

Textilbasierte Bio-Sensorsysteme für die *In-situ*-Erfassung physiologischer Parameter

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades
Doktoringenieur
(Dr.-Ing.)

vorgelegt an der
Fakultät Maschinenwesen der
Technischen Universität Dresden

von

Dipl.-Ing. Johannes Wendler

Erster Gutachter: Prof. Dr.-Ing. habil. Dipl.-Wirt. Ing. Chokri Cherif

Zweiter Gutachter: Prof. Dr. Gianaurelio Cuniberti

Tag der Einreichung: 27. September 2022

Für meinen Vater
Karl-Heinz Wendler

* 01.09.1954 † 23.11.2015

Vorwort und Danksagung

Die vorliegende Arbeit wurde während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Textilmaschinen und Textile Hochleistungswerkstofftechnik (ITM) an der TU Dresden angefertigt.

Mein Dank gilt dem Institutsleiter des ITM, Prof. Dr.-Ing. habil. Dipl.-Wirt. Ing. Chokri Cherif, für die Betreuung meiner Arbeit und die Unterstützung sowohl in wissenschaftlicher wie auch sachthema-tischer Abfassung. Insbesondere möchte ich mich dafür bedanken, von Ihm eine wissenschaftliche Arbeitsweise erlernen zu dürfen, die eine thematische Priorisierung verlangt. Herrn Prof. Gianauelio Cuniberti vom Institut für Werkstoffwissenschaften danke ich für die Übernahme des Zweitgutach-tens dieser Arbeit und die inspirierenden Diskussionen zu sensorbezogenen Themen.

Ein herzlicher Dank geht an Dr. Andreas Nocke, der mich in meiner Arbeitszeit in der Forschungs-gruppe der Mess- und Sensortechnik als Gruppenleiter immer wieder mit neuen Ideen inspiriert und für die Thematik der textilen Sensoren begeistert, und vor allem in der Forschungsgruppe eine her-vorragende Arbeitsatmosphäre geschaffen hat. Frau Dr. Dilbar Aibibu danke ich für die Betreuung und den hilfreichen Rat in medizintextilspezifischen Themen. Für den inspirierenden und analyti-schen Austausch bezüglich der Flechttechnik geht ein großer Dank an Prof. Yordan Kyosev.

Weitere Danksagungen sollen an die Kollegen der Forschungsgruppe Mess- und Sensortechnik ge-hen, die sowohl in wissenschaftlichen als auch in persönlichen Dingen immer wieder eine Stütze für mich waren. Ohne feste Reihenfolge seien hier Eric Häntzsche, Reimar Unger, Georg Bardl, Monir Ashir, Hans Winger, Johannes Mersch, Henriette Probst, Mathis Bruns, Hung Le Xuan und Mareen Warnke sowie auch viele weitere Mitarbeiter des ITM genannt, deren gesamte Nennung hier den Rahmen sprengen würde.

Ein großer Dank gilt auch allen studentischen Hilfskräften und den StudentInnen, die über die Jahre diese Arbeit durch Studienarbeiten unterstützt haben, insbesondere: Franziska Buche, Andreas Grothe, Birthe Kramer, Nathalie Kügel, Angelina Kumst, Daniel Maraite, Ismat Zerín und Valentin Pahlke.

Unendlich dankbar bin ich meiner Familie, meinen Freunden und auch meiner Freundin, die mich immer wieder motiviert haben, diese Arbeit weiter zu verfolgen und mich auch durch die schweren Zeiten getragen haben.

Kurzfassung

Die messtechnische Erfassung humanphysiologischer Parameter ist für die moderne Wundheilkunde, vor allem für die Diagnostik und Behandlung chronischer Wunden, von äußerster Wichtigkeit. Es werden biosensorische Systeme benötigt, die einerseits eine ausreichende Messgenauigkeit aufweisen müssen, andererseits in Wundverbände und Wundbandagen integriert werden können.

In dieser Arbeit werden textile Sensorsysteme für die *In-situ*-Erfassung physiologischer Parameter entwickelt, die die Messung der Wundtemperatur, der Wundfeuchte, des pH- und Lactatwerts sowie die Konzentration neutrophiler Fänger-moleküle (neutrophil extracellular traps - NET) des Wundexsudats ermöglichen. Die Auslegung und Entwicklung dieser Sensoren erfolgt gemäß medizinischen, messtechnischen und textiltechnischen Anforderungen. Die Herstellung der Sensoren erfolgt durch das Flechten, mit dem Funktions-, Elektroden- als auch Strukturmaterialien textiltechnisch zu komplexen Konstruktionen verarbeitet werden. Für die Integration einzelner, garnförmiger Sensoren werden die textilen Flächenbildungsverfahren des Stickens, des Strickens, des Webens und des Wirkens untersucht. Hierzu wird eine anforderungsgerechte Anordnung der Sensoren entwickelt, die in der geometrischen Gestalt marktüblichen Wundverbänden entspricht. Die Einzelsensoren werden anschließend elektrisch kontaktiert und mit Zuleitungen zu einem Sensorsystem verknüpft.

Die Einzelsensoren werden umfangreich experimentell charakterisiert und hinsichtlich ihrer Messfähigkeit und messtechnischer Stabilität bei mechanischen Einflüssen sowie Einsetzbarkeit untersucht. Hierzu werden insbesondere die messtechnischen Empfindlichkeiten, das Hysterese-, Einschwing- und Langzeitverhalten untersucht. In den mechanischen Untersuchungen werden Querdruck-, Zug- und Biegebelastung der Einzelsensoren betrachtet. Anhand der Untersuchungen der Quereinflüsse der Sensoren untereinander sowie auch die Betrachtung der Biokompatibilität soll ein Gesamtbild der Anwendbarkeit des Systems geschaffen werden. Abschließend werden Konzepte für eine allgemeingültige Auslegung und Anwendung von Bio-Sensorsystemen entwickelt, die auch für andere Anwendungsbereiche abseits der sensorischen Untersuchung chronischer Wunden gültig sind.

Mit den in dieser Arbeit entwickelten Sensoren und Sensorsystemen soll ein Beitrag zur verbesserten Echtzeit-Diagnostik sowie auch Wundbehandlung geleistet und auch aufgezeigt werden, dass eine Herstellung und Integration von komplexer Sensorik mit textiltechnischen Verfahren möglich ist. Dies erfordert die Konzeption und die technologische Umsetzung neuer Verfahren zur Herstellung von textilbasierten Wundmonitoringsensoren sowie die Fertigung von Funktionsdemonstratoren.

Abstract

The measurement of human physiological parameters is of utmost importance for modern wound healing, especially for the diagnosis and treatment of chronic wounds. Biosensor systems are needed which must have sufficient measuring accuracy and can be integrated into wound dressings and wound bandages.

In this thesis, textile sensor systems for the *In-situ* measurement of physiological parameters are developed, which enable the measurement of wound temperature, wound moisture, pH and lactate values as well as the NET concentration of the wound exudate. These sensors are designed and developed according to medical, metrological and textile requirements. The sensors are manufactured by braiding, in which functional and structural materials are processed into complex constructions using textile technology. For the integration of the individual, yarn-shaped sensors, the textile surface formation processes of embroidery, warp-knitting, weaving and weft-knitting are examined. For this purpose, an arrangement of the sensors is developed that meets the requirements and corresponds to the geometric shape of commercially available wound dressings. The individual sensors are then contacted and linked to a sensor system.

The individual sensors are comprehensively characterised experimentally and investigated with regard to their detection capability as well as metrological stability under mechanical influences and the aspects of applicability. In particular, the metrological sensitivities, the hysteresis, transient and long-term behaviour were investigated. In the mechanical investigations, transverse pressure, tensile and bending loads of the individual sensors are considered. The investigations of the transverse influences of the sensors among each other as well as the consideration of the biocompatibility are to give an overall picture of the applicability of the system. Finally, concepts for a generally valid design and application of bio-sensor systems are developed, which are also valid for other areas of application apart from the sensory examination of chronic wounds.

The sensors and sensor systems developed in this work are intended to make a contribution to improved diagnostics and wound treatment and also to demonstrate that it is possible to manufacture and integrate complex sensors using textile technology processes. This requires the conception and technological implementation of new processes for the manufacturing of textile-based wound monitoring sensors as well as the production of functional demonstrators.

Inhaltsverzeichnis

Vorwort und Danksagung	v
Kurzfassung.....	vii
Abstract	ix
Inhaltsverzeichnis.....	xi
Abkürzungs- und Symbolverzeichnis	1
1 Einleitung und Problemstellung	1
2 Stand der Technik und Forschung	4
2.1 Einführung.....	4
2.1.1 Physiologie und Biosensorik.....	4
2.1.2 Chronische Wunden	5
2.1.3 Temperatur.....	7
2.1.4 Feuchte.....	8
2.1.5 pH-Wert.....	9
2.1.6 Lactat.....	10
2.1.7 NET-Konzentration.....	11
2.2 Anforderungen an die physiologischen Sensoren	11
2.2.1 Medizinische Anforderungen	11
2.2.2 Messtechnische Anforderungen	13
2.2.3 Textiltechnische Anforderungen	15
2.3 Temperatursensorik.....	16
2.3.1 Theoretische Grundlagen.....	16
2.3.2 Sensorprinzipien und Messverfahren	16
2.4 Feuchtesensorik.....	22
2.4.1 Theoretische Grundlagen.....	22
2.4.2 Sensorprinzipien und Messverfahren	25
2.5 pH-Wertsensorik	29
2.5.1 Theoretische Grundlagen.....	29
2.5.2 Sensorprinzipien und Messverfahren	30
2.6 Lactatsensorik.....	34
2.6.1 Theoretische Grundlagen.....	34
2.6.2 Sensorprinzipien und Messverfahren	35
2.7 NET-Sensorik.....	38
2.7.1 Theoretische Grundlagen.....	38

2.7.2	Sensorprinzipien und Messverfahren	38
2.8	Textile Verfahren zur Herstellung von Biosensorik.....	40
2.8.1	Vorteile und Nachteile textiler Sensorik	41
2.8.2	Faserbasierte Sensorik	41
2.8.3	Garnbasierte Sensorik	42
2.8.4	Flächenbasierte Sensorik	45
2.8.5	Verfahrensauswahl.....	48
2.8.6	Applikations- bzw. Integrationsverfahren	48
2.9	Sensorsysteme.....	51
2.9.1	Kontaktierung.....	52
2.9.2	Signalübertragung	55
2.9.3	Datenerfassung und -auswertung.....	56
2.10	Zusammenfassende Betrachtung.....	57
3	Auslegung und Entwicklung textilbasierter Bio-Sensoren.....	59
3.1	Materialien	59
3.2	Methoden und Geräte.....	61
3.3	Technologisch-konstruktive Modifikation der Flechtmaschinenteknik zur optimierten Sensorherstellung	61
3.4	Entwicklung der Temperatursensoren	63
3.4.1	Konzeptionelle Auslegung.....	63
3.4.2	Konstruktive Entwicklung.....	66
3.4.3	Fertigungstechnische Umsetzung	69
3.5	Entwicklung der Feuchtesensoren	70
3.5.1	Konzeptionelle Auslegung.....	70
3.5.2	Konstruktive Entwicklung.....	73
3.5.3	Fertigungstechnische Umsetzung	74
3.6	Entwicklung der pH-Wertsensoren	76
3.6.1	Konzeptionelle Auslegung.....	76
3.6.2	Konstruktive Entwicklung.....	77
3.6.3	Fertigungstechnische Umsetzung	78
3.7	Entwicklung der Lactatsensoren	80
3.7.1	Konzeptionelle Auslegung.....	80
3.7.2	Konstruktive Entwicklung.....	81
3.7.3	Fertigungstechnische Umsetzung	82
3.8	Entwicklung der NET-Sensoren	89
3.8.1	Konzeptionelle Auslegung.....	89
3.8.2	Konstruktive Entwicklung.....	89
3.8.3	Fertigungstechnische Umsetzung	90
3.9	Zusammenfassende Betrachtung.....	90
4	Entwicklung von textilbasierten Sensorsystemen.....	92
4.1	Auslegung des Sensorsystems für die Anwendung im Wundverband.....	92
4.2	Textiltechnische Prozessoptimierung zur Applikation bzw. Integration der	

miniaturisierten Sensoren	94
4.2.1 TFP-Sticktechnik	94
4.2.2 Stricken	97
4.2.3 Weben	104
4.2.4 Wirken	108
4.3 Verknüpfung des Sensorsystems und Datenauswertung	111
4.3.1 Kontaktierung	111
4.3.2 Signalübertragung	113
4.3.3 Datenerfassung und -auswertung	114
4.4 Zusammenfassende Betrachtung	115
5 Experimentelle Charakterisierung	116
5.1 Temperatursensor	116
5.1.1 Messtechnische Empfindlichkeiten	116
5.1.2 Hystereseverhalten	118
5.1.3 Einschwingverhalten	118
5.1.4 Langzeitverhalten	119
5.2 Feuchtesensor	119
5.2.1 Messtechnische Empfindlichkeiten	120
5.2.2 Hystereseverhalten	121
5.2.3 Einschwingverhalten	122
5.2.4 Langzeitverhalten	123
5.2.5 Verhalten im wässrigen Milieu	123
5.3 pH-Wertsensor	124
5.3.1 Messtechnische Empfindlichkeiten	126
5.3.2 Hystereseverhalten	130
5.3.3 Einschwingverhalten	130
5.3.4 Langzeitverhalten	130
5.4 Lactatsensor	131
5.4.1 Theoretische Vorbetrachtung und Vorversuch	132
5.4.2 Messtechnische Empfindlichkeiten	134
5.4.3 Hystereseverhalten	135
5.4.4 Einschwingverhalten	136
5.4.5 Langzeitverhalten	136
5.5 NET-Sensor	137
5.6 Messtechnische Stabilität bei mechanischen Beanspruchungen	138
5.6.1 Querdruckbelastung	138
5.6.2 Zugbelastung	139
5.6.3 Biegebelastung	141
5.7 Untersuchung der Selektivität	142
5.8 Biokompatibilitätsuntersuchungen	143
5.9 Ergebnisdiskussion	145

6	Konzeptentwicklung zur allgemeingültigen Auslegung und Anwendung textilbasierter Bio-Sensorsysteme.....	147
6.1	Auslegungshinweise zur Herstellung der Sensoren	147
6.2	Kalibrierung, Justierung und Messwertabgleich	149
6.3	Auslegungshinweise zur textiltechnischen Integration der Sensoren und Sensornetzwerke	151
6.4	Verknüpfung und Vernetzung der Einzelsensoren	153
6.5	Multifunktionssensorik	154
6.6	Demonstratoren der Sensornetzwerke	155
7	Zusammenfassung und Ausblick.....	158
8	Literaturverzeichnis	162
Anhang	177
A	- Herstellungsvarianten Feuchtesensor.....	177
B	- Technikansicht gestrickte Tasche	178
C	- Langzeitmessung Lactatsensor.....	179

Abkürzungs- und Symbolverzeichnis

Abkürzungen

AE	Arbeitselektrode
A/D-Wandler	Analog-Digital-Wandler
Ag	Silber (lat. Argentum)
Au	Gold (lat. Aurum)
AiF	Arbeitsgemeinschaft industrieller Forschungsvereinigungen Otto von Guericke e.V.
CAB	Celluloseacetatbutyrat
CF	Carbonfaser
CHS	Chitosan
cGAS	cyclic GMP-AMP synthase (zytosolischen DNA-Sensor)
CMC	Carboxymethylcellulose
CNT	Carbon nanotubes – Kohlenstoffnanoröhrchen
CV	Viskose (Regenerat-Zellulose)
CVD	Chemical Vapor Deposition (Chemische Gasphasenabscheidung)
DMEM	Dulbecco's Modified Eagle's Medium
DNS	Desoxyribonukleinsäure
EDC	1-Ethyl-3- [3-dimethylaminopropyl] carbodiimidhydrochlorid
EP	Epoxidharz
EU	Europäische Union
FCS	Fetal Calf Serum (fötales Kälberserum)
GE	Gegenelektrode
GDA	Glutardialdehyd
HRP	Horseradish Peroxidase (Meerrettichperoxidase)
IC	Integrated Circuit (integrierte Schaltkreise)
IFE	Institut für Festkörperelektronik (TU Dresden)
IR	Infrarot
ITM	Institut für Textilmaschinen und Textile Hochleistungswerkstofftechnik (TU Dresden)
ISFET	Ionensensitive Feldeffekttransistoren
LDH	Lactatdehydrogenase

LOx	Lactatoxidase
LWL	Lichtwellenleiter
MD	Maschendichte
MPG	Medizinproduktegesetz
MR	Maschenreihen
MS	Maschenstäbchen
NADH	Nicotinamidadenindinukleotid
NET	Neutrophil Extracellular Traps (Neutrophile Fänger-moleküle)
NHDF	Normal Dermal Human Fibroblasts (Primäre humane dermale Fibroblasten)
NHS	N-hydroxysulfosuccinimide
NTC	Negative Temperature Coefficient (Negativer Temperaturkoeffizient)
NVP	N-Vinyl-2-pyrrolidon
ORW	Open Reed Weave (Weben mit offenem Riet)
PA	Polyamid
PBS	Phosphate buffer solution (Phosphat Pufferlösung)
PEG-PLA	Poly-ethylene glycol-poly-lactic acid (Poly-Ethylenglycol – Poly-Milchsäure)
PES	Polyester (Polyethylenterephthalat)
pHEMA	Poly-2-Hydroxyethyl Methacrylat
PMMA	Polymethylmethacralat (Plexiglas)
Pt	Platin (lat. Platinum)
PTFE	Polytetrafluorethylen
PPD	Para-Phenylendiamin
PU	Polyurethan
PVA	Polyvinylalkohol
PVB	Polyvinylbutadyral
PVD	Physical Vapor Deposition (Physikalische Gasphasenabscheidung)
PVDF	Polyvinylidenflourid
PVP	Polyvinylpyrrolidon
RE	Referenzelektrode
REM	Rasterelektronenmikroskop
RFID	Radio-frequency identification (Identifizierung mit Hilfe elektromagnetischer Wellen)
RL	Rechts-Links-Bindung
RR	Rechts-Rechts-Bindung
RRG	Rechts-Rechts-Gekreuzt-Bindung
SAW	Surface Area Waves (Oberflächenwellen)

SHM	Structural Health Monitoring (Strukturüberwachung)
SMB	Sub Miniature B (Miniaturisierte Koaxialstecker Typ B)
SI	Système international d'unités (Internationales Einheitensystem)
TFO	Translationale Knochen-, Gelenk- und Weichgewebeforschung (Uniklinikum Dresden)
TFP	Tailored Fiber Placement

Symbole

A	Fläche bzw. Querschnitt	mm^2
a	Aktivität	$\text{mol} \cdot \text{l}^{-1}$
C	Kapazität	F
CF	Cover Factor (Überdeckungsgrad)	%
d	Dicke bzw. Abstand	mm
D	Durchmesser	mm
e	Elementarladung	$1,6021766209 \cdot 10^{-17} \text{ C}$
E	Elektrodenpotenzial	V
E^0	Standartelektrodenpotenzial	V
f	Frequenz	Hz
F	Faraday-Konstante	$96.485,33 \text{ A} \cdot \text{s} \cdot \text{mol}^{-1}$
F_R	Bruchkraft	N
Im	Imaginärteil der Impedanz	Ω
K	Seebeck-Koeffizient (Empfindlichkeit der Thermopaarung)	$\text{V} \cdot \text{K}^{-1}$
k	Wärmeleitkoeffizient	$\text{W} \cdot \text{K}^{-1} \cdot \text{m}^{-2}$
L	Induktivität	H
l	Länge	mm
m	Masse	kg
m_H	Molalität des Wasserstoffions	$\text{mol} \cdot \text{kg}^{-1}$
n	Ladungsträgerdichte	m^{-3}
N	Anzahl der Flechtfäden	-
p	Druck	kPa
pH	pH-Wert	-
q	Elektrische Ladung	C
Q	Wärme	J
\dot{Q}	Wärmestrom	W
r	Radius	mm
R_m	Zugfestigkeit	MPa

R	Ohmscher Widerstand	Ω
R	Allgemeine Gaskonstante	$8,3145 \text{ J} \cdot \text{mol}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$
R_i	Spezifische Gaskonstante	$\text{J} \cdot \text{mol}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$
Re	Realteil der Impedanz	Ω
t	Zeit	s
U	Elektrische Spannung	V
V	Volumen	m^3
w	Effektive Fadenbreite	mm
X	Reaktanz	Ω
z_E	Anzahl der übertragenen Elektronen (Äquivalenzzahl)	-
Z	Impedanz (komplexer Wechselstromwiderstand)	Ω
α	Thermischer Längenausdehnungskoeffizient	K^{-1}
α	Widerstands-Temperaturkoeffizient	K^{-1}
α	Flechtwinkel	°
γ	Raumausdehnungskoeffizient	K^{-1}
γ_H	Aktivitätskoeffizient des Wasserstoffions	-
ε	Permittivität (Dielektrische Leitfähigkeit)	$\text{F} \cdot \text{m}^{-1} = \text{A} \cdot \text{s} \cdot \text{V}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$
ε_0	Elektrische Feldkonstante	$8,854 \cdot 10^{-12} \text{ F} \cdot \text{m}^{-1}$
ε_r	Permittivitätszahl	-
μ	Beweglichkeit der Ladungsträger	$\text{cm}^2 \cdot \text{V}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$
ρ	spezifischer elektrischer Widerstand	$\Omega \cdot \text{m}^2 \cdot \text{m}^{-1}$
ρ	Dichte	$\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$
σ	Elektrische Leitfähigkeit	$\text{S} \cdot \text{m}^{-1}$
ω	Kreisfrequenz	s^{-1}

1 Einleitung und Problemstellung

Die Betrachtung humanphysiologischer Vorgänge zur Einschätzung des Gesundheitszustandes ist ein elementarer Bestandteil des kulturellen Zusammenlebens der Menschheit. Die fortschreitende technologische Entwicklung von Sensoren erlaubt, ein immer genaueres Abbild dieser physiologischen Vorgänge zu erhalten und daraus gesundheitsförderliche Maßnahmen ab- sowie auch einzuleiten.

Für die Diagnostik und Analyse der Heilvorgänge von chronischen Wunden ist die Entwicklung von Sensoren in besonderem Maße sowohl eine große Herausforderung als auch eine immense Chance, um die Lebensqualität von Patienten erheblich zu steigern. Der Begriff *Wundmonitoring* bedeutet bei chronischen Wunden anstelle einer Momentaufnahme eine langfristige Betrachtung, da die biochemischen Zusammenhänge sowohl hochkomplex sind als auch bei jedem Menschen individuell ablaufen.

Neben dem medizinischen Bestreben der sensorischen Überwachung von chronischer Wunden besteht auch ein volkswirtschaftliches Interesse, da sowohl die steigende Anzahl an Patienten mit chronischen Wunden sowie auch die Behandlungskosten in erheblichem Maße das Gesundheitswesen in Deutschland und auch weltweit betrifft [Danzer, 2014; Dissemond, 2021].



Abbildung 1-1: *Ulcus Cruris (Unterschenkelgeschwür) als Beispiel einer chronischen Wunde [Aschoff, 2019]*

Für die Einschätzung des Zustandes von chronischen Wunden wird aufgrund der physiologischen und biochemischen Komplexität mehreren Parametern eine hohe Wichtigkeit beigemessen. Klassischerweise ist die Körpertemperatur, in diesem Fall konkret die *Wundtemperatur*, ein Indikator für den Ablauf von physiologischen Vorgängen und damit auch von Heilvorgängen. Für die Einschätzung

des Austretens von feuchtem Wundsekret ist die Erfassung der *Wundfeuchte* wichtig. Der *pH-Wert* variiert über die Wundheilungsphasen hinweg und erlaubt damit Rückschlüsse auf den Wundheilungsverlauf zu ziehen. Der *Lactatwert* gibt in hohem Maße die Muskelaktivität wieder und erlaubt daher eine Einschätzung des Gewebeaufbaus. Die Konzentration der neutrophilen Fänger-moleküle (neutrophil extracellular traps - *NET*) als erste Immunantwort ermöglicht die frühzeitige Einschätzung einer auftretenden Wundinfektion.

Die Herausforderung der Entwicklung von Sensoren zur Detektion dieser biochemischen Parameter liegt im speziellen Anwendungsfall, da für chronische Wunden eine Langzeitüberwachung unerlässlich ist, um den Wundheilungsverlauf zu ermitteln. Derartige Bio-Sensoren sollten daher einen kompakten, textilen Aufbau besitzen, um in Wundverbände integriert werden zu können und idealerweise für den Patienten keine Einschränkung im Tragekomfort hervorzurufen. Ein derartiges, in einen Wundverband integriertes Sensorsystem, ist in Abbildung 1-2 illustriert.

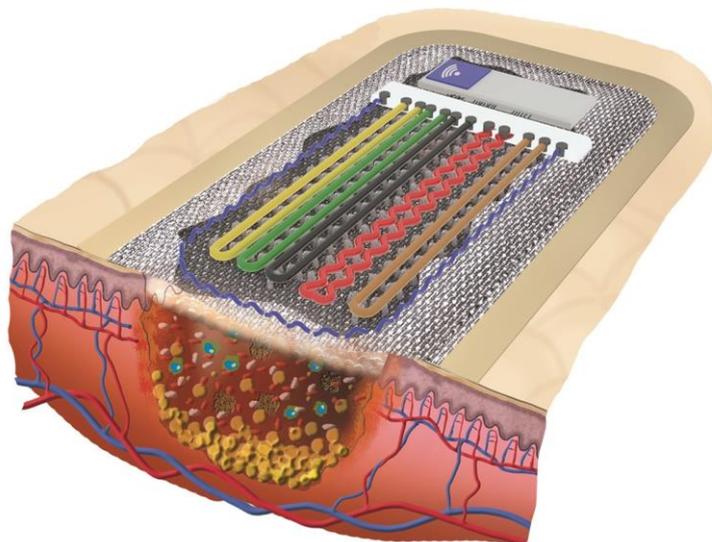


Abbildung 1-2: Illustrierte Darstellung eines Wundverbandes mit integriertem Sensorsystem [IGF 17826]

Der Aspekt der Miniaturisierung der Sensoren, gepaart mit den medizinischen, messtechnischen und textilen Anforderungen an die Bio-Sensoren, kann durch den Einsatz der Flechttechnik, als Herstellungsverfahren komplexer Garnkonstruktionen, Rechnung getragen werden. Im Zuge dessen müsste die sensorspezifische Materialauswahl sowie auch der mehrkomponentige Aufbau der komplexen Sensoren in der Auslegung umfassend betrachtet werden.

Da Wundverbandssysteme je nach Wund- und daher Behandlungstyp meist mehrlagig aufgebaut sind, kann eine Vielzahl von textilen Integrationsmöglichkeiten für das Sensornetzwerk in Betracht gezogen werden. In dieser Arbeit werden explizit die TFP-Stick-, Flachstrick, Web- und Wirktechnologie untersucht.

Zur Analyse der Funktionsfähigkeit der Sensoren müssten diese in anwendungsnahen Versuchen bezüglich ihrer Messfähigkeit untersucht werden. Aufgrund der unterschiedlichen Parameter ist jeder Sensortyp gesondert zu analysieren, wobei jeder Einzelfall besondere Herausforderungen beinhaltet. Für das Zusammenspiel der Sensoren in einem Sensornetzwerk ist die Erfassung von Quereffekten wichtig, da die aufzuzeichnenden physiologischen Prozesse einander bedingen und sich gegenseitig beeinflussen. Für den Anwendungsfall in einer offenen Wunde ist die Biokompatibilität der einzelnen Komponenten wie auch der gesamten Sensorkonstruktionen zu betrachten, da nur medizinisch unbedenkliche bzw. zugelassene Materialien eingesetzt werden dürfen.

Abschließend sollen in dieser Arbeit Auslegungshinweise und allgemeingültige Konzepte für die Herstellung, Verknüpfung und Integration der Sensoren zu Sensornetzwerken betrachtet werden. Dies ist insbesondere daher von hoher Relevanz, da die hier entwickelten und hergestellten textilen Sensoren ein Novum in der Biosensorik darstellen und daraus abgeleitete Konzepte auch für eine Vielzahl weiterer (teils auch medizinischer) Anwendungsgebiete vorteilhafte Alternativen zu klassischen Sensoren darstellen.

2 Stand der Technik und Forschung

Im folgenden Kapitel werden die in dieser Arbeit untersuchten physiologischen Parameter und bestehende technische Lösungen zu deren sensorischer Erfassung dargelegt. Gemäß der im ersten Kapitel beschriebenen Problemstellung wird hierbei immer, aber nicht ausschließlich, der wundheilungsspezifische Bezug hergestellt.

Da die medizinische Anwendung der Hauptaspekt der hier dargelegten Arbeit ist, soll zunächst eine Wissensbasis in Form kurzer Erklärungen der chronischen Wunde und der wichtigsten physiologischen Parameter aufgebaut werden. Abgeleitet von dem vorliegenden Einsatzszenario werden die Anforderungen genauer spezifiziert. Anschließend wird der Stand der Technik und Forschung hinsichtlich der Sensorprinzipien und Messverfahren sowie die Herstellbarkeit von Sensoren mittels textiler Verfahren beschrieben und anhand von bestehenden textilen Sensorsystemen verdeutlicht. An dieser Stelle sollte vermerkt werden, dass aufgrund der Unterschiedlichkeit der Charakteristika und somit auch der möglichen Sensorprinzipien und Messverfahren keine vollumfängliche Auflistung aller in Entwicklung befindlichen Varianten vorgenommen werden kann, da dies den Rahmen der Arbeit bei weitem übersteigen würde. Aufgrund dessen wird in den Kapiteln 2.3 bis 2.7 auf die hauptsächlich verwendeten und auch in Entwicklung befindlichen Sensoren, die für den vorliegenden Anwendungsfall relevant sind, fokussiert und diese näher erklärt. Abschließend wird in diesem Kapitel ein kurzer Einblick in themenspezifische Methoden und Lösungen zur Datenerfassung- und Verarbeitung gegeben.

2.1 Einführung

2.1.1 Physiologie und Biosensorik

Als *physiologisch* werden alle physikalischen und biochemischen Prozesse bezeichnet, die in lebenden Organismen ablaufen [Pape et al., 2010]. Diese Prozesse sind vielschichtig und umfassen die gesamte Lebenserhaltung, was sowohl den stofflichen Austausch als auch den Informationstransport einbezieht. Beispiele sind die Blutzirkulation als stofflicher Prozess, die visuelle Wahrnehmung als optischer Reiz auf der Netzhaut des Auges, der im Hirn weiterverarbeitet wird oder die Wundheilung, bei der sowohl Informationstransport im Sinne von Reizempfindung wie auch stofflicher Austausch (bspw. Ausschüttung von Wachstumsfaktoren) stattfinden.

Physiologische Prozesse lassen sich durch spezifische Parameter quantifizieren. Aufgrund der Komplexität der Lebensvorgänge genügt jedoch in den seltensten Fällen nur ein Parameter, um einen Prozess wie etwa die Wundheilung zu beschreiben [Struck, 1987]. Die in der Medizin immer noch gängige Praxis der subjektiven Betrachtung, beispielsweise bei einer chronischen Wunde durch die visuelle Beurteilung von Farbe, Struktur oder auch Geruch [Danzer, 2014], wird in Zukunft vermehrt durch den Einsatz von Sensoren ergänzt, die eine genauere Einschätzung des physiologischen Zustands erlauben [Ochoa et al., 2014].

Im Vergleich zur subjektiven Einschätzung des medizinischen Personals ermöglichen Sensoren durch die Erfassung quantifizierbarer und wundheilungsspezifischer Parameter eine objektive Betrachtung der Wundheilung und vor allem des Wundheilungsverlaufs. Gestützt durch eine digitale Datenauswertung können bekannte kritische Grenzwerte wie eine erhöhte Temperatur infolge einer Wundinfektion frühzeitig erkannt, und auch Heilungstendenzen besser abgeschätzt werden. Zudem ermöglicht eine sensorische Erfassung der Parameter einen Rückschluss auf die Prozesse zu ziehen, die während der Wundheilung ablaufen. Dadurch werden neuartige Erkenntnisse erlangt, auf deren Basis wiederum verbesserte Heilungsmethoden abgeleitet werden können.

Die Arten der Sensoren unterscheiden sich je nach zu erfassenden physiologischen Parametern signifikant voneinander. So können physiologische Prozesse, die auf physikalischen Grundprinzipien basieren (Puls oder Blutdruck) weitaus einfacher sensorisch erfasst werden als komplexe biochemische Prozesse. Zu letzteren zählen beispielsweise die Erfassung der Glukose-Konzentration im Blut, die erst ab 1971 möglich wurde [Oliver et al., 2009]. Die Erfassung derartiger komplexer biochemischer Parameter erfolgt mit Hilfe sogenannter *Biosensoren* [Renneberg, 2007].

Die Messverfahren und damit einhergehend die Sensorprinzipien der Biosensorik unterscheiden sich zum Teil grundlegend von rein physikalischen Messungen, die zumeist auf direkte Zusammenhänge zwischen dem zu erfassenden Parameter und dem auszuwertenden Messsignal zurückgreifen. Bei chronischen Wunden liegt ein sehr komplexes Messmilieu vor, da die biochemischen Vorgänge sich stark gegenseitig bedingen und infolge der Wundausheilung variieren, wie in folgenden Kapiteln noch näher ausgeführt wird.

2.1.2 Chronische Wunden

Eine chronische Wunde unterscheidet sich von akuten Wunden, wie etwa leichte Schnitt-, Stich- oder Brandwunden, dahingehend, dass insbesondere die Heilungsdauer erheblich länger ist und innerhalb von acht Wochen keine Heilungstendenzen erkennbar sind [Danzer, 2014]. Es wird angenommen, dass in den industrialisierten Ländern rund ein bis zwei Prozent der Bevölkerung an chronischen Wunden leiden [Dissemond, 2015]. Allein in Deutschland kann von knapp einer Million Betroffenen ausgegangen werden [PMV, 2016]. Die Therapiekosten zur Behandlung chronischer

Wunden in Deutschland belaufen sich jährlich auf rund 10.000 € pro Patient [Purwins et al., 2010]. Ursache des Leidens ist meist eine Durchblutungsstörung, sei es durch eine Thrombose oder Krampfader (Ulcus cruris), durch Diabetes (diabetisches Fußsyndrom) oder durch auflagedruckbedingte Geschwüre (Dekubitus) [Danzer, 2014].

Die physiologische Wundheilung wird von einer Reihe zellulärer und humoraler (der Feuchte betreffenden) Faktoren beeinflusst und gliedert sich in verschiedene Phasen, die sich überlappen und die teilweise parallel ablaufen. Die komplexen und dynamischen Vorgänge in den einzelnen Phasen werden ferner durch Wachstumsfaktoren (u.a. Zytokine) beeinflusst und auch direkt durch diese bestimmt [Bennett et al., 1993].

Üblicherweise wird in vier Wundphasen unterschieden [DGfW, 2012; Hünefeld, 2004]:

- **Exsudations- oder Entzündungsphase:** Bildung von Nekrosen und eiweißreichem Wundexsudat mit Fibrin und Granulozyten, teilweise oberflächliche Keimbesiedlung,
- **Resorptionsphase:** Resorption oder Abstoßung von Nekrosen,
- **Profilerations- oder Granulationsphase:** Kapillar- und Kollagenfaserbildung, dadurch Auffüllung des Wunddefektes und
- **Reparations- oder Epithelisierungsphase:** Bildung und Entstehung von neuem Bindegewebe und Bildung der Epidermis ausgehend von den Wundrändern, Vernarbung durch Kollagenfaserreifung.

In Abbildung 2-1 sind Ulcera in vier unterschiedlichen Wundphasen dargestellt.



Abbildung 2-1: Wundphasen am Beispiel des Ulcus Cruris am Unterarm: Exsudation mit Nekrosen (links), Granulation (Mitte) und Epithelisierung (rechts) [Aschoff, 2013a]

Die Dauer sowie der Übergang der Wundphasen ist trotz intensiver Forschung derzeit noch nicht genau geklärt [Frykberg et al., 2015]. Da die Heilung und Behandlung von chronischen Wunden zudem stark abhängig von der Wundentstehung bzw. Wundart ist, erfolgt die Wundbewertung derzeit in medizinischen Einrichtungen meist visuell sowie olfaktorisch (Wundgeruch). Hierbei werden die Wundgröße und -geometrie, Wundfarbe, Fibrinbelag, aber auch Exsudatmenge durch das entsprechend behandelnde Wundpersonal üblicherweise beim Wechsel der Wundverbände erfasst. Insbesondere beim Wundverbandwechsel besteht stets die Gefahr, dass beim Ablösen des Verbands neu gebildetes Epithelgewebe wieder abgetragen wird, was die Wundheilung verzögert. Zudem besteht in diesem exponierten Zustand ein erhöhtes Risiko für eine Wundinfektion. Speziell chronische Wunden werden typischerweise und fast in jedem Fall innerhalb weniger Wochen von einer Vielzahl verschiedener Bakterienspezies kolonisiert, wobei auch potenziell pathogene (gesundheitsschädliche) Erreger wie *Pseudomonas aeruginosa* und *Escherichia coli* vorkommen [Tautenhahn et al., 2012].

Eine Wundinfektion infolge der Bakterienkolonisation kann den Heilungsfortschritt immens verzögern und sollte deshalb in höchstem Maße vermieden oder zumindest frühzeitig erkannt werden, um entsprechende Gegenmaßnahmen zu ergreifen. Bestimmte physiologische Parameter haben eine Indikatorwirkung, woraus eine nahende Wundinfektion, jedoch auch der Heilungsverlauf bei chronischen Wunden, abgeleitet werden kann. In Diskussion mit medizinischem Personal, Fachärzten und nach intensiver Literaturrecherche wurden fünf physiologische Parameter herausgestellt, mit denen chronische Wunde quantifiziert werden kann:

- **Temperatur**, insbesondere an den Wundrändern,
- **Wundfeuchte** als Maß der Exsudatmenge,
- **Lactatwert** als Indikator der Muskel- und somit Wundaktivität,
- **pH-Wert** zum Rückschluss auf die Wundphasen sowie der Übersäuerung und
- **NET-Konzentration** als Initialmarker einer Wundinfektion.

2.1.3 Temperatur

Die Temperatur ist als eine physikalische Grundgröße (SI-Einheit) in vielen technischen und medizinischen Bereichen einer der wichtigsten, sensorisch zu erfassenden, Parameter [Quinn, 1990]. Im Bereich der Medizintechnik ist die Temperaturmessung, beginnend vom häuslichen Gebrauch bis hin zur klinischen Forschung, der mit Abstand am meisten verbreitete sensorisch zu erfassende physiologische Parameter [Childs et al., 2000]. Im besonderen Fokus dieser Arbeit fungiert die Temperaturmessung sowohl für die Heilungsüberwachung von chronischen Wunden, als auch als Indikator für eine Infektion [Siddiqui et al., 2010]. Auch kann Sie in der Sportmedizin zur Bewertung der Muskelaktivität [Rome et al., 1984] betrachtet werden. Jenseits der Medizin kann durch Erfassung der

Temperatur eine Gefahrenabschätzung für Sicherheitskräfte wie der Feuerwehr getroffen werden [Park et al., 2003].

Die Temperaturmessung ist für die Behandlung chronischer Wunden wichtig, da die optimale Heilung nahe der normalen Körpertemperatur erfolgt. Es ist bekannt, dass ein lokales Ansteigen der Wundtemperatur meist auf eine Infektion und damit auf eine Störung des Wundheilungsprozesses hindeutet und bei niedrigeren Temperaturwerten der Wundheilungsprozess aufgrund der Temperaturabhängigkeit aller biochemischen (insbesondere enzymatischen) Reaktionen verzögert abläuft [Romanelli et al., 2002]. Geringe Wundtemperaturen treten vor allem an den Extremitäten auf. Sie sind jedoch kein eindeutiges Indiz für eine Wundheilungsstörung und müssen mit der lokalen Umgebungstemperatur abgeglichen werden. Neben der Erfassung der absoluten Temperatur ist ferner der Temperaturverlauf von wundheilungsspezifischer Bedeutung. Eine akute Temperaturerhöhung im Wundbereich weist auf einen inflammatorischen (entzündlichen) Zustand der Wunde hin. Beispielsweise ist eine Erhöhung von 2,8 bis 3,6 K typisch für eine Entzündungsreaktion am diabetischen Fuß [Armstrong et al., 1997; Bharara et al., 2010].

2.1.4 Feuchte

Die Feuchtigkeit oder kurz Feuchte, beschreibt die Anwesenheit von Wasser (der Wassergehalt) in einem bestimmten Material. Im Allgemeinen ist sie als physikalische Prozessgröße zu verstehen, die aufgrund ihrer nahezu allgegenwärtigen Präsenz eine fundamentale Bedeutung für natürliche, aber auch für technische Prozesse hat [von Hann, 2012]. In der Natur ist der Wassergehalt, insbesondere in der Luft in Form von Luftfeuchte, eine der Prozessgrößen, die die Lebensvorgänge von Pflanzen, Tieren wie auch Menschen fundamental mit diktiert [Schmidt-Nielsen, 1997]. Für den Ablauf von technischen Prozessen, insbesondere im Textilbereich, spielt sie ebenso eine erhebliche Rolle [Reumann, 2013].

Die Wundfeuchte im Speziellen ist ein Indikator für die Exsudatmenge, mit der wiederum auf den Wundzustand rückgeschlossen werden kann. Die Exsudatbildung erfolgt entsprechend der Wundart (Dekubitus, Ulcera, etc.) und der Wundphasen unterschiedlich stark (insb. Exsudations-Phase) bzw. schwach (insb. Reparationsphase).

In der Humanphysiologie ist die Feuchtemessung zudem in der Sportmedizin von großer Bedeutung, da über die Absonderung von bspw. Schweiß auf die Körperfunktionen rückgeschlossen werden kann [Sawka et al., 2015].

2.1.5 pH-Wert

Im menschlichen Körper finden die meisten Lebensvorgänge im neutralen oder leicht basischen Milieu statt. Sowohl Blut (pH 7,4), als auch die meisten Körpersekrete (Speichel, Schweiß, Augenflüssigkeit, etc.) liegen im Bereich von pH 7 bis 8 [Degner, 2012]. Prominente Ausnahmen sind einerseits der Magen, in dem je nach Situation ein sehr saurer pH-Wert von bis zu 1 vorherrschen kann, und andererseits die Haut.

Der pH-Wert der gesunden Hautoberfläche liegt je nach Proband und Ort der Messung zwischen 4 und 6,5. Der Grund dafür sind verschiedene saure Stoffwechselprodukte, wie gelöste Amino- und Fettsäuren [Schneider et al., 2007]. Nach dem derzeitigen Modell sinkt bei einer akuten Wunde aufgrund einer ablaufenden Kollagensynthese, der Generierung von Lactat sowie einer erhöhten CO₂-Anreicherung der pH-Wert erst in den sauren Bereich ab. Während der Granulationsphase finden katabolische (stoffwechselprodukteabbauende) Prozesse statt, bei denen vor allem proteinabbauende Enzyme den pH-Wert in den basischen Bereich verschieben, bevor er in der Epithelphase wieder in den gesunden Bereich einschwingt (siehe Abbildung 2-2, links) [Dissemond, 2006].

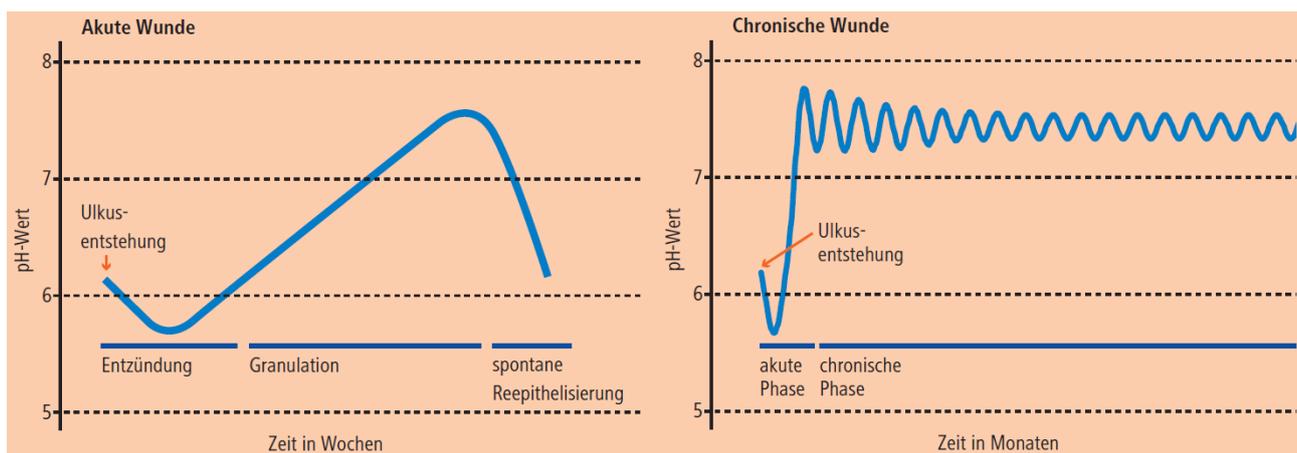


Abbildung 2-2: Verlauf des pH-Wertes im Wundmilieu [Dissemond, 2006]

In einer chronischen Wunde stagniert der pH-Wert im basischen Bereich in Abhängigkeit vom Heilungsgrad der Wunde (siehe Abbildung 2-2, rechts). Beispielsweise ist er deutlich geringer, wenn sich auf der Wunde bereits Epithelzellen gebildet haben oder Schorf vorhanden ist. Wird der Schorf entfernt (sog. Debridement), steigt der pH-Wert wieder. Im Umkehrschluss wird derzeit angenommen, dass ein geringer pH-Wert eine verbesserte Wundausheilung bewirkt [Schneider et al., 2007]. Der genaue pH-Wertverlauf während der Heilung einer chronischen Wunde ist jedoch derzeit spekulativ, da eine pH-Wertbestimmung bisher nur bei geöffnetem Wundverband stattfinden kann. Nur ein im Wundverband integrierter pH-Wertsensor erlaubt eine *In-situ*-Erfassung, wodurch auch neue Erkenntnisse über den Heilungsverlauf gewonnen werden können.

2.1.6 Lactat

Lactat ist das Salz der Milchsäure (Lactose). In gelöster Form ist es in unterschiedlichen Mengen in Körperflüssigkeiten enthalten [Bakker et al., 1991]. In Abbildung 2-3 ist die Strukturformel für das, in menschlichen Körper vorkommende, L-Lactat-Ion dargestellt.

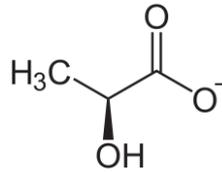


Abbildung 2-3: Strukturformel für das L-Lactat-Ion

Lactat ist, als Endprodukt der Glukoseverwertung, der wichtigste Parameter für die Bestimmung der primären Energiebereitstellungsform. Üblicherweise erfolgt die Angabe der Lactatkonzentration in mmol/l. Je nach körperlicher Verfassung liegt das Basislactat (Blutlactatkonzentration in Ruhe) bei unter 3,5 mmol/l [Holloway et al., 2001] und kann bei höchster körperlicher Belastung bis über 25 mmol/l betragen [Febraio et al., 1994]. Die Lactatkonzentration, der sogenannte Lactatwert, gibt somit ein Bild der physiologischen Aktivität (Muskelaktivität) wider, weshalb es eine hohe Bedeutung insbesondere im Bereich der Humanmedizin besitzt [Bakker et al., 1991; Walenta et al., 2000]. Ferner ist der Lactatwert auch in der Veterinärmedizin [Hiss S. et al., 2007] sowie der Lebensmitteltechnik [Pérez et al., 2012], insbesondere bei der Herstellung von Milchprodukten [Palmisano et al., 2001] wichtig, wobei im Folgenden jedoch primär auf Lactat in der Humanphysiologie eingegangen wird, da diese die Grundlage der vorliegenden Forschungsarbeit bildet.

Im menschlichen Organismus steigt bei einer erhöhten körperlichen Belastung der Energiebedarf, der durch eine rein aerobe (sauerstoffgebundene) Energiebereitstellung aufgrund einer begrenzten Sauerstoffaufnahme nicht erfüllt werden kann. In solch einem Fall wird die benötigte Energie durch anaerobe (sauerstofffreie) Prozesse bereitgestellt. Infolge der anaeroben Energiebereitstellung wird Pyruvat (Salz bzw. Ester der Brenztraubensäure) unter dem Einfluss eines Co-Enzyms Nicotinamidadenindinukleotid (NADH) durch die Abspaltung eines Hydridions zu Lactat reduziert. Die Lactatausschüttung bewirkt zunächst eine Vasodilatation (Gefäßerweiterung) und eine damit einhergehende (leistungsförderliche) Mehrdurchblutung der Muskulatur. Überschüssiges Lactat wird unter anderem über den Schweiß perkutan (durch die Haut) abgesondert [Brooks, 2002]. Die negative Folge der anaeroben Energiebereitstellung ist die stetig zunehmende Muskelübersäuerung mit geminderter Enzymaktivität. Ab einer gewissen Lactatkonzentration sind der Säure-Basen-Haushalt (Lactatgleichgewicht) und damit der intramuskuläre Kontraktionsvorgang derart gestört, dass ein Nachlassen der Muskelaktivität und damit eine körperliche Ermüdung bis hin zum Belastungsabbruch eintritt [Keul et al., 1969; van den Berg, F., 2005].

Anzumerken ist, dass für die Bestimmung dieser sogenannten individuellen anaeroben Schwelle mehrere konkurrierende Schwellenwertkonzepte existieren [Dickhuth et al., 1989; Mader, 1994; Sjödin et al., 1981], die sich vor allem auf den Lactatwert im Blut (Blutlactat) beziehen.

Die Lactatbestimmung wird derzeit nur von medizinischem Fachpersonal durch Blutentnahme und anschließender Analyse in stationären Messgeräten durchgeführt, was einerseits nur ein nachträgliches sowie auch globales Abbild des Belastungszustandes erlaubt.

2.1.7 NET-Konzentration

Die neutrophilen Fänger-moleküle (neutrophil extracellular traps - NETs) sind die erste Immunantwort des Körpers, indem sie eindringende infektiöse Bakterien binden und neutralisieren [Brinkmann et al., 2004]. Sie bestehen aus Granulozyten, welche die größte Gruppe der weißen Blutkörperchen darstellen. Im Fall einer Infektion migrieren die Granulozyten aus dem Blut heraus zum infizierten Körpergewebe und spalten sich bis zum Desoxyribonukleinsäure (DNS)-Strang auf. Dieser Prozess wird als NETose bezeichnet. Hierbei werden Netze ausgebildet, womit auch der Name assoziiert werden kann [Fuchs et al., 2007].

Eine sensorische Erfassung außerhalb des Labors ist aufgrund der Neuartigkeit der Entdeckung und Charakterisierung dieses Immuneffektes noch möglich.

2.2 Anforderungen an die physiologischen Sensoren

Die textilbasierten Bio-Sensoren unterliegen zahlreichen medizinischen, messtechnischen und textiltechnischen Anforderungen im Hinblick auf die Handhabung, Herstellung und Anwendung als tragbares Sensorsystem, die im Folgenden erläutert werden.

2.2.1 Medizinische Anforderungen

Allgemein wurde für die Entwicklung der Sensoren die Richtlinie 93/42/EWG [MPG, 1993] der Europäischen Union (EU) und deren ab 5. April 2017 in Kraft getretene EU-Nachfolgerichtlinie [MPG, 2017] als Grundlage genutzt. In dieser europäischen Gesetzesrichtlinie, die in der deutschen und österreichischen Umsetzung auch als Medizinproduktegesetz (MPG) bezeichnet wird, erfolgt eine Klassifizierung der Medizinprodukte in Abhängigkeit vom Einsatzzweck. Bei Wundverbänden wird eine Klassifizierung entsprechend der Wundart bzw. des Wundzustandes sowie der Funktion des Wundverbandes (bspw. der Abgabe von Wirkstoffen) vorgenommen. Entsprechend sind die in dieser Arbeit beschriebenen textilbasierten Biosensoren in der Klasse II b zuzuordnen, was folgende Anforderungen nach sich zieht:

- Auswahl der eingesetzten Materialien hinsichtlich Toxizität (Biokompatibilität) und Verwendung nicht-hypoallergener Stoffe,
- Aufrechterhaltung der Zweckbestimmung, was insbesondere mechanische, chemische und thermische Stabilität betrifft,
- Sterilisierbarkeit und
- Sicherheit des Patienten vor ungewollter elektrischer Stimulation durch Komponenten des Sensorsystems.

Die in dieser Arbeit entwickelten Sensoren bestehen aus komplett biokompatiblen Werkstoffen, was sowohl die Draht-, Faser- als auch Funktionalisierungsmaterialien betrifft (vgl. Abschnitt 3.1). Ebenso besitzen die ausgewählten Materialien auch entsprechende Stabilitäten für den vorliegenden Anwendungsfall, was in späteren Versuchen nachgewiesen wird (vgl. Abschnitt 5.6). Die in den Medizinprodukten üblichen Sterilisationsmethoden sind sowohl die Dampfsterilisation bei Temperaturen von 134 °C wie auch elektromagnetische Sterilisation mittels ionisierender β - oder γ -Strahlung [Sitzmann, 2004]. Die Biokompatibilitätsuntersuchung mit letztgenannter Methode ist in Abschnitt 5.8 hinterlegt. Gemäß der Sicherheit des Patienten werden für die Benutzung der Sensoren Ströme bis 0,5 mA eingesetzt, die als medizinisch unbedenklich gelten [DIN 60479-1].

Seitens der Patientencompliance dürfen die Sensorgarne nicht störend auf die Wunde sowie die Wundumgebung einwirken und müssen sich an die anatomischen Konturen der Wunde anpassen. Für den Einsatz auf einer Wunde müssen die Verbände zudem flexibel sein. Die daraus abgeleiteten mechanischen Anforderungen sind in Tabelle 2-1 aufgelistet.

Kennwert	Anforderung	Grundlage
Druckfestigkeit	max. 4,5 -6,1 kPa	Kompressionsverband Klasse III: 34-46 mmHg [DIN 58133:2008-7]
Knickradius	max. 2 cm	Verband am dorsalen (hinteren) Schienbein bzw. am Knöchel
Knickwinkel	max. 180°	

Tabelle 2-1: Medizinische Anforderungen an die mechanischen Eigenschaften der Sensoren

In Bezug auf verschiedene Wundgrößen ist die Ausführung der Sensornetzwerke mit textilen Sensoren besonders vorteilhaft, da eine einfache Skalierung der Sensorgeometrie durch Anpassung der Sensorlängen ermöglicht wird. Hinsichtlich der Größe der Sensornetzwerke wurden gängige Wundverbandgrößen als Referenz recherchiert. Abhängig von Hersteller und Wundverbandtyp (vgl. Tabelle 2-1) variieren die geometrischen Maße der textilen und der nicht-textilen Wundverbände zwischen 50 mm x 50 mm bis 200 mm x 200 mm.

Wundverbandtyp	Textil	Nicht-Textil
Geometrische Maße	50 mm x 50 mm ^(D,S) 100 mm x 100 mm ^(D) 100 mm x 200 mm ^(S) 200 mm x 200 mm ^(D)	50 mm x 75 mm ^(G) 75 mm x 75 mm ^(C) 100 mm x 100 mm ^(G,C) 150 mm x 150 mm ^(C) 200 mm x 200 mm ^(G)
Produkt (Hersteller)	^D DracoFoam® Infekt (Draco) ^S Sorbsan® (B. Braun)	^G Suprasorb® G (Lohmann & Rauscher) ^C Cutimed® Hydro L (BSN medical)

Tabelle 2-2: Geometrien gängiger Wundverbandtypen für chronische Wunden

Derartige Wundverbände besitzen meist einen Mehrschichtaufbau. Je nach Wundtyp (z. B. Brandwunden, Ulcera, etc.) werden durch das behandelnde Wundpersonal jedoch auch teilweise Einzelschichten, sogenannte Auflagen, eingesetzt und nacheinander auf die Wunde aufgebracht. Die Schichten sowie deren wichtigste Aufgaben sind wie folgt [Waldner-Nilsson et al., 2014]:

- Kontaktschicht (Primärschicht): Atraumatischer Kontakt zur Wunde
- Mittelschicht (Sekundärschicht): Exsudataufnahme und Polsterung
- Außenschicht (Tertiärschicht): Fixierung und Schutz vor äußeren Einflüssen

Die Einsatzdauer üblicher Wundverbände beträgt maximal sieben Tage, längere Zeiträume sind sowohl durch die Exsudation als auch aufgrund eines Infektionsrisikos eher sehr selten [Aschoff, 2013b].

2.2.2 Messtechnische Anforderungen

Messtechnische Grundanforderung sind hohe Empfindlichkeiten gegenüber den zu erfassenden wundheilungsspezifischen Parametern und geringe Querempfindlichkeit gegenüber mechanischen, thermischen und chemischen Störeinflüssen. Um eine Wundheilungsstörung zu detektieren sind neben absoluten Werten insbesondere kurzzeitige, starke Schwankungen der Parameter zu detektieren d. h. Änderungen innerhalb weniger Stunden:

- Anstieg der Temperatur an den Wundrändern über 37 °C [Romanelli et al., 2002],
- Große Änderungen des pH-Werts im Bereich von pH 5 bis pH 9 [Dissemond, 2006] und
- Abfall des Lactat-Gehalts unter 3 mmol/l sowie Anstieg über 10 mmol/l [Hunt, 1988].

Für die Wundfeuchte kann keine allgemeingültige mengenbezogene, messtechnische Anforderung getroffen werden. Gründe hierfür sind einerseits die unterschiedlichen Exsudatbildung entsprechend der Wundart bzw. der Wundphasen, andererseits das sogenannte feuchte Wundmanagement, bei dem durch Wundverbände auf u.a. Hydrokolloid- und Hydrogelbasis das Wundmilieu künstlich feucht gehalten wird, um eine schnellere Wundheilung zu ermöglichen [Field et al., 1994]. Nach derzeitigem Kenntnisstand fallen bei stark exsudierenden Wunden (Verbrennungswunden) bei einer Unterdruckbehandlung über 24 h Exsudatmengen von 1,3 ml pro cm² an [Dealey et al., 2006]. Abhängig von der Wund- und Sensorgröße kann daher von einer nahezu vollständigen Durchtränkung eines Feuchtesensors ausgegangen werden, was 100 % rel. Luftfeuchte entspricht.

Bezüglich der NET-Konzentration sind dem Autor keine konkreten Anforderungen der Messbereiche bekannt bzw. liegen derzeit keine evidenten medizinischen Studien vor, da bisher auch keine Sensoren für diese spezielle Messaufgabe bekannt sind.

Nach Expertenaussage sollten die Messgenauigkeiten für den Temperatursensor 0,5 K, für den Feuchtesensor 5% relative Luftfeuchte, für den Lactatsensor 1 mmol und für pH-Wert 0,5 betragen [Aschoff, 2013b]. Für den potenzielle Anwendungszeitraum von einer, respektive zwei, Wochen sollte eine Wiederholgenauigkeit (Messdrift) im Bereich der Messgenauigkeit erreicht werden.

Hinsichtlich chemischer Störeinflüsse wird eine geringe Querempfindlichkeit einerseits durch intelligente Materialauswahl (Einsatz inerter Materialien) unter Rücksichtnahme auf die medizinischen Anforderungen gewährleistet. Andererseits enthält das Exsudat als Analyt eine Vielzahl biochemischer Komponenten, die sich gegenseitig bedingen und ggf. die sensorische Erfassung einzelner Parameter beeinflussen. Insbesondere ist diese Wechselwirkung bei dem Parametern pH-Wert und Lactat zu erwarten. Eine geringe Querempfindlichkeit gegen mechanische Störeinflüsse wird durch geeignete Sensorkonstruktionen erreicht, die auch den textiltechnischen Anforderungen genügen. Die wesentlichen mechanischen Störeinflüsse sind:

- Zug-,
- Biege- und
- Druckbelastung.

Die Zug- und Biegebelastung im Anwendungsfall wird vorrangig durch die Bewegung des Patienten induziert, wobei hier unterschieden werden muss, an welcher Stelle sich die Wunde und somit auch der Wundverband befindet. Üblicherweise treten bei Wunden im Unterschenkelbereich (insbesondere Ulcus Cruris) geringe mechanische Belastungen im Wundverband auf, wohingegen bei Wunden im Knöchelbereich erhöhte Zug- und Biegebelastungen auftreten. Eine Quantifizierung erfolgt aus den geometrischen Verhältnissen eines Wundverbands, der auf einer Wunde am dorsalen (hinteren)

Schienbein bzw. Knöchelbereich angebracht worden ist. Es werden Biegeradien von 2 cm und Biege-
winkel von 120° angenommen. Durch die Verteilung der Zugbelastung auf den gesamten Wundver-
band ist die effektive Belastung auf einen Sensor vergleichsweise gering, hierbei wird 1 N als
hinreichend angenommen. Die Querempfindlichkeiten werden in Abschnitt 5.7 genauer untersucht.
Gemäß gängiger Praxis sollte ein Wundverband nicht gedehnt aufgebracht werden [Hünefeld, 2004].
Nach Absprache mit medizinischen Fachärzten wurde eine Maximaldehnung von 10 % angenommen
[Aschoff, 2013b]. Hierbei ist auch die Einbettung bzw. Fixierung der Sensoren auf dem Wundverband
ein entscheidender Faktor. Bei einer unflexiblen Befestigung durch beispielsweise Klebstoff wirkt
eine erheblich höhere Zugkraft auf den Sensor als bei einer flexiblen bspw. gestickten Anbindung
(vgl. Abschnitt 2.8.6).

Bei der Druckbelastung ist vor allem die Einwirkung eines Kompressionsverbands zu beachten. Ein
Kompressionsverband der Klasse III, der für die Behandlung von chronisch venösen Ulcera eingesetzt
wird, erzeugt Drücke von maximal 46 mmHg, was 6,13 kPa entspricht [Rabe et al., 2005].

Für eine messtechnische Erfassung der Parameter müssen die Sensoren schließlich auch eine gute
Zugänglichkeit zum Analyt, in diesem Fall dem Wundexsudat, aufweisen. Dies gilt hierbei sowohl für
die Sensoren an sich, jedoch auch für das Sensorsystem. Diese Thematik wird noch einmal genauer
im Abschnitt 2.8.1 beleuchtet.

2.2.3 Textiltechnische Anforderungen

Die textiltechnischen Anforderungen betreffen insbesondere die mechanischen Festigkeiten der ein-
zelnen Materialien, um eine textile Verarbeitbarkeit zu gewährleisten. Für die Zugfestigkeiten kann
festgehalten werden, dass die zu verarbeitenden Garne bzw. Drähte beim Umwinden und Zwirnen
eine Mindestzugkraft von rund 300 cN aufweisen müssen [Agrikli, 2014]. Aufgrund der geometri-
schen Verhältnisse sowie gegebener Federhärten müssen beim Flechten Mindestzugkraft von rund
30 cN [Steger, 2015] bei einem maximalen Flechtwinkel von 80° erreicht werden.

In Anbetracht an die allgemeine Anforderung textilbasierter Bio-Sensoren sollen möglichst feine tex-
tile Materialien sowie dünne Drähte verwendet werden, wobei die genannte Mindestzugfestigkeit
ein essentielles Kriterium ist. Im Flechtprozess wird das textile Material jedoch nicht nur auf Zug,
sondern durch die prozessbedingte Verkreuzung auch auf Biegung, Schub und fadenreibungsbe-
dingte Abrasion belastet. Sehr spröde Materialien oder mechanisch sehr instabile Funktionsschich-
ten können unter diesen Anforderungen nur erschwert bzw. gar nicht verarbeitet werden.

2.3 Temperatursensorik

2.3.1 Theoretische Grundlagen

Die Temperatur ist eine Zustandsgröße, die allgegenwärtig wahrgenommen wird und biologische Prozesse maßgeblich beeinflusst. Eine konkrete Definition der Temperatur wurde erst Mitte des 18. Jahrhunderts aufgestellt [Quinn, 1990]. Gemäß den Hauptsätzen der Thermodynamik ist die sogenannte thermodynamische Temperatur als Gleichgewicht eines Gesamtsystems zu verstehen.

Mit der von Newton aufgestellten Gleichung (2-1) der Wärmeleitung, bei welchem ein Wärmestrom \dot{Q} durch eine bestimmte Fläche A von einem wärmeren zu einem kälteren Objekt fließt ($T_1 > T_2$), kann mit Gleichung (2-2) eine direkte Beziehung zwischen Temperatur T und Wärme Q aufgestellt werden:

$$\dot{Q}_{1 \rightarrow 2} = k \cdot A (T_1 - T_2) \quad (2-1)$$

und

$$\frac{Q_1}{Q_2} = \frac{T_1}{T_2} \quad (2-2)$$

Darin bedeuten:

- \dot{Q} : Wärmestrom [W]
- k : Wärmeleitkoeffizient [$\text{W} \cdot \text{K}^{-1} \cdot \text{m}^{-2}$]
- A : Fläche [m^2]
- T : Temperatur [K]
- Q : Wärme [J]

Hierbei wird ersichtlich, dass die Temperatur immer nur als relative Größe, bezugnehmend auf ein anderes System bzw. einen Referenzwert, definiert werden kann. Für detailliertere Ausführungen sei an dieser Stelle auf [Quinn, 1990] verwiesen.

2.3.2 Sensorprinzipien und Messverfahren

In heutiger Zeit existieren je nach Anwendung eine breite Palette an verschiedenen Temperatursensoren und zugehörigen Messprinzipien. Diese unterscheiden sich sehr stark in Abhängigkeit vom Einsatzszenario, was sowohl die zu messenden Temperaturbereiche, die Messgenauigkeiten als auch die einwirkenden Umwelt- bzw. chemischen Einflüsse betrifft.

Thermometer

Ohne Kenntnis der genauen thermodynamischen Zusammenhänge wurden bereits im 16. Jahrhundert Flüssigkeitsthermometer verwendet, bei denen ein Glasgefäß mit Alkohol befüllt wurde. Diese Flüssigkeitsthermometer beruhen auf dem Prinzip der sich ändernden Materialdichte infolge der Temperaturänderung, die sich als Volumenänderung gemäß Gleichung (2-3) ausdrücken lassen:

$$\Delta V = V_0 \cdot \gamma \cdot \Delta T \quad (2-3)$$

Darin bedeuten:

ΔV : Volumenänderung [m³]

V_0 : Ausgangsvolumen [m³]

γ : Raumausdehnungskoeffizient [K⁻¹]

ΔT : Temperaturänderung [K]

Aufgrund der hohen Linearität des Raumausdehnungskoeffizienten im relevanten Messbereich wird seit dem 18. Jahrhundert Quecksilber als Messmedium eingesetzt [Knowles Middleton, W. E., 1966]. Eine noch genauere Messung erlauben Gasthermometer, deren Ausdehnung durch eine Druckmessung indirekt erfasst wird. Aufgrund der sehr hohen Linearität des Ausdehnungskoeffizienten decken derartige Sensoren große Messbereiche ab, sind jedoch für technische Zwecke aufgrund der vergleichsweise langen Messkette weniger geeignet [Baehr et al., 2016a].

Neben Flüssigkeiten und Gasen werden für technische Anwendungen häufig auch Festkörper, meist in Form von Bimetallthermometern, für die Temperaturmessung eingesetzt. Analog zur Ausdehnung von Fluiden im Raum ist die, in den Ingenieurwissenschaften geläufigere, Gleichung (2-4) der thermischen Längenausdehnung von Festkörpern wie folgt definiert:

$$\Delta l = l_0 \cdot \alpha \cdot \Delta T \quad (2-4)$$

Darin bedeuten:

Δl : Längenänderung [m]

l_0 : Ausgangslänge [m]

α : Thermischer Längenausdehnungskoeffizient [K⁻¹]

ΔT : Temperaturänderung [K]

Festkörperthermometer sind aufgrund ihres Aufbaus (Messabweichung infolge Reibung der beiden

Metalle zueinander) vergleichsweise ungenau, jedoch robust und können leicht nachgeregelt werden. Das prominenteste Beispiel hierfür ist der Einsatz von Messgeräten mit Bimetallstreifen für bspw. die Messung von Fluidtemperaturen, u.a. in der Klimatechnik oder im Heizungsbau [Bernhard, 2014].

Thermoresistive Messverfahren

Thermoresistive Temperaturfühler beruhen auf der Widerstandsänderung eines elektrischen Leiters infolge einer Temperaturänderung. Obwohl gemäß Gleichung (2-5) auch die geometrischen Faktoren die Widerstandsänderung eines elektrischen Leiters bei Temperaturänderung beeinflussen, so bestimmt der spezifische elektrische Widerstand ρ diesen Effekt maßgeblich:

$$R = \rho \cdot \frac{l}{A} \quad (2-5)$$

Darin bedeuten:

- R^1 : elektrischer Widerstand [Ω]
- ρ : spezifischer elektrischer Widerstand [$\Omega \cdot \text{m}$]
- l : Länge des Leiters [m]
- A : Leiterquerschnitt [m^2]

Ursächlich wird die elektrische Leitfähigkeit, insbesondere bei Metallen, durch frei bewegliche Elektronen des Leitermaterials ermöglicht. Infolge der temperaturbedingten Gitterschwingungen (Phononen) verringert sich die Leitfähigkeit jedoch üblicherweise bei steigender Temperatur [Frenkel, 1932]. Hat das thermoresistive Material einen positiven Widerstands-Temperaturkoeffizienten α , wird es als Kaltleiter bezeichnet. Da dieser Zusammenhang in gewissen Temperaturbereichen nahezu linear ist, wird folgende Gleichung (2-6) herangezogen:

$$R = R_0 \cdot [1 + \alpha (T_1 - T_0)] \quad (2-6)$$

Darin bedeuten:

- R : elektrischer Widerstand [Ω]
- R_0 : elektrischer Widerstand bei T_0 [Ω]
- α : Widerstands-Temperaturkoeffizient [K^{-1}]

¹ An dieser Stelle sei darauf hingewiesen, dass die in dieser Arbeit verwendeten Formelzeichen bewusst mehrfach vergeben wurden. So ist das hier verwendete R als elektrischer Widerstand definiert, später wird die ebenfalls mit der Formelzeichen R definierte allgemeine Gaskonstante eingeführt.

T_1 : zu messende Temperatur [°C]

T_0 : Bezugstemperatur [°C]

Übliche Temperaturfühler wie industriell genutzte Pt100 oder Pt1000-Elemente, bei denen Platin (Pt) als thermoresistives Material eingesetzt wird, die bei 0 °C einen Widerstand von 100 Ω bzw. 1000 Ω aufweisen, ermöglichen genaue Messungen über große Temperaturbereiche von -200 bis +600 °C [Messlinger, 2013]. Aufgrund der in Abbildung 2-4 dargestellten massiven Bauform werden derartige Temperatursensoren jedoch selten in der Medizintechnik eingesetzt.

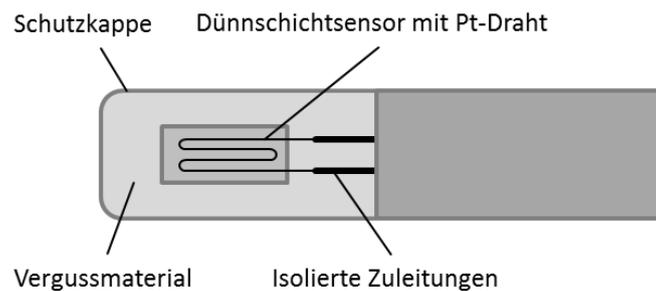


Abbildung 2-4: Thermoresistiver Temperaturfühler Pt100

Neben metallischen Leitermaterialien werden auch gesinterte dotierte Metalloxide oder Keramiken eingesetzt, sogenannte Thermistoren. Diese können sowohl einen positiven als auch einen negativen Widerstands-Temperaturkoeffizienten α besitzen, letztere werden als NTC (negative temperature coefficient) oder auch Heißeleiter bezeichnet. Im medizinischen Bereich werden diese preisgünstigen, aber weniger genauen Sensoren unter anderem bei zerebralen oder pulmonalen Messungen (Hirn- oder Lungenbereich) verwendet [Billard et al., 2016].

Thermoelemente

Thermoelemente sind aus zwei unterschiedlichen sich berührenden Metallen aufgebaut. Infolge von Temperaturänderungen tritt durch den sogenannten Seebeck-Effekt, eine Thermospannung U_{Therm} auftritt. Mit einem Korrekturfaktor K (Seebeck-Koeffizient), der die Empfindlichkeit der Thermopaarung wiedergibt, kann diese Spannung bei kleinen Temperaturbereichen mit Gleichung (2-7) approximiert werden:

$$U_{Therm} = K \cdot (T_1 - T_0) \quad (2-7)$$

mit

$$K = k_{Metall1} - k_{Metall2} \quad (2-8)$$

Darin bedeuten:

U_{Therm} : Thermospannung [V]

K : Seebeck-Koeffizient [$V \cdot K^{-1}$]

k : Thermoelektrischer Koeffizient [$V \cdot K^{-1}$]

Diese Sensoren sind, je nach Materialien der Thermopaarung, zumeist für Temperaturmessungen bei industriellen Anwendungen (von -270 °C bis zu 2600 °C) ausgelegt und weisen auch bei hohen Temperaturen tolerierbare Genauigkeitsabweichungen auf [Quinn, 1990]. In der Medizintechnik werden derartige Sensoren jedoch kaum eingesetzt, da in den vorliegenden, kleinen Messbereichen nur geringe Spannungsunterschiede auftreten. In Kombination mit der langen Messkette, bei der Ausgleichsleitungen und/oder komplexere Referenzschaltungen zu einer Bezugstemperatur benötigt werden, wird somit nur eine vergleichsweise geringe Genauigkeit erreicht [Heywang, 2013].

