteilt ist. Der größere Spannungswert ist der Belastungsstelle auf der Haut zugewandt. Das bedeutet, dass zusätzlich zu dem Druck auf die Hautoberfläche auch Ort und Richtung der Belastung erfasst werden können.

Bereich 2: Position der Meissner-Körperchen

Meißner-Körperchen befinden sich in den Spitzen der Papillen der Stratum papillare der Leistenhaut. Sie nehmen die Druckänderung (Geschwindigkeit) wahr [JUNQUEIRA, 2005]. Die Spannungsspitzen im Hautbereich der Meißner-Körperchen deuten darauf hin, dass die Meißner-Körperchen auch die Deformation der Haut erfassen können.

Bereich 3: Position der Ruffini-Körperchen

Ruffini-Körperchen sind schnell adaptierende Mechanorezeptoren und sind in der retikularen Dermis der Felder- und Leistenhaut zu finden. Damit kann der Rezeptor auf jegliche Dehnung oder Stauchung in diesem Gewebe reagieren [JUNQUEIRA, 2005; SOBOTTA, 2006; ZILLER & TILLMANN, 2010].

In der vorhandenen Simulation sind geringe Spannungen im Bereich der Ruffini-Körperchen zu sehen. Es kann damit zusammenhängen, dass bei einem vertikalen Druck auf die Hautoberfläche im Bereich der Ruffini-Körperchen keine oder nur langsame Stauchung bzw. Dehnung des Gewebes entsteht.

Bereich 4: Position der Vater-Pacini-Körperchen

Wie aus der Abb. 3.11 zu sehen ist, sind im Bereich der Pacini-Körperchen nur ganz geringe Spannungen zu erkennen. Da die Vater-Pacini-Körperchen nur auf die Beschleunigung reagieren, sollte eine dynamische FE-Analyse für die Abklärung der Reaktion dieses Mechanorezeptors durchgeführt werden.

Um die Ergebnisse auszuwerten und Spannungen an den Positionen der Mechanorezeptoren vergleichen zu können, werden die an den Rezeptorpositionen vorhandenen Spannungen proportional in einheitenlose Werte umgewandelt. So entspricht der maximale Spannungswert der Zahl 10 und der minimale Wert der 1. Die Spannungen, die zwischen diesen Werten liegen, werden genauso folgend dieser Abstufung umgewandelt. Damit wird ein quantitatives Bild über die Reaktionen der Mechanorezeptoren geschafft. Das Bild mit den Simulationsergebnissen ist in vier Abschnitten so unterteilt, dass jeder Abschnitt möglichst eine Papille beinhaltet. Es wird angenommen, dass in einem solchen Abschnitt sich jeweils eine Merkel-Zelle, ein Meissner-Körperchen und ein Ruffini-Körperchen befinden. Da in dieser Simulation keine Spannungen im Bereich der Vater-Pacini-Körperchen nachweisbar sind, werden sie in der Auswertung nicht mitberücksichtigt. Es ist bekannt, dass die Merkel-Zellen aus zwei oder mehreren Merkel-Scheiben bestehen, die sich an den beiden Papillenflanken befinden. So werden die Merkel-Zellen in der Auswertung auf „linke“ und „rechte“ unterteilt, um die Unterschiede innerhalb der Papillarleistenflanken auszuwerten (Abb. 3.11b). Die Ergebnisse für jeden Bereich sind in der Tabelle 3.2 dargestellt.

Tab. 3.2: Rezeptorreaktionen bei Normalkraftbelastung

Rezeptor	Merkelzelle		Meissner-Körperchen	Ruffini-Körperchen
	Links	Rechts		
Abschnitt 1	-	6.7	3.8	5.1
Abschnitt 2	7.7	8.2	6.7	5.4
Abschnitt 3	10	9.3	5.8	4.2
Abschnitt 4	4.7	4.4	1	2.6

Aus den Ergebnissen der Simulation ist deutlich zu erkennen, je tiefer die Lage der Rezeptoren in den Hautschichten ist, umso schwächer setzt sich die Spannung in diesen Bereichen fort. Aus der Betrachtung der Spannungsverteilung im Bereich der Merkel-Zellen wird ein Rückschluss auf die Richtung der Belastung erkannt. Die Spannungsverteilung im Bereich der dermo-epidermalen Papillen deutet auf die Position, Breite, Intensität und Belastungsrichtung des Eindringkörpers. Der starke Spannungsabfall am Rand des Eindringkörpers kann darauf deuten, dass auch die Größe und eventuell die Form des Belastungsgegenstands mithilfe von Mechanorezeptoren bestimmt werden.

3.3.2. Ergebnisse der Belastung des Hautmodells mit Tangentiallast

In zweitem Belastungsfall wurden Eindringkörper auf -0,5 mm in y-Richtung und auf 1,625 mm in x-Richtung verschoben. Auf der Abb. 3.12 ist die Spannungsverteilung unter der tangentialen Belastung zu sehen.

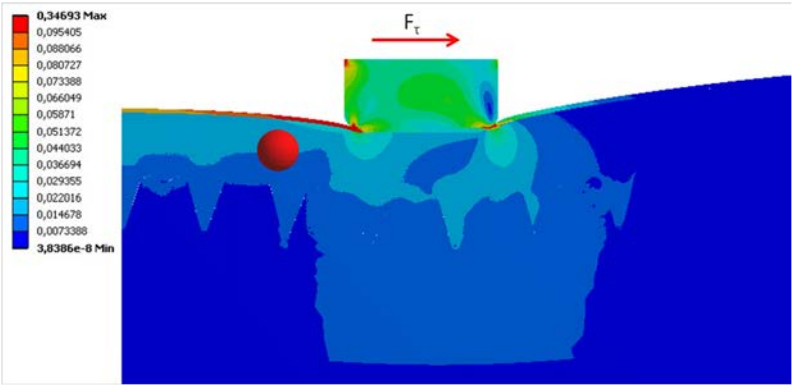


Abb. 3.12: Spannungsverteilung in [MPa] im *Stratum corneum* unter tangentialer Belastung

Es ist wieder wie in erstem Fall zu sehen, dass das Stratum corneum den Großteil der Belastung abfängt und auf den größeren Bereich der restlichen Epidermis und die darunterliegenden Schichten verteilt. Ungleichmäßige Spannungsverteilung im Stratum corneum vor und hinter dem Belastungskörper zeigt, dass eine Belastung dieser Schicht aufgrund einer Dehnung höher ist als infolge einer Stauchung.

Auf der Abb. 3.13 ist wie im ersten Belastungsfall eine optimierte Variante mit entferntem Eindringkörper und Stratum corneum und mit vergrößertem Spannungsgradienten dargestellt. Die Skala ist auch in graue und farbige Teile geteilt, wobei die Graustufenskala 71 % des Wertebereiches und die Farbskala 29 % einnimmt.

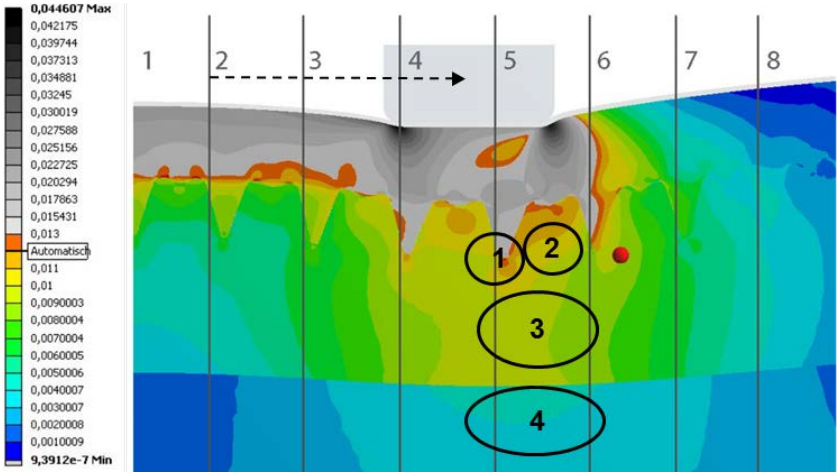


Abb. 3.13: Spannungsverteilung in [MPa] unter tangentialer Belastung mit angepasster Skala

Aus den Simulationsbildern ist zu sehen, dass in der Epidermis noch hohe Spannungen verteilt sind, die dann unter der dermo-epidermalen Grenzschicht eine senkrechte Verteilung in der Dermis aufweisen. Es liegt die Hypothese nahe, dass die Papillen diese Spannungen umlenken und während der Verschiebung unterhalb des Belastungsgegenstandes konzentrieren.

Das Simulationsbild ist wie bei der Normalbelastung in Bereiche der Rezeptorenposition und in die Abschnitte unterteilt (Abb. 3.13).

Bereich 1: Position der Merkel-Zellen

In diesem Bereich entstehen schon bei relativ geringen Belastungen bereits erkennbare Spannungen. Die Spannungen weisen hier auch wie im Fall der Normalbelastung an den gegenüberliegenden Flanken unterschiedlich große Spannungsintensität auf. Das zeigt noch einmal, dass die Merkel-Zelle nicht nur die Berührung als Verformung der Haut erfassen können, sondern auch die Richtung registrieren, aus welcher der Reiz kommt. Bei Betrachtung der Spannungsverteilung über mehrere Papillen kann durch das Spannungsmaximum die Belastungsstelle der kontralateralen Differenzen identifiziert werden.

Bereich 2: Position von Meissner-Körperchen

Die Meißner-Körperchen befinden sich in den Spitzen der dermo-epidermalen Papillen. In diesem Bereich ist ein lokales Spannungsmaximum zu sehen. Auf dem Bild ist deutlich zu erkennen, dass nur die Papillenspitzen eine Spannung aufweisen, die sich unmittelbar unter dem Belastungskörper befindet. Das lässt eine Schlussfolgerung zu, dass die Meißner-

Körperchen nicht nur die Deformation der Haut, sondern auch die Position der Belastung mit hoher Auflösung erkennen.

Bereich 3: Position von Ruffini-Körperchen

In dem Modell ist zu sehen, dass die Spannungsverläufe in der Dermis sich eher senkrecht zur Hautoberfläche und unmittelbar unter dem Eindringkörper anordnen. Im unteren Bereich der Dermis sind die Spannungen relativ gleichmäßig verteilt und zeigen kein lokales Spannungsmaximum wie im Bereich der beiden oben beschriebenen Mechanorezeptoren. Auf jeden Fall kann aus der Spannungsverteilung in diesem Bereich ein Rückschluss auf die Position der Belastungskörper geschlossen werden. Allerdings erfolgt dies nicht so präzise wie durch die Spannungsaufteilung in den Papillen an der Grenzschicht.

Bereich 4: Position von Vater-Pacini-Körperchen

Unter der Tangentialbelastung sind ebenfalls keine deutlichen Spannungsverläufe im Bereich der Vater-Pacini-Körperchen zu beobachten. Es spricht ebenso dafür, dass für die Analyse der Vater-Pacini-Körperchen eine dynamische Belastung (schnell sich verändernde Dehnung) nötig ist.

Um einen besseren Überblick und eine quantitative Analyse der Rezeptorreaktion zu erhalten, werden wie im ersten Belastungsfall die Spannungswerte in einer Tabelle als einheitenlose Werte dargestellt. Die Werte werden von maximaler bis zu minimaler Spannung im Wert von 10 bis 1 proportional umgewandelt. Das Simulationsbild ist in den gleichmäßigen Abschnitten geteilt, in dem sich jeweils eine Papille befindet (Abb. 3.13). Da im Bereich der Vater-Pacini-Körperchen keine Spannungen auftreten, wird dieser Typ des Mechanorezeptors auch hier aus der Betrachtung herausgenommen.

Tab. 3.3: Rezeptorreaktionen bei tangentialer Belastung

Rezeptor	Merkelzelle		Meissner-Körperchen	Ruffini-Körperchen
	Links	Rechts		
Abschnitt 1	-	5.1	4.7	2.3
Abschnitt 2	5.2	5.2	4.5	3.2
Abschnitt 3	5.7	6.2	6	4.7
Abschnitt 4	8.6	9.2	7.5	5.8
Abschnitt 5	10	9.6	7.7	5.7
Abschnitt 6	7.6	7.3	4.3	4.3
Abschnitt 7	4.4	4.1	2.1	2.8
Abschnitt 8	2.4	2.2	1	1.6

Aus dem Bild mit Ergebnissen der Simulation und aus der Tabelle kann der Rückschluss auf die Bewegungsrichtung und Position des Eindringkörpers gezogen werden. Die unterschiedliche Spannungsverteilung an den Flanken der Papillen im Bereich der Merkel-Zellen zeigen die Bewegungsrichtung des Eindringkörpers, während die Spannungen in den Papillenspitzen und in den tieferen Schichten besser auf die Position des Eindringkörpers hinweisen. Mit diesem Modell ist es daher möglich, über die ermittelten Spannungen im Bereich der Rezeptoren die Größe, Position und Bewegungsrichtung der tangentialen Belastung zu ermitteln.

3.4. 2D-Modell und Simulation des Hautmodells mit Blutgefäßen an der dermo-epidermalen Grenzschicht

Die zweite Hypothese, die in dieser Arbeit gestellt wird lautet, dass die Vasomotorik der Blutgefäße an der dermo-epidermalen Grenzschicht durch die Steifigkeitsänderung einen Einfluss auf die Reizaufnahmefähigkeit der Mechanorezeptoren hat. Legt man das Wirken des Gesetzes von Hagen und Poiseuille zugrunde, in dem der Volumenstrom durch ein Rohr mit dessen Binnendruck über die vierte Potenz des Radius

$$\dot{V} = \frac{dV}{dt} = \frac{\pi \cdot r^4 \cdot \Delta p}{8 \cdot \eta \cdot l} \tag{10}$$

korreliert ist, kann auch bei einer idealisierenden Annahme eines Newton´schen Fluides und zylindrischer Geometrie von einer maßgeblichen Auswirkung der Dilatation bzw. Konstriktion der Gefäße auf die Steifigkeit ausgegangen werden. Zudem werden auch die Perizyten der Hautkapillaren im subpapillaren Plexus mit der ihnen zugesprochenen Kontraktilität einen Beitrag zur mechanischen Adaption des Organs Haut leisten [WELSCH & DELLER, 2010; ZABEL, 2016]. Somit wird im nächsten Schritt mithilfe der FEM-Simulation analysiert, wie sich die Spannungen und Dehnungen im Modell unter Einbeziehung der Blutgefäße verteilen.

3.4.1. Aufbau des Hautmodells mit Blutgefäßen

Damit die Ergebnisse mit den vorherigen vergleichbar sind, wird in der Simulation das gleiche Modell wie für die Analyse der Verteilung von Mechanorezeptoren benutzt. Der Zweck dieser Berechnung ist es nicht, die Blutgefäße nachzubilden, sondern den Einfluss einer durch den Binnendruck in den Gefäßen erfolgenden Steifigkeitsänderung einer der Schichten auf die Spannungsverteilung zu untersuchen. Aus der Literaturrecherche ist bekannt, dass Arterien- und Venenplexus sich in der Haut in zwei Ebenen befinden. Der subpapillare Plexus liegt an der dermo-epidermalen Grenzschicht unmittelbar unter der papillaren Struktur, und der tiefe Arterien- und Venenplexus (mit größerem Lumen) liegt an der Grenze zur Subcutis im Stratum reticulare. Die Änderung des Binnendrucks in den Blutgefäßen führt zu einer

Steifigkeitsänderung der Gefäße und damit auch des die Gefäße umgebenden Gewebes. Für die analytische Berechnung werden bezogen auf die Lage der beiden Plexus zwei neue Schichten eingeführt, die die Gewebe mit Blutgefäßen (die subpapillaren und tiefen Plexus) simulieren werden. Mit der Änderung der E-Module dieser Schichten werden unterschiedliche Steifigkeitszustände der Gewebe simuliert und damit der Einfluss der Steifigkeitsänderung der beiden Schichten auf die Spannungs- und Dehnungsverteilung im Bereich der Mechanorezeptoren untersucht.

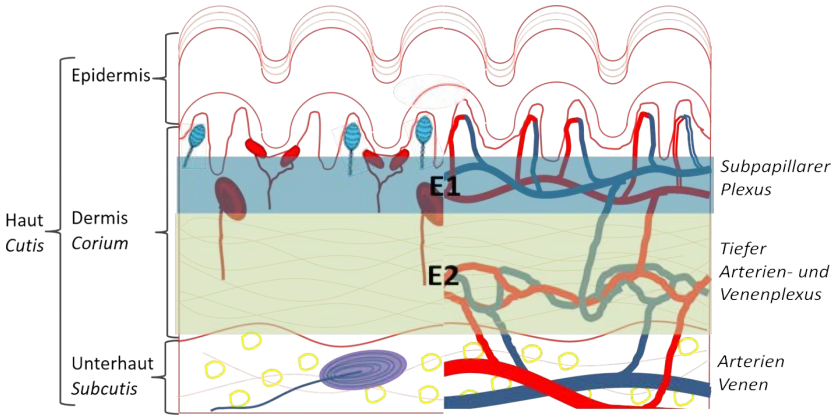


Abb. 3.14: Schematische Darstellung der menschlichen Haut mit den zusätzlich eingeführten Schichten mit variablen E-Modulen E1 und E2

In der Abb. 3.14 sind die Schichten, die durch die Blutgefäße ihre Steifigkeit ändern, farbig markiert und mit unterschiedlichen E-Modulen E1 und E2 gekennzeichnet. Während der Berechnung werden jeweils einer Schicht drei Steifigkeitszustände zugeteilt, die dann verglichen werden.

Im Ausgangszustand gleicht das E-Modul der beiden neuen Schichten dem E-Modul der Dermis. Um den Einfluss der Steifigkeitsänderung auf die Spannungs- und Dehnungsverteilung deutlicher darzustellen, wird das E-Modul in den eingeführten Schichten separat auf 50 % herabgesetzt und im nächsten Schritt auf 50 % über den Ausgangswert erhöht. In der Tab. 3.4 sind die E-Module für die Schichten zusammengefasst [MAENO et al., 1998; GEERLINGS, 2006].

Tab. 3.4: Übersicht der E-Module und Schichthöhen im Hautmodel

Hautschicht	E-Modul [MPa]	Höhe [mm]
Stratum corneum	0,6	0,03
Epidermis	0,136	0,9
Dermis	0,08	0,9
Subpapill. Plexus E1	0,08 / 0,04 / 0,12	0,3
Tiefer Plexus E2	0,08 / 0,04 / 0,12	0,6
Subkutis	$0{,}034 \times 10^6$	6,00

Die nächste Abbildung stellt den 2-dimensionalen Aufbau der menschlichen Haut mit zusätzlich eingeführten Schichten für eine FEM-Berechnung dar.

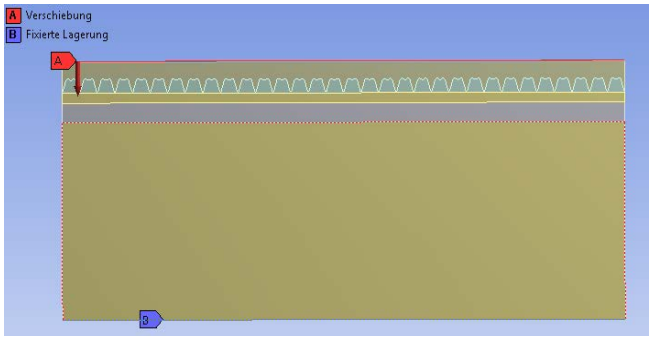


Abb. 3.15: 2D-Hautmodell mit eingefügten zwei Schichten mit variabler Steifigkeit

Die Berechnung wird mit Version ANSYS 17.2 durchgeführt. Das erzeugte 2D-Modell beinhaltet die Knotenanzahl 106256 und 33215 Elemente des Elementtyp Plane 183. Das Modell wird nur mit Normalbelastung mithilfe eines Plättchens beansprucht, das 1,5 mm nach unten verschoben wird.

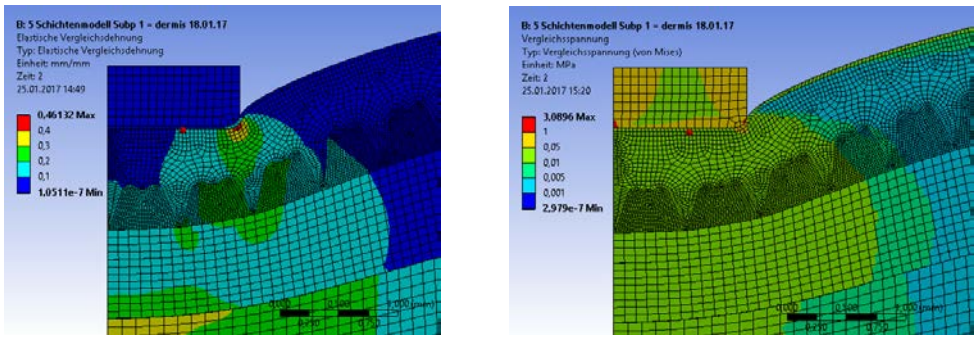


Abb. 3.16: Verteilung der von Mises-Dehnung (links) und von Mises-Spannung (rechts) unter Normalbelastung mit einem E-Modul 0,08 MPa im subpapillaren und tiefen Plexus

Die Berechnungen werden für die neu eingeführten Schichten separat durchgeführt, um den Einfluss von jeder Schicht auf die von Mises-Spannungs- und von Mises-Dehnungsverteilung im Bereich der Papillen voneinander unterscheiden zu können.

3.4.2. Ergebnisse der Belastung im Hautmodell mit dem simulierten tiefen Arterien- und Venenplexus und mit variablem E-Modul E2

Hier wird der Einfluss variabler Steifigkeit im Bereich des Arterien– und Venenplexus erfolgen. Während der gesamten Berechnungen wird die Schicht, die den subpapillaren Plexus E1 imitiert, unverändert bleiben und das E-Modul von 0,08 MPa beibehalten. Die Schicht, die den Arterien- und Venenplexus darstellt, erfährt drei Steifigkeitszustände: 0,04 MPa, 0,08 MPa und 0,12 MPa. Die Spannungsverteilung für die drei Fälle im Bereich der Papillen ist auf den folgenden Abbildungen dargestellt.

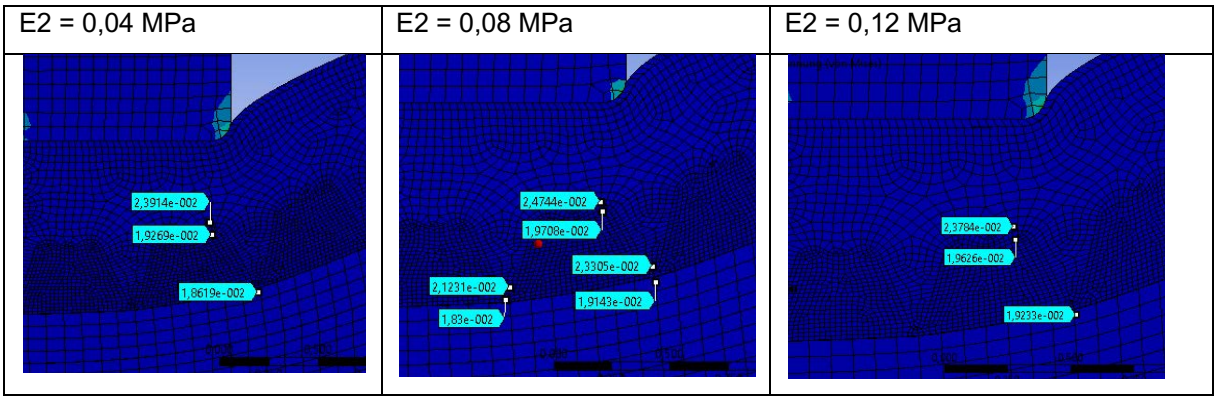


Abb. 3.17: Spannungsverteilung in der dermo-epidermalen Schichtgrenze mit variabler Steifigkeit im Bereich des tiefen Arterien- und Venenplexus.

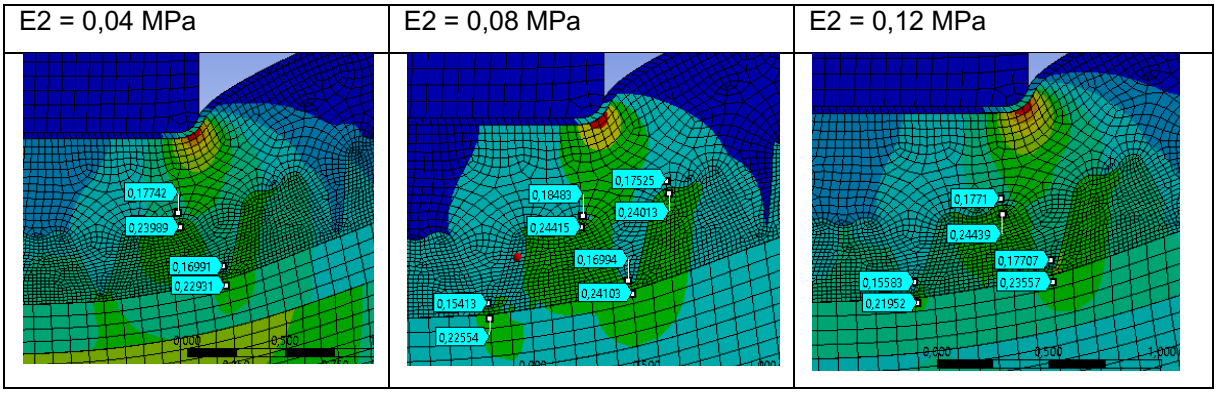


Abb. 3.18: Dehnungsverteilung in der dermo-epidermalen Schichtgrenze mit variabler Steifigkeit im Bereich des tiefen Arterien- und Venenplexus

Für die Auswertung der Ergebnisse werden die Spannungen und die Dehnungen in der Spitze und im Tal der dermalen Papille berücksichtigt. Es ist die Position der Meißner-Körperchen und der Merkelzellen. Die Daten sind in der folgenden Tabelle zusammengestellt.

Tab. 3.5: Spannungen und Dehnungen im papillären Bereich unter dem Einfluss des tiefen Arterien- und Venenplexus

Parameter		E2 = 0,04 MPa	E2 = 0,08 MPa	E2 = 0,12 MPa	Änderung, [%]
Spannung, [MPa]	Spitze der Papille	0,0193	0,0197	0,0196	2 %
	Tal der Papille	0,0186	0,0191	0,0192	3 %
Dehnung, [mm]	Spitze der Papille	0,2399	0,2442	0,2444	1,8 %
	Tal der Papille	0,2293	0,2410	0,2356	2,7 %

In der Tabelle ist die Erhöhung der Spannung und der Dehnung in Prozent unter Steifigkeitsänderung zwischen 0,04 MPa und 0,12 MPa dargestellt. Aus den Ergebnissen ist zu entnehmen, dass die Änderungen sowohl der Spannung als auch der Dehnung in der Spitze

und im Tal der dermalen Papille minimal sind, sodass es als Abweichung der Werte betrachtet werden kann.

Dies bedeutet, mit einer Änderung der Steifigkeit der retikularen Dermis im Bereich des tiefen Arterien- und Venenplexus um 200 % sind keine Spannungs- oder Dehnungsänderungen im Bereich der dermo-epidermalen Papillen zu beobachten.

3.4.3. Ergebnisse der Belastung des Hautmodells mit simuliertem subpapillarem Plexus und mit variablem E-Modul E1

Hier wird der Einfluss variabler Steifigkeit im Bereich des subpapillaren Plexus auf die Spannungs- und Dehnungsverteilung im Bereich der Papillen erfolgen. Während der Berechnung bleibt die Schicht, die den Arterien- und Venenplexus imitiert, mit einem E-Modul 0,08 MPa unverändert.

In den weiteren Berechnungen wird das E-Modul in der Schicht, die den subpapillaren Plexus darstellt, um 50 % gesenkt und dann um weitere 50 % über den Ausganswert erhöht. Insgesamt werden drei Steifigkeitszustände der Schicht berechnet: 0,04 MPa, 0,08 MPa und 0,12 Mpa. Die Spannungs- und Dehnungsverteilung für die drei Fälle im Bereich der Papillen ist auf den folgenden Bildern dargestellt.

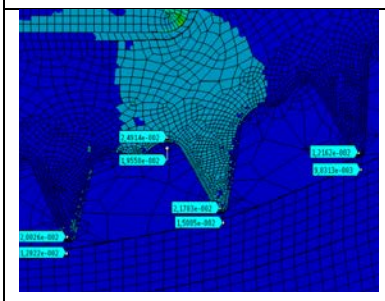
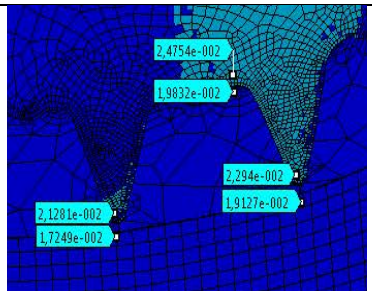
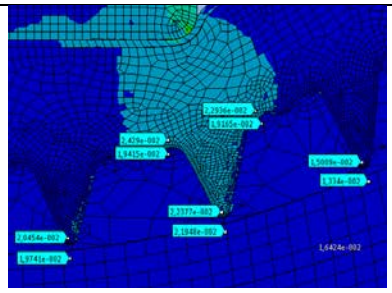
E1 = 0,04 MPa	E1 = 0,08 MPa	E1 = 0,12 MPa
		

Abb. 3.19: Spannungsverteilung in der dermo-epidermalen Schichtgrenze mit variabler Steifigkeit im Bereich des subpapillaren Plexus

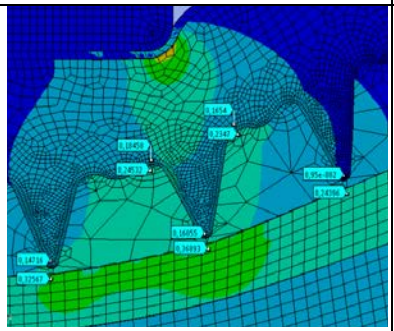
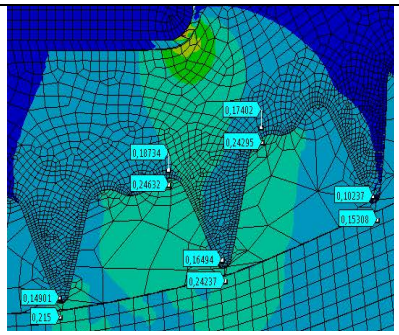
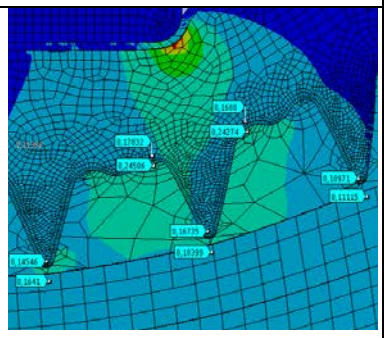
E1 = 0,04 MPa	E1 = 0,08 MPa	E1 = 0,12 MPa
		

Abb. 3.20: Dehnungsverteilung in der dermo-epidermalen Schichtgrenze mit variabler Steifigkeit im Bereich des subpapillaren Plexus

Die genauen Werte von Spannung und Dehnung in den Bereichen der Papillen-Spitze und des Tales der Papille sind in der Tab. 3.6: Spannungen und Dehnungen im papillaren Bereich unter dem Einfluss des subpapillaren Plexus dargestellt.

Tab. 3.6: Spannungen und Dehnungen im papillaren Bereich unter dem Einfluss des subpapillaren Plexus

Parameter		E1 = 0,04 MPa	E1 = 0,08 MPa	E1 = 0,12 MPa	Änderung, in [%]
Spannung, [MPa]	Spitze der Papille	0,0196	0,0198	0,0194	-0,7 %
	Tal der Papille	0,0150	0,0191	0,0219	46,27 %
Dehnung, [mm]	Spitze der Papille	0,2453	0,2463	0,2451	0,11 %
	Tal der Papille	0,3689	0,2424	0,1840	-100 %

Aus den Werten sind minimale Unterschiede von Spannung und Dehnung in der Spitze der Papille zu entnehmen. Im Tal der Papille ist aber eine Erhöhung der Spannung bei zunehmender Steifigkeit des subpapillaren Plexus um 46 % zu sehen. Die Dehnung dabei wird um 100 % niedriger.

3.5. Verschiedene Variationen des Simulationsmodells im Hinblick auf die technische Realisierung

In früheren FEM-Simulationen wurde eine Spannungsverteilung in den Hautschichten und an der Position der Mechanorezeptoren unter Deformation des Hautmodells untersucht. Dabei interessierten drei Hauptfragen, die die Hypothesen nachweisen sollten: Einfluss der Hautgeometrie auf die Spannungsverteilung unter Normalbelastung, Tangentialbelastung und Einfluss der Hauthydraulik auf die Rezeptorreaktion. In diesem Abschnitt der Arbeit wird darauf eingegangen, wie die mechanischen Eigenschaften der Schichten, der Kontakt zwischen den Schichten, das Elastizitätsmodul und eine unterschiedliche Papillengeometrie die Spannungsverteilung beeinflussen. Dabei werden solche Fragen näher betrachtet wie der Vergleich der Hautmodelle unter einer Belastung mit punktueller und flächiger Kraft, der Einfluss der Verbindungsart zwischen den Schichten, die Steilheit und das Profil der Papillen und deren Einfluss auf die Spannungsverteilung. Letzteres lässt die Möglichkeit zu, eine vereinfachte jedoch funktionstüchtige Form für den Bau eines technischen Modells auszuwählen. Hierbei steht eine Genauigkeit in der Wiedergabe der Hautgeometrie nicht im Vordergrund, sondern das Modell wird an die technischen Möglichkeiten mit Hinsicht auf die Lösungsübertragung angenähert.

Dabei werden im Modell verschiedene Parameter variiert, um die Einflüsse auf die Signalübertragung und Spannungsverteilung zu identifizieren:

- Spannungsverteilung unter Normal- und Scherkraftbelastung als Ausgangsmodell zum Vergleich mit den anderen,
- Verhalten unter gleichgesetztem E-Modul der Schichten,
- Freier Kontakt zwischen Epidermis und Dermis mit und ohne Reibung,
- unterschiedliche Flankensteilheit des Papillenprofils,
- Punktueller Kraftangriff,
- Variationen des Papillenprofils an der Grenze zwischen Epidermis und Dermis.

Diese FEM-Simulation soll eine Hilfe zur Auswahl einer relevanten Geometrie und der Steifigkeitsverhältnisse beim Aufbau einer technischen Sensorschicht sein.

3.5.1. Aufbau des Hautmodells

Das Modell besteht aus vier Schichten mit periodischen sinusähnlichen Papillen zwischen Epidermis und Dermis. Damit der Aufbau der realistischen Grenzschicht am nächsten kommt, sind die Papillen im Modell so steil wie möglich modelliert. Die Geometrie im Modellaufbau weist eine strenge Symmetrie auf, und die genauen Werte sind immer durch Parameter dargestellt (Abb. 3.21). Ein solcher Aufbau ermöglicht, die Änderungen (beispielsweise Papillenanzahl, Belastung) an dem Modell schnell und effizient vorzunehmen. Mit Hinblick auf die technische Realisierung war diese Abstraktion sehr sinnvoll. Außerdem spart es einen immensen Rechen- und vor allem Arbeitsaufwand für die vielen unterschiedlichen Betrachtungen und Eigenschaftsvariationen, die bei den Berechnungen vorgenommen werden.

Alle untersuchten Modell-Varianten bestehen aus fünf Papillen. Für die Auswertung werden nur die drei mittleren in Betracht gezogen. Die zwei äußeren Papillen weisen bei Spannungs- und Kontaktdruckuntersuchungen sehr große Werte auf, was mit Randwertproblemen zu tun hat. Es spielt aber für die Funktionalität der Grenzschicht keine Rolle. Eine Simulation des Hautmodells mit einer höheren Anzahl von Papillen verlangt nur einen höheren Aufwand an Rechenzeit, ohne weitere nützliche Erkenntnisse zu erhalten [HOHBEIN, 2007]. Das Modell besteht aus vier Schichten: Stratum corneum, Epidermis ohne Corneum, papillare und retukale Dermis. Nach [GÜTT, 1998] spielt das Unterhaut-Gewebe für das Übertragungsverhalten der mechanischen Reizgrößen keine wesentliche Rolle.

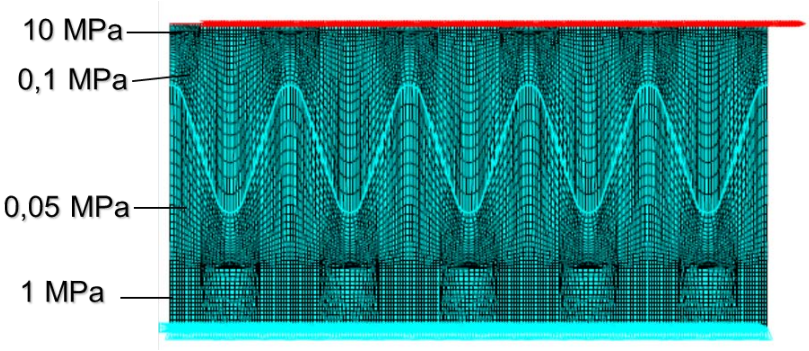


Abb. 3.21: Aufbau des Haut-Modells mit Sinus-Profil [HOHBEIN, 2007]

Das Hautmodell ist mit Skalierungsfaktor von 200 und der Schichtendicke proportional der Dicke der menschlichen Hautschichten aufgebaut. Die E-Module der Schichten sind aus [GUTHMANN, 2007] genommen. Die Hautparameter und die für das Modell ausgewählten Daten sind in der Tabelle dargestellt.