Optische Temperatursensoren

Optische Temperatursensoren, auch Pyrometer genannt, ermöglichen eine berührungslose, indirekte Temperaturmessung von Flüssigkeiten und Feststoffen über die Auswertung des Rückstrahlvermögens einer zu erfassenden Oberfläche. Grundlage für dieses Messverfahren ist ein Abgleich der Strahlungsintensität einer bestimmten Wellenlänge des zu messenden Objektes mit dem eines Schwarzen Strahlers. Pyrometer arbeiten üblicherweise im Infrarot-(IR) Bereich, wobei Temperaturen bis zu 3000 °C erfasst werden können. Für die Messung spielt der Emissionsgrad ϵ des Messobjektes eine entscheidende Rolle, so dass bei unzureichender Kenntnis des Emissionsgrads erhebliche Messabweichungen auftreten können. Für eine genauere Beschreibung der pyrometrischen Messung und den zugrundeliegenden komplexen optisch-physikalischen Gesetzen sei abermals auf [Quinn, 1990] sowie [Heywang, 2013] verwiesen.

IR-Temperatursensoren werden häufig in der medizinischen Praxis als Handgeräte zur schnellen Überprüfung der Hauttemperatur, meist für sportmedizinische Studien, seltener zur Erfassung von Wundtemperaturen, genutzt [Fierheller et al., 2010]. Da sich der Emissionsgrad ϵ insbesondere durch Schweißbildung (Haut) oder physiologische Prozesse im Wundmilieu (Exsudatbildung) ändert, werden vergleichsweise geringe Messgenauigkeiten ($> 0,5\text{ K}$) erreicht.

Weitere Sensortypen

Abgrenzend von der optischen Messung wird bei faseroptischen Temperatursensoren ein bekanntes Medium, in diesem Fall Glasfasern, als Lichtwellenleiter (LWL), genutzt. Bei dem LWL treten aufgrund von Temperaturänderungen kleine lokale Dichteschwankungen auf. Diese wiederum können durch Analyse des Rückstrahlvermögens, der Raman-Strahlung, eines in einer bestimmten Frequenz ausge-

sendeten Lichtimpulses orts aufgelöst detektiert werden [Dakin et al., 1985]. Derartige Sensoren besitzen aufgrund des eingesetzten Lichtemitters und -detektors einen komplexen Aufbau, sind jedoch sehr genau und werden aufgrund des Vorteils des orts aufgelösten Signals in industriellen Prozessen wie der chemischen Industrie und der Elektroindustrie häufig verwendet [Renschen, 2007]. Um insbesondere mechanische Störeinflüsse (Druck) zu minimieren, werden diese Sensoren massiv geschirmt und sind daher für den Einsatz in einen flexiblen Wundverband nicht geeignet.

Ein weiterer Ansatz der Temperaturmessung erfolgt über das temperaturabhängige Schwingverhalten von Quarzkristallen bzw. Metallen. Bei den Temperaturmessungen greifen auf die temperaturbedingte Änderung der mechanischen Kennwerte (insb. E-Modul) des Schwingkörpers zurück. Diese sehr genauen durch die lange Messkette aber auch sehr komplexen Sensoren werden derzeit bei speziellen industriellen Anwendungen, wie beispielsweise der Luft- und Raumfahrt, eingesetzt [Bernhard, 2014].

Schlussfolgerung

Wie aufgezeigt, existieren für die Messung der Temperatur im vorliegenden Anwendungsszenario keine geeigneten Sensoren. Derzeitige Sensoren besitzen entweder einen, durch das Messprinzip bedingt, unflexiblen Aufbau und sind daher nicht für die Integration in Textilien geeignet oder erreichen nur ungenügende messtechnische Stabilität bei gegebenen mechanischen Beanspruchungen. In folgender Tabelle 2-3 sind die Sensorprinzipien gemäß den in Kap. 2.2 genannten Anforderungen hinsichtlich ihrer potenziellen Eignung bewertet.

Sensorprinzipien	Medizinische Anforderungen	Messtechnische Anforderungen	Textiltechnische Anforderungen	Gesamtwertung
Thermometer	4	4	1	9
Thermoresistiv	4	3	5	12
Thermoelement	4	4	3	11
Optisch	2	5	1	8

Tabelle 2-3: Vergleich und Bewertung der Sensorprinzipien zur Temperaturmessung²

Insbesondere das thermoresistive Messverfahren bietet, unter Nutzung von dünnen leitfähigen Drähten bzw. Fasern, die Möglichkeit zur Herstellung textiler Sensoren. Gemäß der Erfüllung der

² Der angesetzte Bewertungsmaßstab wurde von 0 (Anforderungen werden nicht erfüllt) bis 5 (Anforderungen werden komplett erfüllt) gewählt. In der Gesamtwertung wird die Summe der einzelnen Bewertungen gebildet, wobei das Sensorprinzip mit der höchsten Gesamtwertung als Vorzugslösung herausgestellt wird.

messtechnischen Anforderungen sind Thermoelemente noch besser geeignet, eine textile Herstellung wäre aber wesentlich herausfordernder.

2.4 Feuchtesensorik

2.4.1 Theoretische Grundlagen

Als komplexe physikalische Prozessgröße ist die Feuchte sowohl vom Druck, der Temperatur sowie der Zusammensetzung des Stoffgemisches abhängig. Hierbei ist für den vorliegenden Anwendungsfall die Messung der absoluten Feuchte im Wundmilieu relevant. Da diese jedoch in der Wunde nicht direkt, über bspw. gravimetrische Wägeverfahren, bestimmbar ist, wird als Lösungsansatz eine indirekte Messung der relativen Feuchte gewählt. Als theoretische Grundlage dient hierbei die Messung der Luftfeuchte, die im Folgenden erläutert werden soll.

In einer vereinfachten Betrachtung kann die feuchte Luft gemäß den thermodynamischen Gasgesetzen als ideales Gas-Dampf-Gemisch betrachtet werden. Diese Annahme kann getroffen werden, da der Wasserdampf im Temperaturbereich zwischen -50 °C -und $+60\text{ °C}$ und Druckbereich unterhalb 1000 kPa aus dem gasförmigen in den flüssigen Aggregatzustand übergehen kann [Baehr et al., 2016b].

Das thermodynamische Verhalten wird durch die Zustandsgleichung des idealen Gasgemisches (Émile Clapeyron, 1834) beschrieben [Doering et al., 2012]:

$$p \cdot V = m \cdot R \cdot T \quad (2-9)$$

Darin bedeuten:

- p : Gesamtdruck des Gasgemisches [kPa]
- V : vorhandenes Volumen [m^3]
- m : Masse des Gasgemisches [kg]
- R : Allgemeine Gaskonstante [$8,3145\text{ kJ} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$]
- T : Temperatur [$^{\circ}\text{C}$]

Die absolute Feuchte entspricht der partiellen Dichte des Wasserdampfs im Gemisch. Diese Partialdichte des Wasserdampfs ρ_W ist der Quotient aus der Masse des Wasserdampfes m_W und des Gesamtvolumens der feuchten Luft V , was auch als Quotient des Partialdrucks p_W sowie der Gaskonstante des Wasserdampfs R_W und der Temperatur T ausgedrückt werden kann:

$$\rho_W = \frac{m_W}{V} = \frac{p_W}{R_W \cdot T} \quad (2-10)$$

Darin bedeuten:

ρ_w : Absolute Feuchte (Partialdichte des Wasserdampfs) [$\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$]

m_w : Masse des im Gasgemisch enthaltenen Wasserdampfs [kg]

V : Gesamtvolumen [m^3]

p_w : Partialdruck des Wasserdampfs [kPa]

R_w : Gaskonstante des Wasserdampfs [$\text{kJ} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$]

T : Temperatur [$^{\circ}\text{C}$]

Die relative Feuchte (r.F.) φ ist das Verhältnis zwischen absoluter Feuchte ρ_w und dem Maximalwert der absoluten Feuchte ρ_{ws} , der beim Sättigungsdampfdruck p_{ws} vorherrscht:

$$\varphi = \frac{\rho_w(T, p_w)}{\rho_{ws}(T, p_{ws})} \quad (2-11)$$

Darin bedeuten:

φ : Relative Feuchte [%]

ρ_w : Absolute Feuchte [kPa]

ρ_{ws} : Maximalwert der absoluten Feuchte [kPa]

Eine Art der Feuchtebestimmung beruht auf den elektrischen bzw. den dielektrischen Eigenschaften des Wassers. Daraus abgeleitet kann eine Messung der Feuchte durch resistive sowie kapazitive Verfahren erfolgen, deren theoretischen Grundlagen hier aufgezeigt werden.

Die elektrische Leitfähigkeit σ beruht auf der Bewegung von Ladungsträgern. Gemäß Gleichung (2-12) kann bei bekannter Elektrischer Ladung q , Ladungsträgerdichte n und Beweglichkeit der Ladungsträger μ der direkte Zusammenhang zur Leitfähigkeit erbracht werden kann.

$$\sigma = q \cdot n \cdot \mu \quad (2-12)$$

Darin bedeuten:

σ : Elektrische Leitfähigkeit [S/m]

q : Elektrische Ladung [C]

n : Ladungsträgerdichte [m^{-3}]

μ : Beweglichkeit der Ladungsträger [$\text{cm}^2 \cdot \text{V}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$]

Hierbei sei angemerkt, dass dies nur einer vereinfachten Betrachtung in einem Einstoffsystem entspricht. Bei komplexeren Systemen (bspw. Halbleitern oder Mehrstoffsystemen) müssen, je nach

Material, verschiedene Ladungsträgerdichten sowie deren Beweglichkeiten einbezogen werden, die in Gleichung (2-12) nicht abgebildet sind. In den Ingenieurwissenschaften wird daher gemäß Gleichung (2-13) die Leitfähigkeit in Abhängigkeit zu elektrisch messbaren Größen sowie der geometrischen Form hergestellt:

$$\sigma = \frac{I \cdot l}{U \cdot A} \quad (2-13)$$

Darin bedeuten:

- σ : Elektrische Leitfähigkeit [$S \cdot m^{-1}$]
- I : Elektrische Stromstärke [A]
- l : Länge eines Leiters [mm]
- U : Elektrische Spannung [V]
- A : Fläche des Leiters [mm^2]

Analog dazu kann mithilfe des spezifischen elektrischen Widerstands ρ , der dem Kehrwert des elektrischen Leitfähigkeit σ entspricht, gemäß Gleichung (2-5) der elektrische Widerstand bestimmt werden. Reines (bspw. demineralisiertes) Wasser besitzt, aufgrund geringer Ladungsträgerdichte, eine sehr geringe elektrische Leitfähigkeit und somit einen hohen elektrischen Widerstand. Erst durch Zugabe von Ionen, bspw. in Form von Salzen, kann die Leitfähigkeit erhöht werden [Paul et al., 2014]. So besitzt Meerwasser eine Leitfähigkeit von ca. $5 \cdot 10^{-6} S/m$, sechs Größenordnungen höher als die Leitfähigkeit von Reinstwasser. Die Leitfähigkeit des Wundexsudates ist sehr Wundtyp- und personenspezifisch und derzeit immer noch Forschungsgegenstand, wobei die Leitfähigkeit durch die Anwesenheit von Ionen ungefähr im Bereich vom genannten Meerwasser liegt [McColl et al., 2007].

Im Vergleich zur Leitfähigkeit beschreibt die elektrische Kapazität C das Vermögen eines Kondensators, eine Ladungsmenge Q unter einer bestimmten Spannung U zu speichern. Dieser Zusammenhang ist in nachfolgender Gleichung (2-14) beschrieben:

$$C = \frac{q}{U} \quad (2-14)$$

Darin bedeuten:

- C : Elektrische Kapazität [F]
- q : Elektrische Ladung [C]
- U : Elektrische Spannung [V]

Abermals wird in der Ingenieurwissenschaft aufgrund der Messbarkeit der Zusammenhang zur Geometrie genutzt [Kosack, 1947]. Anhand eines Plattenkondensators soll im Folgenden das theoretische Messprinzip beschrieben werden. Bei diesem Kondensatortyp befindet sich eine hygroskopische Dielektrikumsschicht mit der Dicke d und der Permittivität ε zwischen zwei Elektroden (Kondensatorplatten) der Flächen A . Die Kapazität ist gemäß Gleichung (2-15) bestimmt:

$$C = \frac{A \cdot \varepsilon}{d} \quad (2-15)$$

mit

$$\varepsilon = \varepsilon_0 \cdot \varepsilon_r \quad (2-16)$$

Darin bedeuten:

- C: Kapazität [F]
- A: Fläche der Kondensatorplatten [m²]
- d: Abstand der Kondensatorplatten [m]
- ε : Permittivität [F · m⁻¹]
- ε_0 : Elektrische Feldkonstante [8,854 · 10⁻¹² F · m⁻¹]
- ε_r : Relative Permittivität

Die dimensionslose relative Permittivität ε_r (dielektrische Leitfähigkeit) von Wasser liegt mit dem Wert von ca. 80 wesentlich höher als die von Luft (rund 1). Somit ändert sich bei konstanten geometrischen Bedingungen infolge steigender Partialdichte des Wassers in porösen Dielektrikumschichten die Gesamtkapazität C des Kondensators [Weber, 1995].

Wie in diesem Abschnitt aufgezeigt, kann die Feuchtebestimmung aufgrund der gegebenen Abhängigkeiten zu anderen Zustandsgrößen (Temperatur, Druck) erfolgen, sowie auch der Einfluss der Feuchte auf elektrische Eigenschaften (Widerstand, Kapazität) zur Messung genutzt werden, was verschiedenste Arten von Sensoren ermöglicht.

2.4.2 Sensorprinzipien und Messverfahren

Gemäß den gegebenen theoretischen Grundlagen existieren eine Vielzahl an Sensorprinzipien und Messverfahren zur Bestimmung der Luftfeuchte. Feuchtesensoren, teilweise auch als Hygrometer bezeichnet, existieren seit dem 18. Jahrhundert, wobei das Haarhygrometer ein prominentes Beispiel früher Sensorsysteme ist. In heutiger Zeit werden zumeist elektrische Messverfahren verwendet, die in diesem Abschnitt näher ausgeführt werden.

Für die Messung ist die Hygroskopizität (Feuchteaufnahmefähigkeit) der Funktionsschicht von entscheidender Bedeutung. Die Stärke der Hygroskopizität hängt dabei von folgenden Faktoren ab [Bobeth, 1993]:

- Anwesenheit hydrophiler Gruppen im Makromolekül oder in Seitengruppen, u. a.:
 - Carbonsäuregruppen (-COOH)
 - Sulfonsäuregruppen (-SO₂-OH bzw. -SO₃H)
 - Hydroxylgruppen (-OH)
 - Aminogruppen (-NH₂)
- Zugänglichkeit der oben genannten Gruppen für die von außen wirkende Feuchtigkeit
- Poröse Strukturen, in denen sich Wassermoleküle ansammeln können

Bei der Einwirkung von Wasser und Wasserdampf auf textile Fasern finden verschiedene Sorptionsprozesse statt – Adsorption, Absorption und Desorption. Gasförmiges Wasser, also Wasserdampf, lagert sich zuerst an der Faseroberfläche an. Dieser als Adsorption bezeichnete Vorgang findet innerhalb weniger Sekunden statt. Die Adsorption hängt dabei maßgeblich von der vorherrschenden Hygroskopizität ab. Die bei Faserstoffen strukturbedingt vorhandene sehr große Oberfläche erhöht die Adsorption zusätzlich. Neben dieser Anlagerung finden je nach Hygroskopizität der Materialien Diffusionsprozesse statt, die als Absorption bezeichnet werden. Hierbei dringt die Feuchtigkeit in die zwischenmolekularen Räume des Faserkörpers ein. Dieser Vorgang, der bis zu einem Gleichgewichtszustand abläuft, kann mehrere Stunden dauern. In gleichem Maße diffundiert Wasser wieder aus dem Material, wenn der Feuchtegehalt der Umgebung entsprechend abnimmt. Dies wird als Desorption bezeichnet [Ataman et al., 2011].

Resistive Feuchtesensoren

Gemäß der, in Abschnitt 2.4.1 beschriebenen elektrischen Eigenschaft kann die Feuchte durch eine Änderung des elektrischen Widerstandes bestimmt werden. Mit zunehmender Feuchte, die sich an einer, zumeist hygroskopischen, also feuchtebindenden, Oberfläche des Sensors absetzt, sinkt der elektrische Widerstand bzw. steigt der elektrische Leitwert. Aus diesem Grund werden derartige Sensoren auch als Leitwerthygrometer bezeichnet. Als Sensormaterialien werden hauptsächlich poröse Keramiken [Wernecke et al., 2014] und Salze [Weber, 1995] verwendet. In der Entwicklung sind resistive Sensoren, bei denen ionische Polymere [Ataman et al., 2011; Daoud et al., 2005; Weremczuk et al., 2012] oder Carbon-Nanotubes (CNTs) [Cayla et al., 2012; Devaux et al., 2011; Rentenberger et al., 2011] eingesetzt werden.

Der Aufbau derartiger Sensoren ist vergleichsweise einfach und besteht aus zwei Zuleitungen, die

bspw. ein kammartiges Sensorarray bilden sowie der, über diesem Array liegenden, Sensorschicht. Diese wird, je nach Material, durch Methoden der Dickschichttechnik (Tintenstrahlverfahren [WER12], Siebdruckverfahren [Traversa et al., 2000]) oder auch der Dünnschichttechnik (Spin-Coating [Tai et al., 2005], Sputter-Verfahren [Gubbins et al., 2002] und chemische Dampfphasenabscheidung (CVD) [Mills et al., 2002]) aufgebracht. Diese hygroskopischen Sensorschichten aus beispielsweise einem Verbund aus Kaliumtantalat ($K_2Ta_2O_6$) und Titan(IV)-dioxid (TiO_2) können je nach angewandtem Verfahren bis zu wenigen Nanometern betragen [Tai et al., 2005].

Aufgrund des zugrundeliegenden Messprinzips werden derartige Sensoren oft auch zur Bestimmung des Taupunkts bspw. für die Überwachung von Kühlräumen eingesetzt. Es gibt mehrere Ansätze für die Überwachung der Wundfeuchte gemäß dem resistiven Messprinzip [US 5,790,036; US 8,795,257 B2]. Die derzeit verfügbaren Produkte sind jedoch einerseits nicht für ein kontinuierliches Monitoring ausgelegt und können auch nur eine grobe Einschätzung der Wundfeuchte (Trocken/Feucht/Nass) wiedergeben [Milne et al., 2016].



Abbildung 2-5: Feuchtesensor WoundSense© bei der Aufbringung (A), im Verband (B) und während der Messung (C) [Milne et al., 2016]

Bei Ansätzen zur resistiven Feuchtemessung mit textilen Sensoren werden neuartige Werkstoffkombinationen, beispielsweise ionische Polymere mit leitfähigen Partikeln (mehrwandige CNT), untersucht [Zhou et al., 2017]. Die Anwendung dieser Filamentgarne als elektrische Leiter mit integrierter sensorischer Funktion ist für medizinische Anwendung jedoch höchst umstritten [Rim et al., 2013].

Kapazitive Feuchtesensoren

Die am häufigsten genutzten Feuchtesensoren basieren auf dem kapazitiven Messprinzip [Wernecke et al., 2014]. Um möglichst hohe Kapazitäten und somit hohe relative sensorische Empfindlichkeiten bei kompakten Abmaßen zu erzeugen, werden die Dielektrika-Schichten meist mittels der bereits

genannten Dünnschichttechnik (CVD, Spin-Coating bzw. physikalische Gasphasenabscheidung – PVD) hergestellt [Wernecke et al., 2014]. Derartige Sensoren sind vergleichsweise preisgünstig und besitzen geringe Messunsicherheiten. Üblicherweise werden Polyamide (PA) oder Acetate als Materialien für die Dielektrikschichten eingesetzt. Messungen der Schwitzrate mit derartigen Sensoren (vgl. Abbildung 2-6) werden üblicherweise in einer abgeschlossenen Messkammer (sog. Sudometriemessung) direkt auf der Haut durchgeführt [Rohé, 2010].

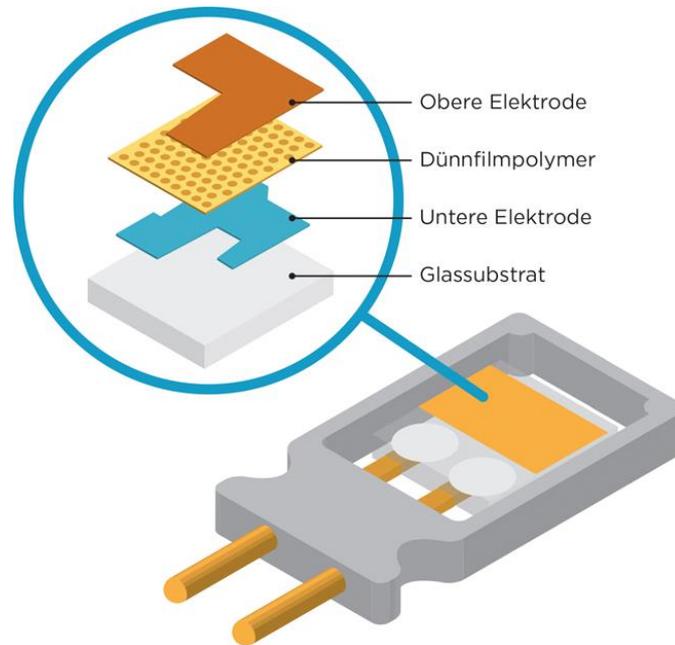


Abbildung 2-6: Kapazitiver Feuchtesensor [Knop, 2019]

In der Forschung befindlich sind derzeit auch andere hygroskopische Polymere wie beispielsweise Poly-2-hydroxyethyl methacrylate (pHEMA) [Reddy et al., 2011] oder Celluloseacetatbutyrat (CAB) [Kinkeldei et al., 2012] bei denen auch andere Schichtbildungsverfahren wie das Tiefdruckverfahren bzw. das Tintenstrahldruckverfahren eingesetzt werden. Kapazitive, folienbasierte Feuchtesensoren können bspw. zur Überprüfung des Vitalzustandes in der Sportmedizin eingesetzt werden [Coyle et al., 2009; Salvo et al., 2010].

Bei textilen kapazitiven Feuchtesensoren werden zumeist flächige Elektroden- sowie Dielektrikschichten genutzt, die aus bspw. eingestrickten leitfähigen Drähten bestehen und vom Funktionsprinzip einem Plattenkondensator entsprechen [Castano et al., 2014; Pereira et al., 2011].

Weitere Sensortypen

Neben den beiden genannten Sensortypen gibt es eine Vielzahl von weiteren Verfahren, mit der eine Feuchtemessung durchgeführt werden kann. Für spezielle Anwendungen werden beispielsweise Sensoren basierend auf gravimetrischen [Sauerbrey, 1959] sowie akustischen Messverfahren [Wohltjen et al., 1979] verwendet. Auch kann eine Feuchtemessung mittels faseroptischen sowie

auch akustischen Methoden (Quarzkristall-Mikrowaagen bzw. Oberflächenwellen – surface area waves, SAW) erfolgen [Gruhl, 2010; Kharaz et al., 1995; Wang et al., 2011].

Schlussfolgerung

Obgleich für die Feuchtemessung unterschiedlichste Messverfahren und entsprechende Sensoren etabliert sind, ist im Bereich der Humanphysiologie derzeit kein Sensor bekannt, der sowohl eine hohe Flexibilität besitzt, um in Textilien integriert zu werden, als auch über eine ausreichende messtechnische Stabilität bei mechanischen Beanspruchungen während der Nutzung verfügt. In folgender Tabelle 2-4 sind die Sensorprinzipien gemäß den in Kap. 2.2 genannten Anforderungen bewertet.

Sensorprinzipien	Medizinische Anforderungen	Messtechnische Anforderungen	Textiltechnische Anforderungen	Gesamtwertung
Resistiv	4	3	4	11
Kapazitiv	4	3	5	12
Akustisch	2	4	0	6
Optisch	3	5	1	9

Tabelle 2-4: Vergleich und Bewertung der Sensorprinzipien zur Feuchtemessung

Für die Konstruktion von textilen Sensoren eignet sich die kapazitiven Verfahren, weshalb eine textile Umsetzung dieses Messverfahrens untersucht wird.

2.5 pH-Wertsensorik

2.5.1 Theoretische Grundlagen

Die Bezeichnung pH, abgeleitet aus der ursprünglichen Schreibweise p_{H+} [Sørensen, 1912], wird in heutiger Zeit meist mit dem neulateinischen potentia Hydrogenii (potentia = Kraft, Hydrogenium = Wasserstoff) gleichgesetzt [Fürst, 2015]. Diese ‚Kraft des Wasserstoffs‘ spielt in der Chemie der wässrigen Lösungen als Aktivität bzw. Konzentration der Wasserstoffionen eine entscheidende Rolle [Bliedert et al., 1978]. Der pH-Wert ist nach Norm [DIN 19260:2012-10] definiert als der negative dekadische Logarithmus der Wasserstoffionen-Aktivität a_H :

$$pH = -\log_{10} \left(\frac{a_H}{m^0} \right) \quad (2-17)$$

mit

$$a_H = m_H \cdot \gamma_H \quad (2-18)$$

Darin bedeuten:

- pH : pH-Wert
- a_H : Aktivität der Wasserstoffionen [$\text{mol} \cdot \text{l}^{-1}$]
- m^0 : Einheit der Molalität [$\text{mol} \cdot \text{l}^{-1}$]
- m_H : Molalität des Wasserstoffions [$\text{mol} \cdot \text{l}^{-1}$]
- γ_H : Aktivitätskoeffizient des Wasserstoffions

Die Einheit der Molalität wird in der Gleichung (2-18) dazu verwendet, den pH-Wert als dimensionslose Zahl zu etablieren.

In der üblichen pH-Wert-Skala, die von 0 bis 14 reicht, wird der pH-Wert von 7 als neutral bezeichnet. Es liegt ein Konzentrationsgleichgewicht zwischen positiv geladenen Wasserstoffprotonen (H^+) und negativ geladenen Hydroxidionen (OH^-) vor. Die Aktivität, also die Anzahl der Wasserstoffionen a_H , beträgt hierbei 10^{-7} mol/kg. Bei einem pH-Wert von 6 ($a_H = 10^{-6}$ mol/kg) verschiebt sich dieses Konzentrationsgleichgewicht zu Gunsten der Wasserstoffprotonen, die nun in 100-facher Konzentration im Vergleich zu den Hydroxidionen vorliegen. Im Wertebereich von 0 bis 7 werden die Lösungen als sauer eingeordnet, im Wertebereich von 7 bis 14 als basisch [DIN 19260:2012-10]. Gemäß der Ionenaktivität in einer wässrigen Lösung gibt eine Säure Wasserstoffprotonen ab, man bezeichnet diese als Protonendonator. Eine Base hingegen bildet in wässrigen Lösungen Hydroxidionen, die Wasserstoffprotonen unter Bildung von Wassermolekülen binden.

Analog zum pH-Wert ist auch ein pOH-Wert, also die Hydroxidionenaktivität, definiert. Beide Werte sind gemäß Gleichung (2-19) durch das Autoprotolysengleichgewicht miteinander gekoppelt:



An dieser Stelle sei vermerkt, dass die Protonen gemäß dem Säure-Base-Konzept nach Brønsted in gebundener Form, zumeist als Oxoniumionen (H_3O^+) und nur in geringer Quantität als reine Wasserstoffionen (H^+), vorliegen [Brønsted, 1923].

2.5.2 Sensorprinzipien und Messverfahren

Für die Bestimmung des pH-Werts werden primär potentiometrische Sensoren in der Ausführungsform der unten beschriebenen Glaselektrode verwendet. Neben diesen klassischen Verfahren stehen derzeit kompaktere Sensortypen im Fokus der Forschung und Entwicklung, auf die ebenfalls nachfolgend eingegangen wird.

Potentiometrische Sensoren

Bei diesem Messverfahren wird das elektrische Potenzial, das pH-wertsensitive Elektroden in wässrigen Lösungen besitzen, gegenüber einem Referenzpotenzial gemessen. Gemäß der Nernst-Gleichung ist dieses Potenzial von der Aktivität der Redox-Partner abhängig:

$$E = E^0 + \frac{RT}{z_e F} \ln \left(\frac{a_{Ox}}{a_{Red}} \right) \quad (2-20)$$

Darin bedeuten:

- E : Elektrodenpotenzial [V]
- E^0 : Standartelektrodenpotenzial [V]
- R : Allgemeine Gaskonstante [$8,3145 \text{ kJ} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$]
- T : Absolute Temperatur [K]
- z_e : Anzahl der übertragenen Elektronen (Äquivalenzzahl)
- F : Faraday-Konstante [$96.485,33 \text{ C} \cdot \text{mol}^{-1}$]
- a : Aktivität der Redoxpartner [$\text{mol} \cdot \text{kg}^{-1}$]

Bei Raumtemperatur $T = 298,15 \text{ K}$ wird folgende Gleichung (2-21) angenommen:

$$E = E^0 + \frac{0,059 \text{ V}}{z_e} \ln \left(\frac{a_{Ox}}{a_{Red}} \right) \quad (2-21)$$

Im Falle der pH-Wertmessung (Anzahl der verfügbaren übertragenen Elektronen z_e beträgt 1) kann mit Hilfe der Gleichung (2-17) aus der Redox-Aktivität ein direkter Zusammenhang zum pH-Wert aufgestellt werden:

$$\Delta E = -0,059 \text{ V} \cdot (pH_1 - pH_2) \quad (2-22)$$

Darin bedeutet:

- ΔE : Potentialdifferenz [V]

Diese Potentialdifferenz wird immer zwischen zwei Elektroden (Mess- und Referenzelektrode) gemessen. Die bekannteste Ausführung ist hierbei die sogenannte Glaselektrode (Abbildung 2-7). Weitere Typen sind Metall- und Wasserstoffelektroden.

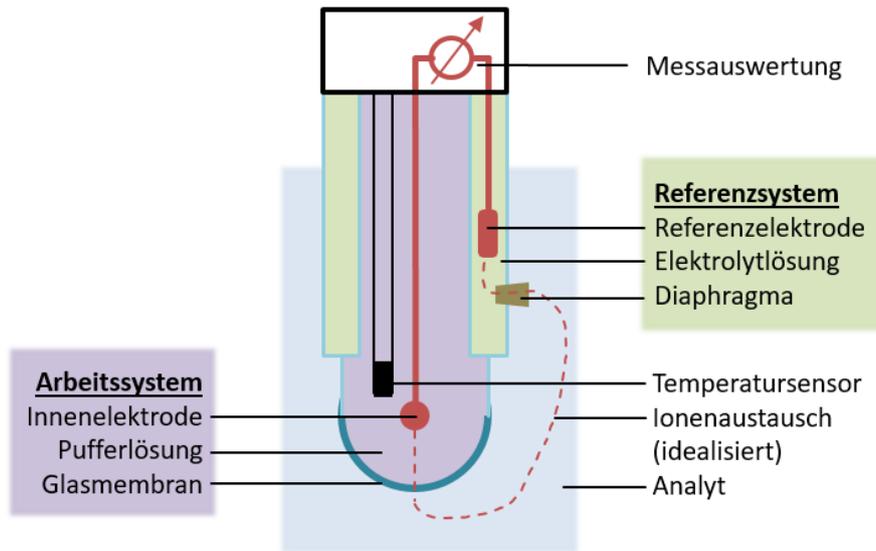


Abbildung 2-7: Aufbau einer Glaselektrode

Beide Elektroden (Innen- und Referenzelektrode) besitzen hierbei keinen direkten Kontakt zum eigentlichen Analyt, der Ionenaustausch erfolgt über die Pufferlösung bzw. die Elektrolytlösung. Man bezeichnet diese Systeme deshalb auch als Sensoren zweiter Art, da eine indirekte Erfassung der Ionenkonzentration und somit des pH-Wertes erfolgt. Zur weiteren Verringerung von Störeinflüssen sind die meisten sogenannten Einstabmessketten bereits auch mit einem integrierten Temperatursensor ausgerüstet [Degner, 2012].

Derartige Sensoren besitzen hohe Empfindlichkeiten über einen breiten Messbereich, jedoch einen vergleichsweise komplexen Aufbau, der aufgrund des benötigten Glasgefäßes zudem in ebenjener rigiden Bauart beschränkt bleibt.

Optische Sensoren

Bei der Bestimmung des pH-Werts durch optische Verfahren werden Indikatorfarbstoffe eingesetzt, die entweder eine direkte, visuelle (manuelle Betrachtung des Farbumschlags eines pH-Wertindikatorpapiers und Abgleich mit einer entsprechenden Farbskala) oder indirekte Beurteilung durch optische Sensoren ermöglichen [Degner, 2012].

Bei der visuellen Methode werden typischerweise Farbstoffe (Farbindikatoren) eingesetzt, die bei einer definierten Schwellenwertänderung einen Farbumschlag zeigen. Beispiele sind Methylrot, das in wässriger Lösung bei einer Schwellenwertüberschreitung von pH 4,9 von Rot zu Gelb umschlägt, das farblose Phenolphthalein, das sich bei pH 9,5 rötlich verfärbt oder auch Thymolblau, was im pH-Wertbereich von 1,2...2,8 eine Farbänderung von violett-rot zu bräunlich-gelb und von pH 8,0...9,6 eine Farbänderung von gelbgrünlich zu blau zeigt. Bei klassischen pH-Wertindikatorpapieren werden mehrere Farbindikatoren gleichzeitig eingesetzt, um eine möglichst große pH-Wertskala abzudecken.

Bei der Verwendung von optischen Sensoren werden die gleichen Chemikalien genutzt, jedoch erfolgt der Skalenabgleich optoelektronisch. Ausgehend von der Messanordnung bzw. des optischen Detektors können diese Sensoren abermals in kolorimetrische und spektralfotometrische Messverfahren unterteilt werden. Beide Methoden sind jedoch aufgrund der Veränderung der Oberflächeneigenschaften infolge der Abstrahlung (Photodegradation) sowie das Ausbleichen des Färbemittels (Leckage des Chromophors) vergleichsweise störanfällig, zumal der operative Aufwand durch den Messaufbau verhältnismäßig groß ist [Photonics East, 1999]. Derzeit wird angestrebt, diese Sensortypen auch in tragbare, kompakte Formen zu überführen [Caldara, 2014]. Ein Sensor für medizinische Zwecke ist derzeit jedoch nicht bekannt.

Hydrogel-basierte chemische Sensoren

Ein sehr neuartiger, jedoch überaus vielversprechender Ansatz einer indirekten Messung ist die Nutzung von Hydrogelen, welche pH-wertsensitive Quellungseigenschaften besitzen [Richter et al., 2008]. Diese Volumenausdehnung, einhergehend mit einer Änderung des dielektrischen Verhaltens, kann durch optische, resistive oder kapazitive (und somit auch impedimetrische, vgl. 2.7.2) Messverfahren aufgezeichnet werden, was verschiedenste Sensorkonstruktionen ermöglicht [Schulz, 2014]. Bisherige Konzepte sind hierbei zumeist planare Sensoraufbauten (vgl. Abbildung 2-8), bei denen die Quellung der Hydrogele auch bspw. durch Dehnungs- bzw. Drucksensoren aufgezeichnet wird [DE10129987C2].

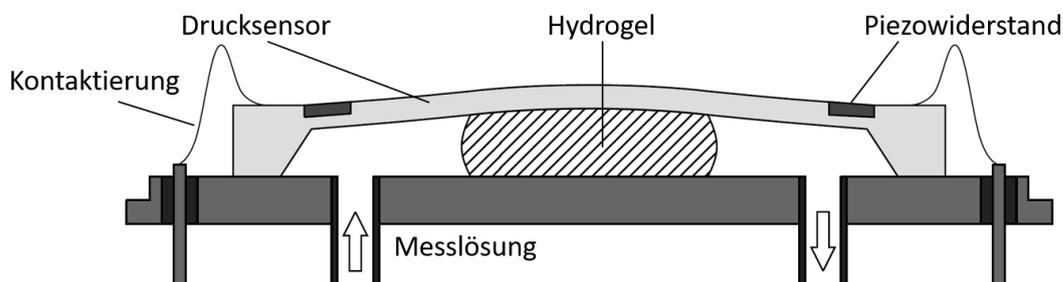


Abbildung 2-8: Planarer Aufbau eines Hydrogel-basierten pH-Wertsensors (in Anlehnung an [Binder et al., 2019])

Auch für biomedizinische Anwendungen wurden verschiedene pH-wertsensitive Hydrogele untersucht, beispielsweise Materialien wie pHEMA, Alginate oder Polyethylenglykol-Polymilchsäure (PEG-PLA) [Rizwan et al., 2017]. Diese Materialvielfalt schließt auch Chitosan mit ein, was für die Entwicklung eines textilen Systems ein immenser Vorteil im Vergleich anderen Sensortypen ist, da dieses Ausgangsmaterial in Faserform verfügbar ist.

Weitere Sensortypen

Ionensensitive Feldeffekttransistoren (ISFET) besitzen eine pH-wertsensitive Silizium-Metalloxidschicht, die als sogenanntes Gate fungiert und entsprechend des vorliegenden pH-Wertes den Stromfluss zwischen zwei weiteren Bezugselektroden (Source- und Drain) reguliert. Derartige pH-Wert-Sensortypen, bei denen die Schichtdicken sowie Schichtanordnungen essentiell für die Funktionsweise sind, wurden bisher nur als planare Sensoren ausgeführt [Nakata et al., 2017].

Schlussfolgerung

Weder die sehr genauen, jedoch auch komplex aufgebauten Sensoren gemäß potentiometrischer und spektralfotometrischer Verfahren, noch die vergleichsweise einfachen pH-Wertindikator-Farbstoffe für einzyklische Messungen sind für das Monitoring in flexiblen Wundverbänden geeignet. Somit besteht Forschungsbedarf für einen flexiblen, in ein Textil integrierbaren und auch langzeitmessfähigen Sensor, der über ausreichende Messgenauigkeit bei gleichzeitig guter messtechnischer Stabilität unter mechanischen Beanspruchungen verfügt. In folgender Tabelle 2-5 sind die Sensorprinzipien gemäß den in Kap. 2.2 aufgestellten Anforderungen bewertet.

Sensorprinzipien	Medizinische Anforderungen	Messtechnische Anforderungen	Textiltechnische Anforderungen	Gesamtwertung
Potentiometrisch	3	5	1	9
Optisch	2	3	2	7
Hydrogel-basiert	4	3	4	11
ISFET	4	4	1	9

Tabelle 2-5: Vergleich und Bewertung der Sensorprinzipien zur pH-Wertmessung

Vor allem aufgrund der vielen Möglichkeiten der Sensorkonstruktion werden hydrogel-basierte Sensoren als Vorzugslösung für die Herstellung von textilen pH-Wertsensoren ausgewählt. Als Messprinzip kann sowohl eine kapazitive oder resistive Messung genutzt werden. Eine umfassende Charakterisierung, die diese beiden Messprinzipien abdeckt, kann mit der Impedanzspektrometrie erreicht werden, die in Abschnitt 2.7.2 genauer erläutert wird.

2.6 Lactatsensorik

2.6.1 Theoretische Grundlagen

Für das Wundexsudat ist, im Vergleich zur in Abschnitt 2.1.6 genannten Lactatwert im Blut aufgrund fehlender Erfahrungswerte, derzeit noch nicht bekannt, bei welchen Lactatkonzentrationen ein

wundheilungsspezifisch positiver bzw. negativer Effekt eintritt. Die in Abschnitt 2.1.3 gegebene Anforderung leitet sich von der bisherigen Erkenntnis über das Blutlactat ab, da bei Konzentrationen von weniger als 3 mM eine stark verminderte Muskel- und somit auch Wundheilungsaktivität (Wiederherstellung des Gewebes) zu vermuten ist [Porporato et al., 2012].

Im Vergleich dazu sind Lactatwerte sowohl im Blut als auch im Körperschweiß weitaus genauer untersucht. Übliche Schweißlactatwerte liegen im Bereich von 2 bis 120 mmol/l, hingegen liegt im Blut ein zehnfach geringerer Lactatwert vor, da die Lactatbildung direkt in der Muskelatur stattfindet und Lactat im Blut nur in entsprechend verdünnter Form vorliegt [Mitsubayashi et al., 1994].

2.6.2 Sensorprinzipien und Messverfahren

Die Lactatwertbestimmung erfolgt derzeit im klinischen Bereich hauptsächlich mittels stationärer Messgeräte, die auf optische (kolorimetrische und spektralfotometrische) Verfahren zurückgreifen. Elektrochemische Ansätze unter Nutzung von Enzymen ermöglichen kompaktere Sensorkonstruktionen, weshalb diese Messverfahren meist bei Handgeräten, beispielsweise im sportmedizinischen Bereich genutzt werden [D'Orazio et al., 2012].

Ein Enzym ist ein biologischer Katalysator, der natürlich ablaufende physiologische Prozesse und Reaktionen in Gang setzt oder beschleunigt [Berg et al., 2013]. Für den speziellen Nachweis des Lactats werden gewöhnlich zwei Enzyme, die Lactat-Oxidase oder die Lactat-Dehydrogenase eingesetzt [Rassaei et al., 2014]. Lactat-Oxidase verbraucht Sauerstoff und produziert dabei Pyruvat und H_2O_2 . Das H_2O_2 wird an einer Elektrode reduziert, wobei Elektronen freigesetzt werden. Dieses Grundprinzip ist in Abbildung 2-9 dargestellt. Bei Verwendung von Lactat-Dehydrogenase wird zusätzlich ein Co-Enzym NADH als Mediator verwendet, wodurch der Lactatwert präziser und robuster gegen Störeinflüsse abgebildet werden kann.

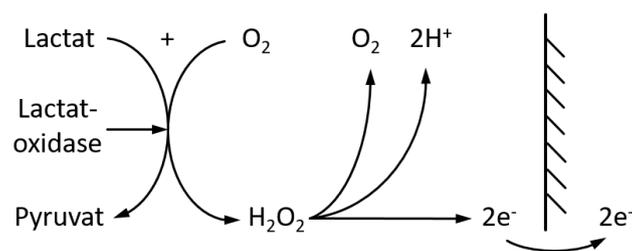


Abbildung 2-9: Grundprinzip der enzymatischen Aufspaltung von Lactat mittels Lactat-Oxidase

Elektrochemische Verfahren

Elektrochemische Sensoren besitzen ihre biologische Aktivität nahe der Oberfläche einer Arbeitselektrode. Hierbei hilft das Enzym, den nachzuweisenden Analyten unter Abspaltung von elektroaktiven Spezies umzuwandeln. Je nach verwendetem Enzymtyp kann dieses Messverfahren auch zur Detektion anderer biologischer Moleküle, wie Glukose eingesetzt werden.

Die freiwerdenden Elektronen können sowohl über eine Potenzialdifferenz unter Abgleich mit einer Referenzelektrode bestimmt werden (potentiometrisches Messverfahren), als auch in einer galvanischen Zelle. Bei dieser wird, unter einer angelegten elektrischen Zellspannung U ein Zellstrom I zwischen der Gegen- sowie der Referenz- und Arbeitselektrode, sowie ein Potential E zwischen Arbeits- und Referenzelektrode aufgezeichnet (amperometrisches Messverfahren, vgl. Abbildung 2-10) [Zhang et al., 2018].

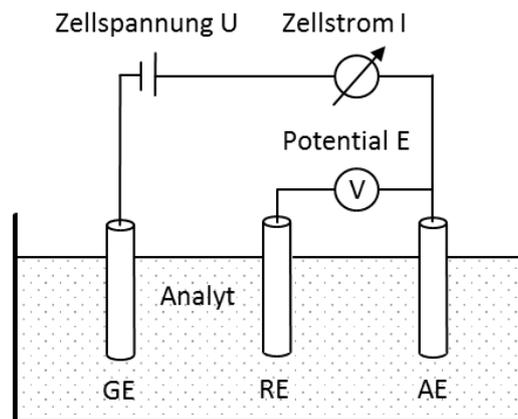


Abbildung 2-10: Amperometrisches Messverfahren mit Gegenelektrode (GE), Referenzelektrode (RE) und Arbeitselektrode (AE)

Potentiometrische Sensoren besitzen einen vergleichsweise einfachen Aufbau und sind entsprechend der Verwendung der Enzyme gleichzeitig sehr selektiv, besitzen jedoch eine längere Ansprechzeit, sind auch störanfälliger und müssen daher oft kalibriert werden. Diese Störanfälligkeit ist bei amperometrischen Sensoren geringer, jedoch weisen diese einen etwas komplexeren Aufbau auf [Gründler, 2004].

Ein Hauptproblem beider enzymbasierter elektrochemischer Varianten (potentiometrisch/amperometrisch) ist jedoch die Degradation der Enzyme, wodurch die Messsensitivität mit der Zeit abnimmt. Das der Lactase Oxidase (LOx) artverwandte und umfangreicher untersuchte Enzym Glukose Oxidase besitzt beispielsweise bei in-vivo Einsatz eine Halbwertszeit von rund einer Woche [Valdes et al., 2000], je nach vorhandenem Milieu (beispielsweise pH-Werte von über 8) kann diese Aktivität auf wenige Stunden sinken. Durch eine Quervernetzung (sogenannte Immobilisierung) wird die zeitliche Enzymaktivität des LOx in beträchtlichem Maße von Stunden bzw. wenigen Tagen auf 4 – 14 Monate erhöht [Eggins, 2002].

Nicht-enzymatische Sensoren ermöglichen eine bessere Langzeitstabilität. Derartige Sensoren verfügen über eine erhöhte Stabilität, Einfachheit und Reproduzierbarkeit [Park et al., 2006]. Aufgrund der fehlenden Enzyme als Biorezeptoren sind diese Sensoren jedoch hinsichtlich der Selektivität stark eingeschränkt. Nach aktuellem Wissensstand gibt es derzeit keine anwendungsbezogenen Lösungen für nicht-enzymbasierte elektrochemische Sensoren zum Nachweis von Lactat.

Optische Verfahren

Bei diesen, bereits in Abschnitt 2.5.2 für die pH-Wertmessung beschriebenen, optischen Verfahren werden für die Detektion des Lactats ebenfalls Enzyme eingesetzt. Für die Messung kann dann entweder das Restprodukt Pyruvat selbst als Lichtabsorber genutzt oder durch eine Folgereaktion bspw. des Wasserstoffperoxids, ein optischer Farbumschlag erfasst werden [Deutsch, 2003]. Das letztgenannte Verfahren ist, vor allem aufgrund der vergleichsweise geringen Kosten je Versuch sowie der hohen Genauigkeit, die heute gängigste Analysemethode zur Bestimmung des Blutlactatwertes im stationären Bereich [Higgins, 2017; White et al., 2009]. Die benötigten Geräte sind jedoch, aufgrund ihres komplexen Aufbaus, nicht als tragbare Systeme einsetzbar.

Schlussfolgerung

Die elektrochemischen, enzymatischen Ansätze, die derzeit auch intensiv für folienbasierte Sensoren im Fokus stehen [Jia et al., 2013] sind am aussichtsreichsten für tragbare Sensorik zur Lactatmessung. Vorhandene und auch in Entwicklung befindliche Sensoren sind jedoch aufgrund ungenügender messtechnischer Stabilität bei mechanischen Beanspruchungen für eine Integration in Textilien nicht geeignet. Ein aus diesen Erkenntnissen folgender Vergleich und eine Bewertung der Varianten kann Tabelle 2-6 entnommen werden.

Sensorprinzipien	Medizinische Anforderungen	Messtechnische Anforderungen	Textiltechnische Anforderungen	Gesamtwertung
Potentiometrisch (enzymatisch)	2	3	4	9
Amperometrisch (enzymatisch)	3	4	3	10
Elektrochemisch (nicht-enzymatisch)	3	2	4	8
Optisch	4	4	0	8

Tabelle 2-6: Vergleich und Bewertung der Sensorprinzipien zur Lactatmessung

Die Wahl des enzymatischen, amperometrischen im Vergleich zu dem potentiometrischen Messverfahren ist vor allem durch die höhere Langzeitmessfähigkeit (geringerer Messdrift) und höhere Selektivität begründet.

2.7 NET-Sensorik

2.7.1 Theoretische Grundlagen

Aufgrund der vergleichsweise jungen Entdeckung der neutrophilen Fänger-moleküle (neutrophil extracellular traps - NET) existieren derzeit nur wenige theoretische Grundlagen [Yang et al., 2016]. Im Fokus der Forschung stehen insbesondere die biochemischen Vorgänge, unter denen eine NET-Bildung stattfindet. Fluoreszenzmikroskopische Untersuchungen zeigen, dass NETs aus Proteinen aus azurophilem Granulat wie z. B. neutrophiler Elastase, Kathepsin G und Myeloperoxidase bestehen. Ferner kommen auch Proteine aus spezifischen (sekundären und tertiären) Granulaten wie Lactoferrin und Gelatine vor [Fuchs et al., 2018].

2.7.2 Sensorprinzipien und Messverfahren

Nach vorliegendem Kenntnisstand existieren derzeit als etabliertes Sensorprinzip für eine direkte und eindeutige Detektion von NETs nur optische Verfahren (Fluoreszenzmikroskopie), die auch für die Charakterisierung genutzt wurden und entsprechend Laborgroßgeräte erfordern. In gleicher Weise sind mit Laborgroßgeräten auch indirekte Messungen durch den zytosolischen DNA-Sensor *cyclic GMP-AMP synthase* (cGAS) nachgewiesen [Apel, 2019]. Ein vielversprechender und insbesondere miniaturisierbarer Ansatz, der derzeit erforscht wird, ist die Detektion der NETs durch deren Formation (Bildung eines Biofilms) auf einer Exsudat-absorbierenden Schicht [Schröter et al., 2012; Schröter et al., 2016]. Dieses Schichtwachstum wird durch eine Impedanzmessung sensorisch erfasst, die im Folgenden kurz erklärt werden soll.

Impedanzspektrometrie

Die Impedanz Z ist eine physikalische Größe und beschreibt den komplexen Wechselstromwiderstand. Dieser setzt sich betragsmäßig aus dem Realteil R (Wirkwiderstand, die sogenannte Resistanz) und dem Imaginärteil X (Blindwiderstand, die sog. Reaktanz) zusammen:

$$Z = R + iX \quad (2-23)$$

Darin bedeuten:

Z : Impedanz [Ω]

R : Wirkwiderstand [Ω]

X : Blindwiderstand [Ω]

Der Blindwiderstand wiederum besteht aus dem Induktivanteil X_L und dem Kapazitivanteil X_C . Beide Anteile sind stark abhängig von der Frequenz des Wechselstroms. Mit steigender Frequenz erhöht sich der induktive Anteil, während der kapazitive Anteil sinkt. Ferner sind sowohl die Induktivität wie

auch die Kapazität material- als auch geometrieabhängig:

$$X = X_L + X_C \quad (2-24)$$

mit

$$X_L = 2\pi fL = \omega L \quad (2-25)$$

und

$$X_C = \frac{1}{2\pi fC} = \frac{1}{\omega C} \quad (2-26)$$

Darin bedeuten:

X_L : induktiver Blindwiderstand [Ω]

X_C : kapazitiver Blindwiderstand [Ω]

f : Frequenz [Hz]

L : Induktivität [H]

C : Kapazität [F]

Zur besseren Verständlichkeit ist die Impedanz in Abbildung 2-11 als Polardiagramm dargestellt, wobei auf der x-Achse der Wirkwiderstand (Realteil) und auf der y-Achse der Blindwiderstand (Imaginärteil) aufgetragen wird.

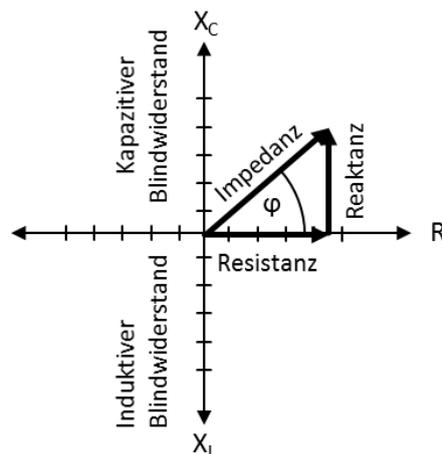


Abbildung 2-11: Impedanz als Darstellung im Polardiagramm

Die Impedanzspektrometrie bzw. -analyse ist von besonderer Bedeutung für die Charakterisierung von elektrischen Bauelementen. Idealerweise besitzt ein elektrischer Widerstand nur Realteile der Impedanz, ein Kondensator nur einen kapazitiven Imaginärteil und eine Spule nur einen induktiven

Imaginärteil. Unter realen Bedingungen mischen sich jedoch diese Anteile, es treten parasitäre Effekte auf, bspw. die Streukapazität. Durch das Aufzeichnen des frequenzabhängigen Impedanzspektrums werden all diese Effekte erfasst, wodurch eine komplexe sensorische Analyse, u.a. auch von Biofluiden ermöglicht wird [Thiele et al.,2022].

Für die Detektion von NETs werden spezielle, für die biologische Zellcharakterisierung entworfene, Analyseplatten (E-Plates) mit topfförmigen Einlassungen (Wells) genutzt, an deren Boden zwei verzahnte Elektrodenstrukturen als kapazitives Sensorlayout angeordnet sind [Schröter et al., 2016]. Bei dem Analyt, in diesem Fall ein aus Humanblut gewonnenes Serum, werden die impedimetrischen Eigenschaften zwischen dem unstimulierten Normalzustand und dem stimulierten Zustand (künstlich erzeugte Infektion) aufgezeichnet. Infolge der NETose finden morphologische Änderungen (u. a. Zellauflösungsprozesse) im Serum statt, was eine Änderung der Ionenleitfähigkeit in bestimmten Frequenzbereichen hervorruft und mit der Impedanzmessung detektiert werden kann. Für detailliertere Angaben zur Impedanzspektroskopie, eines der komplexesten Messprinzipien in der Sensortechnik, sei auf folgende Literatur verwiesen: [Keysight, 2016; Lvovich, 2012]

Schlussfolgerung

Aufgrund der jungen Entdeckung der NETs besteht ein hoher Forschungsbedarf an Methoden zur Detektion dieser Immunantwort des menschlichen Körpers. Der bisherige Ansatz zur Erfassung der NET-Konzentration mittels der Impedanzspektroskopie ist vielversprechend und wurde deshalb für die Entwicklung der textilen Sensoren gewählt. Bisher wurden mit diesem Verfahren jedoch nur in-vitro-Versuche durchgeführt. Daher sei als kritischer Punkt an dieser Stelle abermals das Wundmilieu als komplexes Messmedium genannt. Ein NET-sensitiver Sensor sollte bei verschiedensten chemischen und physikalischen Quereinflüssen messtechnisch stabil bleiben.

2.8 Textile Verfahren zur Herstellung von Biosensorik

Im folgenden Abschnitt werden textile Verfahren vorgestellt, mit denen Bio-Sensoren zur Erfassung physiologischer Parameter hergestellt werden können. Hierbei soll der hierarchische Aufbau auch zum besseren Verständnis der Komplexität textilbasierter Sensorik beitragen. Vorausgehend zu nachfolgenden Abschnitten sei darauf hingewiesen, dass häufig „flexible Sensorik“, beispielsweise funktionalisierte Folien in oder auf einem textilen Träger, ebenfalls als ‚textile‘, tragbare Sensorik, als ‚wearables‘ oder auch als ‚e-textiles‘ beschrieben wird. Diese Begriffe werden in der Literatur meist austauschbar verwendet und es kann keine allumfängliche Definition getroffen werden [FKT, 2016]. Die Einsatzmöglichkeiten flexibler Sensorik sind aufgrund der vorliegenden mechanischen Flexibilität mannigfaltig, besitzen aber immer noch ein hohes Entwicklungspotenzial [Castano et al., 2014].

2.8.1 Vorteile und Nachteile textiler Sensorik

Die Vorteile textiler Sensorik sind vor allem die textile Herstellung (bspw. als Sensorgarn) und die dadurch mögliche textiltechnische Integration, was diese Sensoren für eine körpernahe Anwendung prädestiniert. Durch die, in Kapitel 3 noch näher ausgeführte, textile Herstellung sind die Sensoren messtechnisch sehr robust gegenüber mechanischen Einflüssen. Ferner sind derartige Sensoren mit geringen Fertigungskosten herstellbar und sehr einfach skalierbar. Die textile Auslegung bietet für den vorliegenden Anwendungsfall einen weiteren großen Vorteil, da durch den Einsatz von Fasermaterialien eine Kapillarwirkung vorhanden ist, die die Benetzung der Sensoren durch das Wundexsudat begünstigt.

Im Vergleich zu flexiblen, folienbasierten Sensoren ist vor allem die Integration von leitfähigen Strukturen in Form von Drähten bzw. die leitfähige Ausrüstung sowie auch die Kontaktierung für die Übertragung des sensorischen Signals noch ein wichtiger Forschungsgegenstand. Bei der Nutzung der Sensoren für das Monitoring kann eine direkte Parallele der Messgenauigkeit zur Anordnung/Geometrie der Elektroden sowie des Funktionsmaterials (Dielektrikum bei der Feuchte-, pH-Wert- und NET-Messung, Enzyme und Membranen bei Lactatmessung) gezogen werden. Der Hauptnachteil der textilen Sensorik ist daher die Messgenauigkeit. Da für die textile Herstellung bezüglich der Ausgangsmaterialien entsprechende textiltechnische Anforderungen gelten, ist auch die Miniaturisierung der Sensoren nur bis zu einem gewissen Maße möglich.

2.8.2 Faserbasierte Sensorik

Sensorik, die auf einer textilen Faser oder einem faserartigen Gebilde basiert, nutzt die inhärenten Eigenschaften textiler Faserstoffe, was auch dünne Drahtmaterialien miteinschließt. Das einfachste Beispiel für faserbasierte Sensorik ist ein elektrisch leitender Draht oder Filament. Bei Änderung der geometrischen Form infolge einer mechanischen Beanspruchung, insbesondere Dehnung (vgl. Gleichung (2-5)), ändert sich der elektrische Widerstand, was einen Einsatz als Dehnungssensor ermöglicht. Für Leichtbauanwendungen können derartige faserbasierte Sensoren auch aus Hochleistungsfasermaterial (bspw. Carbonfasern – CF) bestehen [Häntzsche et al., 2013].

Eine erhöhte Komplexität für sensorischen Anwendungen ist durch Funktionalisierung der Fasern möglich. Hierbei werden insbesondere Spinn- bzw. Beschichtungstechnologien genutzt um bspw. Isolationsschichten auf die Fasern aufzubringen. Als Beispiel sei an dieser Stelle das nasschemische Aufbringen von Silber auf Polyester-Fasern genannt, wodurch eine Leitfähigkeit erzeugt wird [Onggar, 2012].

Durch die Nutzung von speziellen Spinnköpfen sowie Einsatz mehrerer Materialien können bereits bei der Erspinnung (Nass-, Trocken- oder Elektrospinnverfahren) komplexe, beispielsweise koaxiale

Strukturen hergestellt werden [Cherif, 2011]. Mit ausgewählten Materialkombinationen können auf diese Weise zug- oder drucksensitive Sensoren ersponnen werden [Lee et al., 2018; Zhou et al., 2018].

Bei faseroptischer Sensorik (Lichtwellenleitern) werden Glasfasermonofile eingesetzt, deren Mehrschichtaufbau bereits bei der Herstellung (Warmziehprozess) erzeugt wird. Polymerschichten zur Isolation oder auch Funktionalisierung können dabei auch nachträglich, meist durch CVD- oder PVD-Verfahren, aufgebracht werden [Taylor et al., 2003; Xie et al., 2014]. Wie bereits in Kapitel 2 beschrieben, können derartige Lichtwellenleiter je nach Gestalt bzw. Ausrüstung der Ummantelung für eine Vielzahl sensorischer Anwendungen wie die Temperatur- oder auch der Feuchtemessung genutzt werden.

An dieser Stelle sei auch auf die piezoelektrischen Fasern, beispielsweise Polyvinylidenfluorid (PVDF), hingewiesen. Diese mittels des Schmelzspinnprozesses hergestellten Fasern werden aufgrund ihrer piezoelektrischen Eigenschaften, einer elektrisch detektierbaren Ladungsverschiebung infolge einer mechanischen Belastung, als Dielektrikum in piezoelektrischen Drucksensoren eingesetzt [Walter et al., 2013].

2.8.3 Garnbasierte Sensorik

Komplexere Sensorstrukturen können durch textile Garnbildungsprozesse erzeugt werden. Eine Funktionalisierung durch Einsatz verschiedener Materialien sowie intelligente Ausnutzung von Kern-Mantel-Strukturen ermöglicht die Herstellung von textilen Sensoren. Dafür können Verfahren zur Herstellung von Spinnfasergarnen wie das Ring- und Friktionsspinnverfahren sowie Zwirn- und Umwindverfahren genutzt werden.

Ringspinnverfahren

Das Ringspinnen, ein mehrstufiger Prozess, ist die variabelste Technik zur Herstellung von Spinnfasergarnen [Cherif, 2011]. Aus einem, aus linearisierten Einzelfasern bestehenden, Faserband wird durch einen vorgelagerten Prozess ein Vorgarn (Flyerlunte) hergestellt, das dann mit der Ringspinnmaschine zu einem Ringgarn gesponnen wird. Hierzu wird das Vorgarn weiter verstreckt und durch einen, frei auf einem Ring befindlichen, Ringläufer geführt. Der Abzug und die gleichzeitige Aufspulung erfolgt durch eine schnell rotierende Spindel, auf der die Spule sitzt. Infolge des Abzugs rotiert der Ringläufer auf dem Ring, wodurch das Spinn Garn eine Drehung erhält, was den Zusammenhalt der Einzelfasern gewährleistet.

Durch Beimischung elektrisch leitfähiger Fasern kann mittels des Ringspinnverfahrens ein resistiver Dehnungssensor hergestellt werden, der um bis zu 300 % gedehnt werden kann [Wang et al., 2017].

Aufgrund der vergleichsweise unbestimmten Faserlage, insbesondere für komplexere Sensorkonstruktionen, ist das Ringspinnverfahren jedoch für die Herstellung von Bio-Sensorik nur in geringem Maße geeignet.

OE-Friktionsspinnverfahren

Bei diesem textilen Verfahren werden durch eine Öffnerwalze vereinzelte Fasern zwei gleichsinnig rotierenden Spinntrummeln zugeführt. Durch deren Abwälzvorgang zueinander werden die Fasern an einem offenen Garnende angedreht und dabei gleichzeitig abgezogen [Cherif, 2011]. Durch die Friktionsspinntechnik, die aufgrund des Prinzips auch als Open-End-(OE-) Spinnverfahren bezeichnet wird, kann eine Ummantelung von zugeführten Kerngarnen erfolgen. So kann, beispielsweise bei den angesprochenen Lichtwellenleitern oder auch bei CF-Filamentgarnen, ein Fasermantel (vgl. Abbildung 2-12) als Schutzschicht auf ein Kernmaterial aufgebracht werden.

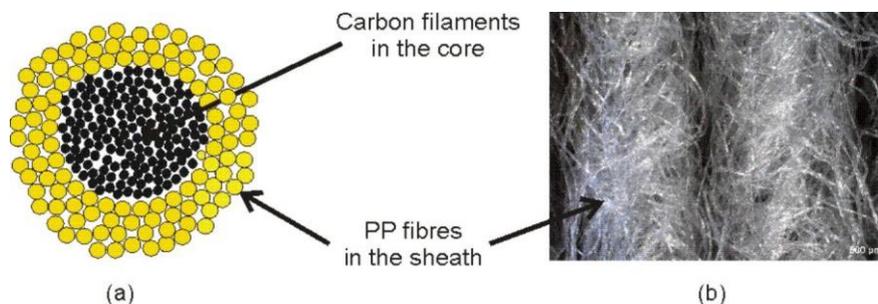


Abbildung 2-12: Querschnitt eines Friktionsspinngarns: PES-Mantel um CF-Kern [Hasan, 2022]

Durch mehrfache Ummantelung ist ein Schichtaufbau möglich. In vorteilhafter Ausführung unter Verwendung elektrisch leitfähiger Fasern kann so bspw. ein Zylinderkondensatoraufbau erzeugt werden. Aufgrund der unbestimmten Faserlage sowie auch hoher Haarigkeit und inhomogenen Dicke des friktionsgesponnenen Mantels ist die Herstellung von Bio-Sensorik schwierig.

Zwirn- und Umwindeverfahren

Für die Herstellung von Mehrfachgarnen (Garne die aus zwei oder mehr Einzelgarnen bestehen), werden üblicherweise Zwirn- bzw. Umwindeverfahren genutzt. Mehrfachgarne besitzen je nach verwendetem Verfahren bessere mechanische Eigenschaften als unverdrehte (Stapelfaser-) Garne, wie erhöhte Festigkeit, geringere Krümmung oder geringere Empfindlichkeit bei Reibbeanspruchung. Bei Zwirnen werden die Einzelgarne hierbei hierarchisch gleichwertig behandelt (miteinander verdreht), beim Umwinden hingegen wird ein Umwindegarn um ein mit höherer Fadenspannung beaufschlagtes Kerngarn gewunden.

Mittels Zwirnen bzw. Umwinden kann eine Sensorkonstruktion in beispielsweise einer sogenannten Twisted-Pair-Ausführung (vgl. Tabelle 3-3) hergestellt werden. Unter Nutzung von piezoelektrisch

leitfähigen Fasern sind somit textile Drucksensoren herstellbar [Huang et al., 2008]. Für die Herstellung komplexer Bio-Sensorik unter Verwendung mechanisch sensitiver Fasern bzw. Drähte sind diese Verfahren jedoch aufgrund der vergleichsweise hohen Belastungen infolge der Reibung bei den vorherrschenden hohen Maschinengeschwindigkeiten nicht geeignet.

Flechtverfahren

Mit dem Flechtverfahren ist, obgleich den Flächenbildungsverfahren zugeordnet, die Herstellung von sehr dünnen bzw. schmalen Textilien möglich, weshalb in der Literatur derlei Geflechte auch als Flechtgarne bezeichnet werden. Das Flechten ist eines der ältesten textilen Verfahren [Kyosev, 2016a]. Gemäß Norm sind Geflechte definiert als: „Flächen- und Körpergebilde mit regelmäßiger Fadendichte und geschlossenem Warenbild, deren Flecht-(Klöppel-) Fäden sich in schräger Richtung zu den Warenkanten verkreuzen“ [DIN 60000].

Allgemein werden Geflechte in zwei- und dreidimensionale Strukturen (2D- und 3D-Geflechte) klassifiziert. Letztgenannte mehrlagige Gebilde, mit zwischen den Lagen verkreuzt vorliegenden Flechtfäden, werden zumeist für Leichtbauanwendungen genutzt [Cherif, 2011]. Die traditionelleren 2D-Geflechte werden wiederum in Flach- und Rundgeflechte unterteilt. Deren Name, wie in Abbildung 2-13 verdeutlicht, beschreibt auch die Struktur. Darüber hinaus existieren noch eine Vielzahl an Sonderformen wie beispielsweise die für die Dichtungstechnik verwendeten Packungsgeflechte.



Abbildung 2-13: Flachgeflecht aus Kupferdrähten als Entlötlitze (oben) und Rundgeflecht aus CF-Filamentgarnen als Einlage für Leichtbauanwendungen (unten)

Die Geflechtbildung erfolgt durch Verkreuzen der Flechtfäden, die sich in aufgespulter Form auf den eigentlichen Arbeitsorganen, den Klöppeln, befinden. Neben der Aufgabe der Fadenspeicherung

wird durch die Klöppel, zumeist mittels Federkraft, eine Fadenspannung auf die Flechtfäden aufgebracht. Um die bei der Klöppelbewegung auftretenden relativen Längendifferenzen der Flechtfäden vom Klöppel hin zum Verkreuzungspunkt (Flecht­punkt) auszugleichen, wird über ein Hebel- oder ein Schiebersystem zudem eine Fadenreserve bereitgestellt. Die Klöppel wiederum werden in einer festgelegten, meist in das Maschinenbett eingefrästen, Gangbahn durch rotierende Flügelräder bewegt.

Neben diesen aktiv bewegten Flechtfäden können zusätzlich Stehfäden in 0°-Richtung in das Geflecht integriert werden, die es axial verstärken oder für die Funktionalisierung genutzt werden. Diese Fäden werden durch die Mittelachse der Flügelräder zugeführt und somit direkt im Geflecht eingebunden. Im Falle der Rundflechtmaschine kann überdies ein Stehfaden durch die Geflechtmittelachse geführt werden, die Seele oder auch Kern. Bei größeren Maschinentypen wird anstelle dessen teilweise auch massive gestaltbestimmende Stützkern­e zugeführt, der dann Umflochten wird.

In Kombination der Herstellmöglichkeit von Kern-Mantel-Strukturen bzw. komplexen Mehrschichtaufbauten mit der hohen Variabilität des Flechtfadenmaterials (textile Monofile, Faser- und Filamentgarne, Draht- und Litzenmaterialien sowie Bänder), bietet das Flechtverfahren vorzügliche Eigenschaften zur Herstellung von textilen komplexen Sensoren und Bio-Sensoren.

Geflochtene Sensoren wurden bisher bereits für die Erfassung mechanischer Parameter, wie beispielsweise der Dehnung, entwickelt [IGF 14107, 2010]. Auch können durch das Umflechten spezielle Funktionsschichten als Sensor eingesetzt werden, um beispielsweise die Leckage von Flüssigkeiten zu detektieren [US4877923A]. Bei neueren Entwicklungen werden in ein Geflecht miniaturisierte Sensoren für die Temperaturmessung integriert, wobei das Geflecht gleichzeitig die Zuleitungen bereitstellt [US2018/0087193 A1]. Komplexere Sensorgeflechte mit kapazitiver Näherungs- und Berührungserkennung werden im Prototypenstatus für zur Steuerung von Endgeräten eingesetzt [Olwal et al., 2018].

2.8.4 Flächenbasierte Sensorik

Die flächenbildenden Verfahren der Textiltechnik erlauben auf vielfältige Weise die Herstellung von Sensoren und vor allem Sensornetzwerken. Durch die hohe Anzahl verfügbarer Fäden und spezieller Musterungen bzw. dem Einsatz von zusätzlichen Fadenführungsorganen kann zudem bereits bei der Herstellung eine Trassierung, also Anordnung der Sensorstruktur sowie auch der Zuleitungen, erfolgen.

Webverfahren

Für die Herstellung von Geweben werden in Produktionsrichtung (0°-Richtung) laufende Kettfäden mit orthogonal dazu laufenden Schussfäden (90°-Richtung) verkreuzt. Die Mustervariabilität ist vor

allem von der, je nach Maschinentyp variierenden, Anzahl der Schäfte abhängig, denen je eine Kettfadenschar zugeordnet ist. Höchste Mustervielfalt ist bei Jacquard-Webmaschinen durch eine Manipulation jedes einzelnen Kettfadens möglich.

Bei speziellen Maschinentypen mit der Open-Reed-Weave-Technologie (ORW) werden, unter Verwendung spezieller Fadenführer, kettseitig zugeführte Zusatzfäden diagonal in das Gewebe integriert. Diese Intarsien-artige Musterung ermöglicht für die Herstellung von Sensornetzwerken und insbesondere der Trassierung eine hohe mustertechnische Flexibilität der Sensoren bzw. Zuleitungen. In Abbildung 2-14 ist ein, mittels der ORW-Technik hergestelltes Gewebe mit integrierten Dehnungssensoren aus CF dargestellt.

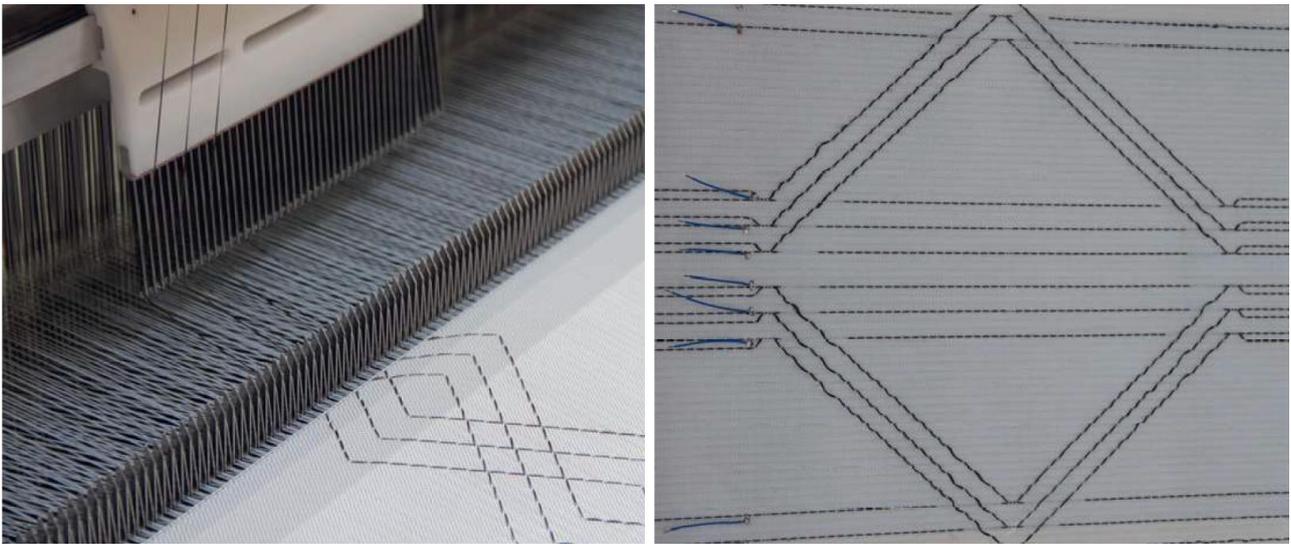


Abbildung 2-14: Open Reed Weave-Technologie (ORW) für die Herstellung von Sensornetzwerken aus CF zur Erfassung von Dehnung [Nocke et al., 2017]

Aufgrund der genannten hohen Mustervielfalt sowie der Möglichkeit, verschiedene Materialien sowohl in Kett- wie auch Schussrichtung miteinander zu kombinieren, ist das Webverfahren seit längerer Zeit im Fokus der Herstellung von Druck- und Dehnensensorstrukturen, insbesondere für die zusätzliche Funktionalisierung von Verstärkungshalbzeugen [Häntzsche et al., 2014].

Die Herstellung von gewebter Bio-Sensorik ist bisher nicht bekannt. Als Gründe kann einerseits die vergleichsweise hohe Anforderung an die Zugfestigkeit der Faser- bzw. Drahtmaterialien genannt werden.

Strickverfahren

Gestricke sind Maschenwaren – textile Flächengebilde, die durch Verschlaufung von einem oder mehreren Fäden erzeugt werden. Sowohl beim Flach- wie auch beim Rundstricken wird hierfür das Fadenmaterial den einzelnen nacheinander arbeitenden Nadeln quer vorgelegt, mit denen der Ma-

schenbildungsvorgang erfolgt [Cherif, 2011]. Für die Herstellung von textilen Verstärkungshalbzeugen, insbesondere für den Leichtbausektor, können mit Spezialstrickmaschinen auch gestreckte Kett- und Schussfäden in das Gestrick integriert werden.

Aufgrund der mechanischen Anforderung an das zu verarbeitende Fadenmaterial ist die Verschlaufung an sich erschwerend, so wie auch der Aufbau des Gestricks quer zur Produktionsrichtung für die Trassierung stark einschränkend für Herstellung von Sensorstrukturen. Jedoch kann die onduierte Fadenlage von leitfähigen Material auch in vorteilhafter Weise als Dehnungssensor genutzt werden [Atalay et al., 2013]. Eine Nutzung von gestrickten Bio-Sensoren ist bisher noch nicht bekannt.

Wirkverfahren

Das Wirken ist, ähnlich dem Stricken, ein maschenbildendes Verfahren, bei dem jedoch die Maschenbildung parallel und nicht nacheinander abläuft. Beim Multiaxialkettenwirken werden die Wirkfäden dazu verwendet, zugeführte Verstärkungsfäden unterschiedlicher Winkelausrichtung miteinander zu fixieren. Hierbei werden mit den Verstärkungsfäden (zumeist GF oder CF) geschlossene oder auch gitterartige Flächengebilde hergestellt [Haentzsche et al., 2016].



Abbildung 2-15: Multiaxialwirktechnik für die Herstellung von Sensornetzwerken aus CF zur Erfassung von Dehnungen [Haentzsche et al., 2016]

Soweit dem Autor bekannt, wurden bisher noch keine textilbasierten Sensoren bindungstechnisch direkt (als Wirkfäden) in Gewirke integriert.

Vliesstoffverfahren

Aufgrund der Herstellung von Vliesstoffen durch die Wirrlage mehrerer abgelegter Fasern sowie deren mechanische bzw. strömungsmechanische Konsolidierung [Cherif, 2011] ist eine direkte Sensorherstellung mit diesem Flächenbildungsverfahren nicht möglich. Ausgenommen hiervon ist die chemische Ausrüstung derartiger Flächen, um beispielsweise durch Einsatz von modifizierten Seidenfasern mit photolumineszenten Partikeln einen Vliesstoff für die Sauerstoffdetektion herzustellen [Kaneko et al., 1992].

2.8.5 Verfahrensauswahl

Für die Auswahl eines geeigneten Herstellungsverfahrens werden die betrachteten faser-, garn- und flächenbasierten Verfahren in folgender Tabelle 2-7 bewertet, wobei eine Aufgliederung gemäß hergestellten Produkten erfolgt.

Produkt nach Herstellungsverfahren	Medizinische Anforderungen	Messtechnische Anforderungen	Textiltechnische Anforderungen	Gesamtwertung
Nass-, Trocken- und Elektrogewebenes Garn	4	3	5	12
LWL-Fasern	3	5	1	9
Piezoelektrische Faser	2	3	2	7
Ringspinnung	4	2	5	11
OE-Frictionsspinnung	2	2	4	8
Zwirn-/Umwindgarn	2	2	5	9
Geflecht	4	5	5	14
Gewebe	3	2	4	9
Gewirke	4	2	4	10
Gestrick	4	4	4	12

Tabelle 2-7: Vergleich und Bewertung der textilen Produkte gemäß Verfahren zur Sensorherstellung

Das Flechten, unter Nutzung von dünnen leitfähigen Drähten bzw. Fasern, ist die aussichtsreichste Möglichkeit zur Herstellung komplexer textiler Sensoren. Die Gründe sind sowohl die Verarbeitung verschiedenster Materialien als auch Erstellung komplexer Sensorkonstruktion durch musterungstechnische Gestaltung.

2.8.6 Applikations- bzw. Integrationsverfahren

Die Vorteile von textilen Sensoren werden erst dann vollumfänglich genutzt, wenn auch die entsprechenden Trägermaterialien eine textile Form aufweisen. Die Nutzung von flexiblen Trägermaterialien ist seit längerem im Fokus für die Anwendung verschiedener Sensoren, insbesondere, aber nicht ausschließlich, im Bereich der Smart Textiles [Castano et al., 2014]. In diesem Abschnitt werden neben reinen textiltechnischen Lösungen zur Integration bzw. Applikation von Sensoren auch gedruckte Applikation kurz thematisiert um den Stand der Technik auch dahingehend aufzuzeigen.

TFP-Stickverfahren

Zur anforderungsgerechten Applikation textilbasierter Sensoren sowie Leitungsstrukturen zur Energie- und Informationsübertragung derartiger Sensorik hat sich in den vergangenen 15 Jahren das Stickverfahren gemäß der Tailored Fiber Placement (TFP)-Technik als eine der prominentesten Technologien etabliert. Basierend auf der Sticktechnik, einem dem Nähen artverwandtem Verfahren bei dem das verwendete Fadenmaterial jedoch zur Verzierung genutzt wird, wird bei der TFP-Technik ein Zusatzfaden eingesetzt, der mit nahezu unbegrenzter Musterfreiheit auf beliebige textile und nicht-textile Flächen (Stickgrund) appliziert und durch Verschlaufen des Ober- und Unterfadens fixiert wird [Cherif, 2011].

Diese Musterfreiheit bei Verwendung unterschiedlichster Zusatzfadenmaterialien ermöglicht es, komplexe Trassierungen von Sensor- wie auch Leiterstrukturen zu realisieren, weshalb eine Vielzahl von Sensorstrukturen für den Bereich der Smart Textiles auf diese Weise hergestellt wird [FKT, 2016]. In Abbildung 2-16 ist ein mittels der TFP-Technik hergestellter Rissensor zur Nahtstellenüberwachung dargestellt.

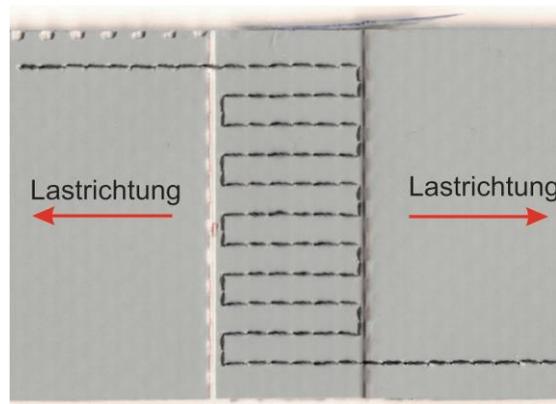


Abbildung 2-16: Rissensor für die Nahtstellenüberwachung und Dehnungssensor aus CF, hergestellt mittels TFP-Technik [IGF 19296, 2020]

Aufgrund der genannten vorzüglichen Eigenschaften der TFP-Technik wird dieses Verfahren unter anderem auch für die Herstellung der in dieser Arbeit vorgestellten textilbasierten Sensoren verwendet werden.

Weben, Stricken und Wirken

Diese, bereits in Abschnitt 2.8.4 vorgestellten, Flächenbildungsverfahren können auch direkt für die Einbindung von textilen garnförmigen Sensoren genutzt werden. In der Weberei kann ein textiler Sensor als Kett-, Schuss-, oder auch ORW-Zusatzfaden bei der Gewebebildung zugeführt werden. Allein bei Nutzung der ORW-Technik ist jedoch eine winkelvariable Trassierung möglich. Aufgrund

der hohen Produktivität ist die webtechnische Integration vor allem für großflächige Sensorstrukturen für beispielsweise die Überwachung der mechanischen Belastungszustände von Leichtbaustrukturen (Structural Health Monitoring – SHM) vorteilhaft [Di Santa, 2015]. Durch den vergleichsweise hohen Bedarf an Fadenmaterial, der gestreckten Fadenlage (geringe mechanische Flexibilität bei späterer Anwendung) sowie auch der materialseitigen Beanspruchung durch die vorherrschenden Fadenspannungen bei der Gewebeherstellung ist eine direkte Einbindung von komplexen Sensorstrukturen für das Wundmonitoring mit diesem Verfahren jedoch nicht praktikabel.

Bei der Stricktechnik, insbesondere der musterungstechnisch flexiblen Flachstricktechnik, ist eine Sensorintegration durch Nutzung von Zusatzfadenlegern prinzipiell möglich. Durch neuere Verfahren kann ein Zusatzfaden auch bei Rundstrickmaschinen in Maschenstäbchenrichtung verlegt werden, was die Trassierungsmöglichkeiten auch hier signifikant erhöht [DE 102011003414 B4]. Die Anforderung an das Fadenmaterial sind im Vergleich zur Weberei jedoch anderer Natur: Aufgrund der Verschlaufung der Maschenwaren ist eine geringe Biegesteifigkeit des Fadenmaterials notwendig, welche direkt mit der Materialfeinheit (respektive der Materialdicke) korreliert. Die Dicke der Stricknadeln sowie deren Anordnung (Maschinenfeinheit) limitieren die Integration von komplexeren Sensorstrukturen ebenfalls, weshalb bisher zumeist Drahtmaterialien als Dehnungssensoren stricktechnisch hergestellt wurden [Farrington et al., 2002].

Gleichermaßen gilt diese Anforderung auch für die Wirkerei, weshalb bisher keine Ansätze zur direkten Integration von einzelnen, komplexen garnförmigen Sensoren, sondern ausschließlich flächige Gewirke mit insbesondere kapazitiver Sensorfunktion vorgestellt wurden [US 6970731 B1].

Sowohl bei Geweben, Gestricken und Gewirken ist eine textiltechnische Herstellung von Taschen möglich, was eine Integration vorkonfektionierter Sensornetzwerke zulässt. Hierzu sei ebenfalls auf Abschnitt 4.1 hingewiesen, wo Integrationsvarianten für diese Verfahren entwickelt werden.

Gedruckte und weitere flächenbasierte Sensorik

Die vor allem für Folien genutzten Druckverfahren ermöglichen eine gleichzeitige Herstellung und Applikation von Sensoren. Aufgrund der Vielzahl an Techniken zur Herstellung gedruckter Sensorik kann an dieser Stelle nur ein grober Überblick sowie jeweils eine kurze Bewertung gegeben werden.

Im stark wachsenden Marktsegment der sogenannten ‚flexible/stretchable/soft electronics‘ werden im speziellen für das Health Monitoring von Körperfunktionen, möglichst miniaturisierte Sensoren benötigt, wobei insbesondere folienbasierte, gedruckte Sensoren derzeit stark im Fokus stehen [Khan et al., 2015a]. Das flexible Substrat ist hierbei zumeist eine Kunststoffolie aus Polyethersulfon (PESU), Polycarbonat (PC) oder Polyimid (PI), mit einer Dicke von wenigen Mikrometern. Je nach Verfahren werden direkt (bspw. Tiefdruckverfahren) oder indirekt (bspw. Siebdruckverfahren) verschiedene, zumeist in gelöster oder pastöser Form vorliegende, Materialien auf die Folien appliziert.

In Abbildung 2-17 ist ein, mittels Transferdruck-Verfahrens hergestellter Glukose-Sensor auf einer PI-Folie mit Temperaturkompensation dargestellt.

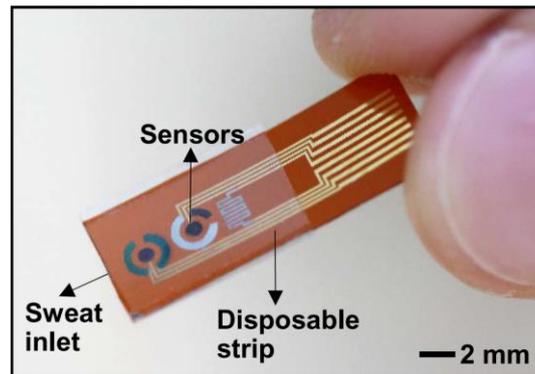


Abbildung 2-17: Gedruckter Glukose-Sensor auf einer Folie (ohne Datenverarbeitungs- und Auswerteeinheit) [Lee et al., 2017]

Für die Herstellung von komplex aufgebauten Sensoren müssen sowohl leitfähige Materialien wie Pasten mit Silberpartikel, Graphit oder Kohlenstoffnanoröhrchen (Carbon Nano Tubes - CNT) sowie halbleitende und auch dielektrische Materialien in Mehrschichtstruktur gedruckt werden [Subramanian, 2008]. Neuere Drucktechniken wie die Nanoprägelithografie oder der Mikrokontaktdruck erlauben eine hohe Positioniergenauigkeit, womit sehr feine und daher auch sehr genaue Sensoren, beruhend auf beispielsweise dem amperometrischem Messprinzip, hergestellt werden können [Khan et al., 2015b].

Nachteile gedruckter Sensoren ist die geringere Flexibilität und geringe Dehnfähigkeit im Vergleich zu textilen Lösungen. Auch kann die Langzeitmessfähigkeit der planaren Sensoren durch das undurchlässige Foliensubstrat beschränkt werden, wobei die Ursache im Falle der Messung von zähen Flüssigkeiten wie dem Wundsekret, an dem Zusetzen der Sensorfläche mit dem Analyt liegt.

Neben dem Foliendruck sei an dieser Stelle noch auf flächenbasierte Sensorik mit physiologisch sensitiven Indikatorstoffen hingewiesen, die vor allem eine Infektionserkennung spezieller gesundheitsschädlicher Bakterienkulturen (z.B. Escherichia coli, Pseudomonas aeruginosa oder Staphylococcus aureus) ermöglicht. Diese Indikatorstoffe werden vorzugsweise auf Vliesstoffe durch Sprühtechnik oder Tauchprozesse aufgebracht [Dargaville et al., 2013]. Ähnlich den bereits in Abschnitt 2.5.2 angesprochenen pH-Wert-Indikatorpapieren sind auch diese Indikatorstoffe nur einmalig anwendbar und somit für ein längeres Wundmonitoring nicht nutzbar.

2.9 Sensorsysteme

Als Sensorsystem wird üblicherweise der Sensor, die Schnittstelle zur Signalübertragung sowie die dazugehörige hard- und softwareseitige Datenerfassung, Datenverarbeitung und Datenauswertung

bezeichnet [Erör, 1995]. In der klassischen Messtechnik wird anstelle von Sensorsystem oft der Begriff *Messkette* verwendet, was insbesondere die Hardware der Sensorsysteme umfasst, inklusive der Messwertverstärker sowie den Zuleitungen [Neher, 1974].

In der vorliegenden Arbeit soll der Begriff Sensorsystem als die Gesamtheit der untereinander verknüpften Sensoren samt genannter Signal- und Datenweiterleitung sowie Datenverarbeitung verstanden werden, da nur durch das Zusammenwirken und den gegenseitigen Messwertabgleich der Sensoren eine Aussage über die komplexen, physiologischen Vorgänge beim Wundmonitoring ermöglicht wird.

Einem Messsignal kann daher nur dann eine ausreichende Aussagekraft beigemessen werden, wenn diese Gesamtheit des Sensorsystems betrachtet wird. Daher werden im Folgenden sowohl die derzeitigen Methoden der Kontaktierung, der Signalübertragung als auch die Datenerfassung und -auswertung untersucht und Vorzugslösungen evaluiert.

2.9.1 Kontaktierung

Für die Übertragung der elektrischen Sensorsignale muss eine Verknüpfung der Messelektroden mit den Zuleitungen sowie mit der Auswerteeinheit sichergestellt sein. Für diese Kontaktierung der einzelnen Leitungen sind in der Elektrotechnik eine Vielzahl von Möglichkeiten vorhanden, wobei nachfolgend nur auf Kontaktierungsvarianten eingegangen wird, die derzeit im Bereich der Smart Textiles verwendet werden bzw. verwendet werden könnten. Es werden zuerst unlösbare, dann bedingt lösbare und schlussendlich lösbare elektrische Verbindungen behandelt.

Lötverbindung

Bei der stoffschlüssigen Verbindung des Lötens wird die elektrische Kontaktierung durch das metallische Zusatzmaterial (Lot) hergestellt. Für diese mechanisch und elektrisch sehr stabile Verbindung wird das Lot aufgeschmolzen und konsolidiert anschließend [Buechley et al., 2009]. Im Bereich der Elektrotechnik werden üblicherweise Weichlote mit Schmelztemperaturen bis zu 450 °C verarbeitet, die entsprechend auf das zu kontaktierende Material abgestimmt sind. Zum Löten in der Medizintechnik werden biokompatible Gold-, Palladium- und Silberlote (ab 25% Silberanteil) verwendet, die jedoch einerseits aufgrund der höheren Schmelztemperaturen schwieriger zu verarbeiten und andererseits sehr hochpreisig sind [LOT-TEK GmbH, 2019].

Klebverbindung

Im Vergleich zu den Lötverbindungen weisen Leitkleber bzw. Leitlacke, welche zumeist mit Silberleitpartikel versehen sind, wesentlich geringere Leitfähigkeiten auf, wodurch höhere Kontaktwiderstände auftreten [Lu et al., 2017]. Da viele Leitkleber bei Raumtemperatur aushärten, sind diese

jedoch einfacher zu verarbeiten und weisen zudem gute mechanische Kontaktfestigkeiten auf. Biokompatible, bspw. Epoxidharz- (EP) oder Polyurethanharz- (PU) basierte Leitlacke sind im Vergleich zu konventionellen Leitklebstoffen wesentlich kostenintensiver [Yang et al., 2011].

Sticktechnische Verbindung

Eine rein textiltechnische Kontaktierung kann mit der Stick-, insb. der TFP-Technik realisiert werden, wobei diese Kontaktierungsvariante vorzüglich bei flächenbasierter textiler Sensorik bspw. der Kontaktierung einer nichtmetallischen Messleitung (bspw. CF) mit einer metallischen Zuleitung (bspw. Kupferdraht) eingesetzt wird. Die primären Vorteile sind die hohe Automatisierung, sofern die Sensornetzwerke mittels des in Abschnitt 2.8.6 genannten TFP-Verfahrens hergestellt werden. Diese Kontaktierungsmethode besitzt jedoch mehrere Nachteile. Neben dem, durch die vergleichsweise geringe Kontaktfläche (Faser- bzw. Drahtoberfläche), hohen Übergangswiderstand, der unweigerlich zwischen Messleitung und Zuleitung entsteht, ist insbesondere die geringe thermische Stabilität der Verbindung sowie die geringe Kontaktstabilität bei mechanischen Einwirkungen auf die Zuleitungen nachteilig [Linz et al., 2010].

Crimpverbindung

Beim Crimpen wird eine formschlüssige Verbindung zwischen den zu kontaktierenden Leitermaterialien (Zuleitungen) und einer sogenannten Aderendhülse oder einem Steckschuh geschaffen, indem diese mit einer Zange plastisch umgeformt wird [DIN EN 60352-2]. Diese sehr einfach zu handhabende Verbindung ist mechanisch und elektrisch stabil und weist geringe Übergangswiderstände auf. Da ein direkter Kontakt zwischen den Leitermaterialien geschaffen wird, wird diese Kontaktierungsmethode auch häufig bei Hochfrequenzanwendungen eingesetzt. Da die Aderendhülse oder der Steckschuh selbst abermals mit einer Zuleitung kontaktiert werden muss, kann diese Verbindung jedoch teilweise sehr voluminös werden, was eine Anwendung Miniaturisierung dieser Kontaktierungsvariante erschwert.

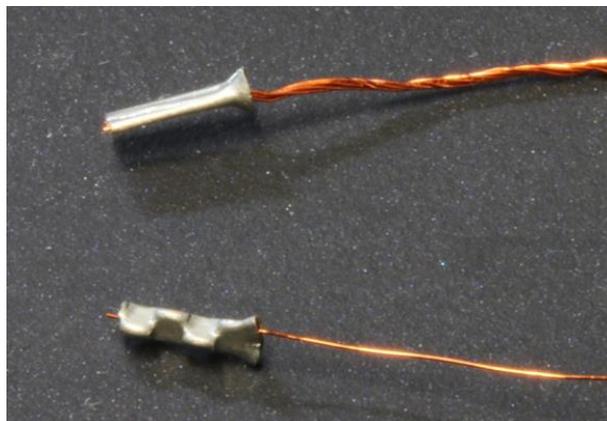


Abbildung 2-18: Gecrimpte Aderendhülsen

Klemmverbindungen

Als Klemmverbindungen werden zumeist lösbare formschlüssige Schraub- und Steckverbindungen für die Kontaktierung von Drähten bezeichnet. Viele dieser, meist als Kunststoffspritzgussteil vorliegenden, Verbinder (bspw. Lüsterklemmen oder Federkraftklemmen) sind aufgrund ihrer voluminösen Ausführung hinsichtlich der Patientencompliance für den vorliegenden Einsatz nicht geeignet. Die für integrierte Schaltkreise (integrated circuits – IC) genutzten Steckplätze sind für mikroelektronische Anwendungen ausgelegt, bei denen diese sogenannte IC-Fassungen nicht nur als miniaturisierte Klemmverbindung sondern auch als Lötsockel eingesetzt werden können [Schulz, 2008].

Druckknopfverbindung

Als einfach handhabbare, elektrisch und mechanisch sichere sowie mehrfach lösbare Verbindung wurden in vielen Anwendungen im Bereich der Smart-Textiles metallische Druckknöpfe eingesetzt, die bspw. durch das TFP-Verfahren mittels einem leitfähigen Stickfaden den Kontakt zu einer Elektrode herstellen [DE 102004026554 A1; Niazmand et al., 2011]. Hauptnachteile dieser Verbindungsart sind die voluminöse Ausführung. Ferner kann nur eine Elektrode pro Steckpunkt kontaktiert werden, weshalb bei größeren Sensornetzwerken eine Vielzahl von Druckknöpfen benötigt wird.

Schlussfolgerung

Für die Auswahl eines Kontaktierungssystems stehen vor allem die messtechnischen Anforderungen im Vordergrund, was im Speziellen geringe Übergangswiderstände bei sicherer Kontaktierung bedeutet, weshalb dieses Kriterium mit zweifacher Wichtung in die Gesamtwertung eingeht.

Kontaktierung	Medizinische Anforderungen	Messtechnische Anforderungen	Textiltechnische Anforderungen	Gesamtwertung
Lötverbindung	2	5	3	15
Klebverbindung	3	3	3	12
Sticktechn. Verbindung	2	2	5	11
Crimpverbindung	3	4	4	15
Klemmverbindung	3	4	3	14
Druckknopfverbindung	2	3	2	10

Tabelle 2-8: Vergleich und Bewertung der Kontaktierungsverfahren

Sowohl die Löt- wie auch die Crimpverbindung bieten für den vorliegenden Anwendungsfall die besten Möglichkeiten zur Kontaktierung der Sensordrähte mit den Zuleitungen bzw. der Anbindung der Zuleitungen an die Datenerfassungs- und Auswerteeinheit.

2.9.2 Signalübertragung

Für die Signalübertragung werden im Bereich der Sensorik üblicherweise Zuleitungen genutzt, die das elektrische Signal möglichst frei von mechanischen und elektrischen Fremdeinflüssen weiterleiten. Im vorliegenden Anwendungsfall wurden jedoch auch weitere Möglichkeiten der Signalübertragung in Betracht gezogen. Beide Möglichkeiten, die direkte Nutzung der Messelektroden und die drahtlose Signalübertragung, werden im Folgenden kurz diskutiert.

Eine direkte Kontaktierung der Messelektroden mit der Auswerteeinheit besitzt den Vorteil, dass Übergangswiderstände nur zwischen Kontaktstelle der Messelektroden und Auswerteeinheit auftreten, auf zusätzliche Zuleitungen kann verzichtet werden. Jedoch hat diese Lösung mehrere Nachteile. Einerseits werden für die Messelektroden vergleichsweise preisintensive Drahtmaterialien genutzt, vgl. Abschnitt 3.1. Des Weiteren liegen die Drähte teilweise ohne elektrische Isolierung vor, so dass diese nachträglich aufgebracht oder eine maßgenaue Vorkonfektion vorgenommen werden müsste. Auch besitzen die Messelektroden bspw. im Fall des Temperatursensors (Edelstahldraht) einen sehr hohen Grundwiderstand, was negative Auswirkungen auf die Signaldeutung haben kann.

Die drahtlose Signalübertragung bspw. durch Anbindung der Messelektroden an einen RFID-Chip würde eine drahtlose Datenübertragung an eine, außerhalb des Wundverbands gelagerte, Auswerteeinheit ermöglichen. Für diese Variante müssten die analogen elektrischen Messsignale jedoch im Wundverband in digitale Signaldaten überführt werden, wodurch wiederum die angestrebte Miniatürisierung nicht möglich wäre, was dem Tragekomfort (Patientencompliance) nicht zuträglich wäre.

Die Vorzugslösung stellt daher die Anbindung der Messelektroden an eine gebündelte Messleitung dar. Hierbei kann auf sogenannte Flachbandkabel (Abbildung 2-19) zurückgegriffen werden, die als mehrpolige/mehradrige Konfiguration erhältlich sind. Diese Messleitungen sind flexibel, niederohmig (Leitungswiderstand $< 10 \Omega/m$) und zudem sehr gut isoliert (Isolationswiderstand $> 2 M\Omega$) [DIN VDE 0701-0702]. Genormte Stecker ermöglichen zudem eine sichere Kontaktierung des Kabels mit der Datenerfassungs- und Auswerteeinheit.



Abbildung 2-19: Flachbandkabel mit Flachbandstecker, 16-polig

2.9.3 Datenerfassung und -auswertung

Die erheblichen technologischen Fortschritte im Bereich komplexer elektronischer Bauteile in den letzten Jahren, vor allem für Anwendungen im Consumer-Bereich, widerspiegeln sich in einer großen Marktverfügbarkeit an miniaturisierten, leistungsstarken und universell einsetzbaren Mikrocontrollern bzw. Einplatinencomputern. Die hier betrachteten Plattformen sind der Raspberry Pi 3 der Fa. Raspberry Pi Foundation, der Arduino Uno der Fa. Arduino, der mirco:bit der Fa. BBC und der Calliope Mini der Fa. Calliope gGmbH.

Raspberry Pi

Der Raspberry Pi ist ein ARM-basierter Einplatinencomputer, der seit 2012 am Markt verfügbar ist und stetig weiterentwickelt wird, seit 2020 in der vierten Generation. Die Vorteile sind insbesondere die gute Marktverfügbarkeit verschiedener kompatibler Zusatzmodule, bspw. Analog/Digital-Wandler und die mit Version 2 eingeführten, leistungsfähigen Mehrkernprozessoren. Je nach Modell sind Hauptspeichergrößen bis derzeit 8 GB verfügbar. In neueren Versionen (ab Raspberry Pi 3) sind sowohl WLAN und Bluetooth-Module zusätzlich zu dem LAN- und den USB-Anschlüssen als Datenschnittstellen vorhanden. Als Programmiersprache wird häufig Python oder auch C verwendet. [Raspberry, 2022]

Arduino Uno

Der Arduino-Reihe basierte ursprünglich auf 8-Bit-Mikrocontrollern von AVR, die für Kontroll- oder Steuerungsaufgaben eingesetzt werden kann. Für komplexere Aufgaben wurde die Reihe später um ARM-basierte Boards erweitert. Alle Boards verfügen über eine große Anzahl an Kontakten, die als Ein- und Ausgänge genutzt werden können. Sie ermöglichen den Anschluss von verschiedenen Komponenten wie LEDs, Displays oder Sensoren. Als Programmiersprache ist überwiegend C im Einsatz. Für die Entwicklung der Programme wird eine javabasierte Desktop-Applikation bereitgestellt, die den Einstieg auf den üblichen Plattformen (Windows, MacOS und Linux) besonders niederschwellig gestaltet. [Arduino, 2022]

BBC micro:bit

Der micro:bit ist ein, 2015 von der British Broadcasting Corporation (BBC) vorgestellter Einplatinencomputer. Schwerpunktmäßig wurde er für Schulkindern zum Erlernen des Programmierens entwickelt und wurde daher auch als Geschenk des BBC an britische Schulen übergeben. Er verfügt über eine USB- und Bluetooth Schnittstelle, programmierbare Schalter, ein Leuchtdiodenarray, einen Beschleunigungssensor sowie ein Magnetometer. Für die Programmierung des micro:bit können webbasierte Entwicklungsumgebungen wie das sehr einsteigerfreundliche visuelle Microsoft MakeCode [Microsoft, 2022] oder Python genutzt werden. [micro:bit, 2022]

Calliope Mini

Vergleichbar mit dem micro:bit wurde auch der Calliope Mini entwickelt, um Schüler in Deutschland eine Plattform zum einfachen Programmieren zu geben. Im Vergleich ist die Hardware-Ausstattung des Calliope durch weitere Bauteile wie einen Lautsprecher und einer RGB-Leuchtdiode umfangreicher. Da der Calliope Code-kompatibel zum BBC micro:bit ist, kann neben dem eigenen Calliope Mini Editor, des Open Roberta Lab oder des Microsoft Programming Experience Toolkit (PXT) auch die Entwicklungsumgebungen des micro:bits zum Programmieren genutzt werden. [Calliope, 2022]

Schlussfolgerung

Für die Auswahl eines Systems zur Datenerfassung und –auswertung stehen vor allem die messtechnischen Anforderungen im Vordergrund, weshalb dieses Kriterium mit zweifacher Wichtung in die Gesamtwertung eingeht. Die medizinischen und textiltechnischen Anforderungen beziehen sich einzig auf die geometrische Gesamtgröße der Systeme.

System	Medizinische Anforderungen	Messtechnische Anforderungen	Textiltechnische Anforderungen	Gesamtwertung
Raspberry Pi3	2	5	2	14
Arduino Uno	3	3	3	12
MicroBit	4	2	4	12
Calliope	1	2	1	6

Tabelle 2-9: Vergleich und Bewertung der Datenerfassung und -auswertesysteme

Für die Anwendung wurde der Raspberry Pi3 ausgewählt, der insbesondere aufgrund der hohen Anzahl an verfügbaren kompatiblen Modulen (A/D-Wandler) sowie Schnittstellen (WLAN, Bluetooth, USB) geeignet ist. An dieser Stelle soll angemerkt werden, dass prinzipiell verschiedenste Datenerfassungs- und –auswertesysteme genutzt werden könnten, die über eine ausreichende Rechenleistung sowie entsprechende Schnittstellen verfügen. Zu weiteren Ausführungen wird auf Abschnitt 4.3.3 verwiesen.

2.10 Zusammenfassende Betrachtung

Die Unterschiedlichkeit der zu untersuchenden physiologischen Parameter, gepaart mit der Vielfalt an bestehenden Messprinzipien und textilen Herstellungsmethoden diese umzusetzen, bedingen unter den Aspekt des komplexen Anwendungsfalles des Wundmonitorings eine ganzheitliche Herangehensweise für die Entwicklung textilbasierter Sensoren. Aufgrund der vielfältigen medizinischen, messtechnischen und textiltechnischen Aspekte dieser Arbeit kann der in diesem Kapitel

aufgezeigte Stand der Technik daher nur als Überblick verstanden werden.

Allein diese facettenreiche Betrachtung ermöglicht es jedoch, entsprechend Messprinzipien für die einzelnen Sensoren auszuwählen, die den aufgestellten Anforderungen genüge tragen. Zusammenfassend wurden folgende Messprinzipien gewählt:

- Resistiver Temperatursensor,
- Kapazitiver Feuchtesensor,
- Impedimetrischer pH-Wertsensor,
- Amperometrischer Lactatsensor und
- Impedimetrischer NET-Sensor.

Die Flechttechnik bietet für den vorliegenden Anwendungsfall als einziges textiles Herstellungsverfahren für miniaturisierte Sensoren adäquate Möglichkeiten, derartig komplexe Strukturen für die messtechnischen Aufgaben auch textiltechnisch umzusetzen. Aufgrund des Schichtaufbaus bestimmter Sensoren bzw. Sensorkomponenten muss hierbei auch auf chemische Beschichtungsverfahren [Bach, 2005] zurückgegriffen werden, um die gestellte Messfunktion zu erzielen.

Für die Integration der textilbasierten Sensoren werden sowohl die Flachstricktechnik, die Webtechnik als auch die TFP-Sticktechnik untersucht. Die Kontaktierung soll sowohl mittels Crimp- als auch Löttechnik erfolgen. Als Gerät für die Datenerfassung und –auswertung wurde ein Raspberry Pi 3 ausgewählt, um mehrere Messsignale in geforderter Genauigkeit über einen längeren Zeitraum zu erfassen und auch entsprechend darzustellen.

3 Auslegung und Entwicklung textilbasierter Bio-Sensoren

Für die Auslegung und textiltechnische Umsetzung der Bio-Sensoren werden im Folgenden die verwendeten Materialien, Methoden und genutzten Geräte zur Herstellung und zur Untersuchung aufgeführt. Für das ausgewählte Herstellungsverfahren des Flechtens wird anschließend die verfügbare Flechtmaschine sowie im Rahmen dieser Arbeit vorgenommene technologisch-konstruktive Modifikationen vorgestellt. Die Konzeptions-, Konstruktions- und Herstellungsmethoden werden in den folgenden Abschnitten zu den einzelnen Sensoren dargelegt. Da jeder Sensor einen spezifischen Aufbau besitzt, unterscheiden sich auch die Herangehensweisen der Konzeption. Die Ausgangspunkte jedes Sensorkonzepts sind jedoch die zugrundeliegenden Messprinzipien, die in 2.10 aufgeführt wurden.

3.1 Materialien

Analog zum speziellen Aufbau jedes Sensors ist auch die Auswahl der Funktionsmaterialien stark sensorspezifisch. Hierbei können die zur Sensorherstellung genutzten Materialien grundlegend in drei Kategorien untergliedert werden: Textile Funktionsmaterialien, metallische Drähte und Beschichtungs-Materialien bzw. Chemikalien. Anschließend sind die Materialien aufgeführt, die auch in den finalen Sensormustern verarbeitet wurden. Die Auswahl dieser Materialien ist in den entsprechenden Abschnitten erläutert. Weitere Materialien, die Untersuchungsgegenstand der Sensorentwicklung waren, werden nur in den entsprechenden Unterkapitel aufgeführt.

Textile Funktionsmaterialien

Als Strukturmaterial für den Temperatur- und den NET-Sensor wurden Polyester-Filamentgarne (PES) der Fa. Trevira GmbH, Deutschland mit 100 dtex sowie für den Lactatsensor PES-Filamentgarne der Fa. TWD Fibres, Deutschland mit 212 dtex eingesetzt. Als Dielektrikumsschicht für den Feuchtesensor wurde Regenerat-Cellulose (Viskose - CV) als Luftspinn garn in einer Feinheit von 165 dtex eingesetzt, was von der Fa. Lenzing AG, Österreich bezogen und auf unten aufgeführter Luftspinnmaschine am ITM versponnen wurde. Für das verwendete Chitosan-Garn (CHS) wurde Rohmaterial in Form von Chitosan-Flakes mit einem Deacetylierungsgrad von 80 % (Lactatsensor) bzw. 95 % (pH-Wert-Sensor) bei der Fa. Heppe Medical Chitosan GmbH, Deutschland genutzt und am ITM mit unten aufgeführter Lösungsmittel Nassspinnanlage ersponnen.

Metallische Drahtmaterialien

Für den konzeptionellen Nachweis der elektrischen Funktionalität sowie den Untersuchungen auf die sensorische Stabilität bei mechanischen Belastungen wurden für alle Sensormuster Bronzedraht bzw. Kupferlackdraht der Fa. Elektrisola Feindraht GmbH in den Stärken von 100 µm bzw. 120 µm genutzt. Alle weiteren Drahtmaterialien, die einzeln in entsprechenden Abschnitten vorgestellt werden (Edelstahl, Titan, Silber) wurden von der Fa. Goodfellow Cambridge Ltd. beschafft.

Beschichtungsmaterialien und Chemikalien

Für die Isolation des Temperatursensors wurde Parylen C der Fa. Goodfellow Cambridge Ltd genutzt. Die Beschichtung erfolgte bei der Firma First Sensor Microelectronic Packaging GmbH, Dresden. Das für den NET-Sensor genutzte Alginat/CMC-Biopolymer wurde am Zentrum für Translationale Knochen-, Gelenk- und Weichgewebeforschung (TFO) der Medizinischen Fakultät der TU Dresden hergestellt. Die Untersuchungen der Sensitivität des NET-Sensors wurden am Institut für Festkörperelektronik (IFE) der TU Dresden durchgeführt, von dem hierbei auch das Humanserum für die Testlösung bereitgestellt wurde. Alle weiteren, für die Herstellung, Beschichtung und den Funktionsnachweis der Sensoren benötigten, Chemikalien sind in Tabelle 3-1 aufgelistet und wurden allesamt bei der Fa. Sigma Aldrich / Merck KGaA beschafft.

Chemikalie	Sensor	Verwendung
Phosphatpufferlösung (PBS)	pH-Wert	Gepufferte Salzlösung für pH-Wert-Milieu
Glutardialdehyd ³ (C ₅ H ₈ O ₂)	pH-Wert	Vernetzung des Chitosangarns
Goldelektrolyt	Lactat	Herstellung Au-Schicht
Salzsäure (HCl)	Lactat	Herstellung der Ag/AgCl-Schicht
Lactatoxidase (LOx)	Lactat	Enzym
Meerrettichperoxidase (HRP)	Lactat	Vernetzung des Enzyms
Wasserstoffperoxid (H ₂ O ₂)	Lactat	Testlösung für Funktionsnachweis des Sensors
L-Lactat	Lactat	Testlösung für Lactatnachweis

Tabelle 3-1: Liste der für die Sensorherstellung verwendeten Chemikalien

³ Gemäß Gefahrstoffkennzeichnung ist Glutardialdehyd als giftig, ätzend, gesundheitsschädlich und umweltgefährlich einzuschätzen. Aus diesem Grund wurden Restaldehyde mehrfach ausgewaschen (Abschnitt 3.6.3). An der hergestellten Struktur konnte anschließend keine Zytotoxizität nachgewiesen werden (Abschnitt 5.8).

3.2 Methoden und Geräte

Für die Herstellung der textilen Sensoren wurde eine Rundflechtmaschine des Typs RU 2/12-80 der Fa. Herzog GmbH genutzt, die in nachfolgendem Abschnitt noch näher erläutert wird. Das für die vorliegende Arbeit genutzte Viskosegarn wurde auf einer Luftspinnmaschine Airjet J20 der Fa. Rieter GmbH, Schweiz hergestellt und mit einer Laborzwirnmaschine DirecTwist der Fa. AGTEKS, Türkei gewirnt. Das Chitosangarn wurde auf einer Lösungsmittelnassspinnanlage der Fa. Fourné Polymer-technik GmbH, Deutschland ersponnen.

Für die Widerstands-, Strom- und Spannungsmessungen wurde das Präzisionsmultimeter 8846A der Fa. Fluke Corporation, USA eingesetzt. Die Messungen der Kapazität erfolgten mit dem LC-Meter AE20204 der Fa. Ascel Electronic, Deutschland. Die Impedanzmessungen wurden an einem Impedanzanalyzer ISX 3 der Fa. ScioSpec GmbH, Deutschland durchgeführt. Die Signalaufnahme und Auswertung des Referenzsystems erfolgte mit einem Raspberry Pi 3 Model B der Fa. Raspberry Pi Foundation, UK.

Zur optischen Charakterisierung wurden Schliffbilder mit einem optischen Fluoreszenz-Mikroskop AXIO Imager.M1m der Firma Carl Zeiss AG, Deutschland erstellt. Die Thermogravimetrischen Untersuchungen erfolgten an einem TGA Q500 der Fa. TA Instruments, USA. Für die optischen Oberflächenuntersuchungen wurde ein Rasterelektronenmikroskop (REM) Quanta 250 FEG ESEM der Firma Fei, USA genutzt. Die Auswägungen erfolgten mit einer Präzisionswaage PCB der Fa. Faust Laborbedarf AG, Schweiz.

3.3 Technologisch-konstruktive Modifikation der Flechtmaschinenteknik zur optimierten Sensorherstellung

Wie bereits in Abschnitt 2.8.3 erläutert, ist die Flechttechnik von zentraler Bedeutung für die Herstellung der textilen Sensorstrukturen in dieser Arbeit. Für die Verarbeitung feinsten Draht- und Fasermaterialien zur Herstellung miniaturisierter Sensoren waren die am ITM verfügbaren Maschinen jedoch bedingt geeignet, weshalb eine Analyse der Maschinenteknik und die Entwicklung und Umsetzung entsprechender Modifikationen vorgenommen wurden.

Am ITM stehen zwei Rundflechtmaschinen sowie ein 3D-Variationsflechter der Fa. Herzog GmbH, Deutschland zur Verfügung. Der 3D-Variationsflechter VF 1/32-120 bietet musterungstechnisch die vielfältigsten Möglichkeiten, jedoch ist diese Flechtmaschine speziell für die Verarbeitung von Hochleistungsfasermaterialien wie Carbon, Glas sowie Basalt mit höheren Titern ausgelegt. Die Verarbeitung feiner Drahtmaterialien ist aufgrund der benötigten, sehr geringen Fadenspannungen nicht möglich.

Die Rundflechtmaschine RU 1/32-80 ist für die Verarbeitung von Medizintextilien, insbesondere die

Herstellung von Gefäßimplantaten, konzipiert. Die kleinstmögliche Klöppel- und somit Fadenanzahl (16 Klöppel in sogenanntem Halbbesatz) ist jedoch bezüglich der Anforderung an miniaturisierte Sensorstrukturen bereits zu hoch.

Die Rundflechtmaschine RU 2/12-80 ist für die Herstellung chirurgischer Nähfäden ausgelegt. Sowohl die nutzbare Flechtfadenanzahl (12 Klöppel im Vollbesatz, 6 Klöppel im Halbbesatz), die mögliche Integration von Zusatzfäden (bis zu 6 Stehfäden, 1 Seelenfaden) wie auch der Einsatz unterschiedlicher Klöppel-Typen für Draht- sowie Fasergarnmaterial bietet diese Maschine die beste Ausgangsposition für die Herstellung der zu entwickelnden textilbasierten, miniaturisierten Sensoren. Die Maschine in ihrer ursprünglichen Konfiguration ist in Abbildung 3-1 (links) dargestellt.

Bei Vorversuchen mit entsprechendem Drahtmaterialien (insb. 100 μm Golddraht) sowie textilen Funktionsmaterialien (insb. Chitosan-Filamentgarnen von 35 tex) wurde deutlich, dass mit der festgelegten Standardgeschwindigkeit und den verfügbaren Standardklöppeln die schonende Verarbeitung nicht gewährleistet werden konnte. Daher wurde die Maschine in zwei Entwicklungsschritten wie folgt modifiziert.

Es erfolgte eine konstruktive Anpassung des Antriebs, wobei der Hauptmotor, ein Asynchron-Motor mit fest eingestellter Drehzahl von 600 U/min, durch einen in Drehzahl frei regelbaren Servomotor ersetzt wurde. Hierbei ist nun ein Automatik- sowie ein Tippbetrieb mit Geschwindigkeiten von 1 U/min bis zu 1500 U/min und frei einstellbare Beschleunigungs- und Bremsrampen möglich. Des Weiteren wurden die Standard-Drahtklöppel (August-Herzog AFDh 80) durch Spezialklöppel des Typs KL 80 D der Fa. Körting Nachfolger Wilhelm Steeger GmbH & Co. KG ersetzt. Hierfür wurden entsprechende Adapterstücke entworfen und gefertigt, um eine Funktionserweiterung ohne Einschränkung der Maschinentätigkeit (Gewährleistung des Einsatzes von Stehfäden) zu erreichen. Für diesen ersten Modifikationsschritt musste sowohl die komplette Automatisierungstechnik inkl. Steuerungstechnik neu entwickelt werden, als auch die mechanische Anbindung der neuen Maschinenkomponenten sichergestellt werden.

Im zweiten Modifikationsschritt wurde der bisher mit dem Hauptmotor fest gekoppelte Abzug von ebenjenem getrennt und ein separater Abzugsmotor installiert. Abermals wurde dies auf Basis eines konzeptionell-konstruktiven Entwurfs in Absprache mit entsprechenden Automatisierungspersonal durchgeführt. Einerseits kann durch diese Modifikation eine gleitende Einstellung der Abzugsgeschwindigkeiten realisiert werden, was eine Geflechtherstellung mit beliebig definierbarer Flechtdichte anstelle der bisherigen groben Abstufung (12 Stufen im Bereich von 11,54 bis 75,18 Flechten/cm) durch aufwändigen Austausch der Getriebezahnräder erlaubt. Andererseits ist damit auch ein Abzug bei Hauptmotorstillstand (keine Klöppelbewegung) möglich, womit auch ein Flechten mit vorgegebenen Rapportlängen sowie variablen Flechtwinkeln möglich ist. Diese Modifikation

ist insbesondere bei der Kontaktierung der Elektrodrähte der Sensoren von großem Vorteil, da die manuelle, zeitaufwendige Aufdrillung des hergestellten Drahtgeflechts zur nachträglichen Kontaktierung obsolet gemacht wurde. Die Rundflechtmaschine in der modifizierten Form ist in Abbildung 3-1 (rechts) dargestellt.

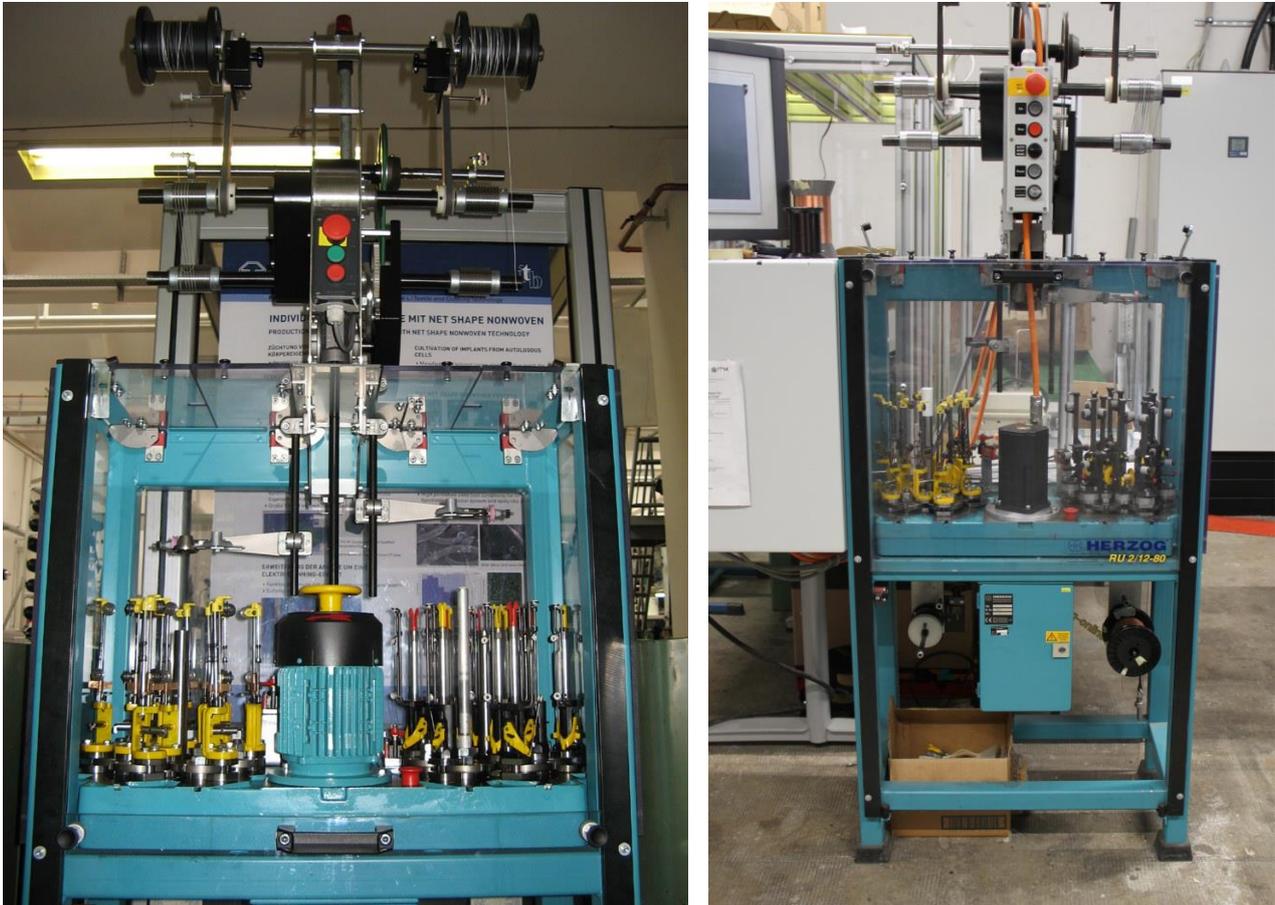


Abbildung 3-1: Rundflechtmaschine des Typs RU 2/12-80 der Fa. Herzog GmbH in Ursprungskonfiguration (links, [ITM TU Dresden, 2012]) und nach dem zweiten Modifikationsschritt (rechts)

3.4 Entwicklung der Temperatursensoren

3.4.1 Konzeptionelle Auslegung

Die Erfassung der Temperatur hat in dieser Arbeit, neben der Information über den physiologischen Zustand, auch die Aufgabe der messtechnischen Kompensation weiterer Sensoren, insb. pH-Wert und Lactat. In Hinblick auf die, in Abschnitt 4.3 noch näher ausgeführte, Verknüpfung mit den weiteren Sensoren sollte der Temperatursensor eine möglichst hohe Messgenauigkeit besitzen. Hierzu bietet das thermoresistive Messverfahren, unter Nutzung eines elektrischen Leiters in Form eines Metalldrahtes, die besten Möglichkeiten für miniaturisierte und flexible Ausführungen. Zudem kann, durch eine geeignete Isolation, eine hervorragende Abschirmung gegen chemische Quereinflüsse realisiert werden.

Um die messtechnische Stabilität auch bei mechanischen Belastungen zu gewährleisten, wurde eine zugentlastende Flechtgarnkonstruktion genutzt. Dies kann erfolgen, indem im ersten Schritt eine Seele mit einem möglichst geringen Flechtwinkel und somit geringer Strukturdehnung geflochten wird, die dann mit der Elektrodendrahtstruktur mit größerem Flechtwinkel umflochten wird.

Die Konzeption des resistiven Temperatursensors basiert auf einer Materialrecherche unter Berücksichtigung der in Kap. 2.2 genannten Anforderungen. Die Recherche betraf sowohl geeignete Leitermaterialien mit Passivschicht als auch anforderungsgerechte zusätzliche Isolationsschichtmaterialien. Ausgangspunkt dieser Recherche waren kommerziell verfügbare beschichtete Metalldrähte, wie beispielsweise Kupferlackdraht.

Bei der Recherche⁴ konnten jedoch keine geeigneten Materialkombinationen (kommerziell verfügbare Leiter mit Isolationsschicht) gefunden werden, die Anforderungen an Biokompatibilität, mechanische Festigkeit sowie hohe Sensitivität erfüllen konnten. Es wurde ebenso festgestellt, dass Passivschichten wie bspw. die Oxidschicht bei Titandrähten nur eine ungenügende Isolationswirkung hinsichtlich der im Wundmilieu auftretender Störeinflüsse bieten [Aziz-Kerrzo et al., 2001].

In Hinblick auf das aggressive Messmilieu wurden des Weiteren Voruntersuchungen durchgeführt. Es wurde hierbei festgestellt, dass inerte Lackdrähte (Kupferdraht mit Polyurethanlackschicht) im Wundmilieu-ähnlichen Analyten (PBS mit pH-Wert von 7,4) unter geringen Messströmen von 100 μA degradieren. In Abbildung 3-2 ist die Degradation eines Kupferlackdrahtes nach 3 Tagen in PBS optisch anhand der rötlichen Verfärbung bei der linken Klemmhalterung erkennbar.



Abbildung 3-2: Degradierter Kupferlackdraht nach 3 Tagen in PBS

Aufgrund dieser Erkenntnisse wurden Leitermaterialien, geeignete Isolationsschichtmaterialien und

⁴ Diese Recherche erfolgte im Zeitraum von 2014-2017. Seither sind neuere Typen von Stahllackdrähten marktverfügbar, die bspw. bereits mit einer biokompatiblen Polyesterlackschicht ummantelt sind [Goodfellow: AISI 316. (2021)]

Beschichtungsmethoden separat recherchiert. In Tabelle 3-2 sind mehrere potenzielle Leitermaterialien mit ihren spezifischen elektrischen Widerständen ρ sowie linearen Widerstands-Temperaturkoeffizienten (Temperaturbeiwerten) α aufgeführt. Als Referenzmaterial wird auch Kupfer in der Tabelle aufgeführt, wobei dessen bekannte zytotoxische Wirkung den Einsatz in der Wunde ausschließt.

Material	Spezifischer elektrischer Widerstand ρ in $\frac{\Omega \text{ mm}^2}{\text{m}}$	Linearer Widerstands-Temperaturkoeffizient α in 1/K
Kupfer (legiert)	0,0169...0,0175	$3,93 \times 10^{-3}$
Silber (rein)	0,0163	$3,8 \times 10^{-3}$
Gold (rein)	0,022	4×10^{-3}
Platin (rein)	0,105	$3,8 \times 10^{-3}$
Titan (rein)	0,47	$5,46 \times 10^{-3}$
Edelstahl ⁵	0,2...1,00	$5...17 \times 10^{-3}$

Tabelle 3-2: Spezifischer Widerstand und Temperaturbeiwert ausgewählter Metalle

Die Silberdrähte besitzen aufgrund ihres sehr geringen spezifischen elektrischen Widerstands ρ eine unerwünscht hohe Leitfähigkeit für die resistive Messung. Ebenso ist das in geringerem Maße auch bei Gold der Fall. Platin wird sehr häufig als Material für die thermoresistive Messung gewählt, da es ein lineares Verhalten über einen großen Temperaturbereich von -200 bis +600 °C [Messlinger, 2013] aufweist. Der zu erfassende Temperaturbereich ist in der vorliegenden physiologischen Messaufgabe (20 °C bis 40 °C) jedoch begrenzt, was den sehr hohen Preis für die Anwendung nicht rechtfertigt. Titan und Edelstahl weisen beide hohe spezifische elektrische Widerstände auf, wobei Edelstahl einen höheren Temperaturbeiwert sowie eine höhere mechanische Festigkeit bei gleichzeitig geringeren Materialkosten aufweist und aus diesen Gründen als Material gewählt wurde.

Für die medizinische Anwendung gibt es je nach Einsatzzweck eine Vielzahl an unterschiedlichen Edelstahltypen. Nach der Richtlinie 93/42/EWG [MPG, 2017] werden diese nach der Einsatzdauer gegliedert. Für den invasiven, sogenannten ‚kurzzeitigen Einsatz‘ (bis zu 30 Tage) wird hauptsächlich die Stahlsorte 1.4401 eingesetzt [Hübner, 2009]. Diese Stahlsorte ist kommerziell als Blankdrahtmaterial in unterschiedlichen Durchmessern verfügbar.

Bezüglich der Anforderung an eine hohe Sensitivität bei gleichzeitig guter textiler Verarbeitbarkeit

⁵ Kennwerte des Edelstahls variieren stark nach Legierungszusammensetzung bzw. Gefügeart

wurden unter Zuhilfenahme der Gleichungen für den elektrischen Widerstand R (Gleichung (2-5)) und der Bruchkraft F_R (Gleichung (3-1)) unterschiedliche Drahtstärken anhand errechneter Werte verglichen. Obgleich aufgrund des Fertigungsprozesses die Zugfestigkeit R_m mit abnehmendem Durchmesser steigt, wurde zur besseren Vergleichbarkeit eine Zugfestigkeit von 600 MPa angenommen, was der gesetzlichen Mindestzugfestigkeit lösungsgeglühter Stähle für die Drahtherstellung der Sorte 1.4401 nach DIN EN 10088-3 [DIN EN 10088-3] entspricht. Der spezifische elektrische Widerstand ρ dieser Stahlsorte ist mit $0,70 \Omega \cdot \text{mm}^2/\text{m}$ angegeben [Elektrisola, 2010].

$$F_R = \pi r^2 R_m \quad (3-1)$$

Darin bedeuten:

F_R : Bruchkraft [N]

r : Drahtdurchmesser [mm]

R_m : Zugfestigkeit [MPa]

Ein Edelstahl der Sorte 1.4401, der als Draht im Durchmesser $50 \mu\text{m}$ verfügbar ist, weist eine Bruchkraft von $117,8 \text{ cN}$ bei einem längenbezogenen Widerstand von $356,5 \Omega/\text{m}$ auf. Somit ist sowohl die Anforderung nach einer ausreichenden mechanischen Festigkeit wie auch ein hinreichend großer Grundwiderstand vorhanden, der in Größenordnungen über den der Übergangswiderstände sowie der Zuleitungen liegt. Durch diesen positiven Aspekt sind die Anforderungen an die Auflösungsgenauigkeit des Auswertesystems herabgesetzt.

Als Isolationschicht wurde aufgrund der Biokompatibilität sowie der chemischen Stabilität das thermoplastische Polymer Parylen ausgewählt. Für das Aufbringen der thermoplastischen Isolationschichten auf den Draht kann Parylen mittels des Verfahrens der chemischen Gasphasenabscheidung (Chemical Vapour Deposition – CVD) auf den Draht beschichtet werden. Das genutzte Parylen-C wird unter anderem zur Beschichtung von medizinischen Geräten sowie Implantaten verwendet [Tan et al., 2010].

3.4.2 Konstruktive Entwicklung

Um den Grundwiderstand und somit die Sensitivität des Sensors zu erhöhen, wurde die Sensorkonstruktion derart ausgelegt, dass der Draht helixartig im Flechtgarn integriert wird. Diese Anordnung hat im Vergleich zu einem gestreckt vorliegenden Draht verschiedene Vorteile. Die mechanische Stabilität wird wesentlich verbessert, da ein Kerngarn genutzt werden kann, das als Strukturmaterial zugentlastend wirkt. Bei einer Dehnung des textilen Sensors wirkt daher ein signifikant geringerer mechanischer Einfluss auf den elektrischen Widerstand im Vergleich zu gestreckt vorliegenden Sensordrähten.

Die erzielbare Gesamtlänge einer Windung des Drahtes kann grob in Anlehnung an den Satz des Pythagoras approximiert werden. Bei bekannter Höhe einer Windung, die im Flechtprozess der Schlaglänge entspricht, sowie bekanntem Umfang des Zylinderdurchmessers als Summe der Radien von Kerngarn und Sensordraht multipliziert mit doppelter Kreiszahl $2\pi r_0$ kann die Länge einer Windung bestimmt werden. Bei bekannter Flechtdichte (11,54 Flechten/cm), Flechtdurchmesser von 0,5 mm und Drahtdurchmesser von 50 μm erfolgt eine 2,2-fache Längeneinarbeitung im Vergleich zum gestreckt vorliegenden Draht.

Brunnschweiler beschrieb die Längenberechnung auf geometrischer Basis [Brunnschweiler, 1954]. Eine analytische Berechnung der Längeneinarbeitung unter Einbeziehung der Ondulation des Garns im Flechtprozess wird durch das Kurvenintegral erreicht, welches über Gleichungen der kartesischen Darstellung vollzogen wird. Diese Gleichungen (3-2) bis (3-4), die auch für die Erstellung der nachfolgenden Simulationsmodelle verwandt wird (vgl. Tabelle 3-3), entsprechen den kartesischen Koordinaten eines rechtsdrehenden Flechtfadens in einer 1:1-1 Besetzung [Kyosev, 2016a; Ning et al., 2018].

$$x(t) = (R + r \sin(Nt)) \cos t \quad (3-2)$$

$$y(t) = (R + r \sin(Nt)) \sin t \quad (3-3)$$

$$z(t) = P \cdot t \quad (3-4)$$

Darin bedeuten:

- R : Radius des Geflechts [mm]
- r : Radius des Flechtfadens [mm]
- N : Fadenanzahl im Geflecht
- P : Schlaglänge [mm]
- t : Laufvariable

Mithilfe des Kurvenintegrals wird die Länge L_F eines eingeflochtenen Fadens einer Schlaglänge P wie folgt bestimmt:

$$L_f = \int_0^P \sqrt{\dot{x}^2(t) + \dot{y}^2(t) + \dot{z}^2(t)} dt \quad (3-5)$$

Die Ableitungen der einzelnen Komponenten sind wie folgt:

$$\dot{x}(t) = Nr \cos(Nt) \cdot \cos t - (R + r \sin(Nt)) \cdot \sin t \quad (3-6)$$

$$\dot{y}(t) = Nr \cos(Nt) \cdot \sin t + (R + r \sin(Nt)) \cdot \cos t \quad (3-7)$$

$$\dot{z}(t) = P \quad (3-8)$$

Zur Vereinfachung werden folgende Terme substituiert:

$$a = Nr \cos(Nt) \quad (3-9)$$

$$b = R + r \sin(Nt) \quad (3-10)$$

Dadurch können die Ableitungen \dot{x} und \dot{y} sowie die in Gleichung (3-5) genannten Potenzen \dot{x}^2 und \dot{y}^2 wie folgt ausgedrückt werden:

$$\dot{x}(t) = a \cos t - b \sin t \quad (3-11)$$

$$\dot{y}(t) = a \sin t + b \cos t \quad (3-12)$$

$$\dot{x}^2(t) = a^2 \cos^2 t - \frac{1}{2}(a \cos t \cdot b \sin t) + b^2 \sin^2 t \quad (3-13)$$

$$\dot{y}^2(t) = a^2 \sin^2 t + \frac{1}{2}(a \cos t \cdot b \sin t) + b^2 \cos^2 t \quad (3-14)$$

Das Integral in Gleichung (3-5) kann somit wie folgt ausgedrückt und vereinfacht werden:

$$L_f = \int_0^P \sqrt{a^2 \cos^2 t + a^2 \sin^2 t + b^2 \sin^2 t + b^2 \cos^2 t + P^2} dt \quad (3-15)$$

$$L_f = \int_0^P \sqrt{(a^2 + b^2) \cdot (\cos^2 t + \sin^2 t) + P^2} dt \quad (3-16)$$

Mit:

$$(\cos^2 t + \sin^2 t) = 1 \quad (3-17)$$

Ergibt sich für das substituierte sowie rücksubstituierte Integral folgende analytische Lösung:

$$L_f = \int_0^P \sqrt{(a^2 + b^2 + P^2)} dt \quad (3-18)$$

$$L_f = \int_0^P \sqrt{(Nr \cos(Nt))^2 + (R + r \sin(Nt))^2 + P^2} dt \quad (3-19)$$

Die Lösung des Integrals als Definition der Länge eines Fadens L_f kann anschließend nur numerisch erfolgen. Mit genannten Parametern der Flechtdichte (11,54 Flechten/cm), Flechtdurchmesser (0,5 mm), Drahtdurchmesser (50 μ m) und sechs Flechtfäden im Halbbesatz der Maschine wurde mit Hilfe der Software MATLAB eine Einarbeitung mit dem Faktor von 2,131 errechnet, die nur in geringem

Maße von der approximierten Lösung der Helix (Faktor 2,2) abweicht. Für detailliertere Informationen hinsichtlich Geflechtgeometrie sei auf folgende Arbeiten hingewiesen: [Kyosev, 2016a; Kyosev, 2016b]

3.4.3 Fertigungstechnische Umsetzung

Für die fertigungstechnische Umsetzung des Konzeptes wurde im ersten Schritt der Edelstahldraht mittels des CVD-Verfahrens mit dem Isolationsmaterial Parylen beschichtet. Vorteil bei diesem Verfahren ist das Aufbringen einer homogenen Schichtdicke, die unabhängig von der Geometrie des Substrats geschlossen auf der gesamten Oberfläche abgeschieden wird.

Die aufgebrauchte Schichtdicke wird beim genutzten CVD-Verfahren über die Beschichtungsdauer eingestellt. Hierbei wird eine ausreichende Isolationswirkung bei Schichtdicken mit ca. 8 μm erzielt [Cieřlik et al., 2012]. Gleichzeitig wurde bei der Beschichtung darauf geachtet, dass die Biegesteifigkeit des Substrates (Draht) nicht signifikant steigt, weshalb hohe Beschichtungsdicken vermieden werden sollten. Zur Überprüfung der aufgebrauchten Schichtdicke wurden Schliffbilder eines, für Vorversuche genutzten, Stahldrahts mit dem Durchmesser 200 μm angefertigt (Abbildung 3-3).

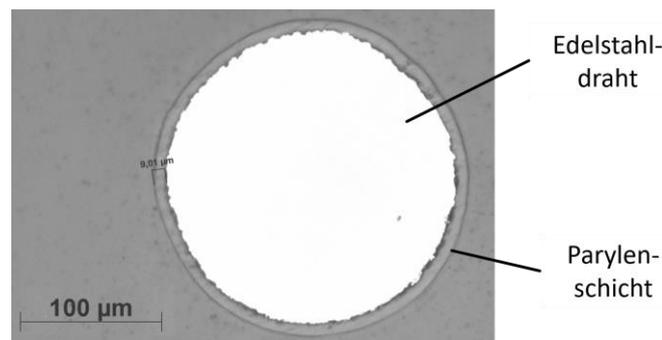


Abbildung 3-3: Schliffbild eines parylenbeschichteten Stahldrahts

Die Schichtdicke der, in Abbildung 3-3 als Corona erkennbaren, Parylenschicht variiert aufgrund der Oberflächenrauigkeit des Stahldrahtes zwischen 7,5 bis 10 μm . Bei Untersuchungen in der PBS-Lösung (vgl. Abschnitt 3.4.1) wurden keinerlei Degradationseffekte festgestellt. Eine elektrische Isolation bei den anforderungsspezifischen Strömen bis 0,5 mA ist somit sichergestellt.

Als Strukturmaterial des Geflechtes wurde biokompatibles PES-Multifilamentgarn genutzt und mit der Flechtmaschine RU 2/12-80 der August Herzog Maschinenfabrik GmbH & Co. KG, Deutschland, verflochten. Im ersten Produktionsschritt wurde ein Geflecht mit sechs Flechtäden bei einer Maschinengeschwindigkeit von 400 U/min hergestellt. Durch die geringe Flechtdichte von 5,77 Flechten/cm liegen die Flechtäden vergleichsweise gestreckt vor, womit ein derartig hergestelltes Geflecht durch die geringere Strukturdehnung höhere Zugkräfte im Vergleich zu einer hohen Flechtdichte aufnehmen kann. Der zweite Produktionsschritt umfasste die Integration von Drahtmaterial

durch Überflechten des ersten Geflechts, was als Kern genutzt wurde. Es wurden fünf Flechtfäden aus PES und ein parylenbeschichtete Edelstahl Draht mit einer Flechtdichte von 23,08 Flechten/cm bei einer Maschinengeschwindigkeit von 100 U/min verflochten. Für beide Verfahrensschritte wurde das Flechtmuster 1:1-1 verwendet. In Abbildung 3-4 ist der geflochtene Temperatursensor dargestellt.

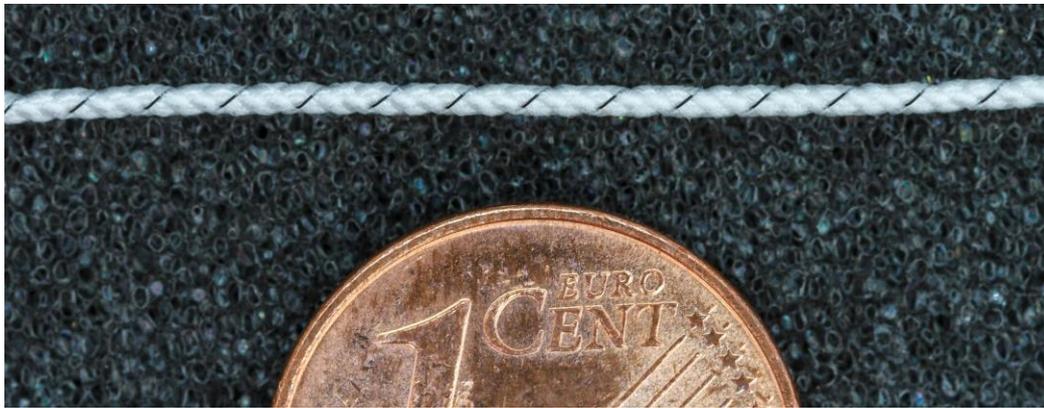


Abbildung 3-4: Geflochtener Temperatursensor im Vergleich zu einer 1-Cent-Münze

3.5 Entwicklung der Feuchtesensoren

3.5.1 Konzeptionelle Auslegung

Eine Auslegung des Feuchtesensors als flechttechnisches Garn ist sowohl gemäß dem resistiven als auch dem kapazitiven Messverfahren konzeptionell möglich. Bei erst genannter Variante können beispielsweise zwei parallele Leiter (Drähte) in einer Weise angeordnet werden, dass zwischen diesen eine hygroskopische Funktionsschicht vorhanden ist. Die Besonderheit bei dieser Konfiguration ist, dass das benötigte hygroskopische Material (vgl. 2.3.2) in textil verarbeitbarer Form und gleichzeitig als sehr dünne Schicht zwischen den Leitern vorliegen muss. Aufgrund dieser Diskrepanz wurde ein kapazitiver Aufbau für den hier entwickelten Feuchtesensor bevorzugt.

Für einen flechttechnischen kapazitiven Aufbau wurden zwei unterschiedliche Konzepte untersucht: die Struktur der parallelen Leiter (sogenannte Twisted-Pair-Struktur) und die koaxiale Zylinderkondensatorstruktur. Beide Konstruktionen sind in abstrahierter Darstellung in Tabelle 3-3 mit Gleichungen zur Berechnung der zugehörigen elektrischen Kapazität erläutert.

Die Twisted-Pair-Struktur ist aufgrund der offenen Elektrodenstruktur störanfälliger für äußere elektrische Einflüsse [Schwab et al., 2007]. Die koaxiale Zylinderkondensatorstruktur ist messtechnisch stabiler (Schirmungseffekt) und weist zudem eine achtfach höhere elektrische Kapazität bei gleichem Leiter- und Außendurchmesser auf, weshalb diese Koaxialstruktur für den Feuchtesensor gewählt wurde.

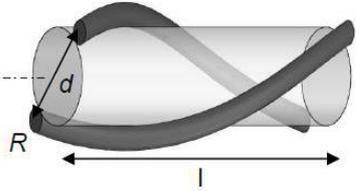
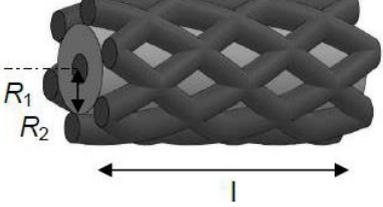
Konzepte	Twisted-Pair-Struktur	Koaxialstruktur
Geometrie	 <p> R = Radius der Leiter d = Mittelachsabstand der Leiter l = Länge der Struktur </p>	 <p> R_1 = Radius Innenleiter R_2 = Radius Außenleiter l = Länge der Struktur </p>
Kapazität	$C_{TP} = \frac{\pi \cdot \epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot l}{\ln\left(\frac{d}{R}\right)} \quad (3-20)$	$C_{Koax} = \frac{2 \cdot \pi \cdot \epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot l}{\ln\left(\frac{R_2}{R_1}\right)} \quad (3-21)$

Tabelle 3-3: Textiltechnisch herstellbare Kondensatorkonzepte mit zugehörigen elektrischen Kapazitäten

Gemäß der dargelegten Messanforderung sind eine hohe Hygroskopizität, also Feuchtaufnahmefähigkeit, sowie eine geringe Permittivität vorteilhaft. In folgender Tabelle 3-4 sind die Feuchtaufnahme ausgewählter Faserstoffe bei 65 % r.F. und entsprechende Permittivitäten aufgeführt. Ebenso sind die theoretisch errechneten Kapazitätsunterschiede einer Koaxialstruktur mit gleichen geometrischen Parametern ($l = 100$ mm, $R_1 = 0,1$ mm, $R_2 = 1$ mm) im trockenen (Wassergehalt 0%) und im feuchten Zustand (Wassergehalt 100%) aufgeführt, wobei jeweils Mittelwerte bei Bereichsangaben der Permittivität und der Wasseraufnahmefähigkeit herangezogen wurden.