Tab. 3.7: Die Parameter für das Hautmodell [GRAUMANN & SASSE, 2005; GUTHMANN, 2007]

	Schichtendicke in der Haut, [µm]	Schichtendicke im Modell, [mm]	E-Modul der Schichten in der Haut, [MPa]	Für das Modell ausgewählte E-Modul, [MPa]
Stratum corneum	0,033	1	6 – 12	10
Epidermis	0,908	20	0,1	0,1
Papillare Dermis	0,932	20	0,6 – 1	0,05
Retikulare Dermis		10	0,6 – 1	1

Das Stratum corneum hat wegen seines verhornten Epithels ein Elastizitätsmodul je nach Körperregion von 6 bis 12 MPa. Für das Simulationsmodell wird ein E-Modul von 10 MPa ausgewählt. Das Elastizitätsmodul der gesamten Dermis wird in einem Bereich von 0,6 bis 1 MPa angegeben. Die retikulare Dermis besteht aus straffen Kollagenfasern und dickeren elastischen Fasern. Die papilläre Dermis dagegen beinhaltet hauptsächlich ein lockeres Gewebe mit einem hohen Anteil von elastischen Fasern. Aus diesem Grund werden E-Module im Simulationsmodell für retikulare und papilläre Dermis mit 1 MPa und 0,05 MPa entsprechend aufgeteilt.

3.5.2. Belastung des Simulationsmodells mit einem Kraftvektor unter verschiedenen Winkeln

Als erstes wird das Modell mit bestimmter Last ohne Änderungen mechanischer und geometrischer Daten belastet. Die gesammelten Ausgangsergebnisse werden später mit den folgenden Lösungen verglichen.

Das Modell wird einmal mit einer auf der Oberfläche verteilten Kraft von 0,05 N, und einmal mit einer punktuellen Kraft in der Mitte der Oberfläche belastet. Bei diesem Kraft-Wert können

die Berechnungen ohne zusätzliche Fehlermeldungen variiert werden. Der Kraftwirkungswinkel wird von 0° bis 100° mit Abstufung von 10° geändert, wobei bei einem Winkel von 0° die y-Komponente entfällt und es nur durch sein Scherkraftverhalten analysiert wird. Beim Winkel von 90° wird durch Entfallen der x-Komponente nur ein Normalkraftverhalten berechnet. Da sich die Werte bei 80° und 100° als symmetrisch erwiesen, wird auf weitere Kraftwinkel verzichtet [HOHBEIN, 2007].

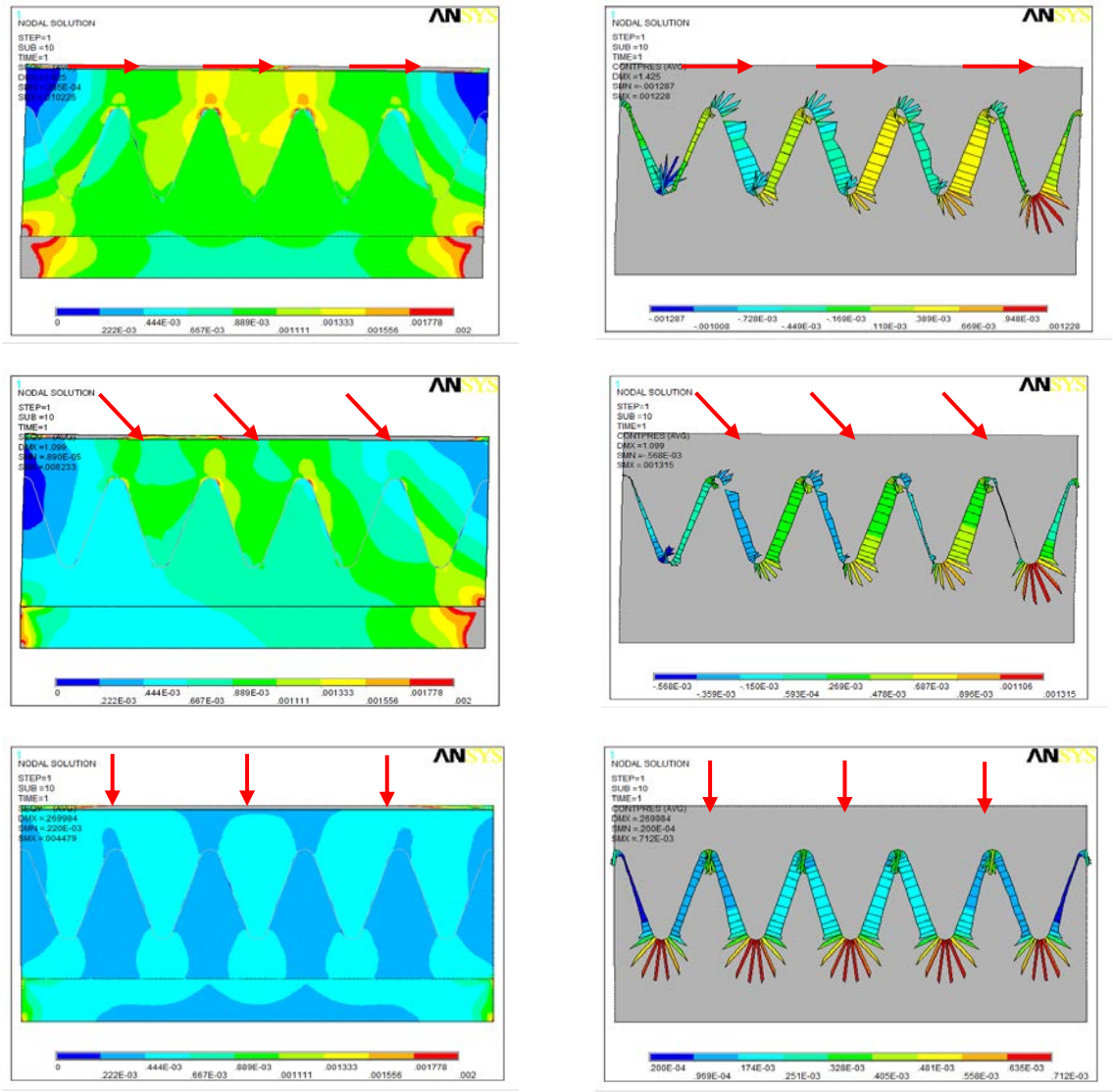


Abb. 3.22: Spannungsverteilung (links) und Kontaktdruck (rechts) unter Belastung mit verteilter Kraft mit Kraftwinkel 0°, 45° und 90° (von oben nach unten) [HOHBEIN, 2007]

Aus den oben dargestellten Abbildungen ist zu sehen, dass die größten Spannungen an den Spitzen der Papillen verteilt sind, wo sich in menschlicher Haut die Geschwindigkeit aufnehmenden Meißner-Körperchen befinden. Bei reiner Scherbelastung (0° Winkel) konzentrieren sich diese Spannungen rechts und links um die Spitze der Papille. Während der Erhöhung des Kraftvektors wandert auch das Spannungsmaximum in die Richtung der gegenüberliegenden Flanke der Papille. Beim Belastungswinkel von 45° befindet sich die

Spannungsspitze nur auf dieser Papillenseite. Unter einer Normalbelastung verteilen sich die Spannungen gleichmäßig in den von Epidermisseite ragenden Papillen und im Tal der Dermis-Papillen. Wie schon oben erwähnt wurde, sind in diesem Bereich die Merkel-Zellen lokalisiert, die am besten auf Druck reagieren.

Auf der Abb. 3.22 rechts sind Kontaktdruck entlang der Papillenkontur dargestellt, die den Drucken an den Kontaktknoten entsprechen. Für ein besseres Verständnis für die Positionierung der Drucksensoren im technischen Modell ist es sinnvoll diese mit in Betracht zu ziehen. Aus der Abbildung ist zu sehen, dass die Kontaktdruck relativ gleichmäßig an den Flanken der Papille verteilt ist, wobei an den Spitzen und im Tal eine Differenzierung zu sehen ist. Bei einer Änderung der Belastungswinkel ist eine Wanderung von Druckmaxima zu beobachten. Aus der Verteilung der Drucke im Kontaktbereich kann ein Rückschluss auf den Winkel der Belastung auf der Hautoberfläche getroffen werden.

Im nächsten Schritt wird das Simulationsmodell mit einer punktuellen Kraft belastet, um mit dem Modell mit der verteilten Kraft vergleichen zu können. Die Kraft von 0,05 N wird mittig unter verschiedenen Winkeln angebracht. Die Ergebnisse mit Spannungs- und Kontaktdruckverteilung sind in der Abb. 3.23 dargestellt.

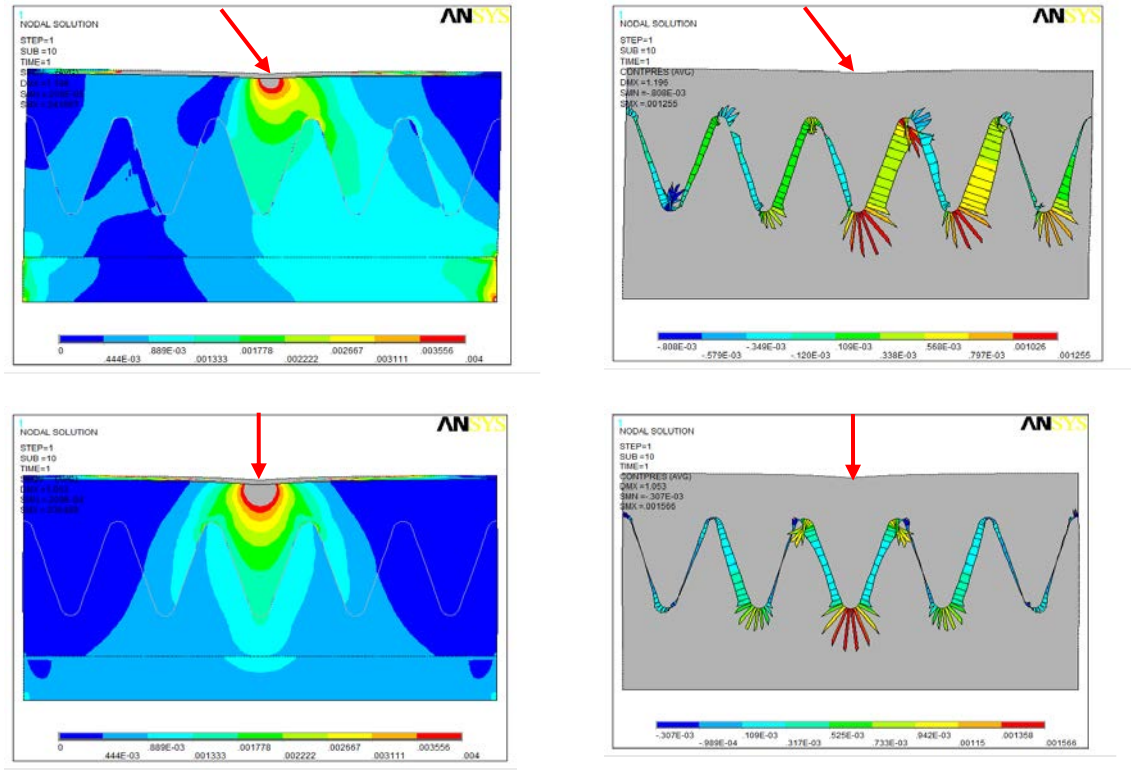


Abb. 3.23: Spannungsverteilung (links) und Kontaktdruck (rechts) beim Anlegen einer punktuellen Kraft unter Winkeln von 45° (oben) und 90° (unten) [HOHBEIN, 2007]

Aus der Abbildung ist zu entnehmen, dass bei Belastung mit der mittig angreifenden punktuellen Kraft unter 90° Winkel befindet sich das Maximum des Kontaktdrucks und die

Spannungsspitzen bei der Papille, die unmittelbar unter dem Angriffspunkt liegt. Mit dem kleiner werdenden Kraftwinkel (siehe Winkel 45°) wandern die Spannungsmaxima mit der einfallenden Richtung. Es ist also möglich mit der papillären Struktur nicht nur den Ort der Belastung aufzulösen, sondern auch den Winkel, mit dem die Kraft, die auf die Oberfläche wirkt, zu detektieren.

3.5.3. Gleichsetzen der Elastizitätsmodule aller vier Schichten

In dieser Untersuchung sind die Elastizitätsmodule aller Schichten gleichgesetzt. Erwartungsgemäß verhält sich das Modell wie eine einzelne homogene Fläche. Dabei spielt auch die papillenförmige Grenzstruktur keine Rolle. Scherbelastungen werden dann wie gewohnt durch sukzessives Verschieben der einzelnen Schichten repräsentiert. Die Auswirkungen der Grenzflächenstruktur sind also auf die Anwesenheit von Steifigkeitsunterschieden der einzelnen Hautschichten zurückzuführen.

3.5.4. Freier Kontakt zwischen Epidermis und Dermis

Die Verbindungstellen im Modell zwischen Epidermis und Dermis sind mit festen Kontakten versehen. In der menschlichen Haut werden zwei Schichten aber mithilfe von Desmosomen und Kollagenfasern, die aus der Dermis in die Epidermis hereinragen, elastisch verbunden. Damit ist Flächenreibung praktisch ausgeschlossen. Es ist kompliziert, im Modell elastische Verbindung zwischen zwei Schichten aufzubauen, von daher wird zum Vergleich eine Berechnung mit losen Kontakten durchgeführt. Durch die weggefallene Verbindung bleibt der obere Teil des Modells ohne Lagerung und wird mit einer Kraft belastet. Aufgrund zu großer Verschiebung der Schichten gegeneinander war es nicht möglich, eine Berechnung durchzuführen. Es wurde beschlossen, für diese Analyse nur zwei Fälle in Betracht zu ziehen, es ist reine Belastung in x- und y-Richtung und unter 45°. Die Bewegungen in die anderen Richtungen werden gesperrt, um eine zusätzliche Lagerung im Modell zu gewährleisten. Beispielsweise wird bei einer reinen Belastung in x-Richtung (Scherkraft) die y-Richtung durch ein Loslager gesperrt.

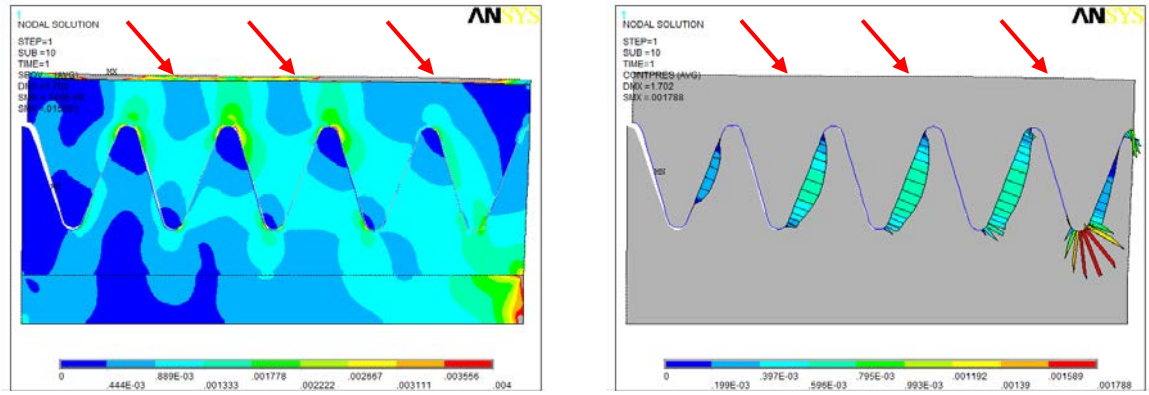


Abb. 3.24: Spannungsverteilung und Kontaktdruck bei freiem Kontakt zwischen Schichten unter 45° Belastung [HOHBEIN, 2007]

Die Spannungen sind in diesem Modell im Vergleich zur ersten viel größer und sind nicht homogen um die Papille verteilt. Die Reibung zwischen den Schichten macht sich für die Funktionalität kaum bemerkbar und beeinflusst die Ergebnisse qualitativ nicht.

Ein solcher Aufbau mit freiem Kontakt könnte im Aufbau eines technischen Modells bspw. für die resistiven Dehnfaden gut genutzt werden, ist aber dennoch nicht für die Drucksensoren geeignet.

3.5.5. Unterschiedliche Flankensteilheit

In diesem Abschnitt der Arbeit wird die Steilheit der Papillenflanken variiert, um deren Einfluss auf die Spannungsverteilung zu prüfen und mögliche Erkenntnisse im Hinblick auf die technische Realisierung, z. B. hinsichtlich anderer Geometrie, zu identifizieren. Dazu wird ein Modell mit flacheren und kürzeren Flanken der Papille aufgebaut und berechnet (Abb. 3.26, Abb. 1.1)

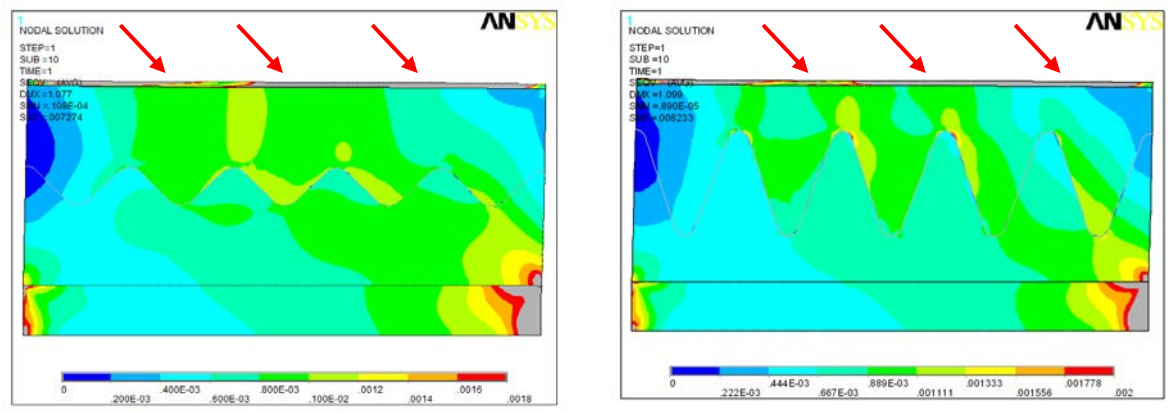


Abb. 3.25: Vergleich der Flankensteilheit der Papillen bezüglich Spannungsverteilung

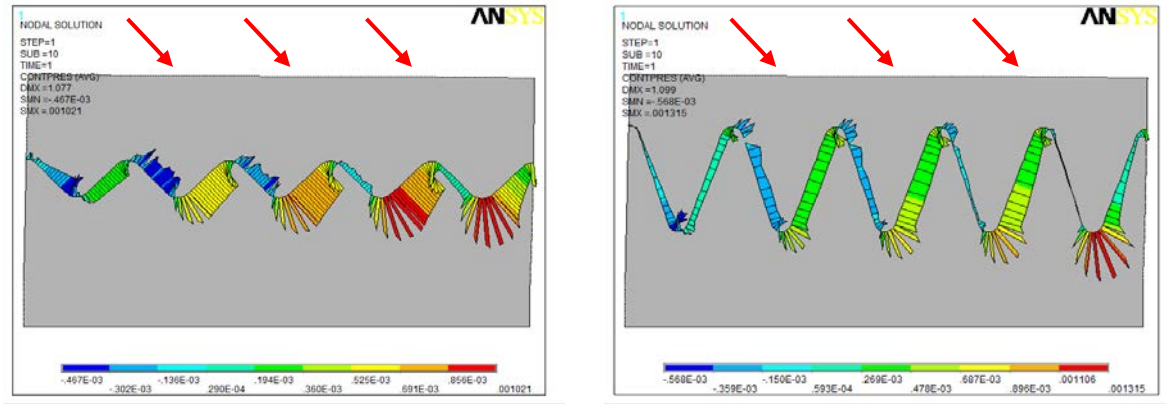


Abb. 3.26: Vergleich der Flankensteilheit der Papillen bezüglich Kontaktdruck [HOHBEIN, 2007]

Wie aus den Simulationsbildern zu entnehmen ist, verteilen sich die Spannungen im Modell mit flachen Papillen relativ gleichmäßig über Flanken und Tal der papillären Kontur. Im Modell mit steilen Papillen sind die Spannungsspitzen im Tal der Papille konzentriert. Es ist zu bemerken, dass die Intensität der Spannungsspitzen im Modell mit abgeflachten Flanken geringer ist: die maximale Spannung bei steilen Papillen beträgt $0{,}7*10^{-3}$ MPa, bei flachen Papillen ist sie $0{,}6*10^{-3}$ MPa. Die Wanderung der Kontaktdrucke bei Änderung der Kraftwinkel ist jedoch genauso festzustellen wie beim Modell mit steileren Papillen.

3.5.6. Variationen des Profils der Grenzschicht

In diesem Abschnitt wird untersucht, welches Grenzflächenprofil über ein optimales Spannungsverhalten für eine Sensorintegration verfügt. Andererseits muss dabei die Möglichkeit der technologischen Realisierung des Profils bedacht werden. Deswegen wird hier ein Modell simuliert, das aus zwei Schichten besteht und unterschiedliche E-Module beinhaltet. Dabei werden verschiedene Varianten des Grenzschichtprofils berechnet, um eine optimale Lösung für die technische Realisierung auszuwählen. Dazu werden folgende Profile für die Simulation in Betracht gezogen:

- Halbkreis-Profil
- Quadratisches Profil
- Zickzackprofil („Sägezahn“)
- Trapez-Profil

Die Profile werden mit einer Belastung unter dem Winkel von 0° als reine Scherung, 45° als kombinierte Belastung und 90° als Druck berechnet, damit ihre Eignung bezüglich der Messung von Normal- und Scherkraft geprüft wird.

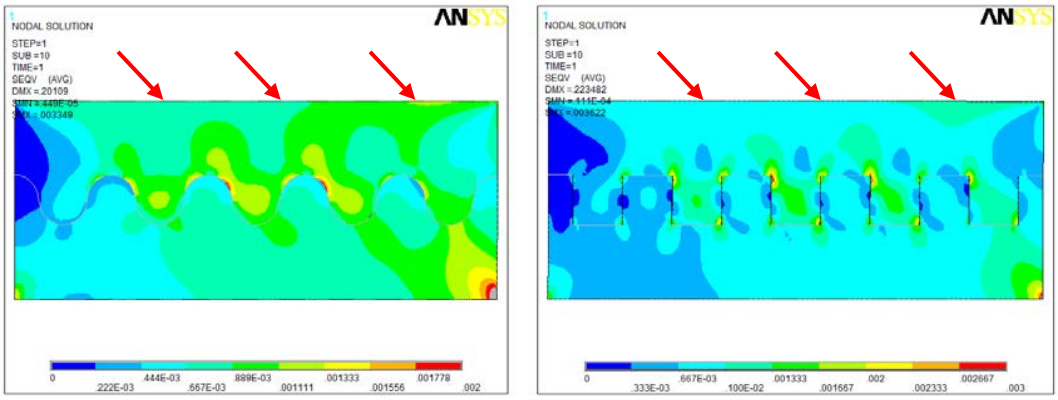


Abb. 3.27: Halbkreis-Profil und Quadratisches Profil mit Belastung unter dem Winkel 45° [HOHBEIN, 2007]

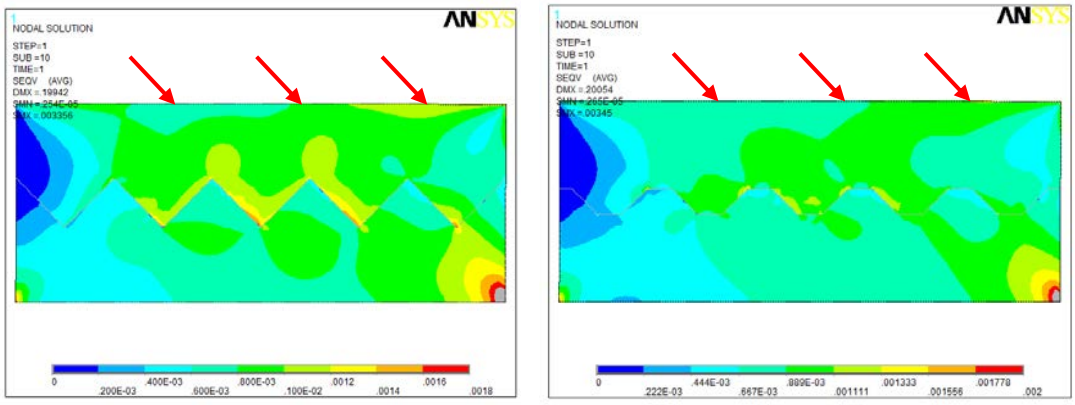


Abb. 3.28: Sägezahnprofil und Trapez-Profil mit Belastung unter dem Winkel von 45° [HOHBEIN, 2007]

Aus den Ergebnissen (siehe auch Anhang) geht vor, dass die Halbkreis- und Trapez-Profile an der Grenze zweier Schichten am besten für die Scherkraftaufnahme geeignet sind. Einen Vergleich mit dem sinusoidalen Profil (ähnlich dem papillären Profil der Haut) zeigt jedoch, dass die Steilheit der „Papillen“ für die Wahrnehmung der Reize und Spannungsverteilung im Material, und damit für die Richtungserkennung eine wichtige Rolle spielt. Beim Trapez-Profil werden die Kräfte, wie in einem Zickzack-Profil, auf die Flanken verteilt und damit die Richtung der Scherkraft detektiert. Die horizontale Fläche ermöglicht eine Anbringung des Sensors für Messung von Normalkraft.

3.6. Zusammenfassung der modellbasierten Analyse der menschlichen Haut

In diesem Abschnitt ist eine FEM-Simulation der menschlichen Haut unter einer vertikalen und tangentialen Belastung durchgeführt. Die Ergebnisse zeigen, dass sich bei der Deformation erzeugte Spannungen an der Kontur der dermo-epidermalen Papillen konzentrieren. In diesem Bereich befinden sich Meißner-Körperchen und Merkel-Zellen. Aus den Simulationsbildern ist auch deutlich zu sehen, dass bei der Tangentialbelastung die in der Epidermis verteilten

Spannungen nach dem Papillenprofil in den senkrechten Spannungsverlauf umgelenkt werden. Damit bestätigt sich die in dieser Arbeit gestellte erste Hypothese, dass die Papillen zur Übertragung und Verstärkung mechanischer Stimuli dienen. Laut den Ergebnissen kann durch die räumliche Geometrie der Grenzschicht nicht nur die normale Kraft und Verformung ermittelt werden, sondern auch der Ort der Belastung und die Richtung der Scherkraft erkannt werden. Die Meißner-Körperchen und Merkel-Zellen sind im Bereich der Spannungsspitzen lokalisiert, wo sie am effektivsten auf die äußeren Reize auf der Hautoberfläche reagieren können.

In der zweiten Serie der Berechnungen wurden die subpapillaren und tiefen Plexus simuliert, indem zwei Schichten mit variablem E-Modul eingeführt wurden. Die Steifigkeit dieser Schichten wurde separat um 200 % erhöht und dabei der Verlauf der Spannungen und Dehnungen im Bereich der dermo-epidermalen Papillen beobachtet. Die deutlichen Änderungen von Spannung und Dehnung sind unter dem Einfluss des subpapillaren Plexus zu sehen. Bei Erhöhung des E-Moduls um 200 % steigt die Spannung um 46 % und die Dehnung sinkt um 100 % im Tal der Papillen. Da die Mechanorezeptoren die Verformung des sie umgebenden Gewebes wahrnehmen, werden sie laut den Ergebnissen bei Erhöhung der Steifigkeit in den Gefäßen der papillären Dermis weniger empfindlich.

Die Simulation hat zwar die gestellten Hypothesen bestätigt, hinterließ aber sehr viele Fragen, die in den zukünftigen Simulationen untersucht werden sollen. Die Ergebnisse dieser deuten darauf hin, dass die Form des Druckkörpers im Spannungsverlauf widergespiegelt wird. Um eine feste Aussage zum Thema zu treffen, sollten weitere Untersuchungen durchgeführt werden. Auch verschiedene Erweiterungen des Hautmodells verdeutlichen das Einflussbild des Aufbaus auf die Signalübertragung. Sowohl die Geometrie des Hautmodells als auch die mechanischen Eigenschaften sind im Simulationsmodell sehr stark vereinfacht. Das realitätsnahe Hautmodell, vor allem der Aufbau der epidermalen Leisten, kann weitere Einflussparameter auf die taktile Wahrnehmung deutlicher zeigen.

Es ist in der Arbeit zwar nachgewiesen, dass die fluidische Aktorik der Haut auch einen Einfluss auf die Rezeptorreaktion hat, jedoch ist geboten, bei der qualitativen Überprüfung der Steifigkeitsänderung durch die Hydraulik der Haut (Blutgefäße) und deren Einfluss auf die Spannungsverteilung in den Hautschichten genauer einzugehen.

Den größten Einfluss auf die Funktionsweise und Bedeutung der Grenzschicht zwischen Epidermis und papillärer Dermis hat die Kombination der unterschiedlichen mechanischen Eigenschaften, wie Festigkeit und Elastizität, der beiden Schichten. Hinzu kommt auch allgemein die Geometrie der Grenzschicht und die charakteristisch steile Form der Papillen. Nur durch diese beiden Faktoren werden die eingeleiteten Kräfte in der Grenzfläche so übertragen, dass die Mechanorezeptoren durch ihre definierte Anordnung den Betrag und die

Richtung der Kraft bestmöglich ermitteln können. Besonders die Meissner-Körperchen, die an der unteren Grenzfläche in der papillären Dermis liegen, können dadurch Druckunterschiede infolge einer Veränderung der Belastung sehr effektiv detektieren.

Mithilfe der Berechnungen mit unterschiedlichen Formen der simulierten Papillen-Struktur wurde festgestellt, dass das Halbkreis-Profil und das Trapez-Profil für das Detektieren der Normalkraft und der Richtung der Scherkraft am besten geeignet sind. Diese Profile kommen der Geometrie der Papillen am nächsten und gleichzeitig besteht die Möglichkeit, diese in einem technischen System aufzubauen.

Die Erkenntnisse aus der FEM-Simulation über die taktile Wahrnehmung und die Strukturmerkmale der Haut können für die Entwicklung einer technischen mehrschichtigen Sensoroberfläche für die Aufnahme äußerer Drucke genutzt werden. Im nächsten Schritt werden, aufbauend auf den Ergebnissen der FEM-Simulationen, verschiedene Lösungen für ein technisches Sensorsystem vorgeschlagen. Das System soll solche Besonderheiten der Haut beinhalten wie Mehrschichtigkeit, Einstellbarkeit der Steifigkeit einer der Schichten und eine ausgeprägte Geometrie der Grenzflächen, die eine getrennte Aufnahme von Normal- und Scherkraft ermöglichen.

4. Technische Realisierung

Ausgehend von den modellbasierten Voruntersuchungen wurden die Hautkomponenten identifiziert, die auf die Reizübertragung von der Hautoberfläche zu den Mechanorezeptoren verantwortlich sind, und die für den Aufbau einer technischen Sensorfläche relevant sind. Dies beinhaltet die Mehrschichtigkeit des Systems, unterschiedliche Steifigkeit der Schichten, das Grenzflächenprofil und die Position der Sensoren. Laut der Ergebnisse der FEM-Analyse eignet sich am besten die charakteristisch steile Form der Papillen für die Signalübertragung zwischen den Schichten. Auch die Halbkreis- und Trapezprofile, die technisch leichter realisierbar sind, eignen sich für Aufbau des Sensorsystems.

4.1. Anforderungen an den Aufbau des Funktionsmodells

Ziel der Bionik ist es, biologische Strukturen, Prozesse und Funktionen zu verstehen, um neue innovative Entwicklungen in der Technik zu schaffen oder die bestehenden technischen Systeme und Prozesse zu optimieren.

Die zunehmend komplexeren mechatronischen Systeme stellen neben der Leistungssteigerung folgende Anforderungen:

- Miniaturisierung der Komponenten,
- Integration von Sensoren und Signalverarbeitung,
- Hohe Auflösung und
- Hohe Selektivität der zur Steuerung bzw. Regelung nötigen Signale,
- Quantitative und qualitative Multisensorik,
- Adaptivität durch Steifigkeitseinstellung des Systems.

Zur Realisierung dieser Anforderungen an ein technisches System wird die Inspiration in den biologischen Sensorsystemen gesucht. Dabei geht es hier nicht um einen technischen Nachbau des biologischen Vorbildes, sondern um eine theoretische Betrachtung mit analytischer Berechnung zum Nachweis der aufgestellten Hypothesen, um die funktionsrelevanten Prinzipien oder Komponenten-Verkopplung in ein technisches System umsetzen zu können.

Das Ziel des hier zu entwickelnden Systems ist die selektive Erfassung von mechanischen Parametern, wie einwirkende Normal- und Scherkräfte, und die Anpassung an die exogenen Einflüsse, die als mechanische Randbedingungen anwendungsbedingt variieren können. Anhand der FEM-Berechnungen spielt eine Kombination sowohl des nachgiebigen Verhaltens der Haut mit deren geometrischer Struktur an der Grenzfläche zwischen Epidermis und Dermis, als auch eine bestimmte Anordnung der Sensoren und das sensor-aktorische

Zusammenspiel eine Rolle. In der Entwicklung sollen passive und aktive Verformungseigenschaften steuerbar nachgiebiger Mechanismen mitberücksichtigt werden, um das Gesamtsystem an die externen Messbedingungen anzupassen.

Unter der Nachgiebigkeit wird die Fähigkeit eines Systems oder Körpers verstanden, sich unter äußerer Belastung zu deformieren. Der Begriff Nachgiebigkeit beinhalten die Eigenschaften sowohl der Elastizität als auch der Plastizität, somit die für biogene Materialien typische Viskoelastizität [ZENTNER, 2014]. Es sind mehrere Beispiele von vollständigen und hybriden nachgiebigen Strukturen sowohl in der Natur als auch in der Technik bekannt. Zu solchen Beispielen zählt auch die menschliche Haut.

Die vorhandenen Sensorsysteme können, auch wenn sie substanziell flexibel realisiert sind, nicht auf sich verändernde exogene Einflüsse wie Überlagerung wechselnder statischer Lasten reagieren. Deswegen ist das Ziel der hier vorgestellten Entwicklung, durch die Einbettung von Aktoren zusätzlich zur Nachgiebigkeit eine Adaptivität in einem Sensorsystem zu erreichen. Das bedeutet, dass mechanische Eigenschaften (und damit die Übertragungseigenschaften) des sensorischen Systems, abhängig von der veränderlichen Umgebung, gezielt an äußere Bedingungen regelungstechnisch angepasst werden.

Nach der Analogiemethode von Hill [HILL, 2013] wurde in der Arbeit an folgender Vorgehensweise orientiert:

- Identifizierung des Problems, das in einem technischen System gelöst werden soll (Kapitel 1)
- Bestimmung des Vorbildes in der Natur, das zur Problemlösung beiträgt (Kapitel 2)
- Festlegung des Prinzips durch vereinfachte Darstellung oder abstraktive Modellbildung der Funktion (Kapitel 3)
- Technische Realisierung der Lösung (Kapitel 4)

Dass sich durch den räumlichen Aufbau der Haut und die Topologie der Mechanorezeptoren nicht nur Normalkräfte, sondern auch die Scherkräfte und der Ort wirkender Kraft identifizieren lassen, wurde mithilfe von FEM-Simulation der menschlichen Haut (Kapitel 3) nachgewiesen. Basierend auf den Ergebnissen theoretischer Betrachtung des biologischen Sensorsystems (Kapitel 2) und analytischen Berechnungen (Kapitel 3) werden hier nur die Varianten der technischen Realisierung erarbeitet.

In der folgenden Tabelle ist eine Gegenüberstellung der relevanten Komponenten des Reizleitungsapparates der menschlichen Haut mit deren Funktionen und der für das entwickelnde Sensorsystem nötigen technischen Komponenten dargestellt.