Faserstoff	Permittivität ϵ_R	Feuchteaufnahme [%]	Errechnete Kapazitätsunterschiede trocken / feucht / Δ
Polyester (PES)	2,3	0,2 – 0,5	5,56 pF / 6,21 pF / <u>11,69 %</u>
Polyamid (PA 6)	3,4 – 4,3	3,5 – 4,5	8,09 pF / 15,51 pF / <u>91,72 %</u>
Polyacrylnitril (PAN)	4,2	1,0 – 2,5	10,15 pF / 13,35 pF / <u>31,53 %</u>
Viskose (CV)	8,4	12,0 – 14,0	20,29 pF / 42,78 pF / <u>110,84 %</u>
Wolle (WO)	5,5	14,0 – 17,0	13,29 pF / 41,19 pF / <u>209,93 %</u>
Baumwolle (CO)	18	6,0 – 11,0	43,49 pF / 66,71 pF / <u>53,39 %</u>

Tabelle 3-4: Permittivität und Feuchtaufnahme ausgewählter Faserstoffe bei 65 % r. L. und $f = 1$ kHz sowie errechnete Kapazitäten [Bobeth, 1993; Hahn, 2007]

Aufgrund der hohen Feuchteaufnahmeigenschaften würde Wolle als Dielektrikumsmaterial die höchsten Kapazitätsunterschiede hervorrufen. Die oben genannten Werte stehen jedoch nur im Bezug zum reinen Naturfasermaterial. Textiltechnisch verarbeitbare Wollgarne besitzen jedoch meist eine Schlichte, welche die Feuchteaufnahme erschweren kann, zudem sind Wollgarne, selbst als Mischgarn, nur in größeren Titern von >320 dtex verfügbar, was die Herstellung miniaturisierter Sensoren sehr einschränkt [Madeira Garnfabrik, 2022]. Unter genannten Aspekten sind CV und PA 6 für den Einsatz als Dielektrikumsschicht besser geeignet, da diese ebenso eine hohe Feuchteaufnahme-fähigkeit besitzen und in sehr feinen Titern erhältlich sind. Für die endgültige Auswahl wurden Feuchteaufnahmeversuche mit CV- und PA 6-Fasermaterial durchgeführt, um diese theoretischen Werte zu validieren, da insbesondere die aufgetragene Schlichte einen erheblichen Einfluss auf die Feuchteaufnahme hat [Schürmann, 2007].

Die Versuche orientieren sich dabei an der DIN 53800-T1 [DIN 53800-1:2003-06] für die Bestimmung der Trockenmasse von textilen Fasern sowie deren Auswägung nach einer, mit einem Exsikkator eingestellten, Konditionierung bei 65 % r.F. und 94 % r.F. Hierzu wurde die Feinheit der beiden Garne gemäß DIN EN ISO 2060 [DIN EN ISO 2060:1995-04] mit jeweils vier Proben sowie Probelängen von jeweils 25 m ermittelt (Tabelle 3-5):

Faserstoff	Hersteller	Ermittelte Feinheit [tex]
Viskose (CV)	Lenzing AG	32,51
Polyamid (PA 6)	Stilon S.A.	29,33

Tabelle 3-5: Ermittelte Feinheiten der Faserstoffe CV und PA 6

Für die Bestimmung der Trockenmasse wurde eine Trocknungstemperatur von 150 °C gewählt, die unterhalb der Zersetzungstemperatur von Viskose (180 °C) sowie auch der Schmelztemperatur von Polyamid (215 °C) liegt. Die Proben wurden in einem Trockenexsikkator auf Raumtemperatur abgekühlt und anschließend ausgewogen. Gemäß DIN EN ISO 2060 wurde die Trockenmasse nach dem dritten Trocknungsdurchgang (Abweichung zu vorherigen Durchgängen < 0,2 %) bestimmt.

Es wurde je zwei Proben pro Faserstoff bei 65 % r.F. sowie 94 % r.F. im Exsikkator konditioniert und nach gleichem Prüfregime gemäß der Trockenmassenbestimmung untersucht. Die ausgewogene Trocken- und Feuchtemasse sowie die Massezunahme sind in Tabelle 3-6 dargestellt.

Basierend auf den Ergebnissen der Feuchteaufnahme wurde CV als Dielektrikumsschicht für die Herstellung der Feuchtesensoren ausgewählt, da dieses Garn eine wesentlich höhere Feuchteaufnahme sowohl bei 65 % r.F. als auch bei 94 % r.F. aufweist.

Probe	r.F. [%]	Trockenmasse [g]	Feuchtemasse [g]	Massezunahme [%]
CV	65	0,7379 / 0,7348	0,8355 / 0,8297	13,23 / 12,92
PA		0,7157 / 0,7175	0,7365 / 0,7368	2,91 / 2,69
CV	94	0,7488 / 0,7366	0,9559 / 0,9447	27,66 / 28,25
PA		0,7148 / 0,7144	0,7576 / 0,7558	5,99 / 5,80

Tabelle 3-6: Ermittelte Trocken- und Feuchtemassen von je zwei gleichartigen Proben (getrennt durch Schrägstrich) der Faserstoffe CV und PA 6 bei Konditionierung in 65 % r.F. sowie 94 % r.F.

Als Elektrodenmaterial des Innen- und des Außenleiters wurde Kupferlackdraht mit einem Durchmesser von 120 μm verwendet. Die Lackschicht verhindert ungewollte Kurzschlüsse zwischen Innen- und Außenleiter, falls das Dielektrikum den Innenleiter nicht vollständig überdeckt. An dieser Stelle sei erwähnt, dass Kupferlackdraht für die angedachte medizinische Anwendung nicht genutzt werden kann. Aus finanziellen Gründen wurde der, bereits in Abschnitt 3.4.1 beschriebene, Edelstahl-lackdraht nur für den finalen Demonstrator genutzt.

3.5.2 Konstruktive Entwicklung

Um eine hohe mechanische Robustheit des Feuchtesensors zu gewährleisten, sowie auch die Grundkapazität für eine vereinfachte messtechnische Auswertbarkeit zu erhöhen (vgl. Tabelle 3-3), sollte der Innenleiter des Sensors einen möglichst großen Querschnitt aufweisen. Für die Weiterverarbeitung, insbesondere die textile Applikation, muss jedoch die mechanische Flexibilität gewährleistet bleiben. Anstatt eines Monofilaments oder eines Einzeldrahtes wurde daher als Innenleiter ebenfalls eine Geflechtstruktur gewählt. Diese weist bei gleichem effektivem Durchmesser eine wesentlich geringere Biegesteifigkeit und somit höhere Flexibilität auf. Die Dielektrikumsschicht hingegen muss für eine hohe Grundkapazität möglichst dünn ausgeführt sein, weshalb nur wenige, sehr feine Viskosegarne genutzt wurden.

Für eine gute Zugänglichkeit der feuchtesensitiven Dielektrikumsschicht zur Umgebung wird die Außenelektrode als offene Struktur ausgelegt. Hierbei ist zu beachten, dass je nach Überdeckungsgrad der Außenelektrode die elektrische Kapazität der, als Zylinderkondensator ausgelegten, Struktur sinkt [Wayne et al., 2016]. Gemäß Gleichung (3-22) kann für das Verhältnis der elektrischen Kapazität der offenen Struktur C_{of} zur geschlossenen Struktur C_{ge} eine proportionale Korrelation mit dem Überdeckungsgrad CF (cover factor) angenommen werden [US, 1969]:

$$\frac{C_{of}}{C_{ge}} \sim CF \quad (3-22)$$

Darin bedeuten:

C_{of} : Elektrische Kapazität der offenen Kondensatorstruktur [F]

C_{ge} : Elektrische Kapazität der geschlossenen Kondensatorstruktur [F]

CF: Überdeckungsgrad [%]

Der Überdeckungsgrad wird bei einem Geflecht gemäß Gleichung (3-23) errechnet [Kyosev, 2016b], wobei der Flechtwinkel, über Winkelbeziehungen gemäß Gleichung (3-24) mit der Schlaglänge SL und dem Geflechtdurchmesser bestimmt werden:

$$CF = 1 - \left(1 - \frac{w \cdot N}{2 \cdot \pi \cdot D \cdot \cos \alpha}\right)^2 \quad (3-23)$$

mit

$$\tan \alpha = \frac{\pi D}{SL} \quad (3-24)$$

Darin bedeuten:

w : effektive Flechtfadenbreite [mm]

N : Anzahl der Fäden im Geflecht

D : Geflechtdurchmesser [mm]

α : Flechtwinkel [°]

SL : Schlaglänge [mm]

Als Kompromiss zwischen hoher Kapazität und ausreichender Zugänglichkeit zur Umgebung kann der Überdeckungsgrad grob durch Änderung der Flechtfadenanzahl und genau durch Änderung des Flechtwinkels angepasst werden. Zur genaueren Analyse des Zusammenhangs des Überdeckungsgrads zur elektrischen Kapazität wurden drei Varianten des kapazitiven Feuchtesensors hergestellt.

3.5.3 Fertigungstechnische Umsetzung

Die flechttechnische Sensorherstellung in Form einer Mehrschichtstruktur erfolgte gemäß dem in Tabelle 3-3 dargestellten Koaxialaufbau. Der geflochtene Feuchtesensor wurde in drei Prozessschritten hergestellt:

- 1 Flechten des Innenleiters,
- 2 Umflechten des Innenleiters mit der Dielektrikumsschicht und
- 3 Umflechten der Struktur mit den Außenleitern.

In Abbildung 3-5 sind die Herstellungsschritte dargestellt.

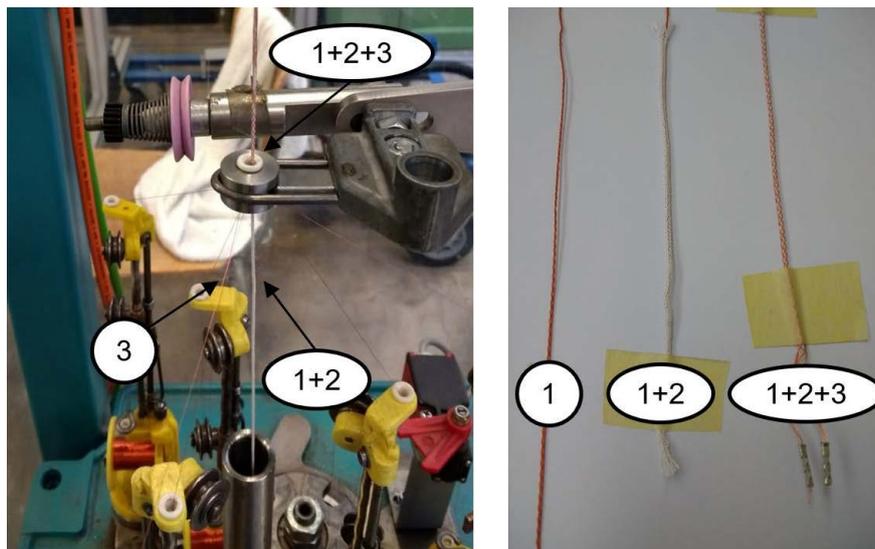


Abbildung 3-5: Herstellung des geflochtenen Feuchtesensors und Ergebnis der drei Prozessschritte

Für die Herstellung sowohl der Innen- wie auch der Außenelektroden wurden jeweils sechs Flecht­fäden und somit die halbe Maschinenbesetzung genutzt. Weitere Sensorvarianten mit dichter­er Außenelektrode wurden ebenfalls hergestellt, wobei jedoch unter Verwendung von bspw. zwölf Flecht­fäden eine nahezu komplett geschlossene Struktur entstand. Bei höheren Flecht­winkeln mit der nur sechs Flecht­fäden für die Außenelektrode erhöhte sich die Biegesteifigkeit sehr stark, wodurch die geforderte Flexibilität als mechanische Anforderung nicht erfüllt werden konnte.

Die drei ausgewählten Vorzugsvarianten, deren Prozessparameter im Anhang A aufgeführt sind, wurden unter Variation der Flecht­winkel mit offener sowie dichter Dielektrikumsschichten (DS) bzw. Außenelektrodenschichten (AS) hergestellt (Abbildung 3-6). Die Sensoren wurden für die elektrische Charakterisierung mit Crimp-Verbindungen kontaktiert.

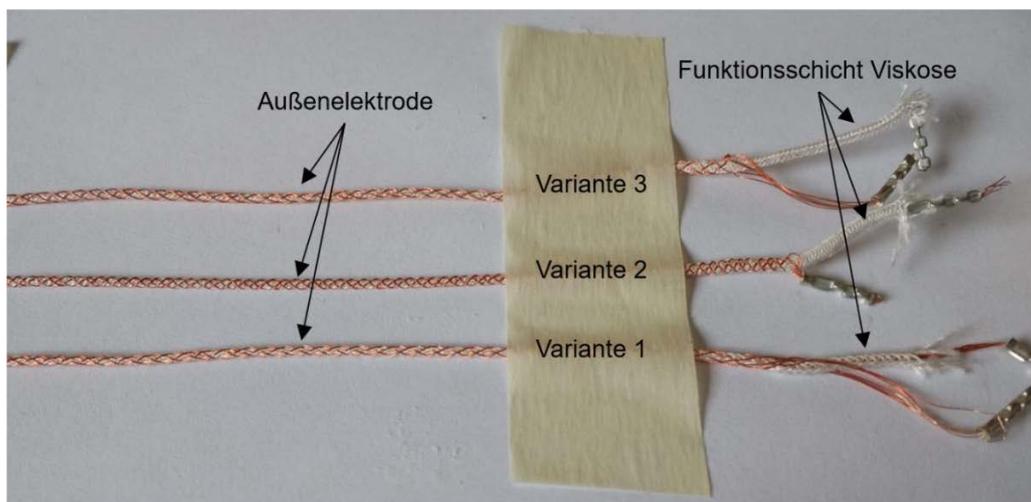


Abbildung 3-6: Variation der Prozessparameter verschiedene Feuchtesensoren

In Tabelle 3-7 sind die gemessenen längenbezogenen Kapazitäten der hergestellten Sensorvarianten dem theoretischen Wert der geschlossenen Struktur gegenübergestellt.

	Überdeckungs- grad CF	Längenbezogene Ka- pazität C_L [pF/m]	Relativwert der Kapazität $C_{L,rel.}$ [%]
Geschlossen (theoretischer Wert)	1	551,52	100
Variante 1 (offene DS, offene AS)	0,249	179,05	32,5
Variante 2 (dichte DS, dichte AS)	0,331	213,35	38,7
Variante 3 (dichte DS, offene AS)	0,249	174,1	31,6

Tabelle 3-7: Vergleich der gemessenen Kapazitäten mit errechneten Werten bei gegebenen Geometrien

Die Relativwerte der Kapazitäten korrelieren, wie angenommen, mit dem Überdeckungsgrad CF, wobei höhere Kapazitäten erzielt wurden als theoretisch errechnet. Hierfür gibt es mehrere Ursachen. Einerseits ist aufgrund der Inhomogenität der Geflechtsoberfläche keine exakte Durchmesserbestimmung sowohl von Dielektrikums- wie auch Außenelektrodenschicht möglich. Als Vorzugsvariante wurde die Variante 2 ausgewählt, da diese die höchste längenbezogene Kapazität aufweist.

3.6 Entwicklung der pH-Wertsensoren

3.6.1 Konzeptionelle Auslegung

Für die pH-Wertmessung mittels des impedimetrischen Messverfahrens wird ein Sensoraufbau analog zu dem, in Kap. 3.5.1 dargestellten, kapazitiven Feuchtesensor gewählt. Im Vergleich zu dieser kapazitiven Messung wird bei dem Impedanzmessverfahren jedoch die dielektrische Leitfähigkeit (vgl. 2.5.2 und 2.7.2) genutzt, was neben der Kapazität auch die Induktivität und Resistivität umfasst. Für die Konzeption des textilen pH-Wertsensors wurden im ersten Schritt unter Mithilfe des IFE, TU Dresden, biokompatible Hydrogele für den Einsatz als Dielektrikumsschichten recherchiert, die bei einer pH-Wertänderung entsprechend eine Quellung und damit einhergehend eine Änderung der Permittivität bzw. Änderung des elektrischen Widerstands aufweisen. Die recherchierten Hydrogele sind in Tabelle 3-8 aufgelistet. Auch wurde die, für die pH-Wertmessung sehr wichtige, Querempfindlichkeit bezüglich der Temperatur in der Tabelle beigefügt.

Hydrogel	Sensitivität (Quellung)	pH-Wert- Bereich	Querempfindlichkeit (Temperatur)	Quelle
Chitosan (CHS) und Polyvinylpyrrolidon (PVP) vernetzt mit Genipin	-12 %/pH	2 bis 10	+5 %/K	[Khurma et al., 2005]
N-Vinyl-2-pyrrolidon (NVP) mit Itaconsäure-Copolymer	+300 %/pH (nicht linear)	3 bis 7	-0,35 %/K	[Sen et al., 1999]
CHS-Polyvinylalkohol (PVA) vernetzt mit Glutaraldehyd	-10 %/pH	3 bis 8	keine Angabe	[Wang et al., 2006]
CHS-PVA, unvernetzt	+12,5 %/pH	k. A.	k. A.	[Gunasekaran et al., 2006]

Tabelle 3-8: pH-Wertsensitive, biokompatible Hydrogele

Die, für eine sensorische Messung an sich, gute Eigenschaft der sehr hohen Quellung des N-vinyl 2-Pyrrolidone im Vergleich zu den CHS-basierten Hydrogelen hat große Nachteile hinsichtlich einer Messdatenaufzeichnung, da die enormen geometrischen Veränderungen keine stabilen Sensorgarnkonstruktionen ermöglichen. Auch liegt das N-vinyl 2-Pyrrolidone in gelöster Form vor und muss mittels chemischer Beschichtungsprozesse verarbeitet werden, eine Herstellung als schmelz- oder lösungsmittelgesponnene Faser ist bisher nicht bekannt. CHS hingegen wird als textiler Faserstoff seit längerem am ITM als Filamentgarn in hoher Qualität (feinheitsbezogene Zugfestigkeiten von über 10 cN/tex) hergestellt und besitzt aus diesem Grund vorzügliche Verarbeitungseigenschaften. Daher wurde, gemäß den Anforderungen an eine textiltechnische Verarbeitung, CHS-Garn in einer Feinheit von 48 tex genutzt.

Als Elektrodenmaterial wurde aufgrund der guten Biokompatibilität bei angemessenen Materialkosten Titandraht mit einem Durchmesser von 100 µm gewählt. Für die Funktionstests der messtechnischen Stabilität bei mechanischen Belastungen wurde ein Bronzedraht mit gleichem Drahtdurchmesser genutzt, welcher über ausreichende mechanische Festigkeit, als auch gute elektrische Eigenschaften verfügt.

3.6.2 Konstruktive Entwicklung

Basierend auf der theoretischen Konzeption und den durchgeführten Untersuchungen hinsichtlich der kapazitiven Wirkung in Abhängigkeit von der Geflechtstruktur (vgl. Abschnitt 3.5.2) erfolgte die

Konstruktion der pH-Wertsensoren mittels des Flechtverfahrens unter Nutzung von jeweils sechs Drähten als Innen- sowie auch als Außenelektrode und sechs, am ITM hergestellte, CHS-Filamentgarne für die Dielektrikumsschicht. Abermals wurde für die Außenelektroden eine offene Struktur gewählt, um einerseits den Zugang zum Wundexsudat, insbesondere aber die Quellung der pH-Wertsensitiven CHS-Schicht zu ermöglichen (Abbildung 3-7, links).

Diese Quellung wird erst durch eine Quervernetzung des CHS zu einem Hydrogel möglich. Dafür werden (Poly-)Carbonsäuren in das kationische CHS inkorporiert, wodurch ein quervernetztes Netzwerk ausgebildet wird, das durch physikalische bzw. ionische Wechselwirkungen geprägt ist.

3.6.3 Fertigungstechnische Umsetzung

Für die flechttechnische Herstellung wurde die Flechtmaschine des Typs RU 2/12-80 der Fa. August Herzog Maschinenfabrik GmbH & Co. KG genutzt. Die Sensorherstellung erfolgte, wie in Abbildung 3-7 dargestellt, in drei Schritten:

1. Umflechten des Innenleiters mit der Dielektrikumsschicht aus sechs CHS-Filamentgarnen mit einer Flechtdichte von 5,77 Flechten/cm,
2. Umflechten der Struktur mit sechs Elektrodendrähten des Außenleiters mit einer Flechtdichte von 9,4 Flechten/cm und
3. Vernetzung des CHS in 1 %-igen Glutardialdehyd (GDA)-Lösung für 1 h, nachträgliches Waschen in drei Waschzyklen zu je 10 min in demineralisiertem Wasser.

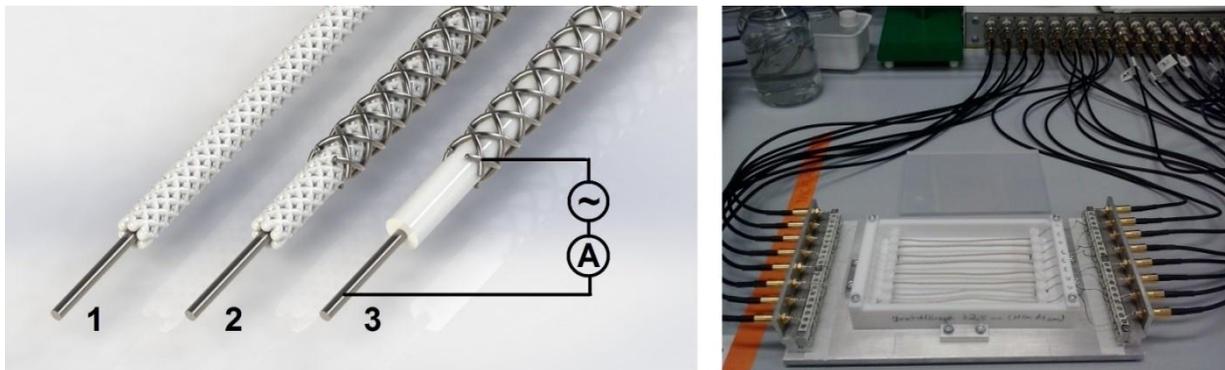


Abbildung 3-7: Schematische Darstellung der drei Herstellungsschritte des pH-Wertsensors und Messaufbau

Zur Überprüfung des Sensoraufbaus und der Bestimmung des Garnquerschnitts wurden Schliffbilder von dem Garn mit unvernetzten und vernetzten CHS (vergleiche Fertigungsschritt 2 bzw. 3) erstellt. Jeweils drei Schliffbilder beider Typen sind in Tabelle 3-9 gegenübergestellt:

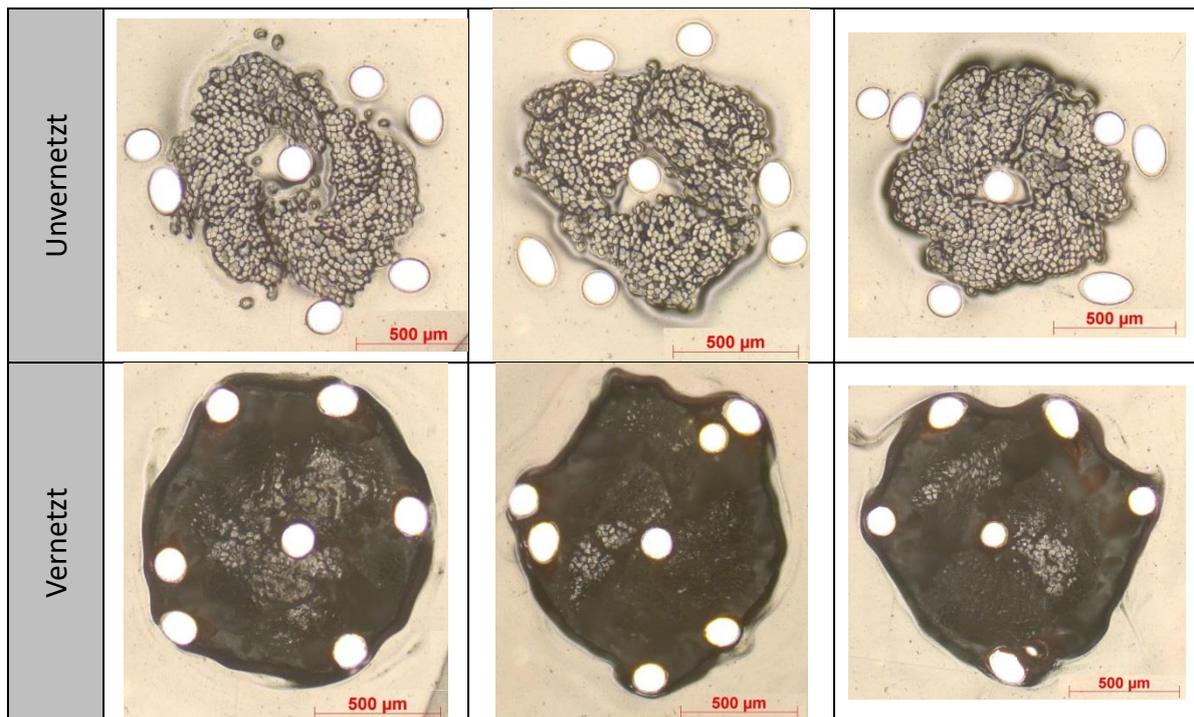


Tabelle 3-9: Schliffbilder von pH-Wertsensorgarnen mit unvernetztem und vernetztem CHS

Wie aus den Schliffbildern in Tabelle 3-9 ersichtlich, verbessert sich durch die Vernetzung die Einbindung der Kernelektrode. Zudem besitzt das Sensorgarn einen homogenen Querschnitt mit zentraler Kernelektrode und den, in gleichmäßigem Abständen befindlichen, Außenelektroden.

Durch die Vernetzung wird das CHS zu einem Hydrogel mit ampholytem Charakter, was bedeutet; es kann je nach pH-Wert sowohl als Säure oder auch als Base reagieren. Gekoppelt damit kann eine pH-wertabhängige Quellung erfolgen und einhergehend die für die sensorische Funktion benötigte Permittivitätsänderung. Als Nachweis des Quellungsverhaltens wurden Sensormuster mit Kupferdrahtelektroden in einem Vorversuch 24 h in dem Vernetzer GDA (1 %-ige Lösung) eingelegt, um eine sehr starke Vernetzung zu erzeugen, und anschließend in PBS-Probelösungen mit pH 7 und pH 5 eingelegt (Abbildung 3-8).

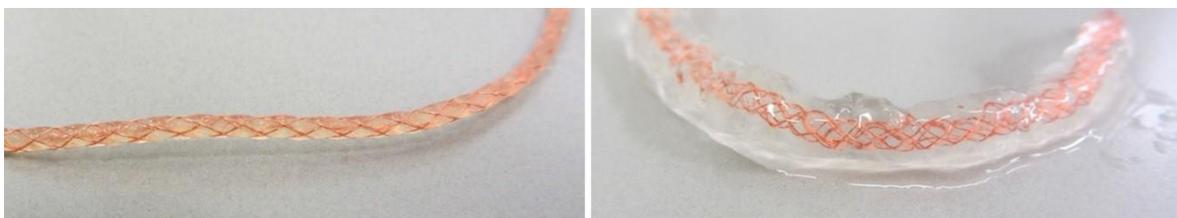


Abbildung 3-8: Quellungsverhalten von stark vernetztem CHS bei pH-Wert 7 (links) und pH-Wert 5 (rechts)

Die Quellung des Hydrogels bei pH 5 ist hierbei sehr stark, weshalb für eine sensorische Anwendung kürzere Vernetzungszeiten von 1 h gewählt wurden. Um das CHS-Hydrogel vor Austrocknung zu

schützen, werden die entwickelten Sensoren anschließend in destilliertem Wasser gelagert⁶.

Im Vorfeld der messtechnischen Untersuchungen der pH-Wertsensoren ist eine Konditionierung erforderlich. Diese Konditionierung der Sensoren, bei der verschiedene Quellungszustände erreicht werden, stabilisiert das quervernetzte CHS-Hydrogel, wodurch das messtechnische Verhalten verbessert wird. Hierfür wurden die Sensoren für jeweils zwei Stunden abwechselnd in PBS-Lösungen mit unterschiedlichen pH-Werten (pH 4 und pH 10) gegeben.

3.7 Entwicklung der Lactatsensoren

3.7.1 Konzeptionelle Auslegung

Für die amperometrische Lactatmessung (vgl. 2.6.2) werden drei Elektroden benötigt. Üblicherweise erfolgt an der Arbeitselektrode (AE) die enzymatische Aufspaltung des Lactats in H_2O_2 . Durch Verwendung eines katalytischen Materials wird das H_2O_2 wiederum unter Freiwerden von Elektronen aufgespalten, womit das elektrische Potenzial an dieser Elektrode verändert wird. Dieses Arbeitspotenzial wird mit der Referenzelektrode (RE), die ein konstantes Referenzpotenzial besitzt, abgeglichen, wobei an der Gegenelektrode (GE) eine Spannung zur Verfügung stellen, die die galvanische Zelle schließt.

Obleich die entsprechend funktionalisierte AE üblicherweise als Enzymträger fungiert, sind auch abgewandelte Konfigurationen möglich. Eine schadlose Verarbeitung der mit einer Enzymschicht funktionalisierten AE ist bei der textilen Herstellung nicht zu garantieren, da im Flechtprozess auftretende Reibungseffekte diese Funktionsschichten beschädigen könnten.

Für die textile Herstellung wurde Chitosangarn (CHS-Garne) als Enzymträger ausgewählt. Für die Sensorherstellung werden CHS-Garne mit einem Deacetylierungsgrad von 80% verwendet. Das Enzym selbst wird durch den Vernetzer Meerrettichperoxidase (Horseradish Peroxidase - HRP) an das Chitosan gekoppelt und an diesem immobilisiert.

Den Anforderungen aus 2.1.3 folgend wurden die Elektroden als textil verarbeitbare Drähte ausgeführt und wie folgt gewählt. Gemäß der elektrochemischen Spannungsreihe sind sowohl Gold- als auch Platin als katalytisch wirkendes Material für die AE denkbar. Aufgrund des höheren Standardpotenzials ($E^\circ_{Au} = +1,69\text{ V}$ im Vergleich zu $E^\circ_{Pt} = +1,20\text{ V}$) wurde Gold als Material für die AE ausgewählt, da ein höheres positives Potenzial einer höheren katalytischen Wirkung entspricht. Anstelle eines preisintensiven Golddrahtes wurde jedoch ein Silberdraht ausgewählt, der anschließend galvanisch mit einer Goldschicht beaufschlagt wird. Dieser verfügt zudem über eine rund 50% höhere

⁶ Im späteren Anwendungsszenario im Wundverband genügt auch eine Lagerung in einer mediendichten Verpackung, die für eine sterile Lagerung von Medizinprodukten vorgeschrieben ist.

Zugfestigkeit im Vergleich zum Golddraht, was die textiltechnische Verarbeitung vereinfacht. In gleicher Weise wurde auch die GE ausgeführt. Für die RE wurde ein etabliertes Herstellungskonzept gewählt, bei dem auf einen Silberdraht eine Silber-Silberchloridschicht (Ag/AgCl) abgeschieden wird, um ein konstantes Potenzial E zur AE bereitzustellen.

3.7.2 Konstruktive Entwicklung

Für den textilen Aufbau des Lactatsensors mit dem 3-Elektrodensystem und dem enzymbeaufschlagten CHS als Kerngarn wurde eine Triple-Helix-Struktur entwickelt. Diese Konstruktion gewährleistet einerseits einen definierten Elektrodenabstand und somit eine hohe sensorische Stabilität. Andererseits ist durch die Ondulation der Elektroden im Geflecht eine strukturelle Flexibilität unter mechanischen Belastungen gegeben. Um gleichartige Verarbeitungsbedingungen zu erzielen, wurde als Drahtdurchmesser für alle drei Elektrodendrähte 125 μm gewählt, um eine ausreichende Zugfestigkeit für die anschließende flechttechnische Verarbeitung bereit zu stellen. Um einen Kontakt und somit einen Kurzschluss der drei Elektrodendrähte auszuschließen und zudem die mechanische Stabilität zu erhöhen, wurde zusätzliches Strukturmaterial eingesetzt. Als inertes und gleichzeitig gut zu verarbeitendes Material wurde hierbei PES-Filamentgarn der Fa. TWD Fibres, Deutschland mit 212 dtex ausgewählt, das auch für die Herstellung von Medizinprodukten der angestrebten Medizinproduktklasse II b genutzt wird. Der prinzipielle Aufbau ist in Abbildung 3-9 im Querschnitt dargestellt.

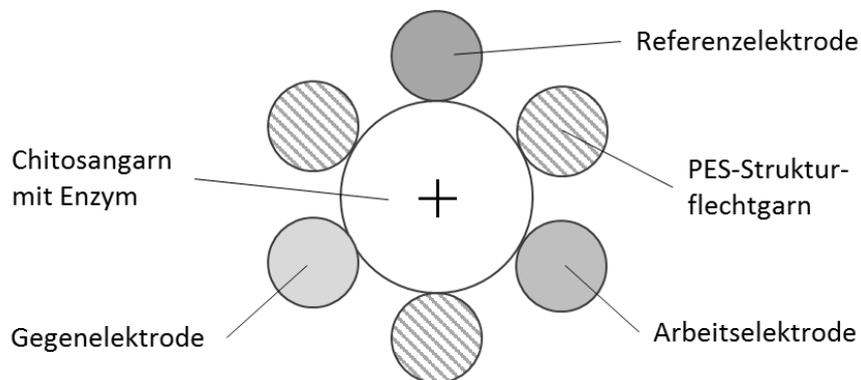


Abbildung 3-9: Prinzipielle Querschnittsdarstellung des textilen Lactatsensors

Eine abschnitts- bzw. segmentweise Funktionalisierung des Enzymträgers sowie auch der Elektrodendrähte ist sowohl aus Kostengründen als auch Gründen der Prozesskontrolle einer kompletten Beschichtung des Sensors vorzuziehen. Angelehnt an planare, folienbasierte Sensoren, bei der eine Elektrodenoberfläche im Bereich von 1...5 mm^2 vorliegt, entspricht dies bei verwendetem Elektrodendrahtdurchmesser einer Segmentlänge im Bereich von 2,5...12,5 mm. Durch die flechtprozessbedingte Überlappung der Bereiche werden bei der Funktionalisierung jedoch größere Segmente gefertigt, die nachträglich entsprechend auf eine Länge von 10 mm konfektioniert werden.

3.7.3 Fertigungstechnische Umsetzung

Im Folgenden sind die enzymatische Ausrüstung des CHS-Garns, die Herstellung der AE, GE und RE sowie die fertigungstechnische Umsetzung im Flechtprozess genauer ausgeführt.

Enzymträger Chitosangarn

Die CHS-Garne werden mittels dem EDC-NHS-Verfahren mit LOx beschichtet. Für die Immobilisierung des Enzyms wurde eine Kopplung von HRP mit EDC (1-Ethyl-3- [3-dimethylaminopropyl] carbodiimidhydrochlorid) durchgeführt. EDC ist ein wasserlöslicher Vernetzer, der die Carboxylgruppen des HRP für die Reaktion mit den Aminogruppen des Chitosans aktiviert. Bei der Immobilisierung wurden 2 mM EDC verwendet. Zusätzlich werden 5 mM Sulfo-NHS (N-hydroxysulfosuccinimide) eingesetzt, um die Effizienz der Kopplung zu erhöhen.

Die Beschichtung erfolgt segmentweise in einem Reaktionsbehälter, mit je 5 Schlaufen á 50 mm Länge mit einem Abstand von je 200 mm. Die CHS-Garne werden nach Ansetzen und Reagieren der EDC-NHS-LOx-Lösung für 4 Stunden in der Lösung inkubiert, in der insgesamt 10 Units LOx enthalten sind. Im Anschluss an die Inkubation werden die Chitosangarne in drei Waschschritten mit den Längen 5 Minuten, 5 Minuten und 30 Minuten in PBS ausgewaschen, und daraufhin für 16 Stunden zum Trocknen aufgehängt

Der resultierende Komplex aus HRP (10 µg/ml) und H₂O₂, kann eine Vielzahl von chromogenen Stoffen oxidieren. Der durch die Oxidation hervorgerufene Farbumschlag wurde daher gleichzeitig als Nachweis für die HRP-Aktivität genutzt und ist in Abbildung 3-10 dargestellt.

Arbeitselektrode AE

Die Herstellung des goldbeschichteten AE aus Ag-Draht erfolgte durch Badgalvanik in einer Gold-elektrolytlösung. Es wurde ein Ag-Draht (geglüht, Reinheit 99,99%, Durchmesser 125 µm) der Fa. Goodfellow verwendet. Die Goldelektrolytlösung des Typs Midas wurde von der Fa. Tifoo, Deutschland und Aceton bei der Fa. Sigma Aldrich, USA bezogen. Für die Beschichtung wurde eine Spannungsquelle BT-305 der Fa. BASETech sowie ein Labormultimeter 87V der Fa. Fluke verwendet.

Für die galvanische Abscheidung des Goldes auf dem Ag-Draht wurde ein Graphitstab als Anode verwendet. Kathodenseitig wurde der Ag-Draht auf eine speziell dafür gefertigte Stützstruktur aus inertem PTFE aufgebracht, wodurch eine Beschichtungsgebiete von je 50 mm in einem Abstand von je 200 mm realisiert wurden. Zur Prozessüberwachung wurde zwischen Spannungsquelle und Kathode ein Multimeter geschaltet. Die Stützstruktur sowie der gesamte Versuchsaufbau für die Badgalvanik sind in Abbildung 3-11 dargestellt.

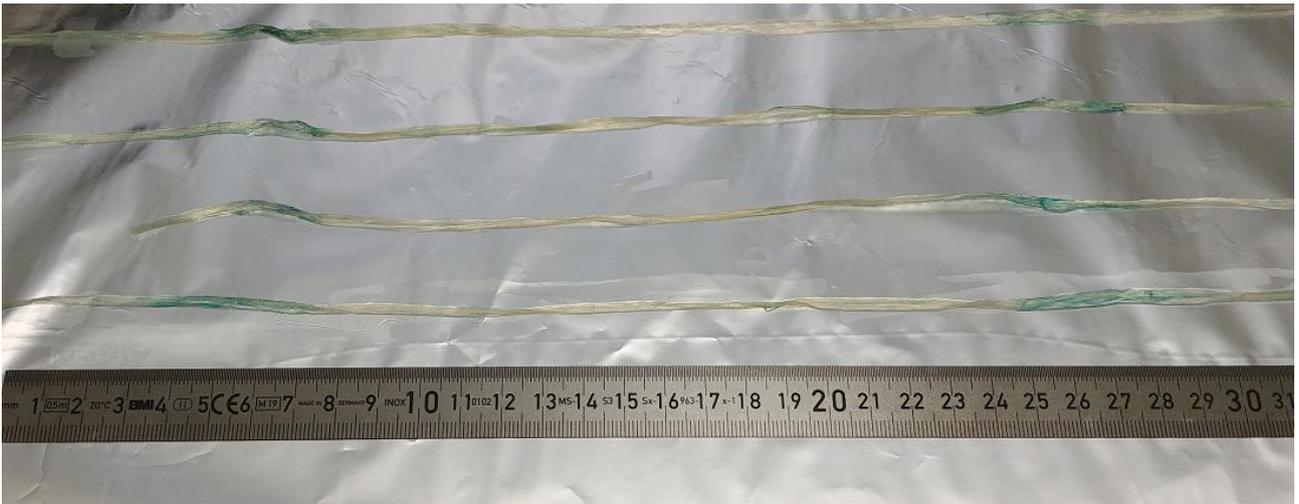


Abbildung 3-10: Chitosangarne nach Beschichtung (beschichtete Bereiche bläulich)



Abbildung 3-11: Stützstruktur mit umwickeltem Silberdraht und Graphitstab als Anode (links) und Versuchsaufbau zur Goldbeschichtung (rechts)

Im Anschluss an die Beschichtung wird der Draht in destilliertem Wasser gewaschen, getrocknet und für die Verarbeitung im Flechtprozess aufgespult.

Zur Bestimmung der Beschichtungsparameter wurden sowohl die Beschichtungsdauer (1 min, 2 min, 5 min und 10 min) als auch die angelegte Spannung (1 V und 1,5 V) variiert und optisch durch Rasterelektronenmikroskop- (REM) Aufnahmen hinsichtlich Beschichtungsdicke und -homogenität untersucht. Bei geringeren Spannungen (0,5 V) wurden selbst nach 10 min keine sichtbaren Au-Schichten erzeugt. In den folgenden Abbildung 3-12 bis 3-14 sind ausgewählte REM-Aufnahmen mit entsprechenden Beschichtungsparametern dargestellt, wobei immer die Stirnseite mit der Beschichtung fokussiert wurde.

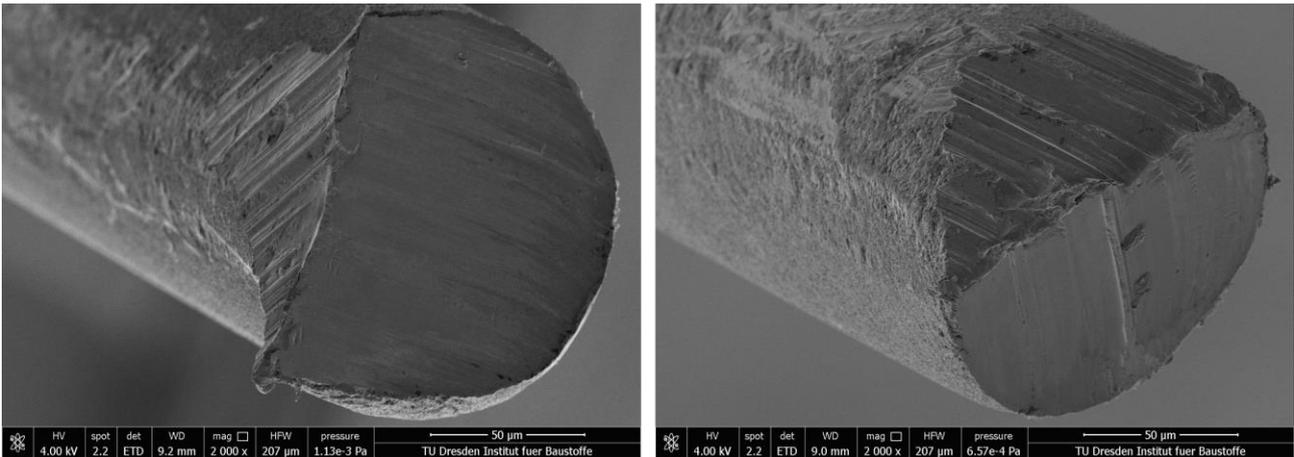


Abbildung 3-12: REM-Aufnahmen Au-Ag-Draht; 1 V für 1 min

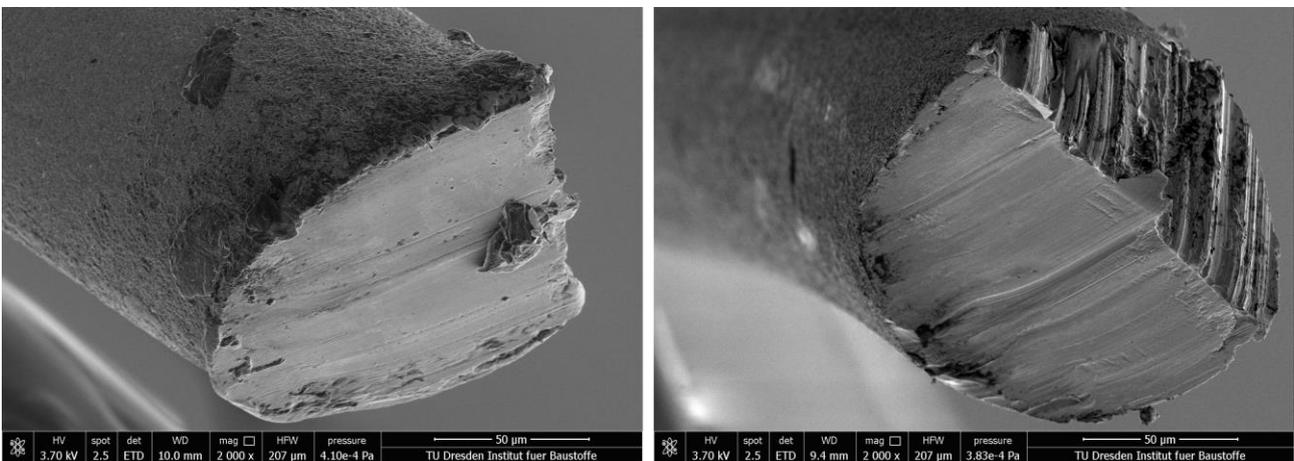


Abbildung 3-13: REM-Aufnahmen Au-Ag-Draht; 1 V für 5 min

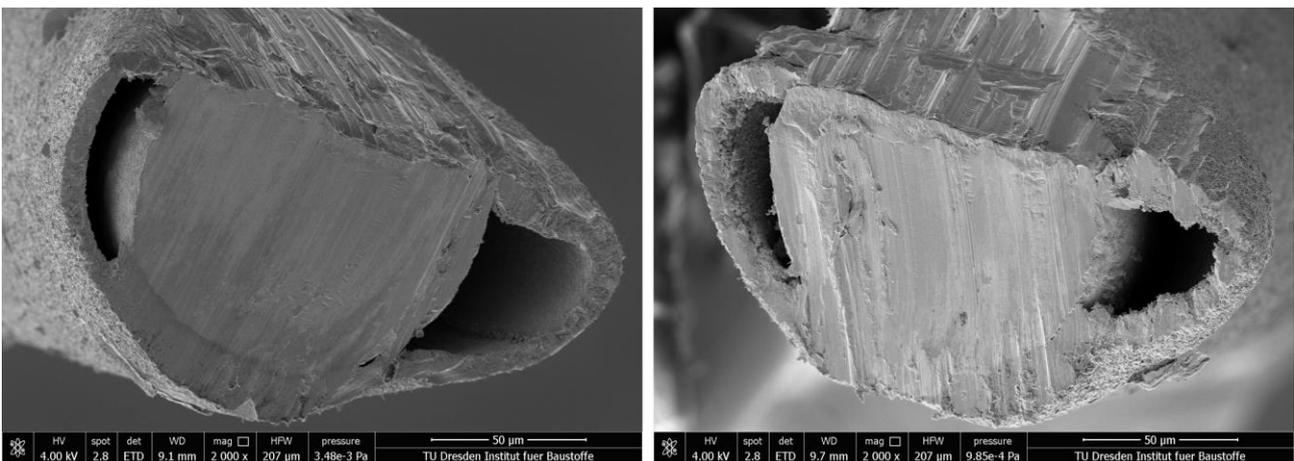


Abbildung 3-14: REM-Aufnahmen Au-Ag-Draht; 1,5 V für 10 min

Sowohl der Einfluss der unterschiedlichen Spannungen als auch der Beschichtungszeiten sind in den ausgewählten REM-Aufnahmen deutlich sichtbar. Bei 1,5 V für 10 min kann eine Ablösung der Au-Beschichtung beobachtet werden. Eine homogene Beschichtung mit Schichtdicken von ca. 3 µm wird

bereits bei 1 V für 5 min erzielt, weshalb diese Parameter auch als Vorzugparameter für die Fertigung der verwendeten Arbeitselektrode ausgewählt wurden.

Referenzelektrode RE

Die Entwicklung der RE erfolgt durch elektrochemisches Abscheiden einer Chloridschicht auf den Ag-Draht in 35 %-iger Salzsäurelösung (HCl). Bei angelegter Gleichspannung durch eine externe Spannungsquelle spalten sich, wie in Gleichung (3-25) dargestellt, von der HCl-Lösung negativ geladene Chlorid-Ionen (Cl^-) ab.



Diese Ionen lagern sich an der positiv geladenen Anode (Ag-Draht) an. Kathodenseitig wurde abermals eine Graphitelektrode verwendet. In Abbildung 3-15 ist ein Vergleich eines unbeschichteten zu einem AgCl-beschichteten Silberdrahts dargestellt.

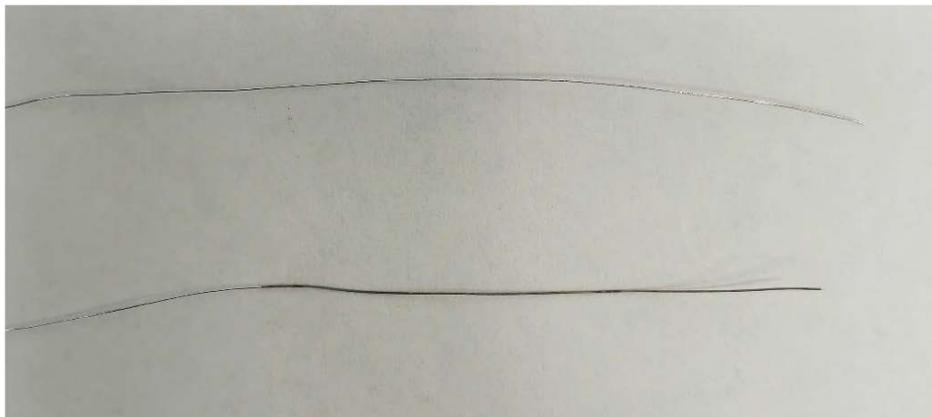


Abbildung 3-15: Unbehandelter Ag-Draht (oben) im Vergleich zu einem Ag/AgCl-Draht (unten)

Analog zum Schichtnachweis der AE wurden die Beschichtungsparameter (1 V und 1,5 V, 1 bis 10 min) variiert und entsprechend mittels REM-Aufnahmen analysiert. Ausgewählte Aufnahmen sind in folgenden Abbildung 3-16 bis 3-18 dargestellt.

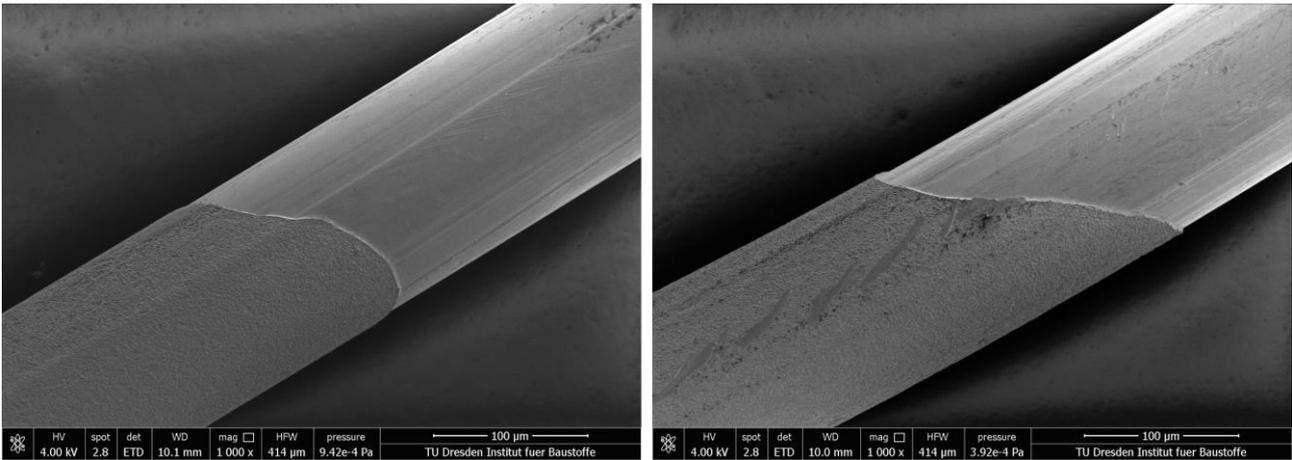


Abbildung 3-16: REM-Aufnahmen Ag/AgCl-Draht; 1 V für 2 min

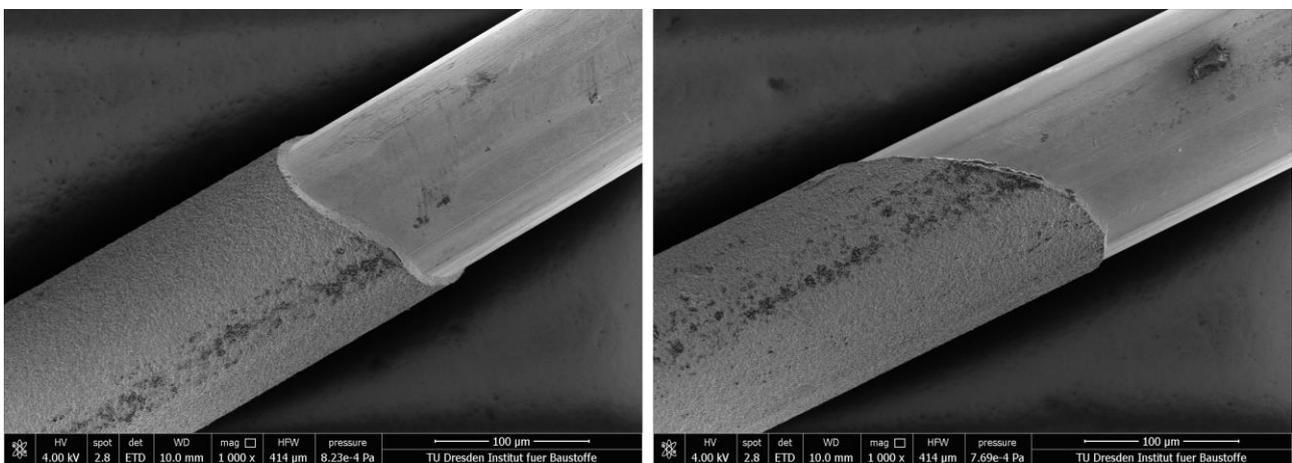


Abbildung 3-17: REM-Aufnahmen Ag/AgCl-Draht; 1 V für 5 min

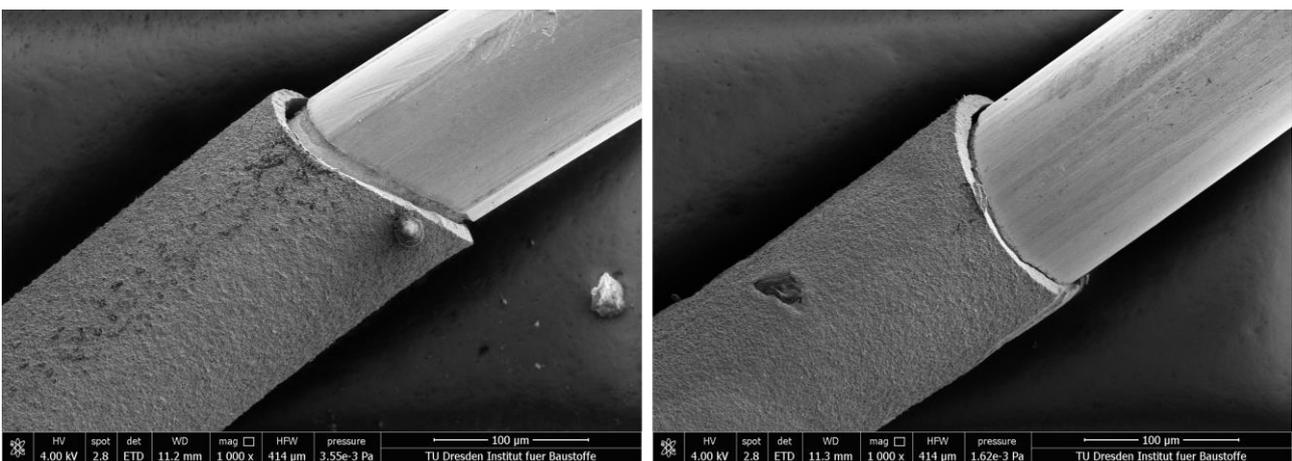


Abbildung 3-18: REM-Aufnahmen Ag/AgCl-Draht; 1,5 V für 10 min

Sowohl der Einfluss der unterschiedlichen Spannungen als auch der Beschichtungszeiten sind in den dargestellten REM-Aufnahmen deutlich sichtbar. Eine homogene Beschichtung mit Schichtdicken

von ca. 3 μm wird bereits bei 1 V für 2 min erzielt, weshalb diese Parameter auch als Vorzugsparameter für die Fertigung der verwendeten Referenzelektrode ausgewählt wurden. Die erzeugten AgCl-Schichten zeigten bei längerer Lagerung einen langsamen Zerfall, was mit einem Farbumschlag von violett zu silbergrau einhergeht. Obgleich diese Gefügeumwandlung unter ultravioletter Strahlung (UV) für die in Kapitel 5 durchgeführten messtechnischen Untersuchungen keinen negativen Einfluss hatte, kann durch geeignete Beschichtung mit bspw. Polyvinylbutyral (PVB) die Langzeitstabilität der RE verbessert werden [Ren et al., 2009]. Hierzu ist jedoch eine komplexe Analyse von geeigneten Isolationsschichtdicken und Beschichtungsmethoden nötig, die entsprechende Abschirmung vor UV-Licht bei gleichzeitiger Permeabilität und somit guter Zugänglichkeit zum Analyt sowie auch ausreichender mechanischer Stabilität bei der textilen Verarbeitung gewährleisten.

Textile Herstellung

Für die textile Herstellung wurde die in Abschnitt 0 beschriebene Flechtmaschine genutzt. Der Flechtgarnaufbau erfolgte entsprechend der in Abbildung 3-9 beschriebenen Konzeption. In Abbildung 3-19 ist die Klöppelbesetzung dargestellt.

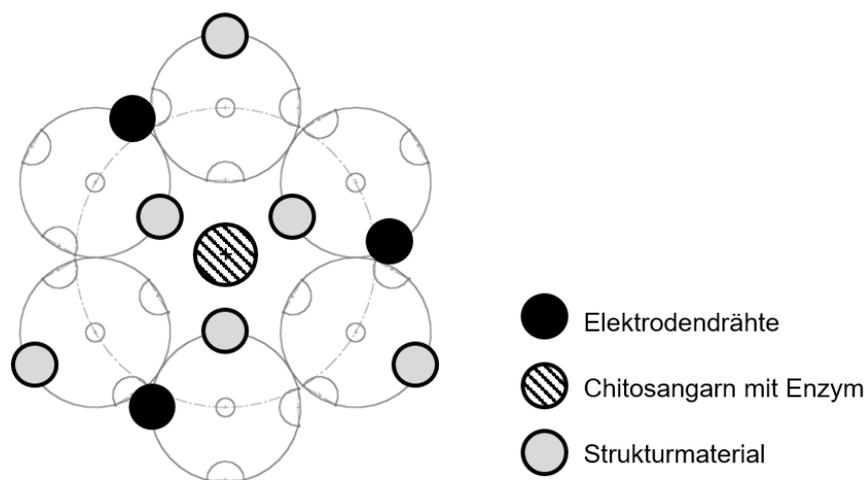


Abbildung 3-19: Klöppelbesetzung der Flechtmaschine für die Lactatsensorfertigung

Das mit dem Enzym funktionalisierte Chitosangarn wird als Kerngarn von den Struktur- und Elektrodenmaterial umflochten. Die strukturelle Bindung entspricht aufgrund der asymmetrischen Klöppelbesetzung (3 gegen 6) einer 1:2-1-Bindung. Es wurde mit Fadenspannungen von 0,314 N bei einer Flechtdichte von 18 Flechten/cm und einer Abzugsgeschwindigkeit von 3 cm/min gearbeitet. Für die spätere vereinfachte Konfektion der Sensoren wurden jeweils 20 cm geflochten und 5 cm abgezogen, wobei die funktionalisierten Bereiche des Chitosangarns wie auch der Elektroden jeweils mittig in den geflochtenen Bereichen liegen. In Abbildung 3-20 ist der Flechtprozess dargestellt.

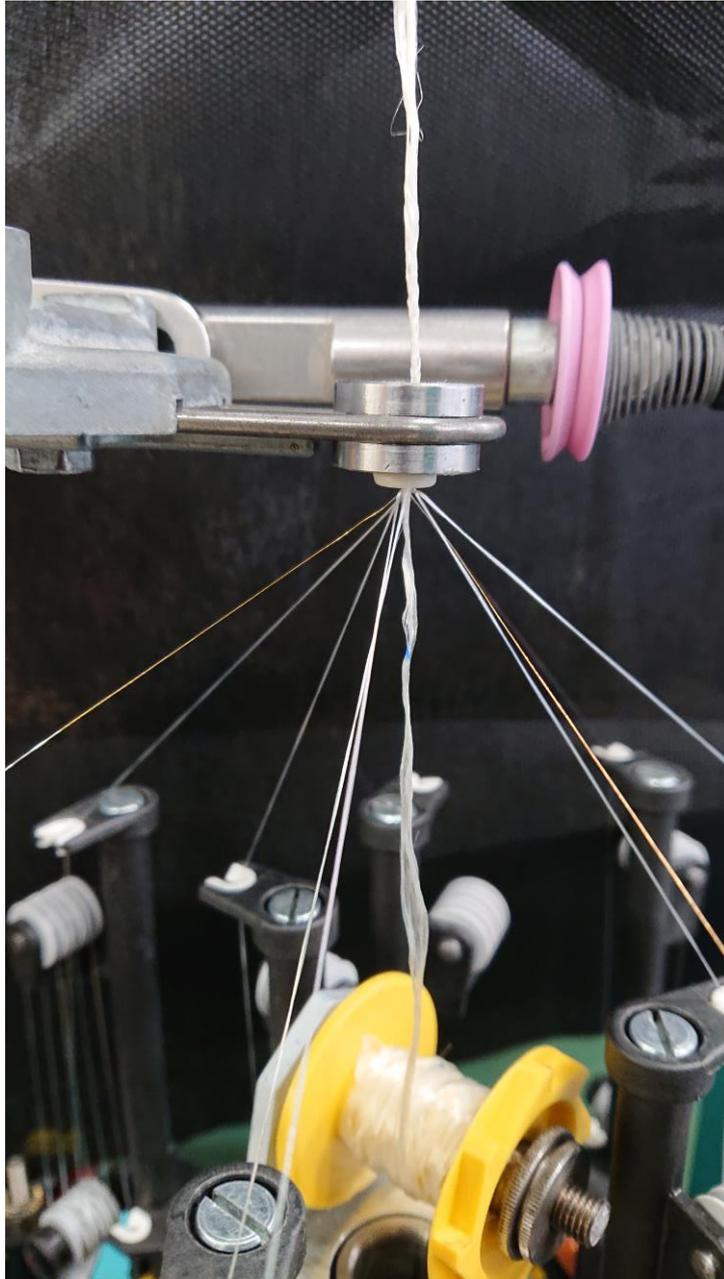


Abbildung 3-20: Flechtprozess des Lactatsensors

Anschließend wurden die Sensoren entsprechend konfektioniert, indem jeweils ein Schnitt mittig im ungeflochtenen sowie im geflochtenen Bereich erfolgte. Als Vorbereitung für die Kontaktierung wurden die Zuleitungen dieser Sensorabschnitte anschließend mit einem Schrumpfschlauch versehen (vgl. Abbildung 4-21).

3.8 Entwicklung der NET-Sensoren

3.8.1 Konzeptionelle Auslegung

Für die impedimetrische Messung der NET-Konzentration wurde ein kapazitiver Sensoraufbau analog zu dem der pH-Wertsensoren in Abschnitt 3.6.1 gewählt, wobei die hier verwendete Funktionsschicht entsprechende Empfindlichkeiten auf die Exsudatmenge bzw. die NET-Konzentration im Exsudat aufweisen muss. Im Forschungsprojekt IGF 17826 wurde Carboxymethylcellulose (CMC) als Funktionsschicht mittels Impedanzanalyse untersucht [IGF 17826, 2016]. Hierbei wurden planare Sensorsubstrate mit CMC beschichtet, mit neutrophilen Granulozyten kultiviert und zur NET-Bildung stimuliert. Als Referenz wurden unbeschichtete Sensoren genutzt, die sowohl mit stimulierten und als auch unstimulierten Zellen untersucht wurden. Es konnte gezeigt werden, dass die CMC einerseits die NET-Bildung nicht künstlich beschleunigen, andererseits bei deren Anwesenheit eine Impedanzhöhung von 7 % aufweisen. Für detailliertere Informationen zu dem planaren Verhalten von CMC sei auf eine Publikation von Schröter hingewiesen [Schröter et al., 2016].

3.8.2 Konstruktive Entwicklung

CMC ist in Faserform nicht kommerziell erhältlich. Eine chemische Modifikation von zellulosischen Fasern (bspw. Baumwolle oder Viskose) ist möglich, jedoch sehr komplex und übersteigt den Umfang dieser Arbeit bei weitem [Blomstedt, 2007; Fras Zemljič et al., 2008]. Aus diesem Grund wurden vom TFO geplottete Alginat-CMC-Hohlstrukturen als Funktionsmaterial bereitgestellt [Lou et al., 2013]. Dem Alginat, einem biokompatiblen Biopolymer, das in diesem Fall als Strukturmaterial eingesetzt wird, wird CMC mit einem Masseanteil von ca. 17 % beigemischt, um die entsprechende Sensitivität zu erreichen. Dieses Funktionsmaterial wurde anschließend in Lösung gebracht und durch eine Spinndüse in Hohlfaserform geplottet. In Abbildung 3-21 sind Quer- und Längsansicht der geplotteten Struktur dargestellt, deren Außendurchmesser ca. 840 μm und deren Durchmesser des inneren Kanals ca. 200 μm beträgt.

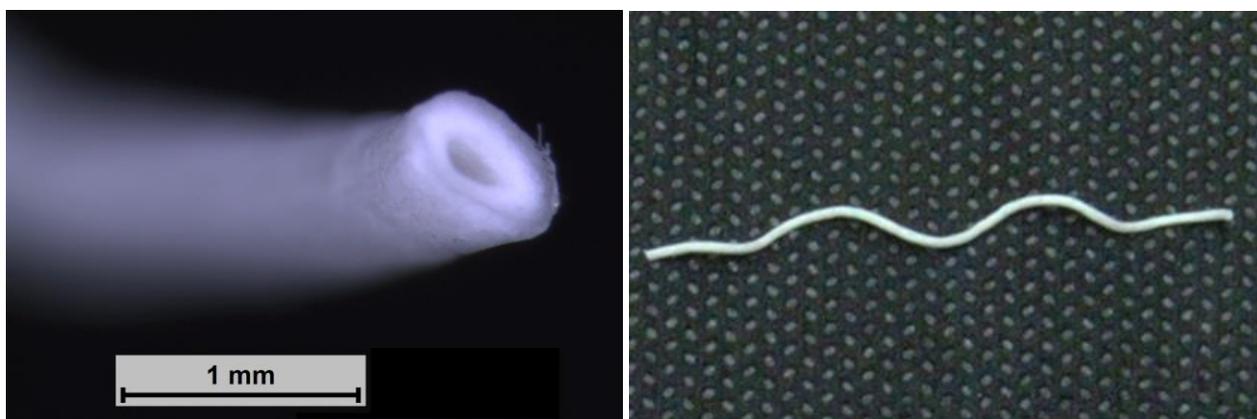


Abbildung 3-21: Geplottete Hohlstruktur aus Alginat und CMC in Quer- und Längsansicht

Die Funktionsschicht aus Alginat-CMC besitzt eine schlauchartige Form, die elastisch und somit verformbar ist. Beim Plotten von längeren Strukturen weisen diese, bedingt durch den benötigten Trocknungsvorgang (Gefriertrocknung bei -20 °C für 8h), wie in Abbildung 3-21 (rechts) dargestellt, eine wellige Form auf.

Da diese wellige Struktur das Einbringen eines Kernelektrodendrahts stark erschwert, wurden nur relativ kurze Abschnitte (max. 3 cm) für die weitere Verarbeitung verwendet.

3.8.3 Fertigungstechnische Umsetzung

Für die Herstellung wird die Kernelektrode aus Titandraht in die Alginat-CMC-Hohlstruktur eingebracht. Anschließend wird die Außenelektrode, bestehend aus sechs Titandrähten mit einem Durchmesser von jeweils $125\text{ }\mu\text{m}$, durch Umflechten aufgebracht (Abbildung 3-22).

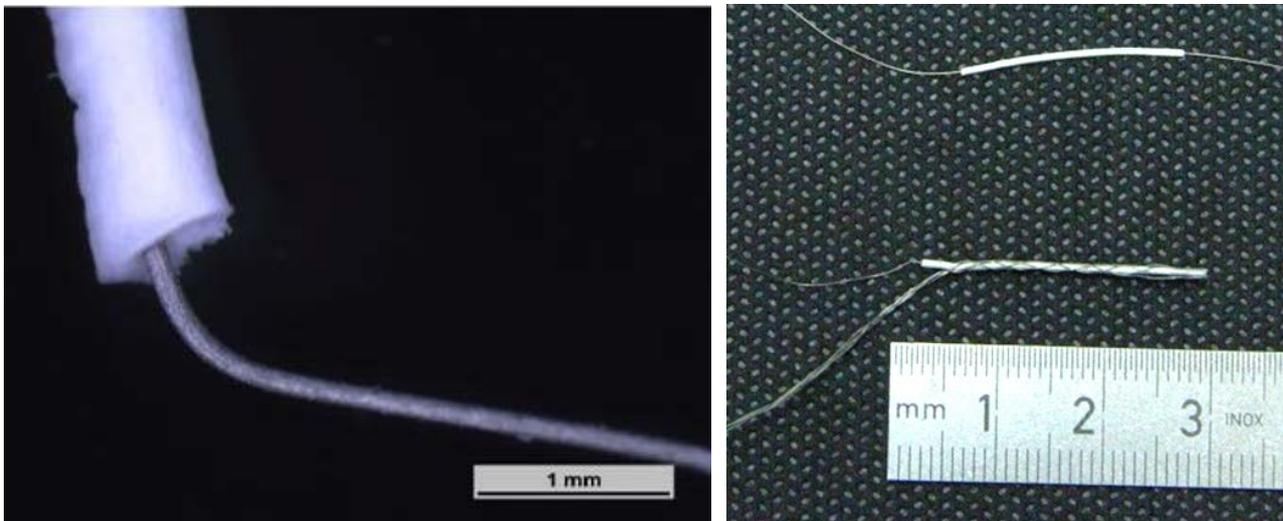


Abbildung 3-22: Herstellungsschritte des NET-Sensors: Einbringen des Kernelektrodendrahtes (links und rechts oben) und Umflechten mit der Außenelektrode (rechts unten)

Das Umflechten erfolgte an der in Abschnitt 0 genannten Rundflechtmaschine, wobei eine 1:1-1-Bindung mit einer Flechtdichte von $5,77\text{ Flechten/cm}$ genutzt wurde, um eine gute Zugänglichkeit zum Messmedium und somit dem Wundexsudat zu gewährleisten. Zur Erhöhung der chemischen Stabilität wurde die hergestellte Sensorstruktur anschließend für 24 h in PBS stabilisiert und nachträglich mit 1-molarer Kalziumchloridlösung (CaCl_2) nachvernetzt.

3.9 Zusammenfassende Betrachtung

In diesem Kapitel der Auslegung und Entwicklung wurden neuartige Konzepte und Konstruktionen der textilbasierten Bio-Sensoren umgesetzt. Für diese Umsetzung wurde die bestehende Flechtmaschinenteknik technologisch-konstruktiv modifiziert. Die entwickelten Sensoren haben, bedingt durch die verwendeten Sensorprinzipien, einen komplett unterschiedlichen Aufbau entsprechend

der resistiven, kapazitiven, amperometrischen und impedimetrischen Messaufgabe.

Grundsätzlich ist für die Sensorkonzeptionen zu beachten, dass eine starke Abhängigkeit bezüglich der zu verwendeten Elektroden- und sensitiven Funktionsschichtmaterialien zur jeweiligen Struktur bzw. dem Sensorprinzip besteht. Bei der flechttechnischen Umsetzung der Sensorkonstruktionen wurden die Verfahrensparameter sowie Verfahrensgrenzen untersucht. So definieren die genutzten Drahtdurchmesser (Elektroden) sowie Faserfeinheiten (Struktur- bzw. Dielektrikumsmaterialien) die Sensorgeometrie.

Für die resistiven Temperatursensoren wurde, basierend auf mathematischen Modellierungen, eine zugentlastete Garnkonstruktion entwickelt, bei der die sensitive Elektrode aus Stahlackdraht als einzelner Flechtfaden in einem zugentlasteten Geflecht integriert wurde. Der kapazitive Feuchtesensor besteht aus einem Mehrschichtaufbau in Form eines offenen Zylinderkondensators mit einer Dielektrikumsschicht aus CV. In gleichartiger Weise wurde auch der pH- und NET-Sensor entworfen und umgesetzt, wobei die Dielektrikumsschichten entsprechend aus funktionalisiertem Chitosangarn bzw. CMC bestehen und für eine impedimetrische Analyse ausgewählt wurden. Für den amperometrischen Lactatsensor erfolgte die Konzeption anhand eines 3-Elektroden-Aufbaus, wobei die Drahtelektroden um eine Funktionsschicht aus enzymbeschichteten CHS-Garn geflochten sind.

Es wurden miniaturisierte textilbasierte Sensoren entwickelt und umgesetzt, die ein potenzielles Maximum von messtechnischer und mechanischer Stabilität unter zusätzlicher Berücksichtigung medizintechnischen Aspekten darstellen.

4 Entwicklung von textilbasierten Sensorsystemen

In diesem Kapitel werden Methoden entwickelt, um die in Kapitel 3 entwickelten neuartigen textilbasierten Sensoren zu textilbasierten Bio-Sensorsystemen zu verknüpfen. Die Grundlage hierbei sind die in Abschnitt 2.8.6 evaluierten Applikations- bzw. Integrationsverfahren (TFP-Stick-, Strick-, Web- und Wirktechnik) und die in Abschnitt 2.9 erarbeiteten Verschaltungen zu Sensorsystemen. Der Beginn dieses Kapitels soll der Auslegung der Sensorsysteme gewidmet werden, da die Anordnung der Sensoren unmittelbar mit dem Messszenario, dem Monitoring chronischer Wunden, verbunden ist. Anschließend werden die textiltechnischen Prozesse für die Applikation und Integration der Sensoren untersucht, wobei die elektrotechnische Kontaktierung sowie die Signal- und Datenübertragung gesondert behandelt wird.

4.1 Auslegung des Sensorsystems für die Anwendung im Wundverband

Für eine Integration der Sensoren bzw. des Sensorsystems kann in vorteilhafter Ausführung der in Abschnitt 2.2.1 genannte Mehrschichtaufbau der Wundverbände genutzt werden. Als atraumatische (schmerzmindernde, gewebeschonende) Primärschicht werden bspw. PU-Schäume oder Silikonnetze eingesetzt, durch die das Exsudat von der Wunde zu der dahinter gelegenen, absorbierenden Sekundärschicht, bspw. einem Saugvlies, transportiert wird. Die Einbettung des Sensorsystems zwischen Primär- und Sekundärschicht erlaubt einerseits die Sicherstellung der Benetzung der Sensoren. Andererseits wird, im Falle der Anwendung von Kompressionsverbänden, die Druckbelastung auf die Sensoren durch eine bessere Lastverteilung verringert, was sowohl sensor- als auch wundschonend ist. In Abbildung 4-1 ist die angedachte, prinzipielle Anordnung der Sensoren im Wundverband dargestellt.

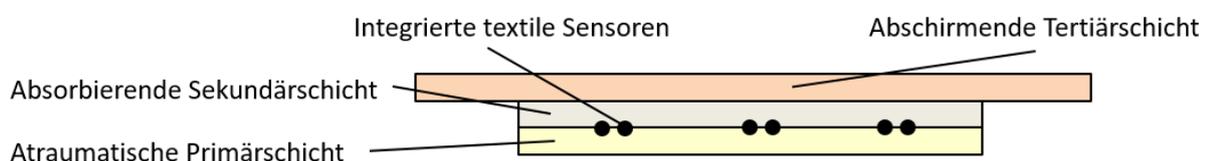


Abbildung 4-1: Prinzipielle Anordnung der Sensoren im Wundverband

Gemäß dieser Anordnung ist sowohl eine Applikation an eine textile Schicht, als auch eine Integration der Sensoren zwischen zwei Schichten durch textile Verfahren möglich. Es kann sowohl die Primär- oder auch Sekundärschicht zur Applikation genutzt werden, bzw. eine Einbettung einer

separaten Sensorschicht in eine textiltechnisch herstellbare Taschenstruktur erfolgen.

Für die geometrische Anordnung der Sensoren im Sensorsystem wurde ein Layout entwickelt, das eine einfache Skalierung an die in Abschnitt 2.2.1 genannten Geometrien der Wundverbände (50 mm x 50 mm bis 200 mm x 200 mm) ermöglicht. Die Trassierung, also die Anordnung der Sensoren im Sensorsystem, erfolgt entsprechend der Messprinzipien (Abbildung 4-2).

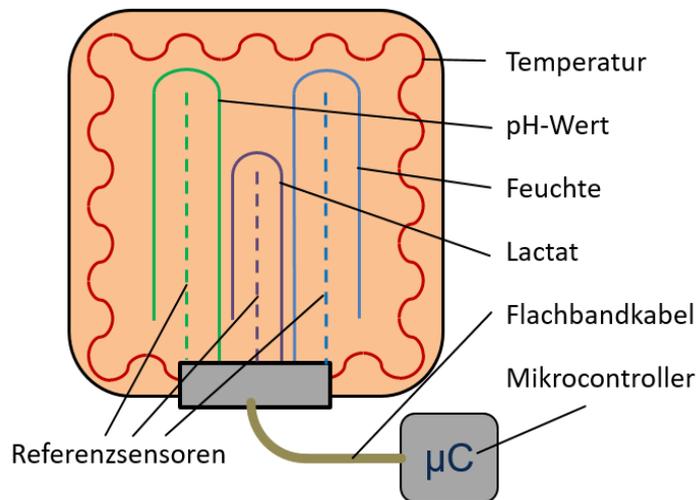


Abbildung 4-2: Layout des Sensorsystems

Im dargestellten Sensorlayout wurde der Temperatursensor entsprechend den medizinischen Anforderungen (2.2.1) in der Nähe des Wundrandes platziert. Zudem ist das Sensorgarn mäandrierend angeordnet, um sowohl einen höheren Grundwiderstand als auch eine geringe Belastung bei mechanischen Beanspruchungen zu gewährleisten. Durch die vorteilhafte Auslegung der textilen Sensoren ist eine einseitige Anbindung der kapazitiven (pH-Wert- und Feuchte-) Sensoren sowie des amperometrischen Lactatwertsensors möglich, was insbesondere bei kleineren Wundverbandgrößen hilfreich ist (vgl. Abbildung 4-4, rechts). Der Mikrocontroller ist, als austauschbare und damit wiederverwendbare Auswerteeinheit, außerhalb des Wundverbandes angebracht und mit einem Flachbandkabel mit den Sensoren verknüpft.

Im Sensorlayout ist die Platzierung von Referenzsensoren angedeutet, die ggf. zum Messwertabgleich eingesetzt werden können. Für die nachfolgende Herstellung der Sensordemonstratoren wurde auf deren Einbindung jedoch verzichtet, da dies zusätzliche Messkanäle und damit eine erhöhte Anzahl an Zuleitungen bedürfte. Da der NET-Sensor aufgrund der Nutzung der geplotteten Dielektrikumsstruktur (vgl. Kap. 3.8.2) für die nachfolgenden praktischen Untersuchungen nicht in mengenmäßig ausreichendem Maße verfügbar war, wurde dieser Sensor in der Mustergeometrie nicht vorgesehen. Dieser kapazitive Sensor kann jedoch in gleicher Weise wie der pH-Wert- bzw. Feuchtesensor angeordnet werden.

4.2 Textiltechnische Prozessoptimierung zur Applikation bzw. Integration der miniaturisierten Sensoren

Um die in Abschnitt 2.8.6 erarbeiteten möglichen Applikations- bzw. Integrationsverfahren für die An- bzw. Einbindung der textilen Sensoren zu nutzen, ist eine textiltechnische Prozessoptimierung dieser Verfahren notwendig. Hierfür werden in diesem Abschnitt die einzelnen Verfahren des TFP-Stickens, des Strickens, des Webens und des Wirkens analysiert und für die Herstellung der Sensornetzwerke optimiert. Abschließend erfolgt eine Bewertung der Prozesse und die Auswahl von Vorzugslösungen, die in den experimentellen Untersuchungen in Kap. 5 genutzt werden.

Wie bereits erläutert, müssen die Sensoren eine gute Zugänglichkeit zum Analyt, dem Wundexsudat, besitzen. Aus diesem Grund wurden für alle in folgenden Abschnitten untersuchten Applikations- bzw. Integrationsmethoden strukturell offene textilen Flächengebilde genutzt bzw. direkt als solche hergestellt.

4.2.1 TFP-Sticktechnik

Basierend auf den Anforderungen in Abschnitt 2.2 sowie den gewonnenen Erkenntnissen aus vorangegangenen Abschnitten wurden für das Applizieren der entwickelten Sensoren mittels der TFP-Sticktechnik sowohl ein textiler wie auch ein nicht-textiler Stickgrund untersucht. Als textile Stickgründe wurden offene Polyestergewirke der Fa. Eschler Textil GmbH, Deutschland und als nicht-textiler Stickgrund ein geplottetes Silikongitter der Fa. KET Kunststoff- und Elasttechnik GmbH, Deutschland untersucht.

Die Gewirke aus Polyester repräsentieren die vielfältigen, in der Wundbehandlung eingesetzten Textilien. Zur Exsudatabsorption werden neben Saugvliesen auch dichte Gewirkestrukturen wie Typ B, für Gaze bei Verbrennungswunden oder Herniennetze offene Monofilstrukturen wie Typ D und bei Kompressionsverbänden halbdichte, dehnbare Strukturen (Typ A & C) genutzt.

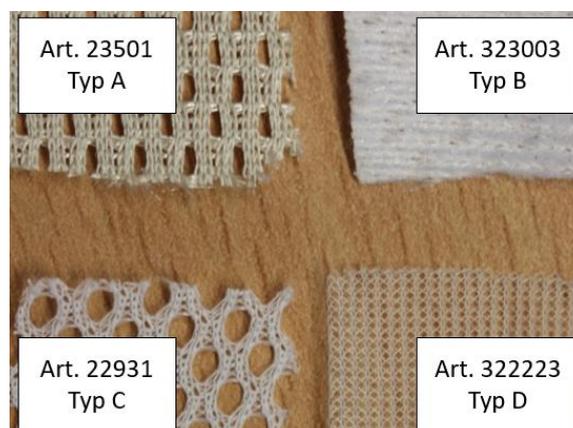


Abbildung 4-3: Gewirkte Stickgründe der Fa. Eschler Textil GmbH mit Artikel- sowie Typenbezeichnung

Auf Basis des in Abbildung 4-2 dargestellten Layouts wurden Stickmustergeometrien mit dem CAD-Programm SolidWorks erstellt. Als .dxf-Datei können diese Muster durch alle gängigen CAD-Programme (z. B. SolidWorks®, Inventor® oder CATIA®) beliebig skaliert, gedehnt oder gestaucht werden. Gemäß den Geometrien der Wundverbandsysteme (vgl. Tabelle 2-2) wurden zwei Mustergeometrien ausgewählt und entsprechend in maschinenlesbare Formate umgesetzt, bei denen die Stichsetzung festgelegt wird (sog. Punchen). Die beiden Stickmustergeometrien von 100 mm x 200 mm und 50 mm x 50 mm sind in Abbildung 4-4 dargestellt.

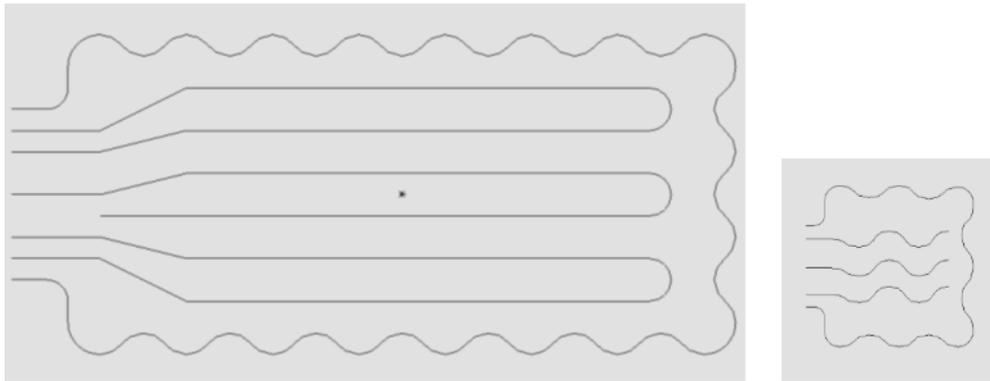


Abbildung 4-4: Stickmustergeometrien 100 mm x 200 mm (links) und 50 mm x 50 mm (rechts)

Bei der Stickmustergeometrie 50 mm x 50 mm wurde für die inneren Sensoren anstelle der schlaufenförmigen eine mäandrierförmige Anordnung gewählt, da die kompakte Geometrie sehr geringe Radien benötigt hätte, was, in Kombination mit dem Risiko eines Anstechens benachbarter Sensoren im Stickprozess, eine Sensorschädigung hervorrufen könnte.

Für die Herstellung der Muster wurde eine TFP-Stickmaschine vom Typ SGY 0200-650D des Herstellers ZSK Stickmaschinen GmbH, Deutschland genutzt. Für das Ober- und Unterfadenmaterial wurde ein Polyestergergarn (gezwirntes Fasergarn mit der Feinheit 25 tex) der Fa. Alterfil Nähfaden GmbH, Deutschland ausgewählt, da dieses sowohl genügende mechanische Festigkeit wie auch geforderte Biokompatibilität aufweist.

Die Verfahrensparameter zur Herstellung für das Verstickten der textilen Sensoren wurden experimentell ermittelt, wobei insbesondere die schädigungsfreie Applikation in den Vordergrund gestellt wurde. Hierfür wurde für die Zuführung des Funktionsgarns (textiler Sensor) über die Spule am sogenannten Wickelkopf (W-Kopf, Abbildung 4-5) realisiert.

Diese Zuführungsmethode ermöglicht, im Vergleich zu der Zuführung mit einem Schlauchsystem, mehr mustertechnische Freiheitsgrade, da mit dem W-Kopf beliebige Drehwinkel angefahren werden können. Zudem ist diese Methode schädigungsärmer, da die Führung über nur eine Öse realisiert sowie auch eine Spulen- statt eine Fadenbremse eingesetzt wird.

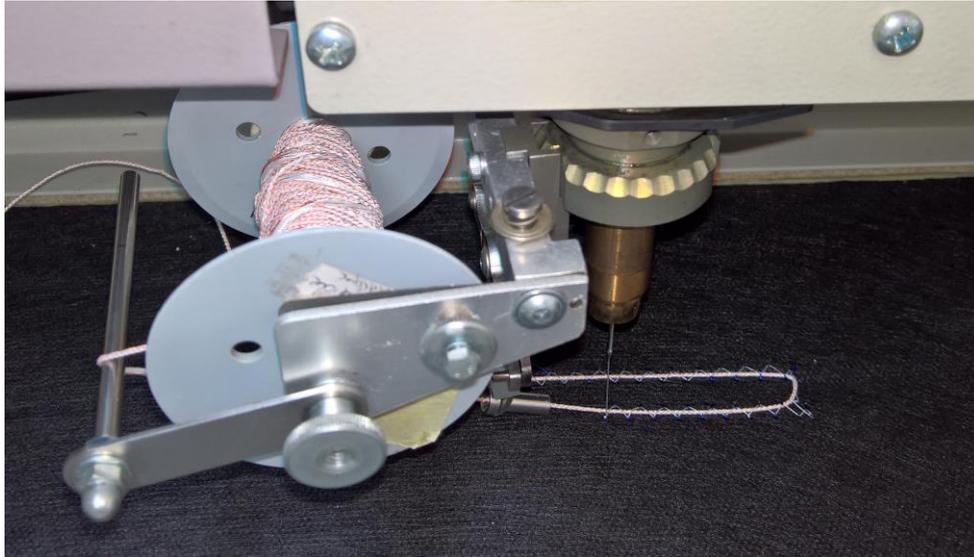


Abbildung 4-5: Sticktechnische Herstellung mit W-Kopf

Die Verfahrensparameter wurden dahingehend optimiert, dass die gekrümmten Bereiche mit einer höheren Stichanzahl gestickt wurden, was ein äußerst positionstreu Applizieren der textilen Sensoren ermöglicht. Die Fadenspannung des Stickfadenmaterials (Oberfaden) wurde vergleichsweise gering gewählt, um eine gute Drapierfähigkeit zu gewährleisten. In Tabelle 4-1 sind die, in umfangreichen praktischen Versuchen ermittelten, Verfahrensparameter für die sticktechnische Applikation der entwickelten Sensoren zusammengestellt.

Stickgrund	Polyestergewirke	Silikongitter
Stoffdrückerhöhe	20 INC ⁷	25 INC
Hub (ZZ)	90 INC	90 INC
Hub (Pantograf)	35 INC	45 INC
Stichart	ZZ 5	ZZ 4

Tabelle 4-1: Maschinenparameter für die Herstellung mittels TFP-Sticktechnik

Das aufgestickte Sensornetzwerk auf der textilen Trägerstruktur ist in Abbildung 4-6 dargestellt.

⁷ 1 INC (Inkrement) entspricht 0,1 mm.

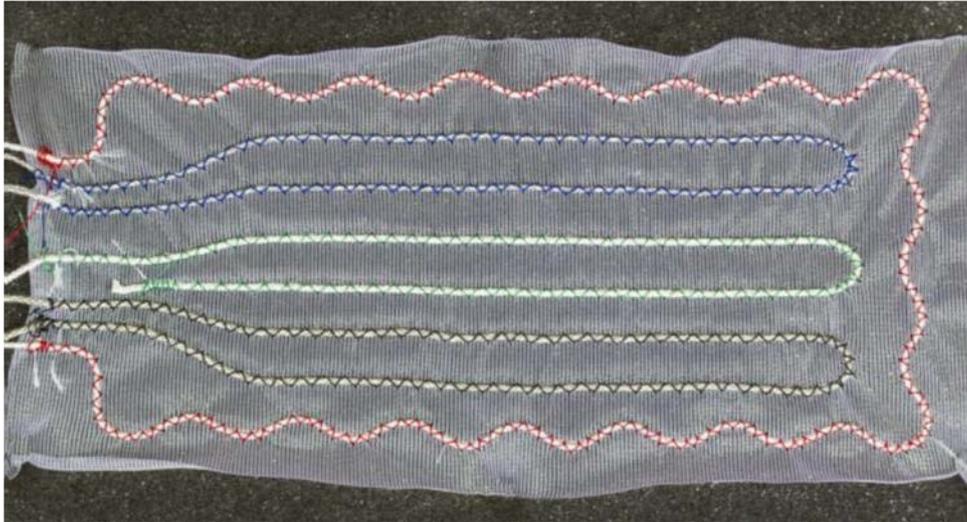


Abbildung 4-6: Aufgesticktes Sensornetzwerk 100 mm x 200 mm auf textiler Trägerstruktur

Zusammenfassend konnte gezeigt werden, dass eine konturtreue verfahrenstechnische Applikation der textilen Sensoren auf verschiedenen Stickgründen mittels der TFP-Sticktechnik möglich ist. Die musterungs- und bindungstechnische Optimierung erfolgte durch Erstellung einer speziellen Trassierung für kompakte Mustergeometrien sowie der experimentellen Analyse bezüglich Vorzugsparmetern für das Stickverfahren.

4.2.2 Stricken

Wie bereits in Abschnitt 4.1 erläutert, erlauben die vielfältigen mustertechnischen Möglichkeiten des Strickens sowohl eine direkte bindungstechnische Integration der Sensoren als auch die Herstellung textiler Taschenstrukturen, die eine Einbettung stickechnisch hergestellter, Sensorsysteme, ggf. in Kombination mit weiteren Funktionsschichten, ermöglicht.

Beide Strukturen wurden für Rechts-Rechts-(RR) Flachstrickmaschinen konzipiert, da dieser Strickmaschinentyp die höchste mustertechnische Flexibilität aufweist. Da eine Vielzahl an spezialisierten Flachstrickmaschinen für unterschiedliche Anwendungen existiert, wurden Kriterien für die Auswahl des zu verwendenden Maschinentyps aufgestellt. Diese sind die Maschinenfeinheit (Abstand der Nadeln), die verfahrenstechnische Flexibilität (Anzahl der Fadenführer bzw. der Stricksysteme), der Nadelbettenabstand und Abzugsart. Die beiden letztgenannten Kriterien sind essentiell, um in die stickechnisch hergestellten Sensorsysteme in die Taschen einzulegen und schädigungsfrei zu verarbeiten. Die Anzahl der Fadenführer ist insb. für die bindungstechnisch einzuarbeitenden textilen Sensoren von großer Bedeutung. In Tabelle 4-2 sind die am ITM verfügbaren Maschinen mitsamt entsprechender Parameter zusammengestellt.

Hersteller Typ	Feinheit	Fadenführer	Nadelbetten-Abstand	Strick-systeme	Abzug
Steiger Aries 3	E7	24	8/10 mm (variabel)	3	Gummierte Walzen
Steiger Aries 3D	E7	32	5 mm	3	3D-Abzug
Shima Seiki SWG091	E15	6	4 mm	1	Gezähnte Walzen
Steiger CMS 320 TC	E10	16	5 mm	2	Gezähnte Walzen

Tabelle 4-2: Übersicht geeigneter Flachstrickmaschinen

Da sowohl die Aries 3 als auch die Aries 3D der Fa. Steiger, Schweiz für die Fertigung von Composite-Halbzeugen mit Zuführung von Stehfäden (Kettfäden) ausgelegt wurden, sind diese Maschinen nur unter erheblichem Aufwand umrüstbar. Die Flachstrickmaschine SWG091 der Fa. Shima Seiki, Japan besitzt eine Feinheit von E 15, womit an dieser Flachstrickmaschine nur bedingt eine offene Maschenstruktur hergestellt werden kann und die Maschine zudem mit nur einem Stricksystem eine geringe Mustervariabilität verfügt. Die CMS 320 TC der Fa. Stoll, Deutschland bietet, mit der Feinheit E10, ausreichendem Nadelbettabstand sowie hoher Flexibilität (16 Fadenführer und 2 Stricksysteme) die besten Voraussetzungen für die Herstellung der gestrickten Strukturen.

Bindungstechnische Integration

Für die bindungstechnische Integration textiler Sensoren wurde ein Muster für ein offenmaschiges Rechts-Rechts-(RR) Gestrick entwickelt, wobei die textilen Sensoren durch direkte Vermaschung mit der RR-Grundstruktur verbunden wurden. Hierbei stellt die Flexibilität und Ondulationsfähigkeit des textilen Sensors die Grenze der Musterkomplexität dar, da dieser bei jeder Verschlaufung stricktechnisch als bspw. Henkel an die Grundstruktur angebunden und somit mechanisch stark belastet wird. Ein Vorteil der RL-Struktur ist ein geringeres Flächengewicht im Vergleich zu einer RR-Struktur, was zudem mit einer offenmaschigeren Struktur einhergeht, wodurch eine bessere Benetzung der Sensoren mit dem Wundexsudat erreicht wird.

Die Integration innerhalb einer Maschenreihe kann durch je einen Fadenführer pro Sensor erfolgen, wobei der Sensor als Voll- oder Teilschuss eingelegt werden kann. Mit dem Vollschuss wäre nur eine Einbindung über die komplette Maschenreihe bzw. Warenbreite möglich, was für die angedachte

Mustergeometrie ungeeignet wäre. Durch Nutzen der Teilschussfunktion wird der textile Sensor hingegen nadelgenau in dem Gestrick platziert und es kann eine Umkehrung über mehrere MR erfolgen, wodurch eine Schlaufenstruktur entsteht. Dies gestattet ferner eine gewisse Ondulationsfähigkeit und somit eine Fadenreserve, die eine Flexibilität bei Bewegung ermöglicht, sowie eine auftretende Zughemmung in der Wundauflage vermeidet.

Für die Mustervarianten wurden folgende Einstellungsparameter und Strickelemente (Tabelle 4-3) in umfangreichen Versuchen als Vorzugslösung ermittelt.

Bindung des Gestricks	Grundbindung Rechts/Links
Bindungselemente	Henkel, Flottierung, Kombination aus Schuss- und Stehfaden
Strickparameter	Abzug: 2,0 mm Kuliertiefe: 9,5 mm
Anzahl der Stricksysteme	2 Systeme
Anzahl der Fadenführer	1 x Normal-Fadenführer für den Maschenfaden 3 x Intarsia-Fadenführer für die textilen Sensoren
Anzahl MR, MS & Maschendichte (MD)	1 cm \cong 10 MR 1 cm \cong 6 MS MD = 10 MR/cm \times 6 MS/cm = 60 Maschen pro cm ²

Tabelle 4-3: Maschinenparameter und Strickelemente der bindungstechnischen Integration

Das Muster wird an der rechten Seite der Nadelbetten gestrickt, um den Weg der Fadenführer und somit die ungenutzte Einarbeitung der textilen Sensoren so gering wie möglich zu halten. Für die Zuführung der textilen Sensoren wurde eine Garnrollenhalterung konstruiert, von der diese passiv abgezogen und zu den Intarsia-Fadenführern geführt werden. In Abbildung 4-7 ist diese Garnhalterung, bestehend aus drei drehbaren Garnrollen mit jeweils angebrachten Massestücken und Fadenbremsen für das jeweilige Sensorgarn, dargestellt.



Abbildung 4-7: Garnhalterung für passive Fadenlieferung

Die Garnhalterung ermöglicht ein tangenciales Abziehen und ein horizontales Zuführen der textilen Sensoren zu den Fadenführern. Auf eine aktive Fadenzulieferung und -spannungsüberwachung durch Einsatz eines Fournisseurs wurde verzichtet, da die Einarbeitung des Teilschussfadens eine zu geringe Gegenkraft erzeugte und das Sensorgarn nicht in ausreichendem Maße rückgeholt wurde. Zudem führte das Wickeln der textilen Sensoren um das Rad des Fournisseurs zu einer Verdrillung und somit unerwünschten Verformung, was wiederum die sensorische Funktionstüchtigkeit beeinträchtigt.

Die Sensoren werden als Schussfäden in Maschenreihen (MR)-Richtung zwischen den Maschenreihen der RL-Grundbindung und in Maschenstäbchen (MS)-Richtung mittels des Bindungselementes Flottierung über ein Maschenstäbchen integriert. Die Flottierung erfolgt abwechselnd um zwei Maschen versetzt, um eine Ondulation der textilen Sensoren für die geforderte Fadenreserve zu erzeugen. In Anhang B ist ein Ausschnitt der Technikansicht der Muster-Software mit der bindungstechnischen Integration der textilen Sensoren abgebildet.

Vor der Integration des Schussfadens in MR-Richtung wird eine Masche auf das vordere Nadelbett umgehängt, damit an dieser Stelle der Schussfaden durch das Bindungselement Henkel befestigt werden kann. Der Schussfaden wird mittels Intarsia-Fadenführer nadelgenau geführt und der vorher umgehängten Masche mit dem Bindungselement Henkel am hinteren Nadelbett angebunden. Des Weiteren wird der Schussfaden auch am Ende mit einem Henkel gehalten, um ein Verrutschen zu vermeiden und ein gestrecktes Einlegen zu ermöglichen. In Abbildung 4-8 ist links die Programmierung des Umhängens und das Bindungselement Henkel zu sehen, während rechts der eingelegte Schussfaden und der Henkel (siehe weißer Pfeil) abgebildet sind.



Abbildung 4-8: Befestigung des Schussfadens mit Henkel

In der Abbildung 4-9 ist ein derartig hergestelltes Gestrick der Größe 50 mm x 50 mm mit integrierten textilen Sensoren als Schussfäden dargestellt.

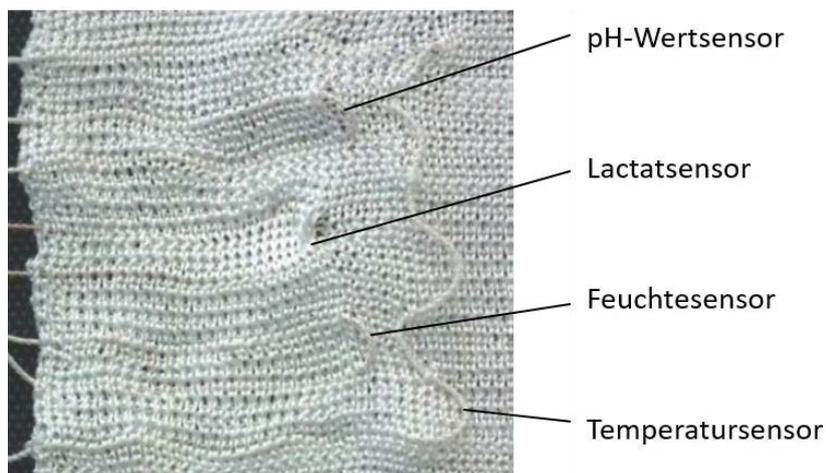


Abbildung 4-9: Gestrick mit bindungstechnisch integrierten textilen Sensoren, 50 mm x 50 mm

Die textilen Sensoren liegen in MR-Richtung verschiebestabil zwischen den verkreuzten Maschen des Grundgestricks. In MS-Richtung onduliert das Temperatur-Sensorgarn als außenliegender Schussfaden und wird durch die wiederholende, versetzte Flottierung im Gestrick eingebunden. Die inneren textilen Sensoren für pH-Wert, Lactat und Feuchte werden als Teilschusseinlage nach vier Maschenreihen wieder zurückgeführt.

Gestrickte Tasche

Die textile Tasche ist als Schlauchbindung ausgeführt, wobei die Randbereiche mit einer gekreuzten Rechts-Rechts-(RRG) Grundbindung abgeschlossen sind. Der Nadelbettabstand der CMS 320 TC ermöglicht nach der Maschenbildung der Taschenstruktur auf dem hinteren sowie dem vorderen Nadelbett (jeweils Rechts-Links-Gestricke) das Einlegen des Sensornetzwerkes, welches anschließend durch eine RR-Bindung geschlossen wird.

Für diese Mustervarianten wurden folgende Einstellungsparameter und Strickelemente (Tabelle 4-4) in umfangreichen Versuchen als Vorzugslösung ermittelt.

Bindung des Gestricks	Grundbindung Rechts/Rechts gekreuzt (RRG) Schlauchbindung (RL auf beiden Nadelbetten)
Bindungselemente	Henkel, Flottierung, Kombination aus Schuss- und Stehfaden
Strickparameter	Abzug: 6,5 mm Kuliertiefe: 12.0 mm vorderes Nadelbett Kuliertiefe: 12.5 mm hinteres Nadelbett
Anzahl der Stricksysteme	1 System
Anzahl der Fadenführer	1 x Normal-Fadenführer für den Maschenfaden
Grundbindung MR, MS & MD	1 cm \triangleq 6 MR 1 cm \triangleq 7 MS MD = 6 MR/cm \times 7 MS/cm = 42 Maschen pro cm ²
Schlauchbindung MR, MS & MD	1 cm \triangleq 6 MR 1 cm \triangleq 6 MS MD = 6 MR/cm \times 6 MS/cm = 36 Maschen pro cm ²

Tabelle 4-4: Maschinenparameter und Strickelemente der bindungstechnischen Integration

Die Nadelbetten stehen zur Herstellung der RRG-Bindung im Interlockversatz gegenüber. Für das Stricken der RRG- und Schlauchbindung ist zudem ein Versatz des hinteren Nadelbettes in einer Maschenreihe notwendig, um trotz der beiden unterschiedlichen Bindungen ein optimales Maschenabschlagen zu ermöglichen. In Abbildung 4-10 sind eine Draufsicht und eine Detailansicht der RRG-Grundbindung zur weniger offeneren Schlauchbindung gegeben.

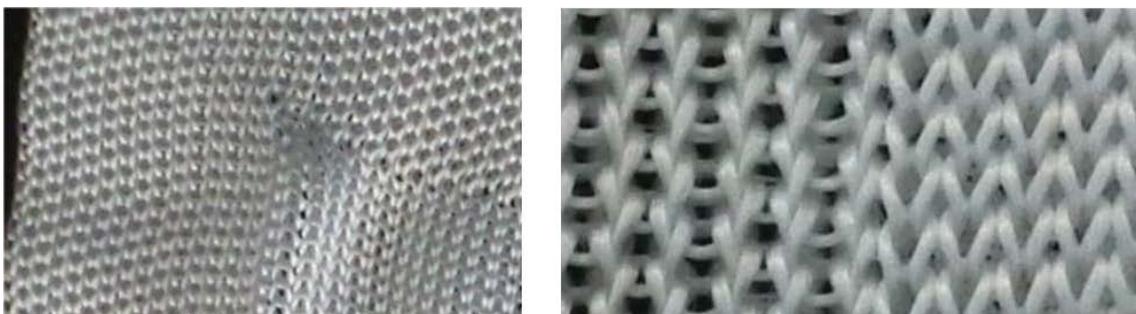


Abbildung 4-10: Draufsicht (links) und Detailansicht (rechts) der RRG-Grundbindung und Schlauchbindung

Bei den jeweiligen Mustern wurde im oberen mittleren Bereich mittels Umhängen der Maschen vom

vorderen auf das hintere Nadelbett eine Öffnung in der Tasche erzeugt, um die Zuleitung des Flachbandkabels bzw. die textilen Sensoren herauszuführen (vgl. Abbildung 4-2). In Abbildung 4-11 sind die vier hergestellten Muster nebeneinander dargestellt.



Abbildung 4-11: Muster gestrickter Taschen unterschiedlicher Geometrien ohne Sensornetzwerk

Die Integration der vorgefertigten, gestickten Sensornetzwerke in die textilen Taschen erfolgt vor dem Schlauchabschluss. Die gestickten Sensornetzwerke wurden hierbei um jeweils 5 mm kleiner als die gestrickten Taschen skaliert: 45 mm x 45 mm, 95 mm x 45 mm, 195 mm x 95 mm und 195 mm x 195 mm auf. Das PES-Gewirk der Fa. Eschler GmbH, als Trägermaterial des gestickten Sensornetzwerks ermöglicht ein problemloses Einlegen zwischen den Nadelbetten. Aufgrund der geringen Dicke hat das Gewirk eine geringe Biegesteifigkeit, weshalb das Sensornetzwerk sich in der Tasche verziehen und eindrehen kann. Der Einlegevorgang sowie das eingestrickte Sensornetzwerk ist in Abbildung 4-12 dargestellt.



Abbildung 4-12: Einlegevorgang (links) und eingelegtes Sensornetzwerk (rechts) in der gestricktem Tasche

Eine Automatisierung des Einlegevorgangs ist prinzipiell möglich, jedoch sowohl steuerungstechnisch als auch konstruktiv sehr komplex und mit hohen Anforderungen verbunden. Die automatisierte Einlegevorrichtung muss mit der Maschinensoftware verknüpft bzw. synchronisiert werden, um mit einem Maschinenhalt das nötige Zeitfenster des Einlegevorgangs zu schaffen. Zumindest an diesem Maschinentyp ist jedoch kein Zugriff auf die interne Maschinensteuerung möglich. Für die Einlage sollte das Sensornetzwerk unbedingt vorfixiert werden und ondulationsfrei vorliegen. Dies kann vorteilhafterweise auch geschehen, indem das Sensornetzwerk bereits in einem Mehrlagenpaket, bestehend aus weiteren Funktionsschichten, gebündelt wird. Das Handling dieser textilen Struktur müsste einen möglichst schmalen Klemm- und Freigabemechanismus beinhalten, welcher zudem die Schlauchstruktur nicht beschädigen darf.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass zwei Verfahren für die stricktechnische Integration der entwickelten textilen Sensoren theoretisch konzipiert und textiltechnisch umgesetzt wurden. Die Methoden der direkten, bindungstechnischen Integration sowie auch die Integration der vorkonfektionierten (aufgestickten) Sensornetzwerke in textile Taschen ermöglichen mustertechnisch hochflexible, geometrisch variable Einbindungsmöglichkeiten.

4.2.3 Weben

In Anbetracht der vielfältigen Möglichkeiten zur webtechnischen Integration der textilen Sensoren erfolgte eine initiale theoretische Betrachtung der vorhandenen Möglichkeiten. Unabhängig des auszuwählenden Webverfahrens ist die Zuführung der Kettfäden von einem Spulengatter gegenüber der Kettbaum-Zuführung zu bevorzugen, da sowohl für die Erstellung textiler Taschen als auch der direkten bindungstechnischen Integration der Sensorgarne unterschiedliche Kettfadenauflängen benötigt werden. Auch erlaubt eine Spulengatterspeisung wesentlich mehr Mustermöglichkeiten ohne partielle kettseitige Spannungsspitzen.

Eine klassische, bindungstechnisch direkte Integration der Sensorgarne kann auf unterschiedliche Weise geschehen. Mittels der Schützenwebtechnologie kann neben dem für die Erstellung des Grundgewebes benötigten Schützen ein weiterer Spulenschütze genutzt werden, welcher mit einem textilen Sensor bestückt ist. Für den Einsatz mehrere Sensortypen sowie dem Grundgewebeschuss wären jedoch mindesten sechs Schützen nötig, was derzeit nur mit Sondermaschinen möglich ist [Hoffmann, 2021]. Zudem besteht bei dieser webtechnischen Einarbeitung der Nachteil einer begrenzten Musterung, da durch die Spulenschützen einerseits kein Teilschuss, andererseits kein breit gezogener Mäander, wie für den Temperatursensor, realisiert werden können.

Eine direkte Integration kann auch mittels der hochproduktiven Breitwebtechnologie, bspw. mittels Greiferwebmaschinen erfolgen. Hierbei kann die Funktionalisierung durch Integration der Sensoren

sowohl mittels Schuss- als auch Kettmusterung realisiert werden. Selbst in spezieller Ausführungsform ist durch Einsatz eines Kettfadensersatzsystems jedoch keine, den Anforderungen gerechte, Musterung gemäß der Zielgeometrie (vgl. Abbildung 4-2) möglich.

Für die indirekte Integration durch Herstellung einer textilen Taschenstruktur müssen, unabhängig vom Maschinentyp, mindestens vier Kettfadensysteme verfügbar sein, um eine Trennung von zwei Gewebelagen zu ermöglichen. Hierdurch kann eine Schlauchstruktur hergestellt werden, die ein Einlegen eines vorkonfektionierten aufgestickten Sensornetzwerks erlaubt.

Anhand dieser theoretischen Vorbetrachtung ist für die webtechnische Integration der textilen Sensoren nur das System der textilen Taschen zielführend. Andere webtechnische Verfahren zur Realisierung von Sensornetzwerken würden, aufgrund ungenügender musterungstechnischer Möglichkeiten, nur in begrenztem Maße das in Abschnitt 4.1 entwickelte Layout wiedergeben.

Gewebte Tasche

Die Herstellung einer textilen Tasche kann einerseits nach dem Webvorgang erfolgen, wofür jedoch eine Fadenschar nachträglich aufgetrennt werden müsste. Vorteilhafterweise ist andererseits ein Einlegen bei kurzzeitigem Maschinenstopp mit geöffnetem Fach. In diesem Fall werden noch unverkreuzte Kettfäden bei Seite geschoben und das textilbasierte flexible Sensornetzwerk zwischen beide Kettfadenlagen eingebettet. Da die Taschengeometrie sich am Sensornetzwerk orientiert, ist für eine Entwicklung dieser Herstellungsvariante eine vergleichsweise schmale Gesamtbreite ausreichend. Bandwebmaschinen weisen im Vergleich zu Breitwebmaschinen zumeist variablere Mustermöglichkeiten auf. In besonderem Maße sind Nadelbandwebmaschinen für diese Anwendung geeignet, da diese sowohl eine hohe Schaftanzahl und daher hohe Mustermöglichkeiten besitzen und ferner mit einem nicht geschnittenen Schussfaden arbeiten, was einen geschlossenen Warenrand gewährleistet.

Die theoretische Konzeption und Modellierung erfolgte auf einer Nadelbandwebmaschine des Typs NFREQ42/2/130-3N der Fa. Jakob Müller AG, Schweiz, deren Auswahl aufgrund der Kettfadenzuführung durch das Spulengatter sowie der hohen Anzahl an Schäften (8 Polschäfte und 12 Grundschäfte) erfolgte. Die technische Patrone für das Schlauchgewebe ist in Abbildung 4-13 bzw. dargestellt.

Fadenanzahl 200 (4 x 2 / 46 x 4 / 4 x 2), 16 Fäden/cm

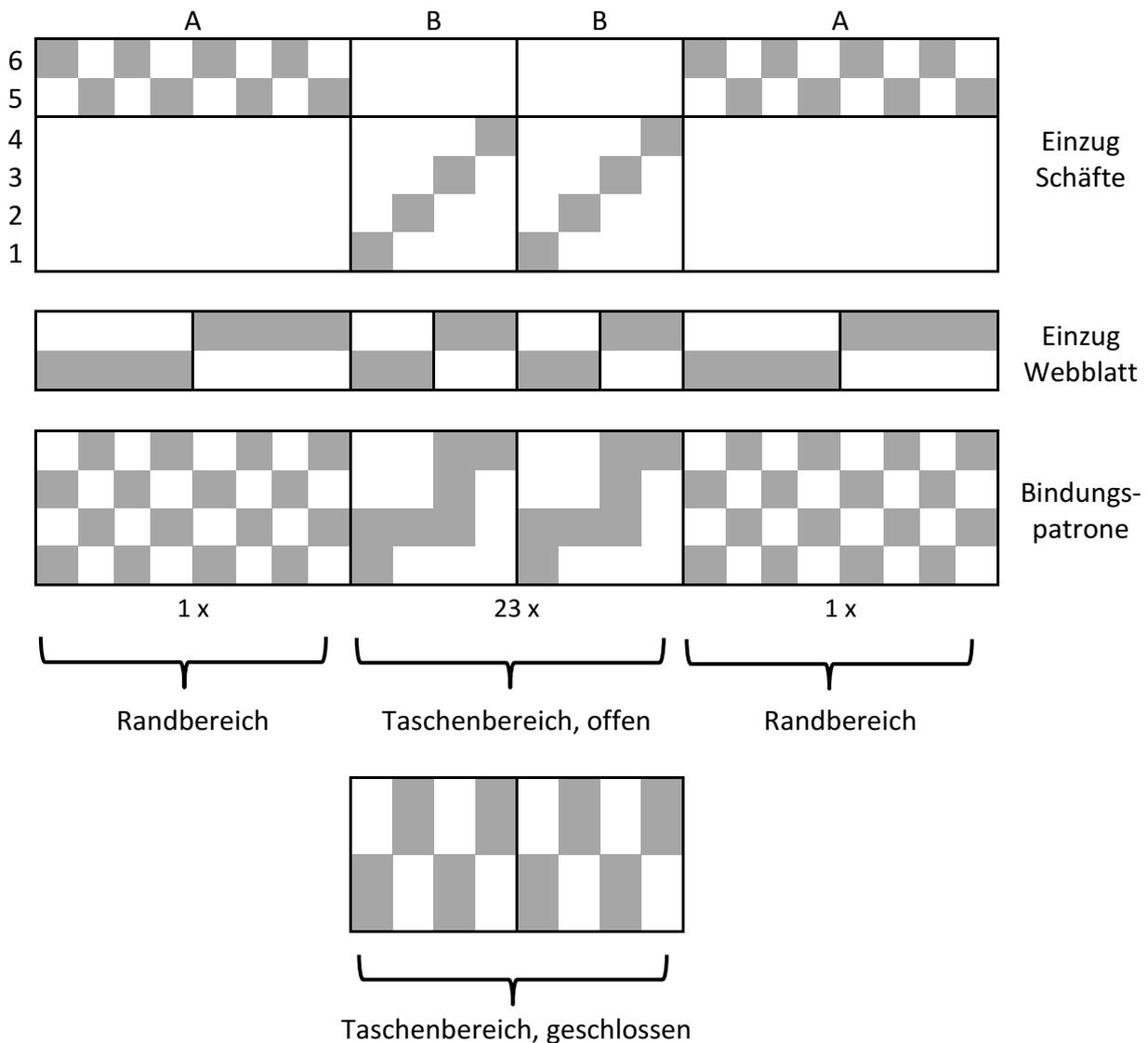


Abbildung 4-13: Technische Patrone

Die Bindungspatrone entspricht an den Randbereichen (Schäft 5 und 6) einer Leinwandbindung, die Taschenöffnung wird über den Fachwechsel der Schäfte 1 bis 4 realisiert.

Als Grundmaterial für sowohl Kett- als auch Schussfäden wurde aufgrund der hohen Festigkeit bei PES-Stapelfasergarn der Fa. Trevira GmbH, Deutschland mit einer Feinheit von 100 dtex verwendet. Da die Warenbreite der hier angewandten Webmaschine auf 130 mm festgelegt ist, wurden die Muster in den drei Größen 100 mm x 50 mm, 100 mm x 100 mm und 200 mm x 100 mm realisiert.

Für die Bindung wurden insg. 200 Kettfäden eingezogen, die sich auf je 4 x 2 Fäden für die Randbereiche sowie 4 x 46 Fäden für die Schlauchbildung aufteilen. Somit ergibt sich eine Kettfadendichte von 16 Fäden/cm. Analog dazu wurde die Schussfadendichte auf 16 Fäden/cm angeglichen, um ein

homogenes Warenbild zu realisieren. In Abbildung 4-14 ist die Nadelbandwebmaschine mit den eingezogenen Kettfäden in Draufsicht dargestellt.



Abbildung 4-14: Draufsicht der Nadelbandwebmaschine während der Herstellung der Taschenstruktur

Bedingt durch die offene Struktur können während des Webprozesses leichte Verwerfungen im Taschenbereich auftreten. Die Führungsfäden wurden für das erleichterte Einziehen des gestickten Sensornetzwerks bindungstechnisch in das Gewebe integriert. Diese Führungsfäden werden während der Herstellung der geschlossenen Fläche im Oberfach, während der Herstellung der Schlauchstruktur zwischen die beiden entstehenden Gewebelagen gehalten. In Abbildung 4-15 ist eine gewebte Tasche mit einem integrierten Sensornetzwerk der Größe 100 mm x 200 mm dargestellt.

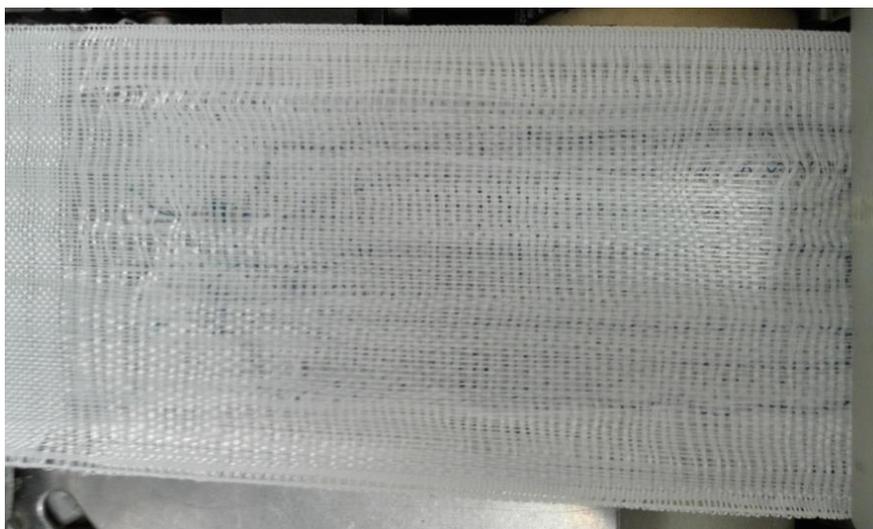


Abbildung 4-15: Gewebte Tasche mit integriertem Sensornetzwerk (100 mm x 200 mm)

Wie in Abbildung 4-15 ersichtlich ist, können die gestickten Muster der Sensornetzwerke schädigungs- und ondulationsfrei in die gewebten Taschen eingezogen werden.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass die Anforderungen an hoher Geometrievariabilität und an einer offenen Struktur durch das Weben erfüllt werden können. Jedoch ist die Verschiebestabilität der gewebten Taschen (Kett- und Schussfäden) im Vergleich zu den gestrickten Varianten geringer. Zudem werden die eingelegten Sensornetzwerke durch den Walzenabzug stark auf Druck beansprucht, wodurch eine Schädigung der Sensoren hervorgerufen werden kann.

4.2.4 Wirken

Als Ausgangspunkt der konzeptionellen Überlegung zur Umsetzung der Sensornetzwerke mittels des Wirkverfahrens wurde Anhand der vorhandenen textilen Sensoren eine direkte bindungstechnische Integration (Sensor als Wirkfaden) ausgeschlossen. Dies hat zum einem rein geometrische Ursachen, da sowohl die Fadenführung durch die Lochnadeln der Nadelbarren sowie auch die geringe Gassenbreite eine Integration mit derartigen textilen Sensoren mit einem Durchmesser von bis zu 1 mm ausschließt. Ferner würde die Verschlaufung der textilen Sensoren in hohem Maße die sensorische Funktion einschränken.

Als Alternative wurde daher eine Integrationsmethode gewählt, die im IGF-Vorhaben 17425 BR „Technologische und konstruktive Entwicklung eines effektiven Systems für den Schusseintrag mit variabler Schusslänge und Schussfolge an Kettenwirkmaschinen zur Integration von Funktionsfäden“ [IGF 17425, 2014] entwickelt wurde. In diesem Projekt wurde eine, am ITM verfügbare, doppelbarrige Raschelmachine DG506 DPLM der Fa. LIBA Maschinenfabrik GmbH/Karl Mayer Textilmaschinenfabrik GmbH, Deutschland mit einer entwickelten Einzelfadenschussvorrichtung modifiziert (Abbildung 4-16).



Abbildung 4-16: Modifizierte Raschelmachine

Mit diesem nachgerüsteten System wird ermöglicht, Funktionsfäden in variabler Schusslänge in Abstandsgewirke zu integrieren. Dabei wird der Funktionsfaden von einem Schussleger in einen Haltekamm außerhalb der Wirkstelle vorgelegt. Zusammen mit diesem legt der Fadenleger den Funktionsfaden in einen modifizierten Stechkamm ein, der diesen zur Wirkstelle transportiert und dort während der Maschenbildung fixiert. Somit ist es möglich, den Schussleger unabhängig vom Maschenbildungsprozess zu bewegen und Funktionsfäden beliebig (z. B. nach drei Maschenreihen) in das Gewirk zu integrieren.

Um eine offene Struktur umzusetzen, wurde auf den Grundbarren eine Atlasfiletbindung eingestellt. Als Bindung für die Polschicht wurde eine sogenannte IXI-Bindung gewählt, bei der die dritte Legebarre (L3) nicht bestückt wird. Diese Bindung ist schematisch als Kettensetzplan in Abbildung 4-17 dargestellt.

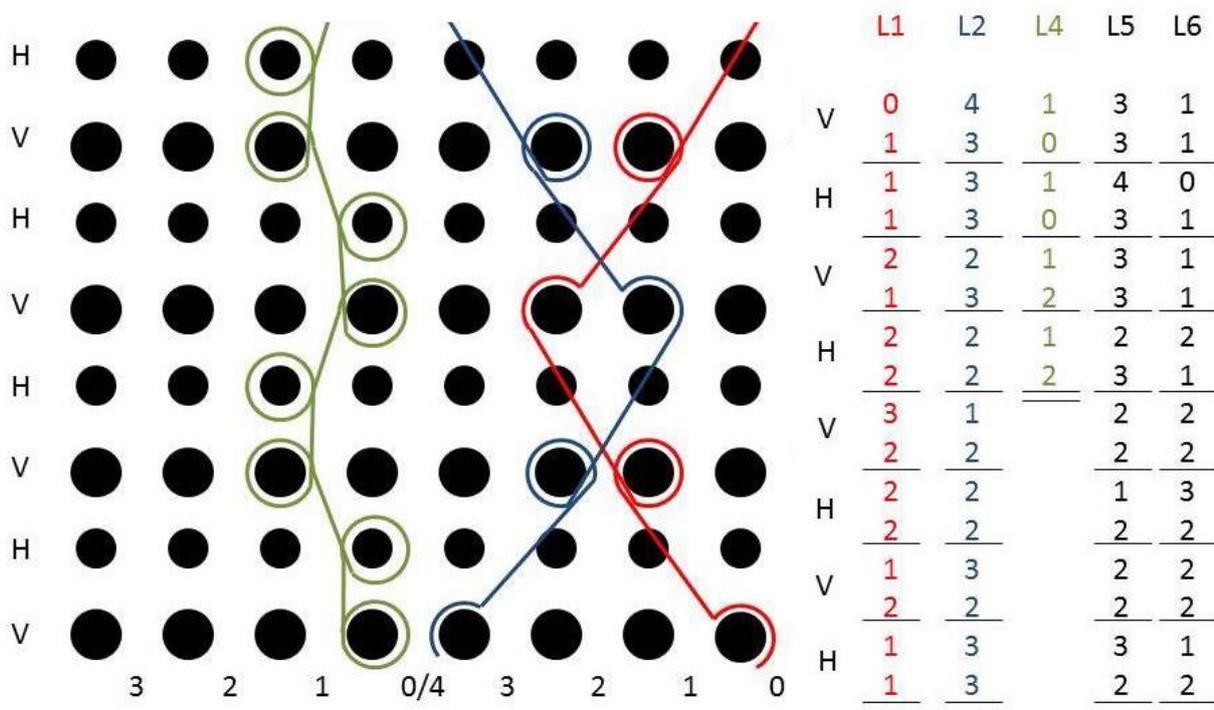


Abbildung 4-17: Bindungsbild mit Kettensetzplan

Die Einarbeitung der Sensorgarne wird als schlaufenförmiger Teilschuss (im Kettensetzplan nicht verzeichnet) zwischen den Polschichten vorgesehen, um dem angestrebten Muster des Sensornetzwerks gerecht zu werden.

Als Material für die Grundflächen wurde ein Polyester-Multifilamentgarn der Feinheit 200 dtex und als Abstandsfaden ein Polyester-Monofil mit einem Durchmesser von 0,15 mm der Fa. Trevira GmbH, Deutschland eingesetzt. Als optimierter Prozessparameter wurde in umfangreichen Versuchen an der Raschelmaschine ein Fräsblechabstand von 5 mm und ein Abzugswert von 5 Maschenreihen/cm ermittelt.

Mittels der Einzelfadenschussvorrichtung (Abbildung 4-18) wurden die textilen Sensoren Versuchsweise als Mäanderstrukturen integriert (Abbildung 4-19).



Abbildung 4-18: Einzelfadenschussvorrichtung an der Raschelmaschine



Abbildung 4-19: Hergestelltes Gewirk mit integrierten textilen Sensoren

Aufgrund der im Vergleich zur Maschinenfeinheit E22 groben textilen Sensoren (\varnothing ca. 1 mm) konnten keine fehlerfreien Deckschichten erzeugt werden. Die textilen Sensoren wurden zudem durch die Einbindung teilweise bis zum Bruch einzelner Elektroden geschädigt, so dass eine nachträgliche Charakterisierung sowie Untersuchung bei mechanischen Beanspruchungen nicht möglich waren.

Eine Herstellung von textilen Taschen wäre ebenfalls durch nachträgliches Aufschneiden bestimmter Polfäden des Gewirks realisierbar. Jedoch ist aufgrund des geringen Abstandes der Nadelbetten eine

Einbettung weiterer Schichten wie beispielsweise einer Schaumschicht nicht möglich. Zudem wäre der herzustellende Schlauch musterungstechnisch nicht in Einzeltaschen separierbar. Vorteilhaft bei der wirktechnischen Integration ist jedoch einerseits die offene und dennoch verschiebestabile Struktur sowie die Flexibilität bei Druckbeanspruchung, welche hinsichtlich der Patientencompliance ein sehr positiver Faktor ist.

4.3 Verknüpfung des Sensorsystems und Datenauswertung

Die Gesamtheit des Sensorsystems kann hierarchisch in benötigte Einzelkomponenten bzw. Prozesse untergliedert werden. Für den vorliegenden Anwendungsfall kann folgendes systematisches Prozessschema zugrunde gelegt werden, was der Messkette entspricht (Abbildung 4-20).



Abbildung 4-20: Prozessschema bzw. Messkette für das Sensorsystem Wundmonitoring

Aus diesem Schema können die hardwareseitigen Einzelkomponenten der Kontaktierung, Signalübertragung sowie Datenerfassung und –auswertung abgeleitet werden, die im Folgenden beschrieben werden.

4.3.1 Kontaktierung

Gemäß Abschnitt 2.9.1 wurden für das vorliegende Konzept des Sensornetzwerks sowohl die Löt- als auch die Klemmverbindungen als Vorzugslösungen ausgewählt. Mit der Auswahl eines Flachbandkabels zur Signalübertragung ist die Kontaktierung zur Datenerfassungs- und –auswerteeinheit

durch kontaktstabile Steckverbinder gewährleistet.

Aufgrund der einfachen Handhabbarkeit wurden für Voruntersuchungen, insbesondere bei Variation der Drahtdurchmesser und der Drahtmaterialien der verschiedenen Sensoren, jedoch Aderendhülsen genutzt, die dann mit aufgesteckten Abgreifklemmen mit den Messleitungen verknüpft wurden. Für die experimentellen Untersuchungen wurden zudem niederohmige Messleitungen (4 mm) genutzt. Bei komplexeren Messungen, insbesondere der Impedanzmessung im Fall der pH-Wert- und NET-Sensoren besitzt diese Kontaktierungsart jedoch nur eine unzureichende Reproduzierbarkeit.

Daher wurde ein Kontaktierungssystem entwickelt, bei welchem die, bereits in Abschnitt 2.9.1 beschriebenen, IC-Sockel genutzt wurden. In vorteilhafter Ausführung können bestimmte Typen dieser Sockel kontaktsicher und mechanisch stabil ineinander gesteckt werden [MPE Gerry GmbH Serie 006, 2019]. Für die Kontaktierung werden die entsprechenden Aderenden, so diese über eine Isolationslackschicht verfügen, abisoliert. Eine gute Entfernung der Lackschicht bei gleichzeitig geringer Schädigung der Drahtmaterialien an sich wurde mit einem Pinsel mit Glasfaserenden erreicht. Anschließend werden die Aderenden, im Falle der Feuchte-, pH-Wert-, Lactat- und NET-Sensoren auch verdrehte Litzen aus bis zu sechs Drähten, in die IC-Sockel gesteckt und mit Lot vergossen bzw. die Adern um Pins gelegt mit Lot fixiert (Abbildung 4-21, oben).



Abbildung 4-21: Anschlussdrähte eines Sensorgarns an Pins eines IC-Sockels gelötet (oben) und im isolierten Zustand (unten)

Durch das Fixieren der Drähte wird sowohl ein stoff- als auch formschlüssige Verbindung sichergestellt, was ein weiterer Vorteil dieser entwickelten Kontaktierungsvariante ist. Es kann somit auf spezielle, materialspezifische Lote für bspw. Edelstahl oder Titan sowie dem Einsatz von Flussmitteln verzichtet werden.

Anschließend wird die Übergangsstelle des Sockels zu dem textilen Sensor durch Überwurf eines Schrumpfschlauchs mit den Dimensionen 4,8 mm auf 2,4 mm mechanisch stabilisiert (Abbildung 4-21, unten). Im Falle von Biege- oder Zugbelastungen, verhindert dies einerseits Drahtbrüche zwischen Sensor und Kontaktstelle. Ein vorteilhafter Nebeneffekt ist andererseits die definierte Abgrenzung des sensitiven Messbereichs zur Kontaktstelle, Kurzschlüsse durch Eindringen des Messmediums in den Sockelbereich werden vermieden.

4.3.2 Signalübertragung

Für die sichere Signalübertragung wurde ein Flachbandkabel gewählt, welches über eine entsprechende Anzahl an Polen bzw. Leitungen verfügt. Die Anzahl der nötigen Leitungen orientiert sich an den verwendeten Messelektroden der entsprechenden Sensoren. In Tabelle 4-5 sind die Sensoren und entsprechend benötigten Messleitungen aufgelistet.

Sensortyp	Messprinzip	Anzahl Elektroden	Anzahl Messleitungen
Temperatursensor	Resistiv	1	2
Feuchtesensor	Kapazitiv	2	2
pH-Wertsensor	Impedimetrisch	2	4
Lactatsensor	Amperometrisch	3	3
NET-Sensor	Impedimetrisch	2	4
Gesamtsumme			15

Tabelle 4-5: Verwendete Messprinzipien und benötigte Messleitungen

Für die beiden, nach dem impedimetrischen Messprinzip arbeitenden, Sensoren wurde die experimentelle Charakterisierung (Kap. 5) mit einer Vierleitermessung durchgeführt. Eine Messdatenerfassung mit einer Zweileitermessung ist für die vorliegende Anwendung problematisch vor allem aufgrund der Effekte der Streukapazität. Da, wie bereits in Kap. 4.1 beschrieben, der NET-Sensor vorerst nicht in das Sensornetzwerk integriert wurde, kann eine Gesamtsumme von elf Adern angenommen werden.

Eine Möglichkeit zur weiteren Reduzierung der Messleiteranzahl besteht darin, bestimmte Elektroden mehrerer Sensoren auf das gleiche Bezugspotenzial (Masse) zu legen. Jedoch würde dies wiederum eine Kontaktierung der Elektrodendrähte untereinander bedürfen, worauf in dieser Arbeit verzichtet wurde. Das ausgewählte Flachbandkabel mitsamt kontaktiertem Sensornetzwerk ist in Abbildung 4-22 dargestellt.

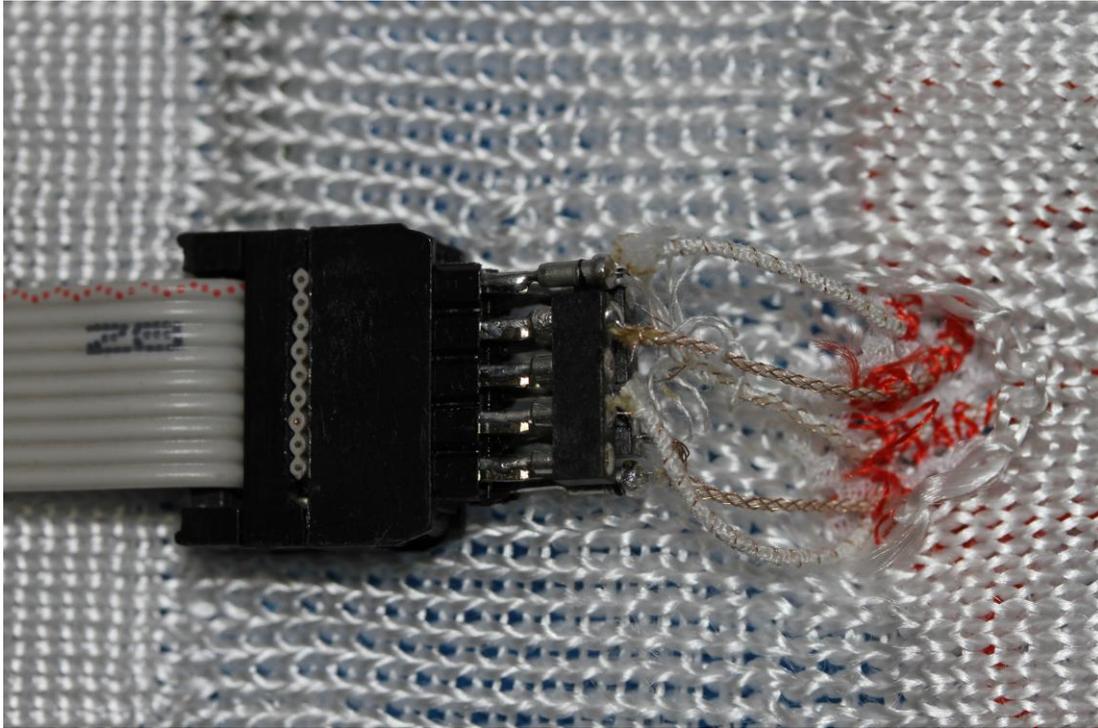


Abbildung 4-22: Flachbandkabel mit kontaktiertem Sensorgarn, ohne Isolierung

4.3.3 Datenerfassung und -auswertung

Die physiologischen Parameter, die die Wunde bzw. das Wundexsudat charakterisieren, werden von den entwickelten textilen Sensoren als elektrische Signale (Strom, Spannung, Impedanz, Kapazität) aufgenommen. Anschließend erfolgt die Digitalisierung dieser Messwerte. Diese Konvertierung erfolgt im Falle der Widerstands- und Stromwerte auf dem Mikrocontroller direkt auf dem Board bei den kapazitiven Messwerten durch einen A/D-Wandler MPR 121 der Fa. Adafruit, USA [Adafruit, 2022]. Die Digitalisierung der Messwerte erfolgt in einer Auflösung von 10 Bit, was einer Unterteilung der Messskala in 1024 diskrete Messwerte entspricht. Die Festlegung dieser Messwertschritte orientiert sich an den in Kapitel 5 aufgenommenen Messbereichen. Für die Datenerfassung und -archivierung wurde ein Mikrocontroller Raspberry Pi 3 der Fa. Raspberry Pi Foundation, USA genutzt. Die Steuerung des Messablaufes übernimmt ein Python-Programm. Es realisiert neben der Messwertaufnahme auch die Filterung von Störsignalen und Messartefakten sowie die Darstellung der grafischen Oberfläche.

Die Messschritterfassung erfolgt zeitlich getaktet mit einer Taktzeit von 10 s. Zur Kompensation von Messartefakten sowie einem messtechnisch bedingten Rauschen werden jeweils 6 Messwerte gemittelt, so dass effektiv ein Messwert pro Minute erfasst wird. Für die vorliegende Anwendung ist das ausreichend, da eine Änderung des Wundheilungszustandes über einen vergleichsweise langen Zeitraum von Stunden bzw. Tagen eintritt.

4.4 Zusammenfassende Betrachtung

In diesem Kapitel wurden neuartige Verfahrenswege entwickelt, um textilbasierte Sensoren zu textilen Sensorsystemen zu verknüpfen. Durch experimentelle Prozessoptimierung der textiltechnischen Verfahren (TFP-Stick-, Strick-, Web- und Wirktechnik) wurde gezeigt, dass die Sensoren mustertechnisch frei und geometrisch unabhängig appliziert bzw. integriert sowie bereits vorkonfektionierte (aufgestickte) Sensornetzwerke in textile Taschen eingebettet werden können.

Als Vorzugslösung der direkten Integration ist hierbei die TFP-Technik ermittelt worden, die aufgrund der hohen Variabilität des Trägermaterials (Stickgrund) sowie der kompletten Musterfreiheit bei der Sensortrassierung der strick- und wirktechnischen Integration zu bevorzugen ist. Eine derartige aufgestickte Sensorstruktur kann in Kombination mit bekannten Wundverbandschichten, gemäß dem zu behandelnden Wundtyp in den Schichtaufbau integriert werden was eine hohe Anwendungsvariabilität ermöglicht.

Für eine indirekte Integration ist eine Ausbildung von textilen Taschen mit der Stricktechnik prädestiniert. Aufgrund der vielseitigen bindungstechnischen Mustermöglichkeiten kann eine hohe Drapierfähigkeit bei gleichzeitig hervorragender Verschiebestabilität erzielt werden. In Kombination mit dem konzipierten, messtechnisch optimierten Sensorlayout besteht bei Nutzung der gestrickten Taschen die Möglichkeit, zusätzliche Funktionsschichten, für bspw. die Exsudataufnahme, einzubinden. Anforderungsgerecht können die Sensoren hinter einer Polsterschicht und vor einer Absorptionsschicht platziert sein. Zudem ermöglicht dies eine einfache Handhabung (Applikation und Entfernung) des kompletten Wundverbandpakets mit integriertem Sensornetzwerk.

Für die hier entwickelten miniaturisierten Sensoren wurde eine spezielle Kontaktierungsmethode entwickelt. Das Einlöten der Aderenden in Stecksockel ermöglicht eine hervorragende mechanische sowie messtechnische Stabilität. Für die Signalübertragung wird ein flexibles Flachbandkabel genutzt, um die Sensoren mit der Auswerteeinheit zu verknüpfen.

Für die Datenerfassung und –auswertung wurde ein Prozessschema entwickelt und die Teilschritte entsprechend dargelegt. Durch Verwendung eines Mikrocontrollers können die erfassten und verarbeiteten Daten digitalisiert und archiviert sowie auch dargestellt werden.

5 Experimentelle Charakterisierung

Für die experimentelle Charakterisierung werden in diesem Kapitel die umfangreichen Untersuchungen an den entwickelten textilbasierten Sensoren dargestellt. Es sei darauf hingewiesen, dass hierbei nur die Ergebnisse ausgewählter wissenschaftlich und/oder technisch besonders relevanter Vorzugsvarianten der, gemäß Kapitel 3 hergestellten, Sensoren dargestellt werden, da die Gesamtheit der untersuchten Varianten und Typen den Umfang dieser Arbeit bei weitem übersteigen würde.

Aufgrund der unterschiedlichen Arten der Messprinzipien wurden für jeden Sensortyp spezielle Versuchsaufbauten entwickelt und genutzt, um die messtechnischen Empfindlichkeit, das Hystereseverhalten, das Einschwingverhalten sowie das Langzeitverhalten entsprechend der in Abschnitt 2.2 dargelegten Anforderungen zu untersuchen. Sofern vorhanden, erfolgten die Untersuchungen in Anlehnung an anerkannte Normen. Die Betrachtung der messtechnischen Stabilität bei mechanischen Beanspruchungen, der Selektivität und die Untersuchung der Biokompatibilität der verwendeten Materialien wurden gesamtheitlich durchgeführt. Abschließend wird in diesem Kapitel eine umfassende Ergebnisdiskussion durchgeführt.

5.1 Temperatursensor

Für die unten aufgeführten Untersuchungen wurden die Temperatursensoren gemäß Abschnitt 4.3.1 kontaktiert. Zusätzliche Konditionierungen oder Vorbehandlungen wurden nicht durchgeführt. Die Bestimmung der messtechnischen Empfindlichkeit erfolgte in Anlehnung an die [EN ISO 80601-2-56]⁸ in einem Wasserbad mit einem Thermostat und einem Präzisionswiderstandsmessgerät des Typs Fluke 8846A. Der Versuchsaufbau ist in Abbildung 5-1 dargestellt.

5.1.1 Messtechnische Empfindlichkeiten

Die Charakterisierung erfolgte im physiologisch relevanten Bereich von 23 bis 40 °C, wobei die Anfangstemperatur gemäß o.g. Norm gewählt wurde. Nach Einstellung der Temperatur mit den Schrittwerten von 1 K wurde diese Temperatur für 1 min gehalten.

Um die Messung zu verifizieren, wurden parallel zu den neuentwickelten, textilbasierten Sensoren thermoresistive Referenzsensoren des Typs Pt100 und Pt1000 (vgl. Abschnitt 2.3.2 – Thermoresistive

⁸ „Medizinische elektrische Geräte - Besondere Festlegungen für die Sicherheit einschließlich der wesentlichen Leistungsmerkmale von medizinischen Thermometern zum Messen der Körpertemperatur“

Messverfahren) untersucht. Die Ergebnisse dieser Untersuchung sind in den Diagrammen in Abbildung 5-2 und Abbildung 5-3 dargestellt.



Abbildung 5-1: Versuchsaufbau zur messtechnischen Charakterisierung der Temperatursensoren

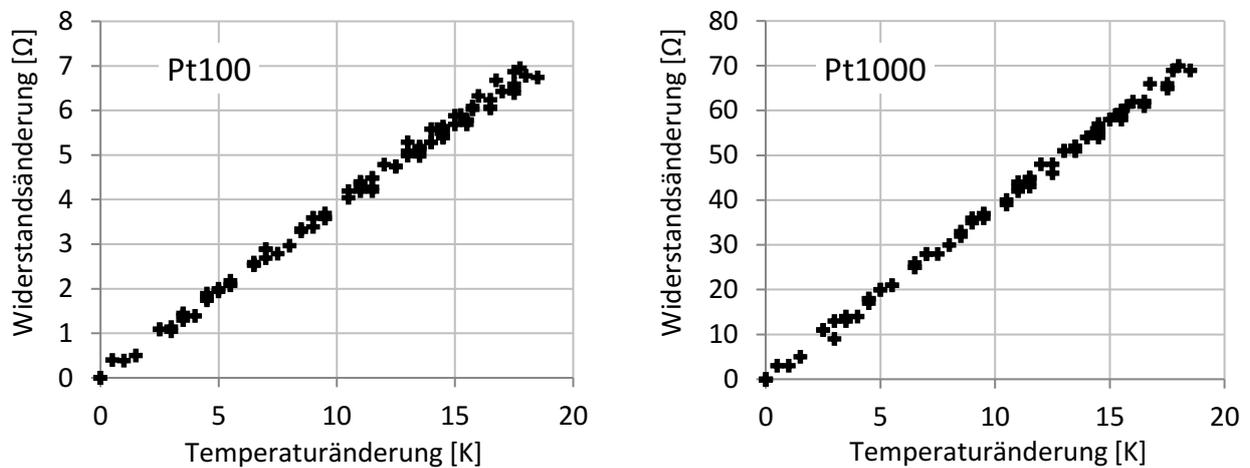


Abbildung 5-2: Widerstandsänderungen der Referenzsensoren Pt100 (links) und Pt1000 (rechts) in Abhängigkeit der Temperaturdifferenz

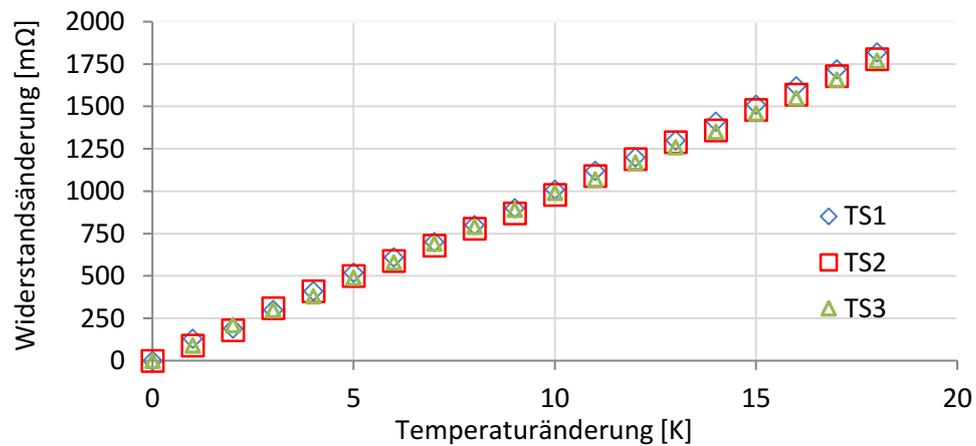


Abbildung 5-3: Widerstandsänderung von drei Parylen-beschichteten textilen Temperatursensoren in Abhängigkeit der Temperaturdifferenz [Wendler et al., 2020]

Der elektrische Widerstand der Referenzsensoren sowie der drei untersuchten Sensorgarne TS1...3 ist wie erwartet linear von der Temperatur abhängig. Für die Referenzsensoren Pt100 bzw. Pt1000 wurde eine mittlere Linearitätsabweichung von 0,013 K bzw. 0,008 K ermittelt. Die Linearitätsabweichung der textilbasierten Sensoren wurde mit 0,028 K errechnet.