Tab. 4.1: Gegenüberstellung biologischer und technischer Komponenten

Biologisches System – menschliche Haut		Technisches System - Sensorarray	
Komponenten	Funktion	Komponenten	Funktion
Schichtung der Haut	inhomogene Struktur mit diff. mechanischen Eigenschaften	Zwei oder mehr Schichten	Schaffung eines räumlichen Gradienten des relevanten mech. Parameters
Papilläre Grenzflächenstruktur zw. Epidermis und Dermis	Mechanische Haftung der Schichten, Übertragung der Scherkraft zu den Mechanorezeptoren an den Papillenflanken	Oberflächenprofil zwischen den Schichten	Haftung der Schichten und Aufnahme der Verschiebung oberer Schicht unter Scherbelastung
Oberflächenstruktur (Epidermis)	Aufnahme der Vibration	Oberflächenbeschaf-fenheit	Aufnahme von Scherkräften
Fasertypen und ihre Ausrichtung	richtungsabhängige Dehnung	Faser-Verbund-Materialien/Textilien: Ausrichtung der Faser	Orientierung des Kraftflusses
Schichtenbeschaffen heit (verschiedene Steifigkeit)	Hypothese: Leitung des Reizes zu den Mechanorezeptoren	Material, graduelle Materialsteifigkeit	Vektorielle Kräftezerlegung durch Anisotropie der Verformungsgröße
Mechanorezeptoren und ihre Anordnung	Getrennte Aufnahme exogener Reize als Verformungen	Sensoren und deren spezifische Anordnung	Ortsauflösende getrennte Aufnahme von Normal- und Scherkräften
Blutgefäß–Plexus – hydrostatisch variabel	Versorgung der Hautzellen, Wärmeregulation, Steifigkeitsänderung durch Unterfüllung	Aktorik in Form von Luftkammer oder Schläuche	Steifigkeitsänderung, Einstellung der Empfindlichkeit von Sensoren
Multifunktionalität	Rezeptor-Effektor-Regelstrecke	Multifunktionalität	Aktor-Sensor-Integration -

Die in der Tabelle aufgelisteten Hautkomponenten dienen auch als Anforderungen an das zu entwickelnde System. Weiterführend wird auf jede Komponente näher eingegangen.

Mehrschichtiges System

Eine mehrschichtige Bauweise eines Sensorarrays lässt die Möglichkeit zu, ein System mit abgestufter Steifigkeit zu realisieren. Mithilfe von integrierter Aktorik in eine der Schichten kann

deren Steifigkeit und damit auch die Empfindlichkeit der Sensoren während der Messung bei sich verändernden Messbedingungen und Lastfällen eingestellt werden. Die Schichten können nicht nur verschiedener Steifigkeit des gleichen Materials, sondern auch aus unterschiedlichen Stoffen sein. So kann im Falle der Anwendung als Mensch-Maschine-Schnittstelle ein System aus Silikon-Elastomeren eine obere textile Beschichtung für einen haptisch angenehmeren Kontakt mit der Haut beinhalten.

Ein weiterer Vorteil des mehrschichtigen Aufbaus ist die Möglichkeit, das besondere Grenzflächenprofil zwischen zwei Schichten zu realisieren.

Papilläres Grenzflächenprofil

Das Grenzflächenprofil spielt, wie schon in FEM-Berechnungen nachgewiesen wurde, eine große Rolle bei der Signalübertragung, insbesondere bei Scherkraftaufnahme, zu den Sensoren. Die Realisierung dieser Anforderung hängt aber auch von der Sensorauswahl ab. Im Falle der Integration von Sensorfäden in das System kann der Aufbau so gestaltet werden, dass die Scherkräfte auch ohne diese besondere Geometrie durch die Sensoren aufgenommen werden. Die Gestaltung des Systems für die Aufnahme der Scherbelastung neben der Normalkraft mit auf Druck reagierenden Sensoren erfordert eine besondere Grenzflächengestaltung. Die FEM-Berechnungen haben ergeben, dass die Sinus-, Halbkreis- und Trapezprofile am besten für eine Normal- und Scherkraftaufnahme geeignet sind.

Oberflächenbeschaffenheit (Leistenhaut)

Diese an den Fingerbeeren ausgeprägte Besonderheit der Haut wurde in den FEM-Berechnungen nicht mitberücksichtigt und von daher ihre Rolle in der Signalaufnahme und -weiterleitung nicht untersucht. Vermutet wird aber, dass die äußeren Leisten der Haut bei der Berührung, d. h. bei der Aufnahme dynamischer Reize, z.B. zur Wahrnehmung von Rauigkeiten, eine große Rolle spielen. Da diese Arbeit sich nur auf die Abläufe in der Haut in Bezug auf die statischen Reize konzentriert, wird dieser Aspekt auch in der Modellbildung nicht als Muss-Anforderung betrachtet.

Material, Materialhärte, Nachgiebigkeit

Auch dieser Aspekt wurde in der FEM-Analyse im Rahmen dieser Arbeit mitberücksichtigt. Wie aus den Berechnungen hervorging, spielt auch die Schichtstruktur der Haut mit deren unterschiedlichen E-Modulen eine große Rolle für die Spannungsverteilung im Bereich der Rezeptorlokalisation. Bei der Gleichsetzung der E-Module aller Schichten verhielt sich der Aufbau als ein homogenes System. Dabei spielt auch das Grenzflächenprofil keine Rolle mehr.

Sensorik, Anordnung der Sensoren

Die Dimensionierungsangaben für die Anordnung der Sensoren lassen sich aus einfachen physikalischen Überlegungen ableiten, die von der Art der Sensoren, Geometrie der

Trägerstruktur, Material und Anwendungsfall abhängig sind. Die Auswahl und Anordnung der technischen Sensoren werden sich an der Beschaffenheit und Geometrie der Trägerstruktur und dem gewünschten Auflösungsvermögen des Arrays ausrichten.

Aktorik, Anordnung der Aktorik

Als Aktorik kommt als einfachste und der Hydraulik (Blutgefäße) am nächsten stehende Variante die Pneumatik in Frage. Die druckbeaufschlagte pneumatische Aktorkomponente kann in Form von Schläuchen mit elastischen Wandungen oder Hohlräumen in der basalen Schicht der Trägerstruktur implementiert werden.

Multifunktionalität

Ein multifunktionales System integriert möglichst wenige diskrete Bauteile mit möglichst vielen technischen Funktionen. In einem nachgiebigen System besteht die Möglichkeit, inhärente Sensorik und Aktorik zu verwenden, indem die Eigenschaften nachgiebiger Materialien zur Funktionserfüllung genutzt werden. Zum Aufbau einer inhärenten Komponente des Systems sind systemeigene Eigenschaften zu nutzen, die anhand der Mechanik erzielt werden [ZENTNER, 2014].

In dem hier zu entwickelnden Sensorsystem wird die Eigenschaft der Nachgiebigkeit des Materials genutzt, um so wenig wie möglich Bauteile mit möglichst viel Funktionalität einzusetzen.

4.2. Materialauswahl und Gestaltungsvorschlag für die Trägerstruktur des Sensorsystems

Unterschiedliche Steifigkeit der Schichten, Grenzflächenstruktur und Nachgiebigkeit der Schichten dienen zur Aufnahme, Differenzierung und Weiterleitung des Reizes an die Mechanorezeptoren. Durch die Besonderheiten des Aufbaus der reizaufnehmenden Struktur wird die Gesamtleistung des Sensorsystems erheblich beeinflusst. Anhand der Erkenntnisse aus theoretischer Betrachtung und analytischen Berechnungen werden die Gestaltungsvarianten vorgeschlagen.

Die Funktionsmuster, die in dieser Arbeit entwickelt werden, stellen die Möglichkeiten einer Umsetzung der funktionsrelevanten Lösungen aus der Natur, in diesem Fall der menschlichen Haut, in ein technisches System dar. Die technologische Umsetzung und das Kosten-Nutzen-Verhältnis dieses Systems werden in dieser Arbeit nicht betrachtet. Die Entwicklung eines produktionsfertigen Prototyps würde den Rahmen dieser Arbeit sprengen.

Die Entwicklung eines neuartigen Sensorsystems kann in der folgenden Reihenfolge durchgeführt werden:

- Auswahl und Gestaltung der Trägerstruktur

- Auswahl und Gestaltung von Sensoren
- Auswahl und Gestaltung der Aktoren
- Einbettung und Positionierung der Sensoren und Aktoren in die Modellaufbauten

Darüber hinaus gibt es ein „V-Modell“ des domänen-spezifischen Entwurfs in der Mechatronik, bei der die schrittweise Synthese schon ausgewählter Einzelkomponenten zu einem die Gesamtfunktion erfüllenden System führt und die systematische Vorgehensweise beim Entwurf unterstützt [RICHTLINIE VDI 2206, 2017].

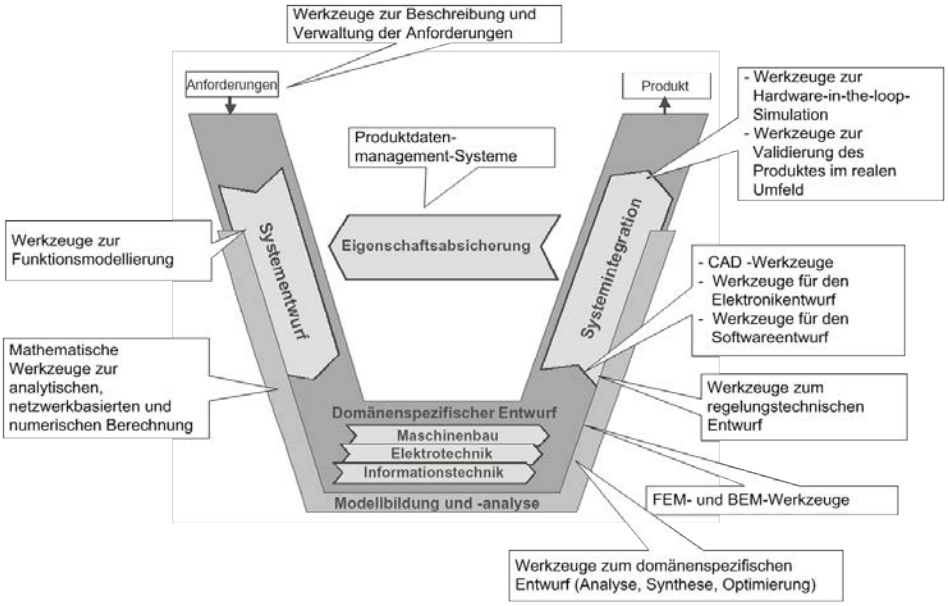


Abb. 4.1: V-Modell zur Vorgehensweise des systematischen Entwurfs in der Mechatronik [Richtlinie VDI 2206, 2017]

Domänen-spezifischer Entwurf und Systemsynthese (Komponentenintegration):

- Werkzeuge zur Funktionsmodellierung: Identifikation der relevanten Komponenten des biologischen Vorbildes (siehe Tab. 1.1 Konzept des komplexen biomechatronischen Systems)
- Methodische Modellbildung und -analyse: FEM als Erklärungsmodell und Nachweis der Funktionalität entsprechend der Hypothesen
- Maschinenbau: Mechanische Grundkomponente (Trägerstruktur) mit Materialeigenschaften und Geometrie, Aktorprinzipien
- Elektrotechnik: Sensorisches Prinzip mit Anordnung und Beschaltung
- Informationstechnik: Sensorperipherie mit Signalnachverarbeitung und Regelstruktur (im Rahmen dieser Arbeit nicht ausgeführt)
- Systemintegration: Auswahl und Zusammenführung der kompatiblen Komponenten
- Entwicklung des Funktionsmodells: Identifikation der relevanten Komponenten des biologischen Systems „Haut“

- Konstruktionsseitige Optimierungsschritte: Variation unabhängiger Parameter des Materials, der Sensorik und Aktorik
- Funktionsmodellvalidierung: empirische Ermittlung der Funktionsdaten iterativ vervollständigter körperlicher Modelle

4.2.1. Material

Die Integration von (evtl. mikrostrukturierten) Sensoren in Form diskreter Bauteile oder sensorischer Fasern erfordert eine entsprechende Trägermatrix mit eingebauter Kontaktierung. Als Trägerstruktur wird ein nachgiebiges Material verwendet, das als mehrschichtiges System ausgeführt ist, und bei dem die einzelnen Schichten unterschiedliche Materialeigenschaften und zueinander komplementäre Oberflächenprofile aufweisen können. Das können beispielsweise Schaumstoffe, Textilien oder Silikon-Elastomere mit wellenförmiger Oberfläche, im Profil ähnlich den Leisten der menschlichen Finger, oder, nach dem Vorbild biologischer Papillen in der menschlichen Haut, von zapfenförmiger (genoppter) Oberfläche sein (siehe Übersicht der Materialvarianten im Anhang).

Aus drei Materialen, die für die Realisierung des intendierten Sensorarrays in Betracht gezogen wurden, konnte ein erstes mehrlagiges Modell mit Schichten unterschiedlicher Zahl und Konsistenz aus textilen Materialien erstellt werden.

Textile Strukturen sind prinzipiell durch eine gut einstellbare richtungsabhängige Nachgiebigkeit und Biokompatibilität gekennzeichnet und können damit ihre Anwendung sowohl in der biomedizinischen Technik als auch in der Robotik finden. Durch moderne Textiltechnologien lassen sich Gewebe mit unterschiedlicher Steifigkeit, Oberflächen-struktur und Faserverlauf realisieren. Diese textilen Flächengebilde können auch leicht als Mehrschichtsystem mit eingeflochtenen oder eingewobenen Sensoren in den verschiedenen Schichten oder an ihrer Grenzfläche als Multisensorarray aufgebaut werden.

Räumliche Textilwaren, fachsprachlich *Abstandsgewirke*, bieten mit entsprechender Anordnung der Sensoren oder Sensorfasern die Möglichkeit, Kraftgrößen, die unter beliebigem Winkel einwirken, in die Vektoren zerlegt von den Sensorelementen aufzunehmen.

Auch die Struktur der Oberfläche an der Schichtgrenze kann entsprechend der papillären Dermis in Form von Noppen oder aufgenähten Soutachen textiltechnologisch realisiert werden. Das bewirkt jedoch eine schwierige Realisierung der Funktion der Grenzstruktur zur Kräfteübertragung oder Kräftezerlegung. Die Funktion der papillären Verzapfung der Schichten mit unterschiedlicher Verformbarkeit besteht in einem messbaren Versatz der Flankenflächen der in erster Näherung keilförmigen Strukturen, an denen der Stimulus einer auf die Oberfläche einwirkenden Druckkraft, unabhängig von dessen Einwirkungswinkel, verstärkt wird. Diese Noppen- oder Soutachenstruktur wird aber im Falle textiler

Flächengebilde nicht so ausgeprägt sein wie beim biologischen Vorbild. Scherkraftmessung kann in einem Abstandsgewirke jedoch anders realisiert werden, was in dieser Arbeit später anhand eines Beispiels dargestellt wird.

Die Nachgiebigkeit des Gesamtsystems kann auch durch die Anwendung des Silikon-Elastomers als Trägermatrix erreicht werden. Silikone oder Poly(organo)siloxane sind eine Gruppe synthetischer Polymere, die aus einer Silizium-Sauerstoff-Hauptkette und organischen Seitenketten-Gruppen („Resten") bestehen. Abhängig vom organischen Rest und vom Vernetzungsgrad verfügt Silikon über unterschiedliche, bei der Synthese graduell einstellbare mechanische Eigenschaften. Silikone können in drei Gruppen verteilt werden: Silikon-Flüssigkeiten (Öle, Gele), Silikongummi (Elastomere) und Silikonharze und Lacke [WACKER, 2017]. Dank dieser breiten Gestaltungsmöglichkeiten finden Silikone ihre Anwendung in verschiedenen Bereichen, wie Automobil-, Luft- und Raumfahrttechnik, Kosmetik oder Medizin. Obwohl Silikone wasserabweisend sind, lassen sie die Dämpfe und Gase diffundieren. Diese Stofftransparenz für die Gas- und Flüssigkeitsmoleküle, die kleiner als die eigenen Moleküle sind, und seine außergewöhnliche Reinheit lassen eine breite Anwendung in der Medizin zu. Die Silikone weisen auch keine Reaktionen mit menschlichen und tierischen Geweben auf und lösen sich unter physiologischen Bedingungen nicht auf (Bioinertheit).

Für die Gestaltung des hier vorgestellten Systems sind die Silikonelastomere („-gummi") oder anders genannt die Siliconkautschuk-Arten interessant. Silikonkautschuk als weichelastisches Elastomer wird durch die Shore-A-Härte nach Shore-Scala von 00-100 definiert. Sie sind in einem begrenzten Bereich elastisch und beständig gegen Umwelteinflüsse und gegen dynamischen Stress unter Dauerbelastung. In [KUNZ & STUDER, 2006] wird ein Zusammenhang für die Berechnung des Elastizitätsmoduls (E) aus dem Shore-A-Härtewert vorgeschlagen:

$$E = \frac{1-\mu^2}{2 \cdot R \cdot C_3} \cdot \frac{C_1 + C_2 \cdot Sh_A}{100 - Sh_A} \cdot (2{,}6 - 0{,}02 \cdot Sh_A) \tag{11}$$

R – Radius des Stempels, mit dem Silikon belastet wird,
μ - Poissonzahl,
C – Konstanten: C_1=0,549 N, C_2=0,07516 N, C_3=0,025 mm.

Der Klammerausdruck präsentiert eine Anpassungsfunktion an allfällige Abweichungen vom linearen Verformungsverhalten. Diese Formel gilt für den Shore-Härte-Bereich 30 bis 95 und bei Probendicken von 6 mm. Der Zusammenhang zwischen Druck-Elastizitätsmodul und Shore-A-Härte ist unten auch als Grafik dargestellt.

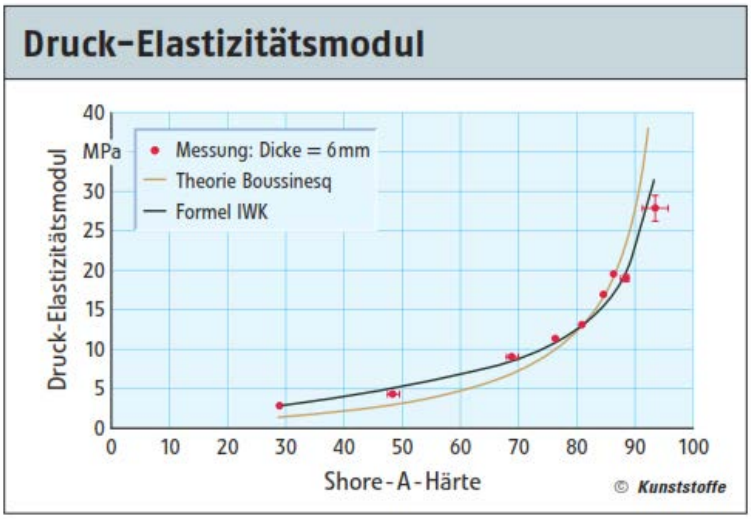


Abb. 4.2: Zusammenhang zwischen Druck-Elastizitätsmodul (Kegelstumpf als Eindringkörper) und Shore-A-Härte [KUNZ & STUDER, 2006]

Aus den Eigenschaften des Silikons ergibt sich, dass es in verschiedenen Formen und mit unterschiedlicher Elastizität gefertigt werden kann. Dies ermöglicht einen Aufbau des Mehrschichtsystems aus dem Silikon als Grundmaterial mit unterschiedlicher Steifigkeit und Formgebung der einzelnen Schichten.

Ein anderes Substrat, das als Grundmaterial für die Trägermatrix in Frage kommt, ist Schaumstoff. Schaumstoffe sind künstlich hergestellte Stoffe mit zelliger Struktur und niedriger Dichte, wobei grundsätzlich zwischen geschlossen-porigen und offen-porigen Verarbeitungsformen unterschieden werden muss. Miteinander in Verbindung stehende Gasblasen verändern neben der Fähigkeit zur Aufnahme einer weiteren Fluid-Phase das Verformungsverhalten (siehe Schwämme). Die Anwendung von Schaumstoffen ist wie bei Silikon sehr breit, vor allem als Polsterung, Filter, Dichtung, Verpackungs- oder Dämmungsmaterial im Haushalt und in der Industrie. Die druckentlastenden Schaumstoffe werden in den Matratzen, Matratzenauflagen oder Sitzpolsterung verwendet. Schaumstoffe passen sich unter Gewicht und Körperwärme an die Körperkontur an. Bei einer offen-porigen Beschaffenheit wird Feuchtigkeit leichter nach außen abtransportiert. Dank dieser Eigenschaften und geringerer Fertigungskosten sind die Schaumstoffe auch bei der Dekubitusprophylaxe weit verbreitet. Weitere medizinische Anwendungen der Schaumstoffe finden im hygienischen- oder Pflege-Bereich statt.

Schaumstoffe verfügen über sehr niedrige Dichte und Wärmeleitfähigkeit, sie sind flexibel und hochgradig reversibel verformbar. Die Schaumstoffe werden mit Hilfe der Stauchhärte (SH) und des Raumgewichts (RG) beschrieben.

Polyurethan-Schaumstoffe werden aus zwei Hauptkomponenten – Isocyanate und Polyole – produziert. Je nach Bedarf und gewünschten Eigenschaften der Schaumstoffe werden über 20 weitere Zusatzstoffe verwendet. Damit können Schaumstoffe mit unterschiedlicher

Steifigkeit und Konsistenz gefertigt werden. Die Bearbeitung der Schaumstoffe zu beliebigen Formen ist sehr einfach und mit geringen Kosten verbunden. Aufgrund all dieser Eigenschaften eignen sich die Schaumstoffe sehr gut zur Anwendung beim Aufbau des in dieser Arbeit zu entwickelnden mehrlagigen Sensorsystems mit einer komplexen Grenzflächenkontur [www.wikipedia.de; www.schaumstoff-zuschnitte.de].

4.2.2. Grenzflächenkontur

Für die Auswahl optimaler Grenzflächenprofile, die eine optimale Übertragung der Kraft oder des Druckes von der Oberfläche zu den Sensoren und ihre Zerlegung in die Normal- und Tangentialkomponenten gewährleistet, wurden im Kapitel 4.2 analytische Berechnungen durchgeführt. Durch Anlegen unterschiedlicher Belastung und Variation mechanischer Zustände wurde festgestellt, dass die Geometrie der papillären Kontur zusammen mit der unterschiedlichen Steifigkeit der Schichten der Haupteinflussfaktor auf die Spannungsverteilung im Bereich der Mechanorezeptoren ist. Die Modelle mit verschiedenen Varianten des Grenzflächenprofils zeigten, dass das sinusoidale Profil sowie die Halbkreis- und Trapezprofile am besten für die Messung der Normal- und Scherkraft und auch für das Detektieren der Kraftrichtung geeignet sind.

Aufgrund der Ergebnisse aus den FEM-Berechnungen werden die dem Sinus in der Kontur der Papillen ähnlichen Profile und das Halbkreis- bzw. Trapezprofil für den technischen Aufbau des Sensorsystems in Betracht gezogen.

4.3. Sensorauswahl

Die Anforderungen an die Sensoren sollen je nach Anwendung des Sensorsystems genauer präzisiert werden. Die Sensoren müssen sich in die nachgiebige Struktur integrieren lassen, ohne die Flexibilität des Gesamtsystems zu beeinträchtigen. Die Aufgabe der Sensoren ist die Detektion der auf der Oberfläche des Systems wirkenden Normal- und Scherkräfte über die richtungsabhängige Verformung des Grundsubstrats. Die aufzunehmenden Kräfte und die sich daraus ergebenden Stellwege hängen von der Anwendungsbestimmung des Sensorsystems ab und können pauschal nicht festgelegt werden. Im Falle einer Entwicklung für eine konkrete Anwendung sollen auftretende Kräfte anhand von Vorversuchen analysiert werden. Abhängig von der ausgewählten Geometrie, dem Material der Trägerstruktur und dem Integrationsort innerhalb des Sensorsystems ergeben sich die erforderliche Art, Form und Größe der Sensoren. Es können sowohl dehnungs-resistive Fasern als auch flächige Sensoren sein, deren Größe und Anordnung auf der Oberfläche oder in der Gewebe-Matrix auf die Nachgiebigkeit des Gesamtsystems keinen wesentlichen Einfluss haben sollen. Aus dem gleichen Grund sollen die Sensorelemente nach Möglichkeit ohne starre Fixierung auf einem Träger auskommen.

Bevor die Art und Position der Sensoren diskutiert wird, soll hier ein kurzer Überblick über vorhandene Sensorprinzipen und die von ihnen zu detektierenden Größen der Kraft gegeben werden. Die meisten Sensorsysteme nutzen zur Kraftmessung eine elastomechanische Größe wie die Dehnung oder Spannung, die mithilfe von Sensorelementen erfasst wird und in die wirkende Kraft umgerechnet werden kann.

Die folgende Grafik stellt einen Zusammenhang zwischen den möglichen Abmaßen des Sensors und der Kraftgröße, die den Sensor aufnehmen kann.

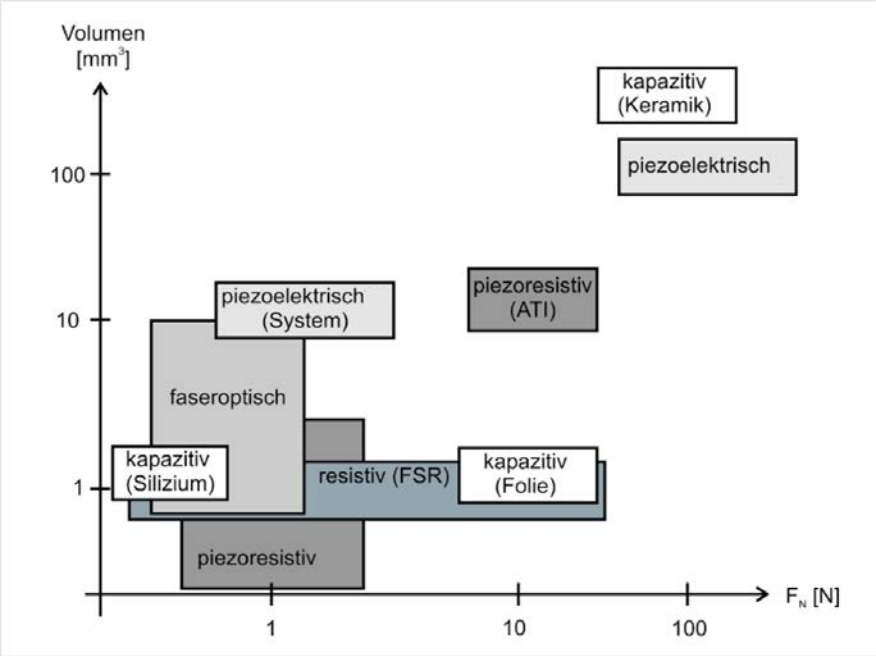


Abb. 4.3: Vergleich verschiedener Sensorprinzipien hinsichtlich detektierter Nennkraft und Abmessung [KERN, 2009]

Da die Sensoren über 10 mm³ als eingebundene Starrkörper das Verformungsverhalten des Gesamtsystems beeinträchtigen würden, werden in der vorliegenden Arbeit nur folgende Messprinzipien betrachtet. Eine Übersicht über die Sensorprinzipien ist auch in einer Tabelle im Anhang zu finden.

Piezoelektrisch

Der piezoelektrische Effekt entsteht durch die Polarisierbarkeit von Kristallen, Keramiken oder Polymeren durch mechanische Verformung aufgrund von Zug-, Druck- oder Schubspannung ohne Anlegen eines äußeren elektrischen Feldes.

Die Quarze und Keramiken finden ihre Anwendung als klassische Kraftsensoren. Die kleinste Variante von Quarz-Sensoren ist mit 10 mm Durchmesser und 6,5 mm Höhe verfügbar, dabei sind die Kräfte bis zu 7,5 kN messbar. Die keramischen Sensorelemente sind in der Durchmessergröße von 2 bis 8 mm und Dicke von 0,15 bis 30 mm zu finden. Die PVDF-Folien (Polyvinylidendifluorid), die einen piezoelektrischen Effekt aufweisen, haben den Vorteil, dass sie nachgiebig sind und in beliebiger Form mit Foliendicken unter 1 mm geschnitten werden

können. Alle piezoelektrischen Sensoren sind gut für die Messung dynamischer Vorgänge geeignet. In haptischen Systemen finden diese Sensoren keine Anwendung, da prinzipbedingt keine statischen Kräfte erfasst werden können [KISTLER, 2017; PIEZO TECHNOLOGY, 2017; KERN, 2009].

Resistiv und piezoresistiv

Das resistive Messprinzip ist einer der etabliertesten Verfahren, das auf der Änderung des elektrischen Widerstands durch Dehnung des Messobjektes (Sensorsubstrats) basiert.

Die bekanntesten resistiven Sensoren sind Dehnungsmessstreifen (DMS). Die am weitesten verbreiteten Varianten sind Folien-DMS, die aus metallischem Messgitter (3 - 8 µm dick) hergestellt und zur Erhöhung des Widerstandes mäanderförmig auf dem Kunststoffträger angebracht wird. Werden mehrere Messgitter, galvanisch entkoppelt, auf einem Träger kombiniert, so ist es möglich zweiachsige Spannungszustände zu erfassen. Die minimalen Abmessungen eines Folien-DMS liegen bei 3 x 6 mm. Das organische Substrat kann gekürzt werden, von daher können die Abmessungen 1,5 x 5 mm erreichen.

Halbleiter-DMS werden ebenfalls in verschiedenen Anordnungen gefertigt und nutzen den bei Halbleitern ausgeprägten piezoresistiven Effekt. Piezoresistive Sensoren auf Siliziumbasis sind oft als piezoresistive Gebiete in den Silizium-Verformungskörper integriert, und die Abmessungen der einzelnen Sensorelemente können von 300 µm bis 2 mm groß sein. Es existieren auch resistive Sensorfolien, die Kräfte oder Drucke aufnehmen. So produziert zum Beispiel die Firma TekScan resistive Sensorfolien mit 0,1 mm Dicke, mit denen Nennkräfte von 4,4 N bis 440 N aufgenommen werden können. Der kleinste Sensor, den die Firma zur Verfügung stellt, hat die Abmessung von 7 x 15 mm, und die zu detektierende Kraft beträgt ca. 17 N [KERN, 2009; TEKSCAN, 2017].

Abb. 4.4: FlexiForce A101 Sensor [TEKSCAN, 2017]

Der Nachteil der Dehnmessstreifen liegt darin, dass sie nur kleine Verformungen und Kräfte messen können und dazu in eine starre und fixierte Messumgebung eingebunden sein müssen, die während der gesamten Messung unverändert bleibt.

Kapazitiv

Kapazitive Sensoren werden aus Silizium, Keramik oder Polymerfolien hergestellt. Aufgrund der geringen Abmessung von wenigen Millimetern liegen die Kapazitätsänderungen der

Elektroden in der Größenordnung der parasitären Kapazitäten von Zuleitungen. Das Substrat für keramische Sensoren wird in der Regel auf AL_2O_3-Keramik gefertigt, und im Gegensatz zu Siliziumsensoren erreichen die Abmessungen mehrere Zentimeter. In [KERN, 2009] ist ein Beispiel für einen kapazitiven Scherkraftsensor dargestellt (Abb. 4.5).

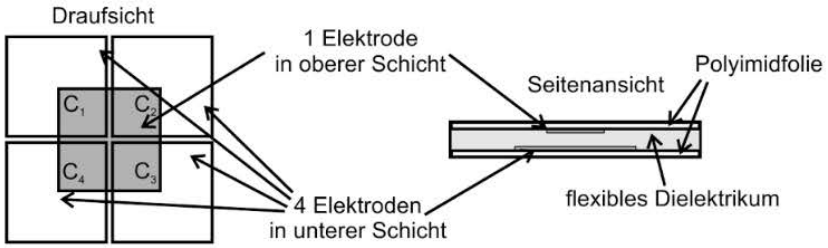


Abb. 4.5: Schematische Darstellung eines kapazitiven Scherkraftsensors (in KERN, 2009)

Die Normalkräfte werden durch Änderung des Abstandes zwischen den Elektroden gemessen und aus der Änderung der wirksamen Elektrodenfläche durch Versatz werden die Scherkräfte detektiert. Auch beim kapazitiven Verfahren ersetzen die Polymerfolien die klassischen Werkstoffe wie Metall und Keramik, die über eine mechanische Nachgiebigkeit und geringen Verschleiß verfügen.

Der Nachteil der kapazitiven Sensoren besteht darin, dass sie über die parasitären Kapazitäten verfügen, die mithilfe einer speziellen Auswerte- und Korrekturelektronik reduziert werden müssen.

4.3.1. Spezifische Sensoren

Graphit-dotiertes Silikon

Ein weiteres Beispiel der Dehnungs- und Druckmesssensoren stellen auf dem resistiven Verfahren basierte graphit-dotierte Elastomere dar. Diese Elastomere ändern bei einer Dehnung ihren elektrischeren Widerstand. Die Ruß-Partikel wirken als elektrischer Leiter, wenn sie sich entweder berühren oder wenn der Abstand zwischen den Partikeln weniger als 10 nm ist. Bei einer Dehnung vergrößert sich dieser Abstand, was zu einer Erhöhung des elektrischen Widerstandes führt. Dieser Vorgang ist abzüglich der plastischen Verformung des Trägers reversibel.

In Fachgebiet Biomechatronik wurden im Rahmen einer Diplomarbeit [ROTHSTOCK, 2008] eigene Ruß-dotierte Silikonstreifen hergestellt und diese auf dehnungsresistive Eigenschaften untersucht. So wurden Silikonstreifen mit leitenden Rußpartikeln und Abmaßen von 0,2 mm Dicke, 1 mm Breite und 70 mm Länge hergestellt und mithilfe einer Einspannvorrichtung gedehnt. Als Antrieb für den beweglichen Teil der Einspannvorrichtung diente die X-Achse einer Positioniermaschine, die über ein LabView™-Programm angesteuert wurde. In der

folgenden Abbildung ist eine Widerstands-/Dehnungskurve dargestellt, die in einem quasi-statischen Zugversuch mit einer Dehnung 20 % und einem Vorschub 16.5 µm/s ermittelt wurde.

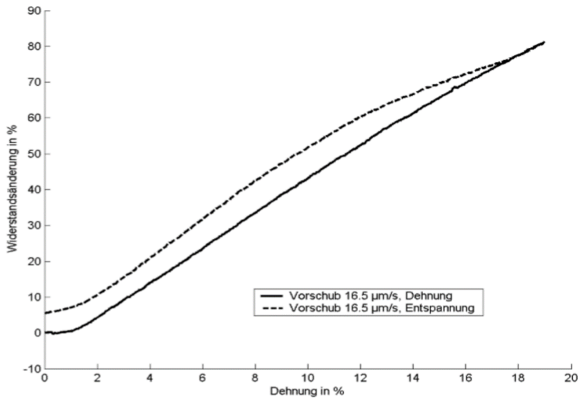


Abb. 4.6: Quasi-statische Belastungskurve mit einer Dehnung von 20 % [GAVRILOVA et al., 2008a]

Aus der ermittelten Belastungskurve ist zu entnehmen, dass eine Dehnung von 1 % die Widerstandsänderung von 3 % verursacht, wobei bei Relaxation ein Restwiderstand von ca. 5 % zu beobachten ist.

Bei steigender Temperatur vergrößert sich der elektrische Widerstand der Ruß-dotierten Elastomere. Bei einer Erhöhung der Luftfeuchtigkeit wird im Gegenteil eine Senkung des Widerstands beobachtet. Dieser Vorgang ist zwar reversibel, soll aber bei Auswertung der Messsignale mitberücksichtigt werden. Aufgrund seiner elastischen Eigenschaften ist es ideal als Dehnungs- und Kraftsensor in bewegten und flexiblen Systemen einsetzbar. Die Ausformung als Fäden oder Plättchen lässt seine Einbindung in textile Gewebeformen oder andere nachgiebige Produkte wie Silikone oder Schäume zu, ohne deren funktional wichtige Flexibilität zu ändern. In Abb. 4.7 und Abb. 4.8 sind Beispiele der Integration von Sensorplättchen und Sensorfäden in einen Träger aus nachgiebigem Material für die Messung von Normal- und Scherkräften dargestellt.

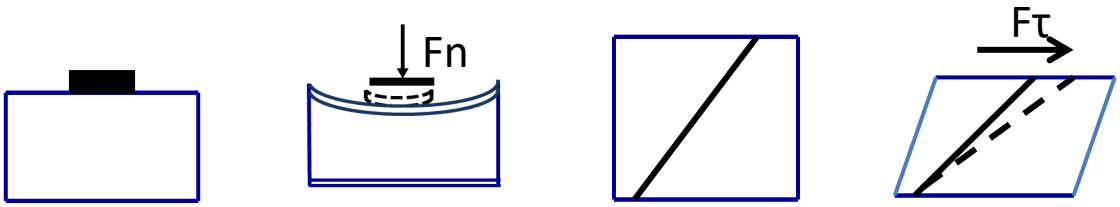


Abb. 4.7: Schematische Darstellung der Integration von Graphit-dotierten Silikonplättchen und Silikonfäden in 3D-Material

Die räumliche Anordnung der Sensoren in einer 3D-Matrix (aus 3D-Textilien, Silikon oder Schaumstoff) kann so gestaltet werden, dass neben einem Auflagedruck als Normalkraft auch mitgeführte Kräfte (Scherkräfte, Torsions- und Biegemomente) aufgenommen und getrennt

detektiert werden können. Zum Aufbau eines Musters wurde 3-dimensionales Textil (Abstandgewirke) und graphitdotierter Silikonfaden ausgewählt. Das Abstandgewirke kann bis zu 5 cm dick hergestellt werden. Die 1 mm dicken Sensorfäden werden in Reihen im Abstand von 10 mm in x- und y-Richtung orientiert auf der Textiloberfläche angebracht. Unter einem mechanischen Druck werden die Graphit-dotierten Fäden gedehnt, die Änderung des elektrischen Widerstands gemessen und dann in die wirkende Kraft umgerechnet (Abb. 4.8). Die Kreuzpunkte der Silikonfäden detektieren den Einwirkungsort des Druckes.