Die Übertragungsverhalten dieser Sensoren entspricht $99,4 \text{ m}\Omega \text{ K}^{-1}$. Normiert auf den Grundwiderstand von $150 \text{ }\Omega$ wird ein Widerstands-Temperaturbeiwert von $3,6 \times 10^{-3} \text{ K}^{-1}$ erreicht.

5.1.2 Hystereseverhalten

Für die Bestimmung des Hystereseverhaltens der Sensoren wurde das Wasserbad mit $0,1 \text{ K/min}$ erwärmt und nach Erreichen der Temperatur von $40 \text{ }^\circ\text{C}$ abgekühlt. Die Messwerte wurden in Schritten zu je $0,5 \text{ K}$ aufgenommen. In Abbildung 5-4 ist das Hystereseverhalten von drei artgleichen Sensoren gestaffelt dargestellt. Da für diese Messung längere Sensorgarnabschnitte genutzt wurden, weichen die Absolutwerte der Widerstandsänderungen von den in Abbildung 5-3 ermittelten Werten ab.

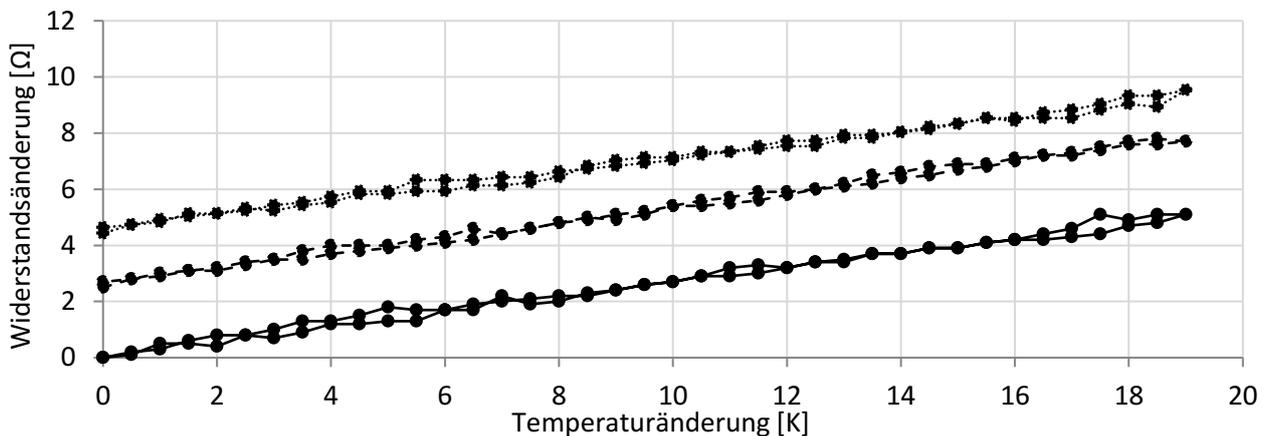


Abbildung 5-4: Hystereseverhalten von drei gleichartigen textilen Temperatursensoren (gestaffelte Darstellung zur besseren Übersicht)

Der Abkühlvorgang entspricht in Abbildung 5-4 der jeweils oberen Kurve. Hierbei weisen die entwickelten Temperatursensoren ein gutes Hystereseverhalten auf. Die mittlere Hystereseabweichung von Aufwärm- zu Abkühlvorgang beträgt $0,49 \pm 0,13 \text{ K}$.

5.1.3 Einschwingverhalten

Um das Einschwingverhalten zu untersuchen, wurden die Sensoren trocken bei Raumtemperatur gelagert ($22,5 \text{ }^\circ\text{C}$) und anschließend in ein vorgeheiztes Wasserbad mit den Temperaturen von $30 \text{ }^\circ\text{C}$, $35 \text{ }^\circ\text{C}$ und $40 \text{ }^\circ\text{C}$ getaucht. Der Messwert wurde anfangs jede Sekunde, anschließend in größeren Zeitintervallen aufgenommen. Das Einschwingverhalten ist in Abbildung 5-4 dargestellt.

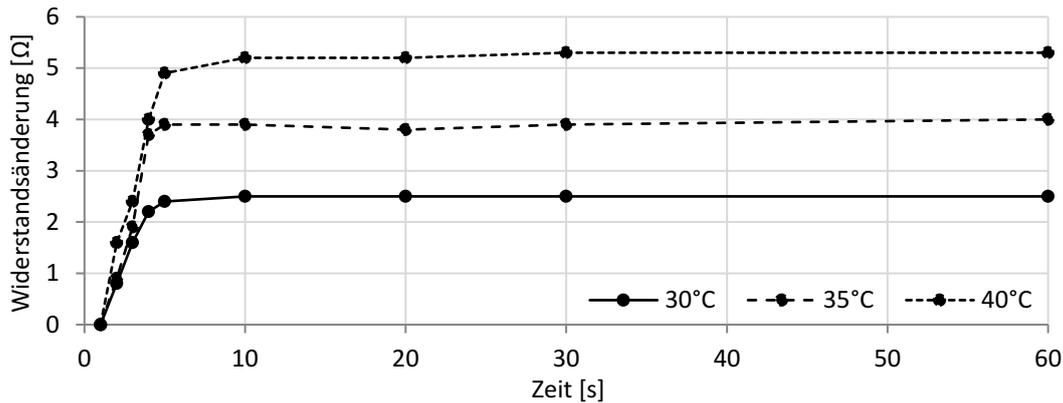


Abbildung 5-5: Einschwingverhalten eines Sensors bei 30°C, 35°C und 40°C

Gemäß den aufgenommenen Messwerten weisen die entwickelten Temperatursensoren ein sehr rasches Einschwingverhalten auf. Bereits nach 5 s betragen bei allen drei untersuchten Einschwingtemperaturen die aufgenommenen Werte mindestens 92,5 % der Endwerte, nach 10 s liegen diese Messwerte bei 95 % des Endwerts, der nach 1 Minute erreicht wird.

5.1.4 Langzeitverhalten

Für die Ermittlung des Langzeitverhaltens wurden die charakterisierten Sensoren für sieben Tage im Messaufbau (vgl. Abbildung 5-1) belassen. Über diese Dauer wurde eine Änderung des Grundwiderstands von durchschnittlich 0,005% (7,4 mΩ) ermittelt. Die maximale Abweichung der langzeitbedingten Messunsicherheit entspricht einer Temperaturdifferenz von 0,074 K.

5.2 Feuchtesensor

Die messtechnische Charakterisierung des Feuchtesensors erfolgte aufgrund der genaueren Einstellbarkeit der Messparameter in einem Exsikkator bei unterschiedlichen Zuständen der feuchten Luft und korreliert somit mit der Feuchte im Sensor bzw. beim späteren Einsatz mit dem Wundmilieu. Abschließende Benetzungsuntersuchungen wurden als Referenzmessungen durchgeführt. Es wurden Messlösungen mit verschiedenen Salzen hergestellt, um die erzielte Luftfeuchtigkeit im Exsikkator einzustellen. Die verwendeten Salze und die damit einstellbaren Luftfeuchten sind in Tabelle 5-1 aufgelistet.

Salz	KC ₂ H ₃ O ₂	K ₂ CO ₃	NH ₄ NO ₃	NaCl	(NH ₄) ₂ SO ₄	KNO ₃
Rel. Luftfeuchte in %	22,5	43,2	65	75,5	81,3	94,6

Tabelle 5-1: Verwendete Salze und korrespondierende relative Luftfeuchten

Die Messsignale der textilbasierten Feuchtesensoren wurden mit einem LC-Meter AE20204 der Fa.

Ascel Electronic, Deutschland erfasst und mit einem Messrechner aufgezeichnet. Als Referenzsensor wurde hierbei ein kapazitiver Sensor (vgl. Abbildung 2-6) des Typs DHT22 der Fa. Aosong Electronics Co., Ltd., China genutzt, der eine angegebene Messgenauigkeit von $\pm 5\%$ r.L. besitzt. Die Signalaufnahme dieses Referenzsystems erfolgte mit einem Raspberry Pi 3 Model B der Fa. Raspberry Pi Foundation, UK. Der Versuchsaufbau ist in Abbildung 5-6 dargestellt.

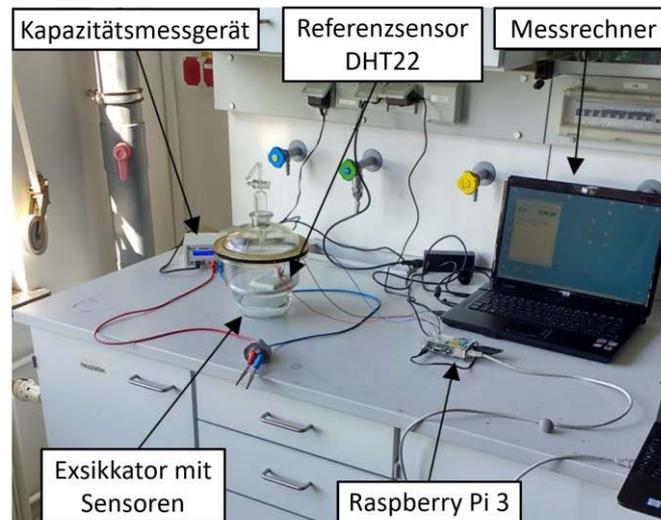


Abbildung 5-6: Versuchsaufbau zur messtechnischen Charakterisierung der Feuchtesensoren [Wendler et al., 2019]

5.2.1 Messtechnische Empfindlichkeiten

Für die Bestimmung der messtechnischen Empfindlichkeit der textilbasierten Feuchtesensoren und der angegebenen Feuchte gemäß dem Referenzsensor wurden die Kapazitätswerte in einer Zeitspanne von 20 h aufgezeichnet. Zum Nachweis der Reproduzierbarkeit wurde dieser Test viermal mit jedem Salz wiederholt.

In Abbildung 5-7 ist die Kennlinie als Mittelwert samt Standardabweichung dieser vier Messungen entsprechend den eingestellten Feuchten in einem Diagramm verzeichnet. Im gleichen Diagramm ist der ausgegebene Feuchtwert des Referenzsensors mitsamt dessen bekannter Messgenauigkeit ($\pm 5\%$ r.L.) verzeichnet.

Der Messwert des Referenzsensors weicht in dieser Untersuchung in den angegebenen Grenzen der Messunsicherheit teilweise von der eingestellten Feuchte ab (vgl. Messpunkt bei 81,3 % r.L.). Anhand der ermittelten kapazitiven Messwerte der Messpunkte kann gemäß der Beschreibung in der Norm „Wärme- und feuchtetechnisches Verhalten von Baustoffen und Bauprodukten - Bestimmung der hygroskopischen Sorptionseigenschaften“ das Polynom der Sorptionsisotherme bestimmt werden [DIN EN ISO 12571], die für folgende Untersuchungen als charakteristische Sensorkennlinie genutzt wird. Dieses im Versuch ermittelte Polynom ist in folgender Gleichung (5-1) gegeben.

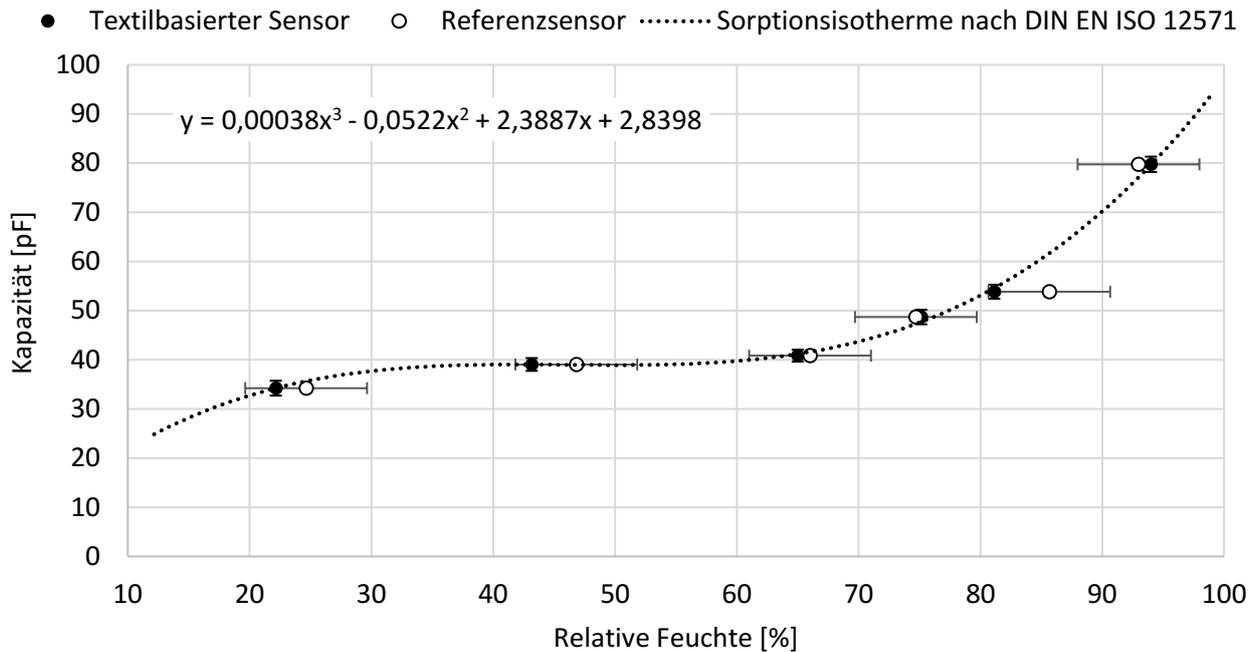


Abbildung 5-7: Kapazitätsänderung des textilbasierten Sensors im Vergleich zum Referenzsensor und Polynom der Sorptionsisotherme nach DIN EN ISO 12571 [Wendler et al., 2019]

$$C(pF) = 0,00038 \cdot (r.L.)^3 - 0,0522 \cdot (r.L.)^2 + 2,3887 \cdot (r.L.) + 2,8398 \quad (5-1)$$

Darin bedeuten:

C: Elektrische Kapazität [pF]

r.L.: Relative Luftfeuchte [%]

Diese Kennlinie wurde in den nachfolgenden Untersuchungen verwendet, um anhand der kapazitiven Messwerte entsprechend die relative Feuchte anzugeben.

5.2.2 Hystereseverhalten

Da zum Untersuchungszeitpunkt für die Aufzeichnung des Hystereverlaufs noch keine Klimakammer vorhanden war, wurde anstelle dessen das dynamische Verhalten der textilen Sensoren bestimmt. Es wurden Messungen durchgeführt, bei denen mit 94,6% r.L. (KNO_3) sowie bei geöffnetem Exsikator gearbeitet wurde, um einen möglichst hohen Unterschied im Vergleich zur Raumluftfeuchte aufzuweisen. Nach Vorkonditionierung der textilbasierten Sensoren (Lagerung in Raumluft) wurde der Deckel des Exsikkators für 2 Stunden geschlossen, anschließend angehoben und nach 30 Minuten Exposition wiederum geschlossen. Zur Bestimmung des dynamischen Verhaltens wurden zwei Messzyklen durchgeführt.

Mithilfe des in 5.2.1 ermittelten charakteristischen Polynoms wurde die Feuchte anhand des kapazitiven Messsignal errechnet. Messartefakte wurden durch eine Mittelung von je 10 Messwerten

kompensiert. Im dynamischen Bereich wurde auf diese Mittelung jedoch verzichtet, da ansonsten ein segmentierter Abfall (Treppcheneffekt) im Diagramm entsteht. Die Ergebnisse sind unter Abgleich mit dem Referenzsensor in Abbildung 5-8 dargestellt.

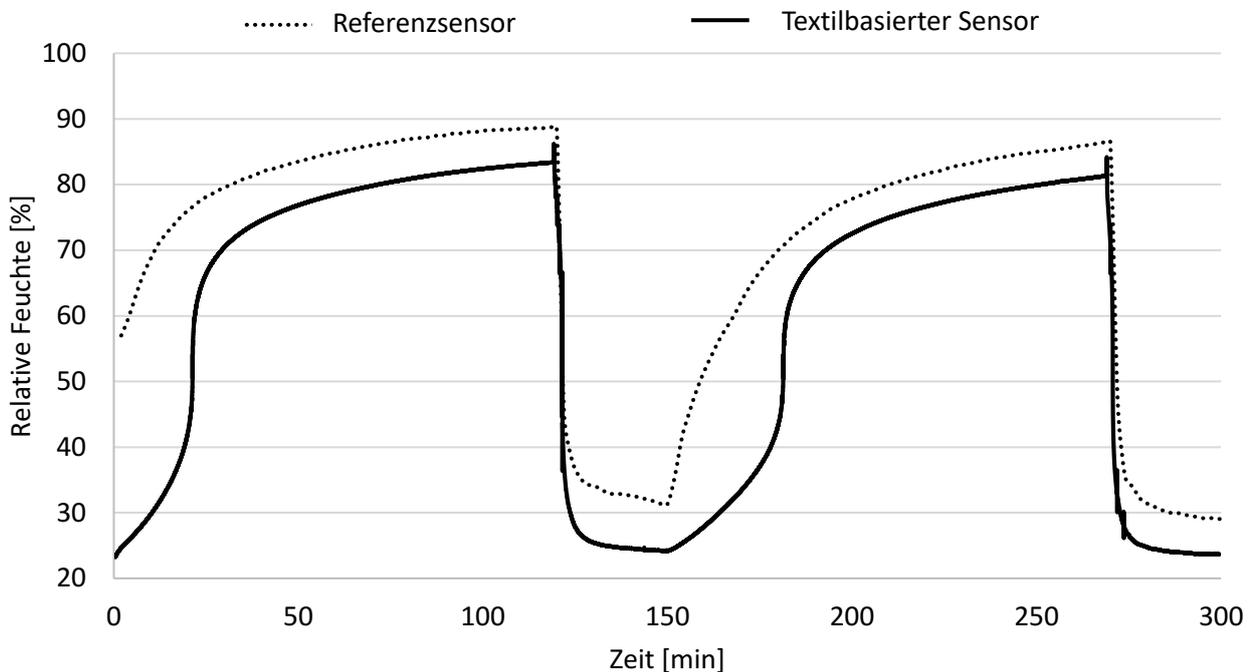


Abbildung 5-8: Dynamisches Hystereseverhalten des textilbasierten Feuchtesensors im Vergleich zum Referenzsensor

Der mit den entwickelten Sensoren aufgezeichnete Feuchteverlauf korreliert mit den Werten des Referenzsensors, wobei die entwickelten Sensoren ein hervorragendes dynamisches Verhalten beim Wechsel in das trockenere Niveau aufweist. Anhand der aufgenommenen Messkurven im Vergleich zum Referenzsensor kann zudem ein ähnliches Hystereseverhalten geschlossen werden (Messdrift textiler Sensor und DHT22: $\pm 5\%$). Aufgrund der, im Vergleich zu dem planaren Referenzsensor, großen sensitiven Oberfläche der textilen Sensoren tritt ein verzögertes Einschwingverhalten in das feuchte Milieu auf, was im nachfolgenden Abschnitt näher untersucht wird.

5.2.3 Einschwingverhalten

Unter der Annahme, dass elektrische Einschwingeffekte infolge von bspw. Erwärmung des Leitermaterials vernachlässigt werden können, entspricht das Einschwingverhalten im Fall der Feuchtesensoren dem Sorptionsverhalten und wurde bei 65% r.L., 81,4% r.L. und 94,6% r.L. untersucht. Die elektrische Kapazität des entwickelten Sensors wurde unter Abgleich mit dem Referenzsensor in einem Zeitraum von 20 h aufgezeichnet. In Abbildung 5-9 ist exemplarisch das Ergebnis der Messung bei 81,4% r.L. dargestellt.

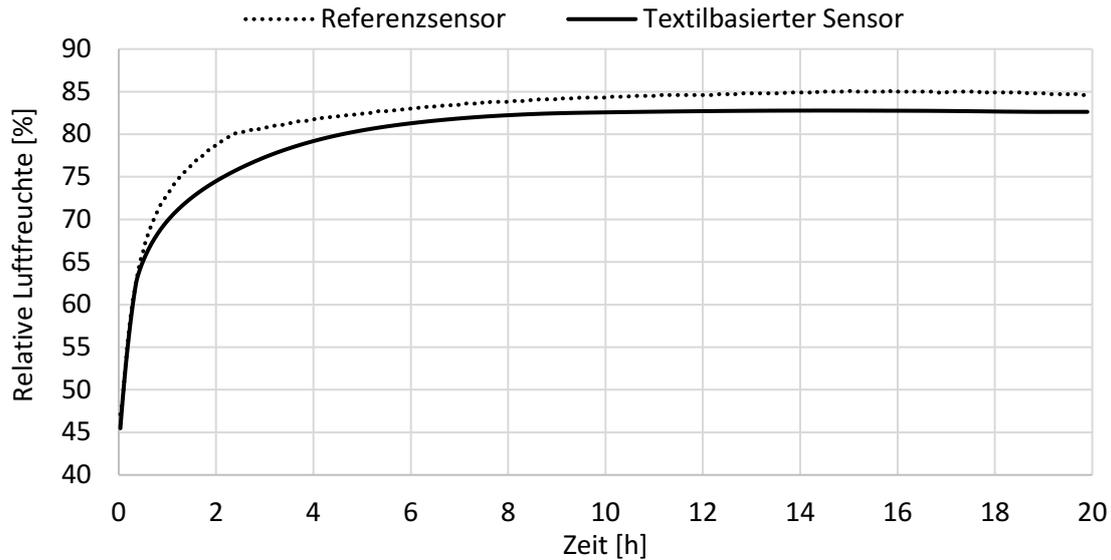


Abbildung 5-9: Einschwingverhalten des textilbasierten Feuchtesensors im Vergleich zum Referenzsensor bei 81,4% rel. Luftfeuchte

Es wurde ein leicht verzögertes Einschwingverhalten des textilbasierten Sensors im Vergleich zum Referenzsensor aufgezeichnet. Für den textilen Sensor wird nach ca. 4 h ein Wert erreicht, der 10% vom finalen Wert abweicht, beim Referenzsensor ist dies bereits nach 2 h der Fall. Zudem weicht der erfasste Feuchtwert (Mittelwert ab Stunde 10: 82,7 % r.L.) des textilen Sensors nur in geringem Maße von der eingestellten, tatsächlichen Feuchte (81,4% r.L.) ab, wobei der Referenzsensor eine deutlichere Abweichung aufweist (Mittelwert ab Stunde 14: 84,9 % r.L.). Da sowohl beim textilen, als auch dem Referenzsensor ein mehrstündiges Einschwingverhalten ermittelt wurde, kann auch die Verteilung der Luftfeuchte im Exsikkator als verzögert angenommen werden. Im Unterkapitel des Verhaltens im wässrigen Milieu soll dieser Aspekt noch deutlicher herausgearbeitet werden.

5.2.4 Langzeitverhalten

Die Feuchtesensoren wurden für die Ermittlung des Langzeitverhaltens für sieben Tage im Exsikkator belassen. Bei der anschließenden Untersuchung mit Salzen der niedrigsten bzw. höchsten relativen Luftfeuchte wurden Abweichungen der Kapazität von 1,4 pF bei 22,5% r.L. bzw. 2,3 pF bei 94,6% r.L. ermittelt, was einer Feuchteabweichung von 2,5% r.L. bzw. 1,3% r.L. entspricht.

5.2.5 Verhalten im wässrigen Milieu

Im Vergleich zu den bisherigen Untersuchungen soll in diesem Abschnitt die Ertüchtigung des Sensors zur Feuchtemessung im wässrigen Niveau nachgewiesen werden. Hierfür wurden bei zwei artgleichen Sensortypen Benetzungsversuche mit deionisiertem Wasser durchgeführt. Die Sensoren wurden eingetaucht, wenige Minuten im Wasser belassen und anschließend an der Raumluft ge-

trocknet. Der Versuch erfolgte bei einer konstanten Temperatur von 24°C und einer relativen Luftfeuchte von 36%. Der Kapazitätsverlauf beider Sensoren während der Benetzung und der Trocknung ist in Abbildung 5-10 dargestellt.

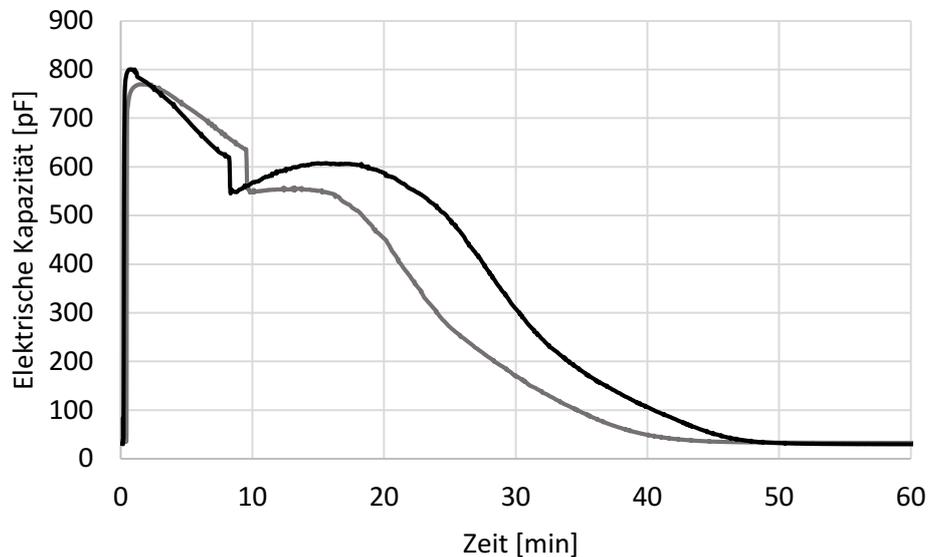


Abbildung 5-10: Verhalten im wässrigen Milieu

Nach einem raschen Anstieg auf einen rund 10-fachen Wert im Vergleich zur Messung im Exsikkator bei 94,6% r.L. fällt der Messwert kontinuierlich ab. Nach der Entnahme des Sensors aus dem Messgefäß bei Minute acht bzw. zehn steigt der Messwert wieder leicht an, was mit der Ansammlung von Wasser im, für den Trocknungsprozess genutzten, Uhrenglas in Zusammenhang gebracht werden kann. Eine Trocknung ist nach 45 bzw. 50 Minuten erreicht und der Kapazitätswerte befinden sich wieder bei den Ausgangswerten vor der Benetzung. Anhand der Messergebnisse kann nachgewiesen werden, dass der entwickelte Feuchtesensor auch im wässrigen Milieu eine zuverlässige Funktionalität aufweist.

5.3 pH-Wertsensor

Für die Untersuchung der pH-Wertsensoren wurde der physiologisch relevante Messbereich von pH 4 (Minimalwert Haut) bis pH 9 (Maximalwert chronische Wunde) festgelegt.

Eine besondere Herausforderung für die messtechnische Untersuchung mittels des Impedanzmessprinzips war die fadenförmige Gestalt der Sensoren, da weder spezielle Kontaktierungen noch Versuchsaufbauten für die Messung in einem wässrigen Medium existieren. Für Voruntersuchungen wurde eine Messwanne aus inertem Polytetrafluorethylen (PTFE) entwickelt und umgesetzt, in der die Sensoren liegend, ohne Zugbelastung, eingespannt wurden (Abbildung 5-11).

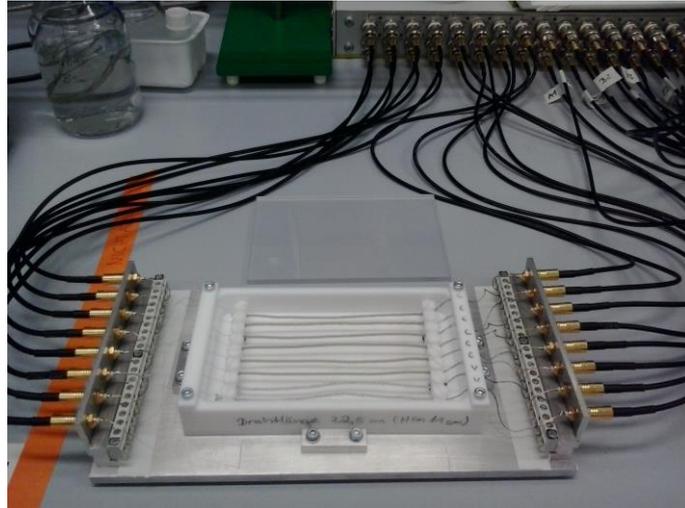


Abbildung 5-11: Messwanne für Voruntersuchung an pH-Sensorgarnen

In dieser Konfiguration konnten, insbesondere aufgrund der Zuleitungen zwischen den seitlich angeordneten, goldplattierten Sub Miniature B (SMB)-Steckbuchsen und der weißen PTFE-Messwanne jedoch keine reproduzierbaren Messergebnisse ermittelt werden, da auftretende Streukapazitäten das Messsignal signifikant beeinflussten. In dieser Konfiguration konnte zudem nur bedingt eine Referenzierung des pH-Wertes der Lösung durch das pH-Meter erfolgen. Auch war ein Wechsel der Messlösung nur durch ein Pipettiergerät möglich. Ferner war der Wechsel der Sensorgarne sehr aufwändig, da diese durch Sicherungsschrauben fixiert wurden, um eine Berührung des Bodens und somit eine nur einseitige Benetzung zu garantieren. Bei geringfügig zu lang konfektionierten Sensoren trat, bedingt durch Kapillareffekte an den Sensorenden, Messflüssigkeit aus der Messwanne aus. Trotz einer Abdeckung aus PMMA erschwerten Verdunstungseffekte die Langzeitmessungen.

Ein verbesserter Messaufbau wurde durch die Konstruktion eines Messdeckels realisiert, an dem die textilen pH-Wertsensoren in einem Becherglas mit Messlösung hängend eingespannt sind. Der entwickelte Messdeckel sowie der gesamte Messaufbau sind in Abbildung 5-12 dargestellt.



Abbildung 5-12: Messdeckel mit Einspannelementen (links) und Messaufbau für pH-Wertmessungen (rechts)

Dieser Messaufbau weist im Vergleich zu der bisher verwendeten Messwanne mehrere Vorteile auf und kann gleichsam alle Nachteile kompensieren. Die Zuleitungen sind sowohl kurz und, durch die Löt konstruktion, sehr stabil ausgeführt, womit die unerwünschten Streukapazitäten stark reduziert werden konnten. Im Messdeckel ist eine entsprechende Bohrung für das pH-Meter zur Referenzierung vorgesehen. Ein Wechsel der Messlösung als auch der Messgarne ist durch Abnahme des Messdeckels vom Becherglas sowie auch der Entnahme der einzeln fixierten Einspannelementen ohne weiteres möglich. Der Deckel kann zudem für Langzeitmessungen mit Formmasse abgedichtet werden (vgl. Abbildung 5-12, links). Die Anknüpfung der Sensoren erfolgt über die in Abschnitt 4.3.1 dargelegte Kontaktierung mittels der IC-Sockel.

5.3.1 Messtechnische Empfindlichkeiten

Aufgrund des kapazitiven Aufbaus sowie der komplexen Zusammenhänge der pH-wertabhängigen Quellung bzw. pH-wertabhängigen Änderung der elektrischen Eigenschaften der Sensoren wird ein frequenzabhängiges Verhalten der messtechnischen Empfindlichkeit der pH-Wertsensoren angenommen (vgl. Abschnitt 2.7.2). Zur Ermittlung einer geeigneten Messfrequenz wurde mit dem Impedanzmessgerät ein Frequenzbereich von 100 Hz bis 1 MHz mit einer linearen Unterteilung von 50 Teilschritten untersucht. Die Messung erfolgte bei einer Amplitudenspannung von 125 mV. Als Messanalyte wurden neutrale, sowie mit Natronlauge (NaOH) bzw. mit Essigsäure (CH_3COOH) versetzte PBS-Lösungen hergestellt, die Werte von pH 3,51 (sauer), pH 7,51 (neutral) und pH 10,3 (alkalisch) aufwiesen. Mit der sauren sowie alkalischen Lösung wurden auch die Lösungen für die nachfolgenden Stufentests hergestellt.

In folgender Abbildung 5-13 ist exemplarisch für das saure Milieu die Impedanz (Real- und Imaginärteil) von vier untersuchten Sensoren im Frequenzspektrum dargestellt. Der Messpunkt bei 100 Hz übersteigt den Messwertebereich der Ordinatenachse deutlich. Wie jedoch später in Abbildung 5-14 deutlich wird, hat dieser Frequenzbereich für die Messung eine geringe Priorität.

Die vier untersuchten Sensoren gleichen Typs weisen ähnliche frequenzabhängige Widerstandswerte sowohl im Real- als auch Imaginärteil auf. Beim Imaginärteil tritt jedoch ein unerwartetes Verhalten auf, da die negativen Widerstände im komplexen Spektrum ein induktives Verhalten der Sensoren aufzeigen. Höchstwahrscheinlich ist dieses Verhalten auf die fadenförmige Gestalt der Sensoren zurückzuführen.

Aufgrund des kapazitiven Aufbaus der Sensoren ist für die messtechnischen Untersuchungen insbesondere der Imaginärteil relevant, der hierbei näher untersucht werden soll. In folgender Abbildung 5-14 ist die Differenz der komplexen Widerstände vom sauren zum alkalischen Milieu dargestellt.

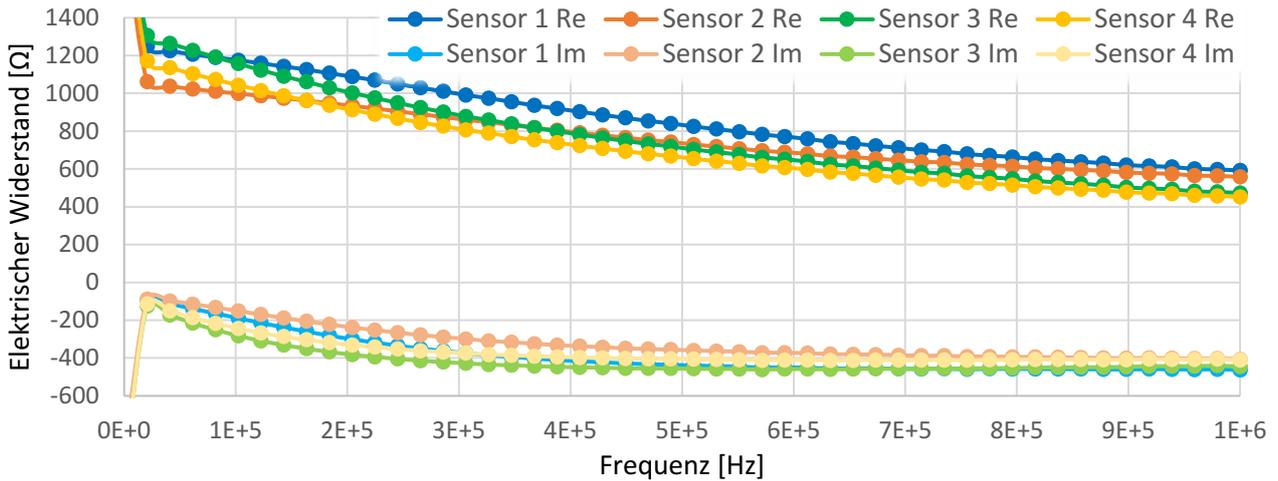


Abbildung 5-13: Frequenzspektrum der Impedanz von vier Sensoren im sauren Milieu mit Real-(Re) und Imaginärteil (Im)

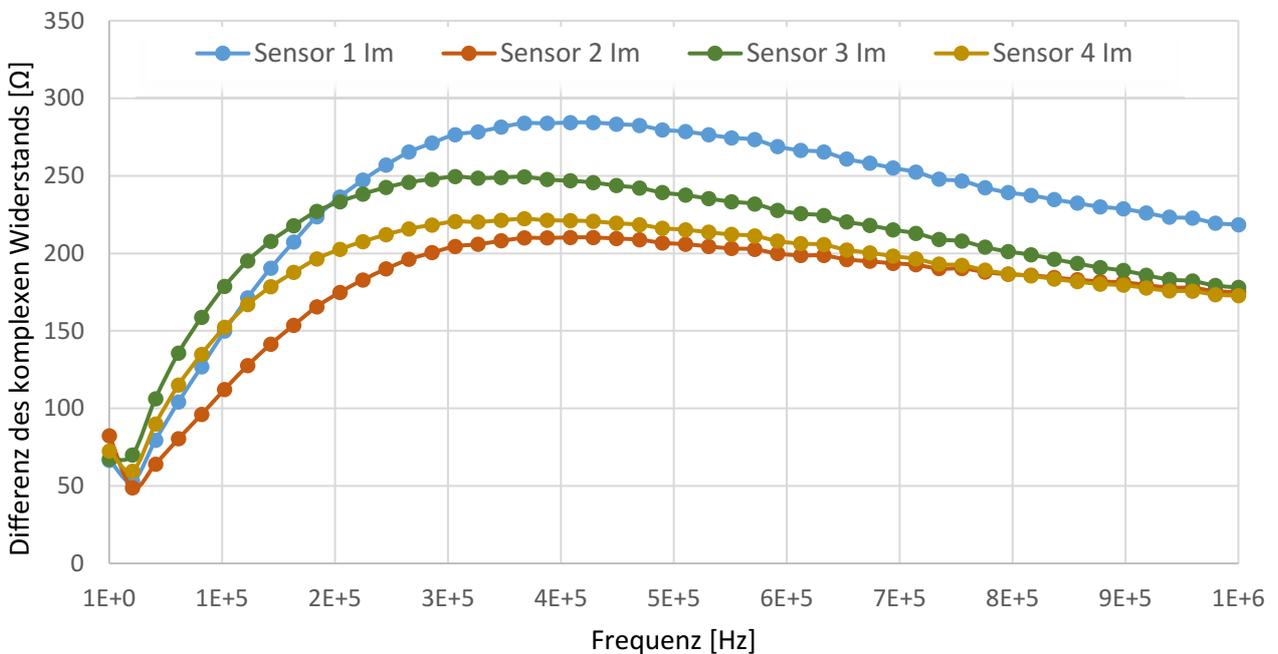


Abbildung 5-14: Frequenzspektrum der Differenz der komplexen Widerstände vom sauren im Vergleich zum alkalischen Milieu

In der charakteristischen Kurve der vier untersuchten Vorzugsvarianten der Sensoren treten im Bereich von 300 bis 600 kHz die größten Differenzen auf. Daher wird dieser Bereich in folgenden Untersuchungen näher betrachtet. Auffallend ist das individuelle frequenzabhängige Verhalten der Sensoren. Die größte Widerstandsdifferenz tritt bei Sensor 3 bereits bei ca. 300 kHz auf, bei den anderen Sensoren erst bei ca. 400 kHz.

Ein weiterer Faktor bei der messtechnischen Untersuchung betrifft die Länge der Sensoren, die direkt mit dem Impedanzverhalten in Zusammenhang stehen. Aufgrund der vorteilhaften Konstruktion der Sensoren mit einer einseitigen Kontaktierung sowohl der Kern- als auch Außenelektrode kann deren Länge sehr einfach angepasst werden. Gemäß den bekannten Geometrien der Wundverbände (vgl. 2.2.1) wurden Sensoren in den Längen von 2, 5 und 10 cm untersucht.

Die Untersuchung wurde im relevanten pH-Wertbereich von pH 4 bis pH 9 (vgl. 2.1.5) aufsteigend mit Abstufungen von jeweils einem pH-Wert-Schritt durchgeführt, wobei die Lösung nach 30 min gewechselt wurde. In folgender Abbildung 5-15 ist der Stufentest der Sensoren dargestellt.

Die ermittelten Daten zeigen eine prinzipielle Korrelation der untersuchten Sensorlängen, wobei mit steigender Länge die pH-Wertsensitivität abnimmt. Im Verlauf ist jedoch kein eindeutiges Ergebnis erkennbar, da die Imaginärteile der Impedanz bei steigenden pH-Werten bis pH 7 bzw. pH 8 ebenfalls steigen und hierbei sogar der kapazitive Anteil den induktiven Anteil übersteigt (positiver Widerstandswert). Bei höheren pH-Werten wiederum sinkt der Imaginärteil der Impedanz. Alle Sensoren weisen bei geringen pH-Werten < pH 6 hohe Einschwingzeiten auf.

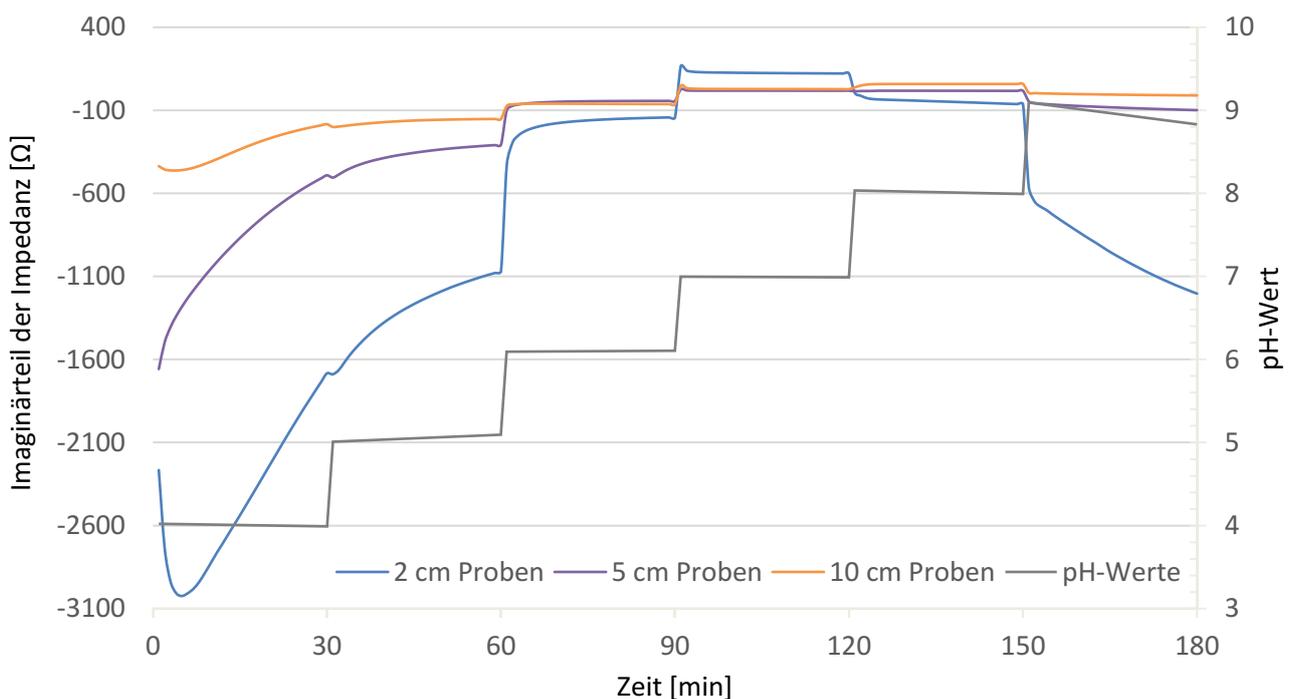


Abbildung 5-15: Imaginärteil der Impedanz verschiedener Sensorlängen bei aufsteigenden pH-Werten

Vier Sensoren mit der Länge von 2 cm wurden, als Vorzugsvariante der finalen Sensoren, anschließend im relevanten pH-Wertbereich bei einer Frequenz von 600 Hz messtechnisch charakterisiert. Im Vergleich zu den vorangegangenen Untersuchungen wurde der Wechsel der pH-Werten jede Stunde vollzogen. Die Ergebnisse dieser Charakterisierung sind in Abbildung 5-16 dargestellt.

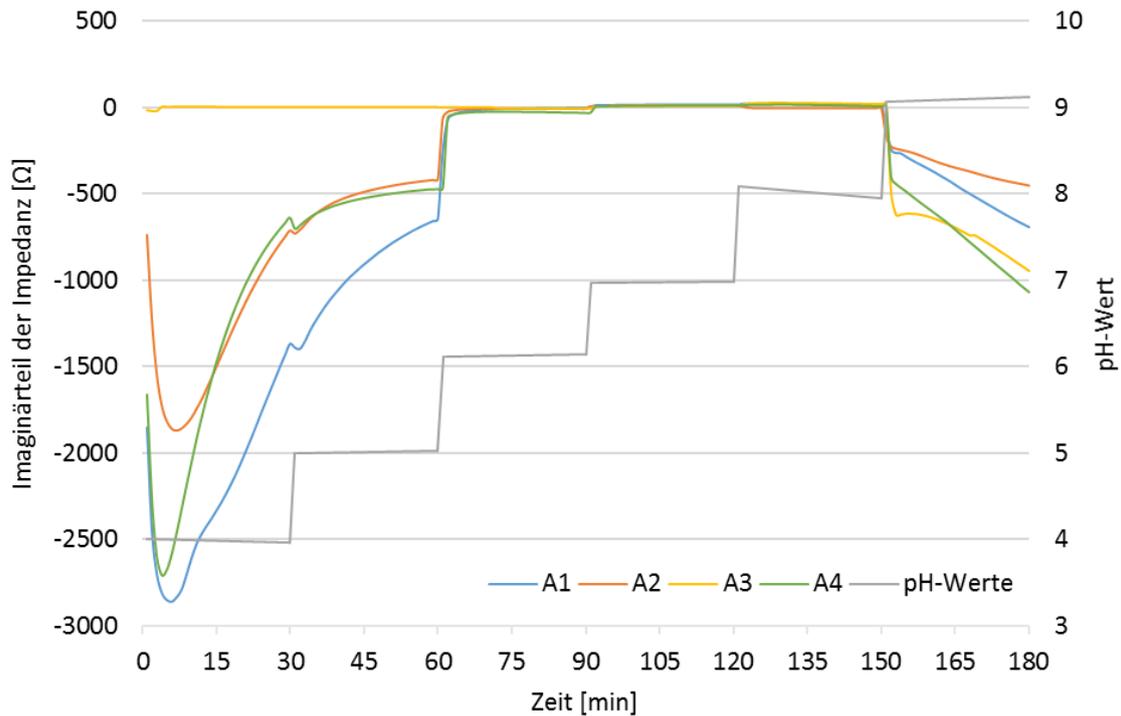


Abbildung 5-16: Imaginärteil der Impedanz der finalen pH-Wertsensoren bei aufsteigenden pH-Werten

Von den vier untersuchten Sensoren zeigte ein Sensor (A3) keine Reaktion auf Werte $< \text{pH } 7$. Bei den beiden Sensoren A2 und A4, sowie auch in geringeren Maße A1, wurden ähnliche Kennlinien aufgenommen. Trotz der Erhöhung der Wechselzeiten der pH-Wertlösungen ist der Sensoren bei pH 4, pH 5 und pH 9 noch nicht im eingeschwungenen Zustand.

Zwischen den, direkt vor dem pH-Wertwechsel aufgenommenen, Werten der Imaginärteile der Impedanz kann Korrelation zu den pH-Werten ermittelt werden. Diese Korrelation ist in Abbildung 5-17 dargestellt, wobei Sensor A3, aufgrund der starken Abweichung, nicht berücksichtigt wurde.

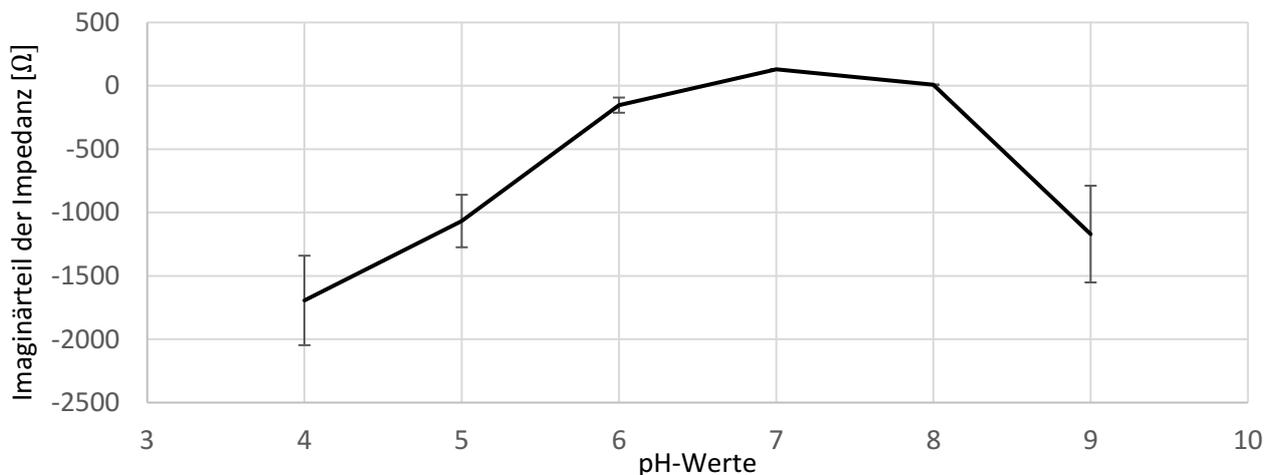


Abbildung 5-17: Korrelation zwischen pH-Werten und Mittelwerten der Imaginärteile der Impedanz sowie entsprechender Standardabweichung

Auffällig sind die geringen Standardabweichungen bei pH 6 bis 8 im Vergleich zu den hohen Standardabweichungen bei pH 4, 5 und 9. Die Ursache kann ggf. auf geringe Abweichungen in der geometrischen Struktur der Flechtgarne zurückzuführen sein.

Trotz des nicht eindeutigen Verhaltens der pH-Wertsensoren ist, bezogen auf den Anwendungsfall, ein wünschenswertes Messverhalten erkennbar: Abweichungen von einem normalen Wundheilungsverlauf (vgl. Abbildung 2-2, S.9) die unterhalb von pH 6 sowie oberhalb von pH 8 liegen, können eindeutig detektiert werden.

5.3.2 Hystereseverhalten

Für die Untersuchung des Hystereseverhaltens wurden vier Sensoren wechselnd in saure (pH 5) sowie alkalische Messlösungen (pH 9) gegeben. Der Wechsel erfolgte alle 24 h, wobei insgesamt vier Wechsel durchgeführt wurden. Jedoch konnte nahezu keine Impedanzänderung (Imaginärteil) über den gesamten Versuchszeitraum festgestellt werden, wobei auch in den Charakterisierungsversuchen festgestellt wurde, dass der Imaginärteil der Impedanz bei beiden pH-Werten im ähnlichen Bereich liegt. Weiterreichende Untersuchungen sind nötig, um das Hystereseverhalten genauer zu untersuchen.

5.3.3 Einschwingverhalten

Anhand der durchgeführten Untersuchungen wurde festgestellt, dass das Einschwingverhalten stark vom vorherrschenden pH-Wert abhängt. Im sauren und alkalischen Milieu kann die Einschwingzeit bis zu 4 h betragen (vgl. Abbildung 5-18). Im neutralen Milieu ist eine Einschwingzeit von wenigen Minuten zu beobachten (vgl. Abbildung 5-16).

5.3.4 Langzeitverhalten

Für die Ermittlung des Langzeitverhaltens wurden vier gleichartige Sensormuster für 24 Stunden in drei pH-Wertlösungen (sauer, neutral, alkalisch) gegeben und kontinuierlich in Schritten von 4 Minuten die Impedanz bestimmt. Um ein Verdunsten der Messlösung zu verhindern wurde das genutzte Becherglas abgedichtet. Zum Abgleich wurde mit dem pH-Meter der pH-Wert kontinuierlich mitbestimmt.

Auszugsweise sind in Abbildung 5-18 die Messwerte des Imaginärteils der Impedanz über den Zeitverlauf von 24 h dargestellt.

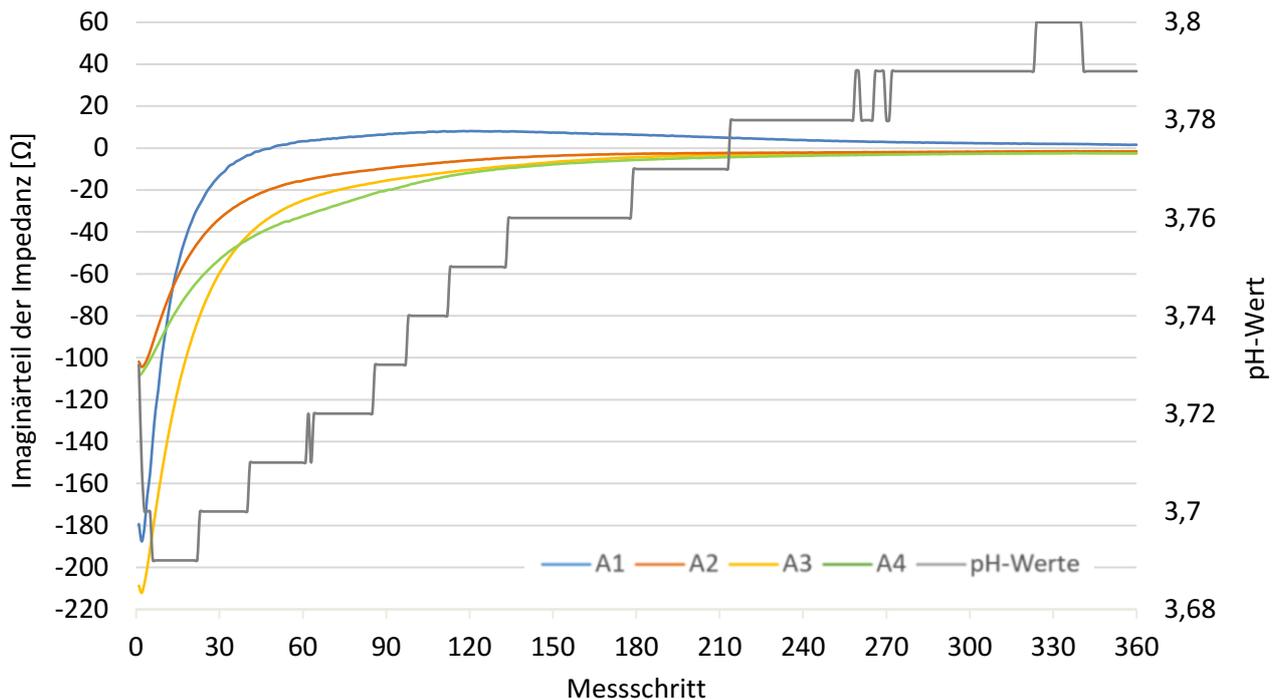


Abbildung 5-18: Imaginärteil der Impedanz über einen Zeitbereich von 24h im sauren Milieu

Nach einer Einschwingzeit bis ca. Messschritt 60 (4 h) wurde ein konstantes Impedanzverhalten unter minimalen pH-Wertänderungen ermittelt. Gleichartig verlaufen auch die Kurven im neutralen Milieu, wobei hier jeweils zwei Sensoren abweichendes Verhalten aufweisen. Im alkalischen Milieu ist eine starke Tendenz der Messlösung zu beobachten, die zu einem neutralen Milieu strebt (Abfall von pH 9 auf pH 8). Diese Änderung wird von den Sensoren nur bis ca. pH 8,5 wiedergegeben. In Anhang C sind beide Diagramme dargestellt. Eine genauere Analyse des Verhaltens im alkalischen Milieu sollte in weiterführenden Arbeiten durchgeführt werden, jedoch konnten im sauren sowie neutralen Milieu eine Langzeitmessfähigkeit nachgewiesen werden.

5.4 Lactatsensor

Vor der messtechnischen Charakterisierung der Lactatsensoren erfolgt eine theoretische Vorbeurteilung sowie ein Vorversuch zur Ermittlung der enzymatischen Abbaurate des Lactats, da diese die Messung direkt beeinflusst. Anschließend werden Untersuchungen des entwickelten Sensors einerseits durch *Eintauchen in Messlösung* sowie andererseits durch *Auftropfen von Messlösung* durchgeführt. In den Untersuchungen wurden destilliertes Wasser und PBS der Firma BioWhittaker Lonza, Deutschland sowie Natrium-L-Lactat der Firma Sigma Aldrich, USA verwendet. Als Einbettungsstruktur für die Charakterisierung durch Auftropfen wurden Bandagen der Fa. Karl Otto Bock, Deutschland, verwendet. Als Messgerät wird ein EmStat3+ der Firma PalmSens, Niederlande eingesetzt.

5.4.1 Theoretische Vorbetrachtung und Vorversuch

Da die Lactatoxidase (LOx) im Zuge der Enzymreaktion Lactat abbaut, muss ohne Lactatzugabe der Lactatwert in der Messlösung über die Zeit abnehmen. Ob diese Abnahme des Lactatwerts eine Auswirkung auf die zu messenden Lactatwerte hat, kann mit folgender mathematischer Vorbetrachtung abgeschätzt werden.

Im Bereich der chronischen Wunden variiert die Exsudatmenge nach Wundphase, Wundart und insbesondere Wundgröße. Nach derzeitigem Kenntnisstand fallen bei stark exsudierenden Wunden (Verbrennungswunden) bei einer Unterdruckbehandlung über 24 h Exsudatmengen von 1,3 ml pro cm^2 an, was $54 \mu\text{l h}^{-1} \text{cm}^{-2}$ entspricht [Dealey et al., 2006]. Entsprechend der messtechnischen Anforderungen (Abschnitt 2.2.2) sollten Lactatwerte im Bereich von 1 bis 20 mmol/l erfasst werden. Für eine angenommene Wundgröße⁹ von 10 cm^2 sind folgende Lactatmengen pro Stunde zu erwarten:

$$n_{\min} = 1 \text{ mmol l}^{-1} \cdot 54 \mu\text{l h}^{-1} \text{cm}^{-2} \cdot 10 \text{ cm}^2 = 0,54 \mu\text{mol h}^{-1} \quad (5-2)$$

$$n_{\max} = 20 \text{ mmol l}^{-1} \cdot 54 \mu\text{l h}^{-1} \text{cm}^{-2} \cdot 10 \text{ cm}^2 = 10,8 \mu\text{mol h}^{-1} \quad (5-3)$$

Nach der Betrachtung der anzunehmenden Lactatmenge wird nun der Beschichtungsprozess der Chitosangarne mit LOx betrachtet. In einem Beschichtungsdurchgang werden insgesamt fünf Bereiche von je 50 mm (= 250 mm) Garnlänge mit 10 Units LOx beschichtet. Eine Unit setzt per enzymtechnologischer Definition pro Minute $1 \mu\text{mol}$ Substrat um. Geht man von einer vollständigen und gleichmäßigen Beschichtung der verfügbaren LOx aus, kann folgende Beschichtungsmenge je Sensorlänge angenommen werden:

$$\frac{a_{\text{Lox}}}{L_{\text{Garn}}} = \frac{10 \text{ U}}{250 \text{ mm}} = 0,04 \text{ U mm}^{-1} \quad (5-4)$$

Somit entspricht der Lactatumsatz unter Idealbedingungen $0,04 \mu\text{mol min}^{-1} \text{mm}^{-1}$, bzw. $2,4 \mu\text{mol h}^{-1} \text{mm}^{-1}$. Bei einer angenommenen Sensorlänge von 10 mm entspricht der theoretische Enzymumsatz $24 \mu\text{mol h}^{-1}$ und ist somit höher als die maximal anfallende Lactatmenge bei der ausgewählten Wunde.

Zur Überprüfung dieser theoretischen Annahme wird ein Vorversuch mit einem Sensor mit einer sensitiven Länge von 5 mm durchgeführt. Der Versuchsaufbau sowie die beiden Versuchsvarianten zum Eintauchen in Messlösung und Auftropfen von Messlösung sind in Abbildung 5-19 dargestellt.

⁹ Chronische Wunden mit einer Wundgröße von $> 4 \text{ cm}^2$ gelten als „Große Wunden“, die einer vertieften Wundbehandlung bedürfen.

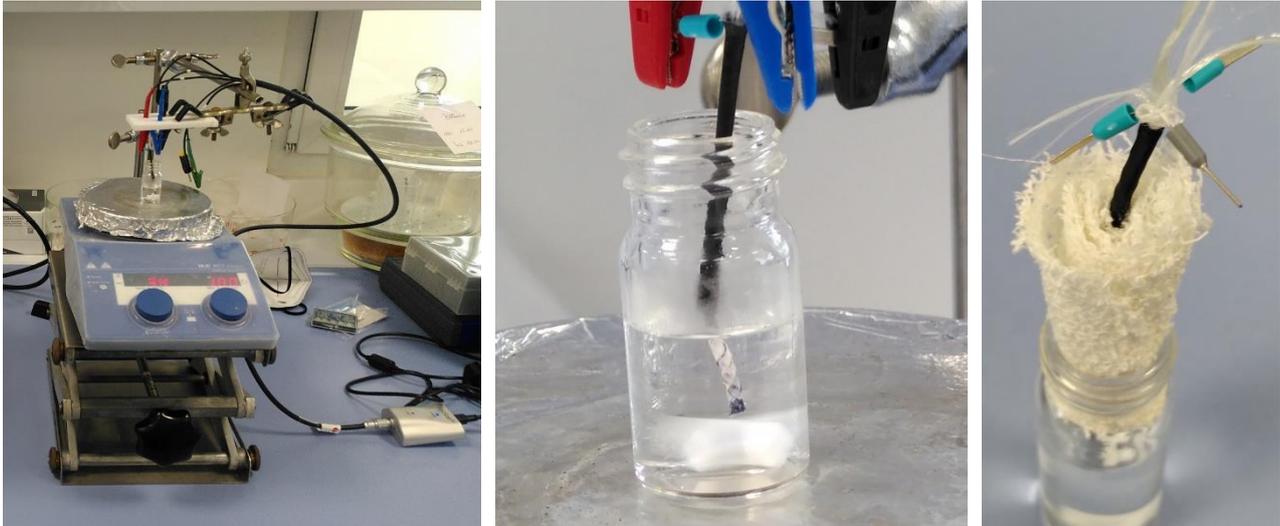


Abbildung 5-19: Messaufbau (links) zur Ermittlung der enzymatischen Abbaurate und messtechnischen Empfindlichkeit durch Eintauchen (Mitte) und des Hystere- sowie Langzeitverhaltens (rechts)

Hierbei wird beim eingetauchten Sensor bei einem angelegten Potential von 0,65 V die Lactatkonzentration c zunächst auf 0,5 mmol/l und danach auf 1 mmol/l erhöht. Das Ergebnis dieser Untersuchung ist in Abbildung 5-20 dargestellt.

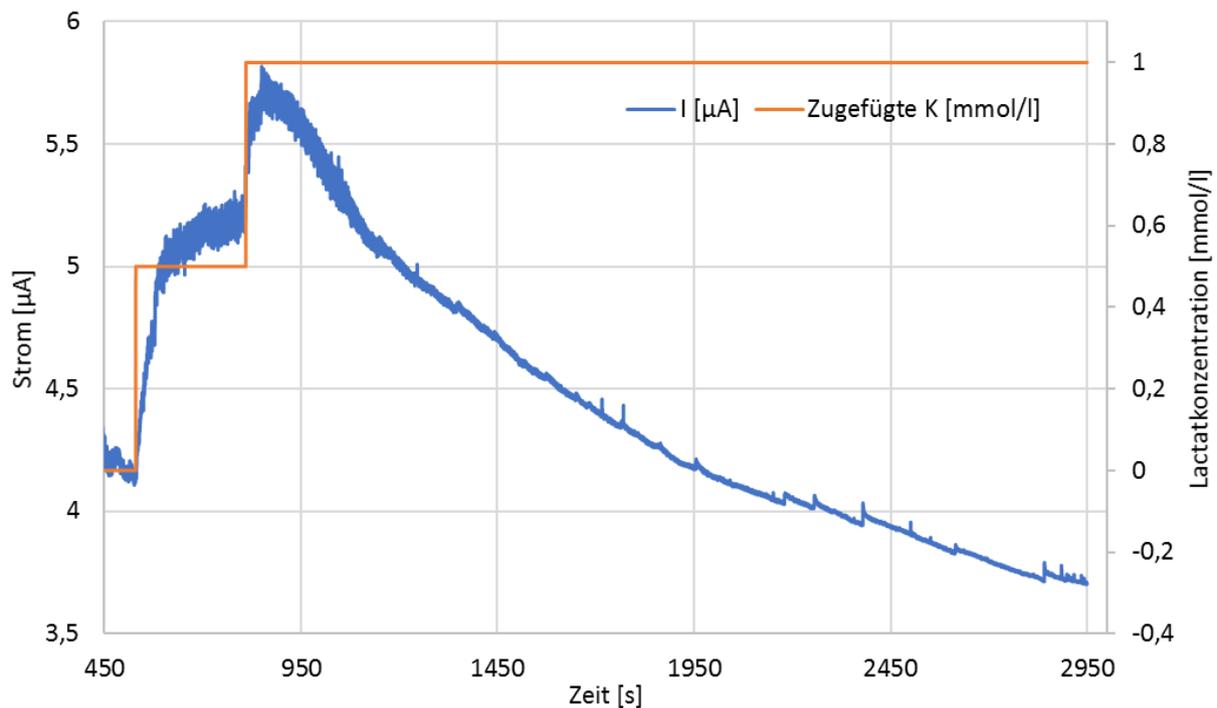


Abbildung 5-20: Zeitabhängiger Lactatabbau ohne kontinuierliche Lactatzugabe und aufgenommener Stromwert

Anhand dieser Messung ist erkennbar, dass der Sensor nach einer, hier nicht dargestellten, Einschwingzeit von ca. 500 s einen klaren Anstieg der gemessenen elektrischen Stromstärke in Folge der Lactatzugabe von 0,5 mmol/l verzeichnet. Der darauffolgende Anstieg zwischen 600 s bis 800 s

kann auf ein vollständiges Benetzen der Sensorstruktur zurückgeführt werden. Nach Zugabe der zweiten Lactatdosis von 1 mmol/l wird nach ca. 850 s ein Peak erreicht, von wo aus ein stetiger, mit der Zeit nachlassender Abfall der elektrischen Stromstärke stattfindet. Dieser erreicht nach ungefähr 2900 s einen annähernden Stillstand. Die Lactatmenge bei einer Konzentration von 1 mmol/l in der Lösung entspricht ca. 4 μmol .

Der Abbau erfolgt über ca. 2400 s = 0,66 h. Somit kann der Lactatabbau auf annähernd 0 über die Zeit bezogen auf die sensitive Länge des Sensors wie folgt linear angenähert werden:

$$\frac{4,02 \mu\text{mol}}{40 \text{ min} \cdot 5 \text{ mm}} \approx 1,22 \mu\text{mol h}^{-1} \text{ mm}^{-1} \quad (5-5)$$

Daraus wird geschlussfolgert, dass für eine maximal zu erreichende Abbaurate von 10,2 $\mu\text{mol/h}$ (vgl. Gleichung (5-3)) eine Sensorlänge von min. 8,3 mm benötigt wird. Mit den hergestellten Längen des Messbereichs von 10 mm wird dem genüge getan.

5.4.2 Messtechnische Empfindlichkeiten

Für die Untersuchung der messtechnischen Empfindlichkeit bei unterschiedlichen Lactatwerten werden in Kurzzeitmessungen der lineare Anstieg von Lactat untersucht. Der Messaufbau entspricht der Darstellung in Abbildung 5-19. Die Charakterisierung von zehn artgleichen Sensoren erfolgte durch Eintauchen in 4 ml lactatfreier Messlösung. In einer ersten Einschwingphase (ca. 5 min) wurden die Sensoren mit der Messlösung durchtränkt, danach erfolgte die Lactatbeigabe in Schritten von 1, 2, 5 und 10 mmol/l. Vor erneuter Lactatbeigabe wurde das Einschwingen des Signals abgewartet, was dem Maximum der Abbaurate und somit dem Lactatwert entspricht. In Abbildung 5-21 ist das charakteristische Verhalten anhand eines Sensors dargestellt.

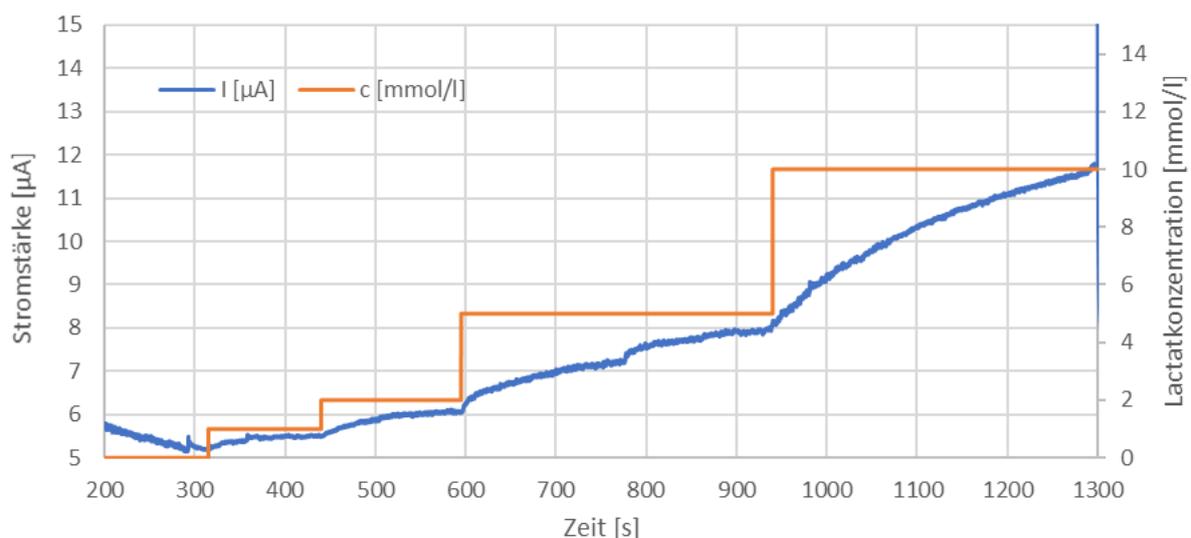


Abbildung 5-21: Sensorsignal als Stromstärke beim Eintauchen in Lösung mit variierenden Lactatkonzentrationen

Bei den untersuchten Sensoren wiesen sieben Sensoren ähnliches Verhalten wie in Abbildung 5-21 auf, drei Sensoren zeigten uneindeutiges Verhalten mit teilweise sehr starken bzw. sehr schwachen Signaländerungen, was auf eine ungenügende Funktionalisierung mit LOx hindeutet. Bei den funktionsstüchtigen Sensoren wurden bis Konzentrationen von 10 mmol/l im Mittelwert ein Übertragungsverhalten von $0,47 (\pm 0,17) \mu\text{A}/\text{mmol/l}$ aufgenommen. Diese relativ hohe Standardabweichung kann auf den manuellen Herstellungsprozess zurückgeführt werden, bei dem jeder Sensor eine leicht abweichende Enzymmenge bzw. sensitive Länge aufweist.

5.4.3 Hystereseverhalten

Aufgrund des Messprinzips unter Abbau des Analyts konnte keine direkte Hysteremessung realisiert werden. Jedoch wurde die Wiederholgenauigkeit des Messsignals anhand einer mehrzyklischen Messung durch Auftropfen von Messlösung (vgl. Abbildung 5-19) ermittelt. Hierbei wurde neben der Angabe der aufgenommenen Stromstärke I auch die Lactatkonzentration c angegeben, wobei die errechnete Konzentrationsabnahme des Lactats berücksichtigt wurde. Auch wurde die beigegebene Messlösung als Volumen V aufgeführt. Die Beigabe von Lactatlösung mit einem Konzentrationsäquivalent von 5 mmol/l erfolgte jeweils im Zeitbereich von 10 bis 15 min. In folgender Abbildung 5-22 ist das Ergebnis dieser Messung dargestellt.