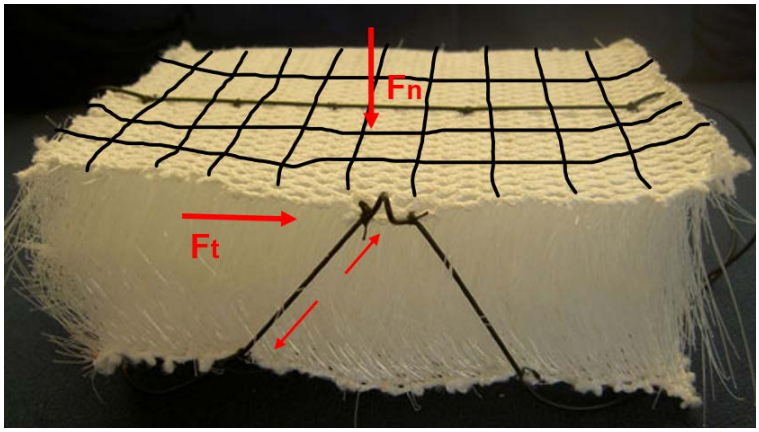


Abb. 4.8: Mögliche räumliche Anordnung der graphit-dotierten Faser im Abstandsgewirke (am Umkehrpunkt noch nicht getrennt) für die Messung von Normal- und Tangentialkräften [GAVRILOVA, 2009]

Das auf der Oberfläche des Textils angebrachte Netz von Sensorfäden lässt nicht nur eine Messung der Normalkräfte zu, sondern ergibt aus der Kombination von gleichzeitiger Dehnung der rechtwinklig gekreuzten Fäden auch den Ort der Belastung.

Um die Messung der auf das System wirkenden Scherkräfte zu realisieren, wird der Sensorfaden an der seitlichen Fläche der Abstandgewirke in Zickzack-Form integriert, so dass die Spitzen an den Kanten der oberen und unteren Deckfläche des Textils fixiert sind. Die diagonalen Fäden sollen galvanisch voneinander getrennt sein, damit eine richtungsabhängige Detektion der Verformung möglich ist. Die Scherkräfte erzeugen eine Verschiebung zwischen beiden Oberflächen des 3-dimensionalen Textils und verursachen infolgedessen die Dehnung einer der beiden Sensorfaden-Schenkel und die Entlastung des anderen. Wenn die oberen Enden des einzelnen Fadens elektrisch voneinander isoliert sind, je nachdem welcher von den gegenüberstehenden Fäden in dem Moment gedehnt wird, kann die Richtung der wirkenden Kraft aus der Differenz der Widerstandswerte bestimmt werden. Das Abstandsgewirke soll eine ausreichende Dicke haben, damit die Verschiebung der Oberflächen gegeneinander eine messbare Dehnung der Fäden erzeugt, wobei die untere Auflösungsgrenze des Sensorfadens bei ca. 2 % liegt (Abb. 4.6). Abhängig von der Belastungsintensität einer der Fäden wird eine Differenz der seitenabhängigen Dehnung als Widerstandsänderung gemessen.

Im Fachgebiet Biomechatronik wurde in einem weiteren Versuch mit graphitdotierten Silikonfäden eine Sensor-Matrix aufgebaut. Zwei planare Reihen der 0,3 mm dicken Sensorstreifen, die rechtwinklig zueinander angeordnet und elektrisch voneinander isoliert sind, wurden in eine Silikonfolie integriert. Diese 1,3 mm dicke sensorisierte Silikonfolie wurde auf die Abstandsgewirke fixiert. Die Nachgiebigkeit aller Komponenten des Musterbaus ermöglicht eine Dehnung der Streifen unter einer Belastung und damit eine Bestimmung der normalen Kraftgrößen und den Ort der Druckstelle [GAVRILOVA, 2008b].

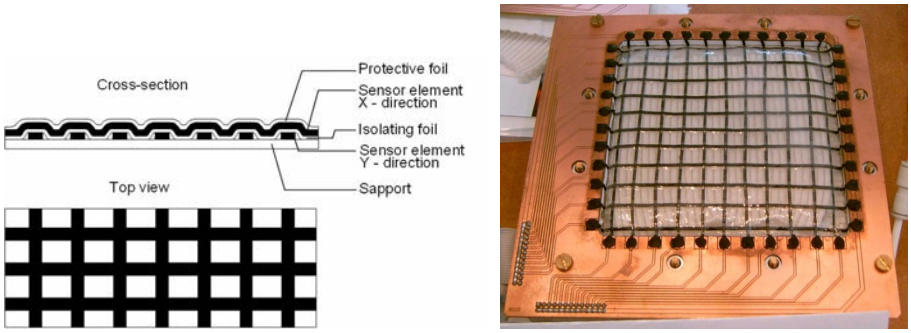


Abb. 4.9: Sensormatrix mit Graphit-dotierten Sensorstreifen in einer allseitig eingespannten Membran

Die oben dargestellte experimentelle Integration der graphit-dotierten Elastomere in verschiedenen Ausformungen zeigte, dass sie sowohl angesichts der Sensoreigenschaften als auch hinsichtlich der Gestaltung in verschiedenen Formen und ihrer Integrationsfähigkeit in nachgiebige Trägerstrukturen Anwendung in Sensorstrukturen finden können.

Graphit-dotierter Schaumstoff

Über ein ähnliches Wirkprinzip verfügen auch die graphit-dotierten Schaumstoffe. Diese Schaumstoffe gleich wie graphit-dotierte Silikone beinhalten Ruß-Partikel und ändern durch eine Verformung ihren Widerstand. Um diesen Widerstand ablesen zu können, werden Elektroden, z. B. als selbstklebende Kupferfolie, auf den gegenüberliegenden Seiten des Schaumstoffs angebracht.

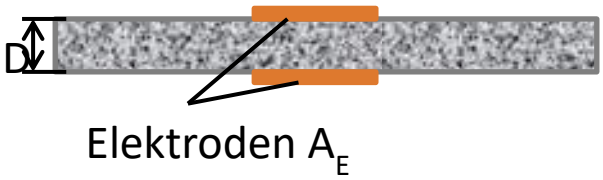


Abb. 4.10: Darstellung eines Sensors aus graphit-dotiertem Schaumstoff

Standartformel für Widerstand lautet wie folgt:

$$R = \rho \cdot \frac{l}{A} \tag{12}$$

Angepasst an das oben dargestellte Modell des Schaumstoffs mit den angebrachten Elektroden wird die Formel folgendermaßen geändert:

$$R_D = \rho \cdot \frac{D}{A_E} \tag{13}$$

A_E – die Fläche der Elektroden,
ρ – der spezifische Widerstand,
D – Dicke des Schaumstoffs.

Die Fläche der Elektroden A_E bleibt konstant, und der Widerstand R_D wird in diesem Fall nur durch Veränderung der Dicke des Schaumstoffs D beeinflusst. Die Wirkweise des Sensors aus graphit-dotiertem Schaumstoff hängt nur von seiner Volumenänderung ab. Bei einer Komprimierung des porigen und nachgiebigen elastischen Schaumstoffs sinkt sein Widerstand, da die eingearbeiteten Ruß-Partikel sich annähern und sich somit die Leitfähigkeit des Materials erhöht. Bei der Entlastung breitet sich die Luft wieder im Schaumstoff aus, die Ruß-Partikel entfernen sich voneinander, womit die Leitfähigkeit sinkt und der Widerstand steigt.

Der Kraftbereich ist durch die Komprimierungsmöglichkeiten des Schaumstoffs begrenzt. Nach einer maximalen Komprimierung wird steigende Kraft keine Widerstandsänderung mehr verursachen.

Der Vorteil des graphit-dotierten Schaumstoffs als Sensor besteht darin, diesen Stoff in beliebigen Dicken zu haben und in passender Form entweder als einzelne Sensoren oder als Mittelschicht zwischen zwei anderen Schichten des Sensorsystems zu nutzen.

4.4. Aktorauswahl

Durch Regulation des Perfusionsdruckes in den Blutgefäßen der Dermis wird deren Steifigkeit bedarfsgerecht für einzelne Schichten eingestellt, was zu einer Nachgiebigkeitsänderung einer der Schichten führt. Die Empfindlichkeit der Sensoren, die sich in der gleichen Hautschicht befinden, wird durch die Veränderung ihrer Einbettung gesteuert. Dem zufolge kann auch dieser Reizleitungsapparat wie die meisten biologischen Sinnesorgane als Sensor-Aktor-System dargestellt werden. In der menschlichen Haut spielen die Blutgefäße die Rolle der Aktoren, die durch die Binnendruckänderung deren Steifigkeit und damit auch die Steifigkeit der umgebenden Gewebe ändern. Mittels FEM-Analyse in Kapitel 4.3 wurde festgestellt, dass die Steifigkeitsänderung der subpapillaren Arterien- und Venenplexus auf die Gewebedehnung in der dermo-epidermalen Grenzfläche einen Einfluss hat. Da die biologischen Sensoren primär eine Dehnung der Gewebe wahrnehmen, wird daraus geschlossen, dass durch Steifigkeitsänderung im Plexus die Empfindlichkeit der Mechanorezeptoren beeinflusst wird.

Um eine Anpassung des technischen Sensorsystems an die Messbedingungen zu ermöglichen, können in einer der Schichten nachgiebige Aktoren integriert werden.

In der Abb. 4.11 werden die herkömmlichen Aktoren mit deren Hublänge und ausgeübter Kraft dargestellt.

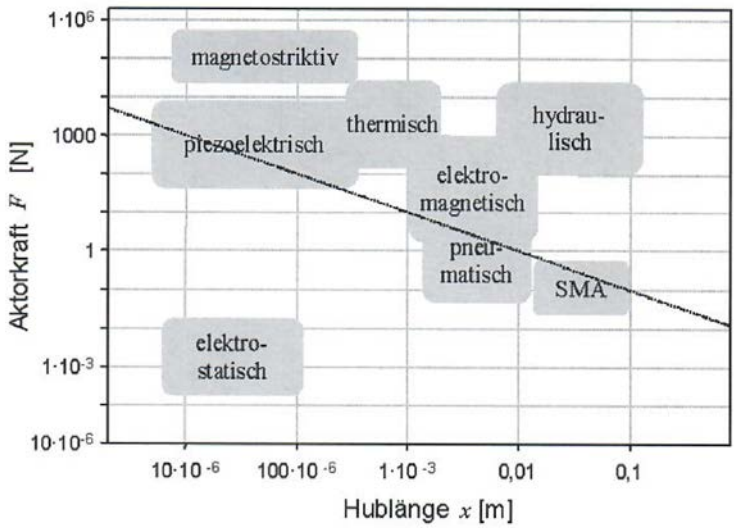


Abb. 4.11: Übersicht der Aktorprinzipien mit Hublängen und ausgeübten Kräften [PAWELCZAK, 2005]

Für die Realisierung der einstellbaren Steifigkeit zur Anpassung des Sensitivitäts-Bereiches passen am besten pneumatische oder hydraulische Aktoren, die sowohl vom Prinzip her den Blutgefäßen der Haut ähneln als auch die Nachgiebigkeit des Gesamtsystems nicht beeinträchtigen. Die hydraulischen Aktoren besitzen neben der größten Hublänge auch hohe Wirkungskräfte, die pneumatischen Aktoren daneben entwickeln keine hohen Kräfte im Vergleich zu den anderen Aktorprinzipien. Die Aktoren mit Formgedächtnisprinzip werden in dieser Arbeit wegen der Wärmeentwicklung und einer langsamen Wirkung ausgeschlossen. Eine Tabelle mit einer Übersicht der vorgeschlagenen Aktorik ist im Anhang zu finden.

Ein anderer Vorteil dieser Aktorvariante besteht darin, dass keine elektrische Eingangsgröße benötigt wird. Diese Aktoren können in Form von in die Trägerstruktur integrierten Schläuchen mit ausgeprägt nachgiebiger Wandung oder als Hohlräume in einer der Schichten realisiert werden. Als druckübertragendes Medium dienen entweder Luft in der pneumatischen Variante oder Flüssigkeiten (Wasser, Öl etc.) im Falle der Hydraulik.

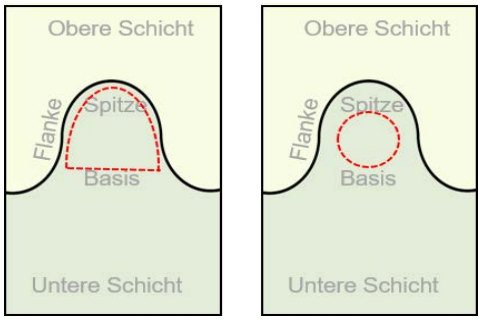


Abb. 4.12: Mögliche Implementierungen von Aktoren in eine der Schichten des Sensorsystems

In der Abb. 4.13 (links) ist ein Ausführungsbeispiel für die Anordnung der Aktorik für Änderung der Steifigkeit einer der Schichten in einer wellenförmigen oder sinusoiden Grenzfläche dargestellt. Dieses lineare Profil ähnelt den biologischen Leisten an der Fingerkuppe eines Fingers. Die Silikonschläuche werden entlang jeder Leiste so eingebunden, dass bei einer Druckbeaufschlagung die Steifigkeit der gesamten Leiste erhöht wird.

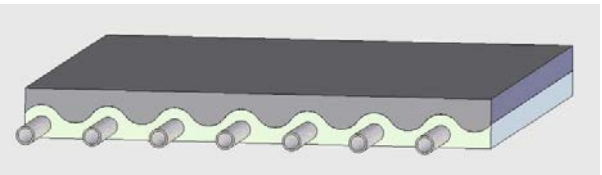


Abb. 4.13: Schematische Darstellung der Implementierung der Schlauchaktoren in ein technisches System (links) und ein Musterbau mit einem 3D-Textil (rechts)

Der erste Demonstrator wurde als nachgiebige, zunächst einschichtige Struktur mit integrierter Aktorik realisiert, die direkt ohne sensorische Rückkopplung aktiviert werden kann (Abb. 4.13 (rechts)). Für den Musterbau werden Silikon-Elastomer-Schläuche mit einem Durchmesser zwischen 3 und 6 mm verwendet, die schlaufenförmig in ein textiles 3-dimensionales Gewirke integriert werden. Beim Anlegen eines pneumatischen Druckes steigt erheblich die Steifigkeit des Textils. Dies erlaubt eine Einstellung des Messbereiches während der Messung oder zwischen den Messungen.

Die Integration solcher Schläuche in textile Flächen gewährleistet die Konturbündigkeit des Sensorsystems an die Körperform eines Roboters oder des Menschen im Falle der Anwendung in der Medizintechnik. Auch die Erweiterung des Messbereiches durch die Steifigkeitseinstellung über eine Druckänderung in den Schläuchen ist möglich.

4.5. Aktor-Sensor-Zusammenspiel und Anordnung der Sensoren und Aktoren im System

Die Schichten des Systems werden wie in der menschlichen Haut mit unterschiedlichen mechanischen Eigenschaften realisiert. Die ausgewählten Stoffe wie Textilien, Schaumstoff oder Silikon für die Trägermatrix erlauben eine Fertigung mit verschiedenen Steifigkeiten der Schichten ohne Verlust der funktionswichtigen Nachgiebigkeit. So erfolgt eine Voreinstellung (*Pre-Setting)* einer der Schichten vor der Messung. Wie schon oben beschrieben, wird durch Regulation des Perfusionsdruckes in den Gefäßen der Dermis deren Steifigkeit bedarfsgerecht eingestellt, was zu einer Nachgiebigkeitsänderung einer der Schichten führt. Die Empfindlichkeit des Systems wird dadurch geregelt. So kann mithilfe einer aktorischen Komponente nun die Einstellung der Steifigkeit einer oder mehrerer Schichten während der Messung realisiert werden. Das führt zu einer Regulierung der Empfindlichkeit (Messbereich) des Sensorsystems, indem mindestens eine darunterliegende Schicht als mehr oder weniger steifes Widerlager wirkt.

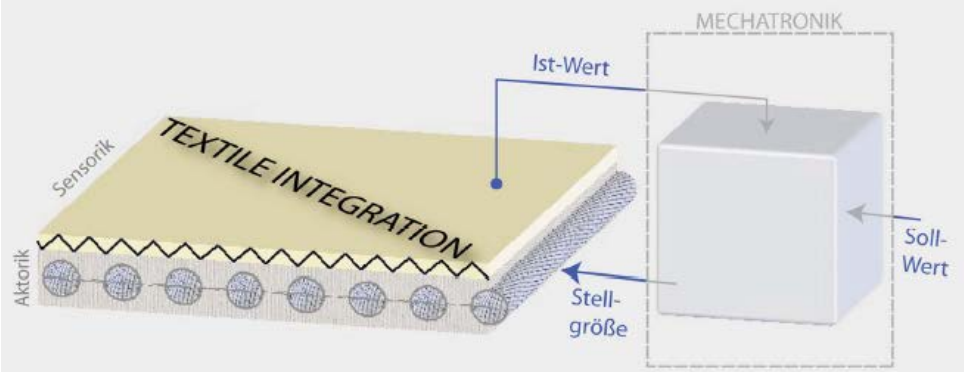


Abb. 4.14: Schematische Darstellung des Sensor-Aktor-Zusammenspiels

Dieses Zusammenspiel zwischen Aktorik und Sensorik für Steifigkeitsänderung über Änderung des pneumatischen Druckes wird genutzt, um das System auf sich ändernde Messbedingungen während der Messung einzustellen. Integrierte Sensoren geben eine Rückkopplung über lokale Druck- oder Kraftbelastungen. Diese Informationen werden an eine zentrale Steuereinheit weitergeleitet, die dann die integrierten Aktoren zielgerichtet einsetzt, um die gedrückten Stellen zu kalibrieren.

Anhand der Ergebnisse aus der Literaturrecherche und aus den FEM-Berechnungen sollen die Sensoren an der Grenzfläche zwischen Epidermis und Dermis lokalisiert werden. Durch die funktionelle Aufbaubesonderheit der biologischen Mechanorezeptoren wird die Kraftvektorverlagerung durch ungleichmäßige Dehnung bzw. Verschiebung der Umgebungsgewebe wahrgenommen. Um im technischen Sensorsystem nicht nur die Normalkräfte, sondern auch die Scherkräfte wahrzunehmen, sollen entweder Scherkraftsensoren verwendet werden oder die Besonderheit der Grenzflächenprofils genutzt werden. Dabei können die Druck- oder Dehnungs-aufnehmenden Sensoren an der Spitze oder im Tal und an den Flanken der Papille positioniert werden. Die Kraftrichtung wird dabei aus der Kombination der Sensorsignale berechnet werden. In den folgenden Zeichnungen sind die Beispiele der Lokalisation der Sensoren dargestellt.

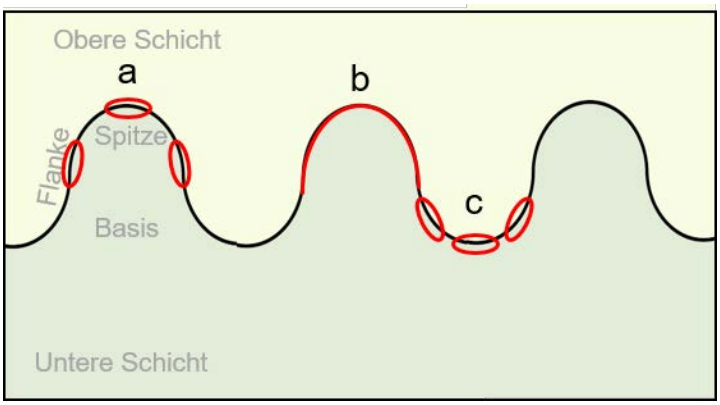


Abb. 4.15: Mögliche Positionen der Sensorintegration nach den Ergebnissen aus den FEM-Analysen

Die Varianten *a* und *c* entsprechen der oben beschriebenen Positionierung der druckaufnehmenden Sensoren. Die Variante *b* beschreibt eine Implementierung des graphitdotierten Silikons oder Schaumstoffs als dehnungsaufnehmende Fäden oder als eine Schicht zwischen zwei Trägern.

Die Aktorik wurde, wie schon oben beschrieben, in Form der Luftkammern oder Schläuche in die eine der Schichten integriert.

4.6. Gestaltungsvarianten des gesamten Sensorsystems mit sensorischer und aktorischer Komponente

Um eine Anpassung des im Kapitel 4.3.1 beschriebenen Sensorsystems mit grafitdotierten Silikonfäden an die Messbedingungen zu ermöglichen, werden in eine der Textilschichten vom Binnendruck angetriebene, ebenfalls nachgiebige Aktoren integriert. Für den Musterbau werden Silikon-Elastomer-Schläuche genommen und in Abstandsgewirke implementiert (Abb. 4.16).

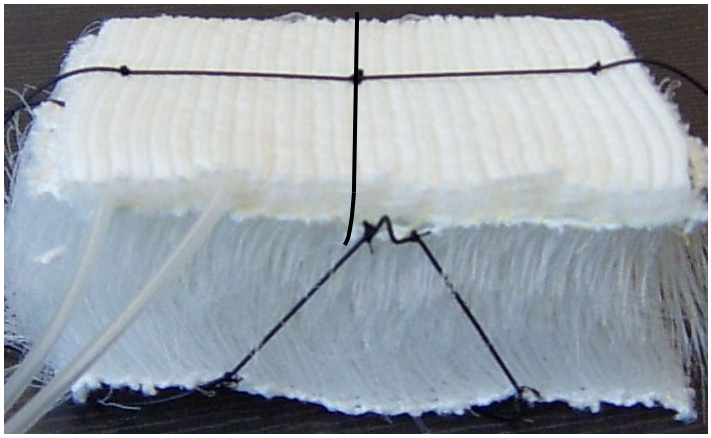


Abb. 4.16: Mögliche Integration der Sensorfäden und der Silikonschläuche als aktorische Komponente in eine textile Trägerstruktur

Neben der Erfassung der Normal- und Scherkraft ermöglicht eine solche Sensor-Aktor-Kombination durch pneumatische Druckänderung die Steifigkeitsänderung der oberen Schicht. Dies verringert die Dehnung der Sensorfäden und stellt den Messbereich der Sensoren während der Messung ein.

Die nächsten Ausführungsvarianten wurden in Form länglicher Leisten gestaltet und können sowohl mit Textilien als auch mit Schaumstoffen als Trägerstruktur realisiert werden. Der experimentelle Aufbau dieser Variante aus Silikon wies eine nicht ausreichende Nachgiebigkeit auf.

Eine FEM-Simulation der Hautausschnitte belegt, dass unter einer Normalkraft die größten Kontaktkräfte an der Basis der Papillen und die mechanischen Spannungen an den Spitzen

verteilt werden. Diese Funktion der Spannungsverteilung kann auch auf die linear-ausgebildeten Leisten übertragen werden. Davon ausgehend werden in der ersten Ausführungsvariante die Drucksensoren an den Spitzen bzw. an der Basis der Leisten bzw. Papillen angeordnet.

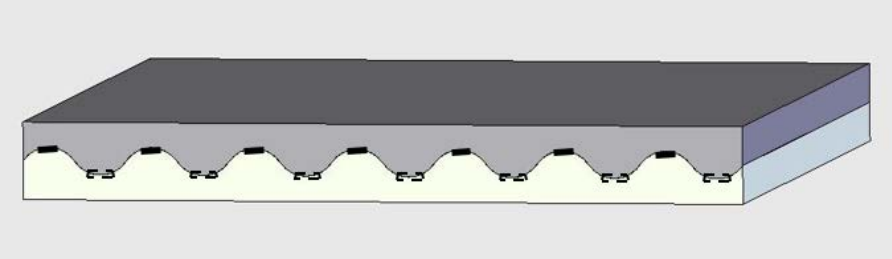


Abb. 4.17: Ein Beispiel des Sensorsystems aus zwei Schichten mit Anordnung der Sensoren zur Erfassung der Normalkraft

In biologischem System befinden sich Ruffini-Körperchen, die die Scherkräfte wahrnehmen, in der Tiefe von Dermis, was einen Schutz für die Mechanorezeptoren bei Abscherung der Oberschicht (Epidermis) gewährleistet. In einem technischen System wird dieser Schutz nicht gebraucht, deswegen können für eine direkte Messung von Scherkräften Sensoren an den Flanken der Zapfen oder Wellen integriert werden. Für die Erfassung von Scherkräften können flächige Drucksensoren (z. B. als Zwischenschicht aus Graphit-dotiertem Schaum) an den Flanken der Leistenstruktur der Grenzfläche positioniert werden. Sie werden beim Versatz zwischen zwei Schichten, der unter der Einwirkung einer äußeren tangentialen Kraft verursacht wird, beansprucht.

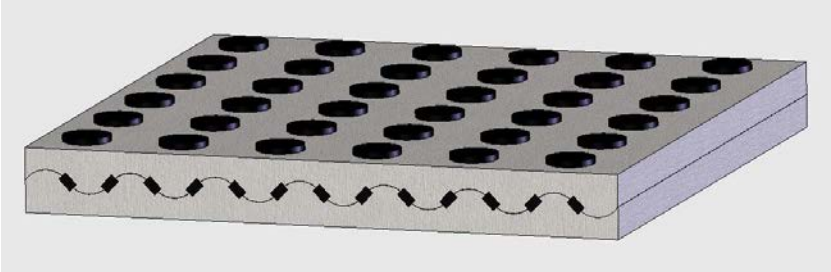


Abb. 4.18: Anordnung der Sensoren auf der Oberfläche der oberen Schicht und an den Flanken der wellenförmigen Grenzfläche des Sensorsystems

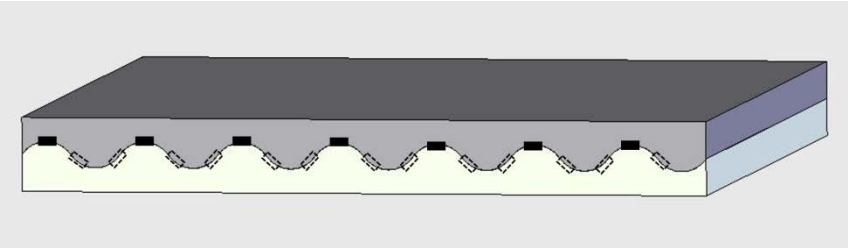


Abb. 4.19: Anordnung der Sensoren auf den Spitzen und Flanken der wellenförmigen Grenzstruktur des Sensorsystems

In den Abb. 4.18 und Abb. 4.19 sind Ausführungsbeispiele für die Positionierung der Sensoren zur Messung von Normal- und Scherkraft für eine wellenförmige Grenzfläche dargestellt. Die Sensoren zur Erfassung der Normalkraft sind als flächige Gebilde auf der Oberfläche der Schicht als Matrix oder an den Spitzen der „Wellen“ verteilt. Jeder Sensor wird einzeln adressiert, sodass nicht nur die Intensität der Druckkraft, sondern auch ihre Lokalisierung auf der Oberfläche festgestellt werden kann.

Für die Messung der Scherkraft sind ähnliche flächige Drucksensoren an den Flanken der „Leisten“ der Grenzfläche angeordnet. Sie werden bei Versatz zwischen zwei Schichten jeweils in beide Richtungen entlang der Horizontalen, der unter der äußeren tangentialen Kraft verursacht wird, unterschiedlich beansprucht. Die Größe der Sensoren soll im Millimeter-Bereich bleiben, um die Flexibilität der Gesamtstruktur nicht zu beeinflussen.

Im nächsten Ausführungsbeispiel ist eine Implementierung der graphitdotierten Fasern in eine Struktur mit wellenförmiger Grenzfläche dargestellt.

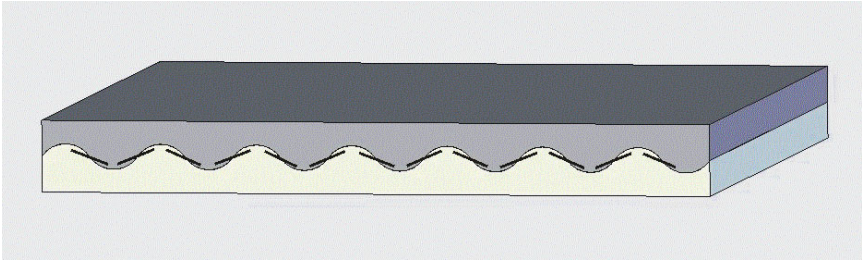


Abb. 4.20: Anordnung der Sensorfäden in einer wellenförmigen Grenzstruktur des Schichtsystems

Die Sensorfäden sind galvanisch voneinander getrennt und zur Schichtgrenzfläche geneigt orientiert, sodass sie die Spitzen der gegeneinander liegenden Leisten verbinden. So wird der äußere Druck, der auf die Oberfläche des Systems wirkt und einen Versatz zwischen zwei Flanken der Leisten verursacht, diese Fäden dehnen (Tensigritätsprinzip). Bei der Normalbelastung werden zwei benachbarte, symmetrisch zu einander angeordnete Fäden gleichmäßig gedehnt, während bei der Scherkraft eine seitenabhängig ungleichmäßige Dehnung beider Sensorfäden zu beobachten ist. Aus der Intensität der Dehnung und entsprechend der elektrischen Widerstandsänderung kann die Intensität der Kraft abgeleitet werden. Bei einer solchen Sensoranordnung ist es zwar möglich, eine auf die Oberfläche wirkende Scherkraft wahrzunehmen, es ist aber kein Kraftwinkel erfassbar.

In allen drei oben beschriebenen Varianten ist eine Implementierung der Silikon-Elastomer-Schläuche in mindestens eine der Schichten, wie in der Abb. 4.13 dargestellt, vorgesehen. Der Durchmesser der Schläuche hängt von der Größe des Modells ab.

In den oben dargestellten Modellen können wegen der Wellenprofilierung nur zwei Richtungen der Scherkräfte gemessen werden, weil die Grenzstruktur zwischen den Schichten in Form der sogenannten Leisten ausgeführt ist. Als Alternative wird in den nächsten vorgeschlagenen

Ausführungsvarianten eine glockenförmige Zapfenstruktur nach dem Vorbild der Grenzfläche zwischen Dermis und Epidermis in der Felderhaut dargestellt.

Bevor ein zapfenförmiges Sensorarray realisiert wird, wird an einer einzelnen halbkugelförmigen Silikonkappe, die mit ihrer Form einer Papille ähnelt, das Zusammenspiel zwischen Sensorik und Aktorik experimentell untersucht. Auf ihrer Oberfläche wurde ein Sensorstreifen aus graphitdotiertem Silikon radial aufgeklebt. Dieser Körper verfügt durch das Material über sehr gute elastische Eigenschaften, wodurch eine Abbildung der mechanischen Charakteristik der menschlichen Papillen erzielt wird.

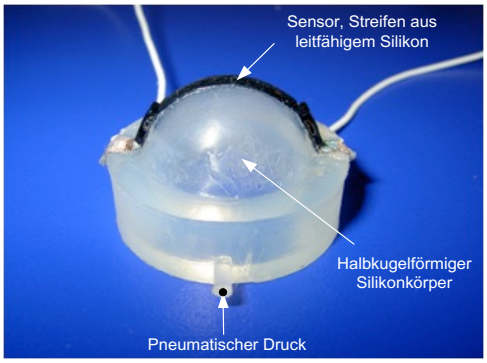


Abb. 4.21: Halbkugelförmiger Silikonkörper („Papille“) mit äquatorial aufgeklebtem Streifen aus leitfähigem Silikon

Des Weiteren werden Möglichkeiten untersucht, die eine effektive und signalspezifische Detektion der Verformung der künstlichen Papille ermöglichen. Als erstes wird die Halbkugel zum einen punktuell senkrecht in deren Zentrum, und zum anderen mit einem Druck über die gesamte Halbkugelfläche jeweils ohne Wirkung eines pneumatischen Innendrucks belastet (Abb. 4.22).

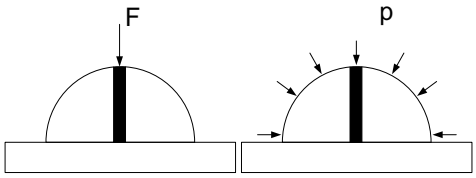


Abb. 4.22: Belastungsarten auf die Halbkugel mit aufgeklebten leitfähigen Silikonstreifen

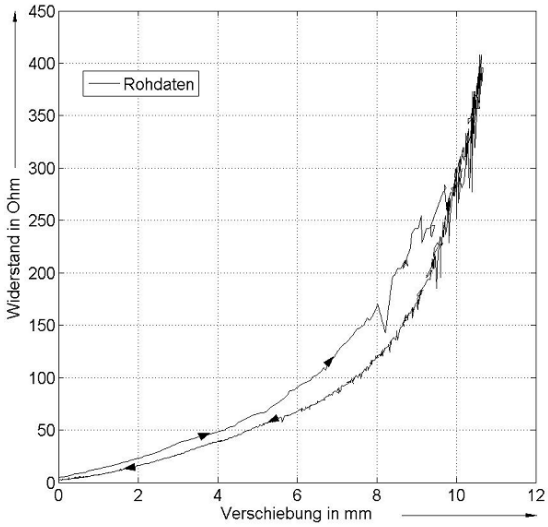


Abb. 4.23: Relative Widerstandsänderung über Verschiebung des Kraftangriffspunktes bei punktueller Belastung im Halbkugelscheitel [GAVRILOVA & RISTO, 2008]

Bei punktueller Belastung steigt die Widerstandsänderung des Silikonstreifens progressiv mit der Verschiebung an. Demgegenüber ist bei der flächigen Druckbelastung der Halbkugelkappe nahezu keine Änderung der Leitfähigkeit des Streifens bis zu einem bestimmten Zeitpunkt erkennbar. Der Punkt, in dem eine messbare Erhöhung des Widerstandes erfolgt, ist der Durchschlagpunkt der Halbkugelstruktur. Wenn jene kritische Last erreicht wird, kommt es zu einer sprungförmigen Verschiebung des Scheitelpunktes. Dieser Vorgang erzeugt eine starke und ebenfalls sprungförmige Veränderung des Widerstandes des Sensorstreifens [GAVRILOVA & RISTO, 2008].

Um eine Funktion der Steifigkeitseinstellung zu erreichen, wie sie die Papillen der Haut aufweisen, wird eine zusätzliche aktorische Funktion zur Verfügung gestellt. Diese Aktorfunktion wird in den künstlichen Papillen durch einen pneumatischen Innendruck erreicht, der mithilfe der Luftzufuhr in einer geschlossenen Kammer in der Papille realisiert wird. Die Bereitstellung des Innendrucks wird über eine Regelung mit dem Sensorstreifen verbunden. Der somit entstandene Regelkreis kann genutzt werden, um die Steifigkeit der künstlichen Papille in Abhängigkeit von der anliegenden Belastung zu variieren. Es kann somit z. B. erreicht werden, dass die Papillen nicht zu stark verformt werden bzw. dass sie nicht durchschlagen. Das Sensor-Aktor-Array verändert dadurch seine großflächigen elastischen Eigenschaften.

Während im Beispiel mit der Halbkugelkappe keine Scherkraftmessung möglich ist, kann in den oben dargestellten Varianten mit wellenförmiger Struktur die Tangentialkraft nur in zwei Richtungen einer Raumachse gemessen werden. Als Alternative dazu wird eine glockenförmige Zapfenstruktur nach dem Vorbild der Papillen in der menschlichen Felderhaut dargestellt. Die Sensorik auf der zapfenförmigen Struktur kann nicht nur in Form eines

Sensorstreifens radial angebracht werden, sondern auch als Drucksensoren an den Flanken der vier Quadranten dieser „Zapfen“ angeordnet werden.

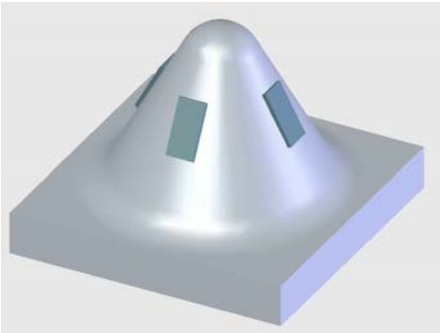


Abb. 4.24: Ein Beispiel der Positionierung von Sensoren an papillenförmiger 3D-Struktur

Die Sensoren können sowohl als winzige DMS-Streifen auch aus graphitdotiertem Silikon oder Schaumstoff gefertigt werden. Die Normalkraft und ihre tangentialen Abweichungen werden in beide zueinander orthogonalen Richtungen detektiert. Die Normalkraft wird gemessen, indem alle vier Sensoren unter dem äußeren Druck gleichmäßig beansprucht werden.

Das Sensorsystem kann aus einem Array solcher künstlichen Papillen bestehen, die in Reihen angeordnet sind. Besteht das Sensorsystem aus zwei solcher Schichten unterschiedlicher Steifigkeit mit Oberflächenstruktur, erfolgt eine Verzapfung der Schichten ineinander, was zu einer besseren Kraftübertragung von der Oberfläche des Systems zu den Sensoren führt.