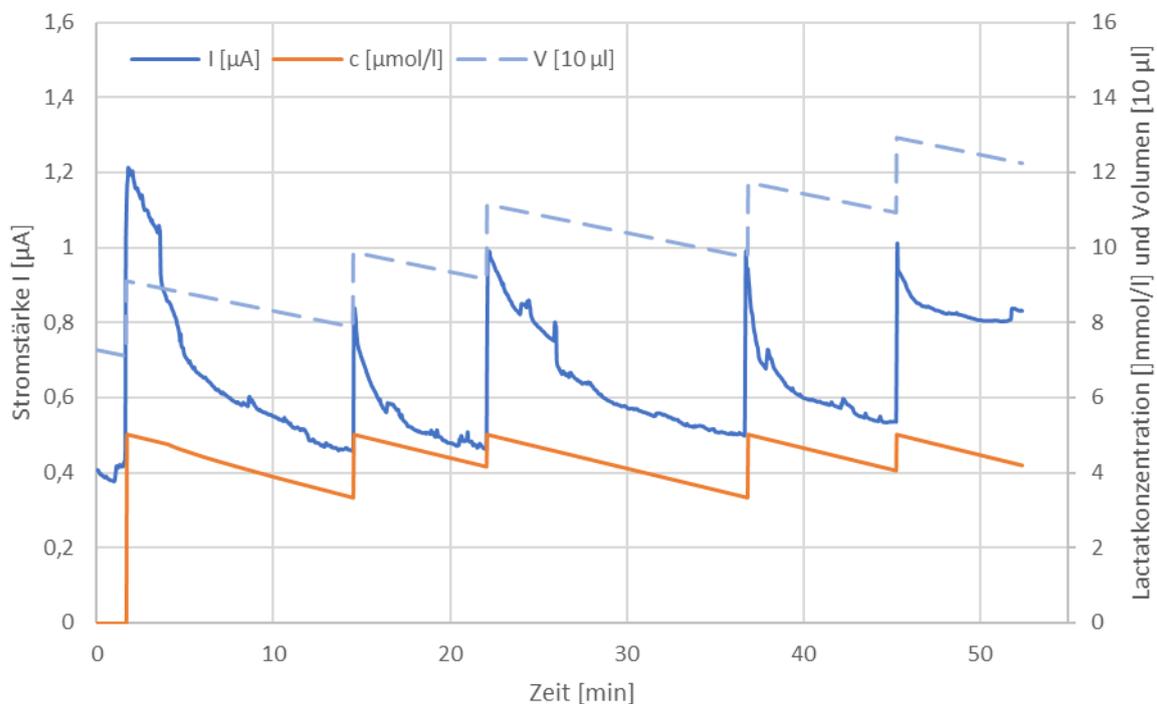


Abbildung 5-22: Untersuchung der Wiederholbarkeit durch Aufnahme des Sensorsignals als Stromstärke sowie zugehörige Lactatkonzentration bei mehrzyklischem Auftropfen von Messlösung

Nach Beigabe der ersten Lactatlösung reagiert der Sensor mit einem Peak bei ca. $1,2 \mu\text{A}$, wobei er

bei den folgenden Zugabeschritten nur zwischen 0,85 bis 1 μA erreicht. Dennoch kann bei den nachfolgenden Lactatzugaben eine Wiederholbarkeit des Messsignals mit Messabweichungen von durchschnittlich 1,3 mmol/l nachgewiesen werden.

5.4.4 Einschwingverhalten

Da sowohl in den Untersuchungen der messtechnischen Empfindlichkeit wie auch der Wiederholgenauigkeit die Einschwingvorgänge deutlich betrachtet wurden, wurden keine expliziten Untersuchungen des Einschwingverhaltens durchgeführt. Je nach Lösungsmenge (Eintauchen oder Auftropfen) sowie Lactatmengen wurden Einschwingzeiten von unter 10 Sekunden ermittelt.

5.4.5 Langzeitverhalten

Zur Identifikation einer Langzeitmessfähigkeit wurde ein bereits messtechnisch charakterisierter und somit benutzter Sensor im unbenetzten Zustand für 18 h belassen. Es wurde sowohl Grundlösung als auch Lösung mit unterschiedliche starken Lactatgehalten von 1,2 μmol (entspricht 2,5 mmol/l) sowie 4,2 μmol (entspricht 8,75 mmol/l) zugegeben. Abermals wurde das Volumen der Lösungsmenge sowie die anzunehmende Lactatabbaurrate in das Diagramm in folgender Abbildung 5-23 einbezogen.

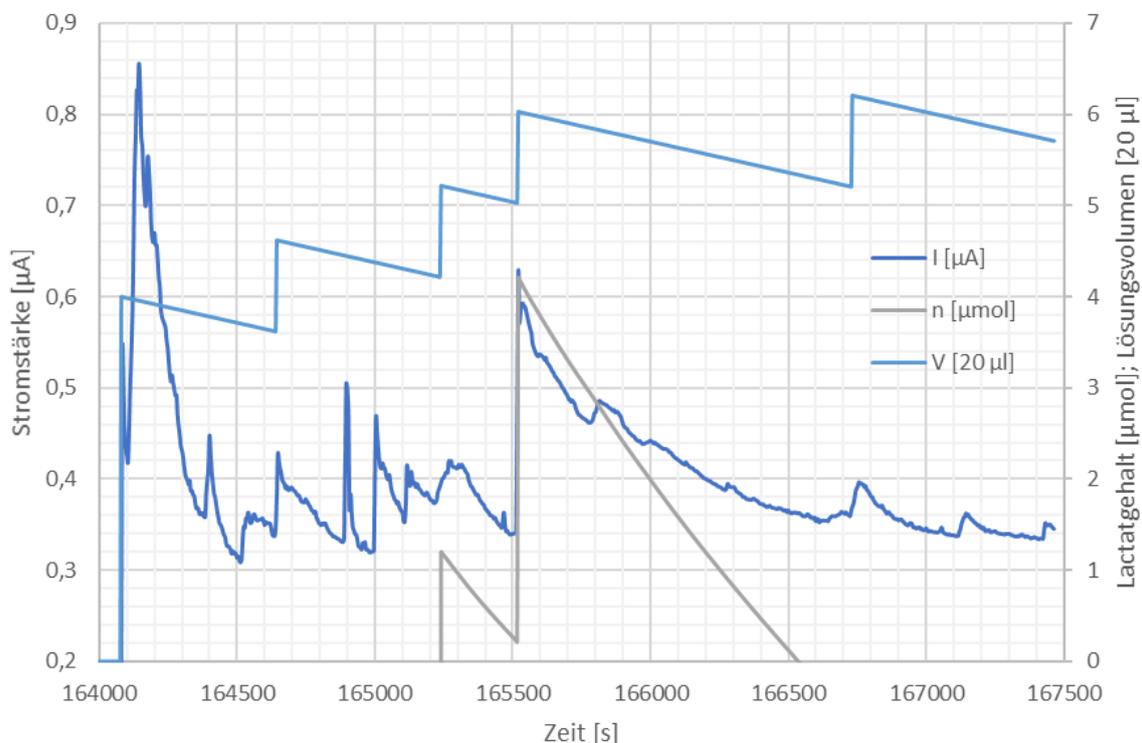


Abbildung 5-23: Untersuchung des Langzeitverhaltens durch Aufnahme des Sensorsignals als Stromstärke sowie zugehörigem Lactatgehalt bei Auftropfen von Messlösung

Nach der Beigabe von 80 μl lactatfreier Messlösung wird ein sprunghafter Anstieg der elektrischen

Stromstärke mit anschließendem schnellem Abfall aufgezeichnet. Die Beigabe von der einer geringen Konzentrationsmenge Lactat unterscheidet sich kaum von der vorherigen Beigabe von Grundlösung. Die folgende Beigabe von Konzentrat mit $4,2 \mu\text{mol}$ Lactatgehalt erzeugt einen deutlichen, sprunghaften Anstieg der elektrischen Stromstärke mit darauffolgendem langsamem Abfall. Eine weitere Zugabe von $20 \mu\text{l}$ Grundlösung erzeugt hingegen nur einen leichten Anstieg der elektrischen Stromstärke. Somit ist davon auszugehen, dass auch nach 48 h noch eine Aktivität der LOx nachweisbar und somit die Langzeitmessfähigkeit des Sensors nachgewiesen werden konnte.

5.5 NET-Sensor

Die messtechnische Charakterisierung der NET-Sensoren stellt aufgrund des zu verwendenden Zellmediums (Serum aus Humanblut) eine besondere Herausforderung dar. Aufgrund der schwierigen Gewinnung sowie der geringen zur Verfügung stehenden Menge musste auf die Untersuchung des Hysterese-, Einschwing- und Langzeitverhaltens verzichtet werden.

Die Untersuchung der messtechnischen Empfindlichkeit der NET-Sensoren erfolgte in Reaktionsgefäßen (Eppendorf-Gefäße). Für diese Reaktionsgefäße mit einem Volumen von $1,5 \text{ ml}$ wurde eine Halterung konstruiert, an der auch die SMB-Buchsen für die Kontaktierung mit dem Impedanzmessgerät befestigt wurden, siehe Abbildung 5-24.



Abbildung 5-24: Halterung für Reaktionsgefäße mit eingebrachten NET-Sensoren im Zellmedium

Zunächst wird eine Suspension des Mediums mit Zellanteil in die Reaktionsgefäße gegeben und eine Stunde bei 39°C und $5\% \text{ CO}_2$ inkubiert. Im Anschluss wird im Zellmedium durch Beigabe von Phorbol-12-myristat-13-acetat (PMA) eine künstliche Infektion stimuliert. Ab diesem Zeitpunkt wird die Impedanzmessung mit einer Anregungsspannung von 12 mV gestartet. In folgender Abbildung 5-25 ist exemplarisch der frequenzabhängige Zeitverlauf der Impedanzänderung an einem untersuchten Sensor dargestellt.

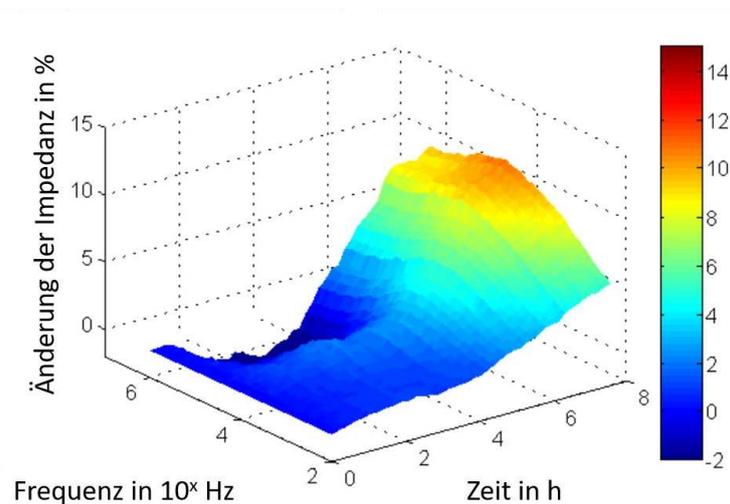


Abbildung 5-25: Zeitverlauf des Frequenzspektrums der Impedanzänderung [IGF 17826]

Über den Zeitraum von 8 h wurde bei diesem Sensor bei einer Frequenz von 4,34 kHz eine Impedanzänderung von ca. 10,8 % ermittelt. Für die 15 untersuchten Sensoren betragen die Impedanzänderungen nach der Stimulation des Zellmediums im Mittel $9,7 (\pm 1,6) \%$ wobei die sensitivste Messfrequenz bei $4,23 (\pm 0,23) \text{ kHz}$ liegt.

5.6 Messtechnische Stabilität bei mechanischen Beanspruchungen

Gemäß den Anforderungen aus Abschnitt 2.2 (vgl. Tabelle 2-1) wurden die textilen Sensoren in den mechanischen Beanspruchungsszenarien Querdruck, Zug und Biegung untersucht. Aufgrund der geringen herstellbaren Länge der NET-Sensoren wurden diese nicht untersucht. Jedoch können aufgrund des zu den pH-Wertsensoren ähnlichen Aufbaus analoge messtechnische Kennwerte abgeleitet werden. Abweichend zu den impedimetrischen bzw. amperometrischen Messprinzipien für pH-Wert- und Lactatsensor wurde für diese Untersuchungen eine äquivalente Messmethode genutzt, die die messtechnischen Stabilitäten hinreichend charakterisiert. So ermöglicht die Aufzeichnung der elektrischen Kapazität bei diesen Sensoren eine quantitative Einschätzung über den Deformationszustand und somit der messtechnischen Stabilität.

Die Messwertaufzeichnung der Sensoren erfolgt mittels des Kapazitätsmessgeräts (LC-Meter) AE20204 der Fa. Ascel Electronic, Deutschland bzw. im Falle der Temperatursensoren mit dem Präzisionsmultimeter 8846A der Fa. Fluke Corporation, USA.

5.6.1 Querdruckbelastung

Bei dem Einsatz der Sensoren unter einem Druckverband mit Drücken bis zu 6,1 kPa wurde ein Versuchsaufbau mit zwei PMMA-Platten gewählt, zwischen denen die textilen Sensoren in einer definierten Länge schlaufenartig gelegt wurden. Bei einer Sensorlänge von 10 cm und einem

Durchmesser von ca. 1 mm beträgt die Projektionsfläche 1 cm². Ein Nenndruck von 6,1 kPa wird bei einer Querdruckbelastung mit einer Masse von 0,062 kg erreicht, was der Masse der genutzten PMMA-Platte entspricht. Bei den Untersuchungen wurde auch ein Überlastfall untersucht, bei dem zusätzlich ein 500 g Massestück auf die PMMA-Platte gesetzt wurde. Die Messwerte von je 10 Sensoren pro Typ wurden in folgenden Lastzuständen aufgenommen:

- **Unbelastet:** Grundwert des unbelasteten Sensors,
- **Belastet:** Probenbelastung mit PMMA-Platte (62 g),
- **Überlastfall:** Probenbelastung mit PMMA-Platte und Massestück (562 g) und
- **Entlastet:** Endwert der Sensoren nach Entnahme aus dem Prüfstand.

In Tabelle 5-4 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der aufgenommenen Messwerte als prozentuale Änderungen bezogen auf den Zustand vor der Querdruckbelastung aufgeführt.

Sensortyp	Unbelastet	Belastet	Überlastfall	Entlastet
Temperatursensor	126,3 (± 3,81) Ω	< 0,01 (± 0,003) %	0,03 (± 0,01) %	< 0,01 (± 0,004) %
Feuchtesensor	12,56 (± 0,26) pF	1,21 (± 0,17) %	3,09 (± 1,35) %	0,07 (± 0,04) %
pH-Wertsensor	11,56 (± 0,19) pF	1,49 (± 0,65) %	3,01 (± 1,07) %	0,44 (± 0,27) %
Lactatsensor	8,45 (± 0,35) pF	2,78 (± 1,05) %	13,21 (± 5,12) %	0,95 (± 0,63) %

Tabelle 5-2: Mittelwerte aufgenommenen Messwerte und Standardabweichungen als prozentuale Änderungen bezogen auf den Zustand vor der Querdruckbelastung

Bei den Temperatursensoren wurde selbst im Überlastfall nur eine geringe Widerstandsänderung aufgezeichnet. HingKapaegen reagieren die Sensoren mit kapazitiver Struktur wesentlich empfindlicher auf die Querdruckbelastung. Im Vergleich der Sensorkennwerte vor und nach dem Versuch wurde jedoch im Durchschnitt bei keinem der Sensortypen eine messtechnische Änderung von größer als 1 % aufgezeichnet.

5.6.2 Zugbelastung

Die Untersuchungen der Zugbelastung erfolgten an einer Universalprüfmaschine Z2.5 der Firma ZwickRoell GmbH & Co. KG, Deutschland. Die textilen Sensoren mit einer definierten Gesamtlänge von 25 cm wurden mit einer freien Länge von 5 cm unter geringem Klemmdruck in die Zugprüfmaschine eingespannt. Der Versuchsaufbau ist in Abbildung 5-26 dargestellt.

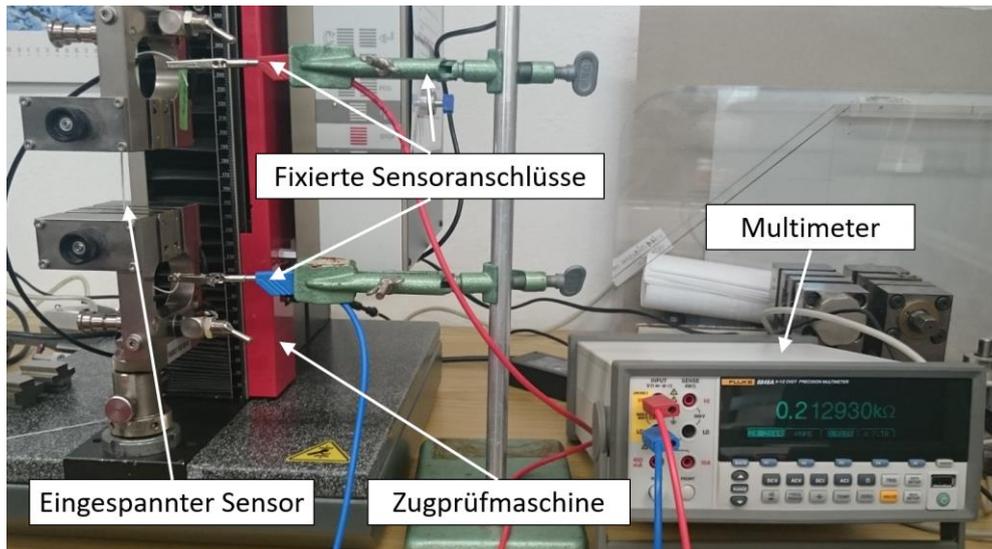


Abbildung 5-26: Versuchsaufbau zur Untersuchung der Zugbelastung

Die Messwerte von je 10 Sensoren pro Typ wurden in folgenden Lastzuständen aufgenommen:

- **Unbelastet:** Grundwert des unbelasteten Sensors,
- **Nach Einspannung:** Probenfixierung durch Prüfklemmen,
- **Nach Belastung:** Zugbelastung mit 1 N und
- **Entlastet:** Endwert der Sensoren nach Entnahme aus dem Prüfstand.

In Tabelle 5-3 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der aufgenommenen Messwerte als prozentuale Änderungen bezogen auf die effektiven, unbelasteten Bezugslängen aufgeführt.

Sensortyp	Unbelastet	Nach Einspannung	Nach Belastung	Entlastet
Temperatursensor	212,45 (\pm 5,05) Ω	0,15 (\pm 0,04) %	0,16 (\pm 0,06) %	0,04 (\pm 0,02) %
Feuchtesensor	6,42 (\pm 0,17) pF	3,13 (\pm 1,15) %	3,66 (\pm 1,09) %	0,12 (\pm 0,04) %
pH-Wertsensor	6,14 (\pm 0,22) pF	2,56 (\pm 0,81) %	3,04 (\pm 0,98) %	0,21 (\pm 0,08) %
Lactatsensor	4,32 (\pm 0,24) pF	4,54 (\pm 2,05) %	7,21 (\pm 3,12) %	0,54 (\pm 0,15) %

Tabelle 5-3: Mittelwerte und Standardabweichungen der aufgenommenen Messwerte als prozentuale Änderungen bezogen auf den Zustand vor der Zugbelastung

Bei allen vier untersuchten Sensortypen wurde ein großer Einfluss der Probeneinspannung auf den Messwert aufgezeichnet. Die anschließende Belastung hatte einzig beim Lactatsensor einen ähnlich großen Einfluss auf den aufgezeichneten Messwert. Im entlasteten Zustand der Sensortypen eine messtechnische Änderung von größer als 1 % aufgezeichnet.

5.6.3 Biegebelastung

Für die Untersuchung der messtechnischen Stabilität der Sensoren bei Biegebelastungen wurde ein unikatler Prüfstand konstruiert, mit dem die geforderten maximalen Biegewinkel von 180° bei minimalen Biegeradien von 2 cm realisiert werden. Wie in Abbildung 5-27 dargestellt, werden die Garne in eine fixe und eine bewegliche Halterung gespannt. Die bewegliche Halterung ist über zwei Kegelräder mit einem Koppelgetriebe verbunden, was wiederum durch einen Gleichstrommotor angetrieben wird. Mit dem Prüfstand können bis zu neun textile Sensoren gleichzeitig untersucht werden.

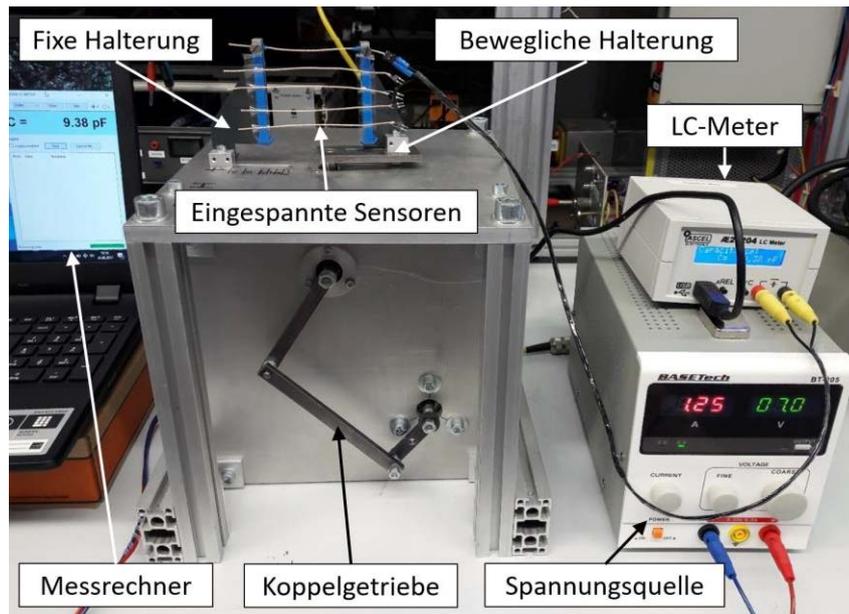


Abbildung 5-27: Prüfstand zur Untersuchung der Biegebelastung

Je Sensortyp wurden zehn Sensoren von der Mittelstellung jeweils 90° nach beiden Richtungen ausgelenkt. Die Untersuchungen erfolgten über den Zeitraum von 10 Minuten, was ca. 300 Lastspielen entspricht. Die Messwerte wurden in folgenden Lastzuständen aufgenommen:

- **Unbelastet:** Grundwert des unbelasteten Sensors,
- **Nach Einspannung:** Probenfixierung durch Schraubklemmen,
- **Nach Belastung:** Dauer von 300 Lastspielen und
- **Entlastet:** Endwert der Sensoren nach Entnahme aus dem Prüfstand.

In Tabelle 5-4 sind die Mittelwerte der aufgenommenen Messwerte als prozentuale Änderungen bezogen auf den Zustand vor der Biegebelastung aufgeführt.

Einzig bei den pH-Wertsensoren wurde nach der Einspannung eine starke Erhöhung der elektrischen Kapazität festgestellt, die sich nach der Belastung nur geringfügig erhöhte. Im Vergleich der Sensorkennwerte vor und nach dem Versuch wurde jedoch bei keinem der Sensortypen eine messtechnische Änderung von größer als 1 % aufgezeichnet.

Sensortyp	Unbelastet	Nach Einspannung	Nach Belastung	Entlastet
Temperatursensor	221,28 Ω	0,03 %	0,07 %	0,04 %
Feuchtesensor	13,43 pF	0,28 %	0,58 %	0,13 %
pH-Wertsensor	11,42 pF	7,92 %	8,02 %	0,57 %
Lactatsensor	14,91 pF	0,21 %	0,35 %	0,15 %

Tabelle 5-4: Einfluss der Biegebelastung auf die Sensorstabilität

5.7 Untersuchung der Selektivität

Bei der Untersuchung der Selektivität wurden die entwickelten Sensoren einzeln mit wundmilieu-spezifischen Parametern untersucht. Für die Bestimmung der Selektivität gegenüber der Temperatur und Feuchte wurden die Proben im Klimaschrank vermessen. Die Querempfindlichkeiten gegenüber Lactat und pH-Wert erfolgte durch Zugabe der entsprechenden Lösungen mit, in den folgenden Tabellen, spezifizierten Analytmengen. Eine Selektivitätsuntersuchung des NET-Sensors sowie auch die Selektivität der weiteren entwickelten Sensoren gegenüber der NETs wurden nicht durchgeführt, da das benötigte Humanserum nicht in derartig großen Mengen zur Verfügung gestellt werden konnte.

Temperatursensor

In Tabelle 5-5 ist die Selektivität der Temperatursensoren dargestellt. Die Temperatursensoren weisen geringe Querempfindlichkeit und somit hohe Selektivität auf und benötigen keine messtechnische Kompensationsschaltung.

Parameter	Feuchte	pH-Wert	Lactatwert
Untersuchter Bereich	22,5...94,6% r.F.	4...10	2...15 mmol/l
ΔR [%]	0,71	1,53	1,02

Tabelle 5-5: Selektivität der Temperatursensoren

Feuchtesensor

Die Ergebnisse der Selektivitätsuntersuchungen der Feuchtesensoren sind in Tabelle 5-6 dargestellt.

Parameter	Temperatur	pH-Wert	Lactatwert
Untersuchter Bereich	22...40°C	4...10	2...15 mmol/l
ΔC [%]	8,3	-14,32	18,43

Tabelle 5-6: Selektivität der Feuchtesensoren

Der Einfluss der Temperatur auf die Feuchte und deren mathematische Beschreibung sind seit langem bekannt und können durch eine Ausgleichsschaltung kompensiert werden [Malmberg et al., 1956; Sousa et al., 2017]. Der Einfluss des pH- und Lactatwerts auf die Feuchtesensoren im Auftropfversuch (vgl. Kap. 5.4.2) ist sehr hoch. Dieser Einfluss kann jedoch auch dem Versuchsaufbau geschuldet sein, bei dem die aufgetropfte Analytmengen geringfügig variierten und somit das Messergebnis negativ beeinflusste (vgl. Abschnitt 5.2.5).

pH-Wertsensor

Die ermittelte Querempfindlichkeit der pH-Wertsensoren ist in Tabelle Tabelle 5-7 dargestellt:

Parameter	Temperatur	Feuchte	Lactatwert
Untersuchter Bereich	22°C...40°C	22,5...94,6% r.F.	2...15 mmol/l
ΔC [%]	0,8	21,2	38,7

Tabelle 5-7: Selektivität der pH-Wertsensoren

Die Abweichung durch die Temperaturänderung ist geringfügig. Änderungen der Feuchte und Lactatwerte beeinflussen die aufgenommene Impedanz jedoch in erheblichen Maße. Eine Kompensation dieser Störeinflüsse durch entsprechende Kalibrierung bedarf intensiver und umfangreicher Erforschung.

Lactat

In Tabelle 5-8 ist die Selektivität der Lactat-Sensoren dargestellt.

Parameter	Temperatur	Feuchte	pH
Untersuchter Bereich	22°C...40°C	22,5...94,6% r.F.	4...10
ΔC [%]	0,5	20,7	23,5

Tabelle 5-8: Selektivität der Lactatsensoren

Die Temperatur beeinflusst die Lactatsensoren nur unerheblich, hingegen ist der Einfluss durch die Feuchte wie auch den pH-Wert signifikant. Ersteres wurde bereits in Abschnitt 5.4.5 betrachtet, letzteres kann mit der Anwesenheit von Salzen bzw. Säuren erklärt werden, die an der katalytischen Arbeitselektrode des Lactatsensors abgebaut werden. Dies ist ein weiterer, großer Forschungsgegenstand, wobei jedoch geeignete Schutzmembrane diesen Quereinfluss abschwächen könnten.

5.8 Biokompatibilitätsuntersuchungen

Die Untersuchungen zur Biokompatibilität (Zytotoxizitätstests) wurden Zentrum für Translationale Knochen-, Gelenk- und Weichgewebeforschung (TFO) der Medizinischen Fakultät der TU Dresden

durchgeführt. Anstelle der kompletten Sensoren wurden die Einzelkomponenten untersucht, um im Falle einer Zytotoxizität das entsprechende Material eindeutig identifizieren zu können. Die Drähte sowie Garne wurden für die Untersuchung auf eine Länge von 1 cm gekürzt und mit γ -Strahlung, Ethanol oder Autoklav sterilisiert. Je Material wurden drei Proben genutzt.

Bei den Untersuchungen wurde Zellkulturmedium, bestehend aus Dulbecco's Modified Eagle's Medium (DMEM), 10% fötales Kälberserum (FCS), 100 U/ml Penicillin und 100 μ g/ml Streptomycin, sowie primäre humane dermale Fibroblast-Zellen (NHDF) von der Fa. Promocell, Deutschland genutzt.

Die Proben wurden in 800 μ l Zellkulturmedium eingelegt. Nach 24 h und im weiteren Verlauf zweimal wöchentlich wurde das kontaminierte Zellkulturmedium extrahiert und im Anschluss zu den Zellen gegeben. Als Kontrolle wurde ein Zellkulturmedium genutzt, das nicht in Kontakt zu den Materialien gebracht wurde. Nach 1, 7, 14 und 21 Tagen wurden Zellproben aus beiden Zellkulturmedien zur Analyse der Zellzahl entnommen und verglichen.

Zur Einschätzung der Zytotoxizität erfolgte eine Zellzahlbestimmung durch Untersuchung der Aktivität der Lactatdehydrogenase (LDH). In folgender Tabelle 5-9 ist die Proliferation (Zellwachstum) der NHDF-Zellen als prozentualer Wert im Vergleich zum Kontrollmedium sowie das entsprechende zytotoxische Verhalten angegeben.

Sensortyp	Probenmaterial	Tag 1	Tag 7	Tag 14	Tag 21
Temperatur	Edelstahldraht	83,28	92,46	97,19	91,25
Temperatur	Parylen	92,40	133,96	83,35	91,70
Feuchte	CV-Garn	85,60	104,02	105,53	91,51
Feuchte/pH/NET	Ti-Draht	86,63	129,36	90,43	87,38
pH/Lactat	CHS-Garn	90,51	132,15	91,80	82,05
pH	Titandraht mit vernetztem CHS	110,67	98,52	96,17	95,65
Lactat	Beschichteter Au-Draht	91,16	140,72	112,38	103,21
Lactat	Ag/AgCl-Draht	83,81	139,99	64,72	66,14
NET	Kollagen-CMC	86,86	90,74	94,87	96,20

Einschätzung der Zytotoxizität: Proliferierend Nicht zytotoxisch Moderat Zytotoxisch

Tabelle 5-9: Prozentuale Proliferation von NHDF im Vergleich zum Kontrollmedium mit quantitativer und qualitativer Einschätzung der Zytotoxizität

Bei keiner der Proben wurde eine starke Zytotoxizität (Zellproliferation < 60% der Referenz) festgestellt. Die Proben des Ag/AgCl wiesen eine moderate Zytotoxizität zum Zeitpunkt d14 und d21 auf.

5.9 Ergebnisdiskussion

In diesem Kapitel wurden die entwickelten textilen Sensoren zur Messung von Temperatur, Feuchte, pH-Wert, Lactat und NET-Konzentration umfangreich messtechnisch untersucht. Bei den Sensoren zur Messung der Temperatur, Feuchte und dem Lactatwert wurden messtechnische Empfindlichkeiten, Hysterese- und Langzeitmessverhalten nachgewiesen, die die Nutzung im humanphysiologischen Bereich zulassen. Für die pH-Wert- und NET-Sensoren existiert weiterer Forschungsbedarf, wobei dies bei den textilen pH-Wertsensoren insbesondere eine umfangreichere Charakterisierung und Analyse der Sensoren, bei den NET-Sensoren eine genauere Analyse der biochemischen Zusammenhänge betrifft. Höhere Messgenauigkeiten könnten durch eine weitere Miniaturisierung der Sensorkonstruktion erreicht werden, wobei hierfür spezielle Flechtmaschinen für Medizinprodukte verwendet werden müssten, die in dieser Arbeit nicht zur Verfügung standen.

Alle Sensoren verfügen über gute (pH-Wert, Lactat) bzw. sehr gute (Temperatur, Feuchte) messtechnische Stabilitäten bei mechanischen Beanspruchungen bei Querdruck-, Zug- und Biegebelastungen. Nach entsprechender mechanischer Belastung wies kein Sensor einen Messdrift von $> 1\%$ auf.

Die Querempfindlichkeit der Sensoren auf Fremdanalyte ist im Fall der Temperatur- und Feuchte-sensoren sehr gering bzw. hinreichend durch Kompensationsschaltungen ausgleichbar. Bei den pH-Wert- sowie Lactatsensoren sind noch nähere Betrachtungen sowie auch bspw. die Nutzung von Membranstrukturen notwendig, um die Querempfindlichkeit zu verbessern. Für den Lactatsensor wird diesbezüglich eine für H_2O_2 permeable Membranschicht auf der AE benötigt, die eine erhöhte Selektivität gegenüber Fremdenzymen ermöglicht. Nach einer Materialrecherche ist das lösliche Polymer p-Phenylendiamin (PPD) potentiell aussichtsreich, wobei elektrochemische Methoden zur Aufbringung an die Drahtstrukturen für die vorliegenden Au-Ag-Drähte eine vertiefte Untersuchung benötigten würde.

Die entwickelten Sensoren können gemäß der Zytotoxizitätsuntersuchung als biokompatibel eingeschätzt werden. Allein bei zwei Materialien des Lactatsensors wurde eine moderate Zytotoxizität festgestellt.

Lactatkonzentration und Lactatmenge

Ein wichtiger Aspekt für die Ermittlung des Lactats ist der Zusammenhang zwischen dem Lactatwert (entspricht der relativen Lactatkonzentration) und dem Lactatgehalt (entspricht der absoluten Lactatmenge). Der medizinisch relevante Parameter ist der Lactatwert. Dieser Relativwert entspricht einer Menge Lactat je Volumen (mmol/l). Die enzymatischen Sensoren hingegen basieren auf dem Abbau der absoluten Lactatmenge (1 Unit Lactatoxidase setzt $1 \mu\text{mol}$ Lactat pro Minute um), unabhängig vom vorhandenen Volumen. Bei zu großen Messvolumina kann die absolute Lactatmenge bei

höheren Lactatkonzentration die maximal mögliche Abbaurrate übersteigen, so dass eine Übersättigung vorliegt, wobei das Sensorsignal nicht den wahren Lactatwert widerspiegelt. Aus diesem Grund wurden die beiden Untersuchungsvarianten des Eintauchens und des Auftropfens genutzt. Es kann mit dem Eintauchen eine sehr genaue Einstellung des Lactatwerts im Analyt erreicht werden, was die Ermittlung der Sensitivität der entwickelten textilen Sensoren bei geringen Konzentrationen ermöglicht. Bei der Untersuchungsvariante des Auftropfens wird hingegen eine realitätsnähere Menge an Messanalyt zur Sensorbenetzung genutzt. Eine Übersättigung des Lactats kann vermieden und auch hohe Lactatkonzentrationen betrachtet werden. Allein durch eine gezielte Zuführung mit einem konstanten Volumenstrom könnte eine Differenzierung der Lactatkonzentration im Vergleich zur Lactatmenge erzielt werden, was als weiterer Forschungsgegenstand betrachtet werden sollte.

6 Konzeptentwicklung zur allgemeingültigen Auslegung und Anwendung textilbasierter Bio-Sensorsysteme

Abgeleitet aus den bisherigen Erkenntnissen werden in diesem Kapitel Konzepte entwickelt, die als Leitlinien für die allgemeingültige Auslegung und Anwendung textilbasierter Bio-Sensorsysteme gilt. Dies betrifft die Konzeption und Herstellung der Sensoren sowie deren textiltechnische Integration und Verschaltung zu Sensornetzwerken, was auch die Vernetzung und Verknüpfung der Sensoren untereinander sowie deren Kalibrierung umfasst. In diesem Kapitel wird zudem auch die Entwicklung von Multifunktionssensoren diskutiert, mit denen mehrere Messfunktionen in einem Sensor realisiert werden. Abschließend werden ausgesuchte Demonstratoren der Sensornetzwerke vorgestellt, die im Zuge dieser Arbeit entwickelt wurden.

6.1 Auslegungshinweise zur Herstellung der Sensoren

Unabhängig vom Sensortyp sollten die primären sensorischen Funktionen der Sensitivität, der Selektivität und der Stabilität bei der Konzeption und Umsetzung der Sensoren im Vordergrund stehen [Jaeger et al., 2018]. Für die Anwendung als textiltechnisch integrierbare Sensorik ist ferner die Miniaturisierung der Sensoren wichtig, da diese, wie in vorangegangenen Kapiteln gezeigt, gleichsam auch die Sensitivität positiv beeinflusst.

Bei **Sensoren mit resistivem Wirkmechanismus** zur Temperaturmessung können aufgrund des direkten physikalischen Zusammenhangs der Messgröße mit dem aufgenommenen Sensorsignal sehr präzise Messungen durchgeführt werden. Hierbei sollte auf hochohmige Drähte mit möglichst geringem Durchmesser zurückgegriffen werden, was auch im späteren Unterpunkt ‚Miniaturisierung‘ noch näher herausgestellt wird.

Bezüglich der Sensorstabilität ist bei resistiven Sensoren eine Abschirmung vor Quereinflüssen erforderlich, da der elektrische Widerstand des Sensormaterials in leitfähigen Milieus durch Querschluss, also ungewollten Verbindungen des Messstromkreises zu Fremdstromkreisen, signifikant verringert werden kann. Dieser unerwünschte Effekt kann bereits durch den Einsatz von Lackdrähten mit einer Isolationsschicht von wenigen Mikrometern beseitigt werden [Zach, 2015]. Mechanische Quereinflüsse, die die geometrische Gestalt des resistiven Leiters und damit des Signals verändern, können durch eine flechttechnische Einarbeitung mit möglichst hoher Flechtdichte minimiert werden. Durch die helixartige Einarbeitung des resistiven Leiters können Zug- und Druckbelastungen strukturelastisch vom Geflecht aufgenommen werden (vgl. Abschnitt 5.6). Bei den entwickelten

Temperatursensoren wurden Flechtdichten von rund 20 Flechten/cm als idealer Kompromiss ermittelt, da eine zu hohe Flechtdichte wiederum einen sehr voluminösen Sensoraufbau nach sich zieht.

Bei den **Sensoren mit kapazitivem bzw. impedimetrischen Wirkmechanismus** (Feuchte, pH-Wert, NET-Konzentration) besteht ein direkter Zusammenhang zwischen Sensitivität und den geometrischen Eigenschaften, weshalb eine kompakte Sensor konstruktion genutzt werden sollte. Anhand eines konkreten Beispiels für kapazitive Sensoren für die Feuchtemessung soll dies im Folgenden kurz dargelegt werden. In mathematischer Ableitung aus Gleichung (3-21) korreliert die elektrische Kapazität, als Leitgröße für die Messfunktion, wie folgt mit den Radien der Elektroden schichten:

$$C \sim \frac{1}{\ln\left(\frac{R_2}{R_1}\right)} \quad (6-1)$$

Darin bedeuten:

- C: Elektrische Kapazität
- R_1 : Radius der Innenelektrode
- R_2 : Radius der Außenelektrode

Die Differenz der Radien von Außen- und Innenelektrode (R_2 und R_1) entspricht dabei der Dicke d der Dielektrikumsschicht:

$$d = R_2 - R_1 \quad (6-2)$$

Da, wie in Abschnitt 3.5.2 dargelegt, die elektrische Kapazität proportional mit dem Überdeckungsgrad korreliert, sollte die äußere Elektroden schicht dicht geflochten, jedoch nicht komplett geschlossen sein, um eine Zugänglichkeit der sensitiven Dielektrikumsschicht zum Analyt zu gewährleisten. Der Überdeckungsgrad kann über die Variation der Flechtdichte sehr genau eingestellt werden. Der errechnete Überdeckungsgrad des in Abbildung 6-1 dargestellten kapazitiven Sensors beträgt rund 71 %.

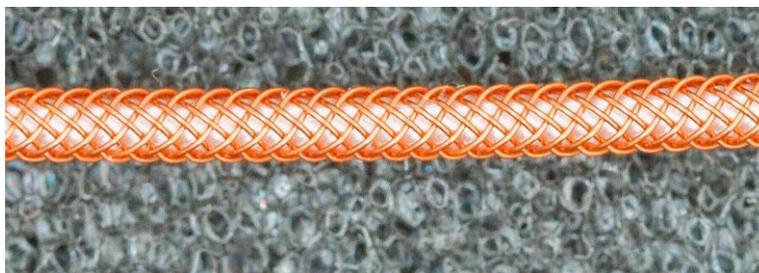


Abbildung 6-1: Kapazitiver Sensor mit einem errechneten Überdeckungsgrad von 0,706

Für die Konzeption von Lactat-Sensoren sowie auch anderer biochemischer **amperometrischer Sensoren**, zum Beispiel zur Messung von Glukose und gleichermaßen potentiometrischer Sensoren, bestimmen primär die benötigten Materialien bzw. komplexen Materialkombinationen die Gestaltung.

In diesem Fall stellen insbesondere die funktionellen Schichten auf den textilen Fäden oder Drahtmaterialien eine mögliche strukturelle Schwachstelle dar, da diese während des Verarbeitungsprozesses beschädigt oder sogar komplett zerstört werden können. Aus diesem Grund sollte bei der Verarbeitung derartig funktionalisierter Fadenmaterialien eine Fadenzugkraft von unter 50 cN genutzt werden.

Die Einzelelektroden (Arbeits-, Referenz- und Gegenelektrode) sollten mit Abständen von < 1 mm, jedoch keinesfalls berührend angeordnet werden. Bei enzymatischen Wirkmechanismen sollte die Auslegung des Sensors gemäß den Anteilen der funktionellen Gruppen erfolgen, da diese den mengenbezogenen Umsatz in die detektierbaren Spaltprodukte, und somit die gesamte Messfähigkeit maßgeblich bestimmen. In den Versuchen der Lactatmessung mit dem Enzym LOx hat sich der Einsatz von bereits 10 Enzymeinheiten pro Sensor als ausreichend erwiesen, die auf eine funktionelle Länge von ca. 20 mm aufgebracht wurden.

Die Bestrebung zur **Miniaturisierung** ist mit den textil- bzw. werkstofftechnischen Grenzen der Verarbeitung sehr dünner Elektroden in Einklang zu bringen. Derzeitige Feindraht-Flechtmaschinen sind in der Lage, Stahl- bzw. Kupferdrähte mit einem Durchmesser von 11 μm bzw. 14 μm zu verarbeiten [Steeger, 2020]. Diese Nominal-Werte für bspw. geflochtene Stents können jedoch nur unter Verwendung gleichartiger Materialien im Flechtprozess (alle Flechtfäden liegen als glatte und somit friktionsarme Drähte vor), begrenzter Maschinengeschwindigkeiten sowie geringer Fadenspannungen für offene Geflechte angewandt werden. Eine realistischere Einschätzung der verarbeitbaren Materialien sind Drahtdurchmesser von 20 μm bzw. 30 μm (Stahl bzw. Kupfer). Äquivalent dazu wurde im Kontext dieser Arbeit ermittelt, dass textile Garne feinheitsbezogene Festigkeiten von mindestens 10 cN/tex und Feinheiten von mindestens 150 dtex aufweisen müssen. Für die textile Weiterverarbeitung (bspw. durch Stricken) sollte die Gesamtdurchmesser der geflochtenen Sensoren nicht mehr als 1 mm betragen, bzw. im Falle der maschengerechten Einarbeitung dem Nadelgassenabstand angepasst werden.

6.2 Kalibrierung, Justierung und Messwertabgleich

Eine Kalibrierung beschreibt die Feststellung der Abweichung des Anzeigewertes zu dem Normal- (Real-)wert des Messgegenstandes bzw. zu den Referenzwerten anderer Messgeräte. Die Anpassung dieses Anzeigewertes wird als Justieren bezeichnet. Eine Kalibrierung sollte mit möglichst präzisen Referenzmessgeräten und kurzen Messketten erfolgen, um Quereinflüsse zu minimieren. Das Justieren kann bei allen hier entwickelten Sensoren digital erfolgen, da das aufgenommene resistive, kapazitive oder amperometrische Sensorsignal durch einen Analog-Digital-Wandler (A/D-Wandler) in ein digitales Datensignal umgeformt und bei der Datenausgabe mit einer beliebigen Skala gekoppelt wird. Der Messwertabgleich bezieht sich auf die Messdatenabhängigkeit der Sensoren zueinander

bzw. die Abhängigkeit der Messdaten zu bekannten Quereinflüssen (Abschnitt 5.7). Allgemein weisen die in dieser Arbeit entwickelten textilen Sensoren aufgrund des Einsatzes von zugfesten Strukturmaterialien wie PA oder PES sowie des kompakten Aufbaus eine hinreichende Stabilität gegenüber mechanischen Quereinflüssen auf, was sowohl Zug-, Druck- als auch Biegebelastungen betrifft.

Beim **Temperatursensor** ist die Kalibrierung durch Verwendung eines Flüssigkeitsthermometers in einem Wasserbad durchzuführen, womit ein stabiles Temperaturmilieu vorliegt, in dem ein Referenzverfahren mit physikalisch direktem Zusammenhang eine präzise Parameterbestimmung erlaubt [EN ISO 80601-2-56]. Durch die entwickelten stabilen Isolationsschichten und die strukturelle Einarbeitung der Messdrähte in ein Geflecht können chemische Quereinflüsse minimiert werden, was in Abschnitt 5.6 nachgewiesen werden konnte.

Die Kalibrierung des **Feuchtesensors** sollte in einem Exsikkator in verschiedenen Luftfeuchtemilieus bis hin zur kompletten Sättigung durchgeführt werden. Mit einer direkten Befeuchtung bzw. Benetzung des Sensors mit definierten Wassermengen konnte nur eine ungenügende Reproduzierbarkeit der Ergebnisse erreicht werden (vgl. Abschnitt 5.2.5). Ein Messwertabgleich bezüglich der Temperatur sollte in der Justierung bedacht werden, wobei diese thermodynamischen Zusammenhänge hinreichend bekannt sind [Light et al., 2005]. Weitere Quereinflüsse wie beispielsweise pH-Wert und Lactatgehalt sollten als weiterer Forschungsgegenstand betrachtet werden, da diese Parameter die Permittivität von Wasser und somit den gemessenen Feuchtwert beeinflussen.

Bei dem entwickelten **pH-Wertsensor** sollte vor der Kalibrierung eine Konditionierung in den maximal zu erwartenden Grenzen des Messbereichs durchgeführt werden. Die Konditionierung für den hier entwickelten pH-Wertsensor auf Chitosan-Hydrogelbasis findet zwischen pH 3,5 und pH 10,5 statt, da in stärkeren sauren bzw. basischen Milieus eine Auflösung des vernetzten Polymers auftreten kann. Die Kalibrierung kann im Anschluss an das Auswaschen der Konditionierungslösungen mit einem Impedanzmessgerät durchgeführt werden. Die Festlegung des sensitiven Frequenzbereichs ist hierbei stark von der Sensorgeometrie, jedoch auch der Trassierung des Sensors auf dem Trägermaterial abhängig. Bei den, in dieser Arbeit entwickelten, Sensoren auf kapazitiver Basis ist der sensitive Frequenzbereich unterhalb von 100 kHz, da bei höheren Frequenzbereichen der induktive Anteil der Impedanz überwiegt. Aufgrund des komplexen Zusammenhangs der physikalischen und chemischen Einflussparameter, insbesondere im Wundmilieu, sind die Quereinflüsse des Messwerts zu anderen Parametern ein weiterer Forschungsgegenstand für zukünftige Arbeiten.

Für den amperometrischen **Lactatsensor** ist sowohl eine enzymfreie Kalibrierung in Milieus mit unterschiedlichen H_2O_2 -Konzentrationen, als auch eine Kalibrierung des Sensors mit Enzym vorteilhaft. Erstere sollte vor allem bei einer Neuentwicklung oder Anpassungen des Gesamtsystems verwendet werden, da die zeitlich eingeschränkte Enzymaktivität für derartige Untersuchungen ein hemmender Faktor ist. Für die finalen Versionen der hergestellten Sensoren ist jedoch eine Kalibrierung mit den,

mit Enzymen funktionalisierten, Arbeitselektroden bzw. den Enzymen auf dem Chitosanfilament unabdingbar. Die Kalibrierung ist in einem wässrigen Milieu unter Zugabe von Lactat durchzuführen, wobei eine mindestens halbstündige Konditionierung in neutralem Milieu erforderlich ist. Für den Messwertabgleich sind die Abhängigkeiten des Lactatwerts von sowohl der Temperatur (Enzymaktivität) als auch dem pH-Wert zu berücksichtigen. Diese Zusammenhänge sind in den bekannten Schwellenwertmodellen (vgl. 2.1.6) dargelegt. Die genauen Abhängigkeiten weiterer Parameter, insbesondere unter der Berücksichtigung auf die Enzymaktivität des Sensors, sind ein weiterer Forschungsgegenstand.

Die Kalibrierung des **NET-Sensors** ist sowohl hinsichtlich des Messmilieus (definiertes Zellkulturmedium) als auch einer Referenzierung äußerst schwierig. Bisher ist kein verlässliches Referenzmessverfahren etabliert. Mit Hilfe eines Mikroskops kann eine Zählung der stimulierten Zellen in einer Petrischale erfolgen, wobei parallel gleichartiges Zellmedium zur Kalibrierung der Sensoren in bspw. in Eppendorf-Gefäßen gegeben wird. Da dieses Zellmedium, insbesondere im stimulierten Zustand, jedoch diverse, teilweise noch komplett unbekannte bzw. noch nicht charakterisierte Eigenschaften bezüglich Temperatur, Feuchte, pH-Wert, etc. aufweist, sind derzeit nur qualitative Kalibrierungen und Messwertabgleiche möglich.

6.3 Auslegungshinweise zur textiltechnischen Integration der Sensoren und Sensornetzwerke

Ein großer Vorteil der entwickelten textilen Sensoren ist das vergleichsweise unkomplizierte Verarbeitungs- bzw. Einarbeitungsverhalten durch klassische textile Prozesse wie dem Sticken, Weben, Stricken oder Wirken. Unabhängig vom Sensortyp weisen die textilen Sensoren den typischen Charakter eines Flechtgarns auf, sind in den ermittelten Grenzen ondulier- und dehnbar (Knickradius 2 cm, Knickwinkel 180°) und besitzen eine ausreichende Zugkraft von über 300 cN für die textile Einarbeitung (vgl. Abschnitt 5.6). In diesem Unterkapitel werden allgemeine sowie, entsprechend der textilen Prozessen, spezielle Auslegungshinweise gegeben. Abschließend wird eine Übersicht der textilen Prozesse für die direkte sowie indirekte Integration gegeben.

Allgemein sollte die textiltechnische Integration der Sensoren möglichst schonend passieren. Für die Zuführung sollten die textilen Sensoren tangential von der Spule abgezogen werden, da ein Überkopf-Abzug eine erhöhte Kringelneigung hervorruft. Aufgrund der vorhandenen Elektrodendrähte im Geflecht kann ein Einkringeln sowohl bei der Fadenleitung (bspw. Führung in Ösen oder Hülsen), als auch im textilen Flächengebilde unerwünschte mechanische (Reib-)Effekte hervorrufen sowie Funktionsbeeinträchtigungen der Sensoren nach sich ziehen.

In den umfangreichen Untersuchungen, insbesondere an Flachstrickmaschinen, wurde ein passiver Fadenabzug anstelle einer aktiven Zuführung (Fournisseur) genutzt. Da die textilen Sensoren mög-

lichst zugentlastet in der Trägerstruktur vorliegen sollten und ihnen auch primär keine strukturelle mechanische Bedeutung beim Gebrauch beikommt, sollte die Fadenführung mit geringsten Spannungseinstellungen der Fadenleitorgane von unter 100 cN (Fadenbremse, Fadenrückholeinrichtungen) bzw. auch der Strukturfäden (Oberfadenspannung bei TFP) erfolgen. Auf Knotenwächter kann aufgrund der Homogenität der geflochtenen Sensoroberfläche verzichtet werden.

Der Einsatz zusätzlicher Fadenleitorgane sollte nach Möglichkeit vermieden werden, bzw. bei diesen dann auf ausreichende Radien (entsprechend der Anforderungen größer als 2 cm) bzw. eine ausreichende Ösen- sowie Hülsengröße (je nach Sensortyp Durchmesser von 1...2 mm) geachtet werden. Fadenleitorgane aus Keramik oder Kunststoff sind metallischen Leitorganen vorzuziehen.

Bei **TFP-Stickmaschinen** ist für die Integration bzw. Applikation der Sensoren eine ausreichende Stichbreite zu berücksichtigen, um ein Anstechen der Sensoren zu vermeiden. In den durchgeführten Untersuchungen wurden Stichbreiten von 9 mm sowie Pantografen-Hübe von 3,5 mm bei Stickgründen geringer Materialdehnbarkeit (PES-Gewirke) und bis zu 4,5 mm bei Stickgründen mit hoher Materialdehnbarkeit (Geplottete Silikongitter) genutzt. Die Stichweiten können vergleichsweise groß (über 8 mm) gewählt werden, wobei an Umlenkstellen geringere Stichweiten von ca. 3 mm gewählt werden sollten, um die Musterkontur zu gewährleisten. Die Stoffdrückerhöhe sollte manuell so eingestellt werden, dass eine mechanische Deformation der Sensoren vermieden wird.

Für die schonende Einarbeitung sollten **Strickmaschinen** entsprechend über geeignete Maschinenfeinheiten verfügen. Dies betrifft einerseits die Nadelteilung (E10 oder größer) und andererseits einem ausreichenden Abstand der Nadelbetten. Für die Herstellung textiler Taschen mit Sensornetzwerken sollte der Nadelbettenabstand mindestens 5 mm betragen. Gemäß der Forderung einer offenen Grundstruktur sind sowohl bei der direkten maschengerechten Einbindung der textilen Sensoren als auch bei der Herstellung textiler Taschen für die Integration von Sensornetzwerken RL-Bindungen zu verwenden. In den durchgeführten Untersuchungen konnten zwar keine negativen Effekte hinsichtlich der Nutzung gezahnter Abzugswalzen erfasst werden, jedoch sei die Nutzung gummierter Abzugswalzen zu bevorzugen.

Bezüglich der **Webmaschinenteknik** kann aus den in Kap. 4.2.3 genannten Gründen nur auf die Herstellung von textilen Taschen zur Integration von Sensornetzwerken eingegangen werden. Durch Verwendung der Atlasfiletbindung kann ein angemessener Kompromiss zwischen einerseits offenen Flächengebildestruktur und andererseits einer ausreichenden Verschiebestabilität erreicht werden. Für die webtechnische Herstellung ist ein entsprechend großer Abstand zwischen Webblatt und Brustbaum nötig, um das bspw. aufgestickte Sensornetzwerk schonungsarm in die textile Tasche zu integrieren, da dieses möglichst glatt (undrapiert) kettbaumseitig in die noch offene Tasche gegeben wird. Bezüglich des Abzugs ist auf eine geringe Pressung durch die Abzugswalzen zu achten. Falls keine Anpassung des Walzendruckes bzw. Walzenabstandes möglich ist, sollten zumindest weiche Walzengarnituren verwendet werden.

Die Einarbeitung durch die **Wirkmaschinenteknik** wurde in der Arbeit nur in begrenztem Maße untersucht, da Schusseintragssysteme für diese Technologie noch Entwicklungsgegenstand sind und für die maschengerechte Integration der textilbasierten Sensoren noch weiter angepasst werden müssen. Perspektivisch sollte auch hier möglichst große Legeradien der Sensorgarne im Gewirk geachtet werden.

In folgender Tabelle 6-1 sind die untersuchten textiltechnischen Integrationsmöglichkeiten dargestellt sowie die hauptsächlichen Vorteile und Nachteile dieser Typen dargestellt. Moderne Web- bzw. Wirktechniken würden auch die direkte bzw. Taschenintegration ermöglichen, wurden aber in der vorliegenden Arbeit dahingehend nicht vollumfänglich untersucht. Der Begriff Flexibilität bezeichnet in diesem Zusammenhang die Fähigkeit, unterschiedliche Trägermaterialien bzw. auch Kontaktierungsmöglichkeiten verarbeiten zu können.

	TFP-Sticktechnik	Stricktechnik	Webtechnik	Wirktechnik
Direkte Integration bzw. Applikation der Sensoren	+ Musterung - Produktivität + Flexibilität	o Musterung + Produktivität - Flexibilität	Nicht untersucht	- Musterung o Produktivität - Flexibilität
Integration von Sensornetzwerken in textile Taschen	Nicht möglich	o Musterung + Produktivität o Flexibilität	o Musterung + Produktivität - Flexibilität	Nicht untersucht

Tabelle 6-1: Übersicht der textiltechnischen Integrationsmöglichkeiten

Für die Auswahl eines geeigneten textilen Verfahrens gemäß der Übersicht in Tabelle 6-1 sollte immer der konkrete Anwendungsfall berücksichtigt werden. Hierzu zählen bspw. Anzahl und Länge der einzusetzenden Sensoren, sowie auch Art des Trägermaterials. Allgemein ist die TFP-Sticktechnik als flexibelstes Verfahren zur direkten Integration von Sensoren bzw. der Herstellung eines Sensornetzwerks auf einer textilen Trägerschicht am besten geeignet. Die Stricktechnik ist das produktivere Verfahren zur Integration von Sensornetzwerken, bei der auch die Möglichkeit besteht, zusätzliche Funktionsschichten, bspw. zur Wundflüssigkeitsabsorption, in eine textile Tasche einzubringen.

6.4 Verknüpfung und Vernetzung der Einzelsensoren

Eine besondere Herausforderung für die Anwendung der textilbasierten Sensoren in einem Sensornetzwerk ist deren Kontaktierung und das Verschalten der Sensoren zu Sensornetzwerken. In Abschnitt 2.9.1 wurden die Löt- wie auch die Klemmverbindungen zur Kontaktierung der Elektrodendrähte der Sensoren mit den Zuleitungen bzw. die Anbindung der Zuleitungen an die Datenerfassungs- und Auswerteeinheit als am besten geeignet herausgestellt.

Erstrebenswert für die Kontaktierung der Sensoren ist eine (teil-)Automatisierung, da dieser Arbeitsschritt derzeit noch mit einem erheblichen manuellen Aufwand verbunden ist. In Abschnitt 3.3 wurde die technologisch-konstruktive Modifikation der Flechtmaschine beschrieben, welche auch die Funktionserweiterung um den Rapportbetrieb beinhaltet. Dadurch können flottierte Segmente in das Geflecht integriert werden. Eine teilautomatisierte Kontaktierung wäre dadurch möglich, dass die freiliegenden Drahtelektroden gegriffen und bspw. mit einer halboffenen Klemm- oder Crimpverbindung geführt würden. Für eine komplett automatisierte Kontaktierung sollte die Flechtmaschine über einen schonenden Bändchenabzug verfügen, hinter dem das geflochtene Sensorsegment geschnitten sowie die Enden der Elektrodrähte durch bspw. vergießen in Lötstellen kontaktiert werden.

Für die Signalübertragung sollten möglichst niederohmige Zuleitungen eingesetzt werden, womit die Signalqualität durch elektrische und ggf. elektrothermische Effekte nicht beeinflusst wird. Für den Einsatz von den kapazitiv bzw. impedimetrisch arbeitenden pH-Wert- sowie NET-Sensoren sollten diese Zuleitungen zudem geschirmt sein, um eine Signalbeeinflussung durch Streukapazitäten zu verhindern.

Bezüglich der Vernetzung der Sensoren zu Sensornetzwerken ist in Abschnitt 6.2 bereits der Messwertabgleich diskutiert worden. In den durchgeführten Untersuchungen, insb. bei den hergestellten Demonstratoren, genügen hinsichtlich der Kontaktierung zur Datenerfassungs- und Auswerteeinheit alle genutzten Steckersysteme (vgl. Abschnitt 4.3) den gestellten Anforderungen.

6.5 Multifunktionssensorik

Die Integration mehrerer Messfunktionen in einen Sensor ist ein gleichermaßen ambitioniertes wie auch erstrebenswertes Konzept für zukünftige Entwicklungen textiler Sensorik. Vorteile von Multifunktionssensorik sind ein geringerer Platzbedarf, eine geringere Anzahl an Anschlusstellen und somit geringere Gesamtkosten, weshalb dieses Konzept für klassische Sensorik im Allgemeinen bereits seit längerer Zeit verfolgt und für Biosensorik im Speziellen stetig weiter vorangetrieben wird [Ahlers, 1997; Nakata et al., 2017].

Für amperometrische Messverfahren ermöglicht die Mehrfachnutzung einer Referenz- bzw. Bezugselektrode für mehrere Messfunktionen einen vereinfachten Sensoraufbau. Eine Materialeinsparung im Sinne einer Mehrfachnutzung gilt auch für das eingesetzte Strukturmaterial. Gleiches gilt für kapazitive Sensoren, bei denen bspw. im Falle der beim entwickelten Feuchtesensor genutzten Konfiguration die Innenelektrode als resistiver Temperatursensor genutzt werden könnte. Für textile Sensoren hat dieses Konzept zudem einen weiteren Vorteil bezüglich der textiltechnischen Integration, da sowohl die Maschinenkomplexität (Anzahl der Legesysteme) als auch den Herstellungsaufwand erheblich reduziert werden.

In besonderem Maße ist der Einsatz von Multifunktionssensorik auch dann sinnvoll, wenn bekannte

Quereffekte am diskreten Messort mit aufgezeichnet werden sollen. Aus diesem Grund sind bspw. die meisten pH-Wertmessgeräte mit einem integrierten Temperatursensor ausgerüstet. Weitere sinnvolle Kombinationsmöglichkeiten sind beispielsweise enzymatische Mehrfachmessungen (Lactat- und Glukosemessung), bei denen mit nur einer Gegenelektrode eine Speisespannung für zwei Messsysteme bereitgestellt werden kann.

In folgender Abbildung 6-2 ist exemplarisch ein geflochtener Multifunktionssensor dargestellt, bei dem drei Elektrodrähte für eine amperometrische Messung als Triple-Helix, sowie ein Elektrodraht in gegensinniger Drehrichtung für eine resistive Messung integriert wurden.

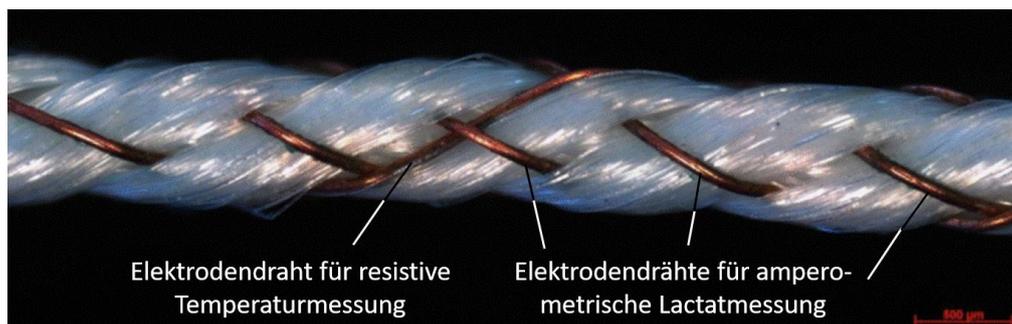


Abbildung 6-2: Beispiel eines textilen Multifunktionssensors

Mit einem derartigen Sensoraufbau kann der thermische Quereinfluss auf die Lactatbildung und somit auf die Lactatmessung lokal erfasst, sowie durch messtechnische Verknüpfung digital kompensiert werden.

Bei dem Einsatz von Multifunktionssensoren muss sorgfältig untersucht werden, ob bzw. in welchem Maße sich die integrierten Messsysteme gegenseitig beeinflussen. In besonderem Maße ist bei kapazitiven bzw. impedimetrischen Sensoren eine weitere Integration von resistiven oder amperometrischen Systemen nur mit einer geeigneten Schirmung sinnvoll, da jeglicher Stromfluss eines benachbarten Leiters einen elementaren Einfluss auf das Signal hat.

6.6 Demonstratoren der Sensornetzwerke

Im Laufe dieser Arbeit sind mehrere Demonstratoren der Einzelsensoren wie auch der Sensorsysteme umgesetzt worden. Die Einzelsensoren wurden bereits in Kapitel 3 detailliert dargestellt und diskutiert, so dass dieses Unterkapitel auf die Demonstratoren der Bio-Sensorsysteme fokussiert.

Gemäß dem vorliegenden Anwendungsfall der sensorischen Überwachung von chronischen Wunden wurden die ersten Demonstratoren der Sensorsysteme mit bereits marktverfügbaren Wundverbänden umgesetzt. In Analogie zu Abbildung 4-1 wurde eine offenporige PU-Schaumschicht eines Schaumverbands vom Typ Mepilex © Border der Fa. Mölnlycke Health Care GmbH als TFP-Stickgrund genutzt. In Abbildung 6-3 ist diese bestickte PU-Schaumschicht dargestellt, auf der ein Temperatur-, ein Feuchte- sowie ein pH-Wertsensor appliziert und in den geöffneten Verband integriert wurden.



Abbildung 6-3: Wundverband mit Schaumschicht und applizierten Feuchte-, pH-Wert- sowie Temperatursensor (v. l. n. r).

Dieser Demonstrator des Bio-Sensorsystems mit ausgewählten Einzelsensoren wurde auf mehreren Messen ausgestellt und sollte vor allem auch die positiven haptischen/flexiblen Eigenschaften textiler Sensornetzwerke darstellen.

Auf Basis dieser Erfahrungen wurden mehrere Demonstratoren hergestellt, die auf dem entwickelten, in Abschnitt 4.2.1 erläuterten Stickmuster basieren. In folgender Abbildung 6-4 ist ein Demonstrator dargestellt, bei dem ein speziell geplottetes Silikongitter der Fa. KET Kunststoff- und Elasttechnik GmbH verwendet wurde. Dieser Demonstrator soll einerseits die Drapierbarkeit des entwickelten Sensorsystems verdeutlichen, andererseits verfügt er bereits über eine eingeschränkte Funktionstüchtigkeit. Die mittels der TFP-Sticktechnik applizierten Feuchte-, pH-Wert- und NET-Sensoren wurden mit einem kapazitiven A/D-Wandler vom Typ MPR121 der Fa. Adafruit Industries verknüpft, mit dem eine digitale Datenweitergabe dieser Messwerte ermöglicht wird.

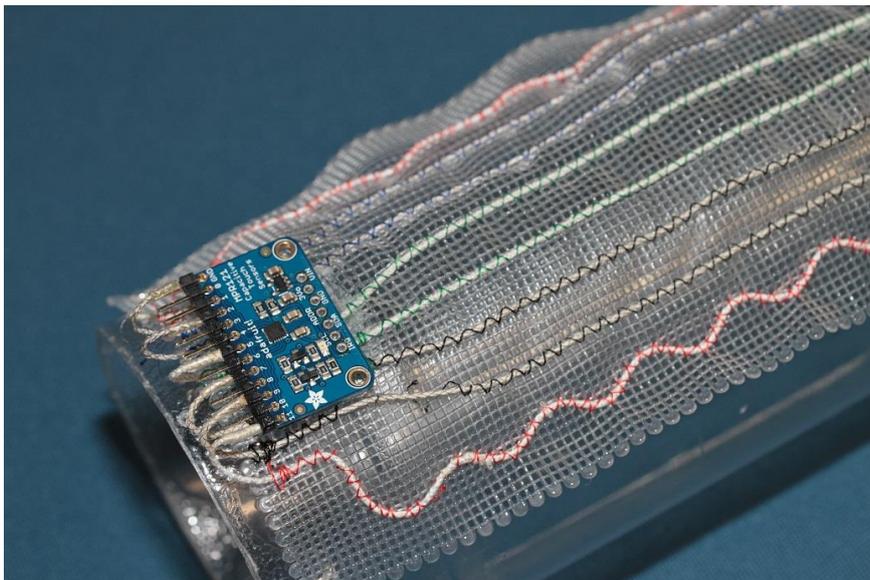


Abbildung 6-4: Demonstrator einer Sensorsystems auf einem Silikongitter mit verknüpftem, kapazitivem A/D-Wandler

In Abbildung 6-5 ist der funktionsfähige Demonstrator des Wundverbandes mit Sensornetzwerk (stricktechnisch hergestellte Variante 1) mit angeschlossener Datenerfassungs- und Auswerteeinheit während einer kapazitiven Messung (Feuchte) dargestellt.

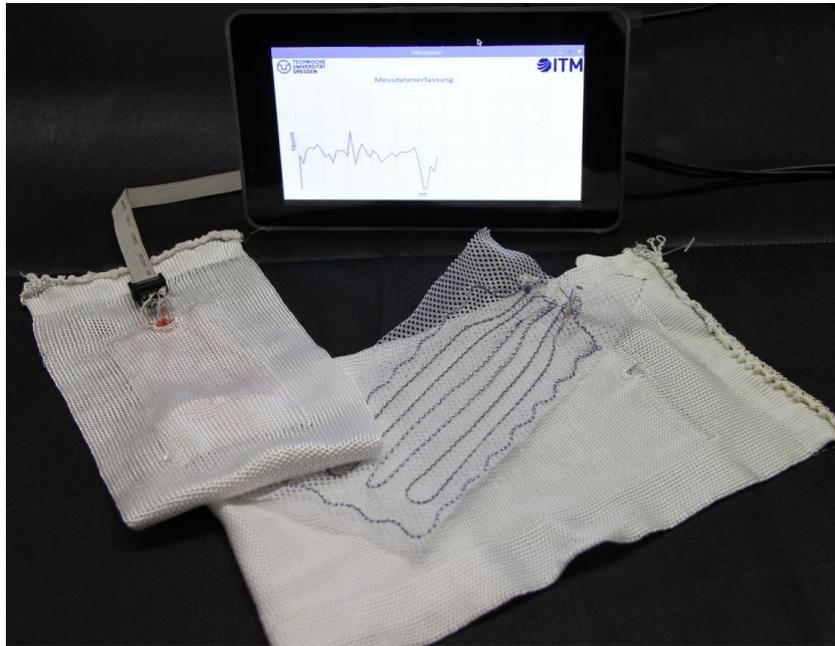


Abbildung 6-5: Funktionsfähiger Demonstrator des Sensornetzwerks mit angeschlossener Datenerfassungs- und Auswerteeinheit

Der Demonstrator, ein gesticktes Sensornetzwerk, eingelegt in eine gestrickte Tasche, wurde bezüglich der genannten Parameter charakterisiert. Aufgrund einer fehlerhaften Lagerung (Trocken) konnten bei einem erneuten Funktionstest nach 14 Tagen nur beim Temperatur- und Feuchtesensor zuverlässige Messwerte ermittelt werden. Es konnte jedoch nachgewiesen werden, dass textilbasierte Bio-Sensorsysteme für die *In-situ*-Erfassung physiologischer Parameter in derzeitigen textiltechnischen Methoden hergestellt werden können.

7 Zusammenfassung und Ausblick

Für die Betrachtung humanphysiologischer Vorgänge bei chronischen Wunden wurden in dieser Arbeit textile Sensoren entwickelt, die die relevanten Parameter Temperatur, Feuchte, pH-Wert, Lactatgehalt und NET-Konzentration erfassen können und damit textilbasierte Bio-Sensorsysteme für die *In-situ*-Erfassung physiologischer Parameter hergestellt werden kann.

Hierbei wurden die physiologischen Grundlagen analysiert und medizinische, mess- sowie textiltechnische Anforderungen an die Sensoren abgeleitet. In einer umfangreichen Recherche zum Stand der Technik und Forschung wurden Messverfahren und textile Herstellungsverfahren analysiert und deren Übertragbarkeit für die Entwicklung miniaturisierter, textiler Sensoren und Sensorsysteme betrachtet. Folgende Messprinzipien wurden ausgewählt:

- Resistiver Temperatursensor,
- Resistiver/Kapazitiver Feuchtesensor,
- Impedimetrischer pH-Wertsensor,
- Amperometrischer Lactatsensor und
- Impedimetrischer NET-Sensor.

Bei der Auswahl des textilen Herstellungsverfahrens für miniaturisierte Sensoren wurde die Flechttechnik ausgewählt, da dieses textile Verfahren vorzügliche Möglichkeiten zur Herstellung derartig komplexer Strukturen für die Erfüllung der messtechnischen Aufgaben bereitstellt. Die verfügbare Flechtmaschinenteknik wurde umfangreich modifiziert, um eine schonende Verarbeitung feinsten Faser- und Drahtmaterialien und eine gezielte Vorkonfektion zu ermöglichen. Anschließend wurden textile Sensorkonstruktionen konzipiert und flechttechnisch umgesetzt, wobei besondere Herausforderungen hinsichtlich der Funktionalisierung und der Verarbeitung der sensitiven Materialien zu bewältigen waren, um die gestellten medizinischen, mess- und textiltechnischen Anforderungen zu erfüllen.

Für die Herstellung der resistiven Temperatursensoren wurden medizinisch zertifizierte und hochohmige Edelstahldrähte mit einer inerten Isolationsschicht aus Parylen in einem PVD-Verfahren funktionalisiert. Für die textile Integration dieser Temperatursensordrähte wurde eine zugentlastete Flechtkonstruktion entwickelt. Bei der Untersuchung dieses textilen Temperatursensors konnte im

physiologisch relevanten Bereich von 22 bis 40°C eine Messgenauigkeit in Form einer Linearitätsabweichung von 0,028 K ermittelt werden. Die mittlere Hysteresabweichung von Aufwärm- zu Abkühlvorgang beträgt $0,49 \pm 0,13$ K, die langzeitbedingte Messunsicherheit wurde mit 0,074 K ermittelt.