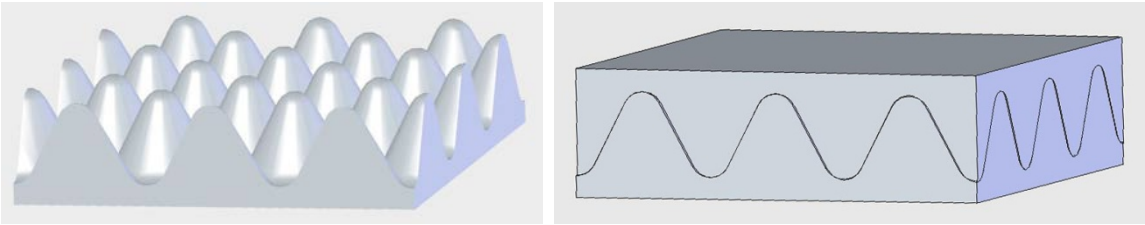


Abb. 4.25: Eine Schicht mit Papillen-ähnlicher Oberflächenstruktur (links) und ein Sensorsystem aus zwei komplementären Schichten

Es gibt verschiedene Möglichkeiten der Fertigung von papillen-ähnlichen Geometrien. Neben der verschiedenen Zuschnittmöglichkeiten nach beliebiger Form und Profil für Schaumstoffe, können Schichten aus Silikon mithilfe von Gießverfahren gefertigt werden. Wie schon aus der FEM-Analyse abzuleiten ist und in oben beschriebenen Versuchen des Sensor-Aktor-Zusammenwirkens festgestellt wurde, spielt die Aktorik für die Sensorik sowohl in der menschlichen Haut als auch in einem technischen System eine wesentliche Rolle als Reglungs-Komponente zur Empfindlichkeitseinstellung (*Off-Set*). Demzufolge werden auch in der Papillen-ähnlichen Sensorstruktur in mindestens einer der Teilschichten Mittel zur Änderung der Steifigkeit der gesamten Schichtstruktur vorgesehen. Dies können z. B. Silikonelastomer-Schläuche mit einem Innendurchmesser von 2 mm und einer Wandstärke

von 0,5 mm sein. Abhängig von der Größe des Modells können aber auch Schläuche mit abweichenden Durchmessern angewendet werden. Die Änderung der Steifigkeit der Schichtstruktur wird durch eine Veränderung des Innendruckes in diesen Elastomer-Schläuchen realisiert.

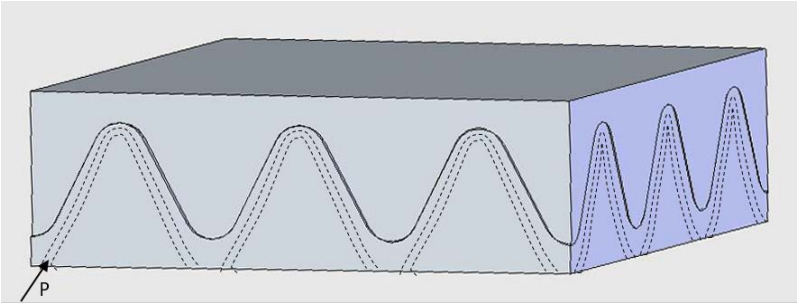


Abb. 4.26: Ausführungsbeispiel des Sensorsystems mit Schlingen aus Elastomer-Schläuchen als aktorischer Komponente

Hier bestehen zwei Möglichkeiten der Konstruktion. Im einfacheren Fall bildet ein durchgehender Schlauch in jeder Papille eine Schlinge. Damit jedoch jede Papille separat in ihrer Grundsteifigkeit eingestellt werden kann, sollen die einzelnen Schlauchschlingen voneinander getrennt mit Druck beaufschlagt werden können.

In dieser Variante sind in jedem Zapfen einzelne Luftkammern vorgesehen. Mittels Binnendruckbeaufschlagung der Kammern wird die Steifigkeit einzelner Zapfen variiert, wenn die Schläuche zu den Druckkammern separate Eingänge haben.

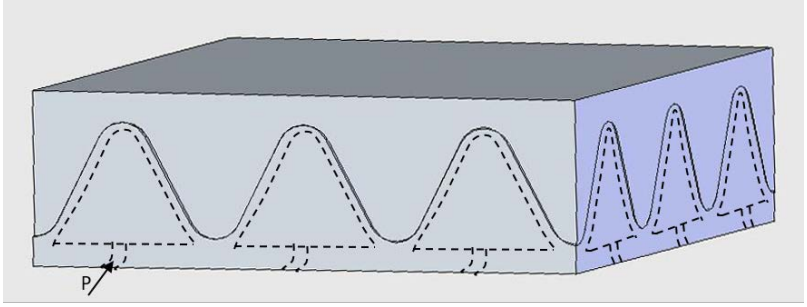


Abb. 4.27: Ausführungsbeispiel des Sensorsystems mit Aktoren in Form von Luftkammern in jeder Papille der basalen Schicht

Das Zusammenwirken der in die Struktur integrierten Sensoren und Aktoren ermöglicht einerseits eine zielgerichtete orts- und zeitabhängige Steifigkeitsänderung über eine Änderung des inneren pneumatischen Druckes und andererseits eine Anpassung der Sensoren an die Messbedingungen. Ein integrierter Rückkopplungskreis zwischen Sensoren und Aktoren des Systems ermöglicht eine Signalverarbeitung. Bei Überschreitung bestimmter vorgegebener Grenzwerte des äußeren Druckes werden die Aktoren entsprechend aktiviert, um diese Überschreitung des momentanen Meßbereichs der Belastung zu minimieren. So ermöglicht die Kombination aus sensorischen und aktorischen Komponenten die Adaptivität des

Gesamtsystems an exogene Einflüsse und variable Messbedingungen [GAVRILOVA et al., 2010].

Das hier dargestellte Konzept zeichnet sich durch eine Reihe von Vorteilen aus. Die funktionell relevante Nachgiebigkeit der Schichtstruktur wird durch nicht-metallische Bauweise erreicht, was durch den Einsatz solcher Materialien für die Trägerstruktur wie räumlich strukturierte Textilien, Schaumstoffe und Silikonelastomere ermöglicht wird. Ausgehend von dem hier dargestellten Konzept können Gestaltungsvarianten (der „Zuschnitt“) des Sensorsystems nach technologischen Möglichkeiten und Anwendungsbedarf variiert werden. So kann das System sowohl mit unterschiedlichen Grenzprofilen als auch in verschiedenen Dicken und Größen hergestellt werden. Ein mehrschichtiger Aufbau und technologische Möglichkeiten lassen einzelne Schichten der Sensorstruktur mit unterschiedlicher Steifigkeit fertigen. So wird ein *Pre-Setting* einer der Schichten vor der Messung geschaffen. Durch die wellen- oder zapfenförmigen Grenzflächenprofile werden die Sensoren so positioniert, dass die auf die Schichtstruktur wirkenden Normal- und Tangentialkräfte getrennt voneinander sowie orts- und richtungsaufgelöst erfasst werden können. Durch in das Sensorsystem integrierte, über den Binnendruck steuerbare Aktoren lässt sich die Schichtstruktur in ihrer Gestalt und Steifigkeit an exogene Einflüsse, die als mechanische Messbedingungen anwendungsbedingt variieren können, anpassen. Einerseits kann durch ein Binnendruck-erzeugtes *Off-set* den Messbereich des so vorgespannten Sensorsystems erweitern, um individuelle Varianzen auszugleichen (z. B. bei der Körpermasse). Die aktive Formanpassung eröffnet wiederum die Möglichkeit, an sensorisierten Bandagen bei individuell veränderlicher Körperkontur den bündigen, faltenfreien und somit messsicheren Sitz zu gewährleisten. Das eröffnet ein breites Spektrum an Anwendungen dieses Sensorarrays sowohl in verschiedenen Bereichen der Medizintechnik (Prothetik, Orthetik, therapeutische als auch ReHa-Mittel, z. B. in der Phlebologie) als auch in der Robotik als Interface zur Mensch-Maschine-Interaktion.

5. Technischer Modellaufbau des Sensorsystems

Das Ziel der Fertigung eines Modells ist nicht die Entwicklung eines marktfähigen Sensorsystems, sondern einen Nachweis der Funktionalität der eingangs gestellten Hypothesen zu erbringen. Diese beziehen sich einerseits auf die Wirkung des Grenzflächenprofils auf die Kraftübertragung, und andererseits auf die Unterstützung der Sensorik durch eine eingebaute Aktorik.

Aus den im Kapitel 5 dargestellten Varianten einer technischen Realisierung des Sensorsystems wird eine Version für den Musterbau ausgewählt, die den fertigungstechnischen und infrastrukturellen Voraussetzungen sowie den weiteren Rahmenbedingungen im Fachgebiet Biomechatronik entsprach.

5.1. Auswahl des Materials für den Musteraufbau

Für den Aufbau des Sensorsystems komplexer Geometrie eignen sich am besten Silikone wegen ihrer Nachgiebigkeit und leichter Formgebung. Das Fachgebiet Nachgiebige Systeme (ehemalige Getriebetechnik) stellte das Flüssigsilikon in verschiedenen Shore-Härten und Viskositäten zur Verfügung. Für den Modellaufbau wurde das Silikon Elastosil® M4600 der Firma Wacker mit der niedrigsten Shore-Härte 20 mit der Viskosität von η = 20.000 mPa*s eingesetzt, um die gewünschte Nachgiebigkeit des Sensormodells zu erreichen. Das Flüssigsilikon besteht aus zwei Komponenten, welche in einem Verhältnis von 1:10 vermischt werden. Um Lufteinschlüsse im Silikon zu vermeiden oder wenigstens zu reduzieren, wurden die Komponenten A und B unter Vakuum verrührt.

Durch den fertigungstechnischen Faktor ist die Fläche des Sensorsystems auf maximal 180 x 180 mm² begrenzt. Geringer Materialaufwand und einfache Geometrie senken die Herstellungskosten für den Aufbau des Modells. So wurden auch die Silikongussformen aus Polyurethan mithilfe von CNC-Maschinen (Computerized Numerical Control) gefertigt.

Abb. 5.1: Silikongussformen für obere und untere Sensorschichten - jeweils Matrize und Patrize

Wie in den Kapiteln 4 und 5 festgestellt wurde, eignet sich für das gestellte Ziel ein Papillen-ähnliches Profil des Sensorsystems. Es wurde zunächst ein Modell mit einer Kantenlänge von 165 mm x 165 mm gewählt, bei dem in der 3x3-Matrix jeweils 3 Papillen in einer Reihe liegen. Aus den Überlegungen in vorherigen Kapiteln wurde als Sensor-Komponente eine

zusammenhängende Schicht aus graphitdotiertem Schaumstoff der Firma Mayser® GmbH (Mayser® GmbH & Co KG, Lindenberg) gewählt. Der 5 mm dicke Schaumstoff kann in beliebigen Größen und Formgebungen gefertigt werden, damit sich die zwischen zwei Silikonguss-Schichten integrierte Sensorik an die Geometrie des Trägers anschmiegt und die Verformung bei Belastung nicht beeinflusst.

Die erste Variante des Sensormodells besteht aus zwei massiven Silikonschichten mit einem Papillen-ähnlichen Grenzflächenprofil zwischen den Schichten. Dieses System ist mit einer Zwischenlage aus graphitdotiertem Schaumstoff versehen, die als Sensor dient (Abb. 5.2).

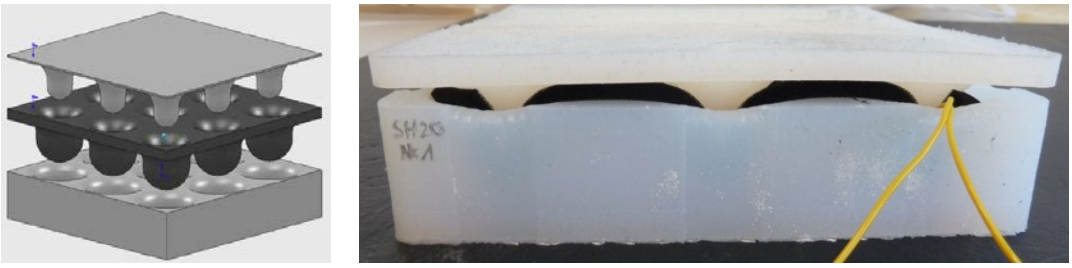


Abb. 5.2: Erste Variante des zwei-schichtigen Sensorsystems als Zeichnung (links) und gefertigtes Silikon-Schichtenmodell (rechts)

Die Abb. 5.2 zeigt schematisch den Aufbau aus drei Schichten (links) und das realisierte Sensorsystem (rechts). Diese Variante hat ein Eigengewicht von 1000 g und weist keine ausreichende Nachgiebigkeit für die gestellten Ziele auf. Durch die zu hohe Steifigkeit des Systems werden einwirkende Kräfte nur schlecht von der Trägeroberfläche bis zur Sensorschicht übertragen, und der Schaumstoff selbst wird bei hohem Kraftaufwand nur wenig verformt.

Um die Nachgiebigkeit des Systems zu erhöhen und das Gewicht zu reduzieren, werden weitere Gestaltungsvarianten vorgeschlagen. Da die untere Schicht durch ihre Gestaltung den größten Anteil zum Gewicht beiträgt, wurde funktionsunwichtiges Material entfernt und das ganze System umgedreht. So entsteht eine Variante des Papillen-ähnlichen Profils sowohl zwischen den Schichten als auch auf der Systemoberfläche. Auf der Abb. 5.3 sind die zwei nächsten Varianten dargestellt.

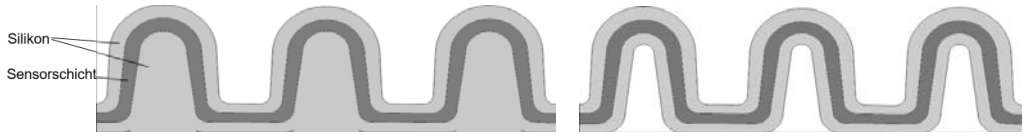


Abb. 5.3: Schematische Darstellung zweier Varianten der Sensorstruktur mit massiver (links) und hohler (rechts) unterer Schicht

Die zweite und die dritte Variante unterscheiden sich in der Gestaltung der unteren Silikonschicht, indem eine massiv gefertigt ist, und die Andere hohle Räume (Konkavitäten) in jeder Konvexität („Papille“) beinhaltet. Das Gewicht konnte bis zu ca. 550 g bei der Struktur mit massiver unterer Schicht, und auf ca. 400 g mit hohler unterer Schicht reduziert werden.

Die Gesamtsteifigkeit der Konvexitäten mit der unteren massiven Schicht kann durch Silikonfüllungen mit unterschiedlicher Shore-Härte infolge der Inkompressibilität in einem engen Bereich voreingestellt werden.

Diese zwei Varianten werden aus Silikon gefertigt und weiter in den Messversuchen genutzt. Zur Unterscheidung beider Modelle voneinander werden die Namen für die Sensorsysteme eingeführt: „massives Modell“, weil untere Silikonschicht massiv gefertigt ist, und „hohles Modell“, das Modell mit Aussparungen in den Papillen in der unteren Schicht.

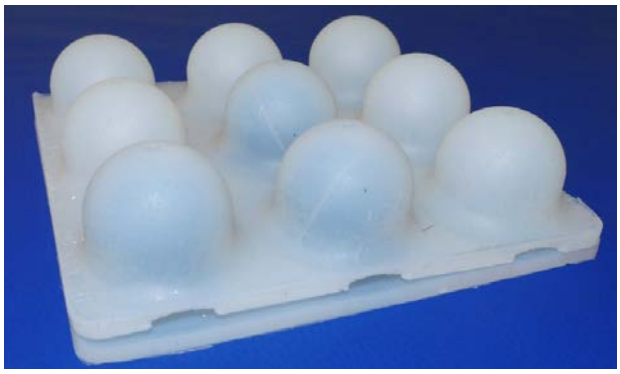


Abb. 5.4: Aufbaumuster des Sensorsystems aus Silikon

Durch diesen Aufbau erreicht das System die gewünschte Nachgiebigkeit der Schichten, die eine Kraftübertragung von der Systemoberfläche bis zu Sensorik nicht verhindert. Die Variante mit massiver Fertigung der unteren Schicht ermöglicht deren Anwendung mit unterschiedlicher Shore-Härte des Silikons. So kann die Steifigkeit der unteren Schicht und damit auch des Gesamtsystems an die verschiedenen Messbedingungen vor der Anwendung eingestellt werden. Im dritten Ausführungsbeispiel mit den Aussparungen in der unteren Schicht können die hohlen Räume dicht verschlossen und als pneumatische Aktoren benutzt werden. Damit kann die Steifigkeit dieser Schicht während der Messung variiert werden.

Der 5 mm dicke graphitdotierte Polymerschaumstoff wird in die passende Form geschnitten, um die Materialhäufung durch Faltenbildung im sphärischen Papillenprofil zu vermeiden und damit entstehende Messfehler zu minimieren. Dazu bietet sich eine Malteserkreuzform (siehe Abb. 5.5) an, in dem sektorielle Ausschnitte das überflüssige Material entfernen.

Da es der Zweck dieses Messaufbaus ist, das Funktionsprinzip darzustellen und dabei die Fähigkeit zu belegen, mit dem Papillen-ähnlichen Grenzflächenprofil die Normal- und Scherkräfte wahrzunehmen, werden nur die Spitze und die Flanken der Papille kontaktiert. Dies genügt, um die Normal- und Tangentialkomponente der Kraft zu erfassen.

Die kreisförmige Kupferfolie wird mit dem Durchmesser von 9 mm auf die Spitze der Papille geklebt. Die Aufnahme der Scherkraft wird durch die Kontaktierung an den vier Seiten der Papillenflanke realisiert, indem die Kupferfolie in einer zu dem zugeschnittenen Schaumstoff passenden Form angeklebt wird. Jede der Elektroden wird durch ein Kabel, das an die Kupferfolie angelötet ist, separat angeschlossen. Dies ermöglicht eine getrennte Aufnahme

von 4-seitenabhängigen Scherkräften und einer Normalkraft auf der Spitze der Papille, wenn alle Sektoren und innere Kreisscheibe voneinander galvanisch isoliert sind. Für den folgenden Test wurden die einzelnen Elektroden in den Sektoren bzw. die mittlere Elektrode separat beschaltet.

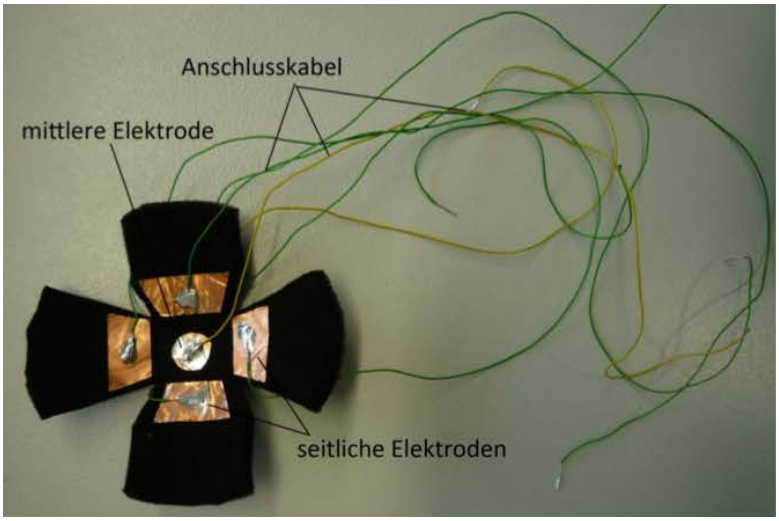


Abb. 5.5: Anbringung der Elektroden an den graphitdotierten Schaumstoff zur Aufnahme von Normal- und Scherkraft

Die Wirkweise des Schaumstoffs hängt von seiner Volumenänderung ab. Unter der Kraftwirkung wird das Volumen des Polymers komprimiert. Dabei wird Luft aus den Poren verdrängt und die eingearbeiteten Metall- oder Graphitpartikel nähern sich einander an. So erhöht sich die Leitfähigkeit des Schaumstoffs und der als Signalgröße gemessene Widerstand sinkt. Bei einer gewissen Kraftgröße, die von außen auf das System wirkt, ändert sich der Widerstand nicht mehr, weil der Schaumstoff sich nicht weiter komprimieren kann. Eine Druckminimierung in der unteren Schicht ändert zwar die Steifigkeit des Systems, kann aber den *Off-Set* der Sensorschicht aus graphitdotiertem Schaumstoff nicht maßgeblich beeinflussen. Um dieser Problematik entgegen zu kommen, wird eine Aufbauvariante vorgeschlagen, in der eine direkte Dekomprimierung des Schaumstoffs stattfindet.

Die nächste Ausführungsvariante besteht aus einer flachen Silikonschicht und einer Papillen-ähnlichen Schicht mit hohlen Kammern, die mit graphitdotiertem Polymerschaumstoff gefüllt sind.

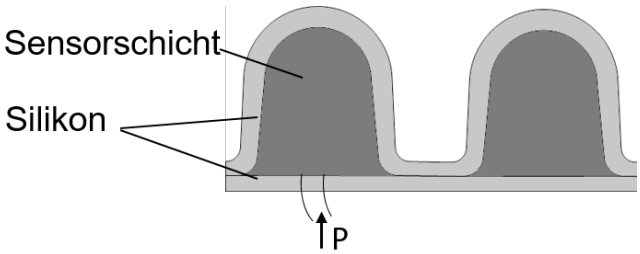


Abb. 5.6: Aufbauvariante des Sensorsystems mit der Option einer integrierten Adaptivität der Sensoren

Durch die Druckbeaufschlagung der Papillen-Kammern erfolgt die Einstellung eines Off-Set der Sensoren an die variierenden äußeren Kraftgrößen.

5.2. Messung der auf das Sensorsystem wirkenden Normal- und Tangentialkräfte

Mithilfe der Messungen soll die Funktionstauglichkeit des aufgebauten Sensorsystems geprüft werden. So wird die Abhängigkeit der Widerstandsänderung unter Variierung von Kraftgröße und Einwirkungswinkel getestet. Eine Volumenänderung unter einer äußeren Belastung innerhalb der Strecke zwischen den Elektroden bewirkt eine entsprechende Änderung des Widerstands des graphitdotierten Schaumstoffes, wodurch auf die Stärke der Krafteinwirkung geschlossen wird.

Mehrere Faktoren haben einen Einfluss auf die Widerstandsdaten. In der vorliegenden Arbeit wurden aber keine qualitativen, sondern nur quantitative Ergebnisse erzielt. Der Einfluss der Störfaktoren und Einflussgrößen, wie Temperatur, Länge der Zuleitungen, Art und Dicke des Schaumstoffes und Geometrie der Elektroden, wird zwar minimiert, darf aber die Funktion des Sensorsystems nicht beeinträchtigen. Einen wichtigen Einfluss auf die Daten haben die Übergänge an der Kontaktierung zwischen Kabel, Kupferfolie und Schaumstoff. Von daher lassen sich die Abweichungen, die in den Messungen vorkommen können, im Wesentlichen auf den unsicheren Übergangswiderstand zurückzuführen.

Mithilfe der Zwick-Maschine (ProLine Tisch-Prüfmaschine Z020TN) wurde eine definierte Kraft (5 N, 10 N, 20 N) mit einem Stempel mit 25 mm Durchmesser senkrecht auf das Sensorsystem aufgebracht und die Änderung der elektrischen Spannung gemessen. Die Spannungsänderung erfolgt durch Anschluss der Elektroden an die Messschaltung, die ihrerseits an die Software der Zwick-Maschine angeschlossen ist. Die erfasste Spannung kann in den Widerstand umgerechnet werden.

Im ersten Versuch wird eine Normalkraft von 5 N, 10 N bzw. 20 N auf die Spitze der mittleren Papille des Sensorsystems aufgebracht. Jeder Versuch wird an den zwei Modellen mit den massiven bzw. den hohlen Papillen, mit fünf Messzyklen durchgeführt. Jeder Zyklus besteht aus einer Phase der Erhöhung der Kraft bis zum gewünschten Maximalwert, 15 sec Haltepause, einer Phase des Zurückfahrens in die Startposition und 15 sec Relaxations-Pause. Die Ergebnisse sind in der Tab. 5.1 dargestellt.

Tab. 5.1: Datenübersicht bei Belastung mit Normalkraft auf die Spitze der mittleren Papille des Sensorsystems

Kraft, [N]		5	10	20
Widerstand, [kΩ]	Hohles Modell	4,631	4,312	3,173
	Massives Modell	6,333	4,512	3,744

Zum besseren Vergleich werden die Daten in folgender Graphik dargestellt.

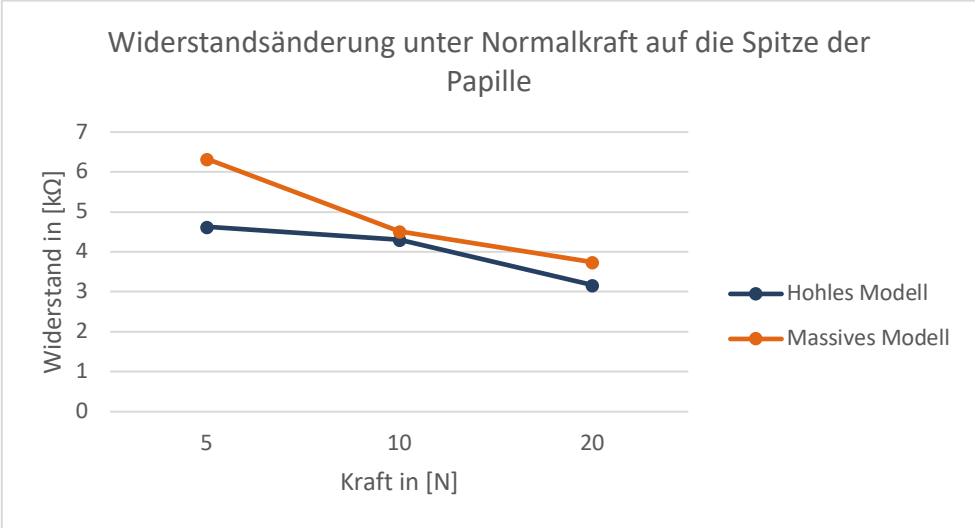


Abb. 5.7: Graphische Darstellung der Widerstandänderung unter Normalbelastung auf die Spitze der Papille

Aus der Graphik ist zu sehen, dass das Sensorsystem mit weniger nachgiebigen unteren Schicht einen höheren elektrischen Widerstand liefert.

In den nächsten Messreihen wird der auf der Papillen-Flanke angebrachte Sensor der zentralen Papille an die Zwick-Maschine angeschlossen, und es wird der Verlauf der Widerstandänderung dieses Sensors unter einer Normalbelastung gemessen. Die Ergebnisse sind in der Tab. 5.2 dargestellt.

Tab. 5.2: Widerstandänderung des seitlichen Sensors unter der Belastung mit Normalkraft auf die Spitze der mittleren Papille des Sensorsystems

Kraft, [N]		5	10	20
Widerstand, [kΩ]	Hohles Modell	6,449	7,048	7,817
	Massives Modell	7,57	7,701	9,332

Auf der Abb. 5.8 ist der Widerstandverlauf in einer Grafik zu sehen.

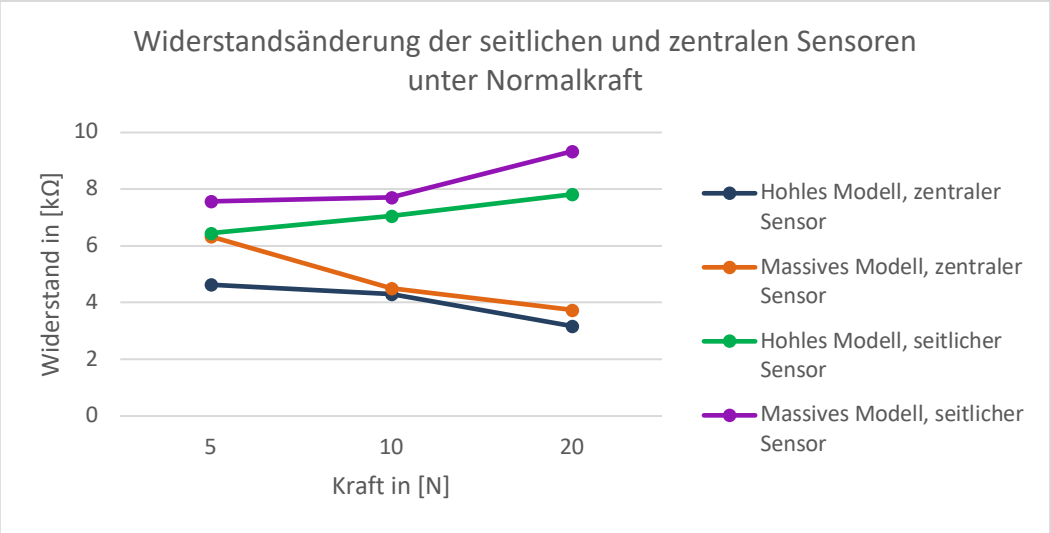


Abb. 5.8: Vergleich der Widerstandänderung des seitlichen und des zentralen Sensors unter Normalbelastung auf die Spitze der Papille

Aus der Grafik ist zu entnehmen, dass der Widerstand vom seitlichen Sensor höher als vom Sensor an der Spitze der Papille ist. Das lässt sich durch die Eigenschaften des Schaumstoffs erklären. Unter einer Normalkraft, die auf die Spitze der Papille wirkt, wird die Papille senkrecht von oben gedrückt. Dabei breiten sich die Flanken und die Masse des darunter liegenden Schaumstoffs symmetrisch aus. Dabei vergrößert sich der Abstand zwischen den Elektroden und der Widerstand steigt. In der Grafik ist ebenfalls zu sehen, dass der Widerstand am massiven Aufbaumuster wieder höher als der am hohlen Modell ist.

Als letzter Test wird die Widerstandänderung des seitlichen Sensors unter einer tangentialen Belastung gemessen.

Zur Realisierung einer definierten Tangentialkomponente der Kraft auf das Sensorsystem wird eine schräge Auflagefläche mit einer Neigung von 10° Grad aufgebaut.

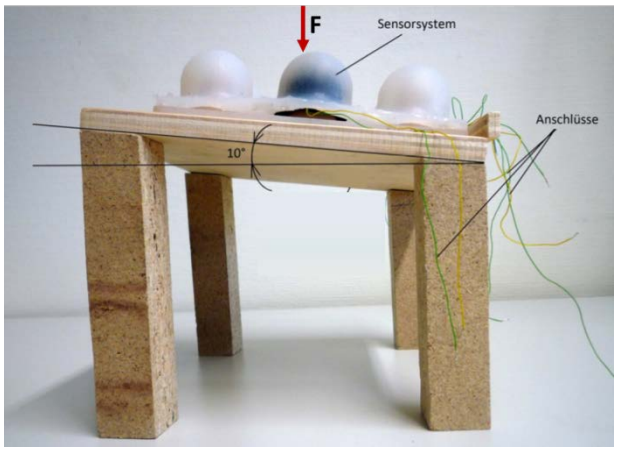


Abb. 5.9: Aufbau für Scherkraftmessung

Die Tastsonde wird exzentrisch auf der Spitze der Papille in einem sehr steilen Angriffswinkel aufgesetzt, weil die Auflagefläche für das Sensorarray mit einem zu geringen Neigungswinkel gebaut wurde.

Die Konstruktion und der Winkel der Auflagefläche für die Wahrnehmung der Scherkraft sind so ausgewählt, dass der Winkel ausreichend für die seitenabhängige Belastung der Flanke der einzelnen Papille ist und dass die Gesamtkonstruktion dabei stabil bleibt.

Es werden wieder die gleichen zwei Aufbaumuster getestet und die Ergebnisse am Ende verglichen. Die Papille wird wie in den vorherigen Messungen mit der Kraft in Stufen von 5 N, 10 N und 20 N belastet.

Tab. 5.3: Widerstandänderung des seitlichen Sensors unter der Belastung mit einer Tangentialkraft

Kraft, [N]		5	10	20
Widerstand, [kΩ]	Hohles Modell	7,317	7,959	8,549
	Massives Modell	7,344	7,393	8,243

Die Ergebnisse sind im Abb. 5.10 dargestellt.

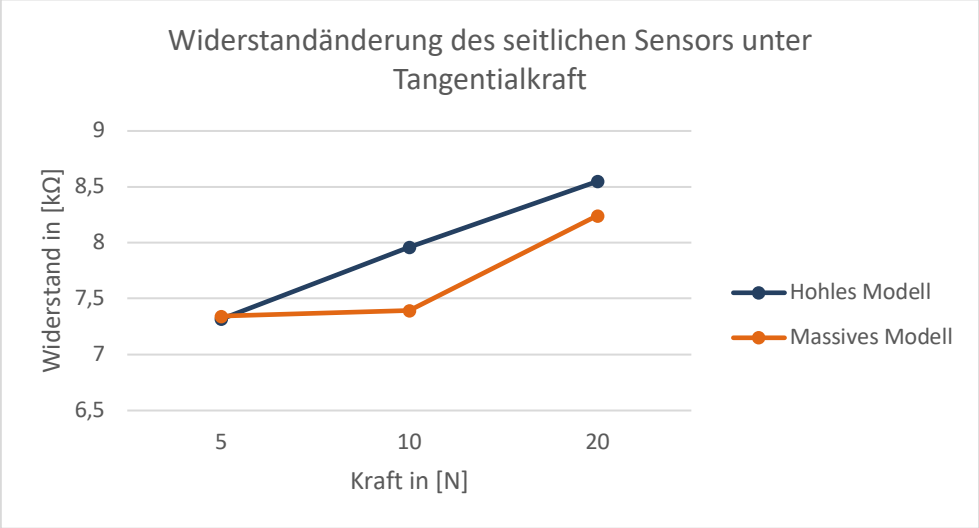


Abb. 5.10: Graphische Darstellung der Widerstandänderung des seitlichen Sensors unter Tangentialbelastung in einem Winkel von 10°

Die Ergebnisse sind ähnlich jener unter der normalen Belastung. Dies erklärt sich mit einer viel zu kleinen Neigung der Auflagefläche. Die Scherkraft unterscheidet sich in solcher Konstruktion wenig von der normalen Kraftkomponente.

Die Schichten des in dieser Arbeit angestrebten mehrschichtigen Sensorsystems werden aus nachgiebigen Materialien realisiert. Für die Fertigung der Trägermatrix der in diesem Kapitel realisierten Muster wurde Silikon ausgewählt. Es stehen zwei Ausführungsvarianten des

Sensorsystems mit unterschiedlicher Härte der unteren Schicht zur Verfügung. Damit wird ein Pre-Setting einer der Schichten schon vor der Messung geschaffen. Eine Steifigkeitseinstellung während der Messung ist durch eine Implementierung der Aktorik in Form von Luftkammern in die Ausführungsvariante mit hohlen Papillen in der unteren Schicht möglich, würde den Rahmen dieser Arbeit aber überschreiten. Solche Materialien wie Textilien oder Schaumstoffe sind für den mehrschichtigen Aufbau mit unterschiedlicher Steifigkeit der Schichten auch möglich. Die Sensoren sind in dem hier dargestellten Muster als eine Mittelschicht aus graphitdotiertem Schaumstoff mit Kontaktierung auf der Spitze und an den Flanken einer der Papillen-ähnlichen Formen realisiert.

Die Widerstandänderung wurde unter Normal- und Tangentialbelastung gemessen. Die Testversuche zeigen in erster Linie die Funktionstüchtigkeit des mehrschichtigen Papillen-ähnlichen Aufbaus. Die Messungen an den beiden Ausführungsvarianten wiesen einen Versatz des Widerstandverlaufs, abhängig von der Steifigkeit der unteren Schicht auf, was eine Möglichkeit des Pre-Settings vor der Messung gestattet.

Außerdem ermöglicht eine separate Kontaktierung der Sensoren an der Spitze und der Flanke der Papille eine getrennte Aufnahme der Normal- und Tangentialkomponente der wirkenden Kraft. Anhand der Eigenschaften des Schaumstoffes verhält sich der elektrische Widerstand an der Spitze bzw. der Seite der Papille unter Normalkraft unterschiedlich. An der Spitze wird der Schaumstoff unter der Normalbelastung komprimiert, was bei zunehmender Kraft zur Senkung des Widerstands führt. Dagegen wird die künstliche Papille an den Seiten unter senkrechtem Druck breiter, was eine Erhöhung des Widerstands im graphitdotierten Schaumstoff an dieser Stelle hervorruft.

Für die Messung des Systemverhaltens unter Tangentialbelastung ist die Auflagefläche mit einer Neigung gebaut. Die erste Messergebnisse deuten darauf hin, dass der Widerstand sich ähnlich wie unter der Normalbelastung verhalten wird. Je senkrechter zur Flankenfläche der Papille die Kraft wirkt, desto niedriger wird der Widerstand an der betreffenden Seite und umso höher wird er an der Spitze der Papille. Von daher lässt sich mittels einer separaten Kontaktierung der Sensoren an der Spitze und an den Seiten der künstlichen Papille auf den einwirkenden Winkel der Kraft bei einer Belastung des Systems schließen. Mit einem Versuchsaufbau mit einer Einstellung des Neigungswinkels würde sich die Widerstandänderung unter dem stufenweise gestiegenen Belastungswinkel an der Spitze und der Seite der Papille verfolgen und vergleichen lassen.

Mithilfe einer aktorischen Komponente als geschlossene Luftkammer in der unteren Schicht des Systems kann durch Änderung des Druckes die Einstellung der Steifigkeit einer oder mehrerer Schichten während der Messung realisiert werden. Der Rahmen dieser Arbeit ließ aber nicht zu, dies experimentell zu belegen.

6. Diskussion

In dieser Arbeit wurden sowohl Literaturrecherche, analytische Berechnungen als auch Messungen mit einem Sensorschichtprototyp durchgeführt.

Die empirischen als auch die konstruktiven Ergebnisse der vorliegenden Arbeit beruhen auf einer ausführlichen Analyse der einschlägigen Fachliteratur, analytischen Modellrechnungen und den Messungen an einem prototypischen Mehrschicht-Sensor.

6.1. FEM-Analyse

Bei der Literaturrecherche konnten nur wenige systematische Erkenntnisse über die Rolle der Lokalisierung von Mechanorezeptoren, die Funktion der Hautkomponenten, wie dem Grenzflächenprofil, der Schichtung und deren unterschiedliche E-Module, bei der Reizübertragung von der Hautoberfläche bis zu den Mechanorezeptoren erworben werden.

Der abstrahierende Modellaufbau der Haut für die analytische Berechnung wurde von den zur Verfügung stehenden biologischen Daten in der Literatur und den vorhandenen FEM-Berechnungen [MAENO et al., 1998; GEERLING, 2006] begrenzt. Sowohl die Parameter der Geometrie, die genauen Maße des Grenzflächenprofils als auch die Dicke der einzelnen Hautschichten wurden aus verschiedenen Kohärenztomographie-Aufnahmen [Med. Universität Wien, 2010] und anderen Quellen [JUNQUEIRA, 2005; SOBOTTA, 2006; ROHEN et al., 2006] zusammengestellt. In keiner Quelle gab es Angaben über die separate Dicke und E-Module der papillaren und retikularen Dermis. Von daher wurde im FEM-Modell nur die Dermis als Ganzes betrachtet, obwohl zu vermuten ist, dass die papillare Dermis durch das lockere Bindegewebe und die zahlreichen elastischen Fasern im Vergleich zu den dickeren Kollagenfaserbündeln der retikularen Dermis ein niedrigeres E-Modul aufweist.

Infolge der oben genannten Gründe wurden die Geometrie der Haut und die mechanischen Eigenschaften im Hautmodell im Vergleich zum biologischen Vorbild vereinfacht. Zum Zeitpunkt der erworbenen Daten erforderte ein komplexeres Modell mehrere Tage Rechenzeit. In weiterführenden Arbeiten können sowohl ein der Realität näheres Simulationsmodell als auch der Aufbau der epidermalen Leisten, sowie ein dreidimensionales Modell der menschlichen Haut weitere aussagekräftige Ergebnisse erbringen.

Für die Analyse der FEM-Berechnungen wurde hier, wie auch in anderen Arbeiten [HENDRIKS et al., 2003; DANDEKAR et al., 2003; JIYONG et al., 2007; MAENO et al., 1998; GERLING & THOMAS, 2005] lediglich die von-Mises-Spannung in Betracht gezogen. Es ist jedoch bekannt, dass die Mechanorezeptoren durch zugkraftübertragende Kollagenfasern, die diese mit den umgebenden Geweben verbinden, auf die Deformation oder Dehnung in den Hautschichten reagieren. Dies kann in den zukünftigen Analysen berücksichtigt werden.

Bereits [GERLING & THOMAS, 2005] hat in seiner Arbeit die epidermal-dermale Verbindungszone in Betracht gezogen und deren Einfluss auf die Signalübertragung untersucht, wobei sein FEM-Modell mit einem Rechteck bzw. mit einem auf dem Kopf stehenden U-Profil belastet wurde. Das mit dem Rechteck verwendete Modell weist eine ähnliche Spannungsverteilung in den Hautschichten wie das Modell in der vorgelegten Arbeit (Abb. 6.1) auf.

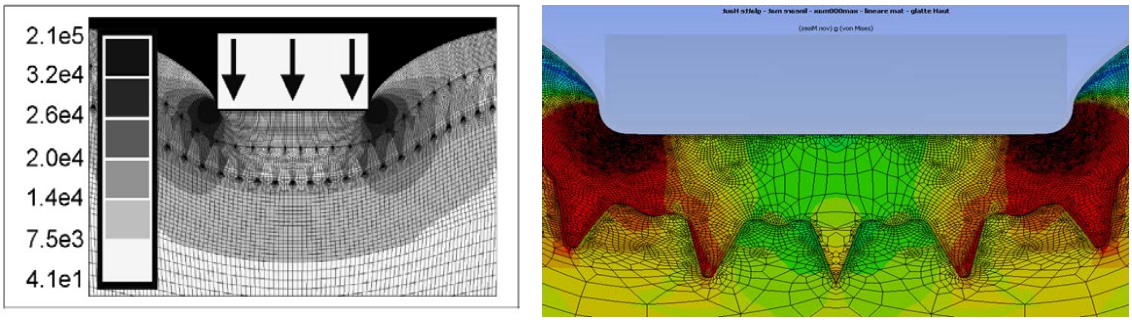


Abb. 6.1: Vergleich der Spannungsverteilung im Hautgewebe aus [Gerling & Thomas, 2005] (links) mit eigenen Ergebnissen (rechts)

Zusätzlich wurde der Einfluss der Blutdruckänderung auf die Empfindlichkeit der Mechanorezeptoren mithilfe von zwei eingeführten Schichten mit variablen E-Modulen durchgeführt, die die subpapillaren und die tieferen Arterien- und Venenplexus nachbilden sollten. Die Intension bestand darin, eine sich unter der Wirkung des Innendrucks in den Gefäßen verändernde Steifigkeit der Hautschicht zu imitieren. Dabei blieb die Steifigkeit der Papillen unberücksichtigt. Damit das Modell dem biologischen Vorbild mehr entspricht, sollten in den nächsten Arbeiten die Schläuche als Analogon der Gefäße, die durch die papillare Dermis imitierende Schicht verlaufen, implementiert und mit einem Innendruck beaufschlagt werden. Zusätzlich können einzelne Schlingen in jeder Papille eingebaut werden.

Die durchgeführten FEM-Berechnungen dienten dem Verständnis der grundlegenden Prinzipien der peripheren Strukturen und sollten nicht die gesamte Komplexität der menschlichen Haut erklären.

6.2. Modellaufbau und Messungen

Für den Aufbau und die Messungen am Prototyp konnten nur die zur Verfügung stehenden materiellen Mittel benutzt werden. Trotz der niedrigsten Shore-Härte von Silikon ist die Trägerstruktur für das Sensorsystem schwer und begrenzt nachgiebig geworden. Mit einem Umbau der Sensorstruktur wurde das Material reduziert und damit die Nachgiebigkeit des Systems erhöht. Nichts desto trotz konnte die Funktionalität mithilfe des technischen Modells mit vorgeschlagener Geometrie, Nachgiebigkeit und Größe der bionischen Lösung nachgewiesen werden.

Die Einflussfaktoren, wie Umgebungstemperatur, Druck-Zuleitung und die Übergänge an der Kontaktierung, wurden während der Messungen zwar berücksichtigt, konnten aber als systemische Fehlerquelle nicht ganz ausgeschlossen werden. Um eine qualitative Aussage über die Funktionstauglichkeit des aufgebauten Sensorsystems zu treffen, waren die Ergebnisse zufrieden stellend.

Für die Übersetzung der von der „Zwick-Maschine“ (ProLine Tisch-Prüfmaschine Z020TN) ausgeübten Normalkraft in Tangentialkomponente wurde eine geneigte Auflagefläche aufgebaut.dabei wurde Wegen einer begrenzten Zeit, die für den Aufbau des Prototyps und die Messreihen zur Verfügung stand, wurde mehr Wert auf die Stabilität der Auflagefläche gelegt. Die Ergebnisse der Messung mit einer tangentialen Belastung bei 80° zur Sensorfläche unterscheiden sich kaum von der Belastung unter Normalkraft (90°). Durch eine größere Neigung der Auflagefläche für die Messung der tangentialen Komponente kann ein präziseres Bild über das Verhalten des Sensorsystems im Fall der Scherkraft gewonnen werden.

7. Zusammenfassung und Ausblick

…von einer Entdeckung in der Natur

zu einer Erfindung in der Technik.

B. Hill

Das Ziel der hier vorliegenden Arbeit bestand in der Entwicklung eines technischen nachgiebigen Sensorsystems zur Erfassung sowohl von Normal- als auch von Tangentialkräften. Dieses System soll sich in seiner Steifigkeit an exogene Einflüsse (konstruktionsseitige Gegebenheiten als auch mechanische Randbedingungen), die anwendungsbedingt variieren können, anpassen können. Eine Lösung für ein solches System wurde von der Natur inspiriert.

In Jahrmillionen haben sich die Organismen schrittweise an die Umweltbedingungen angepasst und in einem langen Entwicklungsprozess Lösungen hervorgebracht, die der Technik-schaffende Mensch unter dem Motiv des Nachvollzugs zu verstehen versucht. In dem reichen „Patent-Arsenal Natur“ sind noch zahlreiche Anregungen für Problemlösungen in der Technik zu finden. Eine Übertragung biologischer Kenntnisse auf technische Fragestellungen erfordert „die Aufdeckung bestehender, bisher unbekannter Gesetzmäßigkeiten und Sachverhalte in der Natur“ [HILL, 2013]. Dies bedingt eine strukturierte Vorgehensweise. So wurden dieser Arbeit verschiedene Methoden, wie die Analogiemethode nach Hill [HILL, 2013], ein Konzept des komplexen biomechatronischen Systems nach Witte [WITTE&SCHILLING, 2017], eine Modellbildung in Technik-adäquater Abstraktionshöhe und ein domänen-spezifischer Entwurf (V-Modell nach VDI-Richtlinie 2010) zugrunde gelegt.

Mithilfe der Analogiemethode wurde das technische Problem identifiziert und erstmals die menschliche Haut als ein Vorbild für dessen Lösung ermittelt.

Mit der rapiden Entwicklung der Robotik wie auch der intelligenten Medizintechnik steigt der Bedarf selbst-kontrollierender Systeme und damit an der Implementierung von Sensoren. Das setzt die Optimierung bestehender Sensorsysteme in Richtung Selbst-Adaptivität in den Strukturen, die als Mensch-Maschine-Schnittstellen dienen, voraus.

In dynamischen und formveränderlichen Systemen, wie z. B. in der Biomedizintechnik oder der Robotik, werden nachgiebige, sich adaptiv verhaltende Sensorstrukturen benötigt, die sich an die äußeren Messbedingungen während der Funktionserfüllung des Gesamtsystems anpassen können. Um dieser ausgeprägten Nachgiebigkeit der Gesamtsysteme Folge leisten zu können, muss die sensorische Komponente nicht nur ebenfalls hinreichend nachgiebig sein, sondern sich auch auf die veränderlichen Messbedingungen einstellen können. Basierend auf dem Stand des derzeitigen Wissens wurde ein Vorbild für die Lösung für ein nachgiebiges, adaptives technisches System ermittelt.

Die menschliche Haut mit ihrem komplexen Aufbau, sensorischen Fähigkeiten und ihrem parallel vernetzten Kapillarsystem als aktorische Komponente bietet gute Voraussetzungen als Inspiration für die Beschichtung einer technischen Oberfläche.

Für die Identifikation der funktionell entscheidenden Grundprinzipien wurde das Konzept des Reizleitungsapparates angewendet, in dem die Module zu Reizübergang, Grobausrichtung, Anpassung, Kontrastverstärkung, Schutz und Reizselektion systemanalytisch betrachtet wurden. Dadurch ließen sich die funktionell entscheidenden Strukturen und Eigenschaften der Haut, wie Schichtung, Besonderheit des Grenzflächenprofils zwischen Epidermis und Dermis (Papillen), verschiedene Arten der Mechanorezeptoren und deren Verteilung in den Hautschichten, unterschiedliche E-Module der Hautschichten und Lage des Kapillarplexus ermitteln. Mithilfe des Konzepts des komplexen biomechatronischen Systems wurden die biologischen und die analogen technischen Systemkomponenten identifiziert.

Infolge der genauen Analyse der Strukturen und Funktionen der menschlichen Haut wurden zwei Hypothesen gestellt. Die erste Hypothese beschreibt den Vorgang der Reizübertragung von der Hautoberfläche zu den Mechanorezeptoren und eine Verstärkung dieses Reizes im Bereich ihrer Lokalisation. Die zweite Hypothese spricht dem Perfusionsdruck in den Blutgefäßen der Haut eine Rolle an der Steifigkeitsänderung einzelner Schichten zu, die dadurch die Empfindlichkeit (untere und obere Grenzen der Wahrnehmungsfähigkeit) der Mechanorezeptoren beeinflusst.

Die Kenntnisse über die menschliche Haut wurden den zahlreichen biologischen Arbeiten entnommen, die die Morphologie und die Funktionen des körperumschließenden Sinnesorgans beschreiben. Dabei wurden die Eigenschaften und Merkmale der Haut genauer in Betracht gezogen, die eine funktionell wichtige Rolle bei der Umsetzung in ein technisches Sensorsystem für mechanische Parameter spielen. Einige Ergebnisse aus dem Stand des Wissens entsprechen der in der Arbeit gestellten Hypothese, dass die dermo-epidermalen Papillen nicht nur für den Zusammenhalt zweier Schichten bei Reibung und Scherung, sondern auch zur Übertragung und Verstärkung des mechanischen Stimulus dienen. In der Literatur wurden auch Aussagen angetroffen, die der zweiten Hypothese entgegenkommen. So wurden zahlreiche Experimente mit der Fingerhaut durchgeführt, die zeigen, dass die Vasokonstriktion der Haut durch das vegetative Nervensystem (via Sympathikus) gesteuert wird [WILDER-SMITH, 2004; HSIEH, 2006; CHANGIZI, 2011; KAREKLAS, 2012]. Das kutane Gefäßsystem verfügt neben der Vasomotorik über die arteriovenösen Anastomosen, die die Zufuhr des Blutes in die Kapillaren regulieren [HOEPKE, 1927, BRANDIS, 1991; NICKEL, 2005] und dadurch die Durchblutung der Papillen steuern können.

7.1. FEM-Analyse

Mit der Finite-Elemente-Methode wurden die unter der Funktionsanforderung ausgewählten Komponenten der Haut in ein analytisches Modell überführt, um die Hypothese von der Wirkung der Geometrie und des Einflusses des Steifigkeitsunterschieds in den Schichten auf die Mechanorezeptoren zu bestätigen oder zu widerlegen. Bei dem Aufbau des analytischen Modells wurden die experimentellen Daten aus anderen wissenschaftlichen Arbeiten genutzt [MAENO, 1998; GEERLINGS, 2006; ROHEN, 2006]. Diese virtuelle Haut wurde in der FEM-Analyse mit Normal- und Tangentiallast beaufschlagt. Im ersten Abschnitt der Berechnung wurde das Modell mit Eindringkörper senkrecht 2 mm in negativer y-Richtung belastet. Bei der Auswertung der Spannungsverteilung im Bereich der dermo-epidermalen Papillen geht hervor, dass durch die Besonderheit der Geometrie der Haut die Position, Breite, Intensität und Belastungsrichtung des Eindringkörpers mittels der Mechanorezeptoren erkannt werden können. Auf die Plausibilität der Annahme, dass die Mechanorezeptoren auch die Größe und Form des Eindringkörpers wahrnehmen können, deutet der starke Spannungsabfall am Rand des Belastungsgegenstandes hin. Ein ähnliches Ereignis ist auch in der Arbeit von [GERLING, 2005] zu finden.

Unter der Tangentialbelastung deutet die Spannungsverteilung im Bereich der papillaren Grenzstruktur auf die Möglichkeit der Mechanorezeptoren hin, die Position und die Bewegungsrichtung des Eindringkörpers zu erkennen. Während das Spannungsmaximum unmittelbar unter dem Objekt auf seine Position hinweist, zeigt die kontralaterale Differenz an den Papillenflanken die Richtung des bewegten Objektes.

Während der FEM-Analyse mit variablen E-Modulen der papillaren und retikularen Dermis wurde der Einfluss der Steifigkeitsänderung der Schichten auf die Empfindlichkeit der Mechanorezeptoren geprüft. Die zusätzlich eingeführten Schichten sollten den subpapillaren und tiefen Plexus imitieren. Das E-Modul von jeder Schicht wurde separat erhöht und dabei die Spannungs- und Dehnungsänderungen im Bereich der dermo-epidermalen Papillen beobachtet. Den Simulationsergebnissen zufolge sinken die Dehnungen im Tal der Papillen bei Erhöhung der Steifigkeit im subpapillaren Plexus, während bei der Steigerung des E-Moduls im tiefen Plexus keine Spannungs- oder Dehnungsänderungen zu sehen sind. Aus den Ergebnissen geht hervor, dass die Empfindlichkeit der Meißner-Körperchen und Merkel-Zellen nur vom subpapillaren Plexus abhängig ist. Der tiefe Plexus hat dabei keinen ersichtlichen Einfluss auf die Mechanorezeptoren im Bereich der dermo-epidermalen Papillen.

Mithilfe der FEM-Analyse wurden die in der Arbeit gestellten Hypothesen bestätigt. Es wurde festgestellt, dass die Hautkomponenten, wie das Grenzflächenprofil zwischen Epidermis und Dermis, die Schichtung der Haut und die unterschiedlichen E-Module der Schichten, die Lokalisation der Mechanorezeptoren und der Innendruck des subpapillaren Plexus, eine Rolle an der Übertragung und Aufnahme des exogenen Reizes spielen.

Basierend auf den Erkenntnissen der Struktur-Funktions-Beziehungen der menschlichen Haut konnte das Potenzial für die technische Umsetzung identifiziert werden. Die in der Arbeit vorgeschlagenen Gestaltungsvarianten des Sensorsystems betreffen die Gestaltung der Trägerstruktur mit den Besonderheiten ihrer Geometrie, die Auswahl und Anordnung der Sensorelemente und Vorschläge über die Realisierung der aktorischen Komponenten. Die Aktorik soll ein adaptives Verhalten dem Sensorsystem verleihen, indem die Empfindlichkeit der Sensorik durch die Steifigkeitsänderung einer der Schichten eingestellt wird. In der technischen Umsetzung wurde ein konstruktiver Entwurf realisiert, in dem mit empirischen und experimentellen Methoden die einzelnen Komponenten (Material, Werkstoff, Sensor- und Aktorkomponenten) hinsichtlich der Anwendbarkeit des körperlichen Modells geprüft, und die für den Systementwurf passenden Materialien jeweils ausgewählt wurden. Für die Trägerstruktur mit einem mehrschichtigen Aufbau und komplexer Geometrie der Grenzfläche zwischen den Schichten bieten sich Textilien, Silikon-Elastomere und Schaumstoffe wegen der Möglichkeit ihrer Fertigung in unterschiedlicher Steifigkeit, Form, Textur und Größe an. Als Sensoren eignen sich graphitdotierte Silikonelastomere und Schaumstoffe, die bei Verformung ihren elektrischen Widerstand ändern. Die Sensoren werden an den Flanken der wellen- oder zapfenförmigen Grenzflächen zweier Schichten so positioniert, dass die auf das Sensorsystem wirkenden Normal- und Tangentialkräfte getrennt voneinander orts- und richtungsaufgelöst erfasst werden. Die Gestaltungsvarianten des Sensorsystems können nach dem in der Arbeit vorgestellten Konzept nach Anwendungsvariante und technologischen Möglichkeiten variiert werden. Die ausgewählten Stoffe für die Trägerstruktur lassen sich in verschiedenen Steifigkeitsgraden fertigen, womit je nach Einsatz ein Pre-Setting eingestellt wird. Zur Realisierung der Adaptivität des technischen Sensorsystems während der Messung (in situ) wird die Umsetzung der fluidischen Aktorik, z. B. in Form von mit einer Druckquelle verbundenen (binnendruckgesteuerter) Schlauchstruktur oder von Luftkammern, vorgeschlagen.

Das in der FEM-Analyse verwendete Modell stellt eine starke Abstraktion der menschlichen Haut dar. Der Modellaufbau für die FE-Berechnung der Haut und eine Reihe von durchgeführten Simulationen hat die Eignung des Modells zwar bestätigt, hinterließ aber sehr viele weitere Fragen. Durch eine Annäherung des Modells an die Komplexität des biologischen Objektes und der Aufbau eines 3-dimensionalen Modells können sowohl weitere Erkenntnisse über die menschliche Haut gewonnen als auch neue Lösungsmöglichkeiten für eine technische Umsetzung erworben werden. Mit der neu eingeführten LC-OCT-Technik für die ultrahochauflösende Vertikal- und Horizontalschnittbildgebung der menschlichen Haut kann eine räumliche Auflösung von ca. 1 µm erreicht werden [OGIEN et al., 2020]. Damit können die genaueren Abmaße der Papillengeometrie und der Dicke der Hautschichten definiert werden. Eine Erweiterung des Modells durch die epidermalen Hautleisten kann weitere

Einflussparameter auf die Signalübertragung und vor allem auf die Wahrnehmung der tangentialen Komponente einwirkender Kräfte verdeutlichen.

Auch kann bei der Analyseauswertung durch erweiterte Betrachtungen ein breiteres Bild über Funktionen der menschlichen Haut erhalten werden. Die Ergebnisse sowohl dieser Arbeit als auch aus den Werken anderer Autoren deuten darauf hin, dass im Spannungsverlauf die Form des kontaktierten Druckkörpers widergespiegelt wird. Um zu analysieren, wie die Haut mittels des Spannungsverlaufs verschiedene Objektformen unterscheidet, sollte die Hautoberfläche mit verschiedenartigen Eindringkörpern belastet werden.

Im ersten Teil der FEM-Analyse wurden nur die Spannungen in Betracht gezogen. Wie aus der Biologie bekannt, reagieren die Mechanorezeptoren auf die Verformung der umgebenden Gewebe-Schichten. Aus diesem Grund wäre es sinnvoll, in weiteren Arbeiten sowohl die Spannungen als auch die Dehnungen zu analysieren, um ein genaueres Bild von den Zusammenhängen in der menschlichen Haut zu bekommen.

Die ausgewählte Lösung, die Blutgefäße oder die über deren Binnendruck veränderte Steifigkeit der Schichten ortsspezifisch abzubilden, hat sich durch erreichte Ergebnisse bestätigt, hinterließ jedoch noch viele Fragen. Weitere Simulationen mit der qualitativen Überprüfung der Steifigkeitsänderung durch die Hauthydraulik würden den Einfluss auf die Spannungs- und Dehnungsverteilung im Bereich der Mechanorezeptoren deutlicher zeigen. Die Blutgefäße können realitätsnah abgebildet werden, z. B. in Form der Schlingen (tangential angeschnitten), die in jede dermale Papille hineinragen, oder in Form kleiner Kreise (als Querschnitt-Darstellung), die entlang der Grenzlinie von Epidermis und Dermis verlaufen und mit einem Binnendruck beaufschlagt werden.

7.2. Technische Realisierung

Basierend auf den vorgeschlagenen Gestaltungsvarianten wurde durch Modifizieren ein technisches Modell aus nachgiebigen Materialien aufgebaut und auf die Funktionalität getestet. Die zweischichtige papillenförmige Struktur besteht aus Silikonelastomer, wobei die untere Schicht über zwei Ausführungsvarianten verfügt, die dem Gesamtsystem unterschiedliche Steifigkeit verleiht. Die aus graphitdotiertem Schaumstoff gefertigte Sensorschicht wurde passend zur Papillenform der Trägermatrix geschnitten, mit elektrischen Kontaktierungen an der Spitze und den Flanken versehen und zwischen zwei Silikonschichten gelegt.

Durch die separate Kontaktierung des Schaumstoffs an der Spitze und Flanke der künstlichen Papille können normale und tangentiale Kräfte getrennt voneinander aufgenommen werden. Die Messungen unter Normalbelastung an den beiden Gestaltungsvarianten weisen einen Versatz des Widerstandsverlaufs auf, der durch die unterschiedliche Steifigkeit der unteren Schicht verursacht wird. Dies beweist die Möglichkeit, ein Pre-Setting des Sensorsystems vor

der Messung einzustellen. Zur Realisierung der Steifigkeitsänderung des Systems während der Messung bietet sich die unterschiedliche Gestaltung und Implementierung der Aktorik, z. B. integrierte Luftkammern oder Schläuche mit pneumatisch gesteuertem Binnendruck, an. Ein funktionstüchtiges Versuchsmuster mit der integrierten Aktorik wurde im Rahmen dieser Arbeit nicht gefertigt.

In der vorliegenden Arbeit wurden für die Funktionstüchtigkeit der Haut relevante Komponenten im biologischen Vorbild identifiziert, mit der FEM-Analyse geprüft und erfolgreich in das technische Modell umgesetzt. Dabei wurde eine flexible Schichtstruktur zur Erfassung technischer Parameter entwickelt, die sich in einer weiteren Ausbaustufe in ihrer Steifigkeit an den exogenen Einfluss anpassen kann. Mit der aufgebauten technischen Umsetzung und dem darauffolgenden Testversuch wurde die Wirkung der physikalischen Gesetze und Prinzipien, die hinter einer Konstruktion stehen, nachgewiesen.

In Kapitel 5 wurden verschiedene Ansätze zur Gestaltung eines Sensorsystems nach dem Vorbild der menschlichen Haut dargestellt. Hier handelt es sich nur um verschiedene Varianten der möglichen Gestaltung aus nachgiebigen Materialien und der Implementierung von Sensorik und Aktorik in die mehrschichtige Struktur. Für jeden einzelnen Anwendungsfall wurden konkrete Anforderungen an das Sensorsystem gestellt, nach denen das Material und die Geometrie für Trägerstruktur, Sensorik und Aktorik kombiniert werden.

Das körperliche Modell, das in dieser Arbeit gefertigt wurde, und die Testversuche zeigen in erster Linie die Funktionstüchtigkeit des mehrschichtigen Papillen-ähnlichen Aufbaus. Basierend auf diesem ersten Funktionsmuster können Erweiterungen und Optimierungen an diesem technischen Modell vorgenommen werden. So kann z. B. das Modell in kleinerer Größe mit geringerer Wandstärke und mit höherer Auflösung (mehr Papillen pro gleiche Fläche) gefertigt werden.

Die ersten einfachen Messungen haben zwar gezeigt, dass die Normal- und die Tangentialkraft durch den Papillen-ähnlichen Aufbau getrennt voneinander wahrgenommen werden können; das Messverfahren kann trotzdem optimiert werden, um weitere und aussagekräftigere Ergebnisse zu erhalten. So können die Sensoren an der Spitze und an der Flanke der Papille gleichzeitig angeschlossen werden, damit aus den Messdaten der genaue Einwirkungswinkel der Kontaktkraft ausgerechnet werden kann. Bei einer Kontaktierung aller Papillen können Versuche mit punktueller und flächiger Belastung durchgeführt werden. Mithilfe der Signalnachverarbeitung in der Sensorperipherie sollte es möglich sein, aus den Messergebnissen auf die Form des Belastungskörpers zurückzuschließen.

In der Arbeit wurde bereits erwähnt, dass die Auflagefläche für die Messung der Tangentialbelastung zu niedrig angeordnet war. Es ist sinnvoll, in den weiteren Arbeiten einen Versuchsaufbau mit einstellbarem Neigungswinkel zu realisieren, um das System unter einem stufenweise veränderbaren Kraftwinkel zu belasten.

Im vorhandenen Muster kann ein Pre-Setting des Systems durch Ersatz der unteren Schicht eingestellt werden. Eine Steifigkeitseinstellung während der Messung kann durch die Implementierung der Aktorik erreicht werden. Eine der Aufbauvarianten des Sensorsystems mit integrierten Aktoren in Form der Luftkammern ist auf der Abbildung 5.7 dargestellt. In einer weiteren möglichen Realisierungsvariante spielt aktorische Komponenten eine aktive Rolle und wird mithilfe der magnetosensitiven Elastomeren realisiert. Die sensorische Teil aktiviert in diesem Fall das Anlegen von Magnetfeldern, um den formadaptiven, nachgiebigen Greifelements in die Bewegung zu bringen. Andererseits ein sensorisches Element ermöglicht dem Gesamtsystem, scharfe Gegenstände zu erkennen, die den Greifer beschädigen können [ZIMMERMANN et al., 2019]. Diese Erweiterung des Modells durch eine aktorische Komponente eröffnet ein breites Anwendungspotential in verschiedenen Gebieten der Medizintechnik und Robotik (z. B. an einer Mensch-Maschine-Schnittstelle).

Die vorgeschlagene Lösung kann ihren Einsatz als mechanisch anpassbare Mittlerschicht zwischen zwei interagierenden starren Systemen oder zwischen dem starren technischen System und dem menschlichen Körper finden. In einer roboterbasierten empfindlichen Montage, wo die kraftgesteuerten Roboter in einer unbekannten Umgebung agieren sollen [BEHRENS et al., 2018], ist der Einsatz solcher Sensorarrays für eine Force-Feedback-Information denkbar. Der Effekt der mechanischen Adaptivität einer Sensormatte soll auch zu einer Verbesserung der Anwendung in verschiedenen Bereichen der Medizin führen. Die integrierte Aktorik ermöglicht eine Messung der Druckverteilung in Schuheinlagen, in Matratzen und in der Bettung des Amputationsstumpfes, zur Dekubitus-Prophylaxe. Eine durch Aktorik erreichte Steifigkeitseinstellung eröffnet auch die Möglichkeit einer aktiven Formanpassung an die individuell veränderliche Körperkontur und ermöglicht einen bündigen, faltenfreien und somit messsicheren Sitz der Bandagen. Das eröffnet ein breites Spektrum an Anwendungen sowohl in verschiedenen Bereichen der Medizintechnik (Prothetik, Orthetik, therapeutische und ReHa-Mittel, z. B. in der Phlebologie) als auch in der Robotik als Interface zur Mensch-Maschine-Interaktion.

Bionisch orientierte Untersuchungen können nicht den Anspruch auf eine vollständige Erklärung eines Struktur-Funktions-Zusammenhangs in biologischen Systemen erheben.

Physiologische Vorgänge in Lebewesen müssen mit einer anderen Methodik untersucht und die Ergebnisse am Objekt experimentell überprüft werden. Dabei kann eine technisch motivierte Hypothesenbildung, die an abstrahierten körperlichen oder virtuellen Ersatzmodellen durchgeführt wird, den lebenswissenschaftlichen Disziplinen jedoch Fragestellungen liefern, „wie es denn wirklich im Leben funktioniert“. Bei der technikwissenschaftlichen Umsetzung steht im Vordergrund, „dass es wie angestrebt funktioniert“.

Literaturverzeichnis

[ALTMEYER et al., 1997] Altmeyer, P., Hoffmann, K., Stücker, M. (1997): *Kutane Mikrozirkulation*, Springer, (ISBN: 3-540-62564-X)

[BEHRENS et al., 2018] Behrens, R.; Belov, A.; Poggendorf, M.; Hanses, M.; Jantz, E.; Elkmann, N., *Performance Indicator for Benchmarking Force-Controlled Robots, Robotics and Automation* (ICRA), 2018 IEEE International Conference on, Brisbane, 21-15 May, 2018 (DOI 10.1109/ICRA.2018.8460858)

[BENNINGHOFF, 1985] Benninghoff, A. (1985): *Makroskopische und mikroskopische Anatomie des Menschen*, 3. Band: Nervensystem, Haut und Sinnesorgane; 13./14. Ausgabe, Urban & Schwarzenberg Verlag, (ISBN 3-541-00264-6)

[BIEGERT, 1961] Biegert, J. (1961): *Volarhaut der Hände und Füße in Primatologia*. *Handbuch der Primatenkunde*; Karger Verlag, (ISBN 3805506732)

[BLATTER, 2010] Cedric Blatter, cedric.blatter@meduniwien.ac.at, persönliche Mitteilung in der E-Mail von 07.12.2010; Center of Biomedical Engineering und Physics – Biomedical Optics Group, Medizinischen Universität Wien

[BRANDIS & SCHÖNBERG, 1991] Brandis, H.J., Schönberg, W. (1991): Anatomie und Physiologie für Krankenschwestern sowie für andere medizinische und pharmazeutische Fachberufe, G. Fischer Verlag, (ISBN 3-437-00653-3)

[BROHEM et al., 2011] Brohem, C. A., da Silva Cardeal, L. B., Tiago, M., Soengas, M. S., de Moraes Barros, S. B., Maria-Engler, S. S. (2011): *Artifical Skin in Perspective: Concepts and Applications*. In: NIH Piblic Access, S. 35-50. (DOI 10.1111/j.1755-148X.2010.00786.x)

[BÜSCHER et al., 2015] Büscher, G., Koiva, R., Schürmann, C., Haschke, R., Ritter, H.J. (2015): *Felxible and Stretchable fabric-based tactile sensor*. In: Elsevier. Robotics and Autonomous Systems, Vol. 63: S. 244-252, (DOI: 10.1016/j.robot.2014.09.007)

[CARL, 2009] Carl, K. (2009): Technische Biologie des Tasthaar-Sinnessystems als Gestaltungsgrundlage für taktile stiftführende Mechanosensoren, In: Berichte aus der Biomechatronik, Vol. 3, (ISBN 978-3-939473-45-9)

[CARL&GAVRILOVA, 2006a] Carl, K. & Gavrilova, I.; Feustel, M.; Scheibner, W.; Schilling, C.; Witte, H. (2006): *Ein Modell des Reizleitungsapparates unter dem Aspekt der Gestaltung von Sensorperipherien Bionik: Patente aus der Natur*. In: Bionik: Patente aus der Natur. 3. Bremer Bionik-Kongress, (ISBN 978-3-00-022050-0)

[CARL&GAVRILOVA, 2006b] Carl, K. & Gavrilova, I.; Feustel, M.; Scheibner, W.; Schilling, C.; Witte, H. (2006): *Zwei Ausführungsvarianten der Peripherik taktiler Sensoren*, In: Bionik: Patente aus der Natur. 3. Bremer Bionik-Kongress, (ISBN 978-3-00-022050-0)

[CARL&SCHILLING, 2008] Carl, K., Schilling, C., Witte, H. (2008): *Der Reizleitungsapparat*. In: Handbuch Mikrotechnik, S.2-8. (Hrsg.): Carl Hanser Verlag, München

[CAUNA, 1954] Cauna, N. (1954): *Nature and functions of papillary ridges of the digital skin*, In: The Anatomical Record, V. 119, S. 449-468, Online: DOI: 10.1002ar.1091190405, (Feb. 2005)

[CHANGIZI et al., 2011] Changizi, M., Weber, R., Kotecha, R., Palazzo, J. (2011): *Are Wet-Induced Wrinkling Fingers Primate Rain Treads?*, Brain Behav. Evol.: S. 286-290, (DOI: 10.1159/000328223)

[CHAYKINA et al., 2013] Chaykina, A., Griebel, S., Zentner, L., Unger, V. (2013): *Vorrichtung und Verfahren zur Ermittlung von Scherkräften und deren Verwendung*. Patent DE1020130153666A1

[DANDEKAR et al., 2003] Dandekar, K., Raju, B. I., Srinivasan, M. A. (2003): *3-D Finite-Element Models of Human und Monkey Fingertips to Investigate the Mechanics of Tactile Sense*. ASME, Vol. 125, (DOI: 10.1115/1.1613673)

[DOSAEV et al., 2018] Dosaev, M., Selyutskiy, Yu., Yeh, C.-H., Su, F.-C.: *Modeling of tactile feedback realized by a piezoelectric drive*. Mechatron. Autom. Control 7, In: EuCoMeS, S. 480-485 (2018), (ISBN 978-3-319-98019-5)

[ELBEL, 1996] Elbel, Th. (1996): Mikrosensorik. Eine Einführung in Technologie und physikalische Wirkungsprinzipien von Mikrosensoren. Springer Fachmedium, Wiesbaden, (ISBN 978-3528-03377-4)

[FÉRÉ, 1895] Féré, Ch. (1895): *Note sur la sensibilité de la pulpe des doigts*. In: L'année psychologicque, Vol. 2, Paris, s. 671-672 (www.persee.fr/issue/psy_0003-5033_1895_num_2_1)

[FUNG, 1981] Fung, Y. C. (1981): *Biomechanics. Mechanical Properties of Living Tissues. Second Edition*. Springer, (ISBN 978-1-4757-2257-4)

[GAGGERO et al., 2008] Gaggero, P. O., Brunner, J. X., Böhm, S. H. (2008): *Caos-effective 2D Force Mapping for Medical and Sports Application*, In: CSEM, Scientific and Technical Report

[GAVRILOVA et al., 2008a] Gavrilova, I., Schillin, C., Spielmann, Ch., Witte, H. (2008): *Functional Surfaces: Towards Sensorized Skin for Robots*. In: 53th IWK TU Ilmenau (ISBN: 978-3-938843-40-6)

[GAVRILOVA et al., 2008b] Gavrilova, I., Feustel, M., Scheibner, W., Schilling, C., Witte, H. (2008): *Sensorised Compliant Structures with Adjustable Stiffness*, In: BioMED, 6. IASTED, Innsbruck, Austria, (ISBN 978-0-88986-721-5)