Beim Feuchtesensor wurde ein kapazitiver Aufbau in Form eines offenen Zylinderkondensators gewählt. Als Elektrodenmaterial wurde Kupferlackdraht untersucht, wobei genannter Edstahllackdraht für die finalen Demonstratoren benutzt wurde. Bei der Auswahl des, für die Detektion der Feuchte essentiellen, hygroskopischen Dielektrikumsmaterials wurde nach einer theoretischen Betrachtung und praktischen Untersuchung Viskosefasergarn ausgewählt. Bei unterschiedlichen Feuchtezuständen von 22,5 bis 94,6 % r.F. wurde, unter Bestimmung der Sorptionsisotherme und weiterführenden dynamischen sowie Langzeituntersuchungen, Messunsicherheiten von unter 3 % r.F. ermittelt.

Bei der Entwicklung des pH-Wertsensors wurde ein Mehrschichtaufbau genutzt, wobei der Fokus auf der Entwicklung einer pH-wertsensitiven Funktionsschicht lag. Hierzu wurde ein Chitosangarn eingesetzt, was nach der textilen Herstellung in Glutardialdehyd-Lösung zu einem Hydrogel vernetzt wurde. Durch den ampholyten Charakter des Hydrogels quillt dieses in Abhängigkeit zum pH-Wert, was die Permittivität des Sensors beeinflusst, die wiederum durch die Impedanzmessung bestimmt werden kann. In Versuchen wurden in pH-Werten von 3,51 bis 10,3 die Messfähigkeit nachgewiesen. Obgleich die aufgenommene Kennlinie keine eindeutige Zuordnung zuließ, können mit dem Sensor die kritischen Zustände bei einer Wundheilung erfasst werden.

Für den Lactatsensor wurde ein gänzlich neuartiger textiler Aufbau entwickelt, der dem amperometrischen Messprinzip mit drei Elektroden nachempfunden ist. Anstelle einer üblicherweise funktionalisierten Arbeitselektrode wurde jedoch ein Chitosangarn mit dem Enzym Lactatoxidase ausgerüstet. Dieses Garn wird anschließend in eine Struktur aus, abermals funktionalisierter, Arbeits-, Referenz- und Gegenelektrode eingeflochten. Durch den enzymatischen Abbau wird das anfallende H_2O_2 katalytisch an der Arbeitselektrode aufgespalten, wobei die Lactatmenge dem erfassten Stromwert entspricht. In umfangreichen Untersuchungen im physiologisch relevanten Lactatwertbereich von 1 bis 20 mmol/l konnte die Messfähigkeit bei Messunsicherheiten von 1,3 mmol/l ermittelt werden. Trotz einer postulierten Abnahme der Sensitivität infolge der Enzymdegradation konnte eine Langzeitmessfähigkeit nachgewiesen werden.

Für den textilen NET-Sensor wurde ein Mehrschichtaufbau entwickelt, bei dem eine sensitive Carboxy-Methyl-Celluloseschicht als geplottete Hohlstruktur zwischen Titanelektroden-schichten eingebettet wurde. Die Untersuchung dieses neuartigen und bislang noch nicht detailliert spezifizierten Parameters erfolgte in Tastversuchen, da als Medium Humanserum eingesetzt werden muss, was

nur in begrenztem Maße zur Verfügung stand. Durch Stimulation des Zellmediums wurde über einen Zeitraum von 8 h eine Infektion simuliert, wobei der textile Sensor diese mit einem Impedanzanstieg von 10,8 % eindeutig detektieren konnte.

Die entwickelten Sensoren wurden hinsichtlich ihrer messtechnischen Stabilitäten bei mechanischen Beanspruchungen Zug, Druck und Biegung untersucht, die sich am realen Anwendungsfall orientieren. Es konnten bei allen untersuchten Sensoren hohe Stabilitäten (Messdrift nach Untersuchung > 1%) nachgewiesen werden.

Bei den Untersuchungen der Quereffekte bzgl. Selektivität wiesen Temperatur- und Feuchtesensoren eine hohe Stabilität auf. Für die pH-Wert- und Lactatsensoren wurden teilweise signifikante Querempfindlichkeiten auf Fremdanalyte ermittelt. Ein verifizierter Abgleich im gesamten Messspektrum konnte aufgrund der Fülle der Kombinationsmöglichkeiten jedoch nicht durchgeführt werden und sollte Forschungsgegenstand zukünftiger Arbeiten sein.

Entsprechend der medizinischen Anforderungen zur Verwendung biokompatibler Materialien wurden bei zytotoxischen Untersuchungen der entwickelten Sensoren bei keiner der Proben starke Zytotoxizitäten (Zellproliferation unter 60% der Referenz) festgestellt.

Für die Integration der entwickelten Sensoren in textile Trägerstrukturen wurden unterschiedliche textile Verfahren untersucht. Hierzu wurde ein Sensorlayout entwickelt, was die spezifischen Charakteristika der Sensoren berücksichtigt. Die Sensorintegration bzw. Applikation erfolgte durch TFP-Stick-, Strick-, Web- und Wirkverfahren. Bei allen Verfahren konnte die Einarbeitung der entwickelten textilen Sensoren nachgewiesen werden, wobei insbesondere das TFP-Stick- und das Flachstrickverfahren als Vorzugslösungen herausgearbeitet wurden.

Für die Verknüpfung der Sensoren zu einem Sensornetzwerk wurden detailliert die Kontaktierung, die Signalübertragung sowie die Datenerfassung und –auswertung diskutiert. Für die feinen und feinsten Drahtmaterialien wurden stoff- und formschlüssige Kontaktierungsverfahren unter Nutzung von IC-Sockel als Lot-Vergusselemente entwickelt, die eine mechanisch und elektrisch sichere Verbindung bei geringen Übergangswiderständen ermöglichen. Für die Signalübertragung zu der Auswerteeinheit wurde ein Flachbandkabel genutzt. Bei der Datenerfassung und –auswertung wurde ein Mikrocontroller in Form eines Raspberry Pi Zero mit entsprechenden A/D-Wandlern ausgerüstet, mit dem eine Datenerfassung und grafische Darstellung möglich ist.

In einer Konzeptentwicklung zur allgemeingültigen Auslegung und Anwendung der textilbasierten Bio-Sensorsysteme wurden Auslegungshinweise zur Herstellung der Sensoren und Sensornetze, inklusive Kalibrierung und Justierung sowie deren textiltechnische Integration gegeben. Abschließend wurden die, im Laufe dieser Arbeit, entwickelten Demonstratoren erklärt, die den Entwicklungsprozess auch chronologisch aufzeigt.

Über dem Ziel dieser Arbeit hinaus sollen die erreichten Entwicklungsergebnisse als Gedankenanstöße für die Verwendung und Weiterentwicklung geflochtenen Sensoren für medizintechnische und auch nicht-medizintechnische Anwendungen geben. Die entwickelten Konstruktionen können beispielweise auch für die Erfassung mechanischer Parameter wie Zug, Querdruck oder Torsion sowie auch Taupunkt oder Degradationseffekte bspw. in Baussubstanz (Carbonatisierung) genutzt werden.

Als Ausblick sei eine Vision des Einsatzszenarios eines komplett autonomen, intelligenten Wundverbandes skizziert: Nach der Erkennung einer chronischen Wunde bei beispielsweise Diabetis-Patienten wird eine stationäre Wundvorbehandlung durch das medizinische Personal eingeleitet und der, mit einem textilen Sensornetzwerk ausgerüstete, Wundverband auf die Wunde aufgebracht. Über diesen Wundverband wird ein Druckverband appliziert, wobei der aufzubringende Druck sensorisch registriert wird und bei falscher Wicklung (zu fest/zu lose) ein akustisches oder visuelles Signal vom Wundverband ausgeht. Nachdem der Druckverband aufgebracht wurde, überprüft das medizinische Personal kurz die Funktionsfähigkeit des Verbandes, wobei dem Patienten auf einem Display seine derzeitigen physiologischen Parameter gezeigt werden.

Ein derartiger intelligenter Wundverband, der sich haptisch kaum von derzeit verwendeten Typen unterscheidet, verfügt über eine autonome Energieversorgung in Form einer kompakten Batterie, und erlaubt eine Einsetzbarkeit im Bereich von zwei Wochen. Die Verarbeitung der erfassten Daten erfolgt mit einem integrierten Mikrocontroller. Über eine ebenfalls integrierte, kabelungebundene Schnittstelle, beispielsweise Bluetooth®, werden die verarbeiteten Daten an den Patienten sowie auch das medizinische Personal übermittelt. Bei Überschreitung von festgelegten Grenzwerten infolge einer Wundheilungsstörung sendet der Wundverband entsprechend eine Warnung oder leitet selbstständig Gegenmaßnahmen ein, indem bspw. Wirkstoffe wie Wachstumsfaktoren freigegeben werden, die eine Wundinfektion hemmen.

Bei stark exsudierenden Wunden erkennt der intelligente Wundverband, wenn das Aufnahmevermögen des Feuchte-Reservoirs (in Form des Hydrogels oder Hydrokolloids) erreicht ist und ein Wundverbandwechsel stattfinden muss. Mit einer Schritt-für-Schritt-Unterstützung durch ein mobiles Endgerät kann dieser Wundverbandwechsel auch vom Patienten selbst durchgeführt werden. Hierbei wird die gekapselte Elektronik (Mikrocontroller, Energieversorgung, Schnittstelle) entfernt und kann in einen neuen Verband wiederverwendet werden.

Durch den Einsatz textiler Sensoren kann solch ein intelligenter Wundverband in erheblichen Maße die Lebensqualität von Patienten durch eine reduzierte Anzahl an Wundverbandwechsel erhöhen und durch Früherkennung kritische Wundverläufe verhindern. Ferner können in gleichem Maße die Material- und insbesondere die Personalkosten für die medizinische Pflege erheblich reduziert werden, was ein großes volkswirtschaftliches Nutzen bringt.

8 Literaturverzeichnis

Referierte Publikationen und Schutzrechte des Autors

- WENDLER, J.; NOCKE, A.; AIBIBU, D.; CHERIF, CH.: Novel temperature sensors based on strain-relieved braiding constructions. *Textile Research Journal* 2019, 89. Jg., Nr. 15, S. 3159-3168.
- WENDLER, J.; MARAITE, D.; NOCKE, A.; CHERIF, CH.: Novel textile moisture sensors based on multi-layered braiding constructions. *Textile Research Journal* 2020, 90. Jg., Nr. 3-4, S. 469-477.
- WENDLER, J.; HAHN, L.; FARWIG, K.; NOCKE, A.; SCHEERER, S.; CURBACH, M.; CHERIF, CH.: Entwicklung eines neuartigen Prüfverfahrens zur Untersuchung der Zugfestigkeit von Fasersträngen für textile Bewehrungsstrukturen. *Bauingenieur* 95(2020)9, S. 325-334
- Schutzrecht DE 102011003414 B4. Technische Universität Dresden. (2016). Wendler; Häntzsche; Ruder; Lauorine; Kluge; Cherif.

Nicht-referierte Publikationen des Autors

- WENDLER, J.; TONNDORF, R.; NOCKE, A.; AIBIBU, D.; CHERIF, CH.; SCHRÖTER, A., GERLACH, G.: Wundmonitoring mit textiltechnologisch gefertigten Flechtgarnkonstruktionen / Textile-technological manufacturing of braided multilayer sensors for monitoring of wounds. *Technische Textilien/Technical Textiles* 57(2014)3, S. 108-109 / pp. E97-E98
- WENDLER, J.; TONNDORF, R.; NOCKE, A.; AIBIBU, D.; CHERIF, CH.; SCHRÖTER, A., GERLACH, G.: Textile-technological manufacturing of braided multilayer sensors for monitoring of wounds (in chinesisich). *Melliand China* (2015)9, pp. 51-52
- WENDLER, J.: Textilbasierte Sensoren für das kontinuierliche Monitoring chronischer Wunden. *Dresdner Transferbrief* 24(2016)3, S. 22-23
- WENDLER, J.: Herstellung textilbasierter Wundverbände durch Integration geflochtener Sensorgarne mittels Flachstricktechnik. *Technische Textilien* 61(2018)3, S. 129-130

Vorträge des Autors auf nationalen und internationalen Fachtagungen

- WENDLER, J.; NOCKE, A.; SCHRÖTER, A.; AIBIBU, D.; GERLACH, G.; CHERIF, CH.: Entwicklung miniaturisierter, textilbasierter Bio-Sensoren. *SmartTex-Workshop*, Weimar, 01. Oktober 2013
- WENDLER, J.; NOCKE, A.; SCHRÖTER, A.; TONNDORF, R.; AIBIBU, D.; GERLACH, G.; CHERIF, CH.: Textilbasierte Sensoren für das Monitoring chronischer Wunden. *Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomaterialien*, Dresden, 6.-8. November 2014, S. 93
- WENDLER, J.; SCHRÖTER, A.; NOCKE, A.; GERLACH, G.; CHERIF, CH.: Braiding of sensor yarns for the monitoring of chronic wounds. *15th AUTEX World Textile Conference 2015*, Bucharest (Rumänien), June 10-12, 2015
- WENDLER, J.; NOCKE, A.; SCHRÖTER, A.; TONNDORF, R.; AIBIBU, A.; GERLACH, G.; CHERIF, CH.: Textilbasierte

Sensoren für die Überwachungen physiologischer Parameter bei chronischen Wunden. 18. Jahreskongress Deutsche Gesellschaft für Wundheilung und Wundbehandlung e.V., Ludwigshafen, 18.-20. Juni 2015

WENDLER, J.: Integration of textile sensor networks in knitted and woven fabrics.54. Chemiefasertagung Dornbirn, Dornbirn (Österreich), 16.-18. September 2015

WENDLER, J.; NOCKE, A.; AIBIBU, D.; CHERIF, CH.: Textile Sensornetzwerke für Wundmonitoring. Vortrag / DEWU Wundkongress Bremen, 10.-12. Mai 2017

WENDLER, J.; AIBIBU, D.; NOCKE, A.; CHERIF, CH.: Novel thread constructions for the development of biosensors for chronic wounds. 56. Internationale Fasertagung Dornbirn, Dornbirn (Österreich), 13.-15. September 2017

WENDLER, J.: Textile Sensornetzwerke für Wundmonitoring / 1. Gemeinsames Fachkolloquium der AiF-Forschungsallianz Medizintechnik (FAM), Frankfurt/Main, 09. April 2019

WENDLER, J.: Entwicklung von Prüfmethode zur Bestimmung der Zugfestigkeit von textilen Bewehrungen. In: C³-Tagungsband 10. Carbon- und Textilbetontage 2018, Dresden, 25.-26.09., S. 38–39.

WENDLER, J.; MÜLLER, R.; HAHN, L.; CHERIF, CH.: Multifunktionale textile Bewehrungen für ein effizientes Bauwerksmonitoring. 11. Carbon- und Textilbetontage 2019, Dresden, 24.-25. September 2019, S. 59

Publikationen als Co-Autor (Auswahl)

SCHRÖTER, A., WENDLER, J., NOCKE, A., CHERIF, C., RÖSEN-WOLFF, A., GERLACH, G.: Miniaturized wound sensors based on detection of extracellular chromatin. Lecture Notes on Impedance Spectroscopy 2015, pp. 23-28). CRC Press.

HÄNTZSCHE, E.; WENDLER, J.; RUDER, T.; BÄHR, TH., KLUGE, A.; CHERIF, CH.; REICHART, J.; LUCAS, H.: Integration of additive threads in stitch wale direction of circular knitted fabrics for smart textile applications-Add-on device with rotating yarn feeder for double-jersey and interlock machines. Journal of Textile Engineering & Fashion Technology 1(2017)5, DOI: 10.15406/jteft.2017.01.00028

Allgemeine Literatur

Schutzrecht US 5,790,036. Fisher, L. F.; Partpilo, R. D. (1998).

Adafruit: MPR121. <https://www.adafruit.com/product/1982>.

AGRIKLI, M.: Anfrage bezüglich benötigten Mindestzugfestigkeiten der zu verarbeitenden Garne für Maschine DirectTwist der Fa. AGTEKS LTD., 20.08.2014. Telefongespräch, Dresden, 2014.

AHLERS, H.: Multisensorikpraxis, Berlin: Springer, 1997. - ISBN 354058997X.

APEL, F.: Recognition of Neutrophil Extracellular Traps by the Cytosolic DNA Sensor cGAS, 20192019.

Arduino: Arduino Uno. <https://www.arduino.cc/>.

ARMSTRONG, D. G.; LAVERY, L. A.; LISWOOD, O. J.; TODD, W. F.; TREDWELL, J. A.: Infrared Dermal Thermometry for the High-Risk Diabetic Foot. Physical Therapy 77(1997) 2, S. 169–175.

ASCHOFF, R.: Laser und IPL-Technologie in der Dermatologie, Klinik und Poliklinik für Dermatologie

Universitätsklinikum Carl Gustav Carus, 2013a.

- ASCHOFF, R.: Beratungsgespräch zum Thema chronische Wunden. Mündliche Aussage, 12.09., Dresden, 2013b.
- ASCHOFF, R.: Bereitstellung von Aufnahmen chronischer Wunden. E-Mail, Dresden, 2019.
- ATALAY, O.; KENNON, W. R.; HUSAIN, M. D.: Textile-based weft knitted strain sensors: effect of fabric parameters on sensor properties. *Sensors (Basel, Switzerland)* 13(2013) 8, S. 11114–11127.
- ATAMAN, C.; KINKELDEI, T.; VASQUEZ-QUINTERO, A.; MOLINA-LOPEZ, F.; COURBAT, J.; CHERENACK, K.; BRIAND, D.; TRÖSTER, G.; ROOIJ, N. F. de: Humidity and Temperature Sensors on Plastic Foil for Textile Integration. *Procedia Engineering* 25(2011), S. 136–139.
- AZIZ-KERRZO, M.; CONROY, K. G.; FENELON, A. M.; FARRELL, S. T.; BRESLIN, C. B.: Electrochemical studies on the stability and corrosion resistance of titanium-based implant materials. *Biomaterials* 22(2001) 12, S. 1531–1539.
- BACH, F.-W; MÖHWALD, K.; LAARMANN, A.; WENZ, T. (HG.): *Moderne Beschichtungsverfahren*. Deutsche Gesellschaft für Materialkunde; Universität Hannover; Fortbildungsseminar Moderne Beschichtungsverfahren. Weinheim: Wiley-VCH. 2015. ISBN 978-3-527-60889-8.
- BAEHR, H.; KABELAC, S.: *Thermodynamik*. Berlin: Springer, 2016. ISBN 978-3-662-49567-4.
- BAEHR, H.; KABELAC, S.: Ideale Gas-Dampf-Gemische. In: BAEHR, H.; KABELAC, S. (HRSG.): *Thermodynamik*. Berlin: Springer, 2016. - ISBN 978-3-662-49567-4, S. 278–285.
- BAKKER, J.; COFFERNILS, M.; LEON, M.; GRIS, P.; VINCENT, J.-L.: Blood Lactate Levels Are Superior to Oxygen-Derived Variables in Predicting Outcome in Human Septic Shock. *Chest* 99(1991) 4, S. 956–962.
- BENNETT, N. T.; SCHULTZ, G. S.: *Growth Factors and Wound Healing: Biochemical Properties of Growth Factors and Their Receptors*. *American Journal Of Surgery* 165(1993).
- BERG, J. M.; STRYER, L.; TYMOCZKO, J. L.: *Stryer Biochemie*, Berlin, Heidelberg: Springer Spektrum, 2013. - ISBN 978-3-8274-2989-6.
- BERNHARD, F.: *Handbuch der technischen Temperaturmessung*. 2 Auflage, Berlin, Heidelberg: Springer Vieweg, 2014. - ISBN 9783642245060.
- BHARARA, M.; SCHOESS, J.; NOUVONG, A.; ARMSTRONG, D. G.: Wound Inflammatory Index: A “Proof of Concept” Study to Assess Wound Healing Trajectory. *Journal of Diabetes Science and Technology* 4(2010), S. 773–779.
- BILLARD, M. W.; BASANTANI, H. A.; HORN, M. W.; GLUCKMAN, B. J.: A Flexible Vanadium Oxide Thermistor Array for Localized Temperature Field Measurements in Brain. *IEEE Sensors Journal* 16(2016) 8, S. 2211–2212.
- BINDER, S.; GERLACH, G.: Intramolecular force-compensated hydrogel-based sensors with reduced response times. *Technisches Messen* 86(2019) 4, S. 227–236.
- BLIEFERT, C.; LINEK, A.; MORAWIETZ, G.: *pH-Wert-Berechnungen*: Wiley-VCH, 1978. - ISBN 978-3527257881.
- BLOMSTEDT, M.: *Modification of cellulosic fibers by carboxymethyl cellulose*. Band 27, Espoo: Helsinki University of Technology, 2007. - ISBN 978-951-22-9059-8.

- BOBETH, W.: *Textile Faserstoffe – Beschaffenheit und Eigenschaften*, Berlin, Heidelberg: Springer, 1993. - ISBN 3-540-55697-4.
- BRINKMANN, V.; REICHARD, U.; GOOSMANN, C.; FAULER, B.; UHLEMANN, Y.; WEISS, D. S.; ZYCHLINSKY, A.: Neutrophil extracellular traps kill bacteria. *Science* 303(2004) 5663, S. 1532–1535.
- BRÖNSTED, J. N.: Einige Bemerkungen über den Begriff der Säuren und Basen. *Recueil des Travaux Chimiques des Pays-Bas* 42(1923) 8, S. 718–728.
- BROOKS, G. A.: Lactate shuttle - between but not within cells? *The Journal of Physiology* 541(2002) 2, S. 333–334.
- BRUNNSCHWEILER, D.: 5—THE STRUCTURE AND TENSILE PROPERTIES OF BRAIDS. *Journal of the Textile Institute Transactions* 45(1954) 1, S. T55-T77.
- BUECHLEY, L.; EISENBERG, M.: Fabric PCBs, electronic sequins, and socket buttons: techniques for e-textile craft. *Personal and Ubiquitous Computing* 13(2009) 2, S. 133–150.
- CALDARA, M.: A Wearable Sweat pH and Body Temperature Sensor Platform for Health, Fitness, and Wellness Applications. In: DI NATALE, C.; FERRARI, V.; PONZONI, A.; SBERVEGLIERI, G.; Ferrari M. (Hrsg.): *Sensors and Microsystems*. Springer International Publishing, 2014, S. 431–434.
- Calliope: Calliope. <https://www.calliope.cc/>.
- CASTANO, L. M.; FLATAU, A. B.: Smart fabric sensors and e-textile technologies: a review. *Smart Materials and Structures* 23(2014) 5, S. 53001.
- CAYLA, A.; CAMPAGNE, C.; ROCHERY, M.; DEVAUX, E.: Melt spun multifilament yarns of carbon nanotubes-based polymeric blends: Electrical, mechanical and thermal properties. *Synthetic Metals* 162(2012) 9-10, S. 759–767.
- CHERIF, C.: *Textile Werkstoffe für den Leichtbau*. 1 Auflage, Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 2011. - ISBN 978-3-642-17991-4.
- CHILDS, P.; GREENWOOD, J. R.; LONG, C. A.: Review of temperature measurement. *Review of Scientific Instruments* 71(2000) 8, S. 2959–2978.
- CIEŚLIK, M.; KOT, M.; RECZYŃSKI, W.; ENGVALL, K.; RAKOWSKI, W.; KOTARBA, A.: Parylene coatings on stainless steel 316L surface for medical applications—mechanical and protective properties. *Materials science & engineering. C, Materials for biological applications* 32(2012) 1, S. 31–35.
- COYLE, S.; MORRIS, D.; LAU, K. T.; DIAMOND, D.; LUPRANO, J.: Textile sensors to measure sweat pH and sweat-rate during exercise. *Pervasive Computing Technologies for Healthcare* (2009).
- DAKIN, J. P.; PRATT, D. J.; BIBBY, G. W.; ROSS, J. N.: Distributed optical fibre Raman temperature sensor using a semiconductor light source and detector. *Electronics letters* (1985) 21(13), S. 569–570.
- Schutzrecht US 8,795,257 B2. (2014). Daniel; Coulthard; Thomson; Jaeger.
- DANZER, S.: *Chronische Wunden*: Kohlhammer Verlag, 2014. - ISBN 978-3-17-026708-4.
- DAOUD, W. A.; XIN, J. H.; SZETO, Y. S.: Polyethylenedioxythiophene coatings for humidity, temperature and strain sensing polyamide fibers. *Sensors and Actuators B: Chemical* 109(2005) 2, S. 329–333.

- DARGAVILLE, T. R.; FARRUGIA, B. L.; BROADBENT, J. A.; PACE, S.; UPTON, Z.; VOELCKER, N. H.: Sensors and imaging for wound healing: A review. *Biosensors and Bioelectronics* 41(2013), S. 30–42.
- DEALEY, C.; CAMERON, J.; ARROWSMITH, M.: A study comparing two objective methods of quantifying the production of wound exudate. *Journal of wound care* 15(2006) 4, S. 149–153.
- DEGNER, R.: pH-Messung, Weinheim: Wiley-VCH, 2012. - ISBN 978-3-527-32359-3.
- DEUTSCH, J. S.: Bestimmung der Laktatkonzentration in Plasma und Vollblut. Stuttgart-Bad Cannstatt, Eberhard-Karls-Universität Tübingen, Medizinische Fakultät, 2003, Stuttgart-Bad Cannstatt: 2003.
- DEVAUX, E.; AUBRY, C.; CAMPAGNE, C.; ROCHERY, M.: PLA/Carbon Nanotubes Multifilament Yarns for Relative Humidity Textile Sensor. *Journal of Engineered Fibers and Fabrics* 6(2011), S. 13–24.
- DGfW: Lokalthherapie chronischer Wunden bei Patienten mit den Risiken periphere arterielle Verschlusskrankheit, Diabetes mellitus, chronische venöse Insuffizienz. (2012).
- DI SANTA, R.: Fibre Optic Sensors for Structural Health Monitoring of Aircraft Composite Structures: Recent Advances and Applications. *Sensors* 15(2015) 8, S. 18666–18713.
- DICKHUTH, H. H.; AUFENANGER, W.; SCHMIDT, P.; SIMON, G.; HUONKER, M.; KEUL, J.: Möglichkeiten und Grenzen der Leistungsdiagnostik und Trainingssteuerung im Mittel- und Langstreckenlauf. *Leistungssport* 19(1989), S. 21–24.
- DIN VDE-Norm 0701-0702 Juni 2008. Prüfung nach Instandsetzung, Änderung elektrischer Geräte - Wiederholungsprüfung elektrischer Geräte.
- DIN EN ISO-Norm 12571 2013-12. Wärme- und feuchtetechnisches Verhalten von Baustoffen und Bauprodukten.
- DIN EN-Norm 10088-3 Dezember 2014. Nichtrostende Stähle - Teil 3: Technische Lieferbedingungen für Halbzeug, Stäbe, Walzdraht, gezogenen Draht, Profile und Blankstahlerzeugnisse aus korrosionsbeständigen Stählen für allgemeine Verwendung.
- DIN-Norm 58133:2008-7 7-2008. Medizinische Kompressionsstrümpfe.
- DIN-Norm 53800-1:2003-06. Textilien – Bestimmung der Handelsmasse – Teil 1: Bestimmung der Trockenmasse durch Trocknen im Heißluftstrom.
- DIN-Norm 60479-1. Wirkungen des elektrischen Stromes auf Menschen und Nutztiere / VDE V 0140-479-1:2007-05.
- DIN-Norm 60000 1969. Textilien: Grundbegriffe.
- DIN EN ISO-Norm 2060:1995-04 April 1995. Textilien – Garne von Aufmachungseinheiten – Bestimmung der Feinheit (Masse je Längeneinheit) durch Strangverfahren.
- DIN-Norm 19260:2012-10. pH-Messung - Allgemeine Begriffe.
- DIN EN-Norm 60352-2 November 2006. Lötfreie Verbindungen - Teil 2: Crimpverbindungen - Allgemeine Anforderungen, Prüfverfahren und Anwendungshinweise (IEC 60352-2:2006).
- DISSEMOND, J.: *Chronic Wounds*. 1 Auflage, München, Jena: Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH, 2021. - ISBN 9780702067624.
- DISSEMOND, J.: Das chronische Ulcus cruris venosum. *Vasomed* 27(2015) 4, S. 186–192.

- DISSEMOND, J.: Die Bedeutung des pH-Wertes für die Wundheilung. http://www.wundheilung.net/News/2006/Dissemond_2.pdf, (12.04.2018).
- DOERING, E.; SCHIEDWILL, H.; DEHLI, M.: Ideale Gase. In: DOERING, E.; SCHIEDWILL, H.; DEHLI, M. (HRSG.): Grundlagen der technischen Thermodynamik. Wiesbaden: Springer Vieweg, 2012, S. 69–108.
- D’ORAZIO, P.; MEYERHOFF, M. E.: Electrochemistry and Chemical Sensors. In: BURTIS, C. A.; ASHWOOD, E. R.; BRUNS, D. E. (HRSG.): Tietz Textbook of Clinical Chemistry and Molecular Diagnostics, 5Auflage, St. Louis: Saunders, 2012. - ISBN 978-1416061649, S. 259–283.
- EGGINS, B. R.: Chemical sensors and biosensors-Analytical techniques in the science, London, England: John Wiley & Sons, Ltd, 2002. - ISBN 978-0-471-89914-3.
- Elektrisola: Stainless Steel 316 / 1.4401: Elektrisola2010.
- Norm EN ISO 80601-2-56 July 2017. Medizinische elektrische Geräte.
- EROR, N. G.: Expanding the Vision of Sensor Materials, Washington, DC: National Academies Press, 1995. - ISBN 978-0-309-05175-0.
- Europäisches Parlament: Richtlinie 93/42/EWG des Rates vom 14. Juni 1993 über Medizinprodukte. 1993.
- Europäisches Parlament: Verordnung des europäischen Parlaments und des Rates vom 5. April 2017 über Medizinprodukte, zur Änderung der Richtlinie 2001/83/EG, der Verordnung (EG) Nr. 178/2002 und der Verordnung (EG) Nr. 1223/2009 und zur Aufhebung der Richtlinien 90/385/EWG und 93/42/EWG des Rates, Anhang VIII, Kap. III, Regel 3. 2017.
- FARRINGTON, J.; MOORE, A. J.; TILBURY, N.: Wearable sensor badge and sensor jacket for context awareness. Digest of Papers. Third International Symposium on Wearable Computers (2002).
- FEBRAIO, M. A.; SNOW R. J.; HARGREAVES, M.; STATHIS, C. G.; MARTIN, I. K.; CAREY, M. F.: Muscle metabolism during exercise and heat stress in trained men: effect in acclimation. Journal of Applied Physiology 76(1994) 2, S. 589–597.
- FIELD, K. C.; KERSTEIN, M. D.: Overview of wound healing in a moist environment. The American Journal of Surgery 167(1994) 1, S. S2-S6.
- FIERHELLER, M.; Sibbald G.R.: A clinical investigation into the relationship between increased peri-wound skin temperature and local wound infection in patients with chronic leg ulcers. Advances in skin & wound care 23(2010) 8, S. 369–379.
- FKT: Smart Textiles. Berlin: Forschungskuratorium Textil e. V.2016.
- FRAS ZEMLJIČ, L.; STENIUS, P.; LAINE, J.; STANA-KLEINSCHKE, K.: Topochemical modification of cotton fibres with carboxymethyl cellulose. Cellulose 15(2008) 2, S. 315–321.
- FRENKEL, J.: Wave Mechanics: Elementary Theory: Clarendon Press, 1932.
- DE-Norm 102004026554 A1 16. März 2006. Intelligenter Druckknopf.
- FRYKBERG, R. G.; BANKS, J.: Challenges in the Treatment of Chronic Wounds. Advances in wound care 4(2015) 9, S. 560–582.
- FUCHS, T. A.; ABED, U.; GOOSMANN, C.; HURWITZ, R.; SCHULZE, I.; WAHN, V.; WEINRAUCH, Y.; BRINKMANN, V.; ZYCHLINSKY, A.: Novel cell death program leads to neutrophil extracellular traps. The Journal

- of cell biology 176(2007) 2, S. 231–241.
- FUCHS, T. A.; HAKKIM, A.; URBAN, C. F.: Neutrophil Extracellular Traps. In: LEY, K. (HRSG.): Inflammation. World Scientific, 2018. - ISBN 9789813109452, S. 205–276.
- FÜRST, U.: Duden, Berlin: Bibliographisches Institut, 2015. - ISBN 978-3-411-05508-1.
- Schutzrecht DE10129987C2. Technische Universität Dresden. (2003). Gerlach; Arndt; Sorber; Richter.
- Goodfellow: AISI 316. <https://www.goodfellow.com/de/en-us/displayitemdetails/p/fe24-sw-000120/stainless-steel-aisi-316-insulated-wire>.
- GRUHL, F.: Oberflächenmodifikation von Surface Acoustic Wave (SAW) Biosensoren für biomedizinische Anwendungen. Karlsruhe, Karlsruher Institut für Technologie. Karlsruhe, Karlsruher Institut für Technologie, Fakultät für Chemie und Biowissenschaften, Dissertation, 2010, Karlsruhe: 2010.
- GRÜNDLER, P.: Elektrochemische Bio-Sensoren. 2004. - ISBN 978-3-540-20984-3.
- GUBBINS, M. A.; CASEY, V.; NEWCOMB, S. B.: Nanostructural characterisation of SnO₂ thin films prepared by reactive rf magnetron sputtering of tin. Thin Solid Films 405(2002), S. 270–275.
- GUNASEKARAN, S.; WANG, T.; CHAI, C.: Swelling of pH-sensitive chitosan–poly(vinyl alcohol) hydrogels. Journal of Applied Polymer Science 102(2006) 5, S. 4665–4671.
- HAENTZSCHE, E.; MUELLER, R.; BARDL, G.; NOCKE, A.; CHERIF, C.: Warp Knitted Textile-Based Sensors for In-Situ Structural Health Monitoring of Wind Turbine Blades. Journal of Fashion Technology & Textile Engineering 2016(2016).
- HAHN, U.: Physik für Ingenieure, Oldenburg: Oldenburg Wissenschaftsverlag GmbH, 2007. - ISBN 978-3-486-27520-9.
- HÄNTZSCHE, E.; MATTHES, A.; NOCKE, A.; CHERIF, C.: Characteristics of carbon fiber based strain sensors for structural-health monitoring of textile-reinforced thermoplastic composites depending on the textile technological integration process. Sensors and Actuators A: Physical 203(2013), S. 189–203.
- HÄNTZSCHE, E.; SCHNEIDER, B.; NOCKE, A.; HOFFMANN, G.; CHERIF, C.: Integrally manufactured sensor systems for structural health monitoring using ORW weaving technology. Technische Textilien/Technical Textiles (2014) 5, S. 175–177.
- HASAN, M. M. B.: Abbildung Friktionsspinnarn. E-Mail / Abbildung, 2022.
- HEYWANG, W.: Sensorik. 17 Auflage, Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo: Springer-Verlag, 2013. - ISBN 978-3-642-96927-0.
- HIGGINS, C.: Lactate measurement: arterial versus capillary blood. [https://acutecaretesting.org/-/media/acutecaretesting/files/pdf/lactate-measurement--arterial-versus-capillary-blood\(1\).pdf](https://acutecaretesting.org/-/media/acutecaretesting/files/pdf/lactate-measurement--arterial-versus-capillary-blood(1).pdf), (17.06.2018).
- Hiss S.; Mueller U.; NEU-ZAHREN, A.; Sauerwein H.: Haptoglobin and lactate dehydrogenase measurements in milk for the identification of subclinically diseased udder quarters. Veterinarni Medicina 52(2007) 6, S. 245–252.
- HOFFMANN, G.: Gespräch zum Thema Spulenschützenmaschinen. Email, 2021.

- HOLLOWAY, P.; BENHAM, S.; ST. JOHN, A.: The value of blood lactate measurements in ICU. *Clinica Chimica Acta* 307(2001), S. 9–13.
- HUANG, C. T.; SHEN, C. L.; TANG, C. F.; CHANG, S. H.: A wearable yarn-based piezo-resistive sensor. *Sensors and Actuators A: Physical* 141(2008) 2, S. 396–403.
- HÜBNER, U.: *Nichtrostender Stahl - wenn die Gesundheit zählt*. 1 Auflage: Euro Inox, Informationsstelle Edelstahl Rostfrei, 2009.
- HÜNEFELD, G.: *Wundfibel*. (2004).
- HUNT, T. K.: The physiology of wound healing. *Annals of Emergency Medicine* 17(1988) 12, S. 1265–1273.
- IGF 14107: Vorhersage des Versagenszeitpunkts synthetischer geflochtener Seile durch integrierte textilbasierte Monitoringsysteme (IGF-Vorhaben AiF-Nr. 14107 BG/5): ITA RWTH Aachen, ITA RWTH Aachen, 2010.
- IGF 17425: Technologische und konstruktive Entwicklung eines effektiven Systems für den Schusseintrag mit variabler Schusslänge und Schussfolge an Kettenwirkmaschinen zur Integration von Funktionsfäden: Institut, ITM TU Dresden, 2014.
- IGF 17826: Entwicklung miniaturisierter, textilbasierter Sensoren für das kontinuierliche Monitoring chronischer Wunden. Dresden: Institut, ITM TU Dresden, IFE TU Dresden, TITV Greiz, 2016.
- IGF 19296: *In-Situ*-Monitoring der Fügezonen von Textilmembranen mit textilbasierten Sensorstrukturen. Dresden: Institut, ITM TU Dresden, 2020.
- ITM TU Dresden: Rundflechtmaschine RU 2/12-80. <https://tu-dresden.de/ing/maschinenwesen/itm/das-institut/infrastruktur-und-service/technikum-textilprozesse/flechtmaschinen>.
- JAEGER, K.-E.; LIESE, A.; SYLDATK, C.: *Einführung in die Enzymtechnologie*, Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2018. - ISBN 9783662576182.
- Schutzrecht US 6970731 B1. Georgia Tech Research Corp. (2005). Jayaraman; Park.
- JIA, W.; BANDODKAR, A. J.; VALDÉS-RAMÍREZ, G.; WINDMILLER, J. R.; YANG, Z.; RAMÍREZ, J.; CHAN, G.; WANG, J.: Electrochemical tattoo biosensors for real-time noninvasive lactate monitoring in human perspiration. *Analytical Chemistry* 85(2013) 14, S. 6553–6560.
- Schutzrecht US2018/0087193 A1. Siren Care, Inc. (2018). Jie; Ran; Scholten.
- KANEKO, M.; TAKEKAWA, T.; ASAKURA, T.: Photoluminescent copolymer-pendant Ru(BPY)₃²⁺ grafted onto non-woven silk fabric and its application to oxygen sensor. *Makromolekulare Chemie. Macromolecular Symposia* 59(1992) 1, S. 183–197.
- KEUL, J.; DOLL, E.; KEPPLER, E.; Reindell H.: *Muskelstoffwechsel*, München: Johann Ambrosius Barth, 1969.
- Keysight: *Impedance Measurement Handbook*. 6 Auflage. USA: Keysight Technologies 2016.
- KHAN, M. A.; ANSARI, U.; ALI, M. N.; LOUGHLIN, C.: Real-time wound management through integrated pH sensors: A Review. *Sensor Review* 35(2015a) 2, S. 183–189.
- KHAN, S.; LORENZELLI, L.; DAHIYA, R. S.: Technologies for Printing Sensors and Electronics Over Large Flexible Substrates: A Review. *IEEE Sensors Journal* 15(2015b) 6, S. 3164–3185.

- KHARAZ, A.; JONES, B. E.: A distributed optical-fibre sensing system for multi-point humidity measurement. *Sensors and Actuators A: Physical* (1995) 47, S. 491–493.
- KHURMA, J. R.; ROHINDRA, D. R.; NAND, A. V.: Swelling and Thermal Characteristics of Genipin Cross-linked Chitosan and Poly(vinyl pyrrolidone) Hydrogels. *Polymer Bulletin* 54(2005) 3, S. 195–204.
- KINKELDEI, T.; MATTANA, G.; LEUENBERGER, D.; ATAMAN, C.; LOPEZ, F. M.; QUINTERO, A. V.; BRIAND, D.; NISATO, G.; de Rooij, Nico F.; TRÖSTER, G.: Feasibility of Printing Woven Humidity and Temperature Sensors for the Integration into Electronic Textiles. *Advances in Science and Technology* 80(2012), S. 77–82.
- KNOP, A.: Neue Messtechnologie für die Bio-Dekontamination. *TechnoPharm* (2019) 2, S. 118.
- Knowles Middleton, W. E.: *A History of the Thermometer and Its Use in Meteorology*: The Johns Hopkins University Press, 1966. - ISBN 978-0801871535.
- KOSACK, E.: *Elektrische Starkstromanlagen*, Berlin, Heidelberg, s.l.: Springer Berlin Heidelberg, 1947. - ISBN 9783662015049.
- KYOSEV, Y.: *Braiding Technology for Textiles*: Woodhead Publishing, 2016a. - ISBN 978-0081013298.
- KYOSEV, Y.: *Advances in Braiding*. 1 Auflage, Cambridge, UK: Woodhead Publishing, 2016b. - ISBN 9780081009260.
- LEE, G.-Y.; LEE, H.-T.; RYU, W.; AHN, S.-H.; YANG, J.: Resistive pressure sensor based on cylindrical micro structures in periodically ordered electrospun elastic fibers. *Smart Materials and Structures* 27(2018) 11, S. 11LT01.
- LEE, H.; SONG, C.; HONG, Y. S.; KIM, M. S.; CHO, H. R.: Wearable/disposable sweat-based glucose monitoring device with multistage transdermal drug delivery module. *Science Advances* 3(2017) 3.
- LIGHT, T. S.; LICHT, S.; BEVILACQUA, A. C.; MORASH, K. R.: The Fundamental Conductivity and Resistivity of Water. *Electrochemical and Solid-State Letters* 8(2005) 1, S. E16.
- LINZ, T.; SIMON, E.; WALTER, H.: Fundamental analysis of embroidered contacts for electronics in textiles. Berlin, 3rd Electronic System-integration Technology Conference, ESTC. 2010.
- LOT-TEK GmbH: Lötten in der Medizintechnik. <https://www.lot-tek.de/medizin/loeten>.
- LOU, Y.; LODE, A.; GELINSKY, M.: Direct Plotting of Three-Dimensional Hollow Fiber Scaffolds Based on Concentrated Alginate Pastes for Tissue Engineering. *Advanced Healthcare Materials* 2(2013), S. 777–783.
- LU, D.; WONG, C. P.: Electrically Conductive Adhesives. In: LU, D.; WONG, C. P. (HRSG.): *Materials for Advanced Packaging*. Cham: Springer International Publishing, 2017. - ISBN 978-3-319-45097-1, S. 421–468.
- LVOVICH, V. F.: *Impedance Spectroscopy*. 1 Auflage: Wiley-VCH, 2012. - ISBN 978-0470627785.
- Madeira Garnfabrik: *Feinheit von Woll- und Baumwollgarnen*. Telefonat, 2022.
- MADER, A.: Aussagekraft der Laktatleistungskurve in Kombination mit anaeroben Tests zur Bestimmung der Stoffwechsellkapazität. In: CLASING, D.; WEICKER, H.; BÖNING, D. (HRSG.): *Stellenwert der Laktatbestimmung in der Leistungsdiagnostik*. Stuttgart, Jena, New York: Fischer-Verlag,

1994, S. 133–152.

- MALMBERG, C. G.; MARYOTT, A. A.: Dielectric Constant of Water from 0° to 100°C. *Journal of Research of the National Bureau of Standards* 56(1956) 1, S. 1–8.
- MCCOLL, D.; CARTLIDGE, B.; CONNOLLY, P.: Real-time monitoring of moisture levels in wound dressings in vitro: an experimental study. *International journal of surgery (London, England)* 5(2007) 5, S. 316–322.
- MESSLINGER, S.: Zur Temperaturmessung mit Platin-Widerstandsthermometern und Prema 5017 DMM. <https://epub.uni-bayreuth.de/43/1/tmeas-dossier.pdf>, (12.04.2018).
- micro:bit: micro:bit. <https://microbit.org/>.
- Microsoft: Makecode. <https://www.microsoft.com/de-de/makecode>.
- MILLS, A.; ELLIOTT, N.; PARKIN, I. P.; O'NEILL, A. O.; CLARK, R. J.: Novel TiO₂ CVD films for semiconductor photocatalyst. *Journal of Photochemistry and Photobiology A: Chemistry* 151(2002), S. 171–179.
- MILNE, S. D.; SEOUDI, I.; AL HAMAD, H.; TALAL, T. K.; ANOOP, A. A.; ALLAHVERDI, N.; ZAKARIA, Z.; MENZIES, R.; CONNOLLY, P.: A wearable wound moisture sensor as an indicator for wound dressing change: an observational study of wound moisture and status. *International Wound Journal* 13(2016) 6, S. 1309–1314.
- MITSUBAYASHI, K.; SUZUKI, M.; TAMIYA, E.; KARUBE, I.: Analysis of metabolites in sweat as a measure of physical condition. *Analytica chimica acta* 289(1994) 1, S. 27–34.
- MPE Gerry GmbH Serie 006: DS-MPE 006. https://cdn-reichelt.de/documents/datenblatt/C130/DS_MPE_006.pdf.
- NAKATA, S.; ARIE, T.; AKITA, S.; TAKEI, K.: Wearable, Flexible, and Multifunctional Healthcare Device with an ISFET Chemical Sensor for Simultaneous Sweat pH and Skin Temperature Monitoring. *ACS sensors* 2(2017) 3, S. 443–448.
- NEHER, E.: *Elektronische Meßtechnik in der Physiologie*, Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 1974. - ISBN 978-3-540-06746-7.
- NIAZMAND, K.; TONN, K.; KALARAS, A.; FIETZEK, U. M.; MEHRKENS, J. H.; LUETH, T. C.: Quantitative evaluation of Parkinson's disease using sensor based smart glove. Bristol, UK, 24th International Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS), 27.-30. Juni, 2011.
- NING, F.; O'HEAR, N.; ZHOU, R.; SHI, C.; NING, X.: Modeling of Braided Structures Based on Secondary Helix. In: KYOSEV, YORDAN; MAHLTIG, BORIS; SCHWARZ-PFEIFFER, ANNE (HRSG.): *Narrow and smart textiles*. Cham: Springer International Publishing, 2018. - ISBN 978-3-319-69049-0, S. 91–107.
- NOCKE, A.; HÄNTZSCHE, E.; WENDLER, J.; CHERIF, C.: C7.2 - Textile-based sensor systems for condition monitoring in composite and medical applications, Nürnberg, (2017).
- OCHOA, M.; RAHIMI, R.; ZIAIE, B.: Flexible sensors for chronic wound management. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering* 7(2014), S. 73–86.
- OLIVER, N. S.; TOUMAZOU, C.; Cass, A E G; JOHNSTON, D. G.: Glucose sensors: a review of current and emerging technology. *Diabetic medicine : a journal of the British Diabetic Association* 26(2009) 3, S. 197–210.

- OLWAL, A.; MOELLER, J.; PRIEST-DORMAN, G.; STARNER, T.; CARROLL, B.: I/O Braid. In: UIST 2018, Berlin, Germany, 14.10.2018 - 14.10.2018. - ISBN 9781450359481, S. 485–497.
- ONGGAR, T.: Nasschemische Beschichtung inerte Polyester-Faseroberflächen. Dresden, TU Dresden, Institut für Textilmaschinen und textile Hochleistungswerkstofftechnik, Dissertation, 2012, Dresden: 2012.
- PALMISANO, F.; QUINTO, M.; RIZZI, R.; ZAMBONIN, P. G.: Flow injection analysis of L-lactate in milk and yogurt by on-line microdialysis and amperometric detection at a disposable biosensor. *The Analyst* 126(2001) 6, S. 866–870.
- PAPE, H. C.; Kurtz, A. Silbernagl, S.: *Physiologie*, Leipzig: Georg-Thieme-Verlag, 2010. - ISBN 978-3132423879.
- PARK, S.; BOO, H.; CHUNG, T. D.: Electrochemical non-enzymatic glucose sensors. *Analytica chimica acta* 556(2006) 1, S. 46–57.
- PARK, S.; JAYARAMAN, S.: Enhancing the Quality of Life through Wearable Technology. *Ieee Engineering in Medicine and Biology Magazine* 22(2003), S. 41–48.
- PAUL, S.; PAUL, R.: *Grundlagen der Elektrotechnik und Elektronik 1: Gleichstromnetzwerke und ihre Anwendungen*: Springer Berlin Heidelberg, 2014. - ISBN 9783642539480.
- PEREIRA, T.; SILVA, P.; CARVALHO, H.; CARVALHO, M.: Textile moisture sensor matrix for monitoring of disabled and bed-rest patients. Lissabon, Portugal, IEEE Conference on Sensors, 27-29 April 2011, 2011.
- PÉREZ, S.; FÀBREGAS, E.: Amperometric enzymatic biosensor for L-lactate analysis in wine and beer samples. *The Analyst* 137(2012) 16, S. 3854–3861.
- Photonics East: Proceedings Volume 3540, Chemical, Biochemical, and Environmental Fiber Sensors X, Boston, MA, (1999).
- PMV: Epidemiologie und Versorgung von Patienten mit chronischen Wunden.
- PORPORATO, P. E.; PAYEN, V. L.; De Saedeleer, C. J; PRÉAT, V.; THISSEN, J.-P.; FERON, O.; SONVEAUX, P.: Lactate stimulates angiogenesis and accelerates the healing of superficial and ischemic wounds in mice. *Angiogenesis* 15(2012) 4, S. 581–592.
- PURWINS, S.; HERBERGER, K.; DEBUS, E. S.; Rustenbach, S. J.; PELZER, P.; RABE, E.; SCHÄFER, E.; STADLER, R.; AUGUSTIN, M.: Cost-of-illness of chronic leg ulcers in Germany. *International Wound Journal* 7(2010) 2, S. 97–102.
- QUINN, T. J.: *Temperature*, London, San Diego, New York, Boston, MA, Toronto, Sydney, Tokyo: Academic Press Limited, 1990. - ISBN 0-12-569681-7.
- RABE, E.; GERLACH, H.: *Praktische Phlebologie*. 2 Auflage, Stuttgart: Thieme, 2005. - ISBN 978-3131192318.
- Raspberry: Raspberry Pi. <https://www.raspberrypi.org/>.
- RASSAEI, L.; OLTHUIS, W.; TSUJIMURA, S.; Sudhölter, Ernst J R; van den Berg, Albert: Lactate biosensors: current status and outlook. *Analytical and bioanalytical chemistry* 406(2014) 1, S. 123–137.
- REDDY, A.S.G.; NARAKATHU, B. B.; ATASHBAR, M. Z.; REBROS, M.; REBROSOVA, E.; JOYCE, M. K.: Fully Printed Flexible Humidity Sensor. *Procedia Engineering* 25(2011), S. 120–123.

- REN, X.; MENG, X.; TANG, F.; ZHANG, L.: Biosensor enhanced by glucose oxidase biomimetic membrane containing the platinum and silica nanoparticles. *Materials Science and Engineering: C* 29(2009) 7, S. 2234–2238.
- RENNEBERG, R.: *Biosensing for the 21th century*. Band 109, Berlin: Springer, 2007. - ISBN 978-3-540-75200-4.
- RENSCHEN, C.: Unverzichtbares Messverfahren. *MSR Magazin* (2007) 5, S. 28–29.
- RENTENBERGER, R.; CAYLA, A.; VILLMOW, T.; JEHNICHEN, D.; CAMPAGNE, C.; ROCHERY, M.; DEVAUX, E.; PÖTSCHKE, P.: Multifilament fibres of poly(ϵ -caprolactone)/poly(lactic acid) blends with multiwalled carbon nanotubes as sensor materials for ethyl acetate and acetone. *Sensors and Actuators B: Chemical* 160(2011) 1, S. 22–31.
- REUMANN, R. D.: *Prüfverfahren in der Textil- und Bekleidungstechnik*, Berlin: Springer, 2013. - ISBN 978-3-642-57073-5.
- RICHTER, A.; PASCHEW, G.; KLATT, S.; LIENIG, J.; ARNDT, K. F.; ADLER, H. J.: Review on Hydrogel-based pH-Sensors and Microsystems. *Sensors (Basel, Switzerland)* 8(2008) 1, S. 561–581.
- RIM, K. T.; SONG, S. W.; KIM, H. Y.: Oxidative DNA damage from nanoparticle exposure and its application to workers' health: a literature review. *Safety and health at work* 4(2013) 4, S. 177–186.
- RIZWAN, M.; YAHYA, R.; HASSAN, A.; YAR, M.; AZZAHARI, A. D.; SELVANATHAN, V.; SONSUDIN, F.; ABOULOULA, C. N.: pH Sensitive Hydrogels in Drug Delivery: Brief History, Properties, Swelling, and Release Mechanism, Material Selection and Applications. *Polymers* 9(2017) 4.
- ROHÉ, H.: *Abhängigkeit der Schwitzrate im Sudomotoren-Axonreflex von der Stimulationsfrequenz beim Menschen*. Erlangen-Nürnberg, Friedrich-Alexander-Universität, Medizinische Fakultät, Dissertation, 2010, Erlangen-Nürnberg: 2010.
- ROMANELLI, M.; GAGGIO, G.; COLUCCIA, M.; RIZELLO, F.; PIAGGESI, A.: Technological Advances in Wound Bed Measurements. *Wounds* 14(2002) 2, S. 58–66.
- ROME, L. C.; LOUGHNA, P. T.; GOLDSPIK, G.: Muscle fiber activity in carp as a function of swimming speed and muscle temperature. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology* (1984) 247.2, S. 272–279.
- Schutzrecht US4877923A. . Sahakian.
- SALVO, P.; DI FRANCESCO, F.; COSTANZO, D.; FERRARI, C.; TRIVELLA, M. G.; ROSSI, D. de: A Wearable Sensor for Measuring Sweat Rate. *IEEE Sensors Journal* 10(2010) 10, S. 1557–1558.
- SAUERBREY, G.: Verwendung von Schwingquarzen zur Wägung dünner Schichten und zur Mikrowägung. *Zeitschrift für Physik* 155(1959), S. 206–222.
- SAWKA, M. N.; CHEUVRONT, S. N.; KENEFICK, R. W.: Hypohydration and Human Performance: Impact of Environment and Physiological Mechanisms. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)* 45 Suppl 1(2015), S. S51-60.
- SCHMIDT-NIELSEN, K.: *Animal Physiology*, Cambridge: Cambridge University Press, 1997. - ISBN 0-521-57098-0.
- SCHNEIDER, L. A.; KORBER, A.; GRABBE, S.; DISSEMOND, J.: Influence of pH on wound-healing: a new perspective for wound-therapy? *Archives of dermatological research* 298(2007) 9, S. 413–420.

- SCHRÖTER, A.; WALTHER, A.; FRITZSCHE, K.; KOTHE, J.; RÖSEN-WOLFF, A.; GERLACH, G.: Infection Monitoring in Wounds. *Procedia Chemistry* 6(2012), S. 175–183.
- SCHRÖTER, A.; WEGNER, S.; BULST, M.; PARKER, H.; RÖSEN-WOLFF, A.; GERLACH, G.: Impedance model of immune reaction leading to NETosis and comparison with in vitro measurements. *Sensors and Actuators B: Chemical* 236(2016), S. 947–953.
- SCHULZ, D.: Richtig löten. Band 30, Poing: Franzis, 2008. - ISBN 9783772344992.
- SCHULZ, V.: Advanced Hydrogel-based Chemical Microsensors. 1 Auflage, Dresden: TUDpress, 2014. - ISBN 978-3944331300.
- SCHÜRRMANN, H.: Konstruieren mit Faser-Kunststoff-Verbunden. 2 Auflage, Berlin, Heidelberg: Springer, 2007. - ISBN 978-3-540-72189-5.
- SCHWAB, A. J.; KÜRNER, W.: Elektromagnetische Verträglichkeit. 5 Auflage, Berlin, Heidelberg, New York: Springer, 2007. - ISBN 978-3-540-42004-0.
- SEN, M.; KANTOGLU, Ö.; GÜVEN, O.: The effect of external stimuli on the equilibrium swelling properties of poly(N-vinyl 2-pyrrolidone/itaconic acid) poly-electrolyte hydrogels. *Polymer* 40(1999), S. 913–917.
- SIDDIQUI, A. R.; BERNSTEIN, J. M.: Chronic wound infection: facts and controversies. *Clinics in dermatology* 28(2010) 5, S. 519–526.
- SITZMANN, F.: Grundlagen der Hygiene. In: KELLNHAUSER, E.; SCHEWIOR-POPP, S.; SITZMANN, F.; Geißner, U.M Gümmer, M.; ULLRICH, L. (HRSG.): *Pflege*. Stuttgart, New York: Georg-Thieme-Verlag, 2004. - ISBN 3-13-500010-9, S. 131–140.
- SJÖDIN, B.; JACOBS, I.: Onset of blood lactate accumulation and marathon running performance. *International journal of sports medicine* 2(1981) 01, S. 23–26.
- SÖRENSEN, S.: Über die Messung und Bedeutung der Wasserstoffionen-konzentration bei biologischen Prozessen. *Ergebnisse der Physiologie* 12(1912) 1, S. 393–532.
- SOUSA, F. F. de; DA SILVA, L. D. P.; FREITAS, K. H. G.: Electrical and dielectric properties of water. *Scientia Plena* 13(2017) 01.
- Steeger: Feindrahtflechtmaschine K80 / 16 - 1k. https://www.steeger-online.com/deutsch/programm_medizintechnik_k80.php, (18.05.2020).
- Steeger: Datenblatt zu KL 80 D - 03: Klöppelsystem - Rollenhebel - Rollensystem 3-fach, Körting Nachfolger Wilhelm Steeger GmbH & Co. KG, 2015.
- STRUCK, H.: Biochemie der Wundheilung. In: WOKALEK, H.; SCHÖPF, E. (HRSG.): *Wundheilung*. Berlin, Heidelberg: Springer, 1987. - ISBN 978-3-540-18387-7, S. 4–14.
- SUBRAMANIAN, V.: Printed Electronics For Low-Cost Electronic Systems. In: ESSCIRC 2008 - 34th European Solid-State Circuits Conference. Edinburgh, UK, 2008.
- TAI, W. P.; KIM, J. G.; OH, J. H.; LEE, C.; PARK, D. W.; AHN, W. S.: Humidity sensing properties of nanostructured-bilayered potassium tantalate: Titania films. *Journal of Materials Science: Materials in Electronics* 16(2005), S. 517–521.
- TAN, C. P.; CRAIGHEAD, H. G.: Surface Engineering and Patterning Using Parylene for Biological Applications. *Materials* 3(2010) 3, S. 1803–1832.

- TAUTENHAHN, J.; PIATEK, S.: Störfaktoren der Wundheilung. In: LIPPERT, H. (HRSG.): Wundatlas. Kompendium der komplexen Wundbehandlung, 3Auflage, Thieme, 2012. - ISBN 978-3131408334, S. 50–57.
- TAYLOR, C. A.; CHIU, W. K.S.: Characterization of CVD carbon films for hermetic optical fiber coatings. *Surface and Coatings Technology* 168(2003) 1, S. 1–11.
- THIELE, T.; IBARLUCEA, B.; AKBAR, T. F.; WERNER, C.; CUNIBERTI, G.: StarPEG–heparin biosensors for rapid and portable diagnostics in complex biofluids. *Sensors & Diagnostics* 1(2022) 3, S. 558–565.
- TRAVERSA, E.; SADAOKA, Y.; CAROTTA, M. C.; MARTINELLI, G.: Environmental monitoring field tests using screen-printed thick-film sensors based on semi-conducting oxides. *Sensors and Actuators B: Chemical* 65(2000), S. 181–185.
- US: Engineering Design Handbook, Headquarters, U.S. Army Material Command, 1969.
- VALDES, T. I.; MOUSSI, M. S.; MOUSSI, F.: In Vitro and In Vivo Degradation of Glucose Oxidase Enzyme Used for an Implantable Glucose Biosensor. *Diabetes Technology & Therapy* 2(2000) 3, S. 367–376.
- van den Berg, F.: *Angewandte Physiologie*, Stuttgart: Georg-Thieme-Verlag, 2005. - ISBN 978-3131170828.
- von Hann: *Handbuch der Klimatologie Band 3*, Paderborn: Salzwasser-Verlag, 2012. - ISBN 978-3-86444-582-8.
- WALDNER-NILSSON, B.; EIGENHEER, A. R.; DIDAY-NOLLE, A. P.; TROEGER, H.; WINTSCH, D.U.S.; BREIER, S.: *Handrehabilitation: Für Ergotherapeuten und Physiotherapeuten*: Springer Berlin Heidelberg, 2014. - ISBN 9783642343100.
- WALENTA, S.; WETTERLING, M.; LEHRKE, M.; SCHWICKERT, G.; SUNDØR, K.; ROFSTAD, E. K.; MUELLER-KLIESER, W.: High lactate levels predict likelihood of metastases, tumor recurrence, and restricted patient survival in human cervical cancers. *Cancer research* 60(2000) 4, S. 916–921.
- WALTER, S.; STEINMANN, W.; SCHÜTTE, J.; SEIDE, G.; GRIES, T.; ROTH, G.; WIERACH, P.; SINAPIUS, M.: Characterisation of piezoelectric PVDF monofilaments. *Materials Technology* 26(2013) 3, S. 140–145.
- WANG, T.; GUNASEKARAN, S.: State of water in chitosan–PVA hydrogel. *Journal of Applied Polymer Science* 101(2006) 5, S. 3227–3232.
- WANG, X.; DING, B.; YU, J.; WANG, M.: Highly sensitive humidity sensors based on electro-spinning/netting a polyamide 6 nano-fiber/net modified by polyethyleneimine. *Journal of Materials Chemistry* 21(2011) 40, S. 16231.
- WANG, Y.; YU, W.; WANG, F.: Structural design and physical characteristics of modified ring-spun yarns intended for e-textiles: A comparative study. *Textile Research Journal* 7(2017), S. 004051751774115.
- WAYNE, L. K.; LANGSTON, W. L.; BASILIO, L. I.; JOHNSON, W. A.: First Principles Cable Braid Electromagnetic Penetration Model. *Progress In Electromagnetics Research B* 66(2016), S. 63–89.
- WEBER, D.: *Technische Feuchtemessung*, Essen: Vulkan-Verlag, 1995. - ISBN 3-8027-2174-8.
- WEREMCZUK, J.; TARAPATA, G.; JACHOWICZ, R.: Humidity Sensor Printed on Textile with Use of Ink-Jet Technology. *Procedia Engineering* 47(2012), S. 1366–1369.

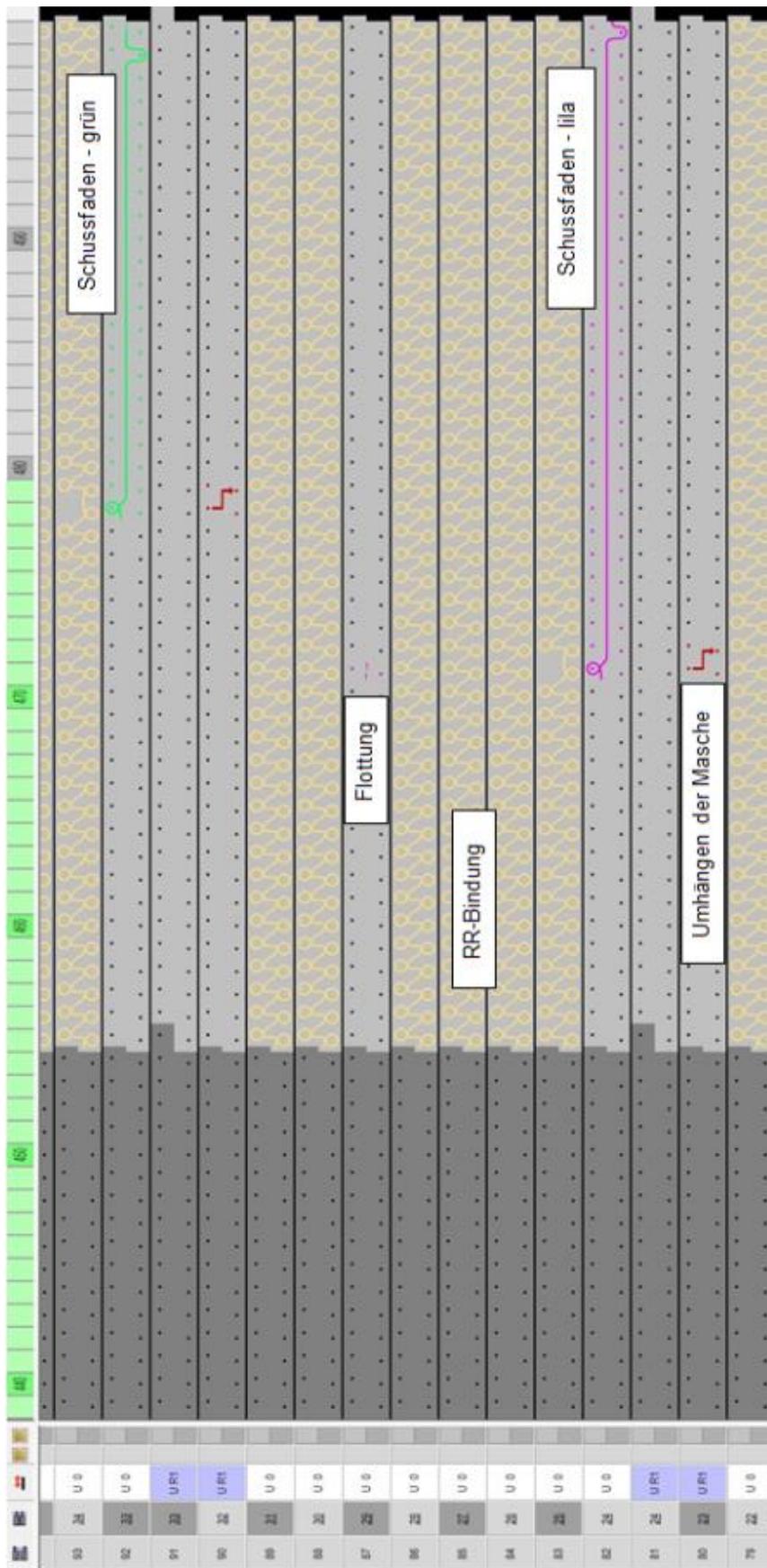
- WERNECKE, R.; WERNECKE, J.: Moisture and Humidity Measurement Methods in Solid, Liquid, and Gaseous Substances. In: WERNECKE, R.; WERNECKE, J. (HRSG.): Industrial Moisture and Humidity Measurement. Weinheim: Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2014. - ISBN 978-3-527-33177-2, S. 57–159.
- WHITE, R.; YAEGER, D.; STAVRIANEAS, S.: Determination of Blood Lactate Concentration: Reliability and Validity of a Lactate Oxidase-based Method. *International Journal of Exercise Science* 2(2009) 2.
- WOHLTJEN, H.; DESSY, R.: Surface acoustic wave probe for chemical analysis. *Analytical Chemistry* 51(1979).
- XIE, W.; YANG, M.; CHENG, Y.; LI, D.; ZHANG, Y.; ZHUANG, Z.: Optical fiber relative-humidity sensor with evaporated dielectric coatings on fiber end-face. *Optical Fiber Technology* 20(2014) 4, S. 314–319.
- YANG, C.; YUEN, M. M. F.; GAO, B.; MA, Y.; WONG, C. P.: Investigation of a Biocompatible Polyurethane-Based Isotropically Conductive Adhesive for UHF RFID Tag Antennas. *Journal of Electronic Materials* 40(2011) 1, S. 78–84.
- YANG, H.; BIERMANN, M. H.; BRAUNER, J. M.; LIU, Y.; ZHAO, Y.; HERRMANN, M.: New Insights into Neutrophil Extracellular Traps: Mechanisms of Formation and Role in Inflammation. *Frontiers in immunology* 7(2016), S. 302.
- ZACH, F.: Leistungselektronik – Ein Handbuch. 5. Auflage, Springer Verlag, Wiesbaden, 2015, ISBN 978-3-658-04898-3
- ZHANG, J. X. J.; HOSHINO, K.: Molecular sensors and nanodevices, Place of publication not identified: Academic Press an imprint of Elsevier, 2018. - ISBN 0128148632.
- ZHOU, G.; BYUN, J.-H.; OH, Y.; JUNG, B.-M.; CHA, H.-J.; SEONG, D.-G.; UM, M.-K.; HYUN, S.; CHOU, T.-W.: Highly Sensitive Wearable Textile-Based Humidity Sensor Made of High-Strength, Single-Walled Carbon Nanotube/Poly(vinyl alcohol) Filaments. *ACS applied materials & interfaces* 9(2017) 5, S. 4788–4797.
- ZHOU, J.; XU, X.; XIN, Y.; LUBINEAU, G.: Coaxial Thermoplastic Elastomer-Wrapped Carbon Nanotube Fibers for Deformable and Wearable Strain Sensors. *Advanced Functional Materials* 28(2018) 16, S. 1705591.

Anhang

A - Herstellungsvarianten Feuchtesensor

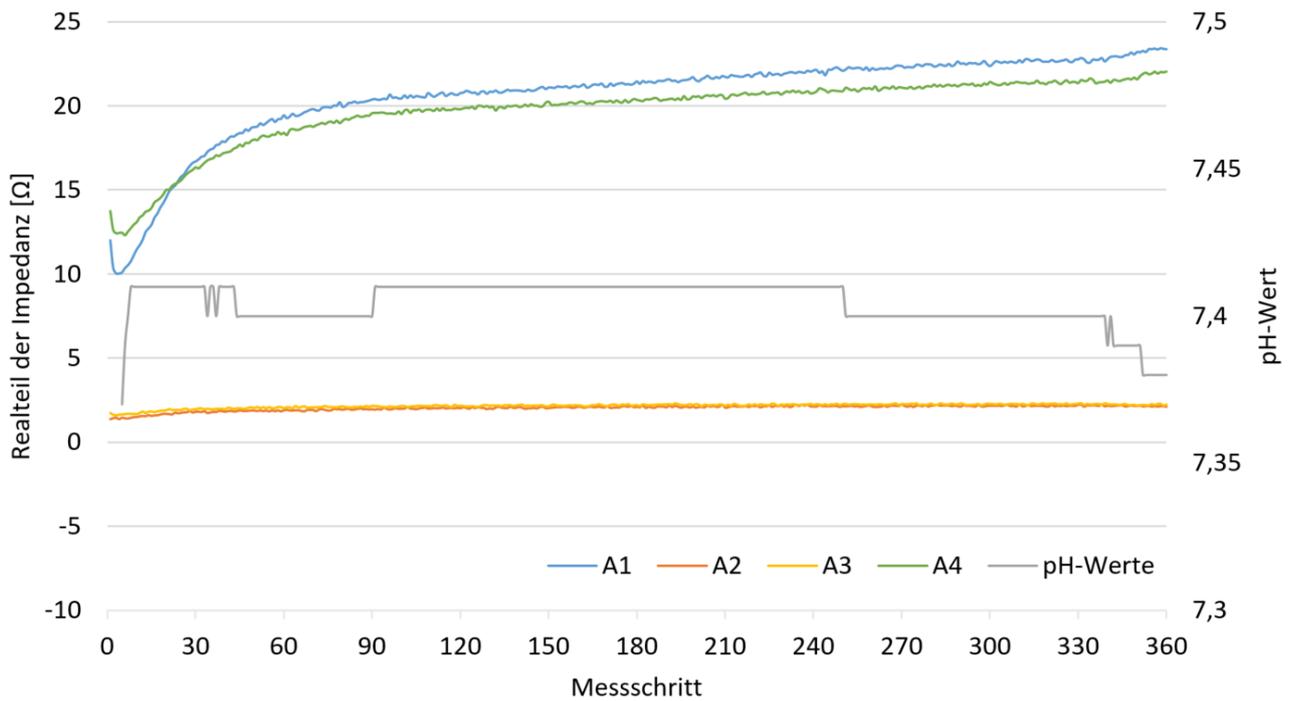
Parameter		Variante 1	Variante 2	Variante 3
Innenelektrodenschicht 1-über-1 Bindung	Materialstruktur	6-fach Kupferlackdraht um Kupferlackdrahtkern (120 µm)		
	Flechtdichte	11,54 Flechten/ dm		
	Klöppeleyp	ASDh 80, Einzelzug		
	Geschwindigkeit	200 U/min		
	Rampe	Anstieg 200 / Brems 200		
Funktionschicht 2-über-2 Bindung	Materialstruktur	12-fach Viskose (19,7 tex) um Innenelektrode		
	Flechtdichte	11,54 Flechten / dm	18,8 Flechten/ dm	
	Klöppeleyp	KL 80 D – 03		
	Geschwindigkeit	200 U/min		
	Rampe	Anstieg 200 / Brems 200		
Außenelektrodenschicht 1-über-1 Bindung	Materialstruktur	6-fach Kupferlackdraht (120 µm) um Viskose-Geflecht		
	Flechtdichte	11,54 Flechten / dm	18,8 Flechten/dm	11,54 Flechten / dm
	Klöppeleyp	ASDh 80, Einzelzug		
	Geschwindigkeit	200 U/min		
	Rampe	Anstieg 200 / Brems 200		

B - Technikansicht gestrickte Tasche



C - Langzeitmessung Lactatsensor

Langzeitmessung im neutralen Milieu



Langzeitmessung im alkalischen Milieu