[GAVRILOVA et al., 2009] Gavrilova, I., Schilling, C., Witte, H., Zentner, L. (2009): *Biomechanics of the Human Skin Concerning the Development of Technical Sensor Array*. In: ICCSM, Dubrovnik, Croatia. (ISBN: 978-953-7539-11-5)

[GAVRILOVA & RISTO, 2008] Gavrilova, I., Risto, U., Schilling, C., Witte, H., Zentner, L. (2008): *Ein biologisch inspiriertes adaptves Sensorsystem*. In: Bionik-. Patente aus der Natur, 4. GTBB Bionik-Kongress, Bremen, S. 227-232 (ISBN 978-3-00-027193-9)

[GAVRILOVA et al., 2010] Gavrilova, I., Schilling, C., Witte, H., Zentner, L. (2010): *Flexible Schichtstruktur zur Erfassung mechanischer Parameter und Verfahren zu deren adaptiven Verhalten.* Patent 102008062447 B3

[GEERLINGS, 2006] Geerligs, M. (2006): A literature review of the mechanical behavior of the stratum corneum, the living epidermis und the subcutaneous fat tissue, In: Philips Research, (TN 2006/00450)

[GERLING & THOMAS, 2005] Gerling, G. J., Thomas, G. W. (2005): *The Effect of Fingertip Microstructures on Tactile Edge Perception*, In: Word Haptic , S. 63-72, IEEE, (ISBN 0-7695-2310-2), (DOI: 10.1109/WHC.2005.129)

[GOODWIN, 1987] Goodwin, V. L. (1987): *Improved patient support structure*. Patent EP0261830A3

[GORYACHEVA et al., 2013] Goryacheva, I., Martynenko, J., Fon-Chin, S., Ryasantseva, M., Antonov, F. (2013): *Анализ контактного взаимодействия искуственного видеотактильного механорецептора с мягкими биологическими тканями.*In: Russian Journal Biomechnics 2013, T. 17, Nr. 1 (59), S. 8-21, (ISSN 1812-5123)

[GRAUMANN & SASSE, 05] Graumann, W., Sasse, D. (2005): *Compact Lehrbuch Anatomie. Sinnessysteme, Haut, ZNS, Periphere Leitungsbahnen*, Bd.4, Schattauer, Stuttgart, (ISBN 9783794520640)

[GRUBER, 2004] Gruber, R. (2004): *Einrichtung zum Messen einer Kraft*, Patent DE10252862B3

[GÜTT, 1998] Gütt, S. (1998): Rheologische in vivo-Untersuchung an der menschlichen Haut mit nicht-invasiven Verfahren, Dissertation, Universität Hamburg

[INABA, 1996] Inaba, M. (1996): A Full-Body Tactile Sensor Suit Using Electrically Conductive Fabric and Strings, In: IEEE, (DOI: 0-7803-3213-X/96)

[HADDADIN et al., 2008] Haddadin, S., Albu-Schäffer, A., De Luca, A., Hirzinger, G. (2008): *Evaluation of Collision Detection and Reaction for a Human-Friendly Robot on Biological Tissue*. In: Proceedings IARP 2008. IARP International Workshop on Technical challenges and for dependable robots in Human environments, 2008-05-18 - 2008-05-19, Pasadena (USA); https://elib.dlr.de/55654/

[HADDADIN et al., 2008] Haddadin, S., Albu-Schäffer, A., Hirzinger, G. (2008): *The Role of the Robot Mass and Velocity in Physical Human-Robot Interaction – Part I: Unconstrained Blunt Impacts*. In: IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA2008), Pasadena, USA (DOI 10.1109/ROBOT.2008.4543388)

[HADDADIN et al., 2008] Haddadin, S., Albu-Schäffer, A., Frommberger, M., Hirzinger, G. (2008): *The Role of the Robot Mass and Velocity in Physical Human-Robot Interaction – Part I: Constrained Blunt Impacts.* In: 2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA2008), Pasadena, USA (DOI 10.1109/ROBOT.2008.4543389)

[HADDADIN et al., 2012] Haddadin, Sa., Haddadin Si., Khoury, A., Rokahr, T., Parusel, S., Burgkart, R., Bicchi, A., Albu-Schäffer, A. (2012): *On Making Robots Understand Safety: Embedding Injury*

Knowledge into Control. In: The International Journal of Robotics Research 31 (13): 1578-1602, (DOI 10.1177/0278364912462256)

[HANDWERKER, 1995] Handwerker, H. (1995): *Allgemeine Sinnesphysiologie in Neuro- und Sinnesphysiologie von Schmidt*, S. 201-220, Springer Verlag, (ISBN 978-3-540-59292-1)

[HELDMAIER & NEWWEILER, 2003] Heldmaier, G., Newweiler, G. (2003): *Vergleichende Tierphysiologie*, Band 1. Neure- und Sinnesphysiologie, Springer Verlag, (ISBN 978-3-642-62924-2)

[HENDRIKS et al., 2003] Hendriks, F. M., Brokken, D., van Eemeren, J. T. W. M., Oomens, C. W. J., Baaijen, F. P. T., Horsten, J. B. A. M. (2003): *A numerical-experimental method to characterize the non-linear mechanical behaviour of human skin*. In: Skin Research and Technology, S. 274–285; (ISSN 0909-752X)

[HICK & HICK, 2013] Hick, C., Hick, A. (2013): *Mediscript Kurzlehrbuch. Physiologie*. Urban&Fischer Verlag, München, (ISBN 978-3-437-41895-2)

[HILL, 2013] Hill, B. (2003): *Bionik. Die Natur als Ideenschmiede*. Knabe Verlag, Weimar, (ISBN 978-3-940442-92-5)

[HILLER & HORNSTEIN, 1993] Hiller, D., Hornstein, O.P. (1993): *Neue Entwicklungen in der Dermatologie: Moderne Methoden zur nicht-invasiven Untersuchung der Mikrozirkulation der Haut*, Band 7. Springer-Verlag, Berlin, (ISBN-13: 978-3-540-56709-7)

[HOEPKE, 1927] Hoepke, H (1927): *Handbuch der mikroskopischen Anatomie des Menschen*. 3. Band, 1. Teil, Haut und Sinnesorgane, Springer, Berlin (ISBN-13: 978-3-642-81040-4)

[HOHBEIN, 2007] Hohbein, Ch. (2007): *FEM-Analyse eines zweischichtigen Sensorarrays mit variablem Grenzflächenprofil*, Projektarbeit, Betreuer Gavrilova, I., Ilmenau 2007

[HORNSTEIN et al., 1993] Hornstein, O.P., Hundeiker, M., Schönfeld, J. (1993): *Neue Entwicklungen in der Dermatologie*, Band 7, Springer-Verlag, (ISBN-13: 978-3-540-56709-7)

[HORSTMANN, 1957] Horstmann, E. (1957): *Handbuch der mikroskopischen Anatomie des Menschen. Die Haut*, Band 3, Springer Verlag, Berlin, Heidelberg (ISBN-13: 978-3642479229)

[HSIEH et al., 2006] Hsieh, C.H., Huang, K.F., LiLiang, P.C., Jeng, S.F., Tsai, H.H. (2006): *Paradoxical response to water immersion in replanted fingers*. In: Clin Auton Res 16: S. 223-227. (DOI: 10.1007/s10286-006-0340-9)

[HUBA, 2007] Huba, Antal (2007): *Anwendung von Silikon-Elastomeren in der Medizintechnik und in der Feinwerktechnik*. Technische und Wirtschaftswissenschaftliche Universität Budapest, Skript zur Vorlesung

[JANSEN & ROTTIER, 1958] Jansen, L. H., Rottier, P., B. (1958): *Some mechanical properties of human abdominal skin measured on excised strips*. In: Dermatologica 117, S. 65-83, (DOI:10.1159/000255569)

[JIANG et al., 2000] Jiang, F., Lee, G., Tai, Y., Ho, Ch. (2000): *A Flexible Micromachine-BAsed Shear-Stress Sensor Array and Ist Application to Separation-Point Detection*. In: Sensors and Actuators A: Physical, Vol. 79, S. 194-203, (DOI: 10.1016/S0924-4247(99)00277-0)

[JIANG et al., 2019] Jiang, Zh., Nayeem, M. O. G., Fukuda, K., Ding, S., Jin, H., Yokota, T., Inoue, D., Hashizume, D., Someya, T. (2019): *Highly Stretchable Metallic Nanowire Networks Reinforced by the Underlying Randomly Distributed Elastic Polymer Nanofibers via Interfacial Adhesion Improvement*. In: Advanced Materials, V. 31 (DOI 10.1002/adma.201903446)

[JIYONG et al., 2007] Jiyong, H., Ding, X., Wang, R. (2007): *Dependence of tactile sensation on deformations within soft tissues of fingertip*. In: World Jounral of Modelling and Simulation, Vol. 3, No. 1, S. 73–78, (ISSN 1-746-7233)

[JUNQUEIRA et al., 1996] Janqueira, L.C., Carneiro, J. (1996): Histologie. Zytologie, Histologie und mikroskopische Anatomie des Menschen unter Berücksichtigung der Histophysiologie. 4. Auflage, Springer-Verlag, (ISBN 3-540-60404-9)

[JUNQUEIRA, 2005] Junqueira, L. C. U. (2005): *Histologie*, 6. Auflage, Springer Medizin, (ISBN 3-540-21965-X)

[KALTENBRUNNER et al., 2013] Kaltenbrunner, M., et al. (2013): *An ultra-lightweight design for imperceptible plastic electronics*. In: Nature 498, s. 458-463, (DOI: 10.1038/nature12314)

[KAREKLAS et al., 2013] Kareklas, K, Nettle, D., Smuders, T. V. (2012): *Water-induced finger wrinkles improve handling of wet objects*. In: Biology Letters, (DOI: 10.1098/rsbl.2012.0999)

[KERN, 2009] Kern, Th. A. (2009): *Entwicklung haptischer Geräte*, Springer, (ISBN 978-3-540-87643-4)

[KERPA et al., 2003] Kerpa, O., Weiss, K., Wörn, H. (2003): *Development of a Flexible Tactile Sensor System for a Humanoid Robot*. In: IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Las Vegas, (DOI: 0-7803-7860-1/03)

[KIM, 2011] Kim, D.-H. (2011): *Epidermal Electronics*, Science, Vol. 333, s. 838-843, (DOI: 10.1126/science.1206157)

[KIM et al., 2014] Kim, Jaemin, et al. (2014): *Stretchable Silicn Nanoribbon Electronics for Skin Prosthesis*, In: Nature Communications 5, Article Number 03, S. 1-14, (DOI: 10.1038/ncomms6747)

[KONYO et al., 2005] Konyo, M., Maeno, T., Yoshida, A., Tadokoro, S. (2005): *Roughness Sense Display Representing Temporal Frequency Changes of Tactile Information in Response to Hand Movements*, In: First Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Enviroment and Teleoperator Systems, IEEE 2005, (DOI: 0-7695-2310-2/05)

[KRAUSE et al., 1999] Krause, W., Richter, A., Arndt, K.-F. (1999): *Kissen und Unterlagen zur Dekubitusprophylaxe und/oder –therapie*. Technische Universität Dresden Patent DE19820720C1

[LANGMAN, 1989] Langman, J. (1989): *Medizinische Embryologie. Taschenlehrbuch der gesamten Anatomie*, Band 4, Thieme Verlag Stuttgart, 8. Auflage, (ISBN 3-13-446608-2)

[LAUER, 1997] Lauer, W. (1997): Intelligentes Sensorsystem zum Ersatz der menschlichen Tastwahrnehmung in der minimal invasiven Diagnostik, In: Fortschrittberichte VDE, (ISBN 3-18-315317-3)

[LIPPERT, 2011] Lippert, H. (2011): *Lehrbuch Anatomie*; Urban & Fischer Verlag, (ISBN 3437423659)

[LIU et al., 2017] Liu, X., Maiti, R., Lu, Z. H., Carré, M. J., Matcher, S. J., Lewis, R. (2017): *New Non-invasive Techniques to Quantify Skin Surface Strain and Subsurface Layer Deformation of Finger-pad during Sliding*. In: Biotribology 12, S. 52-58, Elsevier (DOI: 10.1016/j.biotri.2017.07.001)

[LIU et al., 2018] Liu, X., Carré, M. J., Zhang, Q., Lu, Z., Matcher, S. J., Lewis, R. (2018): *Measuring Contact Area in a Sliding Human Finger-pad Contact*. In: Skin Res Technol 24(1), S. 31-44, PubMed,

(DOI: 10.1111/srt.12387)

[LOESCH & MARTIN, 1984] Loesch, D., Martin, N. G. (1984): *Finger ridge patterns and tactile sensitivity, In: Annaly of Human Biology*, Vol. 11, No. 2, S. 113-124, (DOI: 10.1080/03014468400006961)

[MAENO et al., 1998] Maeno, T., Kobayashi, K., Yamazaki, N., *Relationship between the Structure of Human Finger Tissue and the Location of Tactile Receptors*, Bulletin of JSME International Journal, Vol. 41, No. 1, C, 1998, s. 94-100

[MAHMUD et al., 2012] Mahmud, J., Holt, C., Evans, S., Manan, N. F. A., Chisari, M. (2012): *A parametric study and simulations in quantifying human skin hyperelastic parameters*. International Symposium on Robotics and Intelligent Sensors. In: Procedia Engineering 41(2012), S. 1580-1586 (DOI: 10.1016/j.proeng.2012.07.353)

[MAITI et al., 2016] Maiti, R., Gerhardt, L.-Ch., Lee, Z. S., Byers, R. A., Woods, D., Sanz-Herrera, J. A., Franklin, S. E., Lewis, R., Marcher, S. J., Carré, M. J. (2016*): In vivo measurement of skin surface strain and sub-surface layer deformation induced by natural tissue stretching*. In: J. Mech. Behav. Biomed. Mater. 62, S. 556-569, PubMed (DOI 10.1016/j.jmbbm.2016.05.035)

[MAITI et al., 2019] Maiti, R., Duan, M., Danby, S. G., Lewis, R., Matcher, S. J., Carré (2019): *Morphological parametric mapping of 21 skin sites throughout the body using optical coherence tomography*. In: Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. Vol. 102, 2020, DOI: 10.1016/j.jmbbm.2019.103501

[MANARESI, 2000] Manaresi, N. (2000): Textile-Like Capacitive Pressure Sensor and Method of Mapping the Pressure Exerted at Points of a Surface of a Fleible and Pliable Object, Particularly of a Sail. In: European Patent Application, (EP 1 211 633 A1)

[MANFREDI et al., 2014] Manfredi, L. R., Saal, H. P., Brown, K. J., Zielinski, M. C., Dammann, J. F., Polashock, V. S., Bensmaia, S. J. (2014): *Natural scenes in tactile texture.* In: Journal of Neurophysiology 02/2014; 111(9). (DOI:10.1152/jn.00680.2013)

[MANNSFELD et al., 2010] Mannsfeld, S.C.B. et al. (2010): *Highly sensitive flexible pressure sensors with microstructered rubber dielectric layers*, In: Nature Materials 9, S. 859-864, (DOI: 10.1038/nmat2834)

[MAUREL et al., 1991] Maurel, W., Wu, Y., Thalmann, N.M., Thalmann, D. (1991): *Biomechanical models for soft tissue simulation*. Springer, Berlin, (ISBN 3-540-63742-7)

[MAUREL et al., 1998] Maurel, W., Wu, Y., Thalmann, N., Thalmann, D. (1998): *Biomechanical Models for Soft Tissue Simulation*, Springer, (ISBN: 3-540-63742-7)

[MESSERLI, 2010] Messerli, D. (2010): Patientenlagerungssystem mit Rotationselementen zur Verminderung von Druckschäden (Decubitus) während medizinischen Behandlungen sowie zur Messung der Gewebebelastungen. Patent CH700899A2, Schweiz

[MEYER et al., 2006] Meyer, J., Lukowicz, P., Troster, G. (2006): *Textile Pressure Sensor for Muscle Activity and Motion Detection*. In: Wearable Computers, 10th IEEE International Symposium, (DOI: 10.1109/ISWC.2006.286346)

[MUKAIBO et al., 2005] Mukaibo, Y., Shirado, H., Konyo, M., Maeno, T. (2005): *Development of a Texture Sensor Emulating the Tissue Structure and Perceptual Mechanism of Human Fingers*. In: IEEE International Conference on Robotics and Automation, S. 2576-2581, Barcelona, (DOI: 10.1109/ROBOT.2005.1570499)

[NACHTIGALL, 2002] Nachtigall, W. (2002): *Bionik: Grundlagen und Beispiele für Ingenieure und Naturwissenschaftler*, Springer, (ISBN-13: 978-3540436607)

[NICKEL et al., 2005] Nickel, R., Schummer, A., Seiferle, E. (2005): *Kreislaufsystem, Haut und Hautorgane*. Parey, (ISBN-13: 9783830441649)

[NIEMITZ, 1977] Niemitz, C. (1977): Zur funktionellen Anatomie der Papillarleisten und ihrer Muster bei Tarsius bancanus borneanus, Z. Säugetierkunde, S. 321-346, (ISSN 0044-3468)

[OGIEN et al., 2020] Ogien, J., Levecq, O., Azimani, H., Dubois, A. (2020): Dual-mode Line-Field Confocal Optical Coherence Tomography for Ultrahigh-Resolution Vertical and Horizontal Section Imaging of Human Skin in vivo. In: Biomed Opt Express, 11(3), S. 1327-1335 DOI: 10.1364/BOE.385303

[PAPAKOSTAS et al., 2002] Papakostas, Th. V., Lima, J., Lowe, M. (2002): *A Large Area Force Sensor for Smart Skin Application*. In: IEEE, (DOI: 0-7803-7454-1/02)

[PARK et al., 2009] Park, Sang, Il., et al. (2009): *Printed Assemblies of Inorganic Light-Emitting Diodes for Deformable and Semitransparent Displays*, Science, Vol. 325, S. 977-981, (DOI: 10.1126/science.1175690)

[PAWELCZAK, 2005] Pawelczak, Dieter (2005): Nutzung inhärenter Messeffekte von Aktoren und Methoden zur sensorlosen Positionsmessung im Betrieb. Schaker Verlag (ISBN-13: 978-3832241841)

[PRIEWE & TÜMMERS, 2007] Priewe, J., Tümmers, D. (2007): *Das Erste. Kompendium Vorklinik*. Springer, (ISBN-13 978-3-540-32877-3)

[QUANG et al., 2015] Quang, T. Ph., Hoshi, T., Tanaka, Y., Sano, A. (2005): *Study on Three-dimensional Configuration of Dermal Papillae: Effects on Meissner Corpuscles*. In: IEEE World Haptics Conference (WHC), Evanston, Il, USA

[REUTER et al., 2017] Reuter, Ch., Walles, H., Groeber, F. (2017): *Preparation of a three-dimensional full thickness skin equivalent*. In: 3D Cell Culture: Methods and Protocols, Methods in Molecular Biology, vol. 1612, Springer Science+Business Media LLC 2017 (DOI 10.1007/978-1-4939-7021-6_14)

[ROHEN, 2000] Rohen, J. W. (2000): Funktionelle Histologie: kurzgefaßtes Lehrbuch der Zytologie, Histologie und mikroskopischen Anatomie des Menschen nach funktionellen Gesichtspunkten, 4. Auflage, Schattauer, (ISBN 3-7945-2044-0)

[ROHEN et al., 2006] Rohen, J. W., Yokochi, C., Lütjen-Drecoll, E. (2006): *Anatomie des Menschen: Fotographischer Atlas der systematischen und topographischen Anatomie*, In: 6th ed. Schattauer GmbH, Stuttgart, (ISBN 3-7945-2430-6)

[ROSSI&SCILINGO, 2006] De Rossi, D., Scilingo, E. P. (2006): *Skin-Like Sensor Arrays*. In: Encyclopedia of Sensors, S. 1-20, (ISBN 1-58883-056-X/S50.00)

[ROTHSTOCK et al., 2008] Rothstock, S., Mämpel, J., Witte, H., Scheibner, W., Feustel, M. (2008): Determination of the mechano-electrical signal changing properties of soot filled silicones: possibilities for use in textile pressure sensors. In: Clinical bionmechanics: a journal affiliated

to the International Society of Biomechanics and the American Society of Biomechanics, Amsterdam, Elsevier Science, Bd. 23, S. 689, (ISSN 18791271)

[RUMMEL, 2012] Rummel Matratzen GmbH & CO KG (2012): Sensormatte zur Erfassung des Einsinkprofils einer darauf ruhenden Person, und Matratze mit einer derartigen Sensormatte. Patent DE201220104894

[SCHEIBERT et al., 2009] Scheibert, J., Leurent, S., Prevost, A., Debrégeast, G. (2009): *The Role of Fingerprints in the Coding of Tactile Information Probed with a Biomimetic Sensor*, In: Science, Vol. 323, S. 1503-1506, (DOI: 10.1126/science.1166467)

[SCHILLING et al., 2005] Schilling, C., Fetter, R., Mämpel, J., Schade, J., Kempf, W., Voges, D., Hill, B., Witte, H. (2005): *Towards a Bionic Algorithm*, In: 3rd International Symposium an Adaptive Motion an Animals and Machines, (ISBN 3-938843-03-9)

[SCHRADER, 1995] Schrader, J. (1995): *Blutdruck-Langzeitmessung*, In: 1st ed. Medikon Verlag, München, (ISBN 3-923866-57-7)

[SCHULZ, 1995] Schulz, M. H. H. (1995): *Die biomechanische Bedeutung der Papillarleistenmuster auf den Fingerbeeren der Primaten*, In: Zeitschrift für Morphologie und Anthropologie, Bd. 80, S. 223-235, (Hrsg.) Schweizerbart'sche Verlagsbuchhandlung, Stuttgart

[SCHWARTZ et al., 2013] Schwartz, G. et al. (2013): *Flexible Polymer Transistors with High Pressure Sensitivity for Application in Electronic Skin and Health Monitoring*, In: Nature Communications 4, Article Number: 1859, (DOI: 10.1038/ncomms2832)

[SEKITANI et al., 2009] Sekitani, T., Yokoto, T., Zschieschang, U., Klauk, H., Bauer, S., Takeuchi, K., Takamiya, M., sakurai, T., Someya, T. (2009): *Organic Nonvolatile Memory Transistors for Flexible Sensor Arrays, Science*, Vol. 326, Issue 5959, S. 1516-1519, (DOI: 10.1126/science.1179963)

[SERGIO et al., 2003] Sergio, M., Manaresi, F., Campi, R., Canegallo, M., Tartagni, R., Guerrieri, R. (2003): *A Dynamically Reconfigurable Monolithic CMOS Pressure Sensor for Smart Fabric*. In: IEEE Journal of Solid-State Circuits, Vol. 38, No. 6, S. 966-975. (DOI: 10.1109/JSSC.2003.811977)

[SHERGOLD & FLECK, 2004] Shergold, O. A., Fleck, N., A. (2004): *Mechanisms of deep penetration of soft solids, with application to the injection and wounding of skin*. In: The Royal Society: Mathematical, Physical and Engineering Sciences, V. 460, (DOI 10.1098/rspa.2004.1315)

[SHERGOLD & FLECK, 2005] Shergold, O. A., Fleck, N., A. (2005): Experimental Investigation Into the Deep Penetration of Soft Solids by Sharp and Blunt Punches, With Application to the Piercing of Skin. In: Journal of Biomechanical Engineering, PubMed, V. 127, S. 838-848 (DOI 10.1115/1.1992528)

[SHERGOLD et al., 2006] Shergold, O. A., Fleck, N., A., Radford, D. (2006): *The uniaxial stress versus strain response of pig skin and silicone rubber at low and high strain rates*. In: International Journal of Impact Engineering, V. 32, S. 1384-1402, Elsevier, (DOI 10.1016/j.ijimpeng.2004.11.010)

[SOBOTTA, 2006] Sobotta, J. (2006): *Lehrbuch Histologie: Zytologie, Histologie, mikroskopische Anatomie*, 2. Auflage; Elsevier, Urban & Fischer, (ISBN 3-437-42421-1)

[SOLLBERG & SOLLBERG, 2001] Sollberg, S., Sollberg, G. (2001): *Haut und Nervensystem: Biologie der Haut und neurokutane Krankheitsbilder*, Shaker Verlag, Aachen, (ISBN 3-8265-8729-4)

[SOMEYA et al., 2004] Someya, T., Sekitani, T., Iba, S., Kato, Y., Kawaguchi, H., Sakurai, T. (2004): *A large-area, flexible pressure sensor matrix with organic field-effect transistors for artificial skin applications*. In: Proceedings of the National Academy of Scientces, (DOI: 10.1073/pnas.0401918101)

[SOMEYA et al., 2005] Someya, T., Kato, Y., Sekitani, T., Iba, S., Noguchi, Y., Murase, Y., Kawaguchi, H., Sakurai, T. (2005): *Conformable, flexible, large-area networks of pressure and thermal sensors with organic transistor active matrives*. In: Proceedings of the National Academy of Scientces, (DOI: 10.1073/pnas.0502392102)

[STANLEY, 2002] Stanley, E.D., Stanley, K.A. (2002): *Foam support with liquid pulsating device*. Patent WO2002013753A1

[STECKMANN & PRIEB, 1997] Steckmann, H. G., Prieb, V. (1997): *Verbundgewebe mit Memory-Metall und Anwendungen hiervon*. Patent DE19529500A1

[STRELLE, 2010] Strelle, H. (2010): *FEM-Analyse menschlicher Haut zur Analyse ihrer Eigenschaften*, Bachelorarbeit, Betreuer Gavrilova, I., Ilmenau 2010

[STROHMAYR et al., 2010] Strohmayr, M. W., Saal, H. P., Potdar, A. H., van der Smagt, P., The DLR Touch Sensor I (2010): *A Flexible Tactile Sensor for Robotic Hands based on a Crossed-Wire Approach*. In: The 2010 IEEE/R SJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Taiwan 2010, (DOI: 978-1-4244-6676-4/10)

[SWALLOW & PETA-THOMSON, 2001] Swallow, S. S., Peta-Thomson, A. (2001): *Conductive Pressure Sensitive Textile*. Patent: US7365031 B2

[TAKEI et al., 2010] Takei, K., Takahashi, T., Ho, J. C., Ko, H., Gillies, A. G., Leu, P. W., Fearing, R. S., Javey, A. (2010): *Nanowire Active-Matrix Circuitry for Low-Voltage Macroscale Artificial Skin*, In: Nature Materials 9, S. 821-826, (DOI: 10.1038/nmat2835)

[TAYLOR, 2005] Taylor, G. L. (2005): Normal Force Gradient/Shear Force Sensor and Method of MeasuringInternal Biological Tissue Stress. Patent US20050241409A1

[TEE et al., 2015] Tee, B. C. et al. (2015): *A Skin-Inspired Organic Digital Mechanoreceptor*, In: Biomaterials, Research Reports, Science, S. 313-317, (DOI: 10.1126/science.aaa9306)

[TIAN et al., 2015] Tian, H., Shu, Y., Wang, X. F., Mohammad, M., Bie, Z., Xie, Q., li, C., Mi, W., Yang, Y., Ren, T. (2015): *A Graphene-Based Resistive Pressure Sensor with Record-Hogh Sensitivity in a Wide Pressure Range*, In: Scientific Reports, (DOI: 10.1038/srep08603)

[TJIN et al., 2004] Tjin, S. C., Suresh, R., Ngo, N. Q. (2004): *Fiber Bragg Grating Based Shear-Force Sensor: Modeling and Testing. Journal of Lightwave Technology*, Vol. 22, No. 7, S. 1728-1733, July 2004, (DOI: 0733-8724/04)

[TONG & FUNG, 1976] Tong, P., Fung, Y. C. (1976): *The stress-strain relationship for the skin*. In: J. Biomech.1976, 9, S. 649-657 (DOI 10.1016/0021-9290(76)90107-x)

[VALLBO & JOHANSSON, 1984] Vallbo, A.B., Johansson, R.S. (1984): *Properties of cutaneous mechanoreceptors in the human hand - related to touch sensation*. In: Human Neurobiology, Springer Verlag, ISSN 2162-237X-34

[WANG & BEEBE, 2002] Wang, L., Beebe, D. J. (2002): *Characterization of a Silicon-Based Shear-Force Sensor on Human Subjects*. In: IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 49, No. 11, S. 1340-1347, (DOI: 0018-9294/02)

[WARMAN & ENNOS, 2009] Warman, P. H., Ennos, A. R. (2009): *Fingerprints are Unlikely to Increase the Friction of Primate Fingerpads*, In: The Journal of Experimental Biology, S. 2016-2022, (DOI: 10.1242/jeb.028977)

[WEIS, 1996] Weis, K. (1996): *Sensor zur Messung von mechanischen Kräften*. Patent: DE19647876 A1 (auch veröffentlicht unter DE19750671A1, DE19750671C2)

[WELSCH & DELLER, 2010] Welsch, U., Deller, Th. (2010): *Lehrbuch Histologie*. S. 209, Elsevier, Urban & Fischer, München , (ISBN 978-3-437-44431-9)

[WETTELS et al., 2007] Wettels, N., Santos, V. J., Johansson, R. S., Loeb, G. E. (2007): *Biomimetic Tactile Sensor Array*. In: Advanced Robotics 22, S. 829-849, (DOI: 10.1163/156855308X314533)

[WILDER-SMITH & CHOW, 2003a] Wilder-Smith, E., Chow, A. (2003): *Water immersion and EMLA cause similar digit skin wrinkling and vasoconstriction*. In: Microvasculas Research. S. 68-72, (DOI: 10.1016/S0026-2862(03)00020-7)

[WILDER-SMITH & CHOW, 2003b] Wilder-Smith, E. P., Chow, A. (2003): *Water-immersion wrinkling is due to vasoconstriction*. In: Muscle Nerve, S. 307-311, (DOI: 10.1002/mus.10323)

[WILDER-SMITH, 2004] Wilder-Smith, E. P. (2004): *Water immersion wrinkling: physiology and use as an indicator of sympathetic function*. In: Clin Auton Res, S.125-131, (DOI: 10.1007/s10286-004-01724)

[WITTE & SCHILLING, 2017] Witte, H., Schilling, C. (2017): *The concept of Biomechatronic Systems as a means to support development of Biosensors*, In: International Journal of Biosensors & Bioelectronics 2(4):00030. (DOI: 10.15406/ijbsbe.2017.02.00030)

[YAKOVENKO et al., 2019] Yakovenko, A., Goryacheva, I., Dosaev, M. (2019): *Contact characteristics of medical forceps indentation to soft tissue*. In: EuCoMeS, MMS 59, S. 3-10, Springer Nature Switzerland AG, (DOI: 10.1007/978-3-319-98020-1_1)

[YONEKAWA et al., 2003] Yonekawa, M., Hoshino, Sh., Konayashi, H. (2003): *Air massager*. Patent US6592533B1

[VOLK, 1992] Volk, C. K. (1992): *Therapeutic wave mattress*. Patent US5267364A

[ZABEL, 2016] Zabel, H. (2016): *Kurzlehrbuch Physik*, 2. aktualisierte Auflage, Georg Thieme Verlag KG, (ISBN 978-3-13-240030-6)

[ZENTNER, 2014] Zentner, L. (2014): *Nachgiebige Mechanismen*, Taschenbuch, De Gruyter Oldenbourg Verlag, (ISBN-10: 3486768816, ISBN-13: 978-3486768817)

[ZHANG & MICHNIAK-KOHN, 2012] Zhang, Zh., Michniak-Kohn, B. B. (2012): *Tissue Engineering Human Skin Equivalents*. In: Pharmaceutics 2012, 4, S. 26-41, (ISSN 1999-4923)

[ZILLES & TILLMANN, 2010] Zilles, K., Tillmann, B. (2010): *Anatomie*, Springer, (ISBN 978-354069481-6)

[ZIMMERMANN et al., 2019] Zimmermann, K., Chavez Vega, J., Becker, T. I., Witte, H., Schilling, C., Köhring, S., Böhm, V., Monkman, G. J., Prem, N., Sindersberger, D., Lutz, I.: An approach to a form-adaptive compliant gripper element based on magneto-sensitive elastomers with a bioinspired sensorized surface. In: Problems of Mechanics – Tbilis, No2(75)/2019, S. 23-38, (ISBN 1512-0740)

Internetquellen:

[Ärzte Zeitung, 2011] Ärzte Zeitung, *Hauchdünnes Messgerät wird auf die Haut geklebt*. Springer Medizin Verlag GmbH, 2011 (Gefunden unter: http://www.aerztezeitung.de/extras/druckansicht/?sid=665514&pid=673169)

[ARNDT et al., 2011] Arndt, K.-F., Krause, W., Richter, A. (2011): *Unterlage zur Dekubitusprophylaxe auf der Basis smarter Hydrogele*. In: Dresdner Transferbrief 2.03. (Hrsg): TU Dresden Forschungsförderung/Transfer TechnologieZentrumDresden: S. 8. Gefunden unter: http://www.qucosa.de/fileadmin/data/qucosa/documents/10864/DTB_200302_komplett.pdf

[www.bueka-chemie.de/techdatenSN.htm, 2007], 2007. Gefunden unter: http://www.buekachemie.de/techdatenSN.htm

[CATANIA, 2002] Catania, C. K. (2002): *Die schnellste Nase der Welt, Spektrum der Wissenschaft*, In: Spektrum der Wissenschaft, 12/2002, S. 12 (gefunden unter: http://www.spektrum.de/magazin/die-schnellste-nase-der-welt/829368)

[DELLER, 2006] Deller, T. (2006): *Vorlesung zum Anatomiekurs II – Gefäße*, (gefunden unter: http://www.med.uni-Frankfurt.de/institut/zmorph/download/d_lehre/kurs2/vl_2006/k2_vl_gefaesse.pdf)

[ELKMANN et al., 2013] Elkmann, N., Behrens, R., Fritzsche, M., Vogel, Ch. (2013): *Neue Schutzkonzepte für das „friedliche" Miteinander*. Computer-Automation.de, (gefunden unter: http://www.computer-automation.de/feldebene/sensoren/artikel/95520/1/)

[FORMENBAUEN, 2017] Formenbauen. *Was bedeutet der Begriff Shore bei Kautschuk Silikonen?* Gefunden unter: http://formenbauen.de/was-bedeutet-der-begriff-shore-bei-kautschuk-silikonen/

[FRITZSCHE & ELKMANN, 2009] Fritzsche, M., Elkmann, N., *Ein neuartiger textiler Sensor zur Flächigen Druckerfassung*. Automed, 2009; http://www.lisa-roboter.de/pdf/Paper_Automed_2009_textiler__Sensor.pdf

[GUTHMANN, 2007] Guthmann (2007): *Elastizitätsmodul menschlicher Haut*, TU Berlin, Vorlesung Biomaterialien, Gefunden unter: http://www2.tu-berlin.de/fak3/fgwt/pub/download/Biomat1/Biomaterialien1-Kapitel62+63.pdf

[KISTLER, 2017] *Kistler Messtechnik* (2017). www.kistler.com

[KUNZ & STUDER, 2006] Kunz, J., Studer, M. (2006): *Druck-Elastizitätsmodul über Shore-A-Härte ermitteln*. In: Kunststoffe 6/2006, S. 92-94, Carl Hanser Verlag, München (gefunden unter: file:///C:/Users/Irinag/Downloads/Druck-Elastizitätsmodul%20über%20Shore-A-Härte%20ermitteln%20(1).pdf)

[ORTH, 2017] Orth Gmbh, *Abstandsgewirke*. http://www.orthgmbh.de/Abstandsgewirke

[PIEZO TECHNOLOGIE, 2017] *Piezo Technologie* (2017), https://www.piceramic.de/de/piezo-technologie/grundlagen/

[RICHTLINIE VDI 2206, 2017] Richtlinie VDI 2206 „*Entwicklungsmethodik für mechatronische Systeme*" https://www.vdi.de/technik/fachthemen/produkt-und-prozessgestaltung/fachbereiche/produktentwicklung-und-mechatronik/themen/rilis-mechatronische-systeme/richtlinie-vdi-2206-entwicklungsmethodik-fuer-mechatronische-systeme/

[SCHAUMSTOFF-ZUSCHNITT, 2017] *Schaumstoff-Zuschnitte, Information*. http://www.schaumstoff-zuschnitte.de/?page=purschaum.php

[SOMEYA, 2013] Someya, T. (2013): *Bionic Skin for a Cyborg You*. In. IEEE. Spectrum. http://spectrum.ieee.org/biomedical/bionics/bionic-skin-for-a-cyborg-you

[TEKSCAN, 2017] Tekscan. *Pressure Mapping, Force Measurement & Tactile Sensors*. (2017), https://www.tekscan.com/products-solutions/force-sensors/a101

[WACKER, 2017] Wacker Chemie AG (2017), *Silicone - Verbindungen und Eigenschaften*. https://www.wacker.com/cms/media/publications/downloads/6415_DE.pdf

[WebBett, 2016] webBett (2017), *Viskoschaummatratzen.* Gefunden unter: http://www.webbett.de/matratzen/viscoschaummatratzen.htm

[WERKHAUS, 2017] WerkHaus (2017): *Abstandsgewirke als Matratzen-Baukomponente*. http://www.raumausstattung.de/business/artikel-record_id-36106-Wirtschaft.htm

8. Anhang

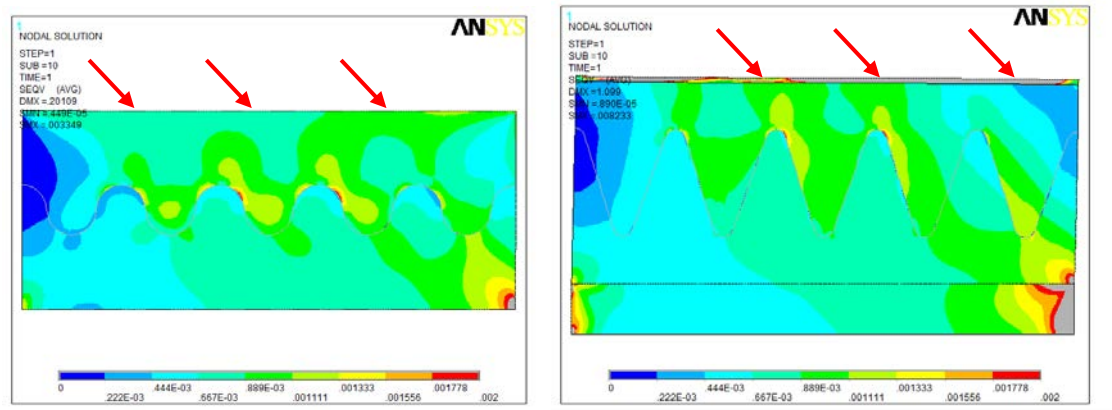
A 1.1: Allgemeine Einstellungen für 2D-Netz für das Hautmodell mit Normallast

Standardeinstellungen	
Physikvoreinstellung	Mechanisch
Relevanz	40
Elementgröße	
Erweiterte Größenfunktion verwenden	Aus
Physikgestützte Relevanz	Grob
Elementgröße	Standardeinstellung
Globale Netzgröße bezogen auf	Aktive Baugruppe
Glätten	Niedrig
Übergang	Schnell
Spannwinkel	Grob
Minimale Kantenlänge	3,0997e-002 mm
Erzeugung der Prismenschichten (Inflation)	
Automatische Erzeugung der Prismenschichten	Keine
Option zur Erzeugung der Prismenschichten	Weicher Übergang
Übergangsverhältnis	0,272
Max. Anzahl der Schichten	2
Wachstumsrate	1,2
Algorithmus für die Erzeugung der Prismenschichten (Inflation)	Pre
Erweiterte Optionen anzeigen	Nein
Erweitert	
Elementqualität	Normal mechanisch
Elementmittelknoten	Programmgesteuert
Anzahl der Wiederholungen	Default (4)
Starrkörperverhalten	Dimensionsmäßig reduziert
Mesh-Morphing	Deaktiviert
Pinch	
Schalendicke verwenden	Nein
Pinch-Toleranz	Definieren Sie
Bei Aktualisierung erstellen	Nein
Statistik	
Knoten	163865
Elemente	50822
Netzqualität	Keine

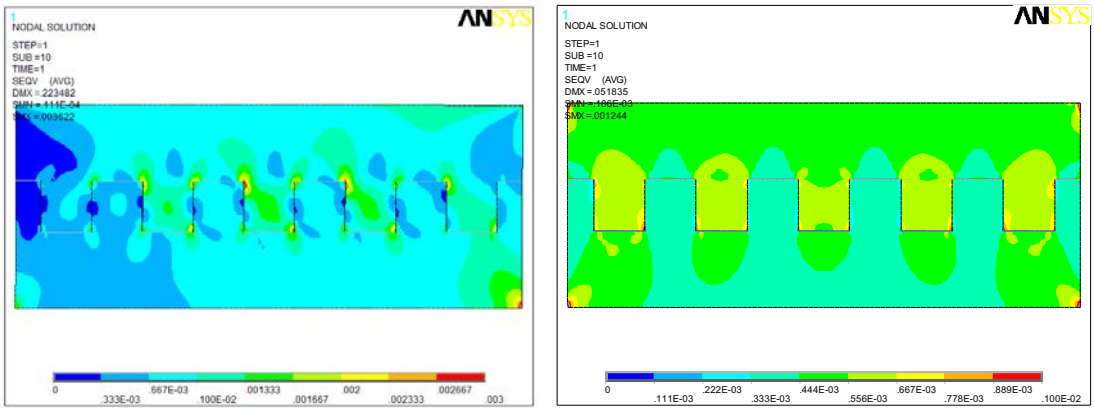
A 1.2: Allgemeine Einstellungen für 2D-Netz für das Hautmodell mit Tangentiallast

Standardeinstellungen	
Physikvoreinstellung	Mechanisch
Relevanz	40
Elementgröße	
Erweiterte Größenfunktion verwenden	Aus
Physikgestützte Relevanz	Grob
Elementgröße	Standardeinstellung
Globale Netzgröße bezogen auf	Aktive Baugruppe
Glätten	Niedrig
Übergang	Schnell
Spannwinkel	Grob
Minimale Kantenlänge	3,0997e-002 mm
Erzeugung der Prismenschichten (Inflation)	
Automatische Erzeugung der Prismenschichten	Keine
Option zur Erzeugung der Prismenschichten	Weicher Übergang
Übergangsverhältnis	0,272
Max. Anzahl der Schichten	2
Wachstumsrate	1,2
Algorithmus für die Erzeugung der Prismenschichten (Inflation)	Pre
Erweiterte Optionen anzeigen	Nein
Erweitert	
Elementqualität	Normal mechanisch
Elementmittelknoten	Programmgesteuert
Anzahl der Wiederholungen	Default (4)
Starrkörperverhalten	Dimensionsmäßig reduziert
Mesh-Morphing	Deaktiviert
Pinch	
Schalendicke verwenden	Nein
Pinch-Toleranz	Definieren Sie
Bei Aktualisierung erstellen	Nein
Statistik	
Knoten	155392
Elemente	49339
Netzqualität	Keine

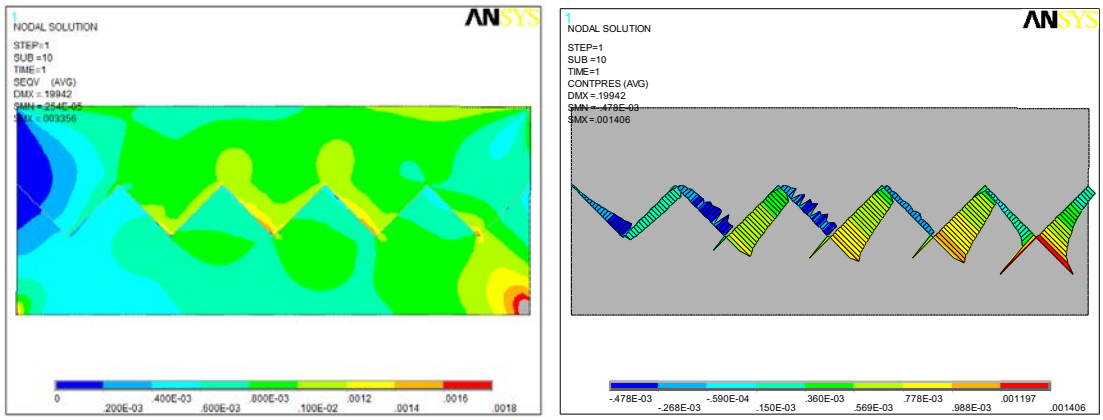
A 1.3: Ergebnisse der FEM-Berechnung von unterschiedlichen Grenzflächen-profilen zweier Schichten in Hinblick auf eine technische Realisierung



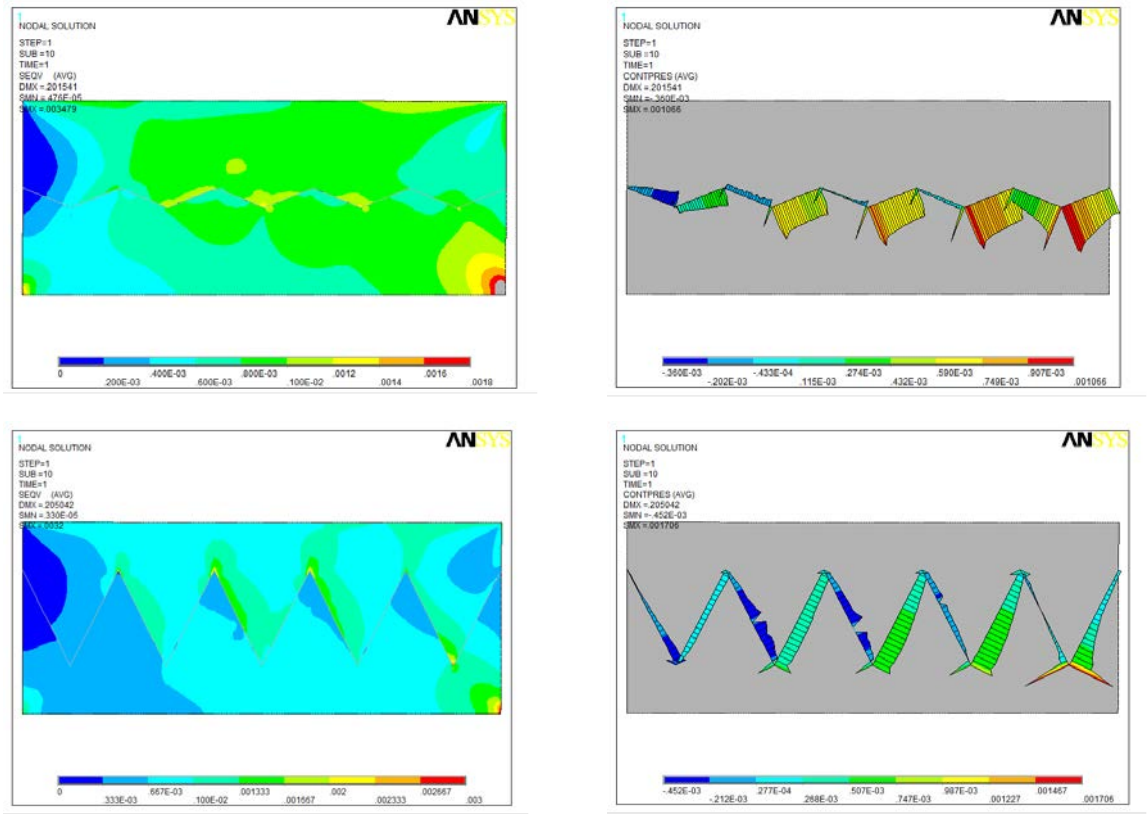
A 1.1: Halbkreis-Profil und Hautmodell mit Belastung unter dem Winkel 45° [HOHBEIN, 2007]



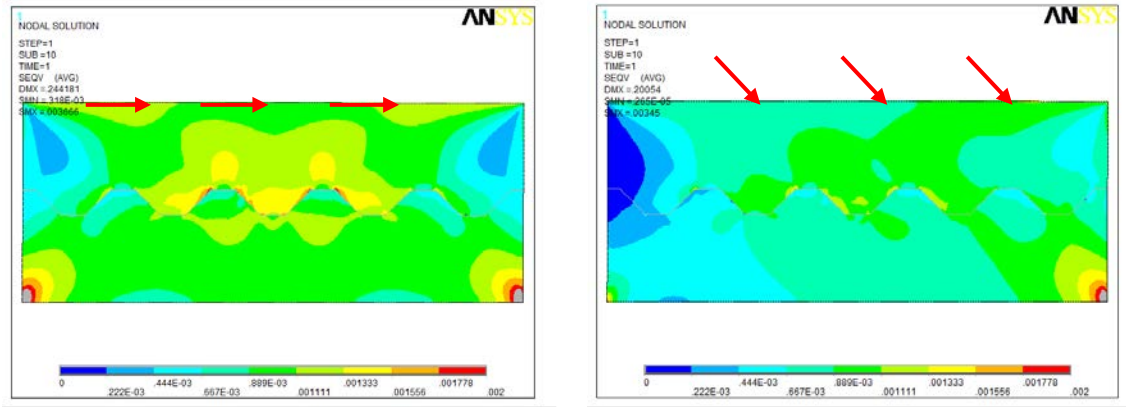
A 1.2: Quadratisches Profil mit Belastung unter dem Winkel von 45° und 90° [HOHBEIN, 2007]



A 1.3: Sägezahnprofil mit Belastung unter dem Winkel von 45° [HOHBEIN, 2007]

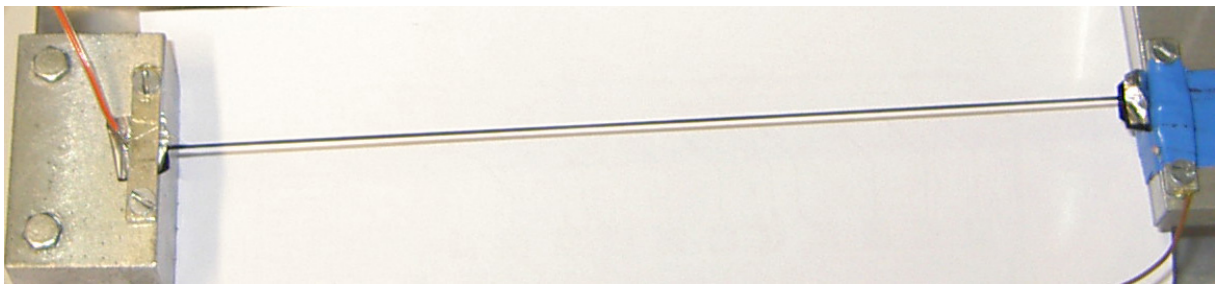


A 1.4: Sägezahnprofil mit flachen und steilen Flanken unter dem Winkel von 45° [Hohbein, 2007]

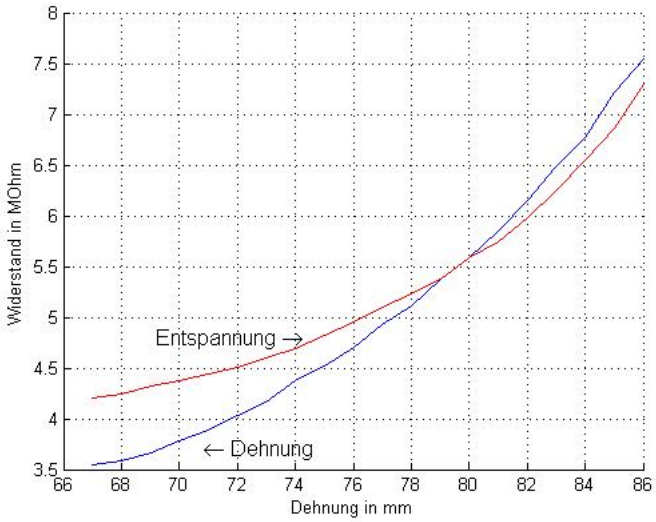


A 1.5: Trapez-Profil mit Belastung unter dem Winkel von 0° und 45° [HOHBEIN, 2007]

A 2.1: Messaufbau mit graphit-dotierte Sensorstreifen



A 2.2: Widerstandsmessung von graphit-dotierten Sensorstreifen



A 3.1: Übersicht der Materialvarianten für die Trägerstruktur [FORMENBAUEN, 2017; ORTH, 2017; WERKHAUS, 2017; SCHAUMSTOFF-ZUSCHNITT, 2017]

Parameter	Varianten		
Material	Textil	Silikon-Elastomer	Schaumstoff
Anzahl der Schichten	2-3 Schichten oder Kombiniert mit Silikon/Schaumstoff	2 Schichten (ausreichend für die Funktion)	2 Schichten
Dicke der Schichten	Abstandsgewirke 3 – 65 mm	Beliebig je nach Anwendung	Beliebig je nach Anwendung
Steifigkeit des Materials	Abhängig vom Fertigungsverfahren mit der Strebfaser-beschaffenheit	Shore A/00-100, für Sensorsystem Shore A/10-40 geeignet	17 bis 60 Kg/ m³ Je nach Einsatz verschiedene Härtegrade
Form der Papille	Noppen, Soutachen	Beliebig nach Anwendung und Herstellung	Beliebig nach Anwendung und Herstellung
Steilheit der Papillen	Höhe der Noppen nur wenige mm		

A 3.2: Übersicht von Sensoren zur Implementierung in eine nachgiebige Sensorschicht

Parameter	Piezoelektrisch	Resistiv, Piezoresistiv	Kapazitiv	Graphitdotierte Silikone	Graphit-dotierte Schaumstoffe
Material	Quarz (Monokristal) Keramik (PZT) PVDF-Folien	Folien-DMS aus metallischem Messgitter, resistive Sensorfolien	Silizium, Keramik (AL_2O_3) oder Polymerfolien	Silikon mit Ruß-Partikel-Einlagerung	Schaumstoffe mit Ruß-Partikel-Einlagerung
Größe	Quarz: Durchmesser 10 mm; Höhe 6,5 mm; Keramik (PZT): Durchmesser 2-8 mm, Dicke 0,15-30 mm: PFDV: bis 1 mm	Folien-DMS: 3x6 mm mit organischem Substrat kann bis auf 1,5x5 mm gekürzt. Res. Sensorfolien 0,1 mm dick, Abmessung 7x15 mm		Beliebige Formen und Größen Streifen: ca. 0,2 mm dick. Fäden: ca. 1 mm Durchmesser.	Dicke und Größe wie bei herkömmlichen Schaumstoffen
Form	Kleine Plättchen oder quadratische Form. PVDF-Folie kann in beliebiger Form geschnitten werden.	Verschiedene Formen und Anordnungen	Rechteckig	Plättchen, Fäden, Streifen	Kann in beliebige Form geschnitten werden
Messwert	Dynamische Vorgänge, keine statischen Kräfte	Nennkräfte 4,4 N-440 N	Kapazität in [F]	Widerstands-änderung bei Verformung	Widerstands-änderung bei Verformung
Anordnung	In Matrix oder an der Flanke der tech. Papille	Matrix oder an der Flanke der tech. Papille.	Matrix (wegen starrer Beschaffung)	Fäden: Implementierung in Textilien; Plättchen: in Matrix oder an der Spitze und Flanken der tech. Papille	Kann in beliebige Form geschnitten und z. B. als Mittelschicht integriert werden

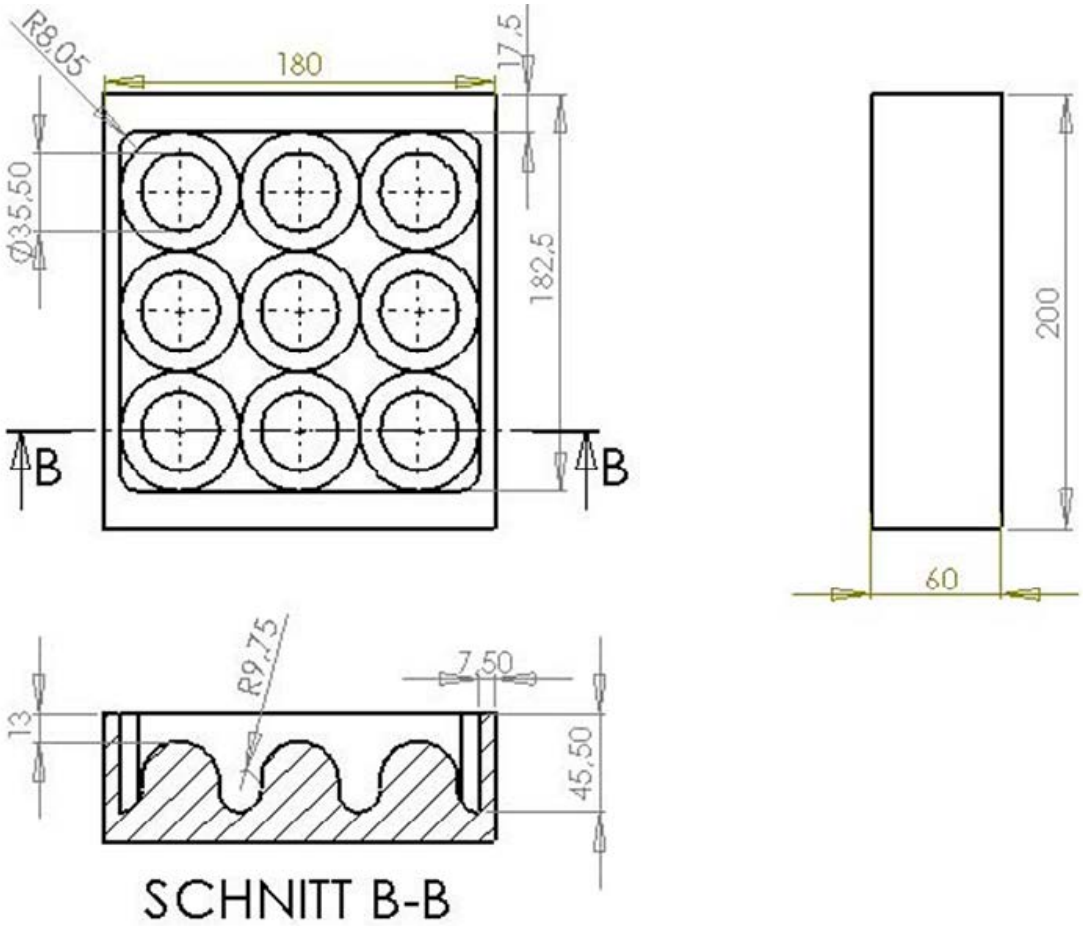
Spezifik		Sie können nur in starrer Umgebung eingebunden sein.	Sie verfügen über parasitäre Kapazitäten	Als kleine Plättchen erzeugen niedrige Widerstände durch kleine Verformungen	

Quellen: [KISTLER, 2017; PIEZO TECHNOLOGY, 2017; KERN, 2009], [KERN, 2009; TEKSCAN, 2017], [ROTHSTOCK, 2008]

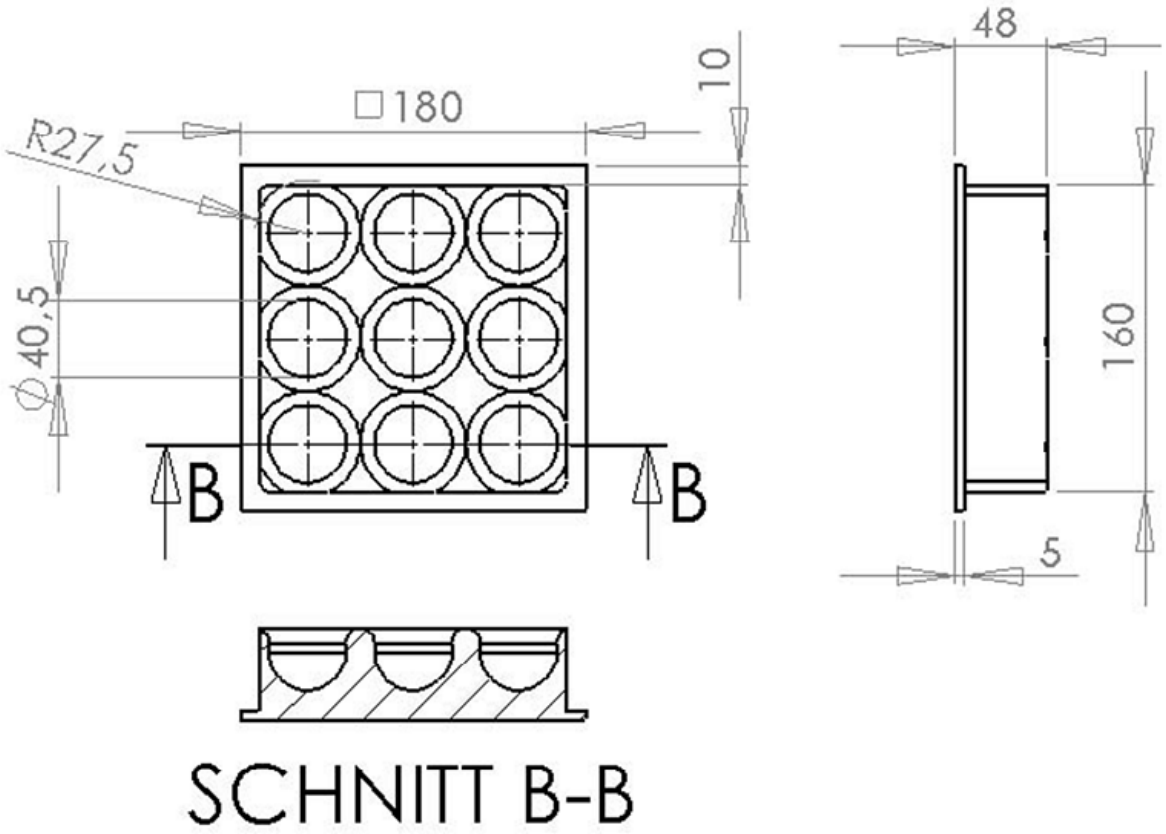
A 3.3: Aktorik zur Implementierung in ein nachgiebiges adaptives Sensorsystem

Parameter	Pneumatisch	Fluidisch	Formgedächtnis
Größe	Flexibel abhängig von Größe des Sensorsystems	Flexibel abhängig von Größe des Sensorsystems	
Gestaltung	Geschlossen Kammer, Schläuche	Geschlossene Kammer, Schläuche	Spiralfäden senkrecht zur Fläche
Medium	Luft	Öl, Wasser	SMA, SMP
Trägermatrix	Silikonelastomer: geschlossene Kammer Textilien: integrierte Schläuche	Silikonelastomer: geschlossene Kammer Textilien: integrierte Schläuche	Silikonelastomer, Textil, Schaumstoff
Spezifik	Bei 0,01 m Hublänge ca. 1 N Wirkkraft	Bei 0,01 m Hublänge ca. 1000 N Wirkkraft	Wärmeentwicklung oder Wärmebedürfnis

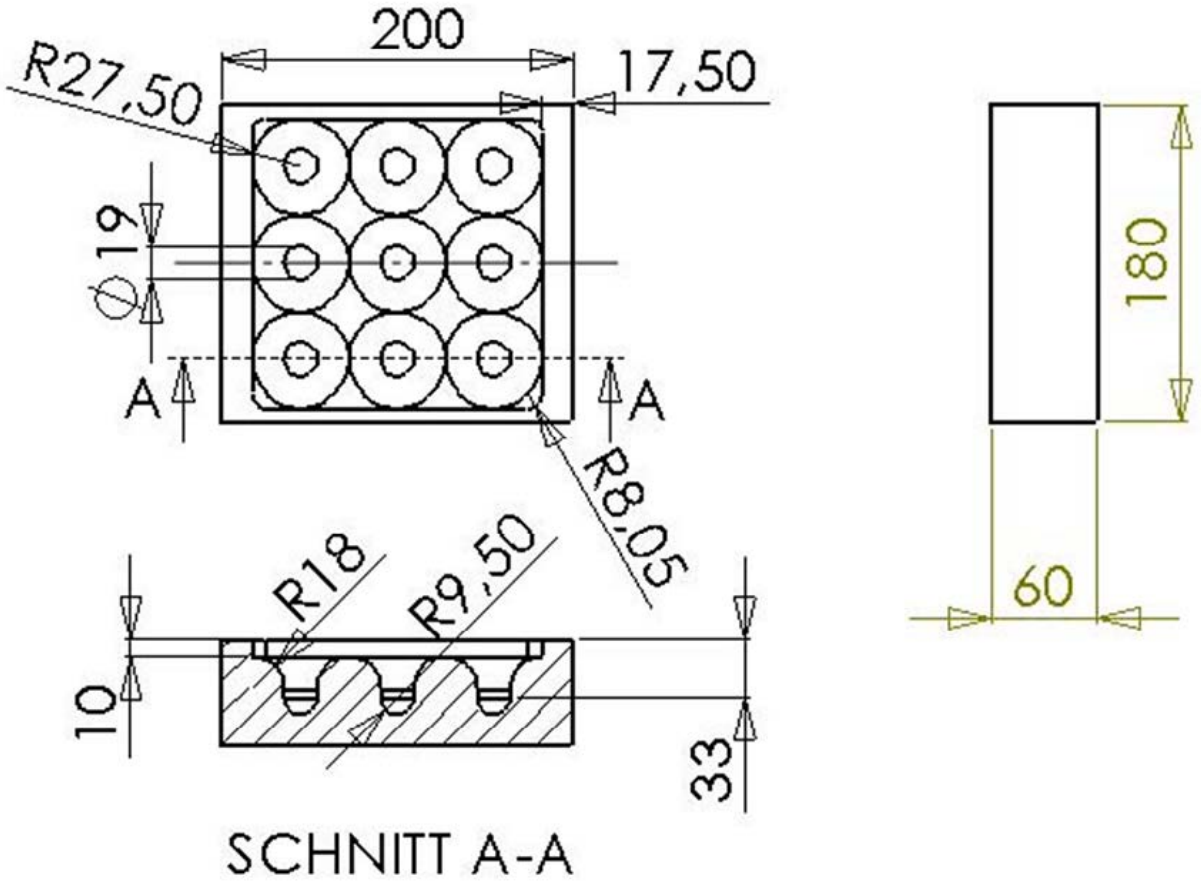
A 4.1: SolidWorks-Zeichnung der Gussform für die obere Silikonträgerstruktur



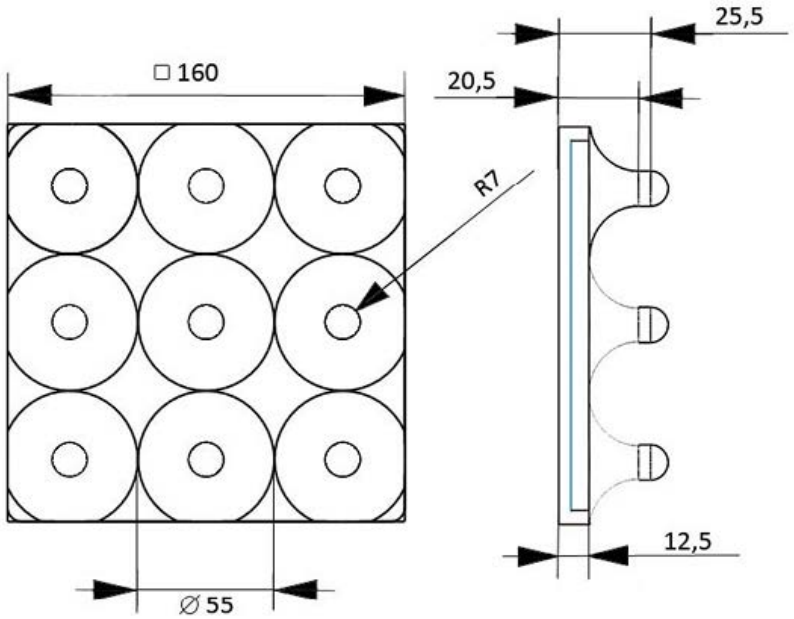
A 4.2: SolidWorks-Zeichnung des Gegenstücks für die obere Silikonträger-struktur



A 4.3: SolidWorks-Zeichnung der Gussform für den unteren Teil der Trägerstruktur



A 4.4: SolidWorks-Zeichnung des Gegenstücks für den unteren Teil der Trägerstruktur



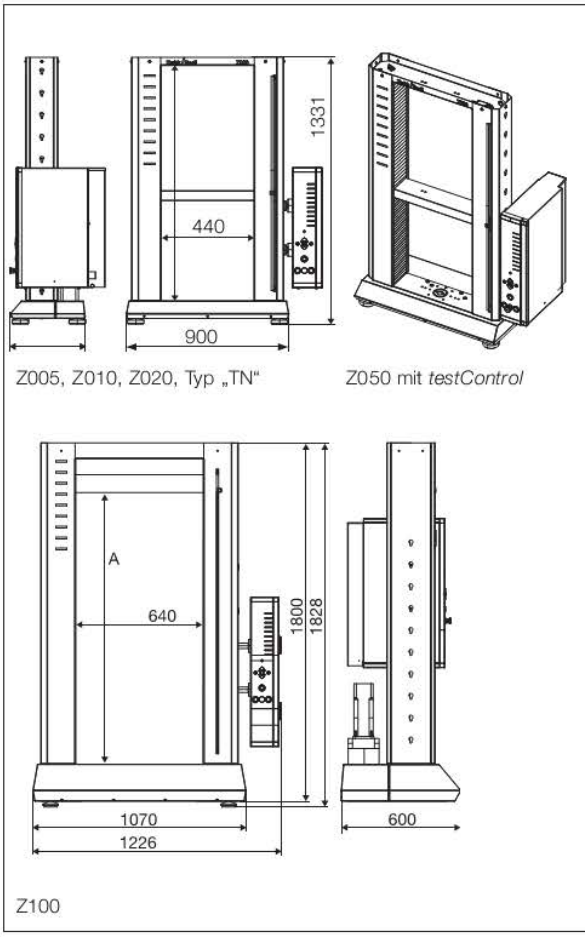
A 5: Produktinformation der Zugkraftprüfmaschine Zwick ProLine Tisch-Prüfmaschine Z020TN

Zwick / Roell

Zwick
Materialprüfung

Produktinformation

ProLine Tisch-Prüfmaschinen Z005 bis Z100



Anwendungsbereich
Funktionsprüfung an Bauteilen und einfache Materialprüfung

Vorteile/Merkmale

- Hochwertiger, zweisäuliger Lastrahmen
- Robuster und langlebiger Industrieantrieb
- Präzise Führung der Traverse durch Stahlsäule
- Der große Kraft-/Messbereich erschließt ein weites Einsatzgebiet
- Preislich attraktive Prüflösungen für Routine- und Standardanwendungsfälle
- Einfache Bedienbarkeit
- In Synergie mit der Prüfsoftware *testXpert®* entsteht größter Komfort und Bedienergonomie
- *testXpert®*-Standard-Prüfvorschriften für die ProLine garantieren intuitiv bedienbare und auf die jeweilige Anwendung zugeschnittene Prüfabläufe zum niedrigsten Preis
- Bei Prüfmaschinen Z005 bis Z050 ist der elektrische Anschluss auf 6 verschiedene Spannungsbereiche umschaltbar
- Interne Erfassungsrate 500 Hz
- CE-konforme Ausführung
- Die Aufstellung auf bereits vorhandenen Industriemöbeln ermöglicht eine Arbeitsraumposition in optimaler Bedienhöhe
- Mit einer Lieferzeit von 2 Wochen für alle ProLine-Produkte des Pur-Portfolios setzt Zwick Maßstäbe

Typ Artikelnummer	Z005 TN 325580	Z010 TN 325581	Z020 TN 325582	Z030 TN 325583	Z050 TN 325584	Z050 TN 325284	Z100 TN 325286	
Lastrahmen								
Prüfkraft F_N in Zug- / Druckrichtung	5	10	20	30	50	50	100	kN
Arbeitsraumbreite	440	440	440	440	440	440	640	mm
Höhe des Arbeitsraums (Maß A) [2]	1070	1050	1050	1370	1370	1370	1360	mm
Max Weg der Fahrtraverse [2]	1000	980	980	1285	1285	1285	1275	mm
Höhe	1331	1331	1331	1744	1744	1744	1828	mm
Breite	770	770	770	850	850	850	1070	mm
Breite mit Elektronikeinheit	930	930	930	1010	1010	1021	1226	mm
Tiefe	356	356	356	433	433	433	600	mm
Tiefe mit Elektronikeinheit	437	437	437	495	495	516	600	mm
Gesamtgewicht mit Elektronikeinheit	110	135	135	325	325	325	530	kg
Anschlussbolzen unten Ø (im Lieferumfang enthalten)	20	20	36	36	36	36	60	mm
Antrieb								
Traversengeschwindigkeit	0,001	0,001	0,001	0,001	0,001	0,0005	0,0005	
v_{min} ... v_{Nenn}	... 500	...1000	... 500	... 300	... 180	... 600	... 300	mm/min
Genauigkeit der eingestellten Geschw.	<0,0125	<0,0125	<0,0125	<0,0125	<0,0125	<0,0125	<0,0125	% von v_{Nenn}
Wegauflösung des Antriebs	0,039	0,038	0,018	0,012	0,007	0,016	0,0081	µm
Positionier-Wiederholgenauigkeit	± 2	± 2	± 2	± 2	±2	± 2	± 2	µm
Anschlusswerte								
Elektrischer Anschluss einstellbar	100...109	100...109	100...109	100...109	100...109	230	230	V (PH,N,PE)
	110...119	110...119	110...119	110...119	110...119			V (PH,N,PE)
	120...129	120...129	120...129	120...129	120...129			V (PH,N,PE)
	200...219	200...219	200...219	200...219	200...219			V (PH,N,PE)
	220...239	220...239	220...239	220...239	220...239			V (PH,N,PE)
	240...250	240...250	240...250	240...250	240...250			V (PH,N,PE)
Netzfrequenz	50/60	50/60	50/60	50/60	50/60	50/60	50/60	Hz
Leistungsaufnahme	0,44	0,8	0,8	0,8	0,8	2,6	2,6	kVA
Mess- und Steuerelektronik *testControl*: Messbereich bis zu 165 % von F_N, bei Kraftaufnehmer mit Fmax 2,5 kN bis zu 130 % von F_N, Reale Auflösung in Zug-/Druckrichtung 162.000 ... 912.000 Punkte, Erfassungsrate intern 500 Hz, Messwertgruppen-Übertragungsrate an PC 100 Hz								

[2] Ohne Einbauten